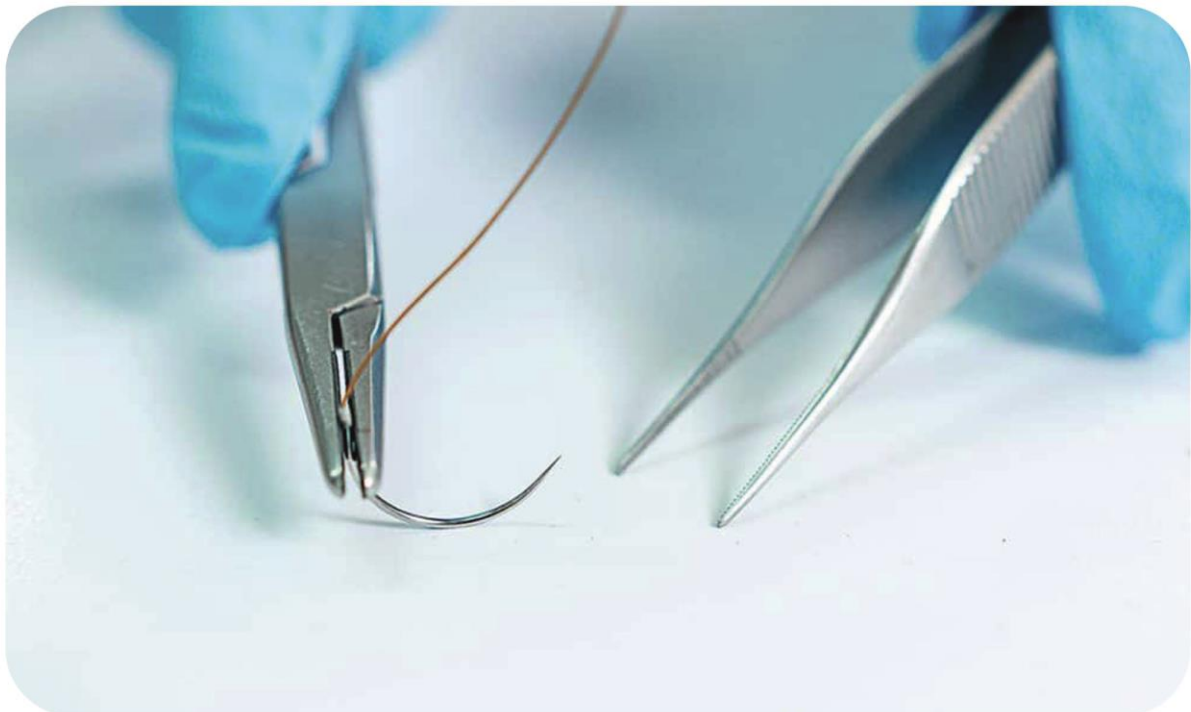




Ελληνικό Μεσογειακό Πανεπιστήμιο  
Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών

## Κατασκευή Πρωτότυπου για Ιατρικά Ράμματα με Αντιβακτηριδιακή Δράση



**Φοιτήτρια:** Χάρου Χρυσάνθη - Αργυρώ

**Επιβλέποντες Καθηγητές:** Δρ. Βιδάκης Νεκτάριος, Δρ. Πετούσης Μάρκος

Ηράκλειο Κρήτης 2022 - 2023



Hellenic Mediterranean University  
Department of Mechanical Engineering

## Development of a Prototype for Medical Sutures with Antibacterial Properties



**Student:** Charou Chrysanthi - Argiro

**Supervising Professors:** Dr. Vidakis Nektarios, Dr. Petousis Markos

Heraklion of Crete 2022 - 2023



## Ευχαριστίες

Η παρούσα διπλωματική εργασία με θέμα “Κατασκευή πρωτότυπου για ιατρικά ράμματα με αντιβακτηριδιακή δράση”, πραγματοποιήθηκε στο πλαίσιο της ολοκλήρωσης των σπουδών μου στο Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών του Ελληνικού Μεσογειακού Πανεπιστημίου.

Για την ολοκλήρωση αυτής της εργασίας οφείλω να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον Δρ. Νεκτάριο Βιδάκη, διευθυντή του θεσμοθετημένου «Εργαστηρίου Μηχανολογίας Ακριβείας και Αντίστροφης Μηχανικής» του Τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών του Ελληνικού Μεσογειακού Πανεπιστημίου, για τις χρήσιμες συμβουλές και υποδείξεις, καθώς και για την εν γένει καθοδήγηση που μου παρείχε.

Επίσης, θα ήθελα να εκφράσω τις θερμές ευχαριστίες μου στον Δρ. Μάρκο Πετούση, Επίκουρο Καθηγητή του Τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών, για τη συνεχή καθοδήγηση και τη συμβολή του στην ολοκλήρωση της διπλωματικής μου εργασίας.

Σε αυτό το σημείο αισθάνομαι την ανάγκη να εκφράσω τις ειλικρινείς ευχαριστίες μου στους Εμμανουήλ Βελιδάκη, Νικόλαο Μουντάκη, υποψήφιο διδάκτορα, Κατερίνα Λεμωνιά και Αντριγιάν Μυφτάρι, οι οποίοι μου παρείχαν πολύτιμη βοήθεια στο πειραματικό μέρος της εργασίας, καθώς και για την συνεχή βοήθεια και υποστήριξή τους σε τυχόν προβλήματα που αντιμετώπισα, παρά τον περιορισμένο χρόνο τους.

Τέλος, θέλω να ευχαριστήσω από καρδιάς οικογένεια και φίλους για την αμέριστη υποστήριξη και συμπαράστασή τους καθόλη την διάρκεια των σπουδών μου.



## Κατάλογος περιεχομένων

Ευχαριστίες.....	1
Κατάλογος περιεχομένων .....	2
Κατάλογος εικόνων .....	4
Κατάλογος πινάκων .....	7
Κατάλογος γραφημάτων .....	8
Περίληψη .....	9
Abstract .....	11
Βιβλιογραφική μελέτη και ανάλυση χειρουργικών ραμμάτων .....	12
1. Εισαγωγή .....	12
2. Ιστορική εξέλιξη χειρουργικών ραμμάτων .....	12
3. Ιδιότητες των υλικών κατασκευής χειρουργικών ραμμάτων.....	14
3.1 Φυσικά χαρακτηριστικά των υλικών κατασκευής χειρουργικών ραμμάτων.....	15
3.1.1 Κατηγορίες ραμμάτων ως προς τη δομή: Μονόκλινα και Πολυνηματικά .....	15
3.1.2 Ικανότητα ράμματος ως προς την απορρόφηση και διάδοση υγρού .....	16
3.1.3 Διαχωρισμός ραμμάτων ως προς τη διάμετρος .....	16
3.1.4 Αντοχή ράμματος σε εφελκυσμό (Knot-Pull).....	17
3.1.5 Συντελεστής τριβής ράμματος ως προς την επιφάνεια εισχώρησης.....	18
3.1.6 Δημιουργία και συγκράτηση ασφαλών χειρουργικών κόμπων.....	18
3.1.7 Ελαστικότητα και πλαστικότητα χειρουργικού ράμματος.....	19
3.1.8 Ικανότητα ράμματος ως προς την επαναφορά του σχήματός του.....	19
3.1.9 Χαρακτηριστικά χειρισμού και ευελιξίας ραμμάτων .....	19
3.2 Αντίδραση κυτταρικού ιστού ως προς το υλικό ράμματος .....	20
3.2.1 Απορρόφηση κυτταρικού ιστού .....	20
3.2.2 Αντιδραστικότητα κυτταρικού ιστού.....	20
4. Διαδικασία κατασκευής χειρουργικών ραμμάτων με τεχνική εξώθησης.....	21
4.1 Διαδικασία εξώθησης νημάτων ράμματος.....	22
4.2 Βαφή χειρουργικών ραμμάτων.....	23
4.3 Διαδικασία επιφανειακής επικάλυψης χειρουργικών ραμμάτων .....	24
4.4 Περιγραφή βελόνας εισχώρησης χειρουργικών ραμμάτων .....	24
4.5 Περιγραφή συσκευασίας χειρουργικών ραμμάτων .....	25
5. Κατηγοριοποίηση χειρουργικών ραμμάτων ως προς την δομή και το υλικό κατασκευής ....	26
5.1 Χειρουργικά ράμματα φυσικής προέλευσης: ζωικά ή φυτικά υλικά.....	26
5.2 Χειρουργικά ράμματα συνθετικής προέλευσης .....	27
5.3 Μονόινα χειρουργικά ράμματα .....	27
5.4 Χειρουργικά ράμματα πολλαπλών ινών .....	27
5.5 Ψευδο-μονόινο χειρουργικό ράμμα .....	28
5.6 Περιγραφή απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων .....	28
5.6.1 Φυσικά υλικά κατασκευής απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων .....	29
5.6.2 Συνθετικά υλικά κατασκευής απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων.....	29
5.7 Περιγραφή μη απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων .....	32
5.7.1 Φυσικά υλικά κατασκευής μη απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων .....	32
5.7.2 Συνθετικά υλικά κατασκευής μη απορροφήσιμων ραμμάτων .....	33
6. Αντιβακτηριακές ιδιότητες χειρουργικών ραμμάτων.....	36
6.1 Περιγραφή χαρακτηριστικών και δομής ιών και βακτηρίων.....	36
6.2 Βακτηριακές λοιμώξεις χειρουργικού τραύματος .....	38
6.3 Χρήση αντιβιοτικών και μικροβιακή ανοχή .....	40
6.4 Εφαρμογή αντιμικροβιακών πολυμερών στα χειρουργικά ράμματα.....	40
6.5 Χειρουργικά ράμματα με αντιβακτηριακή δράση.....	42
7. Μέθοδοι δοκιμής και ελέγχου χειρουργικών ραμμάτων .....	44
7.1 Μέθοδος ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης επιφάνειας χειρουργικών ραμμάτων .....	44
7.2 Προσδιορισμός μηχανικών ιδιοτήτων χειρουργικών ραμμάτων .....	45
7.3 Έλεγχος κυτταροτοξικότητας χειρουργικών ραμμάτων.....	46
7.4 Έλεγχος αντιβακτηριακής δραστηριότητας χειρουργικών ραμμάτων .....	46
Πειραματική διαδικασία κατασκευής μη απορροφήσιμων ιατρικών ραμμάτων με αντιβακτηριακή δράση .....	47



<b>8.</b>	<b>Περιγραφή χρησιμοποιούμενου εξοπλισμού και υλικών .....</b>	<b>47</b>
8.1	Επιλογή και περιγραφή πολυμερικής μήτρας .....	47
8.2	Επιλογή και περιγραφή πρόσθετων νανοϋλικών .....	49
8.3	Περιγραφή παραγωγικού εξοπλισμού .....	55
8.4	Περιγραφή εξοπλισμού δοκιμών εφελκυσμού .....	58
<b>9.</b>	<b>Παραγωγική διαδικασία ιατρικών ραμμάτων και νημάτων .....</b>	<b>59</b>
9.1	Διαδικασία μηχανικής ανάδευσης υλικών .....	59
9.2	Διαδικασία εξώθησης νημάτων .....	60
9.3	Περιγραφή δοκιμών .....	63
9.3.1	Προσδιορισμός μηχανικών ιδιοτήτων .....	63
9.3.2	Προσδιορισμός αντιβακτηριακής δράσης ιατρικών ραμμάτων .....	65
<b>10.</b>	<b>Αποτελέσματα .....</b>	<b>65</b>
10.1	Αποτελέσματα μηχανικών ιδιοτήτων .....	66
10.1.1	Αποτελέσματα δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό αντιβακτηριακών ραμμάτων μήτρας Πολυπροπυλενίου .....	66
10.1.2	Αποτελέσματα δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό νημάτων διαμέτρου 1.75mm Πολυαμιδίου 12 και πρόσθετων .....	67
10.1.3	Αποτελέσματα δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό δοκιμίων .....	68
10.2	Αποτελέσματα αντιβακτηριακής δράσης ιατρικών ραμμάτων .....	69
<b>11.</b>	<b>Συμπεράσματα .....</b>	<b>74</b>
	<b>Βιβλιογραφία .....</b>	<b>76</b>
	<b>Πληροφορίες εγγράφου .....</b>	<b>85</b>





## Κατάλογος εικόνων

Εικόνα 2.1:	Απεικόνιση του Joseph Lister κατά την οποία ψεκάζει ασθενή με καρβολικό οξύ....	13
Εικόνα 2.2:	Απεικόνιση των πρώτων αποστειρωμένων ραμμάτων μαζικής παραγωγής από την Johnson & Johnson το 1887. ....	14
Εικόνα 3.1:	Απεικόνιση χειρουργικού μη απορροφήσιμου ράμματος Πολυπροπυλενίου. ....	15
Εικόνα 3.2:	Απεικόνιση μονόκλωνου (μονόκλωνου) και πολύκλωνου (πολλαπλά πλεγμένα σκέλη).....	15
Εικόνα 3.3:	Απεικόνιση χειρουργικής εκτομής προβλεπόμενου μήκους κλεισίματος 3cm, από μελέτη που πραγματοποιήθηκε στο Πανεπιστήμιο της Καλιφόρνιας και παρουσιάστηκε στην Αμερικανική Ακαδημία Δερματολογίας 2019.....	16
Εικόνα 3.4:	Απεικόνιση συσκευής φόρτωσης για αξιολόγηση χειρουργικών κόμπων σε μηχανή δοκιμής Universal.....	17
Εικόνα 3.5:	Διαδοχική απεικόνιση δημιουργίας ασφαλή κόμπου χειρουργικών ραμμάτων. ....	18
Εικόνα 3.6:	Απεικόνιση χειρουργικού εργαλείου και ράμματος με βάση βελόνας.....	20
Εικόνα 3.7:	Απεικόνιση σημαντικής φλεγμονώδους κυτταρικής διήθησης με χρήση ράμματος Νάιλον στο στοματικό βλεννογόνο 14 ημέρες μετά την εμφύτευση. ....	21
Εικόνα 4.1:	Διαδικασία παραγωγής πρόσθετων με διαφορετικούς τύπους και προσεγγίσεις εξώθησης: α) με βάση το έμβολο (Plunger-based), β) με βάση το νήμα (Filament-based), γ) με βάση τη βίδα (Screw-based). ....	22
Εικόνα 4.2:	Απεικόνιση διαδικασίας εξώθησης και περισυλλογής ίνας ράμματος με ένωση φαρμάκου/πολυμερούς υπό ορισμένη θερμοκρασία και τριβή. ....	22
Εικόνα 4.3:	Απεικόνιση μηχανής πλέξης ραφών χειρουργικής χρήσης. ....	23
Εικόνα 4.4:	Απεικόνιση χειρουργικών ραμμάτων με διαφορετικό χρώμα. ....	23
Εικόνα 4.5:	Απεικόνιση διαφορετικών τύπων ράμματος ως προς την δομή: ράμμα πολλαπλών ινών, πλεγμένο ράμμα με αντιβακτηριακή επικάλυψη και μονόκλωνο ράμμα. ....	24
Εικόνα 4.6:	Απεικόνιση τύπων βελόνας με κωνικό σημείο, αμβλύ κωνικό σημείο, αιχμηρό άκρο, αντίστροφη αιχμή, κωνικότητα, καμπύλη μικρο-σημείου.....	25
Εικόνα 4.7:	Απεικόνιση διαδικασίας περιέλιξης του ράμματος σε δίσκο με έως και 800 περιστροφές ανά λεπτό.....	25
Εικόνα 5.1:	Μεγεθυμένη απεικόνιση της όψης μονόκλωνου ράμματος. ....	27
Εικόνα 5.2:	Μεγεθυμένη απεικόνιση της όψης πλεγμένου ράμματος. ....	28
Εικόνα 5.3:	Χειρουργικό απορροφήσιμο ράμμα Χρωμικού Εντέρου (Chromic Gut Suture) με σύνδεση καθαρού κολλαγόνου από 97 έως 98%.....	29
Εικόνα 5.4:	Χειρουργικό, απορροφήσιμο, πλεγμένο ράμμα πολυγλυκολικού οξέος επικαλυμμένο με αντιβακτηριακό παράγοντα ευρύ φάσματος. ....	30
Εικόνα 5.5:	Μονόκλωνο, συνθετικό, απορροφήσιμο ράμμα Πολυδιοξανόνης (PDS) που διατίθεται σε μωβ χρώμα. ....	31
Εικόνα 5.6:	Πλεκτό, μη απορροφήσιμο ράμμα μεταξιού που διατίθεται σε μαύρο χρώμα. ....	32
Εικόνα 5.7:	Πλεκτό, μη απορροφήσιμο ράμμα, που λαμβάνεται από μακρές ίνες λινού. ....	33
Εικόνα 5.8:	Πλεκτό, μη απορροφήσιμο ράμμα Πολυεστέρα, συνθετικής προέλευσης.....	34
Εικόνα 5.9:	Μη απορροφήσιμο, μονόκλωνο ράμμα Πολυπροπυλενίου με κύριο συστατικό το ισοβαθικό κρυσταλλικό στερεοϊσομερές του πολυπροπυλενίου. ....	34
Εικόνα 5.10:	Μη απορροφήσιμο χειρουργικό ράμμα χάλυβα που διατίθεται ως μονόκλωνο ή πολυνηματικό. ....	35
Εικόνα 6.1:	Απεικόνιση ανατομίας κυττάρου βακτηρίων.....	37
Εικόνα 6.2:	Γραμμική χρώση του <i>Staphylococcus aureus</i> που δείχνει τυπικούς, θετικούς, γραμματικούς κόκκους. ....	38
Εικόνα 6.3:	Προσομοίωση λοίμωξης χειρουργικής περιοχής (SSI) επιπέδου 3. ....	39



- Εικόνα 6.4:** Συνθετικό πολυμερές ανθεκτικό στα αντιβιοτικά *superbugs* που αναπτύχθηκε από επιστήμονες του Ινστιτούτου Βιομηχανικής και Νανοτεχνολογίας (IBN) του Οργανισμού Επιστήμης, Τεχνολογίας και Έρευνας (A \* STAR) και της IBM Research με μηχανισμό θανάτωσης τεσσάρων βημάτων: (1) το θετικά φορτισμένο πολυμερές συνδέεται με την επιφάνεια των κυττάρων βακτηρίων, (2) εξουδετερώνοντας τα θετικά φορτία του πολυμερούς για να εισέλθει στη μεμβράνη των βακτηριακών κυττάρων, (3) διεισδύοντας στο βακτηριακό κυτταρόπλασμα, ένα υγρό που γεμίζει το κύτταρο και (4) καταβύθιση των κυτταροπλασματικών ουσιών για να σκοτώσει το βακτήριο. ....41
- Εικόνα 6.5:** Σύγκριση παραδοσιακού ράμματος με αντιβακτηριακό ράμμα, ως προς την προσκόλληση μικροοργανισμών, που αναλύθηκε σε έκθεση συλλογικής ανάλυσης με τίτλο “Global Antimicrobial Suture Market 2020” από *Manufacturers, Type and Application, Forecast to 2025*. ....42
- Εικόνα 7.1:** Μικροσκοπική όψη ενός πλεγμένου ράμματος μεταξιού από το Τμήμα Επιστήμης Ινών και Σχεδιασμού Ενδυμάτων και Βιοϊατρικής Μηχανικής, Πανεπιστήμιο Cornell, Ithaca, NY. ....44
- Εικόνα 7.2:** Απεικόνιση μεθόδου ASTM D2256 για μέτρηση εφελκυστικής ιδιότητας νήματος. ..45
- Εικόνα 7.3:** Απεικόνιση μεθόδου δοκιμής ISO 22196 από την ομάδα *BioLabTests*. ....47
- Εικόνα 8.1:** Απεικόνιση πλαστικού υλικού σε κόκκους: Πολυπροπυλένιο Ομοπολυμερές (PP). ..48
- Εικόνα 8.2:** Απεικόνιση πλαστικού υλικού σε κόκκους: Πολυαμίδιο 12 (PA12).....49
- Εικόνα 8.3:** Απεικόνιση εργαστηριακού κλιβάνου ξηρής αποστείρωσης *Memmert UN*. ....56
- Εικόνα 8.4:** Απεικόνιση εργαστηριακού εξωθητή νημάτων *Noztek Pro*. ....56
- Εικόνα 8.5:** Απεικόνιση εργαστηριακού εξωθητή νημάτων *3D Evo Composer 450*. ....57
- Εικόνα 8.6:** Απεικόνιση εργαστηριακού Τρισδιάστατου εκτυπωτή *Intamsys Funmat HT*. ....57
- Εικόνα 8.7:** Απεικόνιση εργαστηριακής μηχανής εφελκυσμού *Imada MX2*. ....58
- Εικόνα 9.1:** Απεικόνιση διαδικασίας εξώθησης ινών ράμματος καθαρού Πολυπροπυλενίου (PP) διαμέτρων 0.2mm, 0.4mm και 0.6mm, με χρήση εξωθητή νημάτων *Noztek Pro* με προσαρμοσμένο εξάρτημα τριών ακροφύσιων. ....60
- Εικόνα 9.2:** Απεικόνιση διαδικασίας εξώθησης νημάτων *PP/Antibacterial Nanopowder 2.00%* σταθερής διαμέτρου 1,75mm, κατάλληλο για χρήση σε 3D εκτύπωση τεχνολογίας FFF, με χρήση εξωθητή νημάτων μονής βίδας *3D Evo Composer 450*. ....62
- Εικόνα 9.3:** Απεικόνιση διαδικασίας 3D εκτύπωσης ινών ράμματος *PP/Antibacterial Nanopowder 2.00%* σταθερής διαμέτρου 0.2 mm, με χρήση τρισδιάστατου εκτυπωτή *Intamsys Funmat HT 3D (Intamsys Co, Ltd., Shanghai, CN)*. ....63
- Εικόνα 9.4:** Απεικόνιση μέτρησης διαμέτρου ίνας ράμματος *PP/ TiO<sub>2</sub> 0.5%/ Antibacterial Nanopowder 2.0%*, με χρήση ψηφιακού παχυμέτρου. ....63
- Εικόνα 9.5:** Απεικόνιση διαδικασίας δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό σε δοκίμιο εφελκυσμού κατασκευασμένο από *PP/ TiO<sub>2</sub> 0.5%/ Antibacterial Nanopowder 2.0%*, με χρήση συσκευής *Imada MX2 (Imada Inc., Northbrook, IL, USA)*. ....64
- Εικόνα 9.6:** Απεικόνιση διαδικασίας δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό ίνας ράμματος κατασκευασμένης από *PP/ TiO<sub>2</sub> 0.5%/ Antibacterial Nanopowder 2.0%*, διαμέτρου 0.4mm, με χρήση συσκευής *Imada MX2 (Imada Inc., Northbrook, IL, USA)*. ....64
- Εικόνα 9.7:** Απεικόνιση διαδικασίας ενοφθαλισμού τρυβλίων με βακτηριακό διάλυμα. ....65
- Εικόνα 10.1:** Μελέτη ζώνης αναστολής ραμμάτων με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Escherichia Coli*: α. *PP pure*, β. *PP vs Antibacterial 2.00%*, γ. *PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Antibacterial 2.00%*, δ. *PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Antibacterial 4.00%*. ....70
- Εικόνα 10.2:** Μελέτη ζώνης αναστολής ραμμάτων με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Escherichia Coli*: α. *PP vs Cu 2.00%*, β. *PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Cu 4.00%*, γ. *PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Cu 2.00%*, δ. *PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Silver Doped Antibacterial 2.00%*, ε. *PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Silver Doped Antibacterial 4.00%*. ....71



**Εικόνα 10.3:** Μελέτη ζώνης αναστολής ραμμάτων με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Staphylococcus aureus*: α. PP vs  $TiO_2$  0.50% vs Cu 2.00% / PP vs  $TiO_2$  0.50% vs Cu 4.00%, β. PP pure / PP vs  $TiO_2$  0.50% vs Antibacterial 2.00%, γ. PP vs Antibacterial 2.00%, δ. PP vs  $TiO_2$  0.50% vs Antibacterial 4.00%, ε. PP vs Cu 2.00% / PP vs  $TiO_2$  0.50% vs Silver Doped Antibacterial 2.00%, ζ. PP vs  $TiO_2$  0.50% vs Silver Doped Antibacterial 4.00%. .....72

**Εικόνα 10.4:** Μελέτη ζώνης αναστολής δοκιμίων με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Escherichia Coli* : α. PA12 vs  $AgNO_3$  5% vs PEG 2.5%, β. PA12 vs  $AgNO_3$  10% vs PEG 5%, γ. PA12 vs  $AgNO_3$  5% vs PVA 2.5%, δ. PA12 vs  $AgNO_3$  10% vs PVA 5%, ε. PA12 vs  $AgNO_3$  5% vs PVP 2.5%, ζ. PA12 vs  $AgNO_3$  10% vs PVP 5% .....73

**Εικόνα 10.5:** Μελέτη ζώνης αναστολής δοκιμίων με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Staphylococcus aureus* : α. PA12 vs  $AgNO_3$  5% vs PEG 2.5%, β. PA12 vs  $AgNO_3$  10% vs PEG 5%, γ. PA12 vs  $AgNO_3$  5% vs PVA 2.5%, δ. PA12 vs  $AgNO_3$  10% vs PVA 5%, ε. PA12 vs  $AgNO_3$  5% vs PVP 2.5%, ζ. PA12 vs  $AgNO_3$  10% vs PVP 5% 74





## Κατάλογος πινάκων

Πίνακας 1:	Αντιστοίχιση μεγεθών διαμετρήματος ραμμάτων USP σε mm.....	17
Πίνακας 2:	Τεχνικές ιδιότητες Copper (Cu) Nanopowder. ....	51
Πίνακας 3:	Τεχνικές ιδιότητες Silver Doped Antibacterial Nanopowder. ....	52
Πίνακας 4:	Τεχνικές ιδιότητες αντιβακτηριακού Nanopowder. ....	53
Πίνακας 5:	Τεχνικές ιδιότητες Silver Nitrate. ....	54
Πίνακας 6:	Συγκεντρώσεις παραγόμενων νανοσύνθετων υλικών μήτρας Πολυπροπυλενίου (PP)59	
Πίνακας 7:	Συγκεντρώσεις παραγόμενων νανοσύνθετων υλικών μήτρας Πολυαμυδίου 12 (PA12)60	
Πίνακας 8:	Συνθήκες εξώθησης παραγόμενων νανοσύνθετων υλικών πολυμερικής μήτρας Πολυπροπυλενίου (PP) με χρήση εξωθητή μονής βίδας 3D Eno Composer 450. ....	61
Πίνακας 9:	Συνθήκες εξώθησης παραγόμενων νανοσύνθετων υλικών πολυμερικής μήτρας Πολυαμυδίου 12 (PA12) με χρήση εξωθητή μονής βίδας 3D Eno Composer 450.....	61



## Κατάλογος γραφημάτων

- Figure 1:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού ινών ράμματος 0.2mm κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση του ναοπρόσθετου για κάθε κατασκευασμένο υλικό.66
- Figure 2:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού ινών ράμματος 0.4mm κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση του ναοπρόσθετου για κάθε κατασκευασμένο υλικό.67
- Figure 3:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού νημάτων μήτρας Πολυαμιδίου 12, διαμέτρου 1.75mm, κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση των πληρωτικών για κάθε κατασκευασμένο υλικό. ....68
- Figure 4:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού δοκιμίων Πολυπροπυλενίου και ναοσύνθετων, κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση του ναοπρόσθετου για κάθε κατασκευασμένο υλικό. ....69
- Figure 5:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού δοκιμίων Πολυαμιδίου 12 και ναοσύνθετων, κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση του ναοπρόσθετου για κάθε κατασκευασμένο υλικό. ....69



## Περίληψη

Η εν λόγω διπλωματική εργασία πραγματεύεται τη δημιουργία μη απορροφήσιμων χειρουργικών αντιβακτηριδιακών ραμμάτων, με προσθήκη νανοϋλικών σε πολυμερική μήτρα. Τα υλικά που επιλέχθηκαν είναι το Πολυπροπυλένιο (PP) και το Πολυαμίδιο 12 (PA12) λόγω των ιδιοτήτων και των καλών χαρακτηριστικών χειρισμού που εμφανίζουν. Απώτερος σκοπός της εργασίας είναι να διερευνηθεί η επίδραση που θα επιφέρει στις ιδιότητες του καθαρού PP και καθαρού PA12, η προσθήκη νανοϋλικών που εμφανίζουν αντιβακτηριδιακές ιδιότητες. Τα νανοπρόσθετα υλικά που χρησιμοποιούνται στη παρούσα διπλωματική εργασία είναι νανοσωματίδια χαλκού (Cu), άργυρου (Ag), διοξειδίου του τιτανίου ( $TiO_2$ ) και αντιβακτηριακό Nanopowder στην πολυμερική μήτρα Πολυπροπυλενίου, ενώ στη πολυμερική μήτρα Πολυαμιδίου 12 πραγματοποιήθηκε ενίσχυση με νανοσωματίδια νιτρικού αργύρου ( $AgNO_3$ ), Πολυβινυλοπυρρολιδόνη (PVP), Πολυαιθυλενογλυκόλη (PEG) και Πολυβινυλική Αλκοόλη (PVA).

Η προσέγγιση του θέματος γίνεται πειραματικά, ώστε να υπάρχει ποιοτική ανάλυση στη μηχανική συμπεριφορά και την αντιβακτηριδιακή δράση των κατασκευασμένων υλικών. Κατόπιν ποιοτικών ελέγχων και μετρήσεων που αφορούν την αντοχή των ραμμάτων σε εφελκυσμό, επιθυμητό αποτέλεσμα είναι η παραγωγή λεπτών νημάτων με ομοιόμορφη διάμετρο και αντοχή σε όλο το μήκος τους, τα οποία να είναι βιολογικά αδρανή και να δημιουργούν την ελάχιστη δυνατή αντίδραση με τους ιστούς. Βασική προϋπόθεση είναι τα νήματα που θα παραχθούν να ικανοποιούν τις απαραίτητες προδιαγραφές των χειρουργικών ραμμάτων.

Αρχικά, μέσω βιβλιογραφικής έρευνας παρατίθεται η ιστορική εξέλιξη των ιατρικών ραμμάτων. Γίνεται γενική επισκόπηση των σύγχρονων, διαθέσιμων υλικών κατασκευής των εμπορικών χειρουργικών ραμμάτων, που αφορά τα χαρακτηριστικά και τις ιδιότητές τους. Παράλληλα, επισημαίνονται τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα, καθώς και οι κατάλληλες εφαρμογές του εκάστοτε υλικού ράμματος. Επίσης, πραγματοποιείται αναλυτική περιγραφή της διαδικασίας κατασκευής των ιατρικών ραμμάτων, από την εξώθηση μέχρι την τελική τους τοποθέτηση στην εμπορική συσκευασία.

Στην πορεία, περιγράφονται οι δοκιμές που αφορούν τον ποιοτικό έλεγχο των ιατρικών ραμμάτων και σχετίζονται με την μηχανική τους συμπεριφορά, την κυτταροτοξικότητα και την αντιβακτηριακή τους δράση. Ακολουθεί περιγραφή των βακτηριακών λοιμώξεων χειρουργικής θέσης (SSI) και των παραγόντων που συμβάλλουν στην εμφάνισή τους. Σε αυτό το κεφάλαιο αναλύονται τα χαρακτηριστικά των ιών και των βακτηρίων, καθώς και η μικροβιακή αντοχή που εμφανίζουν στα αντιβιοτικά. Τέλος, γίνεται αναφορά στις εφαρμογές των αντιμικροβιακών πολυμερών και στην κατασκευή χειρουργικών ραμμάτων με αντιβακτηριακή δράση.

Στη συνέχεια της παρούσας διπλωματικής εργασίας, ακολουθεί η πειραματική διαδικασία για την κατασκευή μη απορροφήσιμων ιατρικών ραμμάτων Πολυπροπυλενίου (PP) με αντιβακτηριακή δράση, διατομής 0.20 mm και 0.40 mm και ο έλεγχος τους σε μηχανικές και αντιβακτηριδιακές ιδιότητες. Επιπροσθέτως, πραγματοποιείται έλεγχος στις μηχανικές ιδιότητες δοκιμίων εφελκυσμού, κατασκευασμένων σε ακολουθία με τα διεθνή πρότυπα ASTM D638-02a, καθώς και σε νήματα διαμέτρου 1.75mm των κατασκευασμένων νανοπρόσθετων υλικών. Σκοπός είναι ο πειραματικός προσδιορισμός της αντοχής σε εφελκυσμό των κατασκευασμένων ραμμάτων, νημάτων και δοκιμίων, καθώς και ο ποιοτικός έλεγχος της αντιβακτηριακής τους αποτελεσματικότητας. Συμπερασματικά, μέσω της βιβλιογραφικής μελέτης και της πειραματικής διαδικασίας προκύπτει ότι κυρίως τα ράμματα Πολυπροπυλενίου (PP) αποτελούν ένα σύνηθες υλικό κατασκευής ιατρικών ραμμάτων, καθώς φανερώνουν εξαιρετικά χαρακτηριστικά και ιδιότητες, τα οποία υπερτερούν σε σχέση με τα μειονεκτηματά τους. Τέλος, οι εργαστηριακές τιμές



της αντοχής των ραμμάτων υπό εφελκυστικό φορτίο φανερώνουν διαφορά σε σχέση με τη βιβλιογραφία, ενώ τα ράμματα δεν εμφάνισαν ικανοποιητικά αποτελέσματα αντιβακτηριακής δράσης.



## Abstract

This thesis deals with the creation of non-absorbable surgical antibacterial sutures, with the addition of nanomaterials to a polymeric matrix. The materials chosen are Polypropylene (PP) and Polyamide 12 (PA12) due to their properties and good handling characteristics. The ultimate goal of the work is to investigate the effect that the addition of nanomaterials exhibiting antibacterial properties will have on the properties of pure PP and pure PA12. The nanomaterial additives used in this thesis are copper (Cu), silver (Ag), titanium dioxide (TiO<sub>2</sub>) nanoparticles, and antibacterial Nanopowder in the polymeric matrix of Polypropylene, while Polyamide 12 was reinforced with silver nitrate (AgNO<sub>3</sub>) nanoparticles, Polyvinylpyrrolidone (PVP), Polyethylene glycol (PEG), and Polyvinyl alcohol (PVA) nanoparticles.

The approach to the topic is experimental, in order to provide a qualitative analysis of the mechanical behavior and antibacterial activity of the constructed materials. Following qualitative checks and measurements regarding the tensile strength of the sutures, the desired outcome is the production of thin threads with a uniform diameter and strength throughout their length, which are biologically inert and create the minimum possible reaction with tissues. A fundamental prerequisite is that the threads produced meet the necessary specifications of surgical sutures.

Initially, through literature research, the historical evolution of medical sutures is presented. A general overview is given of the modern, available materials used for the construction of commercial surgical sutures, concerning their characteristics and properties. At the same time, the advantages and disadvantages, as well as the appropriate applications of each suture material, are highlighted. Moreover, a detailed description of the process of manufacturing medical sutures is carried out, from extrusion to their final placement in commercial packaging.

In the course, tests are described that relate to the quality control of medical sutures and are related to their mechanical behavior, cytotoxicity, and antibacterial activity. A description follows of surgical site infections (SSIs) and the factors contributing to their occurrence. This chapter analyzes the characteristics of viruses and bacteria, as well as the microbial resistance they exhibit to antibiotics. Finally, there is a reference to the applications of antimicrobial polymers and the construction of surgical sutures with antibacterial properties.

Following, the experimental procedure for the construction of non-absorbable medical sutures made of Polypropylene (PP) with antibacterial action, of 0.20 mm and 0.40 mm diameter, is described along with their testing for mechanical and antibacterial properties. Additionally, the mechanical properties of tensile tests of the constructed sutures, in accordance with the international standards ASTM D638-02a, as well as of 1.75mm diameter threads of the constructed nanocomposite materials, are tested. The aim is the experimental determination of the tensile strength of the constructed sutures, threads, and tests, as well as the qualitative control of their antibacterial effectiveness. In conclusion, through the literature review and the experimental procedure, it is found that Polypropylene (PP) sutures are a common material for the construction of medical sutures, as they exhibit excellent characteristics and properties that surpass their disadvantages. Finally, the laboratory values of the tensile strength of the sutures under tensile load reveal differences compared to the literature, while the sutures did not demonstrate satisfactory antibacterial activity.





## Βιβλιογραφική μελέτη και ανάλυση χειρουργικών ραμμάτων

### 1. Εισαγωγή

Με την πάροδο του χρόνου τόσο η τεχνολογία, όσο και οι επιστήμες φανερώνουν ραγδαία εξέλιξη, γεγονός που συντελεί στην συνεχή αναζήτηση νέων μεθόδων και κατ' επέκταση στην παραγωγή νέων προϊόντων, για πιο ολοκληρωμένη κάλυψη αναγκών. Μερικές από τις επιστήμες, όπου υπάρχει συνεχής ανάγκη για ανακάλυψη ή βελτίωση μεθόδων και εργαλείων, είναι αυτή της ιατρικής και της εμβιομηχανικής. Επιπροσθέτως, η εντυπωσιακή εξέλιξη της τεχνολογίας και της επιστήμης των υλικών συμβάλλει στην παραγωγή μεγάλης ποικιλίας υλικών με ιδιαίτερα χαρακτηριστικά και ιδιότητες, που τα καθιστούν ικανά να καλύψουν νέες ανάγκες ή να βελτιώσουν τις ήδη υπάρχουσες.

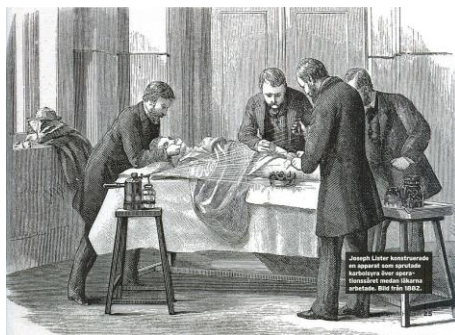
Μία σπουδαία και καθοριστικής σημασίας εφεύρεση αποτελούν τα ιατρικά χειρουργικά ράμματα. Τα ιατρικά χειρουργικά ράμματα είναι αποστειρωμένες γραμμές, οι οποίες χρησιμοποιούνται σε μεγάλο εύρος κλινικών εφαρμογών, όπως τη πρόσδεση των ιστών του σώματος μετά από τραυματισμό ή χειρουργική επέμβαση, τόσο εσωτερικά, όσο και στην εξωτερική επιφάνεια του δέρματος. Ρόλος τους είναι να συγκρατούν την χειρουργική τομή, χωρίς να αφήνουν κενά ή να ανοίγουν, σχηματίζοντας μια ευδιάκριτη γραμμή. Τα ιατρικά ράμματα κατασκευάζονται από διάφορα υλικά, φυσικά ή συνθετικά, τα οποία επιλέγονται κατάλληλα για κάθε περίπτωση. Η επιλογή τους στοχεύει στη μείωση πιθανών παρενεργειών και μολύνσεων. Ανεξάρτητα από το υλικό κατασκευής του ράμματος, σκοπός είναι να εξασφαλιστεί η μείωση του χρόνου επούλωσης του τραύματος.

Μία βασική πρόκληση κατά την χειρουργική επέμβαση αποτελεί η λοίμωξη που προκαλείται στην χειρουργημένη περιοχή. Τα ράμματα αποικίζονται από βακτήρια, γεγονός που επηρεάζει άμεσα τον χρόνο επούλωσης και συμβάλλει στην εμφάνιση χειρουργικών επιπλοκών. Προκειμένου να περιοριστεί το φαινόμενο αυτό, έχουν πραγματοποιηθεί μελέτες και έρευνες με στόχο την παραγωγή ραμμάτων με αντιβακτηριακή δράση. Μέσω βιβλιογραφικής ανασκόπησης διαπιστώθηκε ότι στην πλειοψηφία των ερευνών, η διαδικασία που ακολουθείται με σκοπό τη δημιουργία αντιμικροβιακών ραμμάτων, γίνεται με επικάλυψη νανοϋλικών.

### 2. Ιστορική εξέλιξη χειρουργικών ραμμάτων

Εξ ορισμού, ράμμα θεωρείται κάθε κλώνος υλικού που η χρήση του αποσκοπεί στη σύνδεση αγγείων ή στη προσέγγιση ιστών. Η πρώτη αναφορά σε κάποιου είδους ράμμα χρονολογείται περίπου το 3000 π.Χ. από τους αρχαίους Αιγύπτιους, όπου περιγράφεται η χρήση ινών για τη συρραφή πληγών<sup>[1]</sup>. Μέσα στις χιλιετίες χρησιμοποιήθηκαν ράμματα διαφόρων υλικών, τα οποία κατασκευάζονταν από φυτικά υλικά, όπως βαμβάκι, λινάρι, κάνναβη και ζωικά, όπως τένοντες, αρτηρίες, τρίχες αλόγου, μετάξι, έντερα<sup>[2]</sup>.

Περίπου το 500 π.Χ. στην Ινδία, γίνεται η πρώτη τεκμηριωμένη αναλυτική καταγραφή της ραφής των πληγών και των υλικών χρήσης των ραμμάτων, που εντοπίζονται στη *Susruta*<sup>[3]</sup>. Μερικά χρόνια αργότερα, το 175 μ.Χ. γίνεται χρήση ραμμάτων από έναν Ρωμαίο γιατρό, τον ονομαζόμενο Γαληνό. Τα ράμματα αυτά κατασκευάζονταν από υλικά παρεμφερή με αυτά των σημερινών χειρουργικών ραμμάτων, ενώ παρουσίαζαν και παρόμοια μορφή. Η μεγάλη αλλαγή στις τεχνικές κατασκευής ραμμάτων έρχεται από τον Joseph Lister, το 1869 μ.Χ., ο οποίος εισάγει την έννοια του εμποτισμένου ράμματος με καρβολικό οξύ (φαινόλη).



Εικόνα 2.1: Απεικόνιση του Joseph Lister κατά την οποία ψεκάζει ασθενή με καρβολικό οξύ.

Σκοπός της μεθόδου αυτής ήταν η καθημερινή απολύμανση του ράμματος, μειώνοντας τη πιθανότητα εμφάνισης λοίμωξης και κάνοντας τη χειρουργική επέμβαση ασφαλέστερη για τους ασθενείς<sup>[4]</sup>. Το επόμενο μεγάλο άλμα στην ανάπτυξη των ραμμάτων πραγματοποιείται στα τέλη του 1800 με την εμφάνιση των πρώτων συνθετικών υλικών, αναπτύσσοντας ένα νέο κύμα παραγωγής υλικών ραφής με συνθετικά «πλαστικά» νήματα.

Λίγα χρόνια αργότερα, ξεκινά η αναζήτηση συνθετικών απορροφήσιμων ραμμάτων, εκ των οποίων το πρώτο βασίστηκε σε πολυβινυλική αλκοόλη, το 1931. Τότε πρωταγωνιστικό ρόλο στην αγορά είχε η catgut και το μετάξι. Κατά την διάρκεια του Β' Παγκοσμίου Πολέμου, η συνεχής αναζήτηση έφερε την ανακάλυψη μη αποικοδομήσιμων συνθετικών πολυμερών, σηματοδοτώντας την επανάσταση στη χημική προέλευση υλικών ράμματος<sup>[5]</sup>.

Στη συνέχεια, εφαρμόζεται ως υλικό ραφής το πολυγλυκολικό οξύ SA (PGA), το οποίο εισήχθη στην αγορά στα τέλη της δεκαετίας του 1960<sup>[6]</sup>. Μέχρι την δεκαετία του 1990, υπήρχαν τέσσερα εμπορικά διαθέσιμα ράμματα SA, με τους Davis & Geck και την Ethicon να έχουν πρωταγωνιστικό ρόλο στην αγορά ραμμάτων. Η εφεύρεση του πρώτου ράμματος πολλαπλών ινών SA, Dexon, το 1971 καθίσταται η σημαντικότερη συμβολή των Davis & Geck, η οποία απελευθέρωσε τους χειρουργούς από τα ράμματα κολλαγόνου, που εμφάνιζαν ασυνέπεια σε θέματα αντοχής<sup>[7]</sup>.

Το 1982, η Ethicon κυκλοφορεί το πρώτο μονόινο ράμμα PDS, από πολυδιοξάνη, ιδανικό για χρήση στον συνδετικό ιστό κάτω από το δέρμα, με την ιδιότητα να παρέχει μακροχρόνια υποστήριξη σε σχέση με τα ράμματα πολλαπλών ινών, όπως το Dexon. Σήμερα, τα περισσότερα ράμματα κατασκευάζονται από ίνες πολυμερούς. Αντικείμενο σημαντικής μελέτης και ανάπτυξης αποτελούν τα αντιμικροβιακά ράμματα από την δεκαετία του 1980, στοχεύοντας στη μείωση των λοιμώξεων στο σημείο ραφής<sup>[8]</sup>. Η ανάπτυξη των αντιμικροβιακών επικαλύψεων και των νέων συνθετικών πολυμερών σημειώνει μέχρι και σήμερα σημαντική εξέλιξη στα υλικά κατασκευής ραμμάτων.



Εικόνα 2.2: Απεικόνιση των πρώτων αποστειρωμένων ραμμάτων μαζικής παραγωγής από την Johnson & Johnson το 1887.

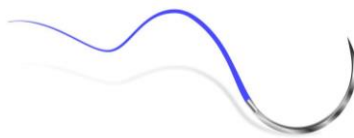
Στις αρχές της δεκαετίας του 2000, κυκλοφορεί η πρώτη σειρά αντιβακτηριακών ραμμάτων από την Ethicon, με χρήση αντιβιοτικού παράγοντα. Χαρακτηριστικό παράδειγμα το επικαλυμμένο Vicryl® Plus, ένα ράμμα πολλαπλών ιών με επικάλυψη Irgacare MP, που φανερώνει αποτελεσματική αντιμικροβιακή δράση, με μείωση μολύνσεων κατά 30%<sup>[9]</sup>. Μεγάλο ενδιαφέρον προκαλεί η ελπίδα που δίνουν στην εξέλιξη αυτής της τεχνολογίας τα νανοϋλικά, καθώς μπορούν να θεωρηθούν ως αντιβακτηριακά συμπληρώματα, καλύπτοντας κενά όπου τα αντιβιοτικά αποτυγχάνουν.

Επί του παρόντος, το μεγαλύτερο μέρος των εφαρμογών που αποσκοπούν στο κλείσιμο τραυμάτων αποτελείται από τα ιατρικά χειρουργικά ράμματα, προκαλώντας τη συνεχή αναζήτηση νέων μεθόδων και τεχνικών κατασκευής για πιο γρήγορη και ασφαλή επούλωση. Η ποικιλία των υλικών ραφής που χρησιμοποιούνται σήμερα είναι μεγάλη, με την πλειοψηφία αυτών να αποτελούνται από πολυμερή συνθετικά προϊόντα.

### 3. Ιδιότητες των υλικών κατασκευής χειρουργικών ραμμάτων

Σημαντική παράμετρος για την επιτυχή επιλογή του κατάλληλου ράμματος, για δεδομένο τύπο κλεισίματος, είναι το υλικό κατασκευής του. Έτσι, η κατανόηση και η σύγκριση των βασικών ιδιοτήτων των υλικών κατασκευής χειρουργικών ραμμάτων κρίνεται απαραίτητη. Δεδομένου ότι η χρήση ραμμάτων λαμβάνει χώρα σε πολλές εφαρμογές, πέραν του κλεισίματος πληγών, όπως στην καρδιαγγειακή, πλαστική, οφθαλμική χειρουργική μεταξύ άλλων, η επιλογή του ιδανικού υλικού ραφής είναι ζωτικής σημασίας.

Κανένα υλικό δεν είναι ιδανικό, ώστε να μπορεί να χρησιμοποιηθεί υπό όλες τις συνθήκες και περιστάσεις. Ένα ιδανικό ράμμα θα πρέπει να φανερώνει εξαιρετικά χαρακτηριστικά και ιδιότητες, όπως να διατηρεί την εφελκυστική του αντοχή κατά τη διάρκεια της επούλωσης, να δένει εύκολα σχηματίζοντας ασφαλείς και σταθερούς κόμπους, να απορροφάται όσο το δυνατόν συντομότερα, να μην προκαλεί επιπτώσεις και τραυματισμό στους ιστούς, καθώς και να μην προωθεί την μόλυνση της χειρουργικής θέσης.



Εικόνα 3.1: Απεικόνιση χειρουργικού μη απορροφήσιμου ράμματος Πολυπροπυλενίου.

Επιπροσθέτως, ένα ιδανικό ράμμα θα πρέπει να προσαρμόζεται στο οίδημα, να τεντώνεται ανακτώντας το αρχικό του μήκος και να αποστειρώνεται εύκολα. Μέχρι σήμερα, δεν υπάρχει ράμμα το οποίο διαθέτει όλα αυτά τα γνωρίσματα<sup>[10]</sup>. Γίνεται κατανοητό, πως σημαντικό ρόλο έχει η κατανόηση και η σύγκριση των βασικών ιδιοτήτων που φανερώνουν τα υλικά ραφής, ώστε να επιτυγχάνεται η κατάλληλη επιλογή ράμματος για ένα δεδομένο τύπο κλεισίματος. Η βασική ταξινόμηση των υλικών κατασκευής χειρουργικών ραμμάτων γίνεται σε απορροφήσιμα και μη απορροφήσιμα ράμματα, με κάθε μία εκ των δύο κατηγοριών να περιλαμβάνει διάφορα υλικά, με τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματά τους.

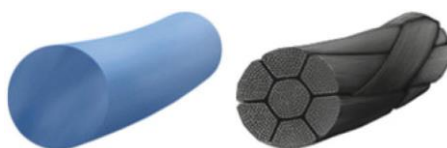
Επιπροσθέτως, η επιλογή του εκάστοτε υλικού εξαρτάται από διάφορους παράγοντες, όπως το σημείο εφαρμογής του, καθώς ο χρόνος επούλωσης διαφέρει ανάλογα με τους ιστούς, την φυσική κατάσταση και την ηλικία του ασθενούς. Η αξιολόγηση των υλικών κατασκευής ραφών βασίζεται σε τρεις βασικούς παράγοντες: α) στα φυσικά τους χαρακτηριστικά, β) στα χαρακτηριστικά χειρισμού και γ) στα χαρακτηριστικά αντίδρασης με τους ιστούς, οι οποίοι μπορεί να επηρεάζουν ο ένας τον άλλον.

### 3.1 Φυσικά χαρακτηριστικά των υλικών κατασκευής χειρουργικών ραμμάτων

Ως φυσικά χαρακτηριστικά των υλικών κατασκευής ραμμάτων ορίζονται εκείνα που μπορούν να μετρηθούν και να προσδιοριστούν οπτικά ή με εργαλεία μέτρησης, χωρίς να είναι απαραίτητη η χρήση εργαστηριακού εξοπλισμού. Οι ορισμοί και οι περιγραφές των φυσικών χαρακτηριστικών των υλικών κατασκευής ραφών δίνονται από την United States Pharmacopeia (USP), με σκοπό τη χρήση κοινής ορολογίας, μεθόδου μετρήσεων και γενικής μελέτης, κατευθύνοντας τη κατασκευή, την αποστείρωση, τη συσκευασία και την επισήμανση των ραμμάτων<sup>[10]</sup>.

#### 3.1.1 Κατηγορίες ραμμάτων ως προς τη δομή: Μονόκλωνα και Πολυνηματικά

Η δομή ενός ράμματος αναφέρεται στο αν το σώμα του είναι μονόκλωνο (monofilament) ή πολυνηματικό (multifilament). Όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.2, τα μονόκλωνα ράμματα φανερώνουν ένα λείο κλώνο, που εμφανίζει χαμηλή οπισθοδρόμηση κατά την εισαγωγή τους στους ιστούς και αντίσταση στην εμφάνιση πιθανής μόλυνσης. Ωστόσο, τα μονόκλωνα ράμματα δεν δημιουργούν αξιόπιστους κόμπους και χάνουν γρήγορα την εφελκυστική τους αντοχή.



Εικόνα 3.2: Απεικόνιση μονόκλωνου νήματος (μονόκλωνο) και πολύκλωνου (πολλαπλά πλεγμένα σκέλη).

Τα πολυνηματικά ράμματα αποτελούνται από πολλά νήματα στριμμένα (twisted) ή πλεγμένα (braided) μεταξύ τους. Το είδος της πλέξης επηρεάζει τη συμπεριφορά του υλικού κατά τη χρήση και



την αντίδραση με τους ιστούς. Τα πλεγμένα ράμματα φανερώνουν καλές ιδιότητες στη χρήση τους, όπως ευκαμψία, σε σύγκριση με τα μονόκλιωνα. Παράλληλα, η πλέξης τους συμβάλλει στη φιλοξενία μικροοργανισμών, με αποτέλεσμα να φανερώνουν υψηλές πιθανότητες μόλυνσης στο σημείο ραφής<sup>[11]</sup>.

### 3.1.2 Ικανότητα ράμματος ως προς την απορρόφηση και διάδοση υγρού

Η ικανότητα του ράμματος να απορροφά και να διαδίδει υγρό κατά μήκος του κλώνου από το βυθισμένο υγρό άκρο προς το ξηρό, μη βυθισμένο, ονομάζεται τριχοειδής. Διαχωρίζεται από την ικανότητα απορρόφησης υγρού, η οποία αναφέρεται στη πρόσληψη υγρού όταν γίνεται πλήρης βύθιση του ράμματος. Και οι δύο ικανότητες συμβάλλουν στην ανάπτυξη και διατήρηση βακτηρίων. Τα μονόκλιωνα ράμματα δεν παρουσιάζουν τριχοειδή ικανότητα.



*Εικόνα 3.3:* Απεικόνιση χειρουργικής εκτομής προβλεπόμενου μήκους κλεισίματος 3cm, από μελέτη που πραγματοποιήθηκε στο Πανεπιστήμιο της Καλιφόρνιας και παρουσιάστηκε στην Αμερικανική Ακαδημία Δερματολογίας 2019.

Αντίθετα, τα ράμματα πολλαπλών ινών έχουν μεταβαλλόμενη τριχοειδή ικανότητα, ανάλογα με τη σύνθεσή τους, με αποτέλεσμα να αυξάνεται ο κίνδυνος μόλυνσης<sup>[11]</sup>. Για παράδειγμα, ένα πολυνηματικό ράμμα από νάilon θα μπορούσε να φιλοξενήσει μέχρι και τρεις φορές περισσότερα βακτήρια σε σχέση με ένα μονόκλιωνα ράμμα του ίδιου υλικού. Για τη μείωση της τριχοειδότητας και του συντελεστή τριβής μπορεί να γίνει επικάλυψη με Teflon, κεριά, σιλικόνη.

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, η απορρόφηση υγρού διαφέρει από τη τριχοειδή. Η απορρόφηση υγρού σχετίζεται με τη διάδοση αυτού σε όλο το μήκος του ράμματος και επηρεάζεται από τη φυσική δομή και τη χημική φύση του υλικού. Τα φυσικά ράμματα φανερώνουν μεγαλύτερη απορροφητική ικανότητα σε σχέση με τα συνθετικά, τα οποία είναι πιο υδροφόρα. Γενικά, τα ράμματα πολλαπλών ινών έχουν μεγαλύτερη απορρόφηση υγρών συγκριτικά με τα μονόκλιωνα ράμματα<sup>[12]</sup>. Η απορρόφηση είναι ένα χαρακτηριστικό των ραμμάτων που συμβάλλει στην αύξηση κινδύνου μόλυνσης.

### 3.1.3 Διαχωρισμός ραμμάτων ως προς τη διάμετρο

Τα ράμματα που χρησιμοποιούνται στις χειρουργικές επεμβάσεις κατασκευάζονται σε διάφορα μεγέθη και επιλέγονται κατάλληλα από το χειρουργό. Είναι εξαιρετικά λεπτά και το μέγεθός τους δεν χρειάζεται να ξεπερνά τα 10cm, ώστε να μην δυσκολεύουν στη τοποθέτηση των ραφών και στη δημιουργία ασφαλών κόμπων. Κατά την επιλογή του ράμματος προτιμάται εκείνο με τη μικρότερη διάμετρο, με στόχο την ελαχιστοποίηση πιθανού τραυματισμού κατά την εισχώρησή του μέσω του ιστού και τη μείωση της ποσότητας ξένου υλικού στο τραύμα.

Το μέγεθος βασίζεται στη διάμετρο των ραμμάτων, η οποία δίδεται σε χιλιοστά και ορίζεται σύμφωνα με την Φαρμακοποιία των Ηνωμένων Πολιτειών (United States Pharmacopeia-USP). Το USP έχει τυποποιήσει το διαμέτρημα που δηλώνει τη διάσταση των ραμμάτων από λεπτά σε χονδροειδή<sup>[12]</sup>. Το μέγεθος δίνεται με αριθμητική ακολουθία γύρω από το ράμμα '0', που είναι το





ράμμα βασικού μεγέθους, με φθίνουσα αριθμητική ακολουθία 5,4,3,2,1,1-0 έως 11-0. Για παράδειγμα, το ράμμα USP 5 έχει τη μεγαλύτερη διάμετρο, ενώ το ράμμα USP 11-0 τη μικρότερη.

Ένα εξαιρετικά λεπτό ράμμα για παράδειγμα, είναι το USP 9-0 με μετρικό μέγεθος μετρητή 0,3 mm και διάμετρο από 0,03 mm έως 0,039 mm. Πρέπει να επισημανθεί πως τα μεγέθη USP δεν αντιστοιχούν σε ίσες διαμέτρους για όλα τα υλικά ραμμάτων, διότι το μέγεθος USP σχετίζεται με καθορισμένο εύρος διαμέτρου για συγκεκριμένη αντοχή εφελκυσμού<sup>[10]</sup>.

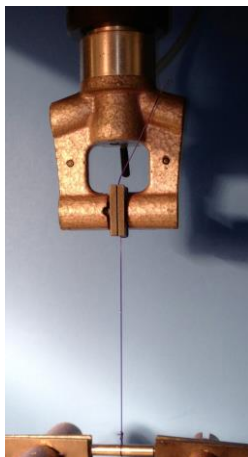
United States Pharmacopeia	
USP size	Diameter in mm
10-0	0.02
8-0	0.04
5-0	0.10
4-0	0.15
3-0	0.20
2-0	0.30
0	0.35
1	0.40
2	0.50
3	0.60

Πίνακας 1: Αντιστοίχιση μεγεθών διαμετρήματος ραμμάτων USP σε mm

### 3.1.4 Αντοχή ράμματος σε εφελκυσμό (Knot-Pull)

Η αντοχή εφελκυσμού των χειρουργικών ραμμάτων ορίζεται από την United States Pharmacopeia (USP) ως το πηλίκο του απαιτούμενου βάρους για να σπάσει ένα ράμμα διαιρεμένο με την επιφάνεια της εγκάρσιας διατομής του<sup>[11],[12],[13]</sup>. Με τον όρο αντοχή θραύσης περιγράφεται η απαιτούμενη δύναμη προς σπάσιμο του ράμματος. Το βάρος που χρειάζεται για να σπάσει ένα ράμμα και η διάμετρος αυτού δεν έχουν γραμμική σχέση<sup>[10]</sup>.

Η αντοχή εφελκυσμού μπορεί να μετρηθεί σε ξηρή ή υγρή κατάσταση των ραμμάτων. Οι τιμές των δύο κατηγοριών μπορεί να φανερώνουν σημαντικές διαφορές, που σχετίζονται με τις ιδιότητες των υλικών του ράμματος. Μία άλλη κατηγορία αξιολόγησης της αντοχής σε εφελκυσμό (effective tensile strength) πραγματοποιείται όταν το ράμμα είναι δεμένο, τυλιγμένο ή παρουσιάζει κάποιο κόμπο στο σώμα του.



Εικόνα 3.4: Απεικόνιση συσκευής φόρτωσης για αξιολόγηση χειρουργικών κόμπων σε μηχανή δοκιμής Universal.



Τα αποτελέσματα αυτής της διαδικασίας κρίνονται ιδιαίτερα σημαντικά, καθώς προσδιορίζονται με τρόπο που προσεγγίζει σε μεγάλο βαθμό τη ρεαλιστική κατάσταση μιας χειρουργικής επέμβασης<sup>[10]</sup>. Συμπεραίνουμε ότι η αντοχή του υλικού είναι μία σημαντική παράμετρος, καθώς προσδιορίζει τη μέγιστη δυνατή φόρτιση που μπορεί να υποστεί ένα ράμμα. Ράμματα χαμηλής αντοχής είναι πιθανό να σπάσουν κατά την διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης, ή και μετά από αυτήν<sup>[14]</sup>.

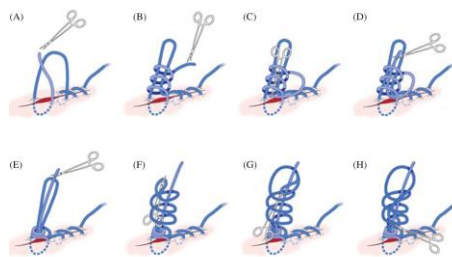
### 3.1.5 Συντελεστής τριβής ράμματος ως προς την επιφάνεια εισχώρησης

Το πόσο εύκολα διαπερνά ένα ράμμα τον ιστό καθορίζεται από το συντελεστή τριβής και σχετίζεται με το βαθμό τραυματισμού που μπορεί να προκαλέσει ένα ράμμα στον ιστό αυτό<sup>[12]</sup>. Τα ράμματα με λεία επιφάνεια προξενούν τους λιγότερους τραυματισμούς και είναι ιδανικά για χρήση σε ευαίσθητους ιστούς, όπως το μάτι. Ταυτόχρονα, κατά τη χρήση τους απαιτείται μεγαλύτερη ένταση, ώστε να διασφαλιστεί η σωστή τοποθέτηση των ιστών, ενώ φανερώνουν χαμηλή ασφάλεια κόμπων.

### 3.1.6 Δημιουργία και συγκράτηση ασφαλών χειρουργικών κόμπων

Η δημιουργία ασφαλών κόμπων αποτελεί ένα παράγοντα καθοριστικής σημασίας για την έκβαση μιας επιτυχημένης χειρουργικής επέμβασης, καθώς ο κόμπος αντιπροσωπεύει το λιγότερο αξιόπιστο σημείο ενός ράμματος<sup>[13]</sup>. Είναι αναγκαίο να συγκρατείται με ασφάλεια, χωρίς να υπάρχει κίνδυνος να κοπεί ή να ξεφλουδίσει. Η αντοχή του κόμπου (knot strength) προσδιορίζεται από την απαιτούμενη δύναμη που μπορεί να ασκηθεί στο ράμμα, ώστε να προκληθεί ολίσθηση ή θραύση του κόμπου<sup>[12]</sup>.

Η δύναμη αυτή εξαρτάται από τις ιδιότητες του υλικού και είναι ανάλογη του συντελεστή τριβής. Ένας κόμπος παραμένει δεμένος εξαιτίας του συντελεστή τριβής, ενώ όσο πιο ολισθηρό είναι το υλικό του ράμματος, τόσο αυξάνεται η πιθανότητα μετακίνησης ή αστοχίας του κόμπου<sup>[13]</sup>. Η ασφάλεια των κόμπων είναι το χαρακτηριστικό του ράμματος που αντικατοπτρίζει το ασφαλές δέσιμο κόμπου με τον ελάχιστο δυνατό αριθμό βολών ανά κόμπο<sup>[11]</sup>.



Εικόνα 3.5: Διαδοχική απεικόνιση δημιουργίας ασφαλή κόμπου χειρουργικών ραμμάτων.

Ανεξάρτητα από το υλικό, το λιγότερο αξιόπιστο σημείο ενός ράμματος, όπως προαναφέρθηκε, είναι ο κόμπος και το πιο αδύναμο είναι το σημείο ακριβώς δίπλα από αυτόν. Δεδομένου της ανησυχίας για αστοχία στο δέσιμο των ραμμάτων, εξαιτίας της πιθανής ολίσθησης των κόμπων, υπάρχει η τάση του δεσίματος με υπερβολικά στενούς κόμπους, κάτι που δεν πρέπει να συμβαίνει. Το σφιχτό δέσιμο είναι πιθανό να προκαλέσει νέκρωση του τοπικού ιστού, αναστολή του πολλαπλασιασμού των ινοβλαστών και υπερβολική επικάλυψη των ιστών, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει στη μείωση της αντοχής του επουλωμένου τραύματος<sup>[14]</sup>.

Επίσης, ο χειρουργικός κόμπος έχει άμεση συσχέτιση με τη ποσότητα φλεγμονώδους αντίδρασης, καθώς είναι το σημείο του ράμματος στο σώμα με τη μεγαλύτερη πυκνότητα ξένου υλικού<sup>[15]</sup>. Σε περιπτώσεις όπου η μείωση της φλεγμονώδους αντίδρασης είναι καθοριστική για την επούλωση της πληγής, πρέπει να ελαχιστοποιείται το μέγεθος του κόμπου, χωρίς να επηρεάζεται η



εφελκυστική αντοχή του ράμματος. Εάν αυτό δεν είναι εφικτό πρέπει να επιλεγθεί διαφορετικός τύπος ράμματος.

### **3.1.7 Ελαστικότητα και πλαστικότητα χειρουργικού ράμματος**

Η ελαστικότητα είναι η ικανότητα ενός υλικού να επανέρχεται στην αρχική μορφή και μήκος του, αφού έχει υποστεί κάποιου είδους φόρτιση. Σε ένα ράμμα η ελαστικότητα είναι μία επιθυμητή ικανότητα, καθώς το καθιστά ικανό να τεντώνεται, χωρίς να σπάει ή να κόβει το πρησμένο ιστό και στη συνέχεια, να ανακτεί την αρχική του μορφή, στηρίζοντας τον ιστό για την επούλωση του<sup>[10],[11]</sup>. Ένα υλικό με εξαιρετική ελαστική ικανότητα είναι το πολυπροπυλένιο, ενώ τα περισσότερα χειρουργικά ράμματα εμφανίζουν υψηλό βαθμό ελαστικότητας.

Πλαστικότητα είναι η ικανότητα ενός υλικού να τεντώνεται με τη παρουσία οιδήματος στο τραύμα, αλλά να μένει μόνιμα παραμορφωμένο και μετά την υποχώρηση του<sup>[12]</sup>. Αντίστοιχα με τα ελαστικά ράμματα, τα ράμματα με υψηλή πλαστικότητα δεν κόβουν τον ιστό καθώς το τραύμα πρήζεται. Η πλαστικότητα είναι ένα χαρακτηριστικό ανεπιθύμητο στα χειρουργικά ράμματα, σε αντίθεση με την ελαστικότητα, διότι καθώς το πρήξιμο του τραύματος υποχωρεί, τα ράμματα με υψηλή πλαστικότητα δεν επανέρχονται στην αρχική τους μορφή, γίνονται χαλαρά, με αποτέλεσμα να μην υπάρχει καλή συγκράτηση των ιστών και να επιβραδύνεται ο χρόνος επούλωσης της πληγής. Η πλειοψηφία των χειρουργικών ραμμάτων δεν διαθέτουν αυξημένη πλαστικότητα.

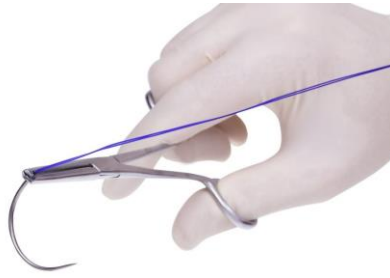
### **3.1.8 Ικανότητα ράμματος ως προς την επαναφορά του σχήματός του**

Η μνήμη είναι η ικανότητα ενός υλικού να ακολουθεί μια γραμμική διαμόρφωση κατά την αφαίρεσή του από τη συσκευασία και να επιστρέφει στο προηγούμενο σχήμα, αφού έχει υποστεί παραμόρφωση, όπως δέσιμο. Η μνήμη έχει άμεση συσχέτιση με την ελαστικότητα, τη πλαστικότητα και τη διάμετρο ενός ράμματος, καθώς αυτά επηρεάζουν την ικανότητά του να διατηρεί ή να επιστρέφει στο σχήμα του. Τα ράμματα με υψηλό βαθμό μνήμης, όπως το νάιλον, φανερώνουν ακαμψία και μικρότερη ασφάλεια και σταθερότητα κόμπων, με αποτέλεσμα να μην έχουν καλά χαρακτηριστικά χειρισμού<sup>[10]</sup>.

### **3.1.9 Χαρακτηριστικά χειρισμού και ευελιξίας ραμμάτων**

Η μνήμη, η ελαστικότητα και η πλαστικότητα ενός υλικού είναι χαρακτηριστικά που σχετίζονται με τη ποιότητα χειρισμού και την ευελιξία ενός ράμματος<sup>[13]</sup>. Επίσης, ο χειρισμός ενός υλικού ράμματος επηρεάζεται από την ευκαμψία και το συντελεστή τριβής, που εμφανίζει κατά την εφαρμογή του. Η ευκαμψία είναι ο όρος με τον οποίο προσδιορίζεται το πόσο εύκολα μπορεί να λυγίσει το ράμμα. Τα πλεγμένα ράμματα, όπως το μετάξι, φανερώνουν μεγαλύτερη ευκαμψία, ενώ τα μονόινα ράμματα εμφανίζουν δυσκολία στο χειρισμό τους.

Ο συντελεστής τριβής καθορίζει την ολισθηρότητα ενός ράμματος, δηλαδή το πόσο εύκολα διαπερνά τον ιστό. Τα πλεγμένα ράμματα, παρόλο που φανερώνουν μεγάλη ευκαμψία, έχουν υψηλό συντελεστή τριβής και είναι δύσκολο να τραβηχτούν μέσω του ιστού, γεγονός που μπορεί να προκαλέσει τραυματισμό. Υλικά με χαμηλό συντελεστή τριβής γλιστρούν πιο εύκολα μέσα στον ιστό και καθιστούν πιο εύκολη την αφαίρεσή τους. Η παρουσία ειδικής επικάλυψης σε διάφορα υλικά αποσκοπεί στην αύξηση της ολισθηρότητας τους.



Εικόνα 3.6: Απεικόνιση χειρουργικού εργαλείου και ράμματος με βάση βελόνας.

Ωστόσο, ο κόμπος και η ολίσθηση αυτού επηρεάζονται άμεσα από το συντελεστή τριβής του υλικού. Ο βαθμός ολίσθησης προσδιορίζει τη σταθερότητα συγκράτησης του ιστού, την αξιόπιστη δημιουργία χειρουργικών κόμπων και τη δύναμη που απαιτείται κατά την αφαίρεση του ράμματος. Η σταθερότητα και η ασφάλεια του χειρουργικού κόμπου είναι μια βασική παράμετρος για τη σταθερότητα και την αποφυγή αστοχίας της πλέξης. Όσο πιο ολισθηρό είναι το ράμμα, τόσο πιο εύκολο είναι να γλιστρήσει ο κόμπος.

Το πολυπροπυλένιο είναι ένα παράδειγμα υλικού με πολύ χαμηλό συντελεστή τριβής<sup>[10],[13]</sup>, γεγονός που το καθιστά ιδανικό για χρήση σε περιπτώσεις με μεγάλο χρόνο επούλωσης. Η αφαίρεσή του γίνεται με ευκολία ακόμη και τρεις εβδομάδες μετά την εφαρμογή του. Επίσης, είναι υλικό που χρησιμοποιείται ως πρότυπο για σύγκριση με άλλα υλικά ράμματος είναι το μετάξι, εξαιτίας του εξαιρετικού του χειρισμού και της ασφάλειας κόμπου που φανερώνει χωρίς ειδική επικάλυψη<sup>[13]</sup>.

## 3.2 Αντίδραση κυτταρικού ιστού ως προς το υλικό ράμματος

### 3.2.1 Απορρόφηση κυτταρικού ιστού

Απορρόφηση είναι η ικανότητα του σώματος να αποικοδομεί το ράμμα με το πέρασμα του χρόνου. Τα απορροφήσιμα ράμματα υφίστανται αποικοδόμηση και απορρόφηση, χάνοντας το μεγαλύτερο μέρος της αντοχής τους σε εφελκυσμό, σε διάστημα 60 ημερών από την εμφύτευσή τους. Τα μη απορροφήσιμα ράμματα διατηρούν την εφελκυστικής τους αντοχή περισσότερο από 60 ημέρες και θεωρούνται ανθεκτικά στην αποικοδόμηση.

Η απορρόφηση είναι ανεξάρτητη από την απώλεια εφελκυσμού, καθώς ένα απορροφήσιμο ράμμα μπορεί να χάσει γρήγορα την εφελκυστική του αντοχή, αλλά να απορροφηθεί αργά<sup>[12]</sup>. Ο ρυθμός απορρόφησης είναι ένας σημαντικός παράγοντας που σχετίζεται με την ανάπτυξη επιπλοκών. Ωστόσο, τα περισσότερα ξένα υλικά με τη πάροδο του χρόνου θα υποστούν κάποιου βαθμού αποδόμηση.

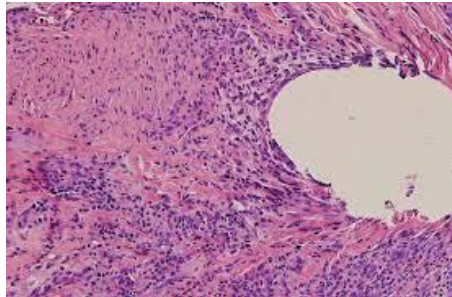
### 3.2.2 Αντιδραστικότητα κυτταρικού ιστού

Όλα τα υλικά ράμματος που εισέρχονται στο σώμα είναι ξένες ουσίες που προκαλούν αντίδραση στον ιστό. Όσο περισσότερο υλικό εμφυτεύεται, τόσο μεγαλύτερη είναι και η αντίδραση του ιστού. Η φλεγμονή που εμφανίζεται μπορεί να κορυφωθεί στο διάστημα από την 2η έως την 7η ημέρα της εμφύτευσης, εμποδίζοντας την επούλωση τους τραύματος και αυξάνοντας το κίνδυνο μόλυνσης<sup>[13]</sup>. Μια παρατεταμένη φλεγμονή μπορεί να οδηγήσει σε μαλάκωση των ραμμένων ιστών, ακόμα και σε επανέναρξη της πληγής<sup>[15]</sup>.

Η φλεγμονώδης αντίδραση είναι πιο έντονη στα απορροφήσιμα ράμματα και παραμένει μέχρι τη πλήρη απορρόφησή τους. Επίσης, πιο έντονη αντίδραση ιστού εμφανίζεται με τη χρήση σύνθετων πλεγμένων ραμμάτων, λόγω της δυσκολίας αποσύνθεσης και απορρόφησής τους από τον



οργανισμό<sup>[10]</sup>. Σύμφωνα με έρευνα, που αναφέρεται στην αντιδραστικότητα των ιστών με χρήση διαφόρων τύπων ράμματος, το τραύμα και η ποσότητα του ράμματος, ως προς τον όγκο και το μέγεθος του υλικού έχουν μεγαλύτερη επίδραση στην παρουσία φλεγμονής, σε σχέση με τα χαρακτηριστικά του ράμματος που χρησιμοποιήθηκε<sup>[12]</sup>.



*Εικόνα 3.7: Απεικόνιση σημαντικής φλεγμονώδους κυτταρικής διήθησης με χρήση ράμματος Νάιλον στο στοματικό βλεννογόνο 14 ημέρες μετά την εμφύτευση.*

Η αντίδραση του οργανισμού δεν είναι στιγμιαία, αλλά εμφανίζεται από την έναρξη της ραφής με την εισαγωγή της βελόνας στον ιστό. Παραμένει εμφανής κατά την ολοκλήρωση της επέμβασης, αλλά και κατά τη περίοδο επούλωσης του τραύματος. Η φυσική αλληλουχία ολοκλήρωσης της αντίδρασης του ιστού απαιτεί περίπου είκοσι οχτώ μέρες και εμφανίζεται σε τρία στάδια. Στο πρώτο στάδιο, το οποίο εκτυλίσσεται συνήθως τέσσερις μέρες μετά την εμφύτευση του ράμματος, παράγονται κύτταρα, που αποτελούνται από ειδικού τύπου λευκά αιμοσφαίρια.

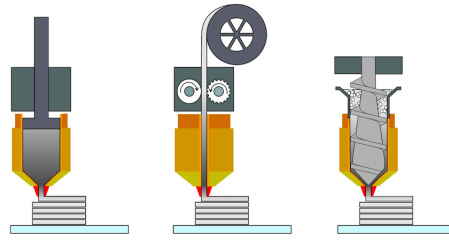
Τέτοιου είδους είναι τα λεμφοκύτταρα, λευκοκύτταρα και μονοκύτταρα, τα οποία συντελούν στην αναγνώριση και τον εντοπισμό του ξένου σώματος. Στο δεύτερο στάδιο, το οποίο λαμβάνει χώρα μεταξύ της τέταρτης και της έβδομης μέρες μετά την εμφύτευση, εμφανίζονται μακροφάγα και ινοβλάστες με σκοπό τη αντιμετώπιση του ξένου σώματος. Τέλος, μετά το πέρας της έβδομης ημέρας, αναπτύσσεται ινώδης ιστός γύρω από την φλεγμονή ή τη ραφή<sup>[10]</sup>.

Συμπεραίνοντας, η χρήση χειρουργικών ραμμάτων κατασκευασμένα από υλικά που φανερώνουν έντονη αλληλεπίδραση με τους ιστούς εμφανίζουν δυσκολία και αντίσταση κατά την αφαίρεση τους. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η αλληλεπίδραση που προκαλεί το μετάξι και κατά συνέπεια η αντίσταση που εμφανίζει κατά την αφαίρεσή του. Αντίθετα, όπως έχει ήδη αναφερθεί παραπάνω, ένα υλικό όπου ακόμα και μετά τη πάροδο αρκετών εβδομάδων έχει ελάχιστη αντίσταση αφαίρεσης είναι το πολυπροπυλένιο.

#### **4. Διαδικασία κατασκευής χειρουργικών ραμμάτων με τεχνική εξώθησης**

Η τεχνική εξώθησης είναι μια διαδικασία που χρησιμοποιείται με σκοπό την δημιουργία αντικειμένων με σταθερό προφίλ διατομής. Είναι μία σχετικά νέα τεχνολογία, που έκανε την εμφάνισή της στην Ευρώπη περίπου το 1950, ενώ από το 1980 και έπειτα απέκτησε μεγάλη δυναμική στο σχεδιασμό και τη παραγωγή μεγάλου όγκου νέων προϊόντων. Κατά την εξώθηση, ένα υλικό, συνήθως κοκκώδες, μετατρέπεται σε συνεχές στερεό ή ημιστερεό προϊόν με το συνδυασμό μιας σειράς διεργασιών, όπως θέρμανση, μάλαξη, μορφοποίηση και αφύγρανση.





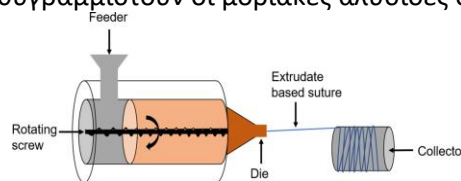
**Εικόνα 4.1:** Διαδικασία παραγωγής πρόσθετων με διαφορετικούς τύπους και προσεγγίσεις εξώθησης: α) με βάση το έμβολο (Plunger-based), β) με βάση το νήμα (Filament-based), γ) με βάση τη βίδα (Screw-based).

Ο εξωθητήρας απαρτίζεται από μια αντλία τύπου κοχλίας, ο οποίος κινείται εντός της κάννης, όπου το υλικό επεξεργάζεται υπό πίεση σε υψηλές θερμοκρασίες, με σκοπό να έρθει σε μορφή ημιστέρας μάζας και να ρέει. Η θέρμανση του υλικού πραγματοποιείται συνήθως λίγο πριν το τελευταίο ακροφύσιο και στη συνέχεια, ωθείται μέσω στενού ανοίγματος (καλούπι) επιθυμητής διατομής, που βρίσκεται στην έξοδο του κοχλίας. Τα υλικά εξώθησης συνήθως είναι πολυμερή, μέταλλα, κεραμικά, τρόφιμα και πηλός μοντελοποίησης και ονομάζονται «εξωθήματα»<sup>[16]</sup>.

#### 4.1 Διαδικασία εξώθησης νημάτων ράμματος

Η διαδικασία παρασκευής νημάτων ράμματος διαφέρει ανάλογα με το τύπο του υλικού. Τα συνθετικά υλικά προϋποθέτουν εξώθηση για τη παραγωγή ινών, σε αντίθεση με τα φυσικά υλικά, τα οποία συλλέγονται με ποικίλους τρόπους και σχηματίζονται σε ίνες. Στη πλειοψηφία των περιπτώσεων, η διαδικασία κατασκευής ινών ράμματος γίνεται με εξώθηση τήγματος, ενώ ορισμένα υλικά απαιτούν περιστροφή γέλης. Για την εξώθηση μονονημάτων ή νημάτων πολλαπλών ινών ακολουθείται μια διαδικασία τήξης πολυμερών σφαιριδίων με συνδυασμό εφαρμογής θερμότητας και τριβής.

Αρχικά, πραγματοποιείται πολυμερισμός της πρώτης ύλης και στη συνέχεια, το πολυμερές εξωθηθείτε σε ίνες μέσω ακροφύσιου με πολλές μικροσκοπικές τρύπες, σχηματίζοντας πολλά μεμονωμένα νήματα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.2. Τα προϊόντα εξώθησης προσανατολίζονται και τεντώνονται έως και πέντε φορές του αρχικού τους μήκους μεταξύ δύο κυλίνδρων, ώστε να μειωθεί το μέγεθος των ινών και να ευθυγραμμιστούν οι μοριακές αλυσίδες στην άμορφη περιοχή.



**Εικόνα 4.2:** Απεικόνιση διαδικασίας εξώθησης και περισυλλογής ίνας ράμματος με ένωση φαρμάκου/πολυμερούς υπό ορισμένη θερμοκρασία και τριβή.

Ορισμένα ράμματα κατασκευάζονται ως μονόκλινα και κάποια ως πολυνηματικά. Οι ίνες των πολύκλωνων νημάτων συνδυάζονται με πλέξιμο ή στρίψιμο προς το σχηματισμό ενός νήματος, το οποίο επιτείνεται για να σφίξει η κατασκευή. Η διαδικασία της πλέξης γίνεται σε μασούρια προσαρμοσμένα σε μηχανή πλέξης, η οποία παράγει ένα συνεχές πλεγμένο υλικό (Εικόνα 4.3). Για την αύξηση της σταθερότητας των διαστάσεων και την εξομάλυνση των εσωτερικών τάσεων που αναπτύσσονται από τη διαδικασία εξώθησης, τόσο τα μονόκλινα, όσο και τα πλεγμένα νήματα υποβάλλονται σε περαιτέρω επεξεργασία, ώστε να διορθωθούν τυχόν εξογκώματα ή ατέλειες.



Εικόνα 4.3: Απεικόνιση μηχανής πλέξης ραφών χειρουργικής χρήσης.

Ακολουθεί επεξεργασία που μπορεί να περιλαμβάνει ανόπτηση ή χαλάρωση, κατά την οποία οι ίνες του ράμματος υποβάλλονται σε υψηλές θερμοκρασίες και εντάσεις, αναγκάζοντας την κρυσταλλική δομή του πολυμερούς σε μακρά αλυσίδα<sup>[2]</sup>. Τέλος, σε ορισμένες περιπτώσεις εφαρμόζεται επιφανειακή επικάλυψη στο κλώνο του νήματος, με σκοπό τη βελτίωση των χαρακτηριστικών χειρισμού και σύνδεσης, την αύξηση της λιπαντικότητας, καθώς και τη πρόσδοση περαιτέρω επιθυμητών χαρακτηριστικών, όπως βελτίωση των αντιβακτηριακών παραγόντων και ελάττωση της τριχοειδούς ικανότητας<sup>[17]</sup>.

## 4.2 Βαφή χειρουργικών ραμμάτων

Τα ράμματα διατίθενται είτε φυσικά, είτε βαμμένα. Συνήθως, το φυσικό χρώμα των υλικών ραφής είναι λευκό ή ανοιχτό μαύρο, εκτός του χρωμικού εντέρου που εμφανίζει μια πιο σκούρα καφέ απόχρωση. Κατά τη τοποθέτησή του, το ράμμα δεν είναι ευδιάκριτο και η αντίθεσή του από τον υποκείμενο ιστό είναι χαμηλή, ενώ η ύπαρξη αίματος εντείνει το φαινόμενο αυτό, με αποτέλεσμα να γίνεται ακόμη πιο δύσκολη η διαφοροποίηση του ράμματος από τον ιστό.



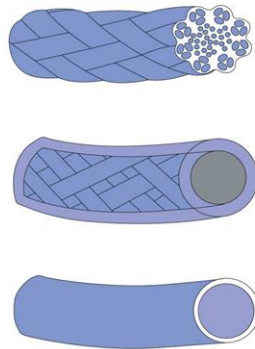
Εικόνα 4.4: Απεικόνιση χειρουργικών ραμμάτων με διαφορετικό χρώμα.

Για το λόγο αυτό, συχνά προτιμάται η χρήση βαμμένων ραμμάτων, με περιορισμούς που αφορούν τη χρήση χρωστικών ουσιών και την έγκριση επιλεγμένων βαφών για συγκεκριμένους τύπους ράμματος, από το FDA. Η έγκριση ενός πρόσθετου χρώματος προϋποθέτει εκτεταμένα δεδομένα βιοσυμβατότητας και τοξικολογίας. Η διάθεση βαμμένων ραμμάτων περικλείεται σε συγκεκριμένη χρωματική παλέτα. Η βαφή των συνθετικών υλικών ραφής πραγματοποιείται κατά τη διάρκεια της διαδικασίας εξώθησης, προσθέτοντας μικρή ποσότητα χρωστικής ουσίας (<0,2% κατά βάρος) στο πολυμερές λίγο πριν την εξώθησή του, ενώ η βαφή των φυσικών υλικών γίνεται σε διάλυμα χρώματος<sup>[17]</sup>.



### 4.3 Διαδικασία επιφανειακής επικάλυψης χειρουργικών ραμμάτων

Η επιφανειακή επικάλυψη των ραμμάτων πραγματοποιείται με χρήση διαφόρων υλικών, με σκοπό την μείωση της έλξης των ιστών. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.5, η επικάλυψη καλύπτει τα διάκενα στο σώμα του νήματος, με αποτέλεσμα τη μείωση της τριχοειδούς ικανότητας. Οι πρώτες επικαλύψεις δημιουργήθηκαν από κεριά μέλισσας και άλλου είδους φυσικά κεριά. Τα μη απορροφήσιμα ράμματα επικαλύπτονται με υλικά όπως σιλικόνη και PTFE, ενώ η επικάλυψη των απορροφήσιμων ραμμάτων αποτελείται κυρίως από απορροφήσιμα συμπολυμερή, όπως πολουρεθάνη, PEG, συμπολυμερές λακτιδίου/γλυκολιδίου και συμπολυμερές καπρολακτόνης<sup>[18]</sup>.



*Εικόνα 4.5: Απεικόνιση διαφορετικών τύπων ράμματος ως προς την δομή: ράμμα πολλαπλών ινών, πλεγμένο ράμμα με αντιβακτηριακή επικάλυψη και μονόκλωνο ράμμα.*

Για τη βελτίωση των ιδιοτήτων τριβής χρησιμοποιείται στεατικό ασβέστιο και άλλα λιπαντικά. Η διαδικασία της επικάλυψης γίνεται με εμβάπτιση διαλύματος, σε επίπεδα 2-10% κατά βάρος νήματος για πλεγμένα ράμματα και λιγότερο από 1% κατά βάρος νήματος για μονόκλωνα ράμματα. Όσον αφορά την επικάλυψη των αντιβακτηριακών ραμμάτων, στο διάλυμα επικάλυψης διαλύεται μικρή ποσότητα τρικλοζάνης και η διαδικασία ακολουθείται με τον τυπικό τρόπο. Σε περίπτωση λιγοστής επικάλυψης, το ράμμα εμφανίζει αυξημένη οπισθέλκηση ιστού και δεν γίνεται ομαλή δημιουργία χειρουργικών κόμπων, ενώ υπάρχει η πιθανότητα το ράμμα να ξεφλουδίσει. Από την άλλη, η υψηλού επιπέδου επικάλυψη μπορεί να επιφέρει χαλάρωση του κλώνου και κίνδυνο στην δημιουργία ασφαλών κόμπων<sup>[17]</sup>.

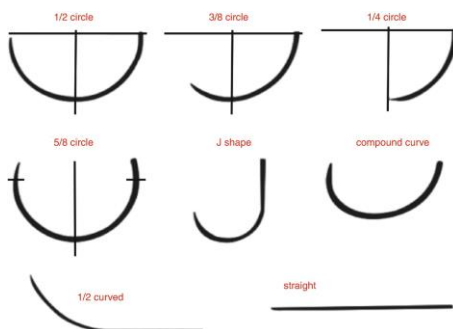
### 4.4 Περιγραφή βελόνας εισχώρησης χειρουργικών ραμμάτων

Οι βελόνες χρησιμοποιούνται για την εισχώρηση του ράμματος στον ιστό. Συνήθως, η σύνδεση τους με το νήμα του ράμματος γίνεται μηχανικά με περιστροφή του άκρου της βελόνας στο κλώνο, ενώ στα ράμματα μικρού μήκους παρέχονται κυρίως προσκολλημένες στο νήμα. Η ιδανική βελόνα ράμματος πρέπει να είναι όσο το δυνατόν πιο λεπτή, χωρίς συμβιβασμούς αντοχής, αδρανής, αιχμηρή, ώστε να διαπερνά τους ιστούς με όσο το δυνατόν ελάχιστη αντίσταση, σταθερή, άκαμπτη, όλκιμη, ώστε να μην σπάει κατά την χρήση, αποστειρωμένη και ανθεκτική στην διάβρωση<sup>[18]</sup>.

Η ανατομία της βελόνας είναι συνήθως κυρτή και περιλαμβάνει ευθεία, καμπύλη και σύνθετη καμπύλη. Αυτά τα τρία μέρη απαρτίζουν το άκρο, το σώμα και το σημείο της βελόνας. Το άκρο της βελόνας “Eyed” φανερώνει μια τρύπα στην πλευρά του ράμματος, ώστε να σπειρώνεται. Αυτό το είδος βελόνας είναι επαναχρησιμοποιούμενο, ωστόσο δεν προτιμάται, καθώς προκαλεί τραυματισμό στους ιστούς. Στη περίπτωση που το ράμμα είναι πτυχωμένο μέσα στη βελόνα,



μειώνεται σημαντικά ο κίνδυνος διαρροής κατά το μήκος του ράμματος. Αυτός ο τύπος βελόνας είναι λιγότερο τραυματικός ως προς την εισχώρησή του στον ιστό.



**Εικόνα 4.6:** Απεικόνιση τύπων βελόνας με κωνικό σημείο, αμβλύ κωνικό σημείο, αιχμηρό άκρο, αντίστροφη αιχμή, κωνικότητα, καμπύλη μικρο-σημείου.

Η καμπυλότητα της βελόνας, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.6, μπορεί να είναι ευθεία για χρήση χωρίς τη βοήθεια οργάνων σε εύκολα προσβάσιμους ιστούς, με μισή καμπύλη για λαπαροσκοπική τεχνική, κύκλος 1/4 με ρηχή καμπυλότητα για χρήση σε κυρτές επιφάνειες, κύκλος 3/8 για μεγάλες επιφανειακές πληγές, κύκλος 1/2 για χρήση σε περιορισμένες τοποθεσίες, κύκλος 5/8 ιδανικό για βαθιές τρύπες και σύνθετης καμπύλης<sup>[19]</sup>. Οι βελόνες παρασκευάζονται από ανοξείδωτο χάλυβα 400 σειρών, εκτός μερικών ειδικοτήτων που προτιμάται βελόνα 300 σειρών.

Η βελόνα και ο κλώνος του ράμματος τοποθετούνται σε ένα φάκελο και στη συνέχεια σε μία θήκη, η οποία σφραγίζεται και αποστειρώνεται με ακτινοβολία υψηλής ενέργειας ή με αέριο αιθυλενοξειδίο. Τα απορροφήσιμα ράμματα αποστειρώνονται με αιθυλενοξειδίο και η θήκη ξηραίνεται σε πολύ χαμηλά επίπεδα υγρασίας (<500 ppm), ενώ σφραγίζεται διπλά με σκοπό τη δημιουργία ενός φράγματος απόφραξης υγρασίας για προστασία από την υγρασία<sup>[17]</sup>.

#### 4.5 Περιγραφή συσκευασίας χειρουργικών ραμμάτων

Τα ράμματα διατίθενται στην αγορά αποστειρωμένα σε μεμονωμένες ή πολλαπλές συσκευασίες. Η συσκευασία του ράμματος περιλαμβάνει ένα εξωτερικό και ένα εσωτερικό τοίχωμα. Το εσωτερικό τοίχωμα βρίσκεται σε ακτινική απόσταση από το εξωτερικό, ορίζοντας την περιοχή συγκράτησης του ράμματος. Στο περιεχόμενο της συσκευασίας υπάρχει ένας φορέας για τη στέγαση και τη προστασία του ράμματος και της βελόνας, ο οποίος κατασκευάζεται από χαρτί ή πλαστικό και έχει σχεδιαστεί έτσι, ώστε το ράμμα να αφαιρείται με ευκολία, χωρίς να μπλέκεται ή να καταστρέφεται.



**Εικόνα 4.7:** Απεικόνιση διαδικασίας περιέλιξης του ράμματος σε δίσκο με έως και 800 περιστροφές ανά λεπτό.

Τα συνθετικά απορροφήσιμα ράμματα συσκευάζονται σε ερμητικά σφραγισμένη συσκευασία φύλλων. Έτσι, διατηρείται ένα αποστειρωμένο φράγμα που προστατεύει το ράμμα από το οξυγόνο και την υγρασία, παράγοντες που θα μπορούσαν να προκαλέσουν αποδόμηση του ράμματος. Η



σφραγίδες των ερμητικά σφραγισμένων πακέτων είναι σχεδιασμένες, ώστε να υπάρχει ασφαλής στεγανοποίηση, αλλά και ευκολία στο άνοιγμα. Γενικά, η συσκευασία των ραμμάτων συντίθεται από υλικά που δεν επηρεάζουν το ράμμα. Στην περίπτωση των απορροφήσιμων ραμμάτων ο φορέας χαρτιού ξηραίνεται πριν την εισαγωγή του, ώστε να μην εισαχθεί υγρασία στη συσκευασία, γεγονός που μπορεί να προξενήσει μειωμένη σταθερότητα στη διάρκεια ζωής του ράμματος<sup>[17]</sup>.

## 5. Κατηγοριοποίηση χειρουργικών ραμμάτων ως προς την δομή και το υλικό κατασκευής

Η μεγάλη ποικιλία υλικών κατασκευής ραμμάτων, με τα μειονεκτήματα και τα πλεονεκτήματα που αυτά φανερώνουν, οδηγούν στη κατηγοριοποίηση των ραμμάτων, με στόχο τη τελική επιλογή για την εκάστοτε περίπτωση. Στη παρούσα ενότητα γίνεται μία γενική ταξινόμηση στις κατηγορίες των ραμμάτων αναφορικά με τη προέλευση και τη δομική τους διαμόρφωση<sup>[20]</sup>. Ανάλογα με τη προέλευση των πρώτων υλών, από τις οποίες κατασκευάζονται τα ιατρικά χειρουργικά ράμματα, διαχωρίζονται σε φυσικά (τένοντας ζώου, βαμβάκι κ.α.) ή συνθετικά (πολυπροπυλένιο, νάιλον, πολυαιθυλένιο κ.α.).

Ανάλογα με τη διαδικασία κατασκευής και της δομής τους διαχωρίζονται σε μονόινα (monofilament), πολυνηματικά (multifilament) και ψευδοράμματα μονόινα<sup>[21]</sup>. Τέλος, σύμφωνα με την αποδόμηση διαχωρίζονται σε απορροφήσιμα και μη απορροφήσιμα ράμματα. Η ταξινόμηση των ραμμάτων γίνεται από την Υπηρεσία Τροφίμων και Φαρμάκων (FDA) με αναφορά στο Safe Medical Device Act (SMDA) και στο Food and Drug Administration Modernization Act (FDAMA) των ΗΠΑ. Η ταξινόμηση του FDA για τις ιατρικές συσκευές που χρησιμοποιούνται στον άνθρωπο αφορά την αποτελεσματικότητα και την ασφάλεια των συσκευών αυτών.

Επιπροσθέτως, οι έλεγχοι καθορίζονται από τα έγγραφα οδηγιών του FDA, SMDA και FDAMA και ταξινομούνται σε: Κατηγορία I (Γενικοί έλεγχοι), Κατηγορία II (Ειδικοί έλεγχοι) και Κατηγορία III (Έγκριση πριν την αγορά). (Department of Health and Human Service, Food and Drug Administration). Όπως έχει ήδη αναφερθεί παραπάνω, η επιλογή του ράμματος είναι ζωτικής σημασίας, καθώς κάθε τύπος ράμματος φανερώνει διαφορετικά χαρακτηριστικά και έχει διαφορετικό ρόλο προς κάποια επιθυμητή παράμετρο, ανάλογα με το μέρος και τις συνθήκες χρήσης του.

### 5.1 Χειρουργικά ράμματα φυσικής προέλευσης: ζωικά ή φυτικά υλικά

Τα φυσικά ράμματα προέρχονται από ζωτικά ή φυτικά υλικά και τυπικά αντιπροσωπεύονται από το μετάξι, το έντερο και το χρώμιο του εντέρου. Ανεξάρτητα από το υλικό, τα φυσικά ράμματα προκαλούν πιο έντονη αντίδραση στους ιστούς, εξαιτίας της πρωτεϊνικής τους σύνθεσης, με αποτέλεσμα η χρήση τους να είναι λιγότερο συχνή. Παρ' όλα αυτά, το ράψιμο με μετάξι έχει πιο τακτική χρήση για τη στερέωση χειρουργικών αποχετεύσεων.

Η αποσύνθεση και η απορρόφηση των βιοσυμβατών υλικών ράμματος, όπως το catgut και το μετάξι, πραγματοποιείται από τον οργανισμό μέσω κυτταρικών ενζύμων. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τον απρόβλεπτο ρυθμό απορρόφησης για υλικά ραμμάτων με έντονη βιοσυμβατική δομή και σύνθεση. Ο ρυθμός απορρόφησης εξαρτάται από τη θέση του ράμματος στο σώμα και τη διαδικασία επούλωσης του τραύματος. Οι δύο αυτοί παράγοντες επηρεάζουν τον κυτταρικό πληθυσμό γύρω από το ράμμα, όπου η αύξηση του συνεπάγεται αύξηση των ενζύμων, με αποτέλεσμα το μεγαλύτερο ρυθμό απορρόφησης<sup>[11]</sup>.





## 5.2 Χειρουργικά ράμματα συνθετικής προέλευσης

Τα συνθετικά ράμματα αποτελούνται από διάφορα πολυμερή, όπως πολυγαλακτικό οξύ (PGA), πολυδιοξάνη (PDO) και παρόμοια αυτών, τα οποία αναλύονται παρακάτω. Η συνθετική γραμμή, σε αντίθεση με τα φυσικά ράμματα, προκαλεί ελαφρά αντίδραση ιστού, χωρίς ισχυρή φλεγμονώδη απόκριση. Η απορρόφησή τους από τον οργανισμό γίνεται με πιο αργούς ρυθμούς μέσω της διαδικασίας της υδρόλυσης, η οποία εμφανίζεται σταδιακά από το εξωτερικό προς το εσωτερικό στρώμα του ράμματος, με σκοπό την αποσύνθεση και τη τελική απορρόφηση του υλικού. Η ανάπτυξη της διαδικασίας επηρεάζεται από το ποσοστό νερού, δηλαδή από τη θέση του ράμματος και την απορροφητικότητα του υλικού. Στα συνθετικά ράμματα ο ρυθμός απορρόφησης δεν επηρεάζεται από οργανικές συνθήκες, όπως την ύπαρξη βιολογικών υγρών ή υγρών φλεγμονής<sup>[11]</sup>.

## 5.3 Μονόινα χειρουργικά ράμματα

Τα μονόινα ράμματα (monofilament) είναι κατασκευασμένα από ένα κλώνο. Ως μονόκλινα εμφανίζουν λεία επιφάνεια, έχοντας έτσι τη σημαντική ιδιότητα να προκαλούν ελάχιστη αντίδραση με τους ιστούς, καθώς παρουσιάζουν χαμηλή αντίσταση κατά το πέρασμά τους. Λόγω της δομής τους, τα μονόινα ράμματα φανερώνουν ανθεκτικότητα στη φιλοξενία βακτηρίων και μικροοργανισμών, μειώνοντας τις πιθανότητες μόλυνσης του τραύματος. Τα κύρια μειονεκτήματα των μονόινων ραμμάτων είναι η χαμηλή ασφάλεια κόμπων και η χαμηλή ευελιξία.



Εικόνα 5.1: Μεγεθυμένη απεικόνιση της όψης μονόινου ράμματος.

Κατά το χειρισμό και το δέσιμο του ράμματος πρέπει να δίνεται ιδιαίτερη προσοχή, καθώς η σύνθλιψη ή η σύσφιξη του μπορεί να οδηγήσει σε σπάσιμο ή εξασθένιση. Τα μονόινα ράμματα προτιμώνται κυρίως σε αγγειακές και μικροαγγειακές χειρουργικές επεμβάσεις, όπου η ευκολία αποκόλλησης του ράμματος είναι πολύ σημαντικός παράγοντας. Υλικά που χρησιμοποιούνται είναι ο πολυεστέρας, επειδή εμφανίζει ευελιξία και υψηλή αντοχή εφελκυσμού, το πολυπροπυλένιο, καθώς παρέχει εξαιρετική σταθερότητα και έλξη των ιστών, το πολυαμίδιο και η πολυδιοξάνη<sup>[22]</sup>.

## 5.4 Χειρουργικά ράμματα πολλαπλών ινών

Πολλά νήματα στριμμένα ή πλεγμένα μεταξύ τους αποτελούν ένα ράμμα πολλαπλών ινών. Για το σχηματισμό ενός τέτοιου ράμματος πρέπει να χρησιμοποιηθούν από 8 έως 16 μονόινα νήματα. Τα ράμματα αυτά εμφανίζουν μεγαλύτερη αντοχή εφελκυσμού και βελτιωμένη ευελιξία και ευκαμψία κατά το χειρισμό τους. Λόγω της τραχιάς επιφάνειας από τη πλέξη, τα πολυνηματικά ράμματα προκαλούν τραύμα κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης, ενώ έχουν αυξημένη τριχοειδή ικανότητα.



Εικόνα 5.2: Μεγεθυμένη απεικόνιση της όψης πλεγμένου ράμματος.

Επίσης, λόγω της δομής τους είναι επιρρεπή στην φιλοξενία βακτηρίων και μπορούν να λειτουργήσουν ως οδός για τη διέλευση παθογόνων μικροοργανισμών, αυξάνοντας το κίνδυνο μόλυνσης της πληγής. Τα τελευταία χρόνια, η επικάλυψη στην επιφάνεια της πλέξης έχει συμβάλλει στη καλύτερη επιφάνεια του ράμματος, με αποτέλεσμα τη πιο ομαλή διέλευση μέσω του ιστού και τη μείωση των πιθανοτήτων μόλυνσης. Τα συνηθέστερα υλικά για τη κατασκευή πλεκτών ραμμάτων είναι ο πολυεστέρα, τα πολυαμίδια και το μεταξι<sup>[23]</sup>.

## 5.5 Ψευδο-μονόινο χειρουργικό ράμμα

Το ψευδο-μονόινο ράμμα είναι ένα νήμα που σχηματίζει πυρήνα πολλών στριμμένων νημάτων επικαλυμμένα με το ίδιο υλικό. Ο χειρισμός του είναι παρόμοιος με ένα ράμμα πολλών ινών, με το πλεονέκτημα της μειωμένης έλξης που φανερώνει όταν διαπερνά ή τραβιέται από τον ιστό. Μπορεί να επιτύχει υψηλή ευελιξία και ευκαμψία, ενώ έχει υψηλή αντοχή στη θερμότητα. Ως μονόινο ράμμα δεν παρέχει μεγάλη ασφάλεια κόμπων<sup>[23]</sup>.

## 5.6 Περιγραφή απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων

Στο παρελθόν, απορροφήσιμα ράμματα ορίζονταν εκείνα όπου η αποσύνθεση τους γινόταν στο σώμα, χάνοντας την αντοχή εφελκυσμού τους εντός 60 ημερών<sup>[24]</sup>. Στις μέρες μας, λόγω της εξέλιξης των υλικών ραφής κατασκευάζονται απορροφήσιμα ράμματα, τα οποία εμφανίζουν μετρήσιμη εφελκυστική αντοχή για έξι ή περισσότερους μήνες<sup>[23]</sup>. Η αποδόμηση των ραμμάτων γίνεται είτε με ενζυματική αποικοδόμηση στα φυσικά υλικά, είτε με τη διαδικασία της υδρόλυσης στα συνθετικά υλικά. Κατά την υδρόλυση, νερό διαπερνά το σώμα του ράμματος προκαλώντας τη διάσπασή του.

Η υδρόλυση επιφέρει μικρότερη αντίδραση ιστού, σε σχέση με την ενζυματική αποικοδόμηση. Όπως έχει ήδη αναφερθεί, το ράμμα πρέπει να διατηρεί την αντοχή σε εφελκυσμό κατά τη διάρκεια επούλωσης της πληγής, ενώ η μάζα του πρέπει να απορροφηθεί όσο το δυνατόν γρηγορότερα. Οι δύο αυτές μεταβλητές εξαρτώνται άμεσα από τη δομή του ράμματος και το μηχανισμό αποδόμησης του, δηλαδή από τη φύση του υλικού. Στα συνθετικά απορροφήσιμα ράμματα, η συνολική απώλεια μάζας απαιτεί περισσότερο χρόνο από τη μείωση της αντοχής εφελκυσμού.

Τα απορροφήσιμα ράμματα ταξινομούνται σε φυσικά ή συνθετικά. Κατασκευάζονται από υλικά που διασπώνται στον ιστό, χωρίς να χρειάζεται να αφαιρεθούν. Τα πρώτα απορροφήσιμα ράμματα φτιάχτηκαν από έντερα προβάτων (Catgut). Σήμερα, τα ράμματα κατασκευάζονται κυρίως από συνθετικές ίνες πολυμερούς, προσφέροντας καλά χαρακτηριστικά χειρισμού, χαμηλή αντίδραση ιστού, εγγυημένη μη τοξικότητα και χαμηλό κόστος<sup>[25]</sup>. Χρησιμοποιούνται σε βαθύτερα στρώματα και σε ιστούς που θρέφουν γρήγορα, παρέχοντας προσωρινή στήριξη μέχρι τη πλήρη επούλωση της πληγής. Μπορούν να ταξινομηθούν σε φυσικά ή συνθετικά, των οποίων τα υλικά αναλύονται παρακάτω.



### 5.6.1 Φυσικά υλικά κατασκευής απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων

- Ράμμα ζωικής προέλευσης

Οι φυσικοί τύποι χειρουργικών απορροφήσιμων ραμμάτων μπορούν να κατασκευαστούν από έντερα ζώων (Catgut) με υψηλή καθαρότητα σε κολλαγόνο (99%). Το ράμμα Catgut είναι ένα μονόινο ράμμα, που απορροφάται μέσω ενζυματικής πέψης. Το ποσοστό απορρόφησης επηρεάζεται από το μέγεθος του ράμματος και από το εάν είναι απλό ή χρωματισμένο<sup>[23]</sup>. Η χρήση του είναι σπάνια εξαιτίας της μεγάλης ποικιλίας σύγχρονων συνθετικών υλικών.



*Εικόνα 5.3: Χειρουργικό απορροφήσιμο ράμμα Χρωμικού Εντέρου (Chromic Gut Suture) με σύνθεση καθαρού κολλαγόνου από 97 έως 98%.*

Ωστόσο, το ράμμα Catgut αντιπροσωπεύει ένα πρότυπο για σύγκριση με άλλα ράμματα και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για το κλείσιμο της επιδερμίδας, των αιμοφόρων αγγείων και το ράψιμο του υποδόριου ιστού, καθώς και σε περιπτώσεις που υπάρχει λοίμωξη, όντας απορροφήσιμο. Η χρήση ράμματος catgut παρουσιάζει προβλήματα στην δημιουργία ασφαλών κόμπων και εμφανίζει υψηλά ποσοστά αντίδρασης με τους ιστούς. Η απώλεια αντοχής εφελκυσμού, η οποία διατηρείται από 7 έως 10 ημέρες, είναι ταχύτερη από την απορρόφηση του ράμματος που ολοκληρώνεται εντός 70 ημερών<sup>[26]</sup>.

- Ράμμα κολλαγόνου

Η κατασκευή ραμμάτων κολλαγόνου έγινε με σκοπό να ξεπεραστούν τα μειονεκτήματα του συμβατικού catgut, όπως η αυξημένη αντίδραση με τους ιστούς. Η αντοχή εφελκυσμού των ραμμάτων κολλαγόνου παραμένει από 10 έως 14 ημέρες με χρόνο απορρόφησης του ράμματος πάνω από 90 ημέρες.

### 5.6.2 Συνθετικά υλικά κατασκευής απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων

- Πολυγλυκολικό οξύ

Το συνθετικό ράμμα πολυγλυκολικού οξέος εισήχθη το 1971 από την εταιρία Dexon. Η διαδικασία παρασκευής του πραγματοποιείται με πολυμερισμό του γλυκολικού οξέος, όπου μέσω θερμικής επεξεργασίας το πολυμερές εξωθείται σε λεπτές ίνες καταλήγοντας, μετά από πλέξη, στη τελική μορφή του ράμματος<sup>[27]</sup>. Χρησιμοποιείται για τη συγκράτηση και τη σύγκλιση μαλακών ιστών, ενώ χαρακτηρίζεται για τη βιοσυμβατική δομή του και την υψηλή αντοχή που φανερώνει συγκριτικά με το πρώτο απορροφήσιμο ράμμα catgut.





**Εικόνα 5.4:** Χειρουργικό, απορροφήσιμο, πλεγμένο ράμμα πολυγλυκολικού οξέος επικαλυμμένο με αντιβακτηριακό παράγοντα ευρύ φάσματος.

Η απορρόφηση του ράμματος γίνεται με το μηχανισμό της υδρόλυσης, κατά την οποία το πολυμέρες διασπάται σε γλυκολικό οξύ, σε διάστημα από 90 έως 120 ημέρες. Μετά την πάροδο των πρώτων 7 ημερών από την εμφύτευση του ράμματος, η εφελκυστική του δύναμη μειώνεται κατά 33% και κατά 80% με το πέρας της δεύτερης εβδομάδας από την εμφύτευσή του. Η χρήση του παρατηρείται κυρίως σε δερματικές χειρουργικές επεμβάσεις. Το 1977, έρχεται η δεύτερη γενιά με μια νέα σειρά υλικού πολυγλυκολικού οξέος από την Dexon.

Τα ράμματα αυτά, τύπου “S”, είναι πιο λεπτά και εμφανίζουν βελτιωμένα χαρακτηριστικά χειρισμού, σαν το μετάξι, ενώ μετά από ειδική επεξεργασία έχουν λεία επιφάνεια. Ακολουθεί η τρίτη γενιά ραμμάτων, τα ονομαζόμενα Dexon Polyglycolic Plus, με επικάλυψη Poloxamer 188 για περαιτέρω βελτίωση των χαρακτηριστικών χειρισμού και λίπανση της επιφάνειας. Η επικάλυψη συμβάλλει στο θάνατο και την αναστολή ανάπτυξης και αναπαραγωγής μικροοργανισμών και χαρακτηρίζεται μη τοξική για τον οργανισμό. Επίσης, προσφέρει ευκολία κατά την εισαγωγή του ράμματος στον ιστό και δεν επηρεάζει τη σταθερότητα των κόμπων. Τέλος, απορροφάται ταχύτατα από τον οργανισμό, διότι διαθέτει ευδιάλυτη δομή.

- Πολυγλυκτίνη 910

Το ράμμα Vicryl (πολυγλυκτίνη 910) ήρθε στην αγορά το 1974 από την εταιρία Ethicon, θυγατρική των Johnson και Johnson. Λίγο αργότερα, το 1979, τροποποιήθηκε με σκοπό τη βελτίωση των χαρακτηριστικών χειρισμού, για πιο ομαλή διέλευση στους ιστούς και δημιουργία ασφαλών κόμπων (Coated Vicryl). Το ράμμα υλικού πολυγλυκτίνη 910 παρουσιάζει πλεγμένη δομή και προέρχεται από το συμπολυμέρες γλυκολικού και γαλακτικού οξέος σε αναλογία 9 προς 10, με τη πιο ενισχυμένη του μορφή να περιλαμβάνει επικάλυψη με πολυγλυκτίνη 370 και αποστειρωμένο ασβέστιο<sup>[26]</sup>.

Η απορρόφηση του γίνεται με τη διαδικασία της υδρόλυσης, διατηρώντας την αντοχή εφελκυσμού για δύο έως τρεις εβδομάδες και πλήρη απορρόφηση στο διάστημα από 56 έως 70 ημέρες<sup>[28]</sup>. Είναι κατάλληλο για προσέγγιση και σύνδεση μαλακών ιστών. Στη συνέχεια, κατασκευάστηκε το ράμμα Vicryl Rapide για ταχύτερη απορρόφηση, παρόμοιας δομής με το αρχικό, το οποίο υπέστη επεξεργασία μειώνοντας το μοριακό του βάρος. Λίγο αργότερα, σχεδιάστηκε το Vicryl Plus Antibacterial, εμποτισμένο με τρικλοζάνη για παροχή αντιμικροβιακής προστασίας.

- Πολυδιοξανόνη

Η Πολυδιοξανόνη είναι ένα μονόινο ράμμα, γνωστό ως PDS, που εισήχθη στην αγορά το 1982. Το υλικό του ράμματος προέρχεται από πολυμερισμό του μονομερούς p-διοξάνη παρουσία θερμότητας και οργανομεταλλικού καταλύτη (ζιρκόνιο). Το PDS εμφανίζει την υψηλότερη αρχική αντοχή εφελκυσμού, σε σχέση με το ράμμα πολυγλυκολικού οξέος και πολυγλυκτίνης 910. Ωστόσο, παρέχει τη χαμηλότερη ασφάλεια κόμπων από όλα τα συνθετικά απορροφήσιμα ραμμάτων<sup>[29]</sup>.

Ένα βασικό πλεονέκτημα του ράμματος PDS είναι η διατήρηση της αντοχής εφελκυσμού δύο εβδομάδες από την εμφύτευση σε ποσοστό 74%, γεγονός που το καθιστά ικανό να παρέχει μέγιστη υποστήριξη. Επίσης, το ράμμα PDS διατηρεί τα υψηλά επίπεδα αντοχής σε ποσοστό 58% και μετά το πέρας τεσσάρων εβδομάδων από την εισαγωγή του<sup>[30]</sup>. Φανερώνει αργό ρυθμό αποδόμησης λόγω της δομής του και η απορρόφηση του δεν ολοκληρώνεται σε διάστημα από 6 έως 7 μηνών μετά την εμφύτευση<sup>[12]</sup>.



Εικόνα 5.5: Μονόκλωνο, συνθετικό, απορροφήσιμο ράμμα Πολυδιοξανόνης (PDS) που διατίθεται σε μωβ χρώμα.

Ως μονόκλωνο ράμμα παρουσιάζει δυσκολία στο χειρισμό και είναι πιο σκληρό από το Dexon και το Vicryl. Ταυτόχρονα, είναι αντιμικροβιακό με μικρή πιθανότητα φιλοξενίας μικροοργανισμών. Χρησιμοποιείται σε παιδιατρικές, καρδιαγγειακές και οφθαλμικές χειρουργικές επεμβάσεις, καθώς φανερώνει ελάχιστη αντίδραση ιστού. Στη συνέχεια, κατασκευάστηκε το PDS II για βελτιστοποίηση των χαρακτηριστικών χειρισμού, κατάλληλο για χειρουργικές επεμβάσεις στην ουροδόχο κύστη, εξαιτίας της ακεραιότητάς του σε μολυσμένους ιστούς και στα ούρα<sup>[32]</sup>. Ακολούθησε το PDS Plus Antibacterial με επικάλυψη αντιμικροβιακής τρικλοζάνης.

- Πολυγλυκονικό (Maxon)

Το πολυγλυκονικό ράμμα (Maxon) είναι ένα συνθετικό, απορροφήσιμο, μονόκλωνο ράμμα, το οποίο σχεδιάστηκε με σκοπό να συνδυάσει την εξαιρετικής διατήρησης αντοχής εφελκυσμού του PDS, με αναβαθμισμένα χαρακτηριστικά χειρισμού. Συγκριτικά με το ράμμα PDS, το πολυγλυκονικό (Maxon) είναι πιο εύκαμπτο και πιο εύκολο στο χειρισμό κατά 60%. Η δομή του προέρχεται από το συμπολυμερές γλυκολικού οξέος και ανθρακικού τριμεθυλενίου σε αναλογία δύο προς ένα.

Η απορρόφηση του ράμματος γίνεται με τη διαδικασία της υδρόλυσης, η οποία ξεκινάει 60 ημέρες μετά την εμφύτευση του ράμματος και ολοκληρώνεται περίπου 6 μήνες από την εισαγωγή του. Η αντοχή εφελκυσμού κυμαίνεται σε υψηλά επίπεδα, διατηρώντας το 59% της αρχικής του αντοχής με το πέρας 28 ημερών. Το πολυγλυκονικό ράμμα (Maxon) φέρει καλύτερα χαρακτηριστικά χειρισμού από ένα ράμμα πολυγλυκτίνης 910 και πολυπροπυλενίου, ενώ σε σύγκριση με τη πολυδιοξάνη παρέχει καλύτερη απόδοση στη δημιουργία ασφαλών κόμπων. Επίσης, αναφέρεται πως είναι ανώτερο από το νάιλον και το πολυβουτυρικό για την επισκευή τένοντα<sup>[32]</sup>.

- Πολυγλυκαρόνη 25 (Monocryl)

Το Monocryl εισήχθη στην αγορά το 1993 και είναι ένα συνθετικό, απορροφήσιμο, μονόκλωνο ράμμα. Προέρχεται από το συμπολυμερές καπρολακτόνης και γλυκολίδης και διατίθεται σε βαμμένη ή μη μορφή. Οι βαμμένες και οι αντιβακτηριδιακές εκδόσεις εμφανίζουν παρόμοιο προφίλ<sup>[26]</sup>. Το Monocryl είναι από τα πιο ισχυρά απορροφήσιμα υλικά ράμματος, παρόλο που φέρει γρήγορη εξασθένηση μετά την εφαρμογή του<sup>[33]</sup>. Η χρήση του προτείνεται για ιστούς που θεραπεύονται γρήγορα.

Εμφανίζει αμυδρή αντίδραση ιστού, παρέχοντας μεγάλη ασφάλεια κόμπων, με καλά χαρακτηριστικά χειρισμού και μικρή μνήμη<sup>[34]</sup>. Η απορρόφηση του ράμματος πραγματοποιείται από 90 έως 120 ημέρες με υδρόλυση. Διατηρεί το 50% της εφελκυστικής του δύναμης έως την 7η ημέρα από την εμφύτευση, ενώ χάνει το 100% της αντοχής του την 21η ημέρα. Η ισχύς που φανερώνει περίπου την 14η ημέρα είναι μεγαλύτερη ή ίση με αυτή του απλού ή χρωματικού εντέρου (75%). Το Monocryl είναι ιδανικό για προσέγγιση και συγκράτηση μαλακών ιστών, ενώ προτείνεται για χρήση σε χειρουργική επέμβαση της ουροδόχου κύστης.





## 5.7 Περιγραφή μη απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων

Τα μη απορροφήσιμα ράμματα σχεδιάστηκαν με σκοπό να αφήνονται μόνιμα στο σώμα ή να αφαιρούνται μετά από ορισμένη χρονική περίοδο θεραπείας του τραύματος, διατηρώντας την αντοχή εφελκυσμού για μεγάλα χρονικά διαστήματα. Κατασκευάζονται από υλικά που δεν μεταβολίζονται από τον οργανισμό και απαρτίζονται κυρίως από συνθετικά σκευάσματα πολυπροπυλενίου, συνθετικού πολυεστέρα, νάιλον και μεταξιού ειδικής κατεργασίας.

Είναι ιδανικά για τη παροχή μακροπρόθεσμης υποστήριξης σε ιστούς που επουλώνονται αργά, όπως στο κλείσιμο του κοιλιακού τοιχώματος ή για αγγειακές αναστολές. Η χρήση τους γίνεται στην ορθοπεδική χειρουργική ή σε άλλες ειδικές περιπτώσεις, όχι όμως για τη συρραφή ιστών στον εσωτερικό του οργανισμού. Η αφαίρεση τους, όταν χρησιμοποιούνται για το κλείσιμο του δέρματος, γίνεται συνήθως 10 με 14 ημέρες μετά την εμφύτευση. Η χρονική περίοδος αφαίρεσης διαφέρει ανάλογα με τη περιοχή και τη κατάσταση που γίνεται η εφαρμογή του ράμματος.

Η μόνιμη τοποθέτηση μη απορροφήσιμων ραμμάτων γίνεται σε ιστούς όπου μετά την επούλωση δεν διαθέτουν την απαραίτητη δύναμη για μόνιμη υποστήριξη. Η παρουσία επικάλυψης στην επιφάνεια μη απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων στοχεύει στην ενίσχυση των χαρακτηριστικών χειρισμού κατά την εφαρμογή τους. Προτιμάται η χρήση τους σε περιστάσεις όπου είναι σημαντικό το αισθητικό αποτέλεσμα, καθώς εμφανίζουν ανοσολογική απόκριση με τους ιστούς, γεγονός που καθιστά την αφαίρεση τους προαιρετική και τη παραμονή τους στο εσωτερικό του οργανισμού ακίνδυνη για μεγάλο χρονικό διάστημα<sup>[11],[35]</sup>.

### 5.7.1 Φυσικά υλικά κατασκευής μη απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων

- Μετάξι

Το μετάξι εισήχθη ως υλικό ράμματός στα τέλη του 1800. Πρόκειται για ένα φυσικό, μη απορροφήσιμο, πλεγμένο ράμμα, το οποίο κατασκευάζεται από πρωτεΐνες που προέρχονται από προνύμφες μεταξοσκώληκα. Το τελικό προϊόν προκύπτει μετά από κατεργασίες που αφορούν τη πλύση, λεύκανση, πλέξη, βαφή και επικάλυψη με λάδι, κεριά ή σιλικόνη και στοχεύουν στη βελτίωση των χαρακτηριστικών χειρισμού και στη μείωση της τριχοειδικότητας που φανερώνει ως υλικό.



Εικόνα 5.6: Πλεκτό, μη απορροφήσιμο ράμμα μεταξιού που διατίθεται σε μαύρο χρώμα.

Ένα βασικό μειονέκτημα που επιφέρει η επικάλυψη σε αυτό το τύπο ραφής είναι η μείωση της ασφαλείας των κόμπων<sup>[12]</sup>. Τα εξαιρετικά χαρακτηριστικά χειρισμού το καθιστούν ως πρότυπο σε σύγκριση με το χειρισμό άλλων υλικών ραφής. Διατηρεί το 50% της αρχικής του αντοχής για ένα έτος, ενώ μέσω ενζυματικής αποδόμησης προκαλείται η πλήρης απορρόφησή του, μετά από δύο χρόνια παραμονής του στον οργανισμό<sup>[29]</sup>, παρόλο που ταξινομείται ως μη απορροφήσιμα υλικά ράμματος από το USP. Η πλεγμένη μορφή του ράμματος επιτρέπει την απορρόφηση υγρού, έτσι δεν προτείνεται για χρήση σε περιοχές που εμφανίζουν λοίμωξη ή





μόλυνση. Χρησιμοποιείται συχνά σε οφθαλμολογικές επεμβάσεις<sup>[36]</sup> και για την υποστήριξη ιστών με αργό ρυθμό επούλωσης.

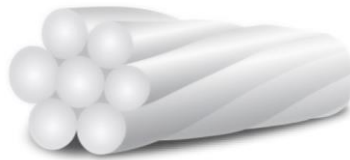
- **Βαμβάκι**

Το χειρουργικό βαμβάκι εισήχθη ως υλικό ράμματος το 1939, ενώ αντικατέστησε το ράμμα μεταξιού κατά τη διάρκεια του Β' Παγκοσμίου Πολέμου. Αποτελεί ένα πλήρως φυσικό υλικό ράμματος παραγόμενο από τη σύνθεση ινών κυτταρίνης του αιγυπτιακού φυτού (βαμβάκι). Παρουσιάζει καλύτερη ασφάλεια κόμπων από το μετάξι, αλλά η αντοχή του κυμαίνεται σε πολύ χαμηλά επίπεδα, χάνοντας το 50% της αρχικής του τιμής με το πέρας 6 μηνών και το 70% με τη διέλευση 2 χρόνων από την εμφύτευση του.

Εξαιτίας της πλεγμένης δομής του, παρουσιάζει υψηλή δυνατότητα φιλοξενίας μικροοργανισμών, με αποτέλεσμα την ενίσχυση πιθανών μολύνσεων. Επίσης, βασικά μειονεκτήματα αυτού του τύπου ραφής είναι η αυξημένη αντιδραστικότητα ιστών, η τριχοειδικότητα που φανερώνει ως υλικό, καθώς και η τάση να διαχωρίζονται οι ίνες του, οδηγώντας σε λύσιμο της πλέξης κατά το χειρισμό του<sup>[29]</sup>.

- **Λινάρι**

Το μη απορροφήσιμο, πλεγμένο ράμμα από λινάρι δεν χάνει την αντοχή του σε εφελκυσμό<sup>[37]</sup>, ενώ κερδίζει το 10% της αντοχής του όταν είναι βρεγμένο. Παρουσιάζει καλά χαρακτηριστικά χειρισμού και αυξημένη ασφάλεια κόμπων. Χρησιμοποιείται στη γενική χειρουργική, πλαστική χειρουργική και καρδιαγγειακή χειρουργική. Διατίθεται επεξεργασμένο με σιλκόνη και με διάλυμα πολυβινυλίου<sup>[38]</sup>.



*Εικόνα 5.7: Πλεκτό, μη απορροφήσιμο ράμμα, που λαμβάνεται από μακρές ίνες λινού.*

## 5.7.2 Συνθετικά υλικά κατασκευής μη απορροφήσιμων ραμμάτων

- **Πολυβούτυρος (Novafil)**

Το ράμμα πολυβούτυρου είναι ένα μη απορροφήσιμο, μονόκλωνο ράμμα, το οποίο σχηματίζεται από το συμπολυμερές τερεφθαλικού πολυβουτυλενίου και πολυτετραμεθυλενίου<sup>[29]</sup>. Σχεδιάστηκε για να συνδυάσει τα πλεονεκτήματα που διαθέτουν τα ράμματα πολυπροπυλενίου και πολυεστέρα<sup>[39]</sup>. Χαρακτηρίζεται από έντονη ευελιξία, ασφαλή δημιουργία κόμπων, καλά χαρακτηριστικά χειρισμού, ελάχιστη αντίδραση ιστού και υψηλά επίπεδα διατήρησης της εφελκυστικής του αντοχής<sup>[40]</sup>.

Επίσης, εμφανίζει ελαστικότητα, καθώς είναι σε θέση να τεντώνει σε ποσοστό 50% του αρχικού μήκους του<sup>[39]</sup>, διατηρώντας τη προσέγγιση των ιστών σε όλη τη διάρκεια της επούλωσης και επιτρέποντας τη διόγκωση της πληγής, χωρίς να κόβεται. Το ράμμα πολυβούτυρου είναι κατάλληλο για την υποστήριξη ιστών αργής επούλωσης<sup>[30]</sup> και για την επιδιόρθωση ιστών, όπως οι τένοντες, όπου οι ελαστικές του ιδιότητες είναι ένα πλεονέκτημα ειδικά στα πρώτα στάδια της επούλωσης<sup>[41]</sup>.



- Πολυεστέρας (Mersilene, Ethibond)

Ο πολυεστέρας είναι ένα μη απορροφήσιμο, μπλεγμένο ράμμα, γνωστό ως PET, κατασκευασμένο από τереφθαλικό πολυαιθυλένιο μέσω πολυμερισμού συμπύκνωσης. Τα ράμματα πλεγμένου πολυεστέρα διατίθενται σε απλή και σε επικαλυμμένη μορφή. Γενικά, τα ράμματα αυτού του υλικού εμφανίζουν εξαιρετική αντοχή εφελκυσμού, με ελάχιστη ή μηδενική απώλεια και χαρακτηρίζονται πιο ισχυρά από τα ράμματα μεταξιού και χειρουργικού εντέρου<sup>[33][33]</sup>, παρέχοντας παρατεταμένη υποστήριξη σε ιστούς με αργή επούλωση. Στην απλή τους μορφή εμφανίζουν υψηλό συντελεστή τριβής, κακή ασφάλεια κόμπων και αυξημένη αντιδραστικότητα με τους ιστούς<sup>[42]</sup>, γεγονός που τα καθιστά ακατάλληλα για χρήση σε περιοχές που εμφανίζουν φλεγμονή ή μόλυνση<sup>[43]</sup>.



*Εικόνα 5.8: Πλεκτό, μη απορροφήσιμο ράμμα Πολυεστέρα, συνθετικής προέλευσης.*

Η επικάλυψη των ραμμάτων πολυεστέρα με πολυβουτυλικό άλας, τεφλόν και σιλικόνη ενισχύει τη λίπανση της επιφάνειας και στοχεύει στη μείωση του συντελεστή τριβής και της αντιδραστικότητας που προκαλούν στον ιστό, επιβαρύνοντας όμως την ήδη κακή ασφάλεια κόμπων<sup>[40]</sup>. Ωστόσο, έχει παρατηρηθεί ότι η επίστρωση μπορεί να σπάσει μετά την εμφύτευση του ράμματός, προκαλώντας φλεγμονώδη αντίδραση<sup>[12],[42]</sup>. Τέλος, παρουσιάζουν καλά χαρακτηριστικά χειρισμού, όμως είναι πιο ακριβά από άλλα ράμματα, χωρίς να παρέχουν σημαντικά πλεονεκτήματα σε σχέση με πιο φθηνά υλικά.

- Πολυπροπυλένιο (Prolene, Surgipro II)

Το πολυπροπυλένιο είναι ένα συνθετικό, μη απορροφήσιμο, μονόκλωνο ράμμα, το οποίο παρασκευάζεται με καταλυτικό πολυμερισμό του μονομερούς πολυπροπυλενίου. Χρησιμοποιείται σε μεγάλο εύρος εφαρμογών, λόγω των εξαιρετικών ιδιοτήτων και χαρακτηριστικών που διαθέτει. Σε σχέση με όλα τα συνθετικά υλικά ραμμάτων, το πολυπροπυλένιο, έχει τη μεγαλύτερη εφελκυστική δύναμη<sup>[33]</sup> και τη μικρότερη σε σύγκριση με τα μη μεταλλικά υλικά..



*Εικόνα 5.9: Μη απορροφήσιμο, μονόκλωνο ράμμα Πολυπροπυλενίου με κύριο συστατικό το ισοβαθικό κρυσταλλικό στερεοϊσομερές του πολυπροπυλενίου.*

Δημιουργεί εξαιρετικά χαμηλή αντίδραση με τους ιστούς και είναι το λιγότερο θρομβογόνο υλικό ραφής, κατάλληλο για χρήση σε αγγειακή χειρουργική επέμβαση<sup>[44]</sup> και στο δέρμα, λόγω της χαμηλής αντιδραστικότητας και της μακροζωίας του<sup>[45]</sup>. Επίσης, η υψηλή πλαστικότητα που



διαθέτει το καθιστά ικανό για την αντιμετώπιση οιδήματος ή πρηξίματος του τραύματος, χωρίς να κόβει τον υποκείμενο ιστό. Σε περιπτώσεις όπου το σώμα δέχεται μεγάλες φορτίσεις, λόγω αυξημένης κινητικότητας χάνει τη μορφή του. Η μονόκλωνη δομή του ράμματος διατίθεται αδιαφανή ή βαμμένη, με λεία επιφάνεια και χαμηλό συντελεστή τριβής, παράγοντας που σε συνδυασμό με την υψηλή μνήμη μειώνει την ασφάλεια των κόμπων.

- Νάιλον (Ethilon, Dermalon, Monsof, Supramid, Monosol, Surgilon)

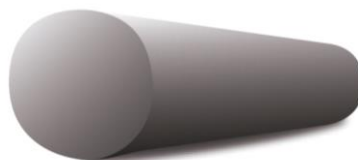
Το νάιλον είναι γενική ονομασία μίας κατηγορίας συνθετικών πολυμερών. Πιο συγκεκριμένα, πρόκειται για ένα υλικό ραφής κατασκευασμένο από ένα αδρανές θερμοπλαστικό πολυαμυδίου, εξαμεθυλενοδιαμίνης και αδιπικού οξέος, το οποίο πρωτοεμφανίστηκε το 1935<sup>[41]</sup>. Διατίθεται ως μονόκλωνο (Ethilon, Monosof) και ως πολυνηματικό ράμμα (Nurolon, Surgilon, Bralon, Supramid), με τη μονόκλωνη δομή να είναι λιγότερο ευαίσθητη σε πιθανή μόλυνση.

Ταξινομείται ως μη απορροφήσιμα ράμμα από το USP, ωστόσο στη μονονηματική μορφή διατηρεί το 72% της αρχικής του αντοχής σε εφελκυσμό και χάνει έως και 30% της εφελκυστικής του δύναμης με το πέρας δύο χρονών από την εμφύτευσή του με υδρόλυση<sup>[12],[41]</sup>. Ως πολυνηματικό χάνει το 100% της αντοχής του σε διάστημα 6 μηνών από την εφαρμογή του. Έχει αποδειχθεί ότι το νάιλον είναι κατάλληλο για δερματική χρήση, καθώς διατηρεί αυξημένη την ελαστικότητά του μετά την εμφύτευση<sup>[44]</sup>. Όσον αφορά τη μονόκλωνη δομή του, εμφανίζει ευκαμψία και ομαλή συμπεριφορά κατά το χειρισμό.

Ωστόσο, φανερώνει κακά χαρακτηριστικά χειρισμού και προβλήματα στη δημιουργία σταθερών και ασφαλών κόμπων, εξαιτίας της αυξημένης μνήμης που διαθέτει<sup>[30]</sup>. Προς βελτίωση των χαρακτηριστικών γίνεται εμποτισμός του ράμματος με αλκοόλ. Οι δομές πολλαπλών ινών έχουν καλύτερα χαρακτηριστικά χειρισμού, αυξημένη ευκαμψία και ασφάλεια κόμπων, επιβαρύνοντας τη τριχοειδή του υλικού και αυξάνοντας την αντιδραστικότητα, λόγω της έντονης βακτηριακής ανάπτυξης στο εσωτερικό του ράμματος. Το Supramid σε σύγκριση με τα προϊόντα νάιλον, τείνει να έχει την υψηλότερη αντοχή εφελκυσμού, αλλά τη χαμηλότερη ασφάλεια κόμπων<sup>[29]</sup>.

- Ανοξειδωτος χάλυβας

Ο ανοξειδωτος χάλυβας είναι ένα μεταλλικό υλικό ράμματος από κράμα χρωμίου και μολυβδαινίου, που χρησιμοποιείται σε πολλές χειρουργικές εφαρμογές. Η δομή του ράμματος μπορεί να είναι μονόκλωνη ή πλεγμένη. Προσφέρει μεγαλύτερη αντοχή εφελκυσμού από το όλα τα υλικά ραφής και είναι βιολογικά αδρανές<sup>[42]</sup>, καθώς δεν προέρχεται από βιολογικό προϊόν και αποστειρώνεται κατά τη τελική του επεξεργασία.



Εικόνα 5.10: Μη απορροφήσιμο χειρουργικό ράμμα χάλυβα που διατίθεται ως μονόκλωνο ή πολυνηματικό.

Διατηρεί την αντοχή του και μετά το πέρας πολλών μηνών, γεγονός που το καθιστά κατάλληλο για τη συγκράτηση ιστών με αργή επούλωση. Χρησιμοποιείται συχνά στην ορθοπεδική χειρουργική και είναι χρήσιμο για εφαρμογή σε μολυσμένες πληγές<sup>[44]</sup>. Ένα μειονέκτημα του



συγκεκριμένου υλικού ραφής είναι η τάση του να κόβει τον υποκείμενο ιστό, καθώς δεν διαθέτει την ιδιότητα να επανέρχεται στο αρχικό του μήκος. Τέλος, εμφανίζει μειωμένη αντοχή σε φορτίσεις όπως η κάμψη ή η κόπωση και δεν διαθέτει καλά χαρακτηριστικά χειρισμού.

## 6. Αντιβακτηριακές ιδιότητες χειρουργικών ραμμάτων

Όπως με κάθε είδους πληγή, ένας σημαντικός παράγοντας για την επούλωση του τραύματος είναι η ελαχιστοποίηση πιθανότητας εμφάνισης λοίμωξης στη χειρουργημένη περιοχή. Η μόλυνση τραυμάτων αφορά τη προσβολή των ιστών από ένα ή περισσότερα είδη μικροοργανισμών, με αποτέλεσμα την εμφάνιση φλεγμονής και βλάβης του υποκειμένου ιστού και την επιβάρυνση της θεραπείας και της επούλωσής του.

Η επιφάνεια του δέρματος αποτελεί τη κατοικία ομάδων μικροοργανισμών, που σχηματίζουν τη «φυσιολογική χλωρίδα», παρέχοντας άμυνα έναντι σε επιβλαβή μικροοργανισμούς. Παρόλα αυτά, μπορεί να υπάρχουν παθογόνοι μικροοργανισμοί στο δέρμα, οι οποίοι συναντώντας μία ασυνέχεια, όπως τη ραφή των χειρουργικών ραμμάτων, μπορεί να εισέλθουν στους ιστούς και να προκαλέσουν λοίμωξη. Κατά τη μόλυνση ο πολλαπλασιασμός των μικροβίων, που είναι συνήθως βακτήρια, μπορεί να προκαλέσει από ήπιες μέχρι και σοβαρές λοιμώξεις, εμφανίζοντας συμπτώματα, όπως ναυτία ή πυρετό.

### 6.1 Περιγραφή χαρακτηριστικών και δομής ιών και βακτηρίων

Βακτήρια, μύκητες και ιοί μπορούν να προκαλέσουν λοιμώξεις στη περιοχή του τραύματος και στο δέρμα. Αν και οι πιο πρωτόγονοι οργανισμοί στο πλανήτη, οι ιοί και τα βακτήρια διαφέρουν μεταξύ τους και μπορούν να προκαλέσουν από ένα απλό κρυολόγημα, μέχρι και μία σοβαρή μόνιμη βλάβη στον οργανισμό που θα μολύνουν. Παρόλα αυτά η ύπαρξή τους έχει βοηθήσει πολύ στη μελέτη και στη κατανόηση της λειτουργίας πολύπλοκων οργανισμών, καθώς και στη διερεύνηση θεμελιωδών μηχανισμών της ζωής. Επίσης, η μελέτη τους συνεισφέρει στην εξέλιξη μεθόδων, με στόχο τη καταπολέμηση και τη θεραπεία των ασθενειών που προκαλούν και στην ανάπτυξη νέων τεχνολογιών για το χειρισμό και τη μεταφορά του γενετικού υλικού. Τέλος, συμβάλλουν στην ανάπτυξη και στην εφαρμογή της βασικής έρευνας σε μοριακό επίπεδο.

- Ιός

Οι ιοί ανακαλύφθηκαν το 1883 από τον Mayer και χαρακτηρίστηκαν ως πολύ μικρά μολυσματικά βακτήρια. Μερικά χρόνια αργότερα, διαπιστώθηκε από το Ρώσο φυσιοδίφη Ivanowski, ότι αυτοί οι παθογόνοι παράγοντες διαπερνούν λεπτούς ηθμούς, που συγκρατούν τα βακτήρια και πολλαπλασιάζονται προσβάλλοντας μόνο ζωντανά κύτταρα και όχι θρεπτικά υλικά, όπως τα βακτήρια.

Το 1935, ο Stanley συνεχίζοντας τις μελέτες διαπίστωσε ότι αποτελούν ένα αναπαραγόμενο σωματίδιο, με πολύ απλούστερη δομή από τα βακτήρια, το οποίο αποτελείται από RNA και πρωτεΐνες<sup>[46]</sup>. Ο μηχανισμός της μόλυνσης ξεκινάει όταν ο ιός βρεθεί σε επαφή με το κύτταρο-ξενιστή, όπου «ξύπνα» και εισάγει το γενετικό του υλικό στο ξενιστή. Το μολυσμένο κύτταρο αναπαραγάγει το γενετικό υλικό και τις πρωτεΐνες του ιού, καταλήγοντας στο σπάσιμο του μολυσμένου κυττάρου και στην εξάπλωση της μόλυνσης και σε άλλα κύτταρα.

Οι ιοί που προσβάλλουν τα ζώα και τον άνθρωπο είναι ο ιός της γρίπης, ο ιός του AIDS, ο ιός της ηπατίτιδας και ιοί που μπορούν να προκαλέσουν καρκίνο. Η ικανότητα των ιών να παραδίδουν γεννητικό υλικό σε κύτταρα-ξενιστές, πέρα από τις επιπλοκές που μπορεί να προκαλέσει στην υγεία, έχει γίνει ένα πολύτιμο εργαλείο για τη κατανόηση του ανθρώπινου γονιδιώματος και

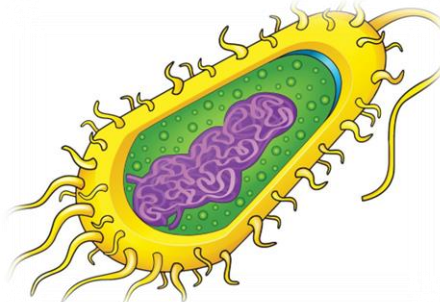


έχει συμβάλει στην ανάπτυξη εφαρμογών γονιδιακής θεραπείας, μεταφέροντας υγιή γονίδια και ανταλλάσσοντάς τα με ελαττωματικά<sup>[47]</sup>.

- **Βακτήριο**

Τα βακτήρια είναι μονοκύτταροι μικροοργανισμοί με προκαρυωτική κυτταρική δομή. Η ονομασία τους προέρχεται από την αρχαία ελληνική λέξη «βακτηρία», που σημαίνει ραβδί. Ονομάστηκαν έτσι διότι πιστευόταν ότι είχαν σχήμα ραβδίου, ενώ αργότερα ανακαλύφθηκε ότι το σχήμα τους είναι και σφαιρικό ή σπειροειδές. Είναι οργανισμοί που αποτελούνται από ένα μόνο κύτταρο μεγέθους 0,5 έως 5 μm.

Πρόκειται για τους μικρότερους μονοκύτταρους μικροοργανισμούς, μετά τους ιούς, φανερώνοντας πολύ απλή κυτταρική δομή. Η δομή τους αποτελείται από το κυτταρόπλασμα, το οποίο περιέχει το πυρήνα και τα ριβοσώματα, τη κυτταρική μεμβράνη, η οποία αποτελείται από ημικυτταρίνες ή πηκτινοειδείς ουσίες και περιβάλλεται από το κυτταρικό τοίχωμα, που τα καθιστά ανθεκτικά στις εξωτερικές μεταβολές και τα προστατεύει από εξωτερικούς βλαπτικούς παράγοντες.



Εικόνα 6.1: Απεικόνιση ανατομίας κυττάρου βακτηρίων.

Το κυτταρικό τοίχωμα συντίθεται από πολύπλοκους πολυσακχαρίτες και πρωτεΐνες. Επίσης, τα βακτήρια φέρουν βλεφαρίδες για τη διευκόλυνση της κίνησής τους και τέλος, ινίδια για να μπορούν να προσκολλώνται σε άλλα κύτταρα<sup>[48]</sup>. Όπως όλα τα έμβια όντα, έτσι και τα βακτήρια έχουν δύο ονόματα. Το πρώτο όνομα προσδιορίζει το γένος, για παράδειγμα *staphylococcus* και το δεύτερο όνομα το είδος, για παράδειγμα *aureus*. Επίσης, μπορούν να χωριστούν ανάλογα με το περιβάλλον στο οποίο κατοικούν, όπως τα αναπτυσσόμενα στον αέρα βακτήρια (αερόβια), τα αναπτυσσόμενα σε περιβάλλον μειωμένου οξυγόνου (μικροαερόφιλα) και σε εκείνα που αναπτύσσονται με την ύπαρξη ελάχιστου ή καθόλου οξυγόνου (αναερόβια)<sup>[49]</sup>.

Ανάλογα με το σχήμα τους διακρίνονται σε τρεις κύριους τύπους βακτηρίων. Στη πρώτη κατηγορία ανήκουν τα βακτήρια με σφαιρικό ή ωοειδές σχήμα, τα οποία εμφανίζονται ως μονήρη κύτταρα (μικρόκοκκοι) ή σε ζεύγη (διπλόκοκκοι), σε σωρούς (σταφυλόκοκκοι), σε αλυσίδες (στρεπτόκοκκοι) ή σε κυβικές ομάδες (σάρκινες). Στη δεύτερη κατηγορία ανήκουν τα ραβδοειδή βακτήρια (βάκιλοι), με εκείνα που παρουσιάζουν πιο ωοειδές σχήμα να ονομάζονται κοκκοβάκιλοι και εκείνα που σχηματίζουν αλυσίδα, στρεπτοβάκιλοι.

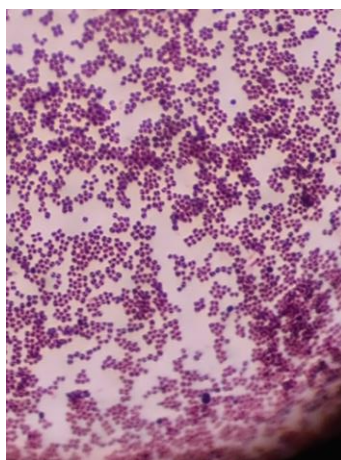
Τέλος, τα σπειροειδή βακτήρια μπορεί να είναι άκαμπτα (σπειρύλλια), εύκαμπτα (σπειροχαίτες) ή καμπύλα (δονάκια). Τα βακτήρια είναι διαδεδομένα, καθώς υπάρχουν παντού με εκατομμύρια διαφορετικούς τύπους και θεωρούνται απειλή για τη προξένηση λοιμώξεων στο ανθρώπινο σώμα. Ωστόσο, ορισμένα είναι χρήσιμα για τη καλή υγεία, καθώς από τα γνωστά





βακτήρια θεωρείται πως το ένα στα χίλια προκαλεί λοίμωξη, ενώ τα υπόλοιπα συμβάλλουν στην υγιή εντερική χλωρίδα<sup>[50]</sup>.

Η ταξινόμηση των βακτηρίων περιλαμβάνει διάφορα χαρακτηριστικά, όπως το μέγεθος, το σχήμα, το είδος της τροφής, τη δυνατότητα σχηματισμού αποικίας και άλλα. Η αναγνώρισή τους μπορεί να πραγματοποιηθεί με διάφορες μεθόδους, για παράδειγμα με καλλιέργεια, με ανοσοφθορισμό και με τη τεχνική της σταγόνας. Ο πλέον κλασικός τρόπος αναγνώρισης και χαρακτηρισμού των βακτηρίων βασίζεται στη δομή του κυτταρικού τοιχώματος και γίνεται με τη χρήση της τεχνικής χρώσης κατά Gram, χαρακτηρίζοντας ως Gram-θετικά τα βακτήρια που προσλαμβάνουν τη χρωστική και γίνονται ινώδη και ως Gram-αρνητικά εκείνα που μπορούν να αποχρωματιστούν από αλκοόλη και να χρωματιστούν κόκκινα από μία δεύτερη χρωστική<sup>[50]</sup>.



Εικόνα 6.2: Γραμμική χρώση του *Staphylococcus aureus* που δείχνει τυπικούς, θετικούς, γραμματικούς κόκκους.

Στα βακτήρια συμπεριλαμβάνονται και κάποιες ειδικές ομάδες μικροβίων με ιδιαιτερότητες στη δομή, τη λειτουργία του κυττάρου τους και στη σημασία τους προς τον άνθρωπο. Αυτές οι κατηγορίες είναι τα χλαμύδια (0,2-0,7μm), όπου χρειάζεται να περάσουν μέσα στα κύτταρα για να πολλαπλασιαστούν καταστρέφοντάς τα, τα μυκοπλάσματα (0,15-0,3 μm), τα οποία ανήκουν στα βακτήρια αλλά δεν διαθέτουν κυτταρικό τοίχωμα, γεγονός που τα καθιστά ευαίσθητα σε εξωτερικές περιβαλλοντικές επιδράσεις και τέλος, τις ρικέτσιες (0,2-0,7 μm) με παρόμοια συμπεριφορά με αυτή των χλαμυδίων<sup>[48]</sup>.

## 6.2 Βακτηριακές λοιμώξεις χειρουργικού τραύματος

Ως λοίμωξη τραύματος ορίζεται η προσβολή του ιστού από ένα ή περισσότερα είδη μικροοργανισμών. Οι βακτηριακές μολύνσεις προκαλούνται συνήθως από τα είδη του *Staphylococcus* και *Streptococcus*, που ανήκουν στη φυσιολογική βακτηριακή χλωρίδα. Επίσης, μπορεί να προκληθούν από βακτήρια που δημιουργούν αποικίες και από βακτήρια που εμφανίζουν υψηλή ανθεκτικότητα στα αντιβιοτικά, όπως τα MRSA (*Staphylococcus aureus*-ανθεκτικό στη μεθικιλίνη)<sup>[49]</sup>.

Πιο συγκεκριμένα, ως λοίμωξη χειρουργικού πεδίου ή λοίμωξη χειρουργικού τραύματος (surgical site infection, SSI) αναφέρεται η λοίμωξη που εμφανίζεται σε διάστημα 30 ημερών μετά την εγχείρηση και αποτελεί τη συχνότερη χειρουργική επιπλοκή. Εκτιμάται ότι οι ασθενείς που υποβάλλονται σε εξωκοιλιακές εγχειρίσεις εμφανίζουν λοίμωξη χειρουργικού τραύματος σε ποσοστό 2-5% και σε ποσοστό 20% εκείνοι που υποβάλλονται σε ενδοκοιλιακές εγχειρίσεις<sup>[51]</sup>. Η εμφάνιση λοίμωξης αφορά τη χειρουργική τομή κατά τα δύο τρίτα, καθώς η χειρουργημένη περιοχή





είναι επιρρεπής σε μόλυνση από τη γαστρεντερική χλωρίδα και από ενδονοσοκομειακούς μικροοργανισμούς (MRSA)<sup>[49]</sup>.

Επίσης, σχετίζεται με χαρακτηριστικά του ασθενή που αυξάνουν το κίνδυνο μόλυνσης, όπως είναι η ηλικία, το κάπνισμα και ο σακχαρώδης διαβήτης<sup>[52]</sup>. Οι λοιμώξεις του χειρουργικού πεδίου ταξινομούνται σε τρεις γενικές κατηγορίες συμπεριλαμβανομένης της επιφανειακής τομής, της βαθιάς τομής και της λοίμωξης οργάνου. Για την αποφυγή της λοίμωξης του τραύματος είναι σημαντικό να ακολουθούνται βασικές οδηγίες φροντίδας τραύματος, όπως είναι η προετοιμασία του δέρματος για το χειρουργείο, και η πρόληψή τους γίνεται συνήθως με χρήση αντιβιοτικών<sup>[53]</sup>.



Εικόνα 6.3: Προσομοίωση λοίμωξης χειρουργικής περιοχής (SSI) επιπέδου 3.

Σημαντικό ρόλο για την απαλλαγή από μικροοργανισμούς έχει η διαδικασία της αποστείρωσης, που πρέπει να υποστούν τα χειρουργικά υλικά. Με την αποστείρωση των ραμμάτων επιτυγχάνεται η θανάτωση των βακτηρίων, είτε με ξηρή θερμότητα, είτε με υγρή θερμότητα, ακτινοβολία ή χρήση χημικών παραγόντων. Κατά την αποστείρωση τα υλικά ραμμάτων πρέπει να είναι σταθερά και να διατηρούν την λειτουργική απαίτησή τους και μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας.

Περιπλοκότητα φανερώνει η αποστείρωση επικαλυμμένων ραμμάτων, καθώς σε αυτή την περίπτωση πέρα από τη λειτουργικότητα του υλικού, πρέπει να διατηρηθεί και η επικάλυψη του. Η θανάτωση των παθογόνων μικροοργανισμών μέσω αποστείρωσης επέρχεται για ξηρή θερμότητα σε θερμοκρασία από 160 °C έως 190°C, ενώ για υγρή θερμότητα με έκθεση στους 120 °C για 15 λεπτά και πίεση 0,1bar, σε αυτόκλειστο με ατμό υπό πίεση. Για τη χημική αποστείρωση χρησιμοποιείται διοξείδιο του χλωρίου και διοξείδιο του αιθυλενίου.

Η ραφή των χειρουργικών ραμμάτων αποτελεί μια ασυνέχεια του δέρματος, η οποία επιτρέπει την εισχώρηση μικροοργανισμών που μπορεί να προκαλέσουν τη μόλυνση. Κατά την εισχώρηση του ράμματος στη τομή τα επιδερμικά βακτήρια μεταναστεύουν στο ξένο σώμα, καθώς η αδρανής επιφάνεια του ξένου εμφυτεύματος επικαλύπτεται με πρωτεΐνες ιστού, που λειτουργούν ως συγκολλητικά για τη βακτηριακή προσκόλληση, σηματοδοτώντας την έναρξη του SSI<sup>[54]</sup>. Μετά τη προσκόλλησή τους στο ράμμα, τα βακτήρια δημιουργούν αποικίες οι οποίες στη πορεία, μπορούν να εξελιχθούν σε πολυμικροβιακό βιοφίλμ, αυξάνοντας τη πιθανότητα SSI.

Επιπροσθέτως, η φυσική διαμόρφωση του υλικού των ραμμάτων μπορεί να ενισχύσει τη πιθανότητα εμφάνισης και προώθησης της μόλυνσης. Η βασική κατηγορία ραμμάτων η οποία είναι πιο επιρρεπής στη φιλοξενία μικροοργανισμών είναι αυτή των πολυνηματικών μπλεγμένων ραμμάτων. Τα διάκενα του υλικού επιτρέπουν την εισχώρηση των βακτηρίων και τη διατήρηση και διάχυση της μόλυνσης. Επίσης, ο κόμπος είναι ένα σημείο στο σώμα της ραφής, όπου μπορούν να φιλοξενηθούν παθογόνοι μικροοργανισμοί. Γενικά, όλα τα υλικά ραφής ενισχύουν τη λοίμωξη με διαφορετικό βαθμό το καθένα.



### 6.3 Χρήση αντιβιοτικών και μικροβιακή ανοχή

Η χορήγηση αντιβιοτικών στοχεύει στη πρόληψη πιθανών λοιμώξεων. Με τον όρο «αντιβιοτικό» χαρακτηρίζεται η φυσική ένωση που δημιουργείται από ένα μύκητα ή και από άλλους μικροοργανισμούς και επιφέρει τη θανάτωση των βακτηρίων, που προκαλούν λοιμώδεις νόσους. Μερικά αντιβιοτικά κατασκευάζονται και από συνθετικά συστατικά. Η πενικιλίνη ήταν το πρώτο αντιβιοτικό που ανακαλύφθηκε από τον Alexander Fleming, το 1927. Η πρώτη χρήση αντιβιοτικών έγινε τη δεκαετία του 1940, μειώνοντας δραστικά τις ασθένειες και τους θανάτους που οφείλονταν σε λοιμώδεις νόσους

Ωστόσο, η παρουσία μολύνσεων βιοφίλμ εξακολουθεί να είναι ιδιαίτερα ενοχλητική για τις κλινικές εφαρμογές, καθώς η χρήση αντιβιοτικών συνεισφέρει στη μικροβιακή ανοχή, δηλαδή στην ικανότητα των βακτηρίων να αντιστέκονται στη δράση τους. Επίσης, τα μικρόβια που βρίσκονται μέσα σε ένα βιοφίλμ, εκτός από την αυξημένη αντοχή στα αντιβιοτικά, φανερώνουν ανοχή στην υπερϊώδη βλάβη, στην αποξήρανση και στις βαθμίδες pH<sup>[55]</sup>. Λίγα αντιβιοτικά είναι γνωστά για την ικανότητα αποτροπής ανάπτυξης βιοφίλμ.

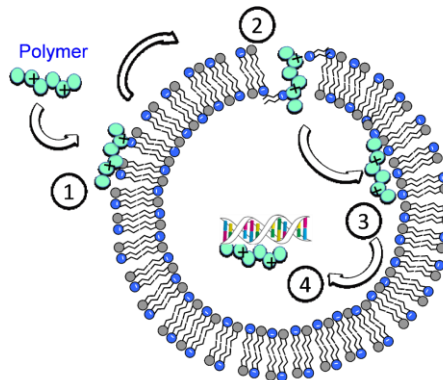
Η αξιολόγηση της ευαισθησίας των βακτηριακών αντιβιοτικών πραγματοποιείται σε κλινικά εργαστήρια μικροβιολογίας, επωάζοντας συγκεντρώσεις φαρμάκου με μειωμένο αριθμό ταχέως αναπτυσσόμενων βακτηρίων, ενώ δεν υπάρχουν καθιερωμένες μέθοδοι για τη μελέτη της ικανότητας των αντιβιοτικών στην αποτροπή σχηματισμού βιοφίλμ. Η συγκέντρωση αντιβιοτικών που προκαλούν τη βακτηριακή θανάτωση ορίζεται ως η μικρότερη συγκέντρωση βακτηριοκτόνων (MBC). Τα αντιβιοτικά χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες, στα μικροβιοκτόνα και στα μικροβιοστατικά. Διακρίνονται σε εκείνα που επενεργούν στη σύνθεση του κυτταρικού τοιχώματος και τελικά το καταστρέφουν, όπως η πενικιλίνη και η βακιτρακίνη και σε εκείνα που επηρεάζουν τη σύνθεση των πρωτεϊνών του μικροβίου, όπως η ερυθροσίνη και η λυγκομυκίνη.

Τέλος, διακρίνονται σε εκείνα που επιδρούν στις κυτταρικές μεμβράνες, όπως η νυστατίνη και η πολυμυξίνη Β<sup>[56]</sup>. Για να θεωρηθεί κατάλληλη η χρήση ενός αντιβιοτικού πρέπει να φανερώνει ελάχιστο κίνδυνο ανεπιθύμητων ενεργειών, να έχει αποτελεσματικότητα έναντι παθογόνων μικροοργανισμών, που είναι πιθανό να εμφανιστούν στη χειρουργική περιοχή και να σχετίζεται με τα χαρακτηριστικά χλωρίδας του εκάστοτε οργανισμού. Ο κατάλληλος χρόνος χορήγησης είναι 30-60 λεπτά πριν τη δημιουργία της τομής, που συμπίπτει με το χρόνο εισαγωγής του ασθενούς σε αναισθησία.

### 6.4 Εφαρμογή αντιμικροβιακών πολυμερών στα χειρουργικά ράμματα

Τα πολυμερή υλικά χρησιμοποιούνται ευρέως σε διάφορους τομείς λόγω της μη τοξικότητας, της αυξημένης αντοχής και της ευκολίας χύτευσης που εμφανίζουν. Τα τελευταία χρόνια, έχουν επηρεάσει σημαντικά τη καθημερινή μας ζωή, βρίσκοντας εφαρμογή στη κατασκευή βιοϊατρικών συσκευών, στην συσκευασία τροφίμων, στο καθαρισμό του νερού κ.λπ.<sup>[57]</sup>. Βασικό τομέα έρευνας έχει αποτελέσει η χρήση πολυμερών βιοϋλικών με τη μορφή χειρουργικών ραφών και εμφυτευμάτων, που διαθέτουν αντιβακτηριακή δράση.

Τη τελευταία δεκαετία, έχουν κατασκευαστεί πολλών ειδών αντιμικροβιακά πολυμερή, που περιέχουν αντιμικροβιακές ενώσεις ή αντιμικροβιακά νανοσωματίδια<sup>[58]</sup>, χαρακτηρίζοντας τα πολυμερή ως υλικά με υψηλό δυναμικό για χρήση σε ιατρικές εφαρμογές<sup>[59]</sup>. Η σύζευξή τους με βιοδραστικούς παράγοντες τα καθιστά ικανά συστήματα παράδοσης φαρμάκων, ενώ μπορούν να κατασκευαστούν προσφέροντας διαφορετικές ιδιότητες σε ευρύ φάσμα λειτουργιών<sup>[60]</sup>.



**Εικόνα 6.4:** Συνθετικό πολυμερές ανθεκτικό στα αντιβιοτικά *superbugs* που αναπτύχθηκε από επιστήμονες του Ινστιτούτου Βιομηχανικής και Νανοτεχνολογίας (IBN) του Οργανισμού Επιστήμης, Τεχνολογίας και Έρευνας (A \* STAR) και της IBM Research με μηχανισμό θανάτωσης τεσσάρων βημάτων: (1) το θετικά φορτισμένο πολυμερές συνδέεται με την επιφάνεια των κυττάρων βακτηρίων, (2) εξουδετερώνοντας τα θετικά φορτία του πολυμερούς για να εισέλθει στη μεμβράνη των βακτηριακών κυττάρων, (3) διεισδύοντας στο βακτηριακό κυτταρόπλασμα, ένα υγρό που γεμίζει το κύτταρο και (4) καταθύση των κυτταροπλασματικών ουσιών για να σκοτώσει το βακτήριο.

Ο σχεδιασμός και η παραγωγή πολυμερών υλικών με αντιβακτηριακές ιδιότητες μπορεί να πραγματοποιηθεί με τεχνικές μεθόδους είτε κατά τη διάρκεια κατασκευής των νημάτων, είτε μετά από αυτή. Με τη διαδικασία της ηλεκτροσύνδεσης μπορεί να επιτευχθεί η ενσωμάτωση βιοδραστικών ή φαρμακευτικών παραγόντων σε διάλυμα πολυμερούς, κατά τη διάρκεια κατασκευής των ραμμάτων.

Η τεχνική αυτή γίνεται με ανάμιξη πολυμερών και βιοϋλικών. Στη συνέχεια, πραγματοποιείται η ηλεκτροσύνδεσή τους σε ίνες, στις οποίες μπορούν να ενσωματωθούν στερεά ή υγρά φάρμακα<sup>[61]</sup>. Παράδειγμα αποτελεί το συνθετικό βιοαποικοδομήσιμο πολυμερές γαλακτικού οξέος (PLA) με νανοσωματίδια αργύρου, το οποίο εμφανίζει εξαιρετική αντιβακτηριακή δράση έναντι των *S. Aureus* και *E. Coli*<sup>[62]</sup>. Επίσης, μία σχετικά εύκολη τεχνική που χρησιμοποιείται στα ράμματα, με στόχο τη πρόσδοση διαφόρων επιθυμητών ιδιοτήτων, είναι η επικάλυψή τους με βιοδραστικά μόρια ή θεραπευτικούς παράγοντες.

Με τη μέθοδο της επίστρωσης των ραφών με εμβάπτιση, τα ράμματα βυθίζονται στα βιοϋλικά ή στο φάρμακο για κάποιο συγκεκριμένο χρονικό διάστημα και στη συνέχεια ξηραίνονται. Ένα αμφίφιλο πολυμερές που φανερώνει εξαιρετική αντιβακτηριακή δράση είναι το PAMBVM (πολυ [(μεθακρυλικό αμινοαιθύλιο) -co- (μεθακρυλικό βουτύλιο)], το οποίο εμφανίζει περισσότερη δραστηριότητα έναντι των θετικών κατά Gram και αρνητικών κατά Gram βακτηρίων, σε σύγκριση με τα ράμματα με επικάλυψη τρικλοζάνης. Ωστόσο, σύμφωνα με μία πρόσφατη ανάλυση τα επικαλυμμένα ράμματα τρικλοζάνης εμφάνισαν μειωμένο κίνδυνο μόλυνση χειρουργικής θέσης<sup>[63]</sup>.

Μία ακόμη αποτελεσματική μέθοδος για την εισαγωγή επιθυμητών ιδιοτήτων σε ράμματα πολυμερούς είναι η μεταμόσχευση ακτινοβολίας, κατά την οποία δεν διακυβεύεται η ποιότητα του υλικού. Με τον εμβολιασμό προ-ακτινοβολίας το ράμμα πολυμερούς υλικού ακτινοβολείται εν κενό ή παρουσία αδρανούς αερίου, δημιουργώντας ελεύθερες ρίζες και στη συνέχεια βυθίζεται σε διάλυμα φαρμάκου. Έχουν παραχθεί τροποποιημένα ράμματα πολυπροπυλενίου (PP) με πολυμερισμό μοσχεύματος, χρησιμοποιώντας ακτίνες γάμμα για την αρχική ακτινοβολία των νημάτων και εμβολιασμό ακρυλονιτριλίου, τα οποία εμφανίζουν εξαιρετική αντιβακτηριακή δράση έναντι του *E. Coli*<sup>[64]</sup>.

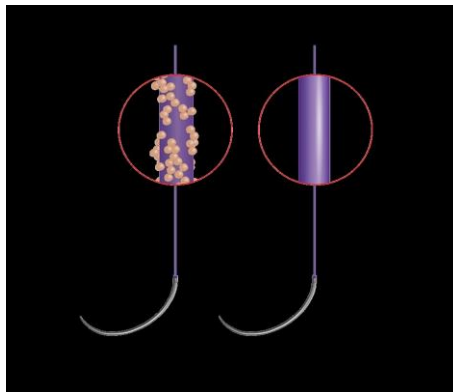


Τα τροποποιημένα ράμματα πολυπροπυλενίου δεν προκαλούν φλεγμονή, σε αντίθεση με τα μη τροποποιημένα, τα οποία προκαλούν λοίμωξη στη χειρουργική θέση<sup>[65]</sup>. Είναι φανερό ότι ο ρόλος των πολυμερών είναι υψίστης σημασίας στη κατασκευή βιοσυμβατών συσκευών με αντιμικροβιακή δράση. Η αυξημένη χρήση αντιβιοτικών που επέφερε την αντοχή απέναντι στα φάρμακα, οδηγεί στη χρήση νανοσωματιδίων ως μια εναλλακτική λύση για την αντικατάσταση χορήγησης αντιβιοτικών.

## 6.5 Χειρουργικά ράμματα με αντιβακτηριακή δράση

Από το 1960, η επίδραση των ραμμάτων στην εμφάνιση λοίμωξης της χειρουργικής θέσης αποτελεί αντικείμενο έρευνας. Αρκετές αναφορές δείχνουν βακτηριακή προσκόλληση στα ράμματα<sup>[66]</sup>, που οδηγεί στο σχηματισμό βιοφίλμ στην επιφάνειά τους<sup>[67]</sup>. Τα τελευταία χρόνια, με σκοπό τη πρόληψη μιας πιθανής επιπλοκής από μόλυνση υπήρξαν τεράστιες εξελίξεις στη τεχνολογία κατασκευής προϊόντων με αυξημένες αντιβακτηριακές ιδιότητες, με τα ράμματα να δρουν ως φορείς άμεσης απελευθέρωσης αντιβακτηριακών φαρμάκων στη θέση της πληγής.

Από τις αρχές της δεκαετίας του 2000, η Ethicon με την ανάπτυξη της πρώτης σειράς των Plus Antibacterial Sutures παρέχει μια αντιβακτηριακή επιλογή για τη ραφή τραυμάτων, που αφορά όλα τα στρώματα ιστού. Τα Plus Antibacterial Sutures φανερώνουν όμοια χαρακτηριστικά χειρισμού με τα μη αντιβακτηριακά ράμματα ίδιου υλικού<sup>[70]</sup>. Τα αντιβακτηριακά ράμματα είναι επικαλυμμένα με ποσότητα τρικλοζάνης ιατρικού βαθμού, καθώς έχει αποδειχθεί ότι αναστέλλει το βακτηριακό αποικισμό για 7 ή περισσότερες ημέρες. Η τρικλοζάνη είναι ένα αντιβακτηριακό βιοκτόνο που χρησιμοποιείται ευρέως σε πολλά καταναλωτικά προϊόντα<sup>[68]</sup>.



*Εικόνα 6.5: Σύγκριση παραδοσιακού ράμματος με αντιβακτηριακό ράμμα, ως προς την προσκόλληση μικροοργανισμών, που αναλύθηκε σε έκθεση συλλογικής ανάλυσης με τίτλο "Global Antimicrobial Suture Market 2020" από Manufacturers, Type and Application, Forecast to 2025.*

Στα ράμματα χρησιμοποιείται η πιο καθαρή μορφή, με πολυάριθμες μελέτες να επιβεβαιώνουν τη δραστηριότητα των ραμμάτων που έχουν υποστεί επεξεργασία με τρικλοζάνη<sup>[69]</sup>, ενώ έχει αποδειχθεί ότι μπορεί να επιφέρει μείωση κατά 28% του κινδύνου εμφάνισης SSI.

Στη συνέχεια, ενσωματώθηκαν και άλλοι παράγοντες στα ράμματα για να διερευνηθεί η αποτελεσματικότητά τους ως προς την αντιβακτηριακή τους δράση, όπως η χλωρεξαδίνη και οκτενιδίνη. Επί του παρόντος, διατίθενται στην αγορά φυσικοί, οργανικοί και ανόργανοι αντιμικροβιακοί παράγοντες<sup>[71]</sup>. Ωστόσο, ορισμένοι από αυτούς φανερώνουν τοξικότητα και χαμηλή αποτελεσματικότητα, γεγονός που τους καθιστά ακατάλληλους σε ιατρικές, και όχι μόνο, εφαρμογές.



Τα ανόργανα αντιβακτηριακά είναι μη τοξικά και μειώνουν δραστικά πολλές βακτηριακές λοιμώξεις<sup>[72]</sup>, με τα ιόντα αργύρου να είναι γνωστά για την ισχυρή ανασταλτική και βακτηριοκτόνο δράση τους<sup>[73]</sup>. Οι εφαρμογές που γίνονται στα χειρουργικά ράμματα και γενικά στα βιοϋλικά χωρίζονται σε δύο μεγάλες αντιβακτηριακές στρατηγικές. Το πρώτο είδος επεξεργασίας γίνεται με παθητική επικάλυψη κατιονικών βιοπολυμερών. Η επίστρωση αυτή εμποδίζει την βακτηριακή προσκόλληση και σύνδεση στο ράμμα.

Στην άλλη περίπτωση, γίνεται ενεργή εφαρμογή με την απελευθέρωση δραστικών ενώσεων στον ιστό, που επιφέρουν θανάτωση των αερόβιων βακτηρίων. Οι παθητικές εφαρμογές φανερώνουν καλύτερη βιοσυμβατότητα, ενώ οι ενεργές είναι συχνά πιο αποτελεσματικές. Ωστόσο, πέρα από την μέθοδο εμποτισμού των ραμμάτων με αντιβακτηριακούς παράγοντες, έχουν προταθεί και άλλες χημικές μέθοδοι για σύνδεση επιλεγμένων αντιβακτηριακών παραγόντων με υλικά ραφής.

Στη συνέχεια, μέσω βιβλιογραφικής ανασκόπησης, αναφέρονται μέθοδοι και συνθέσεις προγενέστερων τεχνικών κατασκευής αντιβακτηριακών ραμμάτων. Οι αναφορές δεν είναι αποκλειστικές, καθώς υπάρχουν και άλλες γνωστές που σχετίζονται με την παραγωγική διαδικασία των ραφών με αντιβακτηριακή δράση<sup>[74]</sup>.

- Η.Π.Α. No. 861,231 (7-23-07) Μικροβιοκτόνα ράμματα που περιέχουν αδιάλυτο αντισηπτικό άλας, όπως ιωδιούχο άργυρο.
- Η.Π.Α. No. 1,741,893 (12-31-29) Ένα μη τριχοειδές, αδιάβροχο και βακτηριοστατικό ράμμα επεξεργασμένο με άλας αλουμινίου, όπως οξικό αργίλιο.
- Η.Π.Α. 2.751.910 (6-26-56) Ράμμα εμποτισμένο με αντιβακτηριακό παράγοντα και συνδετικό κεριό ή χλωριούχο βινύλιο / χλωριούχο βινυλιδένιο.
- Η.Π.Α. No. 3,317,376 (5-2-67) Υφάσματα εμποτισμένα με υδατικά διαλύματα φαινολικού νατρίου, τετραβορικού νατρίου, γλυκερίνης και φαινόλης.
- Η.Π.Α. No. 3,388,704 (6-18-60) Μικροβιοκτόνα ράμματα που περιέχουν άλατα τεταρτοταγούς αμμωνίου.
- Η.Π.Α. No. 3,401,005 (9-10-68) Ένα ράμμα που υποβλήθηκε σε επεξεργασία με N-υδροξυμεθυλλακτάμη ακολουθούμενο από επεξεργασία με έναν μικροβιοκτόνο παράγοντα που περιείχε hologen.
- Η.Π.Α. No. 3,536,437 (10-27-70) Οι ίνες που υποβάλλονται σε επεξεργασία με αντιδραστικές βαφές που περιέχουν ιοντογόνες ομάδες οξυνίζονται και μετά αντιδρούν με κατιοντικούς βακτηριοκτόνους παράγοντες.
- Η.Π.Α. No. 3,632,416 (1-4-72) και 3,674,901 (7-4-72) Ράμματα επικαλυμμένα με υδρόφιλα ακρυλικά ή μεθακρυλικά πολυμερή που περιέχουν μια μικρή ποσότητα αντιβακτηριακού παράγοντα ή ράμματα επικαλυμμένα με πολυμερές επεξεργασμένα με αντιβακτηριακούς παράγοντες.
- Η.Π.Α. No. 3,642,003 (2-15-72) Ένα άζωτο, αμφοτερικό, οργανικό ράμμα συνδεδεμένο με κατιονικούς ή ανιονικούς μικροβιοκτόνους επιφανειοδραστικούς παράγοντες όπως άλατα τεταρτοταγούς αμμωνίου ή οργανικά σουλφονικά άλατα.





- Canadian Pat. No. 916,052 (12-5-72) Ουσιαστικά αδιάλυτα υψηλού μοριακού βάρους μικροβιοκτόνα άλατα σχηματίζονται εντός ενός ράμματος με αντίδραση ανιονικών και κατιονικών παραγόντων επί τόπου.
- Βρετανικό Pat. No. 1,248,513 (10-6-71) Ράμμα επικαλυμμένο με υδρόφιλο πολυμερές, π.χ. γλυκερόλη ή γλυκομονομεθακρυλικό ή ακρυλικό με αντιμικροβιακό παράγοντα που εφαρμόζεται σε ράμματα, πριν ή μετά από επικάλυψη πολυμερούς.

## 7. Μέθοδοι δοκιμής και ελέγχου χειρουργικών ραμμάτων

Όλα τα χειρουργικά ράμματα κατασκευάζονται και δοκιμάζονται σύμφωνα με προβλεπόμενους κανονισμούς, οι οποίοι ακολουθούν τις κατευθυντήριες γραμμές από την Ευρωπαϊκή Φαρμακοποιία (Ph. Eur.) και την Αμερικανική Φαρμακοποιία (USP). Τα χειρουργικά υλικά ραμμάτων ορίζονται αποκλειστικά με πρότυπα που περιγράφονται στις τυποποιημένες σειρές DIN-ISO ή EN (CE σήμανση για πώληση στην ευρωπαϊκή αγορά). Οι μέθοδοι δοκιμής και ελέγχου που πραγματοποιούνται στα ιατρικά χειρουργικά ράμματα στοχεύουν στο χαρακτηρισμό του ράμματος, της επιφάνειάς του και της συμπεριφοράς του κατά το χειρισμό.

Η εις βάθος κατανόηση των φυσικών και μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών ράμματος είναι ζωτικής σημασίας, ώστε να επιλέγεται το κατάλληλο υλικό για έναν συγκεκριμένο σκοπό. Υπάρχουν πολλοί παράγοντες που προσδιορίζουν την απόδοση ενός ράμματος, ενώ είναι απαραίτητη η ύπαρξη μεγάλης ποικιλίας αναλύσεων που αποδεικνύουν την ασφάλεια και την αποτελεσματικότητά του. Ορισμένες αναλύσεις εφαρμόζονται σε κάθε βιοϊατρική συσκευή και άλλες έχουν σχεδιαστεί συγκεκριμένα για το προσδιορισμό διαφόρων χαρακτηριστικών των ραμμάτων.

### 7.1 Μέθοδος ηλεκτρονικής μικροσκοπίας σάρωσης επιφάνειας χειρουργικών ραμμάτων

Πριν τη πραγματοποίηση εφελκυστικών δοκιμών και πειραμάτων προσδιορισμού διαφόρων χαρακτηριστικών, είναι απαραίτητο να πραγματοποιηθεί μελέτη που αφορά την επιφάνεια και τη δομή του ράμματος. Για τη μελέτη και τη παρατήρηση της επιφάνειας των ραμμάτων, καθώς και της δομής τους πραγματοποιείται στοιχειώδης ανάλυση και σάρωση εικόνων Ηλεκτρονικής Μικροσκοπίας SEM. Με τη χρήση στερεοσκοπίου και ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης επιτυγχάνεται η παρατήρηση της ομοιομορφίας στην επιφάνεια του ράμματος και ο προσδιορισμός τυχόν ατελειών όπως ασυνέχειες, εγκοπές ή αλλαγές στην διάμετρο κατά μήκος του ράμματος.



**Εικόνα 7.1:** Μικροσκοπική όψη ενός πλεγμένου ράμματος μεταξιού από το Τμήμα Επιστήμης Ινών και Σχεδιασμού Ενδυμάτων και Βιοϊατρικής Μηχανικής, Πανεπιστήμιο Cornell, Ithaca, NY.

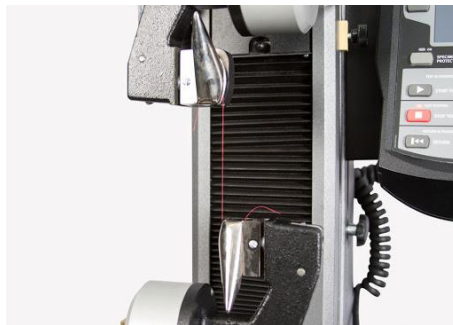




## 7.2 Προσδιορισμός μηχανικών ιδιοτήτων χειρουργικών ραμμάτων

Οι μηχανικές ιδιότητες ενός υλικού ραφής αφορούν το προσδιορισμό της αντοχής σε εφελκυσμό, του φορτίου αστοχίας και της ολίσθησης ή θραύσης του χειρουργικού κόμπου. Γενικά, τα υλικά ραφής πρέπει να διαθέτουν κατάλληλες μηχανικές ιδιότητες, οι οποίες πρέπει να ποικίλουν ανάλογα με το σημείο της εφαρμογής. Η αντοχή ενός ράμματος είναι βασικό χαρακτηριστικό για τη λειτουργικότητα του υλικού. Ο προσδιορισμός της αντοχής σε εφελκυσμό ενός ράμματος μπορεί να πραγματοποιηθεί με δύο βασικές δοκιμές.

Σύμφωνα με τις απαιτήσεις του USP ο προσδιορισμός βασίζεται στην αντοχή εφελκυσμού σε κόμπους. Η αντοχή εφελκυσμού χωρίς κόμπο είναι πάντα μεγαλύτερη από την αντοχή που φανερώνει το υλικό παρουσία κόμπου. Αυτή η διαδικασία εξασφαλίζει ότι το ράμμα είναι αρκετά ισχυρό, ώστε κατά την εμφύτευση να δένεται, χωρίς να σπάει. Συνήθως, η δοκιμή εφελκυσμού γίνεται με επιμήκυνση του υλικού, υπολογίζοντας την μετατόπιση που μπορεί να αντέξει ένα ράμμα πριν σπάσει. Με τη διαδικασία αυτή υπολογίζεται το φορτίο αστοχίας ως η μέγιστη τάση που μπορεί να αντέξει το υλικό χωρίς να σκιστεί, η οποία ποικίλει ανάλογα με το υλικό του ράμματος.



Εικόνα 7.2: Απεικόνιση μεθόδου ASTM D2256 για μέτρηση εφελκυστικής ιδιότητας νήματος.

Για τη δοκιμή και τη μέτρηση της αντοχής θραύσης ενός υλικού μπορεί να χρησιμοποιηθεί η μέθοδος δοκιμής D5034, η οποία αφορά το προσδιορισμό της αντοχής θραύσης υφασμάτων. Κατά τη μέθοδο D5034 χρησιμοποιείται μηχανή δοκιμής εφελκυσμού, τύπου CRE, CRL ή CRT, σύμφωνα με τη προδιαγραφή D76. Η μέθοδος αφορά δείγματα σε υγρή ή ξηρή φάση. Σε άλλες μεθόδους δοκιμής, όπως στην ASTM D3787, είναι απαραίτητη η ρύθμιση των δειγμάτων σύμφωνα με το πρότυπο D1776, που αφορά στη τυπική ατμόσφαιρα για δοκιμή. Η διαδικασία της δοκιμής πραγματοποιείται με τη τοποθέτηση ενός δείγματος στο σφιγκτήρα και την στερέωση του με ασφάλεια.

Στη συνέχεια, μέσω της μηχανής δοκιμής εφελκυσμού, ασκείται ομοιόμορφη τάση προς επιμήκυνση του δείγματος, μέχρι αυτό να σπάσει. Έτσι, μέσω των μηχανισμών ένδειξης της μηχανής υπολογίζεται ο μέσος όρος της δύναμης θραύσης, δηλαδή η μέγιστη δύναμη που ασκείται, καθώς και η φαινομενική επιμήκυνσή του ως ποσοστό του μήκους του μετρητή, καθώς το πραγματικό μήκος του δείγματος που κρατείται από τους σφιγκτήρες είναι μεγαλύτερο. Τέλος, πέρα από τις τιμές της αντοχής θραύσης και επιμήκυνσης λαμβάνονται γραφήματα αυτόματης εγγραφής από τη μηχανή ή μέσω διασυνδεδεμένου υπολογιστή<sup>[75],[76]</sup>.

Επίσης, υπάρχουν δύο μέθοδοι για το προσδιορισμό του προφίλ απώλειας αντοχής των απορροφήσιμων ραμμάτων. Η *in Vivo* ανάλυση αντοχής περιλαμβάνει την εμφύτευση ραφών σε ζωικά μοντέλα και πιο συγκεκριμένα μπορεί να αναλυθεί με την εμφύτευση κλώνων του ράμματος σε υποδόριους ιστούς, για παράδειγμα σε αρουραίους. Η *In vitro* ανάλυση αφορά την τοποθέτηση του ράμματος σε φυσιολογικό ρυθμιστικό διάλυμα. Με το πέρασμα καθορισμένων χρονικών



διαστημάτων, τα δείγματα συλλέγονται ώστε να ελεγχθεί η απόλυτη αντοχή εφελκυσμού, η οποία αναφέρεται ως ποσοστό του αρχικού φορτίου.

Οι μέθοδοι δοκιμής *in Vivo* και *in vitro* χρησιμοποιούνται μόνο για υλικά των οποίων η απορρόφηση πραγματοποιείται με τη διαδικασία της υδρόλυσης και όχι για ράμματα που δέχονται ενζυματική αποδόμηση. Τέλος, ο προσδιορισμός της ολίσθησης των κόμπων ορίζεται από το πόσο εύκολα γλιστρά ο κόμπος κατά μήκος του υλικού γύρω από το οποίο είναι κατασκευασμένος, ενώ θραύση του κόμπου ορίζεται ως το σημείο στο οποίο το υλικό σπάει όταν βρεθεί υπό φόρτιση. Ο τρόπος διαμόρφωσης των κόμπων επηρεάζει και μπορεί να παρέχει μεγαλύτερο ή μικρότερο φορτίο αστοχίας, καθώς τα μοτίβα αστοχίας διαφέρουν ανάλογα με το υλικό και την χρησιμοποιούμενη διαμόρφωση κόμπων.

### 7.3 Έλεγχος κυτταροτοξικότητας χειρουργικών ραμμάτων

Ένα ιδανικό ράμμα εκτός από συγκράτηση ιστού που προσφέρει, πρέπει να είναι αποστειρωμένο και βιοσυμβατό. Σύμφωνα με το έγγραφο του διεθνούς οργανισμού προτύπων ISO και συγκεκριμένα με καθοδήγηση του προτύπου 10993-1<sup>[77]</sup>, όπως όλα τα ιατροτεχνολογικά προϊόντα έτσι και τα χειρουργικά ράμματα πρέπει να ελέγχονται για κυτταροτοξικότητα, συστηματική τοξικότητα, ερεθισμό και ευαισθητοποίηση. Ο έλεγχος αυτός αντιπροσωπεύει ένα σύνολο αναλύσεων *in Vivo* και *in Vitro*.

Η *In Vitro* κυτταροτοξικότητα μπορεί να αξιολογηθεί με τη μέθοδο έμμεσου εκχυλίσματος, κατά την οποία γίνεται εμβάπτιση θραυσμάτων ράμματος σε καλλιέργεια φρέσκων κυττάρων εντός αποστειρωμένων, χημικά αδρανών, κλειστών δοχείων, με τη δοκιμή άμεσης επαφής και τη δοκιμή έμμεσης επαφής. Η επιλογή μίας ή περισσότερων κατηγοριών από τις μεθόδους δοκιμής εξαρτάται από τη φύση του ράμματός, καθώς και από τον πιθανό τόπο και φύση της χρήσης.

Η λεπτομέρεια προετοιμασίας των δειγμάτων, των καλλιεργημένων κυττάρων, καθώς και του τρόπου με τον οποίο τα κύτταρα θα εκτεθούν στα δείγματα ή στα εκχυλίσματά τους καθορίζεται από την επιλογή της μεθόδου δοκιμής. Με το πέρας του απαραίτητου χρόνου έκθεσης, γίνεται η αξιολόγηση της παρουσίας και της έκτασης του κυτταροτοξικού αποτελέσματος. Οι μέθοδοι και οι μετρήσεις που προσδιορίζουν τη κυτταροτοξικότητα μπορούν να χωριστούν στις παρακάτω κατηγορίες αξιολόγησης:

- εκτίμηση της βλάβης των κυττάρων με μορφολογικά μέσα.
- μετρήσεις της βλάβης των κυττάρων.
- μετρήσεις της ανάπτυξης των κυττάρων.
- μετρήσεις συγκεκριμένων πτυχών του κυτταρικού μεταβολισμού.

Επίσης, είναι σημαντικό οι συνθήκες εξαγωγής της δοκιμής να προσομοιώνουν ή να υπερβαίνουν τις συνθήκες κλινικής χρήσης, ώστε να προσδιορίζεται κατάλληλα ο πιθανός τοξικολογικός κίνδυνος.

### 7.4 Έλεγχος αντιβακτηριακής δραστηριότητας χειρουργικών ραμμάτων

Όπως έχει αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο, εξαιτίας της ευρείας χρήσης των αντιβιοτικών έχει αυξηθεί το ποσοστό παθογόνων βακτηρίων που φανερώνουν ανθεκτικότητα στα φάρμακα. Ένα ουσιαστικό βήμα για την κλινική θεραπεία μολύνσεων αποτελεί η πρόληψη της βακτηριακής ανοχής με μεθόδους ευαισθησίας κατά των βακτηρίων<sup>[78]</sup>. Η μέθοδος αξιολόγησης της αντιβακτηριακής αποτελεσματικότητας προϊόντων και υλικών ακολουθεί την διαδικασία του Διεθνούς Οργανισμού Τυποποίησης ISO, σύμφωνα με το πρότυπο ISO 22196, το οποίο είναι σχεδιασμένο για να



πραγματοποιείται ποσοτικός έλεγχος που αφορά στην αναστολή της ανάπτυξης μικροοργανισμών ή στην θανάτωση τους και εκτελείται σε διάστημα 24 h επαφής. Σύμφωνα με τη μέθοδο, γίνεται προσδιορισμός δύο αντιπροσωπευτικών μικροοργανισμών *S. Aureus* και *E. Coli*, οι οποίοι συνήθως παρασκευάζονται και αναπτύσσονται σε υγρό μέσω καλλιέργειας.



Εικόνα 7.3: Απεικόνιση μεθόδου δοκιμής ISO 22196 από την ομάδα BioLabTests.

Το εναιώρημα του μικροοργανισμού που βρίσκεται υπό εξέταση τυποποιείται με αραιώση σε θεραπευτικό ζωμό. Τέλος, οι αντιμικροβιακές επιφάνειες εμβολιάζονται με μικροοργανισμούς, εις τριπλούν και στη συνέχεια γίνεται κάλυψη του μικροβιακού εμβολίου με ένα λεπτό, αποστειρωμένο φιλμ, ώστε να εξασφαλίζεται η στενή επαφή με την επιφάνεια ελέγχου, χωρίς να υπάρχει εξάτμιση του μικροβιακού εμβολίου. Μέσω των στοιχείων ελέγχου μπορεί να αξιολογηθεί πλήρως η αντιβακτηριακή αποτελεσματικότητα, καθώς οι έλεγχοι αφορούν τόσο τη βακτηριοστατική, όσο και τη βακτηριοκτόνο ιδιότητα του υλικού<sup>[79]</sup>.

## Πειραματική διαδικασία κατασκευής μη απορροφήσιμων ιατρικών ραμμάτων με αντιβακτηριακή δράση

### 8. Περιγραφή χρησιμοποιούμενου εξοπλισμού και υλικών

Στην παρούσα ενότητα γίνεται αναλυτική περιγραφή των υλικών που επιλέχθηκαν και των ιδιοτήτων τους, οι οποίες αποτέλεσαν το βασικό κριτήριο για την επιλογή τους. Επίσης, περιγράφεται ο παραγωγικός εξοπλισμός που χρησιμοποιήθηκε για την εκπόνηση της πειραματικής διαδικασίας.

#### 8.1 Επιλογή και περιγραφή πολυμερικής μήτρας

Η επιλογή της μήτρα για την παραγωγή ενός συνθετικού υλικού γίνεται λαμβάνοντας υπόψιν το ρόλο της στο υλικό αυτό, καθώς είναι καθοριστικός για μια σειρά σημαντικών λειτουργιών. Η μήτρα αποτελεί τη συνδετική ύλη μεταξύ των κόκκων ή ινών ενίσχυσης του παραγόμενου συνθετικού υλικού, μεταβιβάζοντας αρχικά τις μηχανικές τάσεις που ασκούνται στο υλικό αυτό, κατανέμοντάς τις ομοιόμορφα στα εγκλείσματα.

Προσδίδει ανθεκτικότητα και ηλεκτρική μόνωση, ενώ προφυλάσσει την επιφάνεια ενίσχυσης από το περιβάλλοντα χώρο και άλλους εξωτερικούς παράγοντες, όπως είναι η υγρασία και η θερμότητα. Ταυτόχρονα, ο τύπος της μήτρας επηρεάζει τις θερμικές, χημικές και ηλεκτρικές ιδιότητες του σύνθετου υλικού, καθώς και την μηχανική του συμπεριφορά.

Οι πολυμερικές μήτρες έχουν μεγάλο εύρος εφαρμογών, κυρίως για την παρασκευή σύνθετων υλικών, λόγω των ιδιοτήτων που φανερώνουν σε θερμοκρασία περιβάλλοντος, ευκολίας παραγωγής και μειωμένου κόστους. Μετά από μελέτη που αφορά τις ιδιότητες και τις χρήσεις των



υλικών, επιλέχθηκε ως πολυμερική μήτρα για την παρούσα εργασία το πολυπροπυλένιο (PP) και το Πολυαμίδιο 12 (PA12), τα οποία ανήκουν στα θερμοπλαστικά υλικά και χρησιμοποιούνται εκτενώς σε ιατρικές και πιο συγκεκριμένα, βιοϊατρικές εφαρμογές<sup>[80]</sup>.

- Πολυμερική μήτρα Πολυπροπυλενίου (PP)

Το πολυπροπυλένιο (PP) είναι ένας υδρογονάνθρακας, που ανήκει στα αλκένια. Αποτελεί ημικρυσταλλικό θερμοπλαστικό, το οποίο παράγεται από μονομερές προπενίου (ή προπυλενίου). Χρησιμοποιείται σε μεγάλη ποικιλία εφαρμογών, καθώς εμφανίζει την χαμηλότερη πυκνότητα (0,9-0,92 g/cm<sup>3</sup>) μεταξύ όλων των πλαστικών προϊόντων, ενώ ταυτόχρονα αποτελεί ένα από τα φθηνότερα υλικά που διατίθενται στην αγορά<sup>[81]</sup>.



Εικόνα 8.1: Απεικόνιση πλαστικού υλικού σε κόκκους: Πολυπροπυλένιο Ομοπολυμερές (PP).

Είναι ασυνήθιστα ανθεκτικό σε πολλούς χημικούς διαλύτες, βάσεις, οξέα, ανόργανες και οργανικές ενώσεις με εξαίρεση τα χλωριούχα παράγωγα και τους υγρούς υδρογονάνθρακες. Διαθέτει καλές φυσικές, θερμικές και μηχανικές ιδιότητες και συνήθως είναι αδιαφανές ή χρωματισμένο με χρήση χρωστικών ουσιών. Έχει υψηλό σημείο τήξεως σε ένα εύρος θερμοκρασιών, από τους 130 έως 177°C και παρουσιάζει ευκολία στην επεξεργασία και την μορφοποίησή του. Επίσης, εμφανίζει υψηλή αντοχή σε κρούση και εφελκυσμό, ενώ έχει υψηλή θερμική σταθερότητα και σχετικά καλή αντοχή στην κάμψη, η οποία αυξάνεται με την αύξηση της κρυσταλλότητάς του.

Τέλος, φανερώνει αντίσταση στην διάβρωση ακόμα και σε υψηλές θερμοκρασίες, ενώ είναι επιρρεπές σε υποβάθμιση (αποικοδόμηση) όταν εκτίθεται σε υπεριώδη ακτινοβολία<sup>[82]</sup>. Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιείται σε ιατρικές εφαρμογές, όπως στην κατασκευή εμφυτευμάτων και σκευών, με πιο κοινή χρήση την παρασκευή συνθετικών μη απορροφήσιμα ραμμάτων, λόγω της εξαιρετικής χημικής συμπεριφοράς που παρουσιάζει και της αντοχής του σε θερμοκρασίες αποστείρωσης. Τα ράμματα πολυπροπυλενίου (PP) έχουν τη μεγαλύτερη εφελκυστική δύναμη, ενώ δημιουργούν εξαιρετικά χαμηλή αντίδραση με τους ιστούς και είναι τα λιγότερα θρομβογόνα υλικά, όπως έχει αναφερθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο.

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε πολυπροπυλένιο (PP) σε κοκκώδη μορφή, το οποίο προμηθεύτηκε από την Hellenic Petroleum S.A. (Αθήνα, Ελλάδα) με το εμπορικό σήμα της Ecolen PP. Σύμφωνα με το δελτίο τεχνικών προδιαγραφών της Hellenic Petroleum S.A. (Αθήνα, Ελλάδα), το πολυπροπυλένιο (PP) είναι ισοστατικό θερμοπλαστικό ομοπολυμερές, ημικρυσταλλικό με υψηλό βαθμό κρυσταλλικότητας (30-70%), εξαιρετική δυνατότητα επεξεργασίας και καλές μηχανικές ιδιότητες. Επίσης, η θερμοκρασία τήξεως του είναι περίπου ίση με 170°C, με μέσο όρο αντοχής εφελκυσμού στην απόδοση 35 MPa και πυκνότητας 0,9 g/cm<sup>3</sup>.

- Πολυμερική μήτρα Πολυαμυδίου 12 (PA12)

Το Πολυαμίδιο 12 (PA12), γνωστό και ως Nylon 12, ανήκει στην κατηγορία των θερμοπλαστικών που είναι γνωστά από τη δεκαετία του 1930 και βρίσκει χρήση σε εύρος εφαρμογών λόγω των ιδιοτήτων





του[1]. Το PA12 είναι ένα πολυμερές πολυαμίδιο κατασκευασμένο από αμινο-λαυρικό οξύ ή μονομερή λαυρολακτάμης με 12 άνθρακες. Φανερώνει αντοχή σε εφελκυσμό (41.8-48.3 MPa) και κρούση, με συντελεστή εφελκυσμού 1250-1510 MPa, ενώ διαθέτει την ικανότητα να κάμπτεται χωρίς την εμφάνιση θραύσης, καθώς επίσης είναι γνωστό για την σκληρότητά του (75), ακόμα και σε χαμηλές θερμοκρασίες<sup>[94]</sup>.



Εικόνα 8.2: Απεικόνιση πλαστικού υλικού σε κόκκους: Πολυαμίδιο 12 (PA12).

Αναφορικά με τις χημικές ιδιότητες, το PA12 παρουσιάζει σταθερότητα διαστάσεων, η οποία του προσδίδεται από τη μακριά αλυσίδα υδρογονάνθρακα, που συμβάλλει και στη χαμηλή απορρόφηση και πυκνότητα νερού (1.01 g/ml). Επίσης, παρουσιάζει ανθεκτικότητα στα χημικά, ωστόσο ως πολυεστέρας δεν πρέπει να χρησιμοποιείται σε περιβάλλοντα παρουσίας υλικών όπως το βρώμιο, η βενζαλδεΐδη, το χλώριο, το μαγγάνιο κ.α.

Ένα από τα κύρια χαρακτηριστικά του PA12 είναι η υψηλή αντοχή που φανερώνει στη θερμοκρασία, με θερμοκρασία τήξης στους 172-180°C. Εξαιτίας της υψηλής θερμοκρασίας μετάπτωσης γυαλιού (155-160°C), το PA12 διαθέτει θερμοκρασία εκτροπής θερμότητας 91.9-94.7°C (0.45 MPa). Επιπρόσθετα, στο τομέα των ηλεκτρονικών βρίσκει χρήση στην κάλυψη καλωδίων, καθώς και στην αυτοκινητοβιομηχανία για την παρασκευή ανθεκτικών σωλήνων λαδιού και βενζίνης<sup>[95]</sup>.

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε ως μήτρα Πολυαμίδιο 12 (PA12) ποιότητας AESNO TL (Arkema S.A., Rilsamid PA12 AESNO TL, Colombes, Γαλλία) σε μορφή λεπτών κόκκων. Το PA12 έχει ρυθμό ροής όγκου τήξης (MVR) 8,0 cm<sup>3</sup>/10 min στους 235 °C/5,0 kg, θερμοκρασία μαλακώματος Vicat στους 142 °C (σύμφωνα με το ISO 306/B50), θερμοκρασία τήξης 180 °C (σύμφωνα με ISO 11357-3), και πυκνότητα 1,01 g/cm<sup>3</sup> (σύμφωνα με το ISO 1183) σύμφωνα με τις προδιαγραφές του προμηθευτή.

## 8.2 Επιλογή και περιγραφή πρόσθετων νανοϋλικών

Η τεχνολογία των νανοσωματιδίων χρησιμοποιείται σε ευρύ φάσμα ιατρικών εφαρμογών, με τα νανοϋλικά να λειτουργούν ως αντιβακτηριακοί παράγοντες, διασφαλίζοντας την μείωση ή την αποβολή των παθογόνων μικροοργανισμών. Θεωρείται μια εναλλακτική μέθοδος, με σκοπό να ξεπεραστεί η δυσκολία που προέρχεται από την αντοχή πολλών φαρμάκων απέναντι στα βακτήρια και τους μικροοργανισμούς.

Επίσης, προσδίδει ενδιαφέρουσες δυνατότητες ως προς την αντιμετώπιση βακτηριακών λοιμώξεων και την απελευθέρωση φαρμάκων κατά την έναρξη μιας πιθανής λοίμωξης στο σημείο της πληγής. Επισημαίνεται ότι η αποτελεσματικότητα των νανοσωματιδίων εξαρτάται από το μέγεθος των σωματιδίων<sup>[83]</sup>. Ως ενισχυτική φάση στα δοκίμια της παρούσας εργασίας χρησιμοποιήθηκαν νανοσωματίδια Χαλκού (Cu), Άργυρου (Ag), Διοξείδιο του Τιτανίου (TiO<sub>2</sub>) και Antibacterial



Nanopowder στη πολυμερική μήτρα Πολυπροπυλενίου (PP), ενώ Νιτρικός Άργυρος ( $\text{AgNO}_3$ ), Πολυβινυλοπυρρολιδόνη (PVP), Πολυβινυλική αλκοόλη (PVA) και Πολυαιθυλενογλυκόλη (PEG) στη πολυμερική μήτρα Πολυαμυδίου 12 (PA12), των οποίων τα χαρακτηριστικά και οι ιδιότητες αναλύονται παρακάτω.

- Διοξείδιο του Τιτανίου ( $\text{TiO}_2$ )

Το Διοξείδιο του Τιτανίου ( $\text{TiO}_2$ ), γνωστό και ως titanium (IV) oxide, είναι ένα ημιαγώγιμο υλικό εξαιτίας των κενών θέσεων οξυγόνου στο πλέγμα του και των εσωτερικών ιόντων τιτανίου. Εμφανίζεται σε αφθονία στη φύση με τρεις κρυσταλλικές δομές: του ανατασίου (anatase) με ενεργειακό χάσμα 3,23 eV, του ρουτιλίου (rutile) με ενεργειακό χάσμα 3,02 eV και του μπρουκίτη (brookite) με ενεργειακό χάσμα 3,14 eV, με πιο κοινή δομή αυτή του ρουτιλίου και πιο σπάνια ανατασίου.

Η εκτεταμένη χρήση του  $\text{TiO}_2$  οφείλεται στο γεγονός ότι αποτελεί ένα πολύ φθηνό υλικό λόγω αφθονίας, ενώ είναι μη τοξικό, χημικά σταθερό και αποδοτικό στην επίδραση της ηλιακής ακτινοβολίας. Επίσης, είναι ένα αρκετά ανθεκτικό, αργυρόλευκο, όλκιμο μέταλλο με χαμηλή πυκνότητα. Εξαιτίας της λευκότητάς του και του υψηλού δείκτη διάθλασης που διαθέτει, κυριαρχεί ως λευκή χρωστική ουσία σε βαφές, χαρτιά, οδοντόπαστες και πολλά ακόμη υλικά, ενώ χρησιμοποιείται εκτενώς σε φωτοκαταλυτικές εφαρμογές, προσδίδοντας ιδιότητες αυτοκαθαρισμού κι αντιβακτηριακές ιδιότητες<sup>[84]</sup>.

Στην παρούσα μελέτη το διοξείδιο του τιτανίου ( $\text{TiO}_2$ ) προμηθεύτηκε από την Degussa Evonik P25 (Εσσεν, Γερμανία) σε μορφή νανοσωματιδίων νανοκλίμακας (NP), με μέσο όρο διαμέτρου 25-50 nm. Σύμφωνα με το δελτίο τεχνικών προδιαγραφών της Degussa Evonik P25 (Εσσεν, Γερμανία), το διοξείδιο του τιτανίου ( $\text{TiO}_2$ ) που χρησιμοποιήθηκε φανερώνει υψηλή καθαρότητα, υψηλή ειδική επιφάνεια και συνδυασμό ανάτασης και κρυσταλλικής δομής ρουτιλίου.

- Νανοσωματίδια Χαλκού (Cu)

Ο χαλκός (Cu) είναι ένα φυσικό στοιχείο που βρίσκεται ελεύθερο στη φύση σε μέση αφθονία 50 (ppm). Είναι ένα μέταλλο που ανακυκλώνεται πλήρως και εμφανίζεται στο φυσικό περιβάλλον σε τέσσερις οξειδωτικές βαθμίδες: στοιχειακός χαλκός (0) (στέρεο μέταλλο), ιόντα χαλκού (Cu I), ιόντα χαλκού (Cu II), και σπανιότερα (Cu III). Είναι ένα σχετικά φθηνό μέταλλο, που φανερώνει εξαιρετική καταλυτική δράση, γεγονός που το καθιστά χρήσιμο σε ευρεία εφαρμογών<sup>[85]</sup>.

Συγκεκριμένα, η αντιμικροβιακή ικανότητα, που οφείλεται στα ιόντα χαλκού εξουδετερώνει μικρόβια, μύκητες και ιούς, διαταράσσοντας την λειτουργία της αντλίας καλίου-νατρίου στην εξωτερική μεμβράνη των μικροβίων, την ωσμωτική τους ισορροπία, καθώς και την φάση αναδίπλωσης του DNA στους ιούς.

Σύμφωνα με μελέτες, που αφορούν την αντιμικροβιακή αποτελεσματικότητα σε διάφορες επιφάνειες, έχει αποδειχθεί η ικανότητα του χαλκού και των κραμάτων του να εξαλείφουν πολλούς ισχυρούς τύπους μικροβίων, συμπεριλαμβανομένων του Χρυσίζοντα Σταφυλόκοκκου (MRSA), του Staphylococcus aureus και του βακτηρίου Escherichia Coli, μεταξύ άλλων. Η χρήση νανοσωματιδίων χαλκού και οξειδίων του παρουσιάζει μεγάλο ενδιαφέρον στο τομέα της ιατρικής, με το χαλκό να εμφανίζεται ως αντιμικροβιακός παράγοντας και μεταφορέας δραστικής ουσίας<sup>[86]</sup>.

Τα νανοσωματίδια χαλκού παρουσιάζουν ιδιαίτερα χαρακτηριστικά που αφορά την καταλυτική και αντιβακτηριακή τους δράση, τα οποία δεν εμφανίζονται στον εμπορικό χαλκό. Μπορούν να





επιτύχουν υψηλή απόδοση αντίδρασης σε μικρότερο χρόνο, όταν χρησιμοποιούνται ως αντιδραστήρια σε οργανικές και οργανομεταλλικές συνθέσεις, εξαιτίας του μικρού μεγέθους και του μεγάλου πορώδους. Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε το Copper (Cu) Nanopowder, το οποίο προμηθεύτηκε από την εταιρία Nanografi σε μορφή νανοσωματιδίων νανοκλίμακας (NP), με μέσο όρο διαμέτρου 80-240 nm. Σύμφωνα με το δελτίο τεχνικών ιδιοτήτων της Nanografi τα νανοσωματίδια χαλκού (Cu) που χρησιμοποιήθηκαν φανερώνουν υψηλή καθαρότητα (99,95%) και μεταλλική βάση.

Τεχνικές Ιδιότητες	
Στοιχειακή ανάλυση	Cu $\geq$ 99.95
	Fe $\leq$ 0.02
	Ni $\leq$ 0.01
	Άλλοι $\leq$ 0.01
Μαζική πυκνότητα (g/cm <sup>3</sup> )	0.25
Πραγματική πυκνότητα (g/cm <sup>3</sup> )	8.9
Χρώμα	κοκκινωπό καφέ
Σχήμα	σφαιρικό
Κρυσταλλική δομή	κυβικά
Μέσο μέγεθος σωματιδίων (nm)	80-240
Ειδική επιφάνεια (m <sup>2</sup> /g)	4.6

Πίνακας 2: Τεχνικές ιδιότητες Copper (Cu) Nanopowder.

- Νανοσωματίδια Αργύρου

Ο Αργυρός ή Ασήμι (Ag) είναι ένα φυσικό στοιχείο που βρίσκεται στη φύση σε συνδυασμό με άλλα στοιχεία, σε μορφή χλωριδίων, σουλφιδίων και νιτρικού αργύρου. Αποτελεί ένα μαλακό, μη τοξικό μέταλλο με έντονη λάμψη και διαθέτει τη μεγαλύτερη ηλεκτρική και θερμική αγωγιμότητα μεταξύ όλων των μετάλλων, καθώς και την μεγαλύτερη ανακλαστικότητα από όλα τα χημικά στοιχεία. Είναι ο πιο μελετημένος αντιβακτηριακός παράγοντας, καθώς φανερώνει ανασταλτική δράση έναντι της ανάπτυξης 650 τύπων μικροβίων.

Τα νανοσωματίδια αργύρου φανερώνουν μοναδικές ιδιότητες και οι ενώσεις τους χρησιμοποιούνται ως μικροβιοκτόνα, απολυμαντικά και ως χημικά αντιδραστήρια. Η χρήση τους σε αντιμικροβιακές επίστρωση υφασμάτων, επιδέσμων πληγών και βιοϊατρικών εφαρμογών παρουσιάζει ραγδαία ανάπτυξη, καθώς τα νανοσωματίδια αργύρου επηρεάζουν αρκετούς παράγοντες για την επιβίωση κυττάρων, με τη συνεχή απελευθέρωση χαμηλού επιπέδου ιόντων, αναστέλλοντας την παραγωγή τριφωσφορικής αδενοσίνης (ATP) και αντιγραφής DNA.

Επίσης, άλλοι μηχανισμοί αφορούν στην ικανότητά τους να προκαλούν άμεση βλάβη στην κυτταρική μεμβράνη και στη δημιουργία αντιδραστικών ειδών οξυγόνου, με αποτέλεσμα να προκαλείται οξειδωτικό στρες που οδηγεί στον κυτταρικό θάνατο. Καθοριστικό ρόλο στην αντιμικροβιακή δραστηριότητα έχουν το μέγεθος, η κατανομή μεγέθους και το σχήμα των νανοσωματιδίων. Υψηλότερη αντιμικροβιακή δράση παρουσιάζουν τα νανοσωματίδια συγκριτικά με τα μεγαλύτερα σωματίδια, καθώς έχουν υψηλή διείσδυση.

Σε συνδυασμό με την χαμηλή τοξικότητα και κατά συνέπεια, την βιοσυμβατότητα είναι ιδανικά για βιοϊατρικές εφαρμογές και φαρμακευτικά σκευάσματα. Τα νανοσωματίδια αργύρου είναι αποδεδειγμένα αντιβιοτικά έναντι των *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Escherichia Coli* και *Salmonella typhi*<sup>[87]</sup>. Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε το Silver Doped Antibacterial Nanopowder, το οποίο προμηθεύτηκε από την εταιρία Nanografi σε μορφή



νανοσωματιδίων νανοκλίμακας (NP), με μέσο όρο διαμέτρου 100 nm. Σύμφωνα με το δελτίο τεχνικών ιδιοτήτων παρουσιάζει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

Τεχνικές Ιδιότητες	
Στοιχειακή ανάλυση	P = 16.15
	Zr = 37.30
	Ag = 4.00
	Y = 0.55
	Sc = 0.20
	Al = 0.14
Ανόργανο περιεχόμενο	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
	HfO <sub>2</sub>
	N <sub>2</sub> O
	P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>
	TiO <sub>2</sub>
	ZrO <sub>2</sub>
	Ag
Μαζική πυκνότητα (g/cm <sup>3</sup> )	0.39
Χρώμα	άσπρο
pH	5.7
Απώλεια ανάφλεξης (LOI)	2.7
Μέσο μέγεθος σωματιδίων (nm)	100

Πίνακας 3: Τεχνικές ιδιότητες Silver Doped Antibacterial Nanopowder.

- Antibacterial Nanopowder

Το αντιβακτηριακό Nanopowder αποτελείται από στοιχεία με αντιβακτηριακές ιδιότητες, παράγοντας βακτηριοκτόνο ή βακτηριοστατικό αποτέλεσμα, που οδηγεί στην μείωση ή την αποβολή των παθογόνων μικροοργανισμών. Προσφέρει τη δυνατότητα για τεχνικές σύνθεσης υλικών με αυξημένη αντιβακτηριακή δράση και η απόδοσή του εξαρτάται από τις μεθόδους σύνθεσης και το μέγεθος των νανοσωματιδίων.

Προσφέρει οφέλη σε ένα εύρος εφαρμογών, που αφορούν την αντιβακτηριακή απολύμανση, την επεξεργασία στερεών αποβλήτων, την επεξεργασία λυμάτων και σε πολλούς άλλους τομείς. Η δράση του μπορεί αξιολογηθεί με δύο μηχανισμούς. Όταν το αποτέλεσμα είναι βακτηριοστατικό, το αντιβακτηριακό Nanopowder προκαλεί μεταβολική βλάβη στους παθογόνους μικροοργανισμούς, η οποία είναι αναστρέψιμη μετά την εξάλειψη ή την εξουδετέρωση του. Κατά τον δεύτερο μηχανισμό, επηρεάζονται ζωτικές κυτταρικές δομές ή λειτουργίες και το αποτέλεσμα είναι η βακτηριοκτόνος δράση, η οποία είναι μη αναστρέψιμη.

Η ταξινόμηση του, όσον αφορά την χημική σύνθεση, γίνεται σε δύο μεγάλες κατηγορίες: το οργανικό και το ανόργανο αντιβακτηριακό Nanopowder. Το οργανικό μπορεί να εξαχθεί ή να συλληφθεί ως προϊόν έκκρισης διαφόρων ζωντανών οργανισμών, όπως είναι τα φυτά, τα έντομα, τα ψάρια. Το ανόργανο αντιβακτηριακό Nanopowder αποτελείται από στοιχεία όπως ο άργυρος, ο χαλκός και το διοξείδιο του τιτανίου, λόγω της υψηλής σταθερότητας που εμφανίζουν κατά την επαφή τους με βιολογικά συστήματα<sup>[83]</sup>.

Στην παρούσα μελέτη το αντιβακτηριακό Nanopowder προμηθεύτηκε από την Nanografi, με μέσο όρο μεγέθους 100 nm. Σύμφωνα με το δελτίο τεχνικών προδιαγραφών περιλαμβάνει τα εξής στοιχεία: πεντοξείδιο του φωσφόρου (P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> 43,52%), διοξείδιο του ζirkονίου (ZrO<sub>2</sub> 46,41%),



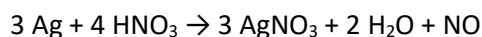
οξειδίο του αζώτου (N<sub>2</sub>O 1,92%), οξειδίο του υτρίου (Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 1,3%), διοξειδίο του αργιλίου (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> 0,39%), διοξειδίο του τιτανίου (TiO<sub>2</sub> 0,22%) και διοξειδίο του άφνιου (HfO<sub>2</sub> 1,37%) και διαθέτει τα παρακάτω χαρακτηριστικά:

Τεχνικές Ιδιότητες	
Εμφάνιση	Λευκή σκόνη
Λευκότητα	98
Περιεχόμενο Ag (%)	3.45
Μαζική πυκνότητα (g/ml)	0.53
pH	5.5-6.0
Ειδική επιφάνεια (m <sup>2</sup> /g)	5.0
Απώλεια βάρους κατά την ξήρανση (%)	0.5
Απώλεια βάρους κατά την ανάφλεξη (%)	1.67
Μέσο μέγεθος σωματιδίων (D50) (nm)	100

Πίνακας 4: Τεχνικές ιδιότητες αντιβακτηριακού Nanopowder.

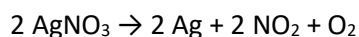
- Νιτρικός Άργυρος (AgNO<sub>3</sub>)

Ο Νιτρικός Άργυρος είναι μια ανόργανη χημική ένωση με χημικό τύπο AgNO<sub>3</sub>. Ο σχηματισμός του νιτρικού αργύρου πραγματοποιείται κατά την αντίδραση του αργύρου (Ag) με νιτρικό οξύ (HNO<sub>3</sub>) ως εξής:



Η συγκεκριμένη αντίδραση λαμβάνει χώρα κάτω από ελεγχόμενες συνθήκες, διότι υπάρχει εκπομπή τοξικών αναθυμιάσεων οξειδίων του αζώτου. Η χρήση του στην ιατρική βιομηχανία είναι διαδεδομένη, καθώς ο νιτρικός άργυρος είναι ικανός να σκοτώσει μικροοργανισμούς και αντιδρά με ενώσεις της ανθρώπινης σάρκας.

Όσον αφορά τις ιδιότητες, ο νιτρικός άργυρος είναι ένα άχρωμο και άοσμο άλας, το οποίο κατά την έκθεσή του στο φως ή σε κάποιο οργανικό υλικό αποκτά μαύρο χρώμα [96]. Η μοριακή του μάζα είναι 169.87 γραμμάρια ανά mole, με σημεία τήξης και βρασμού τους 482.8K και 713K αντίστοιχα. Στη στερεά φάση έχει πυκνότητα 4.35 γραμμάρια ανά κυβικό εκατοστό, ενώ κατά την υγρή φάση και σε θερμοκρασία 210°C έχει πυκνότητα 3.97 γραμμάρια ανά κυβικό εκατοστό. Κατά τη θέρμανση, ο νιτρικός άργυρος αποσυντίθεται, σχηματίζοντας άργυρο, διοξειδίο του αζώτου και οξυγόνο ως εξής:



Διαθέτει μεγάλη διαλυτότητα στο νερό που αντιστοιχεί σε 122g/100mL στους 0 °C και 256g/100mL στους 25 °C, ενώ επίσης είναι διαλυτός σε αιθανόλη και ακετόνη. Χρησιμοποιείται ευρέως σε τομείς όπως η ιατρική, η βιολογία, η χημική σύνθεση και σε βιομηχανικές εφαρμογές, καθώς αποτελεί μια πολύ καυστική ουσία και πρόδρομο πολλών ενώσεων αργύρου [97].

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε το Silver nitrate, το οποίο προμηθεύτηκε από την εταιρία Honeywell σε μορφή νανοσωματιδίων νανοκλίμακας (NP). Σύμφωνα με το δελτίο τεχνικών ιδιοτήτων παρουσιάζει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

Τεχνικές Ιδιότητες	
Εμφάνιση	Λευκή σκόνη
Διαβρωτικότητα	διαβρωτικό στα



	μέταλλα
Μορφή	κρυσταλλική
Βαθμός	Άλας ποιότητα ACS
Σημείο τήξης	212 °C
Ποσοστό καθαρότητας	99
Διαλυτότητα στο νερό	2,192,0 g/l (20 °C)
Πυκνότητα	4,350 g/cm <sup>3</sup> (20 °C)

Πίνακας 5: Τεχνικές ιδιότητες Silver Nitrate.

- Πολυβινυλοπυρρολιδόνη (PVP)

Η Πολυβινυλοπυρρολιδόνη (PVP) είναι ένα συνθετικό, υδατοδιαλυτό πολυμερές που παράγεται με πολυμερισμό του μονομερούς Ν-βινυλοπυρρολιδόνη. Αποτελεί ένα μη τοξικό, αδρανές, ανθεκτικό στη θερμοκρασία, βιοαποδομήσιμο πολυμερές με καλή βιοσυμβατότητα, χαρακτηριστικά που το καθιστούν ιδανικό για χρήση σε βιοϊατρικές εφαρμογές. Το PVP ταξινομείται με βάση το μοριακό βάρος, τη χημεία και διάφορα ειδικά χαρακτηριστικά, οδηγώντας σε τροποποιημένες του μορφές με ποικίλες χημικές ιδιότητες.

Εξαιτίας των κακών μηχανικών ιδιοτήτων χρησιμοποιείται κυρίως κατόπιν ανάμειξής του με πολυσακχαρίτες ή άλλα πολυμερή <sup>[99]</sup>. Παρουσιάζει διαλυτότητα στο νερό, την αιθανόλη, τη μεθανόλη, το χλωροφόρμιο, τα οξέα και τις αμίνες, ενώ είναι αδιάλυτο σε υδρογονάνθρακες, αιθέρες και στο ορυκτέλαιο. Επιπρόσθετα, με την αύξηση της θερμοκρασίας αυξάνει η απορρόφηση νερού και το βάρος του, ενώ έχει σημείο τήξης στους 150°C και pH 3-7 <sup>[98]</sup>.

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε το Polyvinylpyrrolidone, το οποίο προμηθεύτηκε από την εταιρία Sigma-Aldrich σε μορφή σκόνης με μέσο όρο mol wt 40,000 και αριθμό ιξώδους 29-32 (lit).

- Πολυβινυλική αλκοόλη (PVA)

Η Πολυβινυλική αλκοόλη (PVA) αποτελεί ένα υδατοδιαλυτό συνθετικό πολυμερές κρυσταλλικής δομής, το οποίο παράγεται μέσω υδρόλυσης οξικού πολυβινυλεστέρα. Βρίσκει εύρος εφαρμογών στη βιομηχανία, την ιατρική και το εμπόριο, καθώς είναι ένα ακίνδυνο και μη τοξικό θερμοπλαστικό για τους ζωντανούς ιστούς, ενώ αποικοδομείται με ευκολία. Ο ρυθμός αποικοδόμησης του PVA διαφέρει ανάλογα τις περιβαλλοντικές συνθήκες, όπως στην κομποστοποίηση με την παρουσία οξυγόνου, ενώ επίσης ενισχύεται μέσω της υδρόλυσης με την παρουσία υδροξυλομάδων σε άτομα άνθρακα <sup>[100]</sup>.

Επιπρόσθετα, χρησιμοποιείται σε βιομηχανικές εφαρμογές κατόπιν ανάμειξής τους με άλλες πολυμερείς ενώσεις, ενισχύοντας τις μηχανικές ιδιότητες λόγω της συμβατής δομής του και των υδρόφιλων ιδιοτήτων του <sup>[101]</sup>. Το PVA σε όλες του τις ποιότητες φανερώνει υδρόφιλη φύση, η οποία εξαρτάται από παράγοντες που αφορούν το μοριακό βάρος (20.000-400.000), τη διάσταση κατανομής των στοιχείων, τη κρυσταλλικότητα των σωματιδίων.

Ο βαθμός υδρόλυσης καθορίζει τις ιδιότητες του οξικού πολυβινυλίου, δηλαδή αν είναι πλήρης ή μερική και ακολούθως επηρεάζει τις χημικές και φυσικές ιδιότητες του PVA. Πιο συγκεκριμένα, το PVA διαθέτει σημαντικά υψηλή αντοχή σε εφελκυσμό, μεγάλη ευελιξία, ενώ σε σύγκριση με άλλα πολυμερή διαθέτει καλύτερα χαρακτηριστικά ως φράγμα οξυγόνου. Οι φυσικές ιδιότητες του PVA το καθιστούν συμβατό με τους ζωντανούς ιστούς λόγω ομοιότητας, ενώ εξαιτίας της μορφής μεμβράνης που φανερώνει χρησιμοποιείται σε βιοϊατρικές

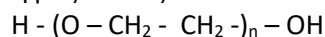


εφαρμογές, καθώς έχει την ιδιότητα να απορροφά μόρια πρωτεΐνης και παρουσιάζει ελάχιστη κυτταρική προσκόλληση <sup>[102]</sup>.

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε υδατοδιαλυτό νήμα PolyVinyl Alcohol της εταιρίας Real Filament, διαμέτρου 1.75 mm, ανοχής 0.05 mm, στρογγυλότητας 95% και ειδικού βάρους 0.6-0.9 g/cm<sup>3</sup> <sup>[103]</sup>.

- Πολυαιθυλενογλυκόλη (PEG)

Η Πολυ(αιθυλενογλυκόλη) (PEG) αποτελεί μια χημική ένωση επαναλαμβανόμενων μονάδων αιθυλενογλυκόλης, με δομή που εκφράζεται ως:



Ανάλογα με το συστατικό μονομερές ή το μητρικό μόριο, οι ενώσεις PEG είναι γνωστές και ως PEO (οξειδίο πολυαιθυλενίου) και POE (πολυοξυαιθυλένιο). Λόγω των χημικών ιδιοτήτων που παρουσιάζει βρίσκει εφαρμογή σε βιολογικούς, χημικούς και φαρμακευτικούς τομείς. Πιο συγκεκριμένα, το PEG είναι ένα μη τοξικό και μη ανοσολογικό υλικό, το οποίο προσκολλάται σε επιφάνειες χωρίς να προκαλεί παρεμπόδιση των κυτταρικών λειτουργιών.

Εξαιτίας της υδρόφιλης φύσης του μπορεί να προσκολληθεί σε πρωτεΐνες και άλλα βιομόρια αυξάνοντας τη διαλυτότητα, ενώ παρουσιάζει εξαιρετική ευελιξία όσον αφορά την επιφανειακή επεξεργασία και τη βιοσύζευξη <sup>[104]</sup>. Επίσης, όταν χρησιμοποιείται ως πρόσθετη με τη μορφή νανοσωματιδίων για την κατασκευή νανοσύνθετων υλικών, διαθέτει την ικανότητα να βελτιώνει τη θερμική αγωγιμότητα και τη συμπεριφορά μετάδοσης θερμότητας <sup>[105]</sup>.

Στην παρούσα μελέτη χρησιμοποιήθηκε το Poly(ethylene glycol) , το οποίο προμηθεύτηκε από την εταιρία Sigma-Aldrich σε μορφή σκόνης με μέσο όρο mol wt 4,600 και ιξώδες 180 cSt (210 °F) <sup>[106]</sup>.

### 8.3 Περιγραφή παραγωγικού εξοπλισμού

Για την διεξαγωγή της πειραματικής διαδικασίας και την κατασκευή των νημάτων ράμματος χρησιμοποιήθηκε παραγωγικός εξοπλισμός που αποτελείται από το κλίβανο ξηρής αποστείρωσης Memmert UN , τον εξωθητή νημάτων Noztek Pro, τον εξωθητή νημάτων 3D Evo Composer 450 και το τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT, των οποίων τα χαρακτηριστικά αναλύονται παρακάτω.

- Κλίβανος ξηρής αποστείρωσης Memmert UN

Ο κλίβανος ξηρής αποστείρωσης Memmert UN (Εικόνα 8.2) διαθέτει εξωτερικό περίβλημα ανοξείδωτου χάλυβα υψηλής ποιότητας και μηχανικής αντοχής (DIN 1.4301). Ο θάλαμος εργασίας στο εσωτερικό του κλιβάνου είναι επίσης κατασκευασμένος από ανοξείδωτο χάλυβα (DIN 1.4301), εξασφαλίζοντας πλήρη στεγανότητα. Η θερμοκρασία λειτουργίας στο θάλαμο εργασίας κυμαίνεται από 5 °C πάνω από την θερμοκρασία περιβάλλοντος έως 220 °C και ρυθμίζεται από το χειριστή με ακρίβεια πρώτου ψηφίου (0,5°C), ομοίως και η ψηφιακή ένδειξη της θερμοκρασίας λειτουργίας.





**Εικόνα 8.3:** Απεικόνιση εργαστηριακού κλιβάνου ξηρής αποστείρωσης Memmert UN.

Η άριστη μόνωσή από υαλοβάμβακα και το αεροστεγές κλείσιμο της πόρτας, καθώς και ο διαχωρισμός του θαλάμου από τα τοιχώματα, εξασφαλίζει ότι η εξωτερική επιφάνεια του κλιβάνου θα παραμείνει ψυχρή κατά τη λειτουργία του. Επιπροσθέτως, οι ενσωματωμένες αντιστάσεις σε όλο το εσωτερικό τοίχωμα εντός διαμορφωμένων αυλακώσεων εξασφαλίζουν την μέγιστη ισοκατανομή θερμοκρασίας στο εσωτερικό του κλιβάνου<sup>[88]</sup>.

- Εξωθητής νημάτων Noztek Pro

Ο Noztek Pro Desktop Filament Extruder (Εικόνα 8.3) χρησιμοποιήθηκε για την παραγωγή ινών ράμματος με την χρήση εξαρτήματος τριών ακροφύσιων 0,2mm, 0,4mm και 0,6 mm. Ο Noztek Pro είναι ένας εξωθητής θερμομηχανικής ανάμειξης τήγματος, ο οποίος συνδυάζει έναν πλανητικό κινητήρα υψηλής ροπής και μία ειδικά σχεδιασμένη ατσάλινη βίδα, προσφέροντας ταχεία εξώθηση.



**Εικόνα 8.4:** Απεικόνιση εργαστηριακού εξωθητή νημάτων Noztek Pro.

Ο συγκεκριμένος εξωθητής νήματος, ανάλογα με το υλικό έχει τη δυνατότητα να εξωθεί 2.5 μέτρα νήματος ανά λεπτό. Η θερμοκρασία εξώθησης κυμαίνεται από 1 έως 300 °C, παρέχοντας ανοχές νήματος 1,75 mm (+0.04 / -0.04). Επίσης, έχει δοκιμαστεί σε ένα ευρύ φάσμα πολυμερών υλικών σε μορφή σφαιριδίων ή σκόνης, ενώ χάρη στον ειδικά κατασκευασμένο βιδωτό σχεδιασμό του μπορεί να εξωθεί νήματα σύνθετων συνδυασμών, κονιοποιημένων ρητινών και ανακυκλωμένων πλαστικών σε μορφή σκόνης<sup>[89]</sup>.



- Εξωθητής νημάτων 3D Evo Composer 450

Ο 3D Evo (3D Evo B.V, NL) Composer 450 (Εικόνα 8.4) χρησιμοποιήθηκε για την παραγωγή νήματος διαμέτρου 1,75 mm, κατάλληλο για χρήση σε εκτύπωση FFF 3D. Ο 3D Evo Composer 450 είναι ένας εξωθητής θερμομηχανικής ανάμειξης τήγματος μονής βίδας. Ο θάλαμος του διαθέτει τέσσερις ζώνες θέρμανσης και μπορεί να χειριστεί θερμοκρασίες έως και 450 °C, γεγονός που τον καθιστά κατάλληλο για την επεξεργασία μεγάλου εύρους υλικών.

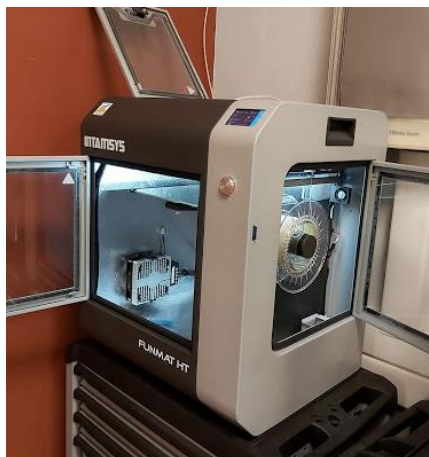


Εικόνα 8.5: Απεικόνιση εργαστηριακού εξωθητή νημάτων 3D Evo Composer 450.

Χρησιμοποιεί βελτιστοποιημένη βίδα ανάμειξης, παρέχοντας τα βέλτιστα αποτελέσματα ανάμειξης των υλικών και των πρόσθετων. Επίσης, διαθέτει σύστημα μέτρησης διαμέτρου νήματος σε πραγματικό χρόνο, με αποτέλεσμα το παραγόμενο νήμα να υποβάλλεται σε ποιοτικό έλεγχο κατά την διαδικασία παραγωγής του. Οι παράμετροι εξώθησης και η ακρίβεια διαστάσεων της διαμέτρου ρυθμίζονται αυτόματα, με σκοπό την διατήρηση των βέλτιστων προδιαγραφών ανοχών ακριβείας<sup>[90]</sup>.

- Τρισδιάστατος εκτυπωτής Intamsys Funmat HT

Ο τρισδιάστατος εκτυπωτής Intamsys Funmat HT (Shanghai, CN) (Εικόνα 8.5) χρησιμοποιήθηκε για την κατασκευή ινών ράμματος με ακροφύσιο εξωθητή 0,2 mm και 0,4 mm, καθώς και για την κατασκευή δοκιμών για την μέτρηση της αντοχής εφελκυσμού, με εκτύπωση του νήματος που παράχθηκε από τον 3D Evo Composer 450.



Εικόνα 8.6: Απεικόνιση εργαστηριακού Τρισδιάστατου εκτυπωτή Intamsys Funmat HT.



Ο συγκεκριμένος είναι ένας εκτυπωτής τεχνολογίας τρισδιάστατης εκτύπωσης FFF, κλειστού θαλάμου, που μπορεί να επιτύχει εκτύπωση 3D λειτουργικών υλικών υψηλής βιομηχανικής ποιότητας και ανάλυσης 50  $\mu\text{m}$ , παρέχοντας θερμική σταθερότητα. Διαθέτει προηγμένο σχεδιασμό θερμικού συστήματος, που περιλαμβάνει θάλαμο σταθερής θερμοκρασίας 90°C, θερμαινόμενη πλάκα 160°C και εξωθητή υψηλής θερμοκρασίας 450°C με μεταλλικό εξόγκωμα<sup>[91]</sup>.

#### 8.4 Περιγραφή εξοπλισμού δοκιμών εφελκυσμού

Για την ασφαλή χρήση των υλικών είναι σημαντική η κατανόηση των τελικών ιδιοτήτων τους και των παραγόντων που τις επηρεάζουν. Μία από τις ευρύτερα χρησιμοποιούμενες δοκιμές για την μηχανική συμπεριφορά των υλικών είναι η δοκιμή εφελκυσμού. Από τη δοκιμή εφελκυσμού λαμβάνονται διαγράμματα που αφορούν τη τάση ( $\sigma$ )-παραμόρφωσης ( $\epsilon$ ), με σκοπό το προσδιορισμό της ικανότητας αντοχή του υλικού σε δυνάμεις που τείνουν να το εκτείνουν και του βαθμού έκτασης ή παραμόρφωσης του υλικού πριν τη θραύση του.

Το διάγραμμα τάσης ( $\sigma$ )-παραμόρφωσης ( $\epsilon$ ) επηρεάζεται από ένα πλήθος παραγόντων, όπως είναι ο ρυθμός επιμήκυνσης, η γεωμετρία του δοκιμίου και η θερμοκρασία, γι' αυτό είναι απαραίτητος ο ακριβής προσδιορισμός των παραγόντων αυτών. Κατά τη δοκιμή εφελκυσμού, ειδικοί σφιγκτήρες συγκρατούν τα άκρα των δοκιμίων εφελκυσμού και απομακρύνονται μεταξύ τους με ελεγχόμενη ταχύτητα, επιβάλλοντας ελεγχόμενη παραμόρφωση στο δοκίμιο. Ταυτόχρονα γίνεται μέτρηση της προκαλούμενης επιμήκυνσης και του φορτίου που εφαρμόζεται στο δοκίμιο<sup>[92]</sup>.

Στη παρούσα μελέτη, χρησιμοποιήθηκε η μηχανή εφελκυσμού Imada MX2 (Imada Inc, Northbrook, IL, USA) (Εικόνα 8.6), η οποία προσφέρει υψηλής απόδοσης δοκιμές, βελτιωμένη ασφάλεια, προηγμένες δυνατότητες δοκιμών με ψηφιακό έλεγχο ταχύτητας, ελεγχόμενη λειτουργία με μετρητές δύναμης. Επίσης, παρέχει πολλές προσαρμοσμένες ρυθμίσεις με μεγάλη ευελιξία για τη διεξαγωγή ποικίλων μετρήσεων, συμπεριλαμβανομένων της δοκιμής αντίστασης στη σύνθλιψη, της δοκιμής κύκλου, καταστροφικές ή μη καταστροφικές δοκιμές<sup>[93]</sup>.



Εικόνα 8.7: Απεικόνιση εργαστηριακής μηχανής εφελκυσμού Imada MX2.

Επίσης, χρησιμοποιήθηκε λογισμικό απόκτησης δεδομένων SW-2X για τη καταγραφή των ενδείξεων δύναμης έναντι μετατόπισης σε πραγματικό χρόνο. Για τη δοκιμή εφελκυσμού των ινών ράμματος προσαρμόστηκαν στη μηχανή εφελκυσμού ειδικά διαμορφωμένα grippers, τα οποία συγκρατούν τα νήματα εφαπτομενικά.



## 9. Παραγωγική διαδικασία ιατρικών ραμμάτων και νημάτων

Στη παρούσα ενότητα, γίνεται περιγραφή της διαδικασίας παρασκευής των νανοσύνθετων υλικών με τεχνική ξηρής (μηχανικής) ανάδευσης. Στη συνέχεια, περιγράφονται αναλυτικά οι μέθοδοι που ακολουθήθηκαν για τη διαδικασία εξώθησης των νημάτων. Τέλος, αναλύονται οι μέθοδοι δοκιμών, που αφορούν τις μηχανικές και τις αντιβακτηριδιακές ιδιότητες των υλικών.

### 9.1 Διαδικασία μηχανικής ανάδευσης υλικών

Η τεχνική ανάμιξης που ακολουθήθηκε είναι η ξηρή (μηχανική) ανάδευση, η οποία συνεπάγεται εξαιρετικές ιδιότητες των παραγόμενων σύνθετων υλικών, εξαιτίας της υψηλής ταχύτητας περιστροφής του δοχείου, με αποτέλεσμα την ομογενοποίηση των μιγμάτων. Πριν πραγματοποιηθεί η τεχνική της ξηρής (μηχανικής) ανάδευσης, όλα τα υλικά ξηράθηκαν σε κλίβανο εργαστηρίου για 24 ώρες στους 70°C. Με το πέρας των 24 ωρών κάθε υλικό ζυγίστηκε και στη συνέχεια, πραγματοποιήθηκε η ανάμιξή του με τα ποσοστά πλήρωσης που υπολογίζονται ανά βάρος (% κ.β).

Η διαδικασία ξηρής (μηχανικής) ανάδευσης εξελίχθηκε σε κλειστό θάλαμο, ώστε να μειωθούν οι απώλειες των πληρωτικών υλικών, εξαιτίας της υψηλής αιωρούμενης συμπεριφοράς που φανερώνουν. Αφού παρασκευάστηκαν τα ομογενοποιημένα μίγματα, τέθηκαν σε περεταίρω ξήρανση στο κλίβανο του εργαστηρίου για 4 ώρες στους 70°C. Προκειμένου να διερευνηθεί η επίδραση του πρόσθετων νανοϋλικών στη μήτρα Πολυπροπυλενίου (PP) και Πολυαμυδίου 12 (PA12), τα νανοσύνθετα υλικά κατασκευάστηκαν σε διαφορετικές συγκεντρώσεις πληρωτικού, οι οποίες φαίνονται στον Πίνακα 5 και Πίνακα 6 αντίστοιχα. Οι ιδιότητες του καθαρού PP και του καθαρού Πολυαμυδίου 12 μελετήθηκαν και αξιολογήθηκαν σε σχέση με τα παρασκευασμένα νανοσύνθετα στις διάφορες συγκεντρώσεις που φαίνονται στους ακόλουθους πίνακες.

MATERIAL				
MATRIX	FILLER 1	(%)	FILLER 2	(%)
PP	TiO2	0.5	Antibacterial Powder	2
PP	TiO2	0.5	Antibacterial Powder	4
PP	TiO2	0.5	Silver Doped Antibacterial	2
PP	TiO2	0.5	Silver Doped Antibacterial	4
PP	TiO2	0.5	Cu Nano	2
PP	TiO2	0.5	Cu Nano	4
PP	-	-	Antibacterial Powder	2
PP	-	-	Cu Nano	2
PP	-	-	Cu Nano	4

Πίνακας 6: Συγκεντρώσεις παραγόμενων νανοσύνθετων υλικών μήτρας Πολυπροπυλενίου (PP)



MATERIAL				
MATRIX	FILLER 1	(%)	FILLER 2	(%)
PA12	AgNO <sub>3</sub>	5	PVP	2.5
PA12	AgNO <sub>3</sub>	5	PVA	2.5
PA12	AgNO <sub>3</sub>	5	PEG	2.5
PA12	AgNO <sub>3</sub>	10	PVP	5
PA12	AgNO <sub>3</sub>	10	PVA	5
PA12	AgNO <sub>3</sub>	10	PEG	5

Πίνακας 7: Συγκεντρώσεις παραγόμενων νανοσύνθετων υλικών μήτρας Πολυαμυδίου 12 (PA12)

## 9.2 Διαδικασία εξώθησης νημάτων

Για τη κατασκευή των ινών ράμματος σταθερής διαμέτρου πραγματοποιήθηκαν δύο μέθοδοι εξώθησης νημάτων. Αρχικά, για τη παραγωγή των νημάτων χρησιμοποιήθηκε ο εξωθητής Noztek Pro, στον οποίο προσαρμόστηκε κατάλληλα σχεδιασμένο εξάρτημα τριών ακροφύσιων 0,2mm, 0,4mm και 0,6mm, με σκοπό την απευθείας παρασκευή ινών ράμματος.



Εικόνα 9.1: Απεικόνιση διαδικασίας εξώθησης ινών ράμματος καθαρού Πολυπροπυλενίου (PP) διαμέτρων 0.2mm, 0.4mm και 0.6mm, με χρήση εξωθητή νημάτων Noztek Pro με προσαρμοσμένο εξάρτημα τριών ακροφύσιων.

Για τη διαδικασία εξώθησης τοποθετήθηκε καθαρό πολυπροπυλένιο (Pure PP) με θερμοκρασία εξώθησης στους 190°C, με ταυτόχρονη χρήση ανεμιστήρα για τη ψύξη του εξωθούμενου νήματος. Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας εξώθησης παρατηρήθηκε δυσλειτουργία στη ταυτόχρονη εξώθηση και των τριών ακροφύσιων, με την εξώθηση να πραγματοποιείται από τα ακροφύσια των 0,4mm και 0,6mm. Επίσης, παρατηρήθηκε ανομοιομορφία στη διάμετρο των εξωθούμενων νημάτων, γεγονός που οδήγησε στην αλλαγή της μεθόδου εξώθησης.

Κατά τη δεύτερη μέθοδο, η εξώθηση των νημάτων πραγματοποιήθηκε με χρήση εξωθητή μονής βίδας 3D Eno (3D Eno B.V., NL) Composer 450, προς κατασκευή νημάτων σταθερής διαμέτρου 1.75mm, κατάλληλο για χρήση σε 3D εκτύπωση τεχνολογίας FFF. Τα υλικά που κατασκευάστηκαν υποβλήθηκαν σε επεξεργασία υπό διαφορετικές συνθήκες εξώθησης, οι οποίες φαίνονται στον Πίνακα 8 και Πίνακα 9.





EXTRUSION CONDITIONS						
MATERIAL	HEATER 1	HEATER 2	HEATER 3	HEATER 4	EXTRUDER SPEED (rpm)	FAN SPEED (%)
PP	195	200	200	200	3.9	40
PP/Cu Nano (2 wt. %)	215	230	230	225	3.7	40
PP/Cu Nano (4 wt. %)	215	220	220	210	3.7	40
PP/TiO <sub>2</sub> (0.5 wt. %) /Cu Nano (2 wt. %)	200	200	200	195	3.7	40
PP/TiO <sub>2</sub> (0.5wt %) / Cu Nano (4 wt. %)	215	215	220	220	3.7	40
PP/TiO <sub>2</sub> (0.5wt %) / Silver Doped Antibacterial (2 wt. %)	215	215	220	220	3.7	40
PP/TiO <sub>2</sub> (0.5wt %) / Silver Doped Antibacterial (4 wt. %)	215	230	230	225	3.7	40
PP/Antibacterial Nanopowder (2 wt. %)	200	200	200	195	3.7	40
PP/TiO <sub>2</sub> (0.5wt %) / Antibacterial Nanopowder (2 wt. %)	210	220	220	195	3.5	40
PP/TiO <sub>2</sub> (0.5wt %) /Antibacterial Nanopowder (4 wt. %)	215	220	220	200	3.4	40

**Πίνακας 8:** Συνθήκες εξώθησης παραγόμενων νανοσύνθετων υλικών πολυμερικής μήτρας Πολυπροπυλενίου (PP) με χρήση εξωθητή μονής βίδας 3D Evo Composer 450.

EXTRUSION CONDITIONS						
MATERIAL	HEATER 1	HEATER 2	HEATER 3	HEATER 4	EXTRUDER SPEED (rpm)	FAN SPEED (%)
PA12	210	230	230	220	6.5	40
PA12/ AgNO <sub>3</sub> (10 wt. %)/ PVA (5 wt. %)	215	230	230	225	6.0	40
PA12/ AgNO <sub>3</sub> (10 wt. %)/ PVP (5 wt. %)	215	220	220	210	6.9	40
PA12/ AgNO <sub>3</sub> (10 wt. %)/ PEG (5 wt. %)	210	220	220	195	6.5	40
PA12/ AgNO <sub>3</sub> (5 wt. %)/ PVA (2.5 wt. %)	215	215	220	220	6.0	40
PA12/ AgNO <sub>3</sub> (5 wt. %)/ PVP (2.5 wt. %)	215	215	220	220	5.5	40
PA12/ AgNO <sub>3</sub> (5 wt. %)/ PEG (2.5 wt. %)	215	230	230	225	6.0	40

**Πίνακας 9:** Συνθήκες εξώθησης παραγόμενων νανοσύνθετων υλικών πολυμερικής μήτρας Πολυαμυδίου 12 (PA12) με χρήση εξωθητή μονής βίδας 3D Evo Composer 450.



Κατά τη διαδικασία της εξώθησης κρίθηκε απαραίτητη η προσαρμογή ενός ειδικά σχεδιασμένου αγωγού αέρα, από τον αέρα των ανεμιστήρων του εξωθητή προς το εξωθούμενο υλικό στο ακροφύσιο του Eno, με σκοπό τη βελτίωση της ροής του αέρα, που οδήγησε στην ομαλότερη διαδικασία ψύξης του εξωθούμενου υλικού.

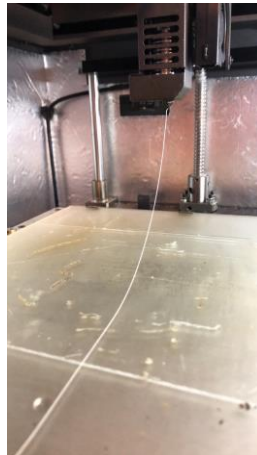


**Εικόνα 9.2:** Απεικόνιση διαδικασίας εξώθησης νημάτων PP/Antibacterial Nanopowder 2.00% σταθερής διαμέτρου 1,75mm, κατάλληλο για χρήση σε 3D εκτύπωση τεχνολογίας FFF, με χρήση εξωθητή νημάτων μονής βίδας 3D Eno Composer 450.

Το εξωθούμενα νήματα φανέρωσαν καλύτερη στρογγυλοποίηση, με αποτέλεσμα τη βελτίωση της ποιότητάς τους. Η διάμετρος και η στρογγυλότητα όλων των εξωθούμενων νημάτων εξετάστηκε περαιτέρω με ψηφιακό πολύμετρο ακριβείας, ώστε να εξασφαλιστεί η ποιότητά του πριν τη διαδικασία της 3D εκτύπωσης. Τα εξωθούμενα νήματα χρησιμοποιήθηκαν για τη κατασκευή των ινών ράμματος και των δοκιμών εφελκυστικής δύναμης.

Επιλέχθηκε η τεχνολογία κατασκευής συντηγμένων ινών, για την οποία χρησιμοποιήθηκε τρισδιάστατος εκτυπωτής Intamsys Funmat HT 3D (Intamsys Co, Ltd., Shanghai, CN). Η κατασκευή των ινών ράμματος έγινε με ρύθμιση ακροφύσιων 0,2mm και 0,4mm, ενώ η κατασκευή των δοκιμών εφελκυσμού με ρύθμιση ακροφύσιου 0,4 mm, με θερμοκρασία ακροφύσιου στους 230°C, θερμοκρασία θαλάμου στους 65 °C και θερμοκρασία τράπεζας στους 115 °C.

Όλες οι παράμετροι για τη παρασκευή των δοκιμών εφελκυσμού ρυθμίστηκαν σε προεπιλογή με το εργαλείο λογισμικού Intamsuite, επιλέγοντας ως υλικό αναφοράς το PP, σύμφωνα με το Διεθνές πρότυπο Αμερικανικής Εταιρείας Δοκιμών και Υλικών (ASTM) D638-02a.



**Εικόνα 9.3:** Απεικόνιση διαδικασίας 3D εκτύπωσης ινών ράμματος PP/Antibacterial Nanopowder 2.00% σταθερής διαμέτρου 0.2 mm, με χρήση τρισδιάστατου εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D (Intamsys Co, Ltd., Shanghai, CN).

### 9.3 Περιγραφή δοκιμών

Στη παρούσα ενότητα, γίνεται περιγραφή της δοκιμής μονοαξονικού εφελκυσμού μέσω της οποίας λαμβάνονται τα διαγράμματα τάσης-παραμόρφωσης των υλικών, με σκοπό τον υπολογισμό των μηχανικών ιδιοτήτων τους.

Κατά τη δοκιμή αυτή, τα δοκίμια και τα νήματα των υπό εξέταση νανοσύνθετων υλικών τοποθετούνται σε κατάλληλη μηχανή εφελκυσμού και υφίστανται μονοαξονική τάση μέχρι τη θραύση τους. Στη συνέχεια, περιγράφεται ο έλεγχος της αντιμικροβιακής δράσης των ινών ράμματος των νανοσύνθετων υλικών, έναντι των μικροοργανισμών *Escherichia coli*, Gram<sup>-</sup> και *Staphylococcus aureus*, Gram<sup>+</sup>, με σκοπό την αξιολόγηση της αντιβακτηριακής δράσης των κατασκευασμένων ραμμάτων.

#### 9.3.1 Προσδιορισμός μηχανικών ιδιοτήτων

Για τη διαδικασία μέτρησης των μηχανικών ιδιοτήτων, αρχικά πραγματοποιήθηκε μέτρηση του πλάτους και του μήκους του κάθε δοκιμίου, καθώς και της διαμέτρου του κάθε νήματος με χρήση ψηφιακού παχυμέτρου, ώστε να υπολογιστεί αξιόπιστα η διατομή για την αναγωγή της με τις ασκούμενες δυνάμεις.



**Εικόνα 9.4:** Απεικόνιση μέτρησης διαμέτρου ίνας ράμματος PP/TiO<sub>2</sub> 0.5%/ Antibacterial Nanopowder 2.0%, με χρήση ψηφιακού παχυμέτρου.

Οι δοκιμές αντοχής σε εφελκυσμό πραγματοποιήθηκαν σύμφωνα με την Αμερικανική Εταιρεία Δοκιμών και το διεθνές πρότυπο Υλικών ASTM D638-02a. Κατά τη διαδικασία της δοκιμής, 5 δοκίμια εφελκυσμού από κάθε υλικό τοποθετήθηκαν με ευθυγράμμιση του άξονα των δοκιμίων με τον



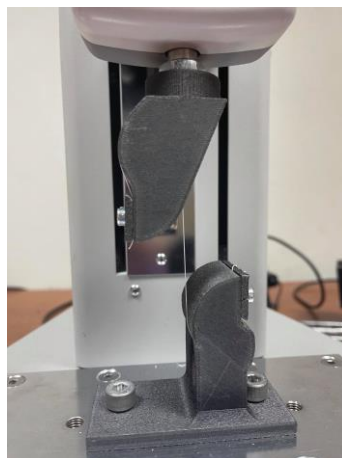
άξονα της φόρτισης στην συσκευή Imada MX2 (Imada Inc., Northbrook, IL, USA). Όλες οι δοκιμές πραγματοποιήθηκαν κάτω από συνθήκες θερμοκρασίας δωματίου (22 °C, ~ 50% RH) και η ταχύτητα εφελκυσμού ρυθμίστηκε στα 10 mm / min.



**Εικόνα 9.5:** Απεικόνιση διαδικασίας δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό σε δοκίμιο εφελκυσμού κατασκευασμένο από PP/ TiO<sub>2</sub> 0.5%/ Antibacterial Nanopowder 2.0%, με χρήση συσκευής Imada MX2 (Imada Inc., Northbrook, IL, USA).

Η καμπύλη επιμήκυνσης φορτίου αποκτήθηκε με ηλεκτρονική ανάλυση μέσω ειδικά σχεδιασμένου λογισμικού με χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή. Από το διάγραμμα εξήχθησαν θεμελιώδη μεγέθη για τον χαρακτηρισμό της μηχανικής συμπεριφοράς του υλικού και πιο συγκεκριμένα το μέτρο ελαστικότητας, η ολκιμότητα, το όριο διαρροής και το όριο θραύσης.

Κατά την διαδικασία δοκιμής των ινών ράμματος, 5 νήματα από κάθε υλικό αρχικού μήκους  $L_0=40\text{mm}$  συγκρατήθηκαν σε ειδικά διαμορφωμένες λαβές με δημιουργία ασφαλών κόμπων, προς αποφυγή πιθανής ολίσθησης των νημάτων. Όλες οι δοκιμές πραγματοποιήθηκαν κάτω από συνθήκες θερμοκρασίας δωματίου (22 °C, ~ 50% RH) και η ταχύτητα εφελκυσμού ρυθμίστηκε στα 10 mm/min.



**Εικόνα 9.6:** Απεικόνιση διαδικασίας δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό ίνας ράμματος κατασκευασμένης από PP/ TiO<sub>2</sub> 0.5%/ Antibacterial Nanopowder 2.0%, διαμέτρου 0.4mm, με χρήση συσκευής Imada MX2 (Imada Inc., Northbrook, IL, USA).



### 9.3.2 Προσδιορισμός αντιβακτηριακής δράσης ιατρικών ραμμάτων

Η μέθοδος αξιολόγησης της αντιβακτηριακής αποτελεσματικότητας των ινών ράμματος πραγματοποιήθηκε με τη μέθοδο διάχυσης σε θεραπευτικό ζωμό, η οποία είναι μία από τις βασικές μεθόδους δοκιμής ευαισθησίας κατά των βακτηρίων.

Σύμφωνα με τη μέθοδο αυτή πραγματοποιείται διάχυση σε δισκίο δύο αντιπροσωπευτικών μικροοργανισμών, οι οποίοι παρασκευάζονται και αναπτύσσονται στο θρεπτικό υλικό. Αρχικά, τα τρυβλία με το υγρό μέσω καλλιέργειας τοποθετούνται σε κλίβανο ξήρανσης για 20 λεπτά, ώστε να αποφευχθεί η ύπαρξη υγρασίας.

Στη συνέχεια, γίνεται λήψη του βακτηριακού παράγοντα με σύριγγα και ακολουθεί η τοποθέτησή του σε φυσικό ορό για δημιουργία διαλύματος. Με το πέρας 10 λεπτών το διάλυμα είναι ομογενοποιημένο, με εκείνο που περιέχει τον E. Coli να παρουσιάζει ένα ελαφρώς ροζ χρώμα. Έπειτα, πραγματοποιείται η αρίθμηση των τρυβλίων, ώστε κάθε αριθμός να αντιστοιχεί σε ένα υλικό.



Εικόνα 9.7: Απεικόνιση διαδικασίας ενοφθαλμισμού τρυβλίων με βακτηριακό διάλυμα.

Το διάλειμμα που έχει δημιουργηθεί τοποθετείται σε δοκιμαστικό σωλήνα και λαμβάνεται με χρήση μπατονέτας, ώστε να απλωθεί στο τρυβλίο. Ακολουθεί η εμφύσηση των παραγμένων ινών ράμματος από κάθε υλικό στο κατάλληλα αριθμημένο τρυβλίο. Τέλος, τα τρυβλία τοποθετούνται σε κλίβανο για 24 ώρες στους 37 °C.

## 10. Αποτελέσματα

Στη παρούσα ενότητα παρατίθενται τα αποτελέσματα από τις δοκιμές αντοχής σε εφελκυσμό των ινών ράμματος, των νημάτων διαμέτρου 1.75mm καθώς και των δοκιμών εφελκυσμού όλων των υλικών που παρασκευάστηκαν στη συγκεκριμένη διπλωματική εργασία. Η μέθοδος που χρησιμοποιήθηκε είναι η εξώθηση νημάτων με χρήση τρισδιάστατου εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D.

Τα αποτελέσματα αφορούν την αντοχή σε εφελκυσμό των ινών ράμματος, των νημάτων διαμέτρου 1.75mm και των δοκιμών εφελκυσμού. Η απεικόνιση των αποτελεσμάτων γίνεται σε σύγκριση με τη συγκέντρωση του ναοπρόσθετου για κάθε κατασκευασμένο υλικό. Στη συνέχεια, ακολουθούν τα αποτελέσματα της αντιβακτηριακής αποτελεσματικότητας των ινών ράμματος με τη μέθοδο διάχυσης δίσκων σε αγάρ.

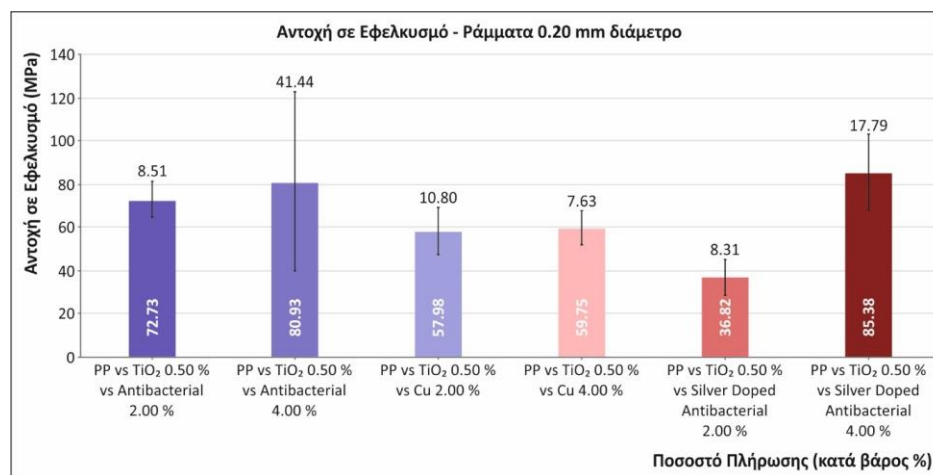




## 10.1 Αποτελέσματα μηχανικών ιδιοτήτων

### 10.1.1 Αποτελέσματα δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό αντιβακτηριακών ραμμάτων μήτρας Πολυπροπυλενίου

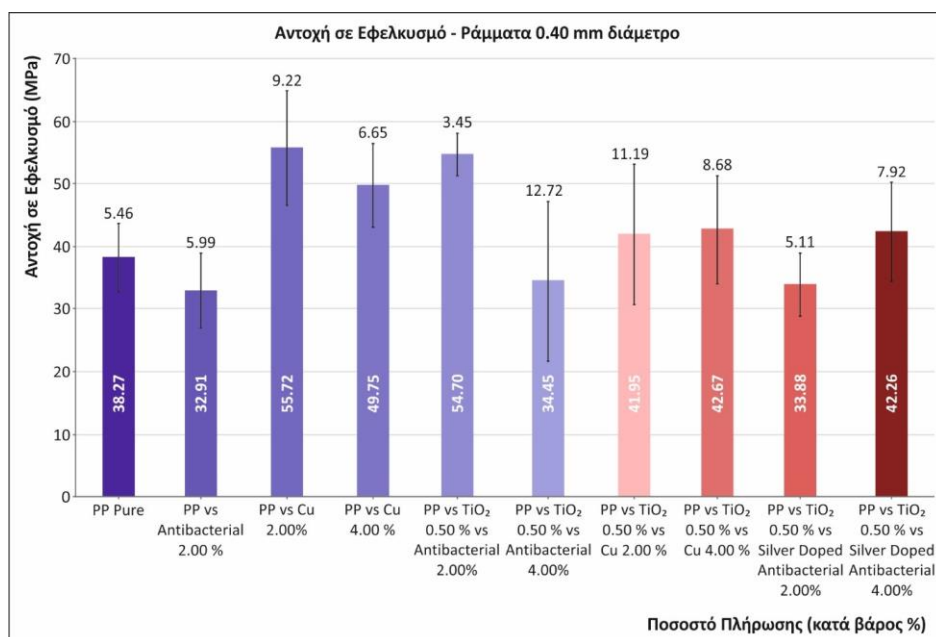
Στο Σχήμα 1, παρατίθενται τα αποτελέσματα από τις δοκιμές σε εφελκυσμό όλων των δειγμάτων ράμματος με διάμετρο 0.20 mm, των οποίων τα υλικά φαίνονται στο ακόλουθο γράφημα. Πιο συγκεκριμένα, παρουσιάζεται η μέση μέγιστη τάση εφελκυσμού κάθε ράμματος υπολογισμένη σε MPa, ενώ η απεικόνιση γίνεται σε σύγκριση με τις διαφορετικές συγκεντρώσεις νανοπρόσθετου υλικού.



**Figure 1:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού ινών ράμματος 0.2mm κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση του νανοπρόσθετου για κάθε κατασκευασμένο υλικό.

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 1, η μέγιστη μέση τιμή τάσης εφελκυσμού αναπτύχθηκε κατά τη δοκιμή ράμματος PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Silver Doped Antibacterial 4.00%, φανερώοντας αύξηση κατά 131% συγκριτικά με το ίδιο υλικό, με ποσοστό νανοπρόσθετου 2.00%. Συνολικά, το μέσο μέγιστο εφελκυστικό φορτίο κυμαίνεται σε εύρος 36.8 - 85.3 MPa, με το υλικό ράμματος PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Silver Doped Antibacterial 2.00% να φανερώνει τη χαμηλότερη μέση τιμή τάσης σε εφελκυσμό από όλα τα υλικά κατασκευής των ραμμάτων με διάμετρο 0.20 mm.

Ακολούθως στο Σχήμα 2, απεικονίζονται τα αποτελέσματα από τις δοκιμές σε εφελκυσμό όλων των δειγμάτων ράμματος με διάμετρο 0.40 mm, των οποίων τα υλικά φαίνονται στο ακόλουθο γράφημα. Συγκεκριμένα, παρουσιάζεται η μέση μέγιστη τάση εφελκυσμού κάθε ράμματος με διάμετρο 0.40 mm υπολογισμένη σε MPa. Η απεικόνιση γίνεται σε σύγκριση με το ποσοστό νανοπρόσθετου όλων των υλικών κατασκευής ραμμάτων με διάμετρο 0.4 mm.

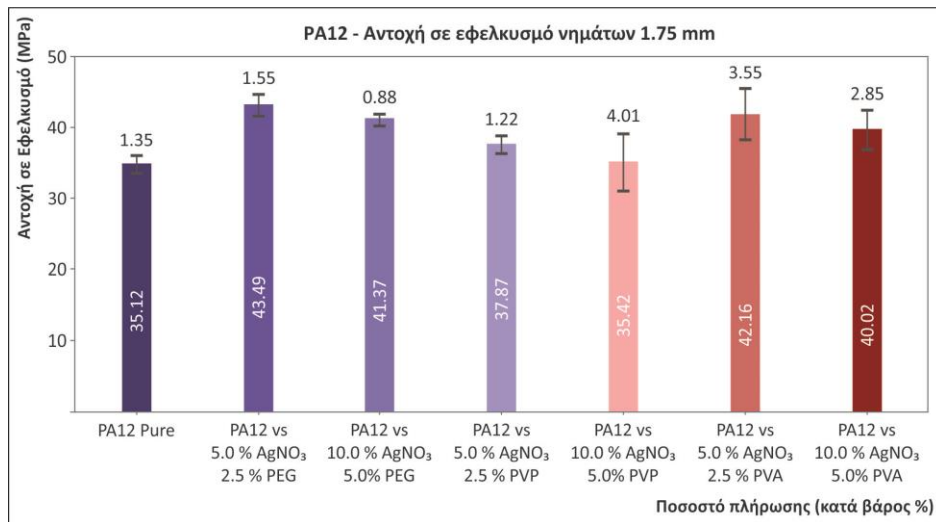


**Figure 2:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού ινών ράμματος 0.4mm κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση του νανοπρόσθετου για κάθε κατασκευασμένο υλικό.

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 2, η μέγιστη μέση τάση εφελκυσμού αναπτύχθηκε κατά τη δοκιμή του ράμματος που κατασκευάστηκε από PP vs Cu 2.00%, φανερώοντας αύξηση κατά 45.5% σε σχέση με το καθαρό πολυπροπυλένιο (PP). Τη χαμηλότερη μέση τιμή τάσης σε εφελκυσμό φανέρωσε το υλικό ράμματος PP vs Antibacterial 2.00%, εμφανίζοντας μείωση κατά 14% σε σχέση με το καθαρό πολυπροπυλένιο (PP). Συνολικά, το 66.6% των υλικών κατασκευής των ραμμάτων με διάμετρο 0.4 mm με τις συγκεντρώσεις των διαφόρων πληρωτικών, έδειξαν αύξηση της αντοχής εφελκυσμού του καθαρού πολυπροπυλενίου (PP), με το μέγιστο εφελκυστικό φορτίο να κυμαίνεται σε εύρος 32.9 - 55.7 MPa.

### 10.1.2 Αποτελέσματα δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό νημάτων διαμέτρου 1.75mm Πολυαμιδίου 12 και πρόσθετων

Ακολουθώντας στο Σχήμα 3, παρατίθενται τα αποτελέσματα των δοκιμών εφελκυσμού όλων των νημάτων διαμέτρου 1.75mm, των οποίων τα υλικά φαίνονται στο ακόλουθο γράφημα. Στη συγκεκριμένη δοκιμή επιλέχθηκε τα υπό εξέταση υλικά να έχουν διάμετρο 1.75mm αντί αντιπροσωπευτικής διαμέτρου ραμμάτων (0.2 mm και 0.4mm), με σκοπό να μελετηθεί ποιοτικά η επίδραση των πρόσθετων στην πολυμερική μήτρα Πολυαμιδίου 12, καθώς από τις δοκιμές ραμμάτων Πολυπροπυλενίου παρατηρήθηκε μεγάλη απόκλιση αντοχής σε σχέση με τις προδιαγραφές των ραμμάτων, που μπορεί να οφείλεται σε ανεπάρκεια της μεθόδου προσέγγισης.

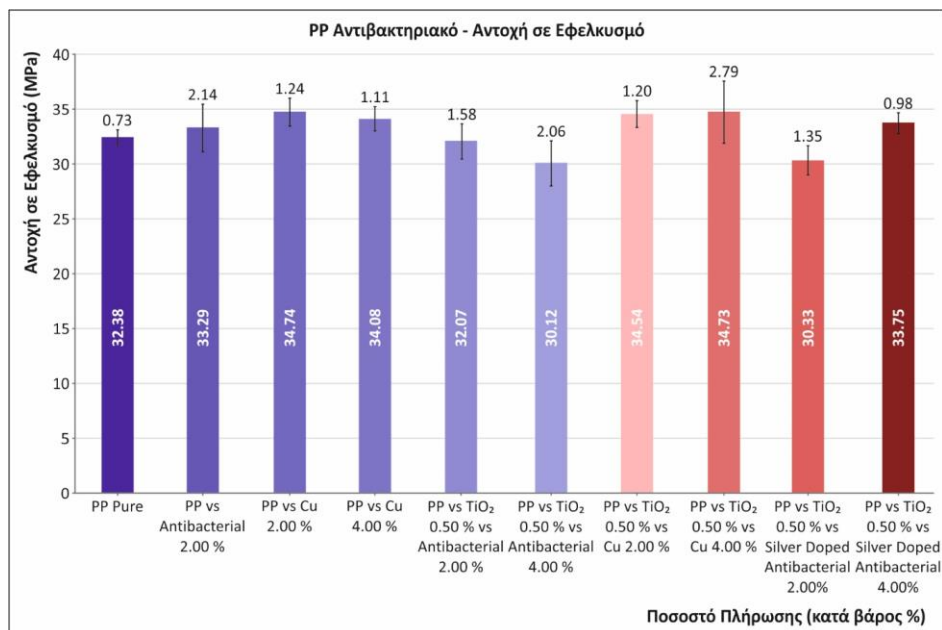


**Figure 3:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού νημάτων μήτρας Πολυαμιδίου 12, διαμέτρου 1.75mm, κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση των πληρωτικών για κάθε κατασκευασμένο υλικό.

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 3, σχετικά με τη μέγιστη μέση τάση εφελκυσμού που αναπτύχθηκε στα νήματα κατά τη διάρκεια της δοκιμής, όλα τα κατασκευασμένα υλικά φανέρωσαν βελτιωμένη αντοχή εφελκυσμού συγκριτικά με το καθαρό Πολυαμίδιο 12, ενώ το νανοσύνθετο PA12 vs 5.0% AgNO<sub>3</sub> vs 2.5% PEG φανέρωσε τη μεγαλύτερη αύξηση της αντοχής εφελκυσμού. Τη χαμηλότερη μέση τιμή τάσης σε εφελκυσμό φανέρωσε το δοκίμιο εφελκυσμού που κατασκευάστηκε από PA12 vs 10.0% AgNO<sub>3</sub> vs 5.0% PVP, εμφανίζοντας μείωση κάτω από 1% σε σχέση με το καθαρό Πολυαμίδιο 12. Συνολικά, όλα τα υλικά που δοκιμάστηκαν στη συγκεκριμένη δοκιμή παρουσίασαν βελτίωση της αντοχής εφελκυσμού του καθαρού Πολυαμιδίου 12.

### 10.1.3 Αποτελέσματα δοκιμής για αντοχή σε εφελκυσμό δοκιμίων

Στο Σχήμα 4, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από τις δοκιμές σε εφελκυσμό που πραγματοποιήθηκαν στα δοκίμια εφελκυσμού των παραγμένων υλικών μήτρας Πολυπροπυλενίου της παρούσας εργασίας. Συγκεκριμένα, απεικονίζεται η μέση μέγιστη τάση εφελκυσμού κάθε δοκιμίου, υπολογισμένη σε MPa, συγκριτικά με το ποσοστό νανοπρόσθετου κάθε κατασκευασμένου υλικού.

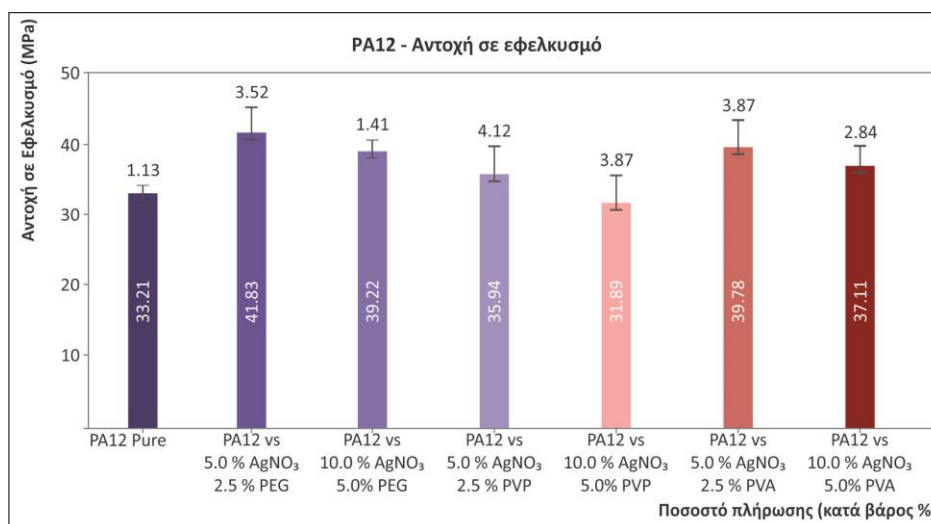




**Figure 4:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού δοκιμών Πολυπροπυλενίου και νανοσύνθετων, κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση του νανοπρόσθετου για κάθε κατασκευασμένο υλικό.

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 4, σχετικά με τη μέγιστη μέση τάση εφελκυσμού που αναπτύχθηκε κατά τη διάρκεια της δοκιμής, τα νανοπρόσθετα χαλκού (Cu) φανέρωσαν αύξηση της αντοχής εφελκυσμού του καθαρού πολυπροπυλενίου (PP), με τη μέγιστη τιμή να εμφανίζεται στο PP vs 0.5% TiO<sub>2</sub> vs 4.0% Cu. Τη χαμηλότερη μέση τιμή τάσης σε εφελκυσμό φανέρωσε το δοκίμιο εφελκυσμού που κατασκευάστηκε από PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Antibacterial 4.00%, εμφανίζοντας μείωση περίπου κατά 7% σε σχέση με το καθαρό πολυπροπυλένιο (PP). Συνολικά, το 66.6% των υλικών που δοκιμάστηκαν στη συγκεκριμένη δοκιμή παρουσίασαν βελτίωση της αντοχής εφελκυσμού του καθαρού πολυπροπυλενίου (PP).

Στο Σχήμα 5, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα από τις δοκιμές σε εφελκυσμό που πραγματοποιήθηκαν στα δοκίμια εφελκυσμού των παραγμένων υλικών μήτρας Πολυαμιδίου 12 της παρούσας εργασίας. Συγκεκριμένα, απεικονίζεται η μέση μέγιστη τάση εφελκυσμού κάθε δοκιμίου, υπολογισμένη σε MPa, συγκριτικά με το ποσοστό νανοπρόσθετου κάθε κατασκευασμένου υλικού.



**Figure 5:** Αποτελέσματα δοκιμής εφελκυσμού δοκιμών Πολυαμιδίου 12 και νανοσύνθετων, κατασκευασμένων με μέθοδο εξώθησης σε τρισδιάστατο εκτυπωτή Intamsys Funmat HT 3D: Απεικόνιση μέσης μέγιστης τάσης εφελκυσμού σε MPa και των αντίστοιχων αποκλίσεων σε σύγκριση με τη συγκέντρωση του νανοπρόσθετου για κάθε κατασκευασμένο υλικό.

Όπως φαίνεται στο Σχήμα 5, σχετικά με τη μέγιστη μέση τάση εφελκυσμού που αναπτύχθηκε κατά τη διάρκεια της δοκιμής, σχεδόν όλα τα κατασκευασμένα υλικά φανέρωσαν βελτιωμένη αντοχή εφελκυσμού συγκριτικά με το καθαρό Πολυαμίδιο 12, ενώ το νανοσύνθετο PA12 vs 5.0% AgNO<sub>3</sub> vs 2.5% PEG φανέρωσε τη μεγαλύτερη αύξηση της αντοχής εφελκυσμού. Τη χαμηλότερη μέση τιμή τάσης σε εφελκυσμό φανέρωσε το δοκίμιο εφελκυσμού που κατασκευάστηκε από PA12 vs 10.0% AgNO<sub>3</sub> vs 5.0% PVP, εμφανίζοντας ελάχιστη μείωση περίπου κατά 1% σε σχέση με το καθαρό Πολυαμίδιο 12. Συνολικά, το 83.3% των υλικών που δοκιμάστηκαν στη συγκεκριμένη δοκιμή παρουσίασαν βελτίωση της αντοχής εφελκυσμού του καθαρού Πολυαμιδίου 12.

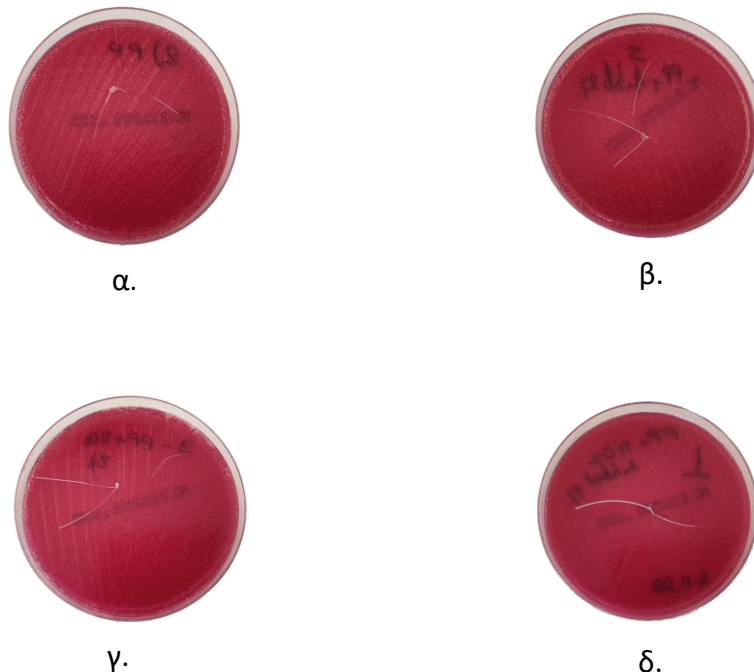
## 10.2 Αποτελέσματα αντιβακτηριακής δράσης ιατρικών ραμμάτων

Στη παρούσα ενότητα, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της αντιβακτηριακής δράσης των κατασκευασμένων ραμμάτων και δοκιμών. Για τη συγκριτική μελέτη της αντιβακτηριακής αποτελεσματικότητας των υλικών κατασκευής τους χρησιμοποιείται η μέθοδος μέτρησης ζωνών αναστολής. Με τη μέθοδο αυτή, λαμβάνονται ποιοτικά και ποσοτικά αποτελέσματα αναφορικά με



το υλικό που φανερώνει τη μεγαλύτερη αναστολή ανάπτυξης του μικροβιακού παράγοντα. Συγκεκριμένα, το όριο της ζώνης αναστολής ξεκινά από το σημείο που δεν παρατηρείται μικροβιακή ανάπτυξη με γυμνό μάτι.

Η μέτρηση της ζώνης αναστολής γίνεται με χάρακα ακριβείας ή ειδικά όργανα μέτρησης σε mm, με προσπίπτοντα φωτισμό στο τρυβλίο. Επισημαίνεται ότι τα τρυβλία που φανερώνουν κόκκινο χρώμα περιέχουν εκλεκτικό υλικό Mac conkey No2 για την ανάπτυξη του E. Coli. Η αλλαγή χρώματος του θρεπτικού ζωμού φανερώνει την ανάπτυξη των βακτηρίων και τη δημιουργία αποικιών. Τα τρυβλία που περιέχουν σταφυλόκοκκο γίνονται κίτρινα σε διάστημα ακόμα και μεγαλύτερο των 6 ωρών, καθώς χρησιμοποιείται χρυσίζων σταφυλόκοκκος (*Staphylococcus aureus*) και περιέχουν υλικό Mueller Hinton αγάρ (MHA), το οποίο χρησιμοποιείται στα αντιβιογράμματα και δεν χρωματίζει τις αποικίες.

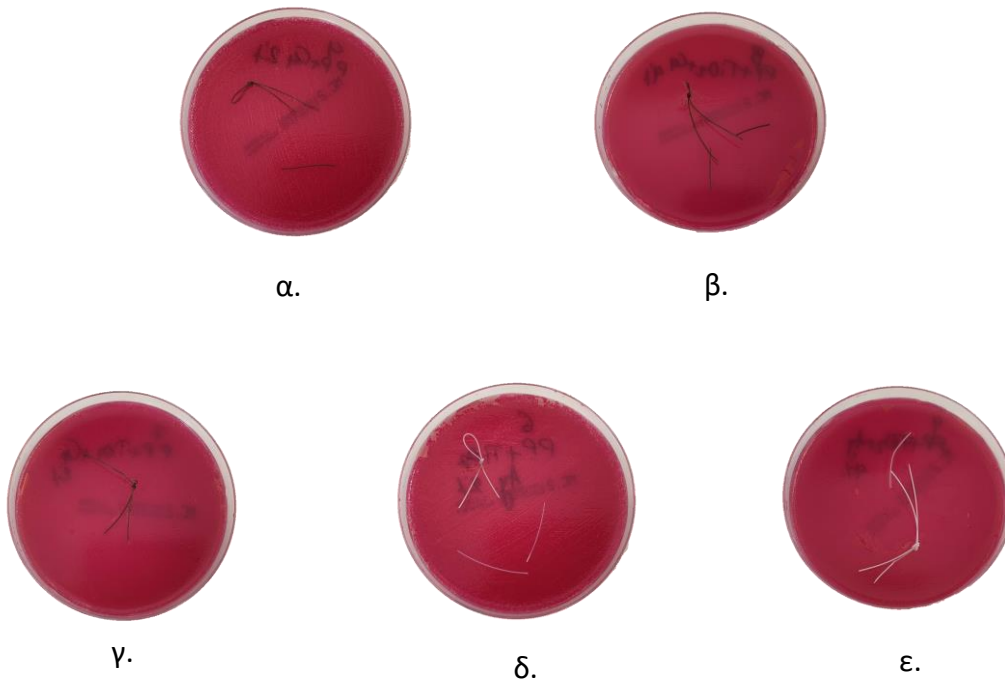


**Εικόνα 10.1:** Μελέτη ζώνης αναστολής ραμμάτων με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Escherichia Coli*: α. PP pure, β. PP vs Antibacterial 2.00%, γ. PP vs  $TiO_2$  0.50% vs Antibacterial 2.00%, δ. PP vs  $TiO_2$  0.50% vs Antibacterial 4.00%.

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 10.1, τα δείγματα ραμμάτων που δοκιμάστηκαν για αντιβακτηριακή δράση έναντι του αντιπροσωπευτικού μικροοργανισμού E. Coli, δεν ανέστειλαν καθόλου την ανάπτυξή του. Η απώλεια της δραστηριότητας των υλικών οδήγησε σε μηδενική ζώνη αναστολής του μικροβιακού παράγοντα στη περιοχή γύρω από τα υπό εξέταση ράμματα.

Ομοίως στην Εικόνα 10.2, τα δείγματα ραμμάτων που δοκιμάστηκαν έναντι του αντιπροσωπευτικού μικροοργανισμού E. Coli έδειξαν ανεπαρκές αποτέλεσμα αντιβακτηριακής δράσης, με φανερά μη ορατή ζώνη αναστολής.





**Εικόνα 10.2:** Μελέτη ζώνης αναστολής ραμμάτων με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Escherichia Coli*: α. PP vs Cu 2.00%, β. PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Cu 4.00%, γ. PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Cu 2.00%, δ. PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Silver Doped Antibacterial 2.00%, ε. PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Silver Doped Antibacterial 4.00%.

Στην Εικόνα 10.3, παρουσιάζονται τα δείγματα ραμμάτων που δοκιμάστηκαν για αντιβακτηριακή δράση έναντι του αντιπροσωπευτικού μικροοργανισμού *Staphylococcus aureus*. Όπως φαίνεται στην Εικόνα 10.3, τα δείγματα ραμμάτων που δοκιμάστηκαν δεν φανέρωσαν αποτελεσματική αντιβακτηριακή δράση απέναντι στο μικροβιακό παράγοντα, καθώς δεν δημιουργήθηκε ζώνη αναστολής στη περιοχή γύρω από το εκάστοτε ράμμα.



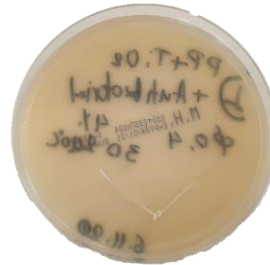
α.



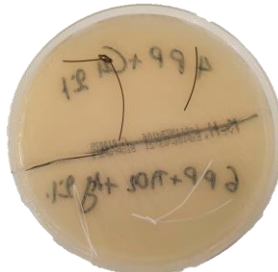
β.



γ.



δ.



ε.



ζ.

**Εικόνα 10.3:** Μελέτη ζώνης αναστολής ραμμάτων με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Staphylococcus aureus*: α. PP vs  $\text{TiO}_2$  0.50% vs Cu 2.00% / PP vs  $\text{TiO}_2$  0.50% vs Cu 4.00%, β. PP pure / PP vs  $\text{TiO}_2$  0.50% vs Antibacterial 2.00%, γ. PP vs Antibacterial 2.00%, δ. PP vs  $\text{TiO}_2$  0.50% vs Antibacterial 4.00%, ε. PP vs Cu 2.00% / PP vs  $\text{TiO}_2$  0.50% vs Silver Doped Antibacterial 2.00%, ζ. PP vs  $\text{TiO}_2$  0.50% vs Silver Doped Antibacterial 4.00%.

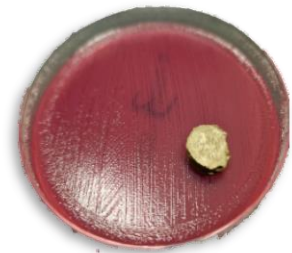
Στη συνέχεια της έρευνας κατασκευάστηκαν δοκίμια με διαφορετική πολυμερική μήτρα (PA12) και πρόσθετα ( $\text{AgNO}_3$  / PEG / PVA / PVP). Για τη μελέτη των νέων νανοϋλικών και για τον καλύτερο προσδιορισμό της αντιβακτηριακής τους δράσης δημιουργήθηκαν δοκίμια κυκλικής διατομής με  $\varnothing$  85 mm, όπως φαίνεται στην Εικόνα 10.4 και Εικόνα 10.5.



α.



β.



γ.



δ.



ε.



ζ.

**Εικόνα 10.4:** Μελέτη ζώνης αναστολής δοκιμίων με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Escherichia Coli* : α. PA12 vs  $AgNO_3$  5% vs PEG 2.5%, β. PA12 vs  $AgNO_3$  10% vs PEG 5%, γ. PA12 vs  $AgNO_3$  5% vs PVA 2.5%, δ. PA12 vs  $AgNO_3$  10% vs PVA 5%, ε. PA12 vs  $AgNO_3$  5% vs PVP 2.5%, ζ. PA12 vs  $AgNO_3$  10% vs PVP 5%

Όπως φαίνεται στην Εικόνα 10.4, τα δοκίμια που δοκιμάστηκαν δεν φανέρωσαν αποτελεσματική αντιβακτηριακή δράση απέναντι στο μικροβιακό παράγοντα, καθώς δεν δημιουργήθηκε ζώνη αναστολής στη περιοχή γύρω από το εκάστοτε δοκίμιο.



α.



β.



γ.



δ.

ε.

ζ.

**Εικόνα 10.5:** Μελέτη ζώνης αναστολής δοκιμών με μέθοδο διάχυσης σε τρυβλία που περιέχουν τον μικροοργανισμό *Staphylococcus aureus* : α. PA12 vs AgNO<sub>3</sub> 5% vs PEG 2.5%, β. PA12 vs AgNO<sub>3</sub> 10% vs PEG 5%, γ. PA12 vs AgNO<sub>3</sub> 5% vs PVA 2.5%, δ. PA12 vs AgNO<sub>3</sub> 10% vs PVA 5%, ε. PA12 vs AgNO<sub>3</sub> 5% vs PVP 2.5%, ζ. PA12 vs AgNO<sub>3</sub> 10% vs PVP 5%

Στην Εικόνα 10.5 παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των δοκιμών διάχυσης φρεατίου άγαρ που δείχνουν τις ανασταλτικές ζώνες (IZ) που αναπτύχθηκαν από τα σύνθετα υλικά. Το IZ καταδεικνύει ξεκάθαρα τις βιοκτόνες ιδιότητες των σύνθετων υλικών έναντι του *S. aureus*. Τα αποτελέσματα υποδηλώνουν ότι η βιοκτόνος δράση των σύνθετων υλικών έναντι των βακτηρίων βελτιώνεται με την αύξηση της συγκέντρωσης των πρόσθετων.

## 11. Συμπεράσματα

Τα πολυμερή έχουν καθοριστικό ρόλο στη κατασκευή βιοσυμβατών συσκευών για ιατρική χρήση. Επίσης, η ανάπτυξη της τεχνολογίας των υλικών συμβάλλει σημαντικά στη δημιουργία νανοπρόσθετων υλικών με επιθυμητές βιολογικές ή χημικές ιδιότητες. Στη παρούσα διπλωματική εργασία, επιλέχθηκε να πραγματοποιηθεί η κατασκευή μη απορροφήσιμων χειρουργικών ραμμάτων με αντιβακτηριακή δράση. Στα πλαίσια της μελέτης αυτής, πραγματοποιήθηκε βιβλιογραφική μελέτη και ανάλυση των εμπορικών χειρουργικών ραμμάτων, με στόχο τη κατανόηση των προδιαγραφών κατασκευής τους. Επίσης, σκοπός της εργασίας είναι η αξιολόγηση της επίδρασης των νανοϋλικών στη πολυμερική μήτρα πολυπροπυλενίου (PP) και Πολυαμιδίου 12 (PA12).

Η πειραματική διαδικασία επικεντρώθηκε στην ανάπτυξη μη απορροφήσιμων ραμμάτων με βελτιωμένες αντιβακτηριακές λειτουργίες και στην αξιολόγηση της μηχανικής τους συμπεριφοράς. Κατά τη διαδικασία δοκιμής σε εφελκυσμό των δειγμάτων ράμματος και των δοκιμών εφελκυσμού, προσδιορίστηκε η μέση μέγιστη τιμή αντοχής σε εφελκυσμό όλων των υλικών που κατασκευάστηκαν, συγκριτικά με τις διάφορες συγκεντρώσεις νανοπρόσθετων υλικών. Κατά τη σύγκριση των δοκιμών εφελκυσμού που αφορούν τα δείγματα ραμμάτων Πολυπροπυλενίου, τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η μεγαλύτερη εφελκυστική αντοχή αναπτύχθηκε κατά τη δοκιμή των ραμμάτων PP vs TiO<sub>2</sub> 0.50% vs Silver Doped Antibacterial 4.00%, στη κατηγορία ραμμάτων με διάμετρο 0.2 mm, ενώ με ποσοστό 2.00% νανοπρόσθετου χαλκού (Cu), στη κατηγορία ραμμάτων με διάμετρο 0.4 mm.

Συνολικά, το 66,6% των νανοπρόσθετων υλικών αύξησε την αντοχή εφελκυσμού του καθαρού Πολυπροπυλενίου (PP), γεγονός που αποδεικνύει θετική τη προσθήκη των νανοϋλικών στη πολυμερική μήτρα. Ωστόσο, τα αποτελέσματα όλων των δοκιμών φανερώνουν στατιστικά σημαντική διαφορά σε σχέση με τις προδιαγραφές των εμπορικά διαθέσιμων χειρουργικών ραμμάτων. Η αστοχία αυτή μπορεί να οφείλεται σε ανεπαρκή μηχανική ανάδευση των υλικών.



Για τη δοκιμή των κατασκευασμένων νημάτων με μήτρα Πολυαμιδίου 12 επιλέχθηκε τα υπό εξέταση υλικά να έχουν διάμετρο 1.75mm, καθώς η παραγωγή ινών ράμματος κρίθηκε μη αντιπροσωπευτική αξιολογώντας τα αποτελέσματα των υλικών μήτρας Πολυπροπυλενίου. Κατά τη σύγκριση των δοκιμών εφελκυσμού που αφορούν τα δείγματα νημάτων Πολυαμιδίου 12 διαμέτρου 1.75mm, τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η μεγαλύτερη εφελκυστική αντοχή αναπτύχθηκε κατά τη δοκιμή των νημάτων PA12 vs 5.0% AgNO<sub>3</sub> vs 2.5% PEG, ενώ όλα τα υπό εξέταση υλικά φανέρωσαν βελτίωση της εφελκυστικής αντοχής σε σχέση με το καθαρό Πολυαμίδιο 12.

Για την αξιολόγηση της αντιβακτηριακής αποτελεσματικότητας των υλικών κατασκευής ραμμάτων της παρούσας διπλωματικής εργασίας, δοκιμάστηκαν υλικά μήτρας Πολυπροπυλενίου με διάφορα ποσοστά πληρωτικών, με σκοπό τη καλύτερη απόδοση στις δοκιμές. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης έδειξαν ότι τα κατασκευασμένα ράμματα δεν είναι ικανά να απελευθερώσουν μια θεραπευτική δόση ενεργού αντιβιοτικού, η οποία να είναι επαρκής για την αναστολή της ανάπτυξης των μικροοργανισμών *E. Coli* και *Staphylococcus aureus*. Πιθανό αίτιο της αντιβακτηριακής αστοχίας θα μπορούσε να είναι η μικρή αναλογία στέρεου υλικού σε σχέση με την ποσότητα των μικροοργανισμών, καθώς και η χαμηλή ποσότητα των νανοπρόσθετων υλικών με αντιβακτηριδιακές ιδιότητες στη πολυμερική μήτρα πολυπροπυλενίου (PP).

Σε συνέχεια της αντιβακτηριακής αξιολόγησης των υλικών που κατασκευάστηκαν με μήτρα Πολυαμιδίου 12, οι δοκιμές έναντι των μικροοργανισμών πραγματοποιήθηκαν με κυκλικά δοκίμια, με σκοπό να γίνει καλύτερη αξιολόγηση των υλικών παρουσία περισσότερου στέρεου υλικού. Τα δοκίμια που εξετάστηκαν παρουσία του μικροοργανισμού *E. Coli*, δεν εμφάνισαν ικανοποιητική αντιβακτηριακή δράση, καθώς δεν υπήρξε δημιουργία ζώνης αναστολής. Αντίθετα, τα δοκίμια φανέρωσαν υψηλή αντιβακτηριακή δραστηριότητα έναντι του μικροοργανισμού *Staphylococcus aureus*, με τη δημιουργία της ζώνης αναστολής να αυξάνει με την αύξηση των πληρωτικών.

Η αλλαγή της μεθόδου αξιολόγησης συντέλεσε στην δημιουργία καλύτερων αποτελεσμάτων αντιβακτηριακής δράσης. Στα πλαίσια μιας μελλοντικής εργασίας συνιστάται περαιτέρω έρευνα που αφορά τις μεθόδους κατασκευής ιατρικών ραμμάτων, καθώς και εκτεταμένη μελέτη στις φυσικές, μηχανικές και ηλεκτρικές ιδιότητες των υλικών.





## Βιβλιογραφία

- [1]. Abdessalem, Faten D., Hanen J., Saber E., Sofiene M., (2009). *Tensile and knot performance of polyester braided sutures*. *Textile Res. J.* 79(3): 247-252 DOI: <https://doi.org/10.1177/0040517508094090>
- [2]. Mukherjee D. (1989). *Polymers: biomaterials and medical applications*. New York: John Wiley & Sons, Inc., pp. 535-545.
- [3]. Mackenzie D. (1973). *The history of sutures*. *Med. Hist.*, 17, pp. 158-168 DOI: DOI: <https://doi.org/10.1017/S0025727300018469>
- [4]. Pitt, D, Aubin, J-M. (2012). *Joseph Lister: Father of modern surgery*. *Can J.* 55: E8–E9 DOI: 10.1503/cjs.007112
- [5]. Muffly, T., Tizzano, AP., Walters, MD. (2011). *The history and evolution of sutures in pelvic surgery*. *J R Soc Med*: 104: 107–112 DOI: 10.1258/jrsm.2010.100243
- [6]. Chu, C., von Fraunhofer, A., Greisler, H. (1996). *Wound closure biomaterials and devices*. USA: CRC Press. pp. 416–416.
- [7]. Frazza, E., Schmitt, E. (1971). *A new absorbable suture*. *J Biomed Mater Res*: 5: 43 – 58 DOI: 10.1002/jbm.820050207
- [8]. Salimbeigi, G., McGuinness, G. (2020). *Antibacterial and Nanostructured Sutures for Enhanced Healing and Tissue Regeneration*. DOI: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-815732-9.00051-6>
- [9]. Wang, Z., Jiang, C., & Cao, Y. (2013). *Systematic review and meta-analysis of triclosan-coated sutures for the prevention of surgical-site infection*. *Br J Surg*: 100: 465 – 473 DOI: <https://doi.org/10.1002/bjs.9062>
- [10]. Bennett, R. (1988). *Selection of Wound Closure Materials*. *Journal of the American Academy of Dermatology*; Vol. 18; No. 4; Part 1; p. 619-637 DOI:[https://doi.org/10.1016/S0190-9622\(88\)70083-3](https://doi.org/10.1016/S0190-9622(88)70083-3)
- [11]. Moy R., Lee, A., Zalka, A. (1991). *Commonly Used Suture Materials in Skin Surgery*. *American Family Physician*; Vol. 44; No. 6; p. 2123-2128
- [12]. Dart, A.J., Dart, C.M. (2017). *Suture Material – Conventional and Stimuli Responsive*. DOI:10.1016/B978-0-12-803581-8.10135-3
- [13]. Meyer, R., Antonini, C. (1989). *A Review of Suture Materials, Part II; Compendium of Continuing Education in Dentistry*; Vol. X; No. 6; p. 360-367.



- [14]. Von Fraunhofer, J., Storey, R., Stone, I., Masterson, B. (1985). *Tensile Strength of Suture Materials*. Journal of Biomedical Materials Research, Vol. 19, p. 595-600 DOI: <https://doi.org/10.1002/jbm.820190511>
- [15]. Shelndon, H. (1984) *Boyd's Introduction to the Study of Disease*. Ninth Edition; Lea & Feibiger; Philadelphia.
- [16]. [https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/an-in-depth-look-at-extrusion?src=om-selectionguide&utm\\_source=selectionresources&utm\\_medium=guide&utm\\_campaign=PP\\_profile](https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/an-in-depth-look-at-extrusion?src=om-selectionguide&utm_source=selectionresources&utm_medium=guide&utm_campaign=PP_profile)
- [17]. Li, Y., Kumar, K., Dabkowski, J., Corrigan, M., Scott, R., Nüsslein, G.N. (2012). *Tew New bactericidal surgical suture coating Langmuir*. 28 (33), pp. 12134-12139 DOI: [10.1021/la302732w](https://doi.org/10.1021/la302732w)
- [18]. *Ethicon. (2001). Ethicon Wound Closure Manual.*
- [19]. *Ichhpujani, P., Goyal, P. (2019). Ophthalmic Sutures and Needles. Ophthalmic Instruments and Surgical Tools, pp 11-21. DOI: https://doi.org/10.1007/978-981-13-7673-3\_2*
- [20]. Jitendra, R., Ajmeri & Mrs Chitra Joshi Ajmeri. (1999). *Surgical Sutures: The Largest Textile Implant Material. Proceedings of Medical Textiles and Biomaterials for Health care*. Edited by- S.C. Anand, J.F. Kennedy, M. Miraftab, S. Rajendran. pp.432-440 DOI:10.1533/9781845694104.7.432
- [21]. Sabit Adanur. (1995). *Wellington sears hand book of industrial textiles, Wellington sears company. pp.335-337.*
- [22]. Anand, S.C., Kennedy, J.F. and Rajendran, S. (2006). *Medical textiles and bio materials for health care, Wood head publishing Ltd., CRC Press, USA. pp.432-440.*
- [23]. J. Acad. Indus. Res. (2013). *Surgical Sutures: An overview*. Vol.1(12).
- [24]. Swanson, N., Tromovitch Suture materials, (1982). *1980s: Properties, uses and abuses Int. J. Dermatol.*, 21, pp. 373-378
- [25]. Ramakrishna, S., Zheng-Ming Huang, Mayer, J., & Ganes, (2004). *An Introduction to Bio Composites*. Imperial College Press, p 143.
- [26]. Byrne, M., MD., FRCS (Plast); and Al Aly, MD, FACS. (2019). *The Surgical Suture*. Oxford University, *Aesthetic Surgery Journal*, Vol 19(S2) S67-S72 DOI: [10.1093/asj/sjz036](https://doi.org/10.1093/asj/sjz036)
- [27]. Chu, C. (2014). *Materials for absorbable and nonabsorbable surgical sutures*. Cornell University, USA pp. 275-334 DOI: <https://doi.org/10.1533/9780857095602.2.275>
- [28]. [https://en.wikipedia.org/wiki/Surgical\\_suture?fbclid=IwAR2uGUvItEE\\_FY3GU20qGcOcc3ot\\_oOquMANjjHLOhONFduTomoghAq73Nnw](https://en.wikipedia.org/wiki/Surgical_suture?fbclid=IwAR2uGUvItEE_FY3GU20qGcOcc3ot_oOquMANjjHLOhONFduTomoghAq73Nnw)



- [29]. Boothe, H.W. (1993). *Suture materials, tissue adhesives, staplers and ligating clips*, Text book of small animal surgery, Volume-II, Saunders, Elsevier Science, USA. pp.235-243.
- [30]. Smeak DD. (2014). *Selection and use of currently available Suture Materials and Needles*. In: Bojrab MJ, Ellison GW, Slocum B, editors. *Current Techniques in Small Animal Surgery*. 4th edn, Williams and Wilkins, Philadelphia, 19-27 DOI:10.1201/b17702-3
- [31]. Schiller, T., Stone, E., Gupta, B. (1993). *In vitro loss of tensile strength and elasticity of five absorbable suture materials in sterile and infected canine urine*. *Vet Surg*, 22:208-212 DOI: 10.1111/j.1532-950x.1993.tb00383.x
- [32]. Jann HW, Stein LE, Good JK et al. (1992). *A comparison of nylon, polybutester and polyglyconate suture materials for long digital flexor tenorrhaphy in chickens*. *Vet Surg*, 21:234-237 DOI: 10.1111/j.1532-950x.1992.tb00052.x
- [33]. Boothe, HW. (1998). *Selecting suture materials for small animal surgery*. *Comp Contin Educ Pract Vet*, 20:155-163.
- [34]. Molea, G., Schonauer, F., Bifulco, G., D'Angelo, D. (2000). *Comparative study on biocompatibility and absorption times of three absorbable monofilament suture materials*. *Br J Plast Surg*, 53:137-141 DOI: 10.1054/bjps.1999.3247
- [35]. Mohan, H., Kudur, Sathish, B., Pai, H., Sripathi, Smitha Prabhu, (2009). *Sutures and suturing techniques in skin closure*, *Indian J Dermatol Venereol Leprol*. DOI: 10.4103/0378-6323.53155
- [36]. Chatterjee, S. (1975). *Comparative trial of dexon (polyglycolic acid), collagen, and silk sutures in ophthalmic surgery*. *British J. Ophthalmol*. 59: 736-740 DOI: 10.1136/bjo.59.12.736
- [37]. *Shalon Suturas Brochure*. (2013). Retrieved April 10, from <http://www.shalonsuturas.com.br/shalon%20ingles/Bulas%20Shalon/LINHOS.pdf>
- [38]. *B Braun Suturas Linatrix Brochure*. (2013). Retrieved April 8, from [http://www.bbraun.no/documents/Products/Linatrix\\_11.04.pdf](http://www.bbraun.no/documents/Products/Linatrix_11.04.pdf)
- [39]. Ronald, L., Moy M., Barry Waldman, M., Darryl, W., Hein, M. (1992). *A Review of Sutures and Suturing Techniques*. DOI: <https://doi.org/10.1111/j.1524-4725.1992.tb03036.x>
- [40]. Huber DJ, Egger EL, James SP. (1999). *The effect of knotting method on the structural properties of large diameter nonabsorbable monofilament sutures*. *Vet Surg*, 28:260-267 DOI: 10.1053/jvet.1999.0260



- [41]. Tan, R., Bell, R., Dowling, B., Dart, A. (2003). *Suture materials: composition and applications in veter-nary wound repair*. Vet. J., 81 (3), pp. 140-145 DOI:10.1111/j.1751-0813.2003.tb11075.x
- [42]. Niles, J., Williams, J. (1999). *Suture materials and patterns*. In Pract, 21:308-320
- [43]. Steckel, RR. (1990). Suture materials. In: White NA, Moore JN, editors. *Current Practice of Equine Surgery*. Lippincott, Philadelphia, 50-55
- [44]. Campbell EJ, Bailey JV. (1992). *Mechanical properties of suture materials in vitro and after in vivo implantation in horses*. Vet Surg, 21:355-361 DOI: 10.1111/j.1532-950x.1992.tb01711.x
- [45]. Stoloff DR. (1991). *Selecting suture materials*. Vet Med Rep, 3:53-58
- [46]. [http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2726/Biologia-G-Lykeiou-ThSp\\_html-apli/index3\\_1.html?fbclid=IwAR1OK1cUjP5eUpDdF97D6ksQgDWpJD9WDMqNjn5rxqxmHPCEy8zvnN54eJU](http://ebooks.edu.gr/ebooks/v/html/8547/2726/Biologia-G-Lykeiou-ThSp_html-apli/index3_1.html?fbclid=IwAR1OK1cUjP5eUpDdF97D6ksQgDWpJD9WDMqNjn5rxqxmHPCEy8zvnN54eJU)
- [47]. <https://www.breakthroughs.com/foundations-science/what-virus-and-what-makes-them-both-fearsome-and-useful?fbclid=IwAR0q5SMfinSM0Wonyu4QQD8Cm317aTcl8BCBVJWPxMhJ9VXK9iSE0k-GC90>
- [48]. <https://www.healthyliving.gr/2015/11/08/vakthria-5/?fbclid=IwAR3PKkaJZVU3Y6zodlrrF8XvBfubyoyLJCqRNIBMq-ucBVcadRE6WAoU6Mk>
- [49]. [http://www.labtestsonline.gr/condition/Condition\\_WoundandSkinInfections.html](http://www.labtestsonline.gr/condition/Condition_WoundandSkinInfections.html)
- [50]. [https://www.iatronet.gr/iatriko-lexiko/vaktirio.html?fbclid=IwAR3Cij8OkyS2TNxRVi1pEoqzoEq\\_VXBk4Ruvi4BqjOZrqBZXgell oAj3D7c](https://www.iatronet.gr/iatriko-lexiko/vaktirio.html?fbclid=IwAR3Cij8OkyS2TNxRVi1pEoqzoEq_VXBk4Ruvi4BqjOZrqBZXgell oAj3D7c)
- [51]. Στεργιόπουλος, Σ., Καμπαρούδης, Α.(2015). *Κατευθυντήριες οδηγίες για τη διάγνωση, τη θεραπεία και την προφύλαξη των χειρουργικών λοιμώξεων*. (16), 250-273.
- [52]. Cheadle, WG. (2006). *Risk Factors for Surgical Site Infection*. 7(Suppl 1):S7–S11 DOI: <https://doi.org/10.1089/sur.2006.7.s1-7>
- [53]. Βλάχος, Ν.Φ., MD, PhD, FACOG. (2019). *Λοιμώξεις Χειρουργικού Πεδίου - Surgical Site Infections*. Β΄ Μαιευτική-Γυναικολογική Κλινική, Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών, «Αρεταίειο» Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο Αθηνών.
- [54]. Edmiston, C., Krepel, C.J., Marks, R.M., Rossi, P.J., Sanger, J., Goldblatt, M., Seabrook, R.G., (2013). *Microbiology of explanted suture segments from infected and noninfected surgical patients* J. Clin. Microbiol. 51 (2), pp. 417-421, DOI: 10.1128/JCM.02442-12



- [55]. <http://www.hospkorinthos.gr/docs/Antibiotic.pdf>
- [56]. <https://eclass.uoa.gr/modules/document/file.php/MED163/%CE%A7%CE%B5%CE%B9%CF%81%CE%BF%CF%85%CF%81%CE%B3%CE%B9%CE%BA%CE%AD%CF%82%20%CE%BB%CE%BF%CE%B9%CE%BC%CF%8E%CE%BE%CE%B5%CE%B9%CF%82.pdf.pdf>
- [57]. Baldino, L., Cardea, D., Reverchon E. (2017). *Biodegradable membranes loaded with curcumin to be used as engineered independent devices in active packaging J. Taiwan Inst. Chem. Eng. DOI: https://doi.org/10.1016/j.jtice.2016.12.020*
- [58]. Lam, S.J., Wong, E.H.H., Boyer, C., Qiao G.G. (2018). *Antimicrobial polymeric nanoparticles Prog. Polym. Sci., 76, pp. 40-64, 10.1016/j.progpolymsci.2017.07.007*
- [59]. Agnihotri, S., Dhiman, N.K., Tripathi, A. (2018). *Antimicrobial Surface Modification of Polymeric Biomaterials. Handbook of Antimicrobial Coatings. pp. 435-486, DOI: 10.1016/B978-0-12-811982-2.00020-2*
- [60]. Kulshrestha, A.S., Mahapatro, A. (2008). *Polymers for Biomedical Applications American Chemical Society, Washington, DC, pp. 1-7 DOI: 10.1021/bk-2008-0977.ch001*
- [61]. Chew, S., Wen, Y., Dzenis, Y., Leong, K. (2006). *The role of electrospinning in the emerging field of nanomedicine Curr. Pharmaceut. Des, 12 (36), pp. 4751-4770*
- [62]. Xu, X., Yang, Q., Wang, Y., Yu, H., Chen, X., Jing, X. (2006). *Biodegradable electrospun poly (L-lactide) fibers containing antibacterial silver nanoparticles Eur. Polym. J., 42 (9), pp. 2081-2087 DOI: https://doi.org/10.1166/jnn.2008.1193*
- [63]. Guo, J., Pan, L.H., Li, Y.X., Yang, X.D., Li, L.Q., Zhang, C.Y., Zhong, J.H. (2016). *Efficacy of triclosan-coated sutures for reducing risk of surgical site infection in adults: a meta-analysis of randomized clinical trials J. Surg. Res., 201 (1), pp. 105-117 DOI: 10.1016/j.jss.2015.10.015*
- [64]. Gupta, B., Jain, R., Singh, H. (2008). *Preparation of antimicrobial sutures by preirradiation grafting onto polypropylene monofilament. Adv. Technol., 19 (12), pp. 1698-1703 DOI: https://doi.org/10.1002/pat.1146*
- [65]. Gupta, B., Anjum, N., Gulrez, S.K.H., Singh, H. (2007). *Development of antimicrobial polypropylene sutures by graft copolymerization. II. Evaluation of physical properties, drug release, and antimicrobial activity Journal of applied polymer science, 103 (6), pp. 3534-3538 DOI 10.1002/app.24360*
- [66]. Masini, B.D., Stinner, D.J., Waterman, S.M., Wenke, J.C. (2011). *Bacterial adherence to suture materials, J. Surg. Educ., 68 (2), pp. 101-104 DOI: https://doi.org/10.1016/j.jsurg.2010.09.015*





- [67]. Henry-Stanley, M.J., Hess, D.J., Barnes, A.M.T., Dunny, G.M., Wells, C.L. (2010). *Bacterial contamination of surgical suture resembles a biofilm*. *Surg. Infect.*, 11, pp. 433-439 DOI: 10.1089/sur.2010.006
- [68]. Barbolt, TA. (2002). *Chemistry and safety of triclosan, and its use as an antimicrobial coating on Coated Vicryl Plus Antibacterial Suture (coated polyglactin 910 suture with triclosan)*. *Surg Infect (Larchmt)*, 3 (suppl): S45-S53 DOI: 10.1089/sur.2002.3.s1-45
- [69]. Apisarnthanarak, A., Singh, N., Bandong, AN., et al. (2015). *Triclosan-Coated Sutures Reduce the Risk of Surgical Site Infections: A Systematic Review and Meta-Analysis*. *Infect Cont Hosp Epid.*, 36:169-179 DOI: 10.1017/ice.2014.22
- [70]. De Jonge, SW., Atema, J., Solomkin, J., Boermeester, M. (2017). *Meta-analysis and trial sequential analysis of triclosan-coated sutures for the prevention of surgical site infection*. *Brit J Surg. ePub-DOI: 10.1002/bjs.104-45*.
- [71]. Goldstein Norfloxacin, E.J. (1987). *A fluoroquinolone antibacterial agent: classification, mechanism of action, and in vitro activity* *Am. J. Med.*, 82, pp. 3-17 DOI: 10.1016/0002-9343(87)90612-7
- [72]. Shameli, K., Ahmad, M.B., Yunus, W., Ibrahim, N., Gharayebi, Y., Sedaghat, S. (2010). *Synthesis of silver/montmorillonite nanocomposites using  $\gamma$ -irradiation* *Int. J. Nanomedicine*, 5, pp. 1067-1077 DOI: 10.2147/IJN.S15033
- [73]. Feng, Q.L., Wu, J., Chen, G.Q., Cui, F.Z., Kim, T.N., Kim, J.O. (2000). *A mechanistic study of the antibacterial effect of silver ions on Escherichia coli and Staphylococcus aureus* *J. Biomed. Mater. Res.*, 52, pp. 662-668 DOI: 10.1002/1097-4636(20001215)52:4<662::aid-jbm10>3.0.co;2-3
- [74]. <https://patents.google.com/patent/US4024871A/en>
- [75]. *Standard Test Method for Bursting Strength of Textiles—Constant-Rate-of-Traverse (CRT) Ball Burst Test1.*
- [76]. *Standard Test Method for Breaking Strength and Elongation of Textile Fabrics (Grab Test)*
- [77]. ISO (International Standards Organization). (2009). ISO 10993–1:2009. *Biological Evaluation of Medical Devices—Part 1.*
- [78]. Levy, S., Marshall Nat, B. (2004). *Antibacterial resistance worldwide: causes, challenges and responses*. *Med.*, 10, pp. S122-S126
- [79]. *ISO 22196 Test for Antimicrobial Activity of Plastics. Microchem Laboratory*



- [80]. Μητρούση, Μ. (Ιούλιος, 2014). *Μελέτη της μεταβολής της απόσβεσης πολυμερών και σύνθετων υλικών με την προσθήκη νανοσωματιδίων*. Σχολή Θετικών Επιστημών, Τμήμα Φυσικής, Πανεπιστήμιο Πατρών.
- [81]. SpecialChem. (2021). *Interesting Material Properties of Polypropylene*. Ανακτήθηκε από [https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/polypropylene-pp-plastic?fbclid=IwAR2SigHzKeXqxfVBwiFXdFzjOs5GP\\_h9Afbot0pFXfa0B7HDVPtEM1R8pkl#Properties](https://omnexus.specialchem.com/selection-guide/polypropylene-pp-plastic?fbclid=IwAR2SigHzKeXqxfVBwiFXdFzjOs5GP_h9Afbot0pFXfa0B7HDVPtEM1R8pkl#Properties)
- [82]. Βισβίνη, Γ.Α. (2019). *Ανάπτυξη και Μελέτη Νανოსύνθετων Πολυμερικής Μήτρας Πολυπροπυλενίου με Νανοδομές TiO<sub>2</sub>*. Π.Μ.Σ. Τμήμα Φυσικής, Πανεπιστήμιο Πατρών.
- [83]. Nanografi Nano Technology. (2021). *Antibacterial Nanopowder*. Ανακτήθηκε από [https://nanografi.com/nanoparticles/compounds-nanoparticles/antibacterial-nanopowder/?fbclid=IwAR1YsqkB-clpPjl\\_2Zhq-5gFp-2-RPMyjFde40iHYqjMAC\\_xQfloc1waBsA](https://nanografi.com/nanoparticles/compounds-nanoparticles/antibacterial-nanopowder/?fbclid=IwAR1YsqkB-clpPjl_2Zhq-5gFp-2-RPMyjFde40iHYqjMAC_xQfloc1waBsA)
- [84]. Τρυπαναγνωστοπούλου Μαρία, “Σύνθεση και μελέτη υβριδικών φωτοβολταϊκών κυττάρων: Νέα πρόκληση για το περιβάλλον και τα κτίρια”, *Μεταπτυχιακή Εργασία Ειδίκευσης, Τμήμα Επιστήμης των Υλικών, Πανεπιστήμιο Πατρών, Μάιος 2010*.
- [85]. Γκουτζηκώστας, Δ. (2013). *Σύνθεση και μελέτη νανοσωματιδίων χαλκού και οξειδίων του*. Σχολή Θετικών Επιστημών Τμήμα Χημείας, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης.
- [86]. Ευσταθίου, Π. (2012). *Αντιμικροβιακός Χαλκός*. Ελληνικό Ινστιτούτο Ανάπτυξης Χαλού.
- [87]. Κριτσιβέλα, Ε. (Θεσσαλονίκη, 2016). *Νανογέλες Ζελατίνης τύπου Α Εμπλουτισμένες με Νανოსωματίδια Αργύρου: Παρασκευή, Χαρακτηρισμός και Εφαρμογή στη Θεραπεία Δερματικών Μοσχευμάτων*. Πολυτεχνική Σχολή Τμημάτων Χημικών Μηχανικών, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης.
- [88]. <https://www.digas.gr/el/klibanos-xiris-aposteirosis-memmert-un>
- [89]. <https://www.noztek.com/product/noztek-pro/>
- [90]. [https://3devo.com/product/composer-450/#tab-additional\\_information](https://3devo.com/product/composer-450/#tab-additional_information)
- [91]. <https://www.intamsys.com/funmat-ht-3d-printer/>
- [92]. Παναγιώτου, Κ. (2006) *Επιστήμη και τεχνολογία πολυμερών*. Εκδ. Πήγασος.
- [93]. <https://imada.com/products/mx2-motorized-test-stands/>
- [94]. Petousis, M.; Vidakis, N.; Mountakis, N.; Papadakis, V.; Tzounis, L. *Three-Dimensional Printed Polyamide 12 (PA12) and Polylactic Acid (PLA) Alumina (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) Nanocomposites with Significantly Enhanced Tensile, Flexural, and Impact Properties*. *Nanomaterials* 2022, 12, 4292. <https://doi.org/10.3390/nano12234292>
- [95]. <http://www.fastradius.com/resources/polyamide-12/>



- [96]. <https://www.vedantu.com/chemistry/silver-nitrate>
- [97]. <https://www.toppr.com/guides/chemistry/chemical-bonding-and-molecular-structure/silver-nitrate/>
- [98]. Kurakula M, Rao GSNK. *Pharmaceutical assessment of polyvinylpyrrolidone (PVP): As excipient from conventional to controlled delivery systems with a spotlight on COVID-19 inhibition. J Drug Deliv Sci Technol. 2020 Dec;60:102046. doi: 10.1016/j.jddst.2020.102046.*
- [99]. Roy, Niladri & Saha, Nabanita. (2012). *PVP-based hydrogels: Synthesis, properties and applications. Hydrogels: Synthesis, Characterization and Applications. 227-252.*
- [100]. Gaaz TS, Sulong AB, Akhtar MN, Kadhum AA, Mohamad AB, Al-Amiery AA. *Properties and Applications of Polyvinyl Alcohol, Halloysite Nanotubes and Their Nanocomposites. Molecules. 2015 Dec 19;20(12):22833-47. doi: 10.3390/molecules201219884.*
- [101]. Limpan N., Prodpran T., Benjakul S., Prasarnpran S. *Επιρροές του βαθμού υδρόλυσης και του μοριακού βάρους της πολυ (βινυλικής αλκοόλης) (PVA) στις ιδιότητες των μεμβρανών μιγμάτων μυοϊνιδικής πρωτεΐνης/PVA. Food Hydrocoll. 2012; 29 :226–233. doi: 10.1016/j.foodhyd.2012.03.007.*
- [102]. Yang JM, Su WY, Leu TL, Yang MC *Evaluation of chitosan/PVA blended hydrogel membranes. J. Μέλος. Sci. 2004; 236 :39–51. doi: 10.1016/j.memsci.2004.02.005.*
- [103]. <https://real-filament.com/3d-filament/pva>
- [104]. [https://www.thermofisher.com/gr/en/home/life-science/protein-biology/protein-biology-learning-center/protein-biology-resource-library/pierce-protein-methods/polyethylene-glycol-peg-pegylation-proteins.html?qclid=CjwKCAiA5sieBhBnEiwAR9oh2oqpi2aUN7AXvVjGwFT4QCN-4qNZt8lwPEY8TmlcH36uihBxI5dXDBoCzXsQAvD\\_BwE&ef\\_id=CjwKCAiA5sieBhBnEiwAR9oh2oqpi2aUN7AXvVjGwFT4QCN-4qNZt8lwPEY8TmlcH36uihBxI5dXDBoCzXsQAvD\\_BwE:G:s&s kwcid=AL!3652!3!459073496772!!!g!!!6617619314!77780337046&cid=bid\\_pca\\_ppf\\_r01\\_co\\_cp1359\\_pjt0000\\_bid00000\\_0\\_se\\_gaw\\_dy\\_pur\\_con](https://www.thermofisher.com/gr/en/home/life-science/protein-biology/protein-biology-learning-center/protein-biology-resource-library/pierce-protein-methods/polyethylene-glycol-peg-pegylation-proteins.html?qclid=CjwKCAiA5sieBhBnEiwAR9oh2oqpi2aUN7AXvVjGwFT4QCN-4qNZt8lwPEY8TmlcH36uihBxI5dXDBoCzXsQAvD_BwE&ef_id=CjwKCAiA5sieBhBnEiwAR9oh2oqpi2aUN7AXvVjGwFT4QCN-4qNZt8lwPEY8TmlcH36uihBxI5dXDBoCzXsQAvD_BwE:G:s&s kwcid=AL!3652!3!459073496772!!!g!!!6617619314!77780337046&cid=bid_pca_ppf_r01_co_cp1359_pjt0000_bid00000_0_se_gaw_dy_pur_con)
- [105]. Minea, A.A. *State of the Art in PEG-Based Heat Transfer Fluids and Their Suspensions with Nanoparticles. Nanomaterials 2021, 11, 86. https://doi.org/10.3390/nano11010086*



[106]. <https://www.sigmaaldrich.com/GR/en/product/aldrich/373001>



## Πληροφορίες εγγράφου

Αυτό το κείμενο αποτελείται από **88** σελίδες και περιέχει **26460** λέξεις.



