



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ & ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

Διπλωματική Εργασία

**Τρισδιάστατη Εκτύπωση στη Βιοϊατρική. Διερεύνηση Κατασκευής
Ισχίου και Εφαρμογών με Βιοϋλικά.**



**Φοιτητής: Θαλασσινός Διονύσιος
ΑΜ: 43981**

Επιβλέπων Καθηγητής

**Καλκάνης Κωνσταντίνος
Επίκουρος Καθηγητής**

ΑΘΗΝΑ-ΑΙΓΑΛΕΩ, ΟΚΤΩΒΡΙΟΣ 2021



UNIVERSITY OF WEST ATTICA
FACULTY OF ENGINEERING
DEPARTMENT OF ELECTRICAL & ELECTRONICS ENGINEERING

Diploma Thesis

3D Printing in Biomedicine. Investigation of Hip Fabrication and Applications with Biomaterials



Student: Thalassinos Dionysios
Registration Number: 43981

Supervisor

Kalkanis Konstantinos
Assistant Professor

ATHENS-EGALEO, OCTOBER 2021

Η Διπλωματική Εργασία έγινε αποδεκτή και βαθμολογήθηκε από την εξής τριμελή επιτροπή:

(Όνοματεπώνυμο), (βαθμίδα)	(Όνοματεπώνυμο), (βαθμίδα)	(Όνοματεπώνυμο), (βαθμίδα)
(Υπογραφή)	(Υπογραφή)	(Υπογραφή)

Copyright © Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

**ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ και Θαλασσινός Διονύσιος,
Οκτώβριος, 2021**

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα. Ερωτήματα που αφορούν τη χρήση της εργασίας για κερδοσκοπικό σκοπό πρέπει να απευθύνονται προς τους συγγραφείς.

Οι απόψεις και τα συμπεράσματα που περιέχονται σε αυτό το έγγραφο εκφράζουν τον/την συγγραφέα του και δεν πρέπει να ερμηνευθεί ότι αντιπροσωπεύουν τις θέσεις του επιβλέποντος, της επιτροπής εξέτασης ή τις επίσημες θέσεις του Τμήματος και του Ιδρύματος.

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο/η κάτωθι υπογεγραμμένος/η Θαλασσινός Διονύσιος του Νικολάου, με αριθμό μητρώου 43981 φοιτητής του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ του Τμήματος ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ,

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 διπλώματός μου.

Επιθυμώ την απαγόρευση πρόσβασης στο πλήρες κείμενο της εργασίας μου μέχρι και έπειτα από αίτησή μου στη Βιβλιοθήκη και έγκριση του επιβλέποντος καθηγητή.»

Ο Δηλών

Θαλασσινός Διονύσιος

(Υπογραφή φοιτητή)

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Αισθάνομαι την ανάγκη και την υποχρέωση να ευχαριστήσω θερμά όλους εκείνους που με βοήθησαν και που μου συμπαραστάθηκαν άμεσα ή έμμεσα στην παρούσα μελέτη. Ιδιαίτερα θέλω να ευχαριστήσω τον καθηγητή μου και επιβλέποντα της εργασίας μου, κύριο Κωνσταντίνο Καλκάνη, ο οποίος με βοήθησε να προσανατολιστώ στην επιλογή αυτού του ιδιαίτερος ενδιαφέροντος θέματος. Τον ευχαριστώ επίσης για την πολύτιμη πνευματική βοήθεια και την καθοδήγησή του κατά τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της εργασίας και κυρίως για τη συνεχή ενθάρρυνση και το ειλικρινές ενδιαφέρον του.

Ευχαριστώ επίσης τα άλλα δύο μέλη της τριμελούς επιτροπής, τον καθηγητή κύριο Σταύρο Καμινάρη και τον καθηγητή κύριο Κωνσταντίνο Ψωμόπουλο. Επίσης, ευχαριστώ θερμά τον κύριο Αθανάσιο Μπαταγιάννη, Φυσικό, Dr. Φυσικής, ιδρυτή της εταιρείας *3Ψ Ltd.*, χωρίς την πολύτιμη βοήθεια του οποίου δεν θα υπήρχε η δυνατότητα 3D εκτύπωσης ισχίου που ήταν και ο τελικός στόχος της εργασίας. Τέλος, ευχαριστώ την μητέρα μου, Ζωή Παπαδημητρίου, για τη φιλολογική επιμέλεια του κειμένου μου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η τρισδιάστατη εκτύπωση είναι μια τεχνολογία κατασκευής πρόσθετων (Additive Manufacturing – AM) που έκανε την εμφάνισή της την δεκαετία του '80 από τον Chuck Hull. Στις AM τεχνολογίες τα τρισδιάστατα ψηφιακά μοντέλα μετατρέπονται σε φυσικά αντικείμενα. Οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές ακολουθούν διαδικασίες, ανάλογα με τις ανάγκες του κατασκευαστή καθώς και με τα υλικά που επιθυμεί να χρησιμοποιήσει. Διαδικασίες, όπως η σύντηξη σκόνης και εκτόξευση υλικού, ο φωτοπολυμερισμός, η σύντηξη σκόνης πάνω σε στρώμα, η συγκόλληση φύλλων, είναι από τις πιο συνηθισμένες. Η ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας και η εξέλιξη της ιατρικής επιστήμης μας επέτρεψε να κατασκευάσουμε τρισδιάστατα εκτυπωμένα ανατομικά μοντέλα, προσφέροντας εξατομικευμένες λύσεις σε προβλήματα ασθενών.

Η εργασία αναφέρεται σε εφαρμογές της τρισδιάστατης εκτύπωσης στον τομέα της Ορθοπαιδικής χειρουργικής, και συγκεκριμένα στην αντικατάσταση ισχίου. Θεωρήθηκε όμως απαραίτητο αρχικά να γίνει αναφορά στην Βιοϊατρική Τεχνολογία, καθώς και στην εξέλιξη των βιοϋλικών. Στη συνέχεια, κρίθηκε σκόπιμο να παρουσιαστούν οι τεχνολογίες και οι μέθοδοι της τρισδιάστατης εκτύπωσης, ώστε να καταλήξουμε στο επόμενο κεφάλαιο στις προσφορότερες τεχνολογίες εκτύπωσης με χρήση βιοϋλικών μέχρι σήμερα. Τέλος, παρουσιάζεται στην εργασία η διαδικασία κατασκευής ομοιώματος ισχίου με FDM εκτυπωτή και υλικά που είχαμε στη διάθεσή μας, ώστε να καταλήξουμε σε συμπεράσματα που αφορούν στην αναγκαιότητα σύνδεσης της τρισδιάστατης εκτύπωσης με την ιατρική.

ΛΕΞΕΙΣ – ΚΛΕΙΔΙΑ

Τρισδιάστατη, εκτύπωση, βιοϊατρική, βιοϋλικά, ισχίο, τεχνολογία

ABSTRACT

3D printing is an Additive Manufacturing (AM) technology that was introduced in the 1980s by Chuck Hull. In IT technologies, 3D digital models are transformed into physical objects. 3D printers follow procedures, depending on the needs of the manufacturer as well as the materials he wishes to use. Processes such as powder fusion and material spraying, photopolymerization, powder fusion on a mattress, sheet gluing are among the most common. The rapid development of technology and the evolution of medical science have allowed us to build 3D printed anatomical models, offering personalized solutions to patient problems.

This thesis refers to applications of 3D printing in the field of Orthopedic surgery, and specifically in hip replacement. Firstly, it would be necessary to refer to Biomedical Technology, as well as to the evolution of biomaterials. Next, it was deemed appropriate to present the technologies and methods of 3D printing, in order to arrive at the next chapter on the most suitable printing technologies using biomaterials to date. Finally, the work presents the process of making a hip model with an FDM printer and materials that we had at our disposal, in order to reach conclusions regarding the need to connect 3D printing with medicine.

KEYWORDS

Three-dimensional, printing, biomedicine, biomaterials, hip, technology

Περιεχόμενα

Κατάλογος Πινάκων.....	10
Κατάλογος Εικόνων	10
Αλφαβητάριο Ευρετήριο.....	15
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	17
Αντικείμενο της διπλωματικής εργασίας	17
Σκοπός και στόχοι.....	17
Μεθοδολογία	17
Καινοτομία	17
Δομή.....	18
1 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο : Βιοϊατρική τεχνολογία	19
1.1. Ιστο-μηχανική.....	20
1.2. Εμβιο-μηχανική.....	22
1.3. Ανάλυση εικόνας.....	24
1.4. Βιορευστομηχανική.....	24
1.5. Βιολογικές μετρήσεις.....	24
1.6. Φαρμακευτική μηχανική.....	24
1.7. Βιοϋλικά	25
2 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο : Βιοϋλικά	26
2.1. Ιστορική αναδρομή.....	26
2.2. Σημασία των βιοϋλικών	27
2.3. Κατηγορίες και τύποι βιοϋλικών.....	27
2.4. Βιολογικά υλικά ή βιοϋλικά.....	27
2.5. Βιοσυμβατότητα	28
2.6. Κατηγορίες βιοϋλικών	29
2.6.1. Μεταλλικά βιοϋλικά	29
2.6.2. Πολυμερή	30
2.6.3. Κεραμικά βιοϋλικά	30
2.6.4. Σύνθετα βιοϋλικά.....	31
2.7. Εφαρμογές βιοϋλικών.....	32
2.8. Εξέλιξη των βιοϋλικών.....	33
2.9. Βιολογικά υλικά με βάση το κολλαγόνο.....	34
3 ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο : Τρισδιάστατοι εκτυπωτές.....	37
3.1. Εισαγωγή.....	37
3.2. Μαθηματικό υπόβαθρο	39
3.3. Τεχνολογίες	41
3.3.1. Συνδετική με Πίεση Ακροφυσίου (Binder Jetting - BJ)	42
3.3.2. Κατευθυνόμενη Εναπόθεση Ενέργειας (Direct Energy Deposition - DED)	43
3.3.2.1. Απόθεση Μετάλλου Βασισμένη σε Λείζερ (LaserBased Metal Deposition - LBMD)	43
3.3.2.2. Απόθεση Μετάλλου Βασισμένη σε Δέσμη Ηλεκτρονίων (Electron Beam Based Metal Deposition - EBBMD ή Electron Beam Additive Manufacturing - EBAM)	44

3.3.2.3.	Laser Engineering Net Shape - LENS	45
3.3.3.	Φωτοπολυμερισμός Δεξαμενής (Vat Photopolymerisation)	45
3.3.3.1.	Στερεολιθογραφία (Stereolithography - SLA)	46
3.3.3.2.	Ψηφιακή Επεξεργασία Φωτός (Digital Light Processing - DLP)	47
3.3.3.3.	Συνεχής Ψηφιακή Επεξεργασία Φωτός (Continuous Digital Light Processing – CDLP)	48
3.3.4.	Εξώθηση Υλικού (Material Extrusion - ME).....	48
3.3.4.1.	Μοντελοποίηση Εναπόθεσης Τηγμένου Υλικού (Fused Deposition Modeling - FDM).....	49
3.3.5.	Υλικά με Πίεση (Material Jetting - MJ).....	50
3.3.5.1.	Εκτόξευση Φωτοπολυμερούς (Photopolymer Jetting - PJ).....	51
3.3.5.2.	Νανοδοματίδια με Πίεση Ακροφυσίου (NanoParticle Jetting - NPJ).....	52
3.3.5.3.	Εκτύπωση με Φυσαλίδες (Drop On Demand - DOD).....	52
3.3.6.	Σύντηξη Στρώματος Σκόνης (Powder Bed Fusion - PBF).....	53
3.3.6.1.	Multi Jet Fusion - MJF.....	53
3.3.6.2.	Επιλεκτική Σύντηξη με την Χρήση Ακτίνων Λείζερ (Selective Laser Sintering - SLS).....	54
3.3.6.3.	Άμεση Μεταλλική Σύντηξη με Λείζερ (Direct Metal Laser Sintering - DMLS ή Selective Laser Melting - SLM).....	55
3.3.6.4.	Λιώσιμο με Δέσμη Ηλεκτρονίων (Electron Beam Melting - EBM).....	57
3.3.7.	Συγκόλληση Φύλλων (Sheet Lamination).....	58
3.3.7.1.	Παραγωγή Αντικειμένων με Συγκόλληση (Laminated Object Manufacturing - LOM).....	59
3.3.7.2.	Προσθετική Μέθοδος Παραγωγής με Υπερήχους (Ultrasonic Additive Manufacturing - UAM).....	60
4	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο : Τρισδιάστατη εκτύπωση για εφαρμογές εμφυτεύματος ισχίου	62
4.1	Binder Jetting/Direct 3D Printing για αντικατάσταση ισχίου	63
4.1.1.	Bioplotter για Αντικατάσταση Ισχίου	64
4.2.	Fused Deposition Modeling (FDM) για αντικατάσταση ισχίου.....	66
4.3.	Selective Laser Sintering (SLS) για αντικατάσταση ισχίου.....	67
4.4.	Stereolithography (SLA) για αντικατάσταση ισχίου.....	68
5	ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο : Εφαρμογή – Κατασκευή ισχίου από πολυγαλακτικό οξύ (PLA) με 3D εκτύπωση	71
6	Συμπεράσματα	75
	Βιβλιογραφία – Αναφορές - Διαδικτυακές Πηγές	77

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 1.1 Αντιστοιχία Επιστημονικών Κλάδων με τους τομείς της Βιοϊατρικής (<https://ocw.aoc.ntua.gr/modules/document/file.php/MECH114/%CE%A3%CE%B7%CE%BC%CE%B5%CE%B9%CF%8E%CF%83%CE%B5%CE%B9%CF%82/1o.pdf>) [12]

Πίνακας 2.1 Μερικές από τις εφαρμογές των πολυμερών στην ιατρική. (<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>) [13]

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1 Διαδικασία Κατασκευής Ιστού (<https://ocw.aoc.ntua.gr/modules/document/file.php/MECH114/%CE%A3%CE%B7%CE%BC%CE%B5%CE%B9%CF%8E%CF%83%CE%B5%CE%B9%CF%82/1o.pdf>) [22]

Εικόνα 1.2 Αδιαφοροποίητα κύτταρα (βλαστοκύτταρα) (<https://www.canstockphoto.co.kr/%EC%84%B8%ED%8F%AC-%EC%A4%84%EA%B8%B0-17796769.html>) [23]

Εικόνα 1.3 Παραδείγματα διαφορετικών κριωμάτων που χρησιμοποιούνται στη μηχανική ιστού (<http://ikee.lib.auth.gr/record/135371/files/GRI-2014-13357.pdf>) [22]

Εικόνα 1.4 Βιο-αντιδραστήρας (https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Real_life_bioreactor.png) [22]

Εικόνα 1.5 Κλάδοι της Εμβιομηχανικής (<https://ocw.aoc.ntua.gr/modules/document/file.php/MECH114/%CE%A3%CE%B7%CE%BC%CE%B5%CE%B9%CF%8E%CF%83%CE%B5%CE%B9%CF%82/1o.pdf>) [22]

Εικόνα 2.1 Ορθοδοντικά σύρματα ανοξειδωτου χάλυβα για τη μετακίνηση των δοντιών (<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>) [22]

Εικόνα 2.2 Ενδαγγειακή πρόθεση (stent) από ανοξειδωτο (<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>) [22]

Εικόνα 2.3 Ολική αρθροπλαστική ισχίου χάλυβα
(<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>)
..... [22]

Εικόνα 2.4 Ολοκεραμική γέφυρα τριών τεμαχίων (κεραμικό κατασκευής: αλουμίνα)
(<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>)
..... [22]

Εικόνα 2.5 Εφαρμογή αλούμινας στην αρθροπλαστική ισχίου
(<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>)
..... [22]

Εικόνα 2.6 Βηματοδότης τοποθετημένος στη καρδιά
(<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>)
..... [22]

Εικόνα 2.7 Ενδοφθάλμιο φακός
(<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>)
..... [22]

Εικόνα 2.8 Βιοαπορροφούμενο πλέγμα PET σε κοιλιοκήλη και Ανάπτυξη ιστού γύρω από το πλέγμα
(<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>)
..... [22]

Εικόνα 2.9 Τοποθέτηση ενθεμάτων ζυγωματικού και γενείου
(<https://repository.kallipos.gr/pdfviewer/web/viewer.html?file=/bitstream/11419/3635/5/%ce%92%ce%b9%ce%bf%cf%8b%ce%bb%ce%b9%ce%ba%ce%ac-%ce%95%cf%86%ce%b1%cf%81%ce%bc%ce%bf%ce%b3%ce%ad%cf%82.pdf>)
..... [22]

Εικόνα 2.10 Τεχνητό δέρμα
(<https://ocw.aoc.ntua.gr/modules/document/file.php/MECH114/%CE%A3%CE%B7>)

%CE%BC%CE%B5%CE%B9%CF%8E%CF%83%CE%B5%CE%B9%CF%82/1o.pdf) [22]

Εικόνα 2.11 Οι 3 πολυπεπτιδικές έλικες που σχηματίζουν τη τριπλή έλικα του κολλαγόνου

(<https://dspace.lib.ntua.gr/xmlui/bitstream/handle/123456789/42567/%ce%94%ce%b9%cf%80%ce%bb%cf%89%ce%bc%ce%b1%cf%84%ce%b9%ce%ba%ce%ae%20%ce%93%cf%81%ce%b7%ce%b3%ce%bf%cf%81%ce%b7%cf%82%20%ce%a3%cf%84%ce%b5%cf%81%ce%b9%cf%8e%cf%84%ce%b7%cf%82.pdf?sequence=1&isAllowed=y>) [22]

Εικόνα 2.12 Σκίτσο της δομής τεσσάρων επιπέδων μιας ίνας κολλαγόνου (https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/adfm.201804943?saml_referrer) [22]

Εικόνα 3.1 Chuck Hull (<https://dias.library.tuc.gr/view/manf/68131>) [22]

Εικόνα 3.2 Εκτύπωση οργάνων και ιστών (<https://gr.pinterest.com/pin/361273201333115168/>) [22]

Εικόνα 3.3 Το αυτοκίνητο Urbee (<https://3dprint.com/124086/3d-printed-urbee-2-car/>) [22]

Εικόνα 3.4 Το πρώτο 3DP αεροπλανάκι (<https://www.engineering.com/story/infographic-the-history-of-3d-printing>) [22]

Εικόνα 3.5 Τρισδιάστατη τυπωμένη προσθετική σιαγόνα (<https://www.engineering.com/story/infographic-the-history-of-3d-printing>) [22]

Εικόνα 3.6 Τρισδιάστατη τυπωμένη καρδιά (<https://www.advancedsciencenews.com/3d-printed-heart-with-patients-own-cells/>) [22]

Εικόνα 3.7 Γεωμετρική απεικόνιση του διπλού ολοκληρώματος (Τσίτσας Λ., Μαθήματα Γενικών Μαθηματικών Τόμος ΙΙ) [22]

Εικόνα 3.8 Η αφαιρετική μέθοδος παραγωγής (<https://dias.library.tuc.gr/view/manf/68131>) [22]

Εικόνα 3.9 Η προσθετική μέθοδος παραγωγής (<https://dias.library.tuc.gr/view/manf/68131>) [22]

Εικόνα 3.10 Binder Jetting (<http://tylerbernardin.com/portfolio-items/3d-printer/>) [22]

Εικόνα 3.11 Directed Energy Deposition με τεχνολογία LBMD (<https://engineeringproductdesign.com/knowledge-base/direct-energy-deposition/>) [22]

Εικόνα 3.12 Directed Energy Deposition με τεχνολογία EBAM (<https://www.sciaky.com/additive-manufacturing/wire-vs-powder>) [22]

Εικόνα 3.13 Directed Energy Deposition με τεχνολογία LENS (<https://docplayer.gr/48894528-Meleti-kataskeyastikon-dynatotiton-tehnologion-additive-manufacturing-stin-paragogi-mi-epandromenon-aeroskafon.html>) [22]

Εικόνα 3.14 Vat Photopolymerisation με τεχνολογία SLA (classic) (<https://www.additive.blog/knowledge-base/3d-printers/sla-stereolithography-dlp-cdlp-clip/>) [22]

Εικόνα 3.15 Vat Photopolymerisation με τεχνολογία SLA (reversed printing direction) (<https://www.additive.blog/knowledge-base/3d-printers/sla-stereolithography-dlp-cdlp-clip/>) [22]

Εικόνα 3.16 Vat Photopolymerisation με τεχνολογία DLP (https://aalto.fi/bitstream/handle/123456789/47206/master_Mousapour_Mehrdad_2020.pdf?sequence=1&isAllowed=y) [22]

Εικόνα 3.17 Vat Photopolymerisation με τεχνολογία CDLP/CLIP (https://www.researchgate.net/figure/Components-of-a-typical-CDLP-CLIP-machine-1-printed-part-2-liquid-resin-3-building_fig1_349378553) [22]

Εικόνα 3.18 Material Extrusion με τεχνολογία FDM (<https://dias.library.tuc.gr/view/manf/68131>) [22]

Εικόνα 3.19 Material Jetting (https://www.researchgate.net/figure/Schematic-representation-of-the-material-jetting-process_fig3_325876280) [22]

Εικόνα 3.20 Material Jetting με τεχνολογία PJ (<https://www.3m3drobotics.com/photopolymer-jetting-pj/>) [22]

Εικόνα 3.21 Material Jetting με τεχνολογία NPJ (<https://dias.library.tuc.gr/view/manf/68131>) [22]

Εικόνα 3.22 Material Jetting με τεχνολογία DOD (<https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/on-demand-printing>) [22]

Εικόνα 3.23 Powder Bed Fusion με τεχνολογία MJF (<https://www.3printr.com/hewlett-packard-introduces-multi-jet-fusion-3d-printing-technologie-5222136/>) [22]

Εικόνα 3.24 Powder Bed Fusion με τεχνολογία SLS (<https://eoutlet.shopsfashion2021.com/content?c=selective%20laser%20sintering&id=13>) [22]

Εικόνα 3.25 Powder Bed Fusion με τεχνολογία DMLS/SLM (<https://www.3m3drobotics.com/direct-metal-laser-sinteringdmls/>) [22]

Εικόνα 3.26 Powder Bed Fusion με τεχνολογία EBM (<https://gr.pinterest.com/pin/318489004878065755/>) [22]

Εικόνα 3.27 Sheet Lamination με τεχνολογία LOM (<https://3d-printing-expert.com/different-types-of-3d-printing-for-3d-printers/>) [22]

Εικόνα 3.28 Sheet Lamination με τεχνολογία UAM (<https://3dprintingindustry.com/news/fabrisonic-deploys-uam-technology-in-nasa-study-to-3d-print-corrosion-resistant-cladding-176392/>) [22]

Εικόνα 4.1 Η ανατομία του ισχίου (<https://www.howtorelief.com/hip-joint-anatomy/>) [22]

Εικόνα 4.2 Σχηματισμός κριώματος που διευκολύνεται από τρισδιάστατα εκτυπωμένα αλγινικά υδρογέλα μικροσταγονίδια με διαφορετικές γεωμετρίες (κύβος (A), τετράγωνο πλαίσιο (B) και πυραμίδα (C)). Η κλίμακα τους για το καθένα είναι 1 mm. Το μπλε, το πράσινο, το κίτρινο, το γκρι και το κόκκινο αντιπροσωπεύουν το πρώτο, το δεύτερο, το τρίτο, το τέταρτο και το πέμπτο στρώμα βιοεκτυπωμένων αλγινικών μικροσταγονιδίων, αντίστοιχα (<https://www.mdpi.com/2073-4360/12/11/2682/htm>) [22]

Εικόνα 4.3 Σχηματική ρύθμιση του εκτυπωτή Bioplotter (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4597933/>) [22]

Εικόνα 4.4 (a) τρισδιάστατη αναπαράσταση και εικόνες των τρισδιάστατων γεωμετριών που εκτυπώνονται χρησιμοποιώντας τη διαδικασία FDM. (b) τρισδιάστατη εκτύπωση κοτύλης μέσω μοντέλου συντηγμένης εναπόθεσης (FDM) με πολυμερές ακρυλονιτριλίου βουταδιενίου στυρολίου (ABS) (<https://www.mdpi.com/2073-4360/12/11/2682/htm>) [22]

Εικόνα 4.5 (i) (a) Σχηματικό διάγραμμα μοντέλου σκαλωσιάς PHBV (διαμετρική όψη), (b) μοντέλο σκαλωσιάς (Πλάγια όψη), (c) μοντέλα κριωμάτων από Επιλεκτική Σύνθεση με Laser (SLS): (A) PHBV, (B) CaP/PHBV, (C) PLLA, (D) CHAp/PLLA. (d) MicroCT εικόνα κριώματος CaP/PHBV (ii) Τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο της λεκάνης ενός ασθενούς που χρησιμοποιείται για την παροχή οπτικής και ακουστικής βοήθειας στον χειρουργό (<https://www.mdpi.com/2073-4360/12/11/2682/htm>) [22]

Εικόνα 4.6 (i) (A) Προτεινόμενο τρισδιάστατο μοντέλο, (B) μακροσκοπική όψη σκαλωσιών που έχουν τυπωθεί σε SLA και περιέχουν μόνο PTMC και PTMC με δύο

διαφορετικές αναλογίες HA αντίστοιχα και (C) αντιπροσωπευτικές εικόνες SEM των κριωμάτων που εκτυπώνονται με SLA. (ii) Μια γρήγορη δημιουργία πρωτοτύπου ξεκινώντας από εικόνες MR, δημιουργείται το τριγωνικό πλέγμα. (A) Η εικόνα MR. (B) SLA αναδόμηση της άρθρωσης του ισχίου (<https://www.mdpi.com/2073-4360/12/11/2682/htm>) [22]

Εικόνα 1 Φωτογραφία του συγγραφέα

Εικόνα 2 Φωτογραφία του συγγραφέα

Εικόνα 3 Φωτογραφία του συγγραφέα

Εικόνα 4 Φωτογραφία του συγγραφέα

Εικόνα 5 Φωτογραφία του συγγραφέα

Εικόνα 6 Φωτογραφία του συγγραφέα

Εικόνα 7 Φωτογραφία του συγγραφέα

Εικόνα 8 Φωτογραφία του συγγραφέα

Εικόνα 9 Φωτογραφία του συγγραφέα

Εικόνα 10 Φωτογραφία του συγγραφέα

Αλφαβητικό Ευρετήριο

AM: Additive Manufacturing

CAD: Computer-Aided Design

ASTM: American Society for Testing and Material

ECM/dECM: Extracellular Matrix/Decellularized Extracellular Matrix

BJ: Binder Jetting

DED: Directed Energy Deposition

LBMD: LaserBased Metal Deposition

Nd:YAG: Neodymium-doped Yttrium Aluminum Garnet

EBBMD: Electron Beam Based Metal Deposition

EBAM: Electron Beam Additive Manufacturing

LENS: Laser Engineering Net Shape

SLA: Stereolithography

DLP: Digital Light Processing

CDLP/CLIP: Continuous Digital Light Processing/Continuous Liquid Interface Production

ME: Material Extrusion

FDM/FFF/FLM/CFF: Fused Deposition Modeling/Fused Filament Fabrication/ Fused Layer Modeling/Manufacturing/Composite Filament Fabrication

MJ: Material Jetting

PJ: Photopolymer Jetting

NPJ: NanoParticle Jetting

DOD: Drop On Demand

CIJ: Continuous Inkjet

PBF: Powder Bed Fusion

MJF: Multi Jet Fusion

SLS: Selective Laser Sintering

DMLS/SLM: Direct Metal Laser Sintering/Selective Laser Melting

EBM: Electron Beam Melting

LOM: Laminated Object Manufacturing

UAM/UC: Ultrasonic Additive Manufacturing/Ultrasonic Consolidation

CNC: Computerized Numerical Control

HA: Hydroxyapatite

PLA: Polylactic Acid

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα τελευταία χρόνια έχει σημειωθεί μεγάλη πρόοδος στις ιατρικές τεχνολογίες, με την τρισδιάστατη εκτύπωση (3D Printing) να αποτελεί πλέον μέρος της χειρουργικής πρακτικής. Η 3D εκτύπωση εφαρμόζεται κυρίως σε χειρουργικές ειδικότητες, όπου οι τρισδιάστατες κατασκευές μπορούν να αντικαταστήσουν τους κατεστραμμένους ή νοσούντες ιστούς, καθώς προσφέρουν τη δυνατότητα κατασκευής περίπλοκων ιστών με την εναπόθεση διαφόρων βιο-μελανιών, έτσι ώστε η μορφή και το περιεχόμενο μιας κατασκευής να μπορούν να προσαρμοστούν στον ιστό που πρόκειται να επισκευαστεί.

Αντικείμενο της διπλωματικής εργασίας

Η ορθοπαιδική βρίσκεται ανάμεσα στις χειρουργικές ειδικότητες που χρησιμοποιούν 3D κατασκευές, οι οποίες προσφέρουν λύση σε χειρουργικές επεμβάσεις τραυμάτων με σημαντική οστική απώλεια, οστικές παραμορφώσεις, αντικατάσταση οστών κ.ά. Μία από τις εφαρμογές που γνωρίζει ραγδαία πρόοδο τις τελευταίες δεκαετίες είναι η αντικατάσταση ισχίου, που αποτελεί και το αντικείμενο αυτής της εργασίας. Η ζήτηση για βιολογικές λύσεις στη χειρουργική θεραπεία του ισχίου και η συνεχής πρόοδος που παρατηρείται στον τομέα αυτό αποτέλεσαν και το έναυσμα αυτής της εργασίας.

Σκοπός και στόχοι

Σκοπός της εργασίας αυτής, εκτός από στοιχεία της διαδικασίας κατασκευής ενός ομοιώματος ισχίου, είναι να παρουσιάσει τις δυνατότητες των τρισδιάστατων εκτυπωτών για τη δημιουργία τρισδιάστατων κατασκευών με βιοϋλικά. Στόχοι επίσης αυτής της εργασίας είναι να αναδείξει τη σημασία και τις προόδους της βιοϊατρικής, τα χαρακτηριστικά και οι εφαρμογές των βιοϋλικών γενικά αλλά και ειδικότερα για την κατασκευή ισχίου, η εξέλιξη της 3D εκτύπωσης και οι τεχνικές των 3D εκτυπωτών.

Μεθοδολογία

Αυτή η εργασία είναι αποτέλεσμα μελέτης πανεπιστημιακών σημειώσεων και επιστημονικών βιβλίων σχετικών με την εξέλιξη και τους τομείς της βιοϊατρικής τεχνολογίας και των βιοϋλικών. Με βάση αυτές τις πηγές αλλά και με τη μελέτη άρθρων σχετικά με τους 3D εκτυπωτές, διερευνήσαμε τη δυνατότητα κατασκευής ισχίου με 3D εκτυπωτές, την οποία και παρουσιάζουμε.

Καινοτομία

Διερεύνηση της δυνατότητας κατασκευής ισχίου μέσω της 3D εκτύπωσης με χρήση βιοϋλικών.

Δομή

Η εργασία δομείται σε πέντε κεφάλαια:

Στο πρώτο κεφάλαιο δίνονται γενικές πληροφορίες για τη Βιοϊατρική Τεχνολογία και παρουσιάζονται συνοπτικά οι επιμέρους τομείς της, όπως είναι η ιστομηχανική, η εμβιομηχανική, η φαρμακευτική μηχανική, η ιατρική ανάλυση εικόνας, η βιορευστομηχανική.

Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται η παρουσίαση των βιοϋλικών, οι τύποι και οι κατηγορίες τους, καθώς και οι εφαρμογές τους στην αναγεννητική βιοϊατρική. Ειδική αναφορά γίνεται στο κολλαγόνο, βασικό συστατικό των βιοϋλικών για αναγέννηση ιστών και αντικατάσταση οργάνων.

Στο τρίτο κεφάλαιο παρουσιάζεται η εξέλιξη της 3D εκτύπωσης, καθώς επίσης και οι τεχνικές που χρησιμοποιούν οι 3D εκτυπωτές μέχρι σήμερα, τεχνικές που διαφέρουν μεταξύ τους ως προς τον τρόπο λειτουργίας τους, την ακρίβεια, τον χρόνο κατασκευής, το κόστος κ.ά.

Στο τέταρτο κεφάλαιο αναφέρονται οι εφαρμογές της 3D εκτύπωσης στην αντικατάσταση ισχίου, καθώς θεωρείται εξαιρετικά αποτελεσματική τεχνική κατασκευής οργάνων ή ιστών. Παρουσιάζονται επίσης οι διαφορετικοί τύποι εκτύπωσης, κατάλληλοι για την κατασκευή ισχίου, όπως είναι η συνδυαστική με πίεση ακροφυσίου (Binder Jetting), η βιοεκτύπωση (Bioplotter), η μοντελοποίηση εναπόθεσης τηγμένου υλικού (FDM), η επιλεκτική σύντηξη με την χρήση ακτίνων λέιζερ (SLS) και η στερεολιθογραφία (SLA).

Στο πέμπτο κεφάλαιο περιγράφεται η διαδικασία κατασκευής ισχίου με PLA μέσω FDM τεχνολογίας εκτυπωτή.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1^ο : Βιοϊατρική τεχνολογία

Η βιοϊατρική τεχνολογία (biotechnological engineering/bioengineering) ορίζεται ως η επιστήμη η οποία εφαρμόζει αρχές και μεθόδους της μηχανικής, των θετικών επιστημών (φυσικής, χημείας, μαθηματικών) και της τεχνολογίας εν γένει στη Βιολογία και την Ιατρική. Αποτελεί ένα ευρύ πεδίο για την εφαρμογή των αρχών της μηχανικής και της προηγμένης τεχνολογίας, με σκοπό την επίλυση προβλημάτων της ιατρικής και της Βιοεπιστήμης γενικότερα.

Σκοπός της βιοϊατρικής τεχνολογίας είναι να βοηθήσει στην κατανόηση των βασικών αρχών λειτουργίας των βιολογικών συστημάτων και στην ανάπτυξη αποδοτικών τεχνολογιών, βασισμένων στην βιολογία, για να καλύψει κοινωνικές ανάγκες. Οι ανάγκες αυτές μπορεί να αφορούν τους τομείς της διάγνωσης, πρόληψης και θεραπείας ασθενειών, την ανάπτυξη νέων υλικών, συσκευών και διαδικασιών, ακόμα και την αντιμετώπιση ευρύτερων περιβαλλοντικών προβλημάτων.

Τη βιοϊατρική τεχνολογία τη διακρίνουμε στους δύο παρακάτω επιστημονικούς κλάδους:

- Βιοϊατρική Μηχανική (Biomedical Engineering)
- Βιολογική Μηχανική (Biological Engineering)

Αν και δεν είναι εύκολη η διαφοροποίηση ανάμεσα στους δύο κλάδους, μπορούμε γενικά να πούμε ότι η βιοϊατρική μηχανική έχει ως επίκεντρο την ιατρική και εφαρμόζει γνώσεις από τη βιολογία και άλλες επιστήμες για την επίλυση ιατρικών προβλημάτων. Από την άλλη πλευρά, η βιολογική μηχανική εστιάζει κυρίως σε προβλήματα και ερωτήματα που ανακύπτουν μέσα από την ανάπτυξη της ίδιας της επιστήμης της βιολογίας και σκοπό έχει την εύρεση νέας γνώσης, είτε αυτή βρίσκει εφαρμογή στην ιατρική, είτε όχι.

Για τις ανάγκες της εργασίας μας, θα εστιάσουμε κυρίως στον κλάδο της βιοϊατρικής μηχανικής που τοποθετεί στο κέντρο του την ιατρική. Με τις μεθόδους και τις διαδικασίες που χρησιμοποιεί, σκοπό έχει την επίλυση προβλημάτων της ιατρικής, τη βελτίωση της ποιότητας ζωής των ανθρώπων και την ανάπτυξη τεχνητών οργάνων, τα οποία θα μπορούν να αντικαταστήσουν όργανα που έχουν υποστεί βλάβη.

Η βιοϊατρική μηχανική χωρίζεται σε επιμέρους τομείς, όπως δείχνει και ο παρακάτω πίνακας, οι οποίοι εμπίπτουν στα ενδιαφέροντα διαφόρων επιστημόνων και μηχανικών, χωρίς όμως να θεωρείται δεσμευτική αυτή η διάκριση. Παρακάτω θα αναπτυχθεί ο κάθε τομέας της βιοϊατρικής ξεχωριστά.

Πίνακας 1.1: Αντιστοιχία Επιστημονικών Κλάδων με τους τομείς της Βιοϊατρικής

Τομέας Κλάδοι Επιστημόνων	Ιστο- μηχανική	Εμβιομηχα- νική	Βιο-ρευστο- μηχανική	Ανάλυ- ση Εικόνας	Βιολογικές Μετρήσεις	Φαρμα- κευτική Μηχανι- κή	Βιοϋλικά
Μηχαν. Μηχανικός	X	X	X	X	X		
Ηλεκτρολ. Μηχανικός, Φυσικός, Χημικός			X	X	X		
Χημ. Μηχανικός					X	X	X

1.1. Ιστο-μηχανική

Ο τομέας αυτός, ενώ αρχικά αποτελούσε μια υποκατηγορία των βιοϋλικών, αναπτύχθηκε ως ανεξάρτητος τομέας, λόγω της μεγάλης του συμβολής στον τομέα της ιατρικής, αφού τελικός σκοπός της ιστομηχανικής είναι να κατασκευαστεί βιολογικός ιστός για την αντικατάσταση αρχικών κατεστραμμένων ιστών. Η ιστομηχανική αφορά την κατασκευή ιστών με τεχνικό τρόπο έξω από το σώμα (in vitro) και στη συνέχεια εμφύτευση αυτών στο σώμα (in vivo) του ασθενούς. Αξίζει να διευκρινίσουμε ότι ο τομέας της ιστομηχανικής δεν αφορά την κατασκευή τεχνητών μελών ή γενικά υποκατάστατων του ανθρωπίνου σώματος που δεν παράγονται από βιολογικά υλικά.

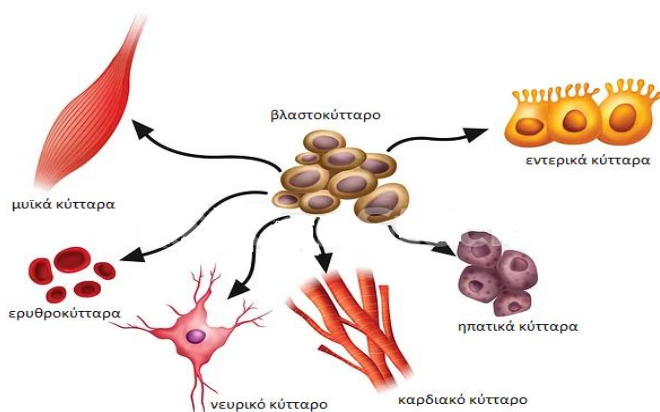


Εικόνα 1.1: Διαδικασία Κατασκευής Ιστού

Για να επιτευχθεί η κατασκευή βιολογικού ιστού σε συνθήκες εργαστηρίου, απαιτείται η συνεργασία τεσσάρων βασικών παραγόντων.

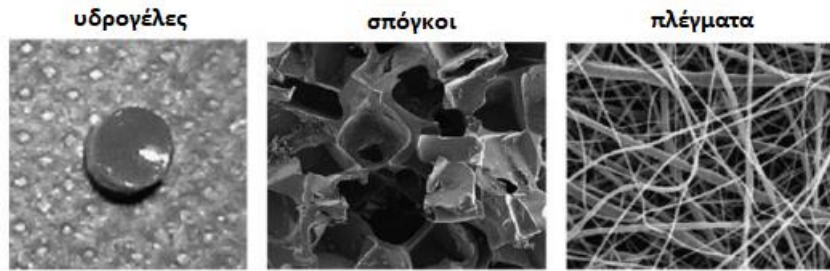
- **Κύτταρα (Cells)**, τα οποία αποτελούν την βασική ύλη του ιστού που θέλουμε να παραγάγουμε και με την κατάλληλη καλλιέργεια αυτών προσδοκούμε στην δημιουργία ενός νέου λειτουργικού βιολογικού συστήματος. Τα κύτταρα μπορούν να προέρχονται από το ίδιο το άτομο για το οποίο κατασκευάζεται ο ιστός ή από συγγενές ή από άλλο άτομο του ίδιου όμως είδους ή από άλλο άτομο άλλου είδους από αυτό για το οποίο κατασκευάζεται ο ιστός. Επίσης, ο νέος ιστός μπορεί

να κατασκευάζεται από *αδιαφοροποίητα* κύτταρα, όπως για παράδειγμα τα βλαστοκύτταρα, τα οποία μπορούν να διαφοροποιηθούν σε πολλούς τύπους κυττάρων, ή από *διαφοροποιημένα*, όπως για παράδειγμα τα ηπατικά κύτταρα, τα οποία ανήκουν σε συγκεκριμένο ιστό και επιτελούν συγκεκριμένη λειτουργία.



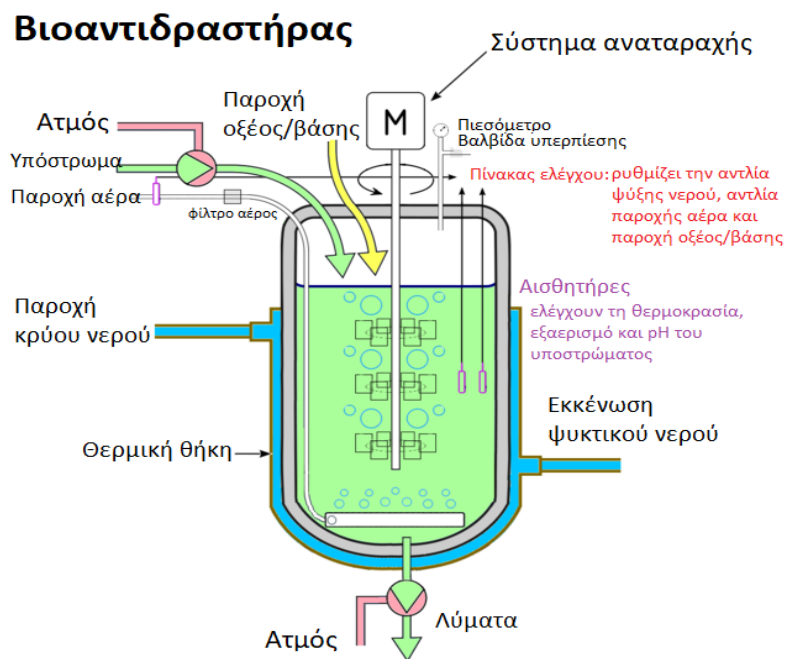
Εικόνα 1.2: Αδιαφοροποίητα κύτταρα (βλαστοκύτταρα)

- **Ικρίωμα (Scaffold – Matrix)**, το οποίο αποτελεί την μήτρα πάνω στη οποία θα δημιουργηθεί ο νέος ιστός, με σχήμα και δομή κατάλληλη για τον ιστό που θέλουμε να κατασκευάσουμε.



Εικόνα 1.3: Παραδείγματα διαφορετικών ικριμάτων που χρησιμοποιούνται στη μηχανική ιστού

- **Βιοενεργό περιβάλλον (Bioactive environment)**, το οποίο περιλαμβάνει όλες τις συνθήκες (όπως θερμοκρασία, υγρασία, αυξητικούς παράγοντες κ.τ.λ.) που απαιτείται να εφαρμόσουμε στα κύτταρα, ώστε να έχουμε το επιθυμητό αποτέλεσμα.
- **Βιοαντιδραστήρας (Bioreactor)**, ο οποίος αποτελεί μία συσκευή που δημιουργεί το κατάλληλο βιοενεργό περιβάλλον ώστε να αναπτυχθεί ο νέος ιστός.



Εικόνα 1.4: Βιο-αντιδραστήρας

1.2. Εμβιο-μηχανική

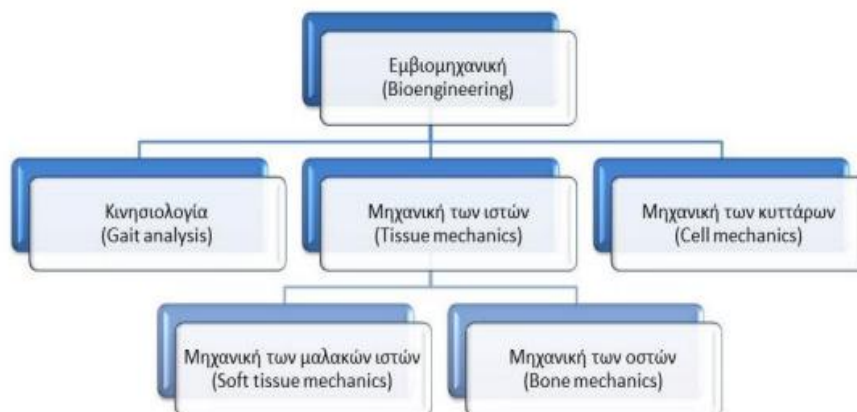
Ο τομέας της εμβιομηχανικής ασχολείται κυρίως με την ανάπτυξη εμφυτευμάτων και τεχνητών μελών αλλά και με την ερμηνεία βιολογικών συστημάτων, χρησιμοποιώντας μέσα και μεθόδους της μηχανικής. Συχνά, σε προβλήματα της εμβιομηχανικής χρησιμοποιείται ανάλυση μηχανισμών, στατική, κινηματική ή δυναμική μηχανική. Επειδή όμως τα βιολογικά συστήματα είναι

σνήθως πολύ πιο πολύπλοκα από αυτά που κατασκευάζει ο άνθρωπος, απαιτείται η κατασκευή πολλών μοντέλων, μέχρις ότου το αποτέλεσμα να είναι αρκετά ικανοποιητικό. Για την καλύτερη εποπτεία του τομέα αυτού θα μπορούσαμε να διακρίνουμε τρία πεδία έρευνας με μεγάλο ενδιαφέρον.

- **Κινησιολογία (Gait analysis):** Αφορά την ανάλυση των μηχανισμών κίνησης μελών του ανθρώπινου σώματος καθώς και τον υπολογισμό των ασκούμενων δυνάμεων. Η ανάλυση αυτή χρησιμοποιείται κυρίως για την ανάπτυξη τεχνητών μελών, την αποκατάσταση τραυμάτων κ.α.

- **Μηχανική των ιστών (Tissue mechanics):** Το πεδίο αυτό, εν αντιθέσει με την ιστομηχανική, εστιάζει στην προσομοίωση των ιστών με μηχανικά μοντέλα ελατηρίων - αποσβεστήρων και την εξαγωγή των αντίστοιχων μηχανικών σταθερών. Έτσι μπορεί σκοπός της μελέτης να είναι η εύρεση του μέτρου ελαστικότητας ενός ιστού ή ο τρόπος με τον οποίο εξωτερικά μηχανικά φορτία επηρεάζουν τη λειτουργία ενός ιστού. Το πεδίο αυτό χωρίζεται στις δύο παρακάτω κατηγορίες: *i. Μηχανική των μαλακών ιστών (Soft tissue mechanics):* Στην κατηγορία αυτή σκοπός είναι η εύρεση των μηχανικών ιδιοτήτων μαλακών ιστών όπως το δέρμα και ο χόνδρος. Ιδιαίτερα σε ότι αφορά τον χόνδρο, η έρευνα εστιάζεται στην εύρεση παραγόντων για την καταπολέμηση της αρθρίτιδας. *ii. Μηχανική των οστών (Bone mechanics):* Εδώ, σκοπός είναι η εύρεση των μηχανικών ιδιοτήτων των οστών, η αντοχή τους και η αλλαγή των ιδιοτήτων τους λόγω της φθοράς του χρόνου. Στον τομέα αυτό συμπεριλαμβάνεται και η αποκατάσταση καταγμάτων των οστών.

- **Μηχανική των κυττάρων (Cell mechanics):** Αυτό το πεδίο παρουσιάζει ιδιαίτερο ενδιαφέρον, επειδή η εύρεση των μηχανικών ιδιοτήτων του κυττάρου μάς οδηγεί επαγωγικά σε συμπεράσματα για τις ιδιότητες ολόκληρου του ιστού. Εξίσου σημαντικό είναι η εύρεση του μηχανισμού επίδρασης των εξωτερικών μηχανικών φορτίων στη φυσιολογική λειτουργία του μεμονωμένου κυττάρου.



Εικόνα 1.5: Κλάδοι της Εμβιομηχανικής

1.3. Ανάλυση εικόνας

Η ανάλυση εικόνας ή ιατρική ανάλυση εικόνας σχετίζεται με την εύρεση τεχνικών και διαδικασιών για τη δημιουργία απεικονίσεων του σώματος ή ορισμένων οργάνων ή μελών αυτού. Σκοπός της απεικόνισης είναι η διάγνωση και η αντιμετώπιση ασθενειών ή η ανάλυση της φυσιολογίας του ατόμου. Η ανάλυση εικόνας συμπεριλαμβάνει την ακτινολογία, την ενδοσκόπηση, την πυρηνική ιατρική, τη θερμογραφία, την υπερηχογραφία, την ιατρική φωτογραφία και τις εφαρμογές μικροσκοπίων. Επίσης, το ηλεκτροεγκεφαλογράφημα, το ηλεκτροκαρδιογράφημα, το μαγνητοεγκεφαλογράφημα και άλλες παρόμοιες μεθόδους.

1.4. Βιορευστομηχανική

Ο τομέας της βιορευστομηχανικής ασχολείται με τη μελέτη της ροής βιολογικών ρευστών (αίμα, αέρας, σωματικά υγρά των οργανισμών) σε ζωντανούς ιστούς. Τα ευρήματα της βιορευστομηχανικής βρίσκουν εφαρμογή στη φαρμακευτική, στα βιοϋλικά, στη διάγνωση και στη χειρουργική. Περισσότερο μας ενδιαφέρει η ροή του αίματος σε στενώσεις, φράξεις αγγείων και δυσλειτουργίες των καρδιακών βαλβίδων.

1.5. Βιολογικές μετρήσεις

Οι βιολογικές μετρήσεις περιλαμβάνουν τις συσκευές, τα συστήματα και τις διαδικασίες με χρήση των οποίων πραγματοποιούνται μετρήσεις βιολογικών σημάτων. Ο τομέας αυτός αποτελεί ένα τεράστιο πεδίο με πολλαπλές εφαρμογές που απαιτεί γνώσεις από πολλούς διαφορετικούς επιστημονικούς κλάδους. Οι βιολογικές μετρήσεις χωρίζονται σε δύο βασικούς τομείς. Ο ένας τομέας σχετίζεται με την ιατρική και ονομάζεται «Κλινικές μετρήσεις» (αφορά τη Βιοϊατρική Μηχανική), ενώ ο δεύτερος σχετίζεται με την έρευνα καθεαυτή και ονομάζεται «Ερευνητικές μετρήσεις» (αφορά τη Βιολογική Μηχανική). Μερικά παραδείγματα των κλινικών μετρήσεων αποτελούν ο υπερηχογράφος, ο τομογράφος, τα όργανα μέτρησης πίεσης του αίματος και καρδιακών παλμών, ο καρδιογράφος, ο βηματοδότης, ακόμα και το θερμόμετρο.

1.6. Φαρμακευτική μηχανική

Η φαρμακευτική μηχανική είναι κλάδος της φαρμακευτικής και απαιτεί γνώσεις από διάφορους κλάδους της βιοϊατρικής. Σκοπός της είναι η ανάπτυξη και παραγωγή προϊόντων, διαδικασιών και δραστικών ουσιών χρήσιμων στη φαρμακευτική βιομηχανία. Η διαδικασία παραγωγής ενός φαρμάκου χωρίζεται σε πέντε στάδια:

1. *Ανακάλυψη (Drug discovery)*: Σε αυτό το στάδιο, οι χημικοί προσπαθούν να ανακαλύψουν μια ουσία, η οποία μπορεί να προέρχεται από τη φύση

ή μπορεί να αναπτυχθεί τεχνητά σε εργαστήρια, κατάλληλη για την αντιμετώπιση κάποιας ασθένειας.

2. *Ανάπτυξη ουσίας (Compound development)*: Αφού ανακαλυφθεί η υποψήφια ουσία για την αντιμετώπιση της ασθένειας, μετατρέπεται σε μια πιο επεξεργάσιμη και σταθερή μορφή για να γίνουν στη συνέχεια οι απαραίτητες δοκιμές.

3. *Προ-κλινική μελέτη (Pro-Clinical study / Preformulation)*: Κατά την προ-κλινική μελέτη γίνεται καταρχήν τοξικολογική μελέτη. Στη συνέχεια δοκιμάζεται η δραστική ουσία στα ζώα. Αφού γίνουν και άλλες μελέτες σχετικά με τη δομή, τη διαλυτότητα, το σχήμα, την επιφάνεια, τη δραστικότητα της ουσίας, ακολουθούν οι δοκιμές σε ανθρώπους.

4. *Κλινική μελέτη (Clinical study / Formulation)*: Αφού επιλεγθούν οι σωστές ουσίες και παρθεί η έγκριση για δοκιμή σε ανθρώπους, ακολουθώντας όλα τα πρωτόκολλα, έρχεται η φάση που πρέπει να αποδειχθεί αν το φάρμακο είναι ασφαλές και αποτελεσματικό. Αυτό θα κριθεί περνώντας από τα τρία κριτήρια. Την *τοξικότητα* (ελέγχονται οι επιπτώσεις που δημιουργεί στο συκώτι), την *αποτελεσματικότητα* (γίνονται μελέτες σε εθελοντές, καθορίζεται η βέλτιστη δοσολογία και το πρόγραμμα λήψης του φαρμάκου, ενώ καταγράφονται και οι παρενέργειες) και την *επιβεβαίωση*, (συλλέγονται ισχυρά στατικά στοιχεία που αποδεικνύουν τόσο την αποτελεσματικότητα, όσο και την ασφάλεια του συγκεκριμένου φαρμάκου). Όλες οι φάσεις απαιτούν χρόνο και πολλές μελέτες για να ξεπεραστούν τα εμπόδια.

5. *Εμπορικό Προϊόν*: Εφόσον ένα φάρμακο περάσει με επιτυχία και την κλινική μελέτη, εγκρίνεται από τον οργανισμό φαρμάκων και βγαίνει στην αγορά ως εμπορικό προϊόν για την αντιμετώπιση μιας ασθένειας.

1.7. Βιοϋλικά

Τα βιοϋλικά, τα οποία θα παρουσιαστούν αναλυτικά στο επόμενο κεφάλαιο, είναι φυσικές ή συνθετικές ουσίες που παράγονται στο εργαστήριο. Χρησιμοποιούνται κυρίως για ιατρικούς σκοπούς και παίζουν σημαντικό ρόλο σε εφαρμογές της εμβιομηχανικής και της ιστομηχανικής. Παραδείγματα βιοϋλικών και εφαρμογές βιοϋλικών είναι η αποκατάσταση αρθρώσεων, οι πλάκες υποστήριξης οστών, οι τεχνητοί τένοντες, τα οδοντικά εμφυτεύματα, οι καρδιακές βαλβίδες, τα υποκατάστατα δέρματος, οι φακοί επαφής, η προσθετική στήθους, κ.ά..

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2^ο : Βιοϋλικά

2.1. Ιστορική αναδρομή

Το ενδιαφέρον του ανθρώπου να αναπλάσει τμήματα ή ολόκληρο το σώμα ανάγεται στον μύθο του Προμηθέα με τη συνεχή ανάπλαση του ήπατος και στην Π. Διαθήκη, όπου η Εύα προήλθε από το πλευρό του Αδάμ. Πέρα από τον μύθο, ο Ιπποκράτης ήταν αυτός που κατασκεύασε πρώτος ξύλινο ικρίωμα, για να διορθώσει σκελετικές βλάβες.

Από τις αρχές του 1900 είχαν χρησιμοποιηθεί μεταλλικές λάμες για τη σταθεροποίηση των σπασμένων οστών και τη γρήγορη αποκατάσταση του ασθενούς. Μετά τον Α΄ και Β΄ Παγκόσμιο Πόλεμο χρησιμοποιήθηκε ένας μεγάλος αριθμός από φυσικά πολυμερή, όπως λάστιχο (ελαστικό κόμμι ή καουτσούκ), σελουλόζη, και τεχνητά σύνθετα υλικά, όπως πολυμερή του βινυλίου και πολυουρεθάνη για τεχνητή καρδιά και καθετήρες.

Στην πράξη, η χρήση των βιοϋλικών δεν θα ήταν ποτέ δυνατή, αν δεν είχαν αναπτυχθεί οι αντισηπτικές δυνατότητες στα χειρουργεία. Ακόμη και στα αρχικά στάδια σύνθεσης των βιοϋλικών, θα πρέπει να ληφθούν υπόψη τα προβλήματα που απορρέουν από τη μορφολογία του οργάνου, τη μηχανική αντοχή και ελαστικότητα, τη διάβρωση του υλικού από τα υγρά και τους ιστούς του αίματος ή του οξυγόνου που κυκλοφορεί στον οργανισμό και την απομάκρυνση από αυτόν των υπολειμμάτων που προκύπτουν από τη διάβρωση των υλικών.

Η πρώτη γενεά βιοϋλικών (1940-1950) συμπεριλάμβανε κυρίως μεταλλικά υλικά, κράματα και πολυεστερικά πολυμερή. Στη δεύτερη γενεά βιοϋλικών (1960-1990) τα υλικά που χρησιμοποιούνται είναι περισσότερο βιοενεργά και αποδεκτά από τον οργανισμό γι' αυτό ονομάστηκαν «φαρμακευτικής τάξης». Στην κατηγορία αυτή συμπεριλαμβάνονται τα χειρουργικά ράμματα, πλέγματα κ.ά. Η τρίτη γενεά βιοϋλικών, η οποία άρχισε να αναπτύσσεται μετά το 2000, στοχεύει στην παραγωγή υβριδικών υλικών τα οποία πρέπει, όχι μόνο να είναι συμβατά (βιοσυμβατότητα)¹, αλλά και να συνεργάζονται καλύτερα με τους ιστούς στην περιοχή της εμφύτευσης. Τα υλικά τρίτης γενιάς αναπτύσσονται είτε εξωσωματικά με ανάπτυξη κυττάρων και μετατροπή τους σε βιοϋλικό, το οποίο θα εμφυτευτεί στην περιοχή της ιστικής βλάβης, είτε με διέγερση κυττάρων στην αποδέκτρια περιοχή για ανάπτυξή τους και αποκατάσταση της βλάβης.

¹ Βιοσυμβατότητα είναι η απαίτηση του βιοϋλικού να μην αποβάλλεται από τον οργανισμό, να μην είναι τοξικό και αλλεργιογόνο, να μην προκαλεί μεταλλάξεις (καρκινογόνο), και με φυσικές ιδιότητες όμοιες ή παραπλήσιες με τους ιστούς που αντικαθιστούν στο σώμα.

2.2. Σημασία των βιοϋλικών

Στόχος των βιοϋλικών είναι η αντικατάσταση ή ανάπλαση ενός οργάνου του σώματος που έχει βλάβη, με ένα ειδικά καταργασμένο «αδρανές» υλικό, ώστε να αντικαταστήσει επιτυχώς τη λειτουργία του αντιστοίχου οργάνου, χωρίς να βάλει σε κίνδυνο τον ασθενή ή να δημιουργήσει πιθανό πρόβλημα στον οργανισμό του ασθενούς μετά την επέμβαση. Ονομάζεται βιοϋλικό το υλικό το οποίο αντικαθιστά επιτυχώς το φυσιολογικό όργανο και γίνεται αποδεκτό από τον ανθρώπινο οργανισμό. Ο ορισμός αυτός συμπεριλαμβάνει ορισμένα υλικά και εργαλεία, τα οποία έρχονται σε επαφή με τα υγρά του σώματος (συσκευές αιμοδιάλυσης κ.ά.).

Η εμφύτευση βιοϋλικών για την αναγέννηση των ιστών με τη βοήθεια της τεχνολογίας μηχανικής ιστών αναμένεται να εξαλείψει τους περιορισμούς της αυτομόσχευσης και της αλλομεταμόσχευσης. Η μηχανική ιστών στοχεύει στην αναπαραγωγή και αναγέννηση των ελαττωμάτων των ιστών που είναι πέρα από τις δυνατότητες αυτοθεραπείας τους ή τη βελτίωση της αναγέννησής τους. Για να οδηγήσουν τα βιοϋλικά στην αποκατάσταση της φυσικής λειτουργίας των ιστών, πρέπει να μιμούνται τη μικροδομή των φυσικών ιστών και να δημιουργούν ένα υποστηρικτικό εξωκυτταρικό περιβάλλον.

2.3. Κατηγορίες και τύποι βιοϋλικών

Τα βιοϋλικά ταξινομούνται σε τέσσερις κύριες κατηγορίες: **μέταλλα (και κράματα)**, **κεραμικά** και **βιοϋαλοι, πολυμερή, σύνθετα υλικά**. Αυτά τα υλικά, ανάλογα με τις ιδιότητες των επιφανειών τους, μπορούν να καταταγούν σε πέντε επιμέρους κατηγορίες:

- **Τύπος 1:** υλικά σχεδόν αδρανή με λείες επιφάνειες,
- **Τύπος 2:** υλικά σχεδόν αδρανή με μικροπορώδεις επιφάνειες,
- **Τύπος 3:** υλικά με ελεγχόμενες επιφάνειες, σε ό, τι αφορά στις επιφανειακές αντιδράσεις,
- **Τύπος 4:** βιοαπορροφήσιμα υλικά, δηλαδή αυτά που μπορούν να αφομοιωθούν από τον οργανισμό,
- **Τύπος 5:** υλικά που αντικαθιστούν τα αντίστοιχα όργανα και μιμούνται τα βιολογικά υλικά τα οποία αντικαθιστούν (βιομιμητικά, biomimetics). Τα υλικά αυτά, όταν κατασκευαστούν θα είναι τα πλέον ιδανικά.

Τα βιοϋλικά διακρίνονται επίσης σε **φυσικά ή συνθετικά βιοϋλικά**. Τα συνθετικά χρησιμοποιούνται στην ορθοπαιδική, στην οδοντιατρική και κρανιο-γναθο-χειρουργικά, ως πληρωτικά υλικά ή υλικά επικάλυψης.

2.4. Βιολογικά υλικά ή βιοϋλικά

Είναι γνωστό ότι κάθε εμφύτευμα αναγνωρίζεται από τον οργανισμό ως ξένο και, καθώς έρχεται σε επαφή με τους ιστούς και τα υγρά του σώματος, προκαλεί αντιδράσεις, ενώ το σώμα έχει συχνά την τάση να το αποβάλλει. Τα μόνα υλικά που

προσαρμόζονται απόλυτα στο σώμα είναι τα υλικά (βιολογικά) τα οποία παράγει ο ίδιος ο οργανισμός. Τα βιοϋλικά ανάλογα με την συμπεριφορά τους κατατάσσονται στις εξής κατηγορίες:

- **Βιοαδρανή βιοϋλικά:** υλικά, τα οποία, όταν τοποθετηθούν στον οργανισμό, αντιδρούν ελάχιστα ή καθόλου με τους ιστούς ή τα υγρά του σώματος που τα περιβάλλουν (τιτάνιο, αλουμίνια, μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία, και το υπερμοριακό πολυμερές πολυαιθυλένιο)

- **Βιοδραστικά βιοϋλικά:** υλικά, τα οποία, αφού τοποθετηθούν στο σώμα, αντιδρούν αμέσως με τους ιστούς και τα υγρά του σώματος, όπου σχηματίζουν ένδο και δι-επιφανειακούς δεσμούς (συνθετικοί υδροξυαπατίτες, υαλώδη κεραμικά, και βιοϋαλοι, κ.ά.)

- **Βιοαπορροφήσιμα βιοϋλικά:** υλικά, τα οποία, όταν τοποθετηθούν στο σώμα, αρχίζουν να αντιδρούν χημικά, απορροφώνται σταδιακά και αντικαθίστανται με αναπτυγμένο ιστό που σχηματίζει ο ίδιος ο ιστός (φωσφορικό ασβέστιο, πολυγαλακτικό-πολυγλυκολικό οξύ)

2.5. Βιοσυμβατότητα

Ο σχεδιασμός και η ανάπτυξη νέων υλικών, ικανών να υποβοηθήσουν στην ανάπλαση κατεστραμμένου τμήματος του σώματος ή να ενσωματωθούν πλήρως με το σώμα, να παραμείνουν και να λειτουργήσουν με τον ίδιο ακριβώς τρόπο, όπως το όργανο που αντικατέστησαν, αποτελεί απαίτηση της σύγχρονης χειρουργικής. Είναι απαραίτητο, επομένως, να ελεγχθεί η ικανότητα του υλικού να συνυπάρχει με τον υποδοχέα, ώστε να μην προκληθούν φλεγμονές, αλλεργίες, επιμεταλλώσεις κ.ά. Η δυνατότητα ενός υλικού να επιτελέσει ή να συγκατοικήσει με έναν κατάλληλο βιολογικό αποδέκτη για μια συγκεκριμένη εφαρμογή λέγεται βιοσυμβατότητα.

Η μελέτη της βιοσυμβατότητας περιλαμβάνει ιστολογική μελέτη συναρτήσεως του χρόνου εμφύτευσης. Παράλληλα, μελετώνται και οι μεταβολές των φυσικών και χημικών χαρακτηριστικών των βιοϋλικών (αντοχή, διάβρωση κ.ά.), καθώς και η τοξικότητα του εμφυτεύματος. Για να μελετήσει κανείς τις ιδιότητες των βιοϋλικών, δεν αρκεί μόνο να γνωρίζει τη δομή και τις φυσικές, χημικές² και φυσιοχημικές ιδιότητες, αλλά πρέπει να τις συνδέει με τις αντίστοιχες ιδιότητες του βιοπεριβάλλοντος στο οποίο θα τοποθετηθούν. Απαραίτητη προϋπόθεση, επίσης, για την επιτυχή κατασκευή ενός βιοϋλικού, είναι η καλή γνώση λειτουργίας του βιολογικού κυττάρου και της φυσιολογίας του.

Η επιλογή διαφορετικών προτύπων (μοντέλων) εμφυτεύσιμων υλικών, που θα δοκιμαστούν σε διάφορα πειραματόζωα, εξαρτάται από το είδος του εμφυτεύματος, τη χημική σύνθεση του υλικού και προφανώς την εφαρμογή του.

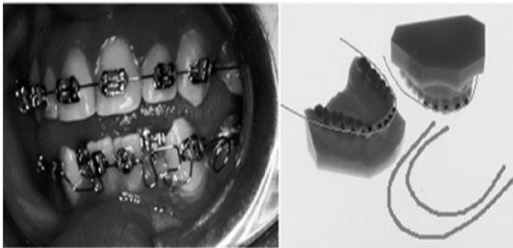
² Για να έχει το παραγόμενο υλικό τις προσδοκώμενες ιδιότητες, οι οποίες θα καθορίσουν την λειτουργικότητα και την επιβίωση στο πολύπλοκο βιολογικό περιβάλλον, θα πρέπει να μελετηθούν οι χημικές ιδιότητες της επιφάνειας και ιδιαίτερα οι χημικοί δεσμοί που αναπτύσσονται μεταξύ των βιοϋλικών και των βιολογικών μορίων του μικροπεριβάλλοντος εμφύτευσης.

Αυτό σημαίνει ότι θα πρέπει να ληφθεί υπόψη το pH και η θερμοκρασία του περιβάλλοντος, η ποιότητα των υγρών (αίμα κ.λ.π.) καθώς και οι μηχανικές αντοχές αν πρόκειται για οστά, δόντια ή καρδιά.

2.6. Κατηγορίες βιοϋλικών

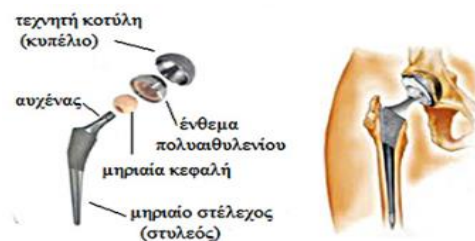
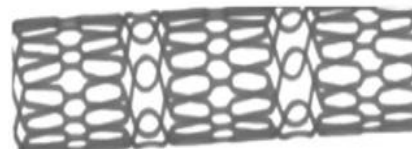
2.6.1. Μεταλλικά βιοϋλικά

Τα μεταλλικά βιοϋλικά, όπως ο ανοξείδωτος χάλυβας, κράματα κοβαλτίου-χρωμίου (Co-Cr), το τιτάνιο (Ti) και τα κράματά του, τα κράματα νικελίου και τιτανίου (Ni-Ti), τα κράματα μαγνησίου (Mg) και το ταντάλιο (Ta), είναι τα παλιότερα βιοϋλικά που έχουν χρησιμοποιηθεί και βρίσκουν ευρεία εφαρμογή και σήμερα τόσο στην οδοντιατρική (αποκατάσταση μερικής νωδότητας) όσο και στην ορθοπαιδική προσθετική και γναθοπροσωπική χειρουργική για αποκατάσταση των σκελετικών βλαβών (λάμες στήριξης, βίδες, κεφαλές ισχίου, σύρματα κ.ά.). Είναι γενικά αποδεκτό ότι μια από τις σημαντικότερες, αν όχι η σημαντικότερη, ιδιότητα των μεταλλικών βιοϋλικών είναι η αντοχή τους στο φαινόμενο της διάβρωσης, δεδομένου ότι η υψηλή αντοχή στη διάβρωση συνεπάγεται υψηλή βιοσυμβατότητα και διατήρηση του βιοϋλικού.



Εικόνα 2.1: Ορθοδοντικά σύρματα ανοξείδωτου χάλυβα για τη μετακίνηση των δοντιών

Εικόνα 2.2: Ενδαγγειακή πρόθεση (stent) από ανοξείδωτο



Εικόνα 2.3: Ολική αρθροπλαστική ισχίου χάλυβα

2.6.2. Πολυμερή

Η ταχεία ανάπτυξη των σύνθετων πολυμερών, όπως νεοπρένιο, nylon, συνθετικό μετάξι (synthetic silk) κ.ά., οδηγεί στην αντικατάσταση των συμβατικών υλικών, όπως είναι τα φυσικά πολυμερή και τα μέταλλα. Λόγω των χημικών και φυσικών ιδιοτήτων τους τα νέα αυτά υλικά είναι περισσότερο ανθεκτικά σε διαβρωτικό περιβάλλον, είναι εύπλαστα και μπορούν να αναπτυχθούν στον τρισδιάστατο χώρο χωρίς να μεταβάλλονται οι ιδιότητές τους. Έτσι, καθίστανται πολύτιμα υλικά για να χρησιμοποιηθούν για την αντικατάσταση οργάνων. Οι εφαρμογές των πολυμερών στην ιατρική συνοψίζονται στον παρακάτω πίνακα:

Πίνακας 2.1: Μερικές από τις εφαρμογές των πολυμερών στην ιατρική

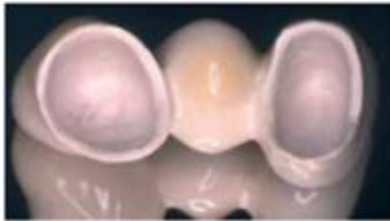
Πολυμερή	Εφαρμογή
Συνθετικά πολυμερή	
Πολυαιθυλένιο (PE)	Αγγειακά εμφυτεύματα, αρθροπλαστική ισχίου
Πολυαιθυλενιμίμες	Γονιδιακή μεταφορά, ιστική μηχανική
πολυαμίδια	Επικάλυψη τραύματος
Πολυεστέρες	Μεταφορά φαρμάκων, ράμματα, επικαλύψεις, στενς, νανοσωματίδια
πολυαμιδοαμίμες	Βιο-ιατρική απεικόνιση
Πολυγλυκολικό οξύ (PGA)	Απορροφήσιμα ράμματα, απορροφήσιμες συσκευές οστεοσύνθεσης
Πολυμεθακρυλικό μεθύλιο (PMMA)	Οστικά τσιμέντα, φακοί επαφής, ενδοφθάλμιοι φακοί, κινητές και ακίνητες προσθετικές οδοντιατρικές εργασίες
Πολυ (πολυμεθακρυλικά)	Φακοί επαφής
Πολυπροπυλένιο (PP)	Αγγειακά εμφυτεύματα, καθετήρες ουροποιητικού συστήματος
Πολυτετραφθοροαιθυλένιο (PTFE)	Αγγειακά εμφυτεύματα, καρδιακές βαλβίδες, μη απορροφήσιμες μεμβράνες ιστικής αναγέννησης, καθετήρες ουροποιητικού συστήματος, τεχνητοί σύνδεσμοι και τένοντες
Σιλίκονες (Silicones)	Εμφυτεύματα μαλακών ιστών π.χ. εμφυτεύματα για αύξηση στήθους (breast implants), αποτυπωτικά οδοντιατρικά βιοϋλικά
Φυσικά πολυμερή	
πολυπεπτίδια	Γονιδιακή μεταφορά, βιο-ιατρική απεικόνιση, μεταφορά φαρμάκων
πολυσακχαρίτες	Ιστική μηχανική, νανοσωματίδια
πολυνουκλεοτίδια	Βιο-ιατρική απεικόνιση

2.6.3. Κεραμικά βιοϋλικά

Τα κεραμικά υλικά, επειδή μπορούν να είναι είτε πορώδη είτε υαλώδη, βρίσκουν εφαρμογές στην ιατρική και τη βιοτεχνολογία, αφού μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως πληρωτικά υλικά, υλικά επικάλυψης και ικριώματα. Με τον όρο κεραμικά χαρακτηρίζουμε κυρίως τα στερεά σύνθετα ανόργανα υλικά τα οποία συνδέονται με ιοντικούς ή ομοιοπολικούς δεσμούς και μπορεί να περιέχουν μεταλλικά ή μη μεταλλικά στοιχεία. Είναι υλικά πολύ χρήσιμα στην υψηλή τεχνολογία, τα οποία εξυπηρετούν διαδικασίες όπου απαιτούνται υψηλές θερμοκρασίες με χαμηλή ηλεκτρική και θερμική αγωγιμότητα. Στην κατηγορία των κεραμικών υλικών ανήκουν και τα πυρίμαχα υλικά. Τα πυρίμαχα κεραμικά υλικά είναι μίγματα οξειδίων του αλουμινίου, μαγνησίου, πυριτίου, που περιέχουν

διαλυμένα μέταλλα. Τα κεραμικά με μορφή σκόνης και παρουσία υγρασίας γίνονται εύπλαστα και τοποθετούνται σε καλούπια. Τα σημαντικότερα κεραμικά υλικά είναι τα μείγματα οξειδίων: $\text{SiO}_2\text{-Na}_2\text{O-CaO}$ και $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-MgO-SiO}_2$. Στα αργιλικά κεραμικά υλικά, τα πλέον αντιπροσωπευτικά είναι ο καολίνης ($\text{Al}_2\text{O}_3 \cdot 2\text{SiO}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$), μοντμοριλλονίτης ($\text{MgO, CaO- Al}_2\text{O}_3 \cdot 5\text{SiO}_2 \cdot n\text{H}_2\text{O}$) και ο ιλλίτης ($\text{K}_2\text{O- MgO- Al}_2\text{O}_3 \cdot \text{SiO}_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$). Τα κεραμικά υλικά ανάλογα με τις χημικές ιδιότητες και τη δραστηριότητα τους ως προς το περιβάλλον, διακρίνονται σε τέσσερις κατηγορίες:

1. Αδρανή βιοκεραμικά, τα οποία δεν εμφανίζουν διεπιφανειακή σύνδεση με τον ιστό και έχουν μεγάλη ανθεκτικότητα σε χαμηλά pH για χιλιάδες ώρες.
2. Χαμηλής επιφανειακής δραστηριότητας, με τα οποία παρέχονται μερικές θέσεις σύνδεσης με τις πρωτεΐνες.
3. Μέσης επιφανειακής δραστηριότητας, τα οποία πέραν των θέσεων σύνδεσης με τις πρωτεΐνες, απελευθερώνουν ιόντα τα οποία προάγουν την πυρηνοποίηση του υδροξυαπατίτη.
4. Βιοαπορροφήσιμα κεραμικά, τα οποία προορίζονται να παραμείνουν στην περιοχή της εμφύτευσης για εκείνο το χρονικό διάστημα το οποίο απαιτείται, μέχρι την ανάπλαση από τον οργανισμό του νέου ιστού.



Εικόνα 2.4: Ολοκεραμική γέφυρα τριών τεμαχίων (κεραμικό κατασκευής: αλουμίνα)



Εικόνα 2.5: Εφαρμογή αλουμίνας στην αρθροπλαστική ισχίου.

2.6.4 Σύνθετα βιοϋλικά

Με τον όρο σύνθετα υλικά γενικώς αναφερόμαστε σε εκείνα τα υλικά που είναι ετερογενή και κατασκευάζονται από δύο ή περισσότερα υλικά, χωρίς να αναπτύσσουν μεταξύ τους χημικό δεσμό. Ο άνθρακας, για παράδειγμα, μπορεί να προστεθεί σε ένα άλλο υλικό για να του προσδώσει σκληρότητα. Τα σύνθετα

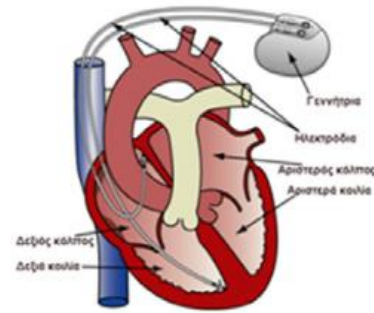
βιοϋλικά αναπτύχθηκαν προκειμένου να αποκτήσουν συγκεκριμένες ιδιότητες, τις οποίες δεν εμφανίζουν τα απλά υλικά ή μπορούν να αποκτήσουν εύκολα το επιθυμητό σχέδιο, στο οποίο το απλό υλικό δεν μπορεί να ανταποκριθεί. Τα σύνθετα υλικά χαρακτηρίζονται συνήθως για την υψηλή σκληρότητα, με αποτέλεσμα να αντιστέκονται στην παραμόρφωση. Επίσης, επειδή έχουν καλή αντοχή και σκληρότητα βρίσκουν εφαρμογή κυρίως στην αεροναυπηγική ή στη κατασκευή ειδικών εργαλείων για τη κοπή σκληρών αντικειμένων. Τα υλικά όμως αυτά, επειδή παρουσιάζουν μετά από λίγα χρόνια αποκόλληση από τους ιστούς, πρέπει να αφαιρεθούν.

2.7. Εφαρμογές βιοϋλικών

Η προσπάθεια του ανθρώπου να αντικαταστήσει τους κατεστραμμένους ιστούς ή λειτουργικά συστήματα, όπως καρδιά, νεφρούς κ.ά., χρονολογείται σε βάθος χρόνου. Με το σκεπτικό ότι η καρδιά είναι το βασικό όργανο, οι επιστήμονες ασχολήθηκαν πολύ νωρίς με την κατασκευή αντλιών. Μια τέτοια κατασκευή είναι ο βηματοδότης, που βοηθά στη ρύθμιση του καρδιακού ρυθμού, προκαλώντας ηλεκτρικούς ερεθισμούς στη δεξιά κοιλία. Κατασκευάζεται από μεταλλικά ή επικαλυμμένα υλικά, κυρίως από τιτάνιο και πολυουρεθάνη. Τελευταία, οι καρδιακές συσκευές περιέχουν αντιβιοτικά ή αντιπηκτικά φαρμακευτικά σκευάσματα στις επικαλύψεις τους.

Το καρδιακό σύστημα και ιδιαίτερα η παθολογία του διαφέρουν σε κάθε ασθενή, γι' αυτό και οι χειρουργικές επεμβάσεις, όπως bypass, διάνοιξη της αρτηρίας (stenting of stenoses), αντικατάσταση της καρδιακής βαλβίδας, θεραπεία της αορτής ή ανευρύσματος και βοηθητικές συσκευές, διαφέρουν για κάθε ασθενή. Σήμερα κυκλοφορούν στο εμπόριο βαλβίδες από βιοαπορροφήσιμα κράματα μαγνησίου, για το οποίο οι έρευνες απέδειξαν ότι δεν είναι τοξικό. Τα μέχρι σήμερα χρησιμοποιούμενα υλικά, όμως, δεν επιλύουν προβλήματα, όπως οι επαναστενώσεις, λόγω της συσσώρευσης αλάτων ασβεστίου, και θρομβώσεις.

Μία άλλη εφαρμογή που βρίσκει η επιστήμη της τεχνολογίας των υλικών αφορά την οφθαλμιατρική. Στα άτομα μεγάλης ηλικίας που αντιμετωπίζουν προβλήματα καταρράκτη ή άλλες παθήσεις, αφαιρείται ο φακός και αντικαθίσταται με έναν μόνιμο τεχνητό ενδοφθάλμιο φακό



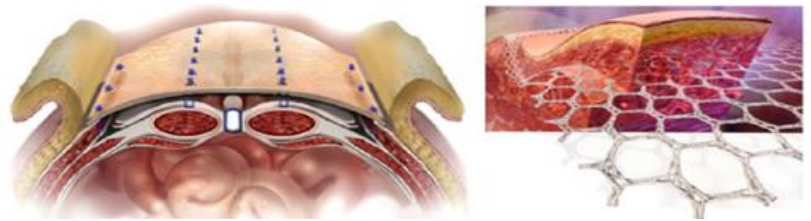
Εικόνα 2.6: Βηματοδότης τοποθετημένος στη καρδιά



Εικόνα 2.7: Ενδοφθάλμιοι φακοί

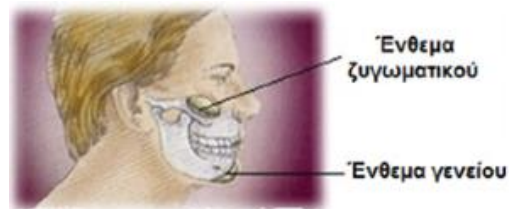
(ενδοφακό). Οι οφθαλμοί φακοί κατασκευάζονται με PMMA³. Τα υλικά τα οποία χρησιμοποιούνται είναι το κολλαγόνο, για το οποίο θα γίνει εκτενής αναφορά παρακάτω, και οι υδρογέλες.

Επίσης, αξίζει να αναφερθεί και η χρήση μόνιμων πολυμερικών πλεγμάτων που χρησιμοποιούνται εδώ και χρόνια για την συγκράτηση ιστών (π.χ. στη χειρουργική αντιμετώπιση της κοιλιοκήλης). Το πλέον χρησιμοποιούμενο υλικό είναι η πολυαιθυλεν-γλυκόλη (Poly ethylene glycol, PET).



Εικόνα 2.8: Βιοαπορροφούμενο πλέγμα PET σε κοιλιοκήλη και Ανάπτυξη ιστού γύρω από το πλέγμα

Στην Οδοντιατρική οι σιλικόνες χρησιμοποιούνται ως αποτυπωτικά υλικά, ενώ στην αισθητική γναθοπροσωπική χειρουργική κατασκευάζονται ειδικά ενθέματα είτε από σιλικόνη είτε από εκταθέν πολυτετραφθοροαιθυλένιο (ePTFE) για να επιτευχθεί η αύξηση του όγκου των ζυγωματικών οστών και η βελτίωση της αισθητικής του προσώπου. Ενθέματα σιλικόνης χρησιμοποιούνται επίσης στην πλαστική χειρουργική είτε να βελτιώσουν την αισθητική εμφάνιση του μαστού (αυξητική μαστού), είτε να αποκαταστήσουν τον μαστό μετά από μαστεκτομή εξαιτίας καρκίνου του μαστού.



Εικόνα 2.9: Τοποθέτηση ενθεμάτων ζυγωματικού και γενείου

2.8. Εξέλιξη των βιοϋλικών

Η αύξηση του μέσου όρου ζωής σε συνάρτηση με την αύξηση των ατυχημάτων συνέβαλε στην αύξηση των χειρουργικών επεμβάσεων, γεγονός που επέβαλε την εξέλιξη των βιοϋλικών. Τα ορθοπαιδικά και οδοντιατρικά υλικά καλύπτουν ήδη το 55% της αγοράς των βιοϋλικών και προβλέπεται μεγαλύτερη αύξηση τα επόμενα χρόνια. Οδηγούμαστε πλέον κατ' ανάγκη στη σύνθεση και παραγωγή νέας κατηγορίας βιοϋλικών, πιο προσαρμοσμένα στα βιολογικά μόρια και το βιολογικό περιβάλλον. Η κατά το δυνατόν μίμηση και προσομοίωση με το βιολογικό περιβάλλον οδήγησε στην ανάπτυξη της ιστικής μηχανικής και της εμβιομηχανικής (tissue engineering, bioengineering). Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, ως εμβιομηχανική ορίζεται η διαχείριση και σχεδιασμός της

³ Το PMMA είναι ένα έντονα διαφανές θερμοπλαστικό πολυμερές που παρασκευάζεται με πολυμερισμό του μονομερούς μεθακρυλικού μεθυλίου. Λόγω της διαφάνειας, της αισθητικής και της αντοχής του στις γρατζουνιές, το PMMA μπορεί να θεωρηθεί ως η πιο ελαφριά εναλλακτική του γυαλιού. Κάποιες φορές ονομάζεται και ακρυλικό γυαλί.



Εικόνα 2.10: Τεχνητό δέρμα

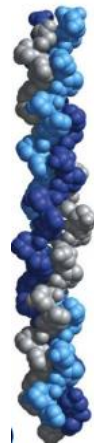
ανάπτυξης ή της θεραπείας ενός τραύματος ανάπλασης ή αντικατάστασης ιστών. Πρωτοπόρος στην ιστική μηχανική είναι ο Ιωάννης Γιαννάς, ο οποίος συνέθεσε συνθετικό δέρμα το οποίο χρησιμοποίησε για την αντιμετώπιση προχωρημένων εγκαυμάτων. Το δέρμα αποτελείται από μία διπλή μεμβράνη ημιδιαπερατή, ώστε να απομακρύνει τα υγρά του

σώματος και να μην επιτρέπει την είσοδο μικροβίων ή υγρών από το περιβάλλον.

Ενδιαφέρον παρουσιάζει μία σειρά από προηγμένα βιοϋλικά που παρασκευάζονται με βάση πρωτεΐνες και πεπτίδια⁴. Οι επιστήμονες στρέφονται σήμερα προς νέα προηγμένα υλικά με βάση τις πρωτεΐνες και προς υλικά με νηματοειδή ανάπτυξη, τα οποία έχουν την δυνατότητα να αυτοργανώνονται και να δημιουργούν νανοσυστήματα, όπως και οι πρωτεΐνες. Λόγω αυτής τους της δυνατότητας τα υλικά αυτά χρησιμοποιούνται κυρίως για την παραγωγή κολλαγόνου, κερατίνης και ικριωμάτων.

2.9. Βιολογικά υλικά με βάση το κολλαγόνο

Επειδή η χρήση του κολλαγόνου ως βασικού συστατικού των βιοϋλικών για αναγεννητική βιοϊατρική διερευνάται για την αναγέννηση σχεδόν κάθε οργάνου, θεωρήθηκε σωστό να γίνει μια σύντομη έστω αναφορά σε αυτό. Το κολλαγόνο είναι ένα από τα πιο ευπροσάρμοστα βιοϋλικά που χρησιμοποιούνται σε βιοϊατρικές εφαρμογές, κυρίως λόγω της βιομιμητικής και δομικής του σύνθεσης στην εξωκυτταρική μήτρα (ECM). Θεωρείται ένα από τα πιο σημαντικά βιοϋλικά στην αναγέννηση του συνδετικού ιστού λόγω της υδρόφιλης, εξαιρετικής βιοσυμβατότητας, της εξαιρετικά χαμηλής αντιγονικότητας, της ευελιξίας, της χημειοταξίας και της εξαιρετικής βιοαποικοδομησιμότητας.



Το κολλαγόνο είναι μια πρωτεΐνη, που ισοδυναμεί με το 1/4 της συνολικής πρωτεΐνης που υπάρχει στο σώμα μας, ενώ το ποσοστό αυτό φτάνει το 75% όσον αφορά το δέρμα. Βρίσκεται σε ολόκληρο το ανθρώπινο σώμα: οστά, χόνδροι, σύνδεσμοι, αιμοφόρα αγγεία, δέρμα. Είναι πρωτεύον συστατικό στον συνδετικό ιστό, υπάρχει σε όλα τα όργανα, δρα σαν κύριο πλέγμα στήριξης του σώματος, χρησιμεύει για να συγκρατεί τα κύτταρα σε ευδιάκριτες λειτουργικές κυτταρικές ομάδες και είναι η βασική πρωτεΐνη που εξασφαλίζει την ελαστικότητα και την αναγέννηση του δέρματος, των χόνδρων και των οστών. Είναι

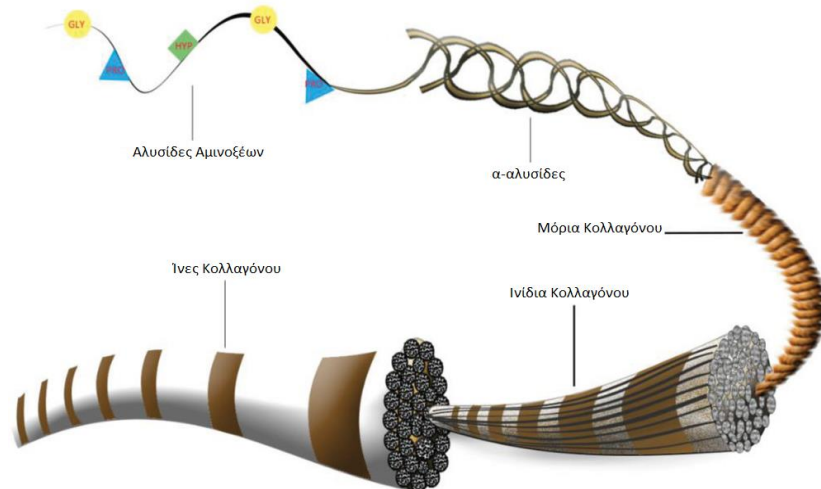
Εικόνα 2.11: Οι 3 πολυπεπτιδικές έλικες που σχηματίζουν τη τριπλή έλικα του κολλαγόνου

⁴ Τα πεπτίδια είναι αλυσίδες αμινοξέων, τα οποία στη ουσία είναι δομικά στοιχεία που συνθέτουν πρωτεΐνες στο σώμα μας, συμπεριλαμβανομένου του κολλαγόνου στο δέρμα. Τα πεπτίδια χρησιμεύουν ως δομικά στοιχεία όχι μόνο για την παραγωγή νέου κολλαγόνου, αλλά και για την παραγωγή ινών ελαστίνης. Αυτές οι ίνες αποτελούν δομικά στοιχεία του δέρματός μας και προσδίδουν σταθερότητα και ελαστικότητα στους ιστούς.

επίσης απαραίτητο συστατικό για την αναγέννηση κατεστραμμένων ιστών και τη συνεχή ανανέωση των κυττάρων του δέρματος. Διάφοροι τύποι κολλαγόνου διατίθενται σε μεγάλες ποσότητες από τον τένοντα, το δέρμα, το έντερο, τον κερατοειδή και τα αιμοφόρα αγγεία ορισμένων θηλαστικών ζώων (νεαρά βόδια και χοίρους) καθώς και θαλάσσιων οργανισμών. Το κολλαγόνο των τελευταίων προσέλκυσε πρόσφατα την προσοχή, εξαιτίας των κινδύνων που ελλοχεύουν από τη χρήση κολλαγόνου θηλαστικών ζώων.

Αξίζει να σημειωθεί ότι το κολλαγόνο, λόγω της αφθονίας του στον ανθρώπινο οργανισμό, έχει χρησιμοποιηθεί ως θεραπευτική βοήθεια σε ασθενείς με εγκαύματα, για αποκατάσταση οστών και μια ποικιλία οδοντιατρικών, ορθοπαιδικών και χειρουργικών επεμβάσεων. Πολλές είναι και οι βιομηχανικές χρήσεις του κολλαγόνου και της ζελατίνης που παράγεται από αυτό αν θερμανθεί, κυρίως σε φαρμακευτικές και κοσμητικές βιομηχανίες.

Το χαρακτηριστικό ενός τυπικού μορίου κολλαγόνου είναι η μακριά, άκαμπτη τρίκλινη ελικοειδής μορφή του, στην οποία τρεις πολυπεπτιδικές αλυσίδες κολλαγόνου ίδιου μεγέθους περιελίσσονται η μια γύρω από την άλλη σε μια σχοινοειδή έλικα. Η βασική δομική μονάδα του κολλαγόνου είναι το τροποκολλαγόνο, το οποίο είναι μια από τις πιο επιμήκεις γνωστές πρωτεΐνες. Με τη σειρά τους τα μόρια αυτά συναρμολογούνται σε πολυμερή γνωστά ως ινίδια κολλαγόνου και αυτά με τη σειρά τους σε ακόμη παχύτερες ίνες κολλαγόνου.



Εικόνα 2.12: Σκίτσο της δομής τεσσάρων επιπέδων μιας ίνας κολλαγόνου

Στο σώμα μας υπάρχουν 29 διαφορετικά είδη κολλαγόνου. Οι βασικοί τύποι κολλαγόνου που εντοπίζονται στο δέρμα είναι ο τύπος I, ο τύπος II και ο τύπος III. Το κολλαγόνο τύπου I είναι το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο κολλαγόνο. Στα περισσότερα όργανα, ειδικά στον τένοντα και την περιτονία, το κολλαγόνο I παρέχει κυρίως αντοχή σε εφελκυσμό για να αντισταθεί στην πλαστική παραμόρφωση και τη ρήξη. Απαντά επίσης στο δέρμα, στα νύχια, τα μαλλιά, τους μυς και τα οστά.

Επίσης, το κολλαγόνο δημιουργεί 11 σχηματισμούς σαν ιμάντες στους τένοντες και στους συνδέσμους, πυκνές επιφάνειες στο δέρμα και σκελετικά πλαίσια που ενισχύονται με ασβέστιο στα οστά και τα δόντια και πολλές άλλες δομές

υποστήριξης σε ολόκληρο το σώμα. Η ανθεκτικότητα του κολλαγόνου είναι πράγματι αξιοσημείωτη, αφού χρειάζεται φορτίο τουλάχιστον 10 κιλών για να σπάσει μια ίνα διαμέτρου 1mm. Το κολλαγόνο τύπου II απαντά στους χόνδρους των αρθρώσεων.

Το κολλαγόνο δεν εμφανίζεται ως απομονωμένα μόρια στον εξωκυτταρικό χώρο του σώματος. Αντίθετα, τα μόρια κολλαγόνου συναθροίζονται σε λεπτά ινίδια, τα οποία αποτελούν σημαντικές δομικές μονάδες των μεγάλων ινών. Οι ίνες του κολλαγόνου διευθετούνται σε διαφορετικούς σχηματισμούς ανάλογα με τους ιστούς, και τις ιδιαίτερες λειτουργίες που αυτοί επιτελούν. Για παράδειγμα, οι ίνες κολλαγόνου στο δέρμα διευθετούνται σε τυχαία σειρά, για να εξασφαλίσουν την ελαστικότητα του ιστού, ενώ διευθετούνται παράλληλα στον τένοντα και τον σύνδεσμο, για να εξυπηρετήσουν υψηλές απαιτήσεις σε αντοχή και εφελκυσμό.

Τα βιοϋλικά με βάση το κολλαγόνο καλύπτουν ένα ευρύ φάσμα για αναγέννηση ιστών και θεωρούνται το καταλληλότερο υλικό για την κατασκευή οργάνων. Για να επιτευχθεί όμως το καλύτερο αποτέλεσμα αναγέννησης ιστών, τα βιοϋλικά με βάση το κολλαγόνο κατασκευάζονται σε διάφορους τύπους με διάφορες μεθόδους για να καλύψουν διαφορετικές απαιτήσεις. Τα βιοϋλικά με βάση το κολλαγόνο ταξινομούνται σε αποκυτταροποιημένη εξωκυτταρική μήτρα (dECM) και αναγεννημένα βιοϋλικά κολλαγόνου, τα οποία μπορούν περαιτέρω να χωριστούν σε υδρογέλες, ικρίωματα και μικροσφαίρες, που το καθένα από αυτά έχει μοναδικά πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα. Εάν συνδυαστούν διαφορετικές μορφές βιοϋλικών με βάση το κολλαγόνο, μπορούν να ξεπεραστούν οι αδυναμίες κάθε μορφής. Μέχρι σήμερα πάντως πολλές ανοιχτές ερωτήσεις και προκλήσεις σε αυτόν τον τομέα παραμένουν άλυτες και πρέπει να διερευνηθούν περαιτέρω λεπτομερώς.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3^ο: Τρισδιάστατοι εκτυπωτές

3.1. Εισαγωγή

Για να μετατραπεί μία ιδέα σε σχέδιο και κατόπιν σε αντικείμενο, παλιότερα απαιτούνταν εργάτες και τεχνίτες, οι οποίοι με τις γνώσεις, την πείρα και τις δεξιότητές τους, κατάφερναν να δώσουν μορφή και υλική υπόσταση στο σχέδιο. Τις τελευταίες δεκαετίες αυτοματοποιημένα συστήματα αναλαμβάνουν όλο και περισσότερο την μεσολάβηση αυτή. Οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές αποτελούν ένα νέο στάδιο στην εξέλιξη της αυτοματοποίησης. Με τους τρισδιάστατους εκτυπωτές μπορούμε να μεταβούμε απευθείας από το ψηφιακό μοντέλο ή σχέδιο στο φυσικό αντικείμενο τριών διαστάσεων.

Η αρχή του 3D printer χρονολογείται από τη δεκαετία του '80. Ένας από τους σημαντικότερους ιδρυτές είναι ο Chuck Hull, που αργότερα έγινε και ο συνιδρυτής της 3D Systems Corp., αφού ανακάλυψε την στερεολιθογραφία (stereolithography). Η στερεολιθογραφία είναι μια διαδικασία εκτύπωσης κατά την οποία μπορούν να εκτυπωθούν τρισδιάστατα αντικείμενα από ψηφιακά δεδομένα. Ο όρος «τρειςδιάστατη εκτύπωση» επινοήθηκε το 1995 από τον καθηγητή Ely Sacks στο MIT, ο οποίος συνέταξε ένα έργο τροποποίησης εκτυπωτή inkjet με τέτοιο τρόπο ώστε μία δέσμη να εξωθηθεί σε ένα στρώμα σκόνης, αντί να εφαρμόσει μελάνι σε χαρτί, όπως συνέβαινε στους παλιούς εκτυπωτές inkjet.



Εικόνα 3.1: Chuck Hull

Το 1992, η 3D Systems Corp. κατασκεύασε την πρώτη στερεολιθογραφική μηχανή. Πρόκειται για μια μηχανή που αποτελείται από ένα υπεριώδες λέιζερ (UV laser) που στερεοποιεί το φωτοπολυμερές υλικό και κατασκευάζει πολύπλοκη δομή με διαστρωμάτωση (layer-by-layer).

Κατασκευάζεται έτσι μια πολύπλοκη δομή διαδοχικών στρωμάτων. Το 1999 εμφυτεύεται σε ανθρώπους το πρώτο εργαστηριακό όργανο, όταν ασθενείς νέοι σε ηλικία υποβάλλονται σε αύξηση της ουροδόχου κύστης με χρήση ενός ικριώματος που έχει εκτυπωθεί τρισδιάστατα και έχει επικαλυφθεί από δικά τους κύτταρα. Η τεχνολογία αυτή αναπτύχθηκε από επιστήμονες στο Wake



Εικόνα 3.2: Εκτύπωση οργάνων και ιστών

Forest Institute για την αναγεννητική ιατρική και άνοιξε δρόμους για την ανάπτυξη άλλων στρατηγικών για την τρισδιάστατη εκτύπωση οργάνων. Δεδομένου ότι χρησιμοποιούνται τα κύτταρα του ασθενούς, ο κίνδυνος της απόρριψης από τον οργανισμό είναι ελάχιστος έως μηδενικός. Αργότερα, το 2002, κατασκευάστηκε ένα

λειτουργικό νεφρό. Το νεφρό αυτό είχε την ικανότητα να φιλτράρει το αίμα και να παράγει αραιωμένα ούρα σε ζώο. Αυτή η εφεύρεση συνετέλεσε στην διεξαγωγή ερευνών στο Wake Forest Institute για την εκτύπωση οργάνων και ιστών, χρησιμοποιώντας τεχνολογία εκτύπωσης 3D.

Αξίζει, ωστόσο, να αναφερθούν και κάποια εξίσου σημαντικά γεγονότα στην εξέλιξη της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Το 2005 ο Dr. Andrian Bowyer πήρε την πρωτοβουλία για μια συνεργασία για την κατασκευή ενός τρισδιάστατου εκτυπωτή που να μπορεί να εκτυπώνει τα περισσότερα από τα εξαρτήματα του ίδιου του εκτυπωτή. Αυτό έδωσε τη δυνατότητα στον καθένα να δημιουργεί αντικείμενα για τον ίδιο. Το 2008 εκτυπώθηκε ένα ανθρώπινο προσθετικό μέλος και συγκεκριμένα ένα πόδι, το οποίο είχε όλα τα μέρη εκτυπωμένα χωρίς να απαιτείται η συναρμολόγησή τους. Έτσι έχουμε τον πρώτο άνθρωπο που περπατάει με τρισδιάστατα εκτυπωμένο πόδι.



Εικόνα 3.3: Το αυτοκίνητο Urbee

Το 2009 βγαίνουν για πρώτη φορά προς πώληση οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές από την εταιρία Maker Bot Industries. Το 2011 δημιουργείται το πρώτο παγκοσμίως τρισδιάστατο τυπωμένο αυτοκίνητο. Είναι φιλικό προς το περιβάλλον, έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε να έχει υψηλή

απόδοση καυσίμου και είναι οικονομικό.

Επίσης, το 2011 κατασκευάστηκε και πέταξε το πρώτο τρισδιάστατο εκτυπωμένο ρομποτικό αεροπλανάκι.



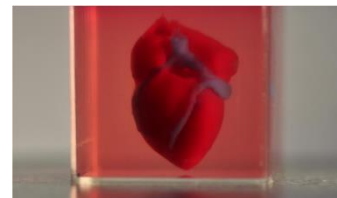
Εικόνα 3.4: Το πρώτο 3DP αεροπλανάκι



Εικόνα 3.5: Τρισδιάστατη τυπωμένη προσθετική σιαγόνα

Το 2012, γιατροί και μηχανικοί στην Ολλανδία χρησιμοποιούν τρισδιάστατο εκτυπωτή της LayerWise για να εκτυπώσουν μια προσαρμοσμένη τρισδιάστατη προσθετική κάτω γνάθο, η οποία στη συνέχεια εμφυτεύεται σε μια 83χρονη γυναίκα που πάσχει από χρόνια λοίμωξη των οστών.

Το 2014 ο Richard Arm (MSc Smart Design, ερευνητής στο πανεπιστήμιο του Νότινγκχαμ της Μεγάλης Βρετανίας), χρησιμοποιώντας την τρισδιάστατη εκτύπωση, δημιουργεί ένα μοντέλο από τζελ σιλικόνης που μιμείται την υφή μιας πραγματικής καρδιάς και τις εσωτερικές λειτουργίες της, προκειμένου να ενισχύσει τη δυνατότητα έρευνας και πειραματισμού από τους ειδικευόμενους χειρουργούς.



Εικόνα 3.6: Τρισδιάστατη τυπωμένη καρδιά

3.2. Μαθηματικό υπόβαθρο

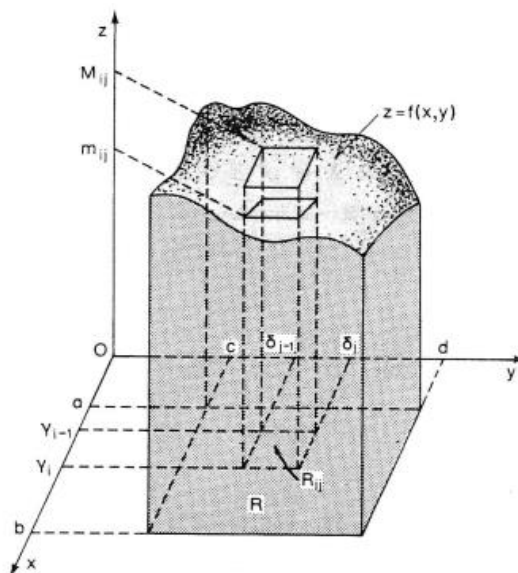
Η βάση πίσω από τη τρισδιάστατη εκτύπωση είναι το θεώρημα Fubini. Το θεώρημα Fubini, που πήρε το όνομα του από τον Ιταλό μαθηματικό Guido Fubini το 1907, δηλώνει ότι ένα αντικείμενο n διαστάσεων μπορεί να αναπαρασταθεί ως ένα φάσμα από στρώματα σχημάτων $(n-1)$ -διαστάσεων. Αυτό σημαίνει ότι οποιοδήποτε τρισδιάστατο σχήμα μπορεί να αναπαρασταθεί ως στρώματα 2 διαστάσεων.

Έστω λοιπόν $R = [a, b] \times [c, d]$ (όπου $a < b$ και $c < d$) ένα κλειστό ορθογώνιο του R^2 και $f: R \rightarrow R$ μία ολοκληρώσιμη συνάρτηση στο ορθογώνιο R . Τότε ισχύουν τα κάτωθι:

1. Όταν υπάρχει το (ορισμένο) ολοκλήρωμα $\int_c^d f(x, y) dy$ για κάθε $x \in [a, b]$, τότε υπάρχει και το (διπλό) διαδοχικό ολοκλήρωμα $\int_a^b \int_c^d f(x, y) dy dx$ και ισχύει $\iint_R f(x, y) dx dy = \int_a^b \int_c^d f(x, y) dy dx$

2. Όταν υπάρχει το (ορισμένο) ολοκλήρωμα $\int_a^b d(x, y) dx$ για κάθε $y \in [c, d]$, τότε υπάρχει και το (διπλό) διαδοχικό ολοκλήρωμα $\int_c^d \int_a^b f(x, y) dx dy$ και ισχύει $\iint_R f(x, y) dx dy = \int_c^d \int_a^b f(x, y) dx dy$

3. Όταν υπάρχουν τα (ορισμένα) ολοκληρώματα $\int_c^d f(x, y) dy$ για κάθε $x \in [a, b]$ και $\int_a^b d(x, y) dx$ για κάθε $y \in [c, d]$, τότε υπάρχουν και τα (διπλά) διαδοχικά ολοκληρώματα $\int_a^b \int_c^d f(x, y) dy dx$ και $\int_c^d \int_a^b f(x, y) dx dy$ και ισχύει $\iint_R f(x, y) dx dy = \int_a^b \int_c^d f(x, y) dy dx = \int_c^d \int_a^b f(x, y) dx dy$. Το διπλό ολοκλήρωμα ερμηνεύεται γεωμετρικά ως όγκος (στερεών) υποσυνόλων του χώρου R^3 δηλαδή $V = \iint f(x, y) dx dy$ (σχετική η Εικόνα 3.7).



Εικόνα 3.7: Γεωμετρική απεικόνιση του διπλού ολοκληρώματος

Το θεώρημα Fubini αποτελεί το βασικό μαθηματικό υπόβαθρο πάνω στο οποίο βασίζεται η λειτουργία των τρισδιάστατων εκτυπωτών. Ωστόσο, υπάρχουν και

άλλα θεωρήματα που συνδέονται με την λειτουργία των εκτυπωτών, όπως το θεώρημα του Green που θα αναλύσουμε παρακάτω.

Το θεώρημα του Green πήρε το όνομά του από τον George Green και είναι η ειδική δισδιάστατη περίπτωση, του θεωρήματος του Stokes. Το θεώρημα αυτό μας δίνει την σχέση μιας γραμμής γύρω από μια κλειστή καμπύλη C και ένα διπλό ολοκλήρωμα πάνω από το επίπεδο της περιοχής που οριοθετείται από την κλειστή καμπύλη C . Το θεώρημα Green λέει ότι, έστω $D = \{(x, y): a \leq x \leq b, \varphi_1(x) \leq y \leq \varphi_2(x)\} = \{(x, y): c \leq y \leq d, \psi_1(y) \leq x \leq \psi_2(y)\}$ ένα απλό υποσύνολο του R^2 , όπου οι συναρτήσεις φ_1, φ_2 και ψ_1, ψ_2 είναι τάξεως C^1 (στο $[a, b]$ και στο $[c, d]$ αντιστοίχως), $\Gamma = \partial D$ το σύνορο του συνόλου D και $\vec{F} = (P, Q)$ ένα C^1 διανυσματικό πεδίο του R^2 στο D . Τότε, ισχύει ο τύπος του Green $\int_{\Gamma^+} Pdx + Qdy = \iint_D \left(\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) dxdy$, όπου $\int_{\Gamma^+} Pdx + Qdy$ είναι το επικαμπύλιο ολοκλήρωμα (δευτέρου είδους) του διανυσματικού πεδίου \vec{F} κατά μήκος της θετικά προσανατολισμένης καμπύλης Γ και $\iint_D \left(\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) dxdy$ το διπλό ολοκλήρωμα του αριθμητικού πεδίου $\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y}$ επάνω στο σύνολο D του R^2 .

Το θεώρημα του Green είναι η ειδική περίπτωση του θεωρήματος Stokes όταν εφαρμόζεται σε μια περιοχή (x, y) του επιπέδου. Για το θεώρημα του Stokes έχουμε ότι, έστω S μια ανοιχτή επιφάνεια δύο όψεων που τελειώνει σε μια απλή κλειστή καμπύλη C . Θεωρούμε μια προσανατολισμένη κάθετη στην S θετική, αν αυτή βρίσκεται στη μια όψη της S , και αρνητική αν αυτή είναι στην άλλη όψη της S . Η εκλογή ποια όψη δίνει θετική κάθετη είναι αυθαίρετη, αλλά θα πρέπει να καθοριστεί από την αρχή. Ας καλέσουμε τη φορά διαγραφής της C θετική, αν ένας παρατηρητής περπατώντας πάνω στο σύνορο της S με το κεφάλι προς τη κατεύθυνση της θετικής κάθετης έχει την επιφάνεια αριστερά του. Τότε, αν A_1, A_2, A_3 (είναι μονότιμες και) έχουν συνεχείς μερικές παραγώγους πρώτης τάξεως σ' έναν τόπο που περιέχει την S , έχουμε:

$$\int_S A_1 dx + A_2 dy + A_3 dz = \iint_S \left[\left(\frac{\partial A_3}{\partial y} - \frac{\partial A_2}{\partial z} \right) \cos \alpha + \left(\frac{\partial A_1}{\partial z} - \frac{\partial A_3}{\partial x} \right) \cos \beta + \left(\frac{\partial A_2}{\partial x} - \frac{\partial A_1}{\partial y} \right) \cos \gamma \right] dS.$$

Σε διανυσματική μορφή με $A = A_1 i + A_2 j + A_3 k$ και $n = \cos \alpha i + \cos \beta j + \cos \gamma k$ ο τύπος αυτός γράφεται

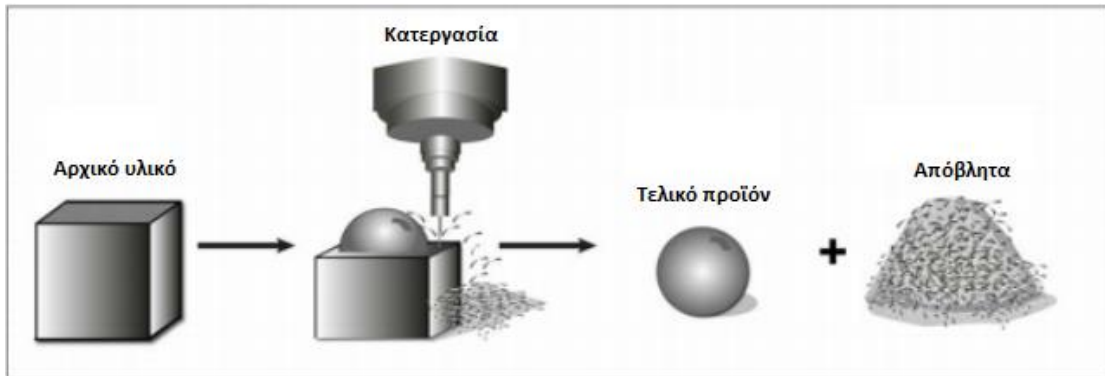
$$\int_C A \cdot dr = \iint_S (\nabla \times A) \cdot n dS$$

όπου και προκύπτει το δεύτερο μέρος του θεωρήματος Green, δηλαδή

$$\iint_S (\nabla \times A) \cdot n dS = \iint_D \left(\frac{\partial Q}{\partial x} - \frac{\partial P}{\partial y} \right) dxdy$$

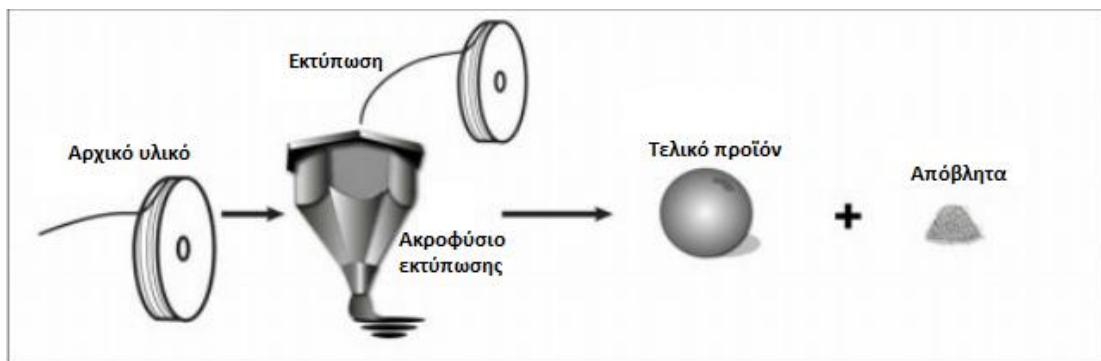
3.3. Τεχνολογίες

Για την κατασκευή ενός αντικειμένου με συμβατικό τρόπο, χρησιμοποιούσαμε την αφαιρετική μέθοδο παραγωγής, όπου ένα ακατέργαστο υλικό κόβεται στο επιθυμητό σχήμα και μέγεθος μέσα από τη διαδικασία αφαίρεσης του υλικού.



Εικόνα 3.8: Η αφαιρετική μέθοδος παραγωγής

Αντίθετα, η τρισδιάστατη εκτύπωση αποτελεί μια διαδικασία κατά την οποία έχουμε πρόσθεση υλικού. Η δημιουργία ενός αντικειμένου πραγματοποιείται με την διαδοχική συγκόλληση, την εναπόθεση ή με την στερεοποίηση λεπτών στρώσεων του υλικού, σύμφωνα με το σχέδιο ή την εικόνα που θα έχουμε στον υπολογιστή. Υπάρχουν διάφορες τεχνολογίες, τις οποίες χρησιμοποιούν οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές, ανάλογα με τις απαιτήσεις των προϊόντων προς εκτύπωση.



Εικόνα 3.9: Η προσθετική μέθοδος παραγωγής

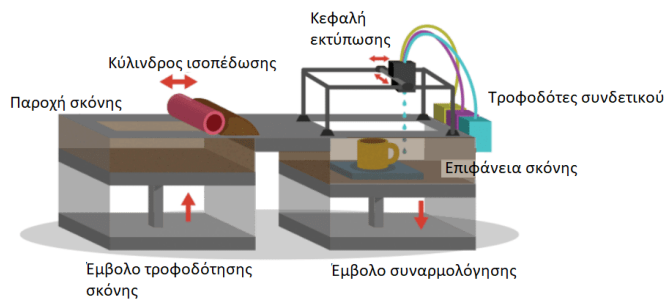
Ο όρος 3DP περιλαμβάνει μια σειρά διαφορετικών τεχνολογιών, οι οποίες μπορούν να ταξινομηθούν – βάσει της Αμερικανικής Εταιρείας Δοκιμών και Υλικών (ASTM)⁵- σε επτά κύριες κατηγορίες:

⁵ Η **American Society for Testing and Material** (Αμερικανική Εταιρεία Δοκιμών και Υλικών) είναι παγκόσμιος οργανισμός τυποποίησης που έχει αναπτυχθεί καθιερώνοντας πρότυπα γενικής αποδοχής σε ένα ευρύ φάσμα τεχνικών προϊόντων – υλικών, καθώς και επί συναφών συστημάτων και υπηρεσιών.

- Συνδετική με πίεση ακροφυσίου (Binder Jetting),
- Κατευθυνόμενη εναπόθεση ενέργειας (Directed Energy Deposition),
- Φωτοπολυμερισμό δεξαμενής (Vat Photopolymerisation),
- Εξώθηση υλικών (Material Extrusion),
- Υλικά με πίεση ακροφυσίου (Material Jetting),
- Σύντηξη στρώματος σκόνης (Powder Bed Fusion) και
- Συγκόλληση φύλλων (Sheet Lamination)

3.3.1. Συνδετική με Πίεση Ακροφυσίου (Binder Jetting - BJ)

Η τεχνολογία Binder Jetting (BJ) εισήχθη για πρώτη φορά από τους Saches et al. Πρόκειται για έναν συνδυασμό σύντηξης σκόνης και εκτόξευσης υλικού. Σε αυτή την τεχνολογία ένα ή περισσότερα ακροφύσια εγχέουν ένα συνδετικό υγρό στο στρώμα σκόνης για να κολλήσει τα σωματίδια μεταξύ τους. Στο σύστημα αυτό, όπως φαίνεται στην εικόνα 3.10, υπάρχουν δύο θάλαμοι, ο ένας είναι δεξαμενή σκόνης και ο άλλος μια πλατφόρμα κατασκευής. Αφού συγκολληθεί το πρώτο λεπτό στρώμα σκόνης, η πλατφόρμα μετακινείται προς τα κάτω. Στη συνέχεια προστίθενται τα επόμενα στρώματα από έναν κύλινδρο ισοπέδωσης, ώστε να κατασκευασθεί ολόκληρο το αντικείμενο. Μετά τη συγκόλληση το αντικείμενο αφαιρείται από τη πλατφόρμα για περαιτέρω επεξεργασία, που περιλαμβάνει την απομάκρυνση της σκόνης που περισσεύει.



Εικόνα 3.10: Binder Jetting

Η τελευταία διαδικασία όμως πρέπει να γίνει με πολύ προσεκτικό τρόπο όσον αφορά τα μεταλλικά μέρη. Για να παραχθεί ένα μεταλλικό αντικείμενο πρέπει πρώτα να απομακρυνθεί για 6-12 ώρες - ανάλογα με τον τύπο του μεταλλικού υλικού - και να υποβληθεί σε θερμική επεξεργασία σε ορισμένη θερμοκρασία και χρόνο. Η πυκνότητα του μεταλλικού μέρους αυξάνεται κατά τη σύντηξη, με αποτέλεσμα να βελτιώνεται η δύναμη και οι μηχανικές ιδιότητες του αντικειμένου. Εκτός από τα μέταλλα, και οι κεραμικές σκόνες χρησιμοποιούνται επίσης στην τεχνολογία BJ. Η διαδικασία είναι παρόμοια, ενώ για την αφαίρεση του συνδετικού πολυμερούς χρησιμοποιείται η θερμική αποσύνθεση.

Η τεχνολογία BJ παρουσιάζει αρκετά πλεονεκτήματα. Πρώτα από όλα διευκολύνει την κατασκευή σύνθετων μερών με συνδυασμό υλικών σε σκόνη και συνδετικό υγρό. Επίσης παράγει μεταλλικά και κεραμικά μέρη με καλύτερη ποιότητα. Τέλος, δίνει τη δυνατότητα να παραχθούν αντικείμενα με πολλά χρώματα. Στα μειονεκτήματα συγκαταλέγονται η ακρίβεια και το φινίρισμα των επιφανειών που παράγονται, τα οποία είναι χαμηλότερα από ότι σε άλλες τεχνολογίες, καθώς

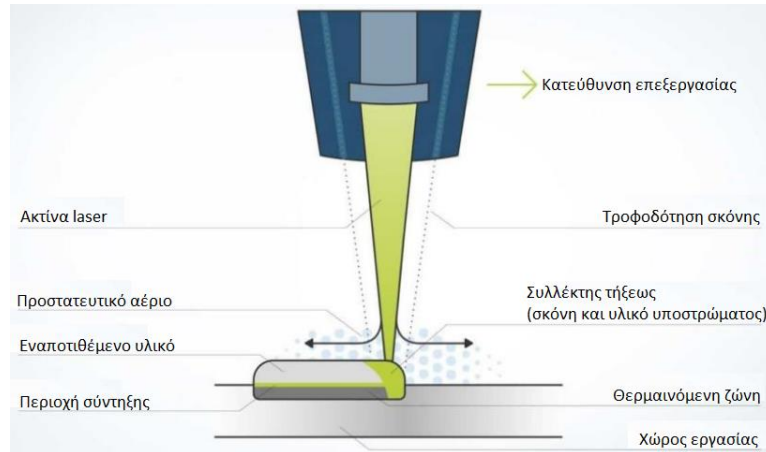
επίσης και η μερική τήξη της σκόνης που απαιτείται ώστε να παραχθούν πυκνά μέρη με αξιόπιστες μηχανικές ιδιότητες.

3.3.2. Κατευθυνόμενη Εναπόθεση Ενέργειας (Directed Energy Deposition – DED)

Η κατευθυνόμενη εναπόθεση ενέργειας είναι μια πιο περίπλοκη διαδικασία εκτύπωσης που χρησιμοποιείται συνήθως για την επισκευή ή την προσθήκη πρόσθετου υλικού σε υπάρχοντα εξαρτήματα. Η κατευθυνόμενη εναπόθεση ενέργειας έχει υψηλό βαθμό ελέγχου της δομής των κόκκων ώστε να μπορεί να παράγει καλή ποιότητα του αντικειμένου. Η διαδικασία της κατευθυνόμενης εναπόθεσης ενέργειας είναι κατ' αρχήν παρόμοια με την εξώθηση υλικού. Εδώ, όμως, η συσκευή εκτύπωσης 3D συνδέεται συνήθως με ρομποτικό βραχίονα πολλαπλών αξόνων και αποτελείται από ένα ακροφύσιο που εναποθέτει μεταλλική σκόνη ή σύρμα σε μια επιφάνεια και μια πηγή ενέργειας (λείζερ, δέσμη ηλεκτρονίων ή τόξο πλάσματος) που την λιώνει, σχηματίζοντας ένα στερεό αντικείμενο. Αυτή η διαδικασία χρησιμοποιείται κυρίως στη βιομηχανία μετάλλων υψηλής τεχνολογίας και σε εφαρμογές ταχείας κατασκευής και κερδίζει έδαφος στους τομείς εργαλείων, μεταφορών, αεροδιαστημικής, πετρελαίου και φυσικού αερίου.

3.3.2.1. Απόθεση Μετάλλου Βασισμένη σε Λείζερ (LaserBased Metal Deposition - LBMD)

Είναι μία από τις πιο κοινές διαδικασίες DED που χρησιμοποιούν ακτίνα λέιζερ ως πηγή θερμότητας και μεταλλική σκόνη ως πρώτη ύλη. Το πρώτο μηχανογραφημένο μηχάνημα ήταν το LENS, το οποίο είχε αρχικά ένα λέιζερ Nd-YAG. Στη συνέχεια δημιουργήθηκαν σύγχρονες μηχανές με διπλή κεφαλή λέιζερ και λέιζερ ιών. Η διαδικασία πραγματοποιείται σε θάλαμο όπου αφαιρείται το οξυγόνο και τροφοδοτείται αδρανές αέριο (συνήθως αργόν). Αυτό το σύστημα αδρανούς αερίου είναι αρκετές φορές καθαρότερο από αυτό σε μηχανήματα σύντηξης κλίνης σε σκόνη. Προκειμένου να επιτευχθούν οι επιθυμητές συνθήκες κατάθεσης, θα πρέπει να ρυθμιστούν προσεκτικά μερικές παράμετροι διεργασίας όπως ο ρυθμός ροής σκόνης, η ταχύτητα απόθεσης και η ισχύς λέιζερ. Αρχικά, χρησιμοποιήθηκε λέιζερ CO₂, το οποίο έχει το πλεονέκτημα να είναι μια οικονομική, υψηλής παραγόμενης θερμότητας πηγή. Όμως, η απορροφητικότητα των περισσότερων υλικών είναι πολύ μικρότερη σε μήκη κύματος λέιζερ CO₂, από ότι για Nd-YAG (neodymium-doped yttrium aluminium garnet; Nd:Y₃Al₅O₁₂) ή λέιζερ ιών και έτσι σχεδόν όλα τα νέα DED συστήματα χρησιμοποιούν τώρα ίνες, διόδους, ή λέιζερ Nd-YAG.

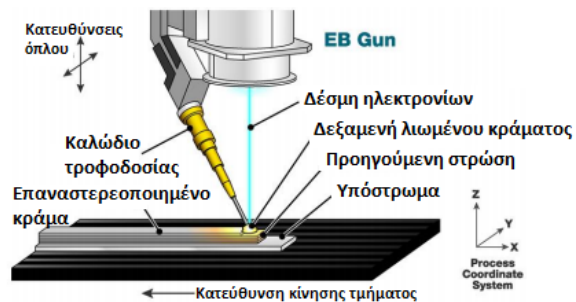


Εικόνα 3.11: Directed Energy Deposition με τεχνολογία LBMD

3.3.2.2. Απόθεση Μετάλλου Βασισμένη σε Δέσμη Ηλεκτρονίων (Electron Beam Based Metal Deposition - EBBMD ή Electron Beam Additive Manufacturing - EBAM)

Η τεχνολογία Electron Beam Additive Manufacturing (EBAM) αναπτύχθηκε από την Sciaky με στόχο την κατασκευή υψηλής ποιότητας μεταλλικών εξαρτημάτων σε σύντομο χρονικό διάστημα, με μειωμένο κόστος και με λιγότερα απόβλητα υλικού. Η EBAM, μπορεί επίσης να παράγει μεταλλικές κατασκευές μεγάλης κλίμακας, μήκους έως 19 ιντσών, κατασκευασμένες από κράμα τιτανίου, τανταλίου και νικελίου. Επιπλέον, η διαδικασία EBAM μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε οποιαδήποτε φάση του κύκλου ζωής του προϊόντος: από ταχέα πρωτότυπα και εξαρτήματα παραγωγής έως τις εφαρμογές επισκευής και ανακατασκευής.

Ξεκινώντας με ένα μοντέλο 3D από ένα πρόγραμμα CAD, το πιστόλι ηλεκτρονικής δέσμης (EB) της Sciaky εναποθέτει μέταλλο (μέσω καλωδίου τροφοδοσίας), στρώμα προς στρώμα, έως ότου το τμήμα φτάσει σε σχεδόν καθαρό



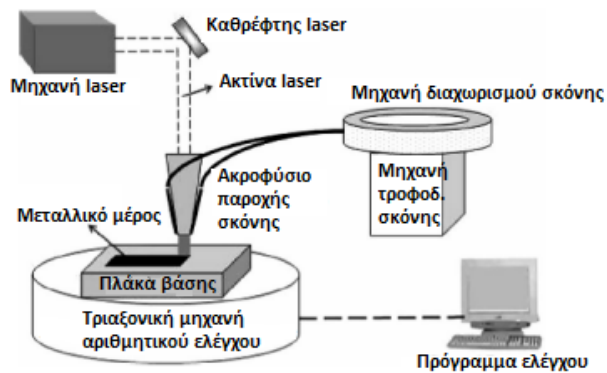
Εικόνα 3.12: Directed Energy Deposition με τεχνολογία EBAM

σχήμα και είναι έτοιμο για τελική επεξεργασία. Ένα σύστημα ελέγχου κλειστού βρόχου, το IRISS® (Interlayer Real-Time Imaging & Sensing System), που αποτελεί ευρεσιτεχνία της Sciaky, εξασφαλίζει σταθερή γεωμετρία εξαρτημάτων, μηχανικές ιδιότητες, μικροδομή, χημεία μετάλλων και πολλά άλλα από το πρώτο μέρος έως το τελευταίο. Όσον αφορά την παραγωγή μεγάλων, υψηλής ποιότητας μεταλλικών ανταλλακτικών, καμία άλλη διαδικασία κατασκευής πρόσθετων μετάλλων στον κόσμο δεν λειτουργεί ταχύτερα - ή είναι πιο οικονομική - από την EBAM χάρη σε αυτόν τον υψηλό ρυθμό απόθεσης (HDR). Επιπλέον, με ένα σύστημα διπλής τροφοδοσίας EBAM, μπορούν να συνδυαστούν δύο διαφορετικά

μεταλλικά κράματα σε ένα ενιαίο σύνολο τήγματος, για να δημιουργηθούν εξαρτήματα ή πλινθώματα "προσαρμοσμένου κράματος". Ακόμη, τα δύο διαφορετικά υλικά μπορούν να συνδυαστούν είτε με διαφορετικό βαθμό μίξης δημιουργώντας "διαβαθμισμένα" μέρη ή κατασκευές είτε με διαφορετικό διαμέτρημα - λεπτότερης απόθεσης (λεπτό σύρμα) και ακαθάριστης απόθεσης (χοντρό σύρμα).

3.3.2.3. Laser Engineering Net Shape - LENS

Η τεχνολογία LENS αναπτύχθηκε από το εργαστήριο Sandia National Laboratories και διατέθηκε εμπορικά από την Optomec Inc. το 1997. Τα συστήματα παραγωγής 3D LENS χρησιμοποιούν λέιζερ υψηλής ισχύος για την κατασκευή αντικειμένων κατά στρώμα απευθείας από μέταλλα σε σκόνη, κράματα, κεραμικά ή σύνθετα υλικά, όπου η σκόνη



Εικόνα 3.13: Directed Energy Deposition με τεχνολογία LENS

εναποτίθεται και τήκεται ταυτόχρονα. Η διαδικασία LENS πρέπει να πραγματοποιείται σε ερμητικά σφραγισμένο θάλαμο γεμάτο με αργό, έτσι ώστε τα επίπεδα οξυγόνου και υγρασίας να παραμένουν πολύ χαμηλά. Αυτό διατηρεί το μέρος καθαρό και αποτρέπει την οξείδωση. Το μεταλλικό υλικό σε σκόνη καταλήγει απευθείας στην κεφαλή εναπόθεσης υλικού. Μόλις κατατεθεί ένα μόνο στρώμα, η κεφαλή απόθεσης υλικού μεταβαίνει στο επόμενο στρώμα, μέχρι να κατασκευαστεί το τελικό αντικείμενο. Όταν ολοκληρωθεί, το εξάρτημα αφαιρείται και μπορεί να υποστεί θερμική επεξεργασία, θερμή ισοστατική πίεση, μηχανική κατεργασία ή ολοκλήρωση με οποιοδήποτε απαιτούμενο τρόπο. Οι πιο σύγχρονες μηχανές που διατίθενται από την Optomec, διαθέτουν σύστημα πέντε αξόνων, αντί τριών, παρέχοντας τη δυνατότητα εναπόθεσης σκόνης από οποιοδήποτε προσανατολισμό και τέσσερα ακροφύσια για την παροχή της σκόνης. Επίσης διαθέτουν σύστημα ελέγχου και παρακολούθησης του ύψους των στρώσεων και του μεγέθους της λίμνης λιωμένου υλικού.

3.3.3. Φωτοπολυμερισμού Δεξαμενής (Vat Photopolymerisation)

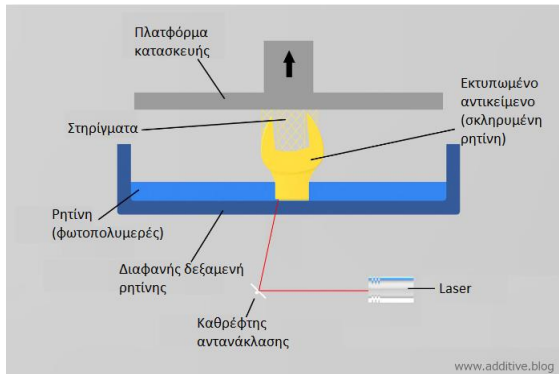
Ο Φωτοπολυμερισμός Δεξαμενής είναι η τεχνολογία που κάνει χρήση είτε υγρών ρητινών που πολυμερίζονται υπό την επίδραση ακτινοβολίας είτε φωτοπολυμερών ως κύρια υλικά. Φωτοπολυμερισμός ονομάζεται η χημική αντίδραση κατά την οποία, όταν το φωτοπολυμερές υλικό εκτίθεται σε υπεριώδεις ακτινοβολίες (UV), αντιδρά, με αποτέλεσμα το εκτεθειμένο πολυμερές υγρό να

πολυμερίζεται. Κατά τη διάρκεια στερεοποίησης, οι μονομερείς αλυσίδες άνθρακα, που συνθέτουν την υγρή ρητίνη, ενεργοποιούνται από το φως του λέιζερ και γίνονται στερεές, δημιουργώντας άθραυστους δεσμούς μεταξύ τους. Τα περισσότερα φωτοπολυμερή αντιδρούν σε διάφορους τύπους ακτινοβολίας, όπως στις ακτίνες-γ, ακτίνες X, δέσμη ηλεκτρονίων, υπεριώδη ακτινοβολία (UV) και σε ορισμένες περιπτώσεις, όπως στην οδοντιατρική, χρησιμοποιείται ακόμη και ορατό φως για τη σφράγιση της επιφάνειας των δοντιών με ρητίνες. Στα πιο σημαντικά πλεονεκτήματα του φωτοπολυμερισμού δεξαμενής συγκαταλέγονται η ακρίβεια των διαστάσεων και το φινίρισμα της επιφάνειας των αντικειμένων. Χάρη στην εφεύρεση της παραγωγής στερεών πολυμερών που σκληραίνουν με υπεριώδη ακτινοβολία, η τεχνολογία της στερεολιθογραφίας (SLA) εξελίχθηκε τόσο ώστε τα τρισδιάστατα μέρη να μπορούν να κατασκευαστούν, καθώς το ένα στρώμα σκληραίνει πάνω στο άλλο στρώμα.

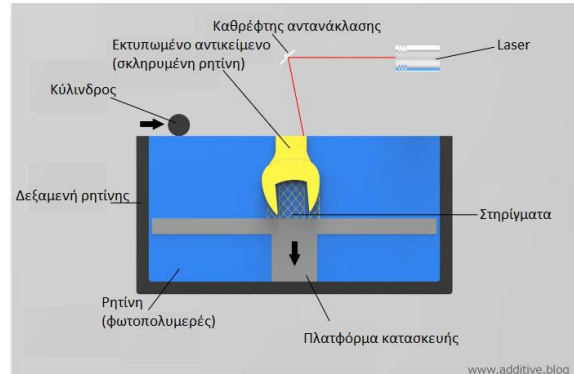
3.3.3.1. Στερεολιθογραφία (Stereolithography - SLA)

Η στερεογραφία επινοήθηκε από τον Charles Hull το 1984. Αποτελεί την παλαιότερη τεχνική για την τρισδιάστατη εκτύπωση και βασίζεται, όπως ήδη έχει προαναφερθεί, στο γεγονός ότι τα υγρά πολυμερή στερεοποιούνται όταν εκτεθούν σε υπεριώδη ακτινοβολία. Η υπεριώδης ακτινοβολία προέρχεται συνήθως από ένα λέιζερ UV, αλλά μπορεί επίσης να δημιουργηθεί από έναν προβολέα ψηφιακού φωτός (DLP), όπως θα αναφερθεί παρακάτω.

Ένας τρισδιάστατος εκτυπωτής με τεχνολογία SLA χρησιμοποιεί μια πλατφόρμα βυθισμένη σε μια διαφανή δεξαμενή που είναι γεμάτη με υγρή ρητίνη. Αρχικά, η βάση τοποθετείται σε ελάχιστο βάθος μέσα στο υγρό, ανάλογο με το πάχος της στρώματος που πρόκειται να κατασκευαστεί. Στη συνέχεια μια κεφαλή laser υπεριώδων ακτίνων χαμηλής ισχύος κινούμενη οριζοντίως και καθέτως σχεδιάζει το αντικείμενο, σύμφωνα με το ψηφιακό σχέδιο. Η δέσμη λέιζερ κινείται σε μία προκαθορισμένη διαδρομή, χρησιμοποιώντας καθρέπτες, που ονομάζονται γάλβοι. Τα σημεία που περνάει το laser στερεοποιούνται και έτσι δημιουργείται το πρώτο στρώμα. Μετά την δημιουργία του πρώτου στρώματος, η βάση βυθίζεται κι άλλο και ακολουθείται η ίδια διαδικασία για το επόμενο στρώμα, ενώ ένας κύλινδρος "απλώνει" και οριζοντιώνει το υγρό πάνω στο στερεοποιημένο τμήμα και η κεφαλή laser χαράσσει τη νέα διατομή πάνω στην πρώτη. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται μέχρι να ολοκληρωθεί η κατασκευή του αντικειμένου. Στη συνέχεια το αντικείμενο απομακρύνεται από το δοχείο, πλένεται, αφαιρούνται τα τυχόν στηρίγματά του και κατόπιν τοποθετείται σε ένα "φούρνο" υπεριώδων ακτίνων για τη τελική σκλήρυνση. Στις αρχές της χρήσης της στερεολιθογραφίας, τα αντικείμενα που δημιουργούνταν ήταν αρκετά εύθραυστα και με λιγοστή λεπτομέρεια. Όμως με την συνεχή βελτίωσή της τεχνολογίας, έχει επιτευχθεί η παραγωγή αρκετά λεπτομερών και ανθεκτικών μοντέλων.



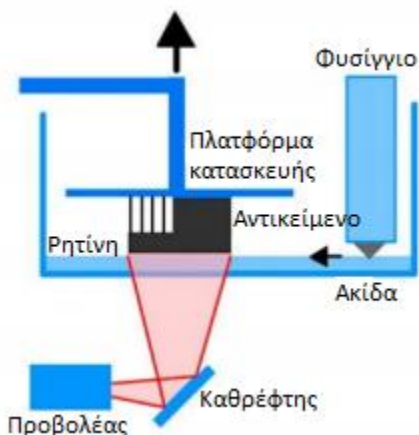
Εικόνα 3.14: Vat Photopolymerisation με τεχνολογία SLA (classic)



Εικόνα 3.15: Vat Photopolymerisation με τεχνολογία SLA (reversed printing direction)

3.3.3.2. Ψηφιακή Επεξεργασία Φωτός (Digital Light Processing- DLP)

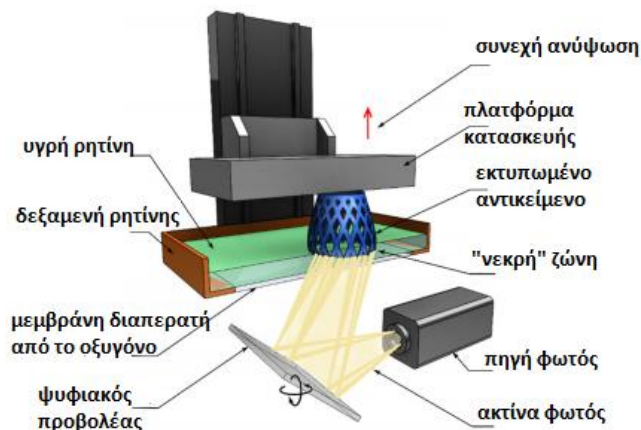
Η τεχνολογία Digital Light Processing (DLP) είναι μία παρόμοια διαδικασία με την SLA που λειτουργεί με φωτοπολυμερή, με τη διαφορά ότι στην DLP η πηγή φωτός είναι μία ειδικά σχεδιασμένη οθόνη ψηφιακού προβολέα φωτός. Ο προβολέας DLP εμφανίζει την εικόνα του μοντέλου 3D πάνω σε όλο το επίπεδο του υγρού πολυμερούς. Έτσι, όλα τα σημεία ενός στρώματος σκληραίνουν και στερεοποιούνται ταυτόχρονα. Με αυτό τον τρόπο, η ταχύτητα εκτύπωσης αυξάνεται συγκριτικά με το SLA, αφού χρειάζεται λιγότερος χρόνος για τη στερεοποίηση ενός στρώματος. Μία άλλη διαφορά του DLP σε σχέση με το SLA είναι ότι κατά την εκκίνηση της εκτύπωσης η πλατφόρμα κατασκευής βυθίζεται στο κάτω μέρος της δεξαμενής και ανεβαίνει σταδιακά κατά τη διαδικασία εκτύπωσης προς τα πάνω. Το πρώτο στρώμα του αντικειμένου στερεοποιείται με την βοήθεια του προβολέα, κάνοντας το να κολλήσει στην πλατφόρμα κατασκευής. Η πλατφόρμα ανεβαίνει και το υγρό πολυμερές εκτίθεται και πάλι στο φως του προβολέα. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρις ότου ολοκληρωθεί το αντικείμενο, ενώ η δεξαμενή αποστραγγίζεται από το υγρό αποκαλύπτοντας το στερεοποιημένο μοντέλο. Αξίζει επίσης να επισημανθεί ότι η DLP παράγει λιγότερα απόβλητα, μειώνοντας το κόστος της διαδικασίας.



Εικόνα 3.16: Vat Photopolymerisation με τεχνολογία DLP

3.3.3.3. Συνεχής Ψηφιακή Επεξεργασία Φωτός (Continuous Digital Light Processing - CDLP)

Η τεχνολογία Continuous Digital Light Processing (CDLP) ή Continuous Liquid Interface Production (CLIP) χρησιμοποιεί ψηφιακή προβολή με LED και ένα διαπερατό από οξυγόνο παράθυρο, αντί για ένα κανονικό γυάλινο παράθυρο. Μία ακτίνα υπεριώδους φωτός λάμπει μέσα από το παράθυρο, φωτίζοντας την ακριβή διατομή του αντικειμένου. Το φως προκαλεί τη στερεοποίηση της ρητίνης (φωτοπολυμερισμός). Μία διαπερατή από οξυγόνο μεμβράνη βρίσκεται κάτω από τη ρητίνη, η οποία δημιουργεί μια «νεκρή ζώνη», τόσο παχιά όσο τα ανθρώπινα μαλλιά, που επιτρέπει στην υγρή ρητίνη να ρέει κάτω και να δημιουργεί επαφή με τον πυθμένα του αντικειμένου, καθώς το αντικείμενο ανεβαίνει αργά. Αυτή η ροή ρητίνης χωρίς σκλήρυνση αυξάνει σημαντικά την ανάλυση του εκτυπωμένου τμήματος καθώς επίσης και μειώνει τον κίνδυνο αστοχίας εκτύπωσης. Μας επιτρέπει επίσης να εκμεταλλευτούμε ένα τεράστιο εύρος υλικών για την παραγωγή εξαρτημάτων υψηλής ποιότητας. Επιπλέον, σε αντίθεση με τη μέθοδο στρώματος προς στρώμα οι μηχανές CDLP/CLIP σχεδιάζονται με συνεχή κίνηση της πλατφόρμας κατασκευής, επιτρέποντας έτσι την αδιάλειπτη πρωτότυπη εκτύπωση σε ταχύτητες εκατοντάδων χιλιοστών ανά ώρα (25 έως 100 φορές ταχύτερη από τα διαθέσιμα εμπορικά PolyJet ή SLA μηχανήματα).



Εικόνα 3.17: Vat Photopolymerisation με τεχνολογία CDLP/CLIP

3.3.4. Εξώθηση Υλικού (Material Extrusion - ME)

Η τεχνολογία Material Extrusion (ME) είναι μία τεχνική κατασκευής αντικειμένων, που χρησιμοποιεί συνεχές νήμα από θερμοπλαστικό ή σύνθετο υλικό. Το υλικό με τη μορφή πλαστικού νήματος τροφοδοτείται μέσω ενός ακροφυσίου, όπου θερμαίνεται και στη συνέχεια εναποτίθεται στην πλατφόρμα κατασκευής στρώμα προς στρώμα. Απαραίτητο είναι η πρώτη ύλη, όταν εξέρχεται από το ακροφύσιο, να είναι σε ημι-στερεά κατάσταση και η πίεση που ασκείται να είναι σταθερή, ώστε το εξωθούμενο υλικό να ρέει με σταθερό ρυθμό. Η κατάσταση στην οποία βρίσκεται η πρώτη ύλη μπορεί να ελεγχθεί με τη χρήση διαλυτών ή

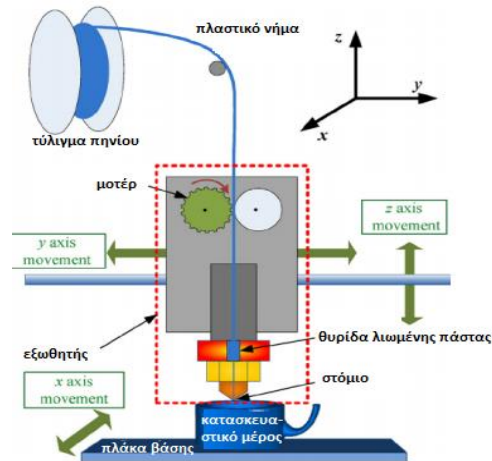
παραγόντων σκλήρυνσης, ώστε το εξερχόμενο υλικό να στερεοποιηθεί πλήρως και να συνενωθεί με το υπόλοιπο σώμα του αντικειμένου. Η πιο διαδεδομένη τεχνολογία σε αυτήν την κατηγορία είναι η Fused Deposition Modeling (FDM).

3.3.4.1. Μοντελοποίηση Εναπόθεσης Τηγμένου Υλικού (Fused Deposition Modeling - FDM)

Η τεχνολογία Fused Deposition Modeling (FDM) ή Fused Filament Fabrication (FFF) ή Fused Layer Modeling/Manufacturing (FLM) ή Composite Filament Fabrication (CFF) αναπτύχθηκε εμπορικά από την εταιρία Stratasys το 1990. Μηχανήματα αυτής της τεχνολογίας αποτελούνται από μία ή περισσότερες κεφαλές εξώθησης, μία πλατφόρμα κατασκευής και από βηματικούς κινητήρες (stepper motors), οι οποίοι μετακινούν το νήμα, τις κεφαλές και τη βάση. Ο εξωθητής του εκτυπωτή είναι προσαρμοσμένος σε ένα σύστημα με τρεις άξονες, ώστε να μπορεί να κινείται σε τρεις διαφορετικές κατευθύνσεις, (x), (y) και (z).

Η τεχνολογία FDM λειτουργεί ως εξής: ένα πλαστικό συνεχές νήμα (filament) διαπερνά το ακροφύσιο, το οποίο λιώνει όταν έρχεται σε επαφή, παράγοντας μία στρώση θερμοπλαστικού υλικού, το ύψος της οποίας καθορίζει την ποιότητα της τρισδιάστατης εκτύπωσης. Πιο συγκεκριμένα, το θερμοπλαστικό υλικό τροφοδοτείται από ένα πηνίο, μέσω μιας κινούμενης θερμαινόμενης κεφαλής, από όπου και εξωθείται σε θερμοκρασία λίγο μεγαλύτερη από τη θερμοκρασία τήξης του υλικού. Όταν το ακροφύσιο πετύχει την επιθυμητή, ανάλογα με το υλικό, θερμοκρασία, εναποθέτει σε προκαθορισμένες θέσεις πάνω στη βάση εκτύπωσης το υλικό σε ημίρρευστη κατάσταση, όπου ψύχεται και στη συνέχεια στερεοποιείται. Το υλικό σκληραίνει αμέσως μετά από την εξώθησή του από το ακροφύσιο, αφενός γιατί η βάση βρίσκεται σε χαμηλότερη θερμοκρασία, αφετέρου επειδή πλησίον της κεφαλής βρίσκεται ανεμιστήρας, τροφοδοτώντας συνεχώς αέρα για την ψύξη του υλικού. Στη συνέχεια η βάση κατεβαίνει όσο και το πάχος της στρώσης και η κεφαλή εναποθέτει το δεύτερο στρώμα πάνω στο πρώτο. Η εναπόθεση πάνω στην πλατφόρμα κατασκευής συνεχίζεται σταδιακά, μέχρι να ολοκληρωθεί το αντικείμενο.

Σημαντικά πλεονεκτήματα για την FDM είναι το εύρος των υλικών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν και οι αποτελεσματικές μηχανικές ιδιότητες των εξαρτημάτων που προκύπτουν από αυτή την τεχνολογία. Τα εξαρτήματα που κατασκευάζονται με FDM είναι από τα πιο ισχυρά για οποιαδήποτε διαδικασία παραγωγής πρόσθετων με βάση το πολυμερές. Το κύριο μειονέκτημα της χρήσης αυτής της τεχνολογίας είναι η ταχύτητα κατασκευής. Λόγω της αδράνειας των κεφαλών, η μέγιστη ταχύτητα που μπορεί να επιτευχθεί είναι αρκετά μικρότερη από άλλα συστήματα. Επιπλέον, το FDM απαιτεί απεικόνιση του υλικού με διανυσματικό τρόπο που περιλαμβάνει πολλές αλλαγές στην κατεύθυνση. Ένα άλλο μειονέκτημα, επίσης, είναι ότι δεν μπορούν να κατασκευαστούν αιχμηρές γωνίες, επειδή τα ακροφύσια είναι κυκλικά.



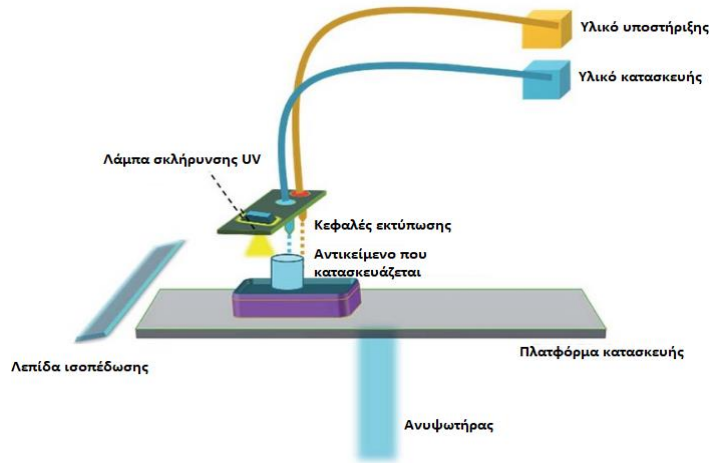
Εικόνα 3.18: Material Extrusion με τεχνολογία FDM

Μια μεγάλη ποικιλία υλικών μπορεί να εξωθηθεί, με τα πιο δημοφιλή να είναι θερμοπλαστικά, (ακρυλονιτρίλιο βουταδιένιο στυρόλιο, το πολυγαλακτικό οξύ, το πολυστυρόλιο υψηλής πρόσκρουσης, το θερμοπλαστικό πολυουρεθάνιο, το αλειφατικό PolyAmides/Nylon) κ.ά. Επιπλέον, υλικά που μοιάζουν με πάστα όπως κεραμικά, σκυρόδεμα και σοκολάτα μπορούν να εξωθούνται χρησιμοποιώντας αυτήν την τεχνική εκτύπωσης 3D.

3.3.5. Υλικά με Πίεση Ακροφυσίου (Material Jetting - MJ)

Η τεχνολογία Material Jetting (MJ) είναι μια διαδικασία εκτύπωσης inkjet, κατά την οποία οι κεφαλές εκτύπωσης εναποθέτουν πάνω στην πλατφόρμα κατασκευής υγρό φωτοαντιδραστικού υλικού. Το υλικό στερεοποιείται μόλις κρυώσει δημιουργώντας ένα στρώμα. Οι μέθοδοι εναπόθεσης υλικού ποικίλλουν από εκτύπωση σε εκτύπωση και μπορεί η πτώση υλικού να γίνεται είτε συνεχόμενα είτε σε Drop-on-Demand (DOD). Η τεχνική DOD χρησιμοποιείται συνήθως για την εναπόθεση παχύρρευστων υγρών υλικών. Μόλις το υλικό θερμανθεί στους 30-60 °C, η κεφαλή εκτύπωσης αρχίζει να κινείται, εναποθέτοντας πάνω στην πλατφόρμα το πρώτο στρώμα υλικού. Το εναποτιθέμενο υλικό εκτίθεται στο υπεριώδες φως (φωτοπολυμερισμός), όπως και στην SLA, και στερεοποιείται. Μόλις στερεωθεί το πρώτο στρώμα, η πλατφόρμα κατασκευής χαμηλώνει και η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι την ολοκλήρωση του αντικειμένου. Προκειμένου να εξασφαλιστεί η σταθερότητα του εξαρτήματος κατά τη διαδικασία εκτύπωσης, εκτυπώνονται ταυτόχρονα με το εξάρτημα και οι δομές στήριξης από jel ή κερί. Το υποστηρικτικό υλικό αφαιρείται κατόπιν είτε με το χέρι είτε με υψηλής ισχύος εκτόξευση νερού.

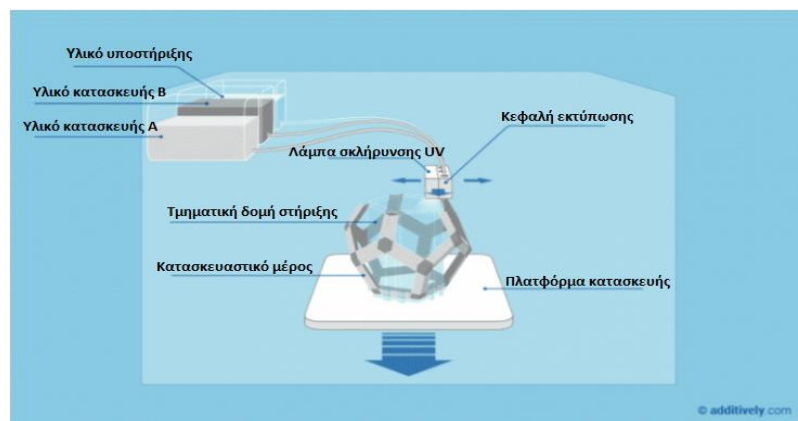
Με τις τεχνολογίες MJ επιτυγχάνεται πολύ καλή ακρίβεια και καλό φινίρισμα επιφανειών. Τα τελικά αντικείμενα όμως είναι σχετικά εύθραυστα και η διαδικασία είναι σχετικά αργή. Στην MJ τεχνολογία μπορούν να συνδυαστούν διαφορετικά υλικά εκτύπωσης στο ίδιο 3D μοντέλο παρέχοντας τη δυνατότητα κατασκευής λειτουργικών εξαρτημάτων από διαφορετικά υλικά.



Εικόνα 3.19: Material Jetting

3.3.5.1. Εκτόξευση Φωτοπολυμερούς (Photopolymer Jetting - PJ)

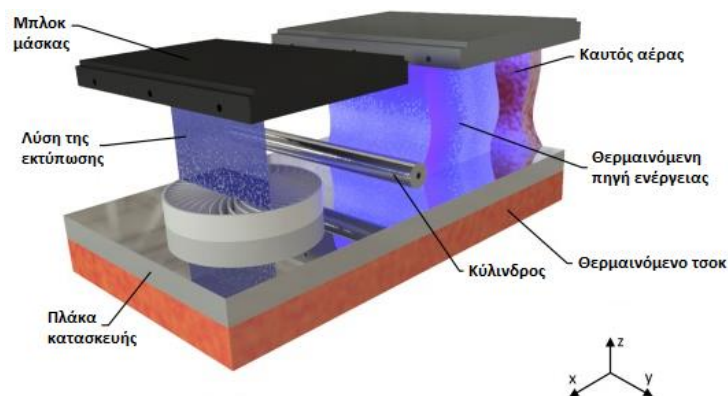
Η τεχνολογία Photopolymer Jetting (PJ) χρησιμοποιεί συνήθως δύο ή περισσότερες κεφαλές εκτόξευσης. Η μία κεφαλή εκτοξεύει δομικό υλικό και η άλλες υλικό στήριξης. Οι κεφαλές εκτύπωσης κινούνται στις κατευθύνσεις (x) και (y), πάνω από την πλατφόρμα κατασκευής. Κατά την εκτύπωση ρίχνουν μικροσκοπικές σταγόνες φωτοπολυμερούς πάνω στην πλάκα κατασκευής, οι οποίες στερεοποιούνται υπό την επίδραση μιας λάμπας UV, επιτρέποντας έτσι την κατασκευή στρωμάτων το ένα πάνω στο άλλο. Το υλικό στήριξης αφαιρείται στη συνέχεια με το χέρι, χρησιμοποιώντας ένα ρεύμα νερού υπό πίεση και ένα λουτρό χημικού διαλύματος. Οι εκτυπωτές με πολλές κεφαλές εκτόξευσης έχουν την δυνατότητα να εκτυπώνουν αντικείμενα πολλαπλών υλικών και χρωμάτων, με πολύ καλή ακρίβεια και καλό φινίρισμα επιφανειών, αλλά λειτουργούν μόνο με φωτοπολυμερή υλικά τα οποία δεν είναι ανθεκτικά στο χρόνο, με αποτέλεσμα τα αντικείμενα που παράγονται να έχουν περιορισμένες μηχανικές ιδιότητες και να μην είναι ανθεκτικά.



Εικόνα 3.20: Material Jetting με τεχνολογία PJ

3.3.5.2. Νανοδομημένα με Πίεση Ακροφυσίου (NanoParticle Jetting - NPJ)

Το NanoParticle Jetting είναι μια λύση κατασκευής πρόσθετων με βάση inkjet, που αναπτύχθηκε από την XJet το 2016. Στη διαδικασία αυτή το υλικό κατασκευής είναι τα μεταλλικά ή κεραμικά νανοδομημένα. Αυτά τα νανοδομημένα περιβάλλονται από ένα ελαιώδες υγρό και δημιουργούν σταγονίδια, τα οποία καθώς ψεκάζονται, δημιουργούν ένα εξαιρετικά λεπτό στρώμα. Ταυτόχρονα, ένα διαλυτό υλικό στήριξης εναποτίθεται με τον ίδιο τρόπο, το οποίο αργότερα αφαιρείται εύκολα. Τόσο το δομικό υλικό όσο και το υλικό στήριξης αιωρούνται σε ένα υγρό το οποίο, με τις εξαιρετικά υψηλές θερμοκρασίες στον θάλαμο κατασκευής (300°C), εξατμίζεται, αφήνοντας πίσω το μηχανικά βελτιστοποιημένο μέρος. Τα νανοδομημένα ποικίλλουν σε μέγεθος και σχήμα και διανέμονται τυχαία στην πλατφόρμα κατασκευής για να επιτρέπουν φυσική συσκευασία και υψηλή πυκνότητα. Επιτρέποντας την ταυτόχρονη εκτύπωση δύο υλικών, η NPJ - είτε σε μέταλλο είτε σε κεραμικά - προσφέρει ορισμένα πλεονεκτήματα σε σχέση με άλλες τεχνολογίες, συμπεριλαμβανομένης της ακρίβειας υψηλής ανάλυσης και της ελευθερίας σχεδιασμού χάρη στο εύκολο διαλυτό υλικό υποστήριξης. Συγκεκριμένα, το κεραμικό NPJ ανοίγει νέες αγορές όπως οδοντιατρική και ιατρική, καθώς και άλλες συγκεκριμένες βιομηχανικές εφαρμογές.



Εικόνα 3.21: Material Jetting με τεχνολογία NPJ

3.3.5.3. Εκτύπωση με Φυσαλίδες (Drop On Demand - DOD)

Οι εκτυπωτές εκτόξευσης υλικού DOD έχουν δύο εκτοξευτήρες εκτύπωσης: ένας για την κατάθεση του υλικού κατασκευής και ένας άλλος για το διαλυτό υλικό υποστήριξης. Σε αντίθεση με τους CIJ (Continuous Inkjet) εκτυπωτές, στους οποίους η πτώση του υλικού γίνεται συνεχόμενα, στους εκτυπωτές DOD τα σταγονίδια διαχωρίζονται απευθείας από το ακροφύσιο μέσω της πίεσης που ασκείται από θερμικούς, πιεζοηλεκτρικούς, ηλεκτροστατικούς, ακουστικούς ή άλλους ενεργοποιητές. Στη βιομηχανία εκτύπωσης, οι δύο πρώτοι ενεργοποιητές (δηλαδή θερμικοί και πιεζοηλεκτρικοί) είναι πιο συνηθισμένοι από τους άλλους.

Ωστόσο, το θερμικό χρησιμοποιείται λιγότερο από το πιεζοηλεκτρικό λόγω του σχηματισμού φυσαλίδων ατμών ή της πιθανότητας βλάβης ευαίσθητων υλικών. Στη θερμική εκτύπωση DOD (Thermal Inkjet) ένα θερμαντικό στοιχείο μέσα στην κεφαλή εκτύπωσης προκαλεί τον σχηματισμό μιας μικρής φυσαλίδας ατμών. Έτσι, η παραγόμενη πίεση ωθεί το σταγονίδιο έξω από το ακροφύσιο. Οι εκτυπωτές Piezo inkjet (Piezoelectric Inkjet) εκμεταλλεύονται το αντίστροφο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο, δηλαδή με εναλλαγή της τάσης, μια πιεζοηλεκτρική μεμβράνη παραμορφώνεται και συμπιέζει την πτώση μέσω του ακροφυσίου.



Εικόνα 3.22: Material Jetting με τεχνολογία DOD

3.3.6. Σύντηξη Στρώματος Σκόνης (Powder Bed Fusion - PBF)

Αυτή η τεχνολογία χρησιμοποιεί λέιζερ υψηλής ισχύος ή δέσμη ηλεκτρονίων για τη σύντηξη μικρών σωματιδίων πλαστικών, μετάλλων, κεραμικών ή γυάλινων σκονών σε μάζα που έχει το επιθυμητό τρισδιάστατο σχήμα. Το λέιζερ συγχωνεύει επιλεκτικά το κονιοποιημένο υλικό με σάρωση των διατομών (ή στρωμάτων) που δημιουργούνται από το πρόγραμμα μοντελοποίησης 3D στην επιφάνεια ενός στρώματος σκόνης. Η διαδικασία γίνεται σε αδρανή ατμόσφαιρα ή σε μερικό κενό για την θωράκιση της τηγμένης πρώτης ύλης (ειδικά αν πρόκειται για μέταλλα). Μετά τη σάρωση κάθε διατομής, η κλίνη πούδρας μειώνεται κατά πάχος ενός στρώματος. Στη συνέχεια εφαρμόζεται ένα νέο στρώμα υλικού στην κορυφή και η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου ολοκληρωθεί το αντικείμενο. Όλη η άθικτη σκόνη παραμένει ως έχει και γίνεται δομή στήριξης για το αντικείμενο. Όλη η αχρησιμοποίητη σκόνη μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την επόμενη εκτύπωση.

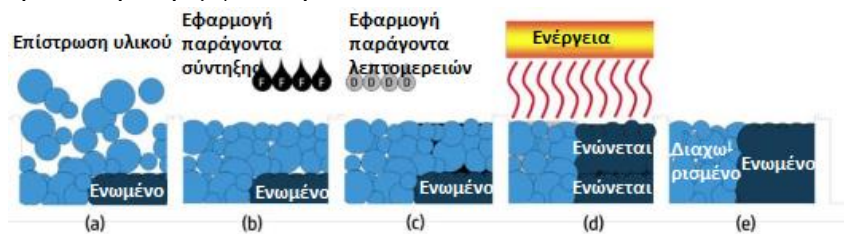
3.3.6.1. Multi Jet Fusion - MJF

Το HP Multi Jet Fusion (MJF) είναι μια διαδικασία σύντηξης σκόνης τρισδιάστατης εκτύπωσης που αναπτύχθηκε από την Hewlett Packard. Πρόκειται για μία βιομηχανική διαδικασία εκτύπωσης 3D που παράγει λειτουργικά πρωτότυπα νάιλον και εξαρτήματα παραγωγής τελικής χρήσης σε μόλις μία ημέρα. Τα τελικά μέρη παρουσιάζουν ποιοτικά επιφανειακά φινιρίσματα, ανάλυση λεπτών

χαρακτηριστικών και πιο σταθερές μηχανικές ιδιότητες σε σύγκριση με διαδικασίες, όπως τη SLS (Selective Laser Sintering).

Αυτή η διαδικασία ξεκινά με μια θερμαινόμενη σκόνη από θερμοπλαστικό υλικό, η οποία απλώνεται πάνω στην πλατφόρμα κατασκευής. Ωστόσο, το MJF δε χρησιμοποιεί λέιζερ για την τήξη εξαρτημάτων, όπως για παράδειγμα η τεχνολογία SLS, στην οποία θα αναφερθούμε παρακάτω. Ένα φορείο με ακροφύσια inkjet (τα οποία είναι παρόμοια με τα ακροφύσια που χρησιμοποιούνται σε επιτραπέζιους εκτυπωτές 2D) περνά πάνω από το στρώμα σκόνης, αποθέτοντας παράγοντα τήξης με ψεκασμό μελάνης σ' αυτήν. Ταυτόχρονα εκτυπώνεται ένας παράγοντας λεπτομέρειας που αναστέλλει τη σύντηξη κοντά στην άκρη του εξαρτήματος. Αυτό γίνεται γρήγορα με μία κίνηση και ακολουθείται από μια μπάρα θερμότητας που ταξιδεύει σε ολόκληρη την περιοχή κατασκευής. Η θερμότητα που εκπέμπεται δεν αρκεί για να λιώσει το άθικτο υλικό, αλλά προκαλεί τήξη, όπου υπάρχει ο παράγοντας τήξης, δημιουργώντας ένα χαρακτηριστικό στερεού τμήματος καθώς και τήξη στο κάτω μέρος του στρώματος. Μόλις περάσει η μπάρα θερμότητας, η περιοχή κατασκευής χαμηλώνει ελαφρώς και ένα στρώμα φρέσκιας σκόνης εναποτίθεται ομαλά για να επαναληφθεί η διαδικασία έως ότου ολοκληρωθούν όλα τα μέρη.

Όταν τελειώσει η κατασκευή, ολόκληρη η κλίνη πούδρας με τα ενθυλακωμένα μέρη μεταφέρεται σε σταθμό επεξεργασίας, όπου η πλειονότητα της χαλαρής σκόνης αφαιρείται με ενσωματωμένο κενό. Στη συνέχεια, τα μέρη αφαιρούνται με σφαιρίδια, για να αφαιρεθεί οποιαδήποτε υπολειπόμενη σκόνη, πριν φτάσουν τελικά στο τμήμα φινιρίσματος όπου είναι βαμμένα μαύρα για να βελτιώσουν την αισθητική εμφάνιση.



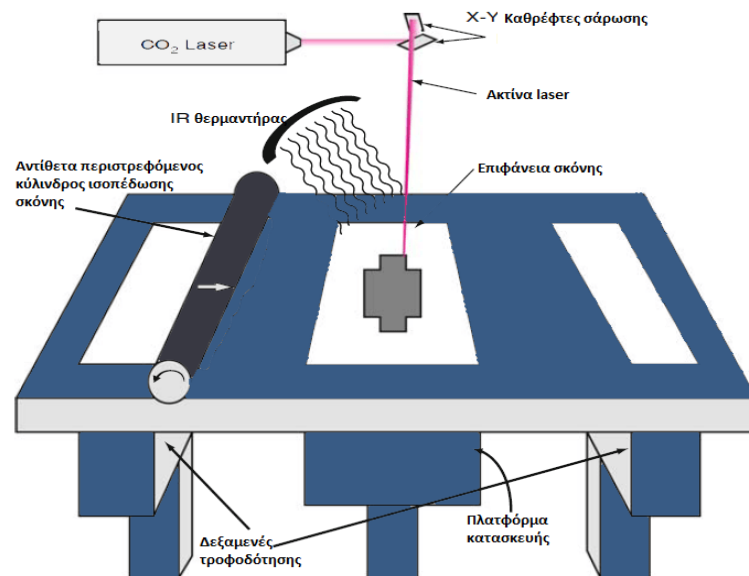
Εικόνα 3.23: Powder Bed Fusion με τεχνολογία MJF

3.3.6.2. Επιλεκτική Σύντηξη με την Χρήση Ακτίνων Λείζερ (Selective Laser Sintering - SLS)

Το Selective Laser Sintering, ευρέως γνωστό ως SLS, είναι μια διαδικασία σύντηξης σκόνης με λέιζερ (LPBF), όπου ένα λεπτό στρώμα σκόνης νάιλον απλώνεται σε έναν θερμαινόμενο θάλαμο και ένα λέιζερ θα συντηξει διατομές του τμήματος. Η τεχνολογία εκτύπωσης SLS δημιουργήθηκε στα τέλη της δεκαετίας του 1980 στο Πανεπιστήμιο του Τέξας, στο Ωστιν. Τα μικρά σωματίδια συντήκονται με λέιζερ υψηλής ισχύος έτσι ώστε να μην λιώσουν εντελώς, αλλά να θερμανθούν μέχρι τις θερμοκρασίες στις οποίες τα μόρια μπορούν να συντηχθούν μαζί. Οι μηχανές SLS χρησιμοποιούν ισχύ λέιζερ CO₂ στην περιοχή των 30-200 W.

Η τεχνολογία SLS λειτουργεί ως εξής: ένα λεπτό στρώμα σκόνης διασκορπίζεται και "στρώνεται" με τη βοήθεια ενός κυλίνδρου (πάχος σκόνης από 0,075 έως 0,1mm) πάνω στην πλατφόρμα κατασκευής. Η διαδικασία λαμβάνει χώρα στο εσωτερικό ενός θαλάμου, γεμάτου με αέριο άζωτο, ώστε να ελαχιστοποιηθεί η οξείδωση και η υποβάθμιση των ιδιοτήτων της πρώτης ύλης. Συσκευές θέρμανσης IR (υπέρυθρη ακτινοβολία) προθερμαίνουν τη σκόνη σε θερμοκρασία λίγο χαμηλότερη από το σημείο τήξης της πρώτης ύλης, πράγμα το οποίο βοηθά το λέιζερ να αυξήσει την θερμοκρασία συγκεκριμένων περιοχών της κλίνης σκόνης, καθώς εντοπίζει το μοντέλο, και ελαχιστοποιεί την ισχύ του λέιζερ και κατ' επέκταση την απαιτούμενη ενέργεια.

Μετά τη δημιουργία του πρώτου στρώματος η πλατφόρμα κατεβαίνει και μία νέα στρώση σκόνης στρώνεται με τη βοήθεια του περιστρεφόμενου κυλίνδρου. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι να ολοκληρωθεί η κατασκευή του αντικειμένου. Το τελικό προϊόν, που επιστρώνεται σε χαλαρή σκόνη, λειτουργεί ως υποστήριγμα του κατασκευαζόμενου αντικειμένου και στη συνέχεια καθαρίζεται με βούρτσες και πεπιεσμένο αέρα. Συνήθως, τα εξαρτήματα SLS κατασκευάζονται από νάιλον - κυρίως το νάιλον 12 (πολυαμίδιο 12, PA12) - λόγω ενός πολύ στενού παραθύρου θερμοκρασίας τήξης και υψηλού ιξώδους, που οδηγεί σε καλύτερο έλεγχο και ανάλυση χαρακτηριστικών στα μέρη.



Εικόνα 3.24: Powder Bed Fusion με τεχνολογία SLS

3.3.6.3. Άμεση Μεταλλική Σύντηξη με Λέιζερ (Direct Metal Laser Sintering - DMLS ή Selective Laser Melting - SLM)

Η τεχνολογία Direct Metal Laser Sintering (DMLS) αναπτύχθηκε το 1994 από τις εταιρείες Rapid Prototyping Innovations (RPI) και EOS GmbH και αποτέλεσε την πρώτη εμπορική τεχνολογία AM για την παραγωγή μεταλλικών αντικειμένων χωρίς να απαιτούνται συνδετικά υλικά. Το DMLS είναι μια γνωστή

διαδικασία κατασκευής πρόσθετων μετάλλων, όπου το κονιοποιημένο υλικό συντήκεται από ένα λέιζερ σε στρώμα προς στρώμα, δημιουργώντας ένα πυκνό μεταλλικό αντικείμενο και χρησιμοποιείται σε διάφορες βιομηχανίες όπως η αεροδιαστημική, η ιατρική, η οδοντιατρική κ.λπ.

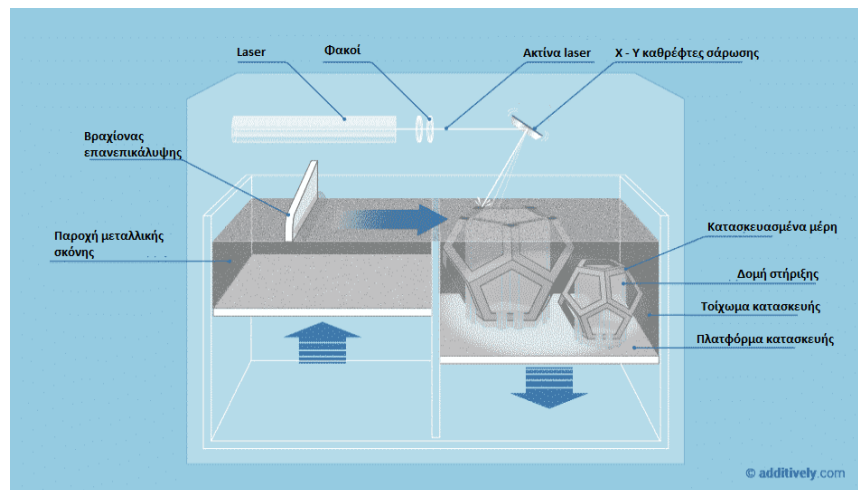
Στην DMLS, ακολουθείται η βασική διαδικασία για τις περισσότερες 3D τεχνολογίες: μοντέλο, διατομή και εκτύπωση στρώμα-στρώμα. Μόλις δημιουργηθεί το μοντέλο με το κατάλληλο λογισμικό, παρέχεται στον εκτυπωτή ο κώδικας που απαιτείται για να κατασκευάσει το εξάρτημα ο εκτυπωτής και να ξεκινήσει η διαδικασία. Ένα λεπτό στρώμα μεταλλικής σκόνης διανέμεται στην πλατφόρμα κατασκευής. Οι θερμαντήρες του εκτυπωτή φέρνουν τη σκόνη κοντά στη θερμοκρασία τήξης του κράματος. Στη συνέχεια, ένα λέιζερ υψηλής ισχύος σαρώνει την επιφάνεια στο επιθυμητό σχήμα και συσσωματώνει τους κόκκους του μετάλλου σε ένα στρώμα. Όταν κατασκευαστεί το πρώτο στρώμα η πλατφόρμα κατασκευής κατέρχεται και ένα νέο στρώμα σκόνης διανέμεται. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι την ολοκλήρωση του αντικειμένου. Αφού το μέρος κρυώσει, η περιττή σκόνη μετάλλου αφαιρείται από τον εκτυπωτή, όπως και τα υποστηρίγματα.

Πολύ σημαντικό πλεονέκτημα είναι ότι μπορούν να χρησιμοποιηθούν κράματα μετάλλων ή καθαρά μέταλλα χωρίς να επηρεαστούν οι ιδιότητές τους. Ακόμη και μείγματα πούδρας (π.χ. αλουμίνιο και νάιλον) μπορούν να εκτυπωθούν επιτυχώς. Έχουμε, επίσης, τη δυνατότητα να χρησιμοποιήσουμε περισσότερα υλικά (κράματα χάλυβα, ανοξείδωτου χάλυβα, χαλκού, κοβαλτίου-χρωμίου, αλουμινίου, τιτανίου κ.α). Με τη μέθοδο αυτή μπορούν να παραχθούν πολύ ισχυρά μεταλλικά μέρη, με καλές μηχανικές ιδιότητες, ενώ η σκόνη μετάλλου που δεν έχει συντηχθεί μπορεί να επαναχρησιμοποιηθεί. Μειονεκτήματα της μεθόδου αποτελούν το υψηλό κόστος, η σχετικά μικρή ταχύτητα κατασκευής καθώς και η χαμηλή ποιότητα της επιφάνειας του τελικού αντικειμένου.

Η SLM είναι στην ουσία ίδια με την DMLS με τη βασική διαφορά ότι στην SLM συμβαίνει πλήρης τήξη του υλικού και όχι μερική. Η διαδικασία ξεκινά με την εναπόθεση λεπτού στρώματος σκόνης σε μια πλατφόρμα υποστρώματος. Επίσης, στην SLM χρησιμοποιείται ένα λέιζερ ινών υψηλής ισχύος (Nd:YAG), το οποίο σαρώνει την επιφάνεια της σκόνης, για να δημιουργήσει μια δεξαμενή τήξης που λιώνει την λιωμένη σκόνη. Μόλις σαρωθεί το στρώμα, η πλατφόρμα πέφτει και νέο στρώμα σκόνης εναποτίθεται. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται μέχρι το αντικείμενο να ολοκληρωθεί. Στη συνέχεια αφαιρούνται οι σκόνες που περισσεύουν. Η όλη διαδικασία λαμβάνει χώρα σε θάλαμο με αδρανές αέριο (αργό ή άζωτο), για να απομακρυνθεί το οξυγόνο.

Τα πιο συνηθισμένα υλικά που χρησιμοποιούνται στην SLM είναι μεταλλικά κράματα και ημι-κρυσταλλικά πολυμερή. Το νάιλον, ως επικρατέστερο ημι-κρυσταλλικό πολυμερές, πρέπει να λιώσει πλήρως κατά τη διάρκεια της διαδικασίας για να παρουσιάσει την υψηλότερη αντοχή. Στην περίπτωση μεταλλικών μερών, τα κράματα κοβαλτίου, ο χάλυβας, ο ανοξείδωτος χάλυβας, το αλουμίνιο και τα κράματα τιτανίου είναι μερικά από τα υλικά που χρησιμοποιούνται σε αυτήν τη διαδικασία.

Αξίζει να σημειωθεί ότι σε αντίθεση με τις πλαστικές τεχνολογίες PBF, όπως η SLS, η DMLS απαιτεί το πρώτο στρώμα να συγχωνεύεται με την πλάκα κατασκευής καθώς και τις δομές θυσίας στήριξης που θα δημιουργηθούν λόγω έντονης πίεσης που δημιουργείται κατά την τήξη και ψύξη μετάλλου. Αυτό σημαίνει ότι τα τρισδιάστατα τυπωμένα μεταλλικά μέρη σε DMLS μπορούν να τοποθετηθούν το ένα δίπλα στο άλλο, αλλά όχι το ένα πάνω στο άλλο, όπως οι τεχνολογίες πλαστικών κρεβατιών σε σκόνη.



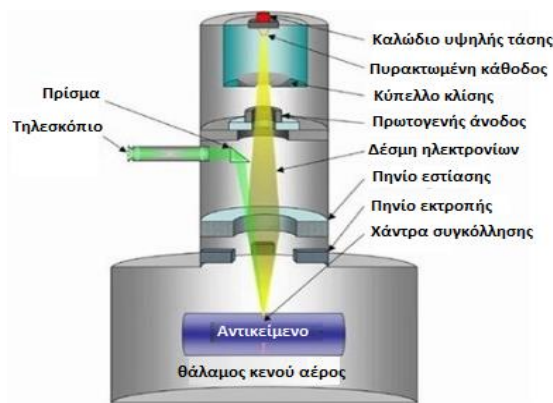
Εικόνα 3.25: Powder Bed Fusion με τεχνολογία DMLS/SLM

3.3.6.4. Λιώσιμο με Δέσμη Ηλεκτρονίων (Electron Beam Melting - EBM)

Η τεχνολογία Electron Beam Melting (EBM) αναπτύχθηκε στο Πανεπιστήμιο Chalmers της Σουηδίας και διατέθηκε εμπορικά από την εταιρία Arcam AB το 2001. Αυτή η μέθοδος ακολουθεί παρόμοια διαδικασία με την SLM με τη μόνη διαφορά ότι χρησιμοποιεί μία δέσμη ηλεκτρονίων, για να συγχωνεύσει σωματίδια και να δημιουργήσει στρώμα με στρώμα το επιθυμητό αντικείμενο. Η κινητική ενέργεια αυτών των ηλεκτρονίων υψηλής ταχύτητας μετατρέπεται σε θερμική ενέργεια προκειμένου να λιώσει τη σκόνη, όταν η δέσμη χτυπήσει την κλίνη σκόνης. Στην πραγματικότητα, τα ηλεκτρόνια εκπέμπονται από ένα θερμαινόμενο νήμα βολφραμίου και εστιάζονται από δύο μαγνητικά πεδία, ένα πηνίο εστίασης (focus coil) και ένα πηνίο εκτροπής (deflection coil), σε ένα απαιτούμενο σημείο με επιθυμητή διάμετρο 0,1 mm. Το ένα μαγνητικό πεδίο λειτουργεί ως μαγνητικός φακός και εστιάζει τη δέσμη ηλεκτρονίων στην επιθυμητή διάμετρο και το δεύτερο εκτρέπει την εστιασμένη δέσμη στο επιθυμητό σημείο σάρωσης του στρώματος της πρώτης ύλης. Κάθε στρώμα κρεβατιού σκόνης σαρώνεται σε δύο στάδια, το στάδιο της προθέρμανσης και το στάδιο της τήξης. Στην προθέρμανση, μία υψηλής ενέργειας δέσμης με μια υψηλή ταχύτητα σάρωσης χρησιμοποιείται για την προθέρμανση του στρώματος σκόνης με πολλαπλά περάσματα. Στην τήξη, μια χαμηλής ενέργειας δέσμη με μία χαμηλή ταχύτητα σάρωσης χρησιμοποιείται για την τήξη της σκόνης. Με την τήξη του στρώματος

σκόνης, το πάχος μειώνεται στην κατάλληλη ποσότητα. Η πλατφόρμα μετακινείται προς τα κάτω όταν ολοκληρωθεί η εκτύπωση στρώματος. Στη συνέχεια, τροφοδοτείται μια νέα στρώση σκόνης και η διαδικασία συνεχίζεται έως ότου εκτυπωθεί ολόκληρο το αντικείμενο.

Στη τεχνολογία EBM μπορούν να χρησιμοποιηθούν μόνο μέταλλα. Σήμερα χρησιμοποιούνται κυρίως τιτάνιο και κράματα κοβαλτίου-χρωμίου. Τα κράματα τιτανίου είναι ιδιαίτερος ενδιαφέροντα, λόγω των βιοσυμβατών ιδιοτήτων και μηχανικών τους, καθώς μπορούν να προσφέρουν καλές μηχανικές ιδιότητες και αντοχή. Πλεονεκτεί ακόμη έναντι των άλλων τεχνολογιών PBF, επειδή παράγει υλικά με χαμηλές παραμένουσες τάσεις με αποτέλεσμα μικρότερη παραμόρφωση. Χρησιμοποιεί λιγότερη ενέργεια και μπορεί να παράγει στρώματα γρηγορότερα από το SLS. Αυτή η μέθοδος είναι πιο χρήσιμη σε βιομηχανίες υψηλής αξίας όπως η αεροδιαστημική και η άμυνα, τα μηχανοκίνητα αθλήματα και τα ιατρικά προσθετικά, επειδή, εκτός των άλλων, το υλικό που περισσεύει αποστέλλεται για ανακύκλωση και μπορεί να επαναχρησιμοποιηθεί.



Εικόνα 3.26: Powder Bed Fusion με τεχνολογία EBM

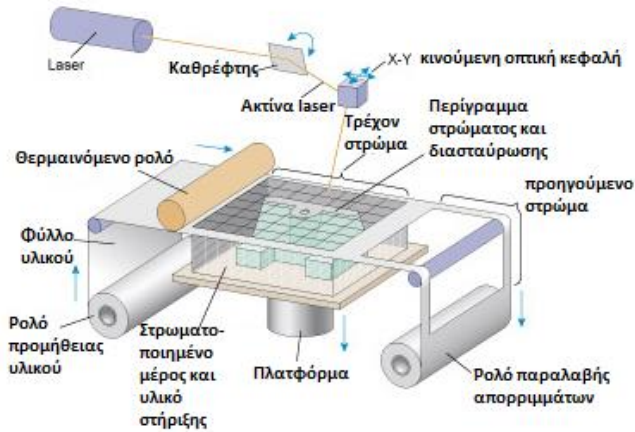
3.3.7. Συγκόλληση Φύλλων (Sheet Lamination)

Στη μέθοδο αυτή φύλλα υλικού, που μπορεί να είναι από μέταλλο, χαρτί ή να έχουν τη μορφή πολυμερούς, τοποθετούνται το ένα επάνω στο άλλο και συγκολλούνται μεταξύ τους, για να σχηματίσουν το τελικό αντικείμενο. Στην συγκεκριμένη μέθοδο η πρώτη ύλη, η οποία έχει τη μορφή δέσμης ελασμάτων (φύλλα), είτε συγκολλάται με χρήση κάποιας συγκολλητικής ουσίας – στην περίπτωση αυτή τα ελάσματα τοποθετούνται το ένα πάνω στο άλλο και συγκολλούνται - είτε συνενώνεται με κάποια ηλεκτρική διαδικασία για να δημιουργηθεί το τελικό αντικείμενο. Στη συνέχεια, κόπτεται το περίγραμμα μιας διατομής του τμήματος σε κάθε στρώμα. Η ίδια διαδικασία επαναλαμβάνεται με το επόμενο στρώμα, έως ότου κατασκευαστεί το επιθυμητό αντικείμενο. Στην άλλη περίπτωση, η κοπή των διατομών γίνεται εκ των προτέρων στα ελάσματα και μετά αυτά τοποθετούνται το ένα πάνω στο άλλο και συνενώνονται με χρήση της

συγκολλητικής ουσίας. Οι τεχνολογίες χωρίζονται σε τέσσερις κατηγορίες με βάση τη συγκόλληση τους: i) συγκόλληση ή κόλληση (gluing or adhesive bonding), ii) θερμική σύνδεση (thermal bonding processes), iii) σύσφιξη (clamping) και iv) συγκόλληση με υπερήχους (ultrasonic welding), με τις πιο διαδεδομένες τεχνολογίες να είναι η LOM και η UAM (ή UC) που θα δούμε παρακάτω.

3.3.7.1. Παραγωγή Αντικειμένων με Συγκόλληση (Laminated Object Manufacturing - LOM)

Η Laminated Object Manufacturing (LOM) είναι μια μέθοδος εκτύπωσης 3D, που αναπτύχθηκε από την Helisys Inc (τώρα Cubic Technologies) το 1991, για την ταχεία κατασκευή εργαλείων. Το πρώτο υλικό που χρησιμοποιήθηκε ήταν το χαρτί, ενώ αργότερα χρησιμοποιήθηκαν και άλλα υλικά (πλαστικά, μεταλλικά φύλλα, κεραμικά, ακόμα και πολυμερές φιλμ). Μια συσκευή LOM χρησιμοποιεί ένα συνεχές φύλλο υλικού το οποίο σχεδιάζεται σε μια πλατφόρμα κατασκευής από ένα σύστημα κυλίνδρων τροφοδοσίας. Ένας κύλινδρος τροφοδοσίας τοποθετεί ένα φύλλο χαρτιού, το οποίο είναι επικαλυμμένο με κόλλα, στην πλατφόρμα κατασκευής. Αμέσως μετά ένας θερμαινόμενος κύλινδρος περνά πάνω από το φύλλο υλικού, λιώνει την κόλλα του και το πιέζει πάνω στην πλατφόρμα. Ένα ελεγχόμενο από υπολογιστή λέιζερ CO₂ ή λεπίδα κόβει στη συνέχεια το υλικό στο επιθυμητό σχέδιο. Το λέιζερ τεμαχίζει επίσης τυχόν πλεονάζον υλικό σε μοτίβο crosshatch, καθιστώντας ευκολότερη την αφαίρεση μόλις εκτυπωθεί πλήρως το αντικείμενο. Αφού σχηματιστεί ένα στρώμα του αντικειμένου, η πλατφόρμα κατασκευής μειώνεται κατά περίπου ένα έκτο του εκατοστού - το τυπικό πάχος ενός στρώματος. Στη συνέχεια τραβιέται νέο υλικό σε όλη την πλατφόρμα και ο θερμαινόμενος κύλινδρος περνάει πάλι πάνω από το υλικό, συνδέοντας το νέο στρώμα με αυτό κάτω από αυτό. Αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου σχηματιστεί ολόκληρο το αντικείμενο. Το υλικό υποστήριξης στη συνέχεια αφαιρείται είτε με λέιζερ είτε με λεπίδα, ανάλογα με το υλικό. Σημειώνεται ότι όταν χρησιμοποιείται ως πρώτη ύλη χαρτί, το τελικό αντικείμενο μοιάζει με ξύλο και έτσι μπορεί να χρειαστεί λείανση και επικάλυψη με στεγανωτικό υλικό (χρώμα ή βερνίκι), για να αποφευχθεί η εισροή υγρασίας. Όταν χρησιμοποιούνται ταινίες κεραμικών υλικών ή μετάλλων υπό μορφή σκόνης το αντικείμενο πρέπει να υποστεί μια διαδικασία "σύντηξης" (sintering) για την αύξηση της αντοχής του.

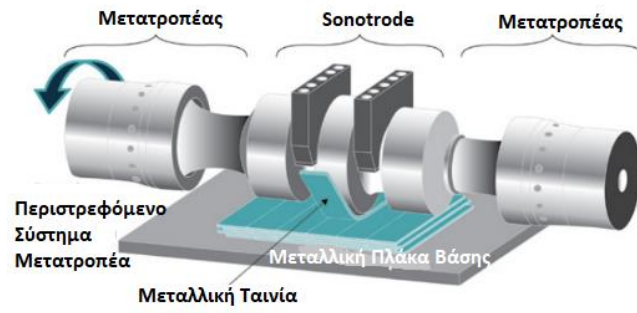


Εικόνα 3.27: Sheet Lamination με τεχνολογία LOM

3.3.7.2. Προσθετική Μέθοδος Παραγωγής με Υπερήχους (Ultrasonic Additive Manufacturing - UAM)

Η τεχνολογία Ultrasonic Additive Manufacturing (UAM) ή Ultrasonic Consolidation (UC) αναπτύχθηκε στις ΗΠΑ από την εταιρία Solidica Inc. το 2000. Είναι μια υβριδική μέθοδος πλαστικοποίησης φύλλων, που συνδυάζει υπερηχητική συγκόλληση – συρραφή μετάλλων και κοπή με χρήση αφαιρετικής διαδικασίας (Computerized Numerical Control - CNC). Στο UAM το αντικείμενο είναι τοποθετημένο πάνω σε μία πλάκα, η οποία είναι βιδωμένη πάνω σε μία άλλη θερμαινόμενη πλάκα, με θερμοκρασίες που κυμαίνονται από τη θερμοκρασία δωματίου έως 200 °C, γεγονός που καθιστά το UAM μία από τις καταλληλότερες τεχνικές για την κατασκευή μεταλλικών μερών με τις λιγότερες αλλαγές στις ιδιότητες τους. Κάθε στρώμα αποτελείται από πολλά μεταλλικά ελάσματα (φύλλα), τα οποία είναι τοποθετημένα το ένα δίπλα στο άλλο και ζετυλίζονται από ένα περιστρεφόμενο sonotrode, το οποίο ταλαντεύεται με σταθερή συχνότητα 20 kHz και πλάτος ταλάντωσης που έχει οριστεί από τον χρήστη. Το επόμενο στρώμα συνδέεται με το προηγούμενο με την ίδια διαδικασία. Συνήθως τέσσερα στρώματα εναποτιθέμενων μεταλλικών φύλλων ονομάζονται ένα επίπεδο στο UAM. Μετά την κατασκευή ενός επιπέδου, η εργαλειομηχανή CNC διαμορφώνει τις διατομές των στρωμάτων. Η διαδικασία συνεχίζεται έως ότου κατασκευαστεί το τελικό αντικείμενο. Λόγω του υβριδικού της χαρακτήρα, η τεχνολογία UAM παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα:

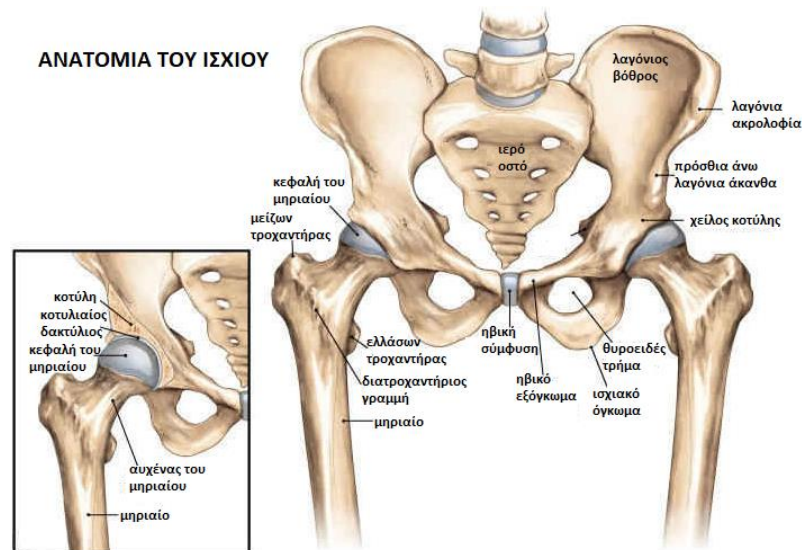
- είναι κατάλληλη για την παραγωγή πολύπλοκων εξαρτημάτων,
- έχει τη δυνατότητα να συνδέσει πολλά μέταλλα και να δημιουργήσει μία μεγάλη γκάμα συνδυασμών υλικών και
- μπορεί να εκτυπώσει αντικείμενα με εσωτερικούς αισθητήρες, κυκλώματα και οπτικές ίνες, δίνοντας πολύτιμες εφαρμογές στην υγειονομική περίθαλψη, τον έλεγχο διαδικασιών, ακόμη και το Διαδίκτυο των Πραγμάτων (Internet of Things).



Εικόνα 3.28: Sheet Lamination με τεχνολογία UAM

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4^ο: Τρισδιάστατη εκτύπωση για εφαρμογές εμφυτεύματος ισχίου

Κάθε χρόνο αυξάνεται η ζήτηση για αντικατάσταση ή επισκευή οργάνων για ασθενείς που πάσχουν από νοσήματα ή κατεστραμμένα οστά ή κατεστραμμένους ιστούς, εξαιτίας τραυματισμών ή ασθενειών ή εκφυλισμού των αρθρώσεων. Εξαιρετικό ενδιαφέρον παρουσιάζει η θεραπεία αντικατάστασης ισχίου που βασίζεται σε εμφυτεύματα. Οι ερευνητές, προκειμένου να εξασφαλίσουν καλύτερη ποιότητα ζωής για τους ασθενείς που πάσχουν στο ισχίο, ερευνούν τη χρήση ικριωμάτων για αυτού του είδους τα εμφυτεύματα. Η τρισδιάστατη εκτύπωση προσφέρει σημαντικές δυνατότητες ως αποτελεσματική τεχνική κατασκευής σε εξατομικευμένα όργανα καθώς είναι ικανή να μιμείται τα περίπλοκα σχέδια που βρίσκονται στη φύση.



Εικόνα 4.1: Η ανατομία του ισχίου

Τα πλεονεκτήματα της τρισδιάστατης εκτύπωσης περιλαμβάνουν την ικανότητα βιομιμούμενης εξωκυττάριας μήτρας (ExtraCellularMatrix) και την ικανότητα να κατασκευάζονται προσαρμόσιμα ικριώματα ανεξάρτητα από την πολυπλοκότητα του σχήματος για την ομοιογενή κατανομή των κυττάρων. Υπάρχουν, ωστόσο, κάποιοι περιορισμοί που αφορούν τη χρήση κατάλληλων βιοϋλικών που διαθέτουν τη σταθερότητα και εγγενείς ιδιότητες. Ένας άλλος περιορισμός αφορά το χρόνο που απαιτείται για τη κατασκευή ικριωμάτων, κυρίως όταν ο σχεδιασμός τους είναι περισσότερο περίπλοκος και πρέπει να είναι ακριβής. Το μέγεθος των κατασκευών, επίσης, μπορεί εύκολα να επηρεάσει την εκτυπωτική ικανότητα του ικριώματος για τα περισσότερα υλικά στην τρισδιάστατη εκτύπωση. Αυτά τα υλικά θα πρέπει να είναι προσιτά, αποτελεσματικά και εύπλαστα για τη δημιουργία της μορφολογίας που απαιτείται για το σχεδιασμένο ικριώμα.

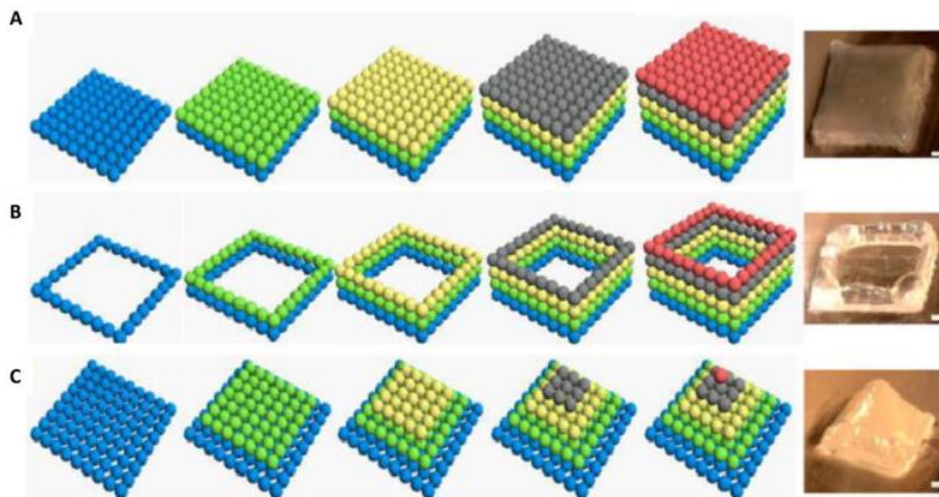
Οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες τεχνικές 3D εκτύπωσης, που θα αναπτυχθούν και παρακάτω, περιλαμβάνουν την συνδετική με πίεση ακροφυσίου (Binder Jetting), βιοεκτύπωση (Bioplotter), μοντελοποίηση εναπόθεσης τηγμένου

υλικού (FDM), επιλεκτική σύντηξη με την χρήση ακτίνων λέιζερ (SLS) και στερεολιθογραφία (SLA).

4.1. Binder Jetting/Direct 3D Printing για αντικατάσταση ισχίου

Έχει ήδη αναφερθεί ότι αυτού του είδους οι εκτυπωτές χρησιμοποιούν ένα υγρό συνδετικό διάλυμα, το οποίο εναποτίθεται επιλεκτικά από ένα σύστημα κυλίνδρων, πάνω σε ένα λεπτό στρώμα σκόνης τοποθετημένο σε μια πλατφόρμα. Το ακροφύσιο εκπέμπει το διάλυμα του συνδετικού στην ακριβή περιοχή σκόνης σύμφωνα με τις οδηγίες του CAD. Αμέσως εμφανίζεται το επιθυμητό σχήμα και η περίσσεια της σκόνης εκτοξεύεται. Στη συνέχεια η πλατφόρμα χαμηλώνει και ένα επιπλέον στρώμα σκόνης εναποτίθεται και απλώνεται ομοιόμορφα. Η διαδικασία επαναλαμβάνεται συνεχώς έως ότου κατασκευαστεί η τελική δομή.

Με τη χρήση ενός εκτυπωτή Palmetto 3D, που αναπτύχθηκε από ερευνητές του Ιατρικού Πανεπιστημίου της Νότιας Καρολίνας και του Πανεπιστημίου Clemson (Νότια Καρολίνα), καθιερώθηκε η δυνατότητα κατασκευής ικριωμάτων αλγινικού, χρησιμοποιώντας CaCl_2 ως υγρό συνδετικό. Βιοσύνθετα ικριώματα που αποτελούνται από χιτοζάνη και υδροξυαπατίτη (HA) τυπώθηκαν 3D χρησιμοποιώντας έναν εκτυπωτή Spectrum 510 3D κατασκευασμένο από την Z-Corp., για να αποδώσουν πυκνά (στερεά, μη πορώδη) και πορώδη κυλινδρικά ικριώματα. Αυτά τα ικριώματα δημιουργήθηκαν εφαρμόζοντας ένα συνδετικό διάλυμα που αποτελείται από γαλακτικό οξύ 40% κ.β. σε διαφορετικά σύνθετα χιτοζάνης / υδροξυαπατίτη (20% κ.β., 25% κ.β., και 30% κ.β. χιτοζάνη) ακολουθούμενο από μια διαδικασία μετά τη σκλήρυνση. Βέλτιστες μηχανικές ιδιότητες παρατηρήθηκαν με στερεά ικριώματα τυπωμένα, που διαθέτουν υψηλή αντοχή συμπίεσης, χρησιμοποιώντας 25% κ.β. χιτοζάνη.



Εικόνα 4.2: Σχηματισμός ικριώματος που διευκολύνεται από τρισδιάστατα εκτυπωμένα αλγινικά υδρογέλα μικροσταγονίδια με διαφορετικές γεωμετρίες (κύβος (A), τετράγωνο πλαίσιο (B) και πυραμίδα (C)). Η κλίμακα τους για το καθένα είναι 1 mm. Το μπλε, το πράσινο, το κίτρινο, το γκρι και το κόκκινο αντιπροσωπεύουν το πρώτο, το δεύτερο, το τρίτο, το τέταρτο και το πέμπτο στρώμα βιοεκτυπωμένων αλγινικών μικροσταγονιδίων, αντίστοιχα

Αν και οι ερευνητές ήταν σε θέση να κατασκευάσουν μη πορώδη ικρίωματα με την επιθυμητή υψηλή μηχανική αντοχή, αυτή όμως υπήρξε προβληματική, καθώς το πορώδες είναι μια σημαντική ιδιότητα, δεδομένου ότι επιτρέπει τη διάχυση οξυγόνου, θρεπτικών ουσιών και κυτταρικών αποβλήτων. Ο λόγος για την αναποτελεσματικότητα του πορώδους ικρίωματος οφείλεται στη διαδικασία μετά τη σκλήρυνση, η οποία περιλαμβάνει υψηλές συγκεντρώσεις βύθισης διαλύτη, που οδήγησαν τελικά στην κατάρρευση των πορωδών ικριωμάτων. Ως εκ τούτου, η κατασκευή τρισδιάστατων τυπωμένων ικριωμάτων χιτοζάνης / υδροξυαπατίτη για μηχανική ιστών, μολονότι πολλά υποσχόμενη, εξακολουθεί να απαιτεί περαιτέρω βελτιστοποίηση.

Οι μηχανικές ιδιότητες (αντοχή σε θλίψη) των 3D κεραμικών ικριωμάτων επιτεύχθηκαν με διάφορες διαμέτρους νανοσωτιδίων HA. Μελετητές, προκειμένου να ελέγξουν την πιθανότητα της καταστροφής των κυττάρων λόγω της θερμικής τεχνικής εκτύπωσης και να παρατηρήσουν τη βιωσιμότητα των κυττάρων, εξέτασαν τον συνολικό αριθμό της προσβεβλημένης κυτταρικής μεμβράνης και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι η τεχνική θερμικής inkjet είναι μία αποτελεσματική και αξιόπιστη διαδικασία για κύτταρα θηλαστικών. Άλλοι, επίσης, μελετητές αξιολόγησαν ως πολύ καλή τη μηχανική ιδιότητα και βιοσυμβατότητα του κολλαγόνου. Τεχνική, που κατασκεύασε με εκτύπωση inkjet 3D φωσφορικό ασβέστιο για τη βελτιστοποίηση του συνδετικού διαλύματος φωσφορικού οξέος σε ανάμιξη με κολλαγόνο, βελτίωσε τη κυτταρική συμβατότητα και τη δυνατότητα αναγέννησης των οστών.

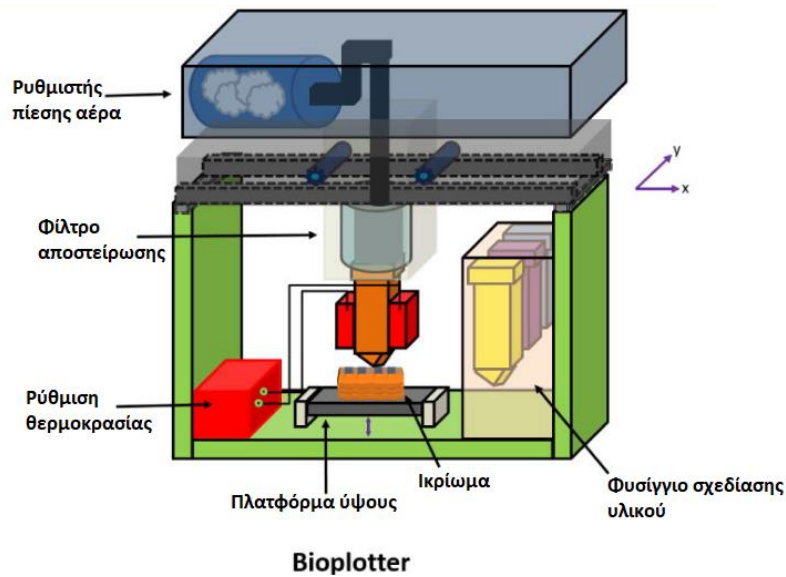
Τα υλικά που χρησιμοποιούνται σήμερα σε εμφυτεύματα ισχίου, όπως κράματα με βάση τιτάνιο, κράματα κοβαλτίου-χρωμίου και ανοξείδωτο ατσάλι 316L, έχουν ακαμψία πολύ μεγαλύτερη από τα οστά. Για να μειωθεί η ανεπιθύμητη δυσκαμψία μεταξύ των εμφυτευμάτων μετάλλου / κράματος και του γειτονικού οστού, απαιτούνται σημαντικές πρόσθετες μηχανικές προσπάθειες δομικών τροποποιήσεων. Επιπλέον, τα κεραμικά και οι χάλυβες είναι μη πορώδη υλικά και το πορώδες είναι απαραίτητο χαρακτηριστικό καθώς βοηθά στην κίνηση θρεπτικών συστατικών, οξυγόνου και κυτταρικών αποβλήτων. Ο λόγος για αυτήν την αναποτελεσματικότητα μπορεί να αποδοθεί στην κακή τεχνική σκλήρυνσης. Αυτή η τεχνική χρησιμοποιεί μια χαλαρή συγκέντρωση διαλύτη στον οποίο το ικρίωμα βυθίζεται, πράγμα το οποίο στη συνέχεια οδηγεί στην κατάρρευση των πόρων. Ως εκ τούτου, η δημιουργία τρισδιάστατων τυπωμένων ικριωμάτων πολυμερούς για βιολογική εφαρμογή, αν και υπόσχεται πολλά για το μέλλον, απαιτεί ακόμη περισσότερη έρευνα για τη βελτιστοποίησή της.

4.1.1. Bioplotter για αντικατάσταση ισχίου

Ένας εκτυπωτής Bioplotter λειτουργεί όπως ένας εκτυπωτής inkjet με τη διαφορά ότι αντί για μελάνι χρησιμοποιεί bioink⁶, για να αναπτύξει τη τελική δομή

⁶ Τα bioink (βιο-μελάνια) είναι υλικά που χρησιμοποιούνται για την παραγωγή μηχανοποιημένου / τεχνητού ζωντανού ιστού χρησιμοποιώντας τρισδιάστατη εκτύπωση. Αυτές οι μελάνες αποτελούνται

του ικρίωματος. Ένα βασικό χαρακτηριστικό των συστημάτων Bioplotter είναι ότι εκτυπώνουν γέλες με κυψέλες, συχνά με άλλα πολυμερή υλικά, για να δημιουργήσουν βιώσιμα και λειτουργικά ικρίωματα. Ο εκτυπωτής αυτός χρησιμοποιεί ένα πνευματικό σύστημα υπό πίεση για να εξωθεί το υλικό από τις κασέτες bioink. Πολύ σημαντικό επίσης είναι ότι με τον εκτυπωτή Bioplotter μπορούμε να εισαγάγουμε αυξητικούς παράγοντες, όπως αγγειακό ενδοθηλιακό αυξητικό παράγοντα ή παράγοντα που προέρχεται από αιμοπετάλια για να ενισχύσουμε τον πολλαπλασιασμό των κυττάρων και να προωθήσουμε την αγγειογένεση. Η προσθήκη αυτών των αυξητικών παραγόντων μπορεί να αυξήσει τον ρυθμό σχηματισμού ιστού σε ικρίωματα, καθώς επίσης και να δημιουργήσει έναν ελαστικό ιστό λόγω αυξημένης διαφοροποίησης των κυττάρων.



Εικόνα 4.3: Σχηματική ρύθμιση του εκτυπωτή Bioplotter

Μία ομάδα ερευνητών χρησιμοποίησε ένα NovoGen MMX Bioprinter από την Organovo, που περιλάμβανε δύο αντλίες και δύο ακροφύσια. Αυτό το σύστημα ήταν ικανό να διανέμει υδρογέλες μεθακρυλικής ζελατίνης (GelMA), ενώ ταυτόχρονα διανέμει κύτταρα για να σπέρνει το ικρίωμα. Αυτό το σύστημα επιτρέπει την άμεση προσθήκη κυττάρων στο ικρίωμα αντί να σπείρει τα κύτταρα μετά την κατασκευή ικριωμάτων. Αυτή η άμεση σπορά έχει το πλεονέκτημα της ομοιογενούς διανομής κυττάρων σε όλο το ικρίωμα, ενώ συγχρόνως είναι λιγότερο χρονοβόρα. Ένας εκτυπωτής υπεριώδους φωτός προστέθηκε επίσης στον εκτυπωτή για να επιτραπεί ο φωτοπολυμερισμός του GelMA. Αυτό το σύστημα δημιούργησε ικρίωματα με φορτίο HepG2 ικανά να διατηρήσουν υψηλή βιωσιμότητα κυττάρων για τουλάχιστον οκτώ ημέρες *in vitro*. Άλλοι ερευνητές δημιούργησαν ικρίωματα που ήταν ικανά να φιλοξενήσουν κύτταρα με υψηλή βιωσιμότητα, κυτταρική διαφοροποίηση και δημιουργία λειτουργικού σχηματισμού ιστού. Αυτή η μελέτη

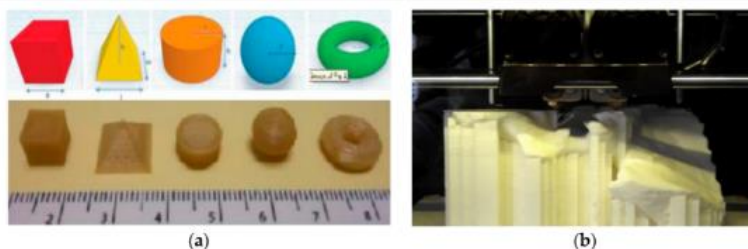
ως επί το πλείστον από τα κελιά που χρησιμοποιούνται, αλλά χρησιμοποιούνται συχνά σε συνδυασμό με πρόσθετα υλικά που περιβάλλουν τα κελιά.

δείχνει τη βιωσιμότητα της χρήσης ενός εκτυπωτή 3D για την εκτύπωση ικριωμάτων για σύνθετες διαδικασίες μηχανικής ιστών.

4.2. Fused Deposition Modeling (FDM) για αντικατάσταση ισχίου

Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο, η FDM τεχνολογία είναι μια μορφή τρισδιάστατης εκτύπωσης όπου ίνες θερμού υλικού (κεραμικού, κεραμικού/πολυμερούς σύνθετου) εξέρχονται από μία κεφαλή η οποία κινείται στους άξονες x, y και z. Η κεφαλή εναποθέτει λεπτές στρώσεις του υλικού πάνω σε μία βάση, διαγράφοντας την πρώτη διατομή. Η βάση βρίσκεται σε χαμηλότερη θερμοκρασία και έτσι το υλικό στερεοποιείται γρήγορα. Στην συνέχεια η βάση κατέρχεται και η κεφαλή εναποθέτει το δεύτερο στρώμα πάνω στο πρώτο. Η διαδικασία αυτή συνεχίζεται μέχρι την ολοκλήρωση του αντικειμένου.

Το βασικό πλεονέκτημα του FDM είναι ότι υπάρχει χαμηλή πιθανότητα τοξικότητας από οργανικό διαλύτη, όταν διαλυτοποιούν πολυμερή (π.χ. το διγλωρομεθάνιο που χρησιμοποιείται για τη διαλυτοποίηση πολυμερούς). Η FDM μπορεί να εφαρμοστεί σε ικριώματα χωρίς κύτταρα ή οποιαδήποτε βιοδραστικά μόρια σε x, y και z κατευθύνσεις. Μέσω FDM έχουν κατασκευαστεί πολυμερικές δομές, χρησιμοποιώντας πολυμερή, όπως το πολυαιθεριμίδιο (PEI), πολυφαινυλοσουλφόνη (PPSF) και πολυανθρακικό (PC), από τα οποία μερικά μόνο είναι βιοσυμβατά και κατάλληλα για βιοϊατρικές εφαρμογές. Ένα από αυτά τα υλικά είναι το ακρυλονιτρίλιο βουταδιένιο στυρόλιο (ABS) το οποίο μπορεί να αποστειρωθεί με αιθυλενοξειδίο (EtO)/γάμμα ακτινοβολία.



Εικόνα 4.4: (a) τρισδιάστατη αναπαράσταση και εικόνες των τρισδιάστατων γεωμετριών που εκτυπώνονται χρησιμοποιώντας τη διαδικασία FDM. (b) τρισδιάστατη εκτύπωση κοτύλης μέσω μοντέλου συντηγμένης εναπόθεσης (FDM) με πολυμερές ακρυλονιτρίλιου βουταδιενίου στυρολίου (ABS)

Μία πρόσφατη προσέγγιση για την αύξηση της χρήσης της FDM συμπεριλαμβάνει την ηλεκτροσπορά⁷. Οι ερευνητές μπόρεσαν να χρησιμοποιήσουν μία αυτοσχέδια συσκευή ηλεκτροϊνικής τήξης για τη κατασκευή ικριωμάτων τα οποία διέθεταν πόρους και θαλάμους, ώστε να είναι δυνατή η κυτταρική διάχυση. Οι δοκιμές in vivo στο ικρίωμα έδειξαν επίσης ότι μεταξύ των θαλάμων επιτεύχθηκε ένα μεγάλο επίπεδο προσανατολισμού ιστού και αγγείωσης.

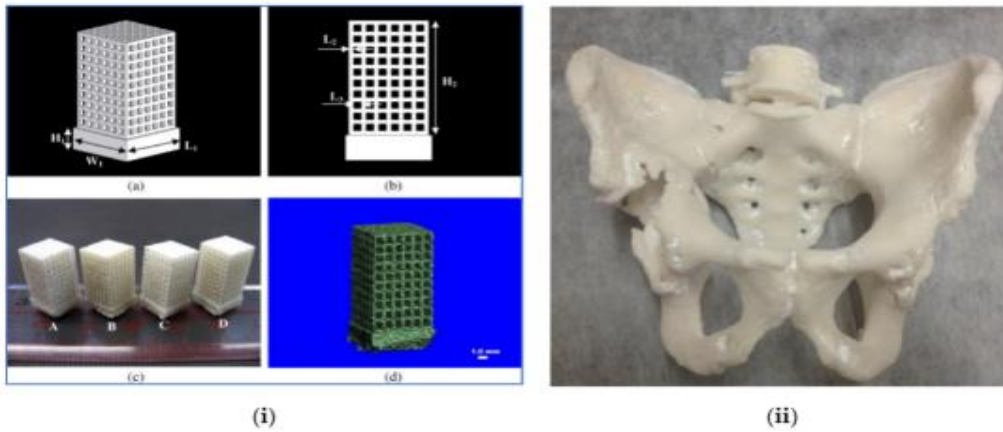
⁷ Η ηλεκτροσπορά (Electrospinning) είναι μια μέθοδος παραγωγής ινών η οποία χρησιμοποιεί ηλεκτρική δύναμη για να τραβήξει φορτισμένα νήματα διαλυμάτων πολυμερούς ή τμήματα πολυμερών έως διαμέτρων ινών της τάξης των εκατοντάδων νανομέτρων.

4.3. Selective Laser Sintering (SLS) για αντικατάσταση ισχίου

Η SLS είναι μια μορφή 3D εκτύπωσης ικρνωμάτων με τη χρήση κονιάς, στην οποία δίνεται το σχήμα αντικειμένου με ένα λέιζερ. Η διαδικασία SLS έχει χρησιμοποιηθεί για την παρασκευή ικρνωμάτων από βιοσυμβατά και βιοαποικοδομήσιμα πολυμερή όπως πολυαιθεροαιθεροκετόνη, πολυκαπρολακτόνη, πολυβινυλική αλκοόλη και πολυ (γαλακτικό οξύ).

Δύο μελετητές, ο Pollack και ο Shen, χρησιμοποίησαν βιοσύνθετο πολτό από υδροξυαπατίτη, πυριτικό διάλυμα και τριπολυφωσφορικό νάτριο για τη δημιουργία ικρνωμάτων. Αυτά τα ικρνώματα επέδειξαν υψηλές μηχανικές αντοχές αλλά είχαν χαμηλό πορώδες και όπως είχαμε αναφέρει πιο πάνω το πορώδες επιτρέπει τη διάχυση οξυγόνου, θρεπτικών ουσιών και κυτταρικών αποβλήτων. Η χρήση τεχνικών SLS μπορεί να είναι επωφελής όταν απαιτούνται υψηλή μηχανική αντοχή και χαμηλό πορώδες. Ένας περιορισμός αυτής της τεχνικής όμως είναι ότι το κονιοποιημένο υλικό θα πρέπει να είναι ικανό να αντέχει τη θερμότητα λέιζερ, αλλά και να αντιστέκεται στη συρρίκνωση του, γιατί κατά τη διαδικασία της σύντηξης το υλικό μικραίνει. Άλλος ένας περιορισμός είναι οι επεξεργασίες που γίνονται πριν και μετά τη θέρμανση του κονιοποιημένου υλικού μεταξύ της κρυστάλλωσης και της μετάβασης γυαλιού ή οι θερμοκρασίες τήξης για να μειωθεί η συρρίκνωση που προκαλείται από το λέιζερ στα ικρνώματα. Ένας τρίτος περιορισμός είναι ότι η σύνθεση υλικού του ικρνώματος πρέπει να μπορεί να αντέχει σε υψηλές θερμοκρασίες που φτάνουν τους 1400 °C ανάλογα με το υλικό που χρησιμοποιείται. Αυτά τα κριτήρια επεξεργασίας και συντήρησης υψηλής θερμοκρασίας είναι μειονεκτήματα, γιατί απαιτούν μεγαλύτερο χρόνο και υψηλότερο κόστος.

Βελτιστοποιώντας τις παραμέτρους που αφορούν την ισχύ του λέιζερ, την απόσταση σάρωσης και το πάχος του λέιζερ, οι ερευνητές μπόρεσαν να κατασκευάσουν ένα ικρνώμα νανοσύνθετων κατασκευασμένο από πολυσωματίδια πολυ (υδροξυβουτυρικού-συν-υδροξυβαλερικού) (PHBV) (μέθοδος λαδιού σε νερό) και νανοσύνθετα φωσφορικό ασβέστιο / PHBV (στερεά σε λάδι-νερό) μέθοδος). Προσδιορίστηκε ότι οι παράμετροι που διερευνήθηκαν είχαν σημαντική επίδραση στις μηχανικές ιδιότητες (ιδιότητες συμπίεσης), την ακρίβεια και τη σταθερότητα των ικρνωμάτων, καθιστώντας τα κατάλληλα για εφαρμογές στην ορθοπαιδική.



Εικόνα 4.5: (i) (a) Σχηματικό διάγραμμα μοντέλου σκαλωσιάς PHBV (διαμετρική όψη), (b) μοντέλο σκαλωσιάς (Πλάγια όψη), (c) μοντέλα ικριωμάτων από Επιλεκτική Σύνθεση με Laser (SLS): (A) PHBV, (B) CaP/PHBV, (C) PLLA, (D) CHAp/PLLA. (d) MicroCT εικόνα ικριώματος CaP/PHBV (ii) Τρισδιάστατο εκτυπωμένο μοντέλο της λεκάνης ενός ασθενούς που χρησιμοποιείται για την παροχή οπτικής και απτικής βοήθειας στον χειρουργό

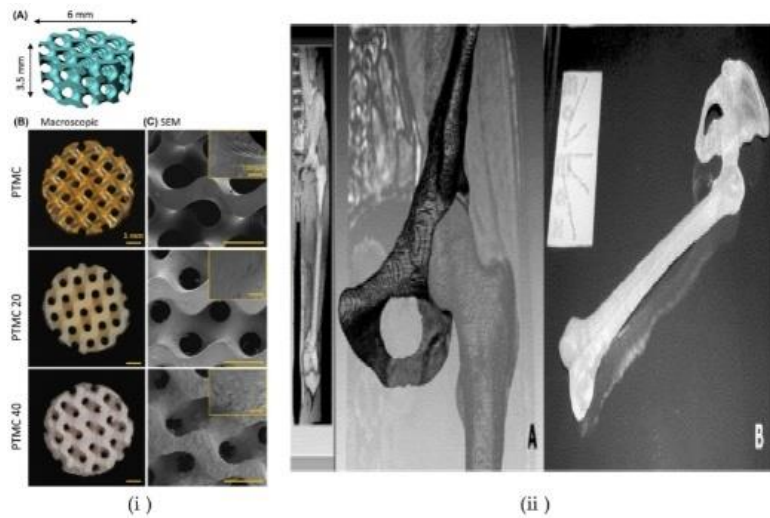
Άλλοι ερευνητές διερεύνησαν τη χρήση του SLS για την κατασκευή σύνθετου PCL ενισχυμένου με ποικίλα κλάσματα όγκου (10-30%) φωσφορικού ασβεστίου (TCP) για ικριώματα μηχανικής ιστών. Η παράμετρος των σύνθετων υλικών βελτιστοποιήθηκε και αυτό παρήγαγε πολύ πυκνά και γεωμετρικά δομημένα ικριώματα με καλύτερη λειτουργικότητα και επαρκές πορώδες. Άλλοι χρησιμοποίησαν αναμεμιγμένο οξικό πολυβινυλεστέρα (PVA) και υδροξυαπατίτη (HA) για να δημιουργήσουν ικριώματα κατάλληλα για εφαρμογές μηχανικής ιστών. Χρησιμοποιήθηκε επίσης και εποξειδική ρητίνη για να ενισχύσουν τις μηχανικές ιδιότητες ώστε το παραγόμενο υλικό να γίνει λειτουργικό. Επομένως, το SLS έχει τη δυνατότητα εκτύπωσης μηχανικής οστικού ιστού.

4.4. Stereolithography (SLA) για αντικατάσταση ιστού

Η στερεολιθογραφία (SLA), όπως ήδη έχει αναφερθεί, είναι μια διαδικασία όπου σχηματίζονται 3D ικριώματα από ένα υγρό πολυμερές μέσω μιας χημικής αντίδρασης που προκαλείται από το φως. Σε αυτή τη διαδικασία, ένα φωτοευαίσθητο (φωτοδιαλυτό) πολυμερές εναποτίθεται σε ένα επιφανειακό μέσο το οποίο στη συνέχεια εκτίθεται στο φως. Αφού σκληρυνθεί το πρώτο στρώμα, αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται, επικαλύπτοντας το προηγούμενο στρώμα, μέχρι να σχεδιαστεί πλήρως το ικρίωμα.

Παραδείγματα βιοϋλικών που χρησιμοποιούνται για το SLA είναι το φουμαρικό πολυπροπυλένιο (PPF) με δεσμούς φωτοσύνδεσης και ακρυλική πολυαιθυλενογλυκόλη. Ένα πλεονέκτημα της χρήσης του SLA είναι η ικανότητα του χρήστη να ελέγχει και να δημιουργεί καθορισμένες γεωμετρίες του ικριώματος με υψηλή ανάλυση, η οποία μιμείται σχεδόν εκείνη του σχεδιασμού CAD. Ένα άλλο πλεονέκτημα του ικριώματος 3D είναι η τοπική διανομή φαρμάκων. Μέσω αυτής της προσέγγισης, φάρμακα μπορούν να προστεθούν στα εμφυτεύματα και η απελευθέρωση του φαρμάκου μπορεί να ελεγχθεί για να αυξήσει την αποτελεσματικότητα της θεραπείας και να μειώσει τις παρενέργειες με γειτονικούς

ιστούς. Ένα μειονέκτημα της χρήσης του SLA είναι ότι τα υλικά απαιτείται να είναι φωτοπολυμερή και χρησιμοποιεί φωτοεκκινητές, κάποιιοι από τους οποίους δεν μπορούν να χρησιμοποιηθούν για μηχανική ιστών λόγω της παραγωγής τοξικών υποπροϊόντων.



Εικόνα 4.6: (i) (A) Προτεινόμενο τρισδιάστατο μοντέλο, (B) μακροσκοπική όψη σκαλωσιών που έχουν τυπωθεί σε SLA και περιέχουν μόνο PTMC και PTMC με δύο διαφορετικές αναλογίες HA αντίστοιχα και (C) αντιπροσωπευτικές εικόνες SEM των κριωμάτων που εκτυπώνονται με SLA. (ii) Μια γρήγορη δημιουργία πρωτοτύπου ξεκινώντας από εικόνες MR, δημιουργείται το τριγωνικό πλέγμα. (A) Η εικόνα MR. (B) SLA αναδόμηση της άρθρωσης του ισχίου

Οι ερευνητές χρησιμοποίησαν πρόσφατα μια στερεολιθογραφική μηχανή SLA 250/40 για να εκτυπώσουν κριώματα κατασκευασμένα από PPF και χρησιμοποιώντας τον φωτοεκκινητή, Irgacure 819. Τα κατασκευασμένα κριώματα είχαν εύρος μεγέθους πόρων 150-800 μm και πορώδες 90%. Θα πρέπει να διεξαχθούν μελλοντικές μελέτες *in vitro* και *in vivo* για τον προσδιορισμό της κυτταροτοξικότητας και της βιοσυμβατότητας των κατασκευασμένων κριωμάτων. Η χιτοζάνη, ακόμη, είναι ένα άλλο εναλλακτικό πολυμερές που είναι φυσικό και έχει χαρακτηριστικά βιοσυμβατότητας και βιοαποικοδομησιμότητας που το καθιστούν ιδανικό για ορθοπαιδική εφαρμογή στην αναγέννηση των οστών. Για να κατασκευαστεί κριώμα βασισμένο σε χιτοζάνη μέσω SLA, προστίθενται irgacure 2959 (για να ενισχύσει την φωτοευαισθησία του με ακόρεστα μονομερή) καθώς και πολυδιακρυλικό (αιθυλενογλυκόλη). Αυτά τα κριώματα έδειξαν μεγάλη *in vitro* κυτταροσυμβατότητα όταν υπάρχουν κύτταρα ινοβλαστών και αυξημένη αναγέννηση ιστού οστού *in vitro*.

Χρησιμοποιώντας μια τεχνική συνεχούς παραγωγής υγρών διεπαφών (CLIP), οι Tumbleston et al. μπόρεσαν να χρησιμοποιήσουν τη στερεολιθογραφία με τρόπο που ξεπερνά κάθε τεχνική τρισδιάστατης εκτύπωσης, ώστε να μειωθεί ο χρόνος παραγωγής, καθώς η εκτύπωση στρώμα – στρώμα απαιτεί ώρες για να κατασκευαστεί και ακόμη περισσότερο για κατασκευές με καλύτερη ανάλυση. Η τεχνική CLIP λειτουργεί προβάλλοντας υπεριώδεις εικόνες μέσω ενός διαφανούς υπεριώδους και διαπερατού από οξυγόνο παραθύρου τοποθετημένου κάτω από ένα λουτρό υγρής ρητίνης. Δημιουργείται μια νεκρή ζώνη μεταξύ του παραθύρου και

του συνεχώς ανυψούμενου τμήματος σκλήρυνσης, έτσι ώστε να είναι πάντα διαθέσιμη για σκλήρυνση αντιδραστική υγρή ρητίνη.

Το SLA δεν περιορίζεται μόνο σε μαλακά βιοϋλικά, αλλά και σε σκληρά υλικά, π.χ. κεραμικά / πολυμερή σύνθετα υλικά και κεραμικά. Για παράδειγμα, η μελέτη των Elomaa et al. συνδύασε μια φωτοσυνδεδεόμενη ρητίνη PCL με βιοενεργό γυαλί μέσω της διαδικασίας SLA, όπου το βιοενεργό γυαλί κατανέμεται ομοιόμορφα μέσω της επιφάνειας και της υψηλής πορώδους μήτρας. Το αποτέλεσμα που προέκυψε δείχνει ότι η SLA βοηθά στην κατασκευή αναμφισβήτητων σύνθετων ικριωμάτων με το βιοενεργό γυαλί να διασκορπίζεται ομοιόμορφα στην επιφάνεια του ικριώματος και να είναι εύκολα προσβάσιμο για ταχεία απελευθέρωση ιόντων και βιοαντιδράσεις κυττάρων.

Συμπερασματικά, η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης των ικριωμάτων, που μπορούν να εφαρμοστούν σε αντικαταστάσεις ισχίου, είναι ένας ερευνητικός τομέας που γνωρίζει ταχεία ανάπτυξη. Ο στόχος των τρισδιάστατων τυπωμένων ικριωμάτων είναι η κατασκευή ικριώματος που μιμείται στενά τη θέση του ισχίου (ιδιότητες εξωκυτταρικής μήτρας - ECM), η μηχανική αντοχή (φέρουσα φόρτιση και θωράκιση πίεσης), και το επαρκές μέγεθος πόρων για την κίνηση θρεπτικών ουσιών και ανάπτυξη κυττάρων. Με την ανακάλυψη νέων υλικών, βιολογικών συνδέσμων και αποτελεσματικών τεχνικών εκτύπωσης, τα βιο-εμφυτεύματα ισχίου αναμένεται να βελτιωθούν όσον αφορά την αποτελεσματικότητα και την πολυπλοκότητα. Αν και οι πρόσφατες έρευνες και μελέτες δείχνουν δυνατότητες βελτίωσης των ικριωμάτων, ωστόσο θα πρέπει αυτά να αξιολογηθούν διεξοδικά τόσο στην απόδοση όσο και στην ποιότητα. Τελικά, αναμένεται ότι αυτά τα ικριώματα για τη μηχανική ιστών θα διαδραματίσουν μεγαλύτερο ρόλο στην επούλωση των πόνων του ισχίου από κατεστραμμένους / νοσούντες ιστούς και θα βελτιώσουν την ποιότητα ζωής των ασθενών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^ο: Εφαρμογή - Κατασκευή ισχίου από πολυγαλακτικό οξύ (PLA) με 3D εκτύπωση

Η αντικατάσταση οστών με εμφυτεύματα είναι πλέον ευρεία. Αυτά που χρησιμοποιούνται συχνότερα είναι από ανοξείδωτο χάλυβα (τύπου 306L ή 316L), τα οποία παρουσιάζουν πολύ υψηλή αντοχή και για αυτό μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε περιοχές με υψηλή μηχανική φόρτιση. Το κύριο μειονέκτημα αυτού του υλικού είναι ότι το μέτρο ελαστικότητας⁸ είναι πολύ υψηλό (210 GPa) σε σχέση με το μέτρο ελαστικότητας ενός συμπαγούς οστού (30 GPa). Σε αντίθεση με τον ανοξείδωτο χάλυβα, το οστό ανταποκρίνεται στα μηχανικά ερεθίσματα και αναδιαμορφώνεται ανάλογα με τις μηχανικές απαιτήσεις του περιβάλλοντος για να διατηρήσει την ακεραιότητά του.

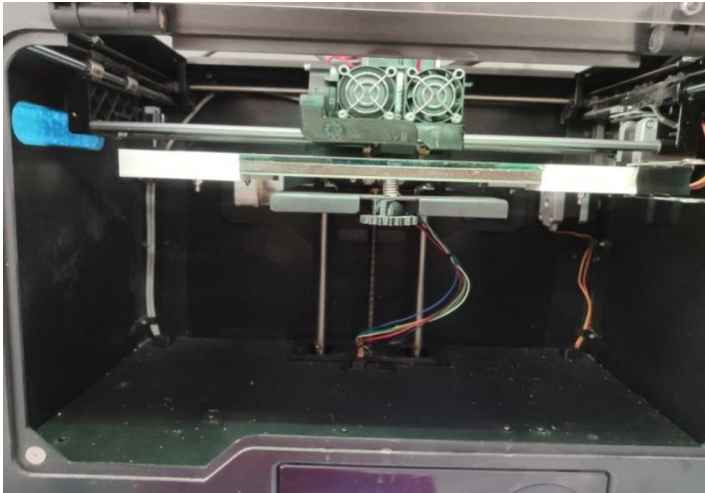
Εφαρμογή στην ορθοπαιδική βρίσκουν επίσης και τα κράματα κοβαλτίου-χρωμίου κυρίως για την κατασκευή στυλεού (μηριαίο στέλεχος) και της σφαιρικής κεφαλής στην αρθροπλαστική ισχίου. Τα κράματα αυτά εμφανίζουν καλή αντοχή στη διάβρωση και την κόπωση, αν και υπάρχουν αναφορές πιθανής τοξικότητας στην περιοχή. Για αυτό και δεν προτιμώνται πλέον.

Περισσότερο διαδεδομένη είναι η χρήση τιτανίου και κραμάτων του για την αντικατάσταση ισχίου. Το τιτάνιο διαθέτει υψηλή αντοχή, ικανοποιητικές μηχανικές ιδιότητες, μικρό ειδικό βάρος (4,5 g/cm³), βιοσυμβατότητα, επιθυμητή ακτινοδιαπερατότητα, είναι ιδιαίτερα εύχρηστο και για αυτό κατάλληλο για χειρουργικά εμφυτεύματα. Τα κράματα καθαρού τιτανίου που χρησιμοποιούνται ως βιοϋλικά, περιέχουν οξυγόνο, ο βαθμός περιεκτικότητας του οποίου επηρεάζει σημαντικά τη μηχανική συμπεριφορά του τιτανίου. Στα κράματα τιτανίου προστίθεται και σίδηρος προκειμένου να αυξηθεί η αντοχή στη διάβρωση. Η υψηλή αντοχή του τιτανίου και η βιοσυμβατότητά του συντέλεσαν στην καθιέρωσή του ως βιοϋλικό για την κατασκευή οδοντικών εμφυτευμάτων, στην γναθοπροσωπική και στην ορθοπαιδική για την οστεοσύνθεση καταγμάτων, κ.ά. Η μεγάλη του επιτυχία ως μεταλλικού βιοϋλικού οφείλεται στο φαινόμενο της οστεοενσωμάτωσης. Με τον όρο αυτό εννοούμε την άμεση εμβιομηχανική σύνδεση του ζώντος οστίτη ιστού με το εμφύτευμα, η οποία εξασφαλίζει την λειτουργική του σταθερότητα. Στην περίπτωση μας και για λόγους οικονομίας, δε χρησιμοποιήθηκε κανένα από τα τρία βιοϋλικά.

Για να μετατραπεί ένα ιατρικό ψηφιακό μοντέλο σε φυσικό αντικείμενο είναι απαραίτητη η επεξεργασία ιατρικής εικόνας (όπως το CT scan), μέσω ενός λογισμικού και ενός τρισδιάστατου εκτυπωτή. Στη περίπτωση μας το αντικείμενο δημιουργήθηκε με βάση το μοντέλο που υπάρχει διαθέσιμο στο www.thingiverse.com/thing:4875641. Υπάρχει δυνατότητα βέβαια να

⁸ Κάθε υλικό σώμα με την άσκηση τάσης, δηλαδή δύναμης ανά μονάδα διατομής, παραμορφώνεται. Για μικρές τάσεις η παραμόρφωση είναι ανάλογη της τάσης που εφαρμόζεται. Ο λόγος της τάσης προς την παραμόρφωση σε κάθε σώμα είναι σταθερός και ονομάζεται μέτρο ελαστικότητας. Το μέτρο ελαστικότητας εξαρτάται από το υλικό που παραμορφώνεται και την φύση της παραμόρφωσης.

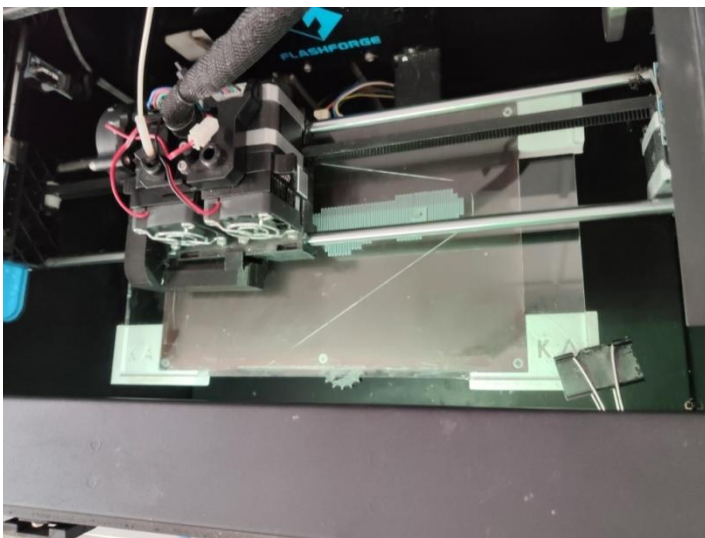
χρησιμοποιήσει κάποιος λογισμικό CAD ή να το δημιουργήσει με τρισδιάστατη σάρωση. Η διαδικασία ξεκίνησε με την τρισδιάστατη μοντελοποίηση του αντικειμένου και τον υποστηρίγματά του. Το τρισδιάστατο μοντέλο στη συνέχεια αποστάλθηκε σε ένα λογισμικό τεμαχισμού (slicer) σε μορφή αρχείου STL. Ο τεμαχιστής (εδώ το Prusa Slicer) έστειλε όλες τις πληροφορίες στον τρισδιάστατο εκτυπωτή σε μορφή αρχείου GCode. Χρησιμοποιήθηκε ο FlashForge Creator Pro ως εκτυπωτής με τεχνολογία FDM, ο οποίος διαθέτει δύο κεφαλές εξώθησης και μία θερμαινόμενη γυάλινη πλατφόρμα (βλ. εικ. 1), η οποία ισορροπεί σε τρία σημεία. Η



Εικόνα 1

θερμοκρασία της πλατφόρμας μπορεί να φτάσει μέχρι τους 120 °C, ενώ η μέγιστη θερμοκρασία του ακροφυσίου μπορεί να φτάσει τους 240 °C.

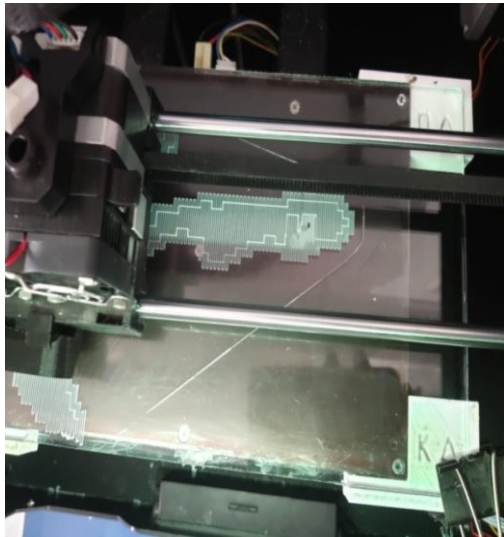
Το υλικό που χρησιμοποιήθηκε είναι το PLA (πολυγαλακτικό οξύ), το οποίο βρίσκεται τυλιγμένο σε ένα πηνίο με τη μορφή του συνεχούς πλαστικού νήματος. Το



Εικόνα 2

νήμα έλιωσε, περνώντας από το ακροφύσιο, παράγοντας μία στρώση θερμοπλαστικού υλικού. Η κεφαλή εξώθησης εναπόθεσε στις προκαθορισμένες θέσεις - οι οποίες περιελάμβαναν τα υποστηρίγματα της κατασκευής και το ίδιο το αντικείμενο - το υλικό πάνω στην επιφάνεια εκτύπωσης, το οποίο στη συνέχεια ψύχθηκε και σταθεροποιήθηκε (βλ. εικ.

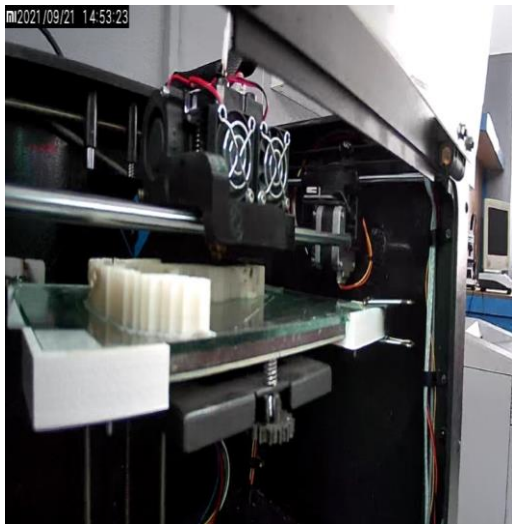
2). Για να ψυχθεί και σκληρύνει το υλικό, τέθηκε σε λειτουργία ανεμιστήρας.



Εικόνα 3

Στη συνέχεια η βάση κατέβηκε και το επόμενο στρώμα εναποτέθηκε πάνω στο πρώτο (βλ. εικ. 3).

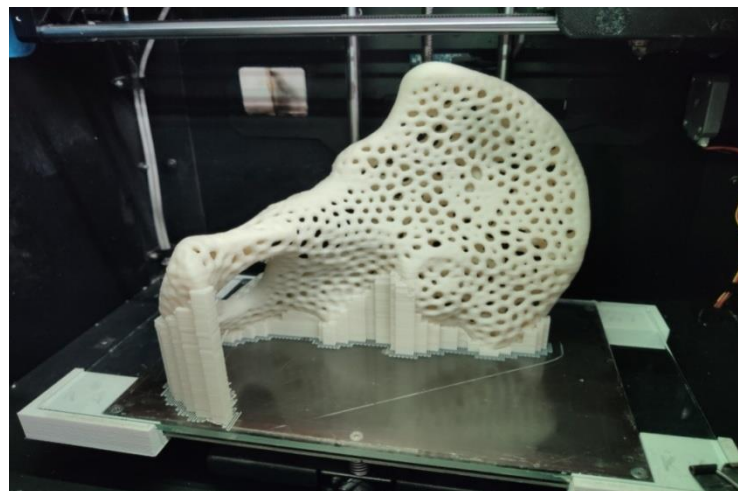
Η διαδικασία συνεχίστηκε μέχρι να ολοκληρωθεί το αντικείμενο (βλ. εικ. 4-5). Η διαδικασία ολοκληρώθηκε μετά την παρέλευση 17 ωρών (βλ. εικ. 6).



Εικόνα 4



Εικόνα 5



Εικόνα 6

Μόλις ολοκληρώθηκε η διαδικασία, αφαιρέθηκε το αντικείμενο και τα υποστηρίγματα εκτύπωσης. Στη συνέχεια, κατεργαστήκαμε τις επιφάνειες με το χέρι και με πένσα, ώστε να αποκτήσουν το επιθυμητό σχήμα και ολοκληρώσαμε με τη στίλβωση του αντικειμένου.



Εικόνα 7: Τελικό αντικείμενο

Συμπεράσματα

Η Βιοϊατρική Τεχνολογία, ως η επιστήμη που συνδυάζει το σκεπτικό και τις μεθόδους της βιολογίας με τις μεθοδολογίες της επιστήμης του μηχανικού, έχει στόχο την ανάπτυξη τεχνολογιών βασισμένων στη βιολογία, προκειμένου να καλυφθούν κοινωνικές ανάγκες, όπως η βελτίωση της υγειονομικής περίθαλψης και εν γένει της ποιότητας ζωής των ασθενών. Εξαιρετικά σημαντική είναι η συμβολή της Βιοϊατρικής στην ορθοπαιδική χειρουργική, καθώς δίνει τη δυνατότητα της αντικατάστασης κατεστραμμένων μελών και της αποκατάστασης της λειτουργίας τους.

Τα προϊόντα που σχεδιάζονται πλέον παρουσιάζουν ιδιότητες συμβατές με τα χαρακτηριστικά και τις ιδιαιτερότητες του ασθενούς, ώστε να επιτυγχάνεται η μακροβιότητά τους. Η αντικατάσταση ή ανάπλαση ενός οργάνου που έχει βλάβη γίνεται σήμερα με την εκτεταμένη χρήση των βιοϋλικών, όπως είναι τα κεραμικά, τα μέταλλα, τα πολυμερή και τα σύνθετα – αν και η υπάρχει η τάση να περιοριστεί η χρήση τους –, υλικών που είναι περισσότερο προσαρμοσμένα στα βιολογικά μόρια και το βιολογικό τους περιβάλλον. Τέτοια είναι τα βιοϋλικά που παρασκευάζονται με βάση τις πρωτεΐνες, τα πεπτίδια, το κολλαγόνο. Το τελευταίο κυρίως θεωρείται το καταλληλότερο βιοϋλικό για την κατασκευή οργάνων και ιστών.

Πριν εστιάσουμε στη χρήση των 3D εκτυπωτών με βιοϋλικά, θεωρήσαμε αναγκαίο να παρουσιάσουμε εν συντομία τις μεθόδους και τις τεχνολογίες της 3D εκτύπωσης. Οι τεχνολογίες αυτές ταξινομήθηκαν ανάλογα με τις απαιτήσεις των προϊόντων, που επιθυμούμε να εκτυπωθούν, των υλικών και των μεθόδων εκτύπωσης. Η ταξινόμησή τους έγινε από την Αμερικανική Εταιρεία Δοκιμών και Υλικών σε επτά κατηγορίες: Συνδεδετική με πίεση ακροφυσίου (Binder Jetting), Κατευθυνόμενη εναπόθεση ενέργειας (Directed Energy Deposition), Φωτοπολυμερισμό δεξαμενής (Vat Photopolymerisation), Εξώθηση υλικών (Material Extrusion), Υλικά με πίεση ακροφυσίου (Material Jetting), Σύντηξη στρώματος σκόνης (Powder Bed Fusion) και Συγκόλληση φύλλων (Sheet Lamination).

Στην παρούσα εργασία, προκειμένου να παρουσιάσουμε τη χρησιμότητα της 3D εκτύπωσης στην Ορθοπαιδική Χειρουργική, και συγκεκριμένα στην αντικατάσταση ισχίου, αναλύσαμε τη διαδικασία και τις μεθόδους των 3D εκτυπωτών, που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για αυτόν τον σκοπό. Καταλήξαμε ότι ο Binder Jetting/Direct 3D Printer είναι ένας από τους εκτυπωτές που μπορούν να δημιουργήσουν πορώδη κριώματα από βιοϋλικό, τα οποία όμως δεν είχαν την επιθυμητή μηχανική αντοχή. Οι προσπάθειες των επιστημόνων για τη βελτιστοποίηση τυπωμένων κριωμάτων συνεχίζονται. Στην ίδια κατηγορία εκτυπωτών, ο Bioplotter αποδείχθηκε ότι μπορεί να διανείμει στα κριώματα κύτταρα με υψηλή βιωσιμότητα, ώστε να δημιουργηθεί λειτουργικός ιστός.

Μια άλλη κατηγορία εκτυπωτών με δυνατότητες κυτταρικής διάχυσης και αγγείωσης εντός των κριωμάτων είναι οι FDM εκτυπωτές. Κατάλληλα για την ορθοπαιδική θεωρήθηκαν και τα κριώματα που εκτυπώθηκαν με SLS τεχνολογία,

στην οποία χρησιμοποιούνται βιοσυμβατά υλικά με τη μορφή σκόνης. Τέλος, η SLA τεχνολογία δίνει τη δυνατότητα στον χρήστη να δημιουργεί γεωμετρίες του ικριώματος με υψηλή ανάλυση, που σχεδόν μιμούνται τον σχεδιασμό CAD, και να ελέγχει τη διανομή φαρμάκων που μπορούν να προστεθούν στα ικριώματα, προκειμένου να περιοριστούν οι παρενέργειες με τους γειτονικούς ιστούς.

Στην εργασία αυτή έγινε προσπάθεια να διερευνηθεί κατά πόσο είναι εφικτό να υλοποιηθεί με σχετικά απλό τρόπο το εγχείρημα της κατασκευής ισχίου. Στόχος μας δεν ήταν να δημιουργήσουμε κάτι απολύτως λειτουργικό και για αυτό επιλέχθηκε ένας απλός εκτυπωτής και ένα επίσης απλό και προσιτό υλικό. Διαπιστώσαμε ωστόσο ότι η τρισδιάστατη εκτύπωση επιτρέπει στον καθένα να μετατρέψει τα ψηφιακά τρισδιάστατα μοντέλα σε φυσικά αντικείμενα.

Συνοψίζοντας, θα θέλαμε να επισημάνουμε τις αισιόδοξες προβλέψεις πολλών ερευνητών ότι στο κοντινό μέλλον η τρισδιάστατη εκτύπωση θα διαδραματίσει σημαντικό ρόλο στην εξατομικευμένη ιατρική, καθώς θα προσφέρει πλήρως λειτουργικά ανθρώπινα όργανα, με την εναπόθεση κυττάρων σε στρώσεις. Τη λύση, λοιπόν, των προβλημάτων και την αναβάθμιση επιπέδου ζωής των ασθενών αναμένεται να φέρει η τεχνολογία της 3D εκτύπωσης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ - ΑΝΑΦΟΡΕΣ - ΔΙΑΔΙΚΤΥΑΚΕΣ ΠΗΓΕΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

- 1) Δ. Κουτσούρης, Σ. Παυλόπουλος και Α. Πρέντζα, *Εισαγωγή στη Βιοϊατρική Τεχνολογία και Ανάλυση Ιατρικών Σημάτων*. Εκδ. Τζιόλα, 2003
- 2) Λ. Αλεξόπουλος, Παρουσίαση Μαθήματος, Θέμα: 'Εμβιομηχανική – Βιοϊατρική Τεχνολογία', Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

- 1) Αναστασοπούλου Ι. και άλλοι, *Βιοϋλικά – Εφαρμογές* Ελληνικά Ακαδημαϊκά Ηλεκτρονικά Συγγράμματα και Βοηθήματα – www.kallipos.gr, 2015. [E-book] Διαθέσιμο στο: www.kallipos.gr
- 2) J.B. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, 3^η εκδ., CRC/Taylor & Francis, 2006. [E-book] Διαθέσιμο στο: <https://archive.org>
- 3) S. Li και άλλοι, *Advanced Functional Materials*, WILEY-VCH, 2019. Διαθέσιμο στο: <https://onlinelibrary.wiley.com>
- 4) Γ. Στεριώτης, 'Μελέτη ιών κολλαγόνου σε νανοκλίμακα υπό την επίδραση laser χαμηλής ισχύος στην περιοχή του ερυθρού', Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2014
- 5) Α. Αναστασίου, 'Βιοϋλικά και Τεχνητά Εμφυτεύματα', Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2011
- 6) 'PMMA – ΠΟΛΥΜΕΘΥΛΜΕΘΑΚΡΥΛΙΚΟ', resinex.gr [Online] Διαθέσιμο στο: <https://www.resinex.gr/typon-polymeroy/pmma.html> (τελευταία επίσκεψη 02/07/2021)
- 7) 'Κολλαγόνο' el.wikipedia.org, 24 Ιανουαρίου 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%9A%CE%BF%CE%BB%CE%BB%CE%B1%CE%B3%CF%8C%CE%BD%CE%BF> (τελευταία επίσκεψη 04/07/2021)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

- 1) I. Gibson, D. Rosen και B. Stucker, *Additive Manufacturing Technologies - 3D Printing, Rapid Prototyping, and Direct Digital Manufacturing*, 2^η εκδ., Springer, 2015. [E-book]. Διαθέσιμο στο: www.springer.com
- 2) I. Seoane-Viaño και άλλοι, *Journal of Controlled Release*, ELSEVIER, 2021. [E-book]. Διαθέσιμο στο: www.sciencedirect.com
- 3) N. Shahrubudin, T.C. Lee και R. Ramlan, *Procedia Manufacturing*, ELSEVIER 2019. [E-book]. Διαθέσιμο στο: www.springer.com
- 4) B.S. Cook και άλλοι, *Integrated printing for 2D/3D flexible organic electronic devices*, ELSEVIER, 2015. [E-book]. Διαθέσιμο στο: www.springer.com

- 5) O.D. Neikov, *Handbook of Non-Ferrous Metal Powders*, 2^η εκδ., ScienceDirect, 2019. [E-book]. Διαθέσιμο στο: www.sciencedirect.com
- 6) Λ. Τσίτσας, *Μαθήματα Γενικών Μαθηματικών Τόμος II*, 2^η εκδ., ΕΚΠΑ 1983
- 7) M. Spiegel, *SCHAUM'S OUTLINE SERIES ΑΝΩΤΕΡΑ ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΑ*, ΕΣΠΙ 1963
- 8) A. Anastasiou και άλλοι, *3D printing: Basic concepts mathematics and technologies, 13th IEEE International Conference on BioInformatics and BioEngineering*, 2013
- 9) H. Dodziuk, 'Applications of 3D printing in healthcare', vol. 13(3), Σεπτέμβριος 2016, www.ncbi.nlm.nih.gov/, <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5071603/> (τελευταία επίσκεψη 03/07/2021)
- 10) A. J. Almaliki, 'The Processes and Technologies of 3D Printing', vol. 4, no. 10, Οκτώβριος 2015, www.researchgate.net, https://www.researchgate.net/publication/310477407_The_Processes_and_Technologies_of_3D_Printing (τελευταία επίσκεψη 22/07/2021)
- 11) M. Pagac και άλλοι, 'A Review of Vat Photopolymerization Technology: Materials, Applications, Challenges, and Future Trends of 3D Printing', vol.13(4), Φεβρουάριος 2021, www.mdpi.com, <https://www.mdpi.com/2073-4360/13/4/598> (τελευταία επίσκεψη 13/07/2021)
- 12) Α. Αναστασοπούλου, 'Τρισδιάστατοι εκτυπωτές και εφαρμογές τους στην Βιοϊατρική τεχνολογία', Διπλωματική Εργασία, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα, 2014
- 13) Α. Καλτσής, 'Τρισδιάστατη Εκτύπωση & Στρατιωτικές Εφαρμογές', Διπλωματική Εργασία, Πολυτεχνείο Κρήτης, Κρήτη 2017
- 14) M. Mousapour, 'Multi-metal 3D printing with extrusion method', Μεταπτυχιακή Εργασία, Aalto University, 2020
- 15) Ι. Κωστάκης, 'Μελέτη Κατασκευαστικών Δυνατοτήτων Τεχνολογιών Additive Manufacturing Στην Παραγωγή Μη Επανδρωμένων Αεροσκαφών', Διπλωματική Εργασία, Πολυτεχνείο Κρήτης, Χανιά 2017
- 16) Kyle Maxey, 'Infographic: The History of 3D Printing', www.engineering.com, 3 Σεπτεμβρίου 2013. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.engineering.com/story/infographic-the-history-of-3d-printing> (τελευταία επίσκεψη 01/07/2021)
- 17) 'Learn how 3d printing metal works – Top 3 ways!', pinshape.com, 2 Οκτωβρίου 2016. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://pinshape.com/blog/3d-printing-metal/> (τελευταία επίσκεψη 06/07/2021)
- 18) 'METAL 3D PRINTING WITH ELECTRON BEAM ADDITIVE MANUFACTURING (EBAM®)', www.sciaky.com, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.sciaky.com/additive-manufacturing/electron-beam-additive-manufacturing-technology> (τελευταία επίσκεψη 19/07/2021)

- 19) '3D PRINTING – ADDITIVE', *make.3dexperience.3ds.com*, 2018. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://make.3dexperience.3ds.com/processes/3D-printing> (τελευταία επίσκεψη 21/07/2021)
- 20) Γ. Τράντζας, 'Τι είναι Τρισδιάστατη Εκτύπωση και Ποιες οι Εφαρμογές της' *www.pcsteps.gr*, 29 Απριλίου 2016. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.pcsteps.gr/100046-%CF%84%CF%81%CE%B9%CF%83%CE%B4%CE%B9%CE%AC%CF%83%CF%84%CE%B1%CF%84%CE%B7-%CE%B5%CE%BA%CF%84%CF%8D%CF%80%CF%89%CF%83%CE%B7-3d-printing/> (τελευταία επίσκεψη 23/07/2021)
- 21) 'Overview: How PolyJet/Multijet 3D printing works?', *www.3m3drobotics.com* [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.3m3drobotics.com/photopolymer-jetting-pj/> (τελευταία επίσκεψη 20/07/2021)
- 22) B. Krassenstein, 'What is 3D Printing & How Do 3D Printers Work? — A Guide', *3dprint.com*, 18 Ιουλίου 2015. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://3dprint.com/82272/what-3d-printing-works/> (τελευταία επίσκεψη 20/07/2021)
- 23) 'What is NanoParticle Jetting?', *www.3dprintingmedia.network*, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.3dprintingmedia.network/additive-manufacturing/am-technologies/what-is-nanoparticle-jetting/> (τελευταία επίσκεψη 20/07/2021)
- 24) 'Multi Jet Fusion (MJF)', *www.protolabs.com*, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.protolabs.com/services/3d-printing/multi-jet-fusion/> (τελευταία επίσκεψη 22/07/2021)
- 25) A. Bournias Varotsis, 'HP MJF vs. SLS: A 3D printing technology comparison' *www.hubs.com*, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.hubs.com/knowledge-base/hp-mjf-vs-sls-3d-printing-technology-comparison/> (τελευταία επίσκεψη 23/07/2021)
- 26) 'The Complete Guide to 3D Printing', *www.xometry.com*, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.xometry.com/ultimate-guide/complete-3d-printing-guide/> (τελευταία επίσκεψη 25/07/2021)
- 27) 'Direct Metal Laser Sintering', *www.custompartnet.com*, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.custompartnet.com/wu/direct-metal-laser-sintering> (τελευταία επίσκεψη 23/07/2021)
- 28) 'LOM (Laminated Object Manufacturing): 3D Printing with Layers of Paper', *www.sculpteo.com*, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.sculpteo.com/en/glossary/lom-definition/> (τελευταία επίσκεψη 25/07/2021)
- 29) Elizabeth Palermo, 'What is Laminated Object Manufacturing?' *livescience.com*, 10 Οκτωβρίου 2013. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.livescience.com/40310-laminated-object-manufacturing.html> (τελευταία επίσκεψη 25/07/2021)

- 30) '3D Printing: The Steps Needed and The Math Involved', prezi.com, 8 Μαρτίου 2016. [Online]. Διαθέσιμη στο: <https://prezi.com/co6t1odsdcjg/3d-printing-the-steps-needed-and-the-math-involved/> (τελευταία επίσκεψη 14/09/2021)
- 31) 'Lifelike 3D-printed heart to help train surgeons', bbc.com, 6 Σεπτεμβρίου 2014. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.bbc.com/news/uk-england-nottinghamshire-29047165> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 32) 'SLA - Stereolithography (and DLP, CDLP, CLIP)', additive.blog, 2017. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.additive.blog/knowledge-base/3d-printers/sla-stereolithography-dlp-cdlp-clip/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 33) 'Material Extrusion', engineeringproductdesign.com, 2017. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://engineeringproductdesign.com/knowledge-base/material-extrusion/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 34) 'Fused Deposition Modeling (FDM) 3D printing with filaments', www.sculpteo.com, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.sculpteo.com/en/glossary/fdm-fused-deposition-modeling-definition/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 35) 'A Comprehensive Guide to Material Jetting 3D Printing', <https://amfg.ai/>, 29 Ιουνίου 2018. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://amfg.ai/2018/06/29/material-jetting-3d-printing-guide/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 36) 'PolyJet 3D Printing', www.protolabs.com, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.protolabs.com/services/3d-printing/polyjet/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 37) 'Guide to Selective Laser Sintering (SLS) 3D Printing', formlabs.com, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://formlabs.com/blog/what-is-selective-laser-sintering/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 38) G. Jones, 'Direct Metal Laser Sintering (DMLS) – Simply Explained', all3dp.com, 15 Απριλίου 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://all3dp.com/2/direct-metal-laser-sintering-dmls-simply-explained/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 39) V. Carlota, 'The Complete Guide to Electron Beam Melting (EBM) in 3D Printing', www.3dnatives.com, 7 Οκτωβρίου 2019. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.3dnatives.com/en/electron-beam-melting100420174/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 40) L. Greguric, 'Electron Beam Melting (EBM) – 3D Printing Simply Explained', all3dp.com, 16 Μαΐου 2019. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://all3dp.com/2/electron-beam-melting-ebm-3d-printing-simply-explained/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 41) 'Sheet Lamination', engineeringproductdesign.com, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://engineeringproductdesign.com/knowledge-base/sheet-lamination/> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 42) 'Laminated Object Manufacturing (LOM) 3D Printing – Simply Explained', pick3dprinter.com, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο:

<https://pick3dprinter.com/lom-3d-printing/#what-is-lom-3d-printing-technology>

(τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)

- 43) 'WHAT IS LAMINATED OBJECT MANUFACTURING (LOM)?', www.twi-global.com, 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://www.twi-global.com/technical-knowledge/faqs/what-is-laminated-object-manufacturing-lom#HowdoesitWork> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)
- 44) 'Ultrasonic Additive Manufacturing Explained', blog.spatial.com, 27 Απριλίου 2021. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://blog.spatial.com/ultrasonic-additive-manufacturing> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

- 1) Obinna Okolie και άλλοι, '3D Printing for Hip Implant Applications: A Review' (2020) 12 MDPI < <https://www.mdpi.com/2073-4360/12/11/2682/htm> > (τελευταία επίσκεψη 02/08/2021)
- 2) Anh-Vu Do και άλλοι, '3D Printing of Scaffolds for Tissue Regeneration Applications' (2015) NCBI < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4597933/> > (τελευταία επίσκεψη 31/07/2021)
- 3) 'Bio-ink' (Wikipedia, 18 Μαΐου 2021) <<https://en.wikipedia.org/wiki/Bio-ink>> (τελευταία επίσκεψη 28/07/2021)
- 4) 'Electrospinning' (Wikipedia, 25 Ιουλίου 2021) <<https://en.wikipedia.org/wiki/Electrospinning>> (τελευταία επίσκεψη 25/07/2021)

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

- 1) Κ. Παπακωνσταντίνου, 'Σχεδίαση Οπτικών Εμφυτευμάτων', Διπλωματική Εργασία, Πανεπιστήμιο Αιγαίου, Σύρος, 2006
- 2) 'Ελαστικότητα' el.wikipedia.org, 7 Φεβρουαρίου 2020. [Online]. Διαθέσιμο στο: <https://el.wikipedia.org/wiki/%CE%95%CE%BB%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%B9%CE%BA%CF%8C%CF%84%CE%B7%CF%84%CE%B1> (τελευταία επίσκεψη 12/10/2021)