



*Department of Mechanical  
Engineering*

University of Western Macedonia

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΣΥΝΘΗΚΩΝ ΒΙΟΕΚΤΥΠΩΣΗΣ ΙΚΡΙΩΜΑΤΩΝ  
ΠΟΛΥΚΑΠΡΟΛΑΚΤΟΝΗΣ ΓΙΑ ΑΝΑΓΕΝΝΗΣΗ ΟΣΤΙΚΟΥ ΙΣΤΟΥ.

ΣΙΣΜΑΝΙΔΗΣ ΦΙΛΙΠΠΟΣ ΑΕΜ 2666

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΤΣΟΥΚΝΙΔΑΣ ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΣ

Κοζάνη Οκτώβριος 2024

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ	
ΠΕΡΙΛΗΨΗ .....	4
ABSTRACT .....	5
ΕΙΣΑΓΩΓΗ .....	6
ΔΟΜΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	7
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΑΝΑΓΕΝΝΗΤΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΟΣΤΙΚΟΥ ΙΣΤΟΥ .....	9
1.1 Δομή και Λειτουργία Οστικού Ιστού .....	9
1.1.1 Σύσταση των οστών .....	9
1.1.2 Τύποι οστών σε μακροσκοπικό επίπεδο.....	10
1.1.3 Τύποι οστών σε μικροσκοπικό επίπεδο.....	10
1.1.4 Τρόποι Οστεογένεσης .....	11
1.2 Ικριώματα.....	12
1.2.1 Ιδιότητες ικριωμάτων.....	13
1.2.1.1 Βιολογικές ιδιότητες ικριωμάτων .....	13
1.2.1.2 Μηχανικές ιδιότητες ικριωμάτων .....	14
1.2.1.3 Εξωτερικές δυνάμεις και καταπόνηση.....	16
1.2.2 Γεωμετρικές ικριωμάτων .....	17
1.2.3 Υλικά Κατασκευής Ικριωμάτων .....	18
1.3 Μέθοδοι Κατασκευής Ικριωμάτων .....	20
1.3.1 Συμβατικές Μέθοδοι Κατασκευής .....	20
1.3.2 Μη – Συμβατικές Μέθοδοι Κατασκευής.....	21
1.3.2.1 Στερεολιθογραφία (SLA) .....	22
1.3.2.2 Επιλεκτική Πυροσυσσωμάτωση Με Laser (SLS) .....	24
1.3.2.3 Εναπόθεση Συγκολλητικού Υλικού (Binder Jetting).....	26
1.3.2.4 Τεχνική εξώθησης υλικού (FDM) .....	27
ΣΚΟΠΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ .....	27
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΤΕΧΝΙΚΗ ΕΞΩΘΗΣΗΣ ΥΛΙΚΟΥ (FDM).....	28
2.1 Σχεδιασμός σε υπολογιστή CAD, τεμαχισμός και εξαγωγή κώδικα .....	28
2.2 Ρευστοποίηση και εξώθηση του υλικού .....	31
2.3 Το Ακροφύσιο.....	32
2.4 Στερεοποίηση και συγκόλληση.....	34
2.5 Υλικά.....	35
2.6 Παράμετροι εκτύπωσης .....	36
2.7 Συχνά προβλήματα και αντιμετώπιση .....	38
2.7.1 Κυτρώσεις άκρων .....	39
2.7.2 Ίνες.....	39

2.7.3 Παραμόρφωση και αποκόλληση άκρων.....	39
2.8 Εφαρμογές στην αναγέννηση οστικού ιστού .....	40
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΙΚΡΙΩΜΑΤΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ ΕΞΩΘΗΣΗΣ ΥΛΙΚΟΥ FDM ΓΙΑ ΑΝΑΓΕΝΝΗΣΗ ΟΣΤΙΚΟΥ ΙΣΤΟΥ .....	42
3.1 Σχεδίαση Ικριωμάτων CAD .....	42
3.2 Επιλογή Εργαστηριακού Εξοπλισμού .....	44
3.3 Εκτέλεση πειραμάτων .....	47
3.3.1 Εύρεση των ορίων στις παραμέτρους εκτύπωσης .....	47
3.3.2 Αύξηση του αριθμού των επιπέδων (έξι επίπεδα) .....	48
3.3.3 Αξιολόγηση διαφορετικών ικριωμάτων με διαφορετικές ρυθμίσεις εκτύπωσης με χρήση μικροσκοπίου .....	49
3.3.4 Αύξηση του αριθμού των επιπέδων σε 18 και κατασκευή ικριώματος 1. ....	50
3.3.5 Κατασκευή ικριώματος 2 .....	51
3.3.5 Κατασκευή ικριώματος 3 .....	51
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ .....	52
4.1.1 Ταχύτητα εκτύπωσης .....	52
4.1.2 Θερμοκρασία εκτύπωσης .....	54
4.2 Κατασκευή ικριωμάτων έξι επιπέδων ράβδων .....	55
4.2.1 Κρεβάτι εκτύπωσης κατασκευασμένο από διαφορετικό υλικό (γυαλί).....	57
4.2.2 Επανάληψη πειραμάτων σε γυάλινο κρεβάτι .....	59
4.3 Έλεγχος (διαστασιολογικός και γεωμετρικός) ικριωμάτων με χρήση μικροσκοπίου .....	64
4.4 Αύξηση επιπέδων ικριωμάτων (κατασκευή ικριώματος 1) .....	79
4.4.1 Εφαρμογή ακροφυσίου μικρότερης διαμέτρου .....	80
4.5 Κατασκευή Ικριώματος 2 .....	86
4.6 Κατασκευή Ικριώματος 3 .....	90
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ .....	94
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ .....	97

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα Διπλωματική Εργασία στοχεύει στην βελτιστοποίηση των συνθηκών τρισδιάστατης βιοεκτύπωσης ικριωμάτων Πολυκαπρολακτόνης (PCL) στα πλαίσια αναγεννητικής ιατρικής οστίτη ιστού. Αρχικά, γίνεται αναφορά στις ιδιότητες του φυσικού οστίτη ιστού και στον τρόπο με τον οποίο αυτός δημιουργείται. Επίσης, περιγράφονται τα ικρίωματα, ο τρόπος με τον οποίο αυτά συμβάλουν στην αναγέννηση του οστίτη ιστού καθώς επίσης και οι ιδιότητες (βιολογικές και μηχανικές) που θα πρέπει να τα χαρακτηρίζουν. Επιπρόσθετα, γίνεται περιγραφή των μεθόδων κατασκευής των ικριωμάτων με μεγαλύτερη έμφαση να δίνεται στις τεχνικές της προσθετικής μηχανικής.

Στη συνέχεια, γίνεται αναλυτική περιγραφή του τρόπου βιοεκτύπωσης ικριωμάτων τριών διαφορετικών γεωμετριών με χρήση της μεθόδου εξώθησης υλικού (FDM). Αναλυτικότερα, μελετώνται διάφορες παράμετροι βιοεκτύπωσης (όπως η θερμοκρασία και η ταχύτητα) στην κατασκευή των ικριωμάτων και πως αυτές επιδρούν στο τελικό αποτέλεσμα. Έπειτα, πραγματοποιείται γεωμετρικός και διαστασιολογικός έλεγχος των ικριωμάτων που εκτυπώθηκαν με διαφορετικές ρυθμίσεις στις παραμέτρους βιοεκτύπωσης. Τέλος, γίνεται σύγκριση αυτών των ικριωμάτων με την βοήθεια εικόνων μικροσκοπίου, προκειμένου να βρεθούν οι βέλτιστες δυνατές ρυθμίσεις βιοεκτύπωσης.

## **ABSTRACT**

This Thesis aims to optimize the parameters of 3D bioprinting Polycaprolactone (PCL) scaffolds for bone tissue regenerative medicine. First, reference is made of the properties of natural bone tissue and the way it is created. Also, the way scaffolds contribute to the regeneration of bone tissue as well as the properties (biological and mechanical) that should characterize them are described. In addition, an explanation of scaffold manufacturing methods is given, with greater emphasis on the technics of additive manufacturing.

Then, a detailed description is given of bioprinting scaffolds with three different geometries using the material extrusion method (FDM). More specifically, various bioprinting parameters (such as temperature and speed) are studied in the construction of the scaffolds as well as the way they affect the final result. Then, a geometric and dimensional inspection of the scaffolds printed with different settings in the bioprinting parameters takes place. Finally, those scaffolds are compared with the help of microscope images in order to find the optimal possible bioprinting settings.

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα οστά, αποτελούνται από τον οστίτη ιστό και έχουν την ικανότητα να αυξάνονται κατά την διάρκεια της ζωής του ανθρώπου, να αναδομούνται και να αποκαθίστανται μετά από κατάγματα και τραυματισμούς. Παρόλα αυτά, υπάρχουν περιπτώσεις συγγενών ανωμαλιών, εκτεταμένων κακώσεων και νεοπλασμάτων όπου η αποκατάσταση των οστών από τον ίδιο τον οργανισμό είναι δύσκολη. Οι μέθοδοι αποκατάστασης τέτοιων οστικών νόσων στηρίζονται κυρίως σε μεταμοσχεύσεις οστικού ιστού είτε με αυτομοσχεύματα είτε με αλλομοσχεύματα. Στην πρώτη περίπτωση, πραγματοποιείται μεταμόσχευση οστικού ιστού που λαμβάνεται από άλλο υγιή οστικό ιστό του ίδιου του ασθενή, όμως η μέθοδος αυτή περιορίζεται από το μέγεθος του μοσχεύματος που μπορεί να αφαιρεθεί [1]. Από την άλλη, τα αλλομοσχεύματα είναι μοσχεύματα του ίδιου ιστού που όμως δεν προέρχονται από τον ασθενή αλλά από κάποιο δότη. Η χρήση αλλομοσχευμάτων περιορίζεται από την μειωμένη διαθεσιμότητά τους ενώ ενέχει ο κίνδυνος μετάδοσης ασθενειών και απόρριψής τους από το ανοσοποιητικό σύστημα του ασθενούς [1].

Σε αυτό το σημείο και δεδομένης της αυξημένης ζήτησης οστικών μοσχευμάτων παγκοσμίως, επιστρατεύτηκαν οι επιστήμες της αναγεννητικής ιατρικής και της μηχανικής των ιστών για την αντιμετώπιση του προβλήματος αυτού. Η αναγεννητική ιατρική και η μηχανική των ιστών συνδυάζουν την επιστήμη της μηχανικής με την επιστήμη της βιολογίας προκειμένου να προωθήσουν την αναγέννηση κατεστραμμένων ή νοσούντων ιστών ή και να δημιουργήσουν νέους ιστούς και όργανα περιλαμβανομένου εκείνων των οστών [2].

Τα τελευταία χρόνια, η ανερχόμενη τεχνολογία της προσθετικής μηχανικής έχει αρχίσει να εντάσσεται στον τομέα την μηχανικής των ιστών και της αναγεννητικής ιατρικής. Τα πλεονεκτήματα αυτών των μεθόδων διευκολύνουν αρκετά την μελέτη αυτών των επιστημών και αναμένεται τα επόμενα χρόνια να είναι αναπόσπαστο κομμάτι τους.

## **ΔΟΜΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΑΝΑΓΕΝΝΗΤΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΟΣΤΙΚΟΥ ΙΣΤΟΥ**

**1.1:** Αναφορά στην μικροσκοπική και την μακροσκοπική δομή του οστίτη ιστού και στον τρόπο με τον οποίο τα οστά αναγεννούνται και αποκαθίσταται μετά από βλάβες.

**1.2** Ο ρόλος των ικριωμάτων στην αναγέννηση του οστίτη ιστού, οι ιδιότητες που θα πρέπει να τα χαρακτηρίζουν (βιολογικές και μηχανικές), οι διαφορετικές γεωμετρίες που μπορούν να έχουν και τα υλικά από τα οποία μπορούν να κατασκευαστούν.

**1.3** Κατηγοριοποίηση και ανάλυση των διαφορετικών μεθόδων κατασκευής των ικριωμάτων (συμβατικές και μη – συμβατικές). Περιγραφή των σημαντικότερων μεθόδων προσθετικής μηχανικής (μη – συμβατικές μέθοδοι) όπως η Στερεολιθογραφία, η Επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με laser, η Εναπόθεση συγκολλητικού υλικού και η Μέθοδος εξώθησης υλικού που βρίσκουν εφαρμογή στην αναγέννηση οστίτη ιστού.

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΤΕΧΝΙΚΗ ΕΞΩΘΗΣΗΣ ΥΛΙΚΟΥ (FDM)**

**2.1** Αναφορά στον σχεδιασμό σε H/Y, στη χρήση λογισμικών τεμαχισμού και ανάλυση του εξαγόμενου (από το λογισμικό τεμαχισμού) κώδικα G.

**2.2** Περιγραφή των δύο πρώτων σταδίων της εκτύπωσης (ρευστοποίηση και εναπόθεση υλικού) και ανάλυση των μελών της κεφαλής.

**2.3** Ανάλυση του ακροφυσίου και των τρόπων που επηρεάζει την εκτέλεση μιας εκτύπωσης.

**2.4** Περιγραφή των σταδίων στερεοποίησης και συγκόλλησης του εναποτιθέμενου υλικού.

**2.5** Τα χρησιμοποιούμενα υλικά στη μέθοδο FDM και οι ιδιότητές τους.

**2.6** Ανάλυση των διαφορετικών παραμέτρων εκτύπωσης και του τρόπου που επιδρούν σε αυτή.

**2.7** Παρουσίαση των συχνότερων προβλημάτων που εμφανίζονται και την διάρκεια της εκτύπωσης και οι τρόποι αντιμετώπισής τους.

**2.8** Εφαρμογή της μεθόδου FDM στην αναγέννηση οστίτη ιστού και παράθεση των πλεονεκτημάτων και μειονεκτημάτων της.

### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΙΚΡΙΩΜΑΤΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ ΕΞΩΘΗΣΗΣ ΥΛΙΚΟΥ FDM ΓΙΑ ΑΝΑΓΕΝΝΗΣΗ ΟΣΤΙΚΟΥ ΙΣΤΟΥ**

**3.1** Σχεδίαση ικριωμάτων τριών διαφορετικών γεωμετριών με χρήση του λογισμικού SOLIDWORKS.

**3.2** Επιλογή εκτυπωτή και υλικού για την εκτέλεση των πειραμάτων.

**3.3** Δομή των πειραμάτων για την κατασκευή των ικριωμάτων και αξιολόγηση αυτών με χρήση μικροσκοπίου.

#### **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ**

4.1 Εκτέλεση πειραμάτων για την εύρεση των ορίων εκτύπωσης για τις παραμέτρους της θερμοκρασίας και της ταχύτητας εκτύπωσης.

4.2 Κατασκευή ικριωμάτων περισσότερων επιπέδων και μελέτη των παραμέτρων του κρεβατιού εκτύπωσης και του ρυθμού εξώθησης υλικού.

4.3 Αξιολόγηση ικριωμάτων κατασκευασμένων με διαφορετικές ρυθμίσεις παραμέτρων με χρήση μικροσκοπίου για εύρεση των βέλτιστων δυνατών ρυθμίσεων.

4.4 Κατασκευή ικριώματος 1 και αξιολόγηση παραμέτρου χρήσης ακροφυσίου μικρότερης διαμέτρου.

4.5 Κατασκευή ικριώματος 2

4.6 Κατασκευή ικριώματος 3



## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΑΝΑΓΕΝΝΗΤΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΟΣΤΙΚΟΥ ΙΣΤΟΥ

### 1.1 Δομή και Λειτουργία Οστικού Ιστού

Τα οστά αποτελούνται από οστίτη ιστό που είναι ένας τύπος συνδετικού ιστού. Τα οστά επιτελούν μια πληθώρα λειτουργιών στον οργανισμό. Τα οστά είναι υπεύθυνα για την προστασία των οργάνων και του μυελού των οστών, την κίνηση και στήριξη του ανθρωπίνου σώματος και την στήριξη των μυϊκών μαζών. Επίσης, λειτουργούν σαν αποθήκες ασβεστίου, φωσφόρου και άλλων ιόντων τα οποία μπορούν είτε να τα αποθηκεύσουν είτε να τα απελευθερώσουν ανάλογα με τις ανάγκες του οργανισμού [3]. Στα πλαίσια της αναγέννησης του οστίτη ιστού είναι απαραίτητο, να κατανοηθεί η δομή των οστών καθώς επίσης και ο τρόπος με τον οποίο αυτά δημιουργούνται.

#### 1.1.1 Σύσταση των οστών

Η σύσταση των οστών περιλαμβάνει κατά κύριο λόγο τη θεμέλια ουσία, τα κύτταρα (οστεοβλάστες, οστεοκύτταρα, οστεοκλάστες) και το περιόστεο – ενδόστεο.

**Θεμέλια ουσία:** Η θεμέλια ουσία, περιλαμβάνει 33% οργανικά συστατικά και 67% ανόργανα. Οργανικά συστατικά είναι οι ίνες κολλαγόνου τύπου I, πρωτεογλυκάνες, γλυκοπρωτεΐνες όπως η οστεονεκτίνη και κυστίδια της θεμέλιας ουσίας που περιέχουν ένζυμα όπως αλκαλική φωσφατάση η οποία αυξάνει τοπικά την συγκέντρωση των ιόντων φωσφόρου  $PO_4^-$ . Τα ιόντα του φωσφόρου μαζί με ιόντα ασβεστίου που έλκονται από γλυκοπρωτεΐνες και κυρίως την οστεοκαλσίνη δημιουργούν τους κρυστάλλους του υδροξυαπατίτη  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  που βοηθούν στην ασβεστοποίηση της θεμέλιας ουσίας [4]. Αυτοί οι κρύσταλλοι υδροξυαπατίτη μαζί με άλλα άλατα αποτελούν το ανόργανο μέρος της θεμέλιας ουσίας. Η σύνδεση του υδροξυαπατίτη με τις ίνες του κολλαγόνου τύπου I είναι υπεύθυνη για την σκληρότητα και την αντοχή σε θλίψη του οστίτη ιστού [5]. Η θεμέλια ουσία στην αναγεννητική ιατρική, αναφέρεται πολλές φορές και ως εξωκυτταρική μήτρα (ECM), σημαντική παράμετρος για την αναγέννηση του οστικού ιστού και την κατασκευή ικριωμάτων όπως θα αναφερθεί στη συνέχεια. Η εξωκυτταρική μήτρα δημιουργείται και διατηρείται από τα ίδια τα κύτταρα και πιο συγκεκριμένα από τους οστεοβλάστες [5]. Η ECM αποτελεί μια υποστηρικτική δομή για τα κύτταρα προωθώντας τις λειτουργίες τους όπως είναι η προσκόλληση, η μετανάστευση, ο πολλαπλασιασμός, η διαφοροποίηση καθώς και η αλληλεπίδρασή μεταξύ τους [6]. Επιπλέον, επιτρέπει την πρόσδεση πρωτεϊνών όπως οι αυξητικοί παράγοντες καθώς και την διοχέτευση οξυγόνου και θρεπτικών συστατικών, απαραίτητα για την λειτουργία του ιστού [5]. Η εξωκυτταρική μήτρα προσδίδει στο οστό δύναμη και ελαστικότητα και αλληλοεπιδρά δυναμικά με τα κύτταρα (οστεοβλάστες και οστεοκύτταρα) προκειμένου να δημιουργηθεί οστίτης ιστός [5,6].

**Οστεοβλάστες:** οι οστεοβλάστες προέρχονται από αδιαφοροποίητα μεσεγχοματικά κύτταρα και είναι κύτταρα παραγωγής οστού καθώς είναι υπεύθυνα για την παραγωγή των οργανικών συστατικών της θεμέλιας ουσίας. Οι οστεοβλάστες βρίσκονται κατά μήκος των επιφανειών των οστών [3].

**Οστεοκύτταρα:** τα οστεοκύτταρα είναι οστεοβλάστες που εγκλωβίστηκαν μέσα σε βοθρία (κοιλότητες στη θεμέλια ουσία) την οποία παρήγαγαν [3]. Ρόλος τους είναι η διατήρηση της θεμέλιας ουσίας και η ανίχνευση των μηχανικών φορτίων που ασκούνται στα οστά. Μέσω δενδριτικών προσεκβολών οι οποίες βρίσκονται μέσα σε σωληνίσκους της θεμέλιας ουσίας, γίνεται η μεταξύ τους επικοινωνία, η επικοινωνία με τα άλλα δύο είδη κυττάρων καθώς επίσης και η ανταλλαγή θρεπτικών ουσιών [3].

**Οστεοκλάστες:** οι οστεοκλάστες είναι κύτταρα που ρόλος τους είναι η απορρόφηση του οστού είτε κατά την οστεογένεση είτε κατά την οστική αναδόμηση διασπώντας την θεμέλια ουσία. Βρίσκονται εντός κοιλοτήτων της θεμέλιας ουσίας που ονομάζονται κοιλότητες απορρόφησης [3].

**Περίοστεο – Ενδόστεο:** το περίοστεο είναι μια στιβάδα συνδετικού ιστού που βρίσκεται στην εξωτερική επιφάνεια του φλοιώδους οστού [3,4]. Περιέχει άφθονους οστεοβλάστες σε επαφή με το οστό οι οποίοι βοηθούν στην αύξηση του πάχους του οστού. Επίσης, το περίοστεο εξασφαλίζει την τροφή του οστίτη ιστού. Το ενδόστεο, είναι μια στιβάδα από οστεοβλάστες κατά μήκος των εσωτερικών επιφανειών του οστού και είναι υπεύθυνο για την αύξηση του οστού [3].

Τα οστά ανάλογα με την μορφή και τις λειτουργίες τους διακρίνονται στις εξής κατηγορίες: Επιμήκη, βραχεία, επίπεδα, ακανόνιστα και σησαμοειδή [4]. Ωστόσο, προκειμένου να συνδυαστεί η δομή του οστικού ιστού με την αναγέννησή του, θα χρειαστεί να γίνει χαρακτηρισμός των οστών σε μικρο και μακροσκοπικό επίπεδο.

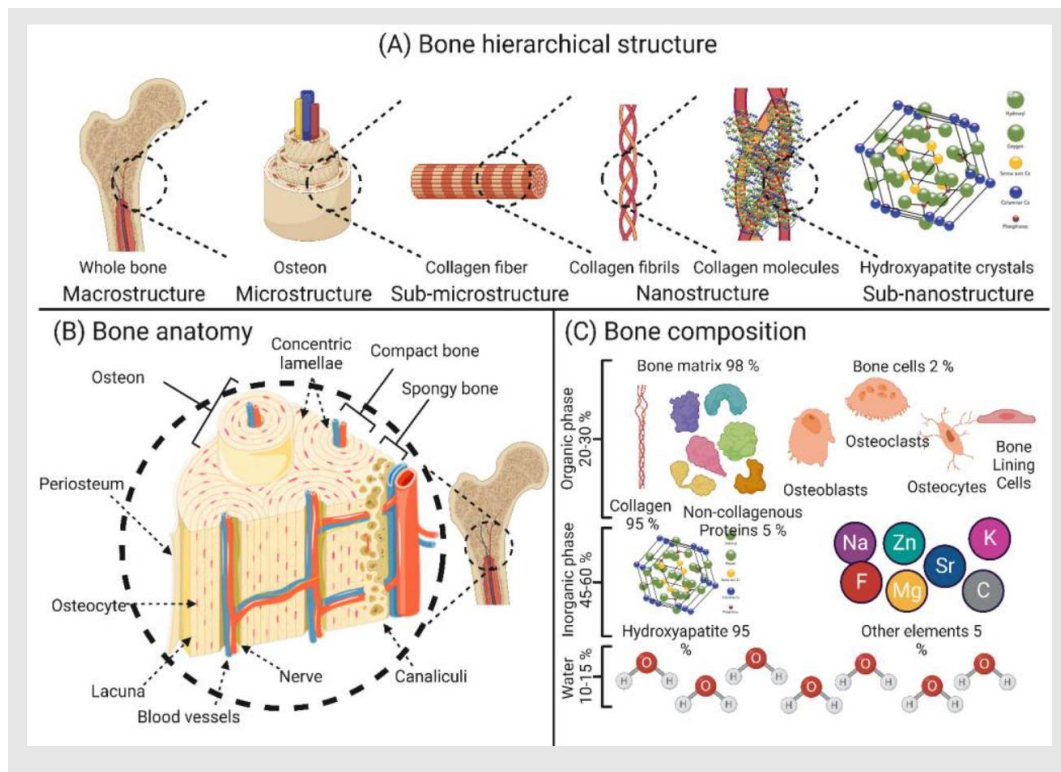
### 1.1.2 Τύποι οστών σε μακροσκοπικό επίπεδο

1. **Συμπαγές:** το συμπαγές που ορίζεται και ως φλοιώδες είναι πυκνό οστό που βρίσκεται κάτω από το περίοστεο. Το συμπαγές οστό αποτελεί το 80% της ολικής οστικής μάζας.
2. **Σπογγώδες:** το σπογγώδες ή δοκιδωτό οστό, βρίσκεται βαθύτερα του συμπαγούς και περιέχει οστέινες δοκίδες και κοιλότητες που επικοινωνούν μεταξύ τους. αποτελεί το 20% της ολικής οστικής μάζας.

### 1.1.3 Τύποι οστών σε μικροσκοπικό επίπεδο

1. **Ανώριμο ή δικτυωτό οστό:** Το δικτυωτό το βρίσκουμε κατά την οστεογένεση ή την οστική αποκατάσταση. Περιέχει θεμέλια ουσία και κολλαγόνες ίνες με τυχαία διάταξη [3]. Λειτουργεί ως μια προσωρινή δομή μέχρι να αναπτυχθεί ο νέος οστικός ιστός [4]. Το ανώριμο οστό έχει περισσότερα οστεοκύτταρα και λιγότερα ανόργανα στοιχεία γεγονός που υποδηλώνει ότι δεν έχει την υψηλή μηχανική αντοχή που χαρακτηρίζει το ώριμο οστό [3].
2. **Ώριμο ή Πεταλιώδες οστό** [3,4]: Το πεταλιώδες οστό προκύπτει από το δικτυωτό οστό και περιέχει κολλαγόνες ίνες παράλληλες μεταξύ τους και θεμέλια ουσία σε μορφή στοιβάδων ανάμεσα στις ίνες κολλαγόνου. Αυτές οι στοιβάδες ονομάζονται οστικά πετάλια και έχουν πάχος περίπου 20 μm. Αυτά φέρονται γύρω από κεντρικούς σωλήνες από τους οποίους διέρχονται αιμοφόρα αγγεία και νεύρα. Ανάμεσα στα οστικά πετάλια βρίσκονται τα οστικά βοθρία και τα σωληνάρια που περιέχουν τα οστεοκύτταρα και τις προσεκβολές τους. Στο ώριμο οστό, τα

οστεοκύτταρα είναι λιγότερα και τα ανόργανα στοιχεία περισσότερα προσδίδοντας στο οστό υψηλή μηχανική αντοχή. Τα πετάλια που φέρονται γύρω από τον αγγειακό σωλήνα αποτελούν έναν οστεώνα. Ο οστεώνας έχει συνήθως κυλινδρικό σχήμα διαμέτρου 200 μm και μήκος 2 cm . Τόσο το φλοιώδες όσο και το σπογγώδες οστό ανήκουν στο πεταλιώδες οστό.



Εικόνα 1.1: (Α) Ιεραρχική δομή ενός οστού - (Β) Ανατομία του οστού - (Γ) Σύνθεση οστού [6].

#### 1.1.4 Τρόποι Οστεογένεσης

Ανάλογα με τον τρόπο της οστεογένεσης, τα οστά χωρίζονται σε ενδομεμβρανώδη και σε χονδρογενή. Στα πρώτα ανήκουν τα οστά του κρανίου και της γνάθου, ενώ όλα τα υπόλοιπα ανήκουν στην δεύτερη κατηγορία. Τα πρώτα γίνονται κατευθείαν από προγονικά μεσεγχοματικά κύτταρα τα οποία βρίσκονται στο ενδόστεο, το περίοστεο και τον μυελό των οστών, ενώ στα δεύτερα τα προγονικά κύτταρα θα γίνουν πρώτα χονδρικός ιστός και στη συνέχεια οστίτης [3]. Το οστό αυξάνεται κατά τη διάρκεια της ζωής του ανθρώπου με ανακύκλωση των κυττάρων και της θεμέλιας ουσίας μέσω δράσεων των οστεοβλαστών και οστεοκλαστών. Έτσι, ανάλογα με τις μηχανικές φορτίσεις που δέχονται τα οστά, αλλάζουν σχήμα και μέγεθος και αυτή η διαδικασία ονομάζεται οστική αναδόμηση [3]. Σε έναν υγιή ενήλικα, το 5 έως 10 % των οστών του αναδομείται κάθε χρόνο.

Κατά την οστεογένεση, Οι οστεοβλάστες που βρίσκονται στην εξωκυτταρική μήτρα ECM δημιουργούν το οστό και όταν εγκλωβιστούν μέσα σε αυτό, διαφοροποιούνται σε οστεοκύτταρα. Τα οστεοκύτταρα με την σειρά τους “τρυπάνε” το οστό προκειμένου να δημιουργήσουν δίκτυα τα οποία θα συμβάλουν στην ανταλλαγή ουσιών. Οι αποφυάδες των οστεοκυττάρων μέσω των δικτύων που έχουν δημιουργήσει στο οστό, συμβάλουν στην επικοινωνία των οστεοκυττάρων με άλλα κύτταρα

του οστού (οστεοβλάστες, οστεοκύτταρα και οστεοκλάστες) δημιουργώντας ένα δίκτυο κυττάρων [3]. Η ύπαρξη αυτού του δικτύου κυττάρων, επιτρέπει στα οστεοκύτταρα να λειτουργούν ως μηχανοαισθητήρες δηλαδή, να αντιλαμβάνονται τις μηχανικές φορτίσεις που δέχεται το οστό όπως εφελκυσμό, καταπόνηση, διάτμηση, επιτάχυνση, βαρυτική δύναμη καθώς επίσης και μικρές βλάβες που μπορεί να υποστεί [35]. Αυτή η ιδιότητα των οστεοκυττάρων γίνεται προκειμένου να προσαρμόζουν τις δράσεις των οστεοβλαστών και των οστεοκλαστών για την δημιουργία και την απορρόφηση οστού αντίστοιχα [40]. Όταν η καταπόνηση του οστού είναι μικρότερη από μια κρίσιμη τιμή, τότε μια ποσότητα οστού απορροφάται ώστε να αφαιρεθεί η περιττή μάζα, ενώ όταν αυτό καταπονείται σε φορτίσεις πάνω από το όριο που θεωρητικά αντέχει, τότε παράγεται επιπλέον οστό προκειμένου να αυξηθεί η αντοχή του [7]. Μετά από κατάγματα ή κακώσεις παράγεται πρώτα δικτυωτό οστό που στη συνέχεια γίνεται πεταλιώδες που είναι και πιο σκληρό. Αυτή είναι η οστική αποκατάσταση.

Στο σημείο αυτό, γίνεται αντιληπτό ότι η δημιουργία και η λειτουργία του οστίτη ιστού, εξαρτώνται άμεσα τόσο από το εσωτερικό (κυτταρικό) όσο και από το εξωτερικό (εξωτερικά ερεθίσματα – φορτίσεις) του περιβάλλον. Όμως, είναι δεδομένο ότι η οστεογένεση και η αναδόμηση του οστού στηρίζονται στις λειτουργίες των κυττάρων και στην αλληλεπίδραση μεταξύ τους. Από αυτό, σε συνδυασμό με το ότι η εξωκυτταρική μήτρα είναι υπεύθυνη για να υποστηρίξει και να προωθεί τα κύτταρα και τις λειτουργίες τους, μπορεί να εξαχθεί το συμπέρασμα πως εάν κατασκευαστεί μια δομή που θα προσομοιάζει λειτουργικά με την εξωκυτταρική μήτρα, θα είναι δυνατή η ανάπτυξη ιστού στο εργαστήριο. Αυτή η τεχνητή εξωκυτταρική μήτρα ονομάζεται ικρίωμα, και μαζί με κύτταρα και αυξητικούς παράγοντες, μπορεί να συμβάλει στην αναγέννηση του οστίτη ιστού.

## 1.2 Ικρίωματα

Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, στα πλαίσια της αναγέννησης οστικού ιστού απαιτείται η κατασκευή ενός ικρίωματος. Τα ικρίωματα, είναι τρισδιάστατες δομές οι οποίες μιμούνται την λειτουργία της εξωκυτταρικής μήτρας. Πιο συγκεκριμένα, πρέπει να παρέχουν στα κύτταρα των απαιτούμενο χώρο για να επιτελέσουν τις δράσεις τους όπως η προσκόλληση, ο πολλαπλασιασμός, η διαφοροποίηση, η μετανάστευση και η αλληλεπίδραση μεταξύ αυτών [8]. Παράλληλα, θα πρέπει να διαθέτουν και τον απαιτούμενο κενό χώρο για την δημιουργία αγγείωσης και παροχής θρεπτικών ουσιών στα κύτταρα [1]. Για τους δύο αυτούς λόγους τα ικρίωματα απαιτείται να είναι πορώδεις δομές. Τέλος, θα πρέπει να μπορούν να αντέχουν και να προσαρμόζονται σε ερεθίσματα (μηχανικά και βιολογικά) από το εξωτερικό περιβάλλον και να τα μεταφέρουν στα κύτταρα προκειμένου αυτά να προσαρμόζουν τις αποκρίσεις τους για την αναδόμηση του οστού [8].

Μέχρι στιγμής, η αναγέννηση οστίτη ιστού έχει περιορισμένη εφαρμογή στον ανθρώπινο οργανισμό. Η εμφύτευση ενός ικρίωματος σε κάποιο ασθενή, απαιτεί την πλήρη κατανόηση του τρόπου με τον οποίο αυτό το ικρίωμα θα συμβάλει στην οστεογένεση στο σημείο εμφύτευσης αλλά και του τρόπου με τον οποίο αυτό θα αλληλοεπιδράσει με τον ξενιστή. Προς το παρόν, είναι σημαντικό η οστεογένεση να μελετηθεί σε πειραματικό στάδιο και να ληφθούν πληροφορίες σχετικά

με την βιολογική και μηχανική απόκριση των ικριωμάτων και των κυττάρων που φέρουν, σε εξωτερικά ερεθίσματα.

Στο εργαστήριο, κατασκευάζονται ικριώματα τα οποία φορτώνονται με κύτταρα ή και με αυξητικούς παράγοντες που προωθούν την οστεογένεση. Τα κύτταρα που επιλέγονται στα πλαίσια της οστεογένεσης είναι τα πολυδύναμα βλαστοκύτταρα τα οποία συνήθως είναι μεσεγχυματικά βλαστοκύτταρα ( mesenchymal stem cells MSCs) λόγω της αφθονίας τους και της εύκολης απομόνωσής τους [9]. Συνήθως προέρχονται από τον μυελό των οστών αλλά πολλές φορές μπορούν να προέλθουν και από τον λιπώδη ιστό (adipose – derived stem cells ADSCs) [10]. Τα μεσεγχυματικά κύτταρα έχουν την ιδιότητα να διαφοροποιούνται σε άλλες μορφές κυττάρων ανάλογα με τον ιστό που επρόκειτο να αναπτυχθεί [9]. Τα φορτωμένα με κύτταρα ικριώματα υπόκεινται σε μηχανικές φορτίσεις οι οποίες προσομοιάζουν με εκείνες που ασκούνται στο οστό ή το τμήμα του οστού που μελετάται. Στη συνέχεια, ελέγχεται κατά πόσο τα κύτταρα προσαρμόζουν και αναπτύσσουν τις λειτουργίες τους βάσει αυτών των εξωτερικών φορτίσεων και με ποιόν τρόπο τα ικριώματα συμβάλουν σε αυτό.

Τα ικριώματα μπορούν να κατασκευαστούν από διάφορα υλικά. Επίσης, μπορούν να σχεδιαστούν με αρκετά περίπλοκες γεωμετρίες και να έχουν τα επιθυμητά μορφολογικά χαρακτηριστικά όπως το μέγεθος και η διασυνδεσιμότητα των πόρων ανάλογα με την εφαρμογή τους. Ωστόσο, όταν γίνεται λόγος για ικριώματα αναγέννησης οστικού ιστού, θα πρέπει να πληρούνται κάποιες προϋποθέσεις σε ότι αφορά τις ιδιότητές τους οι οποίες θα πρέπει να προσομοιάζουν όσο το δυνατόν περισσότερο με εκείνες ενός οστού.

### 1.2.1 Ιδιότητες ικριωμάτων

Οι ιδιότητες που πρέπει να χαρακτηρίζουν τα ικριώματα οστικού ιστού χωρίζονται σε βιολογικές και μηχανικές και θα πρέπει να προσομοιάζουν όσο το δυνατόν περισσότερο με εκείνες του οστού που επρόκειτο να αντικαταστήσουν. Οι βιολογικές ιδιότητες αφορούν την βιοσυμβατότητα, την βιοδιασπασιμότητα και τις ιδιότητες της επιφάνειάς τους ενώ οι μηχανικές ιδιότητες σχετίζονται με την ακαμψία, το μέγεθος των πόρων, το πορώδες, την διασυνδεσιμότητα των πόρων, την γεωμετρία, και τις ασκούμενες μηχανικές φορτίσεις.

#### 1.2.1.1 Βιολογικές ιδιότητες ικριωμάτων

**Βιοσυμβατότητα:** Τα ικριώματα λειτουργούν ως μια τεχνική εξωκυτταρική μήτρα η οποία προσομοιάζει με εκείνη που έχει ο φυσικός οστικός ιστός. Τα ικριώματα, είναι αναγκαία προϋπόθεση να δημιουργούν ένα φιλόξενο και μη τοξικό περιβάλλον για τα κύτταρα και να προωθούν τις δραστηριότητές τους καθώς και την αλληλεπίδραση μεταξύ τους [8,11]. Επιπρόσθετα, θα πρέπει να κατασκευαστούν από υλικά τα οποία θα είναι συμβατά με το ανθρώπινο σώμα και δεν θα υπάρχει κίνδυνος για πιθανή φλεγμονώδη απόρριψη από τον οργανισμό.

**Βιοδιασπασιμότητα:** Μία βασική ιδιότητα που θα πρέπει να έχουν τα ικρίωματα είναι να αποδομούνται με την πάροδο του χρόνου. Αφού το ικρίωμα εμφυτευθεί στην επιθυμητή οστική περιοχή, τα κύτταρα που φέρει θα αρχίσουν να δημιουργούν οστικό ιστό. Επομένως είναι απαραίτητο το ικρίωμα να είναι κατασκευασμένο από υλικό το οποίο θα είναι βιοδιασπώμενο και θα αντικαθίσταται σταδιακά από τον νέο οστικό ιστό που θα δημιουργηθεί στην περιοχή αυτή. Σημαντικό ρόλο έχει και ο χρόνος διάσπασης των ικριωμάτων. Πιο συγκεκριμένα, θα πρέπει η αποδόμηση του ικριώματος να συμβαδίζει χρονικά με την δημιουργία οστικού ιστού διότι, αν η αποδόμηση γίνει πιο γρήγορα, τα κύτταρα δεν θα έχουν την απαραίτητη υποστήριξη για την δημιουργία ιστού με αποτέλεσμα η αναγέννηση του οστού να είναι μη αποτελεσματική [11].

**Ιδιότητες επιφάνειας:** Η επιφάνεια των ικριωμάτων διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στην αναγέννηση οστικού ιστού. Τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας ενός ικριώματος μπορούν να επιδράσουν ενισχυτικά στις δραστηριότητες των κυττάρων ενώ μπορούν να βελτιώσουν ιδιότητες όπως η βιοσυμβατότητα και η βιοδιασπασιμότητα του ικριώματος [12]. Για παράδειγμα, η παρουσία τραχύτητας αυξάνει την επιφάνεια και επιτρέπει να προσροφηθούν μεγαλύτερες ποσότητες αυξητικών παραγόντων όπως πρωτεΐνες. Μια ακόμα ιδιότητα της επιφάνειας των ικριωμάτων η οποία είναι και από τις σημαντικότερες, είναι εκείνη της διαβρεξιμότητάς της. Έχει παρατηρηθεί ότι τα κύτταρα αναπτύσσονται καλύτερα σε υδρόφιλες επιφάνειες [8]. Προκειμένου να επιτευχθεί η προσκόλληση των κυττάρων, θα πρέπει η επιφάνεια των ικριωμάτων να είναι αρκετά διαβρέξιμη, να είναι δηλαδή υδρόφιλη. Στην αντίθετη περίπτωση που είναι υδρόφοβη, η προσκόλληση των κυττάρων περιορίζεται αρκετά. Τα φυσικά υλικά που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή ικριωμάτων έχουν υψηλή διαβρεξιμότητα, όμως τα σύνθετα χαρακτηρίζονται από μειωμένη διαβρεξιμότητα. Προκειμένου να βελτιωθεί η υδροφοβικότητα αυτών των επιφανειών, είτε συνδυάζονται υδρόφοβα και υδρόφιλα υλικά είτε τροποποιούνται με την προσθήκη βιομορίων ή νανοσωματιδίων τα οποία ευνοούν την προσκόλληση των κυττάρων [12].

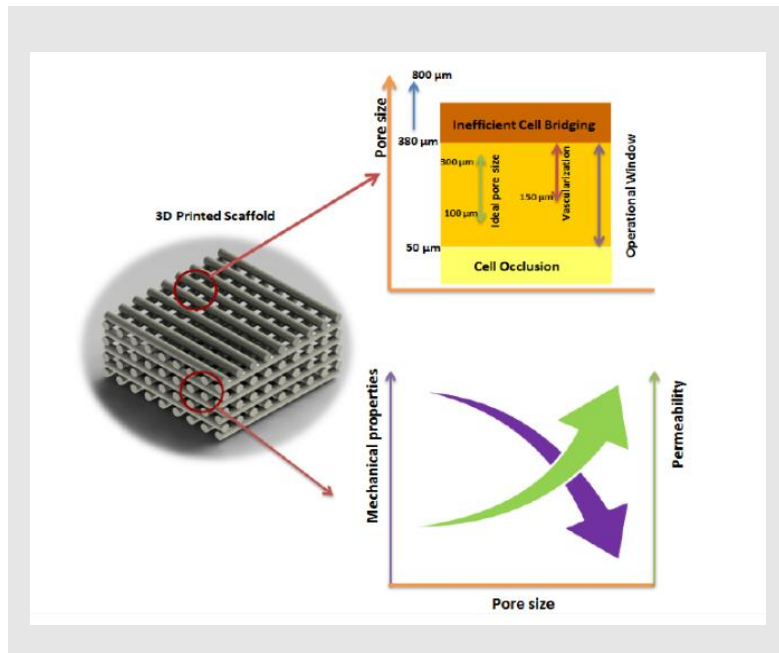
Στα πλαίσια των βιολογικών ιδιοτήτων, τα ικρίωματα, θα πρέπει να μπορούν να εισάγουν θρεπτικά συστατικά και οξυγόνο, να αποβάλουν τα απόβλητα καθώς επίσης να μπορούν να δημιουργήσουν την απαραίτητη αγγείωση για την εύρυθμη ανάπτυξη του οστού [8].

### 1.2.1.2 Μηχανικές ιδιότητες ικριωμάτων

Τα οστά είναι εκείνα τα οποία υποστηρίζουν το ανθρώπινο βάρος και καταπονούνται συνεχώς από μηχανικές φορτίσεις. Τα οστά καταπονούνται κυρίως από θλιπτικά και εφελκυστικά φορτία με το μέτρο ελαστικότητάς τους (Young) να κυμαίνεται στο εύρος 0.01 – 2 GPa και 8 – 20 GPa για το δοκιδωτό και το φλοιώδες οστό αντίστοιχα [4,11,13]. Από τα παραπάνω προκύπτει ότι το φλοιώδες είναι αρκετά σκληρότερο του δοκιδωτού οστού και αυτό είναι μια παράμετρος που θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη κατά την κατασκευή ικριωμάτων. Τα ικρίωματα θα πρέπει να χαρακτηρίζονται από μηχανικές ιδιότητες οι οποίες θα είναι όσο το δυνατόν παρόμοιες με τον οστικό ιστό που προβλέπεται να αντικαταστήσουν [11]. Στην περίπτωση όπου τα ικρίωματα έχουν διαφορετική αντοχή από εκείνη του φυσικού οστού, δεν θα μεταφέρονται σωστά οι μηχανικές φορτίσεις στα

κύτταρα και αυτό θα οδηγήσει σε προβλήματα παραγωγής μεγαλύτερης ή μικρότερης ποσότητας οστού. Επίσης, καθώς θα αναπτύσσεται ο νέος ιστός, το ικρίωμα θα διασπάται. Όμως οι μηχανικές του ιδιότητες θα πρέπει να διατηρούνται και να συμβαδίζουν με την δημιουργία του ιστού [13]. Εκτός του υλικού κατασκευής, η μηχανικές ιδιότητες των ικριωμάτων εξαρτώνται άμεσα από τους πόρους και το πορώδες τους.

**Πόροι:** οι πόροι ενός ικριώματος διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην αναγέννηση του οστικού ιστού επηρεάζοντας τις λειτουργίες των κυττάρων όπως η μετανάστευση και ο πολλαπλασιασμός, τη διάχυση χρήσιμων θρεπτικών ουσιών και οξυγόνου και τη δημιουργία αγγείωσης [1]. Επίσης, παίζουν σημαντικό ρόλο και στην μηχανική αντοχή του ικριώματος. Πιο συγκεκριμένα, υπάρχουν τρία βασικά χαρακτηριστικά πόρων που μελετώνται όταν κατασκευάζεται ένα ικρίωμα, το μέγεθος, το σχήμα και η διασυνδεσιμότητά τους. Πολλές έρευνες έχουν πραγματοποιηθεί σχετικά με την επίδραση αυτών των παραμέτρων στην αναγέννηση του οστού, όμως η εύρεση των βέλτιστων είναι ακόμα υπό διερεύνηση. Σε ότι αφορά το μέγεθός τους, οι πόροι δεν μπορούν να είναι μικρότεροι από το μέγεθος των οστεοβλαστών το οποίο κυμαίνεται σε 10 – 50  $\mu\text{m}$  [13]. Από εκεί και πέρα, υπάρχει δίλημμα μεταξύ μικρών και μεγάλων πόρων. Οι μικροί πόροι (< 300  $\mu\text{m}$ ) έχουν δείξει μεγαλύτερο πολλαπλασιασμό κυττάρων οδηγώντας σε καλύτερη οστεογένεση [1]. Παρόλα αυτά, οι μικρού μεγέθους πόροι είναι επιρρεπείς σε φράξιμο από τα κύτταρα ενώ χαρακτηρίζονται και από μικρή διαπερατότητα περιορίζοντας την κυτταρική διήθηση των κυττάρων στο εσωτερικό των ικριωμάτων [13,15]. Από την άλλη, οι μεγάλοι πόροι (> 300 $\mu\text{m}$ ) είναι λιγότερο επιρρεπείς σε φράξιμο προάγοντας την αγγείωση και την δράση των κυττάρων λόγω παροχής μεγαλύτερων ποσοτήτων θρεπτικών ουσιών και οξυγόνου [13]. Όμως, η αύξηση του μεγέθους των πόρων, μειώνει την συνολική διαθέσιμη ειδική επιφάνεια που οδηγεί σε μικρότερη προσκόλληση κυττάρων [1, 15]. Επίσης, οι μεγάλοι πόροι μειώνουν τον βαθμό αλληλεπίδρασης μεταξύ των κυττάρων [1]. Σε ότι αφορά την μηχανική αντοχή του ικριώματος, έχει παρατηρηθεί από αρκετές μελέτες ότι μειώνεται με αύξηση του μεγέθους των πόρων [15]. Από τα παραπάνω προκύπτει ότι, ένα μέσο μέγεθος πόρων (200 – 500  $\mu\text{m}$ ) θα μπορούσε να εξισορροπήσει τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα των μεγάλων και μικρών πόρων.



Εικόνα 1.2: Επίδραση μεγέθους πόρων στις μηχανικές και βιολογικές ιδιότητες των ικριωμάτων [16].

Σχετικά με το σχήμα των πόρων, συνήθως επιλέγεται εξαγωνικό, τετραγωνικό, τριγωνικό και κυκλικό χωρίς όμως να απορρίπτονται και άλλες γεωμετρίες. Αρκετές αναφορές γίνονται για την επίδραση του σχήματος στη συμπεριφορά των κυττάρων και τις μηχανικές ιδιότητες του ικριώματος, όμως είναι ακόμα υπό διερεύνηση [11]. Τέλος, σημαντική παράμετρος που σχετίζεται με τους πόρους είναι η διασυνδεσιμότητά τους. Η διασυνδεσιμότητα αναφέρεται στον βαθμό διασύνδεσης μεταξύ των πόρων και είναι σημαντικό να είναι υψηλή διότι έτσι βελτιώνεται η διήθηση αλλά και η μετανάστευση των κυττάρων [11].

**Πορώδες:** με τον όρο πορώδες ορίζεται ο όγκος του κενού χώρου μιας δομής προς τον συνολικό της όγκο και λαμβάνει τιμές μεταξύ 0 (καθόλου πορώδης δομή) έως 1 (πλήρως πορώδης δομή). Το πορώδες στα ικριώματα είναι πολύ σημαντικό διότι, σε συνδυασμό με την αυξημένη διασυνδεσιμότητα των πόρων συμβάλει στην βελτίωση των λειτουργιών των κυττάρων (όπως η μετανάστευση), στην καλύτερη παροχή θρεπτικών ουσιών και οξυγόνου καθώς και τη μεγαλύτερη αλληλεπίδραση μεταξύ των κυττάρων [11]. Παρόλα αυτά, μπορεί το αυξημένο πορώδες να βελτιώνει τις βιολογικές ιδιότητες του ικριώματος, όμως θα πρέπει να ληφθεί υπόψη ότι η αύξησή του μειώνει εκθετικά τις μηχανικές ιδιότητες του ικριώματος περιορίζοντας την επιλογή μεγάλων τιμών πορώδους [14].

### 1.2.1.3 Εξωτερικές δυνάμεις και καταπόνηση

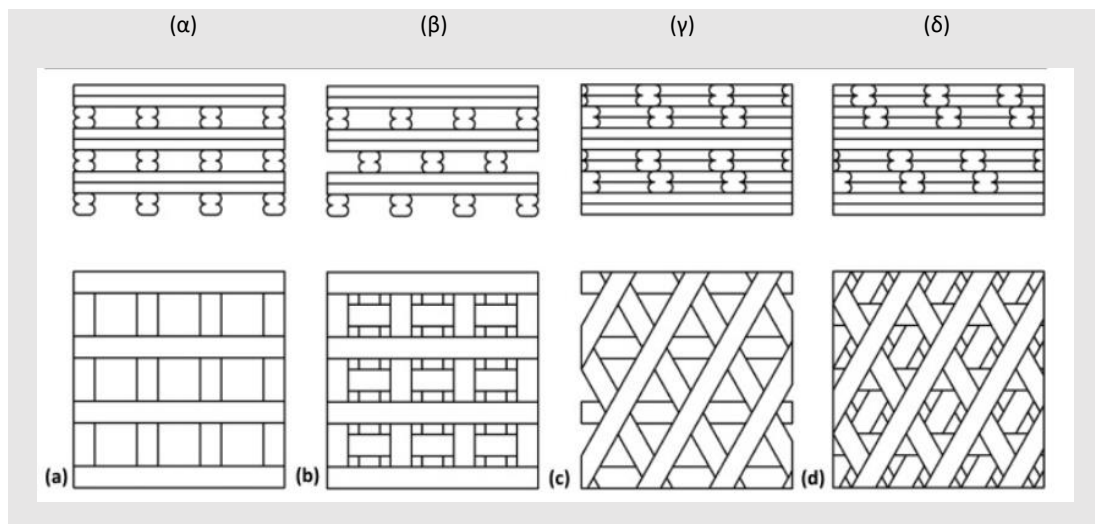
Όπως έχει προαναφερθεί, τα κύτταρα προσαρμόζουν τις δράσεις τους ανάλογα με τις φορτίσεις που δέχονται από τα εξωτερικά τους περιβάλλον. Ωστόσο μέχρι στιγμής, ο τρόπος με τον οποίο οι μηχανικές φορτίσεις επηρεάζουν τις λειτουργίες των κυττάρων είναι ακόμα υπό διερεύνηση. Παρόλα αυτά, έχει αναφερθεί πως παρατηρήθηκε μεγαλύτερη οστεογένεση όταν εφαρμόζονταν



στα ικρίωματα περιοδικά δυναμικά φορτία έναντι των στατικών [1]. Είναι σημαντικό λοιπόν τα ικρίωματα να υπόκεινται σε διάφορες μορφές μηχανικής κόπωσης ανάλογα με την κατηγορία του οστίτη ιστού που αναμένεται να αναγεννηθεί για να μελετηθεί ο τρόπος με τον οποίο επιδρούν στα κύτταρα.

### 1.2.2 Γεωμετρίες ικριωμάτων

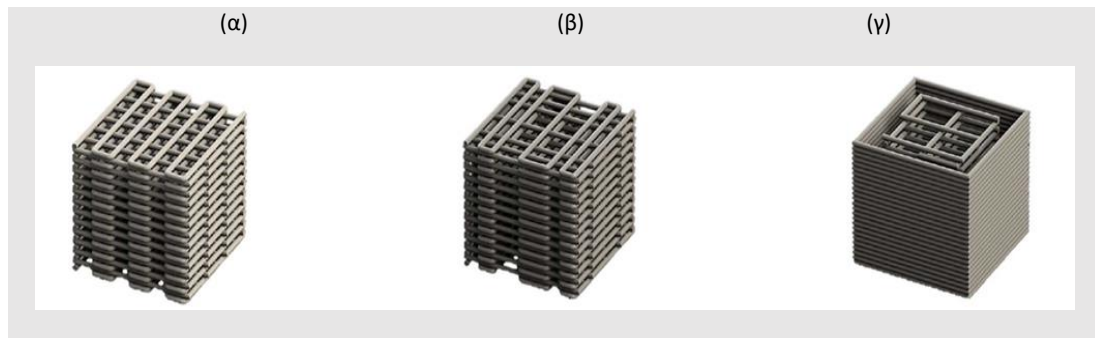
Η δομή και η γεωμετρία των οστών (φλοιώδη και σπογγώδη) είναι σε αρκετά μεγάλο βαθμό γνωστή. Όμως αποτελεί πρόκληση η αναπαραγωγή αυτών των περίπλοκων γεωμετριών στην κατασκευή των ικριωμάτων. Παρόλα αυτά, έχει παρατηρηθεί πολύ καλή αναπαραγωγή οστίτη ιστού στο εργαστήριο με την κατασκευή πολύ απλών γεωμετριών [14]. Αυτές οι απλές γεωμετρίες αποτελούνται από καλά καθορισμένο πορώδες (αυτό επιτυγχάνεται με την χρήση μεθόδων προσθετικής μηχανικής όπως θα αναφερθεί στη συνέχεια) το οποίο προκύπτει από πολλές στοιβαγμένες ράβδους. Αυτές οι ράβδοι είναι τοποθετημένες παράλληλα η μία δίπλα στην άλλη και σε μια καθορισμένη απόσταση μεταξύ τους. Πάνω από αυτό το επίπεδο ράβδων υπάρχει ένα άλλο επίπεδο ράβδων αλλά σε διαφορετικό προσανατολισμό με το προηγούμενο. Με την στοιβάζη περισσότερων επιπέδων, δημιουργείται το τελικό ικρίωμα. Τις περισσότερες φορές, αυτή η αλλαγή προσανατολισμού μπορεί να είναι  $0^\circ/90^\circ$  δημιουργώντας τετραγωνικούς ή ορθογώνιους πόρους, ή  $0^\circ/60^\circ/120^\circ$  δημιουργώντας τριγωνικούς πόρους. Πολλές φορές, οι ράβδοι ενός επιπέδου μετατοπίζονται σε σχέση με τις ράβδους του προηγούμενου επιπέδου με ίδιο προσανατολισμό ράβδων (offset). Οι απλές αυτές γεωμετρίες παρουσιάζονται στην εικόνα 1.3 .



Εικόνα 1.3: Απλές γεωμετρίες Ικριωμάτων. (α) ορθογωνική διάταξη  $0^\circ/90^\circ$  - (β) ορθογωνική διάταξη  $0^\circ/90^\circ$  με μετατόπιση - (γ) τριγωνική διάταξη  $0^\circ/60^\circ/120^\circ$  - (δ) τριγωνική διάταξη  $0^\circ/60^\circ/120^\circ$  με μετατόπιση [14].

Επίσης, μπορεί οι πόροι που σχηματίζουν οι ράβδοι των ικριωμάτων να μην έχουν το ίδιο μέγεθος, αλλά αυτό να κλιμακώνεται εντός του ικριώματος (εικόνα 1.4 β). Μια ακόμα παραλλαγή στην

γεωμετρία των ικριωμάτων είναι η κατασκευή τοιχωμάτων περιμετρικά και κάτω του ικριώματος (εικόνα 1.4 γ).



Εικόνα 1.4: Απλές γεωμετρίες ικριωμάτων. (α) απλή ορθογωνική διάταξη σταθερού μεγέθους πόρων – (β) ορθογωνική διάταξη με μεγάλο μέγεθος πόρων εσωτερικά και μικρό μέγεθος πόρων εξωτερικά – (γ) ορθογωνική διάταξη με μεγάλο μέγεθος πόρων εσωτερικά και μικρό μέγεθος πόρων εσωτερικά καθώς επίσης και με τοιχώματα περιμετρικά των στοιβαγμένων ράβδων [17].

Οι γεωμετρίες που αναφέρθηκαν μπορούν να επιδράσουν με διαφορετικό τρόπο στην συμπεριφορά των κυττάρων και επακόλουθα στην αναγέννηση των οστών. Για παράδειγμα, τα ικριώματα με μετατόπιση των ράβδων (offset) αυξάνουν τον πολλαπλασιασμό και την διαφοροποίηση των κυττάρων διότι αυξάνονται τα πιθανά σημεία πρόσδεσής τους [13]. Παρόλα αυτά, τα ικριώματα με μετατόπιση ράβδων, οδηγούν σε μικρότερου μεγέθους πόρους και περιορίζουν την κατακόρυφη κίνηση των κυττάρων στο εσωτερικό του ικριώματος μειώνοντας την ικανότητα μετανάστευσής τους [14]. Επίσης, αυτή η μετατόπιση ράβδων μειώνει την αντοχή του ικριώματος κατά την συμπίεσή του. Σε αντίθεση με τα απλά ικριώματα τα οποία καταπονούνται σε θλίψη, τα ικριώματα με μετατόπιση ράβδων καταπονούνται επιπρόσθετα από κάμψη [14]. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι οι στηρίξεις των ράβδων δεν είναι πλέον συνευθειακές μεταξύ τους. Σε ότι αφορά τα ικριώματα μεταβλητού μεγέθους πόρων, αυτά προσεγγίζουν καλύτερα την φυσική δομή των οστών. Όπως έχει προαναφερθεί, τα οστά εσωτερικά έχουν αρκετά πορώδη δομή ενώ εξωτερικά (φλοιώδες οστό) είναι περισσότερο συμπαγή. Επομένως, όπως και με τα οστά, έτσι και τα ικριώματα αυτά έχουν δομή που τους επιτρέπει να αντέχουν τις μηχανικές καταπονήσεις ενώ ταυτόχρονα έχουν την απαραίτητη εσωτερική πορώδη δομή για την επιθυμητή δράση των κυττάρων καθώς και την αγγείωση που απαιτείται.

### 1.2.3 Υλικά Κατασκευής Ικριωμάτων

Το υλικό κατασκευής των ικριωμάτων παίζει σημαντικό ρόλο στην αναγέννηση του οστικού ιστού. Αυτό διότι, τόσο οι βιολογικές ιδιότητες όπως η βιοδιασπασιμότητα και η βιοσυμβατότητα, όσο και οι μηχανικές ιδιότητες όπως η αντοχή σε συμπίεση εξαρτώνται άμεσα από τις ιδιότητες του υλικού κατασκευής. Τα ευρέως πιο χρησιμοποιούμενα υλικά για την κατασκευή ικριωμάτων για αναγέννηση οστικού ιστού είναι τα κεραμικά, τα μέταλλα και τα κράματά τους, τα πολυμερή (φυσικά και σύνθετα) καθώς και σύνθετα υλικά από συνδυασμούς των παραπάνω. Η κάθε μια από αυτές τις κατηγορίες έχει τα θετικά και τα αρνητικά της σε ότι αφορά την αναγέννηση του οστικού ιστού.

**Κεραμικά υλικά:** τα κεραμικά υλικά χρησιμοποιούνται για την κατασκευή ικριωμάτων λόγω της υψηλής αντοχής σε θλίψη με τις μηχανικές ιδιότητές τους να προσομοιάζουν με εκείνες του φυσικού οστίτη ιστού [8,1]. Επίσης, τα κεραμικά υλικά έδειξαν αρκετά καλές βιολογικές ιδιότητες όπως βιοσυμβατότητα. Από τα πιο ευρέως χρησιμοποιούμενα κεραμικά, είναι ο υδροξυαπατίτης (HA) και το φωσφορικό ασβέστιο (TCP). Το σημαντικότερο πλεονέκτημα αυτών των αλάτων, είναι ότι εντοπίζονται στην δομή του φυσικού οστού και κατά τη διάσπασή τους απελευθερώνονται ιόντα, τα οποία μπορούν να ενισχύσουν την οστική αναγέννηση [1]. Ένα ακόμα κεραμικό υλικό που βρίσκει εφαρμογή στην κατασκευή ικριωμάτων είναι το βιοενεργό γυαλί (BG). Το βιοενεργό γυαλί, λόγω της δομής του, μπορεί να απελευθερώσει ιόντα ασβεστίου και πυριτίου τα οποία προωθούν την αναγέννηση του οστού [1,8]. Παρόλα αυτά, τα κεραμικά έχουν ένα σημαντικό μειονέκτημα. Η πολύ υψηλή ευθραυστότητά τους, περιορίζει τις μηχανικές τους ιδιότητες, ενώ καθιστά την γεωμετρική διαμόρφωση των ικριωμάτων αρκετά δύσκολη.

**Μέταλλα:** τα μέταλλα έχουν χρησιμοποιηθεί αρκετά στην κατασκευή των ικριωμάτων. Το κυριότερο πλεονέκτημα των μετάλλων είναι οι πολύ υψηλές μηχανικές ιδιότητες και η μεγάλη αντοχή σε φορτίσεις [8]. Χρησιμοποιούμενα μέταλλα είναι ο σίδηρος Fe, ο ανοξείδωτος χάλυβας (SS), το κοβάλτιο (Co) που παρατηρήθηκε ότι προάγει την δημιουργία αγγείων, το μαγνήσιο (Mg) που εντοπίζεται και στη δομή του φυσικού οστού και προάγει την διαφοροποίηση των κυττάρων και το τιτάνιο (Ti) με το οποίο μπορούν να κατασκευαστούν ικρίωματα υψηλού πορώδους χωρίς να μειώνονται οι μηχανικές ιδιότητές τους [1,8]. Όμως, όπως και στην περίπτωση των κεραμικών, τα μέταλλα έχουν μια πληθώρα μειονεκτημάτων που περιορίζουν την εφαρμογή τους στην κατασκευή ικριωμάτων. Πιο συγκεκριμένα, τα μέταλλα δεν χαρακτηρίζονται από καλή βιοσυμβατότητα και βιοδιασπασιμότητα με αρκετές περιπτώσεις (όπως εκείνη του Fe) να οδηγούν και σε υψηλή τοξικότητα για τα κύτταρα και το περιβάλλον εμφύτευσης [8]. Επίσης, τα περισσότερα μέταλλα έχουν μέτρο ελαστικότητας (μέτρο Young) πολύ υψηλότερο από εκείνο που έχει το φυσικό οστό οδηγώντας σε προβλήματα όπως η δημιουργία μικρότερης ποσότητας οστού.

**Φυσικά πολυμερή:** τα φυσικά πολυμερή βρίσκουν ευρεία εφαρμογή στην κατασκευή ικριωμάτων λόγω των πολύ καλών βιολογικών ιδιοτήτων τους. Το κολλαγόνο, η χιτοζάνη και το μετάξι, αποτελούν υλικά με υψηλή βιοσυμβατότητα και βιοδιασπασιμότητα, που προάγουν τα κύτταρα στο να επιτελέσουν τις λειτουργίες τους για την αναγέννηση του οστού. Επίσης είναι μη – τοξικά για τα κύτταρα ενώ παρέχουν αρκετά υδρόφιλες επιφάνειες που ευνοούν την προσκόλλησή τους. Άλλωστε υλικά όπως το κολλαγόνο αποτελεί οργανικό συστατικό της θεμέλιας ουσίας του φυσικού οστού. Παρόλα τα πλεονεκτήματά τους, τα φυσικά πολυμερή χαρακτηρίζονται από πολύ χαμηλές μηχανικές ιδιότητες που δεν συμβαδίζουν με εκείνες των φυσικών οστών [8]. Αυτό, σε συνδυασμό με το αυξημένο κόστος και την δυσκολία απομόνωσής τους και κατεργασίας τους, περιορίζει την χρήση τους για την κατασκευή ικριωμάτων [1].

**Σύνθετα πολυμερή:** τα σύνθετα πολυμερή παρουσίασαν αρκετά πλεονεκτήματα όταν εφαρμόστηκαν στην κατασκευή ικριωμάτων. Τα υλικά αυτά είχαν υψηλότερες μηχανικές ιδιότητες και πιο ελεγχόμενο ρυθμό βιοδιασπασιμότητας σε σχέση με τα φυσικά πολυμερή, ενώ η ευκολία διαμόρφωσης και το χαμηλό κόστος τα κατέστησε αρκετά ελκυστικά υλικά κατασκευής ικριωμάτων

[8]. Τα πιο διαδεδομένα σύνθετα πολυμερή που χρησιμοποιούνται είναι η πολυκαπρολακτόνη (PCL), το πολυγαλακτικό οξύ (PLA), το πολύ(γαλακτικό – γλυκολικό) οξύ (PLGA) και η πολυαιθεροαιθεροκετόνη (PEEK). Η χρήση των σύνθετων πολυμερών περιορίζεται λόγω των μειωμένων βιολογικών ιδιοτήτων τους. Ίσως το μεγαλύτερο μειονέκτημα των σύνθετων πολυμερών είναι ότι οδηγούν στην κατασκευή ικριωμάτων με αρκετά υδρόφοβες επιφάνειες μειώνοντας τον βαθμό προσκόλλησης των κυττάρων.

Όπως είναι εύκολα κατανοητό, όλα τα υλικά που έχουν προαναφερθεί, έχουν ορισμένους περιορισμούς που δεν καθιστούν την χρήση τους ιδανική για κατασκευή ικριωμάτων. Για τον λόγο αυτό, εξελίχθηκαν σύνθετα υλικά από εκείνα που προαναφέρθηκαν επιτρέποντας τον συνδυασμό των πλεονεκτημάτων τους. Τις περισσότερες φορές συνδυάζονται μέταλλα μεταξύ τους, μέταλλα με πολυμερή, μέταλλα με κεραμικά και κεραμικά με πολυμερή όπου οι διάφορες αναλογίες που μπορούν να επιτευχθούν μπορούν να επιδράσουν με διαφορετικό τρόπο στην οστεογένεση [8]. Ορισμένα παραδείγματα από σύνθετα ικριώματα είναι κράματα Fe – Mg, Ti – HA, TCP με Mg και συνδυασμοί πολυμερών με κεραμικά όπως PLGA – BG – κολλαγόνο, PLA – HA – κολλαγόνο, PCL – HA κ.α. Αυτά τα σύνθετα υλικά μπορούν να επιτρέψουν ικριώματα που συνδυάζουν υψηλές μηχανικές φορτίσεις χωρίς να μειώνονται οι βιολογικές ιδιότητές τους (βιοδιασπασιμότητα, βιοσυμβατότητα και υδροφιλία επιφάνειας κ.α.).

### **1.3 Μέθοδοι Κατασκευής Ικριωμάτων**

Τα τελευταία χρόνια έχουν χρησιμοποιηθεί αρκετές μέθοδοι για την κατασκευή ικριωμάτων που αποσκοπούν στην μεταφορά και παράδοση φαρμάκων αλλά και σε εφαρμογές αναγεννητικής ιατρικής και μηχανικής ιστών [8]. Σε ότι αφορά την κατασκευή ικριωμάτων για αναγέννηση οστικού ιστού, οι μέθοδοι κατασκευής μπορούν να χωριστούν σε δύο βασικές κατηγορίες, τις συμβατικές και τις μη – συμβατικές [18]. Οι μη – συμβατικές μέθοδοι, σε αντίθεση με τις συμβατικές, καθοδηγούνται με την βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή. Αυτό επιτρέπει την κατασκευή ικριωμάτων περίπλοκων γεωμετριών, με ελεγχόμενο σχήμα, μέγεθος και διασυνδεσιμότητα πόρων. Παρόλα αυτά, χρησιμοποιούνται αρκετά και οι συμβατικές μέθοδοι στην κατασκευή ικριωμάτων.

#### **1.3.1 Συμβατικές Μέθοδοι Κατασκευής**

Έχουν αναφερθεί αρκετές συμβατικές μέθοδοι στην αναγέννηση οστικού ιστού, παρουσιάζοντας μια πληθώρα πλεονεκτημάτων αλλά και μειονεκτημάτων που θα αναφερθούν στη συνέχεια. Οι πιο διαδεδομένες μέθοδοι είναι η χύτευση διαλύτη με έκπλυση πορογόνου, ο θερμικά επαγόμενος διαχωρισμός φάσης και η ηλεκτροϊννοποίηση.

Η χύτευση διαλύτη στηρίζεται στην δημιουργία πορώδους ικριώματος με την αφαίρεση ενός διαλύτη από διάλυμα πολυμερών μέσω εξάτμισής του [18]. Επίσης, για την αύξηση του πορώδους προστίθενται σωματίδια πορογόνου (συνήθως κάποιο άλας όπως NaCl ή NaHCO<sub>3</sub>) στο διάλυμα πολυμερούς – διαλύτη τα οποία, μετά την εξάτμιση του διαλύτη, αφαιρούνται με έκπλυση του

ικριώματος σε νερό αυξάνοντας έτσι το πορώδες του [19]. Αν και η μέθοδος αυτή επιτρέπει την κατασκευή ικριωμάτων με υψηλό πορώδες, η παρουσία υπολειμμάτων διαλύτη στο εσωτερικό των πόρων, μπορεί να έχουν τοξική δράση για τα κύτταρα που θα φιλοξενηθούν [18].

Η μέθοδος του θερμικά επαγόμενου διαχωρισμού φάσης (Thermal Induced Phase Separation TIPS), στηρίζεται στον διαχωρισμό φάσεων υγρού-υγρού ή υγρού-στερεού με κινητήρια δύναμη την μείωση της θερμοκρασίας [19]. Με την μείωση της θερμοκρασίας, διάλυμα πολυμερούς – διαλύτη διαχωρίζεται σε δύο φάσεις, μια πλούσια σε πολυμερές και μια πλούσια σε διαλύτη (πτωχή σε πολυμερές αντίστοιχα). Η απομάκρυνση του διαλύτη από την πτωχή σε πολυμερές φάση οδηγεί στην δημιουργία πορώδους δομής στην μήτρα η οποία έχει δημιουργηθεί από την στερεοποίηση της πλούσιας σε πολυμερές φάση [20]. Όπως και με την χύτευση σε διαλύτη, η παρουσία διαλύτη περιορίζει την εφαρμογή της για κατασκευή ικριωμάτων.

Η μέθοδος της ηλεκτροϊνοποίησης (electrospinning), στηρίζεται στην εφαρμογή ηλεκτροστατικών δυνάμεων για την δημιουργία ινών. Πιο συγκεκριμένα, διάλυμα πολυμερούς – διαλύτη, συγκρατείται εντός σωλήνα χάρη της ανάπτυξης επιφανειακών τάσεων και του τριχοειδούς φαινομένου [21]. Με την εφαρμογή υψηλής τάσης μεταξύ του σωλήνα και ενός συλλέκτη, αναπτύσσεται ηλεκτρικό πεδίο το οποίο δημιουργεί εντός του διαλύματος μια απωστική δύναμη. Αυτή η δύναμη υπερνικά τις επιφανειακές τάσεις και το διάλυμα εξέρχεται από τον σωλήνα με την μορφή πίδακα [21]. Καθώς ο πίδακας του διαλύματος εξέρχεται, ο διαλύτης εξατμίζεται και εν τέλει, το πολυμερές εναποτίθεται με μορφή ινών πάνω στον συλλέκτη. Όπως με τις προηγούμενες συμβατικές μεθόδους, η τεχνική της ηλεκτροϊνοποίησης περιλαμβάνει διαλύτη που μπορεί να δράσει τοξικά για τα κύτταρα και άλλους βιολογικούς παράγοντες που θα εισαχθούν στο ικρίωμα.

Υπάρχουν αρκετές άλλες συμβατικές μέθοδοι όπως η τεχνική Sol Gel, η Ξήρανση με Ψύξη (freeze drying) και ο Αφρισμός Αερίου (Gas Foaming) που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή ικριωμάτων στα πλαίσια της αναγεννητικής ιατρικής οστικού ιστού. Παρόλα αυτά, αυτές οι συμβατικές μέθοδοι έχουν αρκετά μειονεκτήματα. Αρχικά, είναι πολύ δύσκολο να κατασκευαστούν ικρίωματα περίπλοκων γεωμετριών ενώ, το πορώδες και η διασυνδεσιμότητά του δεν μπορούν να κατασκευαστούν ελεγχόμενα. Είναι γεγονός ότι η γεωμετρία των ικριωμάτων επηρεάζει άμεσα τις λειτουργίες των κυττάρων και μια μη καθορισμένη και ανομοιόμορφη δομή στο πορώδες καθιστά αδύνατη την ρύθμιση της τρισδιάστατης κατανομής των κυττάρων στο εσωτερικό τους [22]. Όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως, στις περισσότερες συμβατικές μεθόδους, απαιτείται η χρήση διαλύτη και άλλων χημικών, υπολείμματα των οποίων μπορεί να είναι τοξικά για τα κύτταρα. Όλα αυτά, σε συνδυασμό με την πολυπλοκότητα, την έλλειψη αυτοματοποίησης και το υψηλό κόστος, οδήγησαν στην αναζήτηση άλλων μεθόδων που θα ξεπερνούν αυτά τα εμπόδια.

### **1.3.2 Μη – Συμβατικές Μέθοδοι Κατασκευής**

Για την κατασκευή ικριωμάτων οι περισσότερες μη – συμβατικές μέθοδοι είναι εκείνες της προσθετικής μηχανικής. Έχοντας ξεκινήσει ως μέθοδοι ταχείας πρωτοτυποποίησης για την κατασκευή πρωτότυπων προϊόντων, οι τεχνικές προσθετικής μηχανικής χρησιμοποιούνται ευρέως σε πολλές

εφαρμογές της μηχανικής για την κατασκευή λειτουργικών αντικειμένων [23]. Μια από αυτές τις εφαρμογές είναι και εκείνη της κατασκευής ικριωμάτων για την αναγέννηση ιστών.

Η μέθοδοι προσθετικής μηχανικής (Additive Manufacturing – AM), είναι προηγμένες μέθοδοι κατασκευής τρισδιάστατων γεωμετριών και δομών που στηρίζονται στην εναπόθεση υλικού με την μορφή διαδοχικών στρωμάτων. Σε αντίθεση με τις μεθόδους αφαιρετικής μηχανικής όπου αφαιρείται υλικό από ένα αρχικό δοκίμιο, στις μεθόδους προσθετικής μηχανικής, το υλικό προστίθεται στρώμα – στρώμα και η συγκόλληση αυτών των διαδοχικών στρωμάτων θα δημιουργήσει την τελική τρισδιάστατη γεωμετρία [24]. Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι προσθετικής μηχανικής, οι οποίες διαφοροποιούνται ως προς τον μηχανισμό και τα υλικά κατασκευής. Η μέθοδος Στερεολιθογραφίας, η Επιλεκτική Πυροσυσσωμάτωση με Laser, η μέθοδος Εναπόθεσης Συγκολλητικού Υλικού και η τεχνική Εξώθησης Υλικού είναι οι πιο διαδεδομένες μέθοδοι AM που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή ικριωμάτων οστικού ιστού.

### **1.3.2.1 Στερεολιθογραφία (SLA)**

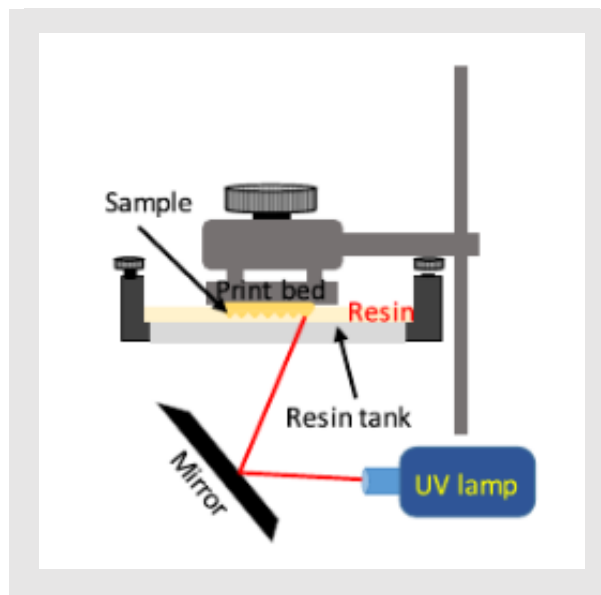
Η μέθοδος στερεολιθογραφίας (Stereolithography – SLA) στηρίζεται στην επιλεκτική στερεοποίηση μιας υγρής φωτοπολυμερούς ρητίνης με την χρήση laser για την κατασκευή τρισδιάστατων αντικειμένων [23]. Πιο συγκεκριμένα, η ρητίνη αποτελείται από ολιγομερή και μονομερή τα οποία αναμιγνύονται μαζί με άλλα υλικά όπως φωτοεκκινητές. Όταν η ρητίνη εκτίθεται σε ακτινοβολία (laser), τα μονομερή/ολιγομερή φωτοπολυμερίζονται, διασταυρώνονται μεταξύ τους και με αυτόν τον τρόπο δημιουργείται ένα στερεό μακρομόριο [25].

Ο πιο διαδεδομένος μηχανισμός στερεολιθογραφίας είναι εκείνος της διανυσματικής σάρωσης [23]. Τα βασικότερα μέρη του μηχανισμού αυτού είναι η πλατφόρμα κατασκευής πάνω στην οποία στηρίζεται το αντικείμενο που κατασκευάζεται, ο κάδος που περιέχει την υγρή ρητίνη, το οπτικό σύστημα το οποίο αποτελείται από μια πηγή laser (UV ακτινοβολίας) και από δύο γαλβανικούς καθρέπτες, καθώς και το σύστημα ελέγχου το οποίο μέσω αισθητήρων ελέγχει την πορεία της κατασκευής, το επίπεδο της ρητίνης στον κάδο, το μέγεθος και βάθος της εστίασης του laser κ.α. [23, 25]. Υπάρχουν δύο τρόποι κατασκευής των αντικειμένων προς εκτύπωση ανάλογα με τον τρόπο στήριξής τους επάνω στην πλατφόρμα κατασκευής και την κατεύθυνση κίνησης της πλατφόρμας. Ο ένας μηχανισμός ονομάζεται «Πάνω προς τα κάτω» και ο άλλος «Κάτω προς τα πάνω» με τον πιο διαδεδομένο να είναι εκείνος του «Κάτω προς τα πάνω». Πιο συγκεκριμένα, μια πηγή laser τοποθετείται στη διαφανή βάση του κάδου ρητίνης, ενώ η πλατφόρμα κατασκευής είναι βυθισμένη εντός του κάδου σε απόσταση από την ελεύθερη επιφάνεια της ρητίνης ίση με το πάχος μιας στρώσης κατασκευής. Στη συνέχεια, η δέσμη laser με την καθοδήγηση από τους κινούμενους στο επίπεδο γαλβανικούς καθρέπτες, διαγράφει συγκεκριμένες διαδρομές, φωτοπολυμερίζοντας και στερεοποιώντας επιλεκτικά την ρητίνη, δημιουργώντας έτσι την πρώτη στρώση της κατασκευής [25]. Με την ολοκλήρωση της πρώτης στρώσης, η πλατφόρμα κατασκευής μετατοπίζεται προς τα πάνω σε απόσταση όσο και το πάχος της επόμενης προς κατασκευή στρώσης και με παρόμοιο τρόπο,

δημιουργείται η δεύτερη στρώση της κατασκευής [23]. Η διαδικασία αυτή θα επαναλαμβάνεται μέχρι να κατασκευαστούν όλες οι στρώσεις της κατασκευής.

Άλλες μορφές στερεολιθογραφίας είναι η στερεολιθογραφία προβολής και ο πολυμερισμός δύο φωτονίων (2PP) [18]. Κατά την στερεολιθογραφία προβολής, κάθε στρώση – επίπεδο του αντικειμένου προς κατασκευή εκτυπώνεται ταυτόχρονα με μια μόνο μεγάλη δέσμη ακτινοβολίας χάρη στην παρουσία μιας δυναμικής μάσκας (ψηφιακός μικροκαθρέπτης DMD) η οποία προβάλλει κάθε φορά τις διαδοχικές λεπτές διατομές των στρώσεων του αντικειμένου προς εκτύπωση [23,26]. Η μέθοδος πολυμερισμού δύο φωτονίων (2PP), προσομοιάζει αρκετά με εκείνη της στερεολιθογραφίας διανυσματικής σάρωσης με την μόνη διαφορά ότι απαιτεί δύο πηγές φωτονίου (αντί για μία όπως στην περίπτωση της διανυσματικής σάρωσης) οι οποίες εστιάζουν σε ένα πολύ μικρό σημείο για να πολυμεριστεί η ρητίνη [26]. Οι δύο αυτές μέθοδοι επιτρέπουν την κατασκευή πολύ μικρών γεωμετρικών χαρακτηριστικών με μεγάλη ακρίβεια και γι' αυτό τον λόγο χρησιμοποιούνται αρκετά για την κατασκευή ικριωμάτων.

Ένα σημαντικό μειονέκτημα αυτής της μεθόδου που περιορίζει τη χρήση της στην κατασκευή ικριωμάτων είναι ότι οι ρητίνες θα πρέπει να είναι φωτοευαίσθητες και συγχρόνως να μπορούν να φιλοξενήσουν κύτταρα προς καλλιέργεια [8]. Όμως οι περισσότερες ρητίνες που χρησιμοποιούνται στην μέθοδο αυτή, είναι τοξικές για τα κύτταρα περιορίζοντας το εύρος υλικών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για αυτές τις εφαρμογές. Παρόλα αυτά, ήταν δυνατή η κατασκευή ικριωμάτων από PCL και HA, δίνοντας αρκετά καλά αποτελέσματα σχετικά με την δράση των κυττάρων [8,27]. Επίσης, με την χρήση των εξελιγμένων μορφών στερεολιθογραφίας (προβολής, 2PP κ.α.) είναι δυνατή η κατασκευή ικριωμάτων με διαστάσεις στην μικρο/νανοκλίμακα [18, 28].



Εικόνα 1.5: Σχηματική αναπαράσταση μεθόδου Στερεολιθογραφίας (SLA) [36].

### 1.3.2.2 Επιλεκτική Πυροσυσσωμάτωση Με Laser (SLS)

Η επιλεκτική πυροσυσσωμάτωση με laser (selective laser sintering , SLS) αποτελεί μια ακόμη ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδο προσθετικής μηχανικής στον τομέα της μηχανικής των ιστών. Σε αυτή την μέθοδο χρησιμοποιείται ένα laser CO<sub>2</sub> ως πηγή θερμότητας για την επιλεκτική σύντηξη σκόνης [24]. Η σκόνη που χρησιμοποιείται σε αυτή την μέθοδο μπορεί να αποτελείται από πολυμερή, κεραμικά ή μεταλλικά υλικά, καθώς επίσης και από σύνθετα αυτών επιτρέποντας την κατασκευή αντικειμένων για ποικίλες εφαρμογές [29].

Τα μέρη από τα οποία αποτελείται μια μηχανή SLS είναι παρόμοια με εκείνα μιας μηχανής SLA. Αρχικά η σκόνη επιστρώνεται πάνω στην πλατφόρμα κατασκευής σε κλειστό θερμαινόμενο θάλαμο με ατμόσφαιρα αζώτου για ελαχιστοποίηση της οξειδωσης. Η σκόνη επιστρώνεται με πάχος όσο το πάχος της πρώτης στρώσης της κατασκευής ενώ θερμαίνεται σε υψηλή θερμοκρασία αλλά χαμηλότερη του σημείου τήξης της προκειμένου να αποφευχθεί πιθανή στρέβλωση από διαστολή και συστολή κατά την διάρκεια της κατασκευής [23]. Στη συνέχεια το laser CO<sub>2</sub> μέσω γαλβανικών κατόπτρων πυροσυσσωματώνει επιλεκτικά την σκόνη για να σχηματιστεί η πρώτη στρώση. Με την ολοκλήρωση της πρώτης στρώσης, η πλατφόρμα κατασκευής μετακινείται προς τα κάτω σε απόσταση όσο και το πάχος της επόμενης στρώσης κατασκευής. Η σκόνη απλώνεται στην επιφάνεια και το laser σχηματίζει την δεύτερη στρώση της κατασκευής. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να ολοκληρωθεί η κατασκευή.

Ένα πλεονέκτημα της μεθόδου SLS είναι ότι εκτός από το πολυαμίδιο (νάιλον) που είναι και το πιο ευρέως χρησιμοποιούμενο υλικό, μπορεί να χρησιμοποιήσει ακόμα πολλά διαφορετικά υλικά. Ειδικότερα, μπορούν να χρησιμοποιηθούν θερμοπλαστικά ημι – κρυσταλλικά και άμορφα πολυμερή κυρίως λόγω της χαμηλής θερμοκρασίας τήξης και της χαμηλής θερμικής αγωγιμότητάς τους [23]. Η σημαντικότερη διαφορά των δύο είναι ότι στα ημι – κρυσταλλικά πολυμερή η θερμοκρασία τήξης είναι καλά καθορισμένη ενώ στα άμορφα πολυμερή το σημείο τήξης βρίσκεται εντός ενός εύρους θερμοκρασιών [29]. Αυτό επηρεάζει άμεσα την ισχύ του laser που πρέπει να χρησιμοποιηθεί. Στις βιοϊατρικές εφαρμογές και πιο συγκεκριμένα στην αναγέννηση οστικού ιστού, έχει αναφερθεί ότι χρησιμοποιούνται αρκετά πολυμερή όπως πολυ – L – γαλακτικό οξύ (PLLA), πολυγαλακτικό οξύ (PLA), πολυαιθεριθερκετόνη (PEEK) και πολυκαπρολακτόνη (PCL) για την κατασκευή ικριωμάτων [23, 29]. Εκτός από πολυμερή, συχνά χρησιμοποιούμενα είναι και τα κεραμικά όπως τα οξειδία μετάλλων (αλουμινίου ή τιτανίου), νιτρίδια και καρβίδια. Στην κατασκευή ικριωμάτων για αναγέννηση οστικού ιστού χρησιμοποιείται συχνά ο υδροξυαπατίτης (HA) [29]. Τέλος, η μέθοδος SLS μπορεί να κατασκευάσει αντικείμενα και κατ' επέκταση ικριώματα από μέταλλα όπως ο χάλυβας, το τιτάνιο, το νικέλιο και το κοβάλτιο καθώς επίσης και κράματα αυτών [23].

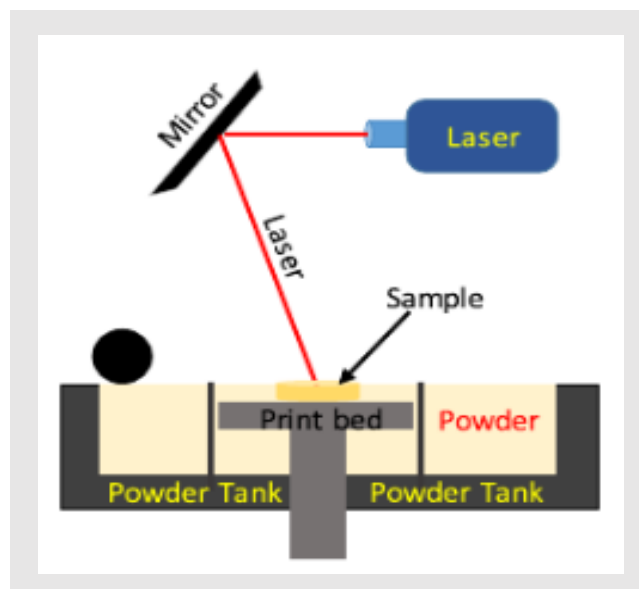
Η μεγαλύτερη πρόκληση αυτής της μεθόδου είναι η σύντηξη της σκόνης. Η σύντηξη της σκόνης στις μηχανές SLS μπορεί να πραγματοποιηθεί μέσω μηχανισμών που οφείλονται σε χημικές αντιδράσεις μεταξύ διαφορετικών ειδών σκόνης, στην συσσωμάτωση καθώς και την τήξη (μερική ή πλήρης) των σωματιδίων της σκόνης με την τήξη να είναι η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη [23]. Κατά την μερική τήξη, για να πραγματοποιηθεί η σύντηξη, τήκεται μόνο ένα μέρος της σκόνης το οποίο δρα ως συγκολλητικό μέσο για να ενώσει τα υπόλοιπα σωματίδια της σκόνης που βρίσκονται στην στερεή



φάση [23,29]. Προκειμένου να επιτευχθεί αυτό, η σκόνη πρέπει να αποτελείται είτε από διαφορετικά σωματίδια είτε από επικαλυμμένα με συγκολλητικό υλικό σωματίδια. Κατά την πλήρη τήξη, η σκόνη τήκεται πλήρως σε βάθος μεγαλύτερο από εκείνο που αναλογεί σε μια στρώση κατασκευής [23,29]. Εφαρμόζεται κυρίως στην περίπτωση της μεταλλικής και κεραμικής σκόνης και λιγότερο στα πολυμερή [29]. Τις περισσότερες φορές, γίνεται συνδυασμός των δύο αυτών μηχανισμών προκειμένου να συνδυαστούν τα πλεονεκτήματα των δύο, η υψηλή διαστασιολογική ακρίβεια και η υψηλή μηχανική αντοχή αντίστοιχα [23]. Βέβαια, στην κατασκευή ικριωμάτων, επειδή είναι απαραίτητο οι ιδιότητες του υλικού κατασκευής να μην αλλοιωθούν από τις υψηλές θερμοκρασίες, επιλέγεται ως μηχανισμός σύντηξης η μερική τήξη λόγω των χαμηλότερων θερμοκρασιών [18].

Το σημαντικότερο πλεονέκτημα της μεθόδου SLS είναι η δυνατότητα συνδυασμού μετάλλων με άλλα υλικά όπως πολυμερή και κεραμικά οδηγώντας στην δημιουργία ικριωμάτων υψηλών μηχανικών ιδιοτήτων αλλά και με καλή βιοσυμβατότητα και βιοδιασπασιμότητα [18]. Ένα ακόμα πλεονέκτημα της μεθόδου SLS στην κατασκευή των ικριωμάτων, είναι η απουσία στηριγμάτων κατά την κατασκευή [23]. Η στερεή σκόνη της προηγούμενης στρώσης μπορεί να δράσει ως στήριγμα για την επόμενη εάν αυτό είναι απαραίτητο, επιτρέποντας την κατασκευή ικριωμάτων που δεν απαιτούν μετεπεξεργασία (αφαίρεση των υποστηρικτικών δομών) βελτιώνοντας τον βαθμό αποστείρωσης του ικριώματος.

Αξίζει να αναφερθεί ότι μια παραλλαγή της SLS, η EBM (electron beam melting) χρησιμοποιείται αρκετά στην κατασκευή ικριωμάτων από μέταλλο όπως το τιτάνιο. Η μέθοδος αυτή στηρίζεται πολύ στην μέθοδο SLS με την μόνη διαφορά ότι η EBM χρησιμοποιεί δέσμη ηλεκτρονίων αντί για δέσμη laser ως πηγή ενέργειας [8]. Αυτή η διαφορά καθιστά την EBM πιο γρήγορη διαδικασία σε σχέση με την SLS.



Εικόνα 1.6: Σχηματική αναπαράσταση μέθοδος Επιλεκτικής συσσωμάτωσης με Laser (SLS) [36].

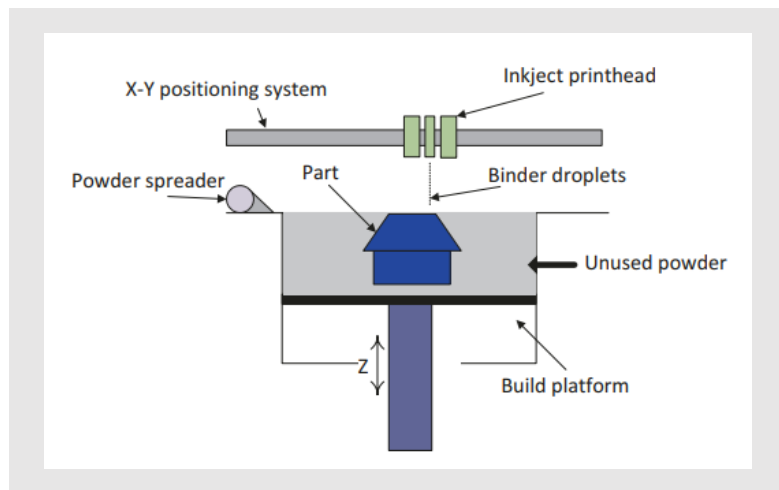
### 1.3.2.3 Εναπόθεση Συγκολλητικού Υλικού (Binder Jetting)

Γνωστή και ως τρισδιάστατη εκτύπωση (Three Dimension Printing – 3DP), η εναπόθεση συγκολλητικού υλικού αποτελεί μια ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδο προσθετικής μηχανικής που βρίσκει εφαρμογή και στο πεδίο της αναγεννητικής μηχανικής. Σαν μέθοδος προσομοιάζει αρκετά με εκείνη της επιλεκτικής πυροσυσσωμάτωσης με laser SLS, με τη διαφορά ότι αντί για χρήση δέσμης laser, χρησιμοποιείται συγκολλητικό υλικό για την σύνδεση της σκόνης [18]. Πιο συγκεκριμένα, μια κεφαλή εκτύπωσης inkjet, εκτοξεύει σταγονίδια συγκολλητικού υλικού πάνω σε σκόνη που έχει διαστρωθεί στην πλατφόρμα κατασκευής δημιουργώντας συσσωματώματα μεταξύ των στοιχείων της σκόνης και των υγρών σταγονιδίων του συγκολλητικού υλικού [23]. Όπως και στην μέθοδο SLS όπου το laser πυροσυσσωματώνει επιλεκτικά την σκόνη, έτσι και στην μέθοδο binder jetting η κεφαλή inkjet εκτοξεύει τα σταγονίδια συγκολλητικού υλικού σε καθορισμένες θέσεις, συσσωματώνοντας την σκόνη επιλεκτικά, στα σημεία της διατομής κάθε στρώσης κατασκευής. Αφού κατασκευαστεί η πρώτη στρώση του προς κατασκευή αντικειμένου, η πλατφόρμα κατασκευής κατεβαίνει σε απόσταση όσο το ύψος της επόμενης στρώσης κατασκευής και στην συνέχεια επιστρώνεται εκ νέου με σκόνη [23]. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου ολοκληρωθεί η κατασκευή.

Ανάλογα με την μορφή με την οποία τα σταγονίδια εξέρχονται, οι κεφαλές χωρίζονται σε συνεχούς ρεύματος CS (continuous stream) και μεμονωμένων σταγονιδίων DOD (drop on demand) με τις DOD να είναι περισσότερο χρησιμοποιούμενες λόγω των περισσότερων πλεονεκτημάτων τους [23]. Οι DOD κεφαλές χωρίζονται βάσει του τρόπου με τον οποίο δημιουργούνται τα σταγονίδια σε πιεζοηλεκτρικές και θερμικές κεφαλές [29]. Στις θερμικές κεφαλές, το συγκολλητικό υλικό θερμαίνεται χάρη ενός ηλεκτρικού αντιστάτη με αποτέλεσμα να δημιουργηθεί μια φυσαλίδα στο εσωτερικό του υγρού η οποία διαστέλλεται για να εξωθήσει στην συνέχεια μια σταγόνα συγκολλητικού υγρού από το ακροφύσιο [23,29]. Από την άλλη, οι πιεζοηλεκτρικές κεφαλές στηρίζουν την λειτουργία τους στην ογκομετρική μεταβολή του συγκολλητικού υλικού εντός του δοχείου που βρίσκεται, η οποία οφείλεται στη μεταβολή κάποιου πιεζοηλεκτρικού στοιχείου [29]. Αυτή η ογκομετρική μεταβολή ωθεί ένα σταγονίδιο να εξέλθει από το ακροφύσιο της κεφαλής. Από τις δύο, η πιεζοηλεκτρική είναι η περισσότερο χρησιμοποιούμενη στην κατασκευή ικριωμάτων διότι, δεν απαιτεί υψηλές θερμοκρασίες οι οποίες μπορούν να επηρεάσουν αρνητικά τις βιολογικές ιδιότητες του υλικού [29]. Επίσης, επιτρέπουν την δημιουργία μικρότερων και περισσότερο ομοιόμορφων σταγονιδίων σε σχέση με τις θερμικές οδηγώντας σε μεγαλύτερης ακρίβειας κατασκευές [23,29].

Στην αναγέννηση οστικού ιστού, η μέθοδος αυτή έχει δύο σημαντικά μειονεκτήματα που περιορίζουν την χρήση της. Πρώτον, τα ικρίωματα που κατασκευάζονται έχουν πολύ χαμηλές μηχανικές ιδιότητες, παράμετρος που είναι αρκετά σημαντική όταν γίνεται λόγος για ικρίωματα οστών [18]. Ως μετά – επεξεργασία, η πυροσυσσωμάτωση μπορεί να βελτιώσει τις μηχανικές ιδιότητες του ικριώματος, ωστόσο μπορεί να μειώσει την ικανότητα προσκόλλησης των κυττάρων σε αυτό [29]. Δεύτερον, το συγκολλητικό υλικό θα πρέπει να μην είναι τοξικό για τα κύτταρα μειώνοντας αρκετά τις επιλογές τέτοιων υλικών για αυτές τις εφαρμογές. Παρόλα αυτά έχουν αναφερθεί αρκετές κατασκευές ικριωμάτων από σύνθετα υλικά όπως PCL – χιτοζάνη και PLGA/TCP που εμφάνισαν

αρκετά καλές μηχανικές ιδιότητες που είναι αντίστοιχες εκείνων ενός σπογγώδους οστού [8,18]. Επίσης έχουν κατασκευαστεί αρκετά κριώματα από υδρογέλες στις οποίες περιέχονται βιολογικά ενεργά κύτταρα τα οποία ενσωματώνονται στο κριώμα από το στάδιο της εκτύπωσης [18]. Αυτό αποτελεί ένα πλεονέκτημα της μεθόδου καθώς οι υδρογέλες μαζί με τα κύτταρα δεν χρειάζεται να εκτεθούν σε υψηλά θερμικά φορτία όπως UV ακτινοβολία από laser, τα οποία μπορούν να βλάψουν τα κύτταρα.



Εικόνα 1.7 : Σχηματική αναπαράσταση μεθόδου Εναπόθεσης συγκολλητικού υλικού [23].

#### 1.3.2.4 Τεχνική εξώθησης υλικού (FDM)

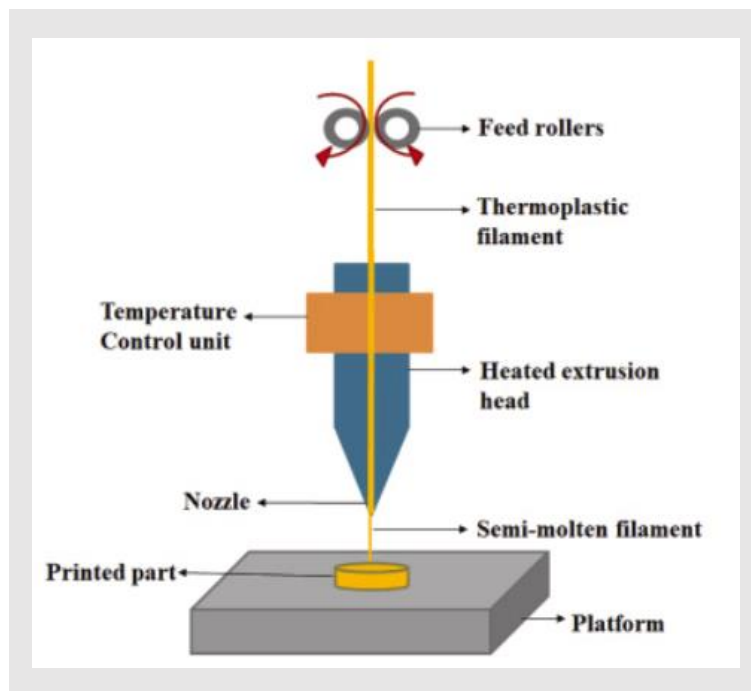
Η τελευταία μέθοδος προσθετικής μηχανικής που χρησιμοποιείται αρκετά για την κατασκευή τρισδιάστατων οστικών κριωμάτων είναι η τεχνολογία εξώθησης υλικού FDM (fused deposition modeling). Η μέθοδος FDM είναι από τις περισσότερο χρησιμοποιούμενες μεθόδους προσθετικής μηχανικής λόγω της απλότητας και του χαμηλού κόστους της. Έχουν γίνει αρκετές αναφορές με χρήση βιοεκτυπωτών που λειτουργούν με την μέθοδο εξώθησης υλικού για την κατασκευή τρισδιάστατων κριωμάτων με τα αποτελέσματα να είναι αρκετά ικανοποιητικά.

#### ΣΚΟΠΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Παρόλο που σε αρκετές έρευνες γίνεται αναφορά της μεθόδου FDM για την κατασκευή κριωμάτων, λίγες είναι εκείνες που αναφέρονται στον τρόπο κατασκευής τους και την επίδραση των παραμέτρων εκτύπωσης στην κατασκευή τους. Επιπρόσθετα, στις περισσότερες περιπτώσεις (εάν όχι σε όλες) χρησιμοποιείται κάποιος βιοεκτυπωτής που προορίζεται αποκλειστικά για βιοϊατρικές εφαρμογές. Όμως τα περισσότερα εργαστήρια διαθέτουν απλούς βιομηχανικούς εκτυπωτές FDM οι οποίοι διαφέρουν αρκετά ως προς τα τεχνικά χαρακτηριστικά και τις δυνατότητές τους σε σχέση με τους βιοεκτυπωτές. Για τον λόγο αυτό, στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής εργασίας, θα γίνει χρήση εκτυπωτή FDM βιομηχανικών εφαρμογών προκειμένου να κατασκευαστούν τρισδιάστατα πορώδη κριώματα που θα στοχεύουν στην αναγέννηση οστικού ιστού. Επίσης, θα γίνει περιγραφή των σταδίων κατασκευής τους και θα αναλυθούν οι επιδράσεις των διαφόρων παραμέτρων στις διαστάσεις και την γεωμετρία αυτών των κριωμάτων.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΤΕΧΝΙΚΗ ΕΞΩΘΗΣΗΣ ΥΛΙΚΟΥ (FDM)

Η τεχνική της εξώθησης υλικού είναι μια μέθοδος προσθετικής μηχανικής η οποία στηρίζεται στην εναπόθεση ενός εξωθούμενου σε μερικώς ρευστή μορφή θερμοπλαστικού υλικού πάνω σε μια πλατφόρμα κατασκευής για την κατασκευή τρισδιάστατων κατασκευών στρώμα προς στρώμα [23,30]. Το υλικό εισέρχεται εντός μιας κεφαλής με την μορφή νήματος και εντός ενός θαλάμου θερμαίνεται προκειμένου να ρευστοποιηθεί και στη συνέχεια να εξέλθει από το ακροφύσιο της κεφαλής στην επιθυμητή μερικώς ρευστή μορφή (εικόνα 3.1). Η μεγαλύτερη πρόκληση αυτής της μεθόδου είναι η συμπεριφορά του υλικού κατά την εναπόθεσή του. Είναι σημαντικό, το υλικό μετά την εναπόθεσή του να στερεοποιηθεί πλήρως και ταυτόχρονα να συγκολληθεί αποδοτικά με την στρώση υλικού που έχει εναποτεθεί σε προηγούμενο στάδιο εκτύπωσης χωρίς να μεταβληθεί το τελικό σχήμα [23]. Σε κάθε περίπτωση FDM μηχανισμού, η διαδικασία κατασκευής και οι παράμετροι λειτουργίας είναι παρόμοιοι και παρακάτω αναλύονται τα στάδια και τα σημαντικότερα χαρακτηριστικά μιας μεθόδου FDM.



Εικόνα 3.1: Αναπαράσταση μεθόδου εξώθησης υλικού (FDM) [1].

### 2.1 Σχεδιασμός σε υπολογιστή CAD, τεμαχισμός και εξαγωγή κώδικα

Αρχικά και όπως σε κάθε μέθοδο προσθετικής μηχανικής, θα πρέπει να γίνει η σχεδίαση του αντικειμένου προς κατασκευή σε τρισδιάστατη μορφή μέσω ενός λογισμικού σχεδίασης. Η σχεδίαση με χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή CAD (computer – aided – manufacturing) επιτρέπει την δημιουργία ψηφιακών τρισδιάστατων σχεδίων των προς κατασκευή αντικειμένων και πολλές φορές είναι απαραίτητο να προηγηθεί οποιασδήποτε διαδικασίας κατασκευής. Ο σχεδιασμός με χρήση Η/Υ προσφέρει μια πληθώρα πλεονεκτημάτων. Ένα ψηφιακό τρισδιάστατο σχέδιο επιτρέπει στον

μηχανικό να κατανοήσει τα χαρακτηριστικά της κατασκευής και να τα βελτιώσει αν αυτό κρίνεται απαραίτητο. Η οποιαδήποτε αλλαγή και βελτίωση μπορεί να γίνει αρκετά εύκολα και γρήγορα εξοικονομώντας χρόνο από την διαδικασία της κατασκευής. Αυτή η μείωση χρόνου μπορεί να οδηγήσει και σε αύξηση της παραγωγικότητας. Τέλος, η δυνατότητα να προληφθούν τυχόν λάθη, επιτρέπει την δημιουργία τελικών προϊόντων με λίγα έως και καθόλου σφάλματα.

Στη συνέχεια το αρχείο CAD θα πρέπει να μετατραπεί σε κάποια μορφή αρχείου προκειμένου να μπορεί να εισαχθεί σε κάποιο λογισμικό τεμαχιστή. Τα αρχεία τρισδιάστατης εκτύπωσης είναι αρχεία που στηρίζονται σε τριγωνισμούς των επιφανειών του μοντέλου CAD. Τα αρχεία αυτά περιλαμβάνουν πληροφορίες μόνο για την επιφανειακή γεωμετρία του αντικειμένου και δεν λαμβάνουν υπόψη χαρακτηριστικά όπως χρώμα, υφή επιφάνειας κ.α. [24]. Τα πιο διαδεδομένα είναι τα αρχεία στερεολιθογραφίας STL. Αφού γίνει η μετατροπή του αρχείου, αυτό μεταφέρεται στο λογισμικό τεμαχισμού. Το λογισμικό τεμαχισμού (slicer) μετατρέπει την γεωμετρία του τρισδιάστατου αρχείου CAD σε οριζόντια επίπεδα – στρώματα βάσει της στρωματοποιημένης τεχνικής και καθορίζεται ο τρόπος με τον οποίο θα εκτυπώνονται τα επιμέρους στρώματα από την κεφαλή [24]. Ο μηχανικός, αφού εισάγει το τρισδιάστατο μοντέλο στο λογισμικό του τεμαχιστή, θα πρέπει να ορίσει τις παραμέτρους της εκτύπωσης που επιθυμεί. Υπάρχει μια πληθώρα παραμέτρων που μπορούν να οριστούν προκειμένου να βελτιώσουν την εκτύπωση. Οι βασικότερες παράμετροι που καθορίζονται είναι η διάμετρος του νήματος, η διάμετρος του ακροφυσίου, η θερμοκρασία ακροφυσίου, η θερμοκρασία του κρεβατιού (στις μεθόδους FDM η πλατφόρμα κατασκευής ορίζεται και ως κρεβάτι), η ταχύτητα εκτύπωσης, το ύψος και το πλάτος κάθε στρώσης, το ποσοστό πλήρωσης, η γεωμετρία πλήρωσης, ο βαθμός επικάλυψης, το πάχος εξωτερικών τοιχωμάτων, οι διαστάσεις του εκτυπωτή και αρκετές ακόμα που θα αναλυθούν περαιτέρω στη συνέχεια. Όταν γίνει ο καθορισμός των επιθυμητών παραμέτρων, το λογισμικό τεμαχισμού θα εξάγει ένα κώδικα που θα περιλαμβάνει εντολές καθοδήγησης. Ο πιο ευρέως χρησιμοποιούμενος κώδικας είναι ο G – κώδικας, και είναι εκείνος που θα εισαχθεί στο σύστημα του εκτυπωτή για να πραγματοποιηθεί η εκτύπωση.

Ο κώδικας G είναι ένα σύνολο εντολών και η κάθε εντολή αποτελεί μια γραμμή του κώδικα. Οι εντολές του κώδικα G χωρίζονται σε δύο κατηγορίες που συμβολίζονται ως M και G. Οι εντολές G σχετίζονται με τις κινήσεις στους τρεις άξονες της κεφαλής και του κρεβατιού, ενώ οι εντολές M αφορούν τις υπόλοιπες λειτουργίες του εκτυπωτή όπως τον αερισμό, την αλλαγή νήματος, την ροή του νήματος κ.α. Οι δύο κατηγορίες συνδυάζονται για να δημιουργηθεί ο απαιτούμενος για την σωστή κατασκευή κώδικας. Υπάρχουν πολλές εντολές κώδικα G και είναι αδύνατον να αναλυθούν όλες ως προς τις λειτουργίες τους και τον τρόπο με τον οποίο αυτές συνδέονται μεταξύ τους. Τα λογισμικά τεμαχισμού, δημιουργούν αυτόματα τους κώδικες G, με αποτέλεσμα να μην είναι απαραίτητη η παρέμβαση του μηχανικού στη γραφή τους. Παρόλα αυτά, καλό είναι να είναι γνώριμος με τις βασικότερες εντολές ενός κώδικα G ώστε να είναι πιο εύκολη η κατανόηση της εκτύπωσης.

Ακολουθούν ορισμένες από τις πιο συχνά χρησιμοποιούμενες εντολές κώδικα G:

- **Εντολές για γραμμική κίνηση G0 και G1:** Οι δύο εντολές αναφέρονται σε γραμμικές κινήσεις της κεφαλής, με την διαφορά ότι η G1 δίνει εντολή η κεφαλή να κινηθεί ευθύγραμμα αφήνοντας ταυτόχρονα υλικό από το ακροφύσιο, ενώ η G0 δίνει εντολή να κινηθεί ευθύγραμμα η κεφαλή χωρίς την εναπόθεση υλικού. Οι δύο αυτές εντολές συνοδεύονται από παραμέτρους που

αφορούν τη διαδρομή που πρέπει να κάνει η κεφαλή καθώς και παραμέτρους που αφορούν την ταχύτητα με την οποία πρέπει να κινηθεί.

Τις περισσότερες φορές οι εντολές αυτές γράφονται με την μορφή G1 F... X... Y... Z... E...

Ο όρος F αναφέρεται στον ρυθμό τροφοδοσίας (feed rate) και συνδέεται άμεσα με την ταχύτητα της κεφαλής (mm/min). Οι όροι X Y Z είναι οι συντεταγμένες του σημείου που θα μετακινηθεί γραμμικά η κεφαλή (mm) και E το μήκος εξώθησης υλικού (mm). Επειδή οι εντολές αυτές αναφέρονται σε ένα συγκεκριμένο επίπεδο, η παράμετρος Z πολλές φορές παραλείπεται. Ακολουθεί ένα παράδειγμα:

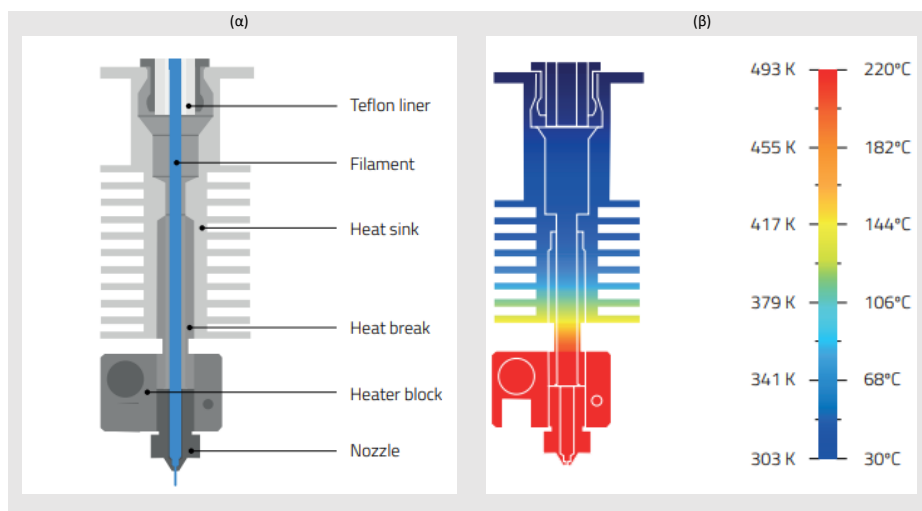
G1 F600 X100 Y50 Z0.5 E0.5

Η εντολή καθοδηγεί την κεφαλή του εκτυπωτή με γραμμικό τρόπο στην θέση με συντεταγμένες (X, Y, Z) = (100, 50, 0.5), με ταχύτητα κεφαλής 600 mm/min ή 10 mm/sec και με εξώθηση 0.5 mm νήματος.

- **Εντολές για κυκλική κίνηση G2 και G3:** Οι δύο εντολές αναφέρονται σε κυκλικές κινήσεις της κεφαλής, με την διαφορά ότι η G2 κινεί την κεφαλή ωρολογιακά, ενώ η G3 αντιωρολογιακά. Και οι δύο εντολές συνοδεύονται από τις συντεταγμένες του σημείου στο οποίο πρέπει να καταλήξει η κεφαλή καθώς και από την ακτίνα του τόξου που θα διαγράψει.
- **G28:** Η εντολή αυτή πηγαίνει την κεφαλή και το κρεβάτι στο σημείο μηδέν του εκτυπωτή (home).
- **G29:** Εντολή που εκτελεί αυτόματο καλιμπράρισμα του κρεβατιού.
- **G90:** Ορίζει απόλυτο σύστημα συντεταγμένων. Όλες οι συντεταγμένες ορίζονται ως προς ένα σημείο με συγκεκριμένες συντεταγμένες.
- **G91:** Ορίζει σχετικό σύστημα συντεταγμένων. Όλες οι συντεταγμένες ορίζονται βάσει των συντεταγμένων του σημείου που βρισκόταν η κεφαλή προηγουμένως. Τόσο η G91 όσο και η G90, προηγούνται των εντολών G0, G1, G2 και G3 ώστε να καθορίζονται οι συντεταγμένες τους.
- **G10:** Δίνει εντολή στην κεφαλή να τραβήξει το νήμα προς τα πίσω. Η λειτουργία αυτή είναι γνωστή ως ανάκληση του νήματος (retraction).
- **Εντολές θερμοκρασίας:** Υπάρχουν εντολές που αφορούν την θερμοκρασία του ακροφυσίου και εντολές που αφορούν την θερμοκρασία του κρεβατιού:
  - M104:** καθορίζει την θερμοκρασία του ακροφυσίου.
  - M140:** καθορίζει την θερμοκρασία του κρεβατιού.Υπάρχουν επίσης οι εντολές **M109** και **M190** για την θερμοκρασία του ακροφυσίου και του κρεβατιού αντίστοιχα. Η μόνη διαφορά είναι ότι στις M104 και M140 αφού δοθεί η εντολή να θερμανθεί το ακροφύσιο και το κρεβάτι, ο εκτυπωτής συνεχίζει να διαβάζει και να εκτελεί τις επόμενες εντολές ενώ η θερμοκρασία συνεχίζει να αυξάνει μέχρι την θερμοκρασία που έχει οριστεί. Αντίθετα στις M109 και M190 δεν εκτελούνται οι επόμενες εντολές του κώδικα έως ότου η θερμοκρασία του ακροφυσίου ή του κρεβατιού φτάσει στην επιθυμητή τιμή.
- **M106:** Εντολή για ενεργοποίηση του ανεμιστήρα
- **M107:** Εντολή για απενεργοποίηση του ανεμιστήρα
- **M82:** Εντολή για να μηδενιστεί η παράμετρος μήκους εξώθησης υλικού E.

## 2.2 Ρευστοποίηση και εξώθηση του υλικού

Το υλικό που στις μεθόδους εξώθησης είναι κάποιο συνεχές νήμα (filament), εισέρχεται εντός ενός θαλάμου με την βοήθεια ενός μηχανισμού τροφοδοσίας. Τις περισσότερες φορές, αυτός ο μηχανισμός είναι κάποιο σύστημα κοχλιών, το οποίο επιτελεί δύο λειτουργίες. Αφενός τροφοδοτεί το νήμα εντός του θαλάμου για την ρευστοποίησή του, αφετέρου ωθεί το υλικό να εξέλθει από το ακροφύσιο ασκώντας του την απαιτούμενη πίεση [23]. Αυτός ο μηχανισμός κινείται χάρη στην παρουσία ενός βηματικού κινητήρα συνεχούς ρεύματος και όλα αυτά μαζί αποτελούν το ψυχρό άκρο της κεφαλής (coldend). Στην συνέχεια το νήμα περνάει στο θερμό άκρο της κεφαλής (hotend) μέσω ενός σωλήνα PTFE. Το θερμό άκρο αποτελεί το μέρος της κεφαλής όπου το νήμα ρευστοποιείται και στη συνέχεια εξωθείται. Τα δομικά του μέρη μπορεί να διαφέρουν από εκτυπωτή σε εκτυπωτή, ωστόσο τα κυριότερα μέρη του είναι το ακροφύσιο, το heater block, το heat brake και η ψήκτρα μαζί με τον ανεμιστήρα (βλέπε εικόνα 2.2). Αφού το νήμα διέλθει μέσα από των σωλήνα PTFE, θα περάσει μέσα από την ψήκτρα και το heat break. Η ψήκτρα, σε συνδυασμό με τον ανεμιστήρα, διατηρούν την θερμοκρασία του νήματος σε χαμηλά επίπεδα πριν περάσει στο heat block. Η ψήκτρα κατασκευάζεται συνήθως από αλουμίνιο για να απάγει εύκολα την θερμότητα που προέρχεται από το heat block. Με αυτό τον τρόπο αποτρέπεται η αλλοίωση του νήματος λόγω υψηλών θερμοκρασιών πριν εισαχθεί στο heat block. Το heat brake συνδέει την ψήκτρα και το heat block, οδηγεί το νήμα προς το ακροφύσιο και είναι κατασκευασμένο από ανοξείδωτο χάλυβα (χαμηλή θερμική αγωγιμότητα) προκειμένου να δρα ως θερμική αντίσταση [31]. Το heat block είναι υπεύθυνο για τη θέρμανση του ακροφυσίου και περιλαμβάνει έναν θερμαντήρα (cartridge heater) και ένα θερμικό αισθητήρα (thermistor) [31]. Ο θερμαντήρας είναι εκείνος που θερμαίνεται και μέσω του heat block θερμαίνει το ακροφύσιο. Προκειμένου να ελέγχεται και να ρυθμίζεται η επιθυμητή θερμοκρασία του ακροφυσίου χρησιμοποιείται ο θερμικός αισθητήρας. Τέλος το σημαντικότερο μέρος του θερμού άκρου και γενικότερα της κεφαλής είναι το ακροφύσιο.



Εικόνα 2.2: (α) Μέρη μιας κεφαλής, Θερμό και ψυχρό άκρο – (β) θερμοκρασιακή κατανομή στα μέρη μιας κεφαλής κατά την διάρκεια μιας εκτύπωσης [31].

### 2.3 Το Ακροφύσιο

Το ακροφύσιο (nozzle) βρίσκεται στο θερμό άκρο της κεφαλής και μάλιστα είναι το τελευταίο εξάρτημά της από το οποίο θα περάσει το νήμα. Από το ακροφύσιο ρέει το ρευστοποιημένο υλικό και είναι εκείνο που θα καθορίσει την μορφή και το μέγεθός του καθώς αυτό εναποτίθεται στο κρεβάτι του εκτυπωτή [32]. Τα δύο βασικότερα χαρακτηριστικά ενός ακροφυσίου που επιδρούν στην απόδοση μιας εκτύπωσης είναι η διάμετρος ακροφυσίου και το υλικό κατασκευής του [24].

Υπάρχει μια μεγάλη ποικιλία ακροφυσίων διαφορετικών διαμέτρων (εικόνα 2.3). Με τον όρο διάμετρος ακροφυσίου, εννοείται η διάμετρος της οπής από την οποία εκρέει το ρευστοποιημένο νήμα. Οι διάμετροι κυμαίνονται από 0,1 mm έως και 2 mm, με την πιο ευρέως χρησιμοποιούμενη να είναι εκείνη των 0,4 mm. Αυτή η διάμετρος επιτρέπει τον συνδυασμό γρήγορης και καλής ακρίβειας εκτύπωσης. Οι μικρότερες διάμετροι μπορούν να προσφέρουν υψηλής διαστασιολογικής ακρίβειας κατασκευές και είναι κατάλληλες για μικρές κατασκευές [24]. Ωστόσο, το υλικό αναγκαστικά θα ρέει με μικρότερη ταχύτητα και σε μικρότερες ποσότητες αυξάνοντας κατά πολύ τον χρόνο εκτύπωσης. Επιπρόσθετα, είναι δύσκολο να αποδώσουν για νήματα από μαλακό υλικό ή από σύνθετα με πρόσθετα που δεν λιώνουν διότι είναι πιθανό να φράξουν [32]. Από την άλλη πλευρά, οι μεγαλύτερες διάμετροι ( 0,8 mm έως 2 mm), επιτρέπουν την εξώθηση περισσότερου υλικού με αποτέλεσμα τη μείωση του συνολικού χρόνου εκτύπωσης. Χρησιμοποιούνται για μεγάλες και συμπαιγές κατασκευές όπου η ακρίβεια δε διαδραματίζει σημαντικό παράγοντα στην εκτύπωση. Επίσης δεν είναι επιρρεπείς σε φράξιμο γεγονός που επιτρέπει την χρήση ενός μεγάλου εύρους υλικών. Ένα σημαντικό μειονέκτημα των ακροφυσίων μεγάλων διαμέτρων είναι ότι δεν είναι πάντα συμβατά με όλους τους εκτυπωτές FDM. Τα μεγαλύτερα ακροφύσια να μην μπορούν να εξωθήσουν μεγαλύτερες ποσότητες υλικού, ωστόσο αυτό απαιτεί μεγαλύτερα θερμικά φορτία σε σχέση με τα ακροφύσια μικρών διαμέτρων προκειμένου να ρευστοποιηθεί το νήμα. Αυτή η θερμότητα θα προέλθει από το heat block, και οι περισσότεροι εκτυπωτές διαθέτουν θερμά άκρα κεφαλής που δεν μπορούν να ανταπεξέλθουν σε τόσο μεγάλα θερμικά φορτία [32]. Εκτός από την διάμετρο, το υλικό κατασκευής ενός ακροφυσίου παίζει και αυτό σημαντικό ρόλο στην εκτύπωση.

Τα ακροφύσια κατασκευάζονται συνήθως από κάποιο μέταλλο, διότι πρέπει να έχουν υψηλή θερμική αγωγιμότητα προκειμένου να μπορούν να διατηρούν συνεχώς το νήμα σε ρευστή μορφή μέχρι να εξέλθει από αυτό [32]. Τα ευρέως χρησιμοποιούμενα υλικά κατασκευής είναι ο ορείχαλκος, ο ανοξείδωτος χάλυβας, ο σκληρυμένος χάλυβας, το ρουμπίνι ακόμα και συνδυασμός μετάλλων. Ο ορείχαλκος (κράμα χαλκού και ψευδάργυρου) εμφανίζει υψηλή θερμική αγωγιμότητα και αποδίδει σε θερμοκρασίες μέχρι και τους 300 °C, ωστόσο περιορίζεται σε εκτυπώσεις απλών υλικών όπως το PLA, το ABS και το PETG διότι τα ακροφύσια αυτά έχουν χαμηλή αντοχή σε φθορά και υλικά που είναι σκληρά μπορεί να τους δημιουργήσουν ζημιές όταν έρθουν σε επαφή [24,32]. Από την άλλη, ο ανοξείδωτος χάλυβας εμφανίζει μεγαλύτερη αντοχή σε φθορά όμως έχει μικρότερη θερμική αγωγιμότητα γεγονός που επιβάλλει μεγαλύτερα θερμικά φορτία σε σχέση με τον ορείχαλκο [32]. Ο ορείχαλκος μαζί με τον ανοξείδωτο χάλυβα είναι τα περισσότερο χρησιμοποιούμενα υλικά και βρίσκουν εφαρμογή σε εκτυπώσεις που δεν έχουν μεγάλες απαιτήσεις σε θερμικά φορτία ή αντοχή σε φθορά. Σε αυτές τις περιπτώσεις χρησιμοποιούνται ακροφύσια που είναι κατασκευασμένα από



σκληρυμένο χάλυβα, από ρουμπίνι ή και ακροφύσια που είναι συνδυασμός μετάλλων που είναι γνωστά ως συναρμολογημένα ακροφύσια. Ο σκληρυμένος χάλυβας, χρησιμοποιείται σε εκτυπώσεις με θερμοκρασία εκτύπωσης μέχρι τους 500 °C ενώ η υψηλή αντοχή του σε φθορά διευρύνει το εύρος των χρησιμοποιούμενων υλικών εκτύπωσης με την προσθήκη υλικών όπως υλικά με σκληρές μεταλλικές προσμίξεις, τα ανθρακονήματα (carbon), το ξύλο κ.α. [24]. Παρόλα αυτά, έχουν πολύ χαμηλή θερμική αγωγιμότητα και η εσωτερική τραχύτητα που εμφανίζουν στο εσωτερικό τους μειώνει την ποιότητα του τελικού αποτελέσματος [32]. Τα ακροφύσια με ρουμπίνι είναι ακροφύσια που στη μύτη τους προστίθεται ένα μικρό ρουμπίνι. Η παρουσία του αυξάνει κατά πολύ την ευκολία εκτύπωσης δύσκολων υλικών καθώς αυξάνει κατά πολύ την αντοχή σε φθορά του ακροφυσίου. Επίσης η μέγιστη θερμοκρασία εκτύπωσης φτάνει μέχρι και τους 550°C [24]. Τέλος υπάρχουν και τα συναρμολογημένα ακροφύσια τα οποία αποτελούνται από δύο υλικά, το ένα εσωτερικά και το άλλο εξωτερικά. Το υλικό εσωτερικά έχει υψηλή αντοχή σε φθορά ενώ το εξωτερικό έχει την απαιτούμενη υψηλή θερμική αγωγιμότητα [32]. Με αυτό τον τρόπο γίνεται ένας συνδυασμός πλεονεκτημάτων των άλλων υλικών κατασκευής ακροφυσίων. Ένα παράδειγμα είναι ακροφύσια από ορείχαλκο με εσωτερική επένδυση από νικέλιο ή χρώμιο [24].

Αξίζει να σημειωθεί ότι το ακροφύσιο και συγκεκριμένα η διάμετρος του επιδρά σε μια σημαντική παράμετρο της εκτύπωσης, εκείνη του ύψους στρώσης. Το ύψος στρώσης επιλέγεται από τον μηχανικό ανάλογα με τις απαιτήσεις της εκτύπωσης και ρυθμίζεται μέσω του λογισμικού του τεμαχιστή. Ωστόσο, πάντα θα πρέπει να καθορίζεται η διάμετρος του ακροφυσίου διότι, βάσει αυτής θα υπάρχει και ένα ορισμένο εύρος για τα δυνατά ύψη στρώσεων. Πιο συγκεκριμένα το μέγιστο και το ελάχιστο ύψος στρώσης που μπορούν να προκύψουν για ένα συγκεκριμένο ακροφύσιο είναι 80% και 25% της διαμέτρου ακροφυσίου αντίστοιχα [24]. Συνήθως ρυθμίζεται στο 50% της διαμέτρου. Για παράδειγμα αν έχει επιλεγεί ακροφύσιο διαμέτρου 0.4 mm τότε το ελάχιστο δυνατό ύψος είναι 0,1 mm και το μέγιστο 0,32 mm, ενώ η συνήθης επιλογή θα είναι 0,2 mm. Η διάμετρος του ακροφυσίου επηρεάζει και το πλάτος της εναποτιθέμενης στρώσης. Αυτό θα είναι μεταξύ 60% και 200% της διαμέτρου ακροφυσίου, με τις περισσότερες φορές να επιλέγεται μεταξύ 100% και 120% [32]. Η αλλαγή ενός ακροφυσίου με κάποιο άλλο διαφορετικής διαμέτρου είναι σχετικά απλή διαδικασία (σε περιπτώσεις όπου ο εκτυπωτής είναι συμβατός) και αυτό επιτρέπει να εκτυπωθούν αντικείμενα με το επιθυμητό ύψος και πλάτος στρώσης.



Εικόνα 2.3: Ακροφύσια διαφορετικών διαμέτρων [24].

## 2.4 Στερεοποίηση και συγκόλληση

Μετά την εξώθηση του νήματος από το ακροφύσιο ακολουθεί η εναπόθεσή του στο κρεβάτι και η στερεοποίησή του. Αυτό το στάδιο αποτελεί πρόκληση για την επίτευξη μιας σωστής κατασκευής, διότι παράγοντες όπως η επιφανειακή τάση αλλά και η βαρύτητα μπορούν να μεταβάλλουν το σχήμα και το μέγεθος του υλικού που εναποτίθεται [23]. Αρχικά θα πρέπει να γίνει η σωστή εναπόθεση του υλικού στο κρεβάτι και να συνδυαστεί η πολύ καλή προσκόλλησή του πάνω σε αυτό διατηρώντας το επιθυμητό μέγεθος και σχήμα. Σε διαφορετική περίπτωση όπου το υλικό δεν προσκολληθεί σωστά είναι πολύ πιθανό να ξεκολλήσει από την πλατφόρμα και να καταστρέψει την εκτύπωση. Επίσης, αφού το υλικό εξωθηθεί θα στερεοποιηθεί καθώς ψύχεται. Αυτή η ψύξη αποτελεί μια μη γραμμική διεργασία και επομένως δύσκολο να προβλεφθεί η συμπεριφορά του υλικού καθώς αυτό στερεοποιείται [23]. Αν η ψύξη δεν γίνει σωστά, το υλικό μπορεί να συρρικνωθεί.

Για τον λόγο αυτό, στους περισσότερους εκτυπωτές FDM, το κρεβάτι είναι θερμαινόμενο. Έχει παρατηρηθεί ότι τα υλικά εμφανίζουν καλύτερη προσρόφηση σε επιφάνειες όταν είναι ζεστά. Η ψύξη του πρώτου στρώματος γίνεται πιο αργά και με αυτόν τον τρόπο έχει χρόνο να εναποτεθεί καλύτερα στην επιφάνεια του κρεβατιού. Προκειμένου να γίνεται η ψύξη πιο ομαλά, ορισμένοι FDM εκτυπωτές περιλαμβάνουν έναν κλειστό θάλαμο εντός του οποίου γίνεται η εκτύπωση. Σε αυτόν τον θάλαμο μπορεί να ρυθμιστεί η θερμοκρασία περιβάλλοντος ώστε η ψύξη και επακόλουθα η στερεοποίηση να γίνεται σε ελεγχόμενο θερμοκρασιακό περιβάλλον [24]. Επιπρόσθετα, το θερμαινόμενο κρεβάτι διατηρεί και τα επόμενα στρώματα σε μια σχετικά υψηλή θερμοκρασία. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα μια μικρότερη διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ της τελευταίας στρώσης που εναποτέθηκε και της νέας που εναποτίθεται σε υψηλή θερμοκρασία. Η μικρότερη διαφορά θερμοκρασίας μεταξύ δύο στρώσεων υλικού μεταφράζεται ως μικρότερες παραμένουσες τάσεις [33]. Ένα κρεβάτι κατασκευάζεται από διάφορα υλικά που απαιτείται να έχουν μεγάλη θερμική αγωγιμότητα καθώς επίσης να έχει την κατάλληλη επιφάνεια για να προσκολλάται το εναποτιθέμενο υλικό. Η επιφάνειά του μπορεί να είναι λεία είτε τραχιά, ενώ μπορεί να αποτελείται από δύο επίπεδα όπου το πάνω μέρος να μπορεί να αποσπάται για ευκολότερη αφαίρεση της κατασκευής. Στη δεύτερη περίπτωση η αποσπώμενη πλάκα κατασκευάζεται συνήθως από υλικά με μαγνητικές ιδιότητες προκειμένου να γίνεται η συγκράτησή της πάνω στην πλατφόρμα κατασκευής. Τα πιο συνήθη υλικά κατασκευής των κρεβατιών είναι ο χάλυβας PEI και το πυρίμαχο σκληρυμένο γυαλί.

Αν και υπάρχουν αρκετοί παράγοντες που θα καθορίσουν την θερμοκρασία κρεβατιού, συνήθως επιλέγεται γύρω από την θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης του υλικού προς εκτύπωση. Η θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης ορίζεται ως η θερμοκρασία στην οποία ένα υλικό χάνει την στερεή μορφή του και αρχίζει να μετατρέπεται σε ρευστή μέχρι που φτάνει στην θερμοκρασία τήξης όπου πλέον έχει ρευστή δομή. Με αυτό τον τρόπο, το υλικό της πρώτης στρώσης παραμένει σε μια μερικώς ρευστή κατάσταση βελτιώνοντας την προσκόλλησή του στην επιφάνεια του κρεβατιού χωρίς να αλλοιώνεται το σχήμα ή το μέγεθός του.

Για τα πιο συνήθη υλικά όπως το PLA, το ABS και το PETG οι θερμοκρασίες κρεβατιού ρυθμίζονται στους 0 – 60°C , 80 – 110°C και 75 – 85°C αντίστοιχα [24].

Σχετικά με την θερμοκρασία του ακροφυσίου, αυτή παίζει σημαντικό ρόλο στη συγκόλληση των διαδοχικών στρωμάτων. Αν το υλικό εξέλθει από το ακροφύσιο με μικρότερη θερμοκρασία από την ιδανική, τότε ναι μεν θα προσκολληθεί στην προηγούμενη στρώση, όμως δεν θα έχουν αναπτυχθεί οι απαιτούμενες για συγκόλληση δυνάμεις. Αυτό θα οδηγήσει σε μια κατασκευή με ρωγμές και χαμηλή μηχανική αντοχή. Από την άλλη, αν η θερμοκρασία είναι μεγαλύτερη, τότε υπάρχει κίνδυνος να ρευστοποιηθούν τα προηγούμενα στρώματα, αλλοιώνοντας τη γεωμετρία της κατασκευής [23].

## 2.5 Υλικά

Ένας μεγάλος αριθμός υλικών μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε μια εκτύπωση FDM. Βασική προϋπόθεση είναι αυτά τα υλικά να μπορούν να βρεθούν σε μορφή νήματος και οι FDM εκτυπωτές να ανταποκρίνονται στις απαιτήσεις και τα χαρακτηριστικά τους. Κατά κύριο λόγο τα υλικά αυτά είναι θερμοπλαστικά και μπορούν να καλύψουν ένα ευρύ φάσμα εφαρμογών της μηχανικής. Το PLA και το ABS αποτελούν τα πιο κοινά υλικά για FDM εκτυπωτές, χαρακτηρίζονται από ευκολία στην εκτύπωση, είναι συμβατά σχεδόν με όλους, εάν όχι με όλους τους FDM εκτυπωτές και χαρακτηρίζονται από σχετικά ικανοποιητική μηχανική αντοχή. Άλλα υλικά είναι η πολυαιθυλενοτερεφθαλική γλυκόλη (PETG) που παρουσιάζει μεγαλύτερη μηχανική αντοχή και είναι κατάλληλη για κατασκευή συναρμολογημάτων και κατασκευών που απαιτούν αντοχή στην υγρασία. Για κατασκευές που απαιτούν σχετικά μεγάλη ευκαμψία χρησιμοποιείται νήμα από νάylon και από θερμοπλαστική πολυουρεθάνη (TPU). Σε περίπτωση που επιθυμείται οι υποστηρικτικές δομές να κατασκευαστούν από διαφορετικό υλικό, προτιμάται νήμα από πολυστυρένιο υψηλής αντοχής (HIPS) και πολυβινυλική αλκοόλη (PVA) τα οποία είναι διαλυτά σε νερό και λιμονένιο αντίστοιχα. Αυτή η διαλυτότητα επιτρέπει την αφαίρεση των υποστηρικτικών δομών σχετικά εύκολα και χωρίς να καταστρέψουν την τελική κατασκευή. Τέλος υπάρχουν και τα σύνθετα υλικά. Αυτά τα νήματα έχουν ως βάση κάποιο απλό πολυμερές όπως το PLA και το ABS και με προσμίξεις από άλλα υλικά, αποκτούν βελτιωμένες ιδιότητες. Νήμα PLA με προσμίξεις ξύλου και νήματα με σωματίδια μετάλλων βελτιώνουν την αισθητική του τελικού προϊόντος ενώ τα νήματα με μεταλλικές προσμίξεις (χαλκός, μπρούτζος, ανοξείδωτος χάλυβας κ.α.) μπορούν να βελτιώσουν και τις μαγνητικές ιδιότητες του υλικού βάσης [35]. Νήματα απλού θερμοπλαστικού υλικού (PLA, ABS) μπορούν να ενισχυθούν με ίνες άνθρακα για να προσδώσουν μια υψηλή αναλογία αντοχή προς βάρος ενώ υπάρχουν νήματα που περιέχουν ίνες γυαλιού και νήματα με νανοσωλήνες άνθρακα για βελτίωση των ηλεκτρικών ιδιοτήτων καθώς και νήματα με προσμίξεις κεραμικών σωματιδίων τα οποία βελτιώνουν την αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες [35]. Σε κάθε περίπτωση, οι προσμίξεις βελτιώνουν την ακαμψία, την στιβαρότητα και την μηχανική αντοχή των υλικών βάσης επιτρέποντας τη χρήση τους για κατασκευή λειτουργικών εξαρτημάτων σε αρκετούς τομείς της βιομηχανίας. Παρόλα αυτά, τα σύνθετα υλικά έχουν ορισμένα μειονεκτήματα σε σχέση με τα απλά νήματα. Η φθορά και το φράξιμο του ακροφυσίου λόγω των σκληρών προσμίξεων καθώς και το υψηλό κόστος αυτών των νημάτων τα καθιστά όχι και τόσο δημοφιλή στον χώρο των μεθόδων FDM.

## 2.6 Παράμετροι εκτύπωσης

Κατά την εξαγωγή του κώδικα G, το λογισμικό του τεμαχιστή επιτρέπει τη ρύθμιση παραμέτρων που σχετίζονται με την εκτύπωση και επιλέγονται από τον μηχανικό βάσει των απαιτήσεων και του επιθυμητού αποτελέσματος της εκάστοτε εκτύπωσης. Οι παράμετροι που μπορούν να ρυθμιστούν είναι πάρα πολλές και αδύνατον να αναφερθούν πόσο μάλλον να αναλυθούν όλες. Στα πλαίσια αυτής της εργασίας θα γίνει ανάλυση των σημαντικότερων παραμέτρων που χρησιμοποιούνται σχεδόν σε όλες τις εκτυπώσεις καθώς επίσης και εκείνες που θα μελετηθούν στο εργαστηριακό μέρος της εργασίας:

- **Τεχνικά χαρακτηριστικά εκτυπωτή:** Αρχικά θα πρέπει να γίνει καθορισμός των διαστάσεων του εκτυπωτή, δηλαδή οι διαστάσεις της πλατφόρμας κατασκευής καθώς και το εύρος αποστάσεων που μπορούν να κινηθούν η κεφαλή εκτύπωσης και το κρεβάτι. Αυτό γίνεται προκειμένου να καθοριστούν οι μέγιστες διαστάσεις του αντικειμένου που μπορεί να εκτυπωθεί. Πολλά λογισμικά τεμαχιστή περιλαμβάνουν τα γεωμετρικά όρια και πολλά άλλα τεχνικά χαρακτηριστικά (μέγιστη επιτεύξιμη ταχύτητα και θερμοκρασία κ.α.) διάφορων εκτυπωτών βάσει του κατασκευαστή και του μοντέλου τους, απαλλάσσοντας τον χρήστη από την ρύθμιση όλων αυτών των χαρακτηριστικών.
- **Υλικό κατασκευής:** Ο μηχανικός, αφού κατασταλάξει σε κάποιο συγκεκριμένο υλικό κατασκευής, θα πρέπει να καθορίσει τα χαρακτηριστικά αυτού του υλικού στο λογισμικό του τεμαχιστή όπως για παράδειγμα τη μέγιστη θερμοκρασία εκτύπωσης. Και εδώ τα περισσότερα λογισμικά τεμαχισμού περιλαμβάνουν μια μεγάλη γκάμα υλικών μαζί με τα χαρακτηριστικά τους διευκολύνοντας κατά πολύ την επιλογή παραμέτρων όπως θερμοκρασίες και ταχύτητες εκτύπωσης.
- **Διάμετρος ακροφυσίου:** Όπως έχει προαναφερθεί, το εύρος ύψους και πλάτους των στρώσεων εξαρτάται άμεσα από την διάμετρο του ακροφυσίου. Για τον λόγο αυτό θα πρέπει να γίνει ο καθορισμός της διαμέτρου του ακροφυσίου προτού γίνει οποιαδήποτε άλλη ρύθμιση στις παραμέτρους.
- **Ύψος στρώσης:** Το ύψος στρώσης αναφέρεται σε ένα στρώμα υλικού που εναποτίθεται και ισοδυναμεί με την απόσταση στον κατακόρυφο άξονα z μεταξύ των άνω επιφανειών δύο διαδοχικών στρώσεων. Πολλές φορές υπάρχει ξεχωριστή ρύθμιση για το ύψος του πρώτου στρώματος. Η επιλογή ενός μικρού ύψους στρώσης θα αυξήσει την ακρίβεια του τελικού αποτελέσματος αλλά και το συνολικό χρόνο εκτύπωσης. Από την άλλη, ένα μεγάλο ύψος στρώσης, μειώνει το χρόνο κατασκευής αλλά μειώνεται και η ποιότητα της εκτύπωσης.
- **Πλάτος στρώσης:** Το πλάτος στρώσης αναφέρεται σε ένα στρώμα υλικού που εναποτίθεται και ορίζεται ως η απόσταση στο επίπεδο x – y μεταξύ της εσωτερικής και της εξωτερικής επιφάνειας της στρώσης υλικού. Σε αρκετά λογισμικά τεμαχισμού, το πάχος της πρώτης στρώσης μπορεί να οριστεί ξεχωριστά. Όπως έχει προαναφερθεί, το πλάτος και το ύψος στρώσης εξαρτώνται άμεσα από την διάμετρο ακροφυσίου.

- **Θερμοκρασία εκτύπωσης:** Αναφέρεται στη θερμοκρασία στην οποία θα θερμανθεί το νήμα προκειμένου να εξέλθει από το ακροφύσιο με την ιδανική ροή και να εμφανίσει στη συνέχεια την καλύτερη δυνατή συγκολλητική απόδοση. Εκτός από τη θερμοκρασία εκτύπωσης, μπορεί να οριστεί η θερμοκρασία εκτύπωσης της πρώτης στρώσης. Για κάθε υλικό προτείνεται και ένα θερμοκρασιακό εύρος για τη θερμοκρασία εκτύπωσης.
- **Θερμοκρασία πλατφόρμας κατασκευής:** Σε περίπτωση που απαιτείται η θέρμανση του κρεβατιού, η θερμοκρασία του θα οριστεί βάσει αυτής της ρύθμισης. Και εδώ, σε πολλά λογισμικά τεμαχισμού προτείνονται τα θερμοκρασιακά εύρη για τα περισσότερα υλικά προς εκτύπωση.
- **Ταχύτητα εκτύπωσης:** Είναι η ταχύτητα (mm/sec) με την οποία πραγματοποιείται η εκτύπωση. Μπορούν να οριστούν διαφορετικά η ταχύτητα κατασκευής της πλήρωσης, η ταχύτητα κατασκευής των τοιχωμάτων, καθώς και η ταχύτητα κατασκευής της πρώτης στρώσης. Η επιλογή μιας μεγάλης ταχύτητας θα μειώσει τον χρόνο της εκτύπωσης αλλά θα μειώσει και την διαστασιολογική ακρίβεια της τελικής κατασκευής. Το αντίθετο θα ισχύει στην περίπτωση όπου επιλεγεί μια μικρή ταχύτητα εκτύπωσης.
- **Πάχος και αριθμός εξωτερικών τοιχωμάτων:** Μια ακόμα παράμετρος που μπορεί να ορίσει ο μηχανικός είναι το πάχος και ο αριθμός των εξωτερικών τοιχωμάτων. Στην τρισδιάστατη εκτύπωση, ένα μεγάλο πλεονέκτημα είναι ότι δίνεται η δυνατότητα μια κατασκευή να μην κατασκευαστεί ως συμπαγής δομή, αλλά ως ένα εξωτερικό κέλυφος εντός του οποίου υπάρχει μια ενισχυτική δομή, η πλήρωση. Αυτό επιτρέπει πολλές φορές στο τελικό προϊόν να έχει μικρότερο βάρος, μεγαλύτερη μηχανική αντοχή και χαμηλότερο κόστος κατασκευής καθώς καταναλώνεται λιγότερο νήμα για την κατασκευή του. Το κέλυφος μπορεί να αποτελείται από ένα ή και περισσότερα τοιχώματα τα οποία ορίζονται στο λογισμικό τεμαχισμού. Προφανώς όσο αυξάνεται ο αριθμός των τοιχωμάτων, αυξάνεται και η μηχανική αντοχή της κατασκευής.
- **Γεωμετρία πλήρωσης (infill):** Η πλήρωση είναι εκείνη που ενισχύει την κατασκευή, βρίσκεται εσωτερικά του κελύφους και συγκρατεί τα εξωτερικά τοιχώματα. Υπάρχουν πολυάριθμες γεωμετρίες πληρώσεων που μπορεί να είναι από πολύ απλές έως και πολύ περίπλοκες. Η επιλογή τους γίνεται ανάλογα με τις απαιτήσεις της εκτύπωσης. Επίσης, μπορεί να ρυθμιστεί και το ύψος και πλάτος των στρώσεων της. Ορισμένα παραδείγματα πληρώσεων είναι η τετραγωνική, η τριγωνική, η κυβική, η zig – zag, η σταυρωτή, η γυροειδής κ.α.
- **Ποσοστό πλήρωσης:** Το ποσοστό πλήρωσης αναφέρεται στο πόσο πυκνή είναι η δομή της πλήρωσης στο εσωτερικό της κατασκευής. Ρυθμίζεται βάσει ποσοστού και παίρνει τιμές από 0% έως και 100%. Επιλογή 100% πλήρωσης θα δώσει μια συμπαγή κατασκευή, ενώ 0% μια κατασκευή χωρίς πλήρωση (μόνο το κέλυφος). Μεγάλες τιμές ποσοστού θα δώσουν πιο ενισχυμένη κατασκευή αλλά θα αυξήσουν κατά πολύ το βάρος, το χρόνο κατασκευής και το κόστος καθώς θα καταναλωθεί περισσότερο υλικό.
- **Βαθμός επικάλυψης:** Ο μηχανικός μπορεί να ρυθμίσει το κατά πόσο η δομή πλήρωσης θα εισέρχεται εντός των εξωτερικών τοιχωμάτων. Η παράμετρος αυτή ρυθμίζεται βάσει ποσοστού. Όσο μεγαλύτερη είναι αυτή η τιμή, τόσο καλύτερα συγκολλάται η πλήρωση με τα τοιχώματα και η κατασκευή γίνεται περισσότερο στιβαρή. Ωστόσο μια μεγάλη τιμή, θα οδηγούσε στην εμφάνιση

σημαδιών στην εξωτερική επιφάνεια ενώ θα μπορούσε να μειώσει την ελαστικότητα του τελικού προϊόντος.

- **Πάχος και αριθμός πάνω και κάτω επιφάνειας:** Όπως και με τα κατακόρυφα τοιχώματα του κελύφους, έτσι και με τις οριζόντιες επιφάνειες, μπορούν να ρυθμιστούν ο αριθμός και το πάχος των άνω και κάτω επιφανειών της κατασκευής.
- **Απόσταση ανάκλισης νήματος (retraction distance):** Η απόσταση ανάκλισης νήματος είναι η απόσταση που θα ανακληθεί το νήμα στο εσωτερικό της κεφαλής εξώθησης όταν αυτή πραγματοποιεί μετατοπίσεις που δεν συνοδεύονται από εναπόθεση υλικού. Αυτό γίνεται για να αποφευχθεί η φυγή μικρών ποσοτήτων υλικού όταν η κεφαλή μετακινείται σε κάποιο άλλο σημείο για να αρχίσει εκ νέου την εναπόθεση υλικού.
- **Ρυθμός εξώθησης υλικού (flow\_rate):** Ο ρυθμός εξώθησης υλικού αναφέρεται στην ποσότητα υλικού που εξέρχεται από το ακροφύσιο κατά την διάρκεια της εκτύπωσης. Αυτή η παράμετρος ορίζεται αυτομάτως από το λογισμικό του τεμαχιστή 100%. Παρόλα αυτά, σε περιπτώσεις όπου παρατηρείται υποεξώθηση ή υπερεξώθηση υλικού, αυτή η παράμετρος μπορεί να αυξηθεί ή να μειωθεί αντίστοιχα για την βελτίωση της εξώθησης του υλικού.
- **Υποστηρικτικές δομές (supports):** Πολλές κατασκευές προς εκτύπωση περιέχουν χαρακτηριστικά τα οποία μπορεί να προεξέχουν και τα οποία είναι αδύνατον να κατασκευαστούν εναποθέτοντας υλικό στον αέρα. Για τον λόγο αυτό, μπορεί να γίνει η ρύθμιση στο λογισμικό τεμαχισμού η χρήση υποστηρικτικών δομών. Αυτές οι δικτυωτές με μικρό όγκο δομές κατασκευάζονται παράλληλα με το αντικείμενο προς κατασκευή και δημιουργούν μια συμπαγή βάση πάνω στην οποία μπορούν να εναποτεθούν στρώσεις υλικού οι οποίες σε διαφορετική περίπτωση θα εναποθέτονταν στο κενό [24]. Παρόλη την αναγκαιότητα των υποστηρικτικών δομών, αυτές μπορούν να αυξήσουν κατά πολύ το κόστος και τον χρόνο εκτύπωσης ενώ η αφαίρεσή τους μετά το πέρας της εκτύπωσης μπορεί να καθίσταται αρκετά δύσκολη διαδικασία. Θα πρέπει ο μηχανικός να κρίνει πότε είναι απαραίτητη η χρήση τους και πότε όχι. Έχει αναφερθεί ένας κανόνας σύμφωνα με τον οποίο εάν κάποιο γεωμετρικό χαρακτηριστικό βρίσκεται σε γωνία μικρότερη των 45° από την κατακόρυφο, τότε η εκτύπωσή του μπορεί να πραγματοποιηθεί χωρίς την χρήση υποστηρικτικών δομών καθώς οι προηγούμενες στρώσεις υλικού αρκούν για να υποστηρίξουν τις νέες στρώσεις προς εναπόθεση [24]. Σε αντίθετη περίπτωση, η χρήση τους καθίσταται απαραίτητη. Τα λογισμικά τεμαχισμού έχουν την δυνατότητα να αναπαράγουν αυτόματα τη δημιουργία υποστηρικτικών δομών όταν αυτές απαιτούνται.

## 2.7 Συχνά προβλήματα και αντιμετώπιση

Παρόλο που η τεχνική της εξώθησης υλικού FDM είναι μια από τις περισσότερο χρησιμοποιούμενες μεθόδους, πολλές φορές εμφανίζονται αρκετά προβλήματα κατά την διάρκεια των εκτυπώσεων τα οποία απαιτούν επίλυση προκειμένου να ληφθούν τα επιθυμητά αποτελέσματα.

### 2.7.1 Κυρτώσεις άκρων

Πολλές φορές, κατά την διάρκεια μιας εκτύπωσης, παρατηρείται κύρτωση των πλευρών του αντικειμένου που εκτυπώνεται. Αυτό συνήθως οφείλεται στο ότι το υλικό εναποτίθεται σε πολύ υψηλή θερμοκρασία με αποτέλεσμα να μην μπορεί να ψυχθεί γρήγορα. Η αύξηση του χρόνου μέχρι την στερεοποίηση μπορεί να οδηγήσει σε αλλοίωση του σχήματος. Λύση στο πρόβλημα φέρει η μείωση της θερμοκρασίας εκτύπωσης ώστε το υλικό να εξωθείται σε μικρότερη θερμοκρασία. Επίσης, αρκετά θετικά θα επιδράσει η αύξηση της ταχύτητας περιστροφής του ανεμιστήρα σε περίπτωση που αυτός δεν λειτουργεί στη μέγιστη απόδοση [24].

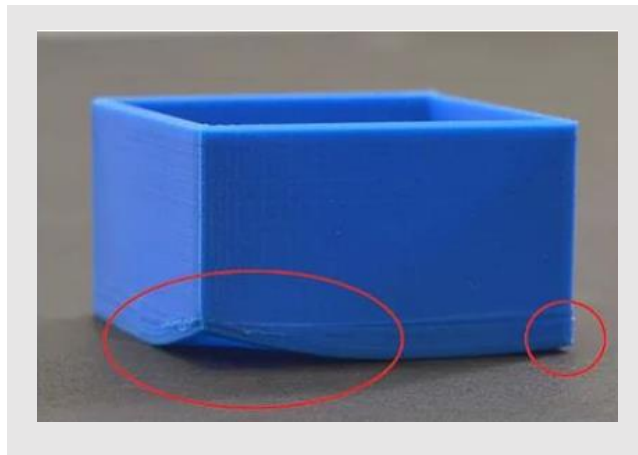
### 2.7.2 Ίνες

Σε εκτυπώσεις αντικειμένων που περιέχουν κενά, η χρήση της τεχνικής ανάκλησης είναι αρκετά συχνή. Ωστόσο, αυτό οδηγεί στη δημιουργία κλωστών – ινών οι οποίες μειώνουν το αποτέλεσμα αισθητικά. Προκειμένου να μειωθούν, εάν όχι να εξαλειφθούν αυτές οι ίνες, προτείνεται να μεταβληθεί η απόσταση ανάκλησης ή και η ταχύτητα ανάκλησης.

### 2.7.3 Παραμόρφωση και αποκόλληση άκρων

Ίσως το σημαντικότερο πρόβλημα που μπορεί να έρθει αντιμέτωπος ένας μηχανικός με την εκτύπωση. Στην προκειμένη περίπτωση, τα άκρα της κατασκευής χάνουν την επαφή τους με την επιφάνεια του κρεβατιού (εικόνα 2.4). Υπάρχουν αρκετοί λόγοι που μπορεί να οδηγούν σε αυτό το φαινόμενο όπως για παράδειγμα η συσσώρευση εσωτερικών τάσεων στα άκρα, δημιουργώντας σοβαρές επιπτώσεις από αλλοίωση της γεωμετρίας μέχρι και πλήρη αποκόλληση της κατασκευής από το κρεβάτι. Για την αντιμετώπιση του φαινομένου αυτού προτείνονται διάφορες λύσεις. Αρχικά θα πρέπει να γίνεται σωστό καλιμπράρισμα του κρεβατιού. Μια σωστή ρύθμιση του επιπέδου του κρεβατιού θα επιτρέψει στην πρώτη στρώση να εναποτεθεί ομοιόμορφα και να προσκολληθεί καλά σε όλα τα σημεία της. Έπειτα, η θέρμανση του κρεβατιού βοηθάει στην βελτίωση της προσκόλλησης της πρώτης στρώσης. Σε περίπτωση που είναι αδύνατη η θέρμανση του κρεβατιού, η χρήση κολλητικής ταινίας (blue tape) μπορεί να βελτιώσει επίσης την προσκόλληση. Πολλές φορές η εκτύπωση της πρώτης στρώσης με μικρότερη ταχύτητα σε σχέση με τις επόμενες, δίνει στο υλικό περισσότερο χρόνο να στερεοποιηθεί και να προσκολληθεί πιο αποδοτικά στην επιφάνεια του κρεβατιού. Μια ακόμα χρήσιμη τεχνική είναι η κατασκευή βοηθητικών κατασκευών πριν ξεκινήσει η εκτύπωση. Αυτές οι κατασκευές ορίζονται αυτόματα από τα λογισμικά τεμαχισμού και οι πιο διαδεδομένες είναι το skirt, το brim και το raft. Το skirt είναι ένα στρώμα υλικού το οποίο εναποτίθεται περιμετρικά και σε απόσταση γύρω από το σημείο που θα εκτυπωθεί το αντικείμενο προς κατασκευή. Αν και δεν βελτιώνει με κάποιο τρόπο την συγκόλληση μεταξύ αντικειμένου και επιφάνειας κρεβατιού, το skirt δημιουργείται πριν ξεκινήσει η εκτύπωση του αντικειμένου και με αυτό τον τρόπο δίνει αρκετές πληροφορίες σχετικά με την ροή του υλικού από το ακροφύσιο, την ρύθμιση επιπέδου του κρεβατιού και την προσκόλληση του υλικού στην επιφάνεια του κρεβατιού [24]. Μια ελλειπής ροή από το ακροφύσιο, μια κακή ρύθμιση στο επίπεδο του κρεβατιού ή μια κακή προσκόλληση στο κρεβάτι μπορούν να φανούν από την κατασκευή του skirt επιτρέποντας στον μηχανικό να πραγματοποιήσει αλλαγές πριν ξεκινήσει η εκτύπωση. Την ίδια λειτουργία εμφανίζουν

και τα brim και raft με την διαφορά ότι ενισχύουν και την προσκόλληση του αντικειμένου στο κρεβάτι. Πιο συγκεκριμένα το brim δημιουργεί επάλληλες στρώσεις περιμετρικά του αντικειμένου μέχρι που θα έρθουν σε επαφή με το αντικείμενο, ενώ το raft δημιουργεί στρώσεις περιμετρικά αλλά και κάτω από το αντικείμενο λειτουργώντας σαν βάση.



*Εικόνα 2.4: Εκτύπωση αντικειμένου που εμφανίζει παραμόρφωση και αποκόλληση άκρων από την επιφάνεια του κρεβατιού [24].*

## 2.8 Εφαρμογές στην αναγέννηση οστικού ιστού

Η μέθοδος εναπόθεσης υλικού, έχει αναφερθεί αρκετές φορές στην κατασκευή ικριωμάτων που προορίζονται για αναγέννηση οστού. Είναι μια οικονομική και σχετικά απλοϊκή μέθοδος που μπορεί να κατασκευάσει ικριώματα από νήμα PLA και PCL που είναι ευρέως χρησιμοποιούμενα υλικά στην αναγέννηση οστικού ιστού. Επιπρόσθετα έχει αναφερθεί ότι με την μέθοδο αυτή μπορούν να κατασκευαστούν και ικριώματα από σύνθετα υλικά όπως πολυμερή (PLA) και φωσφορικό ασβέστιο (TCP) τα οποία εμφανίζουν αυξημένες μηχανικές και βιοδραστικές ιδιότητες, απαραίτητες ιδιότητες όταν γίνεται λόγος για οστά [8,18]. Αξίζει να σημειωθεί πως οι FDM εκτυπωτές μπορούν να διαθέτουν περισσότερα από ένα ακροφύσια, γεγονός που επιτρέπει την κατασκευή ικριωμάτων με συνδυασμό υλικών, ακόμα και εναπόθεση υλικών που φέρουν ζωντανά κύτταρα. Έχει γίνει αναφορά για κατασκευή ικριωμάτων από PCL και αλγινική υδρογέλη στην οποία είχαν ενσωματωθεί χονδροκύτταρα [18]. Αυτό έρχεται σε συνδυασμό και με το ότι οι μέθοδοι FDM δεν περιλαμβάνουν διαλύτες οι οποίοι όπως έχει προαναφερθεί μπορεί να δράσουν τοξικά για τα κύτταρα [8]. Παρόλα αυτά, όπως και με τις υπόλοιπες μεθόδους, υπάρχουν ορισμένα μειονεκτήματα τα οποία δρουν ανασταλτικά στην χρήση της στην κατασκευή ικριωμάτων. Η FDM είναι μια μέθοδος που απαιτεί αρκετά υψηλές θερμοκρασίες λειτουργίας. Αυτό σημαίνει ότι πολλές από τις ιδιότητες των υλικών προς εκτύπωση μπορούν να αλλοιωθούν ενώ η εκτύπωση υλικών που φέρουν ζωντανά κύτταρα περιορίζονται αρκετά λόγω κινδύνου θανάτωσής τους. Επιπρόσθετα η χρήση υποστηρικτικών δομών



(supports) πολλές φορές είναι αναγκαία καθιστώντας πρόβλημα για το βιοασφαλές περιβάλλον αφού η παρέμβαση για την αφαίρεσή τους αυξάνει τον κίνδυνο για ενσωμάτωση ανεπιθύμητων μικροοργανισμών στο ικρίωμα. Παρόλα αυτά, η μέθοδος αυτή έχει καταφέρει να κατασκευάσει στο εργαστήριο (in vitro) ικρίωματα από PCL και υδροξυαπατίτη (HA) τα οποία εμφάνισαν συμπεριφορά πολύ κοντά στην μηχανική του φυσικού οστού, ενώ παράλληλα έδειξαν και μεγάλη ικανότητα στην δημιουργία νέου ανθρώπινου οστού in vivo [34]. Τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου σε συνδυασμό με τον εργαστηριακό εξοπλισμό του πανεπιστημίου, επιλέχθηκε ως μέθοδος για την μελέτη των παραμέτρων και των συνθηκών βιοεκτύπωσης ικριωμάτων που προορίζονται για αναγέννηση οστικού ιστού.

### ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΣΧΕΔΙΑΣΗ ΚΑΙ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΙΚΡΙΩΜΑΤΩΝ ΜΕ ΤΗΝ ΜΕΘΟΔΟ ΕΞΩΘΗΣΗΣ ΥΛΙΚΟΥ FDM ΓΙΑ ΑΝΑΓΕΝΝΗΣΗ ΟΣΤΙΚΟΥ ΙΣΤΟΥ

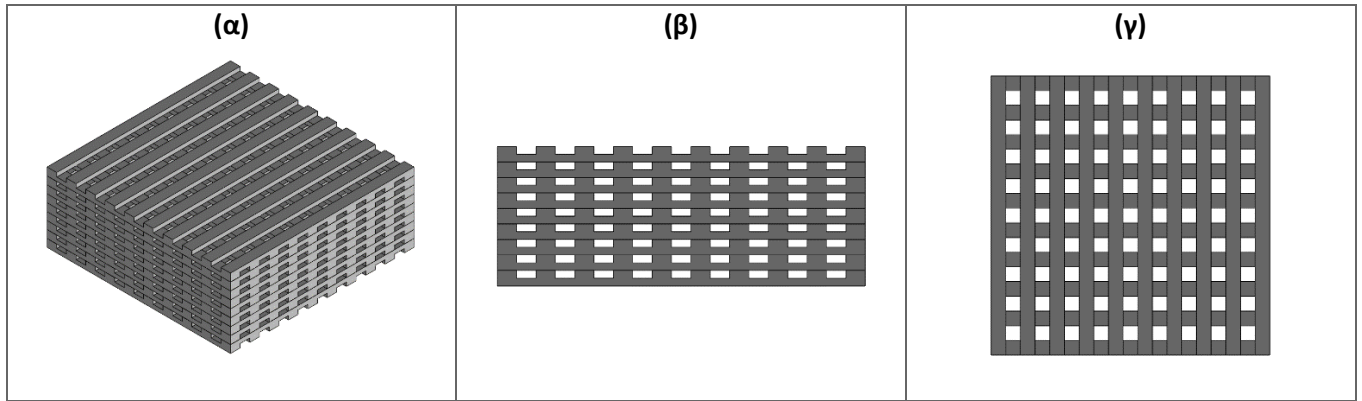
Στα πλαίσια αυτής της Διπλωματικής Εργασίας, επιλέχθηκε να κατασκευαστούν τρισδιάστατα πορώδη ικρίωματα που θα στοχεύουν στην αναγέννηση οστικού ιστού χρησιμοποιώντας την μέθοδο εξώθησης υλικού (FDM). Επίσης, η κατασκευή των ικριωμάτων θα γίνει από Πολυκαπρολακτόνη (PCL), η οποία βρίσκεται σε μορφή νήματος.

#### 3.1 Σχεδίαση Ικριωμάτων CAD

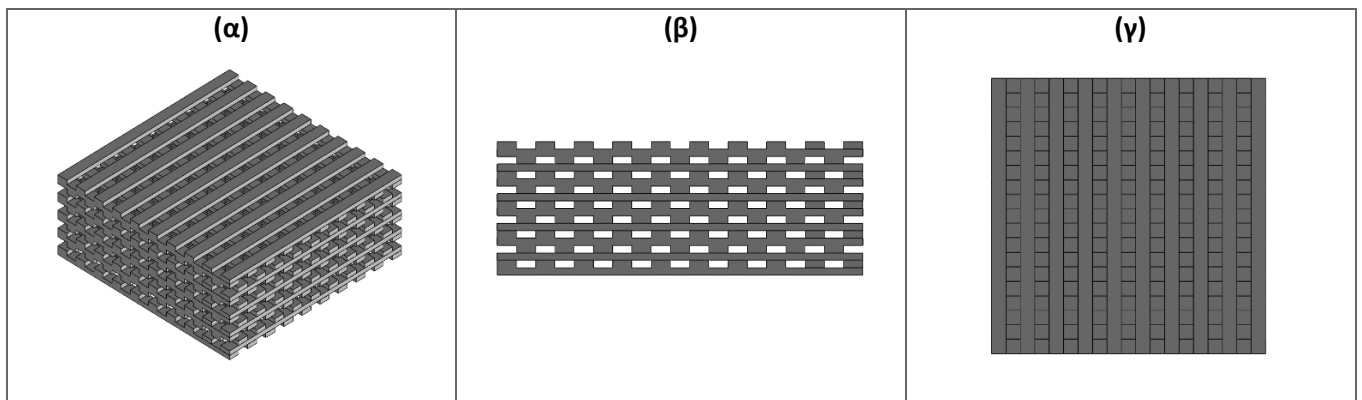
Το πρώτο στάδιο της διαδικασίας κατασκευής είναι η σχεδίαση των ικριωμάτων. Επιλέχθηκε να σχεδιαστούν τρεις απλές γεωμετρίες οι οποίες θα αποτελούνται από πόρους ίδιας τετραγωνικής δομής. Βάσει όσων αναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο αναφορικά με την σχέση μεταξύ μεγέθους πόρων και μηχανικής αντοχής των ικριωμάτων, επιλέχθηκε οι πόροι να έχουν ένα μεσαίο μέγεθος  $0.5 \times 0.5 \times 0.2 \text{ mm}$ . Και οι τρεις γεωμετρίες αποτελούνται από ράβδους διατομής  $0.2 \times 0.5 \text{ mm}$  και μήκους  $9.5 \text{ mm}$ . Το πρώτο ικρίωμα, το οποίο έχει την απλούστερη γεωμετρία, αποτελείται από 18 επίπεδα ράβδων. Οι ράβδοι του κάθε επιπέδου είναι παράλληλες μεταξύ τους ενώ ο προσανατολισμός τους αλλάζει από επίπεδο σε επίπεδο. Πιο συγκεκριμένα, η διεύθυνση των ράβδων κάθε επιπέδου, είναι κάθετη στην διεύθυνση των ράβδων του προηγούμενου επιπέδου ( $0^\circ/90^\circ$ ). Σχετικά με το πορώδες του ικριώματος 1, αυτό υπολογίστηκε προσεγγιστικά 47%. Αυτή είναι μια ενδιάμεση τιμή πορώδους ώστε να προάγει τις βιολογικές ιδιότητες του ικριώματος χωρίς να μειώνει την μηχανική αντοχή του. Σχηματική αναπαράσταση του ικριώματος 1 φαίνεται στο σχήμα 3.1. Το ικρίωμα 2, είναι παρόμοιο με το ικρίωμα 1, αλλά με την διαφορά ότι οι ράβδοι είναι μετατοπισμένες (offset). Ειδικότερα, οι ράβδοι ενός επιπέδου είναι μετατοπισμένες κατά  $0.5 \text{ mm}$  σε σχέση με τις ράβδους του προηγούμενου επιπέδου με ίδιο προσανατολισμό ράβδων. Αυτή η μετατόπιση των ράβδων αύξησε ελαφρώς το πορώδες στο 50%, σε σχέση με το ικρίωμα 1. Το ικρίωμα 2 φαίνεται στο σχήμα 3.2. Τα ικρίωματα 1 και 2 έχουν διαστάσεις στο επίπεδο  $x - y$   $9.5 \times 9.5 \text{ mm}$  και ύψος  $3.6 \text{ mm}$  το καθένα. Τέλος, το ικρίωμα 3, έχει την ίδια γεωμετρία με το ικρίωμα 1, αλλά με την προσθήκη πλευρικών τοιχωμάτων. Το ικρίωμα 3, περιβάλλεται από τοιχώματα πάχους  $0.8 \text{ mm}$  τόσο πλευρικά όσο και στην βάση του, δημιουργώντας μια κλειστή και πιο στιβαρή δομή όπως φαίνεται και στο σχήμα 3.3. Το ικρίωμα, αν και έχει παρόμοια πορώδη δομή με το ικρίωμα, η παρουσία των τοιχωμάτων, μειώνει αρκετά το πορώδες του στο 28%. Επίσης, λόγω των τοιχωμάτων του, έχει μεγαλύτερο μέγεθος σε σχέση με τα προηγούμενα, με τις διαστάσεις του να είναι  $11.1 \times 11.1 \times 4.4 \text{ mm}$ .

Τα ικρίωματα επιλέχθηκε να σχεδιαστούν στο λογισμικό σχεδίασης SOLIDWORKS student. Η σχεδίαση τους έγινε με την χρήση των εντολών sketch, linear pattern και extrude. Ειδικότερα σχεδιάστηκαν οι διατομές των ράβδων ( $0.2 \times 0.5 \text{ mm}$ ) στο επίπεδο και στη συνέχεια με την εντολή extrude δόθηκε το απαραίτητο μήκος ( $9.5 \text{ mm}$ ). Πάνω από το πρώτο επίπεδο ράβδων σχεδιάστηκαν οι ράβδοι του δεύτερου επιπέδου με τον ίδιο τρόπο. Για το ικρίωμα 1, η γεωμετρία των δύο επιπέδων επαναλήφθηκε ακόμα 8 φορές προς την άνω κατεύθυνση με την εντολή pattern. Το ικρίωμα 1 είναι

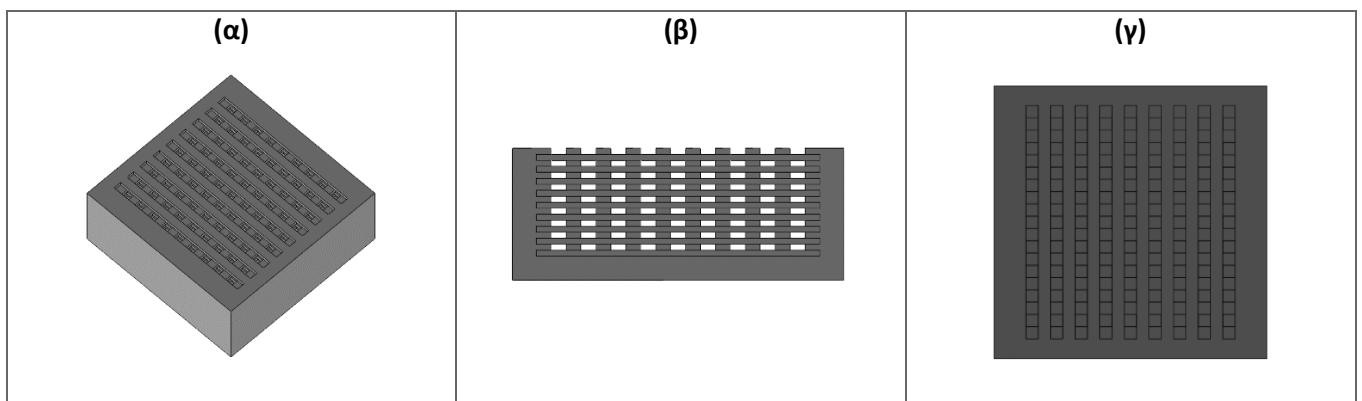
έτοιμο. Το ικρίωμα 2 σχεδιάστηκε με τον ίδιο τρόπο με το 1, με την διαφορά ότι αντί για 2 επίπεδα, έπρεπε να σχεδιαστούν 4 επίπεδα λόγω της μετατόπισης των ράβδων (offset). Με την εντολή pattern και για 4.5 επαναλήψεις προέκυψε η γεωμετρία του ικρίωματος 2. Σε ότι αφορά το ικρίωμα 3, σχεδιάστηκε βάσει του ικρίωματος 1 με την σχεδίαση τοιχωμάτων στην κάτω πλευρά και στις τέσσερις πλευρές του. Τα τοιχώματα απέκτησαν το επιθυμητό πάχος των 0.8 mm με την εντολή extrude.



Σχήμα 3.1: Ικρίωμα 1 - (α) τρισδιάστατη όψη - (β) πλάγια όψη - (γ) κάτοψη



Σχήμα 3.2: Ικρίωμα 2 - (α) τρισδιάστατη όψη - (β) πλάγια όψη - (γ) κάτοψη



Σχήμα 3.3: Ικρίωμα 3 - (α) τρισδιάστατη όψη - (β) πλάγια όψη σε τομή - (γ) κάτοψη

### 3.2 Επιλογή Εργαστηριακού Εξοπλισμού

Σε ότι αφορά το υλικό εκτύπωσης, το εργαστήριο προμηθεύτηκε Πολυκαπρολακτόνη Facilian PCL 100 από την εταιρία 3D4MAKERS σε μορφή νήματος 750 gr και διαμέτρου 1.75 mm. Στο σημείο αυτό, είναι σημαντικό να γίνει αναφορά στα χαρακτηριστικά του υλικού διότι, είναι χρήσιμα για τον καθορισμό των ρυθμίσεων εκτύπωσης.

Η πολυκαπρολακτόνη (PCL) αποτελεί ένα σύνθετο ημικρυσταλλικό πολυμερές με πολύ καλές φυσικοχημικές και μηχανικές ιδιότητες που προσομοιάζουν με εκείνες του φυσικού οστού [19]. Η θερμοκρασία τήξης κυμαίνεται σε θερμοκρασιακό εύρος 59 – 61 C° ενώ η θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης καθορίζεται κοντά στους – 60 C° [1]. Τα παραπάνω επιτρέπουν στο υλικό αυτό να συμπεριφέρεται ελαστικά σε φυσιολογικές θερμοκρασίες [19]. Αυτό ερμηνεύεται ως υψηλή σκληρότητα και καλές μηχανικές ιδιότητες, σημαντικά χαρακτηριστικά του φυσικού οστού. Επίσης, η πολυκαπρολακτόνη εμφανίζει ικανοποιητική συμπεριφορά σε ότι αφορά την βιοσυμβατότητα με τον ανθρώπινο οργανισμό και την βιοδιασπασιμότητα [1]. Παρόλα αυτά, λόγω της παρουσίας πέντε – CH<sub>2</sub> στις επαναλαμβανόμενες μονάδες της, η πολυκαπρολακτόνη έχει αρκετά πιο αργό ρυθμό διάσπασης σε σχέση με άλλα υλικά, επομένως περιορίζεται σε εφαρμογές μακροχρόνιων εμφυτευμάτων [1]. Επίσης, η υδροφοβικότητα των – CH<sub>2</sub> καθιστά την επιφάνεια των ικριωμάτων υδρόφοβη μειώνοντας την απόδοση προσκόλλησης κυττάρων [19]. Για το λόγο αυτό, η κατασκευή των ικριωμάτων από πολυκαπρολακτόνη πολλές φορές συνδυάζεται με την χρήση και άλλων υλικών (κεραμικά, φυσικά και σύνθετα πολυμερή κ.α.) τα οποία θα ξεπεράσουν τους παραπάνω περιορισμούς.

Ο εργαστηριακός εξοπλισμός του Πανεπιστημίου διαθέτει αρκετούς εκτυπωτές FDM διαφόρων χαρακτηριστικών. Η κατασκευή ικριωμάτων απαιτεί από τους εκτυπωτές να κατασκευάζουν αντικείμενα μικρών διαστάσεων με μεγάλη ακρίβεια, καθώς επίσης να μπορούν να ανταπεξέλθουν στις ιδιαίτερες απαιτήσεις υλικών όπως η πολυκαπρολακτόνη. Επιπρόσθετα, είναι απαραίτητο οι εκτυπωτές να παρέχουν ένα αποστειρωμένο και βιοασφαλές περιβάλλον για την κατασκευή ικριωμάτων που επρόκειτο να φιλοξενήσουν ενεργά κύτταρα. Δεδομένων των απαιτήσεων που αναφέρθηκαν προηγουμένως, επιλέχθηκε να γίνει χρήση του εκτυπωτή MAGIC – HT – PRO της εταιρείας IEMAI (εικόνα 3.1).



Εικόνα 3.1: Ο εκτυπωτής MAGIC - HT - PRO της εταιρίας IEMAI.

Ο εκτυπωτής MAGIC – HT – PRO είναι ένας εκτυπωτής κλειστού θαλάμου που μπορεί να κατασκευάζει αντικείμενα διαφόρων διαστάσεων, περίπλοκων γεωμετριών και από υλικά υψηλών απαιτήσεων. Σύμφωνα με την εταιρεία, ο συγκεκριμένος εκτυπωτής μπορεί να εκτυπώσει υλικά όπως PLA, ABS, PEEK, PEI, ASA, HIPS, PVA, TPU και PETG καθώς και σύνθετα αυτών με ανθρακονήματα όπως CF – PLA, CF – ABS και CF – PEEK. Ο μέγιστος όγκος κατασκευής είναι 310x310x410 mm ενώ ο συνολικός όγκος του εκτυπωτή είναι 702x625x800 mm. Αποτελείται από δύο ανεξάρτητες κεφαλές εκτύπωσης, με την διάμετρο ακροφυσίων να είναι 0.4 mm, ωστόσο, μπορούν να χρησιμοποιηθούν και ακροφύσια μεγαλύτερων διαστάσεων. Οι κεφαλές κινούνται αποκλειστικά στο επίπεδο x – y και οι μέγιστη επιτεύξιμη θερμοκρασία εκτύπωσης είναι 500 C°. Το κρεβάτι αποτελείται από μια θερμαινόμενη πλατφόρμα κατασκευασμένη από Πυρίτιο και από μια αποσπώμενη πλάκα από ανθρακονήματα πάνω στην οποία γίνεται η εναπόθεση του υλικού. Το κρεβάτι μπορεί να θερμανθεί μέχρι τους 200 C° και η κίνησή του περιορίζεται στον κατακόρυφο άξονα z. Ο εκτυπωτής μπορεί να λειτουργήσει με ταχύτητα εκτύπωσης που φτάνει τα 150 mm/sec ενώ η ακρίβεια στις συντεταγμένες είναι 12.5 μm και 1.25 μm για το επίπεδο x – y και άξονα z αντίστοιχα.

Τα χαρακτηριστικά αυτού του εκτυπωτή οδήγησαν στην επιλογή του για τη κατασκευή των κριωμάτων. Η δυνατότά του να ανταπεξέρχεται σε εκτυπώσεις πολλών και απαιτητικών υλικών θα επιτρέψει την δοκιμή του PCL. Επίσης, η παρουσία του κλειστού θαλάμου θα επιτρέψει την δημιουργία ενός βιοασφαλούς χώρου απομονωμένο από το εξωτερικό περιβάλλον. Τέλος, τα μεγάλα εύρη θερμοκρασιών και ταχυτήτων καθώς και η σχετικά μεγάλη ακρίβεια στις διαστάσεις εναπόθεσης υλικού θα βοηθήσουν αρκετά στην κατασκευή των μικρών διαστάσεων κριωμάτων.

Παρόλα αυτά, υπάρχουν αρκετές προκλήσεις σε ότι αφορά την επιλογή αυτού του εκτυπωτή. Πιο συγκεκριμένα, το γεγονός ότι ο θάλαμος μπορεί να διαχωρίζει το περιβάλλον εκτύπωσης από το εξωτερικό περιβάλλον, δεν καθιστά την διαδικασία της εκτύπωσης βιοασφαλή. Ναι μεν το εσωτερικό του θαλάμου, το εσωτερικό του ακροφυσίου και η πλατφόρμα κατασκευής μπορούν να αποστειρωθούν σχετικά εύκολα, όμως η διαδρομή που θα ακολουθήσει το υλικό από τον θάλαμο διατήρησης του νήματος μέχρι την είσοδό του στο ακροφύσιο είναι αρκετά δύσκολο έως αδύνατο να αποστειρωθεί. Άλλωστε ο εκτυπωτής δεν προορίζεται για βιοϊατρικές εφαρμογές, αλλά για βιομηχανικές. Από την άλλη, τα ικρίσματα σχεδιάστηκαν με διατομή ράβδων 0.2x0.5 mm που είναι αρκετά μικρή. Αυτό, σε συνδυασμό με το ότι ένα ακροφύσιο διαμέτρου 0.4 mm δεν χαρακτηρίζεται από υψηλή διαστασιολογική ακρίβεια σε μικρές γεωμετρίες, προκύπτει πως η χρήση του δεν είναι η βέλτιστη για την συγκεκριμένη κατασκευή. Θα πρέπει να γίνει χρήση μικρότερου ακροφυσίου και αυτό συνεπάγεται προσαρμογή ακροφυσίου που δεν συμβαδίζει με τις προδιαγραφές του συγκεκριμένου εκτυπωτή. Εν τέλει προσαρμόστηκε στην μια από τις δύο κεφαλές ένα ακροφύσιο διαμέτρου 0.2 mm κατασκευασμένο από ανοξείδωτο χάλυβα. Αυτό το ακροφύσιο επιτρέπει την κατασκευή στρώσεων με μέγιστο ύψος 0.16 mm και ελάχιστο 0.05 mm, ενώ το πάχος της κάθε στρώσης μπορεί να είναι 0.2 mm με 0.24 mm. Η επιλογή του ακροφυσίου διαμέτρου 0.2 mm απαιτεί για την κατασκευή μιας ράβδου την εναπόθεση δύο στρώσεων υλικού τόσο στο επίπεδο  $x - y$ , όσο και στην κατεύθυνση του  $z$  άξονα. Ουσιαστικά, θα ρυθμιστεί στο λογισμικό τεμαχισμού το ύψος στρώσης (line height) ίσο με 0.1 mm και το πλάτος στρώσης (line width) ίσο με 0.25 mm. Επίσης, στην μια από τις δύο κεφαλές προσαρμόστηκε και ακροφύσιο διαμέτρου 0.1 mm επίσης κατασκευασμένο από ανοξείδωτο χάλυβα. Αυτό, θα επιτρέψει θεωρητικά την κατασκευή των γεωμετρικών χαρακτηριστικών των ικριμάτων με ακόμα μεγαλύτερη ακρίβεια. Ωστόσο, όπως θα αναφερθεί και στο επόμενο κεφάλαιο, οι διαστάσεις των στρώσεων που εναποτίθενται από το ακροφύσιο διαμέτρου 0.1 mm, είναι δύσκολο να προβλεφθούν βάσει του κανόνα μέγιστου και ελάχιστου ύψους και πλάτους στρώσης.

Αφού έχει γίνει η επιλογή του εκτυπωτή και του νήματος και έχουν σχεδιαστεί οι γεωμετρίες των ικριμάτων προς κατασκευή, πλέον μπορεί να γίνει η εισαγωγή της γεωμετρίας (σε μορφή αρχείου STL) στο λογισμικό του τεμαχιστή. Στα πλαίσια αυτής της εργασίας, επιλέχθηκε το λογισμικό UltiMaker CURA 4.5.0 .

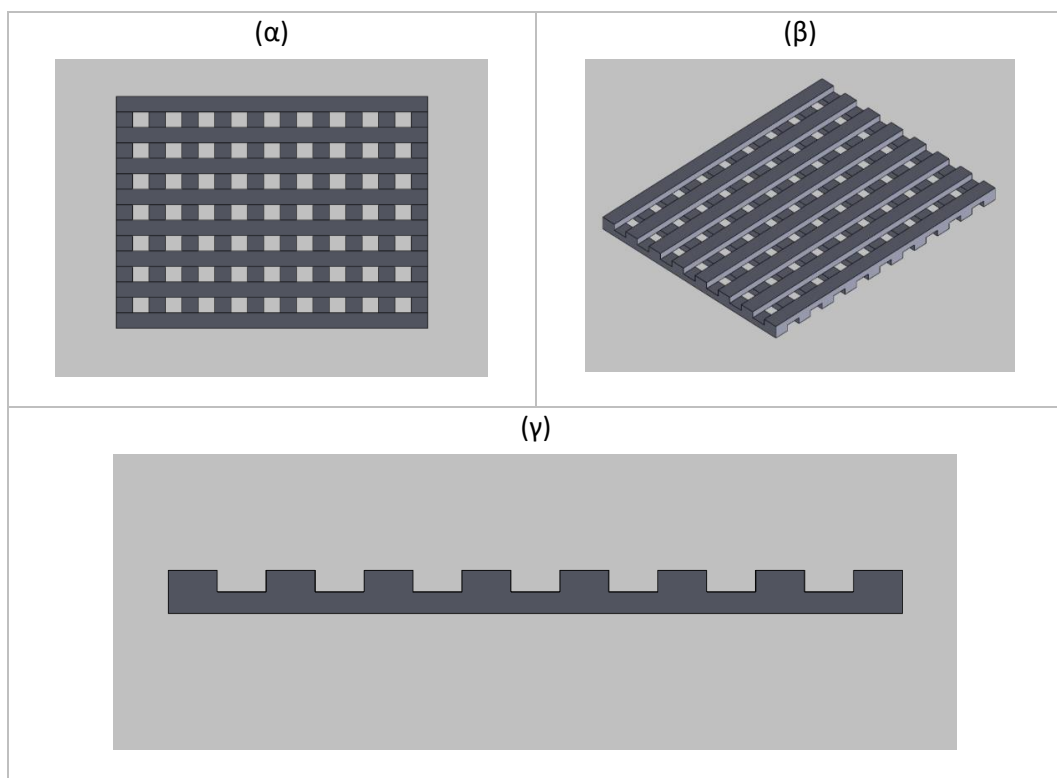
Κάθε εκτυπωτής έχει ορισμένα τεχνικά χαρακτηριστικά τα οποία είναι αναγκαίο να εισαχθούν στο λογισμικό του τεμαχιστή. Αν και τις περισσότερες φορές τα περισσότερα λογισμικά τεμαχισμού περιλαμβάνουν τα χαρακτηριστικά πολλών εκτυπωτών, το λογισμικό CURA δεν περιλαμβάνει πληροφορίες για τα τεχνικά χαρακτηριστικά του εκτυπωτή MAGIC – HT – PRO. Επομένως, θα πρέπει να γίνει πρώτα η εισαγωγή των τεχνικών χαρακτηριστικών του εκτυπωτή στο λογισμικό. Με τον ορισμό των χαρακτηριστικών του εκτυπωτή, μπορούν πλέον να οριστούν οι παράμετροι εκτύπωσης για την εξαγωγή του κώδικα – G.

### 3.3 Εκτέλεση πειραμάτων

Η πολυκαπρολακτόνη, αν και ευρέως χρησιμοποιούμενο υλικό για την κατασκευή ικριωμάτων με την μέθοδο εξώθησης υλικού FDM, αποτελεί ένα δύσκολο υλικό προς εκτύπωση. Με εξαίρεση ορισμένους εκτυπωτές που έχουν σχεδιαστεί για βιοιατρικές εφαρμογές, οι περισσότεροι εκτυπωτές δεν είναι συμβατοί για νήματα από υλικά όπως η πολυκαπρολακτόνη. Επομένως, δεν μπορούν να υπάρξουν σταθερές ρυθμίσεις εκτύπωσης για αυτούς τους εκτυπωτές σε ότι αφορά την πολυκαπρολακτόνη. Με άλλα λόγια, οι βέλτιστες ρυθμίσεις εκτύπωσης (θερμοκρασία εκτύπωσης, ταχύτητα εκτύπωσης κ.α.) θα είναι διαφορετικές για τον κάθε εκτυπωτή και θα προκύψουν μέσω πειραμάτων. Στην προκειμένη περίπτωση, ο εκτυπωτής MAGIC – HT – PRO δεν είναι κατασκευασμένος για χρήση νήματος από πολυκαπρολακτόνη και για αυτό απαιτείται η εκτέλεση πειραμάτων για την εύρεση των κατάλληλων ρυθμίσεων στις παραμέτρους εκτύπωσης.

#### 3.3.1 Εύρεση των ορίων στις παραμέτρους εκτύπωσης

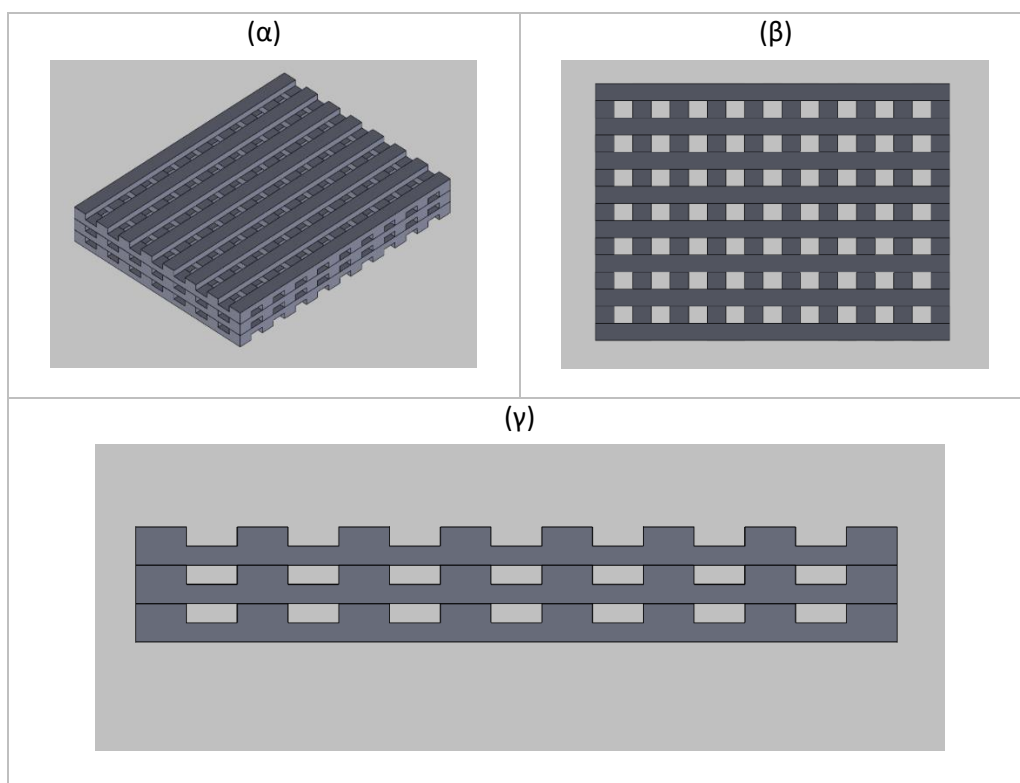
Το πρώτο στάδιο πειραμάτων ξεκινάει με την εύρεση των ορίων εκτύπωσης σε ότι αφορά αρχικά την θερμοκρασία εκτύπωσης ( $C^{\circ}$ ) και στη συνέχεια την ταχύτητα εκτύπωσης (mm/sec). Για να γίνει αυτό, σχεδιάστηκε μια νέα γεωμετρία ικριώματος η οποία αποτελείται από δύο επίπεδα ράβδων με αλλαγή κατεύθυνσης  $90^{\circ}$ . Επίσης το νέο αυτό ικρίωμα δεν έχει τετραγωνική γεωμετρία στο επίπεδο  $x - y$  καθώς οι διαστάσεις του είναι  $9.5 \times 7.5$  mm. Αυτό έγινε προκειμένου να γίνει ευκολότερα ο έλεγχος της απόδοσης της εκτύπωσης τόσο στην κατεύθυνση  $x$  όσο και στην κατεύθυνση  $y$  όταν ολοκληρωθεί η εκτύπωσή τους. Αυτό το νέο ικρίωμα των δύο επιπέδων φαίνεται στο σχήμα 3.4 .



Σχήμα 3.4: Ικρίωμα δύο επιπέδων - (α) κάτοψη, (β) τρισδιάστατη όψη και (γ) πλάγια όψη.

### 3.3.2 Αύξηση του αριθμού των επιπέδων (έξι επίπεδα)

Οι τελικές γεωμετρίες αποτελούνται από 18 επίπεδα στρώσεων. Ωστόσο, επιλέχθηκε η κατασκευή τους να γίνει σταδιακά, δηλαδή να κατασκευαστούν ικρίσματα λιγότερων επιπέδων και εφόσον δεν παρουσιάζονται προβλήματα κατά την εκτύπωση, τότε τα επίπεδα θα αυξάνονται σταδιακά. Αφού έχουν βρεθεί τα εύρη της θερμοκρασίας και ταχύτητας εκτύπωσης, ακολούθησαν πειράματα στα οποία επιλέχθηκαν συνδυασμοί ταχυτήτων και θερμοκρασιών εκτύπωσης από τα παραπάνω εύρη. Για την συγκεκριμένη περίπτωση πειραμάτων, επιλέχθηκε η κατασκευή ικριωμάτων έξι επιπέδων, ενώ η γεωμετρία θα έχει διαστάσεις 9.5x7.5 mm στο επίπεδο x – y. Επίσης θα έχει ύψος 1.2 mm. Τέλος, η διάταξη των ράβδων θα είναι βάσει του ικριώματος τύπου 1 όπως φαίνεται και στο σχήμα 3.5.



Σχήμα 3.5: Ικρίωμα δύο επιπέδων - (α) τρισδιάστατη όψη, (β) κάτοψη και (γ) πλάγια όψη.

Μετά την εκτέλεση πειραμάτων με αρκετούς συνδυασμούς θερμοκρασιών και ταχυτήτων εκτύπωσης αποφασίστηκε η μελέτη δύο ακόμα παραμέτρων. Η πρώτη παράμετρος που μελετήθηκε ήταν το κρεβάτι εκτύπωσης και πιο συγκεκριμένα το υλικό κατασκευής και η θερμοκρασία του. Σε ότι αφορά το υλικό του κρεβατιού, έγινε αντικατάσταση του κρεβατιού από ανθρακόνημα και στη θέση του προσαρμόστηκε νέο κρεβάτι κατασκευασμένο από γυαλί. Ο λόγος και τα πλεονεκτήματα αυτής της αλλαγής παρουσιάζονται αναλυτικότερα στο κεφάλαιο 4. Η δεύτερη παράμετρος που μελετήθηκε σε αυτό το στάδιο πειραμάτων ήταν ο ρυθμός εξώθησης υλικού (flow rate), προκειμένου να αντιμετωπιστούν προβλήματα όπως η υποεξώθηση υλικού. Τα πειράματα επαναλήφθηκαν και παρατηρήθηκαν τα πλεονεκτήματα των ρυθμίσεων αυτών των παραμέτρων.



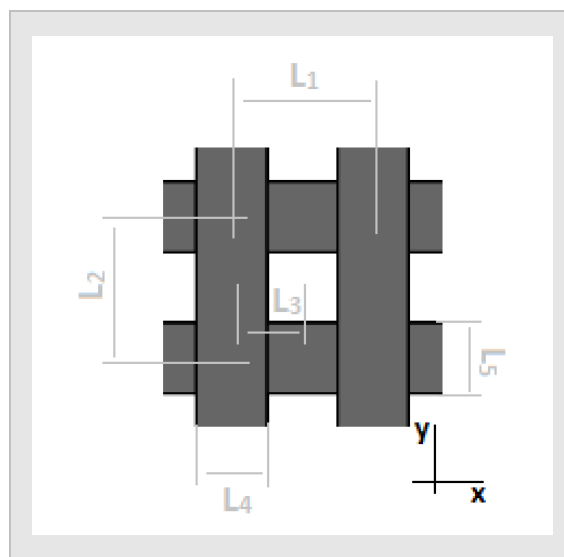
### 3.3.3 Αξιολόγηση διαφορετικών ικριωμάτων με διαφορετικές ρυθμίσεις εκτύπωσης με χρήση μικροσκοπίου

Από τα προηγούμενα πειράματα, κατασκευάστηκαν αρκετά ικριώματα με πολύ θετικά αποτελέσματα. Όμως, λόγω των μικρών διαστάσεων είναι δύσκολο να αξιολογηθούν χαρακτηριστικά όπως οι διαστάσεις και το σχήμα των ράβδων και των πόρων. Για τον λόγο αυτό, χρησιμοποιήθηκε μικροσκόπιο για τον έλεγχο αυτών των παραμέτρων. Η αξιολόγηση των ικριωμάτων έγινε με χρήση οπτικού μικροσκοπίου Euromex ME2665 και φακό Euromex S – plan M4x /0.10  $\infty$ /0. Η μεγέθυνση επιλέχθηκε να γίνει x 40 φορές.

Επαναλήφθηκε η κατασκευή των ικριωμάτων με τις ρυθμίσεις παραμέτρων που έδωσαν τα καλύτερα αποτελέσματα αλλά σε μεγαλύτερες διαστάσεις στο επίπεδο x – y. Αυτό έγινε προκειμένου τα ικριώματα να μπορούν να προσαρμοστούν σε μικροτόμο. Η τομή των ικριωμάτων θα βοηθήσει στην αξιολόγηση του πλευρικού πορώδους. Τα νέα ικριώματα θα έχουν διαστάσεις στο επίπεδο x – y 13.5 x 16.5 mm με την διατομή των ράβδων και το μέγεθος των πόρων να παραμένουν αμετάβλητα.

Αφού εκτυπώθηκαν, τα ικριώματα μεταφέρθηκαν στο μικροσκόπιο όπου έγινε έλεγχος των διαστάσεων στο επίπεδο x – y. Οι διαστάσεις ελέγχθηκαν σε πέντε τυχαία σημεία της κάτοψης του ικριώματος (κεντρικά του ικριώματος και στις τέσσερις γωνίες του) και είναι εκείνες που απεικονίζονται στο σχήμα 3.6 .

Οι διαστάσεις που θα μετρηθούν στο μικροσκόπιο ορίζονται ως  $L_1$  και  $L_2$  ορίζονται ως οι αποστάσεις μεταξύ των κέντρων δύο διαδοχικών ράβδων στην διεύθυνση x και y αντίστοιχα.  $L_3$  είναι η απόσταση μεταξύ του κέντρου της ράβδου και του κέντρου του γειτονικού πόρου στην διεύθυνση x. Τέλος,  $L_4$  και  $L_5$  ορίζονται ως τα πάχη των ράβδων στην διεύθυνση y και x αντίστοιχα.



Σχήμα 3.6: Σχηματική αναπαράσταση των πέντε διαστάσεων  $L$ .

Σύμφωνα με το σχεδιασμό CAD του ικρίωματος, οι διαστάσεις είναι  $L_1 = 1 \text{ mm}$ ,  $L_2 = 1 \text{ mm}$ ,  $L_3 = 0.5 \text{ mm}$ ,  $L_4 = 0.5 \text{ mm}$  και  $L_5 = 0.5 \text{ mm}$ . Για κάθε ικρίωμα, θα υπολογιστεί η μέση τιμή των αποκλίσεων για κάθε διάσταση  $L$ .

Οι αποκλίσεις υπολογίστηκαν κατά απόλυτη τιμή, σε ποσοστά βάσει της σχέσης:

$$\text{Απόκλιση} = \frac{L_{\text{αρχικό}} - L_{\text{τελικό}}}{L_{\text{αρχικό}}} \cdot 100\%$$

Όπου  $L_{\text{τελικό}}$  η πραγματική μέση διάσταση υπολογισμένη από το μικροσκόπιο και  $L_{\text{αρχικό}}$  η αντίστοιχη διάσταση βάσει του αρχείου CAD.

Στο κεφάλαιο 4 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από την αξιολόγηση των διαφορετικών ικριωμάτων για να προκύψει η επιλογή των βέλτιστων δυνατών ρυθμίσεων στις παραμέτρους της θερμοκρασίας εκτύπωσης, ταχύτητα εκτύπωσης και του ρυθμού εξώθησης υλικού.

Στο σημείο αυτό να αναφερθεί ότι, η τομή των ικριωμάτων ήταν αδύνατη διότι, κατά την τομή τους, παραμορφώνονταν σε βαθμό, που δεν γινόταν να αξιολογηθεί το πορώδες στην διεύθυνση του άξονα z. Επομένως, η αξιολόγησή του θα πρέπει να περιοριστεί στις τέσσερις εξωτερικές πλευρές του ικρίωματος.

### 3.3.4 Αύξηση του αριθμού των επιπέδων σε 18 και κατασκευή ικρίωματος 1.

Αφού βρέθηκαν οι βέλτιστες δυνατές τιμές των παραμέτρων εκτύπωσης (ή πιο σωστά τα βέλτιστα εύρη των παραμέτρων όπως θα προκύψει στο κεφάλαιο 4), επιλέχθηκε να κατασκευαστεί ολόκληρη η δομή του ικρίωματος 1 με την τετραγωνική διατομή στο επίπεδο  $x - y$  και τα 18 επίπεδα ράβδων.

Στο σημείο αυτό, και λόγω τεχνικών δυσκολιών που παρουσιάστηκαν κατά την εκτύπωση των ανώτερων επιπέδων ράβδων, επιλέχθηκε να αξιολογηθούν δύο νέες παράμετροι.

Αρχικά, έγινε η χρήση ακροφυσίου διαμέτρου  $0.1 \text{ mm}$  και στη συνέχεια αξιολογήθηκε η παράμετρος της μεταβαλλόμενης θερμοκρασίας κρεβατιού. Αυτό έγινε προκειμένου να βελτιωθεί η εκτύπωση των ανώτερων επιπέδων ράβδων και η συγκράτηση των ικριωμάτων στο κρεβάτι καθ' όλη την διάρκεια της εκτύπωσης αντίστοιχα.

Τα αποτελέσματα των εκτυπώσεων αξιολογήθηκαν με χρήση μικροσκοπίου με παρόμοιο τρόπο που αξιολογήθηκαν τα ικρίωματα των έξι επιπέδων και στη συνέχεια συγκρίθηκαν μεταξύ τους.

### **3.3.5 Κατασκευή ικριώματος 2**

Δεδομένων των βελτιώσεων στην κατασκευή του ικριώματος 1, επιλέχθηκε η εφαρμογή των ίδιων ρυθμίσεων για την κατασκευή του ικριώματος 2. Λόγω ορισμένων διαφορών στην γεωμετρία του ικριώματος 2, πραγματοποιήθηκαν ορισμένες αλλαγές στις ρυθμίσεις της θερμοκρασίας εκτύπωσης σε σχέση με εκείνες που χρησιμοποιήθηκαν για το ικρίωμα 1.

Όπως και στην περίπτωση του ικριώματος 1, έγινε διαστασιολογικός και γεωμετρικός έλεγχος του ικριώματος 2 με χρήση μικροσκοπίου. Τα αποτελέσματα καταγράφονται σε πίνακα που παρουσιάζεται στο κεφάλαιο 4.

### **3.3.5 Κατασκευή ικριώματος 3**

Τέλος, με βάση τις ρυθμίσεις στις παραμέτρους των ικριωμάτων 1 και 2, και με ορισμένες διαφοροποιήσεις στην θερμοκρασία κρεβατιού λόγω της ιδιαιτερότητας της γεωμετρίας του, κατασκευάστηκε το ικρίωμα 3.

Όπως και στις προηγούμενες περιπτώσεις, οι διαστάσεις και η γεωμετρία των ράβδων και των πόρων, καθώς και το πάχος των πλευρικών τοιχωμάτων, αξιολογήθηκαν με την βοήθεια του μικροσκοπίου και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται σε πίνακες του κεφαλαίου 4.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

### 4.1 Εύρη των παραμέτρων θερμοκρασίας και ταχύτητας εκτύπωσης

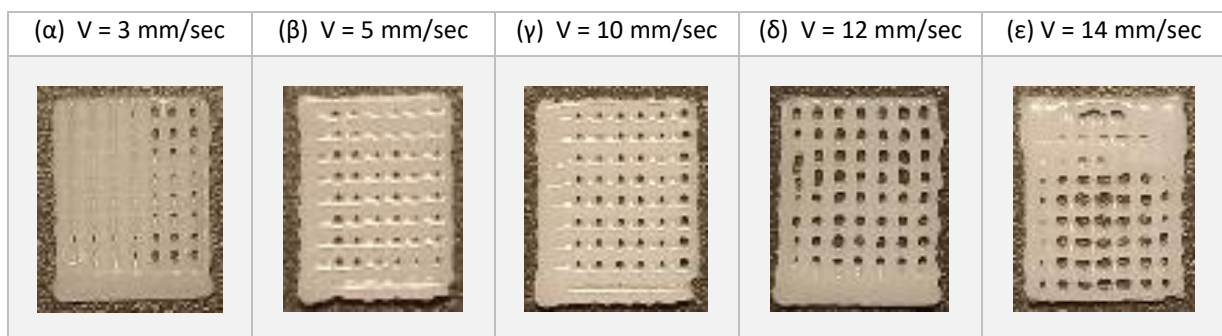
Όπως αναφέρθηκε και στην αρχή του κεφαλαίου 3, πραγματοποιήθηκαν πειράματα προκειμένου να βρεθούν τα όρια στις παραμέτρους της θερμοκρασίας και της ταχύτητας εκτύπωσης, στα οποία ήταν δυνατή η εκτύπωση των ικριωμάτων δύο επιπέδων ράβδων.

Η πρώτη σημαντική παράμετρος εκτύπωσης που μελετήθηκε είναι η ταχύτητα εκτύπωσης. Ο εκτυπωτής MAGIC – HT – PRO έχει μέγιστη επιτεύξιμη ταχύτητα εκτύπωσης 150 mm/sec. Ωστόσο, η ταχύτητα με την οποία θα εκτυπωθούν τα ικριώματα θα πρέπει να είναι αρκετά μικρότερη των 150 mm/sec. Αυτό διότι, το μέγεθος του ικριώματος είναι αρκετά μικρό, και προκειμένου να κατασκευαστούν μικρές διαστάσεις με μεγάλη ακρίβεια, η ταχύτητα θα πρέπει να είναι σε σχετικά χαμηλά επίπεδα. Επιλέχθηκε να δοκιμαστεί η κατασκευή ικριωμάτων με ταχύτητες εκτύπωσης οι οποίες θα ξεκινούν από 3 mm/sec και θα αυξάνονται έως ότου τα αποτελέσματα παύουν να είναι ικανοποιητικά.

Η δεύτερη σημαντική παράμετρος που θα μελετηθεί είναι η θερμοκρασία εκτύπωσης. Το σημείο τήξης της πολυκαπρολακτόνης είναι περίπου στους 60 C°. Επομένως θα πραγματοποιηθούν δοκιμές με θερμοκρασίες εκτύπωσης που θα ξεκινούν από τους 60 C° και θα αυξάνονται μέχρι τα αποτελέσματα να μην είναι ικανοποιητικά.

#### 4.1.1 Ταχύτητα εκτύπωσης

Αρχικά θα πραγματοποιηθεί μελέτη της ταχύτητας εκτύπωσης. Όμως, προκειμένου να πραγματοποιηθεί μια εκτύπωση, θα πρέπει να γίνει καθορισμός άλλων βασικών παραμέτρων, όπως η θερμοκρασία εκτύπωσης και η θερμοκρασία κρεβατιού. Για το λόγω αυτό, οι δύο αυτές παράμετροι επιλέχθηκε να οριστούν, μόνο για την υλοποίηση αυτών των πειραμάτων, σε 130 C° και 35 C° αντίστοιχα. Έγινε δοκιμή πέντε περιπτώσεων, για ταχύτητες 3 mm/sec, 5 mm/sec, 10 mm/sec, 12 mm/sec και 14 mm/sec. Από τα πειράματα αυτά, προέκυψαν τα παρακάτω αποτελέσματα για ικριώματα δύο επιπέδων όπως παρουσιάζονται στην εικόνα 4.1.



Εικόνα 4.1: Επίδραση της ταχύτητας στην εκτύπωση του ικριώματος δύο επιπέδων.

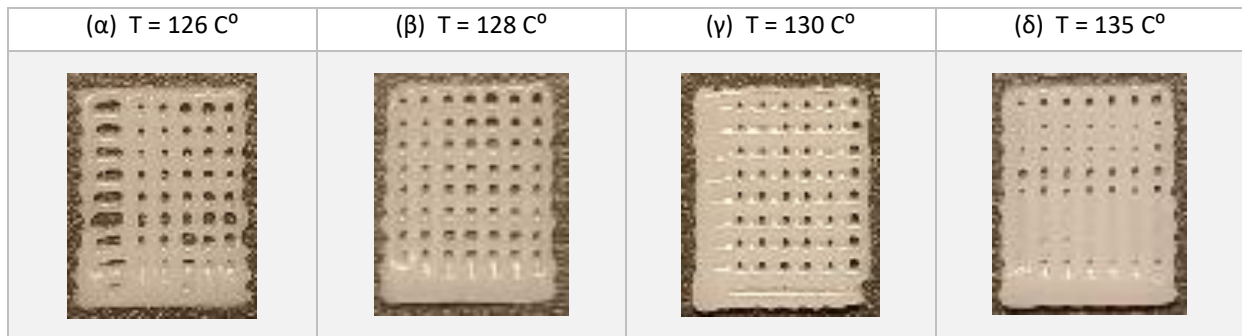
Από την εκτέλεση του πρώτου αυτού πειράματος, προέκυψαν τα ακόλουθα συμπεράσματα:

1. Με την ολοκλήρωση των εκτυπώσεων, ήταν αρκετά δύσκολο να αφαιρεθούν τα ικρίσματα από το κρεβάτι. Όσοι χρόνος και να δινόταν μέχρι να στερεοποιηθεί το υλικό και να ψυχθεί το κρεβάτι, τα ικρίσματα καταστρέφονταν κατά την αφαίρεσή τους από το κρεβάτι. Για να λυθεί αυτό το πρόβλημα, επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθεί κολλητική ταινία (blue tape). Αυτό επέτρεψε την εύκολη αφαίρεση του ικρίματος από το κρεβάτι χωρίς να αλλοιωθεί η γεωμετρία του. Στο σημείο αυτό, να αναφερθεί ότι, λόγω αύξησης του ύψους κρεβατιού με την προσθήκη κολλητικής ταινίας, απαιτούνταν εκ νέου καλιμπράρισμα στο κρεβάτι σε σχέση με το ακροφύσιο. Παρόλα αυτά, η χρήση της θα πρέπει να είναι προσωρινή διότι, είναι αρκετά δύσκολο να αποστειρωθεί. Σχετικά με αυτό, η αφαίρεση του ικρίματος από αυτή, μειώνει περαιτέρω τον βαθμό αποστείρωσης καθώς η επαφή με τον ανθρώπινο παράγοντα είναι αναπόφευκτη.
2. Το ικρίωμα που εκτυπώθηκε με ταχύτητα 3 mm/sec, εμφάνισε αρκετούς φραγμένους πόρους στο επιπέδου  $x - y$  (όπως φαίνεται στην εικόνα 4.1 α). Η πολύ μικρή ταχύτητα αυξάνει την τάση να απλωθεί το εναποτιθέμενο υλικό και αυτό μπορεί να ερμηνεύσει αυτή την φραγή των πόρων.
3. Το ικρίωμα που εκτυπώθηκε με ταχύτητα 5 mm/sec εμφάνισε μικρότερη τάση για φραγή, ωστόσο το μέγεθος των πόρων ήταν αρκετά μικρό (εικόνα 4.1 β).
4. Με την περαιτέρω αύξηση της ταχύτητας, τα ικρίσματα αποκτούσαν περισσότερο την επιθυμητή μορφή, με τους πόρους να είναι όλο και λιγότερο φραγμένοι. Αυτό μπορεί να φανεί από τις εικόνες 4.1 γ και δ.
5. Το ικρίωμα που εκτυπώθηκε με ταχύτητα 14 mm/sec παρουσίασε πόρους αρκετά μεγάλου μεγέθους σε βαθμό που οι ράβδοι τόσο στην διεύθυνση  $x$  όσο και στην διεύθυνση  $y$  παρουσίαζαν στένωση (εικόνα 4.1 ε). Επίσης, κάθε ταχύτητα που δοκιμάστηκε άνω των 14 mm/sec, δεν επέτρεψε την κατασκευή του ικρίματος. Φαίνεται πως οι υψηλότερες ταχύτητες δεν προσφέρουν τον απαραίτητο χρόνο ώστε το υλικό που εξωθείται να εναποτεθεί και να στερεοποιηθεί σωστά.
6. Με γυμνό μάτι φάνηκε ότι το πορώδες στην διεύθυνση του κατακόρυφου άξονα  $z$  δείχνει να διαμορφώνεται καλύτερα όσο αυξάνεται η ταχύτητα εκτύπωσης. Η υψηλή ταχύτητα “τραβάει” το εξωθούμενο υλικό στην διεύθυνση κίνησης της κεφαλής και με αυτό τον τρόπο υπερνικά την βαρυτική δύναμη η οποία τείνει το εναποτιθέμενο υλικό να κινηθεί προς τα κάτω φράσσοντας τους πλευρικούς πόρους.

Από τα παραπάνω προκύπτει ότι οι ταχύτητες δεν γίνεται να είναι πάνω από 14 mm/sec και μικρότερες από 3 mm/sec, με την περίπτωση των 3 mm/sec και 14 mm/sec να μην δίνουν ικανοποιητικά αποτελέσματα. Επίσης, οι υψηλότερες ταχύτητες έδωσαν τα καλύτερα αποτελέσματα και θα είναι εκείνες που θα επιλεγθούν για τα περισσότερα πειράματα που θα ακολουθήσουν.

#### 4.1.2 Θερμοκρασία εκτύπωσης

Το δεύτερο πείραμα που πραγματοποιήθηκε αφορούσε την επίδραση της θερμοκρασίας εκτύπωσης. Από το ακροφύσιο, η εξώθηση του υλικού ήταν δυνατή για θερμοκρασίες άνω των 120 C° και γι' αυτό, οι εκτυπώσεις που πραγματοποιήθηκαν είχαν θερμοκρασίες εκτύπωσης πάνω από αυτή την θερμοκρασία. Επιλέγοντας ως ταχύτητα εκτύπωσης 10 mm/sec και ως θερμοκρασία κρεβατιού 35 C° δοκιμάστηκαν τέσσερα σενάρια για θερμοκρασίες εκτύπωσης 122 C°, 126 C°, 128 C°, 130 C° και 135 C°. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν φαίνονται στην εικόνα 4.2.



Εικόνα 4.2: Επίδραση της θερμοκρασίας εκτύπωσης στην εκτύπωση του ικρίωματος δύο επιπέδων.









Από το δεύτερο πείραμα εξήχθησαν τα εξής συμπεράσματα για την θερμοκρασία εκτύπωσης:

1. Από την εικόνα 4.2 α γίνεται εμφανές πως για θερμοκρασία 126 C° το ικρίωμα δεν μπορεί να εκτυπωθεί σωστά. Υπάρχουν σημεία του ικρίωματος τα οποία δεν εκτυπώνονται καθόλου (στο αριστερό μέρος του ικρίωματος στην εικόνα 4.2 α δεν εκτυπώθηκαν οι πρώτες ράβδοι του δεύτερου επιπέδου). Αυτό σημαίνει ότι στα σημεία αυτά το νήμα δεν μπορεί να εξέλθει από το ακροφύσιο διότι, η θερμοκρασία που έχει οριστεί δεν επαρκεί για την απαιτούμενη ρευστοποίησή του. Μάλιστα, για θερμοκρασίες κάτω από τους 126 C°, τα ικρίωματα απέκλιναν αρκετά από το επιθυμητό αποτέλεσμα.
2. Με την αύξηση της θερμοκρασίας σε 128 C° και 130 C°, το νήμα ρευστοποιούνταν επαρκέστερα με αποτέλεσμα όλες οι ράβδοι να εκτυπώνονται ικανοποιητικά και οι πόροι του επιπέδου x – y να έχουν ομοιόμορφο μέγεθος (εικόνα 4.2 β και γ).
3. Η θερμοκρασία εκτύπωσης 135 C° οδήγησε στην κατασκευή ενός ικρίωματος το οποίο είχε φραγμένους πόρους στο επίπεδο x – y (κάτω μέρος της κατασκευής στην εικόνα 4.2 δ). Στο σημείο αυτό να σημειωθεί ότι η επιλογή μεγαλύτερων από 135 C° θερμοκρασιών οδηγούσε σε ακόμα περισσότερους φραγμένους πόρους, φαινόμενο που αυξάνονταν με περεταίρω αύξηση της θερμοκρασίας εκτύπωσης. Η αυξημένη θερμοκρασία, οδηγεί σε υπερβολική τήξη του υλικού. Όταν αυτό εξωθείται από το ακροφύσιο με μεγαλύτερη θερμοκρασία από την ιδανική, δεν προλαβαίνει να στερεοποιηθεί στο απαιτούμενο χρονικό διάστημα και αυτό έχει ως αποτέλεσμα να εξαπλώνεται όταν εναποτίθεται. Με αυτό τον τρόπο δύο διαδοχικές ράβδοι που δεν έχουν προλάβει να στερεοποιηθούν, απλώνουν και ενώνονται, φράζοντας τους πόρους που βρίσκονται ανάμεσά τους.

Το θερμοκρασιακό εύρος στο οποίο θα μελετηθεί η κατασκευή ικριωμάτων περιορίζεται από 126 C° έως 135 C°. Σε χαμηλότερες και υψηλότερες θερμοκρασίες από αυτές, η εκτύπωση δεν είναι ικανοποιητική. Η περιπτώσεις των 126 C° και 135 C° δεν έδωσαν αρκετά καλά αποτελέσματα, όμως στην τρισδιάστατη εκτύπωση οι παράμετροι πολλές φορές είναι αλληλένδετες και μια πιθανή αλλαγή σε κάποια από τις άλλες παραμέτρους μπορεί να δώσει καλύτερα αποτελέσματα για αυτές τις δύο θερμοκρασίες.





#### 4.2 Κατασκευή ικριωμάτων έξι επιπέδων ράβδων

Για την κατασκευή των ικριωμάτων έξι επιπέδων, έγιναν συνδυασμοί μεταξύ ταχυτήτων 10 mm/sec και 12 mm/sec και θερμοκρασιών εκτύπωσης 126 C°, 128 C°, 130 C° και 135 C°. Και σε αυτή την περίπτωση πειραμάτων, η θερμοκρασία κρεβατιού ορίστηκε στους 35 C°. Τα αποτελέσματα που λήφθηκαν απεικονίζονται παρακάτω στην εικόνα 4.3 .

(α) T = 126 C° V = 10 mm/sec	(β) T = 128 C° V = 10 mm/sec	(γ) T = 130 C° V = 10 mm/sec	(δ) T = 135 C° V = 10 mm/sec
			
(α) T = 126 C° V = 12 mm/sec	(β) T = 128 C° V = 12 mm/sec	(γ) T = 130 C° V = 12 mm/sec	(δ) T = 135 C° V = 12 mm/sec
			




Εικόνα 4.3: Ικριώματα έξι επιπέδων. Τα ικριώματα εμφανίζουν αρκετά μεγάλη απόκλιση από την επιθυμητή γεωμετρία ανεξάρτητα των ρυθμίσεων σε θερμοκρασία και ταχύτητα εκτύπωσης.

Αυτό που παρατηρήθηκε σε όλα τα ικριώματα που κατασκευάστηκαν, ήταν ότι όσο αυξάνονταν ο αριθμός των επιπέδων, η κατασκευή αλλοιωνόταν. Τα ικριώματα αυτά εκτυπώθηκαν σχετικά ικανοποιητικά μέχρι και το τέταρτο επίπεδο ράβδων (βλέπε εικόνα 4.4). Όμως το πέμπτο και το έκτο δεν εναποτίθονταν σωστά καταστρέφοντας το τελικό αποτέλεσμα.

(α) $T = 130\text{ C}^\circ$ $V = 10\text{ mm/sec}$ (4 επίπεδα)	(β) $T = 130\text{ C}^\circ$ $V = 10\text{ mm/sec}$ (6 επίπεδα)	(γ) $T = 130\text{ C}^\circ$ $V = 12\text{ mm/sec}$ (4 επίπεδα)	(δ) $T = 130\text{ C}^\circ$ $V = 12\text{ mm/sec}$ (6 επίπεδα)
			

Εικόνα 4.4: Σύγκριση Ικριωμάτων τεσσάρων και έξι επιπέδων κατασκευασμένα με τις ίδιες ρυθμίσεις – (σύγκριση α, β και γ, δ).

Επειδή τα τέσσερα επίπεδα είναι πολύ λίγα για ένα ικρίωμα, έπρεπε να εντοπιστεί το πρόβλημα και να βρεθεί λύση ώστε τα επόμενα επίπεδα να μπορούν να εκτυπώνονται σωστά. Αρχικά δοκιμάστηκε να μειωθεί η ταχύτητα σε 3 mm/sec, 5 mm/sec και 7.5 mm/sec. Τα ικρίσματα έξι στρώσεων που κατασκευάστηκαν με τις χαμηλότερες ταχύτητες φαίνονται στην εικόνα 4.5. Σε αυτές τις περιπτώσεις, το αποτέλεσμα βελτιώθηκε, αλλά όχι σε βαθμό που η βελτίωση να θεωρηθεί αποδεκτή. Επίσης, οι πολύ χαμηλές ταχύτητες δεν είναι ιδανικές διότι, ευνοούν τη φραγή πόρων τόσο στο επίπεδο x – y, όσο και στην διεύθυνση του κατακόρυφου άξονα z.

(α) $T = 130\text{ C}^\circ$ $V = 3\text{ mm/sec}$	(β) $T = 130\text{ C}^\circ$ $V = 5\text{ mm/sec}$	(γ) $T = 130\text{ C}^\circ$ $V = 7.5\text{ mm/sec}$
		

Εικόνα 4.5: Ικρίσματα έξι επιπέδων κατασκευασμένα με μικρότερες ταχύτητες εκτύπωσης.

Στο σημείο αυτό, αποφασίστηκε ότι θα πρέπει να γίνει εκτέλεση των εκτυπώσεων στο γυάλινο κρεβάτι.



#### 4.2.1 Κρεβάτι εκτύπωσης κατασκευασμένο από διαφορετικό υλικό (γυαλί)

Από τα πρώτα κιάλας πειράματα κατασκευής των δύο επιπέδων ικρίωματα, παρατηρήθηκαν προβλήματα σχετικά με το κρεβάτι. Τα εκτυπωμένα ικρίωματα ήταν αδύνατο να ξεκολλήσουν χωρίς να παραμορφωθούν από το κρεβάτι ανθρακόνηματος. Για τον λόγο αυτό χρησιμοποιήθηκε η κολλητική ταινία.

Αρχικά, για να βελτιωθούν τα αποτελέσματα των προηγούμενων εκτυπώσεων, δοκιμάστηκε να επαναληφθούν σε διαφορετικές θερμοκρασίες κρεβατιού. Οι θερμοκρασίες κρεβατιού δοκιμάστηκαν σε ένα εύρος από 0 C° έως και 70 C°. Όμως, σε καμία περίπτωση δεν βελτιώθηκαν τα αποτελέσματα. Μάλιστα, για θερμοκρασίες κρεβατιού άνω των 50 C° η παραμόρφωση των ικριωμάτων ήταν ακόμα πιο έντονη, καθώς αυτές οι υψηλές θερμοκρασίες δεν επέτρεπαν στο υλικό των πρώτων επιπέδων να στερεοποιηθεί γρήγορα και αυτό οδηγούσε στο φράξιμο των πόρων τους. Δεδομένου ότι η ρύθμιση της θερμοκρασίας κρεβατιού δεν βελτιώνει κάπως την εκτύπωση και σε συνδυασμό με το ότι η χρήση κολλητικής ταινίας δεν ήταν ιδανική για βιοϊατρικές εφαρμογές αποφασίστηκε να δοκιμαστεί διαφορετικό είδος κρεβατιού.

Η αναζήτηση των εναλλακτικών ειδών κρεβατιού στηρίχτηκε σε τρεις βασικούς παράγοντες. Το κρεβάτι που θα χρησιμοποιηθεί θα πρέπει, σε σχέση με το κρεβάτι από ανθρακόνημα, να προσφέρει καλύτερη πρόσφυση για πολύ μικρές κατασκευές, να μην απαιτεί τη χρήση βοηθητικών υλικών όπως κολλητική ταινία ή κόλλα και τέλος να μπορεί να προσαρμοστεί στην πλατφόρμα κατασκευής του MAGIC – HT – PRO. Μετά από αξιολόγηση των διάφορων κρεβατιών που χρησιμοποιούνται σε διάφορες εφαρμογές, επιλέχθηκε να δοκιμαστεί κρεβάτι κατασκευασμένο από γυαλί.

Το γυάλινο κρεβάτι έχει ορισμένα πλεονεκτήματα τα οποία θεωρήθηκαν σημαντικά για τη βελτίωση της εκτύπωσης ικριωμάτων:

1. Το γυαλί προσφέρει ομοιόμορφη κατανομή της θερμοκρασίας σε όλη την έκταση της επιφάνειάς του, μειώνοντας τον κίνδυνο πιθανής παραμόρφωσής του. Αυτό με την σειρά του μειώνει την πιθανότητα στρέβλωσης της επιφάνειάς του στο σημείο που εκτυπώνεται το ικρίωμα κάτι που θα μπορούσε να οδηγήσει σε αποκόλληση του ικριώματος.
2. Το κρεβάτι από γυαλί έχει μια πολύ λεία επιφάνεια σε αντίθεση με το κρεβάτι από ανθρακόνημα. Είναι γνωστό πως η τραχιά και κοκκώδης επιφάνεια στο κρεβάτι βελτιώνει την προσκόλληση των αντικειμένων που εκτυπώνονται. Αυτό όμως ισχύει στην περίπτωση όπου το μέγεθος του αντικειμένου που εκτυπώνεται είναι αρκούντως μεγάλο. Μια πολύ μικρή γεωμετρία, όπως αυτή των ικριωμάτων, μπορεί να επηρεαστεί αρκετά από αυτή την τραχύτητα. Πράγματι, δεδομένου ότι οι ράβδοι που εκτυπώνονται στο κρεβάτι έχουν διατομή 0.2 x 0.5 mm, η μικρή τραχύτητα του κρεβατιού θα αλλοιώσει την γεωμετρία τους. Η αλλοίωση αυτή στο πρώτο επίπεδο ράβδων, θα επηρεάσει την εκτύπωση και των επόμενων με το φαινόμενο να γίνεται πιο έντονο όσο αυξάνονται τα επίπεδα. Αναμένεται λοιπόν, η χρήση του γυάλινου κρεβατιού να βελτιώσει την εκτύπωση των πρώτων επιπέδων και επακόλουθα την εκτύπωση του ικριώματος.
3. Το γυαλί, επιτρέπει πολύ καλή προσκόλληση των αντικειμένων προς εκτύπωση στην επιφάνειά του, ενώ η αφαίρεσή τους μετά την εκτύπωση είναι εύκολη. Επομένως, η χρήση κολλητικής ταινίας καθίσταται περιττή όταν οι εκτυπώσεις γίνονται σε γυάλινο κρεβάτι.

Η χρήση του γυάλινου κρεβατιού όμως παρουσιάζει και ορισμένα μειονεκτήματα:

1. Το γυαλί σαν υλικό, είναι αρκετά σκληρό και εύθραυστο. Αυτό αποτελεί πρόβλημα διότι, σε περίπτωση που η άκρη του ακροφυσίου έρθει σε επαφή με το κρεβάτι (πχ κατά την διαδικασία του καλιμπραρίσματος) υπάρχει μεγάλη πιθανότητα το γυαλί να ραγίσει και να σπάσει.
2. Το γυαλί έχει σαν βασικό θερμικό χαρακτηριστικό την χαμηλή θερμική αγωγιμότητα. Αυτό σημαίνει πως το γυαλί εμφανίζει χαμηλή τάση στο να διαχέει την θερμότητα από το εσωτερικό του. Έτσι όταν η κατασκευαστική πλατφόρμα θερμαίνεται, το κρεβάτι από γυαλί δεν μπορεί να διαχύσει όλη αυτή την θερμότητα, με αποτέλεσμα, η θερμοκρασία της άνω επιφάνειας να είναι μικρότερη από εκείνη που ορίζεται στις ρυθμίσεις της εκτύπωσης. Για τον λόγω αυτό, όταν γίνεται χρήση κρεβατιού από γυαλί, θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη η χαμηλή θερμική αγωγιμότητά του και η θερμοκρασία κρεβατιού να ορίζεται (στο λογισμικό τεμαχισμού) 5 – 15 C<sup>o</sup> περισσότερο από την επιθυμητή.
3. Ένα ακόμα μειονέκτημα είναι ότι πολλές φορές δεν είναι συμβατό με τον εκάστοτε εκτυπωτή. Στην περίπτωση του MAGIC – HT – PRO, η πλατφόρμα κατασκευής έχει σχεδιαστεί για χρήση κρεβατιού από ανθρακόνημα. Επομένως, αν πρόκειται να γίνει εγκατάσταση γυάλινου κρεβατιού, θα πρέπει να είναι στις διαστάσεις του κρεβατιού από ανθρακονήματα.

Τα πλεονεκτήματα χρήσης κρεβατιού κατασκευασμένο από γυαλί, ήταν αρκετά ώστε να χρησιμοποιηθεί και να μελετηθεί η συμπεριφορά της εκτύπωσης των ικριωμάτων.

Αρχικά έπρεπε να κατασκευαστεί και να γίνει αντικατάσταση του παλιού κρεβατιού με το νέο. Το νέο γυάλινο κρεβάτι είχε διαστάσεις στο επίπεδο x – y 350 x 350 mm<sup>2</sup> και ύψος 4 mm στη διεύθυνση z όσο δηλαδή και το κρεβάτι από ανθρακόνημα. Η εγκατάσταση του κρεβατιού φαίνεται στην εικόνα 4.6:



*Εικόνα 4.6: Το γυάλινο κρεβάτι εγκατεστημένο στην πλατφόρμα του εκτυπωτή.*




Στη συνέχεια, και όπως κάθε φορά που γίνεται αλλαγή του κρεβατιού εκτύπωσης, θα πρέπει να γίνει καλιμπράρισμα του κρεβατιού. Το κρεβάτι ευθυγραμμίστηκε στις τέσσερις άκρες του, ενώ το ακροφύσιο ρυθμίστηκε (με χρήση φίλερ) ώστε να έχει απόσταση από το κρεβάτι 0.1 mm. Αυτή η απόσταση είναι εκείνη που θα έχει η άκρη του ακροφυσίου σε σχέση με την επιφάνεια του κρεβατιού όταν θα κατασκευάζεται η πρώτη στρώση. Με τη ολοκλήρωση της εγκατάστασης του κρεβατιού, μπορούν πλέον να ξεκινήσουν τα πειράματα.

#### **4.2.2 Επανάληψη πειραμάτων σε γυάλινο κρεβάτι**

Η αλλαγή του κρεβατιού αλλάζει πλέον τα δεδομένα της εκτύπωσης και πλέον μπορούν να δοκιμαστούν ταχύτητες και θερμοκρασίες οι οποίες στο κρεβάτι από ανθρακόνημα είχαν απορριφθεί.

Σε αυτή τη σειρά πειραμάτων επιλέχθηκε ως σταθερή παράμετρος εκείνη της ταχύτητας εκτύπωσης η οποία έλαβε τιμές 3 mm/sec, 5 mm/sec, 10 mm/sec και 12 mm/sec. Οι μεταβλητές που μεταβάλλονται είναι η θερμοκρασία εκτύπωσης και η θερμοκρασία κρεβατιού. Η μικρότερη θερμοκρασία κρεβατιού που μελετήθηκε ήταν εκείνη των 35 C<sup>ο</sup>, όμως μελετήθηκε και εκείνη των 45 C<sup>ο</sup> λόγω της χαμηλής θερμικής αγωγιμότητας που εμφανίζει το γυαλί.




Ταχύτητα εκτύπωσης 3 mm/sec (εικόνα 4.7).

(α) V = 3 mm/sec T = 130 C <sup>o</sup> T = 35 C <sup>o</sup>	(β) V = 3 mm/sec T = 135 C <sup>o</sup> T = 35 C <sup>o</sup>	(γ) V = 3 mm/sec T = 130 C <sup>o</sup> T = 45 C <sup>o</sup>
		

Εικόνα 4.7: Ικριώματα έξι επιπέδων εκτυπωμένα σε γυάλινο κρεβάτι – ταχύτητα εκτύπωσης 3 mm/sec.

Από τα παραπάνω αποτελέσματα που απεικονίζονται στην εικόνα 4.6, μπορεί να προκύψει ότι η ταχύτητα των 3 mm/sec είναι αρκετά μικρή, ευνοώντας την τάση για φράξιμο των πόρων. Μάλιστα το φαινόμενο αυτό γίνεται περισσότερο έντονο σε μεγαλύτερη θερμοκρασία εκτύπωσης (135 C<sup>o</sup>) καθώς και στην περίπτωση μεγαλύτερης θερμοκρασίας κρεβατιού (45 C<sup>o</sup>). Παρόλα αυτά, τα αποτελέσματα ήταν αρκετά καλύτερα σε σχέση με εκείνα που πραγματοποιήθηκαν με το κρεβάτι από ανθρακόνημα. Επιπροσθέτως, η αυξημένη θερμοκρασία κρεβατιού, οδήγησε σε καλύτερη συγκράτηση του ικριώματος στην επιφάνεια του.




Ταχύτητα εκτύπωσης 5 mm/sec (εικόνα 4.8).

(α) V = 5 mm/sec T = 130 C <sup>o</sup> T = 35 C <sup>o</sup>	(β) V = 5 mm/sec T = 135 C <sup>o</sup> T = 35 C <sup>o</sup>	(γ) V = 5 mm/sec T = 130 C <sup>o</sup> T = 45 C <sup>o</sup>
		

Εικόνα 4.8: Ικριώματα έξι επιπέδων εκτυπωμένα σε γυάλινο κρεβάτι – ταχύτητα εκτύπωσης 5 mm/sec.

Η μικρή αύξηση της ταχύτητας από 3 mm/sec σε 5 mm/sec μείωσε το ποσοστό φραγμένων πόρων, όμως οι πόροι έχουν αρκετά μικρότερο μέγεθος σε σχέση με το επιθυμητό. Επίσης, και σε αυτή την περίπτωση, η αύξηση των θερμοκρασιών εκτύπωσης και κρεβατιού αυξάνει το ποσοστό των φραγμένων πόρων. Για την ταχύτητα 5 mm/sec δοκιμάστηκαν δύο επιπλέον εκτυπώσεις για


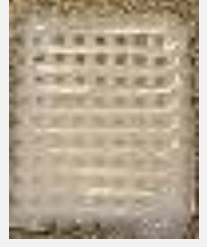

θερμοκρασίες 128 C° και 140 C° (η θερμοκρασία κρεβατιού παρέμεινε στους 35 C°), όμως τα αποτελέσματα ήταν αρνητικά όπως άλλωστε αναμενόταν. Στην εκτύπωση με θερμοκρασία στους 128 C° δεν υπήρξαν καθόλου φραγμένοι πόροι, όμως αρκετές ράβδοι εκτυπώθηκαν σε κάποια σημεία με μικρότερο πάχος, υποδηλώνοντας ότι το υλικό δυσκολευόταν να εξωθηθεί από το ακροφύσιο στα σημεία αυτά (εικόνα 4.9 β). Από την άλλη, η θερμοκρασία των 140 C° έδωσε μια συμπαγή δομή χωρίς πόρους (εικόνα 4.9 α). Στο σημείο αυτό αποφασίστηκε να εξεταστεί η παράμετρος του ρυθμού εξώθησης (flow rate). Το λογισμικό τεμαχισμού ορίζει αυτόματα αυτή την τιμή στο 100%. Όμως μια αύξηση ή μείωση αυτής της τιμής θα επιτρέψει μια αντίστοιχη μεταβολή στο πόσο υλικό εξέρχεται από το ακροφύσιο. Δεδομένου ότι το ικρίωμα σε θερμοκρασία 128 C° είχε θετικά αποτελέσματα αλλά σε κάποια σημεία δεν εναποθέτονταν αρκετό υλικό, επιλέχθηκε να ρυθμιστεί το ποσοστό ροής στο 120% προκειμένου να εξέρχεται μεγαλύτερη ποσότητα υλικού. Πράγματι, το αποτέλεσμα ήταν αρκετά ενθαρρυντικό με τις ράβδους να εκτυπώνονται σωστά και με τους πόρους να διατηρούν ένα ικανοποιητικό μέγεθος, επιτρέποντας περαιτέρω την μελέτη της ταχύτητας 5 mm/sec σε συνδυασμό με θερμοκρασία εκτύπωσης 128 C° (εικόνα 4.9 γ).

(α) V = 5 mm/sec T = 140 C° T = 35 C°	(β) V = 5 mm/sec T = 128 C° T = 35 C°	(γ) V = 5 mm/sec T = 128 C° T = 35 C° Flow = 120%
		

Εικόνα 4.9: Ικρίωματα έξι επιπέδων εκτυπωμένα σε γυάλινο κρεβάτι – ταχύτητα εκτύπωσης 5 mm/sec – μεγαλύτερο εύρος θερμοκρασιών εκτύπωσης και προσθήκη παραμέτρου ρυθμού εξώθησης.

Στην περίπτωση που οι εκτυπώσεις γινόταν στο κρεβάτι ανθρακονήματος, οι μεγαλύτερες ταχύτητες χειροτέρευαν τα αποτελέσματα σε σχέση με τις χαμηλότερες όσο αυξάνονταν τα επίπεδα των ράβδων. Όμως, δεδομένου ότι οι μεγαλύτερες ταχύτητες βοηθούν στην δημιουργία πόρων στην διεύθυνση του άξονα z και ότι η χρήση γυάλινου κρεβατιού βελτίωσε κατά πολύ τις εκτυπώσεις των μικρών ταχυτήτων, θα πραγματοποιηθούν πειράματα και για τις μεγαλύτερες ταχύτητες. Πιο συγκεκριμένα, όπως και προηγουμένως, η σταθερή παράμετρος θα είναι η ταχύτητα εκτύπωσης και εκείνες που θα μεταβάλλονται θα είναι η θερμοκρασία εκτύπωσης και η θερμοκρασία κρεβατιού. Επίσης, δεδομένης της βελτίωσης που έδειξε, επιλέχθηκε ο ρυθμός εξώθησης να ρυθμιστεί στα επόμενα πειράματα στο 120%. Οι ταχύτητες που μελετήθηκαν ήταν 10 mm/sec και 12 mm/sec.

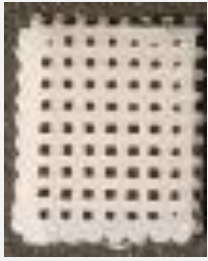


Ταχύτητα εκτύπωσης 10 mm/sec (εικόνα 4.10).

(α) V = 10 mm/sec T = 130 C° T = 35 C°	(β) V = 10 mm/sec T = 135 C° T = 35 C°	(γ) V = 10 mm/sec T = 130 C° T = 45 C°
		

Εικόνα 4.10: Ικρίώματα έξι επιπέδων εκτυπωμένα σε γυάλινο κρεβάτι – ταχύτητα εκτύπωσης 10 mm/sec.

Τα αποτελέσματα, έδειξαν ότι η χρήση γυάλινου κρεβατιού επιτρέπει την εκτύπωση με μεγαλύτερες ταχύτητες. Και στις τρεις περιπτώσεις, τα αποτελέσματα ήταν αρκετά ικανοποιητικά, όμως στην περίπτωση αύξησης της θερμοκρασίας εκτύπωσης, οι πόροι είχαν μικρότερο μέγεθος, ενώ στην περίπτωση της μεγαλύτερης θερμοκρασίας κρεβατιού, μερικοί πόροι είχαν φράξει.

Ταχύτητα εκτύπωσης 12 mm/sec (εικόνα 4.11).

(α) V = 12 mm/sec T = 130 C° T = 35 C°	(β) V = 12 mm/sec T = 135 C° T = 35 C°	(γ) V = 12 mm/sec T = 130 C° T = 45 C°
		

Εικόνα 4.11: Ικρίώματα έξι επιπέδων εκτυπωμένα σε γυάλινο κρεβάτι – ταχύτητα εκτύπωσης 12 mm/sec.

Σε ότι αφορά την ταχύτητα 12 mm/sec, τα αποτελέσματα δεν ήταν το ίδιο ικανοποιητικά με εκείνα για ταχύτητα εκτύπωσης 10 mm/sec. Ειδικότερα, το αποτέλεσμα από την εκτύπωση για θερμοκρασία 130 C° ήταν αρκετά καλά, όμως η αύξηση της θερμοκρασίας εκτύπωσης και κρεβατιού, οδηγούσε σε φράξιμο πολλών πόρων. Εδώ θα πρέπει να αναφερθεί ότι δοκιμάστηκαν εκτυπώσεις με θερμοκρασία εκτύπωσης 128 C° τόσο για ταχύτητα εκτύπωσης 10 mm/sec, όσο και για 12 mm/sec, με τα αποτελέσματα να είναι σχεδόν ίδια με εκείνα για θερμοκρασία 130 C°.

Από τα προηγούμενα πειράματα μπορούν να προκύψουν ορισμένα συμπεράσματα:

1. Από τις εκτυπώσεις που πραγματοποιήθηκαν, παρατηρήθηκε μια ανάλογη σχέση μεταξύ ταχύτητας εκτύπωσης και θερμοκρασίας εκτύπωσης. Πιο συγκεκριμένα, το πορώδες που κατασκευάζεται, είναι καλύτερο όταν γίνεται συνδυασμός χαμηλής θερμοκρασίας με χαμηλή ταχύτητα (5 mm/sec) αλλά όχι αρκετά χαμηλής (3 mm/sec) και συνδυασμός υψηλών θερμοκρασιών με υψηλές ταχύτητες (10 mm/sec) αλλά όχι αρκετά υψηλές (12 mm/sec). Αυτό μπορεί να ερμηνευτεί βάση των ρεολογικών χαρακτηριστικών της πολυκαπρολακτόνης. Μια χαμηλή θερμοκρασία εκτύπωσης, δεν θα ρευστοποιήσει επαρκώς το υλικό εκτύπωσης, επομένως προκειμένου να εναποτεθεί σωστά θα χρειαστεί κάποιο χρόνο (χαμηλή ταχύτητα εκτύπωσης). Σε διαφορετική περίπτωση, το υλικό θα εναποτίθεται μη επαρκώς καταστρέφοντας το τελικό αποτέλεσμα. Από την άλλη πλευρά, μια υψηλή θερμοκρασία θα ρευστοποιήσει αρκετά το υλικό εκτύπωσης. Όταν το υλικό εξέρχεται σε αρκετά ρευστή μορφή ο χρόνος στερεοποίησής του αυξάνεται, με αποτέλεσμα όταν εναποτίθεται, να απλώσει πλευρικά φράζοντας τους πόρους. Παρατηρήθηκε πως με αύξηση της ταχύτητας εκτύπωσης, το φαινόμενο αυτό εξαλειφόταν.
2. Σε ότι αφορά την θερμοκρασία του κρεβατιού, αυτή δεν επηρέαζε σε μεγάλο βαθμό την κατασκευή, αν και με αύξησή της αυξανόταν η τάση για φράξιμο των πόρων. Αυτό διότι, η αυξημένη θερμοκρασία του κρεβατιού μεταφέρεται σε όλα τα στρώματα της εκτύπωσης θερμαίνοντας όλα τα επίπεδα του ικριώματος. Αυτή η αύξηση στην θερμοκρασία της πολυκαπρολακτόνης που έχει εναποτεθεί, αυξάνει τον χρόνο στερεοποίησής της και επακόλουθα αυξάνει την τάση για πλευρική εξάπλωση και φράξιμο των πόρων. Παρόλα αυτά, το ικρίωμα συγκρατιόταν λίγο καλύτερα στο κρεβάτι όταν αυξανόταν η θερμοκρασία του κρεβατιού.
3. Η αύξηση του ρυθμού εξώθησης (flow rate) επέτρεψε την καλύτερη ροή του υλικού από το ακροφύσιο επιτρέποντας την εναπόθεση αρκετής ποσότητας υλικού για την σωστή δημιουργία των ράβδων όλων των επιπέδων.
4. Σε κάθε περίπτωση, η χρήση του γυάλινου κρεβατιού βελτίωσε αισθητά την εκτύπωση των ικριωμάτων. Τα πειράματα που θα ακολουθήσουν εκτελέστηκαν αποκλειστικά με την χρήση του γυάλινου κρεβατιού.

#### 4.3 Έλεγχος (διαστασιολογικός και γεωμετρικός) ικριωμάτων με χρήση μικροσκοπίου

Η προηγούμενη σειρά πειραμάτων, έδωσε αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα. Όμως με απλή παρατήρηση των ικριωμάτων, δεν μπορούν να αξιολογηθούν γεωμετρικοί παράμετροι όπως οι διαστάσεις των ράβδων ή το μέγεθος και το σχήμα των πόρων. Προκειμένου να μελετηθούν τα παραπάνω χαρακτηριστικά των ικριωμάτων επιλέχθηκε να γίνει χρήση μικροσκοπίου.

Αρχικά, επιλέχθηκαν οι ρυθμίσεις στις παραμέτρους που έδωσαν τα καλύτερα αποτελέσματα βάσει των πειραμάτων που πραγματοποιήθηκαν στο γυάλινο κρεβάτι. Έπειτα, κατασκευάστηκαν βάσει αυτών των ρυθμίσεων τα ικρίωματα που αναγράφονται παρακάτω:

1. Ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 5 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 128 \text{ C}^\circ$ , θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και ρυθμός εξώθησης flow rate = 120%.
2. Ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 7 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 128 \text{ C}^\circ$ , θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και ρυθμός εξώθησης flow rate = 120%.
3. Ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 128 \text{ C}^\circ$ , θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και ρυθμός εξώθησης flow rate = 120%.
4. Ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 7 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 130 \text{ C}^\circ$ , θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και ρυθμός εξώθησης flow rate = 120%.
5. Ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 130 \text{ C}^\circ$ , θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και ρυθμός εξώθησης flow rate = 120%.
6. Ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 12 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 130 \text{ C}^\circ$ , θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και ρυθμός εξώθησης flow rate = 120%.
7. Ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 128 \text{ C}^\circ$ , θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και ρυθμός εξώθησης flow rate = 100%.
8. Ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 128 \text{ C}^\circ$ , θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και ρυθμός εξώθησης flow rate = 90%.
9. Ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 128 \text{ C}^\circ$ , θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και ρυθμός εξώθησης flow rate = 80%.

Για κάθε ικρίωμα που κατασκευάστηκε ακολουθεί μια εικόνα που απεικονίζει την κάτοψή του, δύο εικόνες από την κάτοψή του βάσει του μικροσκοπίου και ένας πίνακας με τις υπολογισμένες διαστάσεις  $L$  και οι αντίστοιχες αποκλίσεις.



## Ικρίωμα 01

Ικρίωμα 01:

$V = 5 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$

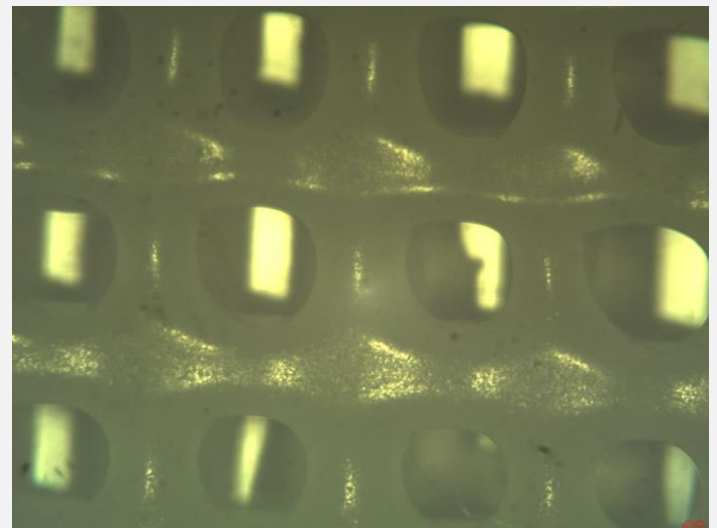
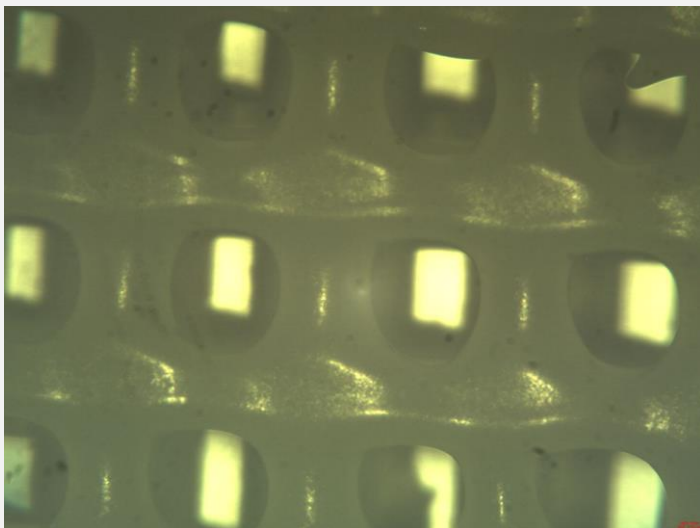
και

flow rate = 120%



Εικόνα 4.12: Ικρίωμα 01 – κατασκευή για διαστασιολογικό έλεγχο.

Ικρίωμα 01:  $V = 5 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και flow rate = 120%



Εικόνα 4.13: Εικόνες ικρίωματος 01 – λήψη από μικροσκόπιο

Ικρίωμα 01	L1	L2	L3	L4	L5
Δείγμα 1	1047,02	1075,57	535,89	412,39	399,86
Δείγμα 2	1075,12	1075,12	605,75	517,03	387,12
Δείγμα 3	1106,83	986,4	501,1	575,09	349,22
Δείγμα 4	1058,38	1013,34	506,89	424,17	350,67
Δείγμα 5	1047,12	1080,9	476,64	409,24	409,09
Μέση Τιμή	1066,894	1046,266	525,254	467,584	379,192
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>6,6894</b>	<b>4,6266</b>	<b>5,0508</b>	<b>6,4832</b>	<b>24,1616</b>

Πίνακας 4.1: Διαστάσεις ικρίωματος 01 – Παράμετροι εκτύπωσης  $V = 5 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_{bed} = 35 \text{ C}^\circ$  και Flow rate = 120%.

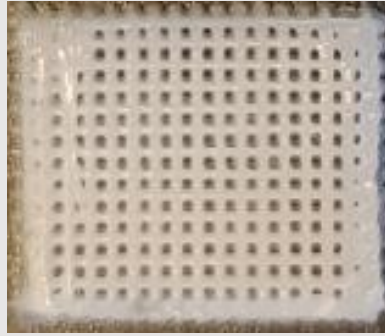
## Ικρίωμα 02

Ικρίωμα 02:

$V = 7 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$

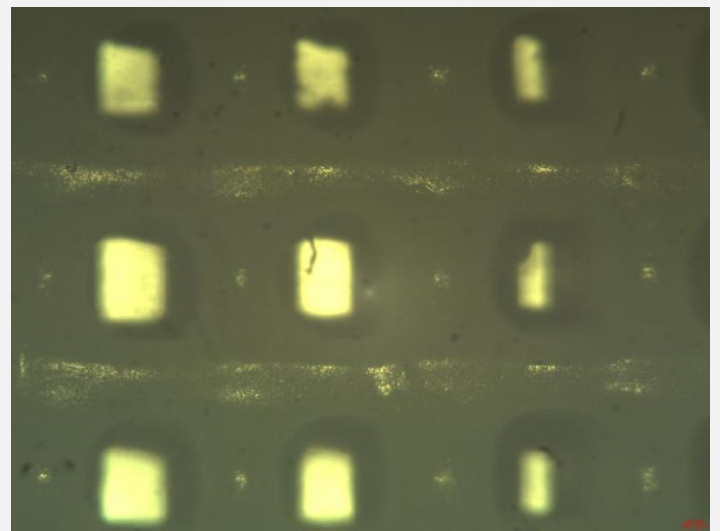
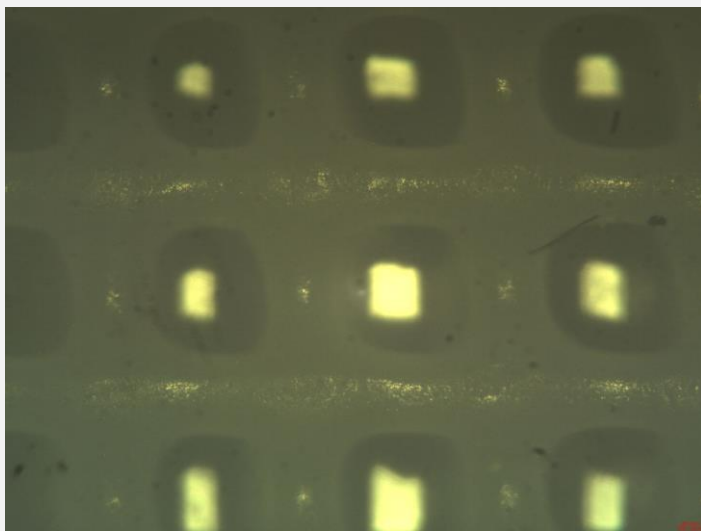
και

flow rate = 120%



Εικόνα 4.14: Ικρίωμα 02 – κατασκευή για διαστασιολογικό έλεγχο.

Ικρίωμα 02:  $V = 7 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και flow rate = 120%



Εικόνα 4.15: Εικόνες ικρίωματος 02 – λήψη από μικροσκόπιο

Ικρίωμα 02	L1	L2	L3	L4	L5
Δείγμα 1	1024,48	1014,21	519,12	330,05	488,18
Δείγμα 2	1022,29	993,43	527,64	424,66	465,81
Δείγμα 3	1014,29	1037,85	521,87	465,85	389,2
Δείγμα 4	981,85	1042,35	525,31	374,05	357,8
Δείγμα 5	1038,58	10,84,98	543,82	425,23	443,29
Μέση Τιμή	1016,298	1021,96	527,552	403,968	428,856
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>1,6298</b>	<b>2,196</b>	<b>5,5104</b>	<b>19,2064</b>	<b>14,2288</b>

Πίνακας 4.2: Διαστάσεις ικρίωματος 02 – Παράμετροι εκτύπωσης  $V = 7 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C}$  και  $Flow = 120\%$ .

### Ικρίωμα 03

Ικρίωμα 03:

$V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35$

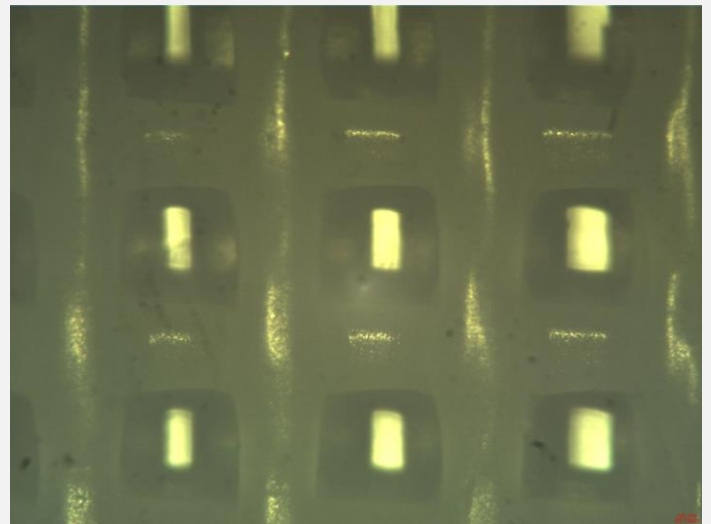
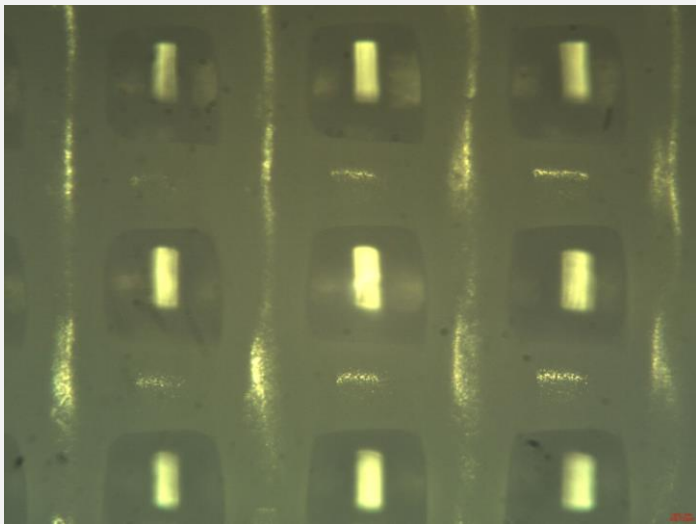
$\text{C}^\circ$  και

flow rate = 120%



Εικόνα 4.16: Ικρίωμα 03 – κατασκευή για διαστασιολογικό έλεγχο.

Ικρίωμα 03:  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και flow rate = 120%



Εικόνα 4.17: Εικόνες ικρίωματος 03 – λήψη από μικροσκόπιο

Ικρίωμα 03	L1	L2	L3	L4	L5
Δείγμα 1	1012,13	979,1	506,12	489,55	508,87
Δείγμα 2	1072,63	995,63	572,06	585,83	445,75
Δείγμα 3	993,61	999,51	524,85	542,54	492,42
Δείγμα 4	1051,14	1042,9	540,01	564,74	391,62
Δείγμα 5	1031,86	1148,46	548,7	475,88	546,53
Μέση Τιμή	1032,274	1033,12	538,348	531,708	477,038
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>3,2274</b>	<b>3,312</b>	<b>7,6696</b>	<b>6,3416</b>	<b>4,5924</b>

Πίνακας 4.3: Διαστάσεις ικρίωματος 03 – Παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C}$  και  $Flow = 120\%$ .

Τα παραπάνω τρία ικρίωματα, έχουν κατασκευαστεί με σταθερή θερμοκρασία εκτύπωσης 128 C° και μεταβαλλόμενη ταχύτητα εκτύπωσης 5 mm/sec, 7 mm/sec και 10 mm/sec αντίστοιχα. Από τις εικόνες μικροσκοπίου και τον διαστασιολογικό έλεγχο βάσει του πίνακα μπορούν να ληφθούν ορισμένα συμπεράσματα για αυτά τα ικρίωματα:

**Ικρίωμα 01:** Από τις μικρές αποκλίσεις στις διαστάσεις  $L_1$ ,  $L_2$  και  $L_3$  προκύπτει ότι οι τα κέντρα των ράβδων και τα κέντρα των πόρων έχουν εναποτεθεί σε σωστές αποστάσεις μεταξύ τους που σημαίνει ότι η καθοδήγηση της κεφαλής εκτελείται με αρκετά μεγάλη ακρίβεια. Σε ότι αφορά τα πλάτη των ράβδων, οι ράβδοι με διεύθυνση των άξονα  $\gamma$  έχουν μικρή σχετικά απόκλιση από το επιθυμητό μέγεθος (στένωση με απόκλιση 6.5%). Δεν ισχύει όμως το ίδιο με την περίπτωση των ράβδων με διεύθυνση τον άξονα  $\chi$ , όπου το πλάτος τους εμφανίζει στένωση με αρκετά μεγάλη απόκλιση της τάξης του 25%. Από τις εικόνες που λήφθηκαν από το μικροσκόπιο είναι εμφανές ότι η γεωμετρία των πόρων αποκλίνει πολύ από την τετραγωνική. Αυτό συμβαίνει διότι, οι ράβδοι που έχουν εναποτεθεί σε δύο διαδοχικά επίπεδα συνενώνονται με αποτέλεσμα να παρατηρείται μια καμπύλη επιφάνεια στις γωνίες των πόρων. Τέλος, από την εικόνα της κάτοψης, παρατηρείται φράξιμο των πόρων, γεγονός που έρχεται σε συμφωνία με το ότι οι μικρές ταχύτητες εκτύπωσης ευνοούν το φαινόμενο αυτό.

**Ικρίωμα 02:** Όπως και στην περίπτωση του ικρίωματος 01, έτσι και στο ικρίωμα 02, παρατηρείται μεγάλη ακρίβεια σε ότι αφορά την καθοδήγηση της κεφαλής εκτύπωσης (αποκλίσεις των  $L_1$ ,  $L_2$  και  $L_3$  μικρότερες των 5.5%). Οι ράβδοι με διεύθυνση τον άξονα  $\chi$  παρουσιάζουν μια σχετικά μεγάλη απόκλιση στο πλάτος τους της τάξης του 14% η οποία είναι αρκετά μικρότερη εκείνης του ικρίωματος 01. Όμως, η απόκλιση των ράβδων στην διεύθυνση  $\gamma$  αυξήθηκε σε σχέση με την περίπτωση του ικρίωματος 01. Και στις δύο περιπτώσεις, οι αποκλίσεις αφορούν στένωση των ράβδων. Σχετικά με την γεωμετρία των πόρων, αυτή εξακολουθεί να αποκλίνει από την τετραγωνική δομή με τις γωνίες των πόρων να αποκτούν έναν βαθμό κοιλότητας. Παρόλα αυτά, όπως φαίνεται και από την εικόνα της κάτοψης του ικρίωματος, δεν παρουσιάζεται πλέον τάση φραγής στους πόρους.

**Ικρίωμα 03:** Στο ικρίωμα 03, τα αποτελέσματα ήταν αρκετά βελτιωμένα σε σχέση με τα δύο προηγούμενα ικρίωματα. Πιο συγκεκριμένα, ομοίως με τα ικρίωματα 01 και 02, οι αποκλίσεις στις διαστάσεις των  $L_1$ ,  $L_2$  και  $L_3$  είναι αρκετά μικρές. Αυτό σημαίνει ότι οι κινήσεις της κεφαλής για την εναπόθεση υλικού γίνονται με μεγάλη ακρίβεια. Μικρή απόκλιση παρατηρείται και στις διαστάσεις  $L_4$  και  $L_5$ . Οι ράβδοι στην διεύθυνση  $\chi$  εμφανίζουν στένωση κατά 4.6% ενώ οι ράβδοι στην διεύθυνση  $\gamma$  παρουσιάζουν αύξηση στο πλάτος κατά 6.3%. Από τις εικόνες του μικροσκοπίου είναι εμφανές ότι οι πόροι έχουν αρκετά τετραγωνική δομή χωρίς όμως να εξαλείφεται το φαινόμενο της συνένωσης ράβδων διαδοχικών επιπέδων.

Βάσει των πρώτων τριών ικριωμάτων παρατηρείται ότι, για σταθερή θερμοκρασία στους 128 C°, η αύξηση της ταχύτητας βελτιώνει το τελικό αποτέλεσμα. Ειδικότερα, με την αύξηση της ταχύτητας εκτύπωσης, οι αποκλίσεις στα πλάτη των ράβδων μειώθηκαν αφού, για ταχύτητα 10 mm/sec οι αποκλίσεις ήταν αρκετά μικρότερες σε σχέση με τα ικρίωματα που εκτυπώθηκαν με μικρότερες ταχύτητες. Παρόλα αυτά, αυτή η μείωση δεν είναι σταδιακή καθώς το πλάτος στη διεύθυνση  $\gamma$

αυξάνεται για το ικρίωμα 02 για να μειωθεί στη συνέχεια πάλι για το ικρίωμα 03. Επίσης, οι πόροι αποκτούσαν όλο και περισσότερο τετραγωνική δομή με αύξηση της ταχύτητας εκτύπωσης. Τέλος, για όλα τα ικρίωματα προέκυψε ότι η καθοδήγηση της κεφαλής εκτελούνταν με αρκετά μεγάλη ακρίβεια χωρίς να υπάρχει απόκλιση στις αποστάσεις μεταξύ ράβδων και πόρων.

## Ικρίωμα 04

Ικρίωμα 04:

$V = 7 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$

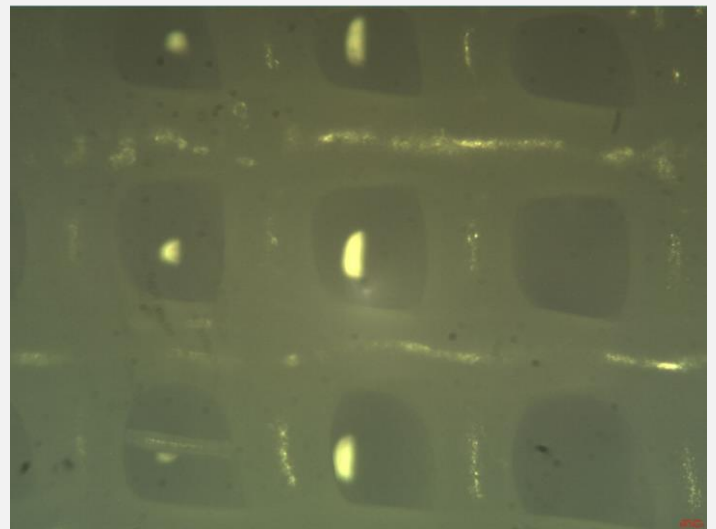
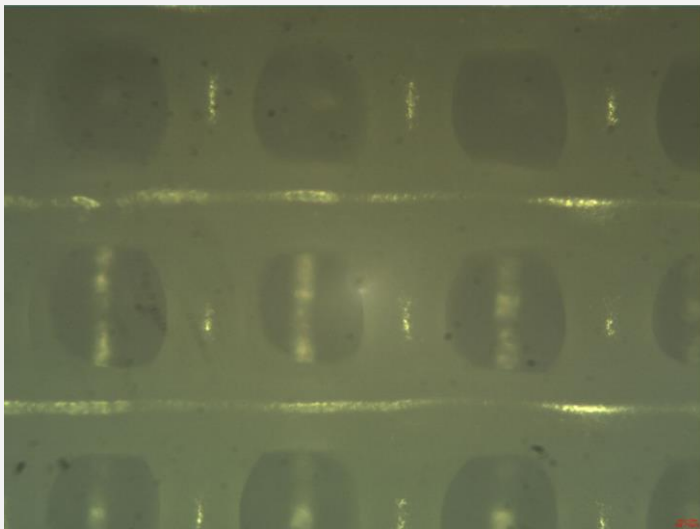
και

flow rate = 120%



Εικόνα 4.18: Ικρίωμα 04 – κατασκευή για διαστασιολογικό έλεγχο.

Ικρίωμα 04:  $V = 7 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και flow rate = 120%



Εικόνα 4.19: Εικόνες ικρίωματος 04 – λήψη από μικροσκόπιο

Ικρίωμα 04	L1	L2	L3	L4	L5
Δείγμα 1	1032,16	1103,43	484,16	472,95	431,87
Δείγμα 2	995,85	1103,67	542,31	425,02	453,56
Δείγμα 3	1024,62	1107,17	484,16	469,27	431,75
Δείγμα 4	1043,5	1082,06	533,67	498,31	504,18
Δείγμα 5	1029,41	1024,55	524,62	434,61	429,79
Μέση Τιμή	1025,108	1084,176	513,784	460,032	450,23
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>2,5108</b>	<b>8,4176</b>	<b>2,7568</b>	<b>7,9936</b>	<b>9,954</b>

Πίνακας 4.4: Διαστάσεις ικρίωματος 04 – Παράμετροι εκτύπωσης  $V = 7 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C}$  και  $Flow = 120\%$ .

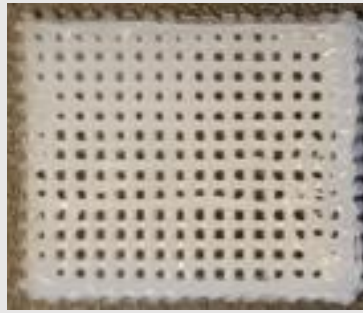
## Ικρίωμα 05

Ικρίωμα 05:

$V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35$

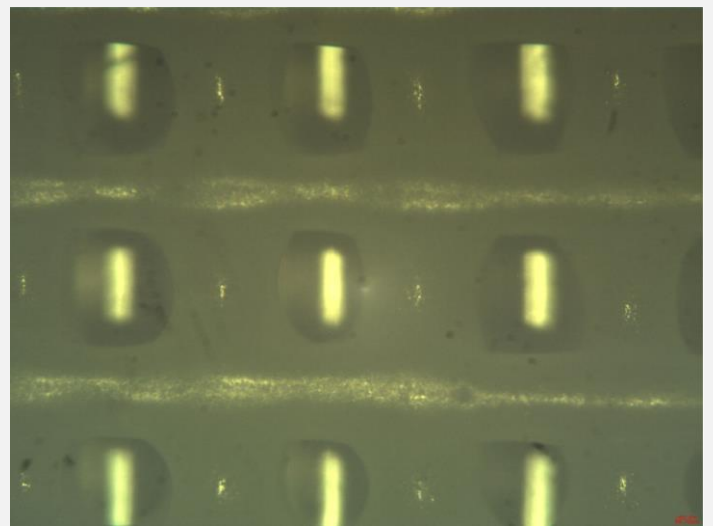
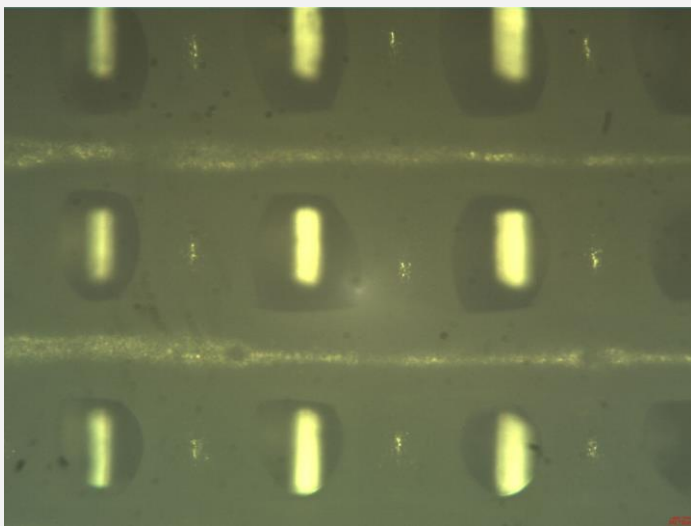
$\text{C}^\circ$  και

flow rate = 120%



Εικόνα 4.20: Ικρίωμα 05 – κατασκευή για διαστασιολογικό έλεγχο.

Ικρίωμα 05:  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και flow rate = 120%



Εικόνα 4.21: Εικόνες ικρίωματος 05 – λήψη από μικροσκόπιο

Ικρίωμα 05	L1	L2	L3	L4	L5
Δείγμα 1	1075,12	1037,06	513,78	341,05	402,97
Δείγμα 2	1049,75	1046,69	513,78	361,56	659,83
Δείγμα 3	1076,05	1031,35	498,53	336,91	371,29
Δείγμα 4	1061,3	1089,52	505,7	319,07	377,67
Δείγμα 5	1017,21	1049,63	516,04	450,87	445,22
Μέση Τιμή	1055,886	1050,85	509,566	361,892	491,396
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>5,5886</b>	<b>5,085</b>	<b>1,9132</b>	<b>27,6216</b>	<b>9,7208</b>

Πίνακας 4.5: Διαστάσεις ικρίωματος 05 – Παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C}$  και  $Flow = 120\%$ .

## Ικρίωμα 06

Ικρίωμα 06:

$V = 12 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35$

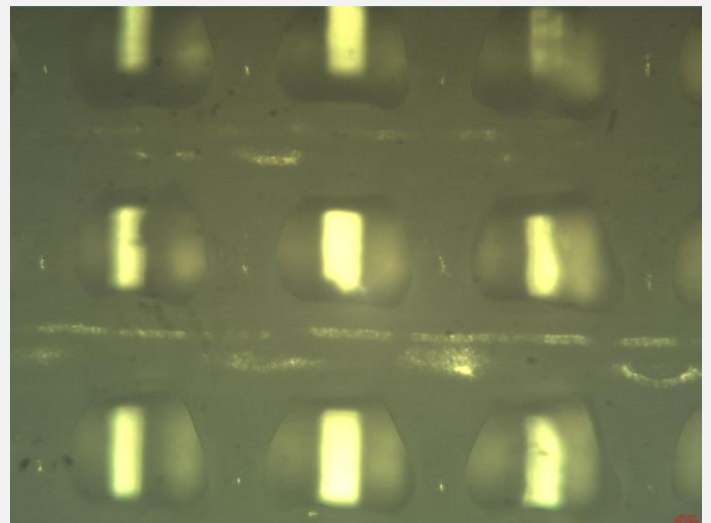
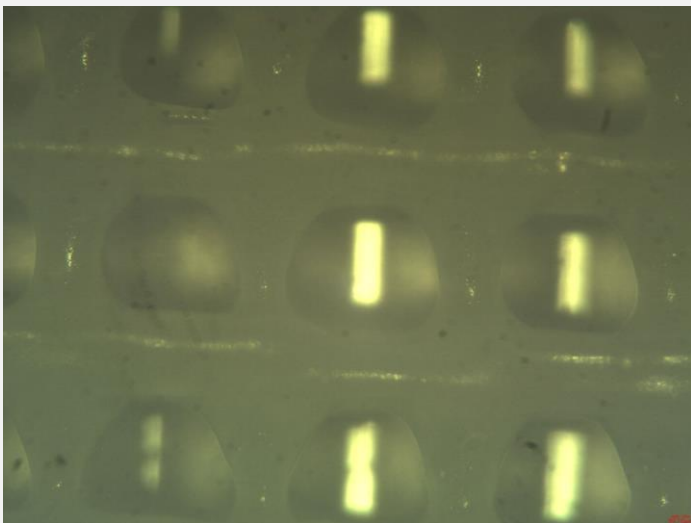
$\text{C}^\circ$  και

flow rate = 120%



Εικόνα 4.22: Ικρίωμα 06 – κατασκευή για διαστασιολογικό έλεγχο.

Ικρίωμα 06:  $V = 12 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και flow rate = 120%



Εικόνα 4.23: Εικόνες ικρίωματος 06 – λήψη από μικροσκόπιο

Ικρίωμα 06	L1	L2	L3	L4	L5
Δείγμα 1	1018,17	1038,78	519,4	424,6	441,06
Δείγμα 2	1049,63	1055,53	536,62	389,23	480,59
Δείγμα 3	1092,15	1065,88	532,95	439,13	442,88
Δείγμα 4	1058,86	1141,36	556,93	398,79	388,49
Δείγμα 5	1031,94	1034,9	533,66	383,34	359,81
Μέση Τιμή	1050,15	1067,29	535,912	407,018	422,566
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>5,015</b>	<b>6,729</b>	<b>7,1824</b>	<b>18,5964</b>	<b>15,4868</b>

Πίνακας 4.6: Διαστάσεις ικρίωματος 06 – Παράμετροι εκτύπωσης  $V = 12 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C}$  και  $Flow = 120\%$ .



Τα ικρίσματα 04, 05 και 06 εκτυπώθηκαν σε θερμοκρασία 130 C° με την ταχύτητα εκτύπωσης να μεταβάλλεται σε 7mm/sec, 10 mm/sec και 12 mm/sec. Από τα προηγούμενα αποτελέσματα μπορούν να προκύψουν τα παρακάτω:

**ΙΚρίωμα 04:** Το ικρίωμα 04 έχει αρκετά μεγάλη ακρίβεια στις διαστάσεις  $L_1$ ,  $L_2$  και  $L_3$  επομένως η κινήσεις της κεφαλής γίνονται με αρκετή πιστότητα στον κώδικα G. Οι διαστάσεις  $L_4$  και  $L_5$  έχουν αρκετά μικρή απόκλιση, της τάξης των 8% και 10% για τα πλάτη των ράβδων στις διευθύνσεις των  $y$  και  $x$  αντίστοιχα. Παρόλα αυτά, η γεωμετρία των πόρων σε κάποια σημεία προσομοιάζει με τετράγωνη, αλλά σε ορισμένα σημεία τείνει αρκετά σε κυκλική. Αυτό φαίνεται από την εικόνα 3.26, όπου στα αριστερά οι πόροι είναι σχετικά τετραγωνικής δομής, ενώ στα δεξιά είναι περισσότερο κυκλικοί. Από αυτό προκύπτει ότι το φαινόμενο της συνένωσης ράβδων από διαδοχικά επίπεδα έχει μειωθεί αλλά δεν έχει εξαλειφθεί με τους πόρους αυτού του ικρίωματος να παρουσιάζουν ανομοιογένεια στη γεωμετρία.

**ΙΚρίωμα 05:** Ομοίως με τα προηγούμενα ικρίσματα, η καθοδήγηση της κεφαλής γίνεται με αρκετή ακρίβεια με τις αποκλίσεις των διαστάσεων  $L_1$ ,  $L_2$  και  $L_3$  να είναι αποδεκτές. Σχετικά με τα πλάτη των ράβδων, μπορεί στην διεύθυνση του άξονα  $x$  η απόκλιση να είναι μικρή και παρόμοια με εκείνη του ικρίωματος 04, όμως η απόκλιση στον άξονα  $y$  έχει εκτοξευθεί σε 28%, σημαίνοντας πως υπάρχει μεγάλη στένωση των ράβδων στην διεύθυνση αυτή. Σε ότι αφορά τους πόρους, αυτοί εμφανίζουν μεγάλη καμπυλότητα στις τέσσερις γωνίες τους δίνοντάς τους κυκλικό σχήμα.

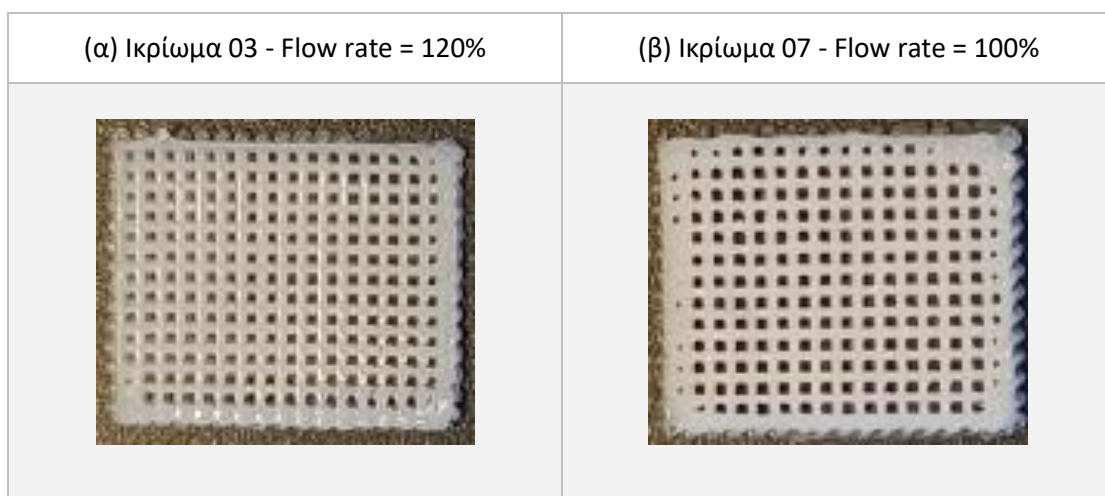
**ΙΚρίωμα 06:** Το ικρίωμα 06 εμφανίζει σχετικά χειρότερα αποτελέσματα σε σχέση με τα δύο προηγούμενα ικρίσματα. Πιο συγκεκριμένα, μπορεί η απόκλιση των  $L_1$ ,  $L_2$  και  $L_3$  να είναι μικρή, όμως οι διαστάσεις  $L_4$  και  $L_5$  έχουν μεγάλες αποκλίσεις. Μπορεί στην διεύθυνση  $y$  να μην είναι τόσο μεγάλη όσο στο ικρίωμα 05 όμως έχει λάβει σχετικά μεγάλη τιμή ( περίπου 19%). Επίσης, σε αντίθεση με τα δύο προηγούμενα ικρίσματα, το πλάτος των ράβδων στην διεύθυνση  $x$ , παρουσιάζει μεγαλύτερη απόκλιση της τάξης του 15%. Στο ικρίωμα 06 παρατηρείται έντονη στένωση στις ράβδους στα σημεία που αποτελούν πλευρές πόρων. Αυτό οδηγεί σε αρκετά κυκλικό και μεγαλύτερο μέγεθος πόρων γεγονός που έρχεται σε συμφωνία με το ότι οι πολύ μεγάλες ταχύτητες δεν δίνουν τον απαραίτητο χρόνο στο υλικό να εναποτεθεί σωστά στενεύοντας τις ράβδους και αυξάνοντας το μέγεθος των πόρων.

Σε αντίθεση με την περίπτωση της θερμοκρασίας 128 C°, για θερμοκρασία 130C° οι αποκλίσεις στα μεγέθη και τα σχήματα των ράβδων και πόρων αυξάνονται με αύξηση των ταχυτήτων εκτύπωσης. Μάλιστα το φαινόμενο αυτό παρατηρείται περισσότερο στην περίπτωση των 12 mm/sec. Σε ότι αφορά το σχήμα των πόρων, αυτό απέχει αρκετά από την τετραγωνική γεωμετρία, ενώ δεν παρατηρείται κάποια αξιοσημείωτη μεταβολή με αλλαγή της ταχύτητας.

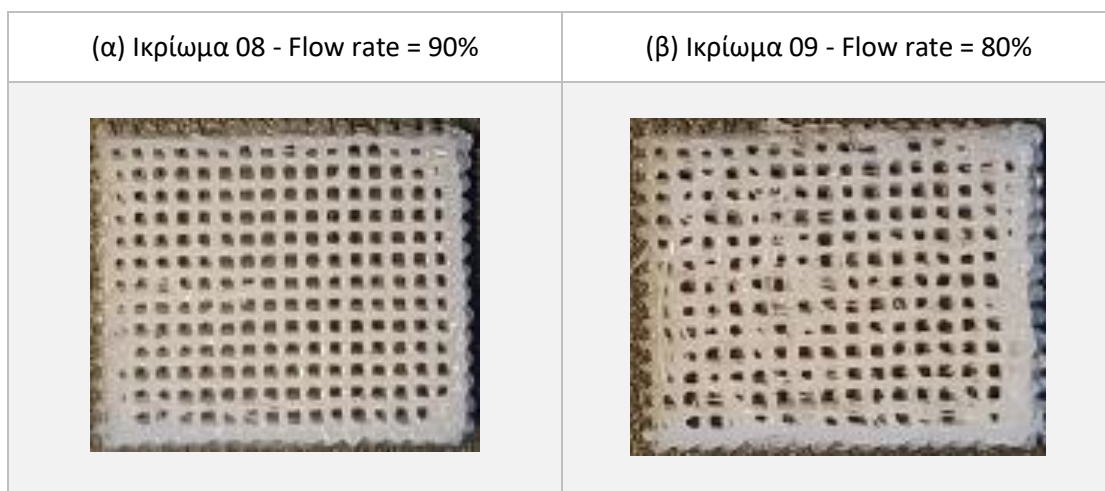
Όταν συγκρίνονται τα ικρίσματα που εκτυπώθηκαν με ίδια ταχύτητα αλλά διαφορετική θερμοκρασία εκτύπωσης παρατηρείται διαφορετική μεταβολή στις αποκλίσεις για τις δύο περιπτώσεις ταχύτητας. Πιο συγκεκριμένα, για ταχύτητα εκτύπωσης 10 mm/sec, οι αποκλίσεις στα πλάτη των ράβδων, αυξάνονται με αύξηση της θερμοκρασίας. Από την άλλη, για ταχύτητα εκτύπωσης ίση με 7 mm/sec οι αποκλίσεις μειώνονται με αύξηση της θερμοκρασίας. Η αξιολόγηση με

μικροσκόπιο της δομής των ράβδων και των πόρων είναι απαραίτητη διότι, έγιναν εμφανή χαρακτηριστικά που είναι αδύνατο να παρατηρηθούν με γυμνό μάτι.

Στη συνέχεια, επιλέχθηκε να μελετηθεί και η επίδραση του ρυθμού εξώθησης (flow rate) στην εκτύπωση του ικρίωματος. Ως σταθερές ρυθμίσεις εκτύπωσης επιλέχθηκαν εκείνες του ικρίωματος 03 διότι η εκτύπωσή του έδωσε τα καλύτερα αποτελέσματα σε ότι αφορά τις διαστάσεις και την γεωμετρία των ράβδων και πόρων του. Επομένως ορίστηκε ως ταχύτητα εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ , θερμοκρασία εκτύπωσης  $T = 128 \text{ C}^\circ$  και θερμοκρασία κρεβατιού  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  ενώ εκτελέστηκαν πειράματα για ρυθμό εξώθησης 140%, 120%, 100%, 90% και 80%. Για flow rate = 140% το ικρίωμα δεν εκτυπώθηκε καθόλου διότι έφραζε το ακροφύσιο. Τα υπόλοιπα ικρίωματα παρουσιάζονται στις εικόνες 4.24 και 4.25.



Εικόνα 4.24: (α) Ικρίωμα 03 flow rate = 120% - (β) Ικρίωμα 07 flow rate = 100%.

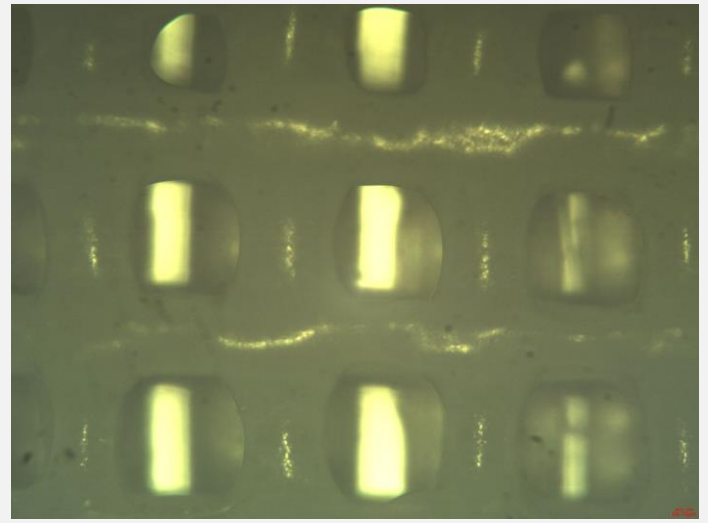
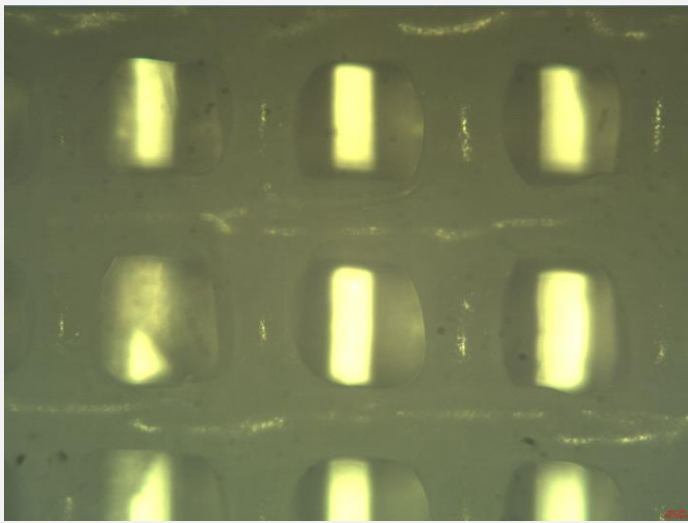


Εικόνα 4.25: (α) Ικρίωμα 03 flow rate = 90% - (β) Ικρίωμα 07 flow rate = 80%.

Για την αξιολόγηση της επίδρασης του ρυθμού εξώθησης, τα ικρίωματα μεταφέρθηκαν στο μικροσκόπιο όπου λήφθηκαν πέντε φωτογραφίες για το καθένα. Δύο εικόνες για το καθένα απεικονίζονται στις εικόνες 4.26 – 4.28. Επίσης, με παρόμοιο τρόπο με πριν, έγινε αξιολόγηση των διαστάσεων με τα αποτελέσματα να παρατίθενται στους πίνακες 4.7 – 4.9 .

### ΙΚρίωμα 07

ΙΚρίωμα 07:  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και flow rate = 100%



Εικόνα 4.26: Εικόνες ικρίωματος 07 – λήψη από μικροσκόπιο

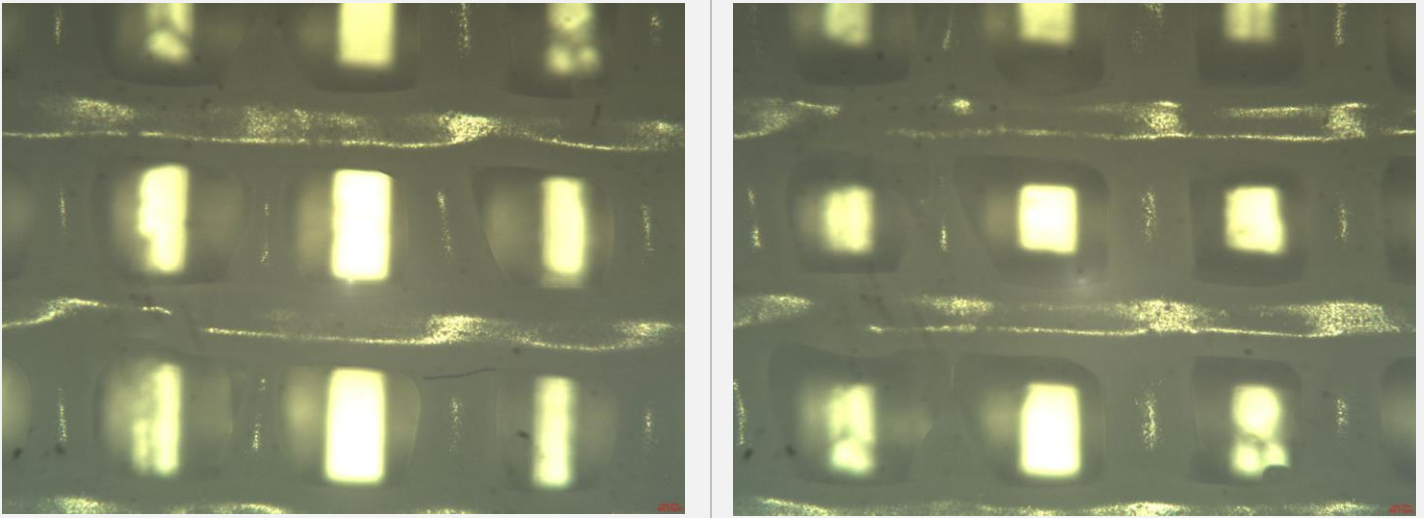
ΙΚρίωμα 07	L1	L2	L3	L4	L5
Δείγμα 1	1045,1	1102,86	481,3	365,88	418,04
Δείγμα 2	1008,52	1084,63	494,74	386,97	437,76
Δείγμα 3	1037,85	1099,79	513,1	424,58	406,89
Δείγμα 4	1059,28	1071,98	504,27	310,86	355,26
Δείγμα 5	1027,92	1048,54	501,97	491,66	357,68
Μέση Τιμή	1035,734	1081,56	499,076	395,99	395,126
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>3,5734</b>	<b>8,156</b>	<b>0,1848</b>	<b>20,802</b>	<b>20,9748</b>

Πίνακας 4.7: Διαστάσεις ικρίωματος 07 – παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_{bed} = 35 \text{ C}^\circ$  και Flow = 100%.

Από τα παραπάνω μπορεί να παρατηρηθεί ότι το ικρίωμα με ρυθμό εξώθησης 100% έχει λιγότερο τετραγωνική δομή στους πόρους σε σχέση με το ικρίωμα που εκτυπώθηκε με 120%. Επίσης, παρατηρείται μεγάλη απόκλιση στις διαστάσεις  $L_4$  και  $L_5$  με τις ράβδους να παρουσιάζουν μεγάλη στένωση τόσο στην διεύθυνση του άξονα  $x$  όσο και του άξονα  $y$  (αποκλίσεις της τάξης του 20% έναντι του 5% που έχει το ικρίωμα με flow rate = 120%).

## Ικρίωμα 08

Ικρίωμα 08:  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και flow rate = 90%



Εικόνα 4.27: Εικόνες ικρίωματος 08 – λήψη από μικροσκόπιο

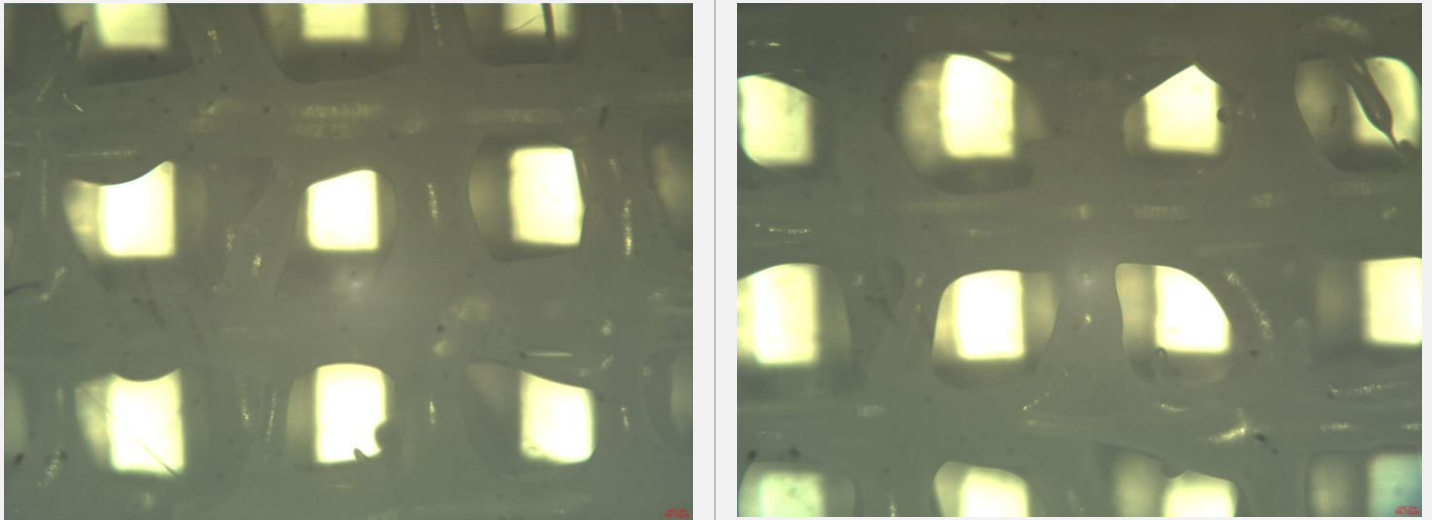
Ικρίωμα 08	L1	L2	L3	L4	L5
Δείγμα 1	1113,86	1009,35	563,86	379,58	390,69
Δείγμα 2	975,92	1020,21	459,95	185,84	395,08
Δείγμα 3	1035,86	1050,87	495,42	366,89	367,88
Δείγμα 4	1067,23	1009,35	533,58	353,04	357,58
Δείγμα 5	1091,86	1045,11	528,08	368,58	393,33
Μέση Τιμή	1056,946	1026,978	516,178	330,786	380,912
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>5,6946</b>	<b>2,6978</b>	<b>3,2356</b>	<b>33,8428</b>	<b>23,8176</b>

Πίνακας 4.8: Διαστάσεις ικρίωματος 08 – παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C}$  και Flow = 90%.

Με την περαιτέρω μείωση του ρυθμού εξώθησης στο 90%, οι αποκλίσεις στα πάχη των ράβδων αυξάνονται, με την περίπτωση του άξονα γ να είναι πολύ έντονη (περίπου 34%). Άλλωστε, από την εικόνα 4.27 είναι εμφανές πως οι ράβδοι με διεύθυνση στον άξονα γ, παρουσιάζουν έντονη στένωση που οδηγεί και σε μεγάλη αλλοίωση στην τετραγωνική δομή των πόρων.

## Ικρίωμα 09

Ικρίωμα 09:  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  και flow rate = 80%



Εικόνα 4.28: Εικόνες ικρίωματος 09 – λήψη από μικροσκόπιο

Ικρίωμα 09	L1	L2	L3	L4	L5
Δείγμα 1	967,37	986,5	545,63	393,58	463,3
Δείγμα 2	986,66	1079,48	488,18	301,14	347,14
Δείγμα 3	1190,86	1116,77	503,31	313,54	406,06
Δείγμα 4	852,59	1010,77	395,41	232,17	328,18
Δείγμα 5	1037,06	1049,75	507,47	234,69	444,78
Μέση Τιμή	1006,908	1048,654	488	295,024	397,892
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>0,6908</b>	<b>4,8654</b>	<b>2,4</b>	<b>40,9952</b>	<b>20,4216</b>

Πίνακας 4.9: Διαστάσεις ικρίωματος 09 – παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C}$  και Flow = 80%.

Η μείωση του ρυθμού εξώθησης στο 80% οδηγεί σε πολύ μεγάλη απόκλιση από την επιθυμητή γεωμετρία του ικρίωματος. Αρχικά, από την εικόνα 4.29 (β) είναι φανερό πως υπάρχουν ράβδοι που εκτυπώνονται ελλειπώς και πόροι που έχουν φράξει. Από τις διαστάσεις  $L_4$  και  $L_5$  επιβεβαιώνεται πως υπάρχει έντονη στένωση στις ράβδους με το φαινόμενο να είναι πολύ πιο έντονο στην διεύθυνση του άξονα  $y$  σε σχέση με το ικρίωμα που εκτυπώθηκε με ρυθμό εξώθησης 90%. Αυτό επιβεβαιώνεται και από την εικόνα 4.28. Προφανώς η μεγάλη μείωση στο ποσοστό του ρυθμού εξώθησης οδηγεί σε ανεπαρκή εξώθηση υλικού.

Από τα πειράματα για τον ρυθμό εξώθησης, προκύπτει το συμπέρασμα ότι η επιλογή του 120% είναι η βέλτιστη καθώς επιτρέπει την εξώθηση της απαραίτητης ποσότητας υλικού που απαιτείται προκειμένου να εκτυπώνονται οι ράβδοι χωρίς να παρατηρείται μείωση στο πλάτος τους. Επίσης, όπως έχει προαναφερθεί, η ρύθμιση του ρυθμού εξώθησης στο 120% εξάλειψε το φαινόμενο να μην

εκτυπώνονται ορισμένες ράβδοι, γεγονός που παρατηρήθηκε κατά την διάρκεια εκτυπώσεων με ρυθμό εξώθησης 100%.

Στο σημείο αυτό, θα πρέπει να αναφερθεί ότι στις τέσσερις πλευρές των ικριωμάτων, οι πλευρικοί πόροι είχαν φράξει γεγονός που απέτρεπε την αξιολόγηση του πλευρικού πορώδους και επακόλουθα του πορώδους στον άξονα z. Γι' αυτό απαιτείται η χρήση μικροτόμου για έλεγχο του πορώδους στο εσωτερικό των ικριωμάτων. Όμως, μετά την τομή τα ικριώματα αλλοιώνονταν αρκετά με αποτέλεσμα να είναι αδύνατος ο έλεγχος του πορώδους. Επομένως, θα πρέπει να βρεθεί τρόπος να μην γίνεται φραγή των πλευρικών πόρων προκειμένου να αξιολογηθεί το πορώδες στην διεύθυνση του άξονα z.

Παρόλο που υπήρξαν διαφορές μεταξύ των ικριωμάτων σε ότι αφορά τις διαστασιολογικές τους αποκλίσεις, οι περισσότερες από αυτές μπορούν να θεωρηθούν σε κάποιο βαθμό αποδεκτές. Αυτό διότι, οι διαστάσεις των γεωμετρικών χαρακτηριστικών των ικριωμάτων είναι αρκετά μικρές ώστε να κατασκευαστούν με απόλυτη ακρίβεια με χρήση της μεθόδου FDM. Άλλωστε, η μέθοδος με εξώθηση υλικού έχει μικρότερη ακρίβεια σε σχέση με άλλες μεθόδους προσθετικής μηχανικής. Αυτό συνδυάζεται και με το γεγονός ότι, μετά από κάθε εκτύπωση έπρεπε να γίνεται καθαρισμός του ακροφυσίου (αυτό έφραζε αποτρέποντας την εξώθηση υλικού) που πολλές φορές απαιτούσε την αφαίρεση ολόκληρης της κεφαλής. Αυτή η διαδικασία μπορεί να επηρεάσει παραμέτρους όπως την απόσταση ακροφυσίου από το κρεβάτι και την πίεση που ασκείται από τους κοχλίες τροφοδοσίας στο νήμα και επακόλουθα να επηρεάσει την διαδικασία της εκτύπωσης.

Από όσα πειράματα έχουν πραγματοποιηθεί μέχρι στιγμής, μπορεί να εξαχθεί το συμπέρασμα πως η εκτύπωση των ικριωμάτων δεν μπορεί να θεωρηθεί ως επαναλήψιμη διαδικασία και η επανάληψη μιας εκτύπωσης με τις ίδιες ρυθμίσεις ταχύτητας και θερμοκρασίας μπορεί να δώσει ελαφρώς διαφορετικά αποτελέσματα. Επομένως, παρόλο που οι ρυθμίσεις με ταχύτητα εκτύπωσης 10 mm/sec, θερμοκρασία εκτύπωσης 128 C°, θερμοκρασία κρεβατιού 35 C° και ρυθμό εξώθησης 120% έδωσαν τα καλύτερα αποτελέσματα, θα ήταν ορθότερο οι βέλτιστες ρυθμίσεις να οριστούν σε ένα μικρό εύρος τιμών και όχι σε καλά καθορισμένες τιμές. Συνεπάγεται ότι οι βέλτιστες ρυθμίσεις για την κατασκευή των ικριωμάτων έξι επιπέδων και με ακροφύσιο 0.2 mm είναι:

1. Θερμοκρασία εκτύπωσης 128 – 130 C°
2. Ταχύτητα εκτύπωσης 7 – 10 mm/sec
3. Θερμοκρασία κρεβατιού 35 – 40 C°
4. Ρυθμός εξώθησης υλικού 120%

Στην συνέχεια και βάσει αυτών των ρυθμίσεων, θα κατασκευαστούν τα αρχικά ικριώματα των 18 επιπέδων.

#### 4.4 Αύξηση επιπέδων ικριωμάτων (κατασκευή ικριώματος 1)

Η γεωμετρία των ικριωμάτων μπορεί να επιστρέψει στα αρχικά σχέδια της τετραγωνικής διατομής και των 18 επιπέδων. Το ικρίωμα επιλέχθηκε να εκτυπωθεί με ταχύτητα εκτύπωσης 10 mm/sec, θερμοκρασία εκτύπωσης 128 C°, θερμοκρασία κρεβατιού 35 C° και ρυθμό εξώθησης 120 %. Παρόλο που η εκτύπωση του ικριώματος των 6 επιπέδων ολοκληρώθηκε χωρίς προβλήματα, η εκτύπωση του ικριώματος των 18 επιπέδων αντιμετώπιζε προβλήματα με αποτέλεσμα να μην ολοκληρώνεται η εκτύπωση. Όσο αυξάνονταν τα επίπεδα, η γεωμετρία αλλοιωνόταν, οι πόροι έφραζαν, ενώ πολλές φορές το υλικό έπαυε να εξέρχεται από το ακροφύσιο. Επίσης, το ικρίωμα ξεκολλούσε από την επιφάνεια του κρεβατιού πριν την ολοκλήρωση της εκτύπωσης.

Από τα προβλήματα που προέκυψαν σε αυτό το στάδιο, εκείνο που επιλύθηκε αρχικά ήταν εκείνο την ροής από το ακροφύσιο. Μετά από ένα ορισμένο χρονικό διάστημα εκτύπωσης (το οποίο ξεπερνούσε τον χρόνο εκτύπωσης του ικριώματος των έξι επιπέδων) το υλικό δεν εξέρχονταν από το ακροφύσιο. Αυτό που παρατηρήθηκε όταν αφαιρέθηκε το νήμα από την κεφαλή, ήταν ότι στο σημείο επαφής του με τους κοχλίες που το καθοδηγούν προς το ακροφύσιο, εμφάνισε μια στένωση. Το νήμα Πολυκαπρολακτόνης είναι ένα αρκετά μαλακό υλικό (αρκετά πιο μαλακό από άλλα υλικά νημάτων που χρησιμοποιεί ο MAGIC – HT – PRO) με αποτέλεσμα η ασκούμενη σε αυτό πίεση από το σύστημα κοχλιών να το παραμορφώνει υπερβολικά πολύ. Αυτή η παραμόρφωση μειώνει την διάμετρο του νήματος με αποτέλεσμα να μην μπορεί να εξέλθει από το ακροφύσιο αρκετή ποσότητα υλικού. Προκειμένου να επιλυθεί το πρόβλημα αυτό, μειώθηκε η πίεση που ασκείται στο νήμα. Μετά από αυτή την ρύθμιση, το υλικό έρεε από το ακροφύσιο μέχρι το τέλος της εκτύπωσης. Στο σημείο αυτό να αναφερθεί πως μετά την ολοκλήρωση κάθε εκτύπωσης και πριν ξεκινήσει κάποια καινούργια, χρειαζόταν να γίνει εξαγωγή υλικού για καθαρισμό του ακροφυσίου. Μάλιστα, πολλές φορές ήταν αναγκαίο να γίνεται αφαίρεση της κεφαλής προκειμένου να γίνει καθαρισμός του ακροφυσίου, διότι παρατηρούνταν συσσώρευση υλικού στο εσωτερικό του η οποία με την σειρά της έφραζε το ακροφύσιο. Παρόλα αυτά, το τελικό αποτέλεσμα ήταν αρκετά μακριά από το επιθυμητό. Ένα ικρίωμα που εκτυπώθηκε σε αυτό το στάδιο πειραμάτων φαίνεται στην εικόνα 4.29.



Εικόνα 4.29: ημι-τελές ικρίωμα - Παρουσιάζει αλλοιωμένη γεωμετρία.

Σε αυτό το στάδιο και δεδομένου ότι δεν βρέθηκε κάποια ρύθμιση που να μπορεί να βελτιώσει την εκτύπωση, αποφασίστηκε να δοκιμαστεί ακροφύσιο μικρότερης διαμέτρου.

#### 4.4.1 Εφαρμογή ακροφυσίου μικρότερης διαμέτρου

Είναι γνωστό πως οι μικρές γεωμετρίες θα πρέπει να συνδυάζονται με μικρότερης διαμέτρου ακροφύσια προκειμένου να επιτευχθεί μεγαλύτερη διαστασιολογική και γεωμετρική ακρίβεια. Όμως ο εκτυπωτής MAGIC – HT – PRO έχει σχεδιαστεί για ακροφύσια διαμέτρου 0.4 mm, και η εγκατάσταση ενός ακροφυσίου με διάμετρο 0.1 mm αποτελεί ακόμα μεγαλύτερη πρόκληση σε σχέση με εκείνη του 0.2 mm. Παρόλα αυτά, η αλλαγή σε ακροφύσιο διαμέτρου 0.1 mm ήταν εφικτή. Όπως και στην περίπτωση του ακροφυσίου με διάμετρο 0.2 mm, έπρεπε να γίνει εκ νέου ρύθμιση της απόστασης μεταξύ κεφαλής και κρεβατιού. Αρχικά επιλέχθηκε η απόσταση του ακροφυσίου από το κρεβάτι να είναι 0.1 mm, όμως στις περισσότερες δοκιμές εκτύπωσης το υλικό δυσκολευόταν να εξέλθει από το ακροφύσιο. Για τον λόγο αυτό, επιλέχθηκε αυτή η απόσταση να ρυθμιστεί στα 0.15 mm. Μετά από αυτή την ρύθμιση το υλικό μπορούσε να εξέλθει και να εναποτεθεί στο κρεβάτι του εκτυπωτή. Σε ότι αφορά τις ρυθμίσεις της εκτύπωσης, το ακροφύσιο διαμέτρου 0.1 mm θεωρητικά μπορεί να επιτρέψει την κατασκευή στρώσεων με ύψος στρώσης 0.025 mm έως 0.08 mm. Ο βέλτιστος τρόπος διαχωρισμού της κάθε ράβδου σε στρώματα, θα ήταν η κάθε στρώση να ισοδυναμεί με 0.067 mm και η κάθε ράβδος να αποτελείται από τρεις στρώσεις στην διεύθυνση του άξονα z. Σε άλλη περίπτωση, ο χρόνος εκτύπωσης αυξάνει υπερβολικά πολύ (ο χρόνος ολοκλήρωσης της εκτύπωσης ξεπερνάει το όριο των τριών ωρών).

Στις πρώτες δοκιμές που πραγματοποιήθηκαν, με ρύθμιση του ύψους στρώσης στα 0.067 mm, το υλικό αδυνατούσε να εξέλθει από το ακροφύσιο. Εν τέλει, ρυθμίζοντας το ύψος στρώσης στα 0.1 mm, το υλικό μπόρεσε να εξέλθει. Ωστόσο αυτή η επιλογή, είναι εκτός των ορίων που ορίζονται για ακροφύσιο διαμέτρου 0.1 mm και θα πρέπει να γίνει διαστασιολογικός έλεγχος με χρήση μικροσκοπίου για να υπολογιστούν (εάν υπάρχουν) τυχών αποκλίσεις.

Σχετικά με το πάχος στρώσης, αυτό μπορεί να λάβει τιμές μεταξύ 0.1 mm και 0.12 mm. Ωστόσο μπορεί να λάβει και αρκετά μεγαλύτερες τιμές (έως και 0.2 mm). Για αρχή αυτή η παράμετρος ορίστηκε στα 0.17 ώστε κάθε ράβδος να αποτελείται από τρεις στρώσεις υλικού στο επίπεδο x – y. Όμως ήταν αδύνατο να εξέλθει το υλικό από το ακροφύσιο. Εν τέλει εξήλθε όταν το πάχος στρώσης ορίστηκε 0.25 mm (δύο στρώσεις υλικού στο επίπεδο x – y), το οποίο όμως είναι εκτός ορίων που θεωρητικά μπορεί να επιτευχθεί από ακροφύσιο διαμέτρου 0.1 mm. Για τον λόγο αυτό, απαιτείται διαστασιολογικός έλεγχος με εικόνες που θα ληφθούν στο μικροσκόπιο.

Οι υπόλοιπες ρυθμίσεις εκτύπωσης παρέμειναν οι ίδιες με τα προηγούμενα πειράματα. Πιο συγκεκριμένα, η ταχύτητα εκτύπωσης ορίστηκε 10 mm/sec, η θερμοκρασία εκτύπωσης 128 C°, η θερμοκρασία κρεβατιού 35 C° και ο ρυθμός εξώθησης 120 %. Οι πρώτες εκτυπώσεις δεν μπόρεσαν να ολοκληρωθούν διότι, το υλικό δυσκολευόταν να εναποτεθεί σωστά στο κρεβάτι. Δεδομένου της μικρότερης διαμέτρου ακροφυσίου, για να βελτιωθούν τα ρεολογικά χαρακτηριστικά του υλικού αυξήθηκε η θερμοκρασία εκτύπωσης στους 130 C°. Επίσης, ορίστηκε μικρότερη η ταχύτητα εκτύπωσης της πρώτης στρώσης και ίση με 5 mm/sec προκειμένου το υλικό να έχει αρκετό χρόνο



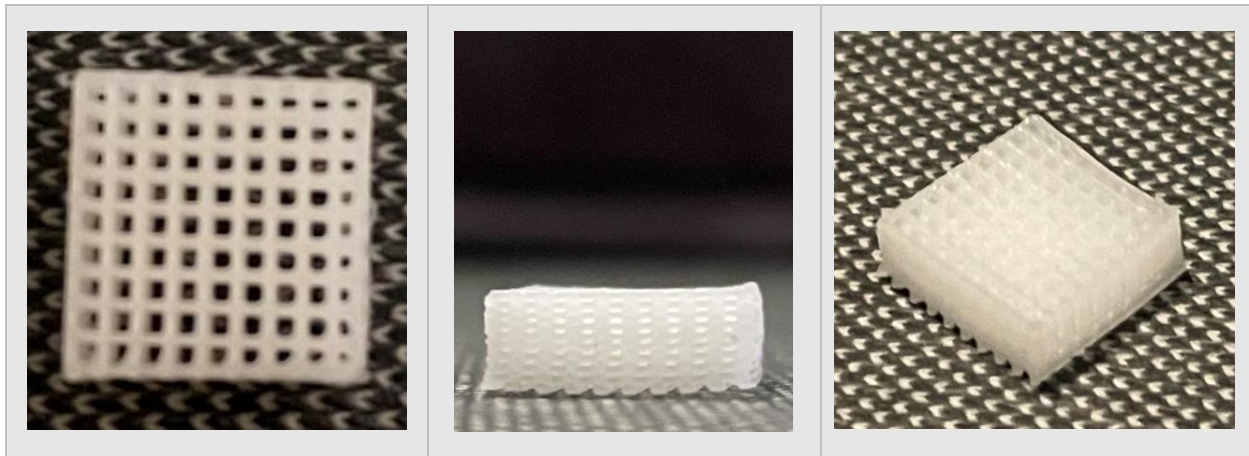
ώστε να εναποτεθεί σωστά στην επιφάνεια του κρεβατιού. Μετά από αυτές τις αλλαγές, η εκτύπωση μπόρεσε να εξελιχθεί καλύτερα. Όμως, από τις πρώτες κιόλας εκτυπώσεις το ικρίωμα ξεκολλούσε από το κρεβάτι. Για να επιλυθεί το πρόβλημα αυτό, επιλέχθηκε να ρυθμιστεί εκ νέου η θερμοκρασία κρεβατιού. Παρά την αύξηση της θερμοκρασίας του κρεβατιού, το ικρίωμα εξακολουθούσε να αποκολλάται από το κρεβάτι πριν την ολοκλήρωση της εκτύπωσης. Αυτό συνέβαινε μέχρι που η θερμοκρασία ρυθμίστηκε στους 50 C°. Στους 50 C°, το ικρίωμα δεν ξεκολλούσε από το κρεβάτι, όμως η τελική γεωμετρία του ικρίωματος απέκλινε αρκετά από την επιθυμητή. Αυτό διότι, η πολύ υψηλή θερμοκρασία μεταφέρονταν σε όλα τα επίπεδα του ικρίωματος αυξάνοντας τον χρόνο στερεοποίησης του κάθε στρώματος που εκτυπωνόταν. Το αποτέλεσμα μπορεί να φανεί στην εικόνα 4.30.



*Εικόνα 4.30: Ικρίωμα 1 με ρύθμιση θερμοκρασίας εκτύπωσης 50 C°.*

Στο σημείο αυτό αποφασίστηκε η θερμοκρασία κρεβατιού να ρυθμιστεί ως μεταβαλλόμενη παράμετρος κατά την διάρκεια της εκτύπωσης του ικρίωματος. Η εκτύπωση επαναλήφθηκε για θερμοκρασία κρεβατιού 35 C° και παρατηρήθηκε η χρονική στιγμή που το ικρίωμα ξεκινούσε να αποκολλάται. Το ικρίωμα ξεκινούσε σταδιακά να αποκολλάται μεταξύ των εκτυπώσεων του τρίτου και τέταρτου επιπέδου ράβδων. Μια ακόμα σημαντική παρατήρηση ήταν ότι το ικρίωμα πάντα ξεκινούσε να αποκολλάται από την πλευρά που βρίσκεται εσωτερικά του εκτυπωτή (και στη διεύθυνση του άξονα γ). Αυτές οι δύο παρατηρήσεις οδήγησαν σε δύο αλλαγές. Κατά την πρώτη αλλαγή, που αφορά την θερμοκρασία κρεβατιού, μετά το 25% της εκτύπωσης, η θερμοκρασία κρεβατιού αυξήθηκε στους 50 C°. Ειδικότερα, το ικρίωμα εκτυπώθηκε στα πρώτα στάδια με θερμοκρασία εκτύπωσης 35 C° , θερμοκρασία που δεν επηρεάζει τον χρόνο ή τον τρόπο στερεοποίησης του υλικού. Αφού εκτυπωθούν τα πρώτα τρία επίπεδα ράβδων σωστά, η σταδιακή αύξηση της θερμοκρασίας του κρεβατιού στους 50 C° διατηρεί τις πρώτες ράβδους σε μια θερμοκρασία που αποτρέπει την αποκόλλησή τους. Η δεύτερη ρύθμιση σχετίζεται με τον τρόπο που το ικρίωμα τοποθετείται πάνω στο κρεβάτι του εκτυπωτή. Στις προηγούμενες εκτυπώσεις, οι ράβδοι του πρώτου επιπέδου εκτυπώθηκαν σε διεύθυνση παράλληλη στον άξονα x. Στο λογισμικό CURA, το ικρίωμα περιστράφηκε κατά 90 ° γύρω από τον άξονα z, προκειμένου οι ράβδοι του πρώτου επιπέδου να έχουν διεύθυνση προς τον άξονα γ. Με αυτή την αλλαγή, το ικρίωμα δεν ξεκολλούσε από το

κρεβάτι μέχρι το τέλος της εκτύπωσης. Με τις δύο αυτές αλλαγές, η εκτύπωση του ικρίωματος κατάφερε να ολοκληρωθεί χωρίς να ξεκολλήσει από το κρεβάτι και χωρίς να αλλοιώνεται η γεωμετρία του. Επίσης, η εκτύπωση έδωσε αρκετά καλά αποτελέσματα όπως φαίνεται και στην εικόνα 4.31.

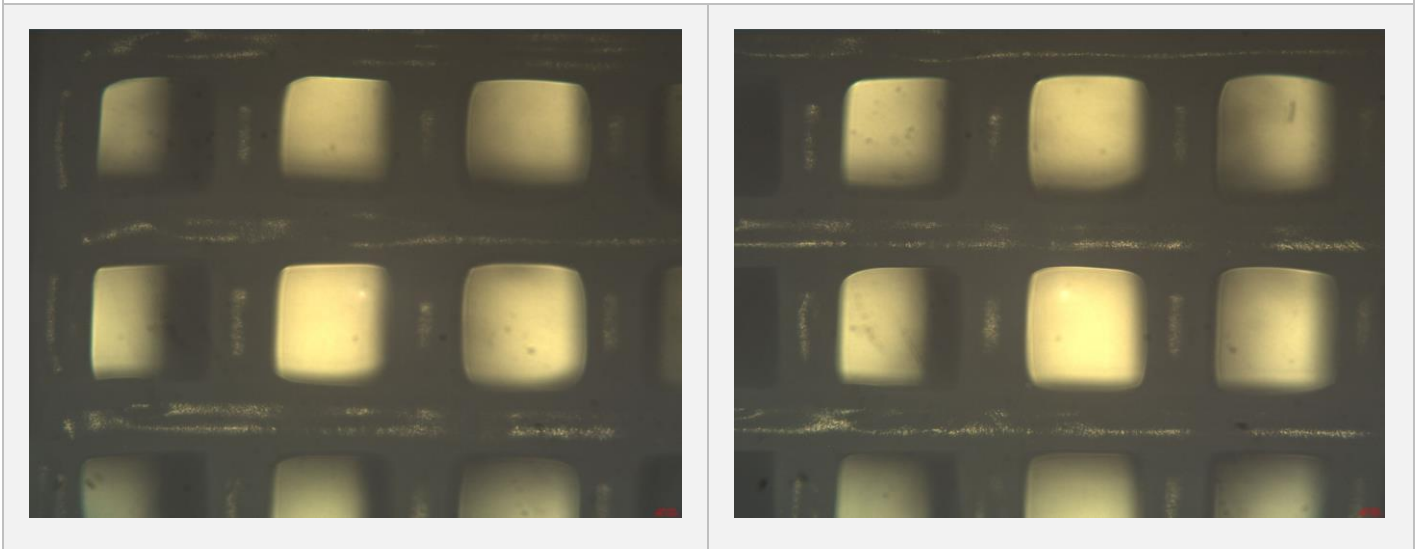


Εικόνα 4.31: Ικρίωμα 1 των 18 επιπέδων - (α) κάτοψη - (β) πλάγια όψη - (γ) τρισδιάστατη όψη.

Από την εικόνα 4.31 γίνεται εύκολα αντιληπτό ότι το ικρίωμα εκτυπώθηκε αρκετά ικανοποιητικά και μπορούν να εξαχθούν ορισμένα συμπεράσματα. Πιο συγκεκριμένα, οι πόροι του επιπέδου  $x - y$  φαίνεται να έχουν ομοιόμορφη και περισσότερο τετραγωνική δομή σε σχέση με τα ικρίωματα έξι επιπέδων χωρίς να εμφανίζονται σημάδια φραγής τους. Αυτό βέβαια θα χρειαστεί να επιβεβαιωθεί και από εικόνες που θα ληφθούν από μικροσκόπιο. Επίσης, οι ράβδοι κατά την διάρκεια της εκτύπωσης εναποθέτονταν σωστά χωρίς να υπάρχει πρόβλημα ελλιπούς εξώθησης υλικού, όμως το πλάτος τους φαίνεται μικρότερο από το επιθυμητό (και σε σύγκριση με τα ικρίωματα που εκτυπώθηκαν με ακροφύσιο 0.2 mm). Το σημαντικότερο πλεονέκτημα από την εκτύπωση του ικρίωματος ήταν ότι δημιουργήθηκαν οι πλευρικοί πόροι (εικόνα 4.31 β). Σε αντίθεση με την χρήση ακροφυσίου 0.2 mm, οι πλευρικοί πόροι διαμορφώθηκαν αρκετά ικανοποιητικά καθιστώντας την χρήση μικροτόμου για τον έλεγχο τους περιττή. Παρόλα αυτά, θα πρέπει να γίνει διαστασιολογικός έλεγχος με χρήση μικροσκοπίου για επιβεβαίωση των παραπάνω.

Από το μικροσκόπιο λήφθηκαν πέντε εικόνες για την κάτοψη του ικρίωματος 1 εκ των οποίων οι δύο απεικονίζονται στην εικόνα 4.32. Από τα πέντε δείγματα που λήφθηκαν για τη κάτοψη, μελετήθηκαν οι διαστάσεις του ικρίωματος. Ο διαστασιολογικός έλεγχος με μικροσκόπιο έγινε με παρόμοιο τρόπο με τον έλεγχο των πέντε δειγμάτων για τα ικρίωματα των έξι επιπέδων. Ωστόσο, για την περίπτωση της κάτοψης, υπολογίστηκαν επιπλέον δύο διαστάσεις,  $L_6$  (άξονας  $y$ ) και  $L_7$  (άξονας  $x$ ) για τις πλευρές των πόρων που πλέον έχουν καλύτερα καθορισμένη τετραγωνική δομή. Τα αποτελέσματα που προέκυψαν συνοψίζονται στον πίνακα 4.10 .

Ικρίωμα 1: Κάτοψη -  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  (μετά το 25% της εκτύπωσης  $T_b = 50 \text{ C}^\circ$ ) και Flow rate = 120%



Εικόνα 4.32: Εικόνες κάτοψης ικρίωματος 1 – λήψη από μικροσκόπιο.

Ικρίωμα 1	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
Δείγμα 1	1009,59	1035,91	510,42	360,3	375,31	627,05	574,23
Δείγμα 2	1045,3	1051,98	508,98	395,41	374,74	594,74	519,2
Δείγμα 3	1011,69	1040,31	510,64	345,69	320,46	631,31	637,53
Δείγμα 4	1019,57	1038,84	515,41	375,47	399,93	610,2	527,69
Δείγμα 5	1031,37	1069,17	498,5	357,68	336,91	584,43	625,77
Μέση Τιμή	1023,504	1047,242	508,79	366,91	361,47	609,546	576,884
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>2,3504</b>	<b>4,7242</b>	<b>1,758</b>	<b>26,618</b>	<b>27,706</b>	<b>21,9092</b>	<b>15,3768</b>

Πίνακας 4.10: Διαστάσεις ικρίωματος 1 – παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C} - 50^\circ\text{C}$  και Flow = 120%.

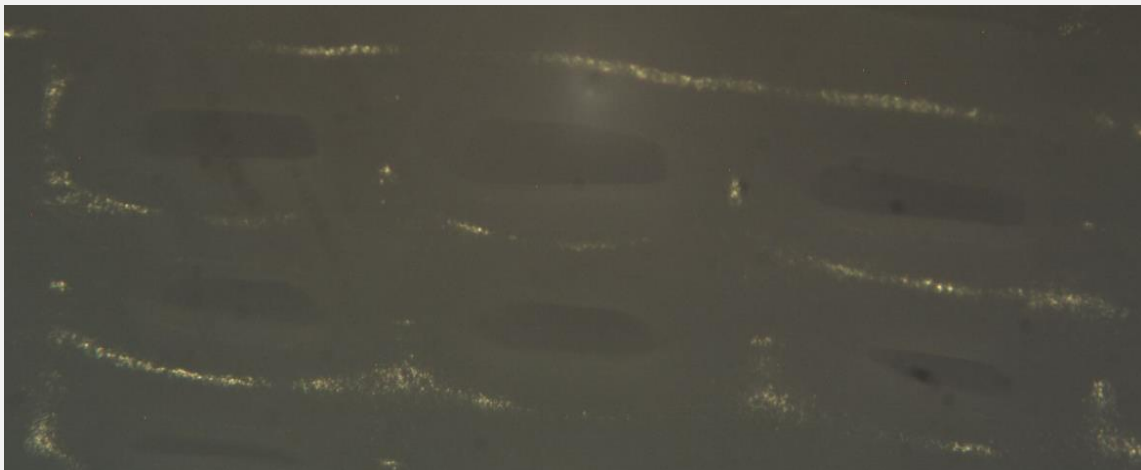
Από την εικόνα 4.32 και τον πίνακα 4.10 μπορούν να ληφθούν τα εξής συμπεράσματα όσων αφορά το ικρίωμα 1:

1. Από τα δύο δείγματα της κάτοψης προκύπτει ότι οι πόροι έχουν πολύ περισσότερο τετραγωνική δομή σε σχέση με τους πόρους των ικριωμάτων που εκτυπώθηκαν με ακροφύσιο 0.2 mm.
2. Οι ράβδοι, δεν παρουσιάζουν έντονη τάση συρρίκνωσης ανάμεσα από δύο πόρους διατηρώντας το πλάτος τους σταθερό.
3. Η απόσταση μεταξύ κέντρων δύο διαδοχικών ράβδων τόσο στην διεύθυνση x (L1) όσο και στην διεύθυνση y (L2) έχουν αρκετά μικρή απόκλιση (μικρότερη του 5%).

4. Η απόσταση μεταξύ κέντρων ράβδου και γειτονικού πόρου (L3) έχει επίσης μικρή απόκλιση από την επιθυμητή τιμή. Από τα δύο προηγούμενα συμπεράσματα προκύπτει ότι η καθοδήγηση της κεφαλής γίνεται σωστά και με μεγάλη ακρίβεια.
5. Οι ράβδοι που κατασκευάζονται τόσο στη διεύθυνση  $y$  όσο και στην  $x$  έχουν μικρότερο πλάτος από το επιθυμητό. Οι αποκλίσεις των L4 και L5 έχουν αρκετά μεγάλη απόκλιση τη τάξης του 25 %.
6. Το μέγεθος των πόρων προέκυψε μεγαλύτερο από εκείνου του σχεδίου, γεγονός που έρχεται σε συμφωνία με το συμπέρασμα 5 όπου μικρότερο πλάτος ράβδων οδηγεί σε μεγαλύτερο πλευρικό μέγεθος στους πόρους. Λόγω αυτής της απόκλισης στα πλάτη των ράβδων και των πόρων, δοκιμάστηκε να μεταβληθεί η τιμή του πλάτους στρώσης, όμως δεν παρατηρήθηκε κάποια διαφορά. Επίσης, δοκιμάστηκαν μεταβολές σε παραμέτρους όπως θερμοκρασία εκτύπωσης, ταχύτητα εκτύπωσης και ρυθμό εξώθησης όμως οι ράβδοι εξακολουθούσαν να εκτυπώνονται με μικρότερο πλάτος.

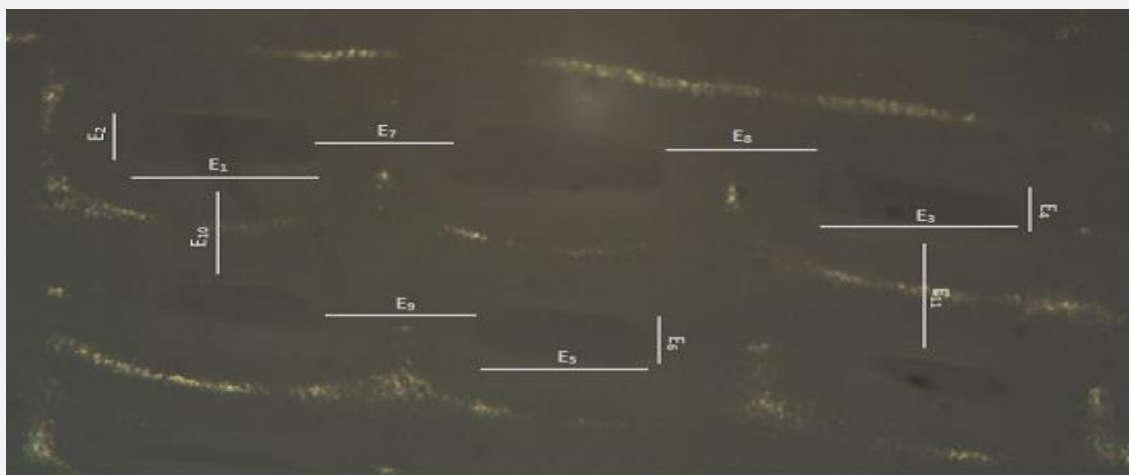
Επίσης, έγινε και μια λήψη εικόνας από την πλάγια όψη του ικριώματος όπου απεικονίζεται το πλευρικό πορώδες του ικριώματος (εικόνα 4.33). Για τον διαστασιολογικό έλεγχο, επιλέχθηκε ένα σημείο στην μέση του ικριώματος (όγδοο και ένατο επίπεδο ράβδων) στο οποίο υπολογίστηκαν οι διαστάσεις  $E$  των πόρων και των ράβδων όπως απεικονίζονται στην εικόνα 4.34 . Οι τιμές των διαστάσεων αυτών παρουσιάζονται μαζί με τις αποκλίσεις τους στον πίνακα 4.11 .

ΙΚριώμα 1: Πλάγια όψη -  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  (μετά το 25% της εκτύπωσης  $T_b = 50 \text{ C}^\circ$ ) και Flow rate = 120%



Εικόνα 4.33 : Εικόνα πλάγιας όψης ικριώματος 1 – λήψη από μικροσκόπιο.

Ικρίωμα 1: Πλάγια όψη -  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  (μετά το 25% της εκτύπωσης  $T_b = 50 \text{ C}^\circ$ ) και Flow rate = 120%



Εικόνα 4.34: Εικόνα με διαστάσεις της πλάγιας όψης ικρίωματος 1 – λήψη από μικροσκόπιο.

Ικρίωμα 1	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11
Δείγμα	488,22	176,94	606,59	89,65	475,22	120,01	436,82	430,4	497,06	303,16	313,78
Τιμές βάσει CAD	500	200	500	200	500	200	500	500	500	200	200
<b>Απόκλιση %</b>	<b>2,356</b>	<b>11,53</b>	<b>21,318</b>	<b>55,175</b>	<b>4,956</b>	<b>39,995</b>	<b>12,636</b>	<b>13,92</b>	<b>0,588</b>	<b>51,58</b>	<b>56,89</b>

Πίνακας 4.11: Διαστάσεις πλάγιας όψης ικρίωματος 1 – παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C} - 50^\circ\text{C}$  και Flow = 120%.

Από την εικόνα 4.34 και τον πίνακα 4.11 προκύπτουν τα παρακάτω συμπεράσματα:

1. Οι πλευρικοί πόροι σχηματίζονται γεγονός που αποδεικνύει πως η επιλογή ακροφυσίου 0.1 mm βελτίωσε κατά πολύ το πλευρικό πορώδες, σε αντίθεση με την χρήση ακροφυσίου 0.2 mm όπου οι πλευρικοί πόροι ήταν φραγμένοι.
2. Σχετικά με τα πλάτη των ράβδων  $E_7$ ,  $E_8$  και  $E_9$  οι αποκλίσεις είναι μικρές (μικρότερες του 14%).
3. Σε αντίθεση με τα πλάτη, τα ύψη των ράβδων παρουσιάζουν αρκετά μεγάλη απόκλιση όπως φαίνεται και από τις διαστάσεις  $E_{10}$  και  $E_{11}$ .
4. Από τις διαστάσεις των πόρων, προκύπτει ότι το πλάτος τους είναι αρκετά κοντά στο επιθυμητό (διαστάσεις  $E_1$ ,  $E_3$  και  $E_5$ ). Όμως, παρατηρείται μια σχετικά μεγάλη απόκλιση στα ύψη των πόρων (διαστάσεις  $E_2$ ,  $E_4$  και  $E_6$ ). Επίσης, το σχήμα των πλευρικών πόρων απέχει αρκετά από το ορθογωνικό και παρουσιάζει μεγάλη ανομοιογένεια.

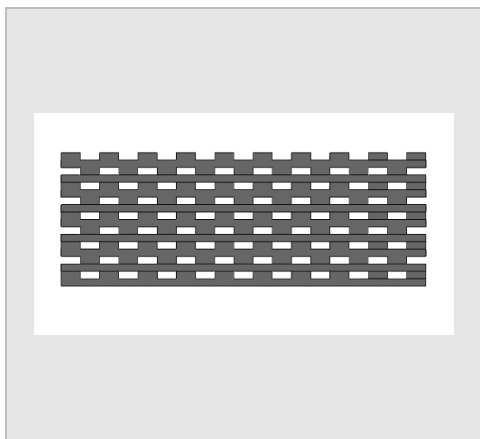
Η κατασκευή των πλευρικών πόρων αποτελεί πολύ μεγάλη πρόκληση για την κατασκευή τους. Το πολύ μικρό μέγεθος (0.2 mm) των πλευρικών πόρων, είναι πολύ δύσκολο να διαμορφωθεί σωστά διότι, η βαρυτική δύναμη τείνει το υλικό που εναποτίθεται να τους φράξει. Επομένως, από την

στιγμή που οι πόροι διαμορφώνονται, οι αποκλίσεις στο σχήμα και τις διαστάσεις των πλευρικών πόρων αν και υψηλές, καθίσταται οριακά αποδεκτές.

Δεδομένης της αδυναμίας να βρεθεί κάποια λύση στην βελτίωση του ικρίωματος 1, τα πειράματα συνεχίστηκαν για την κατασκευή των ικριωμάτων 2 και 3.

#### 4.5 Κατασκευή Ικρίωματος 2

Με την ολοκλήρωση της κατασκευής του ικρίωματος 1, ξεκίνησε η διαδικασία εκτύπωσης του ικρίωματος 2. Το ικρίωμα 2 είναι η ίδια κατασκευή με το ικρίωμα 1 με την διαφορά ότι εμφανίζει μετατόπιση στις ράβδους. Δεδομένων των βελτιώσεων που έγιναν στις ρυθμίσεις εκτύπωσης για το ικρίωμα 1, εκτυπώθηκε το ικρίωμα 2. Η πρώτη εκτύπωση ολοκληρώθηκε σχετικά ικανοποιητικά, όμως παρουσιάστηκε ένα σημαντικό πρόβλημα που σχετίζεται άμεσα με την γεωμετρία του ικρίωματος 2. Λόγω της μετατόπισης των ράβδων, υπάρχουν σημεία στα άκρα του ικρίωματος στα οποία το υλικό εναποτίθεται στο κενό. Αυτό μπορεί να φανεί στην εικόνα 4.35 όπου τα επίπεδα 5, 9, 13 και 17 στα άκρα του ικρίωματος δεν έχουν στήριξη πάνω στην οποία μπορούν να εναποτεθούν. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τα επίπεδα αυτά να κυλούν προς τα κάτω. Επίσης, αυτό οδηγεί και τα επόμενα επίπεδα να μην έχουν καλά καθορισμένο σημείο για να στηριχθούν με αποτέλεσμα να αλλοιώνεται η γεωμετρία του ικρίωματος πλευρικά όσο τα επίπεδα αυξάνονται. Αυτό μπορεί να φανεί στην εικόνα 4.36.



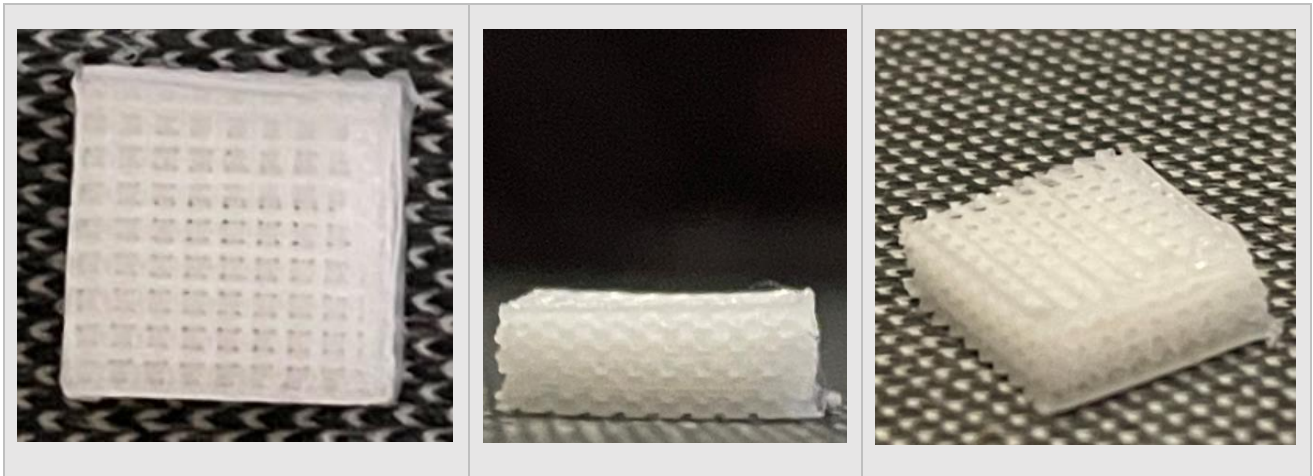
Εικόνα 4.35: Ικρίωμα 2 – τα άκρα των επιπέδων 5,9,13 και 17 δεν στηρίζονται σε κάποιο σημείο.



Εικόνα 4.36: Ικρίωμα 2 – πλευρική αλλοίωση του ικρίωματος.

Για να αντιμετωπιστεί αυτό το πρόβλημα επιλέχθηκε να δοκιμαστεί εκτύπωση με χαμηλότερη θερμοκρασία εκτύπωσης. Όταν το υλικό εξωθηθεί σε χαμηλότερη θερμοκρασία, αυτό θα στερεοποιηθεί πιο γρήγορα και έτσι θα μειωθεί ο βαθμός κύλισής του προς τα κάτω. Επομένως, όταν εκτυπώθηκαν τα πρώτα τέσσερα επίπεδα ράβδων, η θερμοκρασία μειώθηκε σε 128 C°. Η ρύθμιση αυτή επέτρεψε την επίλυση αυτού του προβλήματος δημιουργώντας το ικρίωμα με καλύτερη πλευρική δομή. Όμως η χαμηλότερη θερμοκρασία εκτύπωσης δυσκόλευε την εξώθηση του υλικού

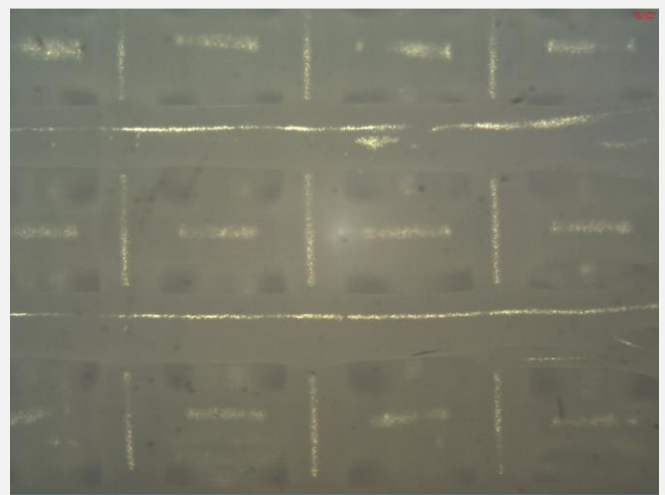
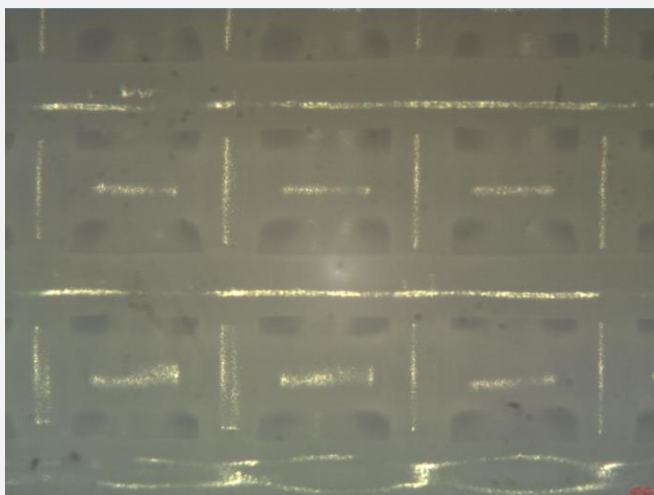
αλλοιώνοντας την γεωμετρία του πορώδους στην κάτοψη. Το τελικό αποτέλεσμα φαίνεται στην εικόνα 4.37.



Εικόνα 4.37: Ικρίωμα 2 των 18 επιπέδων - (α) κάτοψη - (β) πλάγια όψη - (γ) τρισδιάστατη όψη.

Όπως και στο ικρίωμα 1, λήφθηκαν πέντε εικόνες από το μικροσκόπιο εκ των οποίων οι δύο παρουσιάζονται στην εικόνα 4.38. Από αυτές τις λήψεις πραγματοποιήθηκε διαστασιολογικός έλεγχος διαστάσεων που παρουσιάζονται στον πίνακα 4.12.

Ικρίωμα 2: Κάτοψη -  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$  (μετά το τέταρτο επίπεδο  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ),  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  (μετά το 25% της εκτύπωσης  $T_b = 50 \text{ C}^\circ$ ) και  $\text{Flow rate} = 120\%$



Εικόνα 4.38: Εικόνες κάτοψης ικρίωματος 2 – λήψη από μικροσκόπιο.

Ικρίωμα 2	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
Δείγμα 1	1073,55	1040,28	551,82	454,12	387,22	664,56	689,27
Δείγμα 2	1045,15	1065,73	526	381,74	319,79	677,26	678,23
Δείγμα 3	1032,64	1055,42	551,16	354,91	381,85	653,51	692,04
Δείγμα 4	1024,6	1047,14	536,69	382,83	379,14	660,59	675,83
Δείγμα 5	1024,65	1058,61	533,41	364,07	356,62	638,42	690,73
Μέση Τιμή	1040,118	1053,436	539,816	387,534	364,924	658,868	685,22
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>4,0118</b>	<b>5,3436</b>	<b>7,9632</b>	<b>22,4932</b>	<b>27,0152</b>	<b>31,7736</b>	<b>37,044</b>

Πίνακας 4.12: Διαστάσεις ικρίωματος 2 – παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128^\circ\text{C} - 130^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C} - 50^\circ\text{C}$  και  $Flow = 120\%$ .

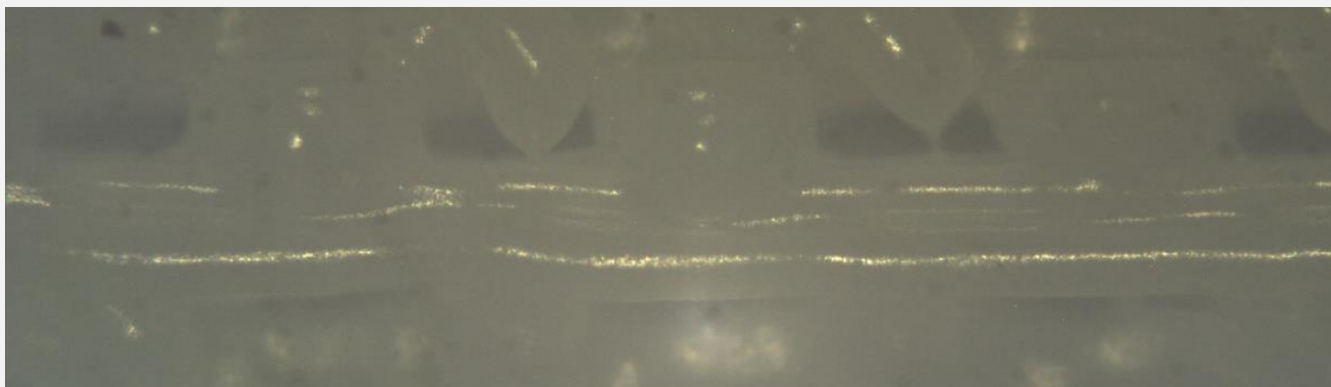
Από την εικόνα 4.38 και τον πίνακα 4.12 μπορούν να ληφθούν τα εξής συμπεράσματα όσων αφορά το ικρίωμα 2:

1. Από την εικόνα 4.38 προκύπτει ότι οι πόροι έχουν ακόμα καλύτερη τετραγωνική δομή σε σχέση με τους πόρους του ικρίωματος 1.
2. Οι ράβδοι, δεν παρουσιάζουν σχεδόν καθόλου τάση συρρίκνωσης ανάμεσα από δύο πόρους διατηρώντας το πλάτος τους σταθερό σε όλο το μήκος τους.
3. Παρατηρείται από την εικόνα 4.38 πως η μετατόπιση των ράβδων από επίπεδο σε επίπεδο γίνεται σε αρκετά καλό βαθμό.
4. Η απόσταση μεταξύ των κέντρων δύο διαδοχικών ράβδων τόσο στην διεύθυνση  $x$  ( $L1$ ) όσο και στην διεύθυνση  $y$  ( $L2$ ) έχουν αρκετά μικρή απόκλιση (περίπου στο 5%).
5. Η απόσταση μεταξύ κέντρων ράβδου και γειτονικού πόρου ( $L3$ ) έχει μεγαλύτερη απόκλιση σε σχέση με την περίπτωση του ικρίωματος 1, ωστόσο είναι σε αποδεκτά όρια. Σε ότι αφορά την καθοδήγηση της κεφαλής, αυτή γίνεται με αρκετή ακρίβεια χωρίς μεγάλες αποκλίσεις στις διαδρομές που εκτελεί.
6. Οι ράβδοι που κατασκευάζονται τόσο στη διεύθυνση  $x$  όσο και στην  $y$  έχουν μικρότερο πλάτος από το επιθυμητό. Ο βαθμός που το φαινόμενο αυτό εμφανίζεται είναι παρόμοιος με εκείνον του ικρίωματος 1. Οι αποκλίσεις των  $L4$  και  $L5$  έχουν μεγάλη απόκλιση τη τάξης του 25 %. Ωστόσο, όπως και στην περίπτωση του ικρίωματος 1, δεν βρέθηκε τρόπος μείωσης αυτής της απόκλισης.
7. Το μέγεθος των πόρων προέκυψε μεγαλύτερο από εκείνο του σχεδίου (διαστάσεις  $L_6$  και  $L_7$ ). Η απόκλιση αυτή είναι αρκετά μεγάλη (της τάξης του 35%) και μη αποδεκτή.

Παρόλο που σχηματίζεται το πλευρικό πορώδες ήταν δύσκολο να ληφθεί κάποια εικόνα που να φαίνεται ικανοποιητικά η πλευρική δομή του ικρίωματος 2. Εν τέλει λήφθηκε μια εικόνα (εικόνα 4.39) μέσω του μικροσκοπίου που απεικονίζει το πλευρικό πορώδες του ικρίωματος 2. Επίσης έγινε διαστασιολογικός έλεγχος των πόρων και των μετατοπισμένων ράβδων στο έβδομο επίπεδο (εικόνα 4.40) με τα αποτελέσματα να παρουσιάζονται στον πίνακα 4.13.

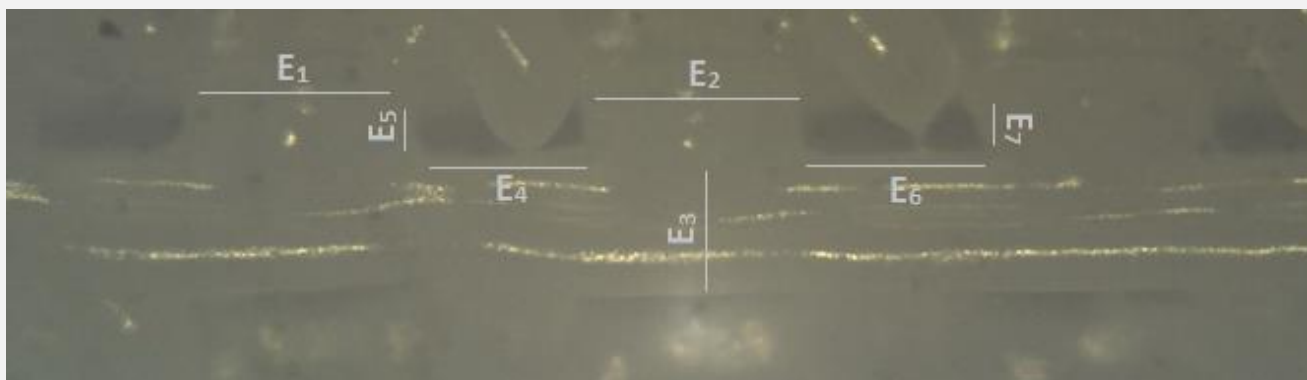


Ικρίωμα 2: Πλάγια όψη -  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$  (μετά το τέταρτο επίπεδο  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ) ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  (μετά το 25% της εκτύπωσης  $T_b = 50 \text{ C}^\circ$ ) και Flow rate = 120%



Εικόνα 4.39: Εικόνα πλάγιας όψης ικρίωματος 2 – λήψη από μικροσκόπιο.

Ικρίωμα 2: Πλάγια όψη -  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$  (μετά το τέταρτο επίπεδο  $T = 128 \text{ C}^\circ$ ),  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  (μετά το 25% της εκτύπωσης  $T_b = 50 \text{ C}^\circ$ ) και flow rate = 120%



Εικόνα 4.40: Εικόνα με διαστάσεις της πλάγιας όψης ικρίωματος 2 – λήψη από μικροσκόπιο.

Ικρίωμα 2	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7
Δείγμα	589,89	575,84	342,53	412,33	149,09	450,39	137,95
Τιμές βάσει CAD	500	500	200	500	200	500	200
<b>Απόκλιση %</b>	<b>17,978</b>	<b>15,168</b>	<b>71,265</b>	<b>17,534</b>	<b>25,455</b>	<b>9,922</b>	<b>31,025</b>

Πίνακας 4.13: Διαστάσεις πλάγιας όψης ικρίωματος 2 – παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 128 - 130^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C} - 60^\circ\text{C}$  και Flow = 120%.

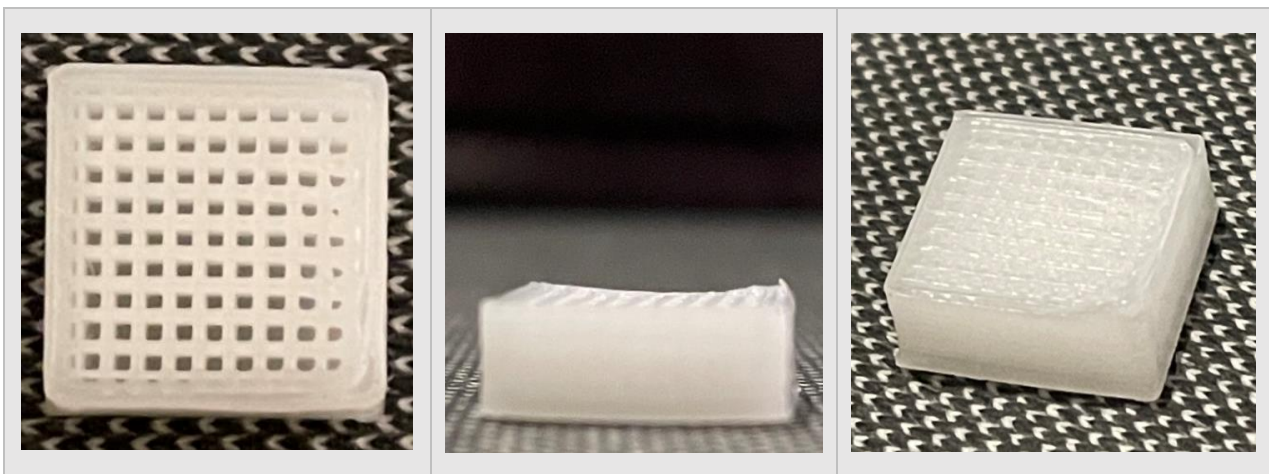
Από την εικόνα 4.40 και τον πίνακα 4.13 προκύπτουν τα παρακάτω συμπεράσματα:

1. Οι διαστάσεις των πόρων  $E_4$ ,  $E_5$ ,  $E_6$  και  $E_7$  έχουν σχετικά μικρές αποκλίσεις σε σχέση με τις επιθυμητές. Επίσης, έχουν περισσότερο τετραγωνική δομή σε σχέση με τους πλευρικούς πόρους του ικρίωματος 1.
2. Σε ότι αφορά τις ράβδους, τα πλάτη (διαστάσεις  $E_1$  και  $E_2$ ) έχουν και αυτά σχετικά μικρή απόκλιση. Όμως το ύψος της ράβδου που φαίνεται στην εικόνα έχει αρκετά μεγαλύτερη τιμή από την επιθυμητή (διάσταση  $E_3$ ).
3. Από την εικόνα που λήφθηκε μέσω του μικροσκοπίου, γίνεται φανερό ότι ανάμεσα στους πόρους υπάρχει υλικό. Αυτό το υλικό είναι από τις ράβδους του ανώτερου επιπέδου (ένατο) οι οποίες δεν είχαν σημείο να στηριχθούν στις άκρες του ικρίωματος και για αυτό κύλησαν προς τα κάτω. Το ικρίωμα 2 έχει αυτή την ιδιαιτερότητα στην γεωμετρία του που καθιστά αδύνατη την κατασκευή πλευρικά με μεγάλη ακρίβεια. Παρόλα αυτά, δεδομένης της δυσκολίας κατασκευής του πλευρικού πορώδους, το αποτέλεσμα είναι αρκετά ικανοποιητικό.

Στη συνέχεια ακολούθησε η κατασκευή του ικρίωματος 3.

#### 4.6 Κατασκευή Ικρίωματος 3

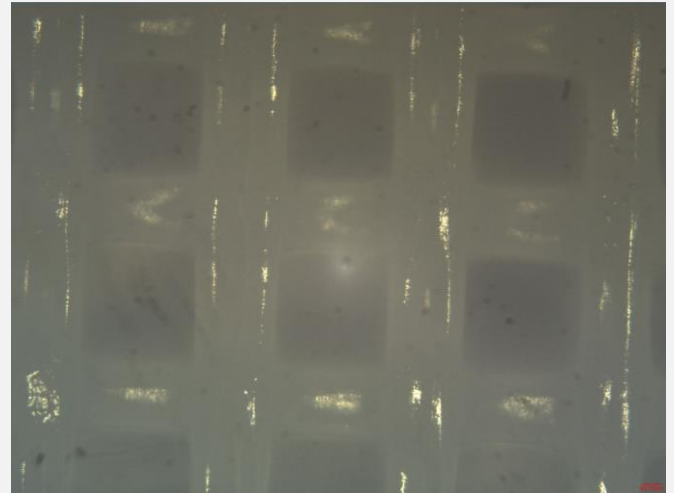
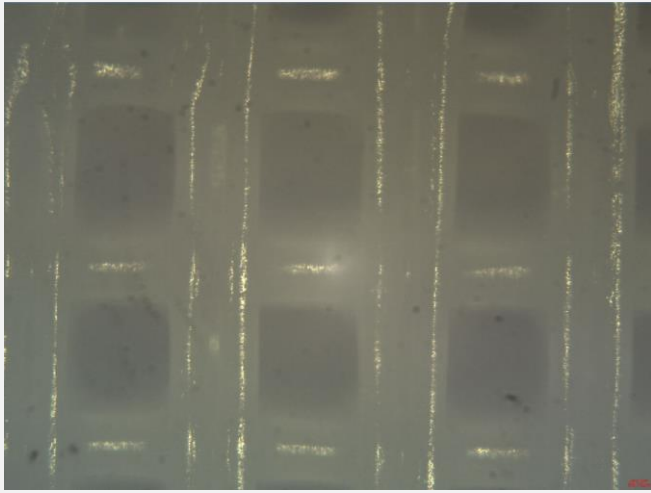
Για την κατασκευή του ικρίωματος, χρησιμοποιήθηκαν οι ρυθμίσεις που έγιναν για το ικρίωμα 1. Όμως η κατασκευή του ικρίωματος 3 διαρκούσε πολύ περισσότερο από το ικρίωμα 1 λόγω της προσθήκης των τοιχωμάτων. Αυτό είχε ως αποτέλεσμα την αποκόλλησή του από το κρεβάτι πριν ολοκληρωθεί η εκτύπωση. Για τον λόγο αυτό επιλέχθηκε στο σημείο που ολοκληρώνεται η κατασκευή της συμπαγούς βάσης (20% της εκτύπωσης) η θερμοκρασία του κρεβατιού να αυξηθεί σταδιακά σε  $50\text{ C}^\circ$  και στο 60% της εκτύπωσης να αυξηθεί περαιτέρω στους  $60\text{ C}^\circ$ . Αυτό επέτρεψε την ολοκλήρωση της εκτύπωσης χωρίς να αποκολληθεί το ικρίωμα από το κρεβάτι και χωρίς η υψηλή θερμοκρασία του κρεβατιού να αλλοιώνει την γεωμετρία του ικρίωματος. Η υπόλοιπη εκτύπωση εξελίχθηκε χωρίς προβλήματα και το αποτέλεσμα φαίνεται στην εικόνα 4.41.



Εικόνα 4.41: Ικρίωμα 3 των 18 επιπέδων - (α) κάτοψη - (β) πλάγια όψη - (γ) τριδιάστατη όψη.

Για το ικρίωμα 3 λήφθηκαν πέντε εικόνες από το μικροσκόπιο καθώς και μια για τα πλευρικά τοιχώματα. Δύο εικόνες της κάτωψης φαίνονται στην εικόνα 4.42. Επίσης πραγματοποιήθηκε διαστασιολογικός έλεγχος του οποίου τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον πίνακα 4.14 .

ΙΚρίωμα 3: Κάτοψη -  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130 \text{ C}^\circ$ ,  $T_b = 35 \text{ C}^\circ$  (μετά το 20% της εκτύπωσης  $T_b = 50 \text{ C}^\circ$  και μετά το 60%  $T_b = 60 \text{ C}^\circ$ ) και Flow rate = 120%



Εικόνα 4.42: Εικόνες κάτωψης ικρίωματος 1 – λήψη από μικροσκόπιο.

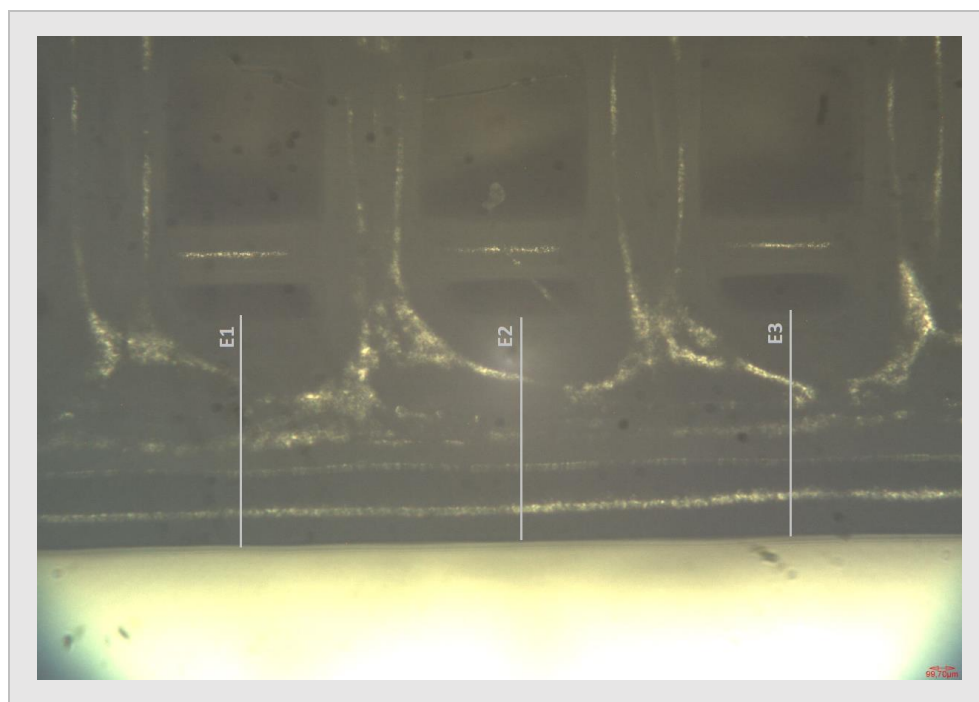
ΙΚρίωμα 3	L1	L2	L3	L4	L5	L6	L7
Δείγμα 1	1041,66	1024,84	548,17	447,39	426,35	570,94	577,65
Δείγμα 2	1038,21	1046,1	550,53	486,23	383,22	600,47	509,54
Δείγμα 3	1070,1	1000,46	539,84	481,31	397,55	588,5	560,75
Δείγμα 4	1080,71	1103,8	529,7	467,75	398,41	626,76	560,75
Δείγμα 5	1058,71	1069,88	543,59	456,68	368,79	605,81	587,07
Μέση Τιμή	1057,878	1049,016	542,366	467,872	394,864	598,496	559,152
Τιμές βάσει CAD	1000	1000	500	500	500	500	500
<b>Απόκλιση %</b>	<b>5,7878</b>	<b>4,9016</b>	<b>8,4732</b>	<b>6,4256</b>	<b>21,0272</b>	<b>19,6992</b>	<b>11,8304</b>

Πίνακας 4.14: Διαστάσεις ικρίωματος 3 – παράμετροι εκτύπωσης  $V = 10 \text{ mm/sec}$ ,  $T = 130^\circ\text{C}$ ,  $T_{bed} = 35^\circ\text{C} - 60^\circ\text{C}$  και Flow = 120%.

Από τις εικόνα 4.42 και τον πίνακα 4.14 μπορούν να ληφθούν τα εξής συμπεράσματα όσων αφορά το ικρίωμα 3:

1. Από την εικόνα 4.42 προκύπτει ότι οι πόροι έχουν αρκετά ομοιόμορφη τετραγωνική δομή που επιβεβαιώνει ότι το ακροφύσιο διαμέτρου 0.1 mm βοηθάει στην δημιουργία τους.
2. Οι ράβδοι, όπως και στα προηγούμενα ικρίωματα, δεν παρουσιάζουν μεγάλη τάση συρρίκνωσης ανάμεσα από δύο πόρους διατηρώντας το πλάτος τους σταθερό σε όλο το μήκος τους.
3. Η απόσταση μεταξύ των κέντρων δύο διαδοχικών ράβδων τόσο στην διεύθυνση  $x$  ( $L1$ ) όσο και στην διεύθυνση  $y$  ( $L2$ ) έχουν αρκετά μικρή απόκλιση (περίπου στο 5%).
4. Η απόσταση μεταξύ κέντρων ράβδου και γειτονικού πόρου ( $L3$ ) έχει μεγαλύτερη απόκλιση σε σχέση με την περίπτωση του ικρίωματος 1, ωστόσο μπορεί να θεωρηθεί αποδεκτή.
5. Όπως και στην προηγούμενες περιπτώσεις, οι ράβδοι που κατασκευάζονται τόσο στη διεύθυνση  $x$  όσο και στην  $y$  έχουν μικρότερο πλάτος από το επιθυμητό. Παρόλα αυτά, οι αποκλίσεις των  $L_4$  και  $L_5$  ήταν οι μικρότερες σε σχέση με εκείνες των δύο προηγούμενων ικριωμάτων. Μάλιστα, η  $L_4$  βρίσκεται αρκετά εντός των επιτρεπτών ορίων (απόκλιση 6%). Αυτό οφείλεται στην παρουσία των τοιχωμάτων τα οποία συγκρατούν τις ράβδους διατηρώντας σταθερό το μήκος τους.
6. Και σε αυτή την περίπτωση, το μέγεθος των πόρων προέκυψε μεγαλύτερο από εκείνο του σχεδίου (διαστάσεις  $L_6$  και  $L_7$ ). Η απόκλιση ωστόσο, ήταν μικρότερη από εκείνη των δύο προηγούμενων ικριωμάτων.

Τέλος, λήφθηκε επιπλέον μια εικόνα για τα πλευρικά τοιχώματα του ικρίωματος. Οι διαστάσεις του πλευρικού τοιχώματος είχαν μεγάλη ακρίβεια με το πάχος τους να μην αποκλίνει σχεδόν καθόλου από την επιθυμητή τιμή των 800  $\mu\text{m}$ . Το πλευρικό τοίχωμα φαίνεται στην εικόνα 4.43 ενώ οι αποκλίσεις παρουσιάζονται στον πίνακα 4.15 .



Εικόνα 4.43: Ικρίωμα 3 – το πλευρικό τοίχωμα του ικρίωματος στην κάτοψη.

Ικρίωμα 3	E1	E2	E3
Δείγμα	872,15	859,46	850,00
Τιμές βάσει CAD	800	800	800
<b>Απόκλιση %</b>	<b>9,019</b>	<b>7,433</b>	<b>6,250</b>

*Πίνακας 4.15: Διαστάσεις τοιχώματος Ικρίωματος 3.*

## ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Τα τρισδιάστατα πορώδη ικριώματα αποτελούν αναπόσπαστο κομμάτι της αναγεννητικής ιατρικής και της μηχανικής των ιστών. Λόγω της άμεσης αλληλεπίδρασής τους με τα κύτταρα του ιστού, θα πρέπει να χαρακτηρίζονται από ιδιότητες (βιολογικές και μηχανικές) οι οποίες θα προσομοιάζουν με εκείνες του φυσικού ιστού. Όταν γίνεται λόγος για αναγέννηση οστίτη ιστού, οι μηχανικές ιδιότητες των ικριωμάτων είναι καθοριστικές για τις λειτουργίες των κυττάρων και την ανάπτυξη του οστού. Επομένως, είναι σημαντικό, τα ικριώματα να έχουν την απαιτούμενη γεωμετρία, μέγεθος και διασυνδεσιμότητα πόρων έτσι ώστε να παρέχουν την βέλτιστη δομική στήριξη για να ανταπεξέρχεται ο ιστός στις εξωτερικές μηχανικές φορτίσεις. Η εύρεση των βέλτιστων μηχανικών ιδιοτήτων έρχονται πολλές φορές σε αντιπαράθεση με τις βιολογικές, καθιστώντας το συνδυασμό τους δύσκολο. Είναι λοιπόν σημαντικό, να πραγματοποιούνται πειράματα και προσομοιώσεις ανάπτυξης ιστών στο εργαστήριο που θα δίνουν πληροφορίες σχετικά με τα χαρακτηριστικά των ικριωμάτων που θα επιτρέπουν τον βέλτιστο συνδυασμό των βιολογικών και μηχανικών ιδιοτήτων του.

Αυτή η διπλωματική εργασία, αποσκοπούσε στην κατασκευή ικριωμάτων και την βελτίωση των συνθηκών βιοεκτύπωσής τους για αναγέννηση οστίτη ιστού, με την χρήση βιομηχανικού τρισδιάστατου εκτυπωτή FDM (IEMAI MAGIC – HT – PRO). Η προσαρμογή του εκτυπωτή στις απαιτήσεις βιοεκτύπωσης αποτελεί πρόκληση για τρεις σημαντικούς λόγους. Πρώτα, η αποστείρωση των εξαρτημάτων από τα οποία διέρχεται το υλικό μέχρι την εναπόθεσή του είναι δύσκολη διότι, υπάρχουν μέρη του εκτυπωτή τα οποία είναι είτε μη προσβάσιμα, είτε επιρρεπή σε βλάβες όταν έρθουν σε επαφή με κάποιο αποστειρωτικό. Παρόλα αυτά, ο καθαρισμός με χρήση αλκοόλης του θαλάμου, της επιφάνειας του κρεβατιού και του εσωτερικού του ακροφυσίου ήταν εφικτός. Δεύτερον, λόγω των πολύ μικρών διαστάσεων των ικριωμάτων απαιτείται η προσαρμογή ακροφυσίων μικρότερης διαμέτρου. Στα πλαίσια αυτής της Διπλωματικής, σε εκτυπωτή που έχει σχεδιαστεί για χρήση ακροφυσίων διαμέτρου άνω των 0.4 mm, προσαρμόστηκαν ακροφύσια διαμέτρων 0.1 mm και 0.2 mm. Το γεγονός ότι η χρήση τέτοιων μικρών ακροφυσίων δεν περιλαμβάνεται στις προδιαγραφές του εκτυπωτή, οδήγησε σε αρκετά προβλήματα όπως υποεξώθηση υλικού και φραγή του ακροφυσίου, απαιτώντας αρκετές φορές την αφαίρεσή τους για καθαρισμό. Τρίτον, το νήμα από πολυκαπρολακτόνη, είναι αρκετά μαλακό και επακόλουθα επιρρεπές σε παραμόρφωση όταν του ασκείται η πίεση από το σύστημα τροφοδοσίας προς το ακροφύσιο. Αυτή η παραμόρφωση μείωνε αρκετά την ποσότητα του υλικού που φτάνει εν τέλει στο ακροφύσιο οδηγώντας πολλές φορές σε υποεξώθηση υλικού. Για το λόγο αυτό, απαιτείται η προσεκτική ρύθμιση της πίεσης από τους οδοντωτούς τροχούς διότι, η υπερβολική μείωσή της θα οδηγήσει σε χαμηλή επαφή με το νήμα και επακόλουθα σε μειωμένο βαθμό τροφοδοσίας τους νήματος στο ακροφύσιο. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί πως είναι απαραίτητη η χρήση κρεβατιού του οποίου η επιφάνεια θα έχει τον μικρότερο δυνατό βαθμό τραχύτητας (στα πλαίσια της διπλωματικής εργασίας επιλέχθηκε κρεβάτι από γυαλί) . Αυτό είναι σημαντικό επειδή, οι πολύ μικρές διαστάσεις των ράβδων των ικριωμάτων μπορεί να επηρεαστούν από την τραχύτητα του κρεβατιού με αποτέλεσμα η πρώτη στρώση υλικού να μην εναποτίθεται σωστά.

Σε ότι αφορά τις ρυθμίσεις της εκτύπωσης, στα πλαίσια αυτής της διπλωματικής μελετήθηκαν η θερμοκρασία εκτύπωσης, η θερμοκρασία κρεβατιού, η ταχύτητα εκτύπωσης και ο ρυθμός τροφοδοσίας υλικού από το ακροφύσιο. Λόγω του ότι η πολυκαπρολακτόνη είναι ένα ιδιαίτερο υλικό προς εκτύπωση και άγνωστο προς αρκετούς εκτυπωτές (περιλαμβανομένου του MAGIC – HT – PRO), είναι σημαντικό, σαν πρώτο στάδιο, να γίνει η εύρεση των ορίων εκτύπωσης σε ότι αφορά τις παραπάνω παραμέτρους. Με την εκτέλεση αρκετών πειραμάτων που συνδύαζαν τις παραπάνω παραμέτρους, προέκυψε ότι η εκτύπωση των ικριωμάτων είναι αποδοτική σε ένα πολύ μικρό εύρος αυτών των παραμέτρων. Πιο συγκεκριμένα, η θερμοκρασία εκτύπωσης μπόρεσε να δώσει ικανοποιητικά αποτελέσματα στο θερμοκρασιακό εύρος 128 – 130 C°, η ταχύτητα εκτύπωσης σε εύρος 7 – 10 mm/sec, η θερμοκρασία κρεβατιού 35 – 40 C° με σταδιακή αύξησή της σε 50 – 60 C° και ο ρυθμός εξώθησης στο 120%. Εκτός αυτών των ορίων, τα αποτελέσματα απέκλιναν ως προς τις διαστάσεις των ράβδων και των πόρων αλλά και ως προς την γεωμετρία των πόρων. Σε αυτά τα εύρη παρουσιάστηκε η καλύτερη δυνατή τετραγωνική δομή στους πόρους ενώ παρουσιάστηκε η μικρότερη δυνατή απόκλιση ως προς το πάχος των ράβδων. Αν και αυτά τα πολύ μικρά εύρη θα επηρέαζαν σε μικρό έως και ελάχιστο βαθμό μια συνήθη εκτύπωση, φαίνεται πως η κατασκευή των ικριωμάτων με τα πολύ μικρά γεωμετρικά χαρακτηριστικά επηρεάζονται από αυτές τις μικρές μεταβολές στις παραμέτρους. Θα πρέπει στο σημείο αυτό να υπογραμμιστεί ότι η εκτύπωση των ικριωμάτων δεν μπορεί να θεωρηθεί μια επαναλήψιμη διαδικασία και πως η επανάληψη μιας εκτύπωσης με τις ίδιες ρυθμίσεις μπορεί να οδηγήσει σε διαφορετικό αποτέλεσμα σε ότι αφορά τις διαστάσεις και την γεωμετρία των πόρων. Για το λόγο αυτό, οι βέλτιστες παράμετροι δεν είναι κάποια καλά καθορισμένη τιμή αλλά ορίζονται σε κάποιο μικρό εύρος τιμών.

Η σημαντικότερη παράμετρος που καθόρισε σε μεγάλο βαθμό το αποτέλεσμα των εκτυπώσεων ήταν η επιλογή του ακροφυσίου. Όπως προαναφέρθηκε, επιλέχθηκαν ακροφύσια με διαμέτρους 0.2 mm και 0.1 mm. Τα δύο ακροφύσια έδωσαν αποτελέσματα τα οποία είχαν τόσο θετικά όσο και αρνητικά αποτελέσματα. Πιο συγκεκριμένα, το ακροφύσιο διαμέτρου 0.1 mm επέτρεψε την ολοκλήρωση της εκτύπωσης των ικριωμάτων χωρίς να αλλοιωθεί το αποτέλεσμα, γεγονός που δεν συνέβαινε με το ακροφύσιο διαμέτρου 0.2 mm. Επίσης, αν και με το ακροφύσιο 0.2 mm ήταν δυνατή η κατασκευή πόρων με αρκετά τετραγωνική δομή και ράβδων που δεν παρουσιάζουν έντονες αυξομειώσεις στο πλάτος τους, με το ακροφύσιο διαμέτρου 0.1 mm τα χαρακτηριστικά αυτά ήταν αρκετά βελτιωμένα. Το σημαντικότερο πλεονέκτημα όμως του ακροφυσίου διαμέτρου 0.1 mm ήταν η δυνατότητα δημιουργίας πλευρικού πορώδους το οποίο αδυνατούσε να διαμορφωθεί με το ακροφύσιο διαμέτρου 0.2 mm. Παρόλα αυτά, η χρήση ακροφυσίου διαμέτρου 0.1 mm οδήγησε σε σχετικά μεγάλες αποκλίσεις σε ότι αφορά τις διαστάσεις των πόρων και των ράβδων, κάτι το οποίο δεν συνέβη με το ακροφύσιο διαμέτρου 0.2 mm.

Από τα παραπάνω, προκύπτει ότι η κατασκευή των ικριωμάτων δεν μπόρεσε να γίνει σε βέλτιστο βαθμό. Ωστόσο, σε μελλοντική έρευνα στην βελτιστοποίηση των συνθηκών εκτύπωσης ικριωμάτων, προτείνεται η μελέτη δύο ακόμα παραμέτρων οι οποίες ήταν αδύνατο να μελετηθούν σε αυτή την διπλωματική εργασία, κυρίως λόγω τεχνικών προβλημάτων και ελλείψεων στον εργαστηριακό εξοπλισμό. Στους περισσότερους εκτυπωτές κλειστού θαλάμου είναι δυνατή η ρύθμιση της

θερμοκρασίας στο περιβάλλον της εκτύπωσης. Μια πιθανή μείωση στην θερμοκρασία περιβάλλοντος θα μπορούσε να βελτιώσει τον τρόπο στερεοποίησης του υλικού και επακόλουθα την κατασκευή των ράβδων και του πορώδους. Επομένως, η επίδραση αυτής της θερμοκρασίας στην κατασκευή των κριωμάτων αξίζει περαιτέρω μελέτη. Δεδομένου ότι και τα δύο ακροφύσια έδωσαν θετικά αποτελέσματα, ίσως η δοκιμή κάποιου ενδιάμεσης διαμέτρου ακροφύσιο (για παράδειγμα 0.12 mm ή 0.15 mm) να συνδύαζε τα πλεονεκτήματα των δύο ακροφυσίων.



## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] Seunghun S. Lee, Xiaoyu Du, Inseon Kim, Stephen J. Ferguson, 2022, Scaffolds for bone – tissue engineering, *Matter*, ScienceDirect, Volume 5, pp. 2722 –2759  
<https://doi.org/10.1016/j.matt.2022.06.003>
- [2] Kevin Dzobo, Nicholas Ekow Thomford, Dimakatso Alice Senthebane, Hendrina Shipanga, Arielle Rowe, Collet Dandara, Michael Pillay, Keolebogile Shirley Caroline M. Motaung, 2018, *Advances in Regenerative Medicine and Tissue Engineering: Innovation and Transformation of Medicine*, Willey Online Library - <https://doi.org/10.1155/2018/2495848>
- [3] Anthony L. Mescher, 2015, *Junqueira’s Basic Histology*, BROKEN HILL Publishers Ltd
- [4] Jay D. Humphrey, Sherry L. O’ Rourke, Εισαγωγή στην Εμβιομηχανική, εκδόσεις Fountas.
- [5] Xio Lin, Suryaji Patil, Yong – Guang Gao, Aironq Qian, 2020, The bone extracellular matrix in bone formation and regeneration, *frontiers*, Volume 11 - <https://doi.org/10.3389/fphar.2020.00757>
- [6] Ahmed G. Abdelaziz, Hassan Nageh, Sara M. Abdo, Mohga S. Abdalla, Asmaa A. Amer, Abdalla Abdal – hay, Ahmed Barhoum, 2023, A Review of 3D Polymeric Scaffolds for Bone Tissue Engineering: Principles, Fabrication Techniques, Immunomodulatory Roles, and Challenges, *Bioengineering*, MDPI - <https://doi.org/10.3390/bioengineering10020204>
- [7] M. P. Yavropoulou, J. G. Yovos, 2016, The molecular basis of bone mechanotransduction, *J Musculoskelet Neuronal Interact* PMC PubMed Central - <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5114345/>
- [8] Laldinthari Suamte, Akriti Tirkey, Jugal Barman, Punuri Jayasekhar Badu, 2023, Various manufacturing methods and ideal properties of scaffolds for tissue engineering applications, *Smart Materials in Manufacturing*, ScienceDirect, Volume 1 - <https://doi.org/10.1016/j.smmf.2022.100011>
- [9] Yannian Gou, Yanran Huang, Wenping Luo, Yanan Li, Piao Zhao, Jiamin Zhong, Xiangyu Dong, Meichun Guo, Aohua Li, Ailing Hao, Guozhi Zhao, Yonghui Wang, Yi Zhu, Hui Zhang, Yunhan Shi, William Wagstaff, Hue H. Luu, Lewis L. Shi, Russell R. Reid, Tong-Chuan He, Jiaming Fan, 2024, Adipose-derived mesenchymal stem cells (MSCs) are a superior cell source for bone tissue engineering, *ScienceDirect, Bioactive Materials*, Volume 34, pp. 51 – 63 - <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2023.12.003>
- [10] S. Swetha, K. Lavanya a, R. Sruthi a and N. Selvamurugan, 2020, An insight into cell-laden 3D-printed constructs for bone tissue engineering, *NIH National Library of Medicine*.
- [11] Jae – Won Jang, Kyung – Eun Min, Cheolhee Kim, Jesik Shin, Jiwoon Lee, Sung Yi, 2023, Review: Scaffold Characteristics, Fabrication Methods and Biomaterials for Bone Tissue Engineering, *Int. J. Precis. Eng. Manuf.*, SPRINGER LINK, Volume 24, pp. 511 – 529 - <https://doi.org/10.1007/s12541-022-00755-7>

- [12] Reihaneh Teimouri, Khalil Abnous, Seyed Mohammad Taghdisi, Mohammad Ramezani, Mona Ailbolandi, 2023, Surface modifications of scaffolds for bone regeneration, *Journal of Materials Research and Technology*, ScienceDirect, Volume 24, pp. 7938 – 7973 - <https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2023.05.076>
- [13] Naghme Abbasi, Stephen Hamlet, Robert M. Love, Nam-Trung Nguyen, 2020, Review Article: Porous scaffolds for bone regeneration, *Journal of Science: Advanced Materials and Devices*, ScienceDirect, Volume 5, pp. 1 – 9 <https://doi.org/10.1016/j.jsamd.2020.01.007>
- [14] R. Baptista, M. Guedes, 2021, Morphological and mechanical characterization of 3D printed PLA scaffolds with controlled porosity for trabecular bone tissue replacement, *Materials Science and Engineering: C*, ScienceDirect, Volume 118 <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111528>
- [15] Rochmad Winarso, P.W. Anggoro, Rifky Ismail, J. Jamari, A.P. Bayuseno, 2022, Application of fused deposition modeling (FDM) on bone scaffold manufacturing process: A review, *Heliyon* , Volume 8 -<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e11701>
- [16] Zhanyan Xu, Abdalla M. Omar and Paulo Bartolo, 2021, Experimental and Numerical Simulations of 3D-Printed Polycaprolactone Scaffolds for Bone Tissue Engineering Applications, *MDPI* - <https://doi.org/10.3390/ma14133546>
- [17] Fritz Koch, Ole Thaden, Stefan Conrad, Kevin Trondle, Gunter Finkenzeller, Roland Zengerle, Sabrina Kartmann, Stefan Zimmermann, Peter Koltay, 2022, Mechanical properties of polycaprolactone (PCL) scaffolds for hybrid 3D – bioprinting with alginate – gelatin hydrogel, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, ScienceDirect, Volume 130 - <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105219>
- [18] Javier Montero, Alicia Becerro, Beatriz Pardal – Pelaez, Norberto Quispe- Lopez, Juan – Francisco Blanco, Cristina Gomez – Polo, Main 3D Manufacturing Techniques for Customized Bone Substitutes. A Systematic Review, *Materials* 14, MDPI, Volume 14 - <https://doi.org/10.3390/ma14102524>
- [19] Ruby Dwivedi, Sumit Kumar, Rahul Pandey, Aman Mahajan, Deepti Nandana, Dharendra S.Katti, Divya Mehrotra, 2019, Polycaprolactone as biomaterial for bone scaffolds: Review of literature, *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research* ScienceDirect, Volume 10 - <https://doi.org/10.1016/j.jobcr.2019.10.003>
- [20] Elisa Capuana, Francesco Lopresti, Francesco Carfi Pavia, Valerio Brucato, Vincenzo La Carrubba, 2021, Solution-Based Processing for Scaffold Fabrication in Tissue Engineering Applications: A Brief Review, *Polymers*, MDPI - <https://doi.org/10.3390/polym13132041>
- [21] P. Ginestra, E. Ceretti, A. Fiorentino, 2016, Electrospinning of Poly-caprolactone for Scaffold Manufacturing: Experimental Investigation on the Process Parameters Influence, *Procedia CIRP*, ScienceDirect, Volume 49, pp. 8 – 13 - <https://doi.org/10.1016/j.procir.2015.07.020>

- [22] Pengju Wang, Yazhou Sun, Xiaoquan Shi, Huixing Shen, Haohao Ning, Haitao Liu, 2021, Bio scaffolds embedded with regulatory modules for cell growth and tissue formation: A review, Bioactive Materials, ScienceDirect, Volume 6 pp. 1283 – 1307 - <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2020.10.014>
- [23] Ian Gibson, David Rosen, Brent Stucker, 2017, Additive Manufacturing Technologies – 3D Printing, Rapid Prototyping and Direct Digital Manufacturing, εκδόσεις ΚΡΙΤΙΚΗ.
- [24] ] Ντίνας Νικόλαος, 2023, Σημειώσεις μαθήματος Τεχνολογίες Προσθετικής Μηχανικής Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας.
- [25] Τσουκνίδας Αλέξανδρος, 2023, Σημειώσεις μαθήματος Τεχνολογίες Προσθετικής Μηχανικής Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας.
- [26] Jigang Huang, Qin Qin, Lie Wang, 2020, a Review of Stereolithography: Processes and Systems, Processes, MDPI, Volume 8 - <https://doi.org/10.3390/pr8091138>
- [27] Helena N. Chia, Benjamin M. Wu, 2015, Recent advances in 3D printing of biomaterials, J Biol Eng, SPRINGER LINK, Volume 9 - <https://doi.org/10.1186/s13036-015-0001-4>
- [28] Ana Paula Moreno Madrid, Sonia Mariel Vrech, Maria Alejandra Sanchez, Andrea Paola Rodriguez, 2019, Advances in additive manufacturing for bone tissue engineering scaffolds, Materials Science and Engineering: C, ScienceDirect, Volume 100 - <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.03.037>
- [29] Seyed Farid Seyed Shirazi, Samira Gharehkhani, Mehdi Mehrali, Hooman Yarmand, Hendrik Simon Cornelis Metselaar, Nahrizul Adib Kadri, Noor Azuan Abu Osman, 2015, A review on powder-based additive manufacturing for tissue engineering: selective laser sintering and inkjet 3D printing, Science and Technology of Advanced Materials, Taylor and Francis, Volume 16 - <https://doi.org/10.1088/1468-6996/16/3/033502>
- [30] Rochmad Winarso, P. W. Anggoro, Rifky Ismail, J. Jamari and A.P. Bayuseno, 2022, Application of fused deposition modeling (FDM) on bone scaffold manufacturing process: A review, Heliyon - <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e11701>
- [31] BCN3D, 2019, The anatomy of an extrusion system - [https://www.bcn3d.com/documents/The\\_anatomy\\_of\\_an\\_Extrusion\\_System\\_BCN3D\\_Technologies.pdf](https://www.bcn3d.com/documents/The_anatomy_of_an_Extrusion_System_BCN3D_Technologies.pdf)
- [32] Benedict O'Neill, 2023, Nozzle Diameter and Layer Height Explained, WEVOLVER - <https://www.wevolver.com/article/3d-printer-nozzle-size>
- [33] Ken Douglas, 2021, 3D Printer Heated Bed – The Advantages, All3DP - <https://all3dp.com/2/3d-printer-heated-bed-advantages/>

[34] Qiliang Zhang, Jian Zhou, Peixuan Zhi, Leixin Liu, Chaozong Liu, Ao Fang, Qidong Zhang, 2023, 3D printing method for bone tissue engineering scaffold, *Medicine in Novel Technology and Devices*, ScienceDirect, Volume 17 - <https://doi.org/10.1016/j.medntd.2022.100205>

[35] Antreas Kantaros, Evangelos Soulis, Florian Ion Tiberiu Petrescu, Theodore Ganetsos, 2023, Advanced Composite Materials Utilized in FDM/FFF 3D Printing Manufacturing Processes: The Case of Filled Filaments, *Materials*, MDPI, Volume 16 - <https://www.mdpi.com/1996-1944/16/18/6210>

[36] Fahad Alam, Mohamed Elsherif, Bader AlQattan, Murad Ali, Israr Muhammad Gulzar Ahmed, Ahmed Salih, Dennyon Savariraj Antonysamy, Ali K.Yetisen, Seongjun Park, Haider Butt, 2021, Prospects for Additive Manufacturing in Contact Lens Devices, *Advanced Engineering Materials*, Wiley online library - <https://doi.org/10.1002/adem.202000941>