



Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής  
Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ ΜΕ ΘΕΜΑ:

**«ΠΡΟΣΘΕΤΙΚΗ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΚΑΙ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΑ ΥΛΙΚΑ  
ΣΤΗΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ»**

**ΕΠΙΜΕΛΕΙΑ: ΒΑΣΟΣ ΑΛΕΚΑ**

**ΑΡΙΘΜΟΣ ΜΗΤΡΩΟΥ: 46148002**

**ΥΠΕΥΘΥΝΟΙ ΚΑΘΗΓΗΤΕΣ: ΣΑΓΙΑΣ Β. , ΣΤΕΡΓΙΟΥ Κ.**



**University Of West Attica**  
**School Of Engineering**  
**Department Of Mechanical Engineering**

**DIPLOMA THESIS:**

**«ADDITIVE MANUFACTURING AND BIOCOMPATIBLE  
MATERIALS IN DENTISTRY»**

***STUDENT NAME & SURNAME: VASOS ALEKA***

***REGISTRATION NUMBER: 46148002***

***SUPERVISORS: SAGIAS V., STERGIUOU K.***



**Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής**  
**Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών**

**Προσθετική κατασκευή και βιοσυμβατά υλικά στην οδοντιατρική**

**Μέλη Εξεταστικής Επιτροπής συμπεριλαμβανομένου και του Εισηγητή**

Η διπλωματική αυτή εργασία εξετάστηκε επιτυχώς από την κάτωθι Εξεταστική Επιτροπή:

<b>A/A</b>	<b>ΟΝΟΜΑΤΕΠΩΝΥΜΟ</b>	<b>ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ</b>
<b>1</b>	Στεργίου Κωνσταντίνος	
<b>2</b>	Σαγιάς Βασίλειος	
<b>3</b>	Μπεσέρης Γεώργιος	

### ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Η κάτωθι υπογεγραμμένη Βάσος Αλέκα του Κωνσταντίν, με αριθμό μητρώου 46148002 φοιτήτρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Μηχανικών του Τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Η Δηλούσα



## ΒΑΣΟΣ ΑΛΕΚΑ\*

*Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Σχολή Μηχανικών, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής  
Πανεπιστημιούπολη 2, Π. Ράλλη & Θηβών 250, Αιγάλεω-Αθήνα 12244, Ελλάδα*

---

### Περίληψη

Στην παρούσα διπλωματική εργασία, θα παρουσιαστεί η έννοια της τεχνολογίας προσθετικής κατασκευής (Additive Manufacturing), των εκτυπώσιμων βιοσυμβατών υλικών και ο συνδυασμός των παραπάνω στον τομέα της οδοντιατρικής. Για παραπάνω από 30 χρόνια τα οδοντικά εμφυτεύματα δημιουργούνταν και τοποθετούνταν με την κλασική μέθοδο των πρότυπων οδοντιατρικών εμφυτευμάτων. Όμως καθώς η τεχνολογία εξελίσσεται, αναπτύσσονται καινούργιοι μέθοδοι δημιουργίας και αντιμετώπισης των καταστάσεων. Μια από τις μεθόδους αυτές, η οποία έχει φέρει την επανάσταση τόσο στον κλάδο της ιατρικής όσο και στον κλάδο της βιομηχανίας, είναι η τρισδιάστατη εκτύπωση. Με την τρισδιάστατη εκτύπωση μπορεί να δημιουργηθεί οποιοδήποτε αντικείμενο, από οποιοδήποτε υλικό. Δυστυχώς όμως στον κλάδο της ιατρικής υπάρχει ένας αστάθμητος παράγοντας και αυτός είναι η βιοσυμβατότητα. Με τον όρο βιοσυμβατότητα εννοείτε η αποδοχή του κάθε υλικού από τον ανθρώπινο οργανισμό και η μη απόρριψή του. Έτσι λοιπόν στην παρούσα εργασία θα μελετηθεί η τεχνολογία των τρισδιάστατων εκτυπωτών και του βιοσυμβατού υλικού ΡΕΕΚ (Polyether ether ketone) επάνω στον τομέα της οδοντιατρικής.

Συγγραφικά δικαιώματα © 2022-2023 Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής. Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος.

Η έγκριση της πτυχιακής εργασίας από το Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής δεν υποδηλώνει απαραίτητα και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα εκ μέρους του Τμήματος.

*Keywords / Λέξεις κλειδιά:* Τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης, βιοσυμβατότητα, οδοντιατρικά εμφυτεύματα, ΡΕΕΚ.

---

\*Αλληλογραφούσα συγγραφέας – Α.Μ.: ΒΑΣΟΣ ΑΛΕΚΑ – 46148002

Ηλεκτρονική διεύθυνση ταχυδρομείου: [mec48002@uniwa.gr](mailto:mec48002@uniwa.gr)

---

VASOS ALEKA\*

*Department of Mechanical Engineering, School of Engineering, University Of West Attica, 250 P.Rallis & Thevon, Aigaleo – Athens 12244, Greece*

---

## Abstract

In this thesis, the concept of Additive Manufacturing technology, printable biocompatible materials and the combination of the above in the field of dentistry will be presented. For more than 30 years dental implants were created and placed by the traditional method of standard dental implants. However, as technology has improved, new methods of creating and treating conditions have been developed. One of these methods, which has revolutionized both the medical and industrial sectors, is 3D printing. With 3D printing, any object can be created from any material. Unfortunately, however, in the medical industry there is an unstable factor and that is biocompatibility. By biocompatibility we mean the acceptance of any material by the human body and its non-rejection. So therefore in this paper the technology of 3D printers and biocompatible material PEEK (Polyether ether ketone) will be studied in the field of dentistry.

Copyright © 2022-2023 University of West Attica.

The approval of the thesis by the Department of Mechanical Engineering of the University of West Attica does not necessarily imply acceptance of the views of the author by the Department.

*Keywords / Λέξεις κλειδιά:* 3D printing technology, biocompatibility, dental implants, PEEK.

---

\* Corresponding writer – R.N.: VASOS ALEKA – 46148002

*Electronic mail address:* [mec48002@uniwa.gr](mailto:mec48002@uniwa.gr)

---

### **“Ευχαριστίες”**

Για την εκπόνηση της διπλωματικής μου εργασίας αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω από καρδιάς τους υπεύθυνους καθηγητές μου, τον κύριο Σαγιά Βασίλειο και τον κύριο Στεργίου Κωνσταντίνο, που στάθηκαν αρωγοί σε οποιαδήποτε δυσκολία αντιμετώπισα και μου έδωσαν την ευκαιρία να διερευνήσω ένα τόσο ενδιαφέρον θέμα, με το οποίο θα επιθυμούσα να ασχοληθώ μελλοντικά. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κύριο Ζαφειράκη Δημήτριο που πίστεψε εξ αρχής στο θέμα της διπλωματικής μου και με βοήθησε σε οτιδήποτε χρειαζόμουν.

Έπειτα οφείλω ένα μεγάλο ευχαριστώ στους γονείς μου, Κωνσταντίνο και Χριστίνα, που όλα αυτά τα χρόνια στάθηκαν δίπλα μου παρά τις δυσκολίες που αντιμετώπιζαν.

## Περιεχόμενα

Κατάλογος Πινάκων .....	11
Κατάλογος εικόνων .....	12
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 <sup>ο</sup> .....	16
1. Εισαγωγή.....	16
1.2 Θεωρητικό Υπόβαθρο - Έννοια και βασικές αρχές.....	17
1.3 Ιστορική Αναδρομή .....	18
1.4 Είδη τεχνολογιών Προσθετικών Κατασκευών .....	24
1.4.1 Μέθοδος <i>Selective laser sintering</i> .....	25
1.4.2 Μέθοδος <i>Selective laser melting</i> .....	27
1.4.3 Μέθοδος <i>Stereolithography</i> .....	28
1.4.4 Μέθοδος εξώθησης υλικού ( <i>Material extrusion</i> ) .....	29
1.4.5 Μέθοδος εκτόξευσης υλικού ( <i>Material jetting</i> ).....	30
1.4.6 Μέθοδος δέσμμευσης συνδετικού υλικού ( <i>Binder jetting</i> ).....	32
1.5 Παράγοντες που επηρεάζουν τα προϊόντα της τρισδιάστατης εκτύπωσης.....	33
1.5.1 Προσανατολισμός κατασκευής.....	33
1.5.2 Πάχος στρώματος.....	34
1.5.3 Αναλογία πλήρωσης.....	35
1.5.4 Άλλοι Παράμετροι .....	35
1.5.5 Σύνθεση υλικού .....	35
1.5.6 Μετεπεξεργασία.....	37
1.5.7 Στάδιο γήρανσης.....	38
1.5.8 Πρόσθετοι Παράγοντες .....	39
1.6 Υλικά που χρησιμοποιούνται για την τρισδιάστατη εκτύπωση στη βιομηχανία .....	40
1.6.1 Μεταλλικά υλικά .....	40
1.6.2 Κεραμικά υλικά .....	41
1.6.3 Σύνηθρα υλικά .....	41
1.6.4 «Έξυπνα» υλικά .....	42
1.6.5 Εξειδικευμένα υλικά.....	43
1.6.6 Πολυμερή υλικά .....	43
Κεφάλαιο 2 <sup>ο</sup> .....	44
2.1 Γενική εισαγωγή .....	45
2.2 Ιστορική Αναδρομή .....	45



2.3 Στοματική υγιεινή.....	49
2.4 Εμφυτεύματα.....	51
2.5 Μέθοδοι επεξεργασίας εμφυτευμάτων.....	53
2.6 Τρισδιάστατη εκτύπωση και εμφυτεύματα.....	56
Κεφάλαιο 3 <sup>ο</sup> .....	57
3.1 Εισαγωγή.....	57
3.2 Ιστορική αναδρομή.....	58
3.3 Πολυμερή.....	59
3.4 Κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα.....	60
3.4.1 ΡΕΕΚ και κρυσταλλικότητα.....	61
3.4.2 Θερμικές Μεταπτώσεις.....	62
3.4.2.1 Θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης (Tg).....	62
3.4.2.2 Θερμοκρασία τήγματος (Tm).....	63
3.4.2.3 Θερμοκρασία ροής (Tf).....	64
3.4.2.4 Σύνθετα υλικά ΡΕΕΚ.....	64
3.5 ΡΕΕΚ και εφαρμογές στην Οδοντιατρική.....	65
3.5.1 Νανο-δομημένες επιφάνειες ΡΕΕΚ.....	65
3.5.2 Βιοενεργά νανο σύνθετα ΡΕΕΚ.....	67
3.5.3 Κολοβώματα εμφυτευμάτων ΡΕΕΚ.....	68
3.5.4 ΡΕΕΚ ως προσθετικό υλικό.....	69
3.5.5 ΡΕΕΚ - CAD-CAM.....	70
Κεφάλαιο 4 <sup>ο</sup> .....	72
4.1 Μεθοδολογική προσέγγιση.....	72
Κεφάλαιο 5 <sup>ο</sup> .....	74
5.1 Case study “Η επίδραση των παραμέτρων της διαδικασίας της προσθετικής κατασκευής στις επιφανειακές και μηχανικές ιδιότητες των υλικών ΡΕΕΚ με την μέθοδο της FFF ”.....	74
5.1.2 Μεθοδολογία που εφαρμόστηκε.....	79
5.1.3 Σχεδιασμός δείγματος και ρυθμίσεις εκτυπωτή.....	79
5.1.4 Προετοιμασία δείγματος.....	80
5.1.5 Πειραματικός σχεδιασμός Taguchi.....	81
5.1.6 Μέτρηση τραχύτητας.....	84
5.1.7 Μικροδιείσδυση - μέτρο ελαστικότητας, σκληρότητα και εφελκυσμός.....	85
5.1.8 Ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM).....	87

5.1.9 Αποτελέσματα .....	88
5.1.9.1 Τραχύτητα.....	88
5.1.9.2 Μέτρο Ελαστικότητας .....	90
5.1.9.2.1 Δοκιμές Σκληρότητας .....	90
5.1.9.2.2 Δοκιμές Σκληρότητας .....	91
5.1.9.3 Σκληρότητα .....	92
5.1.9.4 Εφελκυσμός.....	94
5.1.9.5 Μέγιστη εφελκυστική τάση .....	95
5.1.9.6 Αντοχή σε θλίψη.....	96
5.1.9.7 Συντελεστής ελαστικότητας .....	97
5.2 “Εξέταση των μηχανικών ιδιοτήτων και η χρήση προσθετικής κατασκευής εκτυπωμένης πολυαιθεροαιεροκετόνης, για αφαιρούμενες μερικές οδοντοστοιχίες” .....	98
5.2.1 Μέθοδοι και υλικά .....	100
5.2.1.1 Δοκιμές εφελκυσμού, κάμψης και συμπίεσης δοκιμίων για χύτευση με έγχυση, φρεζάρισμα και FDM .....	100
5.2.1.2 Στατιστική ανάλυση .....	101
5.2.1.3 Ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων.....	101
5.2.1.4 Ακρίβεια προσαρμογής του πλαισίου RPD από υλικό PEEK που κατασκευάστηκε με την μέθοδο FDM.....	103
5.2.2 Αποτελέσματα των μηχανικών ιδιοτήτων των δειγμάτων PEEK που παρασκευάστηκαν με την μέθοδο FDM, με φρεζάρισμα και χύτευση με έγχυση. ....	105
5.2.3 Ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων των RPD .....	108
5.2.4 Αξιολόγηση της προσαρμογής των PEEK RPDs που κατασκευάστηκαν με .....	109
FDM .....	109
5.2.5 Αποτελέσματα .....	110
5.3 Case study “Οι μηχανικές ιδιότητες της κετόνης πολυαιθερικού αιθέρα (PEEK) με έμφαση στην αντίδραση σε μεγάλες θλιπτικές παραμορφώσεις” .....	114
5.3.1 Υλικά .....	114
5.3.2 Πειραματικό Μέρος .....	115
5.3.2.1 Διαφορική θερμιδομετρία σάρωσης (DSC).....	115
5.3.2.2 Δυναμική μηχανική ανάλυση (DMA) .....	115
5.3.2.3 Δοκιμές εφελκυσμού και θλίψης .....	116
5.3.2.4 Δοκιμή σκληρότητας .....	118
5.3.2.5 Μετρήσεις ταχύτητας ήχου υπερήχων.....	118

5.3.2.6 Μετρήσεις αντοχής σε θραύση .....	119
5.3.2.7 Ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης .....	121
5.3.2.8 Μετρήσεις πυκνότητας .....	121
5.3.2.9 Επιπτώσεις Taylor .....	122
5.4 Αποτελέσματα και συζήτηση .....	122
5.4.1 Συμπύεση και τάση, $10^{-4} - 10^3 \text{ s}^{-1}$ .....	122
5.4.2 Επίδραση του Taylor $\approx 10^4 \text{ s}^{-1}$ .....	128
5.4.3 Συμπύεση μεγάλης τάσης .....	130
5.4.4 DSC .....	137
5.4.5 Θραύση .....	138
Κεφάλαιο 6ο .....	144
6.1. Σύνοψη και συμπεράσματα .....	144
6.2. Μελλοντικές μελέτες .....	149
Βιβλιογραφία .....	151

## Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1 Αντοχής εφελκυσμού του ΡΕΕΚ σε οδοντικούς ιστούς με τη χρήση διαφόρων συστημάτων επιφανειακής επεξεργασίας και συγκόλλησης .....	70
Πίνακας 2 Πίνακες ANOVA για όλες τις μετρούμενες ιδιότητες μέσω της δοκιμής επιφανειακής μηχανικής (τραχύτητα και μικροεγκοπές) καθώς και της δοκιμής εφελκυσμού. (DF: SS: άθροισμα των τετραγώνων, % Cont: Συνεισφορά στο σφάλμα (%), Ra: τραχύτητα, E: μέτρο ελαστικότητας, H: σκληρότητα, C: ερπυσμός, UTS: Αντοχή σε εφελκυσμό, σγ: Αντοχή διαρροής, Ur: Μέτρο ελαστικότητας). Οι τιμές με έντονη γραφή υποδεικνύουν στατιστικά σημαντικές παραμέτρους. ....	88
Πίνακας 3 Μηχανικές ιδιότητες των δειγμάτων (σε MPa) .....	106
Πίνακας 4 Ταχύτητες υπερηχητικών κυμάτων και υπολογιζόμενες ισοτροπικές ελαστικές σταθερές για το ΡΕΕΚ σε .....	119
Πίνακας 5 Μηχανικές ιδιότητες του ΡΕΕΚ σε εφελκυσμό σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία .....	120
Πίνακας 6 Πίνακας 1 <sup>ου</sup> Case Study.....	145
Πίνακας 7 2 <sup>ου</sup> case study .....	146
Πίνακας 8 3 <sup>ου</sup> case study .....	147
Πίνακας 9 1 <sup>ος</sup> Πίνακας .....	148
Πίνακας 10 2 <sup>ος</sup> Πίνακας .....	149
Πίνακας 11 Σχεδιασμός πειραμάτων με την μέθοδο Taguchi .....	150

## Κατάλογος εικόνων

Εικόνα 1 Τρισδιάστατος εκτυπωτής.....	16
Εικόνα 2 Αρχές της τρισδιάστατης εκτύπωσης.....	16
Εικόνα 3 Διαδικασία τρισδιάστατης εκτύπωσης.....	18
Εικόνα 4 Ο πρώτος τρισδιάστατος εκτυπωτής.....	19
Εικόνα 5 Ο Deckard και η "μηχανή" του.....	20
Εικόνα 6 Εκτυπωτής FDM.....	21
Εικόνα 7 Η δημιουργία του πρώτου εκτυπώσιμου νεφρού.....	22
Εικόνα 8 Εκτυπώσιμο εμφύτευμα.....	23
Εικόνα 9 Ο εκτυπωτής που δημιούργησε το Apis Cor One - Ups Itself.....	23
Εικόνα 10 Βήματα διαδικασίας τρισδιάστατης εκτύπωσης.....	24
Εικόνα 11 Εκτυπωτής SLS.....	26
Εικόνα 12 Εκτυπωτής SLM.....	27
Εικόνα 13 Εκτυπωτής SLA.....	28
Εικόνα 14 Εκτυπωτής Material Extrusion.....	29
Εικόνα 15 Εκτυπωτής Material Jetting.....	31
Εικόνα 16 Εκτυπωτής Binder Jetting.....	32
Εικόνα 17 Τεχνολογία DLP.....	34
Εικόνα 18 Διάγραμμα ποσοστού όγκου της ζιρκονίας συναρτήσει του ιξώδους.....	36
Εικόνα 19 Διάγραμμα ποσοστού συρρίκνωσης συναρτήσει της τελικής θερμοκρασίας πυροσυσσωμάτωσης.....	38
Εικόνα 20 Μοντέλο Πρίσματος.....	39
Εικόνα 21 Καρούλια που χρησιμοποιούνται για την διαδικασία της τρισδιάστατης εκτύπωσης.....	44
Εικόνα 22 Η επιρροή της στοματικής υγείας στον ανθρώπινο οργανισμό.....	45
Εικόνα 23 Οδοντικά εμφυτεύματα τα οποία χρονολογούνται από τον 8 <sup>ο</sup> αιώνα π.Χ.....	48
Εικόνα 24 Οδοντοστοιχία από τον 8ο αιώνα.....	48
Εικόνα 25 Στάδια περιοδοντίτιδας.....	50
Εικόνα 26 Οδοντικό εμφύτευμα.....	52
Εικόνα 27 Δομή οδοντικού εμφυτεύματος.....	55
Εικόνα 28 Τρισδιάστατη εκτύπωση.....	56
Εικόνα 29 απο chapter 1.....	60
Εικόνα 30 Χημικός τύπος του PEEK.....	61
Εικόνα 31 Δεδομένα της DSC για το PEEK.....	63
Εικόνα 32 Εφαρμογές του PEEK στην οδοντιατρική.....	67
Εικόνα 33 Γραφική παράσταση που χρησιμοποιείται για την εύρεση του εφελκυσμού από κάθε δοκιμή εσοχής. (α) δύναμη σε σχέση με το βάθος με σταθερή περίοδο φόρτισης.....	86
Εικόνα 34 Γραφική παράσταση που χρησιμοποιείται για την εύρεση του εφελκυσμού από κάθε δοκιμή εσοχής σχετικό βάθος σε σχέση με το χρόνο σε σταθερή φόρτιση.....	87
Εικόνα 35 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στην τραχύτητα (Ra). .....	89

Εικόνα 36 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στο μέτρο ελαστικότητας από τη μικροεμβάθυνση.....	91
Εικόνα 37 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στο μέτρο ελαστικότητας από τη δοκιμή εφελκυσμού.....	92
Εικόνα 38 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στη σκληρότητα.....	93
Εικόνα 39 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στον εφελκυσμό.....	94
Εικόνα 40 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στην τελική εφελκυστική τάση.....	95
Εικόνα 41 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στην αντοχή απόδοσης.....	96
Εικόνα 42 Τρεις διαφορετικοί RPD σχεδιασμοί.....	102
Εικόνα 43 Μηχανικές Ιδιότητες.....	103
Εικόνα 44 Προετοιμασία και δοκιμή προσαρμογής RPDs από PEEK.(α) Αναπαράσταση τυπωμένου RPD και σχεδιασμός του της εκτυπωμένης στήριξης (κόκκινο: πρόθεση- μπλε: στήριξη), (β) Παρασκευασμένη με FDM αποσπώμενη μερική οδοντοστοιχία PEEK (χωρίς την αφαίρεση της στήριξης).....	104
Εικόνα 45 Προετοιμασία και δοκιμή προσαρμογής RPDs από PEEK. Με παρασκευασμένη με FDM PEEK αφαιρούμενη μερική οδοντοστοιχία (με αφαίρεση του στηρίγματος).....	104
Εικόνα 46 Προετοιμασία και δοκιμή προσαρμογής RPDs από PEEK. Με μεμβράνη σιλικόνης ελαφρού σώματος που αναπαριστά το διάκενο μεταξύ του μοντέλου και της RPD.....	105
Εικόνα 47 Καμπύλες εφελκυστικής τάσης – παραμόρφωσης (αριστερά) και θραυσμένο δείγμα (δεξιά) που παρασκευάστηκε με χύτευση με έγχυση (α), φρεζάρισμα (β), τρισδιάστατη εκτύπωση (γ) και τρισδιάστατη εκτύπωση με υψηλή ανθεκτικότητας (δ)....	106
Εικόνα 48 Εικόνες SEM της μικροσκοπικής μορφολογίας της σπασμένης επιφάνειας ενός τρισδιάστατα εκτυπωμένου δείγματος (α), τρισδιάστατα εκτυπωμένου δείγματος υψηλής ανθεκτικότητας (β).....	107
Εικόνα 49 χύτευση με έγχυση (γ) και κατεργασμένα δείγματα (δ).....	107
Εικόνα 50 Οι τάσεις Von Mises στο πλαίσιο, τη βλεννογόνο, τα δόντια και η μετατόπιση του σκελετού κατά τη φόρτιση.....	108
Εικόνα 51 Χάρτης απόκλισης του PEEK RPD.....	110
Εικόνα 52 Αποτελέσματα DMA διάτμησης PEEK 450G σε τέσσερις ρυθμούς από 50 °C έως 200 °C.....	116
Εικόνα 53 Επίδραση του ρυθμού παραμόρφωσης στις θλιπτικές ιδιότητες του PEEK στους 23 C.....	122
Εικόνα 54 Επίδραση της θερμοκρασίας στις θλιπτικές ιδιότητες του PEEK σε $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ .....	123
Εικόνα 55 Συμπιεστικές ιδιότητες ράβδων Hopkinson σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία. Ρυθμός παραμόρφωσης = $3000 \pm 200 \text{ s}^{-1}$ .....	124

Εικόνα 56 Επίδραση του ρυθμού παραμόρφωσης στις ιδιότητες εφελκυσμού στους 23°C	124
Εικόνα 57 Επίδραση της θερμοκρασίας στις ιδιότητες εφελκυσμού σε ρυθμό παραμόρφωσης $1.7 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$	125
Εικόνα 58 Σχηματισμός και αστοχία σε PEEK υπό εφελκυσμό	125
Εικόνα 59 Η μεταβολή του ορίου διαρροής σε σχέση με τη θερμοκρασία για εφελκυσμό και θλίψη. Ταχύτητα εφελκυσμού = $1,7 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ ενώ η ταχύτητα τάσης θλίψης = $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$	126
Εικόνα 60 Η μεταβολή του ορίου διαρροής σε σχέση με το ρυθμό παραμόρφωσης σε εφελκυσμό και θλίψη στους 23°C	127
Εικόνα 61 Η μεταβολή του μέτρου ελαστικότητας Young σε σχέση με τη θερμοκρασία της τάσης, ο ρυθμός παραμόρφωσης είναι = $1,7 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$	128
Εικόνα 62 Άκρο σε όψη δύο τυπικών κυλίνδρων Taylor που χρησιμοποιήθηκαν στις 314 και 346 $\text{m s}^{-1}$ . Θερμοκρασία εκκίνησης 23°C	129
Εικόνα 63 Διατομή ενός κυλίνδρου PEEK Taylor που χρησιμοποιείται σε $275 \text{ ms}^{-1}$ και 100°C. Η αλλαγή χρώματος που σχετίζεται με τις περιοχές υψηλής καταπόνησης είναι εμφανής	130
Εικόνα 64 Γυαλισμένες τομές τεσσάρων δειγμάτων PEEK που φωτογραφήθηκαν υπό πανομοιότυπες συνθήκες για να δείξουν την αλλαγή χρώματος που σχετίζεται με την παραμόρφωση μεγάλης παραμόρφωσης. Η τιμή της κλίμακας του γκρι, στο εύρος 0 - 255, όπου το 255 είναι μαύρο, είναι 139 για αγνό PEEK, 178 για $\epsilon = 1,2$ , 181 για $\epsilon = 0,77$ και 181 για $\epsilon = 1,1$	130
Εικόνα 65 Διάγραμμα συμπίεσης μεγάλης παραμόρφωσης για το PEEK που δείχνει την απόκριση σε εφάπαξ και σταδιακή φόρτιση στους 23°C. Ρυθμός παραμόρφωσης = $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$	131
Εικόνα 66 Μεγάλη απόκριση σε θλιπτική παραμόρφωση του PEEK σε τρεις θερμοκρασίες. Ρυθμός παραμόρφωσης = $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$	132
Εικόνα 67 Γυαλισμένη τομή ενός τυπικού δείγματος Taylor με τις μετρούμενες τιμές σκληρότητας Vickers ( $\text{kg mm}^2$ ) σε διάφορα σημεία. Παρακάτω παρουσιάζεται η διατομή ενός μικρού κυλινδρικού σταγονόμετρου που παραμορφώθηκε με $150 \text{ s}^{-1}$ σε παραμόρφωση $\epsilon = 1,1$ με μια αντίστοιχη μέτρηση σκληρότητας	132
Εικόνα 68 Ορθογώνιες μετρήσεις σκληρότητας ( $\text{kg mm}^2$ ) σε ένα σταδιακά φορτισμένο κύλινδρο, $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ , 23°C, $\epsilon_{\text{residual}} = 1,07$	133
Εικόνα 69 Εγγενές ιξώδες διαφόρων δειγμάτων PEEK διαλυμένων σε συμπυκνωμένο (99%) θειικό οξύ ως μέτρο του μοριακού βάρους	134
Εικόνα 70 Η μεταβολή του χρώματος του PEEK σε σχέση με την κρυσταλλικότητα: (α) 31% αποσβέστηκε με νερό από το τήγμα, (β) 41% όπως παραλήφθηκε PEEK 450G. Η κλίμακα του γκρι, στην περιοχή 0-255 όπου 255 είναι μαύρο, είναι 163 για το (α) και 135 για το (β)	134
Εικόνα 71 Μετρήσεις DSC της υπολειπόμενης κρυσταλλικότητας και πυκνότητας μετά από θλίψη παραμόρφωση σε μεγάλες παραμορφώσεις	135
Εικόνα 72 Η μεταβολή της κρυσταλλικότητας στα άκρα των δειγμάτων PEEK Taylor ως συναρτήσε της ταχύτητας κρούσης μετρούμενη με τεχνικές DSC και πυκνότητας	136
Εικόνα 73 Σαρώσεις DSC κυλίνδρων συμπίεσης παραμορφωμένων σε διαφορετικές μέγιστες πραγματικές παραμορφώσεις ( $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ στους 22 °C)	137
Εικόνα 74 Σαρώσεις DSC των άκρων των κυλίνδρων Taylor σε θερμοκρασία δωματίου, οι οποίοι ψήνονται σε διαφορετικές θερμοκρασίες	138
Εικόνα 75 Αντιπροσωπευτικές καμπύλες φορτισμένης μετατόπισης σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία σε ρυθμό μετατόπισης 0,025 $\text{mms}^{-1}$ . Οι δείκτες επέκτασης κρίσιμης ρωγμής	

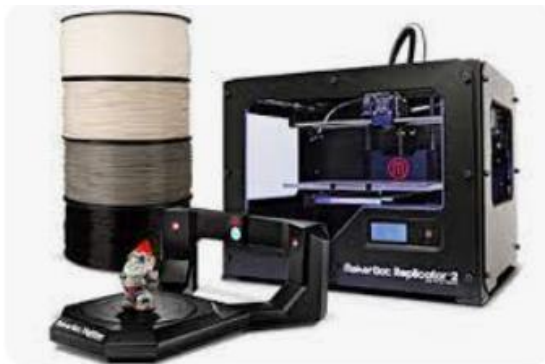
υποδεικνύουν το σημείο καταστροφικής διάδοσης της ρωγμής κάτω από την $T_g$ και σταθερή ανάπτυξη της ρωγμής με βάση τα δεδομένα της καμπύλης $J - R$ πάνω από την $T_g$ . .....	139
Εικόνα 76 Οπτικές μικρογραφίες της μορφολογίας του επιπέδου θραύσης για το PEEK ως συνάρτηση της θερμοκρασίας σε ρυθμό φόρτισης $0,025 \text{ mms}^{-1}$ . Σημείωση: η διάδοση της ρωγμής γίνεται από κάτω προς τα πάνω.....	140
Εικόνα 77 Αντιπροσωπευτική καμπύλη $J-R$ ως συνάρτηση για το PEEK στους $150^\circ\text{C}$ που λαμβάνεται με την τεχνική ομαλοποίησης.....	141
Εικόνα 78 Τιμές ανθεκτικότητας σε θραύση, $J_{IC}$ , σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία και την ελαστικότητα από την ανάλυση LEFM $G_{IC}$ . .....	142
Εικόνα 79 Μέτρηση και προσέγγιση LEFM του μεγέθους της πλαστικής ζώνης ως συνάρτηση της θερμοκρασίας. ....	142
Εικόνα 80 Tensile stress - strain .....	146
Εικόνα 81 Tensile stress - strain .....	147



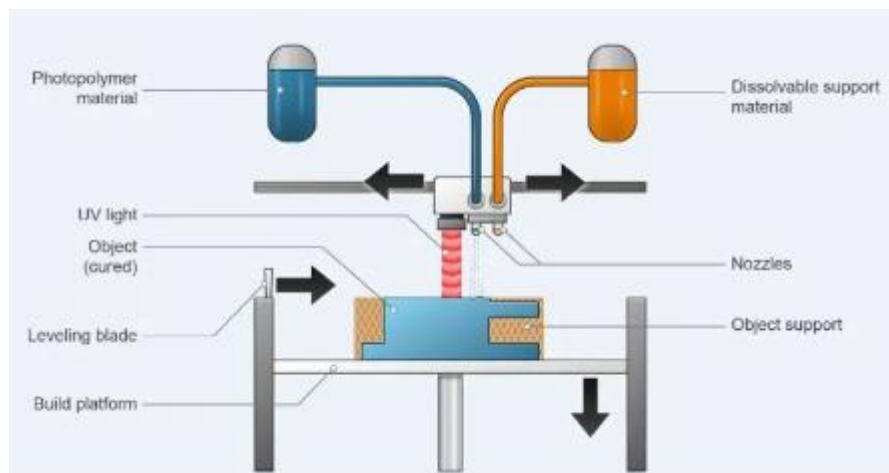
## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1<sup>ο</sup>

### 1. Εισαγωγή

Η ανάγκη για δημιουργία τρισδιάστατων μοντέλων με την χρήση εύκολων στην επεξεργασία υλικών, είχε ως αποτέλεσμα την δημιουργία των τρισδιάστατων εκτυπωτών. Αυτού του είδους οι εκτυπωτές χρησιμοποιούν διάφορες διαστρωματικές τεχνικές ώστε να κατασκευάσουν πλήρως λειτουργικά αντικείμενα τριών διαστάσεων. Σε πρωταρχικό στάδιο δημιουργούνταν πιο απλοϊκά αντικείμενα με πιο εύκολα διαχειρίσιμα υλικά, καθώς όμως η τεχνολογία εξελισσόταν δημιουργούνταν όλο και πιο σύνθετα αντικείμενα με ακόμη πιο σύνθετα υλικά.



Εικόνα 2 Τρισδιάστατος εκτυπωτής



Εικόνα 1 Αρχές της τρισδιάστατης εκτύπωσης

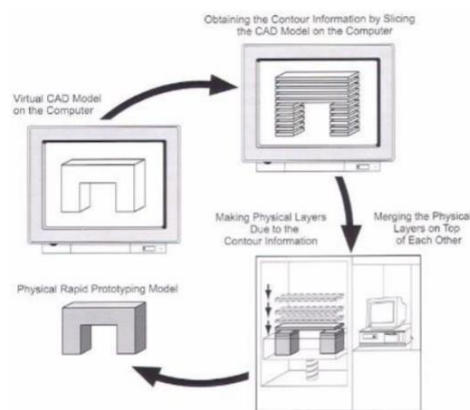
## 1.2 Θεωρητικό Υπόβαθρο - Έννοια και βασικές αρχές

Προσθετική Κατασκευή είναι ο όρος που χρησιμοποιείται για να περιγράψει την ευρέως γνωστή σε όλους Τρισδιάστατη Εκτύπωση, η οποία είναι μια τεχνολογία κατασκευής στην οποία σύνθετα μηχανικά μέρη παράγονται με επάλληλες στρώσεις έτσι ώστε να σχηματιστεί το τελικό προϊόν, αυτό επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας:

- ως πηγή θέρμανσης την υψηλή ενέργεια
- ως υλικό τροφοδοσίας την σκόνη, σύρμα ή φύλλο
- και η εναπόθεση υλικού γίνεται απευθείας από ένα σχέδιο με τη βοήθεια του σχεδιαστικού προγράμματος AutoCad.

Ουσιαστικά οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές χρησιμοποιούν διάφορες διαστρωματικές τεχνικές ώστε να κατασκευάσουν πλήρως λειτουργικά αντικείμενα τριών διαστάσεων. Η τεχνολογία αυτή είναι μια ταχέως αναδυόμενη τεχνολογία καθώς σήμερα χρησιμοποιείτε ευρέως στον κόσμο και δη σε πολλούς τομείς. Αναλυτικότερα χρησιμοποιείτε σε μαζικό επίπεδο, όπως είναι οι τομείς της ιατρικής, της οδοντιατρικής, της αρχιτεκτονικής, της αρχαιολογίας, της γεωργίας, της αυτοκινητοβιομηχανίας. (Shahrubudin, et al., 2019). Μια καινοτόμος τεχνολογία θεωρείται πλέον αυτή της τρισδιάστατης εκτύπωσης καθώς έχει αναδειχθεί σε ένα πιο ευέλικτο τεχνολογικό επίπεδο, ανοίγει νέες ευκαιρίες και δίνει ελπίδα και πολλές δυνατότητες σε εταιρείες που θέλουν να βελτιώσουν την παραγωγική τους απόδοση. Τα υλικά που μπορούν να εκτυπωθούν τώρα με την τεχνολογία της προσθετικής κατασκευής είναι τα συμβατικά θερμοπλαστικά, τα κεραμικά, υλικά με βάση το γραφένιο και μεταλλικά υλικά. Η τεχνολογία αυτή μπορεί να φέρει την επανάσταση στον χώρο της βιομηχανίας και να αλλάξει την γραμμή παραγωγής, έχει την δυνατότητα να αυξήσει την ταχύτητα παραγωγής μειώνοντας ταυτόχρονα το κόστος. Πλέον οι εγκαταστάσεις της προσθετικής κατασκευής έχουν την δυνατότητα να λαμβάνουν γνώμη και από τον καταναλωτή, αυτό έχει σαν αποτέλεσμα οι καταναλωτές να συμβάλλουν περισσότερο στο τελικό προϊόν καθώς μπορούν να ζητήσουν αυτό να παραχθεί σύμφωνα με τις προδιαγραφές που εκείνοι θέλουν. (Dawood, et al., 2015). Στον τομέα της προσθετικής κατασκευής υπάρχουν και αρκετά μειονεκτήματα. Καταρχήν θα μειωθεί σημαντικά η χρήση εργατικού δυναμικού και αυτό θα έχει αρνητικό αντίκτυπο σε χώρες που έχουν βιομηχανική δραστηριότητα και βασίζονται σε υπαλλήλους που έχουν χαμηλό επίπεδο ειδίκευσης, επίσης θα επηρεαστεί σε πολύ μεγάλο βαθμό η οικονομία τους. Ένα άλλο μεγάλο μειονέκτημα που όμως αποτελεί και κίνητρο για

την ενασχόληση με την τρισδιάστατη εκτύπωση είναι ότι μπορεί να σχεδιαστούν και να εκτυπωθούν δίχως όρια αντικείμενα τα οποία δεν έχει κανείς φανταστεί και δίνεται η δυνατότητα σχεδιασμού μοναδικών προϊόντων. Όμως δυστυχώς η εξάρτηση από πλαστικές ύλες, η παραβίαση δικαιωμάτων πνευματικής ιδιοκτησίας, η ηθική στην βιοεκτύπωση καθώς και τα εκτυπωμένα ναρκωτικά και όπλα είναι λόγοι για τους οποίους ξεκινούν να δημιουργούνται ερευνητικά κενά στον τομέα αυτό και αρχίζουν να τον κάνουν απρόσιτο για πολλούς επιστήμονες.



Εικόνα 3 Διαδικασία τρισδιάστατης εκτύπωσης

### 1.3 Ιστορική Αναδρομή

Η εξέλιξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης χρονικά μπορεί να χωριστεί στις εξής κατηγορίες:

- 1980 – 1995: Δημιουργούνται οι πρώιμες καινοτομίες στην τρισδιάστατη εκτύπωση.
- 1996 – 2009: Ξεκινάει μια “διαδικασία” που έχει ως σκοπό την αποδοχή και τον εκδημοκρατισμό της τρισδιάστατης εκτύπωσης.
- 2009 – 2014: Έχει γίνει αποδεκτή η τρισδιάστατη εκτύπωση και όλα δείχνουν πως έχει επέλθει μια σταθερότητα και ένας κορεσμός στον τομέα αυτό.
- 2015 – Σήμερα: Ένα νέο υλικό έρχεται στο προσκήνιο και νέες ιδέες αναπτύσσονται. Το υλικό αυτό δεν είναι άλλο, από το μέταλλο, και έτσι αρχίζει να δημιουργείται ο τομέας της μεταλλικής τρισδιάστατης εκτύπωσης. Όλο αυτό έχει ως συνέπεια την εξέλιξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης στην βίο – εκτύπωση καθώς και στην βιομηχανία της δόμησης.

Η ιδέα της προσθετικής κατασκευής ξεκίνησε το 1980 από τον Charles Hull. Ο Charles Hull (Chuck) εφηύρε την τρισδιάστατη εκτύπωση ή ακόμα καλύτερα την στερεολιθογραφία (όρος που επινόησε ο Chuck έτσι ώστε να έκανε την αίτηση του για το δίπλωμα ευρεσιτεχνίας το 1984). Το 1983 δημιούργησε το πρώτο τρισδιάστατο εκτυπωμένο εξάρτημα. Το 1986 του χορηγήθηκε το δίπλωμα ευρεσιτεχνίας από τις ΗΠΑ και έτσι ο Chuck όρισε την στερεολιθογραφία ως μέθοδο και συσκευή για την κατασκευή στερεών αντικειμένων με διαδοχική εκτύπωση λεπτών στρωμάτων του υπεριώδους σκληρυνόμενου υλικού το ένα πάνω στο άλλο. Ουσιαστικά ο Chuck ανακάλυψε ότι στην επιφάνεια μιας δεξαμενής γεμάτη με υγρό φωτοπολυμερές εστιάζεται μια συγκεντρωμένη δέσμη υπεριώδους φωτός. Αυτή η δέσμη κινείται υπό τον έλεγχο του υπολογιστή και την χρήση προγράμματος CAD/ CAM/ CAE. Το σχεδιαστικό αυτό πρόγραμμα με μαθηματική ακρίβεια μοιράζει το αντικείμενο σε πολλά λεπτά κομμάτια. Η διαδικασία της εκτύπωσης είναι τα κομμάτια αυτά να δημιουργούνται στρώμα – στρώμα ξεκινώντας από την βάση του αντικειμένου το οποίο θα εκτυπωθεί επάνω στην επιφάνεια της δεξαμενής. Έπειτα όταν η δέσμη προσκρούει το φωτοπολυμερές εκείνο πολυμερίζεται και μετατρέπεται σε στερεό. Η μέθοδος της στερεολιθογραφίας έγινε ευρέως γνωστή σαν γρήγορη, εύκολη και άμεση κατασκευή. Το 1986 Charles Hull ιδρύει την 3D Systems η οποία παρήγαγε τον πρώτο 3D εκτυπωτή, τον SLA – 1 Stereolithography. (Norman, n.d.) (Holzmann, et al., 2017)



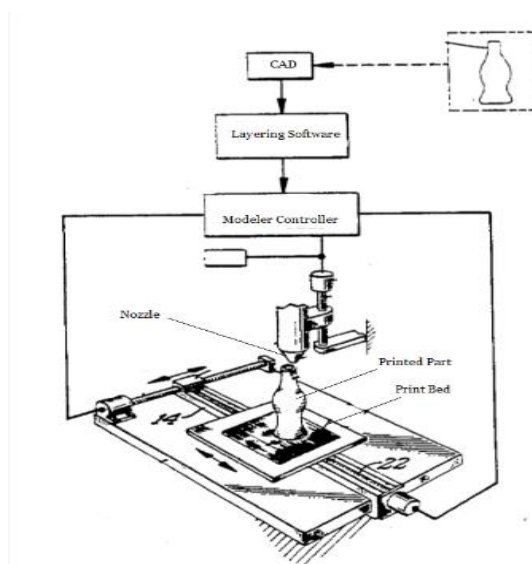
Εικόνα 4 Ο πρώτος τρισδιάστατος εκτυπωτής

Την ίδια περίπου χρονική περίοδο πορεύτηκε και ο Carl Deckard στην εφεύρεση του τρισδιάστατου εκτυπωτή SLS (Selective Laser Sintering). Η τεχνολογία SLS συντήκει όλα τα στρώματα, είτε αυτά είναι πλαστικά, κεραμικά ή ακόμα και μεταλλικά, χρησιμοποιώντας την θερμότητα από το laser. Αυτή η μέθοδος είναι πιο οικονομική και πιο γρήγορη από τις άλλες μεθόδους. Ο πρώτος SLS 3D εκτυπωτής είχε δημιουργηθεί το 1987, αλλά το 1989 ο Deckard μαζί με ένα προπτυχιακό φοιτητή δημιούργησαν έναν τρισδιάστατο εκτυπωτή δεύτερης γενιάς, στον οποίο ενσωμάτωσαν δυο καινοτομίες. Η πρώτη καινοτομία ήταν η προθέρμανση του θαλάμου εκτύπωσης έτσι ώστε να σταματήσει το προϊόν να κυρτώνει και η δεύτερη ήταν η προσθήκη ενός κυλίνδρου έτσι ώστε να συμπιέζει την υπάρχουσα σκόνη μέσα στον θάλαμο. Αυτές οι καινοτόμες προσθήκες επέτρεψαν την εκτύπωση πιο περίπλοκων αντικειμένων. (Texas, n.d.) (Holzmann, et al., 2017)



Εικόνα 5 Ο Deckard και η "μηχανή" του

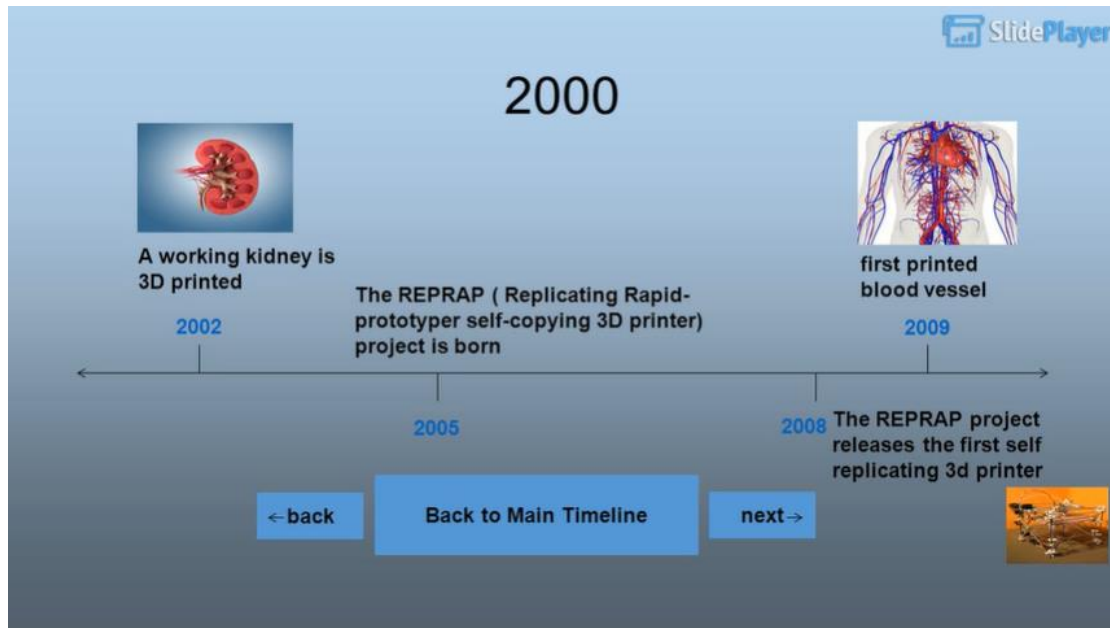
Το 1989 ο Scott Crump εφηύρε την FDM τεχνολογία (Fused Deposition Modelling). Η τεχνολογία αυτή είναι της εναπόθεσης τηγμένου υλικού από ένα ακροφύσιο και η στερεοποίηση του με μείωση της θερμοκρασίας. (CENGAGE, n.d.).



Εικόνα 6 Εκτυπωτής FDM

Το 1991 κυκλοφόρησε ο πρώτος 3D FDM εκτυπωτής από την Stratasys, ενώ το 1992 παράγεται η πρώτη στερεολιθογραφική μηχανή από την 3D systems (Wohlers & Gornet, n.d.).

Το 2002 δημιουργείται ένα από τα μεγαλύτερα επιτεύγματα στην ιστορία της ανθρωπότητας. Το 2002, στο Ινστιτούτο Αναγεννητικής Ιατρικής του Wake Forest, δημιουργείται το πρώτο τρισδιάστατο εκτυπωμένο μικροσκοπικό ανθρώπινο νεφρό. Αν και δεν ήταν πλήρους μεγέθους αντιπροσώπευε μια βασική πρόοδο στην βίο – εκτύπωση. «Το νεφρό αυτό είχε την ικανότητα να φιλτράρει το αίμα και να παράγει αραιωμένα ούρα σε ζώα» (Καλτσής , n.d.). Είχε γίνει η αρχή για τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα όργανα που θα μπορούσαν να συμβάλλουν στην καταπολέμηση της έλλειψης οργάνων. (Wohlers & Gornet, n.d.).



Εικόνα 7 Η δημιουργία του πρώτου εκτυπώσιμου νεφρού

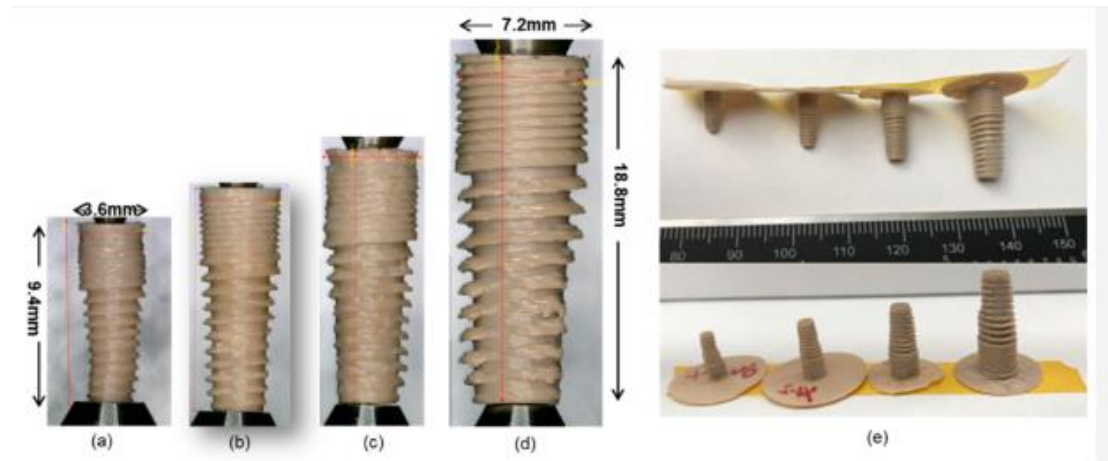
Το 2004 – 2005 δημιουργήθηκε ένα κίνημα με όνομα RepRap (Replicating Rapid Prototyper) το οποίο είχε ως στόχο την διάδοση της τρισδιάστατης εκτύπωσης χαμηλού κόστους παγκοσμίως και την χρήση της από ανθρώπους στο σπίτι τους, οδηγώντας έτσι στον εκδημοκρατισμό της. Ουσιαστικά το όραμα αυτού το κινήματος ήταν οι καταναλωτές να δημιουργήσουν προϊόντα καθημερινής χρήσης από μόνοι τους. (Καλτσής , n.d.)

Το 2008 έγινε και η πρώτη τρισδιάστατη εκτυπωμένη προσθετική. Ήταν μια εντυπωσιακή τεχνολογική πρόοδος καθώς δημιουργήθηκε το πρώτο προσθετικό πόδι, το οποίο μάλιστα δεν χρειαζόταν συναρμολόγηση και λειτούργησε αμέσως. (Καλτσής , n.d.)

Το 2009 δημιουργήθηκε το πρώτο εκτυπωμένο αεροπλανάκι ενώ το 2011 η εταιρεία i.materialise δημιούργησε τρισδιάστατά εκτυπώσιμα υλικά από ασήμι και χρυσό 14 καρατιών. Επίσης το 2011 παρήγαγαν και το πρώτο τρισδιάστατο εκτυπωμένο αυτοκίνητο, το οποίο ονομάστηκε Urbee.



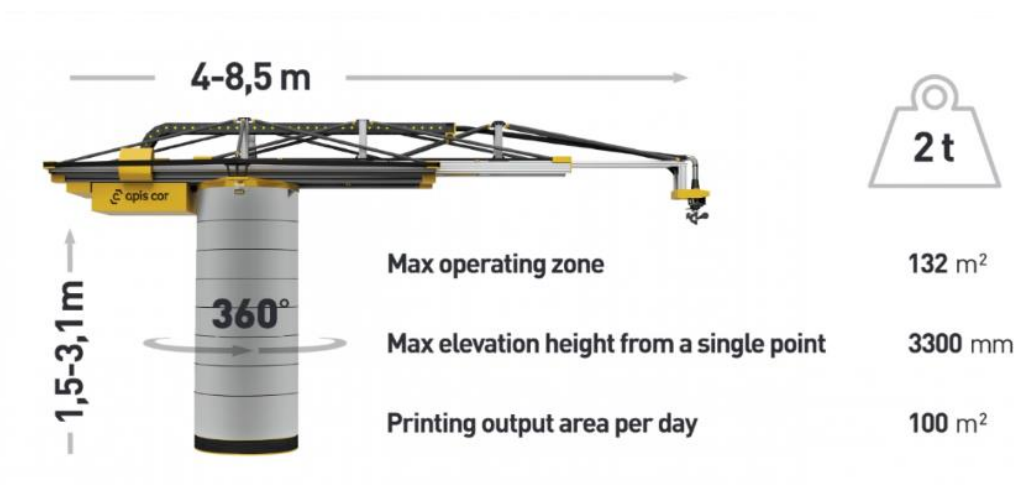
Το 2012 δημιουργείται το πρώτο εμφύτευμα από την τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης.



Εικόνα 8 Εκτυπώσιμο εμφύτευμα

Το 2014 δημιουργείται η πρώτη τρισδιάστατα εκτυπωμένη καρδιά από τον ερευνητή Richard Arm. (Καλτσής, n.d.)

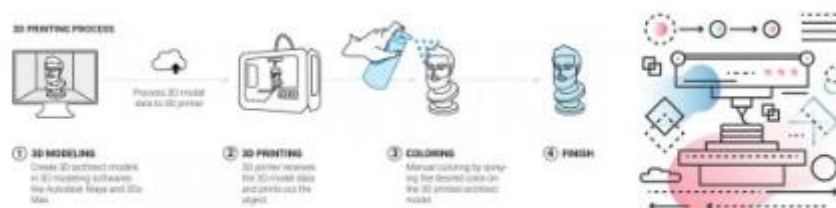
Το 2019 το μεγαλύτερο εκτυπωμένο κτίριο είναι γεγονός. Το κτίριο ονομάστηκε Apis Cor One – Ups Itself και χτίστηκε στο Ντουμπάι. Η χρονιά του 2019 σιγματίστηκε και από ένα δυσάρεστο γεγονός για την επιστημονική κοινότητα καθώς φεύγει από την ζωή μια από τις πιο σημαντικές προσωπικότητες στην ιστορία της τρισδιάστατη εκτύπωση, ο Carl Deckard ο εφευρέτης του SLS, κατέχοντας στο βιογραφικό του 27 διπλώματα ευρεσιτεχνίας. Η επιστημονική κοινότητα του οφείλει πολλά.



Εικόνα 9 Ο εκτυπωτής που δημιούργησε το Apis Cor One - Ups Itself



Πλέον η τρισδιάστατη εκτύπωση είναι ευρέως διαδεδομένη, πράγμα που θα χαροποιούσε ιδιαίτερα τους προκάτοχούς της, οι οποίοι πάλεψαν για αυτή και έδωσαν την σκυτάλη στις νέες γενιές να εξελίσουν την επιστήμη όσο περισσότερο γίνεται. Όλοι άνθρωποι θα μπορούν να έχουν οποιοδήποτε προϊόν την στιγμή που το χρειάζονται, εξάλλου αυτή είναι η ιδέα της τρισδιάστατης εκτύπωσης.



Εικόνα 10 Βήματα διαδικασίας τρισδιάστατης εκτύπωσης

## 1.4 Είδη τεχνολογιών Προσθετικών Κατασκευών

Οι μέθοδοι τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορούν να ταξινομηθούν ανάλογα με φυσική κατάσταση του κύριου υλικού δηλαδή σε στερεό, υγρό ή σκόνη. Επίσης διαφορετικές μέθοδοι χρησιμοποιούνται για διαφορετικούς τύπους υλικών, για παράδειγμα η τρισδιάστατη τεχνολογία power bed fusion για εκτυπωτή SLS ως τύπο υλικού έχει την σκόνη και σαν υλικό έχει τα μέταλλα, τα κεραμικά, τα πολυμερή και τα φωτοπολυμερή. Υπάρχουν όμως πολλά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα των μεθόδων τρισδιάστατης εκτύπωσης και των υλικών που χρησιμοποιούνται στις μεθόδους αυτές. Για παράδειγμα για την SLS τεχνολογία που αναφέραμε παραπάνω ως πλεονέκτημα έχει την υψηλή αντοχή και την υψηλή ανάλυση και ως μειονέκτημα έχει ότι μπορούν να εκτυπωθούν μόνο μέταλλα καθώς και χρειάζεται μετεπεξεργασία, εξαιτίας της κοκκώδους τραχύτητας του. Η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορεί να εφαρμοστεί σε μεταλλικά, κεραμικά, σύνθετα και πολυμερή υλικά. Τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα μεταλλικά υλικά είναι ο ανοξείδωτος χάλυβας, το τιτάνιο, το μαγνήσιο, το αλουμίνιο, τα κράματα Cr – Co. Επίσης η επεξεργασία υλικών όπως είναι τα κράματα τιτανίου μπορούν να επιτευχθούν με την τεχνολογία EBM. Θεωρείται ότι η χρήση μεταλλικών κραμάτων θα αυξηθεί σε διάφορες εφαρμογές.

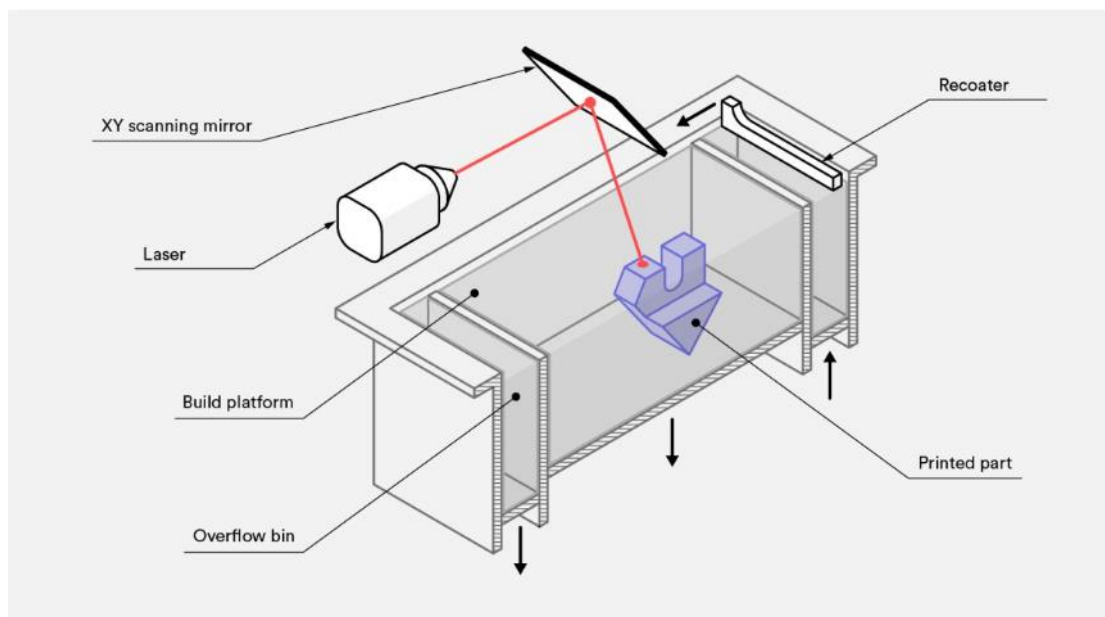
Μεταλλικά υλικά, όπως τα κράματα Ti και Cr – Co, προτιμώνται σε εφαρμογές της βιοϊατρικής κυρίως λόγω των μηχανικών τους ιδιοτήτων, όπως είναι η βιοσυμβατότητα, η θερμική, μαγνητική και ηλεκτρική αγωγιμότητα και γενικά η αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες. Τα μέταλλα έχουν πολλά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τα πολυμερή και τα άλλα υλικά λόγω των ιδιοτήτων τους, όπως είναι η απορροφητική ικανότητα του λέιζερ και η αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες, όμως τα πολυμερή υλικά χρησιμοποιούνται στην τρισδιάστατη εκτύπωση εδώ και χρόνια. Το πολυμερές είναι η πρώτη ομάδα υλικών που παράγεται με αυτή την τεχνολογία και αποτελεί ακόμη και σήμερα ένα μεγάλο μέρος των υλικών. Τα πολυμερή προτιμώνται σε διάφορες τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης, όπως η χρήση ρητίνης ως απαραίτητη δομή στήριξης στην μέθοδο SLA. Κάποια από τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα πολυμερή υλικά αυτής της τεχνολογίας είναι το ακρυλονιτρίλιο-βουταδιένιο-στυρένιο (ABS), τα πολυαμίδια, το πολυγαλακτικό οξύ (PLA), τα πολυκαρβονικά (PC) και οι ρητίνες. Όσον αφορά τις ιατρικές εφαρμογές ισχύουν ότι:

- Για την μέθοδο SLA προτιμάται η πολυαιθυλενογλυκόλη (polyethyleneglycol diacrylate) (PEGDA) και το περιοδοντικό σύνδεσμο (PDL).
- Για την μέθοδο εξώθησης υλικού ABS χρησιμοποιείται η πολυκαπρολακτόνη (polycaprolactone) (PCL) και το πολυγαλακτικό οξύ (polylactic acid) (PLA).
- Για την μέθοδο SLS προτιμάται το οξεογλυκολικό οξύ (acidoglycolic acid) (PLGA), η πολυβινυλική αλκοόλη (polyvinyl alcohol) (PVA), η πολυαιθέρα αιθερκετόνη (polyether etherketone) (PEEK).
- Για την μέθοδο του ψεκασμού προτιμώνται το πολυβινύλιο και το διοξείδιο του πυριτίου.

#### 1.4.1 Μέθοδος *Selective laser sintering*

Η SLS παράγει στερεά εξαρτήματα στερεοποιώντας κονιοποιημένα υλικά κατά στρώματα. Τα εξαρτήματα που παράγονται με λέιζερ ή άλλο υψηλής ενέργειας στην επιφάνεια της βάσης σκόνης. Η μέθοδος χρησιμοποιεί την ενέργεια λέιζερ ως πηγή ενέργειας για τη σύντηξη υλικών σε μορφή σκόνης σε στερεά κομμάτια. Στην αρχή, οι σκόνες στοιβάζονται η μία πάνω στην άλλη, και η σκόνη αρχίζει να θερμαίνεται με την ενέργεια λέιζερ. Το πλεονέκτημα της μεθόδου είναι ότι επιτρέπει την παραγωγή τεμαχίων με πυκνότητα κοντά στην απόλυτη πυκνότητα, αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την αποφυγή των πολλών σταδίων μετεπεξεργασίας. Οι μηχανικές ιδιότητες και η ποιότητα των προϊόντων, που

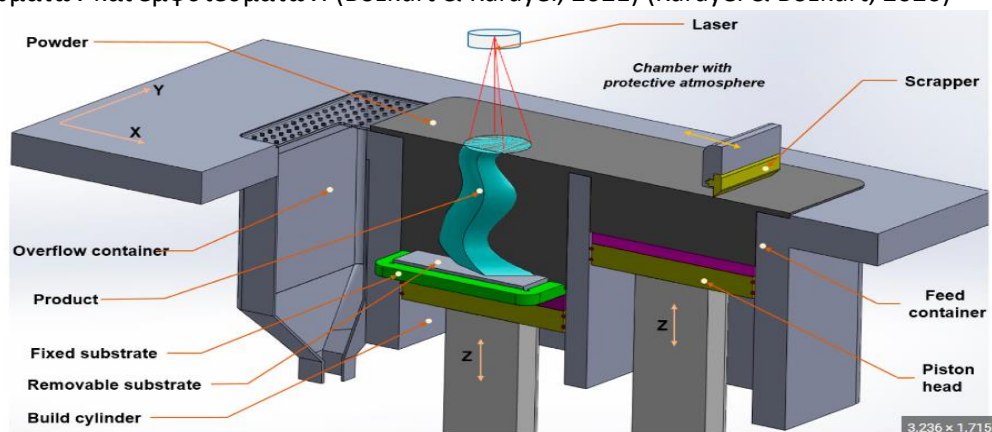
κατασκευάζονται με την τεχνολογία SLS, επηρεάζονται από ορισμένες παραμέτρους όπως είναι η ενεργειακή πυκνότητα του λέιζερ, η ταχύτητα σάρωσης του λέιζερ, η διαδικασία σάρωσης, η απόσταση μεταξύ των στρωμάτων καθώς και η θερμοκρασία της πλατφόρμας κατασκευής. Η τεχνολογία SLS είναι ίδια με την τεχνολογία SLM όσον αφορά την τεχνική προσθήκης του υλικού καθώς και την ενέργεια που θα χρησιμοποιηθεί. Η κύρια διαφορά της διαδικασίας SLS σε σύγκριση με τη διαδικασία SLM είναι ότι το υλικό, που είναι σε μορφή σκόνης, συσσωματώνεται αντί να τηχθεί πλήρως. Ένας από τους λόγους που μπορεί να προτιμηθεί αυτή η μέθοδος είναι επειδή η συσσωμάτωση ολοκληρώνεται επιτυχώς, διότι τα υλικά με χαμηλή θερμική αγωγιμότητα δεν διαχέουν την θερμότητα γύρω τους. Με την μέθοδο SLS μπορούν να χρησιμοποιηθούν και άλλα υλικά, όπως είναι τα μέταλλα του Τιτανίου, του Αλουμινίου, του Χρωμίου ή ακόμα και τα κεραμικά και άλλα σύνθετα υλικά. (Bozkurt & Karayel, 2021) (Karayel & Bozkurt, 2020)



Εικόνα 11 Εκτυπωτής SLS

#### 1.4.2 Μέθοδος Selective laser melting

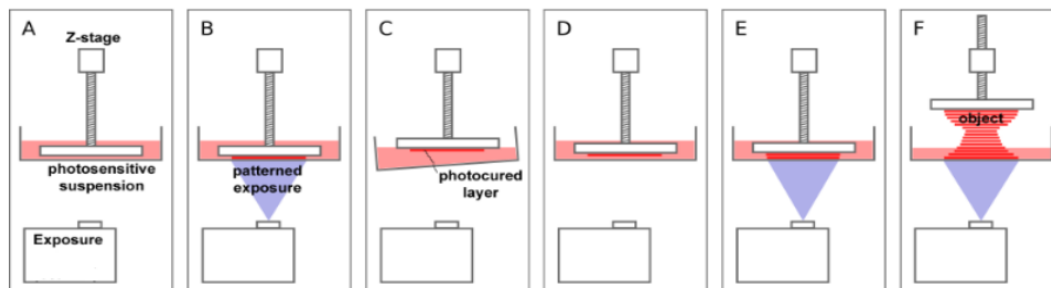
Η SLM χρησιμοποιεί την μέθοδο PBF όπως και η EBM και η SLS. Η μέθοδος σύντηξης περιέχει τουλάχιστον ένα θερμικό μέσο για την πρόκληση σύντηξης μεταξύ των σωματιδίων σκόνης. Στη μέθοδο SLM, το εξάρτημα δημιουργείται σε στρώματα από σκόνη η οποία θερμαίνεται από το λέιζερ. Όταν η θερμοκρασία μειώνεται, το λιωμένο υλικό αρχίζει να στερεοποιείται. Το λιωμένο υλικό σχηματίζει το εξάρτημα, ενώ το τμήμα της σκόνης που δεν έχει λιώσει υποστηρίζει το εξάρτημα. Όταν η διαδικασία ολοκληρωθεί και το τεμάχιο κατασκευαστεί, η υπολειπόμενη σκόνη απομακρύνεται. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας, το στρώμα σκόνης σχηματίζεται από την σάρωση του λέιζερ και το αντικείμενο κατασκευάζεται χάρη στην ενέργεια του λέιζερ. Η μέθοδος SLM συγκριτικά με την μέθοδο SLS χρησιμοποιείται συνήθως για τα μεταλλικά υλικά όπως είναι το Ni, Al και Ti. Όπως και οι άλλες τεχνολογίες, έτσι και η SLM, παρέχει απεριόριστη γεωμετρία και ευελιξία με τη βελτιστοποίηση των παραμέτρων όπως υλικό από σκόνη, μέγεθος σκόνης, την ενέργεια που θα χρησιμοποιήσει το λέιζερ, ταχύτητα σάρωσης και μορφολογία. Ένα από τα πλεονεκτήματα της SLM είναι η χρήση διαφορετικών υλικών με σχετικά χαμηλό κόστος. Όλες οι μέθοδοι εκτύπωσης, συμπεριλαμβανομένης της SLM, έχουν πολλά πλεονεκτήματα. Συνεπώς, λαμβάνονται υπόψη για την παραγωγή ικριωμάτων και ορθοπεδικών εμφυτευμάτων. Η τρισδιάστατη εκτύπωση επιτρέπει την κατασκευή πολύπλοκων εξαρτημάτων τα οποία δεν μπορούν να κατασκευαστούν με τις παραδοσιακές μεθόδους όπως είναι η χύτευση, η σφυρηλάτηση και έπειτα η κατεργασία. Για αυτόν ακριβώς τον λόγο η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης έχει αρχίσει να επηρεάζει σταδιακά την δυναμική της παραγωγής εξατομικευμένων ικριωμάτων και εμφυτευμάτων. (Bozkurt & Karayel, 2021) (Karayel & Bozkurt, 2020)



Εικόνα 12 Εκτυπωτής SLM

### 1.4.3 Μέθοδος Stereolithography

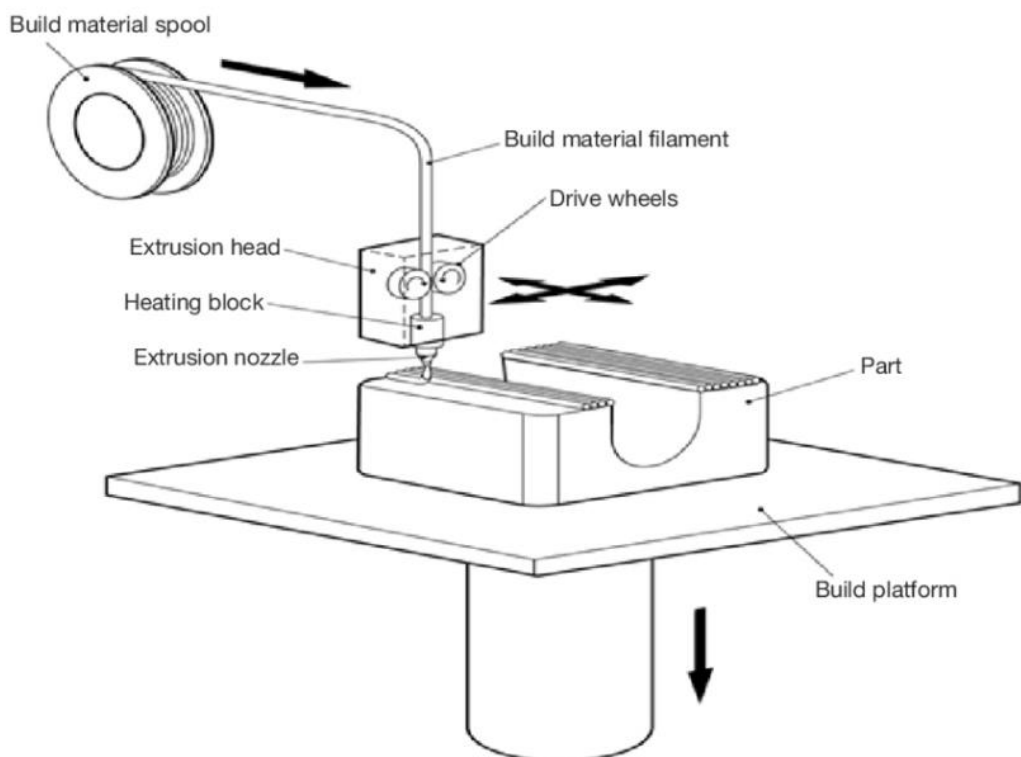
Η SLA είναι μια συχνά χρησιμοποιούμενη παραλλαγή του πολυμερισμού VAT και αποτελεί επίσης σημαντική τεχνολογία για την τρισδιάστατη εκτύπωση. Γενικά στην τεχνολογία αυτή, τα εξαρτήματα παράγονται συνήθως με τη χρήση θερμοσκληρυνόμενου φωτοπολυμερούς. Όταν τα φωτοπολυμερή εκτίθενται στο φως τότε δημιουργείται μια χημική αντίδραση και αλλάζουν οι μηχανικές και χημικές του ιδιότητες. Στην τεχνολογία SLA, οι παράμετροι της εκτύπωσης δεν αλλάζουν, διότι είναι προκαθορισμένοι. Η δημιουργία της σωστής ποιότητας της επιφάνειας εξαρτάται από την ανάλυση της πηγής φωτός καθώς και από το ύψος των στρωμάτων. Η τεχνολογία αυτή έχει και κάποια μειονεκτήματα, παρόλο που δημιουργεί εξαρτήματα με λεπτομέρειες και έχει υψηλή ποιότητα επιφάνειας. Ένα από τα μειονεκτήματα είναι η ευθραυστότητα, δηλαδή η χαμηλή αντοχή στην κρούση. Άλλο ένα μειονέκτημα είναι ότι με την πάροδο του χρόνου χάνουν τις μηχανικές τους ιδιότητες και αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την μειώνεται και η διάρκεια ζωής τους. Παρά την ύπαρξη αυτών των μειονεκτημάτων, η μέθοδος αυτή συνεχίζει να έχει επιτυχίες στην παραγωγή λεπτομερών, μικρών και πολύπλοκων εξαρτημάτων που δημιουργούνται με τις σωστές διαστάσεις και με πολύ καλή ποιότητα επιφάνειας. Εξαιτίας αυτών των χαρακτηριστικών χρησιμοποιείται ιδιαίτερα στους τομείς της αυτοκινητοβιομηχανίας και της ιατρικής. Επίσης η τεχνολογία SLA έχει εφαρμοστεί με επιτυχία στον τομέα της ορθοδοντικής, έχει δηλαδή χρησιμοποιηθεί για την παραγωγή εξειδικευμένων οδοντιατρικών εμφυτευμάτων που μπορούν να εφαρμοστούν στη στοματοχειρουργική. Εκτός από την αυτές τις εφαρμογές, η τεχνολογία SLA έχει στη θεραπεία καρδιαγγειακών παθήσεων, έχουν εφαρμοστεί δοκιμές συμπεριφοράς και αλληλεπίδρασης ιστών για την καλύτερη προσέγγιση του ιστού, στη νευροχειρουργική, τη χειρουργική της σπονδυλικής στήλης και την τραυματολογία. (Bozkurt & Karayel, 2021) (Karayel & Bozkurt, 2020)



Εικόνα 13 Εκτυπωτής SLA

#### 1.4.4 Μέθοδος εξώθησης υλικού (Material extrusion)

Ως κύριο υλικό χρησιμοποιείται το θερμοπλαστικό το οποίο βρίσκεται σε μορφή νήματος στην αγορά. Ορισμένες από τις κρίσιμες παραμέτρους επεξεργασίας της μεθόδου είναι το πάχος στρώματος και η διάμετρος του εξωθητή. Αρχικά τα πολυμερή θερμαίνονται πάνω από τις επιτρεπόμενες θερμοκρασίες αντοχής και εισάγονται στον εξωθητή με τη μορφή νήματος ημισυνεχούς τήξης και στη συνέχεια ωθούνται μέσω ακροφυσίου. Το νήμα τοποθετείται στο έδαφος με την κίνηση της εξώθησης κεφαλής, ψύχεται και στερεοποιείται. Εν τω μεταξύ, η πλατφόρμα κινείται προς τα κάτω και η διαδικασία επαναλαμβάνεται. Το νήμα εναποτίθεται στο στερεοποιημένο στρώμα νήματος, έτσι ώστε να πραγματοποιείται η παραγωγή σε στρώματα. Όταν το καυτό νήμα τοποθετείται πάνω σε προ εκτυπωμένα και ψυγμένα νήματα, τα θερμαίνει επίσης, αυτό έχει σαν αποτέλεσμα να λιώνει η επιφάνεια και να συγχωνεύεται η προηγούμενη επιφάνεια με την καινούρια. Με αυτό τον τρόπο δημιουργείται η στρωματοποιημένη μορφή. Έπειτα από την ολοκλήρωση της διεργασίας πρέπει να γίνει μια μετεπεξεργασία. Αυτή η τεχνολογία χρησιμοποιείται ιδιαίτερα στην βιοϊατρική βιομηχανία για εφαρμογές που ασχολούνται με τις κυτταρικές συνδέσεις που μιμούνται τους φυσικούς ιστούς. (Bozkurt & Karayel, 2021) (Karayel & Bozkurt, 2020)

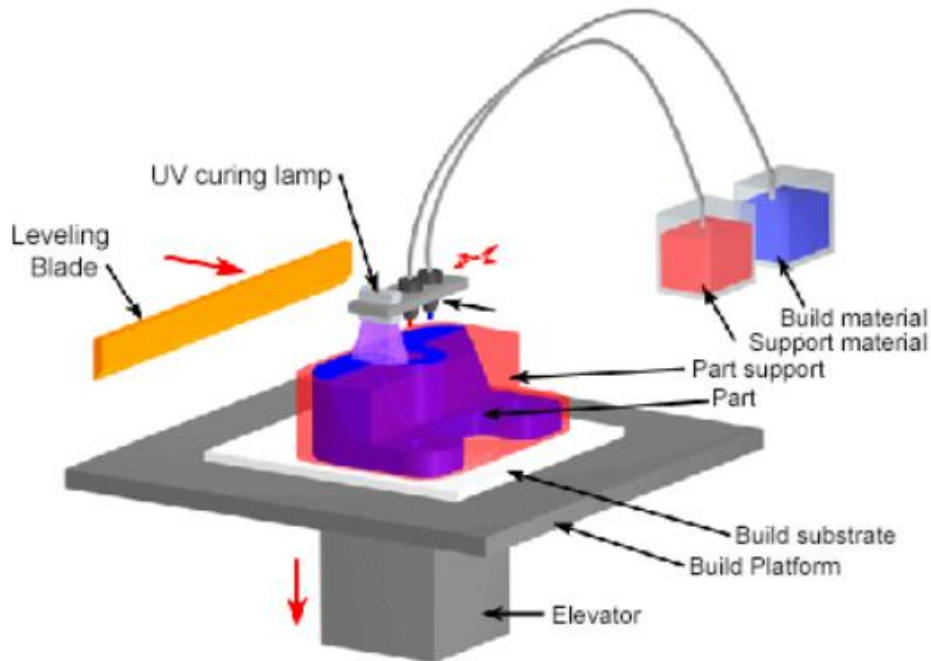


Εικόνα 14 Εκτυπωτής Material Extrusion

#### 1.4.5 Μέθοδος εκτόξευσης υλικού (*Material jetting*)

Η τεχνολογία του material jetting , είναι μια τεχνολογία που χρησιμοποιεί φωτοπολυμερή. Η τεχνολογία αυτή βασίζεται στη σκλήρυνση των φωτοπολυμερών υπό την επίδραση του φωτός. Εκτός από την χρήση του φωτοπολυμερούς γίνεται και χρήση από κερί. Η μέθοδος αυτή αποσκοπεί στο να διασφαλίσει ότι τα διαφορετικά υλικά μπορούν να εκτυπώνονται μαζί. Οι υποστηρικτικές δομές που απαιτούνται σε ορισμένες εφαρμογές παράγονται από διαφορετικά υλικά σε αυτή την μέθοδο, Το φωτοπολυμερές ή το κερί εκχύνεται σε σταγονίδια και σκληραίνουν με ακτίνες UV. Η σκλήρυνση είναι η σκλήρυνση της βάσης υλικού με τη διασύνδεση των πολυμερικών αλυσίδων και έτσι δημιουργείται το πρώτο στρώμα. Άλλη μια σημαντική παράμετρος είναι το ιξώδες, καθώς η κύρια δομή της ουσίας είναι σταγονίδιο. Το υψηλό ιξώδες θα καταστήσει δύσκολη τη ροή και επομένως δύσκολη τη δημιουργία στρωμάτων. Από την άλλη πλευρά δεν μπορεί να επιτευχθεί η βέλτιστη δομή, διότι το χαμηλό ιξώδες διευκολύνει την ροή οπότε τα στρώματα εναποτίθεται γρήγορα το ένα πάνω στο άλλο. Η διαδικασία στερεοποίησης των σταγόνων είναι επίσης σημαντική για την επιτυχία της τεχνικής, όμως η ακατάλληλη στερεοποίηση των σταγόνων μπορεί να προκαλέσει ανεπιθύμητα αποτελέσματα, όπως απώλεια αντοχής καθώς και παραμόρφωση. Άλλος ένας σημαντικός παράγοντας είναι η επίδραση της μετεπεξεργασίας στην ποιότητα της επιφάνειας του υλικού. Η τεχνολογία αυτή έχει πολλά πλεονεκτήματα όπως είναι η παραγωγή σύνθετων, λεπτομερών εξαρτημάτων στην επιθυμητή μορφή και στις σωστές διαστάσεις. Άλλο ένα πλεονέκτημα είναι ότι η ποιότητα της επιφάνειας του παραγόμενου εξαρτήματος είναι υψηλή. Τα εκτυπωμένα εξαρτήματα μπορούν να χρωματιστούν όπως είναι επιθυμητά και οι διαδικασίες χρωματισμού είναι ευκολότερες και λιγότερο δαπανηρές από άλλες μεθόδους. Κάποια από τα μειονεκτήματα της τεχνολογίας αυτής είναι έχει χαμηλές μηχανικές ιδιότητες με αποτέλεσμα να είναι πιο εύθραυστά τα εξαρτήματα. (Bozkurt & Karayel, 2021) (Karayel & Bozkurt, 2020)



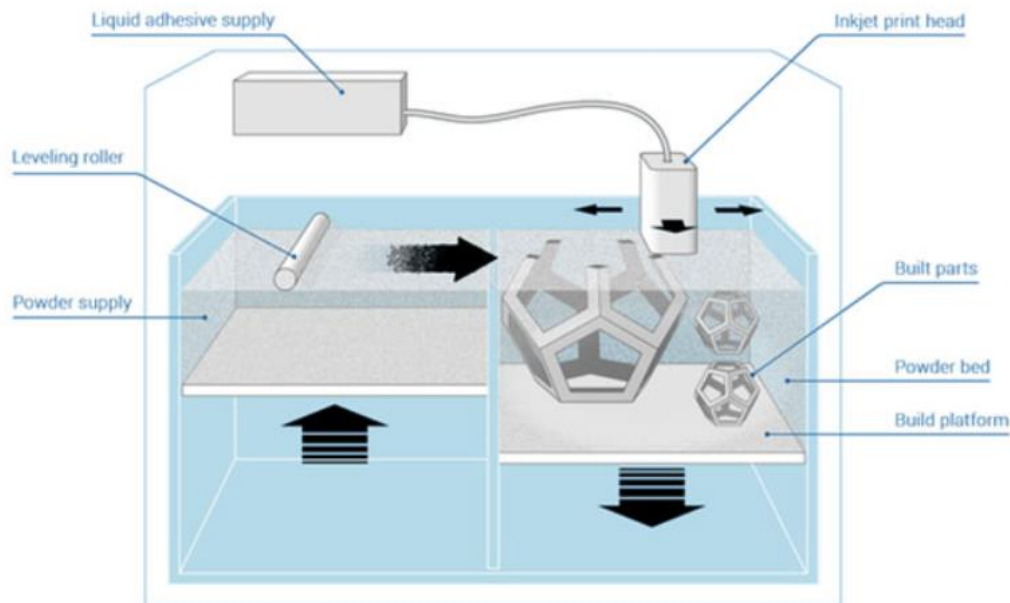


Εικόνα 15 Εκτυπωτής Material Jetting



#### 1.4.6 Μέθοδος δέσμμευσης συνδετικού υλικού (Binder jetting)

Η διαδικασία εκτόξευσης του συνδετικού υλικού λαμβάνει χώρα στην τράπεζα σκόνης. Ο λόγος που χρησιμοποιείται το συνδετικό υλικό είναι για να εξασφαλιστεί η σύνδεση των σωματιδίων της σκόνης. Δημιουργούνται νέα στρώματα πάνω από τις δομές οπού συνδέονται μεταξύ τους και γίνονται στρώματα. Με τον τρόπο αυτό, πραγματοποιείται η κατασκευή σε στρώματα. Αυτή η διαδικασία έχει τα εξής πλεονεκτήματα: αρχικά τα εξαρτήματα που παράγονται δεν απαιτούν δομές στήριξης λόγω της φυσικής τους στήριξης στην σκόνη, επίσης οι αχρησιμοποίητες σκόνες μπορούν να ανακυκλωθούν. Η λειτουργία της μεθόδου εξαρτάται επίσης από το υλικό, για αυτό τον λόγο μπορούν να χρησιμοποιηθούν σκόνες με βάση τον γύψο και συνδετικά υλικά με βάση το νερό. Επίσης μπορούν να κατασκευαστούν έγχρωμα αντικείμενα. Άλλο ένα πλεονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι ότι μπορούν να παραχθούν ταχύτερα εξαρτήματα και ο περιορισμός του υλικού είναι μικρότερος. Επίσης μπορούν να παραχθούν εξαρτήματα υψηλής ποιότητας σε μεταλλικά και κεραμικά υλικά. (Bozkurt & Karayel, 2021) (Karayel & Bozkurt, 2020)



Εικόνα 16 Εκτυπωτής Binder Jetting

## 1.5 Παράγοντες που επηρεάζουν τα προϊόντα της τρισδιάστατης εκτύπωσης

Διάφοροι παράγοντες επηρεάζουν τα προϊόντα της τρισδιάστατης εκτύπωσης, όπως είναι οι παράμετροι της διαδικασίας εκτύπωσης, η σύνθεση του υλικού καθώς και η μετεπεξεργασία. Οι παραπάνω παράγοντες εκδηλώνονται στην ακρίβεια, στον χρόνο επεξεργασίας και στις ιδιότητες του υλικού, όπως είναι η τελική εφελκυστική τάση, το μέτρο ελαστικότητας, το όριο διαρροής, η αντοχή στην κρούση καθώς και η υπολειμματική τάση. Τα αποτελέσματά της εκτύπωσης επηρεάζονται από τις παραμέτρους της διαδικασίας εκτύπωσης. Αυτοί οι παράμετροι είναι ο προσανατολισμός της κατασκευής, το πάχος του στρώματος καθώς και η επεξεργασία της σκλήρυνσης.

### 1.5.1 Προσανατολισμός κατασκευής

Ένας παράγοντας που επηρεάζει τις ιδιότητες του υλικού, την ακρίβεια του προϊόντος και την βιοσυμβατότητα, είναι η ρύθμιση του προσανατολισμού της κατασκευής. Για την SLA οι (Quintana, et al., 2010) διερεύνησαν τις επιπτώσεις των διαφορετικών προσανατολισμών κατασκευής στην τελική εφελκυστική τάση καθώς και το μέτρο ελαστικότητας σε εφελκυσμό δειγμάτων που κατασκευάζονται με SLA. Κατασκεύασαν δείγματα με διαφορετικούς άξονες (παράλληλους στον άξονα X ή Y ή υπό γωνία 45° ως προς τους διπλούς άξονες), σε διαφορετικές διατάξεις (τα δείγματα ήταν επίπεδα ή κατασκευασμένα με ακμές) και σε διαφορετικές θέσεις (διαφορετικές αποστάσεις από το κέντρο της πλατφόρμας). Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η τελική εφελκυστική τάση και το μέτρο ελαστικότητας δεν επηρεάζονται σημαντικά από τον άξονα και τις θέσεις, αλλά οι ρυθμίσεις διάταξης έχουν σημαντική επίδραση και στις δύο ιδιότητες. Τα δείγματα που κατασκευάστηκαν στην άκρη παρουσίασαν καλύτερη απόδοση (3,53% έναντι 4,59%) σε σύγκριση με τις άλλες μεθόδους. (Quintana, et al., 2010). Σε μια άλλη μελέτη διαπιστώθηκε ότι η κατεύθυνση του εκτυπωμένου στρώματος είναι κάθετη στην διεύθυνση του φορτίου, αυτό ήταν πολύ καλύτερο από το να είναι παράλληλο όσον αφορά την θλιπτική αντοχή του υλικού (Alharbi, et al., 2016). Για την ακρίβεια οι (Alharbi, et al., 2016) χρησιμοποίησαν την τεχνολογία SLA για την κατασκευή στέφανών δοντιών με διάφορες γωνίες κατασκευής και τα αποτελέσματα έδειξαν ότι μια γωνία 120° παρείχε μεγαλύτερη ακρίβεια διαστάσεων και ελάχιστες επιφάνειες στήριξης για τις στεφάνες. Ωστόσο την επόμενη χρονιά οι ίδιοι ερευνητές (Osman, et al., 2017) χρησιμοποίησαν την μέθοδο DLP για τα οδοντικά εμφυτεύματα

πλήρους κάλυψης. Με βάση τον χρωματικό τους χάρτη διαπίστωσαν ότι με βάση την εκτίμηση από την τετραγωνική ρίζα, το πιο ευνοϊκό μοτίβο απόκλισης με την υψηλότερη ακρίβεια διαστάσεων είναι μια τεκτονική γωνία των  $135^\circ$ . Ομοίως άλλοι ερευνητές χρησιμοποίησαν την τεχνολογία DLP για την εκτύπωση προσθετικών των τριών τμημάτων με την χρήση δυο εμφυτευμάτων, διαφορετικών κατευθύνσεων (εικόνα 17). Παρατήρησαν ότι όταν η γωνία κατασκευής ήταν  $45^\circ$  ή  $60^\circ$  (που αντιστοιχούν σε  $135^\circ$  και  $120^\circ$ ), το εσωτερικό διάκενο ήταν μικρότερο και η προσαρμογή υψηλότερη (Park, et al., 2019). Για την τεχνολογία FDM, όλα τα είδη των δειγμάτων που εκτυπώνονται με την τεχνολογία SLM πληρούν τις απαιτήσεις βιοσυμβατότητας καθώς και τις παραμέτρους τραχύτητας ( $R_a$ ) της οριζόντιας και διαγώνιας εκτύπωσης, οι οποίες είναι αρκετά υψηλές, γεγονός που μπορεί να αυξήσει την δραστηριότητα των επιφανειακών ινοβλαστών. Επιπλέον για την τεχνολογία FLM, η διαδικασία της οριζόντιας εκτύπωσης μπορεί να κατασκευάσει δείγματα με μεγαλύτερη σκληρότητα. (Tian, et al., 2021)



Εικόνα 17 Τεχνολογία DLP

### 1.5.2 Πάχος στρώματος

Το καταλληλότερο πάχος στρώματος μπορεί να είναι διαφορετικό για κάθε τεχνολογία εκτύπωσης. Για την τεχνολογία SLA Το καταλληλότερο πάχος στρώματος μπορεί να είναι διαφορετικό για κάθε τεχνολογία εκτύπωσης. Για την SLA τεχνολογία, έχει αναφερθεί ότι όσο μικρότερος είναι ο αριθμός των τομών (το στρώμα είναι πιο παχύ), τόσο μικρότερος είναι ο χρόνος κατασκευής, αλλά και η ακρίβεια είναι μικρότερη. Έχει αναφερθεί ότι κατά τη χρήση της τεχνολογίας SLA για την εκτύπωση δειγμάτων με μείωση του πάχους στρώματος, ο η αντοχή του δείγματος αυξάνεται. Μια άλλη μελέτη που διεξήχθη έδειξε ότι υπό την ρυθμίσεις του χρόνου μετασκληρυνσης των 60 λεπτών και της κατακόρυφης κατασκευής, το βέλτιστο πάχος στρώματος ήταν  $100 \mu\text{m}$ . (Tian, et al., 2021)

### 1.5.3 Αναλογία πλήρωσης

Ο λόγος πλήρωσης είναι το κλάσμα όγκου στερεού υλικού του εκτυπωμένου τεμαχίου. Ο εκτυπωτής παρέχει την ιδανική αναλογία πλήρωσης ρυθμίζοντας το διάκενο αέρα μεταξύ των τυπωμένων γραμμών. Σε σύγκριση με τις SLS και SLM, η κατασκευή των παραμέτρων του ποσοστού πλήρωσης είναι κρίσιμη για την τεχνολογία FDM. Διαπιστώθηκε ότι για την FDM, το ποσοστό πλήρωσης είναι ο βασικός παράγοντας που επηρεάζει την αντοχή σε θλίψη. Επίσης έχει μελετηθεί η επίδραση πέντε διαφορετικών ποσοστών πλήρωσης στο εύρος 20%-100% των μηχανικών ιδιοτήτων των εκτυπωμένων προϊόντων με τη τεχνολογία FDM. Μελέτες έχουν δείξει ότι με την αύξηση του ρυθμού πλήρωσης αυξάνεται και η αντοχή. Όταν ο ρυθμός πλήρωσης είναι χαμηλός, τότε μπορεί να επιτευχθεί υψηλότερη τιμή αντοχής μέσω προσεκτικού σχεδιασμού κατασκευής της δομής. (Tian, et al., 2021)

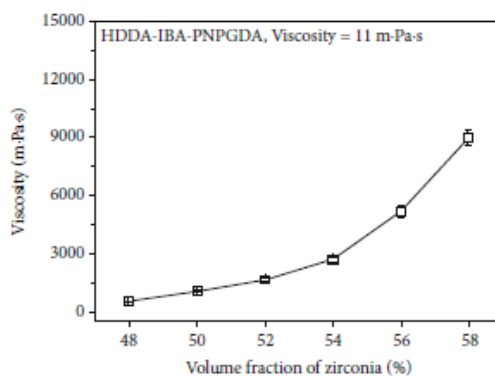
### 1.5.4 Άλλοι Παράμετροι

Το φαινόμενο του balling είναι ένα τυπικό ελάττωμα SLS και παρατηρείται σε πυροσυσσωματωμένη με λέιζερ σκόνη. Εξαιτίας αυτού του φαινομένου μειώνεται σημαντικά η ποιότητα του SLS και εμποδίζεται η περαιτέρω ανάπτυξη της τεχνολογίας SLS. Έχει παρατηρηθεί ότι με ρυθμό σάρωσης 128,6 mm/s και ισχύ παλμού 200W του λέιζερ, παράγονται κυψέλες με το βέλτιστο προφίλ, ενώ όταν η απόσταση των γραμμών σάρωσης είναι 100μm, τότε η τρισδιάστατη επιφάνεια του Co-Cr είναι ομαλότερη. (Tian, et al., 2021)

### 1.5.5 Σύνθεση υλικού

Τα υλικά είναι ζωτικής σημασίας για την απόδοση της διαδικασίας τρισδιάστατης εκτύπωσης και των παραγόμενων προϊόντων. Πολλοί ερευνητές έχουν μελετήσει την επίδραση διαφόρων προσθετικών συστατικών στη μετατροπή και τις ιδιότητες των υλικών με σκοπό τη βελτίωση των εκτυπωμένων υλικών. Διαπιστώθηκε ότι η προσθήκη της χρωστικής επηρέασε την κινητική της αντίδρασης στις ακρυλικές ρητίνες, δηλαδή με την αύξηση της συγκέντρωσης της χρωστικής η αντίδραση μετατροπής επιβραδύνεται και αντίστροφα, η 4,4'-δισ (N,N-διαιθυλαμίνο) βενζοφαινόνη θα μπορούσε να προστεθεί στη ρητίνη ως συν – ενεργοποιητής, ο οποίος οδηγεί σε πολύ υψηλότερο ρυθμό μετατροπής σε κάθε χρονική στιγμή από ό,τι προηγουμένως. Μελετήθηκε ότι οι επιφανειακά τροποποιημένες νανοΐνες σεπιόλιθου, οξείδιο του γραφενίου και TiO<sub>2</sub> και SiO<sub>2</sub> νανοσωματίδια θα μπορούσαν να

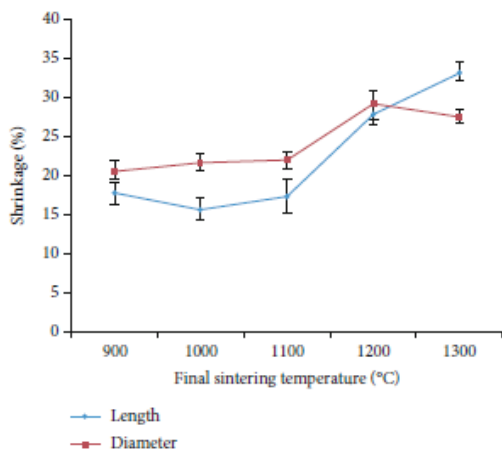
χρησιμοποιηθούν ως συμπληρωματικά υλικά σε ρητίνες εποξειδικές για να ενισχυθεί η μηχανική των ρητινών, ιδιαίτερα οι νανοϊνες θαλάσσιου αφρού, οι οποίες μπορούν να αυξήσουν την εφελκυστική αντοχή των ρητινών κατά 41,4% και οδηγούν σε αύξηση της σκληρότητα των νανοςύνθετων υλικών σε ρυθμό έκλυσης θερμότητας 112, η οποία είναι κατάλληλη για την κατασκευή στοματικών μοντέλων υψηλής ακρίβειας. Αρκετές μελέτες έχουν ως στόχο τη βελτίωση των επιδόσεων των υλικών ικριωμάτων. Διαπιστώθηκε ότι το διφασικό ασβέστιο φωσφορικού κεραμικού ικριώματος παρουσίασε καλύτερες τιμές αντοχής σε θλίψη, καλύτερο μέτρο ελαστικότητας, πολλαπλασιασμό κυττάρων, και την ικανότητα διαφοροποίησης από το καθαρό β – φωσφορικό ασβέστιο (β-TCP) και τον υδροξυαπατίτη (HA). Η αύξηση της αναλογίας βάρους του υδροξυαπατίτη (wt%) μείωσε την αποικοδόμηση του ικριώματος και ήταν βέλτιστη για τον πολλαπλασιασμό των κυττάρων στο 40%, ενώ σε ποσοστό 60%, το ικρίωμα παρουσίασε βέλτιστη οστεογενετική διαφοροποίηση. Μελετήθηκε ότι η προσθήκη πρόσμιξης του διοξειδίου του πυριτίου ( $\text{SiO}_2$ ) και οξειδίου του ψευδαργύρου (ZnO) σε ικρίωματα TCP, παράγει ικρίωματα με πυκνότητα αυξημένη κατά 2,5 φορές, αυτό είχε σαν αποτέλεσμα την υψηλότερη αντοχή σε θλίψη και τον καλύτερο κυτταρικό πολλαπλασιασμό σε σύγκριση με τα καθαρά ικρίωματα. Σε άλλες έρευνες βελτιώθηκε η μηχανική αντοχή των πρωτοτύπων με την προσθήκη κοντών υαλοϊνών, σε βαθμό 20%, στο πολυμερές υλικό. Επίσης παρατηρήθηκε ότι η αύξηση του όγκου της ζirkονίας μείωσε το βάθος σκλήρυνσης και την αντοχή σε κάμψη από 4MPa στα 48 vol% σε 674MPa στα 58 vol% (εικόνα 18). Μελέτες έδειξαν ότι οι εποξειδικές ρητίνες με πλήρωση αλουμινίου δεν είχαν σχεδόν καμία μείωση στις μηχανικές ιδιότητες και τη θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης σε υγρό περιβάλλον σε σύγκριση με τις συμβατικές ρητίνες. (Tian, et al., 2021)



Εικόνα 18 Διάγραμμα ποσοστού όγκου της ζirkονίας συναρτήσεως του ιξώδους

### 1.5.6 Μετεπεξεργασία

Η κατάλληλη μετεπεξεργασία μπορεί να βελτιώσει την απόδοση των εκτυπωμένων δειγμάτων με υψηλότερο κόστος και περισσότερη κατανάλωση χρόνου. Η συρρίκνωση και η παραμόρφωση των υλικών ρητίνης έχουν περιορίσει την ανάπτυξη της μεθόδου SLA, ωστόσο με τη διαδικασία μετασκλήρυνσης μπορεί να αποφευχθεί αυτό το μειονέκτημα. Μετά τη διαδικασία της σκλήρυνσης το αντικείμενο από σκληρυμένη ρητίνη συνεπάγεται ότι εκτίθεται είτε σε θερμοκρασία σκλήρυνσης είτε σε υψηλότερη θερμοκρασία για μεγάλο χρονικό διάστημα, η διαδικασία της μετασκλήρυνσης με υπεριώδη ακτινοβολία και μικροκύματα μπορεί να βελτιώσει την ελαστικότητα μέτρο ελαστικότητας και την τελική αντοχή των δειγμάτων. Ταυτόχρονα, η αύξηση της ισχύος του λέιζερ μπορεί να αυξήσει την αντοχή του δείγματος. Ερευνητές χρησιμοποίησαν πηγή φωτός 405nm (13 πολυκατευθυντικές δίοδοι εκπομπής φωτός) για τη μετασκλήρυνση τυπωμένων διαφανών οδοντικών ευθυγραμμιστών και διαπίστωσαν ότι ο χρόνος σκλήρυνσης στα 15-20 λεπτά στους 40-80°C βελτίωσε σημαντικά τη ρητίνη και την ικανότητα της να αντιστέκεται στη φόρτιση υπό πίεση. Για την τεχνολογία FDM έδειξαν ότι η λείανση με λέιζερ οδήγησε σε υψηλότερη αντοχή των δειγμάτων στη διάβρωση, περίπου 30% υψηλότερη από εκείνη των δειγμάτων που υποβλήθηκαν σε θερμική επεξεργασία. Επίσης μελετήθηκε ότι η επίδραση της τελικής θερμοκρασίας πυροσυσσωμάτωσης στη μορφολογία και τις μηχανικές ιδιότητες των τρισδιάστατα εκτυπωμένων δειγμάτων, χρησιμοποιώντας την μέθοδο της τρισδιάστατης εκτύπωσης και τις τεχνολογίες πυροσυσσωμάτωσης για την κατασκευή πορωδών δειγμάτων. Τι σε διαφορετικές θερμοκρασίες, διαπιστώθηκε ότι το ποσοστό συρρίκνωσης ήταν περίπου 20% στις τελικές θερμοκρασίες πυροσυσσωμάτωσης και κάτω από 1100°C. Ωστόσο, όταν αυξήθηκε δραματικά στο 20% και στους 1300°C, η σκληρότητα του δείγματος και το όριο διαρροής αυξήθηκαν με την αύξηση της τελικής θερμοκρασίας πυροσυσσωμάτωσης, ενώ το μέτρο ελαστικότητας παρέμεινε σταθερό (εικόνα 19). (Tian, et al., 2021)



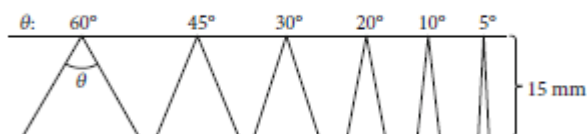
Εικόνα 19 Διάγραμμα ποσοστού συρρίκνωσης συναρτήσει της τελικής θερμοκρασίας πυροσυσσώματωσης.

### 1.5.7 Στάδιο γήρανσης

Η γήρανση αναφέρεται στη διαδικασία μιας σειράς αλλαγών στη χημική σύνθεση και τη δομή των πολυμερών υλικών που οφείλονται σε περιβαλλοντικούς παράγοντες. Αυτές οι αλλαγές μπορούν να προκαλέσουν μετασχηματισμό των ιδιοτήτων του υλικού. Για την SLA μελέτες έδειξαν ότι σχετικά με την επίδραση της διαδικασίας γήρανσης στις ρητίνες φωτοσκλήρυνσης, οι μηχανικές ιδιότητες της ρητίνης και η θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης μειώθηκαν σε υγρό περιβάλλον, ενώ ο χρόνος γήρανσης δεν είχε σημαντική επίδραση σε αυτές τις ιδιότητες. Μια άλλη μελέτη έδειξε ότι το μέτρο ελαστικότητας, η τελική εφελκυστική τάση, το μέτρο κάμψης και η αντοχή αυξήθηκαν με την παράταση του χρόνου γήρανσης, ωστόσο, η αντοχή σε κρούση και η επιμήκυνση σε θραύση μειώθηκαν. Ένα παρόμοιο πείραμα διερεύνησε τις μεταβολές των διαστάσεων των ρητινών φωτοσκλήρυνσης σε διαφορετικές θερμοκρασίες και επίπεδα υγρασίας και έδειξε ότι οι μικρές μεταβολές στο μέγεθος του δείγματος ήταν ασήμαντες όταν η σχετική υγρασία κυμαινόταν μεταξύ 20% και 90%, ενώ η αύξηση της θερμοκρασίας περιβάλλοντος αύξανε την ικανότητα απορρόφησης της υγρασίας της ρητίνης με αποτέλεσμα τη σημαντική αύξηση του μεγέθους του δείγματος. Εκτυπώθηκαν δείγματα με την τεχνολογία FLM σε θερμική ανακύκλωση μεταξύ 5 και 55 °C και σε υδροθερμική γήρανση για 2 ώρες, έτσι ώστε να προσομοιωθούν οι συνθήκες in vivo για 15-29 χρόνια. Διαπιστώθηκε λοιπόν η μείωση των παραμέτρων Martens, δηλαδή η μείωση της σκληρότητας. (Tian, et al., 2021)

### 1.5.8 Πρόσθετοι Παράγοντες

Εκτός από ορισμένους, από τους παραπάνω παράγοντες, πολλοί άλλοι παράγοντες επηρεάζουν τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα δείγματα. Μελετητές συνέκριναν τα διάκενα άκρων πριν και μετά την κεραμική θέρμανση σε τρισδιάστατα εκτυπωμένα υλικά Co-Cr και διαπίστωσαν ότι τα διάκενα άκρων μετά την κεραμική θέρμανση ήταν μεγαλύτερα, ωστόσο εξακολουθούσαν να είναι χαμηλότερα από 120 μm εντός του κλινικά αποδεκτού ορίου. Χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο πρίσματος, διερεύνησαν την ακρίβεια των τμημάτων του μοντέλου με διαφορετικούς βαθμούς ευκρίνειάς (60°, 45°, 30°, 20°, 10° και 5°) και διαπίστωσαν ότι όσο μικρότερη είναι η γωνία, τόσο λιγότερο ακριβής είναι η αναπαραγωγή του τμήματος (εικόνα 20). Επίσης αξιολόγησαν τον αντίκτυπο της απολύμανσης και της αποστείρωσης στους τρισδιάστατα εκτυπωμένους χειρουργικούς βοηθητικούς οδηγούς και τα αποτελέσματα έδειξαν ότι μόνο η αποστείρωση σε αυτόκαυστο (134°C) αύξησε σημαντικά την ακαμψία των δειγμάτων μεταξύ των πολυάριθμων μεθόδων αποστείρωσης. Εξετάστηκε η επίδραση του ποσοστού των μακροπόρων στα ικριώματα και έδειξαν ότι με την αύξηση των μακροπόρων αυξάνεται η αποικοδόμηση των ικριωμάτων. Τα αποτελέσματα ήταν ότι για το 50% των ικριωμάτων ήταν το καλύτερο για τον κυτταρικό πολλαπλασιασμό, ενώ τη μεγαλύτερη προώθηση της οστεογενετικής διαφοροποίησης έδειξε το 30% των ικριωμάτων.



Εικόνα 20 Μοντέλο Πρίσματος



## 1.6 Υλικά που χρησιμοποιούνται για την τρισδιάστατη εκτύπωση στη βιομηχανία

Για την κατασκευή αντικειμένων υψηλής ποιότητας, η τρισδιάστατη εκτύπωση χρησιμοποιεί υλικά υψηλής ποιότητας που πληρούν σταθερές προδιαγραφές, όπως εξάλλου συμβαίνει και σε όλες τις κατασκευαστικές διαδικασίες. Θεσπίζονται διαδικασίες, απαιτήσεις και συμφωνίες ελέγχου των υλικών μεταξύ των προμηθευτών, των αγοραστών και των τελικών χρηστών. Η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης χρησιμοποιεί ένα μεγάλο φάσμα υλικών, όπως είναι τα μεταλλικά υλικά, τα κεραμικά, συνδυασμών τους, όπως τα σύνθετα υλικά, τα «έξυπνα» υλικά, τα εξειδικευμένα υλικά καθώς και τα πολυμερή. (Shahrubudin, et al., 2019)

### 1.6.1 Μεταλλικά υλικά

Η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης μετάλλων κερδίζει μεγάλη προσοχή στην αεροδιαστημική, την αυτοκινητοβιομηχανία, την ιατρική εφαρμογή και βιομηχανία κατασκευής λόγω των πλεονεκτημάτων που προσφέρει αυτή η διαδικασία. Τα μεταλλικά υλικά έχουν άριστες φυσικές ιδιότητες και για αυτό τον λόγο χρησιμοποιούνται από τεχνολογικά αναπτυγμένους κατασκευαστές, δηλαδή από κατασκευαστές που ασχολούνται από την εκτύπωση ανθρώπινων οργάνων μέχρι και τα αεροδιαστημικά εξαρτήματα. Κάποια από αυτά τα μεταλλικά υλικά είναι τα κράματα αλουμινίου, κράματα με βάση το κοβάλτιο, κράματα με βάση το νικέλιο, ανοξειδωτοι χάλυβες και κράματα τιτανίου. Τα κράματα με βάση το κοβάλτιο είναι κατάλληλα για χρήση με την τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης της οδοντιατρικές εφαρμογές. Η χρήση του κοβαλτίου στις οδοντιατρικές εφαρμογές οφείλεται στις φυσικές του ιδιότητες. Ιδιότητες όπως η υψηλή ειδική ακαμψία, η ελαστικότητα, η υψηλή ικανότητα αποκατάστασης, η επιμήκυνση και συνθήκες θερμικής κατεργασίας, βοηθούν ιδιαίτερα στις οδοντικές εφαρμογές. Τα κράματα με βάση το νικέλιο χρησιμοποιούνται στην παραγωγή αεροδιαστημικών εξαρτημάτων. Της τα αντικείμενα που παράγονται με τη χρήση κραμάτων με βάση το νικέλιο είναι επικίνδυνα για το περιβάλλον. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι, έχουν υψηλή αντοχή στη διάβρωση και η θερμοκρασία θερμότητας μπορεί να αντέξει έως και 1200 °C. Επίσης η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορεί να εκτυπώσει το αντικείμενο χρησιμοποιώντας κράματα τιτανίου. Τα κράματα τιτανίου έχουν εξαιρετικές ιδιότητες της ολκιμότητα, καλή αντοχή στη διάβρωση, αντοχή στην οξείδωση και χαμηλή πυκνότητα. Χρησιμοποιείται σε υψηλές καταπονήσεις και

υψηλές θερμοκρασίες λειτουργίας, για παράδειγμα σε αεροδιαστημικά εξαρτήματα και βιοϊατρική βιομηχανία. (Shahrubudin, et al., 2019)

### 1.6.2 Κεραμικά υλικά

Η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορεί να παράγει τρισδιάστατα εκτυπωμένα αντικείμενα χρησιμοποιώντας κεραμικά και σκυρόδεμα χωρίς μεγάλους πόρους ή ρωγμές, μέσω βελτιστοποίησης των παραμέτρων και ρυθμίζοντας της καλές μηχανικές ιδιότητες. Τα κεραμικά είναι ισχυρά, ανθεκτικά και πυρίμαχα. Λόγω της ρευστής κατάστασής της πριν από την πήξη, τα κεραμικά μπορούν να εφαρμοστούν πρακτικά σε οποιαδήποτε γεωμετρία και σχήμα και είναι κατάλληλα για τη δημιουργία μελλοντικών οικοδομικών κατασκευών. Τα κεραμικά είναι ισχυρά, ανθεκτικά και πυρίμαχα. Λόγω της ρευστής κατάστασής της πριν από την πήξη, τα κεραμικά μπορούν να εφαρμοστούν πρακτικά σε οποιαδήποτε γεωμετρία και σχήμα και είναι κατάλληλα για τη δημιουργία μελλοντικών οικοδομικών κατασκευών. Της υλικά της είναι η αλουμίνα, τα βιοενεργά γυαλιά και η ζirkόνια είναι χρήσιμα στον τομέα της οδοντιατρικής και στην αεροδιαστημική εφαρμογή. Πιο συγκεκριμένα η σκόνη αλουμίνας, έχει την δυνατότητα να επεξεργαστεί από την τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης. Η αλουμίνα είναι ένα εξαιρετικό κεραμικό οξείδιο με ευρύ φάσμα εφαρμογών, της καταλύτες, απορροφητικά, μικροηλεκτρονική, χημικά, αεροδιαστημική βιομηχανία και της βιομηχανίες υψηλής τεχνολογίας. Η αλουμίνα έχει μεγάλη πολυπλοκότητα στην σκλήρυνση. Επιπλέον, σε διαδοχικά πειράματα, χρησιμοποιήθηκε η μηχανή στερεολιθογραφίας (SLA) για την επεξεργασία γυαλιού-κεραμικού και βιοενεργού γυαλιού. Βελτιώθηκε σημαντικά η αντοχή σε κάμψη αυτών των υλικών. Η αύξηση της μηχανικής αντοχής ανοίγει της δυνατότητες εφαρμογής βιοενεργού γυαλιού σε κλινικές δομές, της ικρίωματα και οστά. Με τη χρήση Στερεολιθογραφικής κατασκευής κεραμικών (SLCM), είναι πιθανό να παραχθούν μαζικά στερεά κεραμικά με υψηλή πυκνότητα, πολύ ομοιογενή μικροδομή, υψηλή αντοχή σε πίεση και κάμψη. Εν τω μεταξύ, η ζirkόνια είναι τα κύριο δομικό υλικό της τομείς της πυρηνικής ενέργειας, που χρησιμοποιείται σαν υλικό για της σωληνώσεις. Το ζirkόνιο χωρίς να περιέχει άφνιο είναι πολύ κατάλληλο για την εφαρμογή αυτή, διότι έχει χαμηλή τάση στην ακτινοβολία και της χαμηλή θερμική αντίσταση στην απορρόφηση των νετρονίων. (Shahrubudin, et al., 2019)

### 1.6.3 Σύνθετα υλικά

Τα σύνθετα υλικά έχουν φέρει την επανάσταση της βιομηχανίας υψηλών επιδόσεων χάρη στην εξαιρετική ευελιξία, το χαμηλό βάρος και της προσαρμοσίμες ιδιότητες. Παραδείγματα σύνθετων υλικών είναι τα ενισχυμένα με ίνες άνθρακα πολυμερή και πολυμερή ενισχυμένα με ίνες γυαλιού. Οι σύνθετες κατασκευές από πολυμερή ενισχυμένα με ίνες άνθρακα, χρησιμοποιούνται στην αεροδιαστημική βιομηχανία λόγω της υψηλής ειδικής δυσκαμψίας, της αντοχής, της καλής αντοχή στη διάβρωση και καλή απόδοση σε κόπωση. Τα ενισχυμένα με ίνες γυαλιού σύνθετα πολυμερή χρησιμοποιούνται ευρέως για διάφορες εφαρμογές στην τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης και έχουν μεγάλες δυνατότητες εφαρμογές λόγω της οικονομικής αποδοτικότητας και των υψηλών επιδόσεων. Τα υαλονήματα έχουν υψηλή θερμική αγωγιμότητα και σχετικά χαμηλό συντελεστή θερμικής διαστολής. Τα υαλονήματα είναι κατάλληλα για την τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης καθώς δεν μπορούν να καούν και δεν επηρεάζονται από θερμοκρασίες σκλήρυνσης που χρησιμοποιούνται της διαδικασίες κατασκευής. (Shahrubudin, et al., 2019)

#### 1.6.4 «Έξυπνα» υλικά

Ως έξυπνα υλικά ορίζονται τα υλικά που έχουν τη δυνατότητα να μεταβάλλουν τη γεωμετρία και το σχήμα του αντικειμένου και επηρεάζονται από εξωτερικές συνθήκες της η θερμότητα και το νερό. Παράδειγμα τρισδιάστατα εκτυπωμένων αντικειμένων που παράγονται με τη χρήση έξυπνων υλικών είναι η αυτοαναπτυσσόμενη δομή και το σύστημα ήπιας ρομποτικής. Τα έξυπνα υλικά μπορούν της να ταξινομηθούν ως υλικά εκτύπωσης 4D. Κάποια παραδείγματα έξυπνων υλικών είναι τα κράματα με μνήμη σχήματος και πολυμερή με μνήμη σχήματος. Στα κράματα με μνήμη σχήματος συγκαταλέγεται το νικέλιο – τιτάνιο, το οποίο μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε βιοϊατρικά εμφυτεύματα. Στην παραγωγή τρισδιάστατων εκτυπωμένων προϊόντων με την χρήση νικελίου – τιτανίου, το πιο σημαντικό ζήτημα είναι οι θερμοκρασίες μετασχηματισμού, η αναπαραγωγική ικανότητα της μικροδομής και της πυκνότητας. Εν τω μεταξύ, το πολυμερές με σχήμα μνήμης, είναι ένα είδος λειτουργικού υλικού που ανταποκρίνεται σε ένα ερέθισμα της το φως, η ηλεκτρική ενέργεια, η θερμότητα καθώς και ορισμένοι τύποι χημικών ουσιών. Με τη χρήση της τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης, το περίπλοκο σχήμα του πολυμερούς με σχήματος μνήμης μπορεί να παραχθεί εύκολα και γρήγορα. Της η αξιολόγηση της ποιότητας αυτού του υλικού πραγματοποιείται με βάση την ακρίβεια των διαστάσεων, την επιφανειακή τραχύτητα και την πυκνότητα των τεμαχίων. (Shahrubudin, et al., 2019)

### 1.6.5 Εξειδικευμένα υλικά

Κάποια εξειδικευμένα υλικά είναι:

#### Τρόφιμα

Η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης μπορεί να επεξεργαστεί και να παράγει το επιθυμητό σχήμα και τη γεωμετρία χρησιμοποιώντας τρόφιμα όπως η σοκολάτα, το κρέας, η καραμέλα, η πίτσα, τα μακαρόνια, η σάλτσα και ούτω καθεξής. Η τρισδιάστατη εκτύπωση τροφίμων μπορεί να παράγει υγιεινά τρόφιμα, επειδή η διαδικασία αυτή επιτρέπει στους πελάτες να προσαρμόζουν τα συστατικά των υλικών χωρίς να μειώνουν τα θρεπτικά συστατικά και τη γεύση των συστατικών. (Shahrubudin, et al., 2019)

#### Σεληνιακή Σκόνη

Η διαδικασία τρισδιάστατης εκτύπωσης έχει τη δυνατότητα άμεσης παραγωγής πολυστρωματικών εξαρτημάτων από σεληνιακή σκόνη, η οποία έχει δυνατότητα εφαρμογής για την μελλοντική δημιουργία αποικιών στην σελήνη. (Shahrubudin, et al., 2019)

#### Κλωστοϋφαντουργία

Με την τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης, η βιομηχανία κοσμημάτων και ενδυμάτων θα λάμψει με την ανάπτυξη της 3D εκτύπωσης κλωστοϋφαντουργικών προϊόντων. Μερικά πλεονεκτήματα της τεχνολογίας της τρισδιάστατης εκτύπωσης στη βιομηχανία της μόδας είναι ο σύντομος χρόνος επεξεργασίας για την κατασκευή του προϊόντος, το μειωμένο κόστος που σχετίζεται με τη συσκευασία και η μείωση του κόστους της αλυσίδας εφοδιασμού. (Shahrubudin, et al., 2019)

### 1.6.6 Πολυμερή υλικά

Μια από τις πιο σημαντικές κατηγορίες υλικών είναι τα πολυμερή. Η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης χρησιμοποιείται ευρέως για την παραγωγή πολυμερών εξαρτημάτων από πρωτότυπα έως λειτουργικές δομές με δύσκολες γεωμετρίες. Με την μέθοδο της συντηγμένης εναπόθεσης υλικού σχηματίζονται διαδοχικά στρώματα εξηλασμένου θερμοπλαστικού νήματος, όπως είναι το πολυγαλακτικό οξύ (PLA), το ακρυλονιτριλοβουταδιενικό στυρένιο (ABS), το πολυπροπυλένιο (PP) ή το πολυαιθυλένιο (PE). Επιπλέον, θερμοπλαστικά υλικά με υψηλότερες θερμοκρασίες τήξης, όπως είναι το

PEEK (polyetheretherketone) και το PMMA (Poly(methyl methacrylate)), μπορούν ήδη να χρησιμοποιηθούν ως υλικά για την τρισδιάστατη εκτύπωση. Τα πολυμερή υλικά που βρίσκονται σε υγρή κατάσταση ή έχουν χαμηλό σημείο τήξης χρησιμοποιούνται ευρέως στη βιομηχανία τρισδιάστατης εκτύπωσης λόγω του χαμηλού κόστους, του χαμηλού βάρους και της ευελιξίας επεξεργασίας τους. Κυρίως, τα πολυμερή, διαδραμάτισαν σημαντικό ρόλο στα βιοϋλικά και στα ιατροτεχνολογικά προϊόντα, συχνά ως αδρανή υλικά, συμβάλλοντας στην αποτελεσματική λειτουργία των συσκευών όπως επίσης παρέχοντας μηχανική υποστήριξη σε πολλά ορθοπεδικά εμφυτεύματα. (Shahrubudin, et al., 2019)

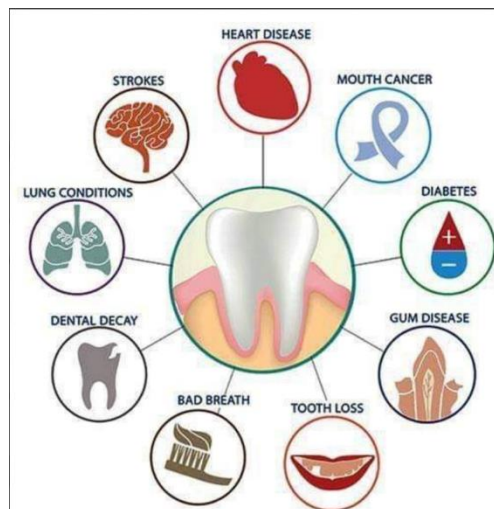


Εικόνα 21 Καρούλια που χρησιμοποιούνται για την διαδικασία της τρισδιάστατης εκτύπωσης

## Κεφάλαιο 2<sup>ο</sup>

## 2.1 Γενική εισαγωγή

Η στοματική κοιλότητα αποτελεί την αρχή του πεπτικού συστήματος του ανθρώπου. Χάρη σε αυτή μπορεί να γίνει η διαδικασία της μάσησης, της κατάποσης, της αναπνοής, της έκφρασης και της ομιλίας. Στο εσωτερικό της στοματικής κοιλότητας υπάρχουν τα δόντια, τα οποία ανήκουν στα σκληρά όργανα του ανθρώπινου σώματος. Είναι γομφωμένα μέσα στις φατνιακές κοιλότητες των γνάθων και ένα μέρος τους εξέχει από αυτές, με αποτέλεσμα να εμφανίζονται και μέσα στη στοματική κοιλότητα. Τα δόντια είναι τοποθετημένα το ένα δίπλα στο άλλο και έτσι σχηματίζουν τους οδοντικούς φραγμούς της άνω και της κάτω γνάθου. Η χρησιμότητα των δοντιών είναι πολλαπλή. Αρχικά τα δόντια έχουν έναν από τους σημαντικότερους ρόλους και αυτός είναι η κατάτμηση και η λειοτρίβηση της τροφής, έπειτα συντελούν στη σωστή λειτουργία του έναρθρου λόγου καθώς και στην αισθητική εμφάνιση του ανθρώπου, επειδή βρίσκονται στην πρόσθια περιοχή του προσώπου.



Εικόνα 22 Η επιρροή της στοματικής υγείας στον ανθρώπινο οργανισμό

## 2.2 Ιστορική Αναδρομή

Από τους αρχαίους πολιτισμούς έχει παρατηρηθεί η επιθυμία για βελτίωση των κατεστραμμένων δοντιών. Έχουν παρατηρηθεί σε αιγυπτιακές μούμιες μικρά προσθετικά δόντια συνδεδεμένα με τα διπλανά υγιή. Σε μια αρχαία ρωμαϊκή πόλη στη Γαλλία βρέθηκε ένα μεταλλικό δόντι το οποίο χρονολογείται από τον 1<sup>ο</sup> αιώνα μ.Χ. ενώ η πρώτη οδοντοστοιχία χρονολογείται τον 17<sup>ο</sup> αιώνα και ήταν κατασκευασμένη από ελεφαντόδοντο. Τον 20<sup>ο</sup> αιώνα άρχισε να δημιουργείται ο κλάδος της οδοντιατρικής με την προοπτική να αντικαταστήσει ένα δόντι που έλειπε και έτσι λοιπόν άρχισαν να δημιουργούνται οι πρώτες γέφυρες. Την δεκαετία του 1960 ο Per-Ingvar Brånemark, ο οποίος πλέον αναγνωρίζεται ως ο πατέρας της σύγχρονης οδοντικής εμφυτευματολογίας, εισήγαγε πρώτος την έννοια της οστεοενσωμάτωσης ενός μεταλλικού βιοϋλικού. Σε μια από τις πειραματικές μελέτες του, παρατήρησε ότι η εξωτερική επιφάνεια ενός εμφυτεύματος (το οποίο ήταν κατασκευασμένο από τιτάνιο) ενσωματώθηκε άρτια στο οστό της γνάθου. Από αυτή την πειραματική μελέτη κατέληξε στο συμπέρασμα ότι χάρη στις ιδιότητες του μετάλλου υπήρξε εξαιρετική βιοσυμβατότητα με αποτέλεσμα την ενσωμάτωση του και μη απόρριψή του από τον οργανισμό. Έπειτα, από αυτή την έρευνα, δημιούργησε κοχλίες τους οποίους εμφύτευσε σε διαφορετικά σημεία οστών και το αποτέλεσμα ήταν οι κοχλίες να παραμένουν στερεωμένοι στο οστό και όλοι να προσδένονται με τρομερή επιτυχία σε αυτό. Ο Brånemark αφού ανακάλυψε τις ιδιότητες αυτές του μετάλλου, συνέχισε μια περαιτέρω διεξαγωγή της έρευνας αυτής και δημιούργησε μια συσκευή. Αρχικά, με αυτή τη συσκευή, τοποθέτησε ένα εμφύτευμα το οποίο θα εμφυτευόταν στο κροταφικό οστό για να υποστηρίξει την ωτοπροσθετική σε χειρουργεία της άνω γνάθου. Η έρευνα αυτή αργότερα επεκτάθηκε σε μελέτες που έγιναν σε ζώα και ανθρώπους προκειμένου να αντικαταστήσουν ένα δόντι το οποίο έλειπε. Με την προσθετική αυτή συσκευή επεκτάθηκε και στην τοποθέτηση πολλών εμφυτευμάτων. Έπειτα προχώρησε σε ιστολογική ανάλυση και μια σειρά από μελέτες, όπου παρατηρήθηκε ότι υπήρχε άμεση προσκόλληση του οστού με την παθητικοποιημένη εξωτερική επιφάνεια του τιτανίου. Η διεπαφή λοιπόν του οστού με το τιτάνιο αυξήθηκε μετά την εμφύτευση, αυτό οδήγησε τον Brånemark να ορίσει την έννοια της οστεοενσωμάτωσης του τιτανίου ως άμεση και λειτουργική σύνδεση μεταξύ του οστού και της επιφάνειας ενός εμφυτεύματος που φέρει φορτίο. Ο Brånemark ήταν εκείνος που όρισε τις αρχές της χειρουργικής τοποθέτησης των οδοντικών εμφυτευμάτων και τη μεθοδολογία των δευτερευόντων προσθετικών βημάτων. Έτσι κατά την δεκαετία του 1980, η οδοντική

εμφυτευματολογία αναπτύχθηκε σημαντικά λόγω των τεράστιων θεραπευτικών της δυνατοτήτων. Η επιτυχία των μεθόδων βασίστηκε στα ακόλουθα:

- Χάρη στην χρήση εμφυτευμάτων με σπείρωμα από τιτάνιο ASTM II βαθμού και προσαρμοσμένα στην ανατομία του ασθενούς.
- Στην χαμηλή ταχύτητα με την οποία προετοιμάστηκε η διάτρηση στο ούλο, έτσι ώστε να μην αυξηθεί η θερμοκρασία, διότι είναι ιδιαίτερα επικίνδυνο και επιβλαβές για τα οστεοκύτταρα, τους οστεοβλάστες και την οστεοενσωμάτωση.
- Για ροπή 20 – 30 Newton δημιουργούταν ένα «κλείδωμα» στο τέλος του βιδώματος.
- Ράψιμο του ουλικού ιστού πάνω από το εμφύτευμα στο τέλος της χειρουργικής επέμβασης.
- Τοποθέτηση του προσθετικού κομματιού στο εμφύτευμα, ύστερα από έξι μήνες τοποθέτησης του εμφυτεύματος στο οστό, έτσι ώστε να διασφαλιστεί ότι έχει προσκολληθεί σωστά στο οστό.

Εξαιτίας των μακροπρόθεσμων ποσοστών επιτυχίας, η συνάφεια αυτής της χειρουργικής διαδικασίας και οι φυσικές ιδιότητες αυτού του υλικού, υιοθετήθηκαν γρήγορα από την οδοντιατρική και στοματολογική κοινότητα. Όλες οι συστάσεις του Brånemark θωρήθηκαν σαν δόγμα για δυο δεκαετίες και προϋπόθεση για την επιτυχία στην οδοντική εμφυτευματολογία. Η ανακάλυψη αυτή είχε απήχηση σε όλες τις βιομηχανικές χώρες και αυτό είχε σαν αποτέλεσμα ένας μεγάλος αριθμός εταιρειών, που ειδικεύονταν στον χειρουργικό εξοπλισμό, να αναπτύξουν κλώνους ή παραλλαγές των αρχικών εμφυτευμάτων που αναπτύχθηκαν από τη σουηδική εταιρεία Nobel Bio care. Το γεγονός ότι η ιδέα του εμφυτεύματος με σπείρωμα παραμένει μέχρι και σήμερα, δεν σήμαινε ότι δεν υπήρξαν αρκετές αλλαγές στην κατασκευή, στο κράμα του μετάλλου (πλέον χρησιμοποιείται το τιτάνιο βαθμού V (TA6V)) καθώς και στο χειρουργικό πρωτόκολλο. Αρχικά η τοποθέτηση των εμφυτευμάτων προτάθηκε σαν θεραπεία μερικής οδοντικής απώλειας, όπως για παράδειγμα την απώλεια ενός μόνο δοντιού. Από το 2015 όμως τα εμφυτεύματα χρησιμοποιούνται σαν θεραπεία για όλες τις ασθένειες που μπορούν να οδηγήσουν σε απώλεια δοντιών. (Guillaume, 2016)





Εικόνα 23 Οδοντικά εμφυτεύματα τα οποία χρονολογούνται από τον 8<sup>ο</sup> αιώνα π.Χ.



Εικόνα 24 Οδοντοστοιχία από τον 8ο αιώνα

## 2.3 Στοματική υγιεινή

Η στοματική υγεία είναι ένας σημαντικός παράγοντας που συμβάλλει και επηρεάζει άμεσα την υγεία ενός ανθρώπου, την σωματική, ψυχολογική και κοινωνική του ευεξία. Η καλή στοματική υγεία βασίζεται στην επαρκή λειτουργία της καθώς και στην απουσία ασθένειας. Με βάση μια έρευνα που έγινε από την Στατιστική Υπηρεσία της Σουηδίας και παρουσιάστηκε σαν άρθρο με τίτλο «Oral health and dental care of older persons — A systematic map of systematic reviews», παρατηρήθηκε ότι οι δημογραφικές αλλαγές οδήγησαν στην αύξηση του πληθυσμού μεγαλύτερης ηλικίας, που αυτό έχει σαν αποτέλεσμα ότι από το 2015 έως το 2030, το ποσοστό του πληθυσμού ηλικίας 75 ετών και άνω να αυξηθεί κατά 50%. Κατά συνέπεια θα υπάρξει αύξηση των ασθενειών, εάν οι άνθρωποι δεν φροντίζουν την στοματική τους υγεία από πιο νεαρές ηλικίες, αφού οι ασθένειες σχετίζονται άμεσα με την κακή στοματική υγιεινή. Παρ' όλ' αυτά στην έρευνα που διεξάχθηκε, παρατηρήθηκε ότι, πολλοί ηλικιωμένοι διατηρούν τη φυσική τους οδοντοστοιχία, με μεγάλο αριθμό υπολειπόμενων δοντιών. Επιπλέον, οι προηγμένες προσθετικές ανακατασκευές, όπως τα οστεοενσωματωμένα εμφυτεύματα, έχουν γίνει πιο συνηθισμένες και οι αφαιρούμενες συσκευές έχουν αρχίσει να μειώνονται. Το να έχεις φυσικά δόντια ή σταθερές ανακατασκευές σε μεγάλη ηλικία συνεπάγεται με βελτιωμένη υγεία και αυξημένη ποιότητα ζωής, με την μόνη διαφορά ότι θα πρέπει να υπάρχει πολύ καλή ποιότητα στα εμφυτεύματα, ειδάλλως θα δημιουργηθούν τα αντίθετα αποτελέσματα. (Ástvaldsdóttir, et al., 2018) (Guillaume, 2016)

Μελέτες έχουν δείξει ότι οι πιο σημαντικές παθήσεις της στοματικής κοιλότητας είναι η τερηδόνα, η περιοδοντίτιδα, πόνος στην κροταφογναθική άρθρωση, ξηροστομία, δυσσομία, προβλήματα με την βλεννογόνο του στόματος καθώς και με την κινητική λειτουργία του στόματος. Εκτός αυτών των παθήσεων μπορεί να δημιουργηθούν και διάφορες άλλες καταστάσεις οι οποίες μπορούν να οδηγήσουν σε απώλεια των δοντιών όπως είναι ένας σοβαρός τραυματισμός εξαιτίας ενός τροχαίου ατυχήματος. Σε τέτοιου είδους περιπτώσεις ανήκουν τα γναθοπροσωπικά και τα στοματικά τραύματα στα οποία συνήθως υπάρχει απώλεια των κεντρικών δοντιών και ενίοτε μπορεί να υπάρξει και απώλεια ολόκληρου του οστού. Άλλος ένας λόγος απώλειας δοντιού είναι η μόλυνση. Μπορεί να δημιουργηθούν εστίες μόλυνσης στην κορυφή του δοντιού και έτσι να προκληθεί ανάπτυξη κύστεων που ενδεχομένως να είναι πηγή εκτεταμένης οστεόλυσης. Το αποτέλεσμα αυτής είναι η

χειρουργική θεραπεία με αφαίρεση του δοντιού καθώς και με απόξεση του κυστικού ιστού. Επίσης η αντικατάσταση των σπασμένων άνω κοπτήρων, είναι μια από τις πιο κοινές καταστάσεις μεταξύ των πιο νεαρών ασθενών και είναι συχνά αποτέλεσμα ενός τραύματος κατά τη διάρκεια αθλητικών δραστηριοτήτων. Οι πιο σοβαρές παθήσεις που μπορεί να προκληθούν στα δόντια με αποτέλεσμα ακόμα και την ολική αφαίρεση των δοντιών είναι η τερηδόνα και η περιοδοντίτιδα. Η τερηδόνα είναι η πιο κοινή, μη μεταδιδόμενη νόσος και μπορεί να επηρεάσει ολόκληρο το σώμα προκαλώντας πόνο και φλεγμονή. Η τερηδόνα προσβάλλει τα δόντια δημιουργώντας μικρές κοιλότητες – τρύπες με αποτέλεσμα να απομεταλλικοποιηθεί η αδαμαντίνη και η οδοντίνη από τα μικρόβια. Η τερηδόνα αν δεν αντιμετωπιστεί έγκαιρα μπορεί να προκαλέσει ολική καταστροφή στο δόντι, που αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την εξαγωγή του. Η περιοδοντίτιδα από την άλλη είναι μια βακτηριακή λοίμωξη των ειδικών ιστών, των αρθρώσεων και των οστών που περιβάλλουν και στηρίζουν τα δόντια, γνωστό ως περιοδόντιο. Συμβάλουν πολλοί παράγοντες στην δημιουργία της όπως είναι η κακή στοματική υγιεινή, η οδοντική πλάκα, η τερηδόνα, η ουλίτιδα, ο διαβήτης, το κάπνισμα καθώς και η κατανάλωση αλκοόλ. Η περιοδοντίτιδα είναι μη αναστρέψιμη και μπορεί να οδηγήσει σε μόνιμη απώλεια των δοντιών. Η περιοδοντίτιδα και η ουλίτιδα πρέπει να θεραπευτούν διότι προκαλούν καταστροφή των ούλων και έτσι θα έχουμε απώλεια δοντιών. (Ástvaldsdóttir, et al., 2018)



Εικόνα 25 Στάδια περιοδοντίτιδας

## 2.4 Εμφυτεύματα

Τα εμφυτεύματα από την δεκαετία του 1960, έχουν γίνει μια εναλλακτική λύση για την προσθετική οδοντιατρική, η οποία υποστηρίζεται είτε από τα εναπομείναντα δόντια, είτε από τους μαλακούς ιστούς του στόματος. Τα εμφυτεύματα αποτελούν την βασική λύση σε περίπτωση που χαθεί κάποιο δόντι. Αρχικά χρησιμοποιείται ένα ενδοοστικό εμφύτευμα από μη μεταλλικό υλικό, όμως τα τελευταία χρόνια την θέση του έχει πάρει το μεταλλικό εμφύτευμα το οποίο έχει γίνει και η πιο διαδεδομένη λύση. Το είδος του μετάλλου είναι το τιτάνιο, το οποίο πλέον είναι ένα από τα πιο γνωστά βιοσυμβατά υλικά στην ιατρική, την οδοντιατρική και στις επεμβάσεις γναθοχειρουργικής. Χάρη σε αυτά έχουν υπάρξει εξαιρετικά κλινικά αποτελέσματα και ειδικά από τα σπειροειδή εμφυτεύματα δοντιών, που έχουν κατασκευαστεί από πιο εξειδικευμένους τεχνίτες. Τα σπειροειδή εμφυτεύματα πληρούν πλέον αυστηρά κριτήρια κατασκευής, έτσι ώστε να ενσωματωθούν και να μην απορρίπτονται από τον οργανισμό, σύμφωνα με συγκεκριμένες προσθετικές μεθόδους. Ένα άλλο εξίσου σημαντικό ζήτημα, που θα πρέπει να αναφερθεί, είναι η προεμφυτευτική θέση, δηλαδή το σημείο που θα τοποθετηθεί το εμφύτευμα, γιατί θα έρθει σε πρώτη επαφή το μεταλλικό αυτό βιοϋλικό με το οστό. Βάση αυτού θα κριθεί η βιοσυμβατότητα του, δηλαδή η αποδοχή του από τον οργανισμό. (Ástvaldsdóttir, et al., 2018)

Ύστερα από τέσσερις δεκαετίες, ο κλάδος της οδοντιατρικής και δη ο κλάδος της οδοντικής εμφυτευματολογίας, έχουν γίνει ευρέως γνωστοί για την πρόοδο της θεραπείας επάνω στην μερική ή και την ολική απώλεια των δοντιών. Χάρη σε αυτή την πρόοδο του κλάδου, έχει μειωθεί η χρήση της ολικής ή και ακόμα της μερικής οδοντοστοιχίας η οποία κατά κύριο λόγο μπορεί να προκαλέσει προβλήματα ακόμα και στα υγιή γειτονικά δόντια, που χρησιμοποιούνται σαν υποστηρικτικά έναντι σε αυτήν, σε σχετικά σύντομο χρονικό διάστημα. Επίσης η βιωσιμότητα των εμφυτευμάτων έχει άμεση συσχέτιση με την κλινική εικόνα του ασθενούς, δηλαδή την γενική κατάσταση της υγείας του (όπως προαναφέρθηκε και πιο πάνω), την περιοδοντική κατάσταση, το πόσο διαθέσιμος χώρος υπάρχει στο οστό καθώς και την μη απόρριψη και προσαρμογή του εμφυτεύματος που θα χρειαστεί ο εκάστοτε οργανισμός. Ο διαθέσιμος χώρος εμφύτευσης, διαδραματίζει έναν από τους πιο σημαντικούς ρόλους, διότι ο μειωμένος χώρος δεν βοηθάει παρά καταστρέφει το εμφύτευμα. Η συντριπτική πλειονότητα των εμφυτευμάτων έχει παρόμοιο σχήμα, δηλαδή είναι μια κοίλη βίδα η οποία κάθε φορά μπορεί να αλλάζει μορφή, ανάλογα τον

κατασκευαστή, δηλαδή να έχει πιο στρογγυλεμένη ή μυτερή κορυφή, να έχει περισσότερα ή λιγότερα σπειρώματα καθώς και κυλινδρικό ή κωνικό σώμα. Η ποιότητα της επιφάνειας ενός εμφυτεύματος διαδραματίζει έναν από τους πιο σημαντικούς ρόλους, αυτόν του κλινικού αποτελέσματος. Οι κατασκευαστές έχουν βελτιώσει την ποιότητα των εμφυτευμάτων έτσι ώστε να μπορούν να οστεοενσωματώνονται πιο εύκολα και πιο γρήγορα καθώς και η εμφύτευση να διατηρηθεί περισσότερα χρόνια. Έχει παρατηρηθεί ότι τα εμφυτεύματα που έχουν πιο τραχιά επιφάνεια έχουν καλύτερη οστεοενσωμάτωση διότι η τραχύτητα είναι ένας παράγοντας που επηρεάζει την σχέση μεταξύ του εμφυτεύματος και το οστού κατά την διάρκεια της οστεοενσωμάτωσης. Ωστόσο η υπερβολική τραχύτητα, ειδικά στα πιο πάνω σπειρώματα, μπορεί να αυξήσει τον κίνδυνο της περιεμφυτευματίτιδας, δηλαδή της φλεγμονής των ιστών γύρω από το εμφύτευμα, και της διαρροής ιόντων τιτανίου. (Ástvaldsdóttir, et al., 2018) (Guillaume, 2016)



Εικόνα 26 Οδοντικό εμφύτευμα

## 2.5 Μέθοδοι επεξεργασίας εμφυτευμάτων

Καλό θα ήταν να αναφερθούν κάποιες αντιδράσεις που μπορεί να δημιουργηθούν από την επαφή του εμφυτεύματος με το οστό καθώς και σε τι επεξεργασίες μπορούν να προβούν. Καταρχάς οι μέθοδοι επεξεργασίας των εμφυτευμάτων χωρίζονται σε τρεις μεγάλες κατηγορίες. Πρώτον τις φυσικές, όπως είναι ο ψεκασμός του πλάσματος τιτανίου, ο υδροξυλαπατίτης ή της εναπόθεσης ιόντων. Δεύτερον τις μηχανικές, οι οποίες είναι το φρεζάρισμα, η λείανση και η στίλβωση κ.α.. Τρίτον τις χημικές ιδιότητες όπως είναι οι διάφορες επεξεργασίες με οξέα, βάσεις, ανοδίωση κλπ. Χάρη σε αυτές τις μεθόδους μπορούν να δημιουργηθούν πορώδης επιφάνειες στα εμφυτεύματα έτσι ώστε να γίνει πιο γρήγορη και πιο αποτελεσματική οστεοενσωμάτωση, όπως έχει αναφερθεί και πιο πάνω. Μια από αυτές τις μεθόδους είναι και η επένδυση με πλάσμα τιτανίου (TPS), δηλαδή ψεκάζονται λεπτά ψήγματα τιτανίου, τα οποία περνούν μέσα από μια φλόγα υψηλής θερμοκρασίας. Όταν τα ψήγματα έρθουν σε επαφή με την επιφάνεια του εμφυτεύματος, τότε αυτά συντήκονται δημιουργώντας μια αδρή επιφάνεια πάχους 30μm. Η μέθοδος αυτή δίνει μια σημαντικά μεγαλύτερη επιφάνεια εμφυτεύματος σε σχέση με τα λεία εμφυτεύματα, ενώ η τρισδιάστατη μορφολογία της αυξάνει σημαντικά την συγκράτηση στην ένωση μεταξύ οστού και εμφυτεύματος. Οι επιστρώσεις με υδροξυλαπατίτη είναι άλλη μια μέθοδος. Στην μέθοδο αυτή προηγείται η αδροποίηση της επιφάνειας του εμφυτεύματος και στη συνέχεια γίνεται η επένδυση με υδροξυλαπατίτη σε ένα πάχος 20 – 50 μm. Ο υδροξυλαπατίτης είναι ένα από τα υλικά τα οποία δημιουργούν ισχυρό δεσμό με το κόκαλο και για αυτό θεωρείται βίο – ενεργό. Μια τρίτη μέθοδος είναι η ανοδίωση, η οποία τροποποιεί το σχήμα και την σύνθεση της επιφάνειας των εμφυτευμάτων. Πρόκειται για μια ηλεκτροχημική μέθοδο, η οποία αυξάνει το πάχος και την αδρότητα της επιφανειακής στρώσης του διοξειδίου του τιτανίου. Παράλληλα δημιουργούνται μικρό – πόροι οι οποίοι ευνοούν την πρόσφυση και πολλαπλασιασμό των οστικών κυττάρων πάνω στην επιφάνεια του εμφυτεύματος. Η ανοδίωση είναι μια μέθοδος που εξαρτάται από την τάση και την ροή του ηλεκτρικού ρεύματος, την συγκέντρωση των οξέων καθώς και την σύνθεση και την θερμοκρασία των ηλεκτρολυτών. Η μέθοδος αυτή είναι ταχύτερη και παρέχει καλύτερη οστεοενσωμάτωση. Η αδροποίηση είναι μια μέθοδος στην οποία χρησιμοποιούμε ισχυρά οξέα, όπως είναι το νιτρικό οξύ, το υδροφθωρικό οξύ προκειμένου να αδροποιήσουμε την επιφάνεια των εμφυτευμάτων. Η αδροποίηση της επιφάνειας δημιουργεί μικρό – εσοχές βάθους 0,5 – 2 μm

γεγονός που βοηθάει στην γρηγορότερη οστεοενσωμάτωση και σε καλύτερα μακροπρόθεσμα αποτελέσματα. Μια τελευταία μέθοδος είναι η επεξεργασία με φθόριο στην οποία μέθοδο το τιτάνιο αντιδρά με το φθόριο και δημιουργεί ενώσεις  $TiF_4$ . Με αυτή την μέθοδο έχει παρατηρηθεί ότι εμφυτεύματα με επιφάνεια επεξεργασμένη με φθόριο δημιουργούσαν πιο ισχυρό δεσμό με το οστό, από ότι τα συμβατικά εμφυτεύματα. (Ástvaldsdóttir, et al., 2018) (Guillaume, 2016)

Ένα από τα πιο σημαντικά κομμάτια είναι αυτό του τρόπου τοποθέτησης των εμφυτευμάτων. Η τοποθέτηση των εμφυτευμάτων μπορεί να γίνει είτε με τοπική είτε με ολική αναισθησία. Στις μέρες μας η τοπική αναισθησία είναι η πιο κοινή μέθοδος και η πλειοψηφία των γιατρών την ακολουθούν. Με βάση τα πρωτόκολλα η τοποθέτηση των εμφυτευμάτων, είτε στην άνω γνάθο είτε στην κάτω γνάθο, είναι τελείως ανώδυνη. Η περίπτωση εμφάνισης πόνου πιθανώς θα οφείλεται σε μετεγχειρητικό πόνο, στην μη επίδραση του αναισθητικού καθώς και σε κάποια απότομη ιατρική κίνηση που πιθανώς να τραυμάτισε το ούλο. Κατά την διάρκεια της επέμβασης ακολουθούνται αυστηρά πρωτόκολλα απολύμανσης, όπως εξάλλου σε όλες τις χειρουργικές μικροεπεμβάσεις. Αρχικά ο ασθενείς καλείται να κάνει αξονική τομογραφία έτσι ώστε ο γιατρός να μπορέσει να διασφαλίσει την σωστή τοποθέτηση του εμφυτεύματος. Έπειτα επιλέγεται το σωστό μέγεθος τρυπανιού έτσι ώστε να δημιουργηθεί το κατάλληλο πλάτος για την μετέπειτα τοποθέτηση του εμφυτεύματος. Ανάλογα με την οστική πυκνότητα, η διάτρηση είναι περισσότερο ή λιγότερο έντονη. Έπειτα τοποθετείται το εμφύτευμα το οποίο ελέγχεται αν εφαρμόστηκε σωστά σταθεροποιώντας το με ένα δυναμόκλειδο. Εάν παρατηρηθεί κάποιου είδους μη σταθερή τοποθέτηση του εμφυτεύματος, τότε θα πρέπει να αφαιρεθεί και να ξανά τοποθετηθεί μέχρι να σταθεροποιηθεί πάνω στο οστό. (Ástvaldsdóttir, et al., 2018) (Guillaume, 2016)

Στο τέλος κάθε επέμβασης υπάρχουν δυο πιθανά σενάρια ανάλογα με τον κάθε ιατρό. Το πρώτο σενάριο είναι, αφού τοποθετηθεί το εμφύτευμα και διασφαλιστεί ότι έχει τοποθετηθεί σωστά, να παραμείνει για ένα διάστημα κάτω από το ραμμένο ούλο διότι έτσι μειώνεται σημαντικά η πιθανότητα μόλυνσης επειδή δεν καταπονείτε μηχανικά. Το άλλο σενάριο είναι να τοποθετήσουν κατευθείαν το προσθετικό κολόβωμα στο στοματικό περιβάλλον. Μετά το πέρας της επέμβασης θα πρέπει να γίνουν ακτινογραφίες οι οποίες χρειάζονται για την παρατήρηση των ούλων σε περίπτωση που εμφανιστεί περιεμφυτευματίτιδα, σε περίπτωση που συμβεί αυτό θα πρέπει να αφαιρεθεί άμεσα το εμφύτευμα έτσι ώστε να περιοριστεί το συντομότερο δυνατό η επέκταση της φλεγμονής



αυτής. Όπως προαναφέρθηκε η χειρουργική περιοχή θα πρέπει να παραμείνει ανέγγιχτη για διάστημα 4 με 5 μηνών έτσι ώστε να γίνει η διαδικασία της επούλωσης της. Κατά την διάρκεια αυτής της περιόδου, αφού πρώτα έχουν συρραφή τα ούλα στην αρχική τους θέση, ξεκινά σιγά σιγά η διαδικασία της οστεοενσωμάτωσης, δηλαδή αρχίζει να συντίθενται οστό από τους οστεοβλάστες γύρω από το εμφύτευμα. Αφού περάσει ο απαιτούμενος χρόνος και γίνει η αποτύπωση του εμφυτεύματος και των μαλακών ιστών γύρω από αυτό, τοποθετείται το τεχνητό δόντι. (Ástvaldsdóttir, et al., 2018)



Εικόνα 27 Δομή οδοντικού εμφυτεύματος



## 2.6 Τρισδιάστατη εκτύπωση και εμφυτεύματα

Εκτός από τις παραπάνω μεθόδους επεξεργασίας και δημιουργίας των εμφυτευμάτων, υπάρχει και μια καινοτόμος μέθοδος, αυτή της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Η μέθοδος της τρισδιάστατης εκτύπωσης συμβάλλει στην αυτοματοποίηση της διαδικασίας και στην εξοικονόμηση του χρόνου, τόσο παραγωγής όσο και δημιουργίας των εμφυτευμάτων. Μια από τις πρώτες εφαρμογές της τρισδιάστατης εκτύπωσης στον τομέα της χειρουργικής και της οδοντιατρικής είναι αυτή της αξονικής τομογραφίας κωνικής δέσμης ή αλλιώς cone beam computed tomography (CBCT). Η CBCT έχει γίνει ευρέως διαθέσιμη και έχει μεταμορφώσει την διάγνωση και τη θεραπεία των εμφυτευμάτων στον τομέα της οδοντιατρικής. Με την CBCT παρέχονται τα ογκομετρικά δεδομένα εικόνας στον τρισδιάστατο εκτυπωτή πριν από την χειρουργική επέμβαση, έτσι ώστε να κατασκευαστούν πολλά λεπτομερή αντίγραφα της γνάθου του ασθενούς. Έπειτα τα αντίγραφα αυτά εξετάζονται προσεκτικά και σχεδιάζεται η χειρουργική προσέγγιση πριν από την χειρουργική επέμβαση. Με αυτή την διαδικασία μπορούν να προβλεφθούν πολλοί αστάθμητοι παράγοντες που ίσως προκύψουν κατά την διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης. Η διαδικασία αυτή έχει οδηγήσει στην ανάπτυξη νέων προσεγγίσεων στον τομέα της χειρουργικής σε συνδυασμό με την κατασκευή βοηθημάτων διάτρησης και κοπής από τεχνολογίες τρισδιάστατης εκτύπωσης, οι οποίες μπορούν να οδηγήσουν σε ταχύτερες, λιγότερο επεμβατικές και πιο προβλέψιμες χειρουργικές επεμβάσεις. Για την ιατρική μοντελοποίηση, η ακρίβεια συχνά θα περιορίζεται στον αρχικό τρόπο απεικόνισης και στην παρουσία σφαλμάτων. Για τους παραπάνω λόγους υπάρχει μεγάλη ποικιλία από τρισδιάστατους εκτυπωτές και υλικά τρισδιάστατης εκτύπωσης τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εκτύπωση ιατρικών μοντέλων. (Dawood, et al., 2015) (Tian, et al., 2021)



Εικόνα 28 Τρισδιάστατη εκτύπωση

## Κεφάλαιο 3<sup>ο</sup>

### 3.1 Εισαγωγή

Η κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα (PEEK) είναι ένα πολυαρωματικό ημικρυσταλλικό θερμοπλαστικό πολυμερές που πρωτοεμφανίστηκε στις αρχές της δεκαετίας του 1980. Το PEEK έχει κεντρίσει το ενδιαφέρον πολλών επιστημόνων καθώς αποτελεί μια εναλλακτική λύση έναντι των παραδοσιακών ιατρικών μετάλλων. Μετά την επιβεβαίωση της βιοσυμβατότητάς της πριν από τρεις δεκαετίες, η πολυαρυλαιθέρκετονη (PAEK) χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο ως βιοϋλικό για την ορθοπεδική, την τραυματολογία και τα σπονδυλικά εμφυτεύματα. Η πολυαρυλοαιθεροκετόνη, είναι μέλος της οικογένειας πολυμερών PAEK που έχει χρησιμοποιηθεί για ορθοπεδικά και σπονδυλικά εμφυτεύματα. Η κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα έχει μηχανικές ιδιότητες ευνοϊκές για βιοϊατρικές εφαρμογές. Υπάρχουν διάφορες μορφές της κετόνης πολυαιθερικού αιθέρα, όπως είναι οι PEEK-LT1, PEEK-LT2 και PEEK-LT3. Μάλιστα η PEEK-LT3 έχει ήδη εφαρμοστεί σε διάφορους χειρουργικούς τομείς, όπως είναι η χειρουργική σπονδυλικής στήλης, η ορθοπεδική χειρουργική, η γναθοπροσωπική χειρουργική κ.λπ. Τα υλικά με βάση το PEEK καθιστούν μια σημαντική ομάδα βιοϋλικών που χρησιμοποιούνται για τα οστά και τους χόνδρους και αναμένεται να αντικαταστήσουν τα μέταλλα που χρησιμοποιούνται στην ιατρική, όπως είναι τα οδοντιατρικά και ορθοπεδικά εμφυτεύματα. Ο λόγος είναι οι παρόμοιες ιδιότητες που έχει το PEEK σε σχέση με το ανθρώπινο οστό, όπως για παράδειγμα το μέτρο ελαστικότητας το οποίο είναι παρόμοιο με αυτό του φυσικού οστού. Το PEEK έχει αρκετά πλεονεκτήματα έναντι των συμβατικών μετάλλων, κάποιες από αυτές είναι η φυσική ακτινοδιαύγεια, η καλή χημική σταθερότητα, η βιοσυμβατότητα και οι καλές μηχανικές ιδιότητες. Στις φυσικές του ιδιότητες είναι οι υψηλές θερμοκρασίες τήξης και ο υψηλές θερμοκρασίες υαλώδους μετάπτωσης ( $T_m = 340 \text{ }^\circ\text{C}$ ,  $T_g = 143 \text{ }^\circ\text{C}$ ), επίσης έχει υψηλή χημική αντοχή και όταν είναι σε φάση τήγματος είναι εύκολα επεξεργάσιμο. Άλλη μια ιδιότητα του PEEK είναι ότι κρυσταλλώνεται γρήγορα όταν βρίσκεται σε θερμοκρασίες άνω των  $143 \text{ }^\circ\text{C}$  ( $T_g$ ). (Kurtz, 2019). Από τις αρχές της δεκαετίας του 90 άρχισε να θεωρείται ο βασικός αντικαταστάτης των μεταλλικών εμφυτευμάτων τόσο στην ορθοπεδική, όσο και στην τραυματολογία, με αποτέλεσμα να αρχίσει να εξετάζεται περισσότερο στο ερευνητικό κομμάτι (Vladislavon Panayotov, et al., 2016) (Zheng, et al., 2023)

### 3.2 Ιστορική αναδρομή

Το ΡΕΕΚ είναι ένα πολυαρωματικό ημικρυσταλλικό θερμοπλαστικό πολυμερές με χημικό τύπο  $(-C_6H_4-O-C_6H_4-O-C_6H_4-CO-)_n$ . Τη δεκαετία του 1980 το ΡΕΕΚ εμπορευματοποιήθηκε για τη χρήση του στην βιομηχανία, ενώ το 1988 προτάθηκε ως υλικό για βιοϊατρική εφαρμογή. Ουσιαστικά, η διαθεσιμότητα του ΡΕΕΚ έφτασε σε εποχή που υπήρχε αυξανόμενο ενδιαφέρον για την ανάπτυξη "ισοελαστικών" στελεχών τα οποία χρησιμοποιούνται για την αρθροπλαστική ισχίου καθώς και την δημιουργία οστεοσύνθεσης (αποκαλείται η διαδικασία όπου γίνεται η τοποθέτηση της πλάκας και των βιδών είτε πάνω στην επιφάνεια του οστού είτε εντός της ενδομυελικής ήλωσης του) για την στερέωση του οστού σε περιπτώσεις καταγμάτων, όπου η δυσκαμψία της οστεοσύνθεσης είναι συγκρίσιμη με αυτή του οστού. Το μέτρο ελαστικότητας του ΡΕΕΚ κάθε φορά προσαρμόζεται ανάλογα με την κάθε περίπτωση και αυτό επιτυγχάνεται με την ενίσχυση των ινών άνθρακα από διάφορα σύνθετα υλικά που έχουν διαφορετικό μήκος ινών και διαφορετικό προσανατολισμό. Σαν καθαρό (μη γεμισμένο) ΡΕΕΚ παρουσιάζει μέτρο ελαστικότητας 3 – 4 GPa, ενώ στην περίπτωση που πρέπει να ταιριάζει με αυτό του φλοιώδους οστού, τότε το μέτρο ελαστικότητας κυμαίνεται στα 18 GPa, εάν πρέπει να πλησιάσει αυτό του κράματος Τιτανίου τότε το μέτρο ελαστικότητάς φτάνει τα 110 GPa (Kurtz, 2019) (Zheng, et al., 2023).

Επίσης στη δεκαετία του 1990, οι ερευνητές περιέγραψαν την βιοσυμβατότητα και την in vivo σταθερότητα των ποικίλων υλικών ΡΑΕΚ, με βάση κάποια άλλα μηχανικά πολυμερή «υψηλής απόδοσης», όπως είναι η πολυσουλφόνη (PSU) και το τερεφθαλικό πολυβουτυλένιο. Ωστόσο, χρήση αυτών των πολυμερών σε εμφυτεύματα εγκαταλείφθηκε, λόγω της θραύσης που δημιουργείται στις πολυσουλφόνες εξαιτίας της τάσης των λιπιδίων. Μέχρι τα τέλη της δεκαετίας του 1990, το ΡΕΕΚ είχε αναδειχθεί ως το κορυφαίο υποψήφιο θερμοπλαστικό, υψηλής απόδοσης, για αντικατάσταση μεταλλικών εξαρτημάτων, ιδίως στην ορθοπεδική και το τραυματολογία. Τον Απρίλιο του 1998, το ΡΕΕΚ, ήταν διαθέσιμο, καθώς είχε προηγηθεί η προσομοίωση του στην in vivo φθορά του, η οποία συμπεριλάμβανε και την βλάβη που προκαλούσαν από τα λιπίδια. Με την διαρκή έρευνα τα βιοϋλικά ΡΕΕΚ "άνθισαν" και αναμένεται να συνεχιστούν σε ακόμη πιο προχωρημένο επίπεδο στο μέλλον.

Πολυάριθμες μελέτες τεκμηριώνουν τις επιτυχείς κλινικές επιδόσεις των πολυμερών ΡΑΕΚ στην ορθοπεδική και μάλιστα σε ασθενείς με προβλήματα στην σπονδυλική στήλη.

Πρόσφατες έρευνες διερεύνησαν επίσης τη βιοτριβιολογία των σύνθετων υλικών ΡΕΕΚ ως υλικών έδρασης και εύκαμπτων εμφυτευμάτων που χρησιμοποιούνται για την αρθροπλαστική ισχύων. Εξαιτίας του ενδιαφέροντος για την περαιτέρω βελτίωση της οστεοενσωμάτωσης των εμφυτευμάτων, η έρευνα για τα βιοϋλικά ΡΕΕΚ έχει επίσης επικεντρωθεί στη συμβατότητα του πολυμερούς με βιοενεργά υλικά, συμπεριλαμβανομένου του υδροξυαπατίτη, είτε ως σύνθετο πληρωτικό υλικό είτε ως υλικό επιφανειακής επίστρωσης. Ως αποτέλεσμα της συνεχιζόμενης έρευνας για τα βιοϋλικά, το ΡΕΕΚ και τα συναφή σύνθετα υλικά μπορούν σήμερα να κατασκευαστούν με ένα ευρύ φάσμα φυσικών, μηχανικών και επιφανειακών ιδιοτήτων, ανάλογα με την εφαρμογή του εμφυτεύματός τους (Kurtz, 2019) (Vladislavon Panayotov, et al., 2016)

### 3.3 Πολυμερή

Η πολυαρυλοαιθεροκετόνη (ΡΕΕΚ) ανήκει σε μια κατηγορία υλικών που είναι γνωστά ως πολυμερή, ή με απλά λόγια πιο απλά ως πλαστικά. Πιο συγκεκριμένα, το ΡΕΕΚ είναι ταξινομείται ως γραμμικό ομοπολυμερές. Πριν προχωρήσουμε στον ορισμό του ΡΕΕΚ, είναι χρήσιμο να κατανοήσουμε πρώτα τη σημασία αυτών των όρων. Αρχικά πολυμερές σημαίνει ότι έχει «πολλά μέρη». Η κατασκευή ταυτόσημων μονομερών δημιουργεί ένα ομοπολυμερές, ενώ η σύζευξη δυο ή περισσότερων διαφορετικών μονομερών που ενώνονται μεταξύ τους δημιουργούν ένα συμπολυμερές. Τα πολυμερή μπορεί να είναι γραμμικά ή διακλαδισμένα (Εικόνα 29). Η τάση για διακλάδωση σε ένα ομοπολυμερές εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τις συνθήκες σύνθεσής του. Το χαρακτηριστικό γνώρισμα ενός πολυμερούς -σε σύγκριση με ένα μέταλλο ή κεραμικό- είναι το μοριακό του μέγεθος. Σε ένα πολυμερές όπως το ΡΕΕΚ, το μόριο είναι μια γραμμική αλυσίδα εκατοντάδων μονομερών μονάδων με μέσο μοριακό βάρος 80.000-120.000g/mol. Γενικά, το μήκος και η σύνθεση της μοριακής αλυσίδας έχει ως αποτέλεσμα πολλά μοναδικά χαρακτηριστικά για τα πολυμερή, κυρίως την εξάρτηση των ιδιοτήτων τους από τη θερμοκρασία και το ρυθμό με τον οποίο εφαρμόζονται οι παραμορφώσεις. Όσον αφορά την ευαισθησία του ρυθμού και της θερμοκρασίας τους, τα πολυμερή εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τη χημική τους σύνθεση και τη δομή τους. Με άλλα λόγια, ορισμένα πολυμερή είναι πιο ευαίσθητα στον ρυθμό και τη θερμοκρασία από άλλα. Έχει παρατηρηθεί ότι όταν το ΡΕΕΚ χρησιμοποιείται για εμφυτεύματα υπό κλινικά σχετικές συνθήκες, το ΡΕΕΚ είναι σχετικά αναισθητο στις μεταβολές του ρυθμού και της θερμοκρασίας. (Kurtz, 2019) (Zheng, et al., 2023)



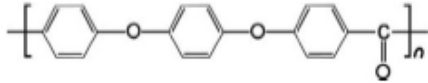
Figure 1.1 Schematic representation of a homopolymer.



Εικόνα 29 από chapter 1

### 3.4 Κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα.

Η κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα εμπορευματοποιήθηκε για τη βιομηχανία τη δεκαετία του 1980. Η ΡΑΕΚ ανήκει στην οικογένεια των θερμοπλαστικών πολυμερών υψηλής απόδοσης, αποτελούνται από μια αρωματική μοριακή αλυσίδα η οποία είναι συνδεδεμένη με λειτουργικές κετόνες και άλλες αιθερικές ομάδες, συνεπώς το ΡΕΕΚ ανήκει σε μια ευρύτερη οικογένεια πολυμερών ΡΑΕΚ, που μερικές φορές αναφέρονται ως πολυαιθεροκετόνες (εικόνα 30). Το ΡΕΕΚ είναι ένα από τα κυρίαρχα μέλη της οικογένειας των πολυμερών ΡΑΕΚ στις εφαρμογές των εμφυτευμάτων και η χημική του δομή προσδίδει σταθερότητα σε υψηλές θερμοκρασίες (άνω των 300 °C), αντοχή σε χημικές βλάβες ή βλάβες από ακτινοβολία, συμβατότητα με πολλά ενισχυτικά μέσα (όπως είναι οι ίνες γυαλιού και άνθρακα) καθώς και μεγαλύτερη αντοχή από πολλά άλλα μέταλλα καθιστώντας το ιδιαίτερα ελκυστικό σε βιομηχανικές εφαρμογές, όπως τα πτερύγια αεροσκαφών και τουρμπινών. Επίσης η σταθερότητα, η βιοσυμβατότητα, η ακτινοδιαπερατότητα και οι μηχανικές του ιδιότητες καθιστούν το ΡΕΕΚ κατάλληλο βιοϋλικό για ορθοπεδικά εμφυτεύματα και εμφυτεύματα σπονδυλικής στήλης. Το μη γεμισμένο "καθαρό" ΡΕΕΚ διατίθεται σε μορφή σφαιριδίων ή σκόνης μαυρίσματος, τα οποία μπορούν να μετατραπούν σε τμήματα εμφυτευμάτων με τις συνήθεις τεχνικές επεξεργασίας πολυμερών, όπως είναι η χύτευση με έγχυση. Τα εμφυτεύματα ΡΕΕΚ κατασκευάζονται επίσης με μηχανική κατεργασία από εξωθημένες ράβδους ή φύλλα μορφοποιημένα με συμπίεση. Το χρώμα του ΡΕΕΚ είναι μαυριδερό, όταν όμως αναμιγνύεται με ίνες άνθρακα για πρόσθετη αντοχή, το υλικό που προκύπτει είναι μαύρο (Kurtz, 2019) (Zheng, et al., 2023).



Εικόνα 30 Χημικός τύπος του ΡΕΕΚ

### 3.4.1 ΡΕΕΚ και κρυσταλλικότητα

Η μοριακή αλυσίδα του ΡΕΕΚ μπορεί να απεικονιστεί ως ένα μπερδεμένο νήμα σπαγγέτι που έχει εκατοντάδες μέτρα μήκος. Η μοριακή αλυσίδα δεν είναι στατική, αλλά δονείται και περιστρέφεται λόγω της θερμικής ενέργειας ή ως αντίδραση σε μια ασκούμενη εξωτερικά παραμόρφωση. Το μόριο του ΡΕΕΚ είναι σχετικά άκαμπτο λόγω της παρουσίας των αρωματικών δακτυλίων (βενζολίου) κατά μήκος της ραχοκοκαλιάς του, ωστόσο, το μόριο έχει την ελευθερία να περιστρέφεται αξονικά γύρω από τους δεσμούς αιθέρα (-O-) και κετόνης-άνθρακα (-CO-). Όταν ψύχεται αργά από τη λιωμένη κατάσταση, η μοριακή αλυσίδα μπορεί να περιστρέφεται πάνω στον εαυτό της για να σχηματίσει αλυσιδωτές πτυχώσεις και να οργανωθεί σε διατεταγμένες ομάδες, γνωστές ως κρύσταλλοι. Οι κρύσταλλοι ΡΕΕΚ είναι ενσωματωμένοι μέσα σε άμορφους τομείς και σχηματίζουν μια διφασική μικροδομή. Το ΡΕΕΚ προσαρμόζεται καλά στο θεωρητικό μοντέλο ενός διφασικού ημικρυσταλλικού πολυμερούς, το οποίο αποτελείται από μια άμορφη φάση και μια κρυσταλλική φάση. Όπως πολλά ημικρυσταλλικά πολυμερή, συμπεριλαμβανομένου του πολυαιθυλενίου που έχει υψηλό μοριακό βάρος (UHMWPE), η κρυσταλλική περιεκτικότητα του ΡΕΕΚ ποικίλλει ανάλογα με το ιστορικό της θερμικής επεξεργασίας. Η κρυσταλλικότητα του ΡΕΕΚ που μορφοποιείται με έγχυση σε εμφυτεύματα κυμαίνεται συνήθως μεταξύ από 30% έως 35%. Ρυθμίζοντας την ψύξη του ρυθμού κατά την κατασκευή των μεμβρανών, η κρυστάλλωση του ΡΕΕΚ μπορεί να μειωθεί σημαντικά, με αποτέλεσμα να ένα σχεδόν εντελώς άμορφο υλικό. (Kurtz, 2019)

### 3.4.2 Θερμικές Μεταπτώσεις

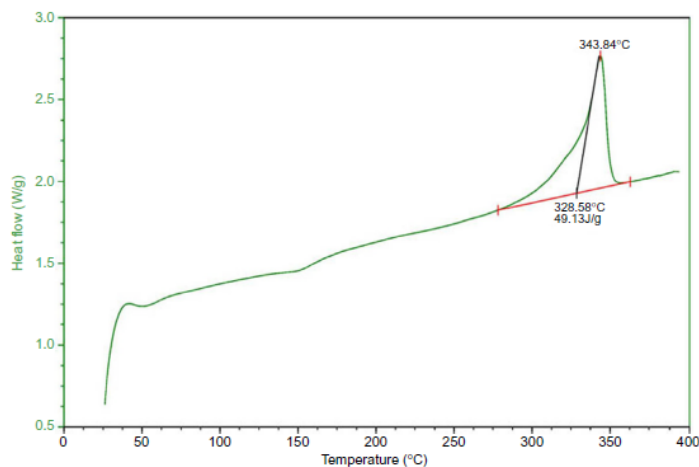
Όπως περιεγράφηκε και προηγουμένως, ένα σημαντικό χαρακτηριστικό γνώρισμα των πολυμερών είναι η θερμοκρασιακή εξάρτηση των ιδιοτήτων τους. Γενικά, κατά τη διαδικασία της θέρμανσης πολλά πολυμερή υφίστανται τρεις σημαντικές θερμικές μεταβάσεις:

#### 3.4.2.1 Θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης ( $T_g$ )

Η υαλώδης μετάπτωση ( $T_g$ ) θεωρείται η θερμοκρασία κάτω από την οποία οι πολυμερικές αλυσίδες υποτίθεται ότι συμπεριφέρονται σαν εύθραυστο γυαλί. Κάτω από την θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης, οι πολυμερικές αλυσίδες έχουν ανεπαρκή θερμική ενέργεια για να ολισθήσουν η μια δίπλα στην άλλη, καθώς και ο πρωτογενής τρόπος με τον οποίο το υλικό ανταποκρίνεται στην μηχανική καταπόνηση είναι ο εφελκυσμός των ομοιοπολικών δεσμών που συνθέτουν τη μοριακή αλυσίδα. Η υαλώδης μετάπτωση συμβαίνει γύρω στους  $143^{\circ}\text{C}$ , το θαυμάσιο είναι ότι παρόλο που το PEEK βρίσκεται κάτω από την υαλώδη μετάπτωση, όταν είναι σε θερμοκρασία δωματίου, είναι εκπληκτικά εύκαμπτο για ένα “υαλώδες πολυμερές”, καθώς είναι ικανό για επιμηκύνσεις έως και 10% - 60% , ανάλογα με τη μέθοδο επεξεργασίας και τις συνθήκες της δοκιμής. Όσο αυξάνουμε την θερμοκρασία (πάνω από την  $T_g$ ), οι άμορφες περιοχές εντός του πολυμερούς αποκτούν αυξημένη κινητικότητα καθώς και δευτερογενείς διαμοριακές δυνάμεις (π.χ. δυνάμεις van der Waals) οι οποίες μπορούν να επηρεάσουν τη ροή και την κίνηση των πολυμερικών αλυσίδων. Εάν το δείγμα πολυμερούς ψύχεται γρηγορότερα από το τήγμα, τότε η θερμοκρασία αυξάνεται πάνω από την  $T_g$ , αυτό έχει σαν αποτέλεσμα το πολυμερές να συνεχίσει να σχηματίζει κρυστάλλους ή να ανακρυσταλλώνεται, εξαιτίας της θερμοδυναμικής τάσης που δημιουργείται. Τα χαρακτηριστικά αυτής της μετάβασης παρέχουν ενδείξεις σχετικά με τον τρόπο με τον οποίο το υλικό έχει υποστεί προηγούμενη επεξεργασία, ωστόσο, για τα εμφυτεύματα είναι ελαχίστης σημασίας καθώς το συστατικό θα παραμείνει σε αυτή τη μορφή καθ’ όλη την διάρκεια της ζωής του. Όταν η θερμοκρασία του PEEK αυξάνεται πάνω από τη θερμοκρασία ανακρυστάλλωσης του, οι μικρότεροι κρυσταλλίτες, στο πολυμερές, αρχίζουν να λιώνουν. Η συμπεριφορά τήξης των ημικρυσταλλικών πολυμερών, συμπεριλαμβανομένου του PEEK, μετράται συνήθως με τη χρήση διαφορικής σάρωσης θερμιδομετρίας (DSC). Η DSC μετρά την ποσότητα θερμότητας που απαιτείται για την αύξηση της θερμοκρασίας ενός δείγματος πολυμερούς (εικόνα...3). Το διάγραμμα DSC για το PEEK παρουσιάζει διάφορα βασικά



χαρακτηριστικά. Ένα χαρακτηριστικό του διαγράμματος DSC είναι η κορυφή ανακρυστάλλωσης, η οποία για αυτό το δείγμα ράβδου που έχει υποστεί ανόπτηση εμφανίζεται γύρω στους 150°C, που αντιστοιχεί στη θερμότητα που χρειάζεται το υλικό για να σχηματίσει κρυστάλλους καθώς θερμαίνεται πάνω από την υαλώδη κατάσταση. Η ίδια η θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης είναι δύσκολο να διακριθεί από ένα συμβατικό διάγραμμα DSC- συνήθως απαιτείται μια ειδικά διαμορφωμένη ανάλυση DSC για να καταδειχθεί σαφώς η παρουσία της T<sub>g</sub>. (Kurtz, 2019)



Εικόνα 31 Δεδομένα της DSC για το PEEK

#### 3.4.2.2 Θερμοκρασία τήγματος (T<sub>m</sub>)

Ένα άλλο βασικό χαρακτηριστικό της καμπύλης DSC πάνω από την T<sub>c</sub> είναι η μέγιστη θερμοκρασία τήξης (T<sub>m</sub>), η οποία για το συγκεκριμένο δείγμα εμφανίζεται στους 343°C και αντιστοιχεί στο σημείο στο οποίο έχει λιώσει η πλειονότητα των κρυσταλλικών περιοχών. Η θερμοκρασία τήξης αντικατοπτρίζει το πάχος των κρυστάλλων, καθώς και την τελειότητά τους. Οι παχύτεροι και πιο τέλειοι κρύσταλλοι PEEK τείνουν να λιώνουν σε υψηλότερη θερμοκρασία από τους μικρότερους κρυστάλλους. (Kurtz, 2019)



### 3.4.2.3 Θερμοκρασία ροής (T<sub>f</sub>)

Καθώς η θερμοκρασία ενός ημικρυσταλλικού πολυμερούς αυξάνεται πάνω από τη θερμοκρασία τήξης (δεν φαίνεται στο διάγραμμα DSC), μπορεί να υποστεί μετάβαση ροής και να γίνει υγρό. Το PEEK υφίσταται μετάβαση ροής (T<sub>f</sub>) γύρω στους 390°C και συνήθως υφίσταται επεξεργασία σε αυτή τη θερμοκρασία. (Kurtz, 2019)

Όπως θα δούμε, τα εξαρτήματα PEEK παρουσιάζουν και μια τέταρτη μετάβαση, τη μετάβαση ανακρυστάλλωσης (T<sub>c</sub>), ανάλογα με τον τρόπο με τον οποίο κατασκευάστηκε αρχικά. Από πρακτική άποψη, όλες αυτές οι μεταβάσεις του τήγματος συμβαίνουν σε θερμοκρασίες που υπερβαίνουν κατά πολύ το σημείο βρασμού του νερού και οποιεσδήποτε βιοχημικές εφαρμογές του υλικού. Ένα από τα χαρακτηριστικά του PEEK είναι οι σταθερές υψηλές θερμοκρασίες, και για το λόγο αυτό χρησιμοποιείται σε εξαρτήματα κινητήρων. (Kurtz, 2019)

### 3.4.2.4 Σύνθετα υλικά PEEK

Το PEEK μπορεί εύκολα να συνδυαστεί με ορισμένα πρόσθετα για τη δημιουργία ενός σύνθετου υλικού. Ένα σύνθετο υλικό περιλαμβάνει δύο ή περισσότερες διακριτές φάσεις, καθεμία από τις οποίες διατηρεί μοναδικές φυσικές, βιοδραστικές και μηχανικές ιδιότητες, συνδεδεμένες μεταξύ τους μέσω μιας διεπιφάνειας. Συνεπώς, η συνολική μηχανική συμπεριφορά ενός σύνθετου υλικού διέπεται από τις ιδιότητες των επιμέρους συστατικών και των διεπιφανειών μεταξύ τους. Στην περίπτωση του PEEK, το πολυμερές σχεδιάζεται συνήθως ως μήτρα του σύνθετου υλικού και αποτελεί το μεγαλύτερο μέρος του σύνθετου πολυμερούς υλικού. Όπως ήδη αναφέρθηκε προηγουμένως, τα πληρωτικά υλικά άνθρακα και γυαλιού ήταν από τα πρώτα πρόσθετα ενίσχυσης για το PEEK με σκοπό την αύξηση της αντοχής και της ακαμψίας του. Το PEEK σχηματίζει μια ισχυρή διεπιφάνεια με τις ίνες άνθρακα, μεταφέροντας αποτελεσματικά την τάση μεταξύ των ινών και της πολυμερικής μήτρας. Η αντοχή και το μέτρο ελαστικότητας του ενισχυμένου με ίνες άνθρακα PEEK (CFR-PEEK) εξαρτώνται από το μέγεθος, το μήκος και τον προσανατολισμό των ινών. Τα βιοϋλικά CFR-PEEK χρησιμοποιούνται για εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται για την διαδικασία της σπονδυλοσύνδεσης καθώς και για εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται για την αρθροπλαστική ισχύος. Τα βιοϋλικά PEEK είναι επίσης σχεδιασμένα για τη βιοϊατρική, καθώς και για τη εμβιομηχανική τους λειτουργία. Το PEEK μπορεί να αναμιχθεί με

ραδιοεπιβραδυντές, όπως θειικό βάριο, για να βελτιώσει την οπτικοποίηση και την αντίθεση στην ιατρική απεικόνιση. Βαθμίδες αντίθεσης εικόνας του PEEK διατίθενται στο εμπόριο για εφαρμογές εμφυτευμάτων και χρησιμοποιούνται σήμερα σε εμφυτεύματα σπονδυλικής στήλης. Οι ερευνητές διερευνούν επίσης τον συνδυασμό PEEK και βιοδραστικών πληρωτικών υλικών, όπως ο υδροξυαπατίτης, για την ενίσχυση της οστικής ανάπτυξης γύρω από τα εμφυτεύματα. Αν και οι δομικές συνθέσεις και οι συνθέσεις αντίθεσης εικόνας του PEEK είναι σχετικά καλά κατανοητές, τα βιοδραστικά σύνθετα υλικά PEEK αποτελούν ένα νέο πεδίο στα βιοϋλικά που βρίσκεται υπό ενεργή έρευνα και ανάπτυξη. (Kurtz, 2019)

### 3.5 PEEK και εφαρμογές στην Οδοντιατρική

#### 3.5.1 Νανο-δομημένες επιφάνειες PEEK

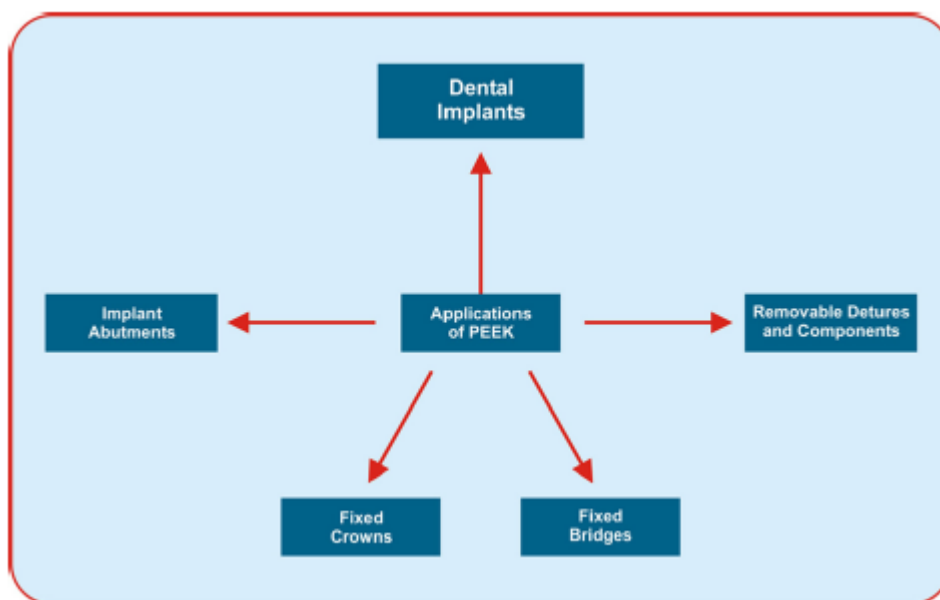
Η κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα (PEEK) είναι ένα συνθετικό πολυμερές υλικό που έχει ως χρώμα αυτό των δοντιών και χρησιμοποιείται ως βιοϋλικό στην ορθοπεδική εδώ και πολλά χρόνια. Η μονάδα μονομερούς της μονομερούς αιθεροκετόνης πολυμερίζεται μέσω της διαδικασίας αντίδρασης αλκυλίωσης των δισφαινολικών έτσι ώστε να σχηματιστεί η κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα. Σύμφωνα με το νόμο του Wolff, το οστό αναδιαμορφώνεται ανάλογα με το φορτίο που του έχει επιβληθεί. Η θωράκιση των τάσεων είναι η μείωση του όγκου του οστού γύρω από ένα εμφύτευμα λόγω της θωράκισης των κανονικών φορτίων από το εμφύτευμα. Η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (FEA) των εμφυτευμάτων από PEEK ενισχυμένο με ίνες άνθρακα (CFR-PEEK) έδειξε ότι μπορούν να προκαλέσουν μικρότερη θωράκιση τάσεων από το τιτάνιο. Ωστόσο, δεδομένου ότι τα οδοντιατρικά εμφυτεύματα PEEK δεν έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως κλινικά, είναι άγνωστο αν υπάρχει διαφορά μεταξύ της οστικής απορρόφησης γύρω από τα εμφυτεύματα PEEK και τιτανίου σε ανθρώπους. Επιπλέον, μια πιο πρόσφατη μελέτη FEA, δείχνει ότι δεν υπάρχει διαφορά μεταξύ της κατανομής των τάσεων γύρω από τα οδοντιατρικά εμφυτεύματα PEEK και τιτανίου. Πράγματι, περισσότερες κλινικές δοκιμές είναι ζωτικής σημασίας για να προκύψει το συμπέρασμα εάν τα εμφυτεύματα PEEK παράγουν ή όχι μικρότερη θωράκιση έναντι των τάσεων από τα εμφυτεύματα τιτανίου. (Najeeb, et al., 2015)

Το μη τροποποιημένο PEEK είναι εγγενώς υδρόφοβο, με γωνία επαφής με το νερό 80-90° και είναι βιολογικά αδρανής. Πράγματι, μελέτες έχουν δείξει ότι δεν υπάρχει σημαντική

επίδραση του μη τροποποιημένου ΡΕΕΚ στο ρυθμό πολλαπλασιασμού των κυττάρων *in vitro*. Αντιθέτως, ορισμένες μελέτες έχουν παρατηρήσει αυξημένο κύκλο μεταβολών πρωτεϊνών σε κύτταρα που έρχονται σε επαφή με συμβατικά και CFR-ΡΕΕΚ. Μελέτες σε ζώα έχουν δείξει ότι το ΡΕΕΚ μπορεί να επιβιώσει για έως και 3 χρόνια, ενώ προκαλεί μη αξιοσημείωτες τοπικές φλεγμονές. Ωστόσο, αρκετές μελέτες έδειξαν ότι δεν υπάρχει σημαντική διαφορά μεταξύ της οστεοενσωμάτωσης του ΡΕΕΚ και των συμβατικών εμφυτευμάτων, όπως η ζirkονία και το τιτάνιο. Αντίθετα, πρόσφατες πρωτεομικές μελέτες έχουν δείξει ότι το ΡΕΕΚ αναστέλλει την επεξεργασία του mRNA που μπορεί να οδηγήσει σε μειωμένο ρυθμό κυτταρικού πολλαπλασιασμού στην επιφάνεια και κυτταροτοξικά αποτελέσματα μπορεί να παραχθούν μακροπρόθεσμα. Παρόλα αυτά, οι ίδιες πρωτεομικές μελέτες δεν διαπίστωσαν καμία διαφορά μεταξύ της βιοανθεκτικότητας του ΡΕΕΚ, ζirkονίας και τιτανίου. Αν και το μη τροποποιημένο ΡΕΕΚ, θεωρείται ως υλικό βιοδιείσδυσης, ωστόσο, δεν υπάρχουν πειστικά στοιχεία για τις οστεοαπορροφητικές επιδράσεις του ΡΕΕΚ *in vivo* και *in vitro*. Ως εκ τούτου, στη μη τροποποιημένη μορφή τους, το ποσοστό μακροχρόνιας επιβίωσης των εμφυτευμάτων ΡΕΕΚ είναι αμφίβολο. Προκειμένου να βελτιωθούν οι μηχανικές και βιολογικές ιδιότητες, έχουν επιχειρηθεί διάφορες τροποποιήσεις στα υλικά ΡΕΕΚ. Ωστόσο, τα οδοντιατρικά εμφυτεύματα ΡΕΕΚ δεν έχουν χρησιμοποιηθεί εκτενώς κλινικά και δεν υπάρχουν επαρκή δεδομένα για την εξαγωγή συμπερασμάτων σχετικά με τη μακροπρόθεσμη αποτελεσματικότητά τους σε ανθρώπους. (Najeeb, et al., 2015).

Ο ευεργετικός ρόλος των νανοϋλικών είναι γνωστός για τις οδοντιατρικές εφαρμογές. Τα τελευταία χρόνια, το ΡΕΕΚ έχει επίσης τροποποιηθεί σε νανο-επίπεδο προκειμένου να βελτιωθεί η βιοδραστικότητά του και οι οστεοαγωγίμες ιδιότητές του. Συμβατικά, το ΡΕΕΚ επικαλύπτεται με βιοδραστικά υλικά όπως οστεοαγωγίμος υδροξυαπατίτης ασβεστίου (HAp) ή τιτάνιο με ψεκασμό πλάσματος. Σε αυτή τη διαδικασία, τα σωματίδια ψεκάζονται στην επιφάνεια ενός εμφυτεύματος μέσω ενός φλόγιστρου πλάσματος. Το πλάσμα λιώνει τα σωματίδια για να εναποτεθούν στην επιφάνεια του εμφυτεύματος και να δημιουργήσουν ένα τραχύ επιφανειακό στρώμα. Αν και ο ψεκασμός ενός βιοενεργού στρώματος μπορεί να είναι κατάλληλος για μεγαλύτερα εμφυτεύματα, η παραγόμενη επίστρωση δεν είναι κατάλληλη για τα σχετικά μικρότερα οδοντιατρικά εμφυτεύματα. Αυτό οφείλεται στο ιδιαίτερα τραχύ ( $Ra \approx 7 \text{ mm}$ ) και πολύ παχύ στρώμα απατίτη που μπορεί να αποκολληθεί και να οδηγήσει σε αποτυχία του εμφυτεύματος. Ένα άλλο μειονέκτημα της χρήσης ψεκασμού πλάσματος για την επικάλυψη του ΡΕΕΚ με HAp είναι οι υψηλές θερμοκρασίες που

εμπλέκονται στη διαδικασία. Επίσης οι υψηλές θερμοκρασίες θα μπορούσαν να βλάψουν τη δομή του PEEK λόγω της σχετικά χαμηλής θερμοκρασίας τήξης του (περίπου 340 °C). Επιπλέον, η χαμηλή αντοχή συγκόλλησης (2,8 MPa) των επικαλύψεων HAρ με ψεκασμό πλάσματος σε CFR-PEEK έχει προταθεί ότι οφείλεται στην εξάτμιση των ινών άνθρακα από την επιφάνεια του εμφυτεύματος λόγω των υψηλών θερμοκρασιών κατά τη διαδικασία επικάλυψης. Επιπλέον, η χαμηλή αντοχή συγκόλλησης (2,8 MPa) των επικαλύψεων HAρ με ψεκασμό πλάσματος σε CFR-PEEK έχει διαπιστωθεί ότι οφείλεται στην εξάτμιση των ινών άνθρακα από την επιφάνεια του εμφυτεύματος λόγω των υψηλών θερμοκρασιών κατά τη διαδικασία επικάλυψης. (Najeeb, et al., 2015)



Εικόνα 32 Εφαρμογές του PEEK στην οδοντιατρική

### 3.5.2 Βιοενεργά νανο σύνθετα PEEK

Προκειμένου να αυξηθεί η βιοδραστικότητα, τα βιοδραστικά ανόργανα σωματίδια έχουν ενσωματωθεί στο PEEK με τη χρήση ανάμειξης τήγματος και τεχνικές χύτευσης με συμπίεση. Ωστόσο, η ενσωμάτωση βιοενεργών σωματιδίων HAρ μεγέθους 2-4 nm έχει αρνητικό αντίκτυπο στις μηχανικές ιδιότητες του PEEK, αυτό μπορεί να ξεπεραστεί με τη χρήση σωματιδίων νανο-μεγέθους, αντί για μεγαλύτερα σωματίδια. Τα εμφυτεύματα από νανο-σύνθετα υλικά PEEK έχουν μια σειρά πλεονεκτημάτων, όπως αυξημένη βιοδραστικότητά και

καλύτερες μηχανικές ιδιότητες. Επίσης έχει παρατηρηθεί ότι η ενσωμάτωση σωματιδίων νανομεγέθους, όπως αυτά του υδροξυφθοραπατίτη, εκτός από την βελτίωση της οστεοενσωμάτωσης *in vivo* προσδίδει και αντιμικροβιακές ιδιότητες έναντι του *Streptococcus mutans*, ενός κοινού παθογόνου του στόματος. Επιπλέον, μελέτες σε ζώα έχουν δείξει ότι τα εμφυτεύματα nano-TiO<sub>2</sub>/PEEK έχουν υψηλότερη βιοδραστικότητά σε σύγκριση με το καθαρό PEEK. Όσον αφορά τα ούλα είναι ανισοτροπικά διαμορφωμένα και οι μηχανικές τους ιδιότητες διαφέρουν από το ένα σημείο στο άλλο, όμως οι ερευνητές μπορούν να συνθέσουν βιοϋλικά με μεταβλητούς συνδυασμούς μηχανικών ιδιοτήτων που απαιτούνται για κάθε συγκεκριμένη εφαρμογή. Για παράδειγμα, εκτός από τη χρήση τους ως εμφυτεύματα, αυτά τα βιοενεργά νανοσύνθετα θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν ως έμμεσες ενδοστοματικές ή εξωστοματικές αποκαταστάσεις, οι οποίες έχει αναφερθεί ότι είναι αντιβακτηριδιακές, ωστόσο απαιτούνται περισσότερες μελέτες για να διαπιστωθεί η χρήση και ο χειρισμός των σύνθετων υλικών, προτού αυτά τα σύνθετα υλικά χρησιμοποιηθούν ως υλικά αποκατάστασης. (Najeeb, et al., 2015)

### 3.5.3 Κολοβώματα εμφυτευμάτων PEEK

Λαμβάνοντας υπόψη την κατάλληλη βιοσυμβατότητα, τα κολοβώματα επούλωσης εμφυτευμάτων μπορούν να κατασκευαστούν με PEEK. Μια ελεγχόμενη κλινική δοκιμή (RCT) που διεξήχθη, υπέδειξε ότι δεν υπάρχει σημαντική διαφορά στην οστική απορρόφηση και τη φλεγμονή των μαλακών μορίων γύρω από τα κολοβώματα PEEK και τιτανίου. Επιπλέον η προσκόλληση της στοματικής μικροβιακής χλωρίδας στα κολοβώματα PEEK είναι συγκρίσιμη με εκείνα που έχουν κατασκευασθεί από τιτάνιο, ζirkονία και πολυμεθυλομεθακρυλικό. Επίσης η στενή ταύτιση των ελαστικών τμημάτων του οστού και της επιφάνειας PEEK μειώνει το αποτέλεσμα θωράκισης από την τάση και ευνοεί την αναδιαμόρφωση των οστών. Ως εκ τούτου, το PEEK θα μπορούσε να αποδειχθεί μια βιώσιμη εναλλακτική λύση έναντι του τιτανίου για την κατασκευή κολοβωμάτων εμφυτευμάτων (Najeeb, et al., 2015)

### 3.5.4 PEEK ως προσθετικό υλικό

Οι οδοντοστοιχίες μπορούν να κατασκευαστούν με τη χρήση συστημάτων σχεδιασμού και κατασκευής με τη βοήθεια υπολογιστή PEEK. Έχει μελετηθεί ότι τα στηρίγματα οδοντοστοιχιών από PEEK έχουν μικρότερες δυνάμεις συγκράτησης σε σύγκριση με αυτές του κοβάλτιου – χρωμίου (Co-Cr), ωστόσο επειδή η μελέτη διεξήχθη σε μεταλλικές οδοντικές στεφάνες in vitro, δεν είναι γνωστό κατά πόσο είναι αποτελεσματικό ή όχι η συγκράτηση των οδοντοστοιχιών, με υλικό PEEK, σε κλινικό περιβάλλον.

Έχουν προταθεί διάφορες διαδικασίες για την προετοιμασία της επιφάνειας του PEEK προκειμένου να διευκολυνθεί η συγκόλλησή του με σύνθετες κορώνες ρητίνης. Παρόλο που η τριβή με αέρα με και χωρίς επικάλυψη διοξειδίου του πυριτίου δημιουργεί μια πιο υγρή επιφάνεια, η διάβρωση με θειικό οξύ δημιουργεί μια τραχιά και χημικά αλλοιωμένη επιφάνεια, η οποία επιτρέπει την αποτελεσματικότερη συγκόλληση με υδρόφοβες σύνθετες ρητίνες (αντοχή διατμητικού δεσμού:  $19.0 \pm 3.4$  MPa). Επίσης έχει παρατηρηθεί ότι η διάβρωση με θειικό οξύ για 60 – 90 δευτερόλεπτα μπορεί να παρουσιάσει αντοχή διατμητικού δεσμού σε σύνθετα τσιμέντα ρητίνης τόσο υψηλά όσο  $15.3 \pm 7.2$  MPa αφού πρώτα αποθηκεύονται στο νερό για 28 ημέρες στους 37 °C. Έχει αποδειχθεί ότι η διάβρωση με οξύ piranha με τη χρήση συγκολλητικού μέσου παράγουν αντοχή εφελκυσμού σε σύνθετη ρητίνη τόσο υψηλή όσο σε παλαιωμένα δοκίμια PEEK (περίπου  $23.4 \pm 9.9$  MPa), επίσης δεν παρατηρήθηκαν σημαντικές διαφορές στην αντοχή σε εφελκυσμό των στεφάνων PEEK και των στηριγμάτων οδοντίνης (Πίνακας 2) με τη χρήση τεχνικών τριβής με αέρα και διάβρωσης με θειούχο οξύ. Αυτές οι μελέτες υποδηλώνουν ότι το PEEK μπορεί να χρησιμοποιηθεί κάτω από σύνθετα ρητίνης ως υλικό κάλυψης, επειδή οι μηχανικές ιδιότητες του PEEK είναι παρόμοιες με εκείνες της οδοντίνης και της αδαμαντίνης, το PEEK θα μπορούσε να έχει πλεονέκτημα έναντι των κραμάτων και των κεραμικών αποκαταστάσεων. (Najeeb, et al., 2015)

Surface conditioning	Adhesive system	Tensile bond strength (MPa)	Reference
Air abrasion	Visio.link	2.12 ± 0.78	[29]
	Signum Bond	2.97 ± 0.92	
	Ambarino P60	1.94 ± 0.87	
Sulfuric acid	Visio.link	2.06 ± 0.80	[29]
	Signum Bond	1.88 ± 0.95	
	Ambarino P60	2.18 ± 0.99	
Piranha acid	Visio.link	2.44 ± 1.07	[29]
	Signum Bond	2.01 ± 0.98	
	Ambarino P60	0.34 ± 0.33	

PEEK, polyetheretherketone.

Πίνακας 1 Αντοχής εφελκυσμού του PEEK σε οδοντικούς ιστούς με τη χρήση διαφόρων συστημάτων επιφανειακής επεξεργασίας και συγκόλλησης

### 3.5.5 PEEK - CAD-CAM

Η χρήση CAD – CAM για την κατασκευή οδοντικών αποκαταστάσεων καθιστά δυνατή την άμεση παραγωγή οδοντικών προσθετικών υλικών. Οι σύνθετες οδοντοστοιχίες σχεδιασμένες με CAD-CAM και οι σταθερές οδοντοστοιχίες από πολυμεθυλομεθακρυλικό (PMMA) έχουν ανώτερες μηχανικές ιδιότητες σε σύγκριση με τις συμβατικές σταθερές οδοντοστοιχίες. Ένα άλλο υλικό που μπορεί να χρησιμοποιηθεί εναλλακτικά του PMMA για αποκαταστάσεις CAD – CAM, είναι το PEEK. Έχει προταθεί ότι η τριμερής ακίνητη μερική οδοντοστοιχία PEEK που κατασκευάζεται μέσω CAD-CAM έχει μεγαλύτερη αντοχή σε θραύση από τις πρεσσαριστές οδοντοστοιχίες PEEK σε σχήμα κόκκων ή σφαιριδίων. Επίσης η αντοχή σε θραύση των σταθερών οδοντοστοιχιών PEEK που έχουν φρεζαριστεί με CAD – CAM είναι πολύ υψηλότερη από τις αντίστοιχες των υαλοκεραμικών διπυριτικού λιθίου (950N), αλουμίνας (851N) και ζirkονίας (981 - 1331N). Ισχύει ότι οι λειαντικές ιδιότητες του PEEK είναι εξαιρετικές. Επίσης παρά τις χαμηλές μονάδες ελαστικότητας και σκληρότητας, η αντοχή του PEEK στην τριβή είναι ανταγωνιστική με αυτή των μεταλλικών κραμάτων. (Najeeb, et al., 2015)

Το PEEK λόγω των μηχανικών και φυσικών ιδιοτήτων του που είναι παρόμοιες με των οστών και την οδοντίνη, το PEEK μπορεί να χρησιμοποιηθεί για μια σειρά από εφαρμογές στην οδοντιατρική, συμπεριλαμβανομένων των οδοντικών εμφυτευμάτων. Η αύξηση της

βιοδραστικότητας των οδοντιατρικών εμφυτευμάτων PEEK χωρίς να επηρεάζονται οι μηχανικές τους ιδιότητες αποτελεί σημαντική πρόκληση. Επίσης το PEEK είναι ένα ελκυστικό υλικό για την παραγωγή CAD-CAM σταθερών και αφαιρούμενων προσθετικών υλικών λόγω των ανώτερων μηχανικών ιδιοτήτων του σε σύγκριση με υλικά όπως το ακρυλικό. (Najeeb, et al., 2015)



## Κεφάλαιο 4<sup>ο</sup>

### 4.1 Μεθοδολογική προσέγγιση

Στα πλαίσια ολοκλήρωσης της διπλωματικής εργασίας ακολουθήθηκε συγκεκριμένη μεθοδολογική προσέγγιση. Καταρχήν η διπλωματική εργασία έχει ως στόχο την μελέτη αντικειμένων που έχουν παραχθεί με την μέθοδο της προσθετικής κατασκευής και είναι κατασκευασμένα από υλικά βιοσυμβατά για τον ανθρώπινο οργανισμό. Πιο συγκεκριμένα ασχολείται με την παραγωγή οδοντικών εμφυτευμάτων τα οποία κατασκευάζονται με την τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης και έχουν ως υλικό εκτύπωσης την κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα (PEEK).

Σε αρχικό στάδιο πραγματοποιείται βιβλιογραφική ανασκόπηση από επιστημονικά άρθρα και αφορά τις μεθόδους της προσθετικής κατασκευής, τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την τρισδιάστατη εκτύπωση και τις φυσικές και μηχανικές τους ιδιότητες.

Όπως προαναφέρθηκε η διπλωματική αυτή εργασία βασίζεται εξολοκλήρου στην βιβλιογραφική ανασκόπηση από επιστημονικά άρθρα, όπου αρχικά γίνεται μια μακροσκελής αναφορά στον τομέα της προσθετικής κατασκευής, δηλαδή από ποια είδη τεχνολογιών προσθετικών κατασκευών αποτελείται, από ποιους παράγοντες επηρεάζονται τα προϊόντα της και τι υλικά χρησιμοποιεί.

Εν συνεχεία αναλύεται το κομμάτι των οδοντικών εμφυτευμάτων, έτσι ώστε ο αναγνώστης να αποκτήσει μια αντίληψη επί των οδοντικών εμφυτευμάτων. Συγκεκριμένα γίνεται ανάλυση για την στοματική υγιεινή. Έπειτα αναφέρονται πληροφορίες για τα εμφυτεύματα και τον τρόπο κατασκευής τους από την αρχή της ύπαρξης τους μέχρι σήμερα.

Έπειτα αναλύεται το κεφάλαιο το οποίο αφορά το υλικό εκτύπωσης, δηλαδή την κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα ή αλλιώς PEEK. Αναλύονται οι φυσικές και χημικές της ιδιότητες καθώς και το ποσοστό βιοσυμβατότητάς και προσκόλλησης στον ανθρώπινο οργανισμό. Αναφέρεται η σύνδεση του PEEK με τον τομέα της προσθετικής κατασκευής και των οδοντικών εμφυτευμάτων.

Εν κατακλείδι θα αναλυθούν τρεις διαφορετικές μελέτες σε μορφή case studies, οι οποίες αφορούν τις ιδιότητες του PEEK και έπειτα θα σχολιασθούν τα αποτελέσματά τους.

Έπειτα θα παρουσιαστεί ένας πειραματικός σχεδιασμός με την μορφή Πίνακα Taguchi που δημιουργήσαμε έτσι ώστε να χρησιμοποιηθεί σαν μελλοντική εφαρμογή.

## Κεφάλαιο 5<sup>ο</sup>

Στο παρόν κεφάλαιο θα αναλυθούν τρεις διαφορετικές μελέτες σε μορφή case studies, οι οποίες αφορούν τις ιδιότητες του PEEK. Πιο συγκεκριμένα, η πρώτη μελέτη αφορά τη χρήση PEEK μέσω τρισδιάστατης εκτύπωση για αφαιρούμενες μερικές οδοντοστοιχίες, καθώς και τη σύγκριση του υλικού με κράμα κοβάλτιο-χρώμιο (Co-Cr) και κράμα τιτανίου (GUO, et al., 2022). Στη συνέχεια, θα αναλυθεί η επίδραση των διαφορετικών παραμέτρων κατά τη διάρκεια της τρισδιάστατης εκτύπωσης του PEEK, και πως αυτοί επιδρούν στις μηχανικές και επιφανειακές ιδιότητες του υλικού (Puliraka, et al., 2023). Τέλος, παρουσιάζεται η μελέτη που αφορά τη μέτρηση των μηχανικών ιδιοτήτων εμπορικής πλάκας PEEK σε διαφορετικά ποσοστά καταπόνησης (Rae, et al., 2006).

### 5.1 Case study “Η επίδραση των παραμέτρων της διαδικασίας της προσθετικής κατασκευής στις επιφανειακές και μηχανικές ιδιότητες των υλικών PEEK με την μέθοδο της FFF”.

Η τεχνολογία FFF (Fused Filament fabrication ή κατασκευή με λιωμένο νήμα), ως μία από τις πιο συχνά χρησιμοποιούμενες τεχνολογίες προσθετικής κατασκευής (AM), προσελκύει μεγάλη προσοχή στην κατασκευή υλικών, που έχουν ως βάση τα πολυμερή, λόγω της απλότητας της και του σχετικά χαμηλού κόστους της. Οι πρόσφατες εξελίξεις στην εκτύπωση FFF επιτρέπουν την κατασκευή πολυμερών υλικών υψηλών θερμοκρασιών και υψηλών απαιτήσεων, όπως η κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα (PEEK). Στόχος της παρούσας εργασίας είναι η αξιολόγηση των επιδράσεων των διαφόρων παραμέτρων, που προκύπτουν από τη διαδικασία εκτύπωσης FFF, στις μηχανικές και τριβολογικές ιδιότητες των πολυμερών PEEK. Οι ιδιότητες που εξετάζονται περιλαμβάνουν τις επιφανειακές μηχανικές ιδιότητες που υπολογίζονται μέσω δοκιμών σκληρότητας και τραχύτητας, καθώς και τις μηχανικές ιδιότητες όγκου που καθορίζονται από δοκιμές εφελκυσμού. Χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος Taguchi μαζί με την ανάλυση διαφορών (ANOVA) για τον προσδιορισμό των παραμέτρων της διεργασίας με τη σημαντικότερη επίδραση στα αποτελέσματα. Οι παράμετροι διεργασίας που ενδιαφέρουν είναι η θερμοκρασία ακροφυσίου, η θερμοκρασία της πλατφόρμας, το

ποσοστό πλήρωσης, το ύψος του στρώματος και η ταχύτητα εκτύπωσης. Η θερμοκρασία του ακροφυσίου και το ύψος του στρώματος ήταν οι παράμετροι, της διεργασίας, που επηρέασαν σημαντικά την προκύπτουσα τραχύτητα καθώς και το μέτρο ελαστικότητας που μετρήθηκε μέσω της δοκιμής σκληρότητας (θερμοκρασία ακροφυσίου:  $p = 0,001$ , συμβολή = 36,1 % &  $p = 0,008$ , συμβολή = 41,9 %- ύψος στρώματος:  $p < 0,001$ , συμβολή = 41 % &  $p = 0,026$ , συμβολή = 29,7 % για την τραχύτητα και το μέτρο ελαστικότητας που μετρήθηκαν με μικροεμβολή, αντίστοιχα). Δεν υπήρχαν παράμετροι διεργασίας που να επηρεάζουν σημαντικά τη σκληρότητα και τον εφελκυσμό. Για τις κύριες μηχανικές ιδιότητες που μετρήθηκαν με δοκιμή εφελκυσμού, όπως το μέτρο ελαστικότητας, το όριο διαρροής, η μέγιστη αντοχή και το μέτρο ελαστικότητας, το ποσοστό πλήρωσης ( $p < 0,001$  για όλες τις μετρούμενες ιδιότητες), η θερμοκρασία πλατφόρμας (μέτρο ελαστικότητας:  $p < 0,001$ , συμβολή = 8,9 %, μέγιστη αντοχή:  $p = 0,024$ , συμβολή = 5,5 %), η θερμοκρασία ακροφυσίου (μέτρο ελαστικότητας:  $p = 0,013$ , συνεισφορά = 3,5 %, τελική αντοχή:  $p = 0,041$ , συνεισφορά = 3,9 %, μέτρο ελαστικότητας:  $p = 0,034$ , συνεισφορά = 18,2 %) και ύψος στρώματος (μέτρο ελαστικότητας:  $p = 0,005$ , συνεισφορά = 5,9 %, τελική αντοχή:  $p = 0,026$ , συνεισφορά = 4 %) ήταν μεταξύ των παραγόντων που παρουσίασαν τη σημαντικότερη επίδραση. Τα αποτελέσματά μας έδειξαν ότι μέσω ενός ακριβούς ελέγχου των παραμέτρων της διεργασίας FFF, αυτό το απλό αλλά προσιτό τρισδιάστατης (3D) τεχνολογίας εκτύπωσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή πολυμερών PEEK με τις επιθυμητές μηχανικές και τριβολογικές επιδόσεις. (Puliraka, et al., 2023).

Όπως έχει ήδη αναφερθεί η κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα ανήκει στην οικογένεια της πολυαρυλοαιθεροκετόνης (ΡΑΕΚ) και είναι ένα ημικρυσταλλικό θερμοπλαστικό υλικό που παρουσιάζει μια κύρια τριβολογική μήτρα, η οποία περιλαμβάνει

- i. ικανότητες σε υψηλές θερμοκρασίες
- ii. αντοχή στη διάβρωση
- iii. εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες
- iv. σημαντική αντοχή στη φθορά
- v. αντοχή στη συσσωμάτωση.

Παρόλου που τα περισσότερα θερμοπλαστικά εμφανίζουν χαμηλή θερμική αντοχή και μηχανική αντοχή, το PEEK είναι εξαιρετικό σε έντονες συνθήκες καθώς θεωρείται πολυμερές υψηλής απόδοσης. Αυτή η ομάδα πλαστικών είναι γνωστή για τις πολύπλοκες μοριακές

δομές, οι οποίες επηρεάζονται πάρα πολύ όταν πρόκειται για τις ιδιότητες του PEEK, επιτρέποντας τη χρήση του PEEK σε μια ποικιλία από πρακτικές εφαρμογές. Για παράδειγμα, μία από τις σημαντικότερες εφαρμογές του PEEK είναι στον τομέα της βιοϊατρικής, κυρίως όσον αφορά την οδοντιατρική και τα τεχνητά υποκατάστατα οστών/ιστών, ιδίως με απαιτήσεις ανθεκτικότητας της επιφάνειάς τους. Άλλες εφαρμογές που χρησιμοποιούν το PEEK είναι η αεροδιαστημική, η αυτοκινητοβιομηχανία, η ηλεκτρονική, καθώς και η αντικατάσταση μετάλλων και κραμάτων όπως το τιτάνιο και το αλουμίνιο σε πολλές βιομηχανικές εφαρμογές.

Το PEEK είναι εξαιρετικά ευπροσάρμοστο και μπορεί να κατασκευαστεί με πολλές μεθόδους, όπως χύτευση με έγχυση, εξώθηση, χύτευση με συμπίεση, μηχανική κατεργασία και προσθετική κατασκευή. Στο πλαίσιο της εμπορικής βιομηχανικής παραγωγής PEEK, η κατεργασία είναι η προτιμώμενη μέθοδος, ωστόσο η χύτευση με έγχυση είναι η πιο συνήθης μέθοδος που χρησιμοποιείται για παραγωγές μικρότερης κλίμακας, παρ' όλ' αυτά έχει κάποια μειονεκτήματα, όπως είναι, η υψηλή θερμοκρασία τήξης, ο σχεδιασμός, η ανάγκη για μεταβλητές διεργασίας. Όλα αυτά πρέπει να ληφθούν υπόψη, διότι περιορίζεται η δυνατότητα κατασκευής πολύπλοκων σχεδίων. Μεταξύ των διάφορων μεθόδων κατασκευής, η προσθετική κατασκευή θέτει μια μοναδική και ενδιαφέρουσα λύση σε πολυάριθμες εφαρμογές και κατέχει μεγάλη υπόσχεση για την επανάσταση σε διάφορες βιομηχανίες. Η προσθετική κατασκευή, σε σύγκριση με τις παραδοσιακές μεθόδους κατασκευής, παρέχει τη δυνατότητα οικονομικά αποδοτικής αυτοματοποίησης της διαδικασίας κατασκευής, επιτρέπει την ψηφιακή απογραφή και παρέχει μεγαλύτερη ευελιξία, πολυπλοκότητα και δυνατότητα προσαρμογής στο σχεδιασμό τρισδιάστατων υλικών. Η ευελιξία του PEEK ενισχύεται από την ευρεία χρήση του ως πολυμερικής μήτρας σε ένα ευρύ φάσμα σύνθετων υλικών, όπως ίνες άνθρακα, ίνες γυαλιού και γραφένιο, τα οποία αυξάνουν σημαντικά τις μηχανικές ιδιότητες της μάζας.

Στο πεδίο της προσθετικής κατασκευής, η σύντηξη νημάτων (FFF) είναι μία από τις πιο συχνά χρησιμοποιούμενες μεθόδους για την κατασκευή πολυμερών, δεδομένου ότι απαιτεί θερμοπλαστικά πολυμερή ως υλικό κατασκευής. Αυτή η μέθοδος ξεκινά με την εκτύπωση FFF και συνίσταται στην κατασκευή layer-by-layer, όπου ο τρισδιάστατος εκτυπωτής θερμαίνει το θερμοπλαστικό σε ημι-υγρή κατάσταση και το εξωθεί σε διαδρομές σε σχήμα χάντρας για να σχηματίσει το επίπεδο. Πριν την εμφάνιση του PEEK, η εφαρμογή της FFF περιοριζόταν μόνο σε πολυμερή χαμηλών θερμοκρασιών, όπως το ακρυλονιτρίλιο-

βουταδιένιο-στυρένιο (ABS) και το πολυγαλακτικό οξύ (PLA), με τις πρόσφατες όμως καινοτομίες στην εκτύπωση FFF, έχει αυξηθεί το ενδιαφέρον για την κατασκευή πολυμερών υψηλών επιδόσεων, όπως είναι το PEEK, καθώς η μέθοδος αυτή έχει προωθηθεί ως η πιο οικονομικά αποδοτική λύση στη διαδικασία κατασκευής. Άλλο ένα πλεονέκτημα της μεθόδου FFF είναι ότι είναι αποδοτική ως προς το χρόνο κατασκευής, μειώνει τη σπατάλη υλικών και επιτρέπει τη βέλτιστη δημιουργία πολλαπλών λειτουργικών υλικών. Στο πλαίσιο της μεθόδου FFF, οι βασικοί παράγοντες που επηρεάζουν είναι οι παράμετροι επεξεργασίας, ο τύπος του υλικού και τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά. Για την μέθοδο FFF πολυμερών, η κατανομή και η μεταβολή της θερμοκρασίας και των παραμενουσών τάσεων πρέπει να ελέγχονται με τον καλύτερο δυνατό τρόπο ώστε να επιτυγχάνεται η καλύτερη ποιότητα συγκόλλησης μεταξύ των στρωμάτων. Για να συμβεί αυτό, η προσαρμογή των παραμέτρων της διαδικασίας είναι μία από τις καλύτερες προσεγγίσεις για την εύρεση του βέλτιστου τρόπου ενίσχυσης της συγκόλλησης μεταξύ κάθε τυπωμένου στρώματος και τη δημιουργία ενός πιο συμπαγούς. Έχουν γίνει αρκετές προσπάθειες για την κατανόηση της επίδρασης των παραμέτρων της μεθόδου FFF στις μηχανικές ιδιότητες του εκτυπωμένου PEEK με την μέθοδο FFF, όπως το όριο διαρροής, η αντοχή σε θλίψη και το μέτρο ελαστικότητας. Ωστόσο δεν υπάρχουν μελέτες που να αφορούν την ταυτόχρονη επίδραση των παραμέτρων της διεργασίας FFF στην επιφάνεια και τα μηχανικά χαρακτηριστικά των θερμοπλαστικών πολυμερών, ιδίως του PEEK, όμως το πιο σημαντικό είναι ότι αυτή η μελέτη είναι η πρώτη που διερευνά την επίδραση των παραμέτρων της διεργασίας FFF στον εφελκυσμό, το μέτρο ελαστικότητας και τη σκληρότητα. Ως εκ τούτου, η παρούσα εργασία αποσκοπεί στη μελέτη της αλληλεπίδρασης των παραμέτρων της μεθόδου FFF στα μηχανικά και επιφανειακά χαρακτηριστικά του εκτυπωμένου με μέθοδο FFF PEEK. Για να κατευθύνει αυτή η έρευνα, επιλέχθηκε η προσέγγιση του πειραματικού σχεδιασμού Taguchi ως μια αποτελεσματική μέθοδος για τον προσδιορισμό των παραμέτρων της διεργασίας με σημαντική επίδραση στις μετρούμενες ιδιότητες, αυτή η προσέγγιση βοηθά στο σχεδιασμό των δειγμάτων με διαφορετικό συνδυασμό κάθε παραμέτρου διεργασίας στα καθορισμένα επίπεδά τους για αποτελεσματικές δοκιμές. Με τη χρήση αυτής της μεθόδου είναι ότι απλοποιείται το πειραματικό σχέδιο, ενώ παράλληλα ενσωματώνεται ο μοναδικός συνδυασμός μεταξύ των παραμέτρων και των αντίστοιχων επιπέδων τους για τη μείωση του αριθμού των δοκιμών και τη διατήρηση του κατάλληλου πειραματισμού σε όλο το εύρος των παραμέτρων. Ουσιαστικά ο σχεδιασμός Taguchi επιτρέπει την ανάλυση ενός επιλεγμένου υποσυνόλου των

επιπέδων που έχουν επιλεγεί στα αποτελέσματα για να κατανοηθεί τελικά ο τρόπος με τον οποίο οι παράμετροι της διεργασίας επηρεάζουν κάθε αντίστοιχη ιδιότητα. (Puliraka, et al., 2023).

Η παρούσα μελέτη είναι η πρώτη που αξιολογεί τον ατομικό και συνεργικό αντίκτυπο των παραμέτρων της μεθόδου FFF στα μηχανικά και επιφανειακά χαρακτηριστικά του τρισδιάστατα εκτυπωμένου PEEK. Στόχος μας είναι να προσδιορίσουμε εάν οι προσαρμογές σε οποιαδήποτε από αυτές τις παραμέτρους της διεργασίας θα βελτίωναν τις επιφανειακές και μηχανικές επιδόσεις του εκτυπωμένου με τη μέθοδο FFF PEEK. Για το σκοπό αυτό, επιλέχθηκαν πέντε παραμέτρους διεργασίας σε τρία επίπεδα. Τρεις από τους πέντε παραμέτρους διεργασίας, συμπεριλαμβανομένης της θερμοκρασίας πλατφόρμας, της θερμοκρασίας ακροφυσίου και του ύψους στρώματος, επιλέχθηκαν σύμφωνα με σχετική βιβλιογραφία, καθώς έχει αποδειχθεί ότι έχουν σημαντική επίδραση στη μικροδομή και τη μηχανική απόδοση της μεθόδου FFF. Η θερμοκρασία του ακροφυσίου είναι γνωστό ότι επηρεάζει τη δυσκαμψία, την αντοχή και την ολκιμότητα των εκτυπώσεων της FFF, καθώς και την πρόσφυση των στρωμάτων κατά τη διάρκεια της διαδικασίας εκτύπωσης. Η θερμοκρασία της πλατφόρμας είναι μια σημαντική παράμετρος λόγω της επίδρασής της στην πρόσφυση του δείγματος στην πλατφόρμα για την αποφυγή της στρέβλωσης, ενώ επηρεάζει επίσης τη συνοχή της διεπιφάνειας και την αντοχή μεταξύ των στρωμάτων των πρώτων εκτυπωμένων στρωμάτων. Το ύψος των στρώσεων έχει επιδράσει στη γεωμετρία των κενών του δείγματος, στη σύντηξη μεταξύ των στρώσεων και στην ικανότητα απορρόφησης ενέργειας κατά την κρούση, τα οποία επηρεάζουν πολλές μηχανικές ιδιότητες. Τα άλλα δύο, δηλαδή το ποσοστό πλήρωσης, και η ταχύτητα εκτύπωσης, επιλέχθηκαν λόγω της πιθανής θεωρητικής επίδρασής τους στην τις κατανομές θερμότητας καθώς και στην ποιότητα της συγκόλλησης μεταξύ των μεταξύ των τυπωμένων στρωμάτων. Το ποσοστό πλήρωσης έχει αποδειχθεί ότι αποτελεί σημαντικό παράγοντα των μηχανικών χαρακτηριστικών των δειγμάτων, ιδίως των ιδιοτήτων που σχετίζονται με τον εφελκυσμό, όπου η πλήρωση επηρεάζει το πορώδες και την κατανάλωση ενέργειας εντός του δείγματος, επηρεάζοντας τη σύνδεση των στρωμάτων και τη μηχανική της θραύσης. Η ταχύτητα εκτύπωσης είναι μια σημαντική παράμετρος λόγω της ικανότητάς της να επηρεάζει τους ρυθμούς ψύξης, τις παραμένουσες τάσεις και τα κενά, τα οποία επηρεάζουν τις μηχανικές και υλικές ιδιότητες των εξαρτημάτων PEEK που εκτυπώνονται με τη μέθοδο FFF. Επιλέχθηκαν τρία επίπεδα και για τις πέντε παραμέτρους της διεργασίας, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, για να καλυφθεί το εύρος των τιμών με

βάση τα ευρήματα που αναφέρονται στη βιβλιογραφία. Στη συνέχεια, τα δείγματα αυτά χαρακτηρίστηκαν ως προς τις τριβολογικές και μηχανικές επιδόσεις τους, όπως η τραχύτητα, η μικροσκληρότητα και οι ιδιότητες εφελκυσμού.

### 5.1.2 Μεθοδολογία που εφαρμόστηκε

Τα δείγματα κατασκευάστηκαν με τη χρήση εκτυπωτή FFF χρησιμοποιώντας νήμα PEEK. Κάθε δείγμα PEEK κατασκευάστηκε υπό ένα μοναδικό σύνολο παραμέτρων, όπως η θερμοκρασία ακροφυσίου, η θερμοκρασία πλατφόρμας, το ποσοστό πλήρωσης, το ύψος στρώματος και η ταχύτητα εκτύπωσης. Οι μηχανικές ιδιότητες της επιφάνειας χαρακτηρίστηκαν από τις δοκιμές σκληρότητας και τραχύτητας, ενώ οι μηχανικές ιδιότητες βρέθηκαν από δοκιμές εφελκυσμού για να προσδιοριστούν τελικά οι σημαντικότερες τιμές των παραμέτρων της διεργασίας για την εκτύπωση FFF του PEEK

### 5.1.3 Σχεδιασμός δείγματος και ρυθμίσεις εκτυπωτή

Για τις μετρήσεις τραχύτητας και σκληρότητας, τα δείγματα που χρησιμοποιήθηκαν κατασκευάστηκαν με τη διαμόρφωση ενός ορθογώνιου πρίσματος, που σχεδιάστηκε με τη χρήση του Autodesk Fusion 360 (San Rafael, CA, USA) με το διαστάσεις μήκος 1,3 ιντσών × πλάτος 0,5 ιντσών × ύψος 0,3 ιντσών. Οι διαστάσεις επιλέχθηκαν σύμφωνα με το πρότυπο D6264 της Αμερικανικής Εταιρείας Δοκιμών και Υλικών (ASTM), οι οποίες ήταν επίσης οι αποδεκτές διαστάσεις για την τοποθέτηση του δείγματος στη μηχανή δοκιμών εσοχής. Τα δείγματά μας για τις δοκιμές εφελκυσμού κατασκευάστηκαν σε σχήμα κόκκαλου, όπου οι διαστάσεις ήταν σύμφωνες με το πρότυπο ASTM D638. Μετά τον επιτυχή σχεδιασμό του δείγματος στο Fusion 360, το αρχείο εισήχθη στο λογισμικό Creatware (CreatBot; V6.5.2, Henan Province, Κίνα) για να διαχωρίσει το δείγμα σε επίπεδα για την εκτύπωση από τον εκτυπωτή FFF. Για τη σωστή συνοχή, κάθε δείγμα είχε ένα σταθερό ευθύγραμμο μοτίβο πλήρωσης, καθώς και τη μεγαλύτερη επιφάνεια που προσκολλήθηκε στην πλατφόρμα με οριζόντιο προσανατολισμό. Το ευθύγραμμο μοτίβο πλήρωσης επιλέχθηκε επειδή τα στρώματα εκτυπώθηκαν κάθετα προς το προηγούμενο στρώμα, ενώ βοηθούν στην πλήρωση των κενών χώρων που συνήθως εμφανίζονται στις άκρες του ράστερ, παράγοντας μεγαλύτερη αντοχή από τα εναλλακτικά μοτίβα πλήρωσης. Επιπλέον, τα ευθύγραμμα μοτίβα έχουν την πιο συμπαγή δομή πλήρωσης και έχουν περισσότερες εναποτιθέμενες κλωστές



ευθυγραμμισμένες κατά μήκος του άξονα εφελκυσμού, παρέχοντας καλύτερη απορρόφηση των τάσεων, αποτρέποντας την παραμόρφωση του δείγματος.

#### 5.1.4 Προετοιμασία δείγματος

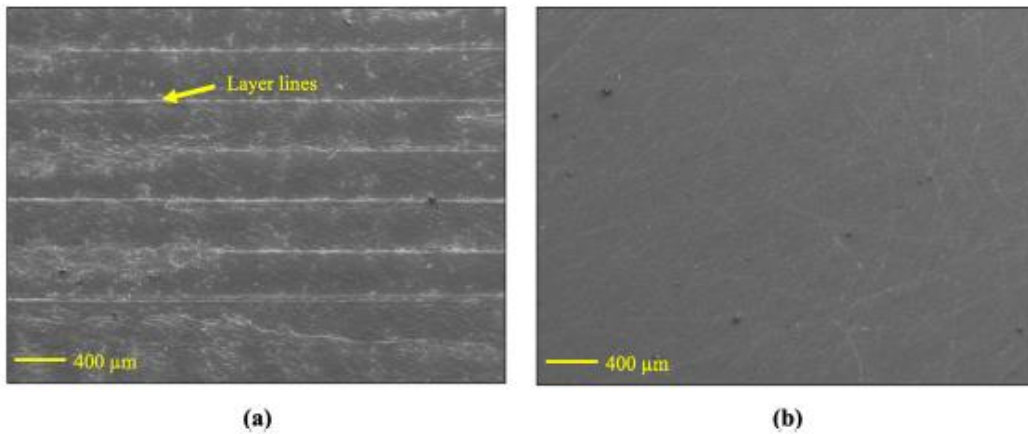
**Table 1**  
Material properties of PEEK filament.

Mechanical properties	Value
Tensile strength	100 MPa
Tensile modulus	3720 MPa
Tensile elongation	28 %
Flexural strength	130 MPa
Flexural modulus	2700 MPa

Πίνακας 2 Μηχανικές ιδιότητες του PEEK

Σε μια πρώτη φάση τα νήματα αγοράστηκαν από εμπορικό προμηθευτή (πιο συγκεκριμένα από τους: 3DXTech Additive Manufacturing; SKU PK01010250NAT, Grand Rapids, Michigan, USA). Οι ιδιότητες του νήματος PEEK βρίσκονται στον (Πίνακα 2). Τα νήματα PEEK παραγγέλθηκαν με προδιαγραφές διαμέτρου 1,75 χιλιοστών (mm) σε ρολά των 250 ή 500 γραμμαρίων, τα οποία μπορούν να τοποθετηθούν εύκολα στον εκτυπωτή CreatBot F160 (κωδικός προϊόντος: 3DPO-344, επαρχία Henan, Κίνα) για την κατασκευή δειγμάτων. Το νήμα αποθηκεύτηκε σε σφραγισμένη πλαστική συσκευασία στεγανοποίησης κενού για να αποτραπεί η απορρόφηση της υγρασία από το υλικού. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας εκτύπωσης, όλα τα δείγματα εκτυπώθηκαν σε θάλαμο με θερμοκρασία περιβάλλοντος 70 °C για να βελτιωθεί η κρυσταλλικότητα των δειγμάτων. Για να εξασφαλιστεί η συνοχή στη δοκιμή σκληρότητας, μετά τις αρχικές μετρήσεις τραχύτητας, οι επιφάνειες όλων των δειγμάτων γυαλίστηκαν για να επιτευχθούν λείες επιφάνειες. Η διαδικασία στίλβωσης περιελάμβανε τη χρήση 600, 800, 1200, 2500 και 5000 ηλεκτροαποξεστικών χαρτιών λείανσης (Electro Abrasives, Buffalo, NY), το καθένα για 5 λεπτά σε κάθετη και οριζόντια κίνηση, ακολουθούμενη από μια κυκλική κίνηση για να εξασφαλιστεί μια ομοιόμορφη επιφάνεια και ύστερα οι επιφάνειες καθαρίστηκαν με 30 % ισοπροπυλική αλκοόλη (IPA).

Η μέση τιμή Ra για όλα τα στίλβωμένα δείγματα ήταν στο εύρος 0,16 μm-0,18 μm. Ο Πίνακας 3α είναι ένα παράδειγμα της επιφάνειας πριν από τη στίλβωση, όπου φαίνονται οι γραμμές στρώματος, και ο Πίνακας 3b είναι η επιφάνεια μετά τη στίλβωση.



Πίνακας 3α Εικόνες ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης (μεγέθυνση  $\times 30$ ) της επιφάνειας του δείγματος εσοχής (πριν την στίλβωση)

Πίνακας 3β Εικόνες ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης (μεγέθυνση  $\times 30$ ) της επιφάνειας του δείγματος εσοχής (μετά την στίλβωση)

Για τις δοκιμές εφελκυσμού, ωστόσο, τα δείγματα χρησιμοποιήθηκαν με την κατασκευασμένη κατάσταση τους και δεν λειάνθηκαν έτσι ώστε να διασφαλιστεί η συνοχή του δείγματος συντήρησης και να παρατηρηθούν οι επιδράσεις της διαδικασίας. Μετά από κάθε δοκιμή εφελκυσμού τα δοκίμια τοποθετήθηκαν στη δική τους πλαστική συσκευασία για να διατηρήσουν την επιφάνεια θραύσης για την απεικόνιση με ηλεκτρονική μικροσκοπία σάρωσης (SEM).

### 5.1.5 Πειραματικός σχεδιασμός Taguchi

Επιλέχθηκε η μέθοδος Taguchi για τη διαμόρφωση του σχεδιασμού του πειράματος. Η μέθοδος αυτή υιοθετείται συχνά για την εύρεση της επίδρασης πολλαπλών παραμέτρων σε επιλεγμένα μέτρα έκβασης χωρίς την ανάγκη για ένα πλήρες συνδυαστικό σύνολο πειραμάτων. Αυτή η μέθοδος σχεδιασμού παρέχει ορθογώνια διάταξη με μερικούς παραγοντικούς σχεδιασμούς που αφορούν κάθε διεργασία της παραμέτρου. Τα δεδομένα που συσσωρεύονται από αυτή την ορθογώνια διάταξη αναλύονται με τη χρήση δοκιμής ANOVA για τον προσδιορισμό της επίδρασης των παραμέτρων της διεργασίας στην επιφάνεια και τις μηχανικές ιδιότητες. Για την παρούσα μελέτη επιλέχθηκε η Μεθοδολογία της επιφανειακής απόκρισης, προκειμένου να πραγματοποιηθεί ένας έλεγχος των παραμέτρων για τη στατιστική σπουδαιότητα, καθώς η μέθοδος Taguchi μπορεί να δείξει ποιοτικά την επίδραση των παραμέτρων και των παραγόντων με λίγες πειραματικές εκτελέσεις. Ωστόσο η μέθοδος αυτή δεν συνιστάται για τη βελτιστοποίηση του σχεδιασμού,

καθώς λαμβάνει υπόψη μόνο τις θετικές τιμές της συνάρτησης. Στην προκειμένη περίπτωση η μέθοδος Taguchi, χρησιμοποιήθηκε για πέντε παραμέτρους της διεργασίας σε τρία διαφορετικά επίπεδα σε σχέση με τον ορθογώνιο σχεδιασμό L27. Τα επίπεδα κάθε επιλεγμένης παραμέτρου της διεργασίας παρουσιάζονται στον (πίνακα 4). Βάσει της βιβλιογραφίας, το PEEK εκτυπώνεται γενικά μεταξύ 360 °C και 420 °C.

Control factors and levels used for the experiments.

Process parameter	Level			
	Low	Medium	High	Unit
A: Nozzle temperature	390	405	420	°C
B: Platform temperature	136	143	150	°C
C: Infill percentage	70	85	100	%
D: Layer height	0.1	0.2	0.3	mm
E: Print speed	15	20	25	mm/s

Πίνακας 4 Παράγοντες διαδικασίας

Οι προδιαγραφές του εκτυπωτή CreatBot F160 αναφέρουν ότι η χαμηλότερη θερμοκρασία για αποδεκτή εκτύπωση PEEK είναι 390 °C. Ως εκ τούτου, το εύρος θερμοκρασίας του ακροφυσίου επιλέχθηκε εντός του εύρους 390 °C και 420 °C. Το εύρος της θερμοκρασίας πλατφόρμας επιλέχθηκε να κυμαίνεται μεταξύ 136 °C και 150 °C. Το πρώτο βρίσκεται εντός του εύρους 90 °C έως 150 °C που προτείνεται για PEEK που εκτυπώνεται με τη μέθοδο FFF και το δεύτερο ακολουθεί τις προδιαγραφές του εκτυπωτή που απαιτούν 130 °C ως τη χαμηλότερη θερμοκρασία πλατφόρμας. για την εκτύπωση του PEEK. Για το ποσοστό πλήρωσης, το εύρος που επιλέχθηκε ήταν μεταξύ 70 % και 100 % για να διαπιστωθεί η επίδραση του ποσοστού πλήρωσης στην επιφάνεια και τη μηχανική του απόδοση, ενώ η ταχύτητα εκτύπωσης καθορίστηκε από τις προδιαγραφές του μηχανήματος. Μελέτες σχετικά με το ύψος του στρώματος καθώς και οι προδιαγραφές του CreatBot καθόρισαν ότι 0,1 mm-0,3 mm ήταν ένα αποδεκτό εύρος για την εκτύπωση PEEK.

Στον πίνακα 5 παρουσιάζεται ο σχεδιασμός Taguchi που χρησιμοποιήθηκε για την παρούσα μελέτη και περιλαμβάνει όλα τα επίπεδα και τις παραμέτρους της διεργασίας.

Taguchi Table created within the JMP software with all levels and parameters.

Sample #	A °C	B °C	C %	D mm	E mm/s
1	390	136	70	0.1	15
2	390	136	70	0.1	20
3	390	136	70	0.1	25
4	390	143	85	0.2	15
5	390	143	85	0.2	20
6	390	143	85	0.2	25
7	390	150	100	0.3	15
8	390	150	100	0.3	20
9	390	150	100	0.3	25
10	405	136	85	0.3	15
11	405	136	85	0.3	20
12	405	136	85	0.3	25
13	405	143	100	0.1	15
14	405	143	100	0.1	20
15	405	143	100	0.1	25
16	405	150	70	0.2	15
17	405	150	70	0.2	20
18	405	150	70	0.2	25
19	420	136	100	0.2	15
20	420	136	100	0.2	20
21	420	136	100	0.2	25
22	420	143	70	0.3	15
23	420	143	70	0.3	20
24	420	143	70	0.3	25
25	420	150	85	0.1	15
26	420	150	85	0.1	20
27	420	150	85	0.1	25

Πίνακας 5 Πίνακας Taguchi

Σε πειράματα πλήρους παράγοντα με πέντε παράγοντες και τρία επίπεδα απαιτούταν 35 = 243 δείγματα για δοκιμή. Η μέθοδος Taguchi επιτρέπει την κατάλληλη συνοπτική κλασματική παραγοντική πειραματική προσέγγιση για τη μείωση του αριθμού των δοκιμών σε 27, ενώ συγχρόνως πραγματοποιούνται όλοι οι σημαντικοί συνδυασμοί, έπειτα κάθε μία από τις 27 περιπτώσεις, που παρουσιάζονται στον Πίνακα 3, υποβλήθηκαν σε δοκιμές σκληρότητας, τραχύτητας και εφελκυσμού. Από αυτές τις δοκιμές, η τραχύτητα (Ra), το μέτρο ελαστικότητας, η σκληρότητα, ιδιότητες εφελκυσμού, τελική αντοχή σε εφελκυσμό (UTS), όριο διαρροής, και το μέτρο ελαστικότητας κάθε δείγματος που βρέθηκαν, καθώς και ένα one-way ANOVA που πραγματοποιήθηκε για να προσδιοριστεί ποιες από τις παραμέτρους της διεργασίας έχουν τη σημαντικότερη επίδραση στην επιφάνεια και τα μηχανικά χαρακτηριστικά του PEEK. Αυτή η αναλυτική μέθοδος θα λάβει τη διαφορά μεταξύ των μέσων όρων για κάθε ένα από τα τρία επίπεδα και θα ελέγξει για τυχόν στατιστική σπουδαιότητα, η οποία δηλώνεται με τιμή  $P < 0,05$  ( $p < 0,05$ ). Ο συνδυασμός των παραμέτρων για την επιθυμητή απόδοση καθορίστηκε σε σχέση με τον λόγο σήματος (S) προς θόρυβο (N), (δηλαδή, μέσος όρος προς τυπική απόκλιση), με στόχο την ελαχιστοποίηση της

μεταβλητότητας της διεργασίας λαμβάνοντας υπόψη δύο διαφορετικά χαρακτηριστικά: "το μεγαλύτερο είναι καλύτερο" ή "το μικρότερο είναι καλύτερο". Αυτά τα χαρακτηριστικά επιλέχθηκαν σκόπιμα για το βέλτιστο αποτέλεσμα σε κάθε μία από τις δοκιμαζόμενες ιδιότητες. Για παράδειγμα, για τα δεδομένα του μέτρου ελαστικότητας, της σκληρότητας, του UTS, του μέτρου ελαστικότητας και του ορίου διαρροής, χρησιμοποιήθηκε η δοκιμή ANOVA με το χαρακτηριστικό απόδοσης "μεγαλύτερο είναι καλύτερο" ως εξής στην εξίσωση:

$$\frac{S}{N} = -10 \cdot \log \cdot \left( \frac{\sum \frac{1}{y^2}}{n} \right)$$

Αντίθετα για τις ιδιότητες τραχύτητας και εφελκυσμού, ο χαρακτηρισμός απόδοσης "το μικρότερο είναι καλύτερο" δόθηκε από την εξής εξίσωση:

$$\frac{S}{N} = -10 \cdot \log \cdot \left( \frac{\sum y^2}{n} \right)$$

- όπου "n" είναι ο αριθμός των παρατηρήσεων
- "y" είναι τα παρατηρούμενα δεδομένα
- $\frac{S}{N}$  είναι ο λόγος του σήματος προς θόρυβο ή ο λόγος μέσης τιμής προς τυπική απόκλιση. Το  $\frac{S}{N}$  συμβάλλει στην ελαχιστοποίηση της διακύμανσης και ποσοτικοποιεί την ικανότητα επίτευξης του στόχου κάθε πειραματικής ιδιότητας

Το JMP Pro 16 (SAS Institute Inc, Cary, NC) χρησιμοποιήθηκε για όλες τις στατιστικές αναλύσεις. (Puliraka, et al., 2023)

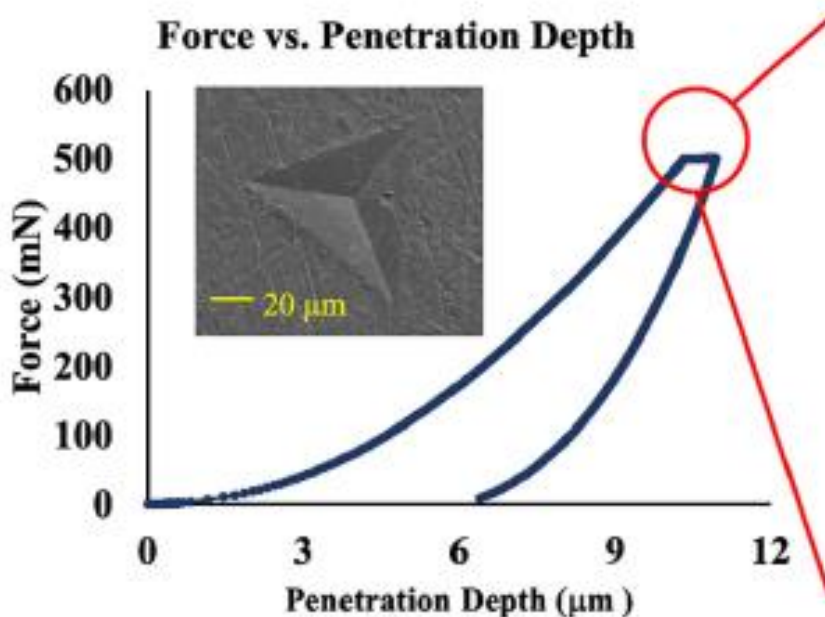
### 5.1.6 Μέτρηση τραχύτητας

Η τραχύτητα είναι ένα από τα καλύτερα μέτρα για την ποσοτικοποίηση της επιφανειακής μορφολογίας του εκτυπωμένου, με τη μέθοδο FFF, PEEK, η οποία έχει σημαντική επίδραση και σε άλλες μηχανικές ιδιότητες. Κατά συνέπεια, η επιφανειακή τραχύτητα της άνω πλευράς μετρήθηκε με τη χρήση ενός προφίλτρου Bruker DektakXT stylus profilometer (San Jose, California, USA). Κάθε δείγμα σαρώθηκε χρησιμοποιώντας μια περιοχή 1 mm × 1,5 mm για να διαμορφωθεί ένα τρισδιάστατο προφίλ στην επιφάνεια. Από κάθε δοκιμή μετρήθηκε η μέση επιφανειακή τραχύτητα με τη χρήση του μέσου όρου των κορυφών (Ra). Σε αυτή την

μελέτη επιλέγουμε την τιμή Ra για την αναπαράσταση της επιφανειακής τραχύτητας επειδή είναι η πιο παγκοσμίως αποδεκτή. (Puliraka, et al., 2023)

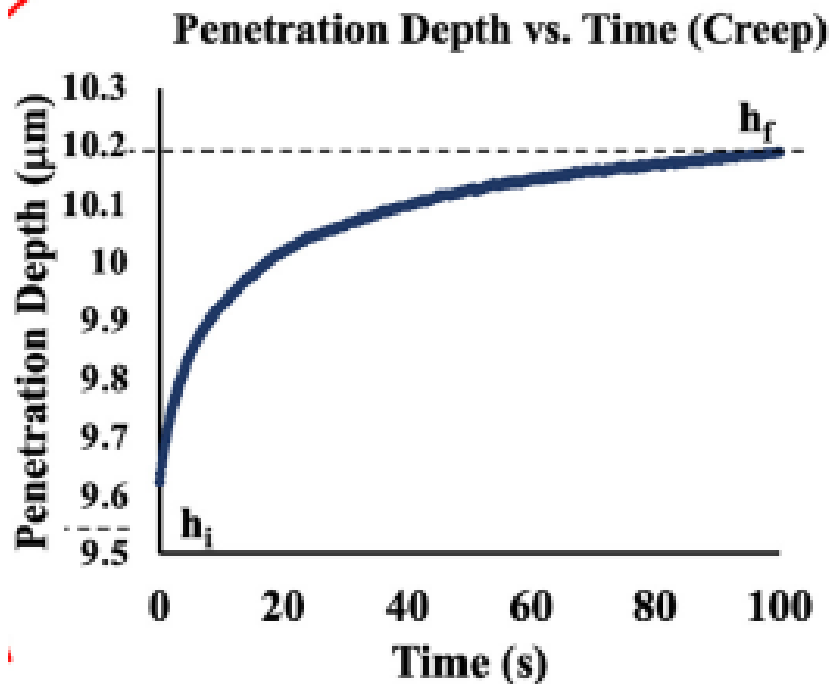
### 5.1.7 Μικροδιείσδυση - μέτρο ελαστικότητας, σκληρότητα και εφελκυσμός

Οι δοκιμές για την σκληρότητα πραγματοποιήθηκαν με το μηχάνημα Anton Paar MicroCombi (Ashland, Virginia, ΗΠΑ), το οποίο είναι εξοπλισμένο με πυραμοειδές άκρο Berkovich με διαμάντι τριών πλευρών, καθώς και με την χρήση αντίστοιχου λογισμικού για την εφαρμογή σταθερού φορτίου εντυπώσεων για τη μέτρηση της σκληρότητας, του μέτρου ελαστικότητας και των ιδιοτήτων εφελκυσμού. Κάθε δοκιμή σκληρότητας αποτελείται από γραμμική φόρτιση από το μηδέν έως μέγιστο φορτίο 500 mN, που και πραγματοποιήθηκε υπό συνθήκες περιβάλλοντος (αέρας στους 23 °C). Για να μειωθεί το σφάλμα, εκτελέστηκαν τέσσερα βαθουλώματα σε κάθε δείγμα σε έναν απλό πίνακα 2 × 2. Ο απλός πίνακας αναφέρεται στο πρωτόκολλο που χρησιμοποιείται με το μηχάνημα νανο- ή μικροενδείξεων Anton Paar, το οποίο περιέχει τέσσερις εσοχές που απέχουν μεταξύ τους 200 μm για την αποφυγή τυχόν φαινομένων παραμένουσας τάσης. Με τη χρήση της μεθόδου Oliver & Pharr σε συντονισμό με τις τυποποιημένες καμπύλες δύναμης προς μετατόπιση και σε συνδυασμό με τις παραπάνω δοκιμές βρέθηκαν το μέτρο ελαστικότητας και η σκληρότητα (εικόνα ...) . (Puliraka, et al., 2023)



Εικόνα 33 Γραφική παράσταση που χρησιμοποιείται για την εύρεση του εφελκυσμού από κάθε δοκιμή εσοχής. (α) δύναμη σε σχέση με το βάθος με σταθερή περίοδο φόρτισης

Στο πολυμερές ΡΕΕΚ, η χρονικά εξαρτώμενη παραμόρφωση είναι σημαντική. Καθώς ως εκ τούτου, εδώ διεξήχθη επίσης ανάλυση του εφελκυσμού σε παραμόρφωση. Οι δοκιμές σκληρότητας για τα πειράματα εφελκυσμού αποτελούνταν από ρυθμό φόρτισης και αποφόρτισης 1000 mN/min με χρόνο διατήρησης 100 s (s) σε μέγιστη δύναμη 500 mN. Από τα δεδομένα που χρησιμοποιούν στις καμπύλες μετατόπισης ως προς το χρόνο (εικόνα..) η γραφική παράσταση αναλύθηκε κατά τη διάρκεια της παύσης των 100 δευτερολέπτων. Η διαφορά μεταξύ του τελικού βάθους διείσδυσης και του αρχικού βάθους διείσδυσης ( $h_f - h_i$ ) επιλέχθηκε για τη μέτρηση της αντίστασης του υλικού σε εφελκυσμό. Αξίζει να προστεθεί ότι, εδώ, οι μετρήσεις αναφέρονται αποκλειστικά στον εφελκυσμό σε επαφή με το υλικό, ο οποίος αποτελεί άμεση μέτρηση της παραμόρφωσης του υλικού ΡΕΕΚ κάτω από το βαθούλωμα που δημιουργείτε μετά την δοκιμή σκληρότητας. Σκόπιμο θα ήταν να αναφερθεί ότι η τυχόν απόκλιση του εξοπλισμού, εάν υπήρχε, διορθωνόταν αυτόματα μέσω του προηγμένου λογισμικού που σχετιζόταν με το μηχάνημα. (Puliraka, et al., 2023)



Εικόνα 34 Γραφική παράσταση που χρησιμοποιείται για την εύρεση του εφελκυσμού από κάθε δοκιμή εσοχής σχετικό βάθος σε σχέση με το χρόνο σε σταθερή φόρτιση.

### 5.1.8 Ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM)

Για τον εντοπισμό πολλαπλών εικόνων επιφάνειας, χρησιμοποιήσαμε ένα Jeol JSM-7200F Field Emission Scanning Electron Microscope (Musashino, Akishima, Τόκιο). Αυτό χρησιμοποιήθηκε για την εξέταση εικόνων των επιφανειακών στρωμάτων των δειγμάτων πριν και μετά τη στίλβωση, την ανάλυση των εγκοπών και τη λήψη διατομών των σπασμένων δειγμάτων εφελκυσμού. Δεδομένου ότι τα δείγματά μας ήταν πολυμερή και μη αγώγιμα υλικά, χρησιμοποιήθηκε ένας επιταχυντής Denton Vacuum Desk V (Moorestown, New Jersey, ΗΠΑ) έτσι ώστε να παρέχει μια επίστρωση χρυσού στην επιφάνεια του δείγματος με σκοπό να παρέχει την αγωγιμότητα. Το δείγμα τοποθετήθηκε στο εσωτερικό του θαλάμου, όπου χρησιμοποιήθηκε καθαρό αέριο αργό για την υποπίεση του θαλάμου. Το δείγμα παρέμεινε κάτω από την συσκευή επικάλυψης με σπατουλάρισμα, για 15 δευτερόλεπτα, όπου μια συνεπής και ομοιόμορφη επίστρωση χρυσού κάλυψε την εκτεθειμένη επιφάνεια του δείγματος. Μετά την επικάλυψη με σπατουλάρισμα, χρησιμοποιήθηκε ταινία άνθρακα και χαλκού για τη στερέωση του δείγματος στον υποδοχέα, καθώς και για τη γείωση του



δείγματος ώστε να αποφευχθεί η μετατόπιση κατά τη διάρκεια του SEM. Η σάρωση έγινε στα 5 kV για τις περισσότερες εικόνες. Εάν χρειαζόταν μεγαλύτερη περίοδος απεικόνισης, τότε επιλέγονταν σάρωση στα 2 kV για τη μείωση της μετατόπισης και της φόρτισης. (Puliraka, et al., 2023)

### 5.1.9 Αποτελέσματα

Οι τιμές στον παρακάτω πίνακα είναι τα αποτελέσματα των δοκιμών ανάλυσης διακύμανσης, όπου οι τιμές με έντονη γραφή είναι στατιστικά πιο σημαντικές.

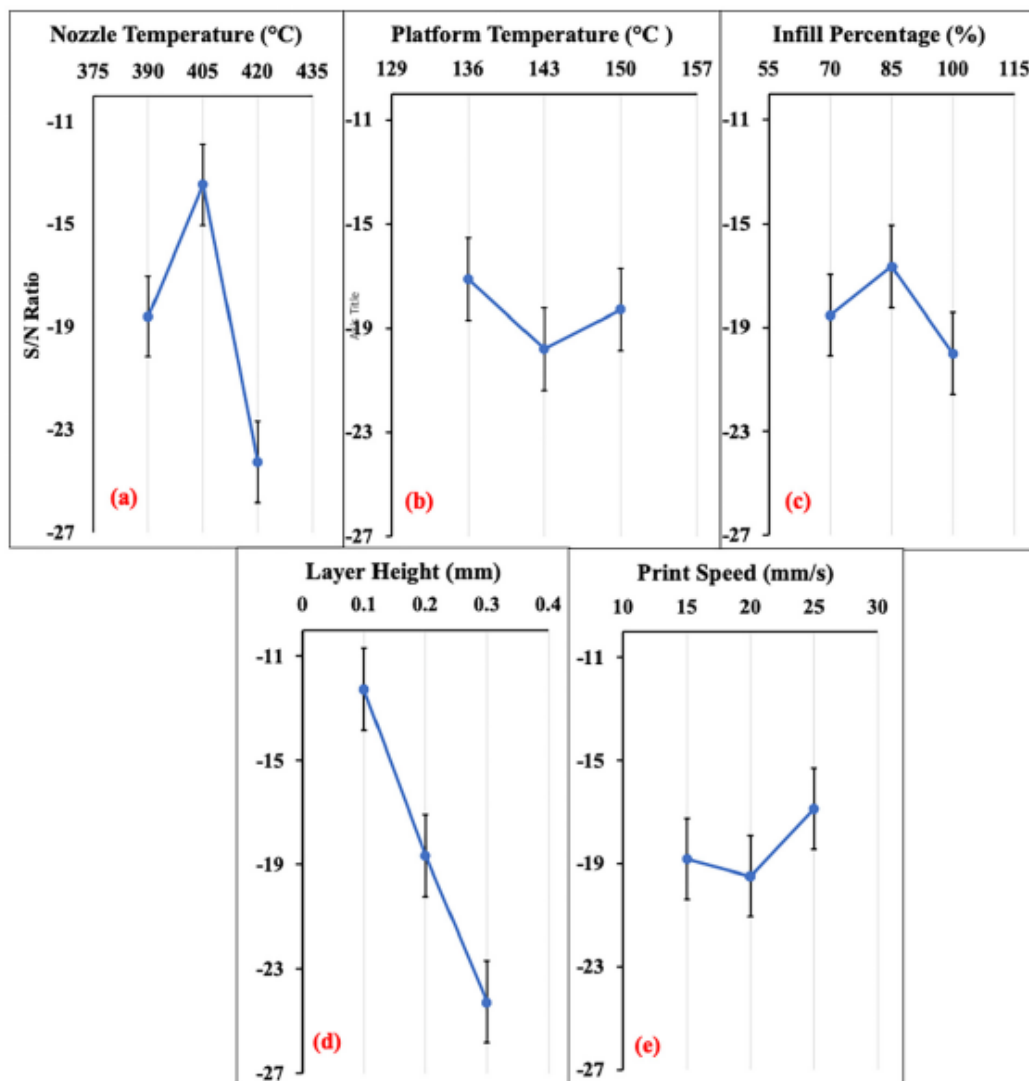
	Source	Properties via surface mechanic tests					Properties via tensile test				
		A	B	C	D	E	A	B	C	D	E
$R_a$	DF	2	2	2	2	2					
	SS	1152	185.2	366.4	1806.1	180.1					
	F-value	6.968	1.120	2.215	7.909	1.089					
	P-value	0.001	0.351	0.141	<0.001	0.360					
	% cont.	96.1	5.8	11.5	41.0	5.6					
E	DF	2	2	2	2	2	2	2	2	2	2
	SS	0.658	0.114	0.279	0.462	0.048	0.248	0.627	5.662	0.416	0.79
	F-value	6.482	1.1280	2.749	4.557	0.476	4.495	11.364	102.653	7.551	1.431
	P-value	0.008	0.290	0.090	0.026	0.630	0.013	<0.001	<0.001	0.005	0.268
	% cont.	41.9	7.4	17.9	29.7	3.1	8.5	6.9	80.5	5.9	1.1
H	DF	2	2	2	2	2					
	SS	2.4e <sup>-5</sup>	3.63e <sup>-4</sup>	2.7e <sup>-5</sup>	8.59e <sup>-4</sup>	1.7e <sup>-5</sup>					
	F-value	0.079	1.188	0.088	2.81	0.054					
	P-value	0.925	0.330	0.902	0.090	0.974					
	% cont.	1.9	28.1	2.1	66.6	1.3					
C	DF	2	2	2	2	2					
	SS	1.1e <sup>-7</sup>	2.58e <sup>-7</sup>	5.1e <sup>-7</sup>	2.9e <sup>-7</sup>	1.8e <sup>-7</sup>					
	F-value	0.189	0.445	0.866	0.527	0.739					
	P-value	0.830	0.603	0.439	0.527	0.739					
	% cont.	8.1	19.1	39.3	22.2	13.5					
UTS	DF						2	2	2	2	2
	SS						8.304	11.691	183.597	8.553	0.340
	F-value						3.866	4.768	74.870	3.468	0.139
	P-value						0.041	0.024	<0.001	0.026	0.851
	% cont.						3.9	5.5	86.4	4.0	0.2
$\sigma_y$	DF						2	2	2	2	2
	SS						169.19	68.00	1671.24	102.29	69.38
	F-value						2.502	1.006	24.710	1.512	1.026
	P-value						0.108	0.373	<0.001	0.250	0.381
	% cont.						3.1	3.3	80.4	4.9	3.3
$U_r$	DF						2	2	2	2	2
	SS						51.702	28.044	186.460	15.561	2.383
	F-value						4.192	2.274	15.117	1.262	0.193
	P-value						0.084	0.135	<0.001	0.225	0.826
	% cont.						18.2	9.9	65.6	5.5	0.8

Πίνακας 2 Πίνακες ANOVA για όλες τις μετρούμενες ιδιότητες μέσω της δοκιμής επιφανειακής μηχανικής (τραχύτητα και μικροεγκοπές) καθώς και της δοκιμής εφελκυσμού. (DF: SS: άθροισμα των τετραγώνων, % Cont: Συνεισφορά στο σφάλμα (%),  $R_a$ : τραχύτητα, E: μέτρο ελαστικότητας, H: σκληρότητα, C: ερπυσμός, UTS: Αντοχή σε εφελκυσμό,  $\sigma_y$ : Αντοχή διαρροής,  $U_r$ : Μέτρο ελαστικότητας). Οι τιμές με έντονη γραφή υποδεικνύουν στατιστικά σημαντικές παραμέτρους.

#### 5.1.9.1 Τραχύτητα

Τα αποτελέσματα στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζουν το λόγο S/N σε κάθε επίπεδο για κάθε παράμετρο της διαδικασίας. Το μέγεθος της επίδρασης ενός συγκεκριμένου παράγοντα ελέγχου υποδεικνύεται από την απόκλιση της κλίσης, επομένως όσο πιο απότομη είναι η κλίση, τόσο μεγαλύτερο είναι το μέγεθος της επίδρασης της παραμέτρου διεργασίας. Χρησιμοποιώντας το κριτήριο "το μικρότερο είναι καλύτερο", η καλύτερη απόδοση των

δειγμάτων PEEK θα επιτυγχάνονταν στις παραμέτρους της διεργασίας που έχουν τους υψηλότερους λόγους S/N. Πραγματοποιήθηκαν δοκιμές ANOVA για τον προσδιορισμό των παραγόντων που έχουν σημαντική επίδραση στην επιφανειακή τραχύτητα. Από τις δοκιμές αυτές, διαπιστώθηκε ότι η θερμοκρασία του ακροφυσίου ( $p = 0,001$ , συμβολή = 36,1 %) και το ύψος του στρώματος ( $p < 0,001$ , συμβολή = 41,0 %) είχαν σημαντική επίδραση στην επιφανειακή τραχύτητα της εκτυπωμένης, με τη μέθοδο FFF, PEEK. (Puliraka, et al., 2023)



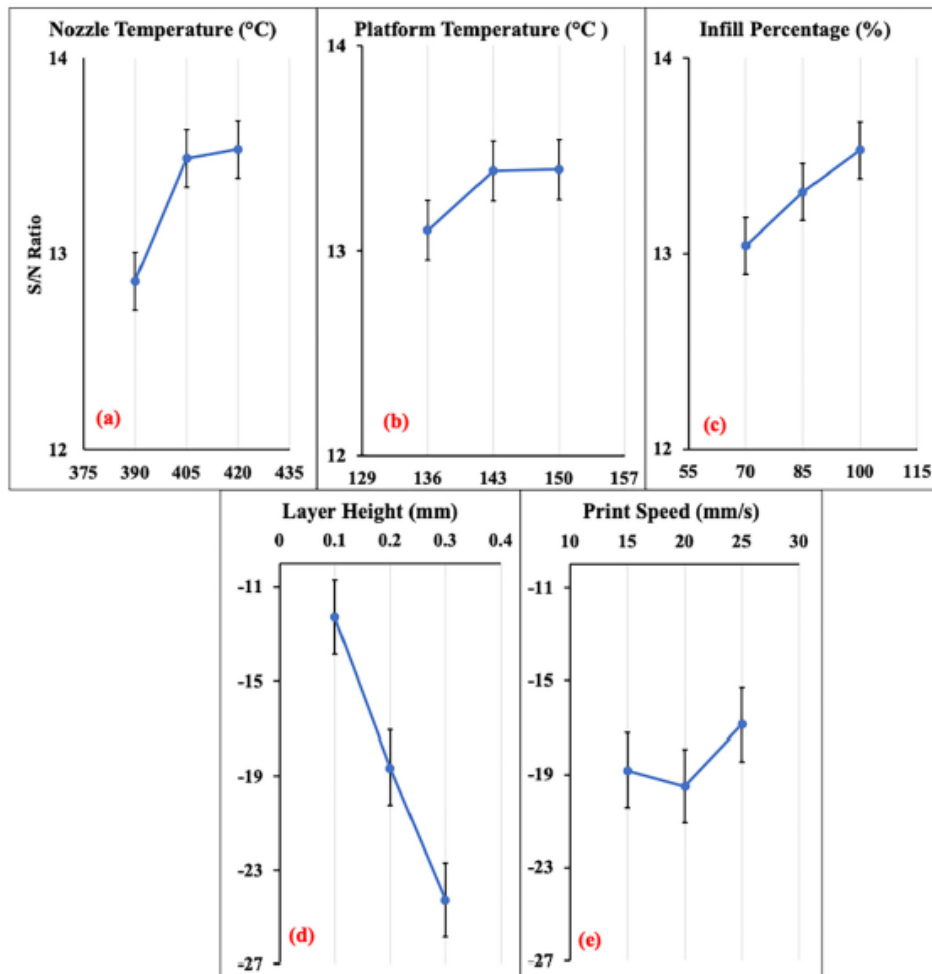
Εικόνα 35 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στην τραχύτητα (Ra).

### 5.1.9.2 Μέτρο Ελαστικότητας

Το μέτρο ελαστικότητας στην παρούσα μελέτη μετρήθηκε με δύο διαφορετικές προσεγγίσεις με δοκιμή σκληρότητας και με δοκιμή εφελκυσμού. Οι λεπτομέρειες της επίδρασης των παραμέτρων της διεργασίας στο μέτρο ελαστικότητας του εκτυπωμένου, με τη μέθοδο FFF, PEEK που μετρήθηκε με αυτές τις δύο διαφορετικές προσεγγίσεις εξηγούνται παρακάτω. (Puliraka, et al., 2023)

#### 5.1.9.2.1 Δοκιμές Σκληρότητας

Χρησιμοποιώντας το κριτήριο " μεγαλύτερο είναι καλύτερο", η ιδανική απόδοση του PEEK θα επιτυγχάνονταν στις παραμέτρους της διεργασίας που έχουν την υψηλότερες αναλογίες S/N. Από την παρακάτω εικόνα 36, είναι προφανές ότι με πολλαπλές παραμέτρους διεργασίας ότι ο λόγος S/N μεταβάλλεται, όταν μεταβάλλεται το επίπεδο του παράγοντα ελέγχου. Από τις δοκιμές ANOVA, διαπιστώθηκε ότι η θερμοκρασία του ακροφυσίου ( $p = 0,008$ , συμβολή = 41,9 %) και το ύψος του στρώματος ( $p = 0,026$ , συμβολή = 29,7 %) είχαν σημαντική επίδραση στο μέτρο ελαστικότητας των εκτυπωμένων, με τη μέθοδο FFF, PEEK. (Puliraka, et al., 2023)

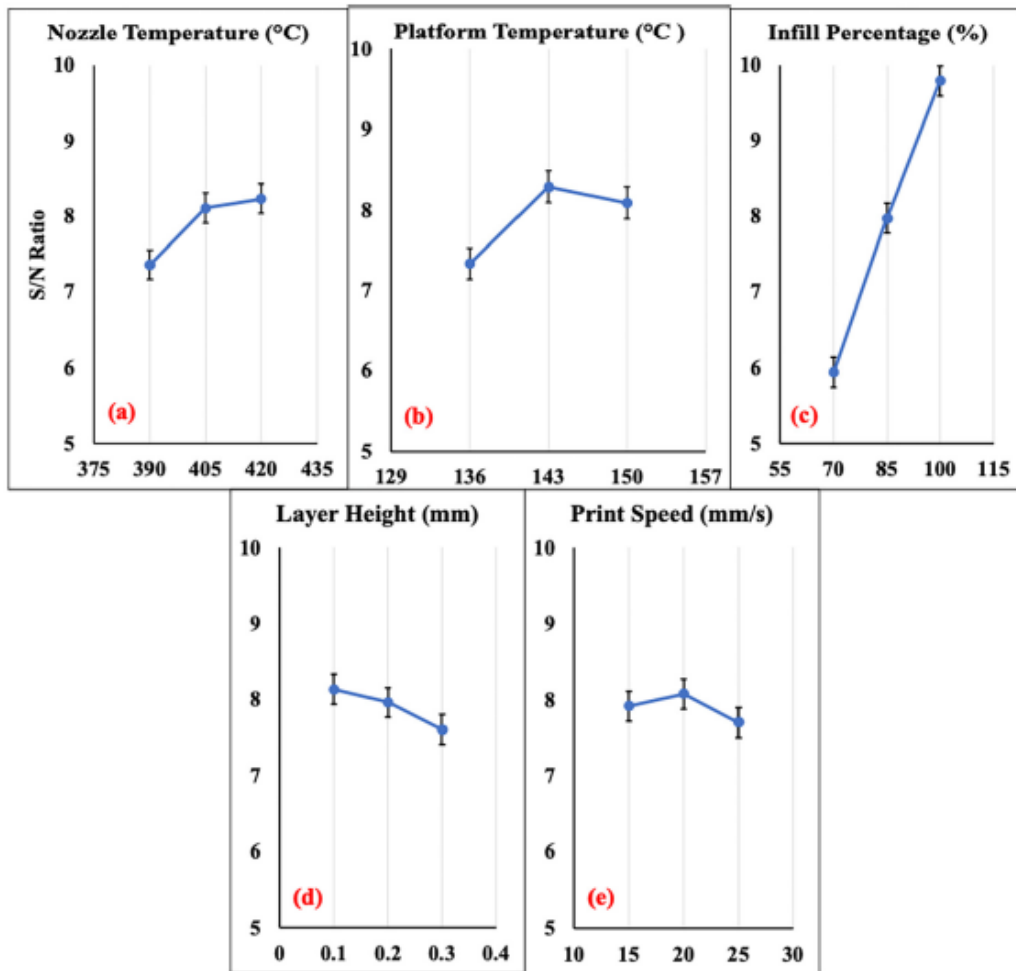


Εικόνα 36 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στο μέτρο ελαστικότητας από τη μικροεμβάθυνση.

#### 5.1.9.2.2 Δοκιμές Σκληρότητας

Χρησιμοποιώντας το κριτήριο "μεγαλύτερο είναι καλύτερο", η ιδανική απόδοση των ΡΕΕΚ δειγμάτων, όσον αφορά το μέτρο ελαστικότητας που μετρήθηκε μέσω δοκιμής εφελκυσμού, θα επιτυγχανόταν στις παραμέτρους διεργασίας που έχουν τους υψηλότερους λόγους S/N. Από την εικόνα 37, είναι σαφές ότι όλες οι παράμετροι διεργασίας παρήγαγαν σημαντικές μεταβολές της κλίσης. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώθηκαν επίσης από δοκιμές ANOVA όπου η θερμοκρασία ακροφυσίου ( $p = 0,013$ , συμβολή = 3,5 %), θερμοκρασία πλατφόρμας ( $p < 0,001$ , συμβολή = 8,9 %), ποσοστό πλήρωσης ( $p < 0,001$ , συμβολή = 80,5 %) και το ύψος

στρώματος ( $p = 0,005$ , συμβολή = 5,9 %) είχαν σημαντική επίδραση στο μέτρο ελαστικότητας των εκτυπωμένων, με τη μέθοδο FFF, PEEK. (Puliraka, et al., 2023)

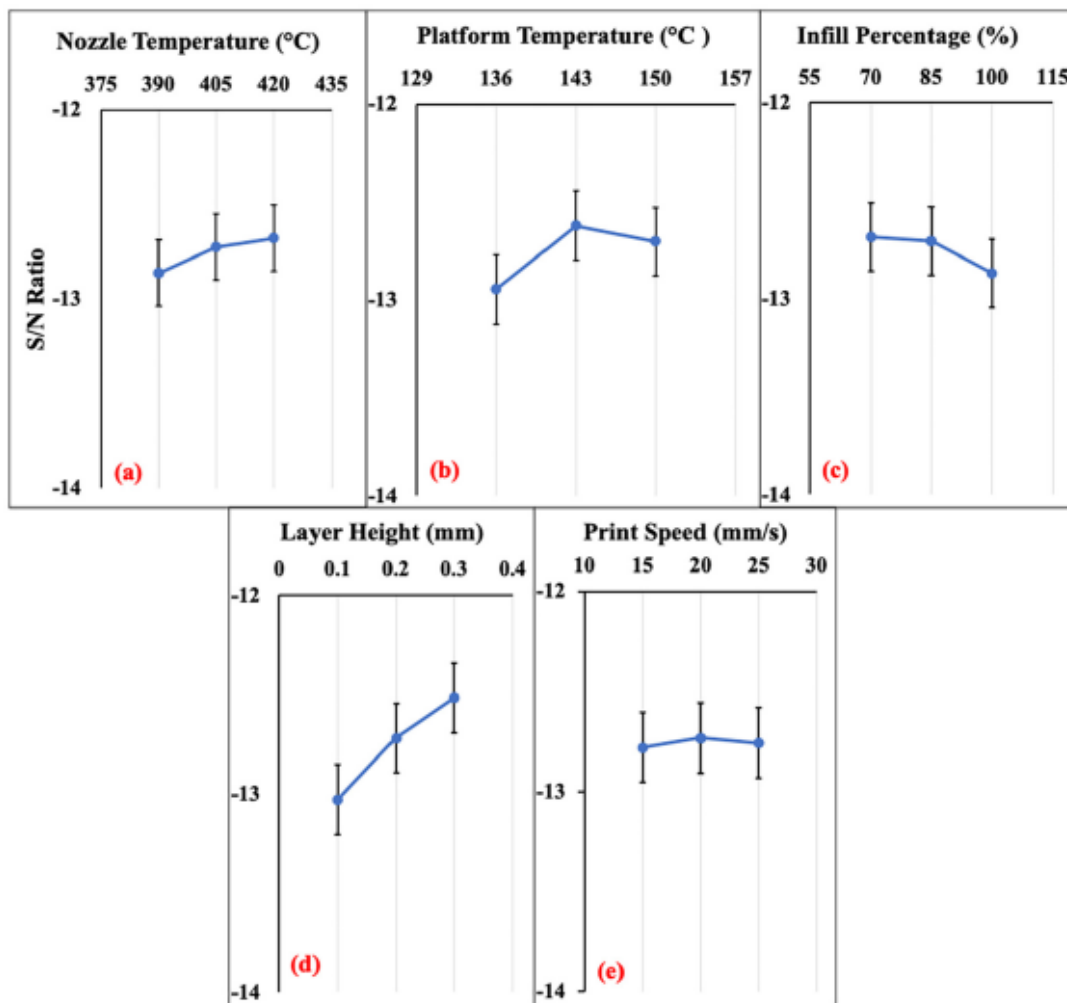


Εικόνα 37 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στο μέτρο ελαστικότητας από τη δοκιμή εφελκυσμού.

### 5.1.9.3 Σκληρότητα

Χρησιμοποιώντας το κριτήριο "μεγαλύτερο-το-καλύτερο", η απόδοση στόχος των PEEK δειγμάτων θα επιτυγχάνονταν στις παραμέτρους της διεργασίας που έχουν τον υψηλότερο λόγο S/N. Από την παρακάτω εικόνα, είναι προφανές ότι με λίγες παραμέτρους της διεργασίας ο λόγος S/N μεταβάλλεται, όταν μεταβάλλεται το επίπεδο του συντελεστή ελέγχου, όχι όμως στον ίδιο βαθμό με αυτόν της τραχύτητας και του μέτρου ελαστικότητας.

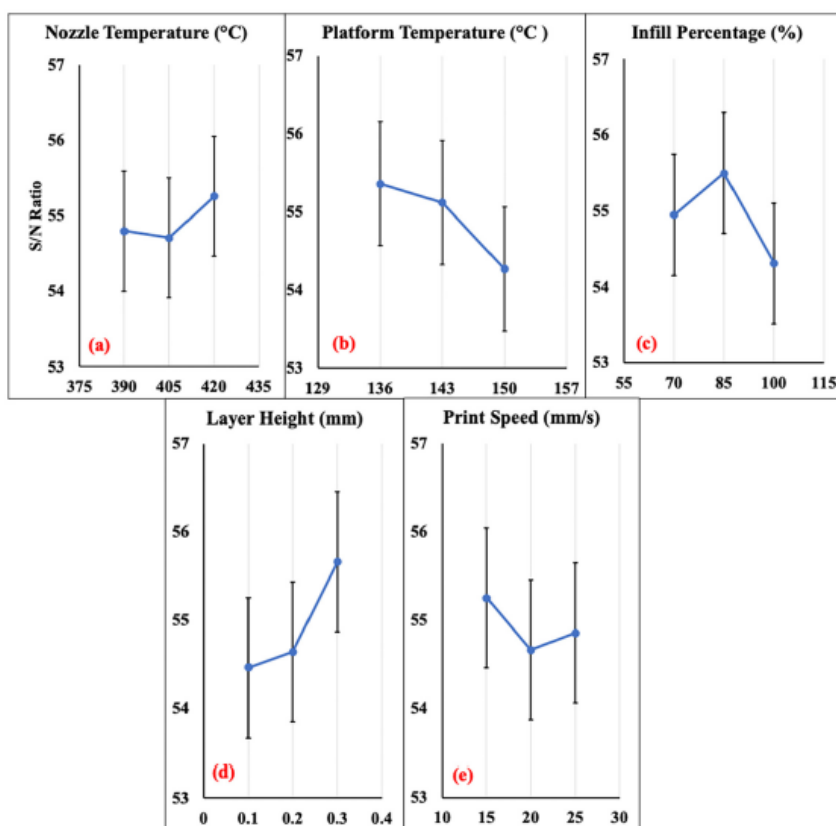
Από τις δοκιμές ANOVA διαπιστώθηκε ότι καμία παράμετρος της διεργασίας δεν είχε σημαντική επίδραση στη σκληρότητα του ΡΕΕΚ που εκτυπώθηκε με τη μέθοδο FFF. Ενώ το ύψος του στρώματος δεν έδειξε απόδειξη σημαντικής επίδρασης, η παρακάτω εικόνα δείχνει και τα δύο ότι όσο αυξανόταν το επίπεδο του ύψους του στρώματος, η σκληρότητα αυξήθηκε. (Puliraka, et al., 2023)



Εικόνα 38 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στη σκληρότητα.

#### 5.1.9.4 Εφελκυσμός

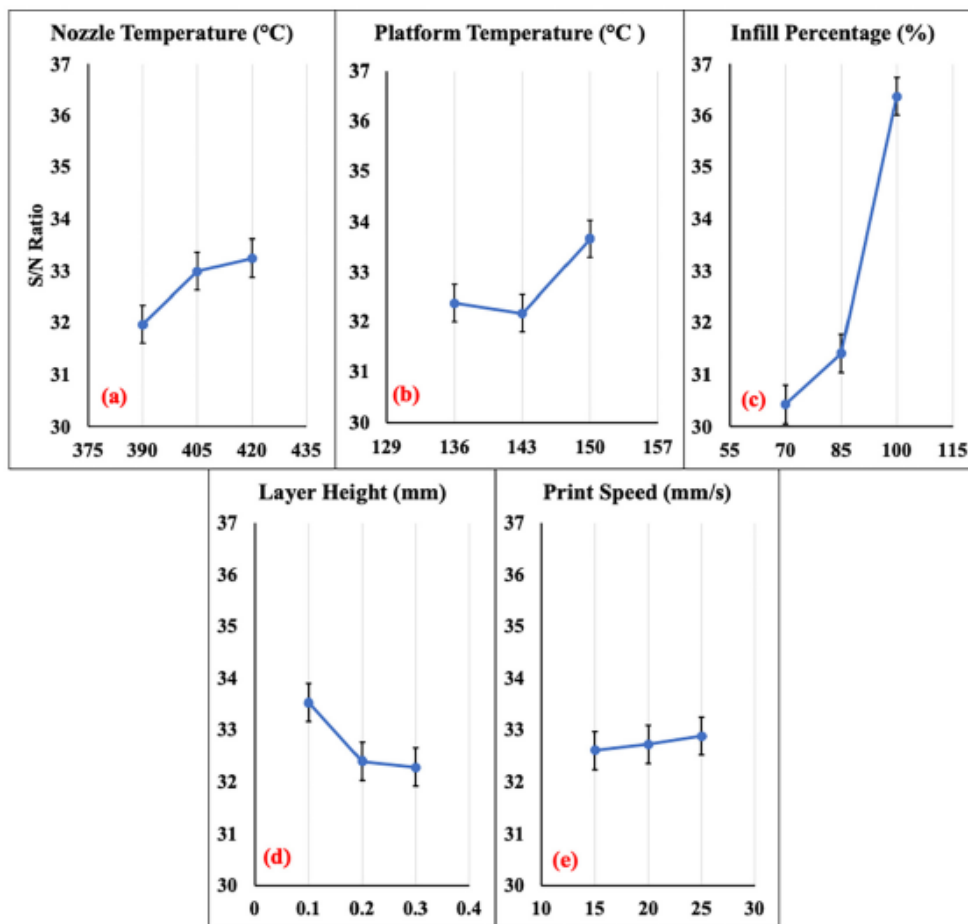
Όπως φαίνεται στην εικόνα 39, το βάθος διείδυσης σε χρόνο 100 s αφαιρέθηκε από το βάθος τη χρονική στιγμή 0 s για τον προσδιορισμό του εφελκυσμού. Χρησιμοποιώντας το μικρότερο-το-καλύτερο κριτήριο, η απόδοση-στόχος των δοκιμών PEEK θα ήταν επιτευχθεί στις παραμέτρους διεργασίας που έχουν τους υψηλότερους λόγους S/N. Από την παρακάτω εικόνα, όπως και η σκληρότητα, υπάρχει ελάχιστη απότομη κλίση για τη διεργασία Παράμετροι. Θα πρέπει να τονιστεί ότι οι αναφερόμενες μετατοπίσεις είναι οφείλονται μόνο στον ερπυσμό του υλικού. Η επίδραση της συμμόρφωσης της μηχανής (εάν υπάρχει) είναι ενώ η θερμική ολίσθηση έχει ασήμαντη επίδραση σε θερμοκρασία δωματίου. Από τις δοκιμές ANOVA, διαπιστώθηκε ότι δεν υπήρχαν παράμετροι που επηρέαζαν σημαντικά τον εφελκυσμό επαφής. Τα αποτελέσματα αυτά συσχετίζονται με τα δεδομένα της παρακάτω εικόνας, όπου όλες οι παράμετροι της διεργασίας δεν εμφανίζουν μαζική μεταβολή της κλίσης. (Puliraka, et al., 2023)



Εικόνα 39 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στον εφελκυσμό.

### 5.1.9.5 Μέγιστη εφελκυστική τάση

Χρησιμοποιώντας το κριτήριο "μεγαλύτερο-το-καλύτερο", η ιδανική απόδοση του ΡΕΕΚ δειγμάτων θα επιτυγχάνονταν στις παραμέτρους της διεργασίας που έχουν τους υψηλότερους λόγους S/N. Από την παρακάτω εικόνα, είναι προφανές ότι όλες οι παράμετροι της διεργασίας παρήγαγαν σημαντική αλλαγή της κλίσης εκτός από την ταχύτητα εκτύπωσης. Από τις δοκιμές ANOVA, διαπιστώθηκε ότι η θερμοκρασία ακροφυσίου ( $p = 0,041$ , συμβολή = 3,9 %), η θερμοκρασία πλατφόρμας ( $p = 0,024$ , συμβολή = 5,5 %), το ποσοστό πλήρωσης ( $p < 0,001$ , συμβολή = 86,4 %), και το ύψος στρώματος ( $p = 0,026$ , συνεισφορά = 4,0 %), όλα είχαν σημαντική επίδραση στην UTS του εκτυπωμένου ΡΕΕΚ με τη μέθοδο FFF. (Puliraka, et al., 2023)

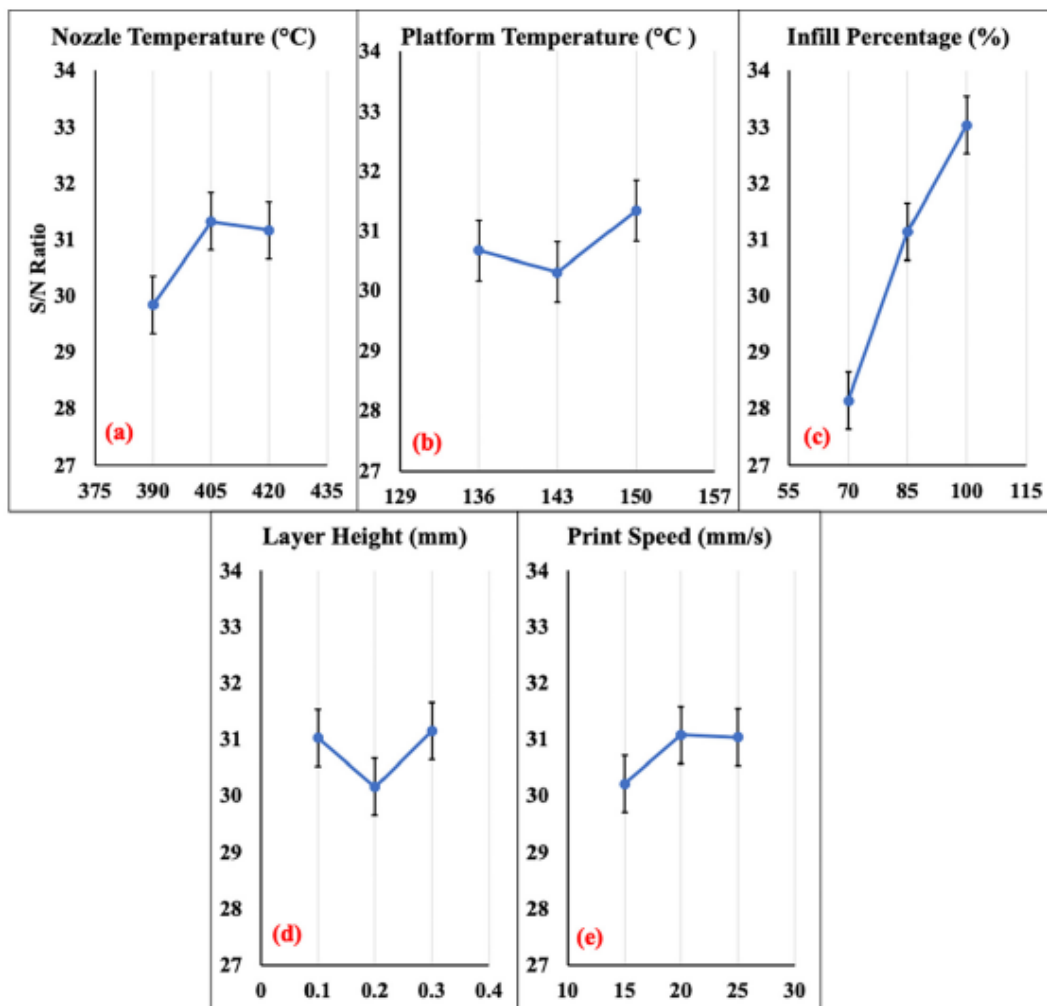


Εικόνα 40 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στην τελική εφελκυστική τάση.



### 5.1.9.6 Αντοχή σε θλίψη

Χρησιμοποιώντας το κριτήριο "μεγαλύτερο-το-καλύτερο", η ιδανική απόδοση του ΡΕΕΚ δειγμάτων θα επιτυγχάνονταν στις παραμέτρους διεργασίας που έχουν τους υψηλότερους λόγους S/N, όπως απεικονίζεται στην παρακάτω εικόνα. Από τις δοκιμές ANOVA, διαπιστώθηκε ότι μόνο το ποσοστό πλήρωσης ( $p < 0,001$ , συμβολή = 80,4 %) είχε σημαντική επίδραση στην απόδοση της αντοχής του εκτυπωμένου ΡΕΕΚ με τη μέθοδο FFF. (Puliraka, et al., 2023)



Εικόνα 41 Επίδραση (α) της θερμοκρασίας ακροφυσίου, (β) της θερμοκρασίας πλατφόρμας, (γ) του ποσοστού πλήρωσης, (δ) του ύψους στρώματος και (ε) της ταχύτητας εκτύπωσης στην αντοχή απόδοσης.

#### 5.1.9.7 Συντελεστής ελαστικότητας

Χρησιμοποιώντας το κριτήριο "μεγαλύτερο-το-καλύτερο", το υψηλότερο μέτρο ελαστικότητας των δειγμάτων ΡΕΕΚ θα επιτυγχάνονταν σε παραμέτρους διεργασίας που έχουν τις υψηλότερες αναλογίες S/N. Από τις δοκιμές ANOVA, διαπιστώθηκε ότι το ποσοστό πλήρωσης ( $p < 0,001$ , συμβολή= 65,6 %) και η θερμοκρασία ακροφυσίου ( $p = 0,034$ , συμβολή = 18,2 %) είχαν αμφότερες σημαντική επίδραση στο μέτρο του ελαστικότητας του εκτυπωμένου ΡΕΕΚ με τη μέθοδο FFF. (Puliraka, et al., 2023)

## 5.2 “Εξέταση των μηχανικών ιδιοτήτων και η χρήση προσθετικής κατασκευής εκτυπωμένης πολυαιθεροαιθεροκετόνης, για αφαιρούμενες μερικές οδοντοστοιχίες”

Η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης και ειδικά η FDM (Fused Deposition Modeling), χρησιμοποιείται ευρέως διότι είναι απλή και ασφαλής στη λειτουργία, έχει χαμηλό κόστος και υψηλό ποσοστό αξιοποίησης του υλικού, συγκριτικά με την CAD/CAM τεχνολογία. Η παρούσα έρευνα αποσκοπεί στην αξιολόγηση των μηχανικών ιδιοτήτων και την εφαρμογή των αφαιρούμενων μερικών οδοντοστοιχιών (RPD) από κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα (PEEK) που κατασκευάστηκαν με την τεχνολογία FDM. Πιο συγκεκριμένα έγινε ανάλυση των μηχανικών ιδιοτήτων των δειγμάτων PEEK, που κατασκευάστηκαν με την τεχνολογία FDM, με την μέθοδο της χύτευσης με έγχυση ή με φρεζάρισμα. Αρχικά σχεδιάστηκαν RPDs και έπειτα κατασκευάστηκαν μοντέλα ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων για την αξιολόγηση της μέγιστης τάσης και παραμόρφωσης στα RPDs, στο φλοιώδες οστό και τη βλεννογόνο της στοματικής κοιλότητας. Έπειτα χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό Geomagic Qualify για την ανάλυση των κενών μεταξύ του μοντέλου και της ιστοεπιφάνειας του σκελετού. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η αντοχή σε θλίψη του 3D-τυπωμένων PRD ήταν μεγαλύτερη από εκείνη των δοκιμίων που μορφοποιήθηκαν με έγχυση επίσης η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων έδειξε ότι η μέγιστη τάση στα PRD ήταν μικρότερη από το όριο διαρροής του υλικού. Συνολικά, λοιπόν, οι μηχανικές ιδιότητες και η εφαρμογή του RPD, από υλικό PEEK, που κατασκευάστηκε με την τεχνολογία FDM πληρούσαν ουσιαστικά τις κλινικές απαιτήσεις. (GUO, et al., 2022)

Οι αφαιρούμενες μερικές οδοντοστοιχίες (RPD) χρησιμοποιούνται ευρέως στην κλινική πρακτική και έχουν πολλά πλεονεκτήματα σε σύγκριση με τις σταθερές μερικές οδοντοστοιχίες ή τις αποκαταστάσεις με εμφυτεύματα. Ο σκελετός ενός συμβατικού RPD κατασκευάζεται συχνά από κοβάλτιο-χρώμιο (Co-Cr), το οποίο έχει πολλά μειονεκτήματα, όπως η πρόκληση αλλεργικών αντιδράσεων, αισθητικά προβλήματα λόγω της παρουσίας του μετάλλου, τον γαλβανισμό της στοματικής κοιλότητας και τον σχηματισμό πλάκας βιοφιλμ. Τα προβλήματα αυτά είναι πιθανό να ισχύουν και για άλλα μεταλλικά υλικά. Μη μεταλλικά υλικά ικρίωματα οδοντοστοιχίας περιλαμβάνουν μεγάλο αριθμό οργανικών πολυμερών αλλά οι μηχανικές τους ιδιότητες, η αντοχή στη φθορά και η άνεση τους έχουν περιορίσει την ανάπτυξή τους. Ωστόσο, τα εναλλακτικά υλικά ενδιαφέρουν πάντα τους οδοντιάτρους,

με την προϋπόθεση ότι μπορούν να ξεπεράσουν τις αδυναμίες των υφιστάμενων υλικών. Όπως έχει προαναφερθεί η κετόνη πολυαιθερικού αιθέρα (PEEK) χρησιμοποιείται ευρέως στον ιατρικό τομέα λόγω της καλής βιολογικής της ασφάλειας, του μέτρου ελαστικότητας της, που βρίσκεται κοντά σε αυτό των οστών, και την εξαιρετική αντοχή στη διάβρωση και τον εφελκυσμό. Το PEEK έχει χρησιμοποιηθεί ευρέως στην ορθοπεδική, όπως για την αποκατάσταση βλαβών στο κρανίο, σε αντικαταστάσεις αρθρώσεων και για εμφυτεύσεις σπονδυλικής στήλης κ.λπ. Το PEEK έχει αναφερθεί προηγουμένως ότι αποτελεί εναλλακτικό υλικό πλαισίου σε σχέση με τα κράματα μετάλλων βάσης για την κατασκευή των RPDs. Επίσης αναφέρεται ότι η τεχνολογία CAD/CAM μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή μιας χωρίς μέταλλο πρόθεσης RPD με επαρκή προσαρμοστικότητα ώστε να ικανοποιεί τους ασθενείς όσον αφορά τη λειτουργικότητα και την εμφάνιση. Ωστόσο, το ποσοστό αξιοποίησης των υλικών που καταργάζονται με μηχανική καταργασία είναι χαμηλό ενώ το κόστος τους υψηλό. Σε σύγκριση με άλλες μεθόδους επεξεργασίας, οι τρισδιάστατα εκτυπωμένες οδοντοστοιχίες είναι δυνητικά πιο κατάλληλες για τις κλινικές απαιτήσεις εξατομικευμένων προϊόντων RPD ενός τεμαχίου, λόγω του σύντομου κύκλου επεξεργασίας τους, με λιγότερα απόβλητα υλικών και την ευέλικτη προετοιμασία προσθέσεων με πολύπλοκες εσωτερικές και εξωτερικές δομές. (GUO, et al., 2022) (Puliraka, et al., 2023)

Στην παρούσα μελέτη, παρασκευάστηκαν δείγματα PEEK με τη χρήση μοντέλου σύντηξης εναπόθεσης (FDM), φρεζαρίσματος και χύτευση με έγχυση για την αξιολόγηση και τη σύγκριση των μηχανικών ιδιοτήτων τους. Οι ιδιότητες αυτές συγκρίθηκαν με RPDs που κατασκευάστηκαν από κράματα τιτανίου και Co-Cr και αναλύθηκαν με τη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων (FEM). Αναλύθηκε επίσης η ακρίβεια εκτύπωσης των RPDs που παρασκευάστηκαν με FDM και τα πλεονεκτήματα και οι προοπτικές κλινικής εφαρμογής των RPDs που κατασκευάστηκαν από PEEK με τη χρήση 3D τεχνολογίας εκτύπωσης. (Puliraka, et al., 2023) (GUO, et al., 2022)

### 5.2.1 Μέθοδοι και υλικά

Μηχανική αξιολόγηση και προετοιμασία δοκιμών PEEK:

#### 5.2.1.1 Δοκιμές εφελκυσμού, κάμψης και συμπίεσης δοκιμών για χύτευση με έγχυση, φρεζάρισμα και FDM

Τα πρότυπα δοκίμια παρασκευάστηκαν με τη μέθοδο της χύτευσης με έγχυση, δηλαδή με την μηχανή χύτευσης (την GT3-LS160S Guangdong Liansheng Precision Machinery Manufacturing, Guangdong, Κίνα και ISO 293:2004) η οποία παρέχει έγχυση υψηλής θερμοκρασίας με υψηλή πίεση. Επίσης παρασκευάστηκαν με μηχανή φρεζαρίσματος (την AR-600, Dongguan Yaken Precision Machinery, Dongguan, Κίνα και ISO 2818:2018) καθώς και με το σύστημα τρισδιάστατης εκτύπωσης (το Surgeon Plus, Shanxi Jugao-AM Technology, Weinan, Κίνα). Τα νήματα PEEK για τρισδιάστατη εκτύπωση επεξεργάστηκαν εκ νέου από πέλλετ PEEK (450G, Victrex, Lancashire, Ηνωμένο Βασίλειο). Τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα δείγματα χωρίστηκαν σε μια συμβατική ομάδα (300°C για 2 ώρες) και μια ομάδα υψηλής ανθεκτικότητας (χωρίς θερμική επεξεργασία). Οι δοκιμές των δοκιμών πραγματοποιήθηκαν με ηλεκτροϋδραυλική σερβομηχανή μηχανικών δοκιμών (CMT4304, MTS, Minneapolis, MN, USA). Συνολικά πέντε φυσικά μοντέλα δοκιμάστηκαν για κάθε ομάδα σε θερμοκρασία περιβάλλοντος. Οι διαστάσεις που χρησιμοποιήθηκαν ήταν αυτές που απαιτούνται για δοκιμές εφελκυσμού (ISO 527-2:2012), δοκιμές κάμψης (ISO 8871- 1:2003) και δοκιμές θλίψης (ISO 604:2002). Τα δείγματα για τις δοκιμές εφελκυσμού είχαν σχήμα κυψέλης (90×5×4 mm) σύμφωνα με το πρότυπο ISO 527 (Πλαστικά-Προσδιορισμός των ιδιοτήτων εφελκυσμού). Τα δείγματα δοκιμάστηκαν με ρυθμό 1 mm/min (για τον εφελκυσμό) και 5 mm/min (για την αντοχή σε εφελκυσμό), ενώ τα αρχικά μήκη των δειγμάτων ήταν 60 mm (μέτρο εφελκυσμού) και 65 mm (αντοχή σε εφελκυσμό). Η επιφάνεια θραύσης σε εφελκυσμό των δοκιμών παρατηρήθηκε με τη χρήση ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης (VE9800s, Keyence, Osaka, Ιαπωνία) σε τάση επιτάχυνσης 15 kV μετά την επικάλυψη των επιφανειών με ένα αγώγιμο στρώμα χρυσού. Για τις δοκιμές κάμψης, τα δείγματα ήταν κυβοειδή (80×10×4 mm) σε σύμφωνα με το πρότυπο ISO 178:2019 (Πλαστικά- Προσδιορισμός των ιδιοτήτων κάμψης), με ρυθμό 2 mm/min σε ένα άνοιγμα 69 mm. Οι δοκιμές συμπίεσης διεξήχθησαν σύμφωνα με το πρότυπο ISO 604:2002 (Πλαστικά- Προσδιορισμός των ιδιοτήτων θλίψης). Τα δοκίμια για τη δοκιμή του μέτρου θλίψης ήταν τύπου A (50×10×4 mm),

ενώ εκείνα για την αντοχή σε θλίψη, κατά 25%, ήταν τύπου B (10×10×4 mm) και δοκιμάστηκαν με ταχύτητα 1 mm/min (GUO, et al., 2022).

#### 5.2.1.2 Στατιστική ανάλυση

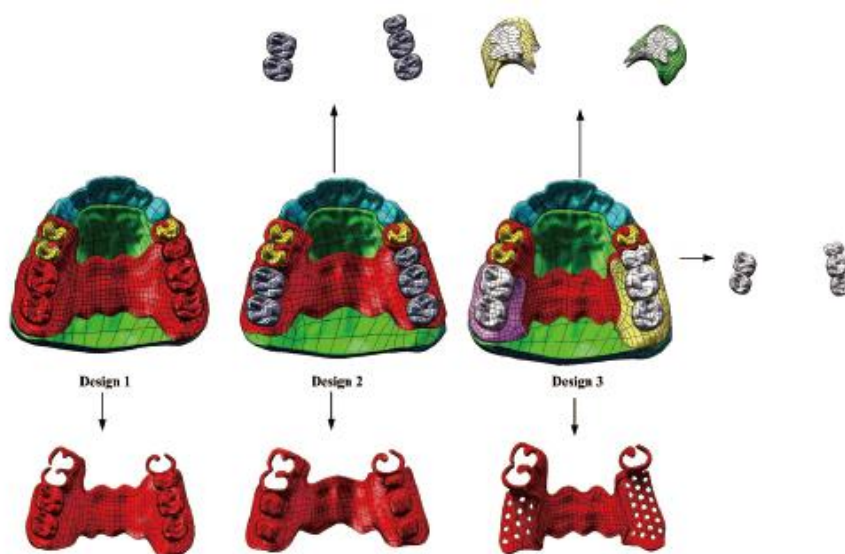
Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του SPSS (IBM SPSS Statistics 20.0, IBM SPSS, Chicago, IL, USA). Η δοκιμή LSD χρησιμοποιήθηκε για τη σύγκριση των μέσων όρων μεταξύ των ομάδων και των δεδομένων σε κάθε ομάδα με κανονική κατανομή που εκφράστηκαν ως μέσοι όροι ± τυπική απόκλιση. Τα δεδομένα αξιολογήθηκαν με τη χρήση μιας μονόδρομης ANOVA ακολουθούμενης από τη δοκιμή Tukey's post hoc.  $p$ -τιμές < 0,05 που έδειξαν εάν οι διαφορές στις μηχανικές ιδιότητες ήταν στατιστικά σημαντικές.

#### 5.2.1.3 Ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων

Ως ερευνητικό υποκείμενο επιλέχθηκε ένας ασθενής με διμερή διάσπαση Kennedy Class I, ο οποίος υπέγραψε την συγκατάθεση του. Ύστερα από μια στοματική εξέταση, διαπιστώθηκε μια σοβαρή απορρόφηση του οστού της άνω γνάθου, εξαιτίας των δοντιών που έλειπαν, πιο συγκεκριμένα των 15 – 17 και 24 – 27, ενώ δεν παρατηρήθηκαν άλλες ανωμαλίες στα υπόλοιπα δόντια. Ένα τρισδιάστατο στερεό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων της άνω γνάθου κατασκευάστηκε από υπολογιστική τομογραφία κωνικής δέσμης (CBCT; Rayscan α, SAMSUNG, Suwon, Νότια Κορέα) με δεδομένα και σαρώσεις ενός ενδοστοματικού γύψινου μοντέλου. Ένας οδοντιατρικός σαρωτής 3shape D1000 (D1000, 3shape, Κοπεγχάγη, Δανία) χρησιμοποιήθηκε για τη σάρωση του γύψινου μοντέλου που παρήγαγε δεδομένα μορφής στερεολιθογραφίας (STL) της τοπογραφίας της εσωτερικής επιφάνειας του στόματος του ασθενούς. Η CBCT χρησιμοποιήθηκε για τη λήψη εικόνων σε μορφή ψηφιακής απεικόνισης και επικοινωνίας στην ιατρική (DICOM) του οστού της άνω γνάθου του ασθενούς και των υπόλοιπων δοντιών. Στη συνέχεια, τα δεδομένα εισήχθησαν στο λογισμικό επεξεργασίας εικόνας Mimics (έκδοση 20.0, Materialise, Leuven, Βέλγιο) και στη συνέχεια εξήχθησαν σε μορφή STL, η οποία εισήχθη στο Geomagic Studio (έκδοση 2012, 3D Systems, Rock Hill, SC, ΗΠΑ) για την ανακατασκευή της επιφάνειας και την προσαρμογή της θέσης. Το μοντέλο της άνω γνάθου που ήταν εκτεθειμένο έξω από τη βλεννογόνο αφαιρέθηκε χρησιμοποιώντας μια λειτουργία Boolean. Τα δόντια που παρέμεναν στο μοντέλο αντικαταστάθηκαν με εκείνα που προέκυψαν από την αξονική τομογραφία. Ο περιοδοντικός σύνδεσμος μετατοπίστηκε

ισομερώς κατά 0,2 mm από τις ρίζες των δοντιών 14,15 και 25 για να ληφθεί ένα τρισδιάστατο μοντέλο της άνω γνάθου για περαιτέρω χρήση.

Όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα, δημιουργήθηκαν τρία διαφορετικά σχέδια RPD από την επιφάνεια του ψηφιακού μοντέλου από γύψο με τη χρήση του λογισμικού οδοντιατρικού σχεδιασμού 3Shape και του 3shape D1000 οδοντιατρικό σαρωτή.



Εικόνα 42 Τρεις διαφορετικοί RPD σχεδιασμοί

Το design 1 είναι ένα μονοκόμματο RPD PEEK εκτυπωμένο με FDM, το design 2 αποτελείται από πλαίσιο PEEK εκτυπωμένο με FDM και δόντια πορσελάνης, ενώ το design 3 αποτελείται από πλαίσιο PEEK εκτυπωμένο με FDM, πλάκα βάσης και τεχνητό δόντι. Ο σχεδιασμός του κουμπώματος είναι ο ίδιος για όλα τα τρία RPD. Το κούμπωμα των 15 και 24 στηριγμάτων του RPD έχει σχεδιαστεί όπως το RPA και το 14 είναι το κούμπωμα τριών βραχιόνων, το οποίο συνδέεται με την υπερώια πλάκα. Το τρισδιάστατο ψηφιακό μοντέλο της άνω γνάθου και τα σχέδια του RPD συναρμολογήθηκαν και στη συνέχεια και στερεοποιήθηκαν στο λογισμικό SolidWorks (έκδοση 2016, Dassault Systemes, Παρίσι, Γαλλία) για να προκύψει ένα μοντέλο ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων το οποίο στη συνέχεια εισήχθη στο Ansys Workbench (έκδοση 14.5, ANSYS, Pittsburgh, PA, USA) για ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων. Επίσης όλα τα υλικά θεωρήθηκαν ομοιογενή, γραμμικά ελαστικά και ισότροπα. Το μέτρο ελαστικότητας και ο λόγος Poisson των υλικών παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα.

Material	Elastic modulus (MPa)	Poisson's ratio
Cortical bone	13,700	0.3
Cancellous bone	1,370	0.3
PDL	0.03	0.45
Mucosa	3.45	0.45
Tooth dentin	18,600	0.3
Denture tooth	1,960	0.3
Denture base	2,200	0.31
PEEK	4,100	0.4
Titanium alloy	110,000	0.3
Co-Cr alloy	235,000	0.33

Εικόνα 43 Μηχανικές Ιδιότητες

Ένα κατακόρυφο φορτίο 120 N κατανεμήθηκε ομοιόμορφα στις φατνιακές επιφάνειες των οδοντοστοιχιών και στις δύο πλευρές, ενώ η μέγιστη τάση και η μετατόπιση του RPD, καταγράφηκαν. Το design 3 δημιουργήθηκε σε τρία υλικά (PEEK, κράμα Co-Cr και κράμα τιτανίου).

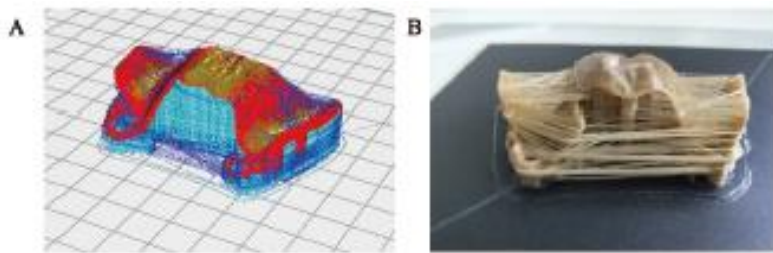
#### 5.2.1.4 Ακρίβεια προσαρμογής του πλαισίου RPD από υλικό PEEK που κατασκευάστηκε με την μέθοδο FDM

Κατασκευάστηκαν πέντε PEEK RPD (σχέδιο 1) με χρήση FDM.

Οι παράμετροι εκτύπωσης ήταν:

- διάμετρος ακροφυσίου: 0,4 mm,
- ταχύτητα εκτύπωσης: 40 mm/s
- πάχος τοιχώματος: 0,8 mm (εκτύπωση πλάτος γραμμής: 0,4 mm)
- πάχος στρώματος: 0,2 mm
- θερμοκρασία ακροφυσίου: 480°C
- ποσοστό πλήρωσης: 100%
- τροχιά εκτύπωσης: σάρωση με πλακίδια, επιφάνεια ιστού στο πάνω μέρος, επιφάνεια σύγκλεισης στο κάτω μέρος, όπως φαίνεται στις παρακάτω εικόνες





Εικόνα 44 Προετοιμασία και δοκιμή προσαρμογής RPDs από PEEK.(α) Αναπαράσταση τυπωμένου RPD και σχεδιασμός του της εκτυπωμένης στήριξης (κόκκινο: πρόθεση- μπλε: στήριξη), (β) Παρασκευασμένη με FDM αποσπώμενη μερική οδοντοστοιχία PEEK (χωρίς την αφαίρεση της στήριξης)

Μετά την εκτύπωση, το στήριγμα αφαιρέθηκε και ακολούθησε κανονική μετεπεξεργασία πραγματοποιήθηκε (βλέπε εικόνα παρακάτω)



Εικόνα 45 Προετοιμασία και δοκιμή προσαρμογής RPDs από PEEK. Με παρασκευασμένη με FDM PEEK αφαιρούμενη μερική οδοντοστοιχία (με αφαίρεση του στηρίγματος)

Ένα σώμα από καουτσούκ σιλικόνης που αγοράστηκε από την Heraeus (Hanau, Γερμανία) εγχύθηκε πάνω στο γύψινο μοντέλο στη θέση που αντιστοιχεί σε εκείνη του RPD, το οποίο στη συνέχεια τοποθετήθηκε χειροκίνητα στην κορυφή, στην οποία ασκήθηκε πίεση 30 N περίπου, έως ότου το ελαφρύ σώμα είχε στερεοποιηθεί πλήρως. Οποιοδήποτε μικρό υλικό που προεξέχει από την άκρη του RPD αφαιρέθηκε με νυστέρι και στη συνέχεια αφαιρέθηκε η οδοντοστοιχία. Η ελαφριά μεμβράνη σώματος προσκολλήθηκε στο μοντέλο (βλέπε εικόνα παρακάτω) και στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε οπτικός σαρωτής για τη σάρωση του συνδυασμού μοντέλου γύψου και μεμβράνης από καουτσούκ σιλικόνης πριν αφαιρεθεί η μεμβράνη. (GUO, et al., 2022)



Εικόνα 46 Προετοιμασία και δοκιμή προσαρμογής RPDs από PEEK. Με μεμβράνη σιλικόνης ελαφρού σώματος που αναπαριστά το διάκενο μεταξύ του μοντέλου και της RPD

Μετά τη σάρωση, δεν μετακινήθηκε η θέση του μοντέλου και αφαιρέθηκε προσεκτικά το φιλμ του φωτοσωματίου και έπειτα σαρώθηκε ξανά. Έπειτα εισήχθησαν δύο διαφορετικά δεδομένα σάρωσης στο λογισμικό Geomagic Qualify 2013. Μετά την καταχώρηση της δομής τοποθέτησης στο πλαίσιο της σάρωσης, διεξήχθη ανάλυση τρισδιάστατης απόκλισης καθώς και το κενό μεταξύ του μοντέλου και της επιφάνειας του ιστού αναλύθηκε και χρησιμοποιήθηκε για την αξιολόγηση της προσαρμογής του RPD. (GUO, et al., 2022)

### 5.2.2 Αποτελέσματα των μηχανικών ιδιοτήτων των δειγμάτων PEEK που παρασκευάστηκαν με την μέθοδο FDM, με φρεζάρισμα και χύτευση με έγχυση.

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται οι μηχανικές ιδιότητες των δειγμάτων PEEK που παρασκευάστηκαν με 3 διαφορετικές διεργασίες.

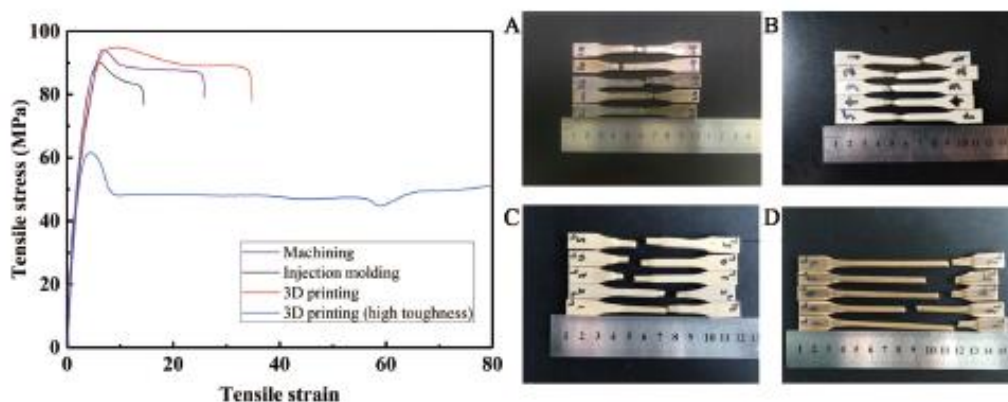
	n	Injection-molded	Machined	3D printed	3D printed (high toughness)
Tensile modulus	7	3,814±233 <sup>a</sup>	3,803±56 <sup>a</sup>	3,796±283 <sup>a</sup>	2,503±53 <sup>b</sup>
Tensile strength	7	90.6±1.6 <sup>a</sup>	93.4±0.15 <sup>a</sup>	94.6±1.82 <sup>a</sup>	68.2±8.15 <sup>b</sup>
Flexural modulus	7	3,734±134 <sup>a</sup>	3,916±168 <sup>b</sup>	3,516±108 <sup>c</sup>	2,802±92 <sup>d</sup>
Flexural strength	7	148±4.1 <sup>a</sup>	158.7±1.4 <sup>b</sup>	140.9±1.6 <sup>c</sup>	101.38±2.12 <sup>d</sup>
Compressive modulus	7	2,793±376 <sup>a</sup>	3,741±120 <sup>b</sup>	2,688±292 <sup>a,c</sup>	2,423±49 <sup>c</sup>
Compressive strength	7	119.0±15.4 <sup>a</sup>	147.9±1.8 <sup>b</sup>	141.7±6.6 <sup>b</sup>	74.9±6.8 <sup>c</sup>

Πίνακας 3 Μηχανικές ιδιότητες των δειγμάτων (σε MPa)

Δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στις ιδιότητες εφελκυσμού μεταξύ των δειγμάτων ΡΕΕΚ που παρασκευάστηκαν με μηχανική επεξεργασία, χύτευση με έγχυση ή τρισδιάστατη εκτύπωση ( $p > 0,05$ ). Η κατάταξη των επιδόσεων κάμψης ήταν:

### Φρεζάρισμα > Χύτευση με έγχυση > 3D εκτύπωση

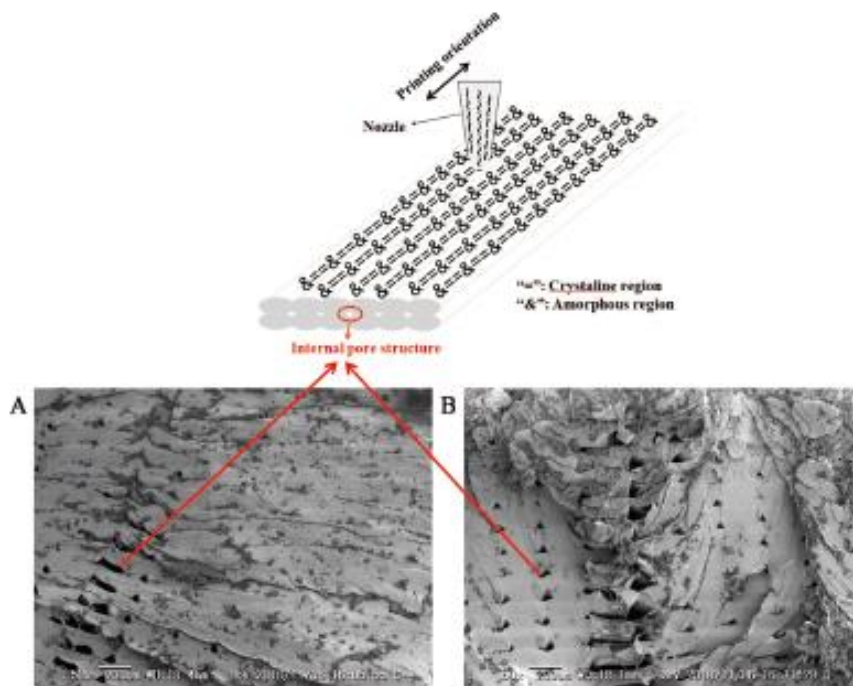
Η αντοχή σε κάμψη των δοκιμίων που μορφοποιήθηκαν με έγχυση ήταν κατά 6% μικρότερη και των τρισδιάστατα εκτυπωμένων κατά 11% μικρότερη από εκείνη του φρεζαρίσματος, αυτό οφείλεται λόγω των διεπιφανειακών στρωμάτων που εισήχθησαν από την διαδικασία FDM, με αποτέλεσμα οι πολυμερικές αλυσίδες μεταξύ των στρωμάτων να είναι λιγότερο διασταυρωμένες και μπλεγμένες, οι οποίες ήταν ασθενέστερες. Επίσης δεν υπήρξε σημαντική διαφορά στην αντοχή σε θλίψη μεταξύ φρεζαρίσματος και FDM ( $p > 0,05$ ). Ωστόσο, η χύτευση με έγχυση, παρουσίασε 20% μικρότερη αντοχή σε θλίψη, πιθανώς λόγω της παρουσίας φυσαλίδων στην εσωτερική δομή. Επιπλέον, παρόλο που οι μηχανικές ιδιότητες των δοκιμίων που εκτυπώθηκαν με 3D (υψηλή ανθεκτικότητα) ήταν σημαντικά κατώτερες από εκείνες των άλλων δύο ομάδων, η επιμήκυσή τους σε θραύση ήταν σημαντικά βελτιωμένη (βλέπε παρακάτω εικόνα), δηλαδή με μειωμένη ακαμψία και υψηλότερη ανθεκτικότητα. (GUO, et al., 2022)



Εικόνα 47 Καμπύλες εφελκυστικής τάσης – παραμόρφωσης (αριστερά) και θραυσμένο δείγμα (δεξιά) που παρασκευάστηκε με χύτευση με έγχυση (α), φρεζάρισμα (β), τρισδιάστατη εκτύπωση (γ) και τρισδιάστατη εκτύπωση με υψηλή ανθεκτικότητας (δ).

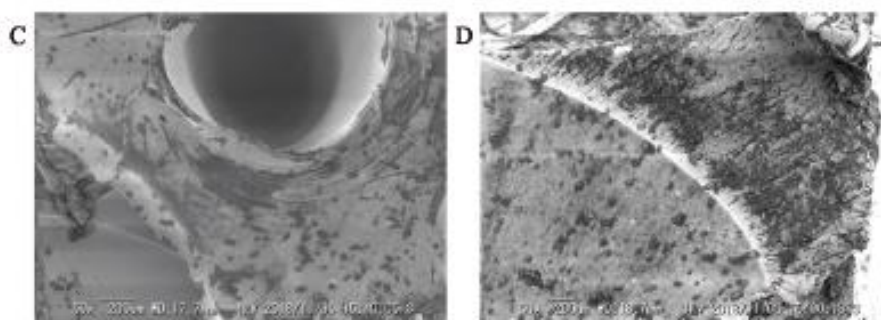
Όπως παρατηρήθηκε με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης (SEM), η εσωτερική δομή του επιμηκυμένου θραύσματος της επιφάνειας παρουσίαζε εσωτερικούς πόρους των δύο

ομάδων δειγμάτων FDM, υποδεικνύοντας ότι η αντοχή συγκόλλησης μεταξύ των τυπωμένων γραμμών ήταν σχετικά ασθενής (βλέπε παρακάτω εικόνα 4α, β) (GUO, et al., 2022)



Εικόνα 48 Εικόνες SEM της μικροσκοπικής μορφολογίας της σπασμένης επιφάνειας ενός τρισδιάστατα εκτυπωμένου δείγματος (α), τρισδιάστατα εκτυπωμένου δείγματος υψηλής ανθεκτικότητας (β)

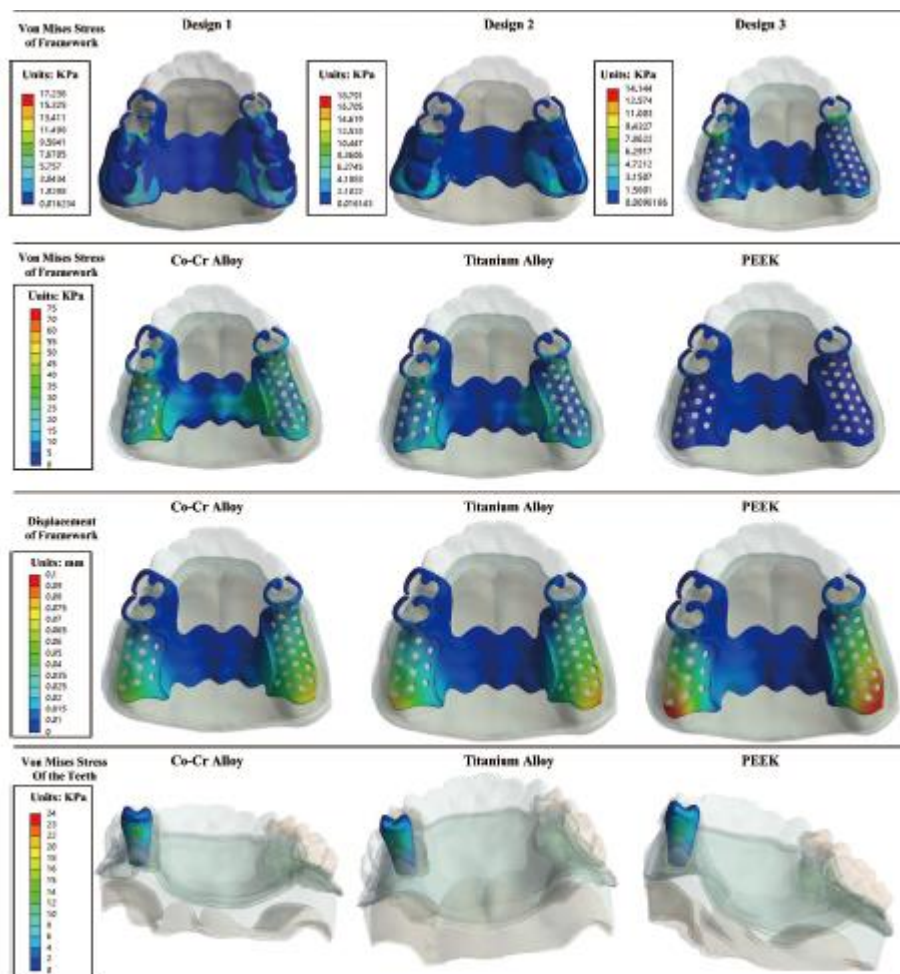
Ενώ τα δείγματα που μορφοποιήθηκαν με έγχυση είχαν φυσαλίδες (βλέπε εικόνα 4γ), ενώ η μικρομορφολογία του κατεργασμένου δείγματος ήταν ομοιογενής (βλέπε εικόνα 4δ). (GUO, et al., 2022)



Εικόνα 49 χύτευση με έγχυση (γ) και κατεργασμένα δείγματα (δ)

### 5.2.3 Ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων των RPD

Όπως φαίνεται στη παρακάτω εικόνα, η μέγιστη τάση που παρατηρήθηκε στα RPD τριών διαφορετικών σχεδίων υλικών PEEK ήταν 17.238, 18.791 και 14.144 MPa, όλα μικρότερα από τα αντίστοιχα όρια διαρροής τους. Στον τρίτο σχεδιασμό, η μέγιστη τάση που παρατηρήθηκε στα RPDs των τριών διαφορετικών υλικών ήταν 14.144, 73.609 και 44.677 MPa, όλα μικρότερα από τα αντίστοιχα όρια διαρροής τους. (GUO, et al., 2022)



Εικόνα 50 Οι τάσεις Von Mises στο πλαίσιο, τη βλεννογόνο, τα δόντια και η μετατόπιση του σκελετού κατά τη φόρτιση.

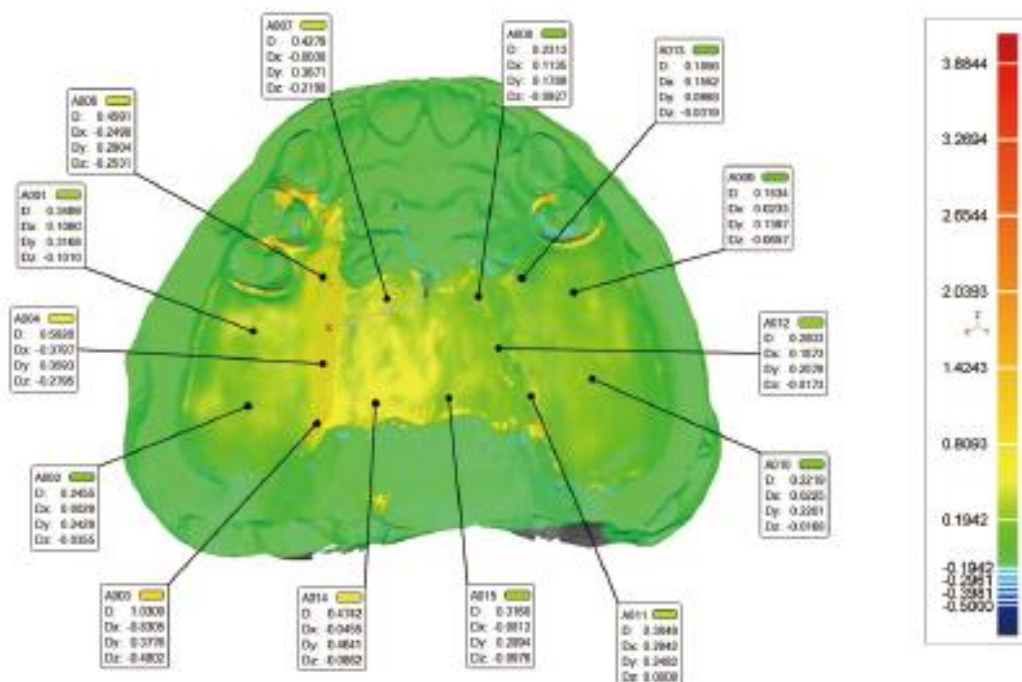
Όπως φαίνεται στην παραπάνω εικόνα, μετά τη δημιουργία του σχεδίου 3 σε PEEK και σε κράματα Co-Cr και Ti-6Al-4V, η μέγιστη τάση στο βλεννογόνο ήταν 0.21587, 0.18428 και 0.18758 MPa, αντίστοιχα (GUO, et al., 2022). Επίσης παρατηρήθηκαν τα παρακάτω:



- Η μέγιστη μετατόπιση στο ελεύθερο άκρο του πλαισίου ήταν 0,099, 0,075 και 0,081 mm, αντίστοιχα.
- Η μέγιστη τάση στο φλοιώδες οστό ήταν 46,551, 57,135 και 54,184 MPa, αντίστοιχα.
- Η μέγιστη τάση που παρατηρήθηκε στο φλοιώδες οστό ήταν 3.570,4, 4.374,9, και 4.151  $\mu\text{m}/\text{m}$ , αντίστοιχα.
- Η μέγιστη τάση στο δοκίμιο (δεξιός άνω δεύτερος προγόμφιος) ήταν 18,12, 23,803 και 22,409 MPa, αντίστοιχα
- Η μέγιστη τάση στο αριστερό κολόβωμα του πρώτου προγομφίου της άνω γνάθου ήταν 14,235, 15,139 και 15,083 MPa, αντίστοιχα.

#### 5.2.4 Αξιολόγηση της προσαρμογής των PEEK RPDs που κατασκευάστηκαν με FDM

Η προσαρμογή του PEEK RPD αξιολογήθηκε, χρησιμοποιώντας το σχέδιο 1 ως παράδειγμα. Οπτικά, το RPD ταίριαζε καλά, όντας πλήρως τοποθετημένο στο γύψινο μοντέλο, η επιφάνεια του ιστού σε στενή επαφή με το μοντέλο χωρίς καμία εμφανή στρέβλωση, όμως από την ανάλυση της τρισδιάστατης μορφολογίας που σχεδιάστηκε στο λογισμικό Geomagic Qualify, φαίνεται ότι η πλειοψηφία των RPD άλλαξε σταδιακά από κίτρινο σε πορτοκαλί, με απόκλιση μεταξύ 0,2 και 0,8 mm (βλέπε εικόνα παρακάτω) (GUO, et al., 2022)



Εικόνα 51 Χάρτης απόκλισης του PEEK RPD.

Η ατομική και συνολική τρισδιάστατη απόκλιση των 5 βραχιόνων υπολογίστηκε με τη χρήση λογισμικού, με συνολική απόκλιση  $0,277 \pm 0,079$  mm (0,2493 mm, 0,2562 mm, 0,2792 mm, 0,2858 mm, 0,3078 mm), με απόκλιση κυρίως μεταξύ 0,1 και 0,3 mm. (GUO, et al., 2022)

### 5.2.5 Αποτελέσματα

Τα αποτελέσματα των μηχανικών δοκιμών έδειξαν ότι η αντοχή σε κάμψη των τρισδιάστατα εκτυπωμένων δειγμάτων ήταν κατά 11% μικρότερη από εκείνη των κατασκευασμένων δειγμάτων, αλλά με αντοχή σε εφελκυσμό και αντοχή σε θλίψη χωρίς διαφορές, ενώ η αντοχή σε θλίψη ήταν μεγαλύτερη από εκείνη της χύτευσης με έγχυση. Ο λόγος για τη χαμηλή αντοχή σε θλίψη των δοκιμών που μορφοποιήθηκαν με έγχυση μπορεί να οφείλεται στην παρουσία φυσαλίδων αέρα στην εσωτερική δομή. Από άποψη ανθεκτικότητας, οι μέθοδοι μετεπεξεργασίας μετά την τρισδιάστατη εκτύπωση είχαν ως αποτέλεσμα δείγματα υψηλής ανθεκτικότητας που υπέστησαν θραύση από την επιμήκυνση, με τρισδιάστατη εκτύπωση > φρεζάρισμα > χύτευση με έγχυση, που αντιπροσώπευαν αυξημένη πλαστικότητα και ανθεκτικότητα, υποδεικνύοντας ότι οι διαφορετικές επεξεργασίες παρείχαν διαφορετικές ανάγκες για κλινικές ιδιότητες υλικού. Έτσι, η τρισδιάστατη εκτύπωση με

διαδικασία επεξεργασίας υψηλής ανθεκτικότητας ήταν κατάλληλη για την παρασκευή σφινγκτήρων RPD. Επίσης η FDM ήταν πιο συμφέρουσα από τη μηχανική επεξεργασία ή τη χύτευση με έγχυση. Ωστόσο, όπως καταδεικνύεται από τη μικροδομή των δειγμάτων, οι δύο ομάδες που παρασκευάστηκαν με FDM είχαν εσωτερική δομή πόρων λόγω της εναπόθεσης του υλικού με την μέθοδο "επίπεδο προς επίπεδο", με αποτέλεσμα οι μοριακές αλυσίδες μεταξύ των επιπέδων να είναι λιγότερο διασυνδεδεμένες και μπλεγμένες, με αποτέλεσμα να υπάρχουν μόνο μικρές δυνάμεις μεταξύ των επιπέδων. Επομένως, κατά το σχεδιασμό της κατεύθυνσης εκτύπωσης της πρόθεσης, θα πρέπει να λαμβάνεται υπόψη η φύση όλων των δυνάμεων που συναντώνται και τα στοιχεία της πρόθεσης, έτσι ώστε οι συχνότερες και μεγαλύτερες δυνάμεις να δρουν στη κατακόρυφη κατεύθυνση και όχι σε εγκάρσια κατεύθυνση. Και στα τρία σχέδια του RPD χρησιμοποιούνται μεσαία στηρίγματα. Εάν το δόντι της βάσης της πλευράς του κοντινού διακένου υιοθετεί το άπω οδοντικό στήριγμα, και η δύναμη της μάσησης ενεργεί κάθετα στην οδοντοστοιχία, τότε η δύναμη των στηριγμάτων έχει απομακρυσμένη κλίση. Όταν όμως χρησιμοποιούνται τα μεσαία οδοντικά στηρίγματα και έχουν κλίση προς τα μεσαία, λόγω της στήριξης των παρακείμενων δοντιών, τότε η δύναμη των στηριγμάτων μειώνεται ή αντισταθμίζεται. Καθώς η μεσαία αποφρακτική στήριξη μετακινεί το σημείο στήριξης από το μακρινό στη μέση προς το κοντινό στη μέση, ο βραχίονας της σύσφιξης του στηρίγματος και το ελεύθερο άκρο βρίσκονται στην ίδια πλευρά της γραμμής του μοχλοβραχίονα. Κάτω από τη δύναμη σύγκλεισης, ο βραχίονας της σύσφιξης και η βάση της οδοντοστοιχίας βυθίζονται ταυτόχρονα, η σύσφιξη είναι σε επαφή με το στήριγμα και δεν έχει επίδραση στρέψης στο στήριγμα, έτσι ώστε να προστατεύεται η υγεία των ιστών της οδοντοστοιχίας του στηρίγματος. Ταυτόχρονα, επειδή το σημείο στήριξης κινείται προς τα εμπρός, η ακτίνα περιστροφής αυξάνεται, έτσι ώστε η κατεύθυνση της δύναμης του ιστού κάτω από τη βάση της οδοντοστοιχίας να είναι σχεδόν κάθετη και πιο ομοιογενής. Η βελτιστοποίηση και η προσομοίωση είναι μέθοδοι εξοικονόμησης χρόνου για την πρόβλεψη των μηχανικών ιδιοτήτων πριν από την κατασκευή δοκιμών δοκιμής. Στην παρούσα μελέτη, η FEM χρησιμοποιείται συνήθως για τη μελέτη της ποσοτικής αξιολόγησης της εμβιομηχανικής των εμφυτευμάτων και του περιβάλλοντος οστού και θεωρείται ευέλικτη και αποτελεσματική μέθοδος. Τα αποτελέσματα της ανάλυσης των τριών υλικών στο σχέδιο 3 αποδεικνύουν ότι η μέγιστη τάση στα RPD ήταν μικρότερη από το όριο διαρροής του υλικού. Ωστόσο, σε σύγκριση με τα κράματα Co-Cr ή Ti-6Al-4V, το PEEK προκάλεσε τη χαμηλότερη μέγιστη τάση στα στηρίγματά του, τη χαμηλότερη μέγιστη τάση στο φλοιώδες



οστό, με την υψηλότερη μέγιστη τάση στο βλεννογόνο και τη μεγαλύτερη μέγιστη μετατόπιση στο ελεύθερο άκρο. Σύμφωνα με το νόμο του Wolff, η ανάπτυξη, η απορρόφηση ή η καταστροφή του οστού εξαρτάται από τη δύναμη που ασκείται σε αυτό. Ένα κατάλληλο φορτίο μπορεί να προωθήσει την αναδόμηση των οστών. Πρώτον, η σχέση μεταξύ της τάσης Von Mises και των μεταβολών της οστικής μάζας έχει χωριστεί στις ακόλουθες περιοχές: αχρησία (απώλεια οστού):  $<10 \mu\text{m}/\text{m}$   $<50 \mu\text{m}/\text{m}$ , ή  $<200 \mu\text{m}/\text{m}$ , κανονικό φορτίο:  $100\text{-}2.000 \mu\text{m}/\text{m}$ , ήπια υπερφόρτωση (αύξηση οστικής μάζας):  $2.000\text{-}4.000 \mu\text{m}/\text{m}$ , παθολογική υπερφόρτωση (μη αναστρέψιμη οστική βλάβη):  $>4.000 \mu\text{m}/\text{m}$ , και οστική κάταγμα:  $15.700\text{-}20.000 \mu\text{m}/\text{m}$ . Χρησιμοποιώντας προσομοίωση πεπερασμένων στοιχείων στην παρούσα μελέτη, η μέγιστη τάση Von Mises στο σκελετό PEEK δεν ήταν μεγαλύτερη από  $4.000 \mu\text{m}/\text{m}$ , αλλά οι σκελετοί CoCr και Ti-6Al-4V ξεπέρασαν και οι δύο τα  $4.000 \mu\text{m}/\text{m}$ . Δεύτερον, όσον αφορά την σχέση μεταξύ της τάσης Von Mises και της μεταβολής της οστικής μάζας αναφέρθηκε ότι το κρίσιμο όριο για την οστική απορρόφηση ήταν περίπου  $50 \text{MPa}$ . Σε αυτή την προσομοίωση, η μέγιστη τάση Von Mises του σκελετού PEEK δεν ξεπερνούσε τα  $50 \text{MPa}$ , αλλά τα πλαίσια CoCr και Ti-6Al-4V ξεπέρασαν και τα δύο τα  $50 \text{MPa}$ . Συνοπτικά, σε σύγκριση με τα κράματα CoCr και Ti-6Al-4V, το PEEK ήταν πιο σκληρό, γεγονός που υποδηλώνει ότι κατά τη μάσηση, η παραμόρφωσή του που προκαλείται από εσωτερικές τάσεις μείωνε τις δυνάμεις στο στήριγμα. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας παραμόρφωσης, οι δυνάμεις μάσησης θα διασκορπίζονταν μέσω του βλεννογόνου και του εσωτερικού του RPD, προστατεύοντας καλύτερα το στήριγμα, αλλά ασκώντας μεγαλύτερη πίεση στον βλεννογόνο στην οδοντωτή περιοχή, και έτσι δεν είναι κατάλληλο για ασθενείς με χαμηλό βλεννογόνο. Επιπλέον, από τα αποτελέσματα των τάσεων και των παραμορφώσεων, τα PEEK RPDs δεν προκαλούν παθολογική απορρόφηση της γνάθου σε σύγκριση με τα κράματα Co-Cr και Ti-6Al-4V. Η καταλληλότητα του RPD είναι ένας σημαντικός δείκτης για την αξιολόγηση της ποιότητάς του. Η καλή συμβατότητα έχει θετικό αντίκτυπο στη διάρκεια ζωής των οδοντοστοιχιών και μπορεί να αποφύγει τη δυσμενή μηχανική διέγερση και τις αρνητικές επιδράσεις που προκαλούνται από βιολογικούς παράγοντες κατά τη διάρκεια της ενδοστοματικής δύναμης. Ως βάση για την αξιολόγηση της ακρίβειας τοποθέτησης, μια απόσταση από  $0$  έως  $0,05 \text{mm}$  θεωρήθηκε στενή επαφή και μια απόσταση  $0,05$  έως  $0,31 \text{mm}$  ως κλινικά αποδεκτή. Στην παρούσα μελέτη, χρησιμοποιήθηκε μια "μέθοδος εντυπώσεων" για την αξιολόγηση των προσαρμογής του RPD. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η συνολική τρισδιάστατη απόκλιση μεταξύ του RPD και του μοντέλου γύψου ήταν  $(0,277 \pm 0,079) \text{mm}$ , με

απόκλιση κυρίως μεταξύ 0,2 και 1 mm. Συνοπτικά, η εφαρμογή του PEEK RPD που κατασκευάστηκε με την τεχνολογία FDM μπορεί ουσιαστικά να θεωρηθεί ότι ανταποκρίνεται στις κλινικές απαιτήσεις. Από αισθητικής άποψης, η τρέχουσα έρευνα και εφαρμογή του PEEK επικεντρώνεται κυρίως στην αποκατάσταση οστικών ατελειών, όπως το κρανίο και τα πλευρά. Για τα εσωτερικά εμφυτεύματα, η εμφάνιση και το χρώμα του τελικού προϊόντος δεν είναι ιδιαίτερα σημαντικά. Το καθαρό PEEK μετά την τρισδιάστατη εκτύπωση είναι καφέ, το οποίο δεν ικανοποιεί τις απαιτήσεις για την αισθητική απόδοση των οδοντιατρικών υλικών. Οι ερευνητικές ομάδες μπορούν να εκτυπώσουν λευκό ή απαλό ροζ χρώμα κοντά στο χρώμα των δοντιών ή των ούλων προσθέτοντας οξείδιο τιτανίου/οξείδιο σιδήρου στο υπόστρωμα PEEK. Ως εκ τούτου, αξίζει να εξερευνήσουμε και να αναπτύξουμε διάφορες τρισδιάστατες εκτυπωμένες PEEK σύνθετων υλικών διαφορετικών χρωμάτων. Τέλος, τα διπλά ακροφύσια του τρισδιάστατου εκτυπωτή θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν για την παραγωγή RPDs που είναι λευκά κοντά στα δόντια και ανοιχτό ροζ γύρω από τα ούλα, ικανοποιώντας έτσι τις απαιτήσεις των κλινικών μηχανικών ιδιοτήτων. Στην παρούσα μελέτη, διερευνήθηκε η εμβιομηχανική συμπεριφορά και η εφαρμογή ενός προσαρμοσμένου τρισδιάστατα εκτυπωμένου PEEK RPD με τη χρήση FEM και ανάλυσης τρισδιάστατης απόκλισης. Τα αποτελέσματα καταδεικνύουν ότι σε σύγκριση με τα κράματα Co-Cr και Ti-6Al-4V, το PEEK είναι πιο ανθεκτικό, με δύναμη μάσησης που κατανέμεται στον βλεννογόνο και στο εσωτερικό της οδοντοστοιχίας, προστατεύοντας καλύτερα το κολόβωμα. Για την κλινική εφαρμογή, θα απαιτηθούν δοκιμές αντοχής και φθοράς στα εξατομικευμένα RPD από PEEK με χρήση μηχανικών δοκιμών. (GUO, et al., 2022)

### 5.3 Case study “Οι μηχανικές ιδιότητες της κετόνης πολυαιθερικού αιθέρα (PEEK) με έμφαση στην αντίδραση σε μεγάλες θλιπτικές παραμορφώσεις”

Οι μηχανικές ιδιότητες του PEEK 450G έχουν διερευνηθεί εκτενώς. Οι θλιπτικές ιδιότητες μετρήθηκαν σε ρυθμούς παραμόρφωσης μεταξύ  $1 \times 10^{-4}$  και  $3000 \text{ s}^{-1}$  και σε θερμοκρασίες μεταξύ  $85^\circ\text{C}$  και  $200^\circ\text{C}$ . Οι ιδιότητες εφελκυσμού μετρήθηκαν μεταξύ των ρυθμών παραμόρφωσης  $2,7 \times 10^{-5}$  και  $1,9 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$  και σε θερμοκρασίες μεταξύ  $50^\circ\text{C}$  και  $150^\circ\text{C}$ . Οι ιδιότητες κρούσης Taylor διερευνήθηκαν ως συνάρτηση της ταχύτητας και πραγματοποιήθηκαν διάφορες δοκιμές συμπίεσης σε μεγάλες παραμορφώσεις για να εξηγηθούν τα αποτελέσματα. Η αντοχή σε θραύση διερευνήθηκε ως συνάρτηση της θερμοκρασίας και συγκρίθηκε με την προηγούμενη βιβλιογραφία. Επιπλέον, οι επιφάνειες θραύσης μελετήθηκαν με μικροσκοπία. (Rae, et al., 2006)

#### 5.3.1 Υλικά

Αγοράστηκε εμπορική πλάκα εξηλασμένης PEEK 450G με διαστάσεις  $475 \times 475 \times 19 \text{ mm}^3$ . Το υλικό έχει χαρακτηριστεί σε εφελκυσμό και συμπίεση σε διάφορες θερμοκρασίες και ρυθμούς παραμόρφωσης. Χρησιμοποιώντας πυκνομετρία ηλίου, μετρήθηκε πυκνότητα  $\rho = 1311 \pm 1 \text{ kgm}^3$ , ενώ η κρυσταλλικότητα που υπολογίστηκε από την πυκνότητα είναι  $39 \pm 2\%$ . Από τη διαφορική σάρωση θερμιδομετρίας (DSC) υπολογίστηκε κρυσταλλικότητα υλικού  $41 \pm 2\%$  με ολοκλήρωση της τελικής θερμότητας τήξης και συσχέτισή της με τη βιβλιογραφική τιμή για 100% κρυσταλλικό PEEK 450G. Οι εκτιμήσεις του μοριακού βάρους των δειγμάτων PEEK πραγματοποιήθηκαν από την Polymer Solutions Inc., Virginia, ΗΠΑ, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο του διαλυτού ιξώδους. Τα δείγματα διαλύθηκαν σε πυκνό θειικό οξύ και αφέθηκαν να παραμείνουν για ίσα χρονικά διαστήματα ώστε να εξομαλυνθεί η σουλφονοποίηση των πολυμερικών αλυσίδων. Οι μετρήσεις ιξώδους υπολογίστηκαν σύμφωνα με το πρότυπο ASTM D2857-95(2001) στους  $30^\circ\text{C}$ . Επιπλέον ένα διάγραμμα μέσου βάρους των μοριακών βαρών σε σχέση με το εγγενές ιξώδες, χρησιμοποιήθηκε για την εκτίμηση του μοριακού βάρους PEEK, το οποίο δείχνει μέσο μοριακό βάρος  $\approx 28000$ . (Rae, et al., 2006)

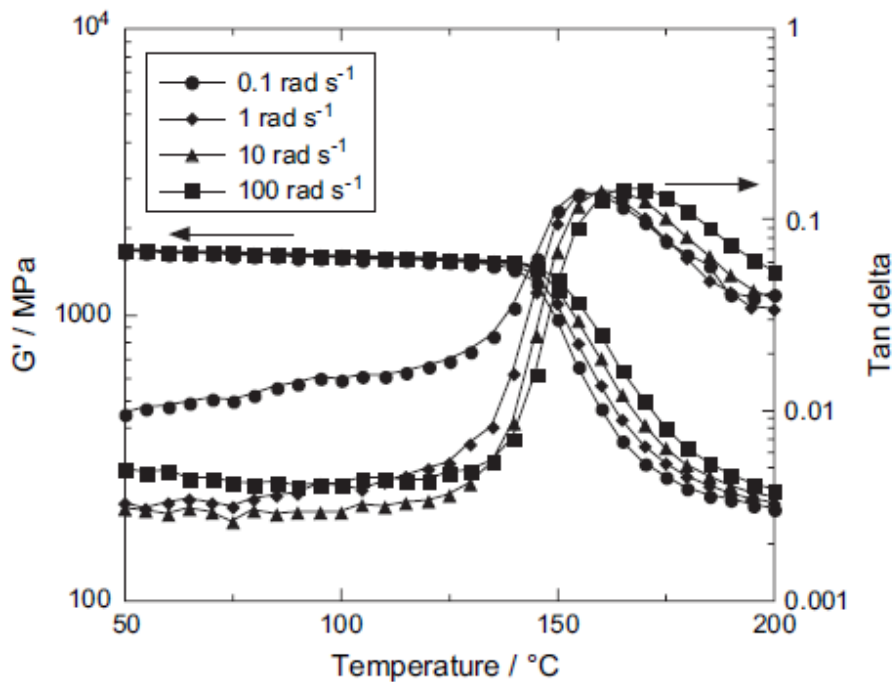
## 5.3.2 Πειραματικό Μέρος

### 5.3.2.1 Διαφορική θερμιδομετρία σάρωσης (DSC)

Οι θερμικές ιδιότητες μετρήθηκαν με τη χρήση ενός TA Instruments Q1000 DSC. Τα δείγματα (περίπου 10mg) τοποθετήθηκαν και σφραγίστηκαν σε τυποποιημένα δοχεία DSC και ψύχθηκαν στους  $-145^{\circ}\text{C}$ . Σαρώθηκαν με ρυθμό  $10^{\circ}\text{C min}^{-1}$  υπό έκπλυση αζώτου. Όπως εξηγήθηκε, η μέτρηση της απόλυτης κρυσταλλικότητας στο PEEK μέσω DSC είναι δύσκολη λόγω της ταχείας κινητικής κρυστάλλωσης. Για τους σκοπούς της παρούσας μελέτης, οι σχετικές κρυσταλλικότητες των εξεταζόμενων δειγμάτων θεωρήθηκαν πιο σημαντικές από τις απόλυτες τιμές. Επομένως, το ποσοστό κρυσταλλικότητας εκτιμήθηκε με τον πιο απλό τρόπο της ολοκλήρωσης της ενδόθερμης ή των ενδόθερμων τήγματος (μετρούμενη θερμότητα τήξης,  $H_f$ ) και υπολογισμός του λόγου με θεωρητικό 100% κρυσταλλικότητας δείγματος ( $\Delta H_f^0$ ). Εκτιμήθηκε ότι η  $\Delta H_f^0$  είναι  $130 \text{ Jg}^{-1}$  και η τιμή αυτή χρησιμοποιείται σε όλη την παρούσα εργασία. (Rae, et al., 2006)

### 5.3.2.2 Δυναμική μηχανική ανάλυση (DMA)

Ο συντελεστής απωλειών,  $\tan \delta$ , μετρήθηκε ως συνάρτηση της θερμοκρασίας με DMA και υπολογίστηκε το μέτρο διάτμησης ( $G'$ ) και το μέτρο απώλειας ( $G''$ ). Τα δείγματα αναλύθηκαν σε λειτουργία διάτμησης με τη χρήση ενός TA Instruments ARES. Οι ράβδοι δειγμάτων κατασκευάστηκαν με πάχος 1,5 mm και πλάτος 10 mm και 15 mm μήκος. Οι σαρώσεις συχνότητας/θερμοκρασίας λήφθηκαν από 0,1 έως  $100 \text{ rad s}^{-1}$  σε τάση 0,1% υπό καθαρισμό αζώτου από  $50^{\circ}\text{C}$  έως  $200^{\circ}\text{C}$ . Τα αποτελέσματα  $G'$  και  $\tan \delta$  παρουσιάζονται στην παρακάτω εικόνα. (Rae, et al., 2006)



Εικόνα 52 Αποτελέσματα DMA διάτμησης PEEK 450G σε τέσσερις ρυθμούς από 50 °C έως 200 °C.

### 5.3.2.3 Δοκιμές εφελκυσμού και θλίψης

Δεδομένης της όλκιμης φύσης του PEEK σε θλίψη, τα δείγματα παραμορφώθηκαν σε μεγάλες τάσεις σε πολλές περιπτώσεις. Για το λόγο αυτό, όλα τα στελέχη που αναφέρονται στην παρούσα εργασία, εκτός αν αναφέρεται διαφορετικά, είναι αληθή στελέχη (λογαριθμικά στελέχη). Σταθερός ρυθμός παραμόρφωσης κατά τη φόρτωση διατηρήθηκε για όλα τα πειράματα συμπίεσης μεγάλης παραμόρφωσης. Ο βρόχος ανατροφοδότησης από τα μηχανήματα δοκιμών ήταν κλειστός για να επιβραδύνει σωστά την εγκάρσια κεφαλή καθώς τα δείγματα αραίωναν. Η πραγματική πίεση υπολογίστηκε με την παραδοχή σταθερού όγκου δείγματος. Η γεωμετρία του δείγματος συμπίεσης που επιλέχθηκε ήταν ορθοκανονικοί κύλινδροι διαμέτρου 6,375 mm και μήκους 6,375 mm. Ο λόγος διαστάσεων 1:1 είναι μικρότερος από τις τιμές 1:1,5 - 1:2 που χρησιμοποιούνται συχνά σε δοκιμές θλίψης σε μέταλλα, αλλά το μέγεθος του δείγματος και ο λόγος επιλέχθηκαν για να εξοικονομηθεί υλικό για τον μεγάλο αριθμό των απαιτούμενων δοκιμών. Για δοκιμές συμπίεσης με χαμηλότερο ρυθμό παραμόρφωσης χρησιμοποιήθηκε μια σερβοϋδραυλική συσκευή MTS 880. Για ρυθμούς παραμόρφωσης 10 και 100 s<sup>-1</sup> χρησιμοποιήθηκε μηχανή MTS 810 με σερβοϋδραυλική βαλβίδα 180 gal ανά λεπτό. Αυτά τα μηχανήματα χρησιμοποίησαν το

λογισμικό MTS TestStar, επιτρέποντας επίσης τον πλήρη έλεγχο του προφίλ δοκιμής. Σε όλα τα δείγματα που δοκιμάστηκαν στους 20°C ή σε υψηλότερους βαθμούς, χρησιμοποιήθηκε κερι παραφίνης για τη λίπανση των άκρων των δοκιμών. Τα δοκίμια συμπίεστηκαν μεταξύ εξαιρετικά γυαλισμένων πλακών από καρβίδιο βολφραμίου για περαιτέρω μείωση της τριβής. Όσον αφορά τον έλεγχο της θερμοκρασίας πραγματοποιήθηκε με τη χρήση είτε ηλεκτρικά θερμαινόμενων είτε ψυχόμενων με υγρό άζωτο πλακών και η περιβάλλουσα μόνωση χρησιμοποιήθηκε για τη δημιουργία ενός μικρού περιβαλλοντικού θαλάμου. Έπειτα τα δείγματα αφέθηκαν να εξισορροπηθούν σε θερμοκρασία μεταξύ 30 και 45 λεπτών πριν από τη δοκιμή. Όσον αφορά τα πειράματα εφελκυσμού χρησιμοποιήθηκε ένα βιδωτό μηχανισμό τον Instron 4482. Αυτό το μηχάνημα έχει εξοπλιστεί με ένα σύγχρονο σύστημα ελέγχου H/Y (MTS Testworks 42) που επιτρέπει ένα ευρύ φάσμα ρυθμίσεων ελέγχου και σταθμών εισόδου. Τα δείγματα κατεργάστηκαν για να σχηματίσουν δοκίμια τύπου V κατά ASTM D-638. Όλα τα δοκίμια αφέθηκαν να ισορροπήσουν στη θερμοκρασία δοκιμής μεταξύ 45 και 100 λεπτών πριν από τη δοκιμή εφελκυσμού. Ανακαλύφθηκε ότι σε όλες τις θερμοκρασίες και τους ρυθμούς παραμόρφωσης που δοκιμάστηκαν στην παρούσα δοκιμή, η πραγματική παραμόρφωση μέχρι την αστοχία περιορίστηκε σε λιγότερο από 0,6. Το πιο σημαντικό είναι ότι μετά από μια φόρτιση γραμμικού-ελαστικού τύπου, εμφανίζεται μια πτώση φορτίου καθώς σχηματίζεται ένας λαϊμός. Μετά τη στένωση το δείγμα δεν βρίσκεται πλέον σε κατάσταση ομοαξονικής τάσης και τα δεδομένα που παράγονται είναι ουσιαστικά άκυρα, εκτός από την επαλήθευση των προβλέψεων από έναν πλήρη τρισδιάστατο υπολογιστή μοντέλου. Για να ληφθούν ακριβή δεδομένα για το ομοαξονικό τμήμα της καμπύλης, χρησιμοποιήθηκε ένα εκτενσιόμετρο Instron 2620. Αυτό το είχε μήκος μετρητή 9,2 mm και μέγιστη μετατόπιση 5,08 mm, οδηγώντας σε μέγιστη πραγματική παραμόρφωση δείγματος 0,44. Δεδομένου ότι, σε εφελκυσμό, έγκυρα δεδομένα λαμβάνονται μόνο για παραμορφώσεις μικρότερες από 6%, γίνονται διαγράμματα σε μηχανική τάση και παραμόρφωση για να υποδειχθεί η απώλεια της ομοαξονικής φόρτισης. Σε χαμηλές τάσεις πριν από το σημείο στένωσης, οι πραγματικές και οι μηχανικές τιμές είναι ουσιαστικά πανομοιότυπες. Για δοκιμές θλίψης υψηλής ταχύτητας παραμόρφωσης ( $3000 \pm 200 \text{ s}^{-1}$ ), χρησιμοποιήθηκε μια ράβδος πίεσης split-Hopkinson του LANL. Αυτή η μπάρα Hopkinson είναι εξοπλισμένη με ένα μικρό περιβαλλοντικό θάλαμο που περιβάλλει το δείγμα του δοκιμίου. Στο θάλαμο μπορεί να εισαχθεί είτε θερμαινόμενο είτε ψυχόμενο αέριο για να μεταβάλλεται η θερμοκρασία του δείγματος μεταξύ -100 και +150°C. Η μεταβολή της

σύνθετης αντίστασης στα άκρα των ράβδων Ti - 6Al - 4V που χρησιμοποιούνται για δοκιμές σε αυτό το εύρος θερμοκρασιών είναι αμελητέα. Όπως και προηγουμένως, χρησιμοποιήθηκε κερί παραφίνης για τη λίπανση των άκρων των δοκιμών για όλα τα δείγματα που δοκιμάστηκαν στους 20°C ή υψηλότερους. Σε χαμηλότερες θερμοκρασίες δεν χρησιμοποιήθηκε κανένα λιπαντικό, αλλά λόγω των σχετικά μικρών τάσεων που επιβλήθηκαν στο δείγμα και του χαμηλού συντελεστή τριβής μεταξύ του PEEK και των λεπτότατα τελειωμένων ράβδων πίεσης, δεν διαπιστώθηκε βαρίδιση του δείγματος. Ένας ειδικά κατασκευασμένος πύργος πτώσης 6 μέτρων χρησιμοποιήθηκε για τις δοκιμές ενδιάμεσης τάσης παραμόρφωσης σε μεγάλες παραμορφώσεις και η υπολειπόμενη πραγματική παραμόρφωση μετρήθηκε από τις αρχικές και χαλαρές διαστάσεις του δείγματος, ενώ η αναφερόμενη ταχύτητα παραμόρφωσης είναι ο μέσος όρος των μετρήσεων κατά τη διάρκεια της δοκιμής. (Rae, et al., 2006)

#### 5.3.2.4 Δοκιμή σκληρότητας

Οι μετρήσεις της μικροσκληρότητας πραγματοποιήθηκαν σε ένα Buehler Micromet χρησιμοποιώντας τη γεωμετρία Vickers με φορτίο 25 g και χρόνο παραμονής 20 s. Τα προς δοκιμή δείγματα τοποθετήθηκαν σε εποξειδικό υλικό και γυαλίστηκαν με διαδοχικά λεπτότερους κόκκους τελειώνοντας με αλουμίνα 0,3 μm. Με αυτόν τον τρόπο, μια επίπεδη και ομαλή επιφάνεια δημιουργήθηκε για να επιτρέψει τη λήψη αναπαραγωγικών δεδομένων. Ανάλογα με το μέγεθος της περιοχής ενδιαφέροντος, οι μετρήσεις μεταξύ 3 και 9 θέσεων υπολογίστηκαν κατά μέσο όρο για να ληφθούν οι αναφερόμενες τιμές. (Rae, et al., 2006)

#### 5.3.2.5 Μετρήσεις ταχύτητας ήχου υπερήχων

Η ταχύτητα του ήχου στο PEEK μετρήθηκε με τη μέθοδο του χρόνου πτήσης. Δοκίμια πάχους 19 mm σε θερμοκρασία δωματίου δοκιμάστηκαν με τη χρήση διαμηκών και διατμητικών κυμάτων που προκαλούν οι κεφαλές. Διορθώνοντας τις καθυστερήσεις ενεργοποίησης, του καλωδίου, του μετατροπέα και του μέσου σύζευξης (220 ns για τον διατμητικό μετατροπέα και 260 ns για τον διαμήκη), τα αποτελέσματα παρουσιάζονται στον παρακάτω πίνακα. Οι τιμές του μέτρου ελαστικότητας Young (E), του λόγου Poisson (ν), του μέτρου διάτμησης (G'

ή  $G$ ) και του μέτρου όγκου ( $K$ ) λαμβάνονται χρησιμοποιώντας την πυκνότητα του υλικού που αναφέρεται παραπάνω και τις ακόλουθες εκφράσεις:

$$E = 2\rho C_s^2(1 + \nu) \quad (1)$$

$$\nu = \frac{C_1^2 - 2C_s^2}{2(C_1^2 - C_s^2)} \quad (2)$$

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (3)$$

$$K = \frac{E}{3(1 - 2\nu)} \quad (4)$$

όπου  $C_1$  και  $C_s$  είναι η διαμήκης και η διατμητική ταχύτητα κύματος, αντίστοιχα, ενώ  $\rho$  είναι η πυκνότητα. Αυτές οι εκφράσεις ισχύουν μόνο για ισότροπα στερεά εντός της ελαστικής περιοχής, αλλά δεδομένης της μικροσκοπικής τάσης που προκαλούνται από τους μετατροπείς υπερήχων, αυτό είναι μια λογική παραδοχή. Αυτές οι τιμές της ταχύτητας του ήχου είναι συγκρίσιμες, αλλά ελαφρώς υψηλότερες από εκείνες που βρέθηκαν από διάφορους ερευνητές για μια απροσδιόριστη ποιότητα PEEK. (Rae, et al., 2006)

Material	$C_1$ ( $\text{m s}^{-1}$ )	$C_s$ ( $\text{m s}^{-1}$ )	$E$ (GPa)	$\nu$	$G$ (GPa)	$K$ (GPa)
PEEK 450G	$2590 \pm 10$	$1130 \pm 10$	4.6	0.38	1.7	6.6

Πίνακας 4 Ταχύτητες υπερηχητικών κυμάτων και υπολογιζόμενες ισότροπικές ελαστικές σταθερές για το PEEK σε  $23^\circ\text{C}$

### 5.3.2.6 Μετρήσεις αντοχής σε θραύση

Οι μετρήσεις ανθεκτικότητας σε θραύση πραγματοποιήθηκαν με τη χρήση δοκιμίων συμπαγούς τάσης ( $\frac{1}{2}$  CT, δηλαδή το πάχος  $b$  του δοκιμίου είναι το μισό του πλάτους  $w$  του δοκιμίου). Η γεωμετρία της δοκιμής, όπως ορίζεται στο πρότυπο ASTM E-1820-01, τροποποιείται ώστε να είναι δυνατή η τοποθέτηση ενός μετρητή μετατόπισης ανοίγματος ρωγμής (COD) κατά μήκος της γραμμής φόρτισης. Η εγκοπή του δείγματος κόπηκε ώστε να έχει γωνία  $40^\circ$ , η οποία στη συνέχεια ακονίστηκε με ξυράφι, σύμφωνα με το πρότυπο ASTM D5045. Οι δοκιμές πραγματοποιήθηκαν χρησιμοποιώντας ένα πλαίσιο φόρτισης MTS 880 υπό σταθερούς ρυθμούς μετατόπισης της εγκάρσιας κεφαλής  $0,025 \text{ mm s}^{-1}$ . Οι μετατοπίσεις της γραμμής φορτίου μετρήθηκαν με μετρητή MTS COD 632,03E<sup>-31</sup>. Οι δοκιμές



πραγματοποιήθηκαν στους -50, 23, 100 και 150°C με τη χρήση περιβαλλοντικού θαλάμου MTS 612. Οι τιμές του ολοκληρώματος J που αντιστοιχούν στις  $i$ th ζεύγος δεδομένων δίνονται από:

$$J_i = J_{el} + J_{pl} = \frac{K_i^2(1 - \nu^2)}{E} + \frac{n_{pl}A_i^{pl}}{b(w - a_0)} \quad (5)$$

όπου  $J_{el}$  και  $J_{pl}$  υποδηλώνουν τη διαίρεση της ενέργειας σε ελαστική παραμόρφωση που μπορεί να ανακτηθεί και σε μόνιμη πλαστική παραμόρφωση, αντίστοιχα. Ο συντελεστής έντασης γραμμικής-ελαστικής τάσης  $K_i$  για ένα δοκίμιο με μήκος ρωγμής  $a_i$  υπολογίζεται σύμφωνα με σύμφωνα με το πρότυπο ASTM E-1820-01. Ο λόγος Poisson,  $\nu$ , λαμβάνεται ίσος με 0,38.  $E$  είναι το μέτρο ελαστικότητας Young,  $n_{pl} = 0,522(w - a_{bi})/w$  είναι μια σταθερά χωρίς διαστάσεις ( $a_{bi} = a_0 + J_i/2\sigma_{ys}$  είναι το διορθωμένο μήκος ρωγμής με αμβλύτητα που αντιστοιχεί στο  $i$ th σημείο δεδομένων),  $A_i^{pl}$  είναι το εμβαδόν από την καμπύλη μετατόπισης φορτίου και  $a_0$  είναι το αρχικό μήκος ρωγμής. Το πλάτος,  $w$ , και το πάχος,  $b$ , του δοκιμίου είναι ονομαστικά 39,8 και 19,1 mm, αντίστοιχα. Οι τιμές των αρχικών εφαπτομενικών ιδιομορφών και της τάσης διαρροής 2% που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία δίνονται στον παρακάτω πίνακα. (Rae, et al., 2006)

Temperature (°C)	Tangent modulus (GPa)	2% Yield stress (MPa)
150	2.99	42.1
100	3.88	76.3
23	4.10	107.1
-50	4.28	141.3

Πίνακας 5 Μηχανικές ιδιότητες του PEEK σε εφελκυσμό σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία

Για ασταθή εύθραυστη ρωγμή, όπως παρατηρείται στο PEEK κάτω από το  $T_g$ , το μέγιστο φορτίο ( $P_{max}$ ) παρέχει ένα αυστηρό κριτήριο κρίσιμης θραύσης,  $J_i (P_i = P_{max}) = J_{IC}$ . Για την αυστηρή αξιολόγηση του  $J_{IC}$  κατά τη διάρκεια της σταθερής διάδοσης της ρωγμής, όπως παρατηρείται πάνω από το  $T_g$ , τα δεδομένα της καμπύλης  $J - R$  κατασκευάζονται με το κρίσιμο κριτήριο θραύσης,  $J_{IC}$ , που ορίζεται ως η ανθεκτικότητα σε θραύση του υλικού κατά την αστάθεια θραύσης πριν από την έναρξη της σημαντικής σταθερής επέκτασης της ρωγμής σχισίματος (το σημείο ανάπτυξης της ρωγμής κατά 0,2 mm πέρα από την αμβλύτητα της

κορυφής της ρωγμής) μέσω της τεχνικής της ομαλοποίησης. Αν και αναπτύχθηκε για μέταλλα, η τεχνική ομαλοποίησης έχει απεδείχθη ότι αποδίδει ισοδύναμα αποτελέσματα με τα πολλαπλά δοκίμια για μια ποικιλία πολυμερών. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιεί μια αναλυτική λύση με συμπεριφορά νόμου δύναμης για την αμβλύτητα και την έναρξη και μεταβαίνει ομαλά σε γραμμική σχέση για την ανάπτυξη της ρωγμής σε σταθερή κατάσταση, δίνοντας έτσι μια ακριβή εκτίμηση της θέσης της κορυφής της ρωγμής κατά τη διάρκεια της δοκιμής. (Rae, et al., 2006)

#### 5.3.2.7 Ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης

Οι μορφολογίες της επιφάνειας θραύσης εξετάστηκαν με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης JEOL JSM-6300FXV (SEM). Μετά τη θραύση, τα δοκίμια χαράχθηκαν κατά μήκος της κεντρικής γραμμής από την πίσω πλευρά και στη συνέχεια εμβαπτίστηκαν σε υγρό άζωτο για περίπου 30 λεπτά. Τα δείγματα ξαναφορτώθηκαν αμέσως για να διαδοθεί μια ρωγμή από το άκρο της ρωγμής που είχε σταματήσει. Στη συνέχεια, οι περιοχές ενδιαφέροντος τεμαχίστηκαν, τοποθετήθηκαν και εκτοξεύθηκαν με άνθρακα για την προώθηση της ηλεκτρικής αγωγιμότητας ώστε να μειωθεί η φόρτιση. Οι μικρογραφίες λήφθηκαν με δευτερεύοντα ηλεκτρόνια 5 keV. (Rae, et al., 2006)

#### 5.3.2.8 Μετρήσεις πυκνότητας

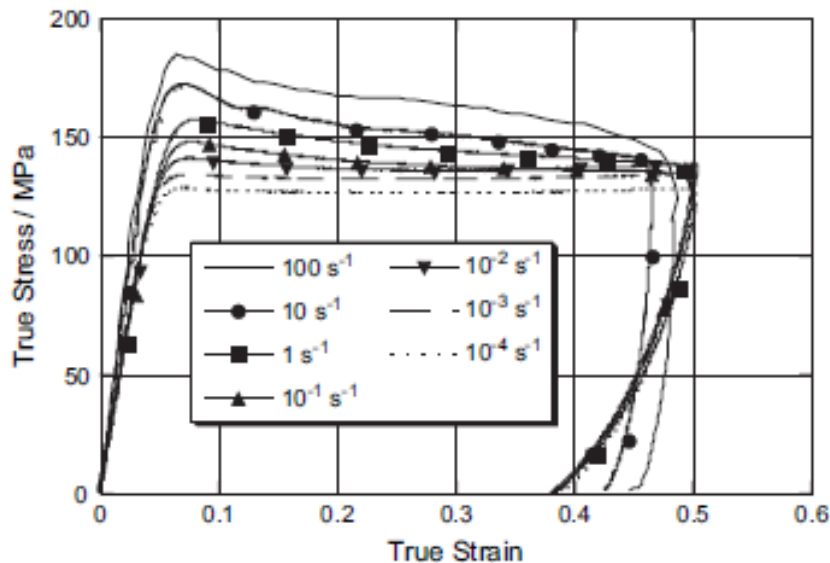
Ένα πυκνόμετρο ηλίου Micromeritics AccyPyc 1330TC χρησιμοποιήθηκε για τη μέτρηση της πυκνότητας. Το όργανο διαθέτει εναλλάξιμα 10, 3 και 1 cc κύπελλα δείγματος και χρησιμοποιήθηκε το μικρότερο που θα περιείχε το δείγμα. Επαληθεύτηκαν οι βαθμονομήσεις των κυπέλλων δειγμάτων έναντι σφαιρών αναφοράς από καρβίδιο βολφραμίου. Έγιναν αυτοματοποιημένες επαναλήψεις έως ότου πέντε διαδοχικές μετρήσεις όγκου δείγματος είχαν τυπική απόκλιση μικρότερη από 0,02% του ονομαστικού όγκου του κυπέλλου δείγματος. Η πυκνότητα υπολογίστηκε από τη μάζα του δείγματος και τον μέσο όγκο από τις πέντε τελευταίες εκτελέσεις. (Rae, et al., 2006)

### 5.3.2.9 Επιπτώσεις Taylor

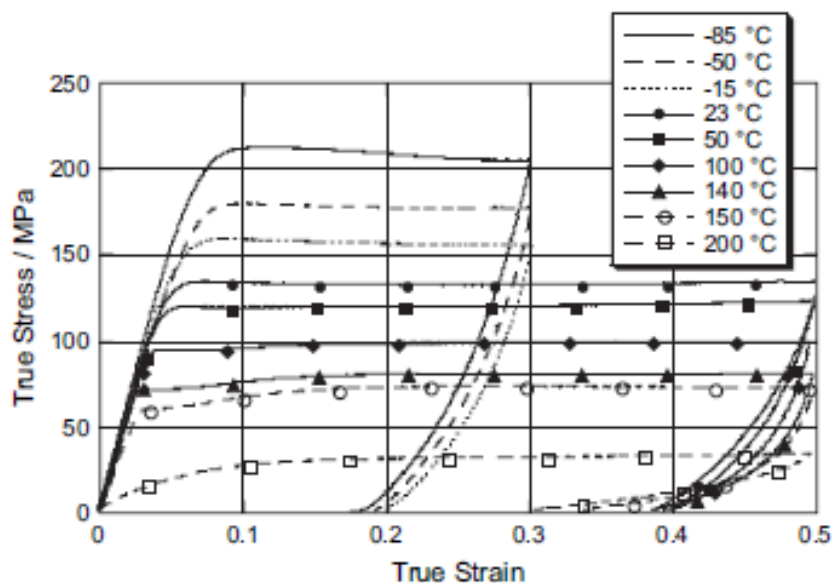
Οι κύλινδροι Taylor κατασκευάστηκαν από την πλάκα με διαμέτρου 7,62 mm και μήκους 38,1 mm. Οι ράβδοι εκτοξεύθηκαν με ταχύτητες μεταξύ 150 και 360  $\text{ms}^{-1}$  και θερμοκρασίες 23 και 100°C. Σε Imacon 200 υψηλής ταχύτητας διαμόρφωση σε συνδυασμό με μια γεννήτρια αναλογικής καθυστέρησης Cordin 463 χρησιμοποιήθηκε για την καταγραφή εικόνων των κρούσεων με οπίσθιο φωτισμό. Σε όλες τις περιπτώσεις χρησιμοποιήθηκε έκθεση 350 ns και καταγράφηκαν 16 καρέ με χρόνο μεταξύ των καρέ 15 ms. Τα ανακτώμενα δείγματα τοποθετήθηκαν σε εποξειδικό υλικό πριν από τη στίλβωση με τον ίδιο τρόπο όπως και η σκληρότητα δοκίμια. (Rae, et al., 2006)

## 5.4 Αποτελέσματα και συζήτηση

### 5.4.1 Συμπίεση και τάση, $10^{-4} - 10^3 \text{ s}^{-1}$



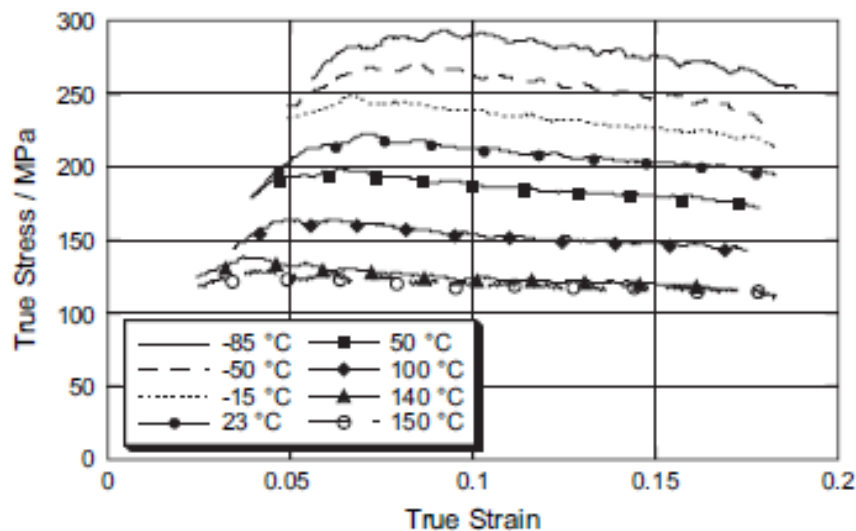
Εικόνα 53 Επίδραση του ρυθμού παραμόρφωσης στις θλιπτικές ιδιότητες του PEEK στους 23 C.



Εικόνα 54 Επίδραση της θερμοκρασίας στις θλιπτικές ιδιότητες του PEEK σε  $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$

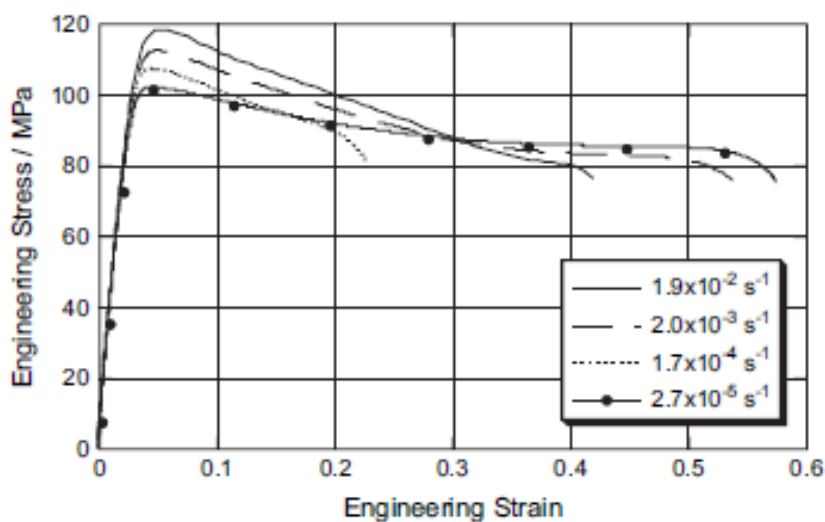
Στις παραπάνω εικόνες παρουσιάζονται η αντίδραση σε θλίψη του PEEK σε διάφορα ποσοστά πραγματικής παραμόρφωσης και θερμοκρασίες, αντίστοιχα. Μπορεί να φαίνεται ότι από  $10^{-4} \text{ s}^{-1}$  έως  $10^3 \text{ s}^{-1}$  αλλάζει η τάση παραμόρφωσης το όριο διαρροής αυξάνεται κατά 30% από 128 έως 184 MPa. Επιπλέον, και τα δύο διαγράμματα δείχνουν ελάχιστη ή καθόλου σκλήρυνση λόγω παραμόρφωσης, μάλιστα σε υψηλότερους ρυθμούς ( $\geq 1 \times 10^{-2} \text{ s}^{-1}$ ) και η δοκιμή στους 85°C δείχνει χαλάρωση λόγω παραμόρφωσης. Οι δοκιμές δείχνουν ότι με την αύξηση της θερμοκρασίας υπάρχει μονότονη μείωση του ορίου διαρροής. Στους 200 C, πολύ πάνω από τη θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης ( $T_g = 143^\circ\text{C}$ ), τα δείγματα δεν παρουσίασαν εμφανές σημείο διαρροής σε αντίθεση με τα δείγματα σε χαμηλότερες θερμοκρασίες. Μπορεί επίσης να παρατηρηθεί ότι το δείγμα στους 150 C παρουσιάζει πολύ παρόμοια απόκριση με τους 140°C, γεγονός που υποδηλώνει ότι η  $T_g$  που μετρήθηκε με DSC είναι ελαφρώς διαφορετική από εκείνη που βρέθηκε από τις μηχανικές τεχνικές. Αυτό δεν αποτελεί έκπληξη, δεδομένου ότι η  $T_g$  βρίσκεται σε ένα εύρος που εξαρτάται από τη συχνότητα (ή το ρυθμό παραμόρφωσης). Η απόκριση σε θλίψη με ρυθμό παραμόρφωσης  $3000 \pm 200 \text{ s}^{-1}$  παρουσιάζεται στο παρακάτω διάγραμμα ως συνάρτηση της θερμοκρασίας. Μπορεί να παρατηρηθεί ότι σε όλες τις θερμοκρασίες το υλικό φαίνεται να παραμορφώνεται μαλακά. Αυτό το αποτέλεσμα παρατηρήθηκε επίσης στις δοκιμές με υψηλότερο ρυθμό κβαντιστατικών δοκιμών. Το πρώτο μέρος κάθε καμπύλης έχει αφαιρεθεί, δεδομένου ότι το

δοκίμιο δεν βρισκόταν σε δυναμική ισορροπία τάσεων σε χαμηλές παραμορφώσεις. (Rae, et al., 2006)

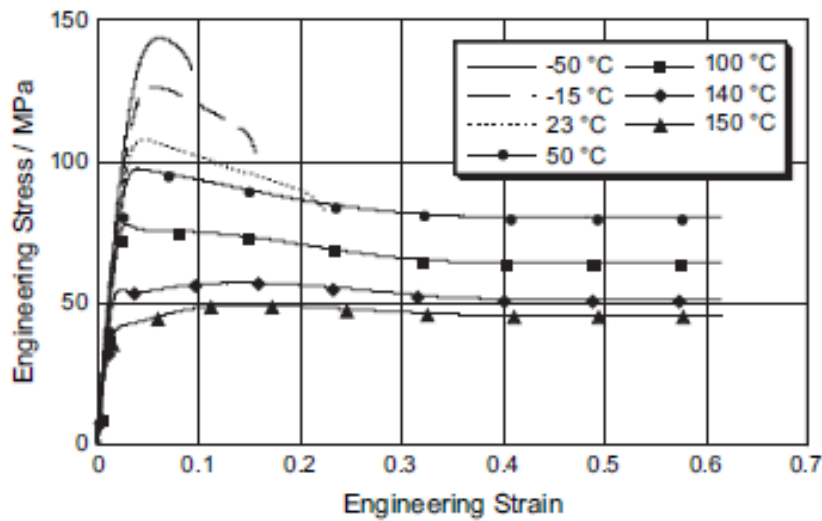


Εικόνα 55 Συμπεστικές ιδιότητες ράβδων Hopkinson σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία. Ρυθμός παραμόρφωσης =  $3000 \pm 200 \text{ s}^{-1}$

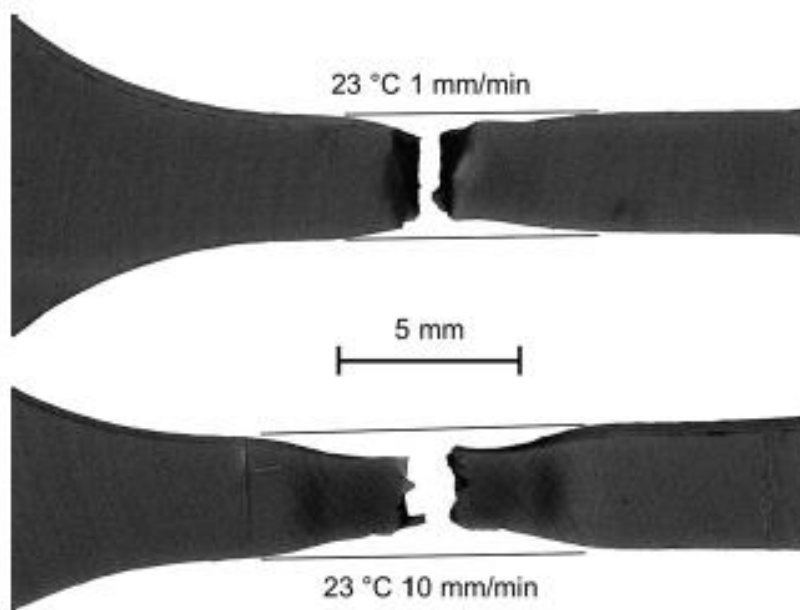
Στα παρακάτω διαγράμματα παρουσιάζεται η εφελκυστική απόκριση του υλικού. Σε όλες τις περιπτώσεις παρατηρείται ένα ευδιάκριτο σημείο διαρροής που αντιπροσωπεύει την εμφάνιση του στενώματος, παραδείγματα των οποίων παρουσιάζονται στην εικόνα 58. Το σημείο αυτό αντιπροσωπεύει επίσης τη διάσπαση της μονοαξονικής τάσης. (Rae, et al., 2006)



Εικόνα 56 Επίδραση του ρυθμού παραμόρφωσης στις ιδιότητες εφελκυσμού στους 23°C



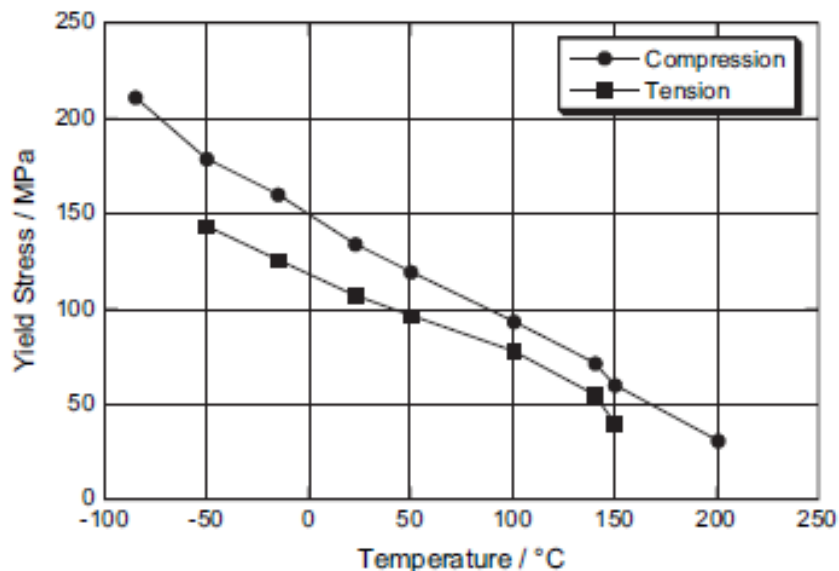
Εικόνα 57 Επίδραση της θερμοκρασίας στις ιδιότητες εφελκυσμού σε ρυθμό παραμόρφωσης  $1.7 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ .



Εικόνα 58 Σχηματισμός και αστοχία σε PEEK υπό εφελκυσμό.

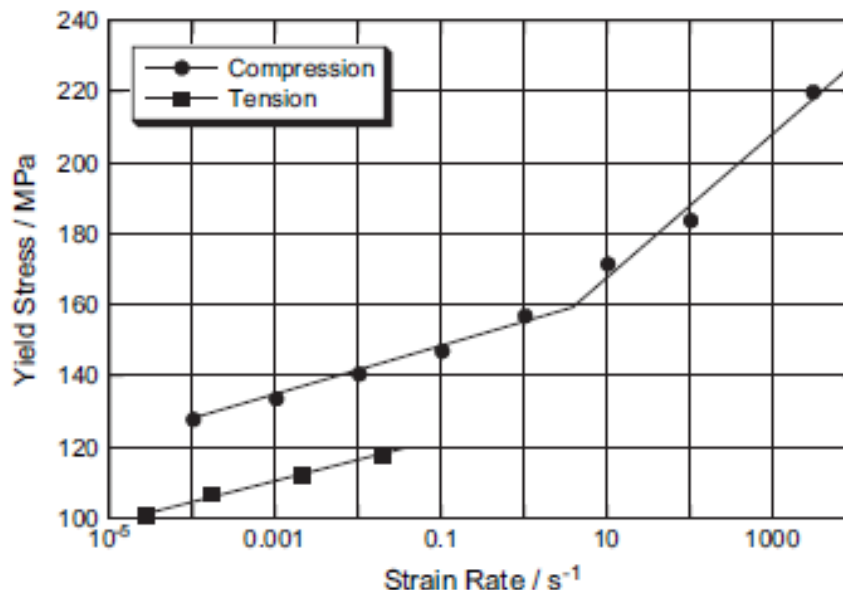
Η μηχανική παραμόρφωση μέχρι την αστοχία δεν παρουσιάζει σαφή σχέση στην περίπτωση των πειραμάτων με ρυθμό παραμόρφωσης (δηλαδή, δεν υπάρχει μονοτονική σχέση). Ωστόσο όταν αυξήθηκε η θερμοκρασία υπήρξε μια ανοδική πορεία της παραμόρφωσης μέχρι την αστοχία. Σε θερμοκρασίες 100°C και άνω, η διαδρομή του εκτενσιόμετρου δεν ήταν αρκετά μεγάλη για να ακολουθήσει το λαιμό μέχρι την αστοχία. Αυτό δεν θεωρήθηκε σημαντικό δεδομένης της σύνθετης κατάστασης καταπόνησης που επικρατούσε σε αυτό το στάδιο. Από την εικόνα 56 φαίνεται ότι η αύξηση του ρυθμού παραμόρφωσης αυξάνει το

όριο διαρροής ενώ από την εικόνα 57 φαίνεται ότι η αύξηση της θερμοκρασίας το μειώνει. Φαίνεται ότι το μέτρο φόρτισης μέχρι τη διαρροή δεν επηρεάζεται ούτε από το ρυθμό παραμόρφωσης ούτε από τη θερμοκρασία. (Rae, et al., 2006)



Εικόνα 59 Η μεταβολή του ορίου διαρροής σε σχέση με τη θερμοκρασία για εφελκυσμό και θλίψη. Ταχύτητα εφελκυσμού =  $1,7 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$  ενώ η ταχύτητα τάσης θλίψης =  $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$

Στο παραπάνω σχήμα παρουσιάζεται η μεταβολή του ορίου διαρροής με τη θερμοκρασία, τόσο για τον εφελκυσμό όσο και για τη θλίψη. Έχει διαπιστωθεί ότι η τάση είναι γενικά γραμμική σε όλο το εύρος των θερμοκρασιών που μελετήθηκαν με μια ένδειξη μη γραμμικότητας που εμφανίζεται γύρω στην  $T_g$  τόσο σε εφελκυσμό όσο και σε συμπίεση. Επιπλέον, η τάση διαρροής είναι χαμηλότερη σε εφελκυσμό από ό,τι σε θλίψη. Στο παρακάτω διάγραμμα απεικονίζεται η μεταβολή του ορίου διαρροής με μεταβολές στο ρυθμό παραμόρφωσης. (Rae, et al., 2006)

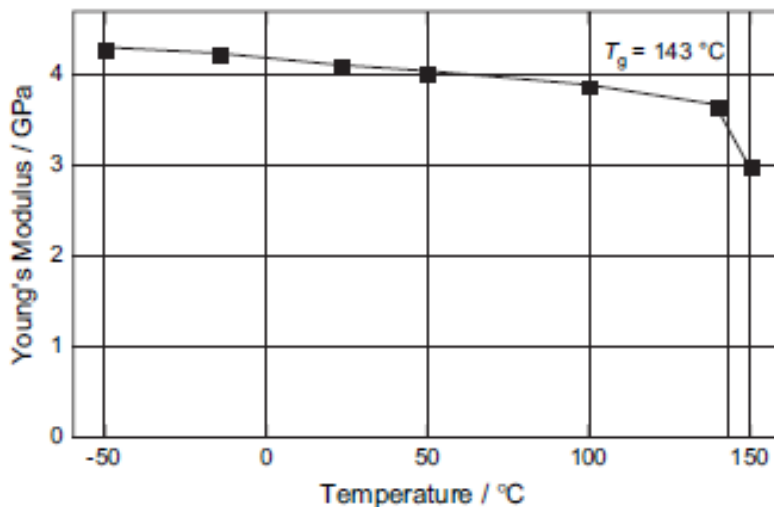


Εικόνα 60 Η μεταβολή του ορίου διαρροής σε σχέση με το ρυθμό παραμόρφωσης σε εφελκυσμό και θλίψη στους 23°C.

Επίσης παρατηρείται πως όπως και με τη θερμοκρασία, το όριο διαρροής σε εφελκυσμό είναι χαμηλότερο από την τιμή θλίψης, αλλά η κλίση είναι παρόμοια μεταξύ των δύο.

Οι θλιπτικές τάσεις διαρροής μπορούν να προσαρμοστούν με μια διπλή γραμμή, αν και μια ομαλή καμπύλη θα μπορούσε να λειτουργήσει σχεδόν εξίσου καλά για τις οκτώ δεκαετίες παραμόρφωσης που μελετήθηκαν. Η τομή των γραμμών που ταιριάζουν με τα δεδομένα μας σε ρυθμό παραμόρφωσης  $\approx 5$  έρχεται σε αντίθεση με τα προηγούμενα ευρήματα σε ΡΕΕΚ 150G, όπου οι γραφικές παραστάσεις σε τέσσερις πολύ διαφορετικές ταχύτητες έδειξαν ένα σημαντικό άλμα σε ρυθμούς παραμόρφωσης άνω των  $5 \times 10^2 \text{ s}^{-1}$ . Στο παρακάτω σχήμα απεικονίζεται η σχέση μεταξύ του μέτρου ελαστικότητας Young και της θερμοκρασίας. (Rae, et al., 2006)





Εικόνα 61 Η μεταβολή του μέτρου ελαστικότητας Young σε σχέση με τη θερμοκρασία της τάσης, ο ρυθμός παραμόρφωσης είναι  $= 1,7 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$

Ενώ, όπως αναμενόταν από τις σαρώσεις DMA, το μέτρο ελαστικότητας μειώνεται ελάχιστα με τη θερμοκρασία κάτω από την  $T_g$ , παρατηρείται σημαντική μείωση ακριβώς πάνω από την  $T_g$ .

#### 5.4.2 Επίδραση του Taylor $\approx 10^4 \text{ s}^{-1}$

Περίπου 30 κύλινδροι Taylor χρησιμοποιήθηκαν σε ταχύτητες μεταξύ 150 και 360  $\text{m s}^{-1}$  και σε θερμοκρασίες 23 και 100°C. Δεν παρατηρήθηκαν ουσιαστικές διαφορές στην ανταπόκριση του υλικού στις δύο θερμοκρασίες, οι οποίες δεν θα ήταν αναμενόμενες εξαιτίας του χαμηλότερου ορίου διαρροής στις υψηλότερες θερμοκρασίες. Για το λόγο αυτό, το υπόλοιπο του παρόντος εγγράφου ασχολείται αποκλειστικά με τις ποιοτικές και ποσοτικές διαφορές που οφείλονται στην ταχύτητα πρόσκρουσης. Όλα τα δοκίμια Taylor παραμορφώθηκαν με όλκιμο τρόπο χωρίς σχηματισμό θραυσμάτων σε καμία ταχύτητα που μελετήθηκε, σε παρόμοιες έρευνες είχαν πετύχει θρυμματισμό μόνο σε υψηλότερες ταχύτητες από αυτές που αναφέρθηκαν εδώ. Σε χαμηλές ταχύτητες (150 - 250  $\text{ms}^{-1}$ ) παρατηρήθηκε ένα κλασικό μοτίβο παραμόρφωσης τριών διαμέτρων με τις μεγαλύτερες παραμένουσες παραμορφώσεις στο σημείο πρόσκρουσης, ενώ το πίσω μέρος του βλήματος παραμένει αναλλοίωτο. Το άκρο του δοκιμίου παρέμεινε αρκετά επίπεδο και δεν παρατηρήθηκαν ρωγμές. Σε μεσαίες ταχύτητες, 250 – 315  $\text{ms}^{-1}$ , διαπιστώθηκε πιο εκτεταμένη παραμόρφωση στην πλευρά της κρούσης με την εμφάνιση μικρών ακτινικών ρωγμών που σταμάτησαν πριν από τον διαχωρισμό του υλικού. Σε αυτό το εύρος ταχυτήτων τα ιξωδοελαστικά φαινόμενα φαίνεται

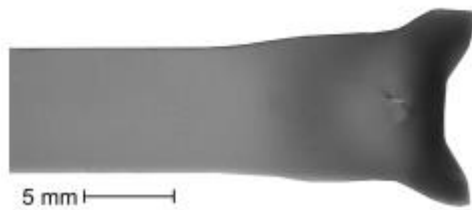
να ανασύρουν το κέντρο του δείγματος προς τα πίσω μετά την πρόσκρουση και οδήγησαν σε ένα κοίλο άκρο ράβδου με την εμφάνιση μιας στερεοποιημένης μάζας "τήγματος", όπως φαίνεται παρακάτω. (Rae, et al., 2006)



Εικόνα 62 Άκρο σε όψη δύο τυπικών κυλίνδρων Taylor που χρησιμοποιήθηκαν στις 314 και 346 m s<sup>-1</sup>. Θερμοκρασία εκκίνησης 23°C.

Σε υψηλότερες ταχύτητες, 315 – 360ms<sup>-1</sup>, παρατηρείται σχίσσιμο στη ζώνη ιξωδοελαστικής υποχώρησης με αυξανόμενη επίδραση σε υψηλότερες ταχύτητες. Είναι ενδιαφέρον ότι η ακτινική ρηγμάτωση που υπάρχει στις μεσαίες ταχύτητες απουσιάζει στις υψηλότερες ταχύτητες.

Σε όλες τις ταχύτητες, παρατηρούνται σκουρόχρωμα σημεία της ράβδου στην έντονα παραμορφωμένη περιοχή. Είναι εύκολο να διαπιστωθεί ότι είναι απίθανο το PEEK να φτάσει σε τη θερμοκρασία τήξης υπό τις συνθήκες που επιβάλλονται με αυτές τις ταχύτητες κρούσης. Η θερμοκρασία τήξης του PEEK είναι 342°C σε ατμοσφαιρική πίεση και αυξάνεται στους 400°C υπό την εφαρμογή υδροστατικής τάσης 100 MPa. Θεωρώντας ειδική θερμοχωρητικότητα για το PEEK  $C_p = 2180 \text{ J kg}^{-1} \text{ }^\circ\text{C}^{-1}$  (σημ. στα πολυμερή συνήθως  $C_p \approx C_v$ ), ένα απόλυτα πλαστικό όριο διαρροής  $\sigma_y = 150 \text{ MPa}$  και μια μέγιστη παραμόρφωση  $\epsilon = 3$  (σημαντική υπερεκτίμηση), όσον αφορά την αύξηση της θερμοκρασίας υποθέτοντας ότι το 100% της εισαγόμενης ενέργειας μετατρέπεται σε θερμότητα είναι περίπου 160°C ( $\Delta T = \sigma_y \cdot \epsilon / C_p \cdot \rho$ ). Η κρουστική θέρμανση μπορεί να οδηγήσει σε περαιτέρω αύξηση κατά περίπου 10°C. Επομένως, η τελική θερμοκρασία από την αρχική θερμοκρασία των 23°C είναι πιθανό να μην υπερβαίνει τους 200°C, δηλαδή πολύ χαμηλότερη από την απαιτούμενη θερμοκρασία τήγματος. Συνεπώς, το τελικό τμήμα που παρουσιάζει την εμφάνιση "τήγματος" πρέπει να είναι αποτέλεσμα της ιξωδοελαστικής υποχώρησης.



Εικόνα 63 Διατομή ενός κυλίνδρου PEEK Taylor που χρησιμοποιείται σε  $275 \text{ ms}^{-1}$  και  $100^\circ\text{C}$ . Η αλλαγή χρώματος που σχετίζεται με τις περιοχές υψηλής καταπόνησης είναι εμφανής

Στην παραπάνω εικόνα φαίνεται καθαρά το κοίλο άκρο της ράβδου και ο αποχρωματισμός που σχετίζεται με τις περιοχές μεγάλης παραμόρφωσης. Ως εκ τούτου, οι έρευνες επικεντρώθηκαν στον προσδιορισμό του κατά πόσον η αλλαγή του χρώματος ήταν αποτέλεσμα του ρυθμού παραμόρφωσης, της τάσης ή της κατάστασης καταπόνησης.

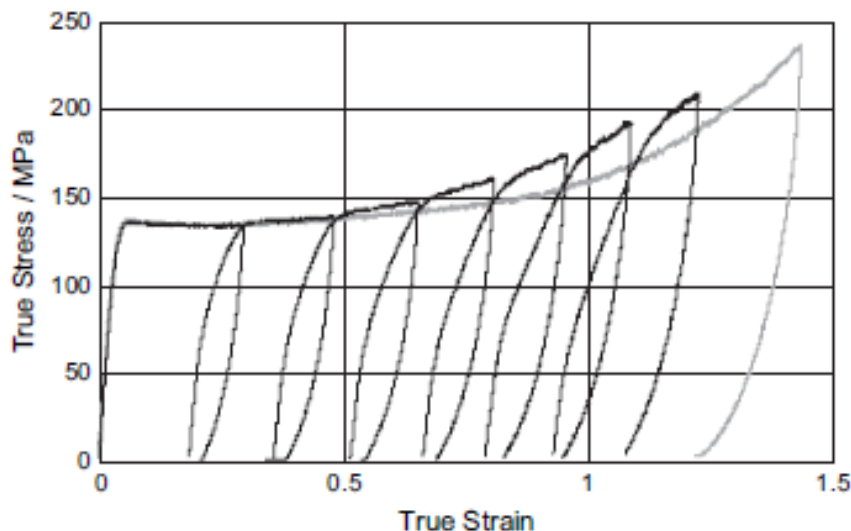


Εικόνα 64 Γυαλισμένες τομές τεσσάρων δειγμάτων PEEK που φωτογραφήθηκαν υπό πανομοιότυπες συνθήκες για να δείξουν την αλλαγή χρώματος που σχετίζεται με την παραμόρφωση μεγάλης παραμόρφωσης. Η τιμή της κλίμακας του γκρι, στο εύρος 0 - 255, όπου το 255 είναι μαύρο, είναι 139 για αγνό PEEK, 178 για  $\epsilon = 1,2$ , 181 για  $\epsilon = 0,77$  και 181 για  $\epsilon = 1,1$ .

Στην παραπάνω εικόνα παρουσιάζεται ένα μοντάζ διατομών από αγνά και τρία δείγματα μεγάλης παραμόρφωσης που παρασκευάστηκαν και φωτογραφήθηκαν υπό πανομοιότυπες συνθήκες. Από τις σχετικές χρωματικές αλλαγές είναι επομένως σαφές ότι η χρωματική αλλαγή σχετίζεται με τη θλίψη μεγάλης παραμόρφωσης και όχι με το ρυθμό παραμόρφωσης. Το PEEK υπό τάση υφίσταται λεύκανση λόγω τάσης, όπως και πολλά άλλα πολυμερή. Τα δείγματα που δοκιμάστηκαν σε θλίψη σε παραμορφώσεις κάτω από  $\approx 0,5$  δεν παρουσίασαν σημαντική αλλαγή χρώματος. (Rae, et al., 2006)

#### 5.4.3 Συμπύεση μεγάλης τάσης

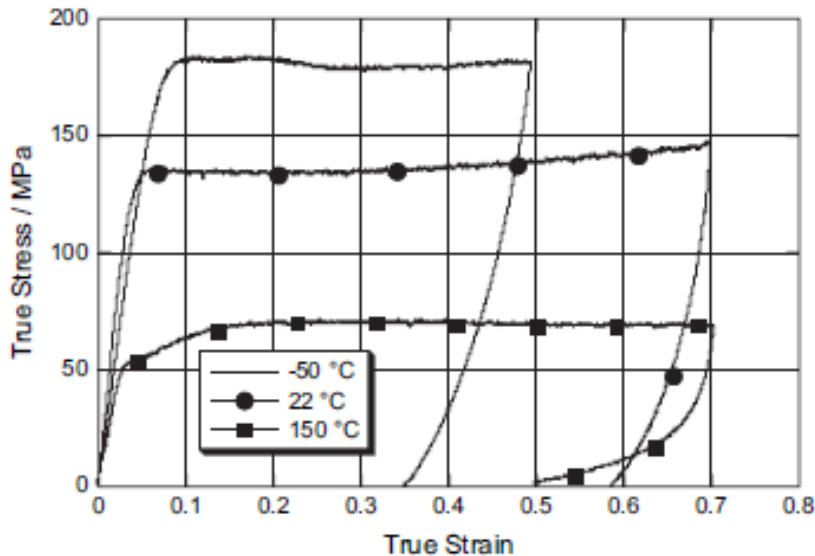
Στις εικόνες 53 και 54 μπορεί να διαπιστωθεί ότι σε μέτριες παραμορφώσεις (20 – 40%) σε θλίψη το PEEK έχει σχεδόν σταθερή τάση ροής σε τιμές σχεδόν σταθερής ροής. Πραγματοποιήθηκαν δοκιμές για να διαπιστωθεί εάν κάτω από πολύ μεγαλύτερες τάσεις το υλικό αρχίζει να σκληραίνει.



Εικόνα 65 Διάγραμμα συμπίεσης μεγάλης παραμόρφωσης για το PEEK που δείχνει την απόκριση σε εφάπαξ και σταδιακή φόρτιση στους 23°C. Ρυθμός παραμόρφωσης =  $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ .

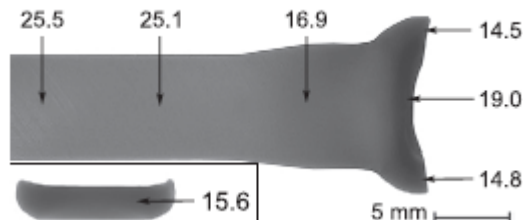
Στο παραπάνω εικόνα παρουσιάζονται δύο αντιπροσωπευτικές καμπύλες. Στη μία περίπτωση ένας δεξιός κύλινδρος διαμέτρου 6,35 mm και ύψους 6,35 mm φορτίστηκε με μία μόνο παραμόρφωση σε μεγάλες τάσεις. Παρά την προσεκτική λίπανση σε εξαιρετικά γυαλισμένες πλάκες WC, δεν υπάρχει αμφιβολία ότι το αποτέλεσμα επηρεάστηκε από την τριβή σε μεγαλύτερες τάσεις. Σε μια προσπάθεια να αφαιρέσουμε αυτό το τεχνούργημα και να δούμε αν η συμπεριφορά σκλήρυνσης είναι πραγματική, ένα δείγμα παρόμοιου μεγέθους φορτώθηκε σταδιακά με εκ νέου κατεργασία και λίπανση μεταξύ των κύκλων. Σε κανένα στάδιο της σταδιακής φόρτισης δεν παρατηρήθηκε συσσωμάτωση του δείγματος. Ωστόσο, ο ρυθμός σκλήρυνσης φαίνεται να είναι υψηλότερος από τον ρυθμό τριβής που επηρεάζεται από το δείγμα από την τριβή. Αυτή η συμπεριφορά δεν είναι πλήρως κατανοητή, αλλά μπορεί να περιλαμβάνει ψυχρή κρυστάλλωση που λαμβάνει χώρα μεταξύ των φορτίσεων. Σε κάθε περίπτωση, φαίνεται ότι το PEEK σκληραίνει σε μεγάλες παραμορφώσεις υπό σχεδόν σταδιακή θλιπτική φόρτιση.

Για να μελετηθεί η κρυσταλλικότητα των δειγμάτων που παραμορφώθηκαν σε μεγάλες παραμορφώσεις σε διάφορες θερμοκρασίες, τα δείγματα παραμορφώθηκαν με ρυθμό παραμόρφωσης  $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ .



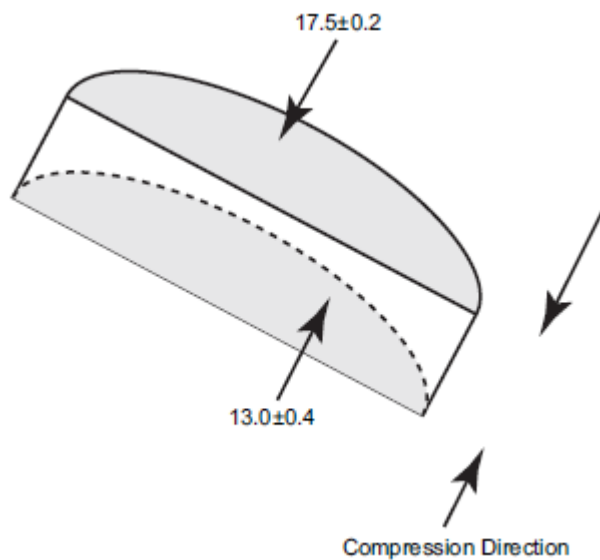
Εικόνα 66 Μεγάλη απόκλιση σε θλιπτική παραμόρφωση του PEEK σε τρεις θερμοκρασίες. Ρυθμός παραμόρφωσης =  $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$

Στην παραπάνω εικόνα προκύπτουν καμπύλες τάσης-παραμόρφωσης. Μπορεί να παρατηρηθεί ότι η καμπύλη των 50°C παρουσιάζει ανοδική τάση από μια τάση 0,4 που ταιριάζει με την κλίση του δείγματος που παραμορφώθηκε στους 22°C. Το δείγμα που δοκιμάστηκε στους 150°C συνεχίζει να παρουσιάζει ελαφρά μαλάκυνση λόγω παραμόρφωσης. Πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σκληρότητας Vickers σε διάφορα παραμορφωμένα δείγματα PEEK για να διαπιστωθεί η επίδραση των μεγάλων παραμορφώσεων και του σχετικού αποχρωματισμού.



Εικόνα 67 Γυαλισμένη τομή ενός τυπικού δείγματος Taylor με τις μετρούμενες τιμές σκληρότητας Vickers ( $\text{kg mm}^2$ ) σε διάφορα σημεία. Παρακάτω παρουσιάζεται η διατομή ενός μικρού κυλινδρικού σταγονόμετρου που παραμορφώθηκε με  $150 \text{ s}^{-1}$  σε παραμόρφωση  $\epsilon = 1,1$  με μια αντίστοιχη μέτρηση σκληρότητας.

Στο παραπάνω σχήμα παρουσιάζονται μετρήσεις σε ένα τεμαχισμένο κύλινδρο Taylor και ένα δείγμα που δοκιμάστηκε σε βάρους πτώσης με ρυθμό παραμόρφωσης  $\approx 150 \text{ s}^{-1}$ . Και στις δύο περιπτώσεις είναι σαφές ότι το υλικό που υποβάλλεται σε μεγάλες παραμορφώσεις είναι πιο μαλακό από το απαραμόρφωτο υλικό. Για λόγους αναφοράς, τα αγνά δείγματα PEEK είχαν σκληρότητα  $25,0 \pm 0,6 \text{ kg mm}^2$  υπό τις ίδιες συνθήκες. Οι μετρήσεις σκληρότητας ήταν περίπου κάθετες προς το άξονα φόρτισης, επομένως ένα σχεδόν σταθερά φορτισμένο δείγμα τεμαχίστηκε σε δύο ορθογώνιες κατευθύνσεις για να διαπιστωθεί αν το υλικό εμφανιζόταν προσανατολισμένο.



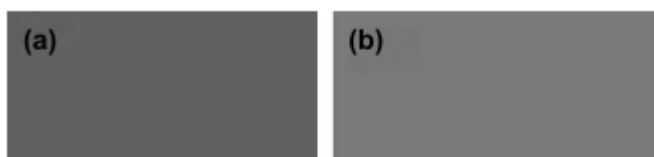
Εικόνα 68 Ορθογώνιες μετρήσεις σκληρότητας ( $\text{kg mm}^2$ ) σε ένα σταδιακά φορτισμένο κύλινδρο,  $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$ ,  $23^\circ\text{C}$ ,  $E_{\text{residual}} = 1,07$ .

Στη παραπάνω εικόνα η τιμή της σκληρότητας κατά μήκος του άξονα φόρτισης είναι υψηλότερη από την τιμή του κάθετου άξονα, κάθε μέτρηση είναι σημαντικά πιο μαλακή από το μη παραμορφωμένο PEEK. Δείγματα PEEK που παραμορφώθηκαν σε διάφορες θερμοκρασίες και υπό διαφορετικές συνθήκες δοκιμάστηκαν για να διαπιστωθεί αν επηρεάζεται το μοριακό βάρος του πολυμερούς, βλέπε τον παρακάτω πίνακα.

Material	Inherent viscosity (dL g <sup>-1</sup> )
Virgin PEEK 450G	0.88 ± 0.02
Taylor impact zone, 23 °C at 311 m s <sup>-1</sup>	0.89 ± 0.02
Taylor impact zone, 23 °C at 346 m s <sup>-1</sup>	0.87 ± 0.02
Taylor impact zone, 100 °C at 347 m s <sup>-1</sup>	0.90 ± 0.02
Hopkinson sample, 23 °C at 3000 s <sup>-1</sup>	0.88 ± 0.02

Εικόνα 69 Εγγενές ιξώδες διαφόρων δειγμάτων PEEK διαλυμένων σε συμπυκνωμένο (99%) θειικό οξύ ως μέτρο του μοριακού βάρους

Υποστηρίχθηκε ότι αυτό μπορεί να έχει ως αποτέλεσμα τόσο την παρατηρούμενη αλλαγή του χρώματος και στο μαλάκωμα. Στατιστικά, δεν παρατηρήθηκε καμία διαφορά μεταξύ των δειγμάτων, εξαλείφοντας την πιθανότητα διάσπασης της αλυσίδας ως μέθοδο μαλάκυνσης του πολυμερούς σε υψηλούς ρυθμούς παραμόρφωσης. Σε μια προσπάθεια να κατανοηθεί η αλλαγή του χρώματος που σχετίζεται με τη συμπίεση μεγάλης παραμόρφωσης, ένα δείγμα PEEK θερμάνθηκε στους 365°C για 15 λεπτά πριν από την απόψυξη σε παγωμένο νερό. Το σημείο θέρμανσης επιλέχθηκε να είναι αρκετά πάνω από την κορυφή τήξης των 340°C που καθορίστηκε από τα πειράματα DSC, αλλά κάτω από την έναρξη της θερμικής αποσύνθεσης. Η προκύπτουσα κρυσταλλικότητα βρέθηκε να είναι 31±2%, ποσοστό υψηλότερο από αυτό που θα αναμενόταν για ταχεία απόσβεση, αλλά οφείλεται στο μέγεθος του δείγματος που χρησιμοποιήθηκε, ώστε να αποκλειστεί η περιοχή της υαλώδους επιφάνειας



Εικόνα 70 Η μεταβολή του χρώματος του PEEK σε σχέση με την κρυσταλλικότητα: (α) 31% αποσβέστηκε με νερό από το τήγμα, (β) 41% όπως παραλήφθηκε PEEK 450G. Η κλίμακα του γκρι, στην περιοχή 0-255 όπου 255 είναι μαύρο, είναι 163 για το (α) και 135 για το (β).

Παραπάνω παρουσιάζεται το χρώμα μετά τη στίλβωση αυτού του αποσβεσμένου υλικού (α) σε σύγκριση με το υλικό όπως παραλήφθηκε (β) όταν παρασκευάστηκε και φωτογραφήθηκε υπό τις ίδιες συνθήκες. Είναι σαφές ότι το υλικό χαμηλότερης κρυσταλλικότητας (31 ± 2%) είναι πιο σκούρο από το παραλαμβανόμενο PEEK (41 ± 2%). Οι μετρήσεις σκληρότητας πραγματοποιήθηκαν σε αυτό το δείγμα και έδωσαν μια μέση τιμή 22,7 - 0,6 kg mm<sup>-2</sup>, η οποία είναι χαμηλότερη από την τιμή 25,0 - 0,6 kg mm<sup>-2</sup> που ελήφθη για το παραλαμβανόμενο υλικό.

Material	DSC crystallinity (%)	Density (kg m <sup>-3</sup> )	Density crystallinity (%)
Virgin PEEK 450G	41 ± 2	1311 ± 1	39 ± 2
$\epsilon_{\max} = 0.7 (1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1})$ at 23 °C	34 ± 2	1294 ± 1	26 ± 2
$\epsilon_{\max} = 1.0 (1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1})$ at 23 °C	32 ± 2	1287 ± 1	21 ± 2
$\epsilon_{\max} = 0.5 (1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1})$ at -50 °C	38 ± 2	1307 ± 1	36 ± 2
$\epsilon_{\max} = 0.5 (1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1})$ at 150 °C	40 ± 2	1304 ± 1	33 ± 2
$\epsilon_{\max} = 0.7 (1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1})$ at 150 °C	39 ± 2	1296 ± 1	28 ± 2

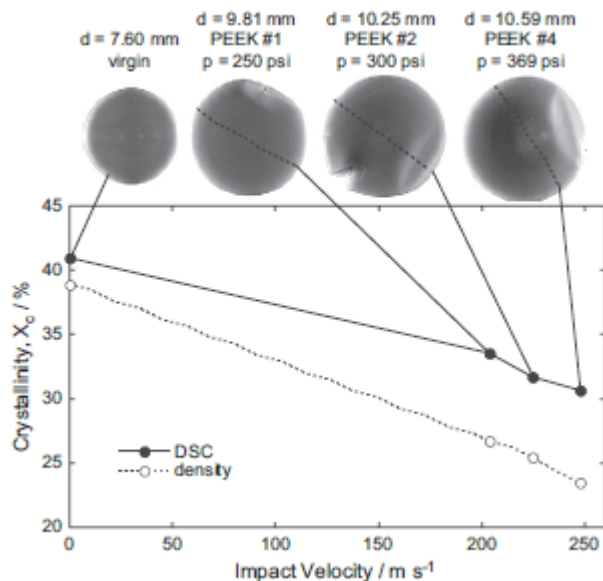
Εικόνα 71 Μετρήσεις DSC της υπολειπόμενης κρυσταλλικότητας και πυκνότητας μετά από θλίψη παραμόρφωση σε μεγάλες παραμορφώσεις

Στον παραπάνω πίνακα παρουσιάζονται οι μετρήσεις κρυσταλλικότητας και πυκνότητας DSC σε δείγματα συμπίεσης παραμορφωμένα σε μέγιστες παραμορφώσεις 0,7 και 1,0 σε θερμοκρασία δωματίου. Η κρυσταλλικότητα μειώνεται σαφώς μετά τη δοκιμή σε συνδυασμό με την πυκνότητα. Η κρυσταλλικότητα των ημικρυσταλλικών πολυμερών μετριέται συχνά με τη χρήση της πυκνότητας από την υπόθεση ότι το άμορφο υλικό είναι λιγότερο πυκνό από το πλήρως κρυσταλλικό και ότι υπάρχει γραμμική σχέση μεταξύ των δύο ακραίων καταστάσεων. Οι τιμές της πυκνότητας χρησιμοποιήθηκαν για την εκτίμηση του κλάσματος κρυσταλλικότητας μάζας (cc) με βάση την ακόλουθη σχέση:

$$\chi_c = \frac{\rho_c(\rho - \rho_a)}{\rho(\rho_c - \rho_a)} \quad (6)$$

όπου  $\rho$  είναι η πυκνότητα του δείγματος,  $\rho_a$  είναι η προβλεπόμενη πυκνότητα της καθαρής άμορφης φάσης ( $\approx 1260 \text{ kg m}^{-3}$ ) και  $\rho_c$  είναι η προβλεπόμενη πυκνότητα της καθαρής κρυσταλλικής φάσης ( $\approx 1400 \text{ kg m}^{-3}$ ). Η μεταβολή της κρυσταλλικότητας που προσδιορίζεται από την πυκνότητα είναι μεγαλύτερη από εκείνη της DSC. Αυτό μπορεί να αποδοθεί στο γεγονός ότι η ενδόθερμη τήξης DSC επηρεάζεται από οποιαδήποτε διάταξη της πολυμερικής αλυσίδας, ενώ η μέθοδος της πυκνότητας υποθέτει μόνο μια γραμμική σχέση μεταξύ άμορφης και πλήρως κρυσταλλικής κατάστασης και αγνοεί σε ποια μορφή βρίσκεται το υλικό. Είναι λογικό να υποθέσουμε ότι η συμπίεση μεγάλης παραμόρφωσης εισήγαγε κάποιο μέτρο προσανατολισμού στις πολυμερικές αλυσίδες, ενώ προφανώς διέλυε την κρυσταλλικότητα. Τα προκύπτοντα ανταγωνιστικά αποτελέσματα θα μπορούσαν επομένως να εξηγήσουν τη μικρότερη μεταβολή στην κρυσταλλικότητα που μετρήθηκε με DSC από εκείνη που από την πυκνότητα. Τα παραμορφωμένα άκρα ορισμένων δοκιμών Taylor αφαιρέθηκαν για να διαπιστωθεί η επίδραση της ταχύτητας κρούσης στην κρυσταλλικότητα.



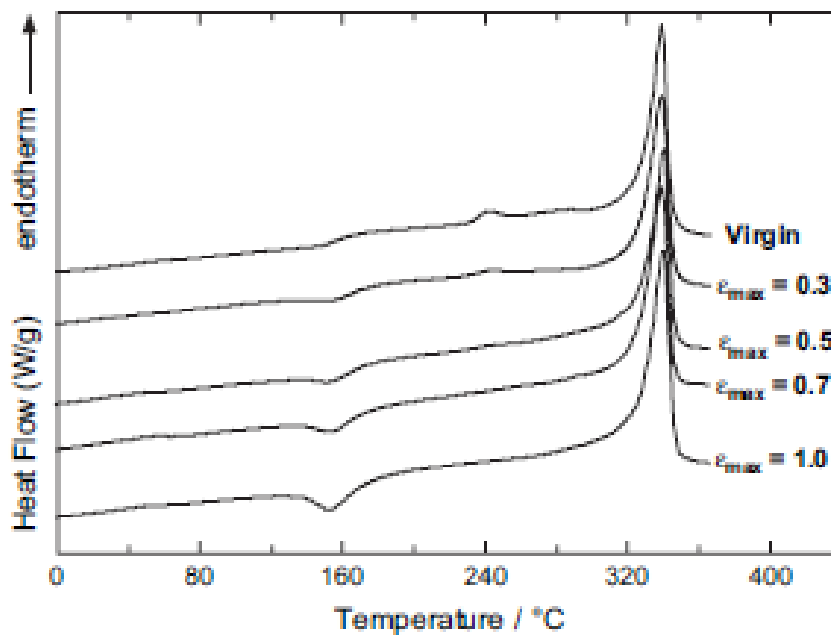


Εικόνα 72 Η μεταβολή της κρυσταλλικότητας στα άκρα των δειγμάτων PEEK Taylor ως συναρτήσεως της ταχύτητας κρούσης μετρούμενη με τεχνικές DSC και πυκνότητας.

Στη παραπάνω εικόνα παρουσιάζονται οι επιδράσεις της ταχύτητας κρούσης στο ποσοστό κρυσταλλικότητας που μετράται με τις τεχνικές DSC και πυκνότητας. Είναι σαφές ότι η αύξηση της ταχύτητας κρούσης μειώνει την κρυσταλλικότητα που μετράται και με τις δύο μεθόδους, αλλά η μεταβολή με την πυκνότητα είναι μεγαλύτερη. Στο σχήμα αναφέρεται επίσης η διάμετρος στα άκρα των ράβδων. Όπως αναμενόταν, η αύξηση της ταχύτητας έχει ως αποτέλεσμα μεγαλύτερη παραμένουσα παραμόρφωση. (Rae, et al., 2006)

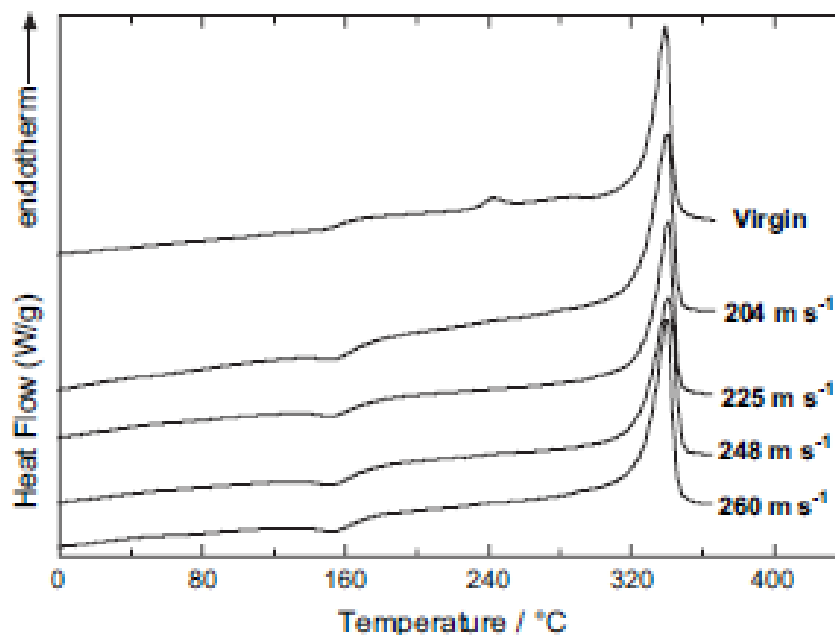
#### 5.4.4 DSC

Πραγματοποιήθηκαν σαρώσεις DSC στους  $10^{\circ}\text{C min}^{-1}$  σε δοκίμια που είχαν παραμορφωθεί με χαμηλούς και υψηλούς ρυθμούς καταπόνησης. Στο παρακάτω σχήμα παρουσιάζονται οι σαρώσεις τεσσάρων δοκιμίων που συμπίεστηκαν σε διαφορετικές πραγματικές παραμορφώσεις.



Εικόνα 73 Σαρώσεις DSC κυλίνδρων συμπίεσης παραμορφωμένων σε διαφορετικές μέγιστες πραγματικές παραμορφώσεις ( $1 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$  στους  $22^{\circ}\text{C}$ ).

Ενώ το παρακάτω σχήμα δείχνει τις σαρώσεις από τα άκρα τεσσάρων δοκιμίων σε θερμοκρασία δωματίου Taylor που συγκρούονται με διαφορετικές ταχύτητες.

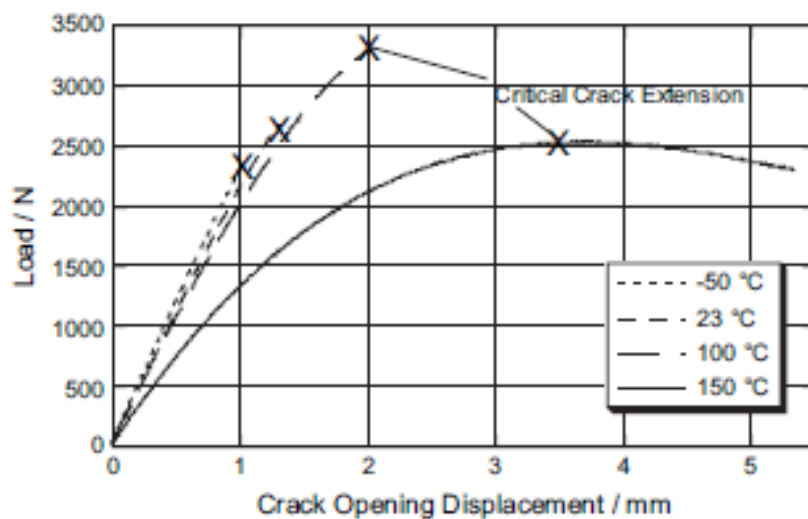


Εικόνα 74 Σαρώσεις DSC των άκρων των κυλίνδρων Taylor σε θερμοκρασία δωματίου, οι οποίοι ψήνονται σε διαφορετικές θερμοκρασίες.

Σε κάθε περίπτωση, οι σαρώσεις DSC του αγνού PEEK δείχνουν  $T_g=158^{\circ}\text{C}$  και ευρεία ενδόθερμη τήξης. Οι ενδόθερμες τήξης εμφανίζουν μια μικρή κορυφή στους  $242^{\circ}\text{C}$  με την κυρίαρχη κορυφή τήξης στους  $341^{\circ}\text{C}$ . Κατά την παραμόρφωση, είτε με κρούση Taylor είτε με σχεδόν στατική συμπίεση, η κορυφή στους  $242^{\circ}\text{C}$  εξαφανίζεται, γεγονός που υποδηλώνει κάποια διαταραχή στην κρυσταλλική δομή. Επιπλέον, η περιοχή γύρω από την  $T_g$  αναπτύσσει μια εξώθερμη. Αυτή η εξώθερμη συμπεριφορά αυξάνεται με την αύξηση της παραμόρφωσης. Η εξώθερμη συμπεριφορά μπορεί να οφείλεται στη μη ισορροπία που επιβάλλεται στο υλικό από την παραμόρφωση. Η διατεταγμένη δομή πάγωσε στη συνέχεια από την υψηλή  $T_g$  και κατά τη θέρμανση πάνω από την  $T_g$ , οι αλυσίδες έχουν επαρκή κινητικότητα για την ανόπτηση της τάξης. Και στα δύο παραπάνω σχήματα, η θερμοκρασία τήξης παρατηρείται ότι αυξάνεται κατά  $2-3^{\circ}\text{C}$  με την αύξηση της παραμόρφωσης. (Rae, et al., 2006)

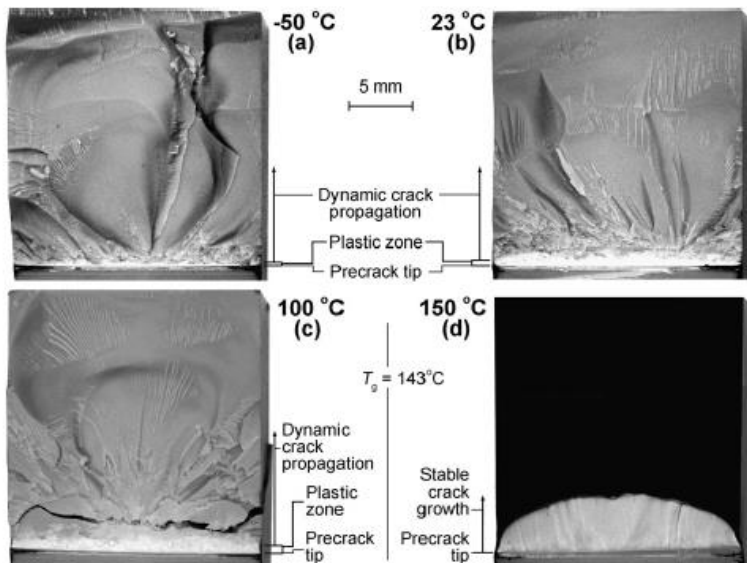
#### 5.4.5 Θραύση

Τα πειράματα θραύσης πραγματοποιήθηκαν στους 50, 23, 100 και  $150^{\circ}\text{C}$ . Οι καμπύλες μετατόπισης υπό φόρτιση ( $0,025\text{ mm s}^{-1}$ ) για το PEEK παρουσιάζονται στο παρακάτω σχήμα.



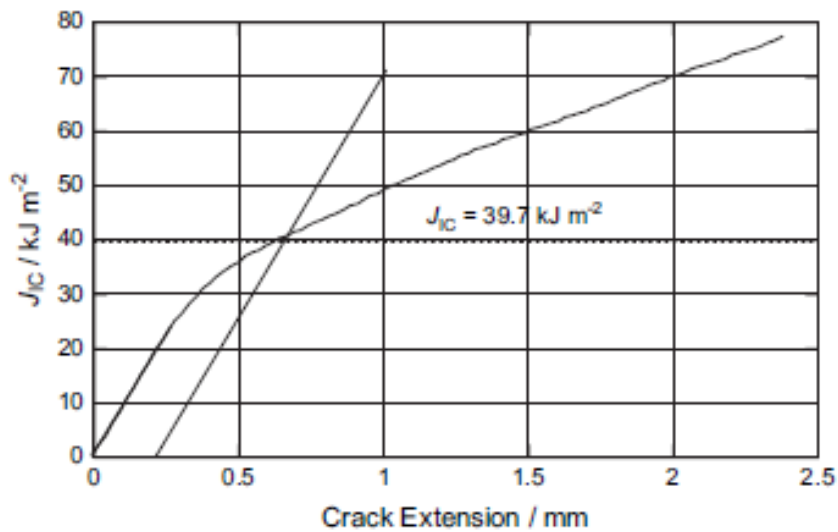
Εικόνα 75 Αντιπροσωπευτικές καμπύλες φορτισμένης μετατόπισης σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία σε ρυθμό μετατόπισης  $0,025 \text{ mm/s}$ . Οι δείκτες επέκτασης κρίσιμης ρωγμής υποδεικνύουν το σημείο καταστροφικής διάδοσης της ρωγμής κάτω από την  $T_g$  και σταθερή ανάπτυξη της ρωγμής με βάση τα δεδομένα της καμπύλης  $J-R$  πάνω από την  $T_g$ .

Κάτω από το  $T_g$ , το φορτίο αυξάνεται με τη μετατόπιση ανοίγματος της ρωγμής  $\delta$  έως ένα μέγιστο φορτίο  $P_{max}$ , στο οποίο η ρωγμή διαδίδεται καταστροφικά στο δοκίμιο. Η αύξηση της θερμοκρασίας οδηγεί σε υψηλότερο φορτίο αιχμής και σε αυξανόμενο βαθμό μη γραμμικότητας στην απόκριση  $P_e - \delta$ . Η καταστροφική έναρξη της ανάπτυξης της ρωγμής επιτρέπει τη χρήση του μέγιστου φορτίου ως κριτήριο επέκτασης της κρίσιμης ρωγμής. Οι προκύπτουσες κρίσιμες ενέργειες τόσο από την πλήρη ελαστικοπλαστική ανάλυση με τη μορφή της  $J_{IC}$  όσο και από το ελαστικό τμήμα που αντιπροσωπεύει μια γραμμική-ελαστική ανάλυση  $G_{IC}$  (ή το ελαστικό τμήμα της εξίσωσης (5)) (εικόνα 75).



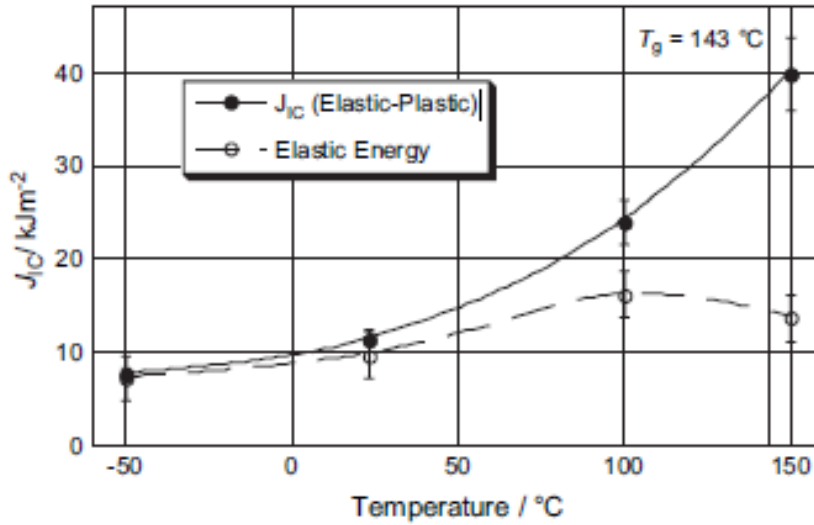
Εικόνα 76 Οπτικές μικρογραφίες της μορφολογίας του επιπέδου θραύσης για το PEEK ως συνάρτηση της θερμοκρασίας σε ρυθμό φόρτισης  $0,025 \text{ mm s}^{-1}$ . Σημείωση: η διάδοση της ρωγμής γίνεται από κάτω προς τα πάνω.

Οι επιφάνειες θραύσης φαίνονται στο παραπάνω σχήμα. Ενώ στους  $50^\circ\text{C}$  η ρωγμή διαδόθηκε ονομαστικά κατά μήκος της κεντρικής γραμμής του δοκιμίου CT, στους  $23$  και  $100^\circ\text{C}$  η ρωγμή διαιρέθηκε αφού διαδόθηκε σε μικρή απόσταση. Σε θερμοκρασία δωματίου και κάτω από αυτήν, η συνεισφορά του πλαστικού τμήματος της εξίσωσης (5) είναι εντός του σφάλματος της γραμμικής-ελαστικής μέτρησης. Στους  $100^\circ\text{C}$  η πλαστική συνεισφορά δεν είναι πλέον αμελητέα, αντιπροσωπεύοντας σχεδόν το ένα τρίτο της ενέργειας στο δείγμα. Πάνω από τη  $T_g$ , η αύξηση του φορτίου παρουσιάζει έντονη μη γραμμικότητα με ασυμπτωτική πορεία προς ένα μέγιστο φορτίο  $R_{\text{max}}$  που ακολουθείται από σταθερό φθίνον φορτίο. Τόσο το προφίλ  $R_{\text{ed}}$  όσο και η παρατήρηση του δείγματος παρουσιάζουν σταθερό ελαστοπλαστικό πολλαπλασιασμό ρωγμών συμπεριφοράς.



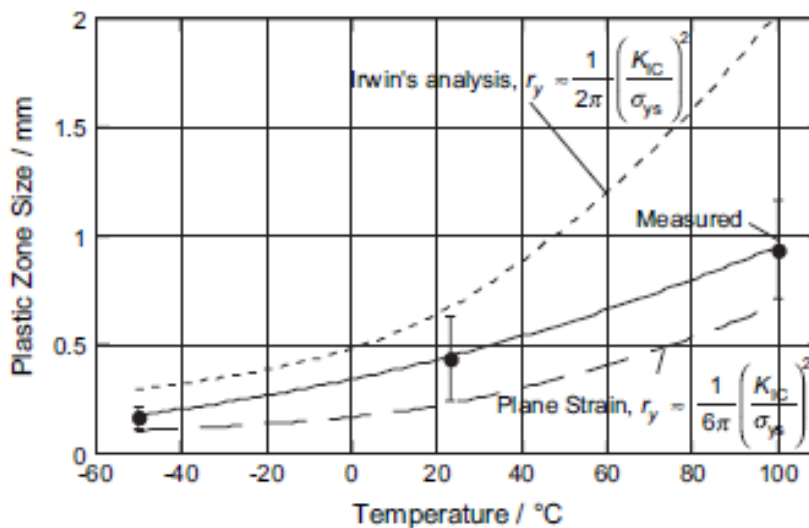
Εικόνα 77 Αντιπροσωπευτική καμπύλη J-R ως συνάρτηση για το PEEK στους 150°C που λαμβάνεται με την τεχνική ομαλοποίησης.

Στο παραπάνω σχήμα απεικονίζεται η συμπεριφορά J-R του PEEK πάνω από την T<sub>g</sub>. Η κρίσιμη επέκταση της ρωγμής με βάση μια επέκταση 0,02 mm πέρα από την αμβλύτητα της κορυφής της ρωγμής, αντιστοιχεί σε επίπεδο φορτίου P<sub>c</sub> στο 99,5% της P<sub>max</sub>. Ενώ κάτω από την T<sub>g</sub> τόσο η ελαστική όσο και η πλαστική συνεισφορά αυξάνονται με τη θερμοκρασία (βλέπε την παρακάτω εικόνα), πάνω από την T<sub>g</sub> το ελαστικό τμήμα μειώνεται και πάνω από το 65% της ενέργειας παραμόρφωσης J<sub>IC</sub> προέρχεται από το πλαστικό τμήμα.



Εικόνα 78 Τιμές ανθεκτικότητας σε θραύση,  $J_{IC}$ , σε συνάρτηση με τη θερμοκρασία και την ελαστικότητα από την ανάλυση LEFM  $G_{IC}$ .

Κάτω από την  $T_g$ , οι επιφάνειες θραύσης του ΡΕΕΚ παρουσιάζουν δύο διακριτές ζώνες. Όπως υποδεικνύεται στην εικόνα 75, υπάρχει μια διακριτή πλαστική ζώνη στη θέση του άκρου της προ θραύσης. Παρουσιάζονται τα μεγέθη των πλαστικών ζωνών από μέσους όρους 9 σημείων για τις τρεις θερμοκρασίες που διερευνήθηκαν στο παρακάτω σχήμα.



Εικόνα 79 Μέτρηση και προσέγγιση LEFM του μεγέθους της πλαστικής ζώνης ως συνάρτηση της θερμοκρασίας.

Οι θεωρητικές εκτιμήσεις για το μέγεθος της πλαστικής ζώνης με βάση το LEFM απεικονίζονται χρησιμοποιώντας τις ιδιότητες των υλικών που δίνονται στους παραπάνω πίνακες. Παρά την παραμέληση της πλαστικής ενέργειας που απορροφάτε από το υλικό, η εφαρμογή του ελαστικού τμήματος αποτυπώνει εύλογα το μέγεθος της πλαστικής ζώνης. Η λύση της επίπεδης παραμόρφωσης υποεκτιμά ελαφρώς το μέγεθος της πλαστικής ζώνης, πιθανότατα λόγω της αγνόησης της πλαστικής συμπεριφοράς, ενώ η ανάλυση του Irwin με βάση τη συνθήκη επίπεδης τάσης παρέχει ένα ανώτερο όριο. Πέρα από την πλαστική ζώνη, η επιφάνεια θραύσης είναι σε μεγάλο βαθμό εύθραυστη με απομονωμένες περιοχές με έντονα σημάδια ροής. (Rae, et al., 2006)



## Κεφάλαιο 6ο

Στο κεφάλαιο αυτό θα γίνει σύγκριση μεταξύ των case studies που αναλύθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο.

### 6.1. Σύνοψη και συμπεράσματα

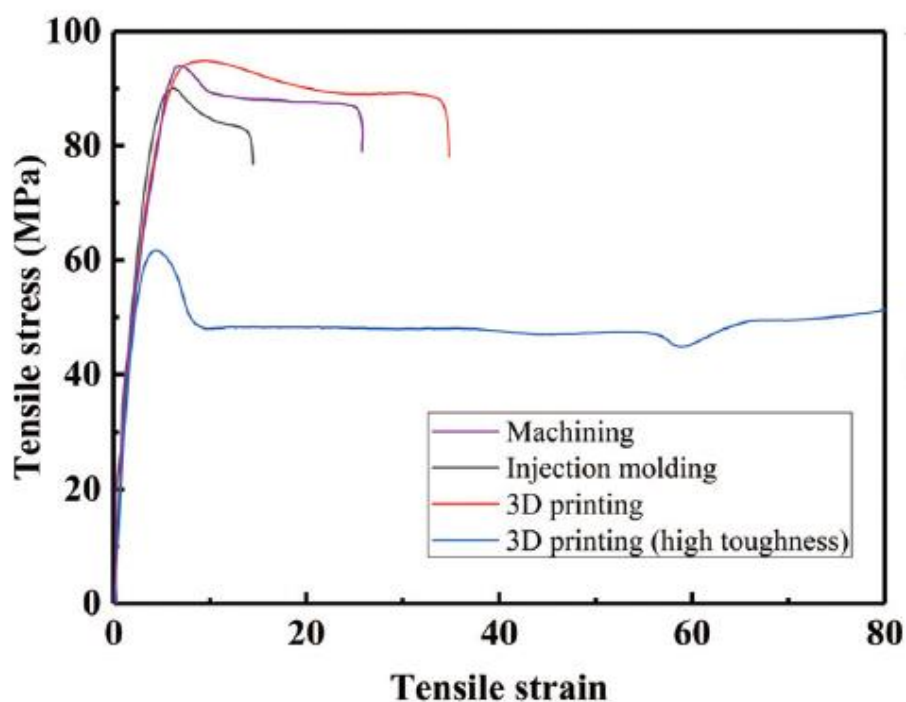
Στην 1<sup>η</sup> μελέτη όπου χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος Taguchi με σκοπό τον προσδιορισμό της επίδρασης των διαφορετικών παραμέτρων κατά τη διάρκεια της FFF τρισδιάστατης εκτύπωσης του PEEK στις τελικές ιδιότητες του υλικού. Παρατηρείτε λοιπόν, τόσο με την μέθοδο της σκληρότητας όσο και με την αντοχή σε εφελκυσμό, ότι όσο αυξάνεται η θερμοκρασία του ακροφυσίου, τόσο αυξάνεται το μέτρο ελαστικότητας. Ενώ όσο αυξάνεται το πάχος στρώματος, τόσο μειώνεται το μέτρο ελαστικότητας. Όσον αφορά την μέγιστη αντοχή σε εφελκυσμό παρατηρείτε ότι όσο αυξάνετε το ποσοστό πλήρωσης και η θερμοκρασία της πλατφόρμας τόσο αυξάνεται και η μέγιστη αντοχή σε εφελκυσμό, αυτό είναι φυσιολογικό καθώς ισχύει για όλες τις ιδιότητες που σχετίζονται με τη δοκιμή εφελκυσμού, διότι υπάρχει καλύτερη σύνδεση και πρόσφυση μεταξύ των στρώσεων. Επίσης παρατηρείται ότι όλες οι ιδιότητες του εφελκυσμού αυξάνονται καθώς αυξάνεται το ποσοστό πλήρωσης, εξαιτίας της υψηλής πυκνότητας του πολυμερούς. Όσον αφορά την θερμοκρασία της πλατφόρμας γίνεται αντιληπτό ότι διαδραματίζει σπουδαίο ρόλο στην προσκόλληση μεταξύ του πρώτου στρώματος του δείγματος και της πλατφόρμας, η οποία αγκυρώνει ολόκληρη την εκτύπωση, αποτρέποντας οποιαδήποτε στρέβλωση ή αποκόλληση. Αυτό όμως δεν ισχύει για το πάχος στρώματος, καθώς όσο αυξάνεται το πάχος στρώματος, τόσο μειώνεται η μέγιστη αντοχή σε εφελκυσμό, άρα έχουμε ως βέλτιστο αποτέλεσμα το χαμηλό πάχος στρώματος. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώνουν ότι η τεχνολογία εκτύπωσης FFF με ελεγχόμενες παραμέτρους μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την κατασκευή πολυμερών υψηλής απόδοσης, όπως το PEEK, με επιθυμητές επιφανειακές και μηχανικές ιδιότητες. Παρατίθεται αντίστοιχος πίνακας παρακάτω.

1o Case Study				
Methods	elastic modulus 1 (MPa)	elastic modulus 2 (MPa)	temperature 1 (°C)	temperature 2 (°C)
micro - indentation	4,412	4,798	390	420
tensile testing	4,539	4,677	136	150
tensile testing	2,785	3,031	100	130
tensile testing	2,382	2,554	390	420
tensile testing	2,846	3,031	380	410
Methods	elastic modulus 1 (MPa)	elastic modulus 2 (MPa)	layer thickness 1 (mm)	layer thickness 2 (mm)
tensile testing	2,643	2,343	0,1	0,3
Methods	uts 1 (MPa)	uts 2 (MPa)	infill 1 (%)	infill 2 (%)
tensile testing	36,08	38,142	70%	85%
tensile testing	38,142	66,056	85%	100%
tensile testing	17,38	32,12	20	100
Methods	uts 1 (MPa)	uts 2 (MPa)	platform temperature 1 (°C)	platform temperature 2 (°C)
tensile testing	52,7	71,2	25	130
tensile testing	76	83	240	280
Methods	uts 1 (MPa)	uts 2 (MPa)	layer height 1 (mm)	layer height 2 (mm)
tensile testing	83	73	0,1	0,3
tensile testing	50,012	46,159	0,1	0,3

Πίνακας 6 Πίνακας 1<sup>ου</sup> Case Study

Στην 2<sup>η</sup> μελέτη η οποία αναλύθηκε, διερευνήθηκε η συμπεριφορά και η εφαρμογή ενός προσαρμοσμένου τρισδιάστατα εκτυπωμένου PEEK RPD (removable partial dentures) με τη χρήση FEM και η ανάλυση τρισδιάστατης απόκλισης. Τα αποτελέσματα καταδεικνύουν ότι σε σύγκριση με τα κράματα Co-Cr και Ti-6Al-4V, το PEEK είναι πιο ανθεκτικό, με μια μασητική δύναμη που διασκορπίζεται εντός του βλεννογόνου και του εσωτερικού της οδοντοστοιχίας, προστατεύοντας καλύτερα το στήριγμα. Επίσης παρατηρούμε ότι με βάση το παρακάτω διάγραμμα και τον παρακάτω πίνακα, οι βέλτιστες λύσεις που έχει το UTS, το elongation και το flexural modulus είναι στην μέθοδο της 3d printing και ακόμα καλύτερες τιμές δίνει η μέθοδος της 3d printing χωρίς θερμικές κατεργασίες. Καλό θα ήταν να αναφερθεί ότι δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στις ιδιότητες εφελκυσμού μεταξύ των δειγμάτων PEEK που παρασκευάστηκαν με μηχανική επεξεργασία, χύτευση με έγχυση και τρισδιάστατης εκτύπωσης. Η αντοχή σε κάμψη των δοκιμών που μορφοποιήθηκαν με έγχυση ήταν κατά 6% μικρότερη και των τρισδιάστατα εκτυπωμένων κατά 11% μικρότερη από εκείνη του φρεζαρίσματος. Επίσης παρατηρείται ότι δεν υπήρχε σημαντική διαφορά στην αντοχή σε θλίψη μεταξύ φρεζαρίσματος και FDM, ωστόσο, η χύτευση με έγχυση, εμφάνισε 20%

μικρότερη αντοχή σε θλίψη, πιθανώς λόγω της παρουσίας φυσαλίδων στην εσωτερική δομή. Η εφαρμογή της RPD ανταποκρινόταν επίσης στις κλινικές ανάγκες. Επιπλέον, οι προσαρμοσμένες τρισδιάστατα εκτυπωμένες RPD από PEEK ανταποκρίνονται αποτελεσματικότερα στις ανάγκες των ατόμων λόγω της απλής μεθόδου προετοιμασίας, της μεμονωμένης χύτευσης, της εύκολης επεξεργασίας και της υψηλής αξιοποίησης του υλικού.



Εικόνα 80 Tensile stress - strain

2o Case Study			
Methods	Elongation (%)	UTS (MPa)	Flexural modulus (MPa)
Machining	27%	93,4	3,916
Injection molding	15%	90,6	3,734
3D printing	33%	94,6	3,516
3D printing (χωρίς θερμικές κατεργασίες)	80%	68,2	2,802

Πίνακας 7 2<sup>ου</sup> case study

Το τελευταίο case study αναφέρεται στην εκτενή μελέτη των ιδιοτήτων του ΡΕΕΚ, τόσο των μηχανικών, όσο και εκείνων της επιφανείας. Από το παρακάτω διάγραμμα για αυτές τις 2 θερμοκρασίες (των 23 και 100 βαθμών) προκύπτει ότι το elongation και το UTS είναι 23 και 61, καθώς και 110 και 82 αντίστοιχα. Συγκριτικά τώρα με τον πίνακα του 2ου case study παρατηρούμε ότι για τους 100 βαθμούς και για την μέθοδο της 3D Printing (χωρίς θερμικές κατεργασίες) ότι το elongation είναι μειωμένο κατά 19%, ενώ το UTS αυξήθηκε κατά 16,8%. Ενώ άμα συγκρίνουμε τους 100 βαθμούς με την μέθοδο 3D Printing (με θερμικές κατεργασίες των 300 βαθμών) παρατηρούμε ότι το elongation είναι αυξημένο κατά 28%, ενώ το UTS είναι μειωμένο κατά 15,4%.

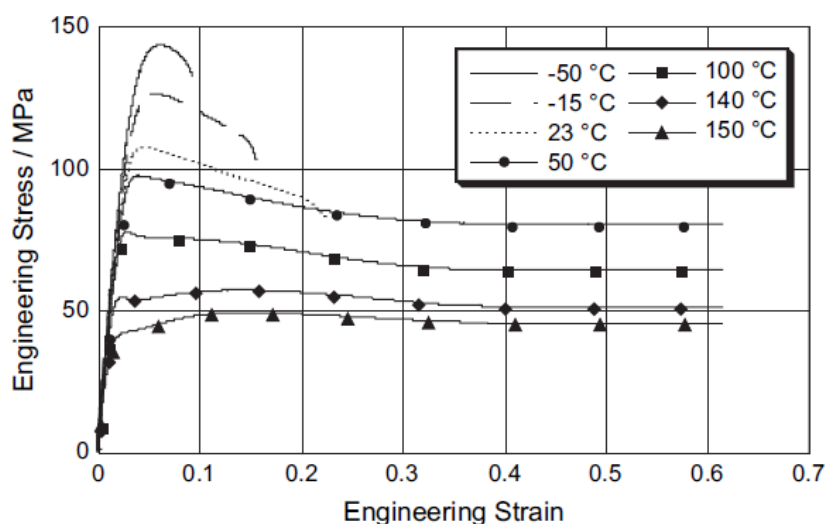


Fig. 6. Effect of temperature on tensile properties at a strain rate of  $1.7 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$ .

Εικόνα 81 Tensile stress - strain

3o Case Study			
Temperature (°C)	Elongation (%)	UTS (MPa)	Flexural modulus (MPa)
23	23	110	4,1
100	61	82	3,88

Πίνακας 8 3<sup>ου</sup> case study

Γενικά το PEEK παρουσιάζει τη συνήθη ευαισθησία τόσο στη θερμοκρασία όσο και στο ρυθμό παραμόρφωσης σε εφελκυσμό και συμπίεση που συναντάται σε πολλά ημικρυσταλλικά πολυμερή. Το μέτρο φόρτισης δεν επηρεάζεται σε μεγάλο βαθμό ούτε από το ρυθμό παραμόρφωσης ούτε από τη θερμοκρασία που βρίσκεται κάτω από το σημείο υαλώδους μετάπτωσης. Η κρυσταλλικότητα όλων των δειγμάτων που παραμορφώθηκαν σε μεγάλες πιέσεις μειώθηκε. Η πτώση της σκληρότητας δεν μπορεί να εξηγηθεί πλήρως μόνο από τη μείωση της κρυσταλλικότητας αλλά και από την θλιπτική παραμόρφωση. Επίσης ισχύει ότι όσο υψηλότερη είναι η ταχύτητα κρούσης, τόσο μεγαλύτερη είναι η θλιπτική παραμόρφωση και τόσο χαμηλότερο το μέτρο κρυσταλλικότητας στα παραμορφωμένα άκρα της ράβδου.

Συμπερασματικά παρατίθενται δυο τελικοί συγκριτικοί πίνακες με τις μέγιστες και τις ελάχιστες τιμές από όλα τα case studies. Στον πρώτο πίνακα παρατηρείτε ότι το καλύτερο UTS δίνει το C.S.2max όπου κατά την επεξεργασία του είχε nozzle temperature 480°C, layer thickness 0,2mm και infill 100%. Ενώ την χειρότερη τιμή δίνει το C.S.1 min όπου κατά την επεξεργασία του είχε infill 100%. Όσον αφορά το 2<sup>ο</sup> πίνακα παρατηρείτε ότι το καλύτερο elastic modulus δίνει το C.S.1max όπου κατά την επεξεργασία του είχε nozzle temperature 420°C, ενώ την χειρότερη τιμή δίνει το C.S.1 min όπου κατά την επεξεργασία του είχε layer thickness 0,3mm.

C.S.	UTS (MPA)	Notes
C.S.2 max	94,6	noozle temperature 480°C, layer thikness 0,2mm, infill 100%
C.S.1 min	32,12	100% infill

Πίνακας 9 1<sup>ος</sup> Πίνακας

C.S.	Elastic Modulus (MPa)	Notes
C.S.1 max	4,798	noozle temperature 420°C
C.S.1 min	2,343	layer thikness 0,3mm

Πίνακας 10 2<sup>ος</sup> Πίνακας

## 6.2. Μελλοντικές μελέτες

Από την παρούσα βιβλιογραφική ανασκόπηση προκύπτει ότι το PEEK μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην οδοντιατρική, γιατί δίνει καλύτερες ιδιότητες από τα συμβατικά μεταλλικά υλικά (Βλ. Case study 2). Επιπλέον, έχει ήδη γίνει εκτενής μελέτη για την επίδραση των διαφορετικών παραμέτρων κατά την τρισδιάστατη εκτύπωση του υλικού στις τελικές ιδιότητες. Ως μελλοντική εργασία μπορεί να αποτελεί η βελτιστοποίηση των παραμέτρων της διαδικασίας με τις σημαντικότερες επιδράσεις για τη βελτίωση της επιφάνειας (θερμοκρασία ακροφυσίου, ύψος του στρώματος) και των μηχανικών ιδιοτήτων του PEEK που εκτυπώνεται με FFF. Πιο συγκεκριμένα, οι παράμετροι ποσοστό πλήρωσης και το ύψος του στρώματος είναι εκείνες που παίζουν σημαντικότερο ρόλο στις μηχανικές ιδιότητες του PEEK. Αναφέρεται ότι για το PEEK το κατάλληλο εύρος για τη θερμοκρασία ακροφυσίου είναι μεταξύ 90 °C - 150°C. (Algarni & Ghazali, 2021), ενώ αποδεκτό ύψος στρώματος για την εκτύπωση PEEK είναι 0,1 mm-0,3 mm. (KU, et al., 2007)

Στη συνέχεια, οι βέλτιστες συνθήκες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την τρισδιάστατη εκτύπωση RPDs από PEEK. Γενικά, οι αναφορές για το PEEK που χρησιμοποιείται για την κατασκευή τρισδιάστατα εκτυπωμένων είναι περιορισμένες και δεν φαίνεται να υπάρχουν μελέτες στις οποίες οι ιδιότητες των τρισδιάστατα εκτυπωμένων PEEK RPDs να έχουν διερευνηθεί. Είναι άγνωστο πώς οι μηχανικές ιδιότητες των προσθετικών αποκαταστάσεων PEEK που παρασκευάζονται με τρισδιάστατη εκτύπωση σε σύγκριση με τη μηχανική επεξεργασία ή τη χύτευση με έγχυση, αλλά και το πόσο καλά ταιριάζουν στο στόμα του ασθενούς οι προσθετικές αποκαταστάσεις PEEK που παρασκευάζονται με ψηφιακό σχεδιασμό και τρισδιάστατη εκτύπωση. Για κλινική εφαρμογή, θα απαιτηθούν δοκιμές κόπωσης και φθοράς στα εξατομικευμένα RPD από PEEK με χρήση μηχανικών δοκιμών.

Εν κατακλείδι από την παραπάνω βιβλιογραφική ανασκόπηση που έχει γίνει συμπεραίνουμε ότι οι σημαντικότεροι παράγοντες που επηρεάζουν τις μηχανικές ιδιότητες είναι το πάχος στρώματος και το ποσοστό πλήρωσης. Ενώ από έρευνες με άλλα υλικά διαπιστώθηκε ότι εξίσου σπουδαίο ρόλο διαδραματίζει και ο τρόπος τοποθέτησης. Για αυτό το λόγο προχωρήσαμε σε σχεδιασμό του πίνακα πειραμάτων Taguchi ( L9 ) με σκοπό την μελλοντική εκτύπωση των δοκιμών με τις συγκεκριμένες ιδιότητες. Η αλήθεια είναι ότι κάναμε αρκετά σημαντική προετοιμασία, αλλά λόγω κόστους δεν μπορέσαμε να προχωρήσουμε παρακάτω (με μια μικρή έρευνα το κόστος για κάθε δοκίμιο ανερχόταν στα 10 – 15 ευρώ με συνολικό κόστος στα 550 ευρώ). ( βλ. πίνακα 11).

ΔΟΚΙΜΙΑ	Layer thickness	Infill	Τρόπος τοποθέτησης
1 <sup>ο</sup>	0,15	15%	x
2 <sup>ο</sup>	0,15	20%	y
3 <sup>ο</sup>	0,15	25%	z
4 <sup>ο</sup>	0,2	15%	y
5 <sup>ο</sup>	0,2	20%	z
6 <sup>ο</sup>	0,2	25%	x
7 <sup>ο</sup>	0,25	15%	z
8 <sup>ο</sup>	0,25	20%	x
9 <sup>ο</sup>	0,25	25%	y
<b>ΣΥΝΟΛΟ ΠΕΙΡΑΜΑΤΩΝ</b>			<b>27</b>

Πίνακας 11 Σχεδιασμός πειραμάτων με την μέθοδο Taguchi

## Βιβλιογραφία

- Algarni , M. & Ghazali, S., 2021. *Comparative Study of the Sensitivity of PLA, ABS, PEEK, and PETG's Mechanical Properties to FDM Printing Process Parameters*, s.l.: s.n.
- Alharbi, N., Osman, R. B. & Wismeijer, D., 2016. *Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D - Printed Full - Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology*, s.l.: PubMed.
- Ástvaldsdóttir, Á. και συν., 2018. Oral health and dental care of older persons—A systematic map. *Science Direct*, July, p. 15.
- Bozkurt, Y. & Karayel, E., 2021. 3D printing technology; methods, biomedical applications, future opportunities and trends. *ELSEVIER*, 16 July, p. 21.
- CENGAGE, n.d. *encyclopedia.com*. [Ηλεκτρονικό].
- Dawood, A., Marti Marti, B., Sauret - Jackson, V. & Darwood, A., 2015. 3D printing in dentistry. *BRITISH DENTAL JOURNAL*, 11 December, pp. 2-4.
- Gibson, I., Gibson, I., Rosen, D. & Stucker, B., 2015. *Additive Manufacturing Technologies*. Second Edition ed. s.l.:Springer.
- Guillaume, B., 2016. Dental Implants: A review. *Science Direct*, p. 10.
- GUO, F. και συν., 2022. *Evaluation of the mechanical properties and fit of 3D-printed polyetheretherketone removable partial dentures*, s.l.: Dental Materials Journal.
- Holzmann, P., Breitenecker, R. J., Soomro, A. A. & Schwarz, E. J., 2017. User entrepreneur business models in 3D printing. *Scopus*, pp. 2-6.
- Karayel, E. & Bozkurt, Y., 2020. Additive manufacturing method and different welding applications. *ELSEVIER*, 23 August, p. 15.
- KU, K. J., RAO, S. S. & CHEN, L., 2007. *TAGUCHI-AIDED SEARCH METHOD FOR DESIGN OPTIMIZATION OF ENGINEERING SYSTEMS*, s.l.: s.n.
- Kurtz, S. M., 2019. *An Overview of PEEK Biomaterials*, s.l.: PEEK Biomaterials Handbook..
- Najeeb, S., S. Zafar, M., Khurshid, Z. & Siddiqui, F., 2015. *Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics*, s.l.: Elsevier.
- Norman, J., n.d. *historyofinformation*. [Ηλεκτρονικό].
- Osman, R. B., Alharbi, N. & Wismeijer, D., 2017. *Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D - Printed Dental Restoration Using Digital Light - Processing Technology?*, s.l.: The International Journal of Prosthodontics.
- Park, G.-S. και συν., 2019. *Effects of printing parameters on the fit of implant - supported 3D printing resin prosthetics*, s.l.: MDPI.
- Pulipaka, A., Manoj Gide, K., Beheshti, A. & Bagheri, Z. S., 2023. *Effect of 3D printing process parameters on surface and mechanical properties of FFF-printed PEEK*, s.l.: Elsevier.



Quintana, R., Choi, J.-W., Puebla, K. & Wicker, R., 2010. *Effects of build orientation on tensile strength for stereolithography-manufactured ASTM D-638 type I specimens*, s.l.: s.n.

Rae, P., Brown, E. & Orler, E., 2006. *The mechanical properties of poly(ether-ether-ketone) (PEEK) with emphasis on the large compressive strain response*, s.l.: Elsevier.

Shahrubudin, N., Lee, T. & Ramlan, R., 2019. An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials and Applications. *ScienceDirect*, p. 1.

Shahrubudin, N., Lee, T. & Ramlan, R., 2019. An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials and Applications. *Science Direct*, p. 11.

Texas, U. o., n.d. *thetoryoftexas.com*. [Ηλεκτρονικό].

Tian, Y. και συν., 2021. *A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications*, s.l.: WILEY.

Vladislavov Panayotov, I., Orti, V., Cuisinier, F. & Yachouh, J., 2016. *Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications*, s.l.: s.n.

Wohlers, T. & Gornet, T., n.d. *History of Additive Manufacturing*, s.l.: s.n.

Zheng, Y. και συν., 2023. *Polyetheretherketone surface engineered with a degradable hybrid coating*, s.l.: s.n.

Καλτσής, Α., n.d. *Τρισδιάστατη εκτύπωση & στρατιωτικές εφαρμογές*, s.l.: s.n.