

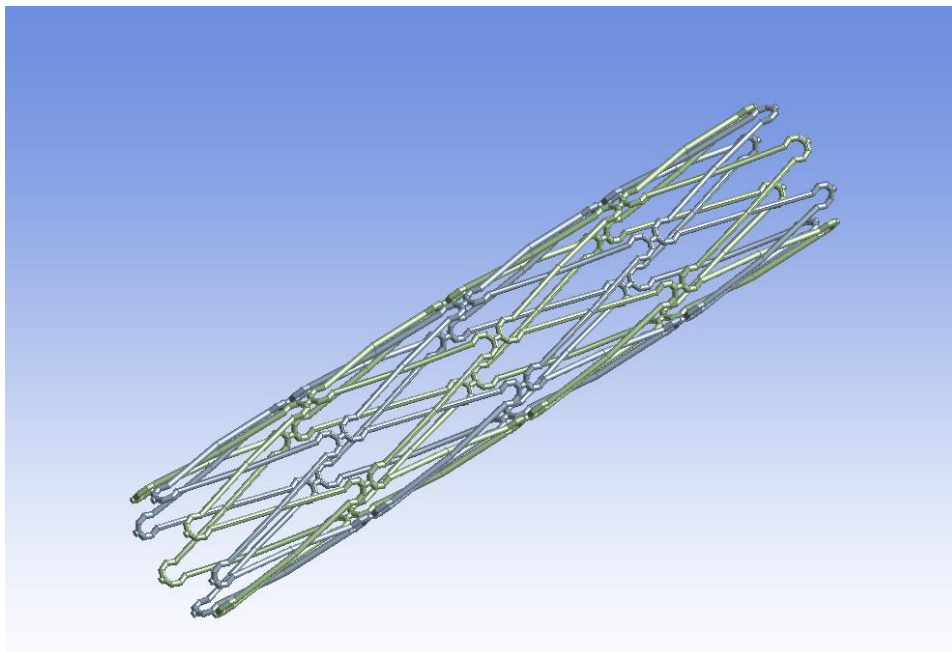


ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΠΕΛΟΠΟΝΝΗΣΟΥ
UNIVERSITY of the PELOPONNESE

ΠΟΛΥΤΕΧΝΙΚΗ ΣΧΟΛΗ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

Πρόγραμμα Μεταπτυχιακών Σπουδών
Μηχανολογικός Σχεδιασμός με Ψηφιακές Τεχνολογίες

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ
ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΣΤΕΝΤ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗΣ ΕΚΤΥΠΩΣΗΣ



ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΟΣ ΦΟΙΤΗΤΗΣ : ΔΙΟΝΥΣΙΟΣ ΠΑΛΑΙΟΛΟΓΟΣ (Α.Μ. 2203)

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ : ΓΕΩΡΓΙΟΣ Ι. ΓΙΑΝΝΟΠΟΥΛΟΣ
ΑΝΑΠΛΗΡΩΤΗΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΠΑΤΡΑ 2025

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Το παρόν τεύχος αποτελεί την Διπλωματική Εργασία που εκπονήθηκε στο Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών του Πανεπιστημίου Πελοποννήσου και αναφέρεται στον σχεδιασμό και ανάλυση μηχανικής συμπεριφοράς ιατρικού στεντ από αυξητικό μεταλλικό.

Η ανάπτυξη και η βελτίωση των τεχνικών επεμβάσεων στην καρδιολογία αποτελεί έναν από τους πιο εκπληκτικούς τομείς προόδου στην ιατρική επιστήμη των τελευταίων δεκαετιών.

Στο επίκεντρο αυτής της επανάστασης βρίσκονται τα ιατρικά στεντ, μικρές, συχνά μεταλλικές κατασκευές που, από την εισαγωγή τους, έχουν αλλάξει δραματικά το προηγουστικό των ασθενών που πάσχουν από στεφανιαία νόσο.

Το προσωπικό μου ενδιαφέρον για το αντικείμενο αυτό ξεκίνησε από την κατανόηση του ότι τα στεντ δεν αντιπροσωπεύουν απλώς ένα ιατρικό εργαλείο, αλλά μια βαθιά ιδέα: την ιδέα της υποστήριξης από μέσα προς τα έξω.

Σε αντίθεση με πολλές άλλες επεμβάσεις, το στεντ δεν αφαιρεί ένα πρόβλημα, αλλά ενσωματώνεται στο σώμα, γίνεται μέρος του, και του παρέχει τη δομική στήριξη που χρειάζεται για να λειτουργήσει ξανά. Αυτή η έννοια της ενίσχυσης ενός φυσικού δομικού στοιχείου είναι τόσο απλή όσο και σύνθετη.

Σκοπός αυτής της εργασίας είναι να σχεδιαστεί και να μελετηθεί ένα ιατρικό στεντ από μεταλλικό. Θα εστιάσουμε στις μηχανικές ιδιότητες του υπό διάφορες συνθήκες καταπόνησης και στις μελέτες που διαμόρφωσαν τις σημερινές κατευθυντήριες οδηγίες.

Η έρευνα αυτή δεν στοχεύει μόνο στη συλλογή και παρουσίαση δεδομένων αλλά και στην κριτική ανάλυση στο ευρύτερο πλαίσιο της εφαρμογής του.

Θα ήθελα να εκφράσω τη θερμή μου ευγνωμοσύνη στον επιβλέποντα καθηγητή μου, Γεώργιο Γιαννόπουλο, για την πολύτιμη καθοδήγηση, την υπομονή και τη στήριξη του καθ' όλη τη διάρκεια της εκπόνησης αυτής της εργασίας.

Επίσης, ευχαριστώ την οικογένεια και τους φίλους μου για την ηθική στήριξη και την κατανόησή τους.

Ελπίζω ότι αυτή η διπλωματική εργασία θα αποτελέσει μια χρήσιμη πηγή πληροφόρησης και θα συμβάλει, έστω και σε μικρό βαθμό, στην καλύτερη κατανόηση αυτής της ζωτικής σημασίας τεχνολογίας που συνεχίζει να σώζει αμέτρητες ζωές.

Διονύσιος Παλαιολόγος

Πάτρα
Δεκέμβριος 2025

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα διπλωματική εργασία εστιάζει στον σχεδιασμό, την ανάλυση και την πειραματική αξιολόγηση ενός καινοτόμου ιατρικού στεντ από αυξητικό μεταλλικό. Βασικός στόχος είναι η ανάπτυξη μιας δομής που να παρουσιάζει δυναμική αύξηση της διατομής της ως απόκριση σε εφαρμοζόμενο μηχανικό φορτίο, ένα χαρακτηριστικό που μπορεί δυνητικά να βελτιώσει σημαντικά την αποτελεσματικότητα των αγγειακών επεμβάσεων.

Η ανάπτυξη του θέματος πραγματοποιείται σε επτά κεφάλαια. Στο πρώτο κεφάλαιο εισάγει τον αναγνώστη στο θεματικό πεδίο, παρουσιάζοντας την κριτική σημασία των στεντ στη σύγχρονη ιατρική και τα κλινικά προβλήματα που αντιμετωπίζουν, όπως η επαναστένωση. Εδώ διατυπώνεται με σαφήνεια το ερευνητικό κενό και ο κύριος στόχος της εργασίας: η δημιουργία ενός βελτιωμένου στεντ με δυνατότητα ελεγχόμενης διαστολής.

Στο δεύτερο κεφάλαιο περιγράφονται οι θεωρητικές βάσεις που απαιτούνται για την κατανόηση της έρευνας. Αναλύεται η έννοια των μεταλλικών και τη σχέση τους με τις μηχανικές ιδιότητες, εξετάζονται οι βασικές αρχές λειτουργίας και οι βιομηχανικοί περιορισμοί των στεντ τέλος παρουσιάζεται η μεθοδολογία της προσομοίωσης με πεπερασμένα στοιχεία ως κύριο εργαλείο ανάλυσης.

Στο τρίτο κεφάλαιο αφηγείται τη διαδικασία δημιουργίας του προτεινόμενου στεντ. Περιγράφει λεπτομερώς τη γεωμετρία της σωληνωτής δικτυωτής δομής, συμπεριλαμβανομένου του συγκεκριμένου μοτίβου ζιγκ ζαγκ, τις ακριβείς διαστάσεις και την επιλογή του υλικού κατασκευής (Ανοξείδωτος Χάλυβας 316L), αιτιολογώντας την επιλογή αυτή με βάση τις βιοσυμβατές και μηχανικές του ιδιότητες.

Στο τέταρτο κεφάλαιο πραγματοποιείται η υπολογιστική διερεύνηση της μηχανικής συμπεριφοράς. Ορίζονται οι παράμετροι της προσομοίωσης (συνθήκες φόρτισης, όρια) και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα. Αναλύεται η εφελκυστική απόκριση της δομής, το φαινόμενο της περιστροφής και της αύξησης της διατομής, καθώς και η κατανομή των τάσεων και παραμορφώσεων, εντοπίζοντας τις κρίσιμες περιοχές.

Στο πέμπτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα της μελέτης και οι περιορισμοί της μελέτης.

Τέλος, στο έκτο κεφάλαιο παρατίθενται συνοπτικά τα βασικά συμπεράσματα της έρευνας, επιβεβαιώνοντας ή όχι τους αρχικούς στόχους.

Λέξεις κλειδιά : Ιατρικό στεντ, Αυξητικά μεταλλικά, Αρνητικός λόγος Poisson, Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων, Μηχανική ανάλυση.

ABSTRACT

This thesis was conducted at the Department of Mechanical Engineering of the University of the Peloponnese and focuses on the design and mechanical behavior analysis of a medical stent based on auxetic metamaterials. The continuous development and improvement of interventional cardiology techniques represent one of the most significant advances in modern medical science over the past decades. At the center of this progress are medical stents, small structures—often metallic—which have dramatically improved the prognosis of patients suffering from coronary artery disease.

Unlike many other medical interventions that aim to remove or eliminate a problem, a stent functions by integrating within the body and providing structural support to the vessel from the inside. This concept of internal reinforcement of a biological structure represents a unique engineering challenge that combines simplicity in principle with complexity in mechanical behavior and design.

The main objective of this work is the design and study of a medical stent utilizing an auxetic metamaterial structure. The research focuses on investigating its mechanical properties under various loading conditions, as well as reviewing and analyzing the studies that have shaped current design principles and guidelines in the field.

This thesis aims not only to collect and present relevant scientific data but also to critically analyze the performance and potential applications of auxetic structures in biomedical devices. It is hoped that this work will contribute, even to a small extent, to the broader understanding of this vital medical technology that continues to play a crucial role in saving human lives.

Keywords : Medical stent, Auxetic metamaterials, Negative Poisson's ratio, Finite Element Method, Mechanical analysis, ANSYS Mechanical, Solidworks.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ ΠΕΡΙΛΗΨΗ

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	1
2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ.....	4
2.1 Ορισμός των μεταλλικών :	4
2.2 Στεντ και βιοϊατρική μηχανική.....	6
2.3 Τεχνολογίες κατασκευής στεντ.....	8
2.4 Τελικές κατεργασίες και επιφανειακή βελτίωση.....	17
2.5 Μηχανική ανάλυση με πεπερασμένα στοιχεία (FEM).....	17
2.5.1 Παρουσίαση μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων.....	17
2.6 Τρισδιάστατη εκτύπωση στεντ	29
3. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΤΟΥ ΣΤΕΝΤ ΚΑΙ ΕΣΩΤΕΡΙΚΟΥ ΜΠΑΛΟΝΙΟΥ	32
3.1 Περιγραφή του μοντέλου	32
3.2 Γεωμετρία και διαστάσεις του μοντέλου.....	34
3.2.1 Η Γεωμετρία του εσωτερικού μπαλονιού.....	40
3.2.2 Συγκριτική αξιολόγηση auzetic stent και συμβατικών σχεδιασμών	41
3.3 Υλικό κατασκευής.....	43
3.3.1 Το μπαλόني ως ελαστομερικό υλικό	52
3.4 Συνοριακές συνθήκες στήριξης και επαφής.....	53
3.5 Δημιουργία πλέγματος πεπερασμένων στοιχείων (Meshing).....	56
4. ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΕΩΝ	58
4.1 Διαστολή στεντ μέσω διόγκωσης μπαλονιού	58
4.2 Συμπίεση χαλαρωμένου στεντ μέσω τοπικής ακτινικής δύναμης.....	66
4.3 Εφαρμογή σταθερής πίεσης 80 mmHg και 120 mmHg απευθείας στο χαλαρωμένο στεντ.....	69
4.4 Ανάλυση Κυκλικής Φόρτισης (κόπωσης) του στεντ	74
5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ	76
6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	78
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	81

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Οι ενδαγγειακές επεμβάσεις με χρήση στεντ αποτελούν μία από τις σημαντικότερες τεχνολογικές εξελίξεις στον τομέα της ελάχιστα επεμβατικής αγγειοχειρουργικής, καθώς έχουν επαναπροσδιορίσει τον τρόπο αντιμετώπισης πλήθους αγγειακών παθήσεων.

Η μέθοδος αυτή έχει καθιερωθεί ως μία από τις πλέον διαδεδομένες θεραπευτικές προσεγγίσεις, προσφέροντας μειωμένο χρόνο ανάρρωσης, περιορισμένο χειρουργικό τραύμα και βελτιωμένα ποσοστά επιτυχίας σε σύγκριση με τις παραδοσιακές ανοικτές χειρουργικές επεμβάσεις.

Τα ενδαγγειακά στεντ ορίζονται ως μικροσκοπικές σωληνοειδείς δομές πλέγματος, οι οποίες εμφυτεύονται εντός αγγείων με σκοπό τη διατήρηση της βατότητάς τους και την αποκατάσταση της φυσιολογικής αιματικής ροής.

Χρησιμοποιούνται ευρέως στη θεραπεία στενώσεων των στεφανιαίων αρτηριών, οι οποίες είναι υπεύθυνες για την αιμάτωση του μυοκαρδίου, καθώς και σε περιπτώσεις περιφερικής αγγειακής νόσου. Παράλληλα, τα στεντ βρίσκουν εφαρμογή στη θεραπεία ανευρυσμάτων, δηλαδή παθολογικών διατάσεων του αγγειακού τοιχώματος, αλλά και σε μη αγγειακές εφαρμογές, όπως η διατήρηση της βατότητας των αεραγωγών.

Η διαδικασία τοποθέτησης των στεντ είναι ελάχιστα επεμβατική και πραγματοποιείται συνήθως μέσω καθετηριασμού, χωρίς την ανάγκη εκτεταμένων χειρουργικών τομών. Παρά τη φαινομενική απλότητα της επέμβασης, η μακροχρόνια επιτυχία της εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη μηχανική συμπεριφορά του στεντ μετά την εμφύτευση.

Το στεντ καλείται να λειτουργεί σε ένα δυναμικό και απαιτητικό περιβάλλον, όπου υφίσταται συνεχείς μηχανικές καταπονήσεις λόγω των καρδιακών παλμών, των μεταβολών της αρτηριακής πίεσης και των κινήσεων του σώματος του ασθενούς.

Η μηχανική συμπεριφορά ενός στεντ θεωρείται κρίσιμη παράμετρος για τη λειτουργικότητα και τη μακροχρόνια αξιοπιστία του.

Ένα επιτυχημένο στεντ οφείλει να παρουσιάζει υψηλή αντοχή σε περιοχές αυξημένης φόρτισης, επαρκή ευκαμψία ώστε να προσαρμόζεται στη γεωμετρία των αγγείων και ταυτόχρονα να διατηρεί τη δομική του ακεραιότητα καθ' όλη τη διάρκεια ζωής του ασθενούς.

Στη σύγχρονη βιβλιογραφία, τα βασικά μηχανικά χαρακτηριστικά που μελετώνται εντατικά στον σχεδιασμό στεντ περιλαμβάνουν:

- **Ακτινική αντοχή (radial strength):**

Η ικανότητα του στεντ να αντιστέκεται στις συμπιεστικές δυνάμεις που ασκούνται από το αγγειακό τοίχωμα, διατηρώντας τη διάνοιξη του αυλού.

- **Μέτρο ελαστικότητας (elastic modulus):**

Παράμετρος που καθορίζει την ελαστική απόκριση του στεντ υπό φόρτιση και επηρεάζει άμεσα την ευκαμψία του.

- **Αντοχή στην κόπωση (fatigue resistance):**

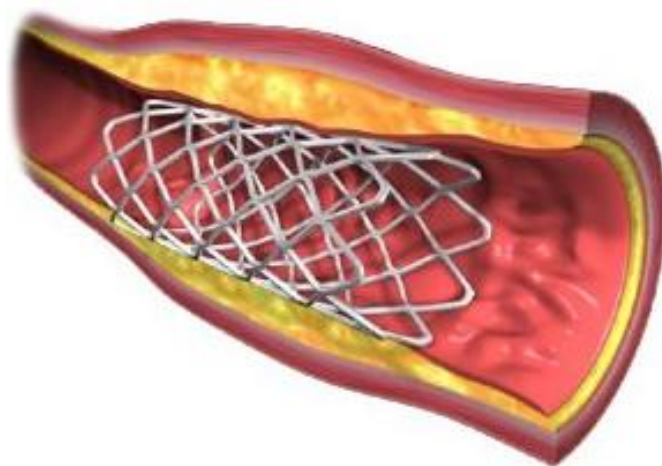
Η δυνατότητα του στεντ να αντέχει σε επαναλαμβανόμενους κύκλους φόρτισης χωρίς ανάπτυξη ρωγμών ή αστοχίας.

- **Ελαστική αναδίπλωση (recoil):**

Η τάση μείωσης της διαμέτρου του στεντ μετά την αποφόρτιση, η οποία πρέπει να περιορίζεται ώστε να διασφαλίζεται η μόνιμη διάνοιξη του αγγείου.

- **Γεωμετρικός σχεδιασμός (design):**

Ο σχεδιασμός της δομής του στεντ επηρεάζει καθοριστικά τη μηχανική του συμπεριφορά, επιτρέποντας τη βελτιστοποίηση ιδιοτήτων όπως η ευκαμψία και η αντοχή ακόμη και σε άκαμπτα υλικά.



Εικόνα 1.1: Απεικόνιση στεντ εντός αγγείου (εγκάρσια τομή).

Παρά τη σημαντική πρόοδο στον σχεδιασμό και στα υλικά κατασκευής των στεντ, εξακολουθούν να υφίστανται σημαντικοί μηχανικοί και λειτουργικοί περιορισμοί.

Συχνά παρατηρείται ότι η βελτίωση ενός μηχανικού χαρακτηριστικού επιτυγχάνεται εις βάρος κάποιου άλλου, δημιουργώντας την ανάγκη για συμβιβασμούς στον σχεδιασμό.

Η εξεύρεση γεωμετρικών δομών που επιτυγχάνουν βέλτιστη ισορροπία μεταξύ αντοχής, ευκαμψίας και ανθεκτικότητας στην κόπωση αποτελεί ένα από τα βασικά ερευνητικά ζητήματα στον τομέα των ενδαγγειακών εμφυτευμάτων.

Στο πλαίσιο αυτό, τα αυξητικά μεταϋλικά (auxetic metamaterials) αναδεικνύονται ως μία ιδιαίτερα υποσχόμενη προσέγγιση. Τα υλικά αυτά χαρακτηρίζονται από αρνητικό λόγο Poisson, γεγονός που σημαίνει ότι διαστέλλονται εγκάρσια όταν υποβάλλονται σε εφελκυσμό.

Η ιδιότητα αυτή οδηγεί σε αυξημένη ευκαμψία, πιο ομοιόμορφη κατανομή τάσεων και μειωμένο φαινόμενο ελαστικής αναδίπλωσης.

Η ενσωμάτωση αυξητικών γεωμετριών στον σχεδιασμό στεντ έχει τη δυνατότητα να υπερβεί τους περιορισμούς των συμβατικών σχεδίων, προσφέροντας βελτιωμένη μηχανική απόδοση και αυξημένη αξιοπιστία.

Στο επόμενο κεφάλαιο παρουσιάζεται το θεωρητικό υπόβαθρο των αυξητικών μεταϋλικών, με στόχο την κατανόηση των βασικών αρχών λειτουργίας τους και τη διερεύνηση της δυνατότητάς τους να αξιοποιηθούν στον σχεδιασμό στεντ επόμενης γενιάς.

Παρά την πρόοδο στον σχεδιασμό και στα υλικά των στεντ ώστε να πληρούνται οι επιθυμητές μηχανικές ιδιότητες, εξακολουθούν να παρατηρούνται σημαντικοί μηχανικοί και λειτουργικοί περιορισμοί.

Η βελτίωση ενός χαρακτηριστικού (π.χ. ευελιξία) συχνά γίνεται σε βάρος ενός άλλου (π.χ. αξονικής αντοχής). Η ανάπτυξη σχεδίων που ισορροπούν τέλεια όλες τις μηχανικές ιδιότητες για συγκεκριμένες κλινικές καταστάσεις είναι το κύριο πρόβλημα. Επομένως, η ανάγκη για βελτιστοποίηση του σχεδιασμού των στεντ είναι επιτακτική, τόσο για την αύξηση της μηχανικής απόδοσης όσο και για την ελαχιστοποίηση των επιπλοκών.

Σε αυτό το πλαίσιο, τα αυξητικά μεταϋλικά (auxetic metamaterials) αναδεικνύονται ως μία πολλά υποσχόμενη λύση εμφανίζοντας την εξαιρετικά χρήσιμη ιδιότητα να διαστέλλονται ταυτόχρονα σε δύο κατευθύνσεις όταν τεντώνονται (ιδιότητα που σχετίζεται με τον αρνητικό λόγο Poisson).

Αυτή η ασυνήθιστη μηχανική συμπεριφορά προσδίδει στα υλικά αυτά αυξημένη ευκαμψία, ομοιόμορφη κατανομή τάσεων και μειωμένο ποσοστό αναδίπλωσης, χαρακτηριστικά ιδιαίτερα επιθυμητά στον σχεδιασμό στεντ.

Στο επόμενο κεφάλαιο παρουσιάζεται το θεωρητικό υπόβαθρο των αυξητικών μεταϋλικών με στόχο την κατανόηση τα των βασικών αρχών λειτουργίας του, τα οποία εμφανίζουν μοναδικά μηχανικά χαρακτηριστικά που μπορούν να αξιοποιηθούν στον σχεδιασμό της επόμενης γενιάς στεντ.

2. ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΥΛΙΚΟ

2.1 Ορισμός των μεταϋλικών :

Τα μεταϋλικά (metamaterials) είναι τεχνητά δομημένα υλικά των οποίων οι ηλεκτρομαγνητικές ή μηχανικές ιδιότητες δεν προκύπτουν από τη χημική σύστασή τους, αλλά από την ελεγχόμενη μικροδομή τους σε κλίμακα μικρότερη του μήκους κύματος του πεδίου στο οποίο αλληλεπιδρούν. Η οικογένεια μεταϋλικών αναφέρεται σε εκείνα τα μεταϋλικά που κατασκευάζονται με προσθετικές - αυξητικές τεχνολογίες παραγωγής (Additive Manufacturing — AM), όπως 3D printing πολυμερών, μεταλλικών σκονών ή σύνθετων υλικών.

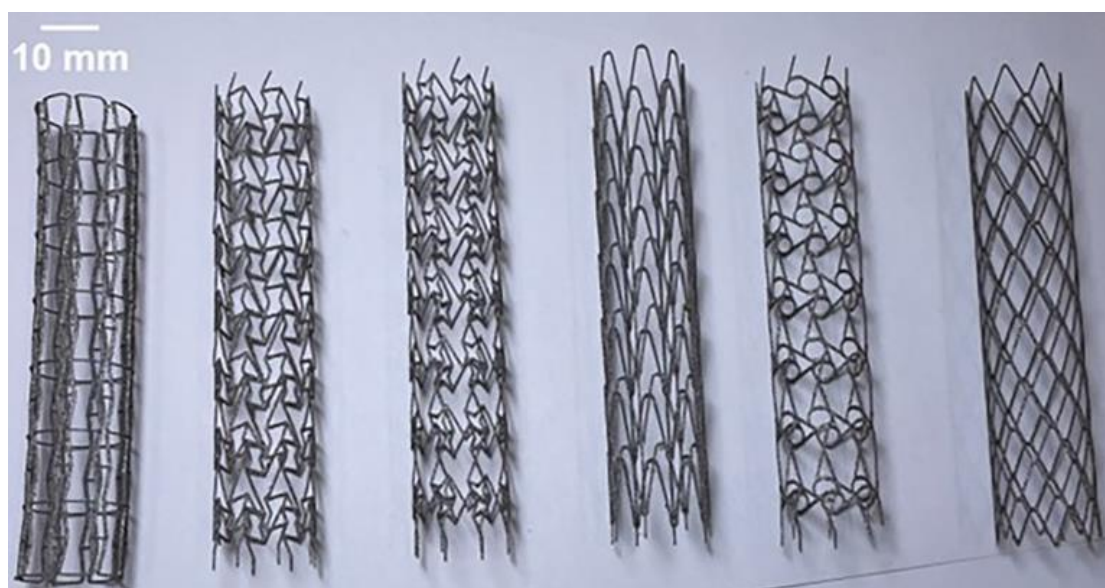
Η χρήση αυξητικών κατασκευής δίνει συγκεκριμένα πλεονεκτήματα στα μεταϋλικά όπως ελευθερία γεωμετρίας, κλιμάκωση από τη μικρο σε μακροδομή, προγραμματιζόμενες ιδιότητες και συνδυασμός με λειτουργικές εφαρμογές. Για την ελεύθερη γεωμετρία, οι τοπολογίες που δίνουν τις μοναδικές ιδιότητες των μεταϋλικών (π.χ. αρνητικό δείκτη διάθλασης, ελεγχόμενη ελαστική απόκριση, ενεργή απόσβεση κυμάτων) είναι συχνά γεωμετρικά περίπλοκες και ανεφάρμοστες με συμβατική αφαίρεση/κατεργασία (machining). Η αυξητική κατασκευή επιτρέπει παραγωγή τέτοιων αρχιτεκτονικών.

Στην κλιμάκωση από μικρο σε μακροδομή, ενός μεταϋλικού βασίζεται σε επαναλαμβανόμενη κυψελιδική μονάδα (unit cell). Η αυξητική κατασκευή επιτρέπει

την επακριβή επανάληψη και τροποποίησή της σε πολλές κλίμακες, οδηγώντας σε ιεραρχικές δομές με προγραμματισμένες ιδιότητες.

Όσο για τις προγραμματιζόμενες – προσαρμοζόμενες ιδιότητες με την αυξητική παραγωγή είναι δυνατή η ένθεση πολλαπλών υλικών (multi-material printing) σε μια ενιαία δομή, επιτρέποντας ρύθμιση στις παραμέτρους (π.χ. modulus grading) και άρα ρύθμιση του αποτελέσματος χωρίς αλλαγή χημείας.

Ο συνδυασμός με λειτουργικές εφαρμογές καθιστά ικανή την αυξητική κατασκευή να ενσωματώνει μεταλλικά σε τελικά εξαρτήματα (π.χ. κέλυφος drone με απορρόφηση δόνησης, RF metasurfaces σε κεραίες, ακουστικά liners σε turbomachinery), μειώνοντας βάρος.



Εικόνα 2.1 Διάφοροι σχηματικοί τύποι στεντ μεταλλικών.

Η μοναδική συμπεριφορά λοιπόν τους επιτρέπει τη δημιουργία ιατρικών συσκευών που είναι πιο ανθεκτικές, άνετες και ικανές για πιο έξυπνη αλληλεπίδραση με το ανθρώπινο σώμα.

Τα μεταλλικά βρίσκουν ιδιαίτερα πρόσφορο πεδίο εφαρμογής στην ανάπτυξη ενδοαγγειακών στεντ, ειδικά υπό τη μορφή σωληνωτών δομών, όπου οι μηχανικές ιδιότητες καθορίζονται πρωτίστως από τη γεωμετρία της μικροδομής και όχι από τη χημική σύσταση του υλικού. Μέσω κατάλληλου σχεδιασμού κυψελωτών πλεγμάτων,

όπως re-entrant ή περιστρεφόμενων τετραγώνων, είναι δυνατή η επίτευξη αυξητικής (auxetic) συμπεριφοράς, η οποία χαρακτηρίζεται από αρνητικό λόγο Poisson.

Η ιδιότητα αυτή προσφέρει σημαντικά πλεονεκτήματα για τα στεντ, όπως βελτιωμένη ακτινική στήριξη, μειωμένο foreshortening κατά τη διαστολή και πιο ομοιόμορφη κατανομή τάσεων στο αγγειακό τοίχωμα.

Η παραγωγή τέτοιων πολύπλοκων σωληνωτών μεταλλικών καθίσταται εφικτή κυρίως μέσω τεχνολογιών προσθετικής κατασκευής μετάλλων, όπως η Laser Powder Bed Fusion (LPBF), οι οποίες επιτρέπουν υψηλή γεωμετρική ελευθερία και ακριβή έλεγχο των δομικών παραμέτρων.

Με τον τρόπο αυτό, ο σχεδιασμός στεντ μεταβαίνει από την παραδοσιακή κοπή σωλήνων σε μια παραμετρική και λειτουργικά προσαρμοσμένη προσέγγιση, ανοίγοντας τον δρόμο για εμφυτεύματα με βελτιστοποιημένη μηχανική συμπεριφορά και αυξημένη κλινική απόδοση.

2.2 Στεντ και βιοϊατρική μηχανική

Τα στεντ αποτελούν ένα από τα πλέον χαρακτηριστικά παραδείγματα όπου η βιοϊατρική μηχανική μεταφράζει θεμελιώδεις αρχές μηχανικής, επιστήμης υλικών, ρευστομηχανικής και βιολογίας σε κλινικά εφαρμοζόμενα προϊόντα υψηλής κρισιμότητας.

Είναι σημαντικά βιοϊατρικά εμφυτεύματα που απαιτούν πολύ υψηλές προδιαγραφές στις μηχανικές τους ιδιότητες και τη βιοσυμβατότητά τους.

Η τεχνολογία τους έχει εξελιχθεί σημαντικά από τα απλά μεταλλικά μοντέλα σε προηγμένα συστήματα με φάρμακα και απορροφήσιμα υλικά. Από την πρώτη κλινική χρήση μεταλλικών “γυμνών” στεντ μέχρι τις πλέον σύγχρονες βιοαπορροφήσιμες δομές με φαρμακευτική ή βιομιμητική λειτουργικότητα, η εξέλιξη του σχεδιασμού τους συνδέεται αδιάρρηκτα με την κατανόηση τόσο της μηχανικής συμπεριφοράς όσο και της βιολογικής απάντησης των ιστών.

Ένα στεντ είναι ένας μικρός σωλήνας σχήματος πλέγματος που εισάγεται σε μια στενευμένη κοίλη δομή του σώματος (π.χ. αρτηρία, ουρητήρας) για να τη διατηρήσει ανοιχτή και να αποκαταστήσει τη ροή. Η πιο κοινή εφαρμογή τους είναι στις στενευμένες στεφανιαίες αρτηρίες λόγω στεφανιαίας νόσου.

Η τοποθέτηση γίνεται μέσω Διαδερμικής Στεφανιαίας Παρέμβασης (PCI): χρησιμοποιείται καθετήρας (λεπτός εύκαμπτος σωλήνας) που οδηγείται μέχρι τη στένωση.

Στην άκρη του καθετήρα υπάρχει ένα μπαλόνι που φουσκώνει, διαστέλλοντας την αρτηρία και συμπιέζοντας τις πλακες. Το στεντ, τοποθετημένο πάνω στο μπαλόνι, αναπτύσσεται και παραμένει μόνιμα στη θέση του ως σκαλωσιά, διατηρώντας το άνοιγμα ανοιχτό αφού το μπαλόνι ξεφουσκώσει και αφαιρεθεί.

Η λειτουργία ενός στεντ είναι κατ' αρχήν μηχανική· οφείλει να παράγει επαρκή ακτινική υποστήριξη ώστε να αντισταθμίζει την ελαστική αναδίπλωση του αγγείου και να αντέχει την παλμική φόρτιση της αιματικής πίεσης χωρίς σημαντική παραμόρφωση ή αστοχία.

Τα στεντ πρέπει να ισορροπούν αντιφατικές μηχανικές απαιτήσεις για να λειτουργήσουν αποτελεσματικά και ασφαλώς μέσα στο σώμα. Θα πρέπει να έχουν ακτινωτή ανοχή, αντοχή στη συνεχή συμπίεση από τον αγγειακό τοίχωμα για να μην καταρρεύσει, ευκαμψία και δυνατότητα πλοήγησης στους ελικοειδείς αγγειακούς σωλήνες, προσαρμογή στις κινήσεις του σώματος, λεπτότητα για ευκολότερη εισαγωγή και μείωση τραυματισμού του αγγείου.

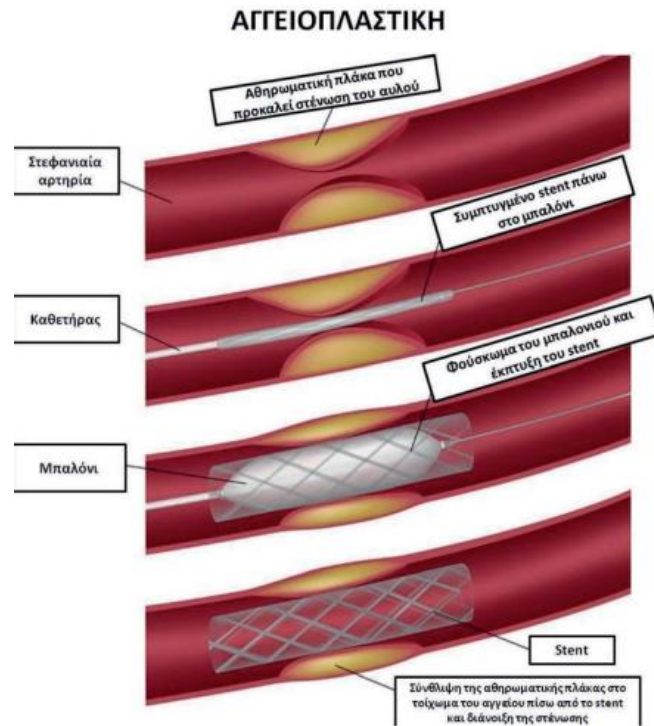
Τα κύρια υλικά για την κάλυψη αυτών των απαιτήσεων είναι ο ανοξείδωτος χάλυβας (το υλικό που θα μελετήσουμε) και η νιτινόλη (κράμα νικελίου–τιτανίου), που προσφέρουν εξαιρετική μηχανική αντοχή.

Επίσης τα βιοσυμβατά πολυμερή (π.χ. PLLA) και κράμματα μαγνησίου χρησιμοποιούνται για τα απορροφήσιμα στεντ (BVS), τα οποία διαλύονται στο σώμα μετά την ολοκλήρωση της λειτουργίας τους.

Η βιοϊατρική μηχανική έχει καταλυτικό ρόλο σε όλο τον κύκλο ζωής ενός στεντ: ο σχεδιασμός και η ανάπτυξη τους εφαρμόζει αρχές μηχανικής υλικών και ρευστών στο βέλτιστο λειτουργικό pattern, ενώ οι δοκιμές και οι προσομοιώσεις (π.χ. FEA, CFD, FSI) δημιουργούν υπολογιστικά μοντέλα για την πρόβλεψη της μηχανικής και αιμοδυναμικής απόδοσης και της ασφάλειας.

Στο στάδιο της κατασκευής χρησιμοποιούνται διαδικασίες υψηλής ακρίβειας όπως μικροκοπή με λέιζερ που επιτρέπουν την παραγωγή λεπτών, γεωμετρικά ακριβών και επαναλήψιμων δομών.

Η ανάπτυξη των στεντ αποτελεί ένα ζωντανό παράδειγμα της συνύπαρξης μηχανικής, επιστημών υλικών και ιατρικής. Οι τρέχουσες εξελίξεις υπόσχονται ακόμα πιο ασφαλή και αποτελεσματικά εργαλεία για τους ασθενείς.



Εικόνα 2.2 Αναπαράσταση αγγειοπλαστικής με στεντ.

Η έρευνα πλέον κατευθύνεται σε έξυπνα στεντ με λειτουργική απελευθέρωση φαρμάκων, σε βιομιμητικές επιφανειακές τοπογραφίες που προωθούν ενδοθηλιοποίηση χωρίς χρόνια φλεγμονή, καθώς και σε προσωποποιημένο σχεδιασμό με βάση ιατρική απεικόνιση και in-silico βελτιστοποίηση.

2.3 Τεχνολογίες κατασκευής στεντ

Η κατασκευή στεντ έχει εξελιχθεί σημαντικά τα τελευταία 40 χρόνια, με τις σύγχρονες τεχνολογίες να επιτρέπουν εξαιρετικά σύνθετες γεωμετρίες και λειτουργικά μεταλλικά. Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται οι βασικές μέθοδοι παραγωγής στεντ, η αντιμετώπιση των κατασκευαστικών περιορισμών και η μετάβαση από συμβατικές δομές σε υψηλής πολυπλοκότητας αυξητικά μοτίβα.

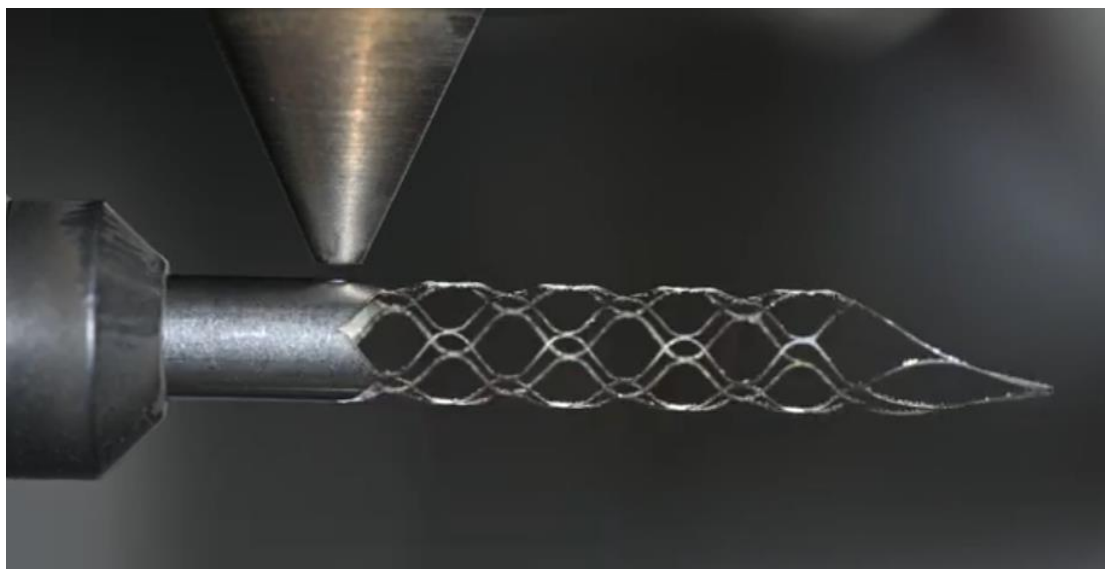
Οι παραδοσιακές μέθοδοι κατασκευής στεντ είναι :

- Laser cutting σε σωλήνα

Αυτή η διαδικασία περιλαμβάνει τη χρήση εξειδικευμένου λέιζερ υψηλής ακρίβειας (συντά femtosecond, picosecond ή fiber laser), το οποίο κόβει με εξαιρετική λεπτομέρεια το σωληνάκι από το οποίο προκύπτει το stent. Το λέιζερ "ζωγραφίζει" το μοτίβο του stent πάνω στο τοίχωμα του σωλήνα, χωρίς να απαιτείται μηχανική επαφή.

Τα πλεονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι η εξαιρετική υψηλή ακρίβεια , η ελάχιστη θεμική καταπόνηση, ομαλές καθαρές ακμές κοπής, υψηλή επαναληψιμότητα και αξιοπιστία, δυνατότητα κοπής πολύπλοκων σχεδίων, κατάλληλο για πολύ λεπτά τοιχώματα σωλήνων.

Τα μειονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι , πολύ υψηλό κόστος εξοπλισμού, απαίτηση πολύ εξειδικευμένου χειρισμού, ανάγκη για εκτενή κατεργασία μετά την κοπή, αυστηρή συμμόρφωση με πρότυπα.



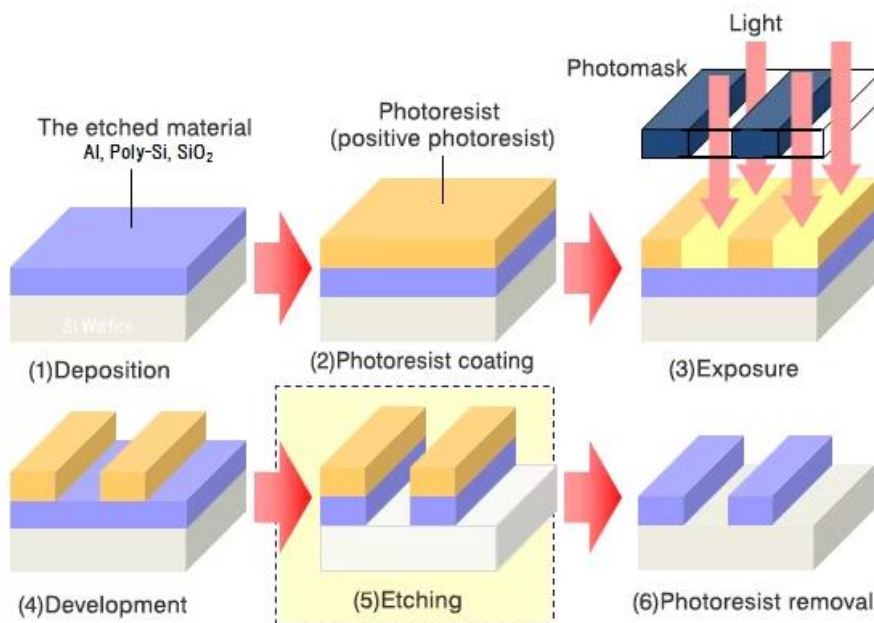
Εικόνα 2.3 Δημιουργία στεντ με τη μέθοδο laser cutting.

- Η Χημική Φωτολιθογραφία (Photo-Etching ή Chemical Etching)

Είναι μια τεχνική κατεργασίας υλικών κατά την οποία χρησιμοποιείται φως (φωτοευαίσθητο φιλμ) και χημικά διαβρωτικά διαλύματα για να αφαιρεθεί επιλεκτικά υλικό από μια μεταλλική επιφάνεια. Η μέθοδος χρησιμοποιείται για την παραγωγή πολύ λεπτών, ακριβών και περίπλοκων μεταλλικών εξαρτημάτων — ιδανική για ιατρικές εφαρμογές, μικροεξαρτήματα, φίλτρα, micro-components κ.λπ.

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι , κατάλληλη για πολύ λεπτά και εύθραυστα υλικά, εξαιρετική λεπτομέρεια και ακρίβεια , ταυτόχρονη κατεργασία πολλών τεμαχίων, λείες και καθαρές ακμές, χαμηλό κόστος για πολύπλοκα σχέδια, κατάλληλη για ιατρικές και μικροηλεκτρονικές εφαρμογές.

Τα μειονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι, περιορισμοί πάχους υλικού, χρήση χημικών, μικρή κάθετη ακρίβεια , μικρότερη ακρίβεια από λέιζερ σε ορισμένες περιπτώσεις, χρόνος κατασκευής μάσκας.



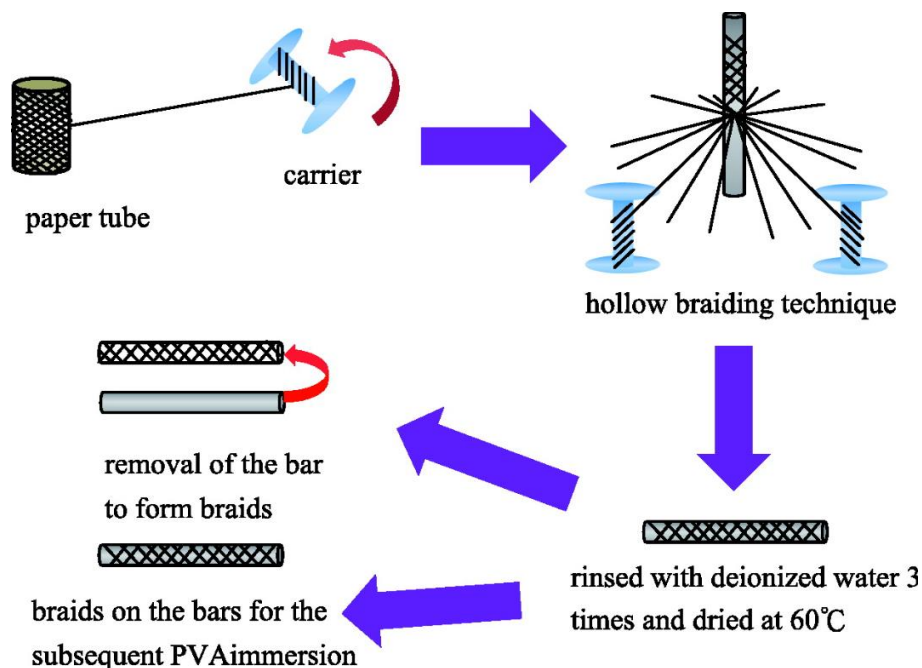
Εικόνα 2.4 Σειρά διαμόρφωσης με τη μέθοδο της χημικής φωτολιθογραφίας.

- Πλεκτά (Braided) Stent

Τα braided stent αποτελούνται από πολλαπλές ίνες (σύρματα) που πλέκονται μεταξύ τους σε μορφή σωλήνα. Το αποτέλεσμα μοιάζει με “υφαντό” ή “πλέγμα” με μεγάλη ευκαμψία. Χρησιμοποιούνται συχνά σε, νευροαγγειακές εφαρμογές, περιφερικά αγγεία, παγκρεατικούς/χοληφόρους αγωγούς, οισοφάγο, μη αγγειακές stents.

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι, εξαιρετική ευκαμψία, υψηλή ελαστικότητα και μνήμη σχήματος, ομαλή προσαρμογή στο αγγείο, μεγάλη κάλυψη επιφάνειας, αντοχή στην κόπωση.

Τα μειονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι, μικρότερη ακρίβεια στο τελικό σχήμα. Πιθανή ευρρίκνωση, μικρότερη ακρίβεια στον έλεγχο των διαστάσεων, πιο δύσκολη διαδικασία τοποθέτησης, πιθανότητα μετακίνησης μετά την εμφύτευση.



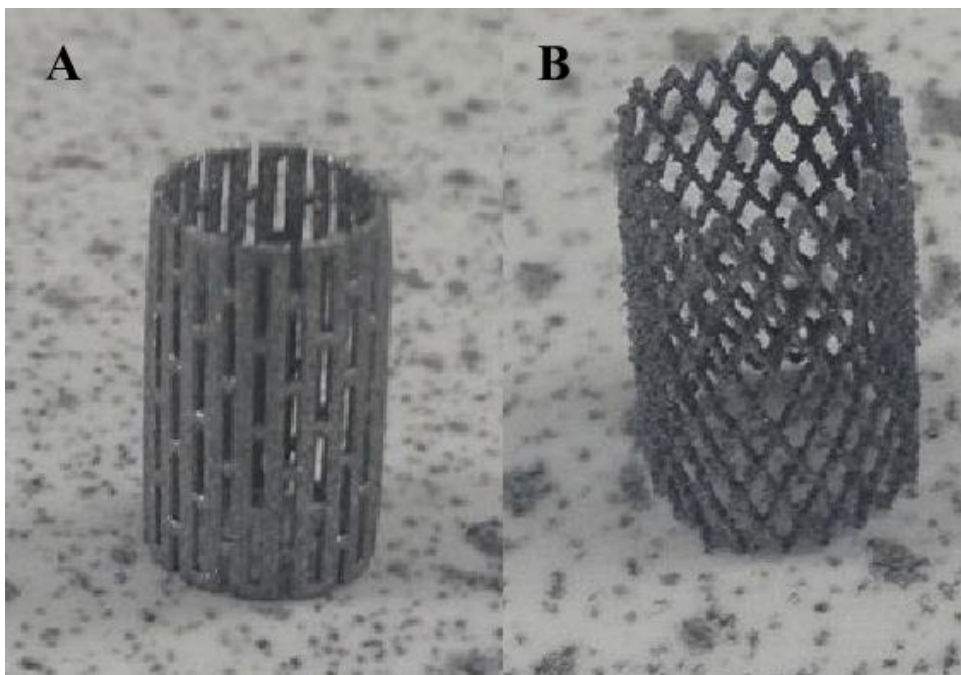
Εικόνα 2.4 Απεικόνιση κατασκευής στεντ με τη μέθοδο πλεξίματος

- Προσθετική κατασκευή στεντ μέσω 3D Printing (Additive Manufacturing)

Η προσθετική κατασκευή stent μέσω 3D Printing (Additive Manufacturing) είναι μια νέα, αναπτυσσόμενη τεχνολογία που επιτρέπει την παραγωγή stent με τρόπο διαφορετικό από τις κλασικές μεθόδους (laser-cutting, braided stents, photo-etching).

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι , η εξατομίκευση, η ελευθερία σχεδιασμού, δυνατότητα χρήσης βιοαπορροφήσιμων υλικών, γρήγορη πρωτοτυποποίηση, μικρότερη εξάρτηση από ακριβά καλούπια ή εργαλεία.

Τα μειονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι αντοχή και μηχανικές ιδιότητες, προκλήσεις στην επιφανειακή ποιότητα, πιστοποίηση, ακριβά μηχανήματα για μεταλλική εκτύπωση και προς το παρόν περιορισμένη κλινική χρήση.



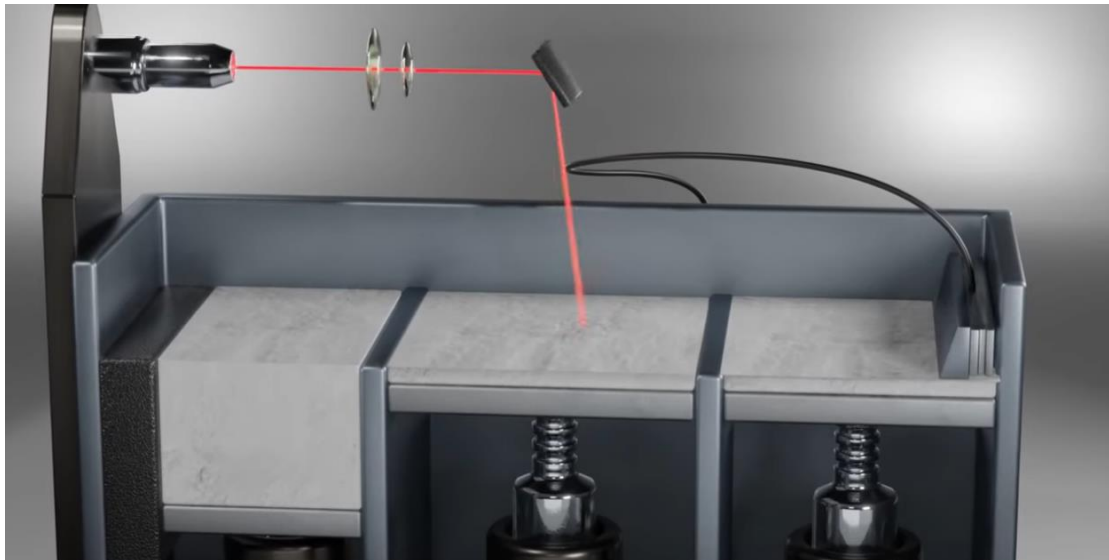
Εικόνα 2.5 Στεντ κατασκευασμένα με τη μέθοδο Additive Manufacturing.

- Το Laser Powder Bed Fusion (LPBF)

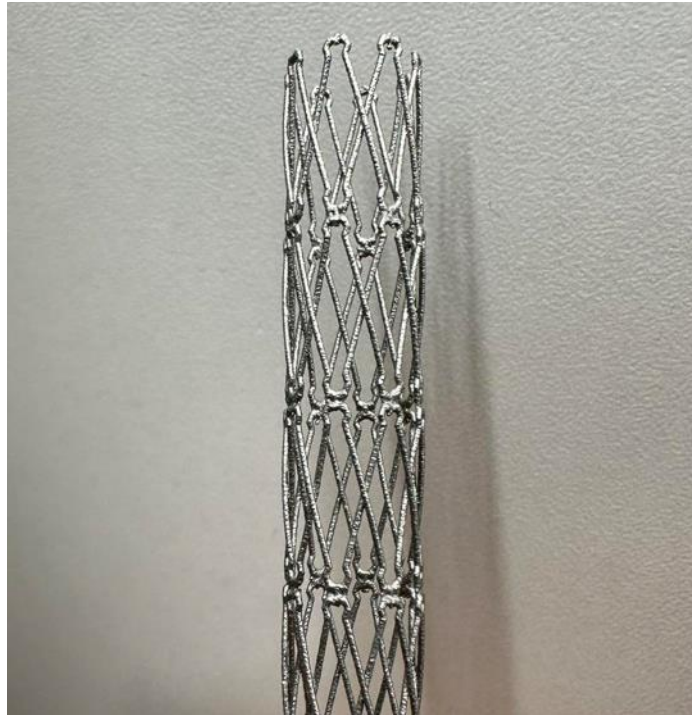
Το Laser Powder Bed Fusion (LPBF) είναι μία από τις πιο προηγμένες τεχνολογίες προσθετικής μεταλλικής κατασκευής (metal additive manufacturing). Χρησιμοποιείται για την παραγωγή μεταλλικών εξαρτημάτων υψηλής πολυπλοκότητας, συμπεριλαμβανομένων ιατρικών εμφυτευμάτων, εξαρτημάτων αεροδιαστημικής και, σε ερευνητικό επίπεδο, μεταλλικών στεντ.

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι, η πολύπλοκη γεωμετρία χωρίς καλούπια, η υψηλή ακρίβεια και λεπτομέρεια, ιδανικό για ιατρικά εμφυτεύματα, η εξατομίκευση, η υψηλή μηχανική αντοχή.

Τα μειονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι, το υψηλό κόστος εξοπλισμού και λειτουργίας, η τραχύτητα επιφάνειας, οι περιορισμοί σε πολύ λεπτές και ελαστικές δομές, οι θερμικές τάσεις και παραμορφώσεις, περίπλοκες απαιτήσεις πιστοποίησης.



Εικόνα 2.6 Αναπαράσταση μεθόδου τρισδιάστατης εκτύπωσης LPBF/SLM.



Εικόνα 2.7 Στεντ κατασκευασμένο με τη μέθοδο LPB087F.

- Αυξητικά μοτίβα σε στεντ (Αρνητικός λόγος Poisson)

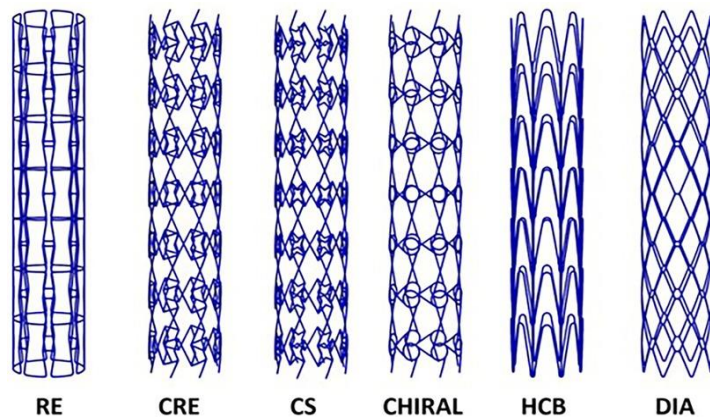
Τα αυξητικά μοτίβα σε stent είναι μια προηγμένη προσέγγιση σχεδιασμού που αξιοποιεί υλικά ή δομές με αρνητικό λόγο Poisson. Αυτό σημαίνει ότι όταν το υλικό τεντώνεται κατά μια διεύθυνση, αντί να λεπταίνει, διαστέλλεται και στην εγκάρσια διεύθυνση — συμπεριφορά αντίθετη από τα περισσότερα υλικά.

Τα αυξητικά μοτίβα δεν απαιτούν αυξητικά υλικά, μπορούν να δημιουργηθούν και μέσω γεωμετρίας, όπως, κυψελοειδές μοτίβο με “στρεβλωμένες” κυψέλες (Re-entrant honeycomb) , περιστρεφόμενα τρίγωνα/τετράγωνα (Rotating triangles / squares), σπειροειδείς δομές με χειρικότητα (Chiral structures), αστεροειδή μοτίβα (Star-shaped patterns).

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι, η ομοιόμορφη διάνοιξη του αυλού, μειωμένη συρρίκνωση μήκους κατά τη διάνοιξη (μειωμένο foreshortening), καλύτερη επαφή με το τοίχωμα του αγγείου, αυξημένη

αντίσταση στην κόπωση, καλύτερη αντίσταση στην εισχώρηση/παραμόρφωση προς τον πλάγιο κλάδο του αγγείου (improved resistance to side-branch prolapse).

Τα μειονεκτήματα αυτής της μεθόδου είναι, η κατασκευαστική πολυπλοκότητα, η επίδοση σε μικρή κλίμακα, οι διάφορες προκλήσεις στον έλεγχο μηχανικών ιδιοτήτων, ελλιπής κλινική ωριμότητα.



Εικόνα 2.8 Στεντ κατασκευασμένα με auxetic μοτίβα.

- Παραμετρικός Σχεδιασμός στεντ (Parametric Design)

Παραμετρικός Σχεδιασμός στεντ είναι μια σύγχρονη μεθοδολογία όπου η γεωμετρία του stent δεν δημιουργείται στατικά (χειροκίνητα), αλλά προκύπτει δυναμικά από μεταβλητές – παραμέτρους.

Παραδείγματα τέτοιων παραμέτρων είναι, το πάχος των τοιχωμάτων, μήκος και πλάτος κυψελών, γωνίες συνδέσμων, πορώδες, αντοχή σε ακτινική συμπίεση, ευκαμψία, βράχυνση, συμπεριφορά αρνητικού λόγου Poisson. Με ένα σύνολο παραμέτρων και μαθηματικών κανόνων, το λογισμικό «παράγει» αυτόματα το τελικό σχέδιο.

Ο χρήστης αλλάζει τις τιμές και το στεντ αναμορφώνεται άμεσα.

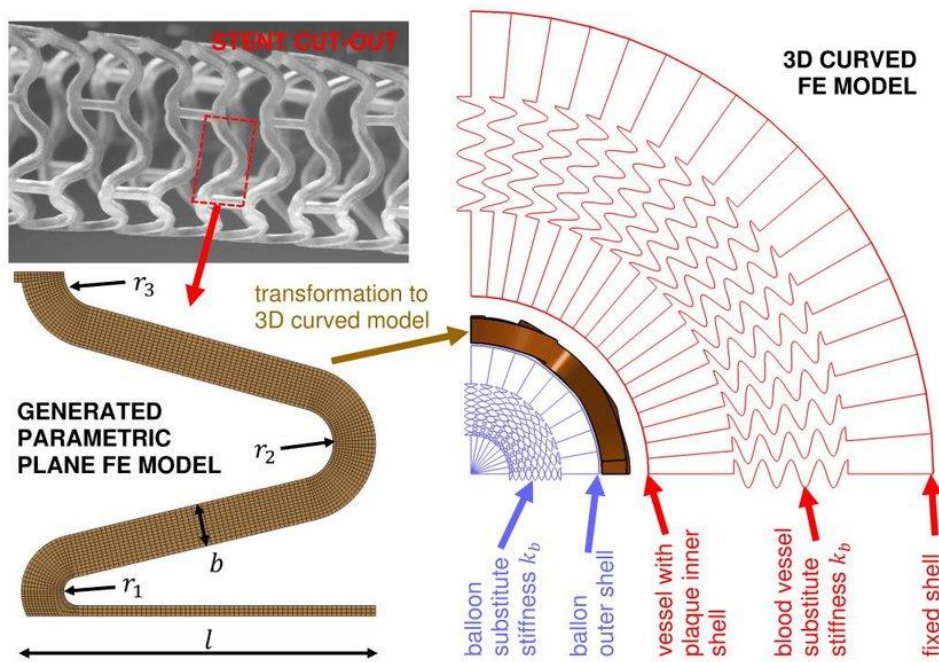
Το σχέδιο μπορεί να βελτιστοποιηθεί αυτόματα μέσω αλγορίθμων όπως, επαναλήψεις βελτιστοποίησης (optimization loops), ανατροφοδότηση

πεπερασμένων στοιχείων (finite element feedback), βελτιστοποίηση παραμέτρων με αλγόριθμους μάθησης (machine learning tuning).

Χρησιμοποιείται συχνά σε CAD περιβάλλοντα (π.χ. Fusion 360, SolidWorks, Grasshopper/Rhino).

Τα πλεονεκτήματα της μεθόδου αυτής είναι, η ταχύτητα και ευελιξία στην ανάπτυξη, ο ακριβής έλεγχος μηχανικών ιδιοτήτων, η εξατομίκευση για συγκεκριμένους ασθενείς, η ευκολία στην ανάλυση και την προσομοίωση, ιδανικό για additive manufacturing και αυξητικά μοτίβα.

Τα μειονεκτήματα και οι διάφορες προκλήσεις της μεθόδου αυτής είναι, η υψηλή τεχνική δυσκολία, μεγάλος χρόνος ανάπτυξης αρχικού μοντέλου, υπολογιστικό κόστος, ενδέχεται να παράγει γεωμετρίες δύσκολες στην κατασκευή, κίνδυνος κακής παραμετροποίησης.



Εικόνα 2.9 Απεικόνιση ενός στεντ με τη μέθοδο του παραμετρικού σχεδιασμού.

2.4 Τελικές κατεργασίες και επιφανειακή βελτίωση

Μετά την εκτύπωση, το στεντ υφίσταται θερμική κατεργασία ανακούφισης τάσεων, ώστε να απομακρυνθούν οι υπολειπόμενες εσωτερικές τάσεις που δημιουργούνται λόγω της ταχύτατης τήξης και στερεοποίησης. Ακολουθεί ηλεκτροχημική λείανση, κατά την οποία αφαιρούνται μικρο-προεξοχές, μειώνεται η τραχύτητα της επιφάνειας και βελτιώνεται η αντίσταση του στεντ σε θρομβογένεση και σε κόπωση.

Η επιφανειακή ποιότητα είναι κρίσιμη για την κλινική επιτυχία, καθώς μια τραχεία επιφάνεια αυξάνει τον κίνδυνο σχηματισμού θρόμβων και επαναστένωσης. Το τελικό στάδιο ενδέχεται να περιλαμβάνει φαρμακευτική επίστρωση (drug-eluting) για περαιτέρω μείωση της νεο-ενδοθηλιακής υπερπλασίας.

Η σύγχρονη τεχνολογία 3D printing επιτρέπει κατασκευή στεντ με γεωμετρίες που παλαιότερα ήταν αδύνατες. Τα auxetic μοτίβα ανοίγουν νέους δρόμους στον σχεδιασμό, προσφέροντας αυξημένη ευκαμψία, μειωμένο recoil και καλύτερη κατανομή τάσεων. Ταυτόχρονα, απαιτείται βαθιά κατανόηση των μικροδομικών επιδράσεων του LPBF για να επιτευχθεί ασφαλές και κλινικά αποδεκτό αποτέλεσμα.

2.5 Μηχανική ανάλυση με πεπερασμένα στοιχεία (FEM)

2.5.1 Παρουσίαση μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων

Η Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων (FEM) αποτελεί μία από τις πλέον ευρέως χρησιμοποιούμενες αριθμητικές μεθόδους στη μηχανική και στις εφαρμοσμένες επιστήμες για την επίλυση προβλημάτων που περιγράφονται από διαφορικές εξισώσεις.

Η FEM επιτρέπει την προσομοίωση πολύπλοκων γεωμετριών, υλικών και συνθηκών φόρτισης, καθιστώντας την ιδανική για την ανάλυση κατασκευών, μηχανισμών, ρευστών και θερμοδυναμικών συστημάτων.

Η μέθοδος βασίζεται στη διάσπαση ενός σύνθετου συνεχούς συστήματος σε μικρότερα, απλούστερα υποσυστήματα, γνωστά ως πεπερασμένα στοιχεία, τα οποία συνδέονται μέσω κόμβων και συναρτήσεων μορφής.

Μέσω της συναρμολόγησης των στοιχείων αυτών, προκύπτει ένα συνολικό σύστημα γραμμικών ή μη γραμμικών εξισώσεων, το οποίο μπορεί να λυθεί με αριθμητικές τεχνικές.

Η βασική ιδέα των πεπερασμένων στοιχείων περιλαμβάνει τρία βασικά στάδια:

1. Διακριτοποίηση (Discretization)

Ο χώρος ή η δομή που μελετάται χωρίζεται σε πεπερασμένα στοιχεία, τα οποία μπορεί να είναι γραμμικά (γραμμικά τμήματα, τριγωνικά ή τετραγωνικά στοιχεία) ή υψηλότερης τάξης (καμπυλόγραμμα στοιχεία).

Τα στοιχεία αυτά συνδέονται σε κοινά σημεία, τους κόμβους, όπου υπολογίζονται οι ζητούμενες ποσότητες, όπως μετατοπίσεις, θερμοκρασίες ή πιέσεις.

2. Μοντελοποίηση των εξισώσεων (Element Formulation):

Κάθε στοιχείο περιγράφεται από ένα σύνολο τοπικών εξισώσεων, οι οποίες προέρχονται από τη διαφορική εξίσωση που διέπει το πρόβλημα.

Για παράδειγμα, σε μηχανική των στερεών, η εξίσωση ισορροπίας δίνεται από τις εξισώσεις του Cauchy-Navier, ενώ σε προβλήματα θερμομεταφοράς χρησιμοποιείται η εξίσωση θερμικής διάχυσης.

Οι εξισώσεις αυτές μετατρέπονται σε διακριτή μορφή, μέσω μεθόδων όπως η μέθοδος Galerkin ή η μέθοδος των ελαχίστων τετραγώνων.

3. Συναρμολόγηση και επίλυση (Assembly and Solution):

Οι τοπικές εξισώσεις των στοιχείων συνδυάζονται για να σχηματίσουν το παγκόσμιο σύστημα εξισώσεων της μορφής:

$$\mathbf{K} \times \mathbf{u} = \mathbf{F}$$

όπου:

- \mathbf{K} είναι τα μητρώα δυσκαμψίας (stiffness matrix),
- \mathbf{u} είναι το διάνυσμα των αγνώστων (π.χ. μετατοπίσεις),
- \mathbf{F} είναι το διάνυσμα των εξωτερικών φορτίων.

Η επίλυση αυτού του συστήματος δίνει τις τιμές των αγνώστων σε κάθε κόμβο, από τις οποίες μπορούν να προκύψουν και άλλες φυσικές ποσότητες όπως τάσεις και ροπές.

Η εφαρμογή της FEM σε ένα μηχανικό πρόβλημα ακολουθεί συνήθως τα εξής βήματα:

1. **Καθορισμός του προβλήματος:**

Επιλογή της περιοχής ανάλυσης, των υλικών και των οριακών συνθηκών.

2. **Διακριτοποίηση του μοντέλου:**

Δημιουργία του πλέγματος (mesh) με κατάλληλο τύπο και μέγεθος στοιχείων.

3. **Καθορισμός ιδιοτήτων στοιχείων:**

Εκχώρηση μηχανικών ή φυσικών ιδιοτήτων σε κάθε στοιχείο, όπως μέτρο ελαστικότητας, συντελεστή θερμικής αγωγιμότητας κ.λπ.

4. **Συναρμολόγηση του συστήματος εξισώσεων:**

Δημιουργία του συνολικού μητρώου δυσκαμψίας και του διανύσματος φορτίων.

5. **Επίλυση του συστήματος:**

Χρήση αριθμητικών αλγορίθμων (π.χ. Gaussian elimination, iterative solvers) για τον υπολογισμό των αγνώστων.

6. **Ανάλυση αποτελεσμάτων:**

Ερμηνεία των αποτελεσμάτων για μετατοπίσεις, τάσεις, θερμοκρασίες ή άλλες φυσικές ποσότητες και σύγκριση με προδιαγραφές ή θεωρητικά αποτελέσματα.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιείται ευρέως σε διάφορους τομείς, όπως:

- **Μηχανική των στερεών:**

Ανάλυση κατασκευών, γεφυρών, αεροπορικών και αυτοκινητοβιομηχανικών μερών.

- **Ρευστομηχανική:**

Προσομοιώσεις ροής αερίων και υγρών.

- **Θερμομηχανική:**

Μελέτη θερμικών πεδίων, αγωγιμότητας και μεταφοράς θερμότητας.

- **Ηλεκτρομαγνητισμός:**

Προσομοιώσεις ηλεκτρικών και μαγνητικών πεδίων.

- **Βιομηχανικός σχεδιασμός:**

Βελτιστοποίηση προϊόντων, μελέτη αντοχής και ανάλυση κόπωσης.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων έχει κάποια πλεονεκτήματα αλλά και κάποιους περιορισμούς.

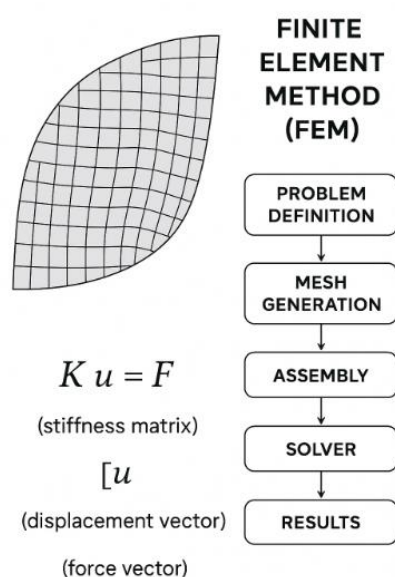
Τα πλεονεκτήματα αυτά είναι:

- Ικανότητα ανάλυσης πολύπλοκων γεωμετριών και υλικών.
- Ευελιξία στις οριακές συνθήκες.
- Ενσωμάτωση μη γραμμικών συμπεριφορών και δυναμικών φαινομένων.
- Συσχέτιση με πραγματικά πειραματικά δεδομένα μέσω της προσομοίωσης.

Οι περιορισμοί είναι :

- Απαιτεί υψηλή υπολογιστική ισχύ για μεγάλα μοντέλα.
- Ακρίβεια εξαρτάται από το πλέγμα και τις συναρτήσεις μορφής.
- Ανάγκη εμπειρίας για σωστή επιλογή στοιχείων και οριακών συνθηκών.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων αποτελεί ισχυρό εργαλείο μηχανικής ανάλυσης, το οποίο συνδυάζει θεωρία και αριθμητική προσέγγιση για την επίλυση πολύπλοκων προβλημάτων. Η εκτενής χρήση της σε επιστημονικές και βιομηχανικές εφαρμογές την καθιστά απαραίτητο εργαλείο για τον σύγχρονο μηχανικό και ερευνητή.



Εικόνα 2.10 Απεικόνιση διαγράμματος ροής FEM

2.5.2 Παρουσίαση του λογισμικού ANSYS Mechanical

Το ANSYS Mechanical αποτελεί ένα από τα πιο διαδεδομένα και ισχυρά εμπορικά λογισμικά προσομοίωσης που βασίζονται στη Μέθοδο Πεπερασμένων Στοιχείων (Finite Element Method – FEM). Αναπτύχθηκε από την εταιρεία **ANSYS Inc.** και χρησιμοποιείται ευρέως σε ακαδημαϊκές και βιομηχανικές εφαρμογές για την ανάλυση μηχανικών, θερμικών και πολυφυσικών προβλημάτων, επιτρέποντας την ακριβή προσομοίωση της συμπεριφοράς κατασκευών υπό διάφορες συνθήκες φόρτισης και οριακές συνθήκες.

Η ανάλυση με FEM στο ANSYS Mechanical ακολουθεί μια τυπική τριφασική διαδικασία:

I. Προ-επεξεργασία (Pre-processing):

Σε αυτή τη φάση καθορίζεται το φυσικό πρόβλημα και προετοιμάζεται το μοντέλο για προσομοίωση. Στο ANSYS Mechanical εισάγεται η γεωμετρία του στεντ από το SOLIDWORKS και ορίζονται οι ιδιότητες του υλικού 316L.

Ακολουθεί η δημιουργία του πλέγματος (διακριτοποίηση/meshing), όπου το ANSYS προσφέρει δυνατότητες αυτόματης ή προσαρμοσμένης δημιουργίας mesh, επιτρέποντας τη συγκέντρωση κόμβων σε περιοχές υψηλής καμπυλότητας ή αναμενόμενης υψηλής τάσης.

Στη συνέχεια εφαρμόζονται τα φορτία και οι συνθήκες ορίου που αντιστοιχούν σε λειτουργικές καταστάσεις του στεντ. Το ANSYS δίνει τη δυνατότητα επιλογής μεταξύ διάφορων solver types (static, dynamic, nonlinear), ανάλογα με τις απαιτήσεις της ανάλυσης.

II. Επίλυση (Solving):

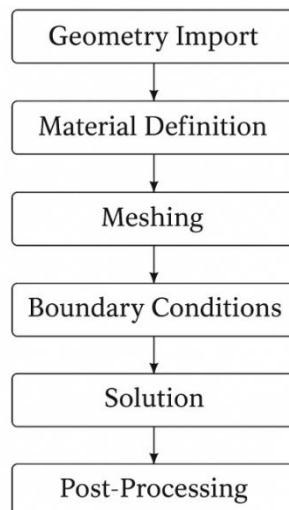
Στο στάδιο αυτό, το ANSYS Mechanical συναρμολογεί και επιλύει το αριθμητικό σύστημα των εξισώσεων για κάθε στοιχείο.

Υπολογίζονται μετατοπίσεις, τάσεις (συμπεριλαμβανομένου του von Mises stress) και παραμορφώσεις σε κάθε κόμβο του πλέγματος.

Το λογισμικό επιτρέπει την εκτέλεση τόσο γραμμικών όσο και μη-γραμμικών αναλύσεων, ενώ η ισχύς του solver εξασφαλίζει γρήγορη και ακριβή επίλυση πολύπλοκων μοντέλων όπως αυτό του στεντ.

III. Μετά-επεξεργασία (Post-processing):

Το ANSYS παρέχει εκτεταμένα εργαλεία post-processing για την οπτική παρουσίαση και ερμηνεία των αποτελεσμάτων. Μέσω χρωματικών χαρτών (contour plots) εμφανίζονται οι περιοχές υψηλής τάσης και μεγάλων μετατοπίσεων, ενώ τα γραφήματα παρέχουν ποσοτικές μετρήσεις για την εκτίμηση της δομικής απόδοσης.



Εικόνα 2.11 Απεικόνιση διαγράμματος ροής φάσεων επεξεργασίας με το ANSYS Mechanical.

Το ANSYS Mechanical λειτουργεί συνήθως στο πλαίσιο του ANSYS Workbench, το οποίο προσφέρει γραφικό περιβάλλον χρήστη (GUI) φιλικό προς τον χρήστη και διασύνδεση με άλλα υποσυστήματα του ANSYS.

Η βασική δομή του περιβάλλοντος περιλαμβάνει:

- **Project Schematic:**

Ο χώρος όπου ορίζεται η ροή της ανάλυσης (Geometry → Model → Setup → Solution → Results).

- **Mechanical Interface:**

Το κύριο περιβάλλον όπου πραγματοποιείται η ανάλυση FEM, περιλαμβάνοντας το πλέγμα, τις οριακές συνθήκες, τα φορτία και τα αποτελέσματα.

- **Outline Tree:**

Δενδροειδής αναπαράσταση όλων των στοιχείων του μοντέλου (γεωμετρία, υλικά, επαφές, φορτία, λύσεις).

Η δομή αυτή επιτρέπει συστηματική και οργανωμένη διαχείριση πολύπλοκων μοντέλων.

Η γεωμετρία του προβλήματος μπορεί να εισαχθεί στο ANSYS Mechanical από:

- λογισμικά CAD (SolidWorks, AutoCAD, CATIA κ.ά.)
- ή να δημιουργηθεί απευθείας μέσω του ANSYS SpaceClaim ή DesignModeler.

Μετά τον ορισμό της γεωμετρίας, ακολουθεί η διακριτοποίηση (meshing), ένα από τα πιο κρίσιμα στάδια της ανάλυσης.

Το ANSYS παρέχει:

- αυτόματη δημιουργία πλέγματος,
- δυνατότητα τοπικής πύκνωσης στοιχείων,
- επιλογή τύπου στοιχείων (tetrahedral, hexahedral, shell, beam).

Η ποιότητα του πλέγματος επηρεάζει άμεσα την ακρίβεια και τη σταθερότητα της. Το ANSYS Mechanical διαθέτει εκτενή βάση δεδομένων υλικών, ενώ επιτρέπει και τον ορισμό προσαρμοσμένων ιδιοτήτων.

Οι ιδιότητες μπορεί να είναι:

- γραμμικές ή μη γραμμικές
- ισότροπες ή ανισότροπες
- εξαρτώμενες από τη θερμοκρασία

Οι οριακές συνθήκες και τα φορτία περιλαμβάνουν:

- στηρίξεις και περιορισμούς μετατόπισης,
- δυνάμεις, πιέσεις και ροπές,
- θερμικά φορτία,
- επαφές μεταξύ σωμάτων (contact definitions).

Η σωστή επιλογή και εφαρμογή των συνθηκών αυτών είναι καθοριστική για την αξιοπιστία των αποτελεσμάτων.

Το λογισμικό αυτό υποστηρίζει πληθώρα αναλύσεων όπως:

- Στατική δομική ανάλυση (Static Structural Analysis)
- Δυναμική ανάλυση (Modal, Harmonic, Transient)
- Θερμική ανάλυση (Steady-State & Transient Thermal)
- Μη γραμμική ανάλυση

- Ανάλυση κόπωσης και θραύσης
- Σύζευξη πολυφυσικών πεδίων

Το ANSYS Mechanical παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα, τα οποία το καθιστούν ένα από τα πλέον αξιόπιστα εργαλεία αριθμητικής προσομοίωσης μέσω της Μεθόδου Πεπερασμένων Στοιχείων.

Ένα από τα βασικότερα πλεονεκτήματα του λογισμικού είναι η υψηλή ακρίβεια και αξιοπιστία των αποτελεσμάτων που παράγει. Μέσω εξελιγμένων αριθμητικών επιλυτών και δυνατότητας λεπτομερούς ελέγχου των παραμέτρων επίλυσης, το ANSYS Mechanical επιτρέπει την προσομοίωση πολύπλοκων φυσικών φαινομένων με μεγάλη πιστότητα, υπό την προϋπόθεση ότι το μαθηματικό και φυσικό μοντέλο έχει οριστεί σωστά.

Η ακρίβεια αυτή είναι ιδιαίτερα σημαντική σε εφαρμογές όπως η ανάλυση αγγειακών στεντ, όπου οι κατανομές τάσεων και παραμορφώσεων επηρεάζουν άμεσα την ασφάλεια και τη λειτουργικότητα της ιατρικής συσκευής.

Επιπλέον, το λογισμικό διαθέτει ένα φιλικό και ολοκληρωμένο περιβάλλον χρήστη, το οποίο διευκολύνει την οργάνωση και διαχείριση σύνθετων αναλύσεων.

Η ενσωμάτωσή του στο περιβάλλον ANSYS Workbench επιτρέπει την παρακολούθηση όλων των σταδίων της προσομοίωσης, από την εισαγωγή της γεωμετρίας έως την παρουσίαση των αποτελεσμάτων, μειώνοντας την πιθανότητα σφαλμάτων που προκύπτουν από ασυνέχεια στη ροή εργασίας.

Ένα ακόμη σημαντικό πλεονέκτημα είναι η υποστήριξη πολύπλοκων μη γραμμικών και πολυφυσικών προβλημάτων. Το ANSYS Mechanical μπορεί να αντιμετωπίσει γεωμετρικές και υλικές μη γραμμικότητες, φαινόμενα επαφής, καθώς και σύζευξη διαφορετικών φυσικών πεδίων.

Η δυνατότητα αυτή είναι καθοριστική για τη ρεαλιστική προσομοίωση της συμπεριφοράς των στεντ κατά τη φάση συμπίεσης, ανάπτυξης και μακροχρόνιας λειτουργίας τους εντός του αγγειακού συστήματος.

Τέλος, το λογισμικό χαρακτηρίζεται από ευρεία χρήση και εκτενή τεκμηρίωση στη διεθνή βιβλιογραφία, γεγονός που ενισχύει την επιστημονική εγκυρότητα των αποτελεσμάτων.

Η πληθώρα δημοσιευμένων μελετών και παραδειγμάτων εφαρμογής διευκολύνει την επαλήθευση των προσομοιώσεων και τη σύγκριση με αντίστοιχες ερευνητικές εργασίες.

Ωστόσο, παρά τα πλεονεκτήματά του, το ANSYS Mechanical παρουσιάζει και ορισμένους περιορισμούς. Ένας από τους σημαντικότερους είναι οι υψηλές απαιτήσεις σε υπολογιστικούς πόρους, ιδιαίτερα όταν πρόκειται για λεπτομερή τρισδιάστατα μοντέλα με μεγάλο αριθμό στοιχείων, όπως στην περίπτωση των στεντ. Η ανάγκη για αυξημένη μνήμη και επεξεργαστική ισχύ μπορεί να περιορίσει την ταχύτητα επίλυσης ή να απαιτήσει εξειδικευμένο υπολογιστικό εξοπλισμό.

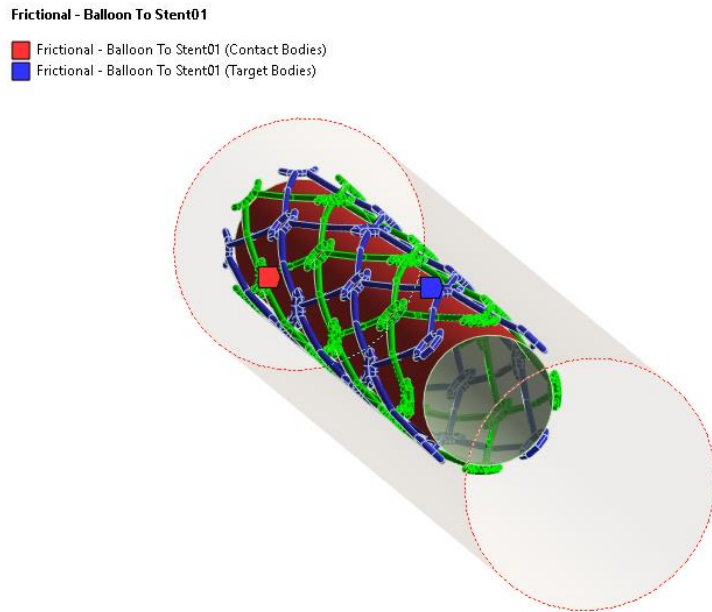
Επιπλέον, το λογισμικό παρουσιάζει μεγάλη καμπύλη εκμάθησης για αρχάριους χρήστες. Η σωστή χρήση του απαιτεί καλή γνώση τόσο της θεωρίας των πεπερασμένων στοιχείων όσο και των μηχανικών αρχών που διέπουν το εκάστοτε πρόβλημα. Η έλλειψη εμπειρίας μπορεί να οδηγήσει σε λανθασμένες παραδοχές και επιλογές μοντελοποίησης.

Τέλος, υπάρχει κίνδυνος παραγωγής μη ρεαλιστικών ή λανθασμένων αποτελεσμάτων σε περίπτωση εσφαλμένου ορισμού των οριακών συνθηκών και των φορτίσεων. Το ANSYS Mechanical, όπως κάθε εργαλείο FEM, αποδίδει αποτελέσματα που εξαρτώνται άμεσα από τα δεδομένα εισόδου, γεγονός που καθιστά απαραίτητο τον προσεκτικό έλεγχο και τη φυσική ερμηνεία των αποτελεσμάτων.

Η ανάλυση επιτρέπει την ταυτοποίηση κρίσιμων περιοχών που ενδέχεται να απαιτούν βελτιστοποίηση, προσφέροντας πολύτιμες πληροφορίες για την ασφάλεια και την απόδοση του στεντ.

Η χρήση του ANSYS Mechanical επιτρέπει την εις βάθος κατανόηση της μηχανικής συμπεριφοράς του στεντ, την έγκαιρη ανίχνευση κρίσιμων περιοχών και τη βελτιστοποίηση της γεωμετρίας πριν από την κατασκευή.

Η δυνατότητα εκτέλεσης εικονικών δοκιμών μειώνει το κόστος ανάπτυξης και αυξάνει την αξιοπιστία του τελικού σχεδιασμού.



Εικόνα 2.12 Προσομοίωση στεντ με μπαλόνι στο λογισμικό ANSYS.

Το ANSYS Mechanical αποτελεί ένα από τα πλέον ολοκληρωμένα και αξιόπιστα εργαλεία ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων, προσφέροντας υψηλό επίπεδο ακρίβειας, ευελιξίας και αριθμητικής σταθερότητας.

Οι προηγμένες δυνατότητες μοντελοποίησης που διαθέτει, σε συνδυασμό με τους ισχυρούς αριθμητικούς επιλυτές, καθιστούν το λογισμικό ιδιαίτερα κατάλληλο για τη μελέτη πολύπλοκων μηχανικών συστημάτων, όπως είναι τα ιατρικά αγγειακά στεντ.

Στο πλαίσιο της παρούσας διπλωματικής εργασίας, η χρήση του ANSYS Mechanical επέτρεψε τη ρεαλιστική προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς του στεντ υπό συνθήκες που προσεγγίζουν τη λειτουργία του εντός του ανθρώπινου αγγειακού συστήματος.

Μέσω της εφαρμογής μη γραμμικών αναλύσεων, κατέστη δυνατή η αποτύπωση φαινομένων όπως οι μεγάλες παραμορφώσεις, η πλαστική συμπεριφορά του υλικού και οι αλληλεπιδράσεις επαφής, τα οποία είναι καθοριστικής σημασίας κατά τα στάδια συμπίεσης, ανάπτυξης και τελικής τοποθέτησης του στεντ.

Επιπλέον, η δυνατότητα λεπτομερούς ελέγχου του πλέγματος και των οριακών συνθηκών επέτρεψε την ακριβή κατανομή τάσεων και παραμορφώσεων στη γεωμετρία του στεντ, με ιδιαίτερη έμφαση στις περιοχές συγκέντρωσης τάσεων, όπως οι συνδέσεις και οι καμπύλες των δοκών.

Τα αποτελέσματα αυτά αποτελούν κρίσιμους δείκτες για την αξιολόγηση της μηχανικής αντοχής, της ακτινικής στήριξης και της πιθανότητας αστοχίας ή κόπωσης του στεντ κατά τη μακροχρόνια λειτουργία του.

Παράλληλα, το ANSYS Mechanical προσφέρει τη δυνατότητα επαναληπτικής βελτιστοποίησης του σχεδιασμού, επιτρέποντας τη διερεύνηση εναλλακτικών γεωμετρικών παραμέτρων και ιδιοτήτων υλικών. Η προσέγγιση αυτή συμβάλλει στη μείωση του κόστους και του χρόνου ανάπτυξης νέων στεντ, περιορίζοντας την ανάγκη για εκτενή πειραματική δοκιμή στα αρχικά στάδια σχεδιασμού.

Συνολικά, η αξιοποίηση του ANSYS Mechanical στην παρούσα διπλωματική εργασία συνέβαλε ουσιαστικά στην κατανόηση της μηχανικής απόκρισης του εξεταζόμενου ιατρικού στεντ, παρέχοντας ποσοτικά και ποιοτικά αποτελέσματα που μπορούν να υποστηρίξουν τεκμηριωμένα συμπεράσματα.

Η αριθμητική προσομοίωση μέσω πεπερασμένων στοιχείων αναδεικνύεται, επομένως, ως ένα ισχυρό εργαλείο ανάλυσης και σχεδιασμού ιατρικών εμφυτευμάτων, ενισχύοντας τη σύνδεση μεταξύ θεωρητικής μελέτης και πρακτικής βιοϊατρικής εφαρμογής.

2.6 Τρισδιάστατη εκτύπωση στεντ

Ο σχεδιασμός ενός στεντ από ανοξείδωτο χάλυβα ST316L μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης αποτελεί ένα σύνθετο τεχνικό και επιστημονικό εγχείρημα, στο οποίο η βιοϊατρική λειτουργικότητα συναντά την ακριβή μηχανολογική ανάλυση και τους κατασκευαστικούς περιορισμούς της προσθετικής τεχνολογίας.

Η κλασική προσέγγιση της κατασκευής στεντ μέσω laser-cutting σε σωλήνες ST316L θεωρείται πλέον ώριμη, αλλά περιορίζει σημαντικά τη γεωμετρία, την παραμετροποίηση και την εξατομίκευση του εμφυτεύματος.

Αντιθέτως, η τρισδιάστατη εκτύπωση μέσω Laser Powder Bed Fusion (LPBF) επιτρέπει τον σχεδιασμό κυψελοειδών μορφών με μικρομετρική ακρίβεια, καθιστώντας δυνατό τον έλεγχο κάθε πτυχής της γεωμετρίας και της μηχανικής απόκρισης.

Η δυνατότητα αυτή ανοίγει τον δρόμο για νέες γενιές στεντ που μπορούν να προσαρμοστούν στην ανατομία κάθε ασθενούς, εξασφαλίζοντας καλύτερη εφαρμογή, μειωμένη μηχανική επιβάρυνση των τοιχωμάτων και δυνητικά μικρότερη πιθανότητα επαναστένωσης.

Η θεμελιώδης βάση του σχεδιασμού συνδέεται με τη λειτουργία του στεντ στον οργανισμό. Το εμφύτευμα τοποθετείται σε ένα περιβάλλον που υπόκειται σε δυναμικές πιέσεις, κυκλική φόρτιση λόγω παλμικής ροής και συνεχή μηχανική επαφή με τους μαλακούς ιστούς των αγγείων.

Η ακτινική δυσκαμψία αποτελεί μία από τις σημαντικότερες παραμέτρους, διότι καθορίζει την ικανότητα του στεντ να διατηρεί ανοικτό τον αυλό του αγγείου.

Παράλληλα, η ευκαμψία του σχεδιασμού είναι κρίσιμη, ώστε το εμφύτευμα να ακολουθεί τις καμπύλες του αγγειακού μονοπατιού χωρίς να δημιουργεί τοπικές συγκεντρώσεις τάσεων ή να προκαλεί τραυματισμό του ενδοθηλίου.

Αυτές οι απαιτήσεις μεταφράζονται σε ιδιαίτερη προσοχή στον σχεδιασμό των struts, τη γωνία του κυψελοειδούς μοτίβου, το πάχος, την καμπυλότητα και τη μορφολογία των ενώσεων· στοιχεία που καθορίζουν την τελική μηχανική απόκριση.

Το υλικό ST316L, με τη χαρακτηριστική του σύνθεση Fe–Cr–Ni–Mo και την ελεγχόμενη χαμηλή περιεκτικότητα σε άνθρακα, έχει αποδειχθεί κατάλληλο για εμφυτεύσιμες εφαρμογές λόγω της εξαιρετικής αντοχής του στη διάβρωση και της χημικής σταθερότητας του στο φυσιολογικό περιβάλλον.

Η μηχανική του συμπεριφορά χαρακτηρίζεται από υψηλή αντοχή σε εφελκυσμό, σημαντική ολκιμότητα και αξιόλογη αντοχή σε κόπωση, στοιχεία που το καθιστούν ένα από τα πιο διαδεδομένα υλικά για αγγειακά στεντ.

Το κράμα παρουσιάζει σταθερή ωστενιτική μικροδομή, η οποία όμως μεταβάλλεται σε μικρή κλίμακα κατά την τρισδιάστατη εκτύπωση, εξαιτίας των υψηλών θερμικών κλίσεων και της ταχύτατης στερεοποίησης.

Η διαδικασία LPBF οδηγεί συχνά σε λεπτόκοκκη μικροδομή με υψηλό ποσοστό εκλογοποίησης (microsegregation), στοιχείο που μπορεί να βελτιώσει την αντοχή αλλά αυξάνει την εσωτερική τάση του υλικού προτού εφαρμοστεί θερμική κατεργασία ανακούφισης.

Η διαδικασία εκτύπωσης αποτελεί κρίσιμο στάδιο, αφού καθορίζει την ποιότητα, την ακρίβεια και τη δομική ακεραιότητα του τελικού στεντ. Το laser λιώνει τοπικά τη μεταλλική σκόνη σε διαδοχικές στρώσεις, ακολουθώντας μια στρατηγική σάρωσης που

έχει σχεδιαστεί ώστε να ελαχιστοποιεί τη συσσώρευση θερμικών τάσεων και να αποτρέπει την παραμόρφωση.

Παράμετροι όπως η ισχύς του laser, η ταχύτητα σάρωσης, η διάμετρος του spot και το πάχος της στρώσης επηρεάζουν την ενεργειακή πυκνότητα και, κατά συνέπεια, τη μικροδομή, τη συνοχή των στρώσεων και την πιθανότητα παρουσίας πόρων ή μικρορωγμών.

Η θερμική κατεργασία μετά την εκτύπωση έχει ως στόχο την ανακούφιση των υπολειπόμενων τάσεων και τη σταθεροποίηση της μικροδομής, ενώ το electropolishing χρησιμοποιείται για την επίτευξη μιας ομαλής επιφάνειας, απαραίτητης για τον περιορισμό της θρομβογέννησης και την ενίσχυση της αντοχής σε κόπωση.

Η ανάλυση της μηχανικής συμπεριφοράς του στεντ πραγματοποιείται μέσω προσομοιώσεων πεπερασμένων στοιχείων, οι οποίες επιτρέπουν την αναπαραγωγή καταστάσεων φόρτισης που δεν είναι εφικτές με πειραματικές δοκιμές σε τόσο πρώιμο στάδιο.

Η προσομοίωση της ακτινικής συμπίεσης είναι κρίσιμη για τον υπολογισμό της ακτινικής δυσκαμψίας, ενώ η προσομοίωση της ανάπτυξης απαιτεί μη γραμμικά μοντέλα μεγάλης παραμόρφωσης, διότι περιλαμβάνει την αναδίπλωση και την απότομη επέκταση του στεντ.

Επιπλέον, επειδή το κυκλοφορικό σύστημα επιβάλλει κυκλική φόρτιση περίπου 60–100 κύκλων ανά λεπτό, η ανάλυση κόπωσης αποκτά ιδιαίτερη σημασία.

Το πεδίο των τάσεων υπολογίζεται σε κάθε φάση της λειτουργίας του στεντ και συγκρίνεται με τα όρια διαρροής του ST316L, ενώ η εμφάνιση τοπικών συγκεντρώσεων τάσεων στα σημεία καμπής χρήζει ιδιαίτερης προσοχής, διότι από αυτά συνήθως ξεκινούν αστοχίες κόπωσης.

Σε αυτό το πλαίσιο, ο σχεδιασμός του στεντ εξελίσσεται ως μια διαδικασία συνεχούς βελτιστοποίησης. Η μείωση του πάχους των struts μπορεί να προσφέρει μεγαλύτερη ευκαμψία αλλά μειώνει την ακτινική αντοχή.

Αντίθετα, η ενίσχυση των συνδέσμων ή η μείωση της γωνίας του κυψελοειδούς μοτίβου μπορεί να αυξήσει τη δυσκαμψία αλλά να δημιουργήσει απότομες μεταβάσεις τάσεων.

Ο σχεδιαστής καλείται να ισορροπήσει ανάμεσα στην απαραίτητη ακαμψία και την απαιτούμενη ευκαμψία, ώστε το στεντ να λειτουργεί ως υποστηρικτική δομή χωρίς να προκαλεί βλάβες στους ιστούς.

Η συνολική ανάλυση καταδεικνύει ότι η τρισδιάστατη εκτύπωση στεντ από ST316L επιτρέπει τη δημιουργία προηγμένων βιοϊατρικών εμφυτευμάτων με υψηλή ακρίβεια και δυνατότητα εξατομίκευσης.

Οι δυνατότητες σχεδιασμού που παρέχει η τεχνολογία LPBF, σε συνδυασμό με την αξιοπιστία των προσομοιώσεων FEA, δημιουργούν έναν ολοκληρωμένο δρόμο ανάπτυξης στεντ με βελτιστοποιημένη μηχανική συμπεριφορά.

Το αποτέλεσμα είναι μια συσκευή ικανή να ανταποκριθεί στις πολύπλοκες συνθήκες του ανθρώπινου αγγειακού συστήματος, προσφέροντας τη δομική σταθερότητα που απαιτείται χωρίς να θυσιάζεται η ευκαμψία ή η βιολογική συμβατότητα.

Με τον τρόπο αυτό, η προσθετική κατασκευή δεν αποτελεί απλώς εναλλακτική μέθοδο παραγωγής στεντ, αλλά εργαλείο που επιτρέπει την αναθεώρηση του τρόπου με τον οποίο αντιλαμβανόμαστε τον σχεδιασμό τους.

Μέσω της πλήρους παραμετροποίησης της γεωμετρίας, της δυνατότητας δημιουργίας περίπλοκων μορφών και της ευελιξίας στη μηχανική βελτιστοποίηση, τα τρισδιάστατα εκτυπωμένα στεντ ανοίγουν τον δρόμο για μια νέα εποχή εξατομικευμένης ιατρικής τεχνολογίας.

3. ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΤΟΥ ΣΤΕΝΤ ΚΑΙ ΕΣΩΤΕΡΙΚΟΥ ΜΠΑΛΟΝΙΟΥ

3.1 Περιγραφή του μοντέλου

Το υπό μελέτη μοντέλο αφορά ένα ενδοαγγειακό στεντ, κατασκευασμένο με δομή ανοιχτού πλέγματος, το οποίο αποτελεί ένα σύγχρονο ιατρικό εμφύτευμα σχεδιασμένο να παρέχει μηχανική στήριξη στα αιμοφόρα αγγεία.

Η δομή αυτή αποτελείται από λεπτά μεταλλικά στοιχεία, τα οποία έχουν συνήθως τη μορφή καμπυλωτών αξόνων και πολύγωνων οκτάγωνων, που διασταυρώνονται μεταξύ τους σχηματίζοντας ένα συνεκτικό πλέγμα.

Η συνολική διάταξη αυτών των στοιχείων έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία ενός κυλινδρικού σκελετού ομοιόμορφης κατανομής, ο οποίος μπορεί να τοποθετηθεί ενδοαγγειακά με ασφάλεια και αποτελεσματικότητα.

Η γεωμετρία του στεντ είναι ιδιαίτερα σημαντική, καθώς εξασφαλίζει την απαιτούμενη ευκαμψία για την εύκολη εισαγωγή του μέσω ενός καθετήρα και την καθοδήγησή του μέσα στο αγγείο.

Παράλληλα, προσφέρει επαρκή μηχανική αντοχή ώστε να στηρίζει το αγγείο, αποτρέποντας την κατάρρευσή του ή τη μερική απόφραξη, ενώ διατηρεί τη δυνατότητα προσαρμογής στις φυσιολογικές κινήσεις του αγγείου και στις διακυμάνσεις της πίεσης του αίματος.

Αναλυτικότερα, το μοντέλο χαρακτηρίζεται από μία κύρια δομή κυλινδρικού σχήματος, η οποία αποτελείται από ένα δίκτυο διασυνδεδεμένων νημάτων ή "ράβδων", που διατάσσονται με τρόπο ώστε να σχηματίζουν ένα συνεχές «πορώδες πλέγμα».

Το πορώδες αυτό δίκτυο είναι κρίσιμο για την ικανότητα του στεντ να υποστηρίζει το αγγείο χωρίς να εμποδίζει σημαντικά τη ροή του αίματος.

Επιπλέον, η πορώδης δομή επιτρέπει την ενσωμάτωση ενδοθηλιακών κυττάρων κατά τη διαδικασία επούλωσης, μειώνοντας τον κίνδυνο θρόμβωσης ή άλλων επιπλοκών.

Η αρχιτεκτονική του πλέγματος βασίζεται συνήθως σε μία ή περισσότερες αλυσίδες ελικοειδών σπειρών, οι οποίες συνδέονται μεταξύ τους μέσω κατάλληλων συνδετικών στοιχείων.

Αυτή η διάταξη δημιουργεί ένα εγγενώς σταθερό αλλά ταυτόχρονα εύκαμπτο δομικό σύνολο, ικανό να αντέχει στις μηχανικές καταπονήσεις που υφίστανται τα αγγεία, όπως η διαστολή και η συστολή κατά τον καρδιακό κύκλο, αλλά και οι πλευρικές δυνάμεις που προκύπτουν από την κίνηση του σώματος.

Η χρήση ελικοειδών σπειρών επιτρέπει επίσης την ομοιόμορφη κατανομή των δυνάμεων κατά μήκος του στεντ, μειώνοντας την πιθανότητα τοπικών εστιών υπερφόρτισης που θα μπορούσαν να οδηγήσουν σε θραύση ή παραμόρφωση.

Συνολικά, η συγκεκριμένη γεωμετρία και δομή του στεντ αποτελούν αποτέλεσμα προσεκτικού σχεδιασμού, που στοχεύει στην ισορροπία μεταξύ ευκαμψίας, μηχανικής αντοχής και βιοσυμβατότητας.

Η επιλογή του ανοιχτού πλέγματος και της κυλινδρικής διάταξης, σε συνδυασμό με την ελικοειδή μορφή των στοιχείων, εξασφαλίζει ότι το στεντ μπορεί να εισαχθεί εύκολα, να προσαρμοστεί στα αγγεία του ασθενούς και να λειτουργήσει αποτελεσματικά για μακροχρόνιο χρονικό διάστημα.

3.2 Γεωμετρία και διαστάσεις του μοντέλου

Το προτεινόμενο στεντ, που παρουσιάζεται στο Σχήμα 3.1, αποτελείται από δύο αλληλοπλεγμένες δομές συρματιδίων οι οποίες ακολουθούν μία διασταυρούμενη ζιγκ-ζαγκ γεωμετρία, διαμορφώνοντας παράλληλα ελικοειδείς σχηματισμούς κατά την αξονική διεύθυνση.

Κάθε δομή αποτελείται από συνεχή συρματίδια τα οποία πλέκονται μεταξύ τους σχηματίζοντας ένα επαναλαμβανόμενο μοτίβο διαγώνιων στοιχείων.

Οι διαστάσεις του προτεινόμενου στεντ καθορίστηκαν με βάση τις λειτουργικές απαιτήσεις μικροαγγειακών και μεσαίου μεγέθους αρτηριών, στις οποίες προτεραιότητα αποτελεί η ευκαμψία και η ικανότητα προσαρμογής σε καμπυλωτές διαδρομές.

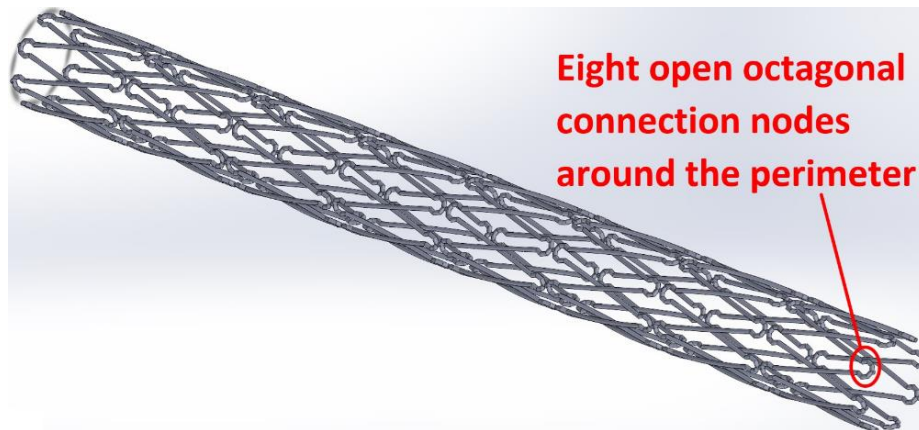
Για τον λόγο αυτό επιλέχθηκε μέση διάμετρος που αντιστοιχεί σε αγγειακές εφαρμογές μικρότερης κλίμακας και όχι σε μεγάλες αρτηρίες όπως η κοιλιακή αορτή. Παράλληλα, το πάχος των συρματιδίων ορίστηκε έτσι ώστε η δομή να διατηρεί υψηλή ευκαμψία και ελεγχόμενη παραμόρφωση, χαρακτηριστικά απαραίτητα για ενδοαυλικές εφαρμογές περιορισμένης μηχανικής φόρτισης.

Οι διαστάσεις αυτές αντανακλούν την επιλογή ενός ελαφρού, ευέλικτου και μηχανικά συμμορφώσιμου πλέγματος, κατάλληλου για περιφερειακά αγγεία και όχι για μεγάλες, υψηλής πίεσης αρτηρίες όπως η αορτή.

Περιμετρικά του πλέγματος διαμορφώνονται οκτώ ανοιχτοί οκταγωνικοί κόμβοι, οι οποίοι λειτουργούν ως σημεία καμψής και σύνδεσης μεταξύ των διασταυρούμενων στοιχείων.

Η αρχιτεκτονική αυτή επιτρέπει στο στεντ να παρουσιάζει υψηλή ευκαμψία κατά την κάμψη και ομαλή ακτινική απόκριση κατά τη διαστολή, ενώ παράλληλα εξασφαλίζει ομοιόμορφη κατανομή των μηχανικών φορτίων μέσα στη δομή.

Η διπλή πλέξη προσδίδει αυξημένη σταθερότητα και βελτιωμένη συμπεριφορά υπό φορτίσεις διεύρυνσης, καθώς οι δύο δομές συνεργάζονται μηχανικά χωρίς αρχική φυσική επαφή μεταξύ τους.



Σχήμα 3.1. Απεικόνιση του διπλού πλεγμένου στεντ με διασταυρούμενο ζιγκ-ζαγκ μοτίβο. Περιμετρικά διακρίνονται οκτώ ανοιχτοί οκταγωνικοί κόμβοι σύνδεσης που λειτουργούν ως σημεία καμψής και διασταύρωσης των συρματιδίων.

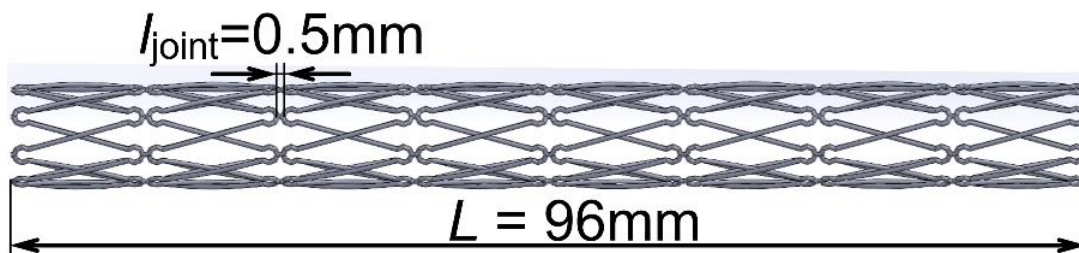
Το στεντ αποτελείται από μια επαναλαμβανόμενη ζιγκ-ζαγκ διασταυρούμενη διάταξη συρματιδίων, η οποία αναπτύσσεται αξονικά σε οκτώ (8) διαδοχικά κυψελωτά τμήματα. Κάθε κυψελωτό τμήμα σχηματίζεται από δύο αντιστροφόμενες λοξές ράβδους (zig-zag struts), οι οποίες διασταυρώνονται μεταξύ τους, δημιουργώντας τη χαρακτηριστική γεωμετρία της πλέξης.

Τα άκρα αυτών των κυψελωτών τμημάτων ενώνονται μέσω δύο ανοιχτών οκταγωνικών κόμβων, διατεταγμένων αντικριστά. Οι αντικριστοί αυτοί κόμβοι συνδέονται μεταξύ τους μέσω πολύ μικρού μήκους αξονικών ράβδων, μήκους $l_{\text{joint}}=0.5\text{mm}$.

Οι μικρές αυτές ράβδοι λειτουργούν ως τοπικά στοιχεία σύζευξης (edge connectors), επιτρέποντας τόσο τη μετάδοση μηχανικών φορτίσεων μεταξύ των κόμβων όσο και τη γεωμετρική αναστροφή της διεύθυνσης των λοξών δοκών της διάταξης.

Οι οκταγωνικοί κόμβοι, λόγω της ανοιχτής μορφής τους, προσφέρουν επιπλέον ευκαμψία και ελέγχουν τη συνολική παραμορφωσιμότητα του πλέγματος.

Η συνολική ανάπτυξη της δομής κατά μήκος του άξονα φτάνει τα $L=96\text{mm}$ όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 3.2.



Σχήμα 3.2. Πλευρική όψη του στεντ, αποτελούμενου από οκτώ επαναλαμβανόμενα κυψελωτά τμήματα ζιγκ-ζαγκ. Οι αντικριστοί ανοιχτοί οκταγωνικοί κόμβοι κάθε κυψέλης συνδέονται μέσω πολύ μικρού μήκους αξονικών ράβδων, ($l_{\text{joint}} = 0.5\text{mm}$), επιτρέποντας τη σύζευξη και την αλλαγή διεύθυνσης των διασταυρούμενων δοκών. Το συνολικό μήκος της δομής είναι $L = 96\text{mm}$.

Η εγκάρσια τομή του στεντ παρουσιάζεται στο Σχήμα 3.3, όπου απεικονίζονται οι βασικές γεωμετρικές παράμετροι της πλεγμένης δομής. Κάθε σκέλος του πλέγματος σχηματίζεται από συρματίδιο ανοξείδωτου χάλυβα τύπου 316L, διαμέτρου με $d_{\text{wire}}=0.4\text{mm}$.

Η γεωμετρία της διατομής καθορίζεται από οκτώ ανοιχτούς οκταγωνικούς κόμβους, οι οποίοι λειτουργούν ως στοιχεία σύζευξης μεταξύ των λοξών σκελών του στεντ.

Η χωρική κατανομή αυτών των κόμβων ορίζει τον βασικό δακτύλιο της δομής και προσδίδει στο στεντ χαρακτηριστική οκταγωνική περιοδικότητα.

Η μέση διάμετρος του στεντ ορίζεται ως η απόσταση μεταξύ των κέντρων των στοιχείων σύζευξης των ανοιχτών οκταγωνικών κόμβων που βρίσκονται αντικριστά στην περίμετρο του στεντ.

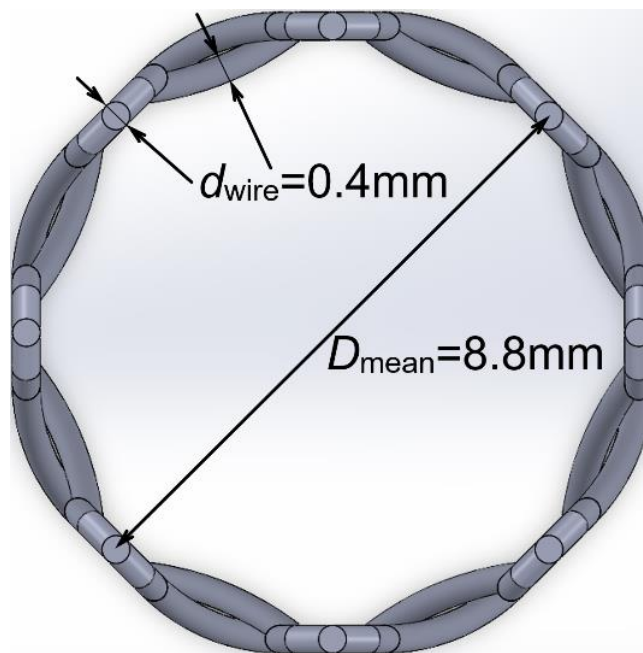
Με τον τρόπο αυτό εξασφαλίζεται ακρίβεια και ανεξαρτησία από τοπικές μεταβολές της γεωμετρίας.

Για τους στόχους της παρούσας μελέτης, η μέση διάμετρος αυτή, η οποία αποτελεί θεμελιώδη παράμετρο τόσο για τη σχεδίαση όσο και για τις προσομοιώσεις, επιλέγεται ίση με $D_{\text{mean}}=8.8\text{mm}$.

Η μέση διάμετρος της διατομής, ο ορισμός αυτός είναι ιδιαίτερα σημαντικός, καθώς η χρήση των γεωμετρικών κέντρων των οκταγώνων εξαλείφει την αβεβαιότητα που θα προέκυπτε αν λαμβάνονταν υπόψη τα ανοιχτά τμήματα των κόμβων ή οι μεταβαλλόμενες εφαπτομενικές επιφάνειες των συρματιδίων.

Έτσι, το D_{mean} λειτουργεί ως σταθερή και ακριβής παράμετρος αναφοράς για συγκρίσεις, μετρήσεις και αριθμητικές προσομοιώσεις.

Η οκταγωνική αρχιτεκτονική της διατομής, σε συνδυασμό με την ελαφρώς λοξή μορφή των συνδετικών δοκών, παρέχει στο στεντ τον συνδυασμό κυκλικής ακαμψίας και υψηλής ευκαμψίας, χαρακτηριστικό των ορθογωνικά πλεγμένων ενδοπροθέσεων. Αυτή η κατανομή της γεωμετρίας επιτρέπει ομοιόμορφη διανομή των τάσεων κατά την εξωτερική φόρτιση, καθώς και ομαλή και ελεγχόμενη παραμόρφωση κατά τη διαδικασία διαστολής.



Σχήμα 3.3. Εγκάρσια τομή του στεντ με απεικόνιση της διαμέτρου του συρματιδίου $d_{wire} = 0.4\text{mm}$ και της μέσης διαμέτρου $D_{mean} = 8.8\text{mm}$, η οποία ορίζεται ως η απόσταση μεταξύ των κέντρων των στοιχείων σύζευξης των αντικριστών ανοιχτών οκταγωνικών κόμβων της περιμέτρου.

Η γεωμετρία της στοιχειώδους κυψελίδας του πλέγματος παρουσιάζεται αναλυτικότερα στο Σχήμα 2.4. Το αξονικό μήκος κάθε κυψελίδας ορίζεται ως $L_{cell} = 12\text{mm}$ και αντιστοιχεί στην απόσταση μεταξύ δύο διαδοχικών ανοιχτών οκταγωνικών κόμβων κατά μήκος του άξονα του στεντ.

Στην κορυφή κάθε κυψελίδας, οι αντικριστοί κόμβοι συνδέονται μέσω δύο μικρού μήκους τμημάτων αξονικών στοιχείων σύζευξης, καθένα εκ των οποίων έχει μήκος

$$\frac{l_{joint}}{2} = 0.25\text{mm}.$$

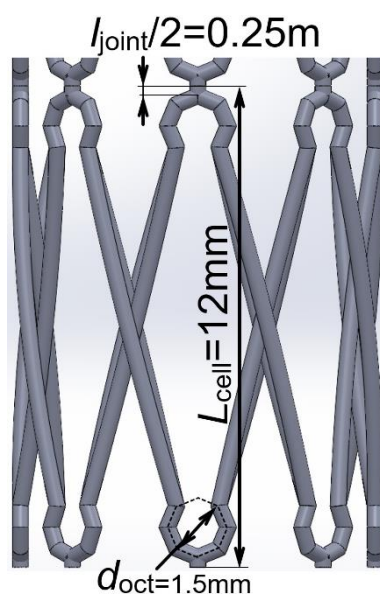
Τα στοιχεία αυτά σχηματίζουν τοπικές «γέφυρες» σύζευξης που επιτρέπουν τη μεταφορά φορτίων μεταξύ των κορυφών των λοξών δοκών και ρυθμίζουν την τοπική ευκαμψία της δομής.

Η χαρακτηριστική διάσταση του ίδιου του ανοικτού οκταγωνικού κόμβου περιγράφεται από τη διάμετρο $d_{oct}=1.5\text{ mm}$ η οποία αντιπροσωπεύει το ισοδύναμο μέσο μέγεθος του οκταγωνικού ανοίγματος στο σημείο σύνδεσης των συρματιδίων.

Οι οκταγωνικοί κόμβοι λειτουργούν ως τοπικά σημεία καμπής και αντιστροφής της κατεύθυνσης των λοξών δοκών, προσδίδοντας στη δομή υψηλή ευκαμψία και ελεγχόμενη παραμορφωσιμότητα.

Ο συνδυασμός όλων των παραπάνω διαστάσεων καθορίζει τη μορφή της κυψελίδας και επηρεάζει άμεσα την αξονική ευκαμψία και τη συνολική παραμορφωσιμότητα του στεντ.

Οι διαστάσεις αυτές καθιστούν το στεντ κατάλληλο για περιφερειακά ή μεσαίου μεγέθους αγγεία, ενώ δεν ενδείκνυται για μεγάλα αγγεία υψηλών πιέσεων, όπως η κοιλιακή αορτή.

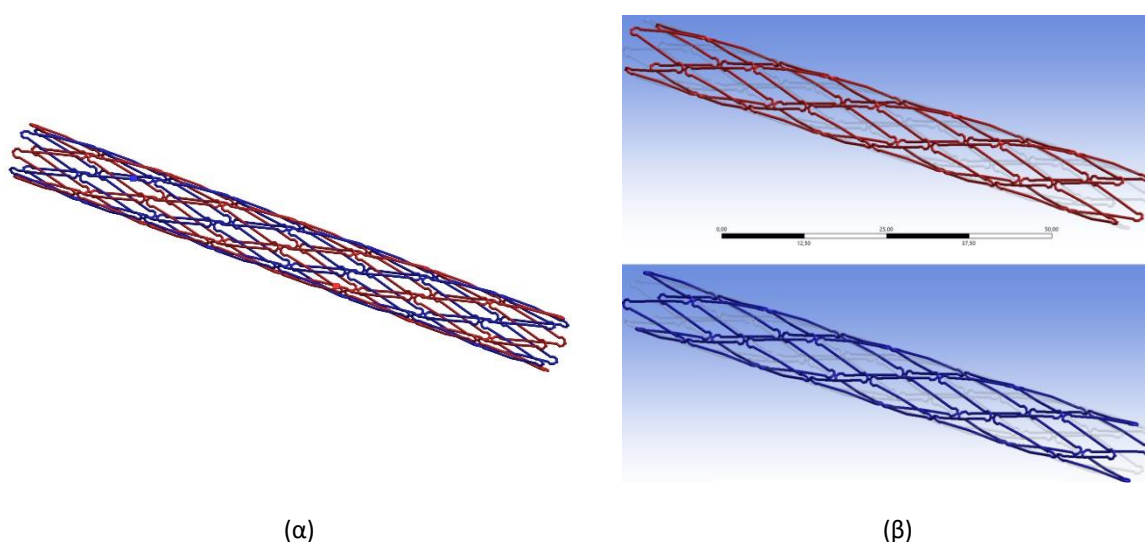


Σχήμα 3.4. Λεπτομερής άποψη της στοιχειώδους κυψελίδας του πλεγμένου στεντ. Απεικονίζονται το αξονικό μήκος κυψελίδας ως $L_{cell} = 12\text{ mm}$, το μισό μήκος του αξονικού στοιχείου σύζευξης μεταξύ αντικριστών οκταγωνικών κόμβων $l_{joint}/2 = 0.25\text{ mm}$ και η χαρακτηριστική διάμετρος του ανοικτού οκταγωνικού κόμβου $d_{oct} = 1.5\text{ mm}$. Οι διαστάσεις αυτές καθορίζουν την τοπική γεωμετρία των κόμβων και τον συνολικό μηχανισμό αναδίπλωσης των λοξών δοκών της δομής ζιγκ-ζαγκ.

Το υπό μελέτη στεντ αποτελείται από δύο πλεγμένες ζιγκ-ζαγκ δομές συρματιδίων, οι οποίες αναπτύσσονται σε ελικοειδείς σχηματισμούς και είναι συνυφασμένες μεταξύ τους χωρίς αρχική επαφή (Σχήμα 2.5).

Κάθε δομή είναι ανεξάρτητη, λειτουργώντας σε διαφορετικές ελικοειδείς διευθύνσεις, ώστε κατά τη διαστολή να επιτυγχάνεται ομοιόμορφη παραμόρφωση και αυξημένη αξονική ευκαμψία.

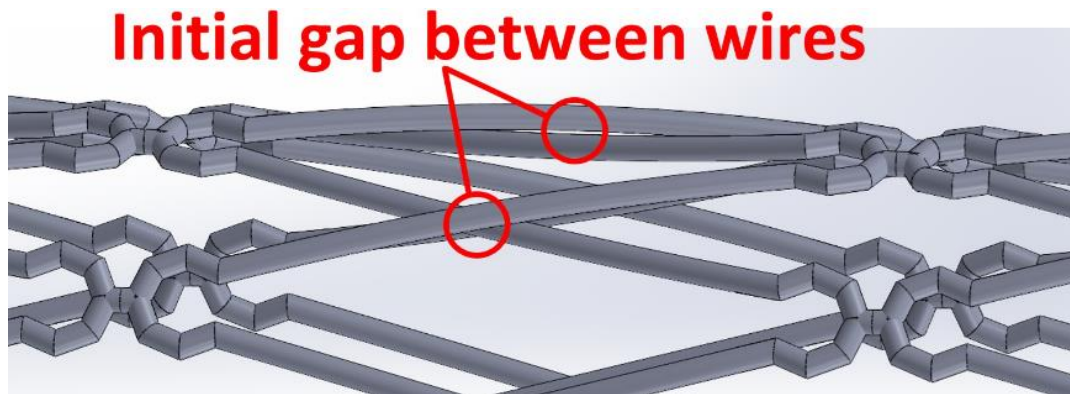
Το αρχικό διάκενο μεταξύ των συρματιδίων επιτρέπει την ελεγχόμενη ενεργοποίηση της επαφής κατά τη φόρτιση, αποφεύγοντας συγκεντρώσεις τάσεων και ανεπιθύμητες τοπικές αστοχίες.



Σχήμα 3.5. Το προτεινόμενο στεντ: (α) Τρισδιάστατη απεικόνιση του διπλού πλεγμένου στεντ, αποτελούμενου από δύο ζιγκ-ζαγκ δομές συρματιδίων από ανοξείδωτο χάλυβα 316 L. Οι δύο δομές είναι συνυφασμένες αλλά χωρίς αρχική επαφή, σχηματίζοντας μικρό διάκενο μεταξύ τους, και (β) χρωματική απεικόνιση των δύο ανεξάρτητων πλεγμένων δομών για λόγους διακρίσιμότητας. Με κόκκινο και μπλε χρώμα παρουσιάζονται αντίστοιχα οι δύο ελικοειδείς στρώσεις που συνθέτουν το συνολικό πλέγμα του στεντ.

Στο Σχήμα 3.6 φαίνεται η λεπτομερής περιοχή του αρχικού κενού μεταξύ των συρματιδίων, που παίζει κρίσιμο ρόλο στην έναρξη της μηχανικής αλληλεπίδρασης κατά την εφαρμογή εξωτερικής πίεσης ή διαστολής μέσω μπαλονιού.

Η αλληλοδιείσδυση των δύο ζιγκ-ζαγκ πλεγμάτων κατά τη φόρτιση οδηγεί σε προοδευτική μεταφορά φορτίου, γεγονός που αναμένεται να βελτιώσει την ικανότητα απόσβεσης ενέργειας και τη μακροχρόνια αντοχή σε κόπωση του στεντ.



Σχήμα 3.6. Λεπτομερής απεικόνιση του προτεινόμενου διπλού πλεγμένου στεντ, όπου επισημαίνεται το αρχικό διάκενο (initial gap) μεταξύ των συρματιδίων. Το διάκενο αυτό εξασφαλίζει την απουσία αρχικής επαφής μεταξύ των δύο ζιγκ-ζαγκ δομών, επιτρέποντας την ομαλή έναρξη μηχανικής αλληλεπίδρασης κατά τη φόρτιση και τη σταδιακή ενεργοποίηση επαφών χωρίς συγκέντρωση τάσεων.

3.2.1 Η Γεωμετρία του εσωτερικού μπαλονιού

Το μπαλόνι που χρησιμοποιείται για τη διαστολή του στεντ μοντελοποιείται ως λεπτό κυλινδρικό κέλυφος, τοποθετημένο συμμετρικά στο εσωτερικό της δομής με τρόπο ώστε να τα διατηρείται η ακτινική συμμετρία του προβλήματος.

Η μέση διάμετρός του ορίζεται σε $D_b = 7.725 \text{ mm}$, ώστε να βρίσκεται σε οριακή επαφή με την εσωτερική επιφάνεια του στεντ πριν από την εφαρμογή της ακτινικής φόρτισης. Το συνολικό μήκος του μπαλονιού θεωρείται ότι είναι $L_b = 103 \text{ mm}$, τιμή που επιτρέπει στο στοιχείο να καλύπτει ολόκληρο το μήκος του στεντ και να προεξέχει συμμετρικά και στα δύο άκρα κατά την αξονική διεύθυνση.

Το πάχος του μπαλονιού δεν εισάγεται έμμεσα μέσω γεωμετρικής παραμέτρου, λαμβάνοντας τιμή 0.2 mm , η οποία είναι επαρκής για τη μοντελοποίηση της επαφής με το στεντ.

Η μοντελοποίηση πραγματοποιείται με τον απλοποιημένο αυτόν τρόπο προκειμένου να ικανοποιηθούν οι ανάγκες της αριθμητικής προσομοίωσης χωρίς υπερβολική αύξηση της υπολογιστικής πολυπλοκότητας.

Η πλήρης αναπαράσταση ενός πραγματικού, διπλωμένου μπαλονιού (folded balloon) θα απαιτούσε πολύπλοκη γεωμετρική περιγραφή των αναδιπλώσεων, μη γραμμική

συμπεριφορά ελαστομερούς υλικού, φαινόμενα επαφής μεταξύ πτερυγίων (self-contact), καθώς και συζευγμένη ανάλυση πίεσης–μεμβράνης.

Μια τέτοια προσέγγιση θα επιβάρυνε σημαντικά τη σύγκλιση και τη σταθερότητα του επιλύτη, καθιστώντας το πρόβλημα υπολογιστικά δυσχερές χωρίς ουσιαστικό όφελος για τον στόχο της παρούσας μελέτης.

Δεδομένου ότι το πρωτεύον ενδιαφέρον της εργασίας είναι η μηχανική απόκριση του στεντ κατά τη διαδικασία ακτινικής διάνοιξης και όχι η λεπτομερής συμπεριφορά του μπαλονιού, η επιλογή της απλοποιημένης κυλινδρικής γεωμετρίας κρίνεται απολύτως επαρκής και αξιόπιστη.

Επιτρέπει την ακριβή εφαρμογή της επιβαλλόμενης ακτινικής μετατόπισης, αναπαριστά ρεαλιστικά την κλινική διαδικασία της αγγειοπλαστικής και διασφαλίζει αριθμητική σταθερότητα και υψηλής ποιότητας αποτελέσματα.

3.2.2 Συγκριτική αξιολόγηση auxetic stent και συμβατικών σχεδιασμών

Η συγκριτική αξιολόγηση διαφορετικών σχεδιαστικών προσεγγίσεων αποτελεί κρίσιμο στάδιο στη μελέτη και ανάπτυξη ενδαγγειακών στεντ, καθώς επιτρέπει την αντικειμενική αποτίμηση των πλεονεκτημάτων και των περιορισμών κάθε γεωμετρίας. Στο παρόν κεφάλαιο πραγματοποιείται σύγκριση της μηχανικής συμπεριφοράς του auxetic στεντ που μελετάται στην παρούσα εργασία με συμβατικούς τύπους στεντ, όπως τα κυλινδρικά στεντ με κυψελίδες θετικού λόγου Poisson.

Η σύγκριση βασίζεται στα αποτελέσματα της μηχανικής προσομοίωσης που παρουσιάστηκαν στα προηγούμενα κεφάλαια και επικεντρώνεται σε παραμέτρους κρίσιμες για την κλινική απόδοση, όπως η κατανομή τάσεων, η ακτινική διαστολή, το φαινόμενο recoil και η ευκαμψία.

Τα συμβατικά στεντ βασίζονται συνήθως σε γεωμετρίες με κυψελίδες τύπου zig-zag ή κλειστούς δακτυλίους, οι οποίες παρουσιάζουν θετικό λόγο Poisson. Κατά τη διαστολή τους, οι δομές αυτές τείνουν να επιμηκύνονται αξονικά και να αναπτύσσουν αυξημένες τοπικές τάσεις στους κόμβους και στα σημεία σύνδεσης των δομικών στοιχείων.

Η συγκεκριμένη συμπεριφορά οδηγεί συχνά σε:

- έντονες συγκεντρώσεις τάσεων,
- αυξημένο φαινόμενο recoil,

- μειωμένη ευκαμψία σε καμπύλα αγγεία,
- και αυξημένο κίνδυνο μηχανικού ερεθισμού του αγγειακού τοιχώματος.

Η ακτινική διαστολή αποτελεί βασικό δείκτη της λειτουργικής απόδοσης ενός στεντ. Από τη σύγκριση των αποτελεσμάτων προκύπτει ότι το auctetic στεντ παρουσιάζει πιο ομοιόμορφη και ελεγχόμενη διαστολή σε σχέση με τα συμβατικά σχέδια.

Στα συμβατικά στεντ, η διαστολή συχνά συνοδεύεται από τοπικές ασυμμετρίες και έντονη καταπόνηση συγκεκριμένων δομικών στοιχείων.

Αντίθετα, στο auctetic στεντ η περιστροφική κίνηση των κυψελίδων επιτρέπει την κατανομή της παραμόρφωσης σε μεγαλύτερο μέρος της δομής, μειώνοντας τις τοπικές υπερφορτίσεις.

Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων Von Mises αποτελεί βασικό κριτήριο σύγκρισης της μηχανικής ασφάλειας διαφορετικών σχεδίων στεντ.

Τα συμβατικά στεντ παρουσιάζουν συνήθως υψηλές κορυφώσεις τάσεων σε συγκεκριμένα σημεία, γεγονός που αυξάνει τον κίνδυνο κόπωσης και μακροχρόνιας αστοχίας.

Αντιθέτως, το auctetic στεντ εμφανίζει πιο ομοιόμορφη κατανομή τάσεων, με μειωμένες συγκεντρώσεις στους κόμβους.

Η συμπεριφορά αυτή αποδίδεται στη γεωμετρία αρνητικού λόγου Poisson, η οποία επιτρέπει την ανακατανομή των φορτίων μέσω της περιστροφής των δομικών στοιχείων.

Το φαινόμενο του recoil αποτελεί έναν από τους σημαντικότερους παράγοντες που επηρεάζουν τη μακροχρόνια επιτυχία ενός στεντ. Στα συμβατικά στεντ, η ελαστική επαναφορά μετά την αποφόρτιση μπορεί να οδηγήσει σε σημαντική μείωση της τελικής διαμέτρου του αυλού.

Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης, το auctetic στεντ παρουσιάζει μειωμένο recoil, γεγονός που συνδέεται άμεσα με την αυξημένη συμμετοχή της πλαστικής παραμόρφωσης στη συνολική μηχανική απόκριση.

Η ιδιότητα αυτή θεωρείται ιδιαίτερα πλεονεκτική για την αποφυγή επαναστένωσης.

Η ικανότητα ενός στεντ να προσαρμόζεται σε καμπύλα αγγεία χωρίς ανάπτυξη επικίνδυνων τάσεων αποτελεί κρίσιμο παράγοντα για την ασφαλή εμφύτευσή του. Τα συμβατικά στεντ συχνά εμφανίζουν αυξημένη δυσκαμψία, γεγονός που μπορεί να οδηγήσει σε τοπική καταπόνηση του αγγειακού τοιχώματος.

Το στεντ, λόγω της ιδιαίτερης γεωμετρίας του, παρουσιάζει αυξημένη ευκαμψία και ομαλή συμπεριφορά υπό κάμψη. Η ιδιότητα αυτή διευκολύνει την τοποθέτηση σε αγγεία με έντονες καμπυλότητες και μειώνει τον κίνδυνο τραυματισμού του ιστού.

Η συγκριτική ανάλυση αναδεικνύει ότι το στεντ παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα τόσο σε μηχανικό όσο και σε λειτουργικό επίπεδο. Η ομοιόμορφη κατανομή τάσεων, το μειωμένο recoil και η αυξημένη ευκαμψία μπορούν να συμβάλουν στη βελτίωση της κλινικής έκβασης και στη μείωση επιπλοκών, όπως η επαναστένωση ή η φλεγμονώδης απόκριση.

Παράλληλα, τα αποτελέσματα αυτά καθιστούν το αυχetic σχέδιο ελκυστικό για περαιτέρω βελτιστοποίηση και πιθανή βιομηχανική αξιοποίηση.

Η συγκριτική αξιολόγηση μεταξύ αυχetic και συμβατικών στεντ καταδεικνύει ότι η αυχetic γεωμετρία προσφέρει ουσιαστικά πλεονεκτήματα όσον αφορά τη μηχανική συμπεριφορά και τη λειτουργική απόδοση. Τα αποτελέσματα της ανάλυσης ενισχύουν τη δυναμική των αυχetic στεντ ως εναλλακτική καινοτόμο λύση στον τομέα των ενδαγγειακών εμφυτευμάτων.

3.3 Υλικό κατασκευής

Το προτεινόμενο στεντ κατασκευάζεται από σύρμα ανοξειδωτού χάλυβα AISI 316L, ένα υλικό το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως σε εμφυτεύσιμες ενδοπροθέσεις λόγω της υψηλής αντοχής στη διάβρωση, της άριστης βιοσυμβατότητας και της εξαιρετικής ολκιμότητάς του.

Ο ανοξειδωτός χάλυβας 316L αποτελεί υλικό επιλογής για ιατρικά εμφυτεύματα λόγω της εξαιρετικής αντοχής του στη διάβρωση και της αποδεδειγμένης βιοσυμβατότητάς του. Στην παρούσα ανάλυση, το υλικό θεωρείται ιστροπικό και ομογενές, με μη γραμμική ελαστοπλαστική συμπεριφορά.

Η χρήση ελαστοπλαστικού μοντέλου επιτρέπει την ακριβή αποτύπωση της μόνιμης παραμόρφωσης που αναπτύσσεται κατά τη διαστολή του στεντ, καθώς και την εκτίμηση του φαινομένου recoil μετά την αποφόρτιση.

Για τις ανάγκες της αριθμητικής προσομοίωσης, το 316L μοντελοποιήθηκε ως ισότροπο ελαστικό-πλαστικό υλικό με Πολυγραμμική Ισότροπη Σκλήρυνση (Multilinear Isotropic Hardening), ώστε να αποδοθεί με ακρίβεια η πραγματική

ανελαστική συμπεριφορά του σύρματος κατά την εκτεταμένη παραμόρφωση που υφίσταται το πλέγμα του στεντ.

Η γραμμική ελαστική περιοχή για το σύρμα 316L ορίστηκε υιοθετώντας μέτρο ελαστικότητας $E = 153 \text{ GPa}$ και λόγο Poisson $\nu = 0.25$. Η πυκνότητα του υλικού ορίστηκε σε $\rho = 7900 \text{ kg/m}^3$.

Η πλαστική συμπεριφορά περιγράφηκε μέσω πίνακα πλαστικής παραμόρφωσης - πραγματικής τάσης, με όριο διαρροής περίπου $\sigma_y \approx 516 \text{ MPa}$ και μέγιστη καταγεγραμμένη τάση περίπου $\sigma_u \approx 990 \text{ MPa}$, αντανακλώντας την έντονη σκλήρυνση εν ψυχρώ και τη μεγάλη όλκιμότητα του υλικού.

Η συγκεκριμένη περιγραφή υλικού είναι κατάλληλη για προσομοίωση πλεγμένων δομών τύπου στεντ, όπου αναπτύσσονται τόσο μεγάλες ελαστικές παραμορφώσεις όσο και εκτεταμένες πλαστικές περιοχές.

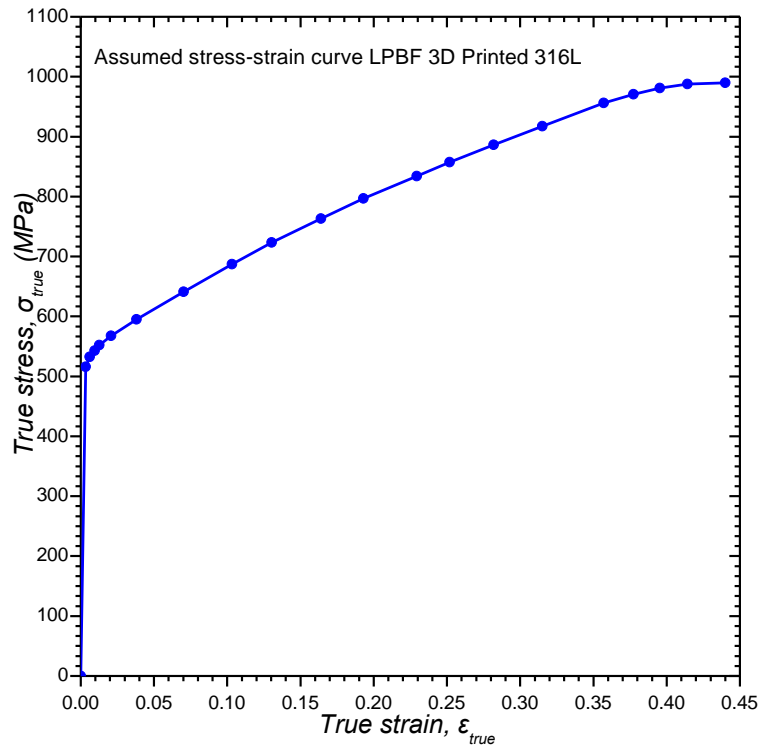
Πιο συγκεκριμένα, για τη μοντελοποίηση της μηχανικής συμπεριφοράς του στεντ χρησιμοποιήθηκαν ιδιότητες του ανοξείδωτου χάλυβα 316L που προέρχονται από πρόσφατη βιβλιογραφική μελέτη η οποία εξετάζει δοκίμια κατασκευασμένα με Laser powder bed fusion (LPBF).

Το συγκεκριμένο άρθρο παρέχει αναλυτικές καμπύλες πραγματικής τάσης-πραγματικής παραμόρφωσης, οι οποίες κρίθηκαν κατάλληλες για την παρούσα προσομοίωση, καθώς δείχνουν ότι το υλικό παρουσιάζει περίπου ισότροπη μακροσκοπική συμπεριφορά.

Η ισοτροπία αυτή δικαιολογείται από το γεγονός ότι, σύμφωνα με τα διαγράμματα της δημοσίευσης, οι μηχανικές αποκρίσεις στις διάφορες κατευθύνσεις κατασκευής δεν εμφανίζουν σημαντικές διαφοροποιήσεις.

Τα πειραματικά αποτελέσματα της εν λόγω δημοσίευσης δείχνουν πολύ μικρή ανισοτροπία μεταξύ των τριών κύριων διευθύνσεων κατασκευής (0° , 45° και 90°), με τις καμπύλες να σχεδόν ταυτίζονται.

Αυτό επιτρέπει την παραδοχή ισοτροπικής συμπεριφοράς στο υλικό του στεντ, διευκολύνοντας τη μοντελοποίηση χωρίς απώλεια φυσικής ακρίβειας. Τονίζεται ότι για την εισαγωγή των μηχανικών ιδιοτήτων στο ANSYS απαιτούνται τιμές πραγματικής τάσης σε συνάρτηση με την πραγματική πλαστική παραμόρφωση.



Σχήμα 3.7. Η καμπύλη πραγματικής τάσης-παραμόρφωσης που χρησιμοποιήθηκε ως βάση για τη δημιουργία της πλαστικής καμπύλης σκλήρυνσης στο ANSYS. Τα δεδομένα προέρχονται απευθείας από τη μετρούμενη συμπεριφορά SLM 316L της σχετικής δημοσίευσης, αποτυπώνοντας την χαρακτηριστική μη γραμμική σκλήρυνση του υλικού.

Με βάση τα διαγράμματα του άρθρου, εξήχθησαν σημεία της καμπύλης πραγματικής τάσης (σ_{true}) - πραγματικής παραμόρφωσης (ϵ_{true}) (true stress - true strain), τα οποία ψηφιοποιήθηκαν ώστε να προκύψει η καμπύλη που φαίνεται στο Σχήμα 8.7.

Η καμπύλη παρουσιάζει αρχικά υψηλό όριο διαρροής ($\sigma_y \approx 516$ MPa) και στην συνέχεια έντονη ενδοτράχυνση, φθάνοντας σε τιμές μέγιστης τάσης 990 MPa για πραγματικές παραμορφώσεις της τάξης του 0.45.

Η καμπύλη, όπως αναφέρθηκε και προηγουμένα εισάγεται στο ANSYS μέσω του μοντέλου Πολυγραμμικής Ισοτροπικής Σκλήρυνσης (Multilinear Isotropic Hardening), το οποίο επιτρέπει την ακριβή αναπαράσταση της πλαστικής συμπεριφοράς του υλικού.

Για το λόγο αυτό, απαιτείται μετασχηματισμός των σημείων true strain (ϵ_{true}) - true stress (σ_{true}) σε σημεία plastic strain (ϵ_{pl}) - true stress (σ_{true}), καθώς το λογισμικό ANSYS χρησιμοποιεί στα δεδομένα εισόδου του μοντέλου Πολυγραμμικής

Ισοτροπικής Σκλήρυνσης την πλαστική παραμόρφωση η οποία μπορεί να υπολογιστεί σύμφωνα με την εξίσωση:

$$\varepsilon_{pl} = \varepsilon_{true} - \sigma_{true}/E \quad (3.1)$$

Συνοψίζοντας, οι βασικές μηχανικές ιδιότητες και η χημική περιεκτικότητα του SLM 316L που χρησιμοποιήθηκαν στο μοντέλο παρουσιάζονται στον Πίνακα 3.1 και στον Πίνακα 3.2 αντιστοίχως.

Η πλαστική συμπεριφορά προέρχεται από τα πειραματικά δεδομένα του Σχήματος 3.7 και εισάγεται στο ANSYS μέσω πολυγραμμικής ισοτροπικής σκλήρυνσης, εξασφαλίζοντας ρεαλιστική αποτύπωση της ανελαστικής απόκρισης του υλικού.

Πίνακας 3.1. Μηχανικές ιδιότητες SLM 316L (εισαγωγή στο ANSYS)

Ιδιότητα	Τιμή	Μονάδες
Πυκνότητα ρ	7900	kg/m ³
Μέτρο Ελαστικότητας E	153	GPa
Λόγος Poisson ν	0.25	–
Μέτρο διάτμησης G	61.2	GPa
Καμπύλη πλαστικότητας	Από το Σχ. 3.7	–

Πίνακας 3.2. Περιεκτικότητα υλικού St 316l.

Πίνακας χημικής σύνθεσης st 316l		
Στοιχείο	Ποσοστό (%)	Επίδραση και ρόλος
Χρώμιο (Cr)	16.0 – 18.0	Δημιουργεί παθητικό στρώμα οξειδίου στην επιφάνεια, που αποτελεί την κύρια άμυνα έναντι της διάβρωσης.
Νικέλιο (Ni)	10.0 – 14.0	Σταθεροποιεί την ωστενιτική μικροδομή, αυξάνει την ελατότητα και την αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες.
Μολυβδαίνιο (Mo)	2.0 – 3.0	Ενισχύει την αντοχή σε εντοιχισμό και ρωγματική διάβρωση, ειδικά σε χλωριούχα περιβάλλοντα.
Μαγγάνιο (Mn)	Μέχρι 2.0	Βοηθά στην αποξυγόνωση και ελέγχει τη διανομή του θείου, βελτιώνοντας τη δομητότητα.
Πυρίτιο (Si)	Μέχρι 1.0	Αυξάνει την αντοχή στη διάβρωση σε υψηλές θερμοκρασίες.
Άνθρακας (C)	Μέγ. 0.03	Χαμηλό περιεχόμενο για ανοσία στην ευαισθητοποίηση, αποτρέποντας σχηματισμό χρώμιο-καρβιδίων στα όρια κόκκων.
Φώσφορος (P)	Μεγ. 0.027	Βελτίωση της κατεργασιμότητας.

Άζωτο (N)	Μεγ. 0.038	Ενίσχυση μηχανικής αντοχής και αντοχής σε διάβρωση.
Θείο (S)	Μεγ. 0.0054	Βελτίωση κατεργασιμότητας.

Η αντοχή στη διάβρωση είναι συνυφασμένη με τη βιοσυμβατότητα του 316L. Το κύριο αμυντικό χαρακτηριστικό του είναι το πολύ λεπτό και σταθερό παθητικό στρώμα οξειδίου του χρωμίου (Cr_2O_3), το οποίο σχηματίζεται στην επιφάνεια και προστατεύει το υποκείμενο μέταλλο.

Το μολυβδαίνιο βελτιώνει την αντοχή σε εντοιχισμό και ρωγματική διάβρωση, καθιστώντας το 316L ανώτερο σε σύγκριση με άλλα ανοξείδωτα όπως ο 304, ιδιαίτερα σε περιβάλλοντα πλούσια σε χλωριούχα, όπως τα σωματικά υγρά.

Το χαμηλό περιεχόμενο άνθρακα εξασφαλίζει ανοσία στην ευαισθητοποίηση, αποτρέποντας το σχηματισμό χρωμιο-καρβιδίων κατά τις διαδικασίες συγκόλλησης, γεγονός που είναι κρίσιμο για τη διατήρηση της μηχανικής ακεραιότητας των συγκολλήσεων στις μικροδομές του στεντ.

Ο συνδυασμός υψηλής αντοχής και καλής ελατότητας επιτρέπει στο στεντ να αντέχει στις μηχανικές πιέσεις κατά την εγκατάσταση και να παρέχει σταθερότητα στα τοιχώματα των αγγείων μετά την ανάπτυξη.

Η υψηλή αντοχή σε εφελκυσμό (480–620 MPa) και το όριο διαρροής ($\sigma_y \approx 200\text{--}250$ MPa) διασφαλίζουν ότι το στεντ μπορεί να υποστηρίξει τις δυνάμεις διάτασης χωρίς θραύση, ενώ η επιτρεπτή μόνιμη παραμόρφωση (170–310 MPa) και η ελάτωση (40–50%) επιτρέπουν την κάμψη κατά μήκος καμπυλών των αγγείων χωρίς εμφάνιση ρωγμών.

Επιπλέον, η σκληρότητα (70–90 HRB) εξασφαλίζει ισορροπία μεταξύ αντοχής στη φθορά και ευκολίας κατεργασίας, ενώ η πυκνότητα (8.0 g/cm^3) επηρεάζει το συνολικό βάρος και την ακτινοσκίαση του εμφυτεύματος.

Η επιλογή του st 316l εξασφαλίζει ότι το στεντ μπορεί να παρέχει την απαιτούμενη μηχανική υποστήριξη στους αγγειακούς ιστούς, να παραμορφώνεται πλαστικά κατά την τοποθέτηση χωρίς κατάρρευση και να αντέχει μακροχρόνια σε βιολογικό περιβάλλον, περιορίζοντας την απελευθέρωση τοξικών ιόντων και τη φθορά του υλικού.

Επίσης, η καλή διαθεσιμότητα και η κατεργασιμότητα του st 316l επιτρέπουν την παραγωγή πολύ μικρών και ακριβών δομών, όπως οι λεπτές γραμμές και οι κόμβοι του στεντ, χρησιμοποιώντας τεχνικές όπως η κοπή με λέιζερ και η ακρίβεια στη μικρομηχανική.

Η επιλογή του ανοξείδωτου χάλυβα 316L υποστηρίζεται ευρέως στη βιβλιογραφία για εφαρμογές ενδοαγγειακών εμφυτευμάτων, όπως αναφέρεται στα έργα των Ratner et al. (2013) και της ASTM F138-19 για βιοϊατρικούς ανοξείδωτους χάλυβες, οι οποίοι επισημαίνουν τη βέλτιστη ισορροπία ανάμεσα σε μηχανική αντοχή, βιοσυμβατότητα και αντοχή στη διάβρωση.

Το ανοξείδωτο ατσάλι 316L εκτυπώνεται μέσω 3D printing κυρίως με τις ακόλουθες τεχνολογίες μεταλλικής προσθετικής κατασκευής:

- **Laser Powder Bed Fusion (LPBF):**

Τεχνολογία κατά την οποία λεπτά στρώματα μεταλλικής σκόνης 316L τήκονται επιλεκτικά μέσω δέσμης λέιζερ, επιτρέποντας την παραγωγή εξαρτημάτων υψηλής γεωμετρικής ακρίβειας, πυκνότητας και μηχανικής αντοχής. Χρησιμοποιείται ευρέως στην κατασκευή ιατρικών εμφυτευμάτων λόγω της δυνατότητας δημιουργίας πολύπλοκων και λεπτής δομής γεωμετριών. Προσφέρει την υψηλότερη γεωμετρική ακρίβεια και σχεδόν πλήρη πυκνότητα υλικού (>99%), καθιστώντας την ιδιαίτερα κατάλληλη για την κατασκευή λεπτότοιχων και πολύπλοκων σωληνωτών μεταλλικών δομών. Παρέχει άριστο έλεγχο της μικροδομής και των μηχανικών ιδιοτήτων, ωστόσο απαιτεί εκτεταμένο post-processing λόγω αυξημένης επιφανειακής τραχύτητας.

- **Selective Laser Melting (SLM):**

Παρουσιάζει παρόμοια χαρακτηριστικά με την LPBF, με έμφαση στην πλήρη τήξη της σκόνης και στην επίτευξη υψηλής μηχανικής αντοχής. Είναι εξαιρετικά αξιόπιστη για ιατρικές εφαρμογές υψηλών

απαιτήσεων, αλλά συνοδεύεται από υψηλό κόστος εξοπλισμού και αυξημένες θερμικές καταπονήσεις κατά την κατασκευή. Η μέθοδος προσφέρει άριστο έλεγχο της μικροδομής και των μηχανικών ιδιοτήτων του 316L, γεγονός που την καθιστά κατάλληλη για εφαρμογές υψηλών απαιτήσεων, όπως τα σωληνωτά μεταλλικά στεντ.

- **Direct Metal Laser Sintering (DMLS):**

Τεχνολογία που χρησιμοποιεί λέιζερ για τη σύντηξη της μεταλλικής σκόνης, επιτυγχάνοντας υψηλή ακρίβεια και ικανοποιητική μηχανική αντοχή. Εφαρμόζεται ευρέως στη βιοϊατρική και στη βιομηχανία, με δυνατότητα κατασκευής πολύπλοκων γεωμετρικών δομών. Επιτρέπει την παραγωγή πολύπλοκων γεωμετριών με καλή ακρίβεια, ωστόσο η μηχανική αντοχή και η πυκνότητα των τελικών εξαρτημάτων είναι συνήθως ελαφρώς χαμηλότερες σε σύγκριση με LPBF και SLM. Αποτελεί μια πιο ευέλικτη λύση για πρωτότυπα και λιγότερο απαιτητικές εφαρμογές.

- **Binder Jetting (δευτερευόντως):**

Μέθοδος κατά την οποία η μεταλλική σκόνη συγκολλάται αρχικά με συνδετικό υλικό και ακολουθεί στάδιο αποδέσμευσης και πυροσυσσωμάτωσης. Αν και προσφέρει υψηλή παραγωγικότητα, παρουσιάζει περιορισμούς ως προς την τελική πυκνότητα και ακρίβεια σε σύγκριση με τις τεχνολογίες λέιζερ. Διακρίνεται για την υψηλή παραγωγικότητα και τη δυνατότητα μαζικής κατασκευής, όμως παρουσιάζει μειωμένη ακρίβεια και χαμηλότερη τελική πυκνότητα λόγω του σταδίου πυροσυσσωμάτωσης. Για τον λόγο αυτό, η χρήση της σε εφαρμογές όπως τα ενδοαγγειακά στεντ είναι περιορισμένη. Στον πίνακα 3.3 παρουσιάζεται η συγκριτική αξιολόγηση τεχνολογιών

μεταλλικής προσθετικής κατασκευής για την παραγωγή ενδοαγγειακών στεντ από ανοξείδωτο ατσάλι 316L.

Τεχνολογία προσθετικής κατασκευής	Γεωμετρική ακρίβεια	Ποκνότητα τελικού εξαρτήματος	Ικανότητα παραγωγής λεπτότοιχων σωληνωτών δομών	Μηχανική αντοχή και συμπεριφορά κόπωσης	Καταλληλότητα για σωληνωτά μεταλλικά στεντ
Laser Powder Bed Fusion (LPBF)	Πολύ υψηλή	Πολύ υψηλή (>99%)	Άριστη	Πολύ υψηλή	Πολύ υψηλή
Selective Laser Melting (SLM)	Πολύ υψηλή	Πολύ υψηλή	Πολύ καλή	Πολύ υψηλή	Υψηλή
Direct Metal Laser Sintering (DMLS)	Υψηλή	Υψηλή	Μέτρια	Καλή	Μέτρια
Binder Jetting	Μέτρια	Μέτρια έως χαμηλή	Περιορισμένη	Μέτρια	Χαμηλή

Πίνακας 3.3 Συγκριτική αξιολόγηση τεχνολογιών μεταλλικής προσθετικής κατασκευής



Εικόνα 3.8 Σκόνη ανοξείδωτου χάλυβα 316L για 3D εκτύπωση μετάλλου.

3.3.1 Το μπαλόνι ως ελαστομερικό υλικό

Το μπαλόνι αγγειοπλαστικής που χρησιμοποιείται για την ακτινική διαστολή του στεντ θεωρείται ότι κατασκευάζεται από το θερμοπλαστικό ελαστομερές PEBAX® 7433 SA 01 MED, ένα συμπολυμερές τύπου Polyether Block Amide (PEBA) ιατρικού βαθμού. Σύμφωνα με τα χαρακτηριστικά του υλικού, το PEBAX 7433 παρουσιάζει πυκνότητα περίπου $\rho_b = 1.01 \text{ g/cm}^3$ (1010 kg/m^3), μέτρο ελαστικότητας περίπου $E_b = 700 \text{ MPa}$, μέγιστη αντοχή σε εφελκυσμό $\sigma_{ub} \approx 46 \text{ MPa}$ και παραμόρφωση θραύσης της τάξης του 260–300%, χαρακτηριστικά που το καθιστούν κατάλληλο για εφαρμογές μεγάλης παραμόρφωσης σε καθετήρες και μπαλόνια αγγειοπλαστικής. Για τις ανάγκες της προσομοίωσης στο ANSYS, το υλικό μοντελοποιήθηκε ως υπερελαστικό Mooney–Rivlin δύο παραμέτρων, προσέγγιση που χρησιμοποιείται ευρέως για πολυμερή τύπου PEBA, καθώς αναπαριστά ικανοποιητικά τη μη γραμμική συμπεριφορά τους υπό μεγάλες φορτίσεις.

Οι σταθερές του μοντέλου C_{10} και C_{01} , επιλέχθηκαν ώστε να αποδίδουν αρχικό ελαστικό μέτρο $E_b = 700 \text{ MPa}$, σύμφωνα με τη σχέση:

$$E_b = 6(C_{10} + C_{01}) \quad (3.2)$$

Διατηρώντας την αναλογία των σταθερών του μοντέλου Mooney–Rivlin ίση με 2:1 για λόγους αριθμητικής σταθερότητας, οι τελικές τιμές ορίστηκαν ως

$$C_{10} = 77.8 \text{ MPa} \text{ και } C_{01} = 38.9 \text{ MPa}.$$

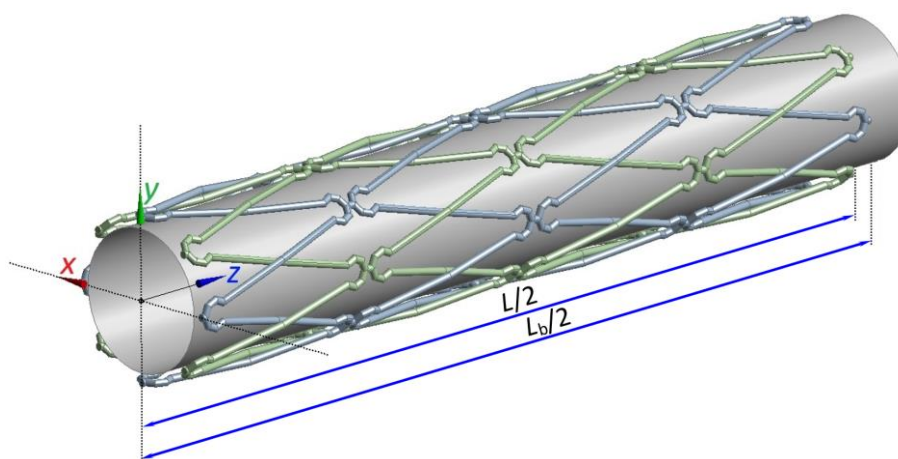
Η παράμετρος ασυμπίεστότητας ορίστηκε ως $D_1 = 5 \times 10^{-4} \text{ MPa}$, τιμή η οποία εξασφαλίζει σχεδόν ασυμπίεστη χωρίς αριθμητικές αστάθειες κατά τη διαστολή του μπαλονιού συμπεριφορά (δηλαδή θεωρήθηκε ότι το υλικό του μπαλονιού έχει λόγο Poisson μπαλονιού $\nu_b \approx 0.49$).

Η συγκεκριμένη μοντελοποίηση επιτρέπει στο μπαλόνι να λειτουργεί ως ομαλή, ελεγχόμενα παραμορφώσιμη επιφάνεια, ικανή να μεταφέρει με ακρίβεια την επιβεβλημένη ακτινική μετατόπιση στο στεντ.

3.4 Συνοριακές συνθήκες στήριξης και επαφής

Λόγω της συμμετρίας του προβλήματος κατά την αξονική διεύθυνση, στη μοντελοποίηση λαμβάνεται υπόψη μόνο το μισό μήκος τόσο του στεντ όσο και του μπαλονιού, όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 3.8.

Η αξιοποίηση της αξονικής συμμετρίας επιτρέπει τη σημαντική μείωση του υπολογιστικού κόστους, χωρίς απώλεια ακρίβειας στην προσομοίωση της μηχανικής απόκρισης. Στο επίπεδο τομής $z = 0$ εφαρμόζονται οι αντίστοιχες συμμετρικές συνοριακές συνθήκες, ώστε να αναπαρασταθεί σωστά η πλήρης γεωμετρία κατά μήκος του άξονα.



Σχήμα 3.8. Μοντελοποίηση μόνο του μισού μήκους του στεντ και του μπαλονιού λόγω αξονικής συμμετρίας. Στο επίπεδο τομής εφαρμόζονται οι αντίστοιχες συνοριακές συνθήκες συμμετρίας, επιτρέποντας τη μείωση του υπολογιστικού κόστους χωρίς απώλεια ακρίβειας.

Στο Σχήμα 3.9 απεικονίζονται οι συνοριακές συνθήκες που επιβάλλονται στο σύστημα στεντ-μπαλονιού. Στα επίπεδα άκρα των συρματιδίων και στην κυκλική διατομή του μπαλονιού που βρίσκονται στο επίπεδο συμμετρίας $z = 0$ επιβάλλεται συνοριακή συνθήκη $u_z = 0$, η οποία επιτρέπει ελεύθερη μετακίνηση εντός του κατακόρυφου επιπέδου, αλλά απαγορεύει τις μετατοπίσεις κατά την αξονική διεύθυνση, διατηρώντας τη συμμετρική παραμόρφωση της δομής.

Για τη διασφάλιση πρόσθετης συμμετρίας και αριθμητικής σταθερότητας (αποφυγή ανεπιθύμητης άκαμπτης κίνησης – rigid body motion), εφαρμόζονται περιορισμοί μετατόπισης στο άκρο του συρματιδίου του στεντ ως εξής:

Στη θέση ($x = \frac{D_{\text{mean}}}{2}$, $y = 0$, $z = 0$) επιβάλλεται περιορισμός μετατόπισης

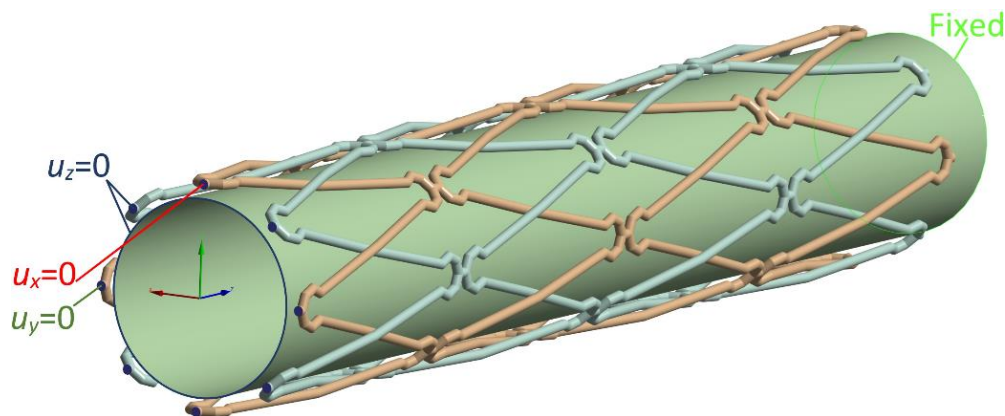
$$u_y = 0, \text{ ώστε να διατηρείται συμμετρία ως προς τον άξονα } x.$$

Στη θέση ($x = 0$, $y = \frac{D_{\text{mean}}}{2}$, $z = 0$) επιβάλλεται περιορισμός μετατόπισης

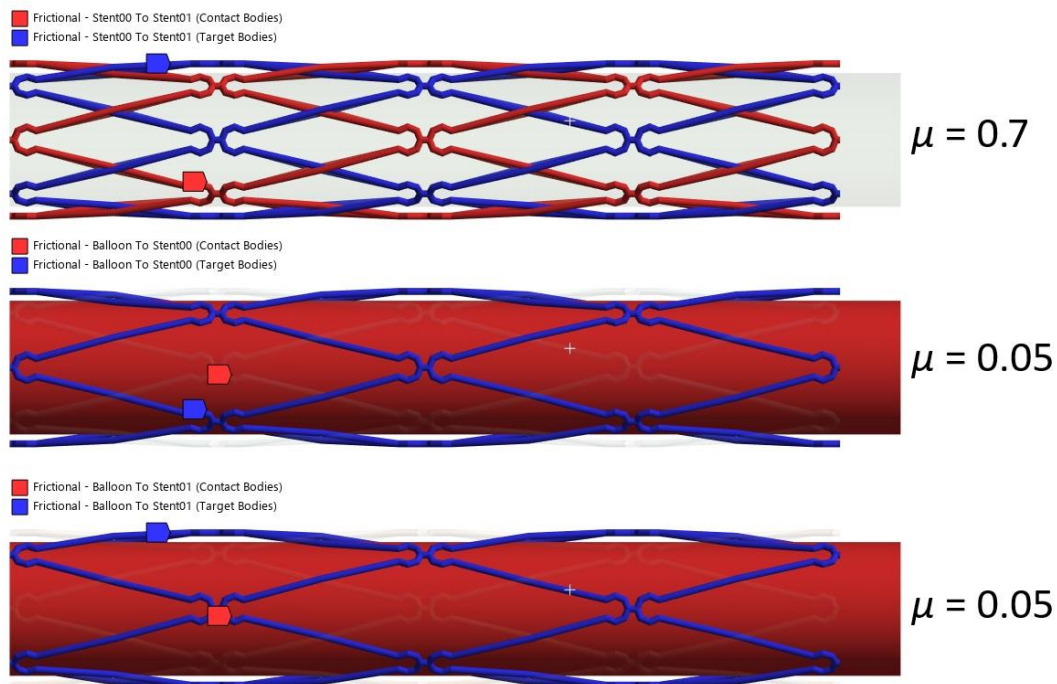
$$u_x = 0, \text{ ώστε να διατηρείται συμμετρία ως προς τον άξονα } y.$$

Οι συνθήκες αυτές περιορίζουν τις ανεπιθύμητες πλευρικές μετατοπίσεις στο επίπεδο $z = 0$ χωρίς να επηρεάζουν τη φυσική παραμόρφωση του στεντ υπό φόρτιση, εξασφαλίζοντας σταθερή και καλά καθορισμένη αριθμητική λύση.

Τέλος, στη δεξιά ακριανή κυκλική διατομή του μπαλονιού επιβάλλεται περιορισμός όλων των βαθμών ελευθερίας (fixed support), ώστε να οριστεί το σταθερό ακριανό στόμιο μέσω του οποίου θα θεωρηθεί ότι εισάγεται ο αέρας που προκαλεί τη διόγκωση του μπαλονιού.



Σχήμα 3.9. Εφαρμογή συνοριακών συνθηκών συμμετρίας στο αριθμητικό μοντέλο του στεντ. Μοντελοποιείται μόνο το μισό μήκος του προβλήματος λόγω αξονικής συμμετρίας (επίπεδο $z = 0$ με συνθήκη $u_z = 0$). Στα άκρα των συρματιδίων που βρίσκονται στο επίπεδο συμμετρίας, εφαρμόζονται επιπλέον περιορισμοί μετατόπισης $u_x = 0$ και $u_y = 0$ στον κατακόρυφο και οριζόντιο άξονα, αντιστοίχως, για τη διατήρηση της συμμετρίας και την αποφυγή ανεπιθύμητης άκαμπτης κίνησης. Η δεξιά κυκλική διατομή του μπαλονιού θεωρείται πακτωμένη.



Σχήμα 3.10. Ορισμός επαφών στο μοντέλο:(α) Επαφή με τριβή μεταξύ των δύο στρωμάτων του στεντ ($\mu = 0.7$). (β) Επαφή με τριβή μεταξύ μπαλονιού-στεντ ($\mu = 0.05$). Με κόκκινο σημειώνονται τα contact bodies και με μπλε τα target bodies για κάθε ζεύγος επιφανειών.

Στην προσομοίωση ορίστηκαν δύο βασικές κατηγορίες μη-γραμμικών επαφών (contact interactions) όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.10, ώστε να εξασφαλιστεί σταθερή σύζευξη μεταξύ των σωμάτων και ακριβής πρόβλεψη των δυνάμεων επαφής, της ολίσθησης και της τοπικής ανακατανομής των τάσεων: (α) Επαφή με τριβή μεταξύ των δύο πλεγμένων στρωμάτων του στεντ και (β) επαφή με τριβή μεταξύ μπαλονιού και στεντ κατά τη διαδικασία ακτινικής διόγκωσης.

Για την αλληλεπίδραση μεταξύ των δύο στρωμάτων του στεντ χρησιμοποιήθηκε επαφή με τριβή με συντελεστή $\mu = 0.7$.

Η τιμή αυτή είναι αντιπροσωπευτική της ολίσθησης μεταξύ επιφανειών ανοξειδωτου χάλυβα 316L με αυξημένη τραχύτητα, χαρακτηριστικό των μεταλλικών επιφανειών που παράγονται μέσω τρισδιάστατης εκτύπωσης (LBPF), όπου η επιφανειακή τραχύτητα είναι ιδιαίτερα αυξημένη.

Αντίθετα, για την αλληλεπίδραση μπαλονιού-στεντ χρησιμοποιήθηκε σημαντικά χαμηλότερος συντελεστής τριβής $\mu = 0.05$, καθώς η επαφή πολυμερούς μπαλονιού (π.χ. Pebax®) με μεταλλικό πλέγμα είναι πολύ πιο ολισθηρή. Η επιλογή αυτή οδηγεί σε πιο ρεαλιστική προσομοίωση της σταδιακής μετάδοσης φορτίου από το μπαλόني προς το στεντ, καθώς και της σχετικής ολίσθησης που εμφανίζεται κατά τη φάση της διόγκωσης.

Οι δύο αυτές κατηγορίες επαφών είναι κρίσιμες για την ακριβή αποτύπωση της μηχανικής συμπεριφοράς του στεντ, καθώς επηρεάζουν τόσο τη διαμόρφωση της τελικής γεωμετρίας όσο και την κατανομή των τάσεων εντός των δομικών στοιχείων.

3.5 Δημιουργία πλέγματος πεπερασμένων στοιχείων (Meshing)

Η διακριτοποίηση της γεωμετρίας του στεντ πραγματοποιήθηκε στο ANSYS με χρήση τρισδιάστατων πεπερασμένων στοιχείων όγκου (3D solid finite elements), ενώ για τη μοντελοποίηση του μπαλονιού χρησιμοποιήθηκαν επιφανειακά στοιχεία κελύφους (shell elements).

Όπως προαναφέρθηκε, για τον περιορισμό του υπολογιστικού κόστους και λόγω της συμμετρίας της διάταξης κατά την αξονική διεύθυνση, μοντελοποιήθηκε μόνο το μισό του συνολικού συστήματος, εφαρμόζοντας κατάλληλες συνοριακές συνθήκες συμμετρίας στο επίπεδο τομής $z = 0$.

Η περίπλοκη ελικοειδής μορφολογία του στεντ, σε συνδυασμό με τους ανοιχτούς οκταγωνικούς κόμβους και τις λεπτές λοξές ράβδους, κατέστησε αναγκαία τη χρήση τετραεδρικών στοιχείων (tetrahedral solid elements), τα οποία προσαρμόζονται αποτελεσματικότερα σε γεωμετρίες με υψηλή καμπυλότητα και τοπικές λεπτομέρειες. Αντίθετα, το μπαλόني διακριτοποιήθηκε με ορθογωνικά στοιχεία κελύφους (quadrilateral shell elements), τα οποία είναι κατάλληλα για λεπτότοιχες εύκαμπτες επιφάνειες και προσφέρουν υψηλή ακρίβεια στην προσομοίωση της μεμβρανικής και καμπτικής δυσκαμψίας των ελαστομερών υλικών.

Για τη βελτίωση της ακρίβειας της ανάλυσης εφαρμόστηκε τοπική βελτιστοποίηση πλέγματος (local mesh refinement) σε κρίσιμες περιοχές, όπως οι οκταγωνικοί κόμβοι του στεντ, όπου αναμένονται αυξημένες συγκεντρώσεις τάσεων και έντονη καμπυλότητα.

Η ποιότητα του πλέγματος ελέγχθηκε με βάση τους κύριους δείκτες ποιότητας στοιχείων, δηλαδή τη στρέβλωση (skewness) και τον λόγο Ιακωβιανού (Jacobian Ratio), οι οποίοι παρέμειναν εντός των αποδεκτών ορίων του λογισμικού, εξασφαλίζοντας σταθερή αριθμητική συμπεριφορά και αξιόπιστη μετάδοση παραμορφώσεων.

Το τελικό πλέγμα του μισού στεντ αποτελείται από περίπου 911.312 στοιχεία και 1.479.066 κόμβους, ενώ για το ήμισυ του μπαλονιού χρησιμοποιήθηκαν 14.104 στοιχεία κελύφους και 14.186 κόμβοι.

Η συγκεκριμένη διακριτοποίηση, η οποία απεικονίζεται στο Σχήμα 3.11, προσφέρει υψηλή γεωμετρική πιστότητα και ακριβή αποτύπωση της μηχανικής απόκρισης, ενώ διατηρεί παράλληλα ένα αξιόπιστο υπολογιστικό μοντέλο, επαρκές για την προσομοίωση χωρίς υπερβολικό υπολογιστικό κόστος.

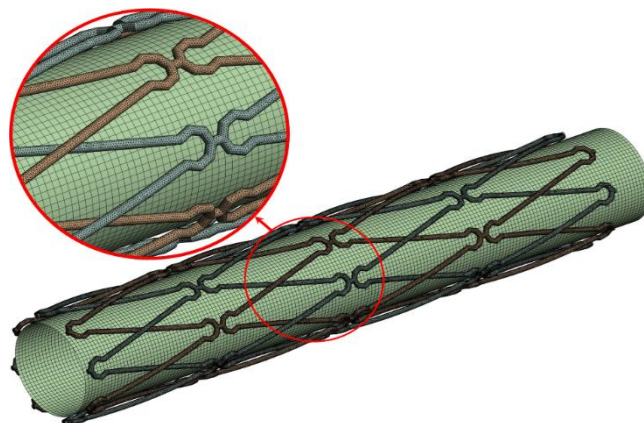
Επιβεβαιώθηκε ότι τα αποτελέσματα συγκλίνουν με εκείνα πυκνότερων πλεγμάτων, γεγονός που πιστοποιεί την επάρκεια της συγκεκριμένης επιλογής.

Στο Σχήμα 3.11 παρατηρείται ότι το πλέγμα του μπαλονιού εμφανίζει ορατό πάχος. Ωστόσο αυτό αποτελεί αποκλειστικά γραφική αναπαράσταση του ANSYS.

Το μπαλόνι έχει μοντελοποιηθεί με στοιχεία κελύφους στα οποία το πραγματικό πάχος δεν εισάγεται γεωμετρικά αλλά ορίζεται έμμεσα μέσω των ιδιοτήτων του υλικού.

Το επιλεγμένο πάχος είναι 0,2 mm και χρησιμοποιείται από το λογισμικό για τον υπολογισμό της μεμβρανικής και καμπτικής δυσκαμψίας του κελύφους.

Συνεπώς, η τρισδιάστατη οπτική απεικόνιση δεν αντιστοιχεί στο φυσικό πάχος αλλά λειτουργεί μόνο για σκοπούς οπτικοποίησης.



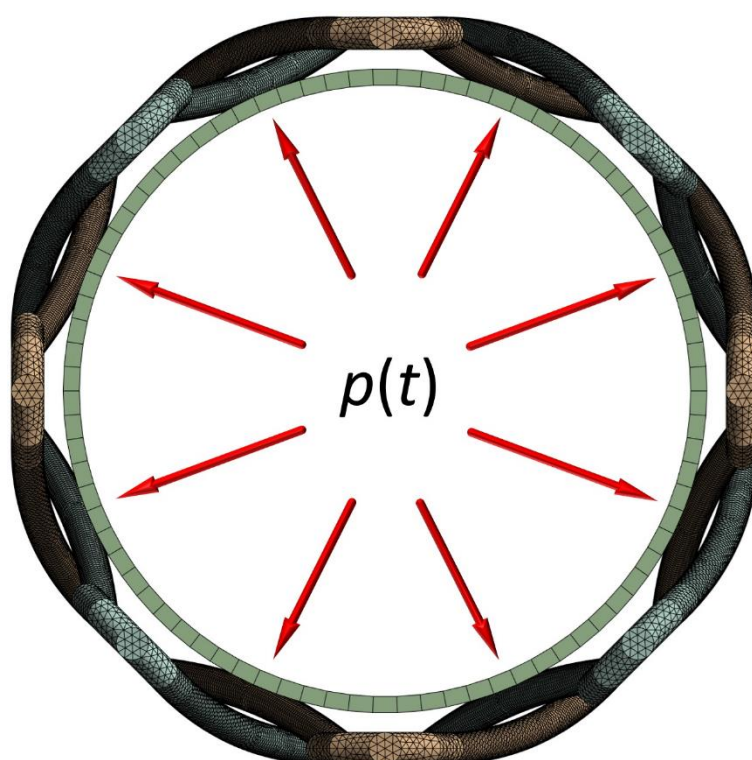
Σχήμα 3.11. Πλέγμα του μισού μοντέλου στεντ-μπαλονιού. Το στεντ διακριτοποιείται με τρισδιάστατα τετραεδρικά στερεά στοιχεία, ενώ το μπαλόνι μοντελοποιείται με στοιχεία κελύφους (shell elements). Το

φαινόμενο πάχος των shell στο σχήμα αποτελεί γραφική αναπαράσταση· το πραγματικό πάχος του μπαλονιού έχει οριστεί έμμεσα ως 0,2 mm μέσω των ιδιοτήτων του υλικού.

4.ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΕΩΝ

4.1 Διαστολή στεντ μέσω διόγκωσης μπαλονιού

Η διαδικασία διαστολής του στεντ προσομοιώνεται μέσω επιβολής χρονικά μεταβαλλόμενης πίεσης στην εσωτερική επιφάνεια του μπαλονιού. Όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.1, εφαρμόζεται μια ομοιόμορφη ακτινική πίεση $p(t)$, η οποία κατευθύνεται από τον άξονα συμμετρίας προς τα έξω. Η μορφή αυτή φόρτισης αναπαριστά το φούσκωμα του μπαλονιού διαστολής, ώστε η διάμετρος του στεντ να ωθηθεί παθητικά σε αύξηση.

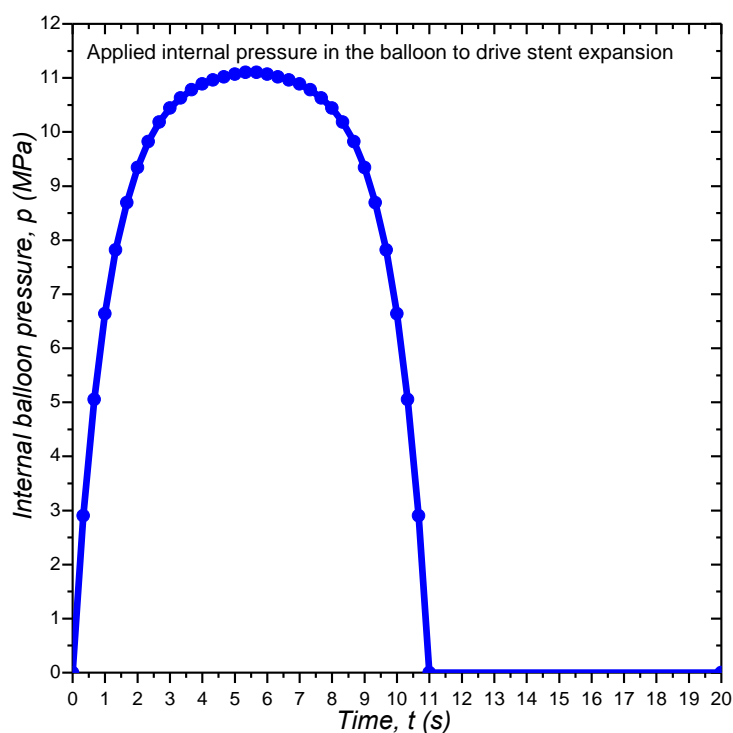


Σχήμα 4.1. Επιβολή πίεσης $p(t)$ στην εσωτερική επιφάνεια του μπαλονιού για την προσομοίωση της διαδικασίας διόγκωσης του μπαλονιού και της ταυτόχρονης διαμετρικής διαστολής του στεντ.

Καθ' όλη τη διαδικασία φόρτισης, η εσωτερική πίεση $p(t)$ μεταβάλλεται σύμφωνα με την καμπύλη του Σχήματος 3.1, έως ότου επιτευχθεί η επιθυμητή τελική διάμετρος του στεντ.

Με τον τρόπο αυτό προσομοιώνεται με ρεαλιστικό τρόπο η διαδικασία της αγγειοπλαστικής, κατά την οποία το μπαλόνι διογκώνεται προοδευτικά μέχρι την πλήρη ανάπτυξή του και στη συνέχεια αποσυμπιέζεται.

Η χρονικά μεταβαλλόμενη αυτή φόρτιση αναδεικνύει τη χαρακτηριστική μηχανική απόκριση της μεταλλικής δομής του στεντ, επιτρέποντας την εξαγωγή κρίσιμων μη γραμμικών καμπυλών απόκρισης, όπως οι σχέσεις φορτίου–μετατόπισης, η έναρξη και εξέλιξη της πλαστικότητας, καθώς και η τοπική ανακατανομή των τάσεων στα συνδετικά στοιχεία του στεντ.



Σχήμα 4.2. Χρονική μεταβολή της επιβαλλόμενης εσωτερικής ακτινικής πίεσης $p(t)$ για την προσομοίωση της διόγκωσης και αποσυμπίεσης του μπαλονιού.

Η διαδικασία επίλυσης πραγματοποιείται σε δύο διαδοχικά στάδια με χρήση της λειτουργίας Restart Analysis του ANSYS Mechanical. Σε όλα τα στάδια ένα επιλέχθηκε σταθερό χρονικό βήμα ίσο με 0.05 s.

Στο πρώτο στάδιο, που εκτείνεται από 0 έως 20 s, εφαρμόζεται στο εσωτερικό του μπαλονιού η χρονικά μεταβαλλόμενη πίεση που παρουσιάζεται στο Σχήμα 4.2, υπό τις συνοριακές συνθήκες και τους ορισμούς επαφής που περιεγράφηκαν προηγουμένως. Το στάδιο αυτό αντιστοιχεί στη φάση διόγκωσης του μπαλονιού και συνεπακόλουθα στη διαμετρική διαστολή του στεντ.

Στο δεύτερο στάδιο, που εκτείνεται από 20 έως 60 s, η πίεση αφαιρείται πλήρως ως φορτίο, ενώ όλες οι υπόλοιπες συνοριακές συνθήκες παραμένουν αμετάβλητες. Με αυτόν τον τρόπο επιτρέπεται στο στεντ να χαλαρώσει ελεύθερα από τη μηχανική φόρτιση που προκάλεσε η διόγκωση του μπαλονιού, αναπαριστώντας τη φάση αποσυμπίεσης της κλινικής διαδικασίας.

Το Σχήμα 4.3 παρουσιάζει την εξέλιξη της συνολικής μετατόπισης του στεντ σε χαρακτηριστικές χρονικές στιγμές της προσομοίωσης, όπου η διαστολή πραγματοποιείται μέσω της εφαρμογής εσωτερικής πίεσης στο μπαλόνι και στην συνέχεια ακολουθεί η φάση αποσυμπίεσης.

Σημειώνεται ότι στο αριστερό άκρο της γεωμετρίας βρίσκεται το επίπεδο συμμετρίας, στο οποίο έχει εφαρμοστεί συνοριακή συνθήκη frictionless support, καθώς μοντελοποιείται μόνο το μισό μήκος του στεντ· συνεπώς η αριστερή περιοχή των εικόνων παραμένει πρακτικά ακίνητη και λειτουργεί ως σημείο αναφοράς για την αποτύπωση της συνολικής παραμόρφωσης.

Στις πρώτες χρονικές στιγμές, και ειδικότερα στα 1.5 s και 3 s, το στεντ παρουσιάζει μικρής έκτασης συνολική μετατόπιση, η οποία περιορίζεται κυρίως στην περιοχή επαφής του μπαλονιού με το εσωτερικό πλέγμα.

Η παραμόρφωση είναι ακόμη ελαστική και το μεγαλύτερο μέρος της δομής ακολουθεί ομαλά την αρχική ακτινική αύξηση της πίεσης.

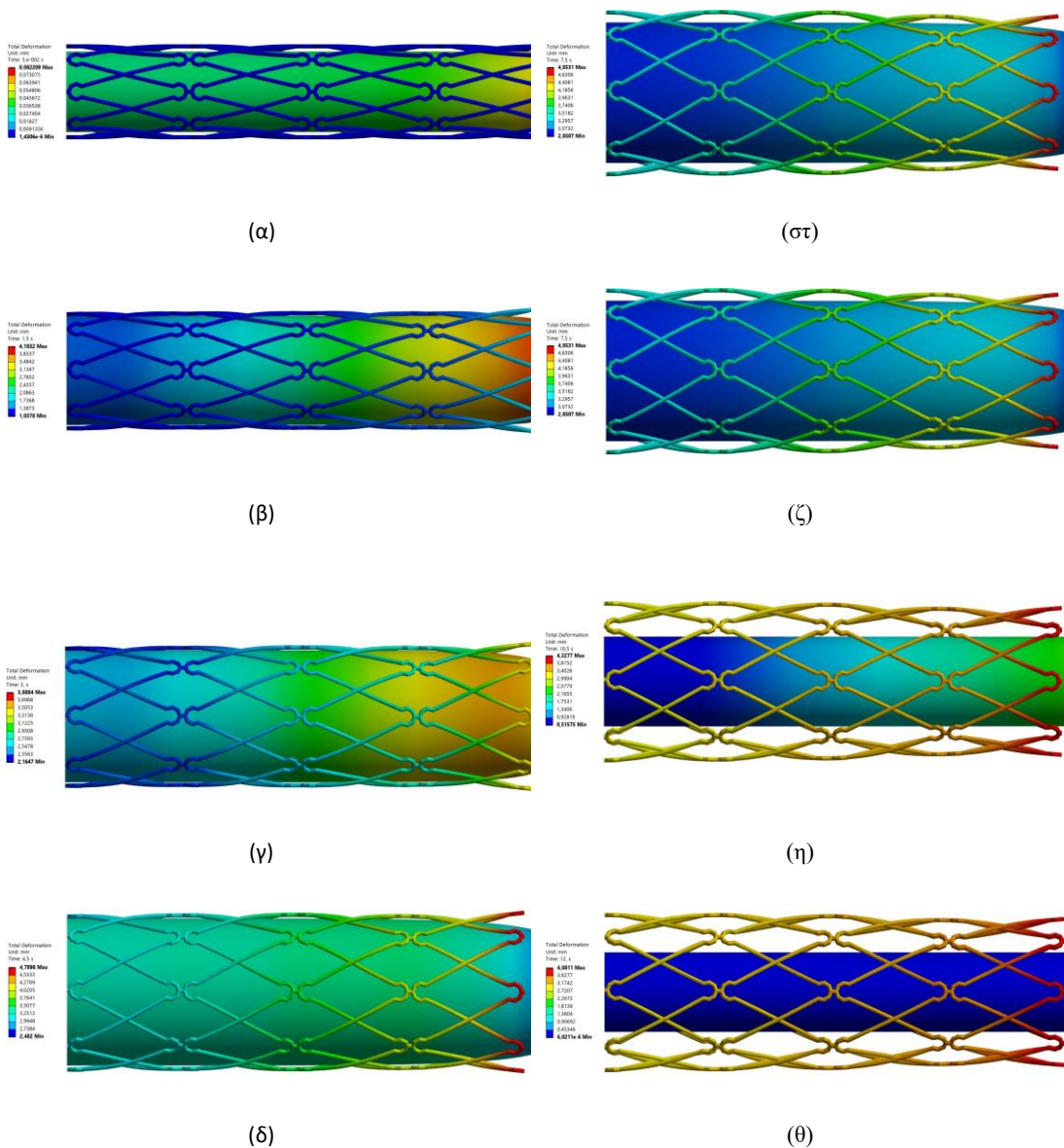
Στα 4.5 s και 6 s η διόγκωση προχωρά, με αποτέλεσμα να αναπτύσσονται μεγαλύτερες μετατοπίσεις τόσο στο κεντρικό τμήμα όσο και στους λοξούς βραχίονες της πλεγμένης αρχιτεκτονικής.

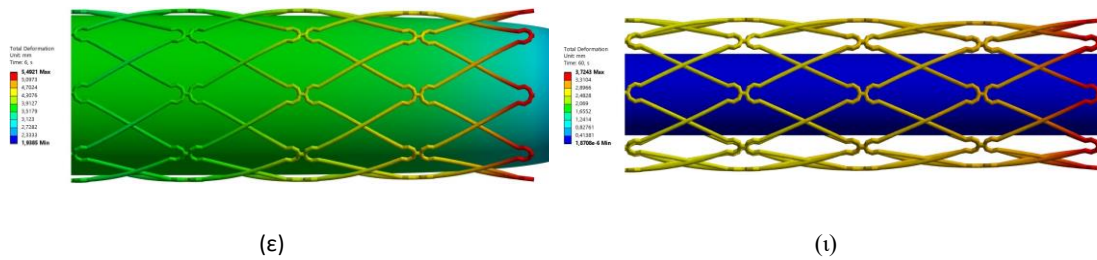
Σε αυτή τη φάση ξεκινά σταδιακά και η ενεργοποίηση των επαφών μεταξύ των δύο ελικοειδών στρωμάτων του στεντ, γεγονός που επηρεάζει την κατανομή των τάσεων και οδηγεί σε εντονότερη τοπική καμπυλότητα στους ανοιχτούς οκταγωνικούς κόμβους.

Η παραμόρφωση γίνεται πλέον πιο έντονη στα 7.5 s και 9 s, όπου η ακτινική διαστολή πλησιάζει τις μέγιστες τιμές της, με τις επιφάνειες του μπαλονιού να πιέζουν ομοιόμορφα το μεταλλικό πλέγμα.

Το στεντ αποκρίνεται με σημαντική συνολική μετατόπιση, ιδιαίτερα προς τα δεξιά, κοντά στο ελεύθερο άκρο, όπου δεν υπάρχει συμμετρικός περιορισμός.

Στα 10.5 s και 12 s η δομή βρίσκεται πλέον πολύ κοντά στη μέγιστη ακτινική της ανάπτυξη. Οι δύο στρώσεις της πλέξης βρίσκονται σε εκτεταμένη επαφή, η συνολική μετατόπιση έχει φτάσει στα μέγιστα επίπεδά της και έχουν ήδη αναπτυχθεί πλαστικές παραμορφώσεις που θα καθορίσουν τη μόνιμη τελική γεωμετρία.





Σχήμα 4.3. Εξέλιξη της συνολικής μετατόπισης του στεντ σε χαρακτηριστικές χρονικές στιγμές της προσομοίωσης: (α) 0,05 s, (β) 1,5 s, (γ) 3 s, (δ) 4,5 s, (ε) 6 s, (στ) 7,5 s, (ζ) 9 s, (η) 10,5 s, (θ) 12 s και (ι) 60 s. Το αριστερό άκρο αποτελεί το επίπεδο συμμετρίας (frictionless support), καθώς μοντελοποιείται μόνο το μισό στεντ.

Η εφαρμογή της εσωτερικής πίεσης στο μπαλόνι προκαλεί σταδιακή αύξηση της μέσης διαμέτρου του στεντ, η οποία από την αρχική τιμή των 8,8 mm οδηγείται σε σημαντικά μεγαλύτερη τελική διάσταση.

Με βάση τα αποτελέσματα του Σχήματος 4.4(α), η μέση τελική ακτινική μετατόπιση μετά την αποσυμπίεση σταθεροποιείται στα 2,5 mm, γεγονός που αντιστοιχεί σε συνολική διαμετρική αύξηση 5,0 mm. Συνεπώς, η τελική μέση διάμετρος του στεντ διαμορφώνεται περίπου στα 13,8 mm, παρουσιάζοντας αύξηση της τάξης του 57% σε σχέση με την αρχική.

Το αποτέλεσμα αυτό είναι χαρακτηριστικό της ελεγχόμενης μηχανικής απόκρισης πλεγμένων στεντ, όπου η σημαντική διαστολή επιτυγχάνεται κυρίως μέσω γεωμετρικής αναδιάταξης των λοξών βραχιόνων της δομής.

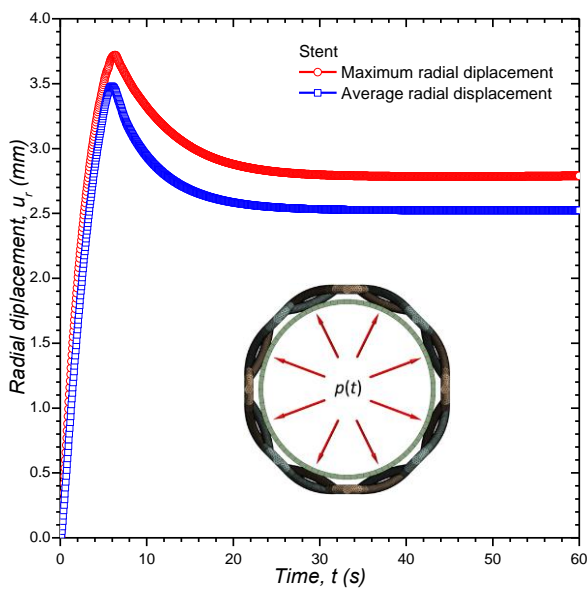
Η εξέλιξη της ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης, όπως παρουσιάζεται στο Σχήμα 4.4(β), δείχνει ότι η μόνιμη παραμόρφωση του στεντ παραμένει συγκριτικά περιορισμένη. Η μέγιστη τιμή καταγράφεται περίπου στο 0,075, δηλαδή 7,5%, ενώ οι μέσες τιμές είναι σημαντικά χαμηλότερες.

Το εύρημα αυτό υποδηλώνει ότι η πλαστικοποίηση δεν είναι εκτεταμένη σε όλη τη δομή αλλά εντοπίζεται σε συγκεκριμένες περιοχές υψηλής καμπυλότητας, όπως στους οκταγωνικούς κόμβους και στις λοξές δοκούς που υφίστανται τις μεγαλύτερες τοπικές καταπονήσεις κατά τη διόγκωση. Η συμπεριφορά αυτή επιτρέπει στο στεντ να διατηρεί υψηλή ευκαμψία και δομική ακεραιότητα παρά τη μεγάλη αύξηση της διαμέτρου του. Αντίστοιχα, η εξέλιξη της ισοδύναμης τάσης von Mises, Σχήμα 4.4(γ), δείχνει ότι οι μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις κατά την κορύφωση της φόρτισης ανέρχονται περίπου στα 490 MPa, δηλαδή σημαντικά χαμηλότερα από την αντοχή σε εφελκυσμό

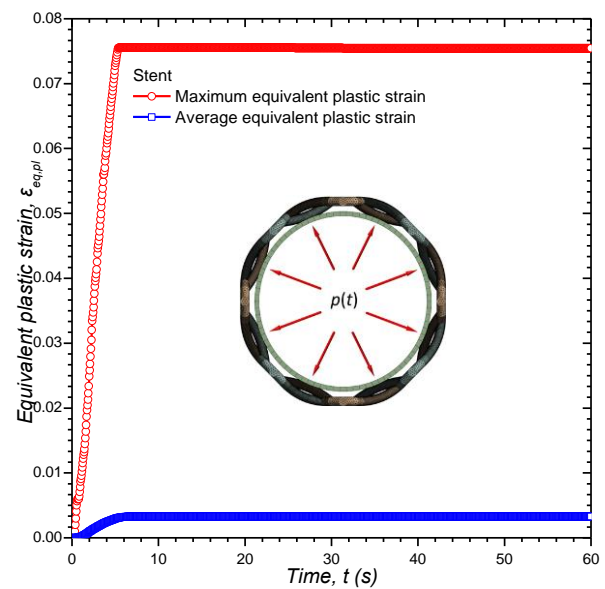
του υλικού LPBF 316L, η οποία σύμφωνα με την πραγματική καμπύλη τάσης- παραμόρφωσης κυμαίνεται γύρω στα 900–1000 MPa.

Το γεγονός ότι οι μέγιστες τάσεις δεν πλησιάζουν το όριο θραύσης του υλικού αποδεικνύει ότι η φόρτιση παραμένει εντός ασφαλούς λειτουργικής περιοχής. Μετά την αφαίρεση της πίεσης, οι τάσεις μειώνονται σε ακόμη χαμηλότερα επίπεδα, τα οποία αντιστοιχούν στη μόνιμα διασταλμένη αλλά μη επικίνδυνα καταπονημένη κατάσταση του στεντ.

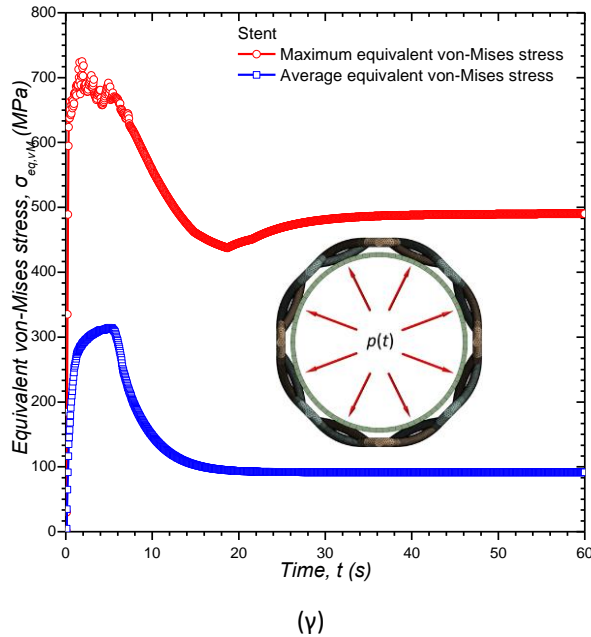
Συνολικά, το στεντ επιτυγχάνει εντυπωσιακή αύξηση διαμέτρου με περιορισμένο επίπεδο πλαστικοποίησης και τάσεις σαφώς κατώτερες της αντοχής του υλικού, γεγονός που επιβεβαιώνει ότι η διαδικασία διαστολής πραγματοποιείται με μηχανικά ασφαλή και πλήρως ελεγχόμενο τρόπο.



(α)



(β)



Σχήμα 4.4. Χρονική εξέλιξη (α) της μέγιστης και μέσης ακτινικής μετατόπισης, (β) της μέγιστης και μέσης ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης και (γ) της μέγιστης και μέσης ισοδύναμης τάσης von Mises του στεντ κατά τη φάση διόγκωσης και την επακόλουθη αποσυμπίεση. Η τελική μέση ακτινική μετατόπιση είναι περίπου 2,5 mm, η μέγιστη ισοδύναμη πλαστική παραμόρφωση 0,075, ενώ η μέγιστη ισοδύναμη τάση φτάνει τα 490 MPa, τιμή σημαντικά χαμηλότερη από την αντοχή σε εφελκυσμό του LPBF 316L.

Στο Σχήμα 4.5(α) παρουσιάζεται η τελική ακτινική μετατόπιση του στεντ στη χρονική στιγμή $t = 60$ s, δηλαδή μετά την πλήρη αποσυμπίεση του μπαλονιού. Η μόνιμη διαστολή εμφανίζεται ομοιόμορφη κατά μήκος της δομής, με τις μεγαλύτερες τιμές κοντά στο ελεύθερο άκρο και τις μικρότερες στο επίπεδο συμμετρίας, όπου έχει εφαρμοστεί frictionless υποστήριξη.

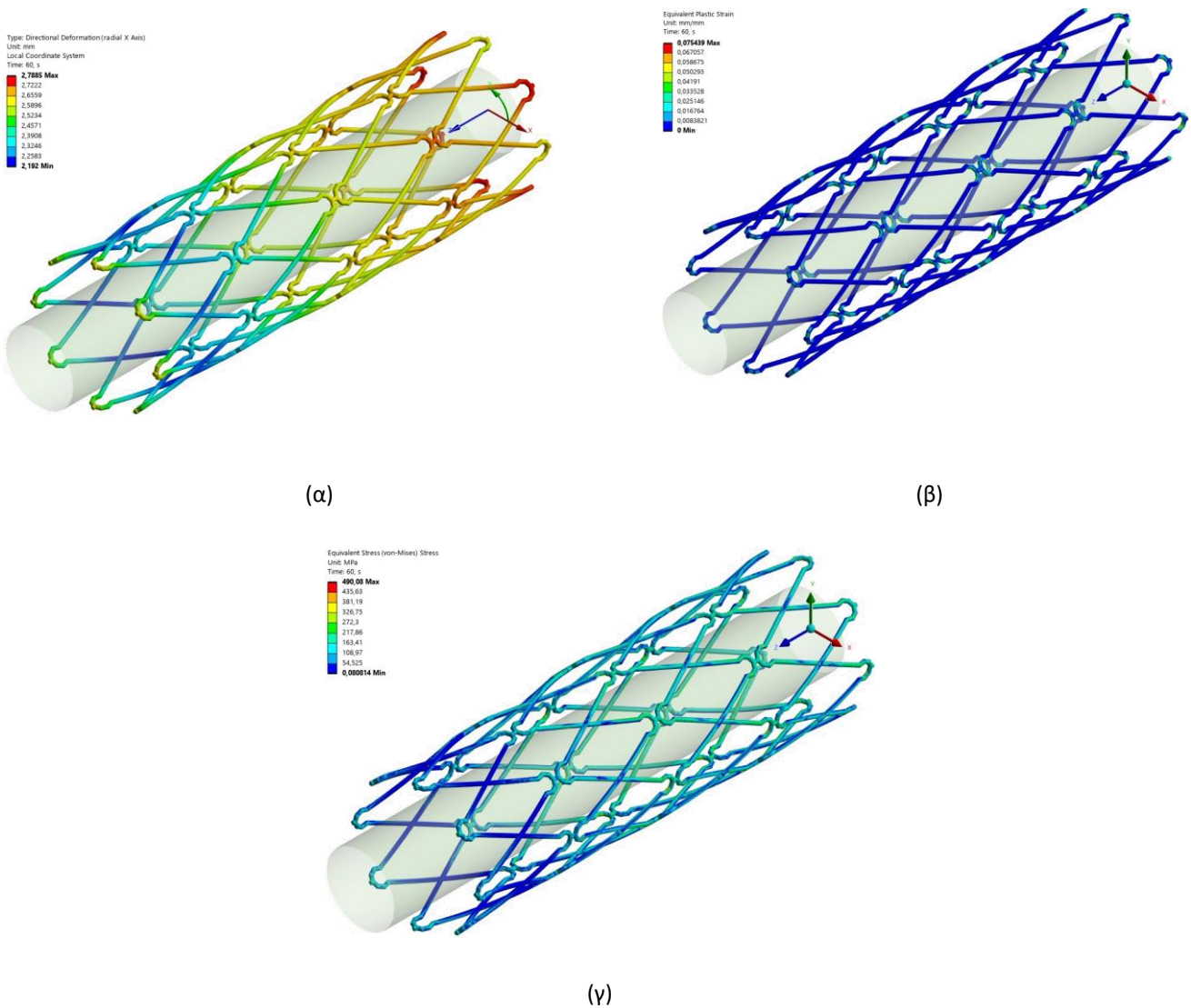
Η μέγιστη μετατόπιση φθάνει περίπου τα 2,8 mm, τιμή που συμφωνεί με την τελική μέση ακτινική διόγκωση που προέκυψε από τις χρονικές καμπύλες, επιβεβαιώνοντας τη μόνιμη αύξηση της διαμέτρου του στεντ.

Στο Σχήμα 4.5(β) φαίνεται η κατανομή της ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης, η οποία λαμβάνει μέγιστη τιμή περίπου 0,075. Η πλαστικοποίηση περιορίζεται σε συγκεκριμένα τοπικά σημεία, κυρίως στους οκταγωνικούς κόμβους και στις περιοχές αλλαγής διεύθυνσης των λοξών βραχιόνων, όπου εντοπίζεται η μεγαλύτερη καμπυλότητα κατά τη διαστολή.

Το μεγαλύτερο μέρος του στεντ παραμένει σε χαμηλά επίπεδα πλαστικής παραμόρφωσης, γεγονός που δείχνει ότι η συνολική διαστολή προκύπτει από τοπικές παραμορφώσεις και όχι από εκτεταμένη υλική καταπόνηση.

Στο Σχήμα 4.5(γ) παρουσιάζεται η τελική ισοδύναμη τάση von Mises. Η μέγιστη τάση που αναπτύσσεται μετά την αποσυμπίεση είναι περίπου 490 MPa, τιμή σημαντικά χαμηλότερη από την αντοχή σε εφελκυσμό του ανοξείδωτου χάλυβα 316L, γεγονός που υποδεικνύει ότι το στεντ βρίσκεται σε ασφαλές επίπεδο καταπόνησης.

Οι υψηλότερες τάσεις εμφανίζονται στις ίδιες περιοχές όπου καταγράφηκε και η μεγαλύτερη πλαστικοποίηση, δηλαδή σε τοπικά σημεία καμπυλότητας, ενώ η ευρύτερη δομή παρουσιάζει χαμηλές τάσεις.



Σχήμα 4.5. Τελικές κατανομές του στεντ στη χρονική στιγμή $t = 60$ s: (α) ακτινική μετατόπιση, (β) ισοδύναμη πλαστική παραμόρφωση και (γ) ισοδύναμη τάση von Mises. Η μέγιστη μετατόπιση (περίπου 2,8 mm) υποδηλώνει

τη μόνιμη διαστολή του στεντ, ενώ η μέγιστη πλαστική παραμόρφωση (περίπου 0,075) και η μέγιστη τάση (περίπου 490 MPa) περιορίζονται σε τοπικές περιοχές και παραμένουν εντός ασφαλών ορίων για το υλικό 316L.

4.2 Συμπίεση χαλαρωμένου στεντ μέσω τοπικής ακτινικής δύναμης

Για την αξιολόγηση της τοπικής δυσκαμψίας του στεντ μετά την πλήρη διαστολή του, εφαρμόστηκε πρόσθετη κατακόρυφη δύναμη στις άνω και κάτω περιοχές της διατομής, με φορά προς το κέντρο, ώστε να προκληθεί ελεγχόμενη ακτινική συμπίεση.

Συγκεκριμένα χρησιμοποιήθηκε η κάτωθι γραμμική συνάρτηση κατακόρυφης δύναμης σε όλο το μήκος του στεντ:

$$f_y(t) = 0.4(t - 60), \text{ για } 60 \leq t \leq 90 \text{ (} f \rightarrow \text{N, } t \rightarrow \text{s)} \quad (4.1)$$

Η φόρτιση πραγματοποιήθηκε μετά τη σταθεροποίηση της γεωμετρίας στα 60 s, και επεκτάθηκε για διάστημα επιπλέον 30 s (δηλαδή έως τα 90 s). Αυτό κατέστη εφικτό με τη βοήθεια της λειτουργίας Restart Analysis του ANSYS Mechanical και χρησιμοποιώντας το ίδιο χρονικό βήμα 0.05s κατά τη χρονικά μεταβαλλόμενη ανάλυση (transient analysis).

Η επιβαλλόμενη κατακόρυφη δύναμη είχε μέγιστη τιμή 12 N, τιμή επαρκής για τη διερεύνηση της αρχικής δυσκαμψίας του στεντ χωρίς να επιδιωχθεί σημαντική παραμόρφωση ή αστοχία, καθώς ο στόχος δεν ήταν η κατάρρευση της διατομής αλλά η ποιοτική αποτίμηση της μηχανικής αντίστασης σε τοπική συμπιεστική φόρτιση.

Το διάγραμμα φορτίου–μετατόπισης του Σχήματος 4.6(α) καταδεικνύει σχεδόν γραμμική συμπεριφορά για μικρές μετατοπίσεις, επιβεβαιώνοντας ότι το στεντ εμφανίζει υψηλή αρχική ακτινική δυσκαμψία υπό τοπική φόρτιση.

Η εφαρμοζόμενη δύναμη των 12 N οδήγησε σε τοπική κάθετη μετατόπιση περίπου 1,5 mm τόσο στο άνω όσο και στο κάτω σημείο της διατομής, χωρίς ωστόσο να παρατηρηθεί σημαντική γεωμετρική αστάθεια ή τάση σύγκλεισης της διατομής.

Το αποτέλεσμα αυτό συμφωνεί με την προσδοκώμενη μηχανική συμπεριφορά πλεγμένων στεντ, στα οποία η τοπική συμπίεση ενεργοποιεί κυρίως ελαστικούς

μηχανισμούς κάμψης των λοξών βραχιόνων. Η μεγάλη αρχική κλίση της καμπύλης σημαίνει ότι απαιτείται μεγάλο φορτίο για να προκληθεί μικρή μετατόπιση, κάτι που υποδηλώνει υψηλή τοπική ακτινική δυσκαμψία του στεντ.

Η εξέλιξη της ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης, όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.6(β), δείχνει ότι η πρόσθετη τοπική φόρτιση δεν αύξησε τη μέγιστη πλαστική παραμόρφωση πέραν της αρχικής τιμής των 0,075 που είχε αναπτυχθεί κατά τη φάση διαστολής.

Η απουσία νέας πλαστικοποίησης υποδηλώνει ότι το στεντ λειτουργεί εξ ολοκλήρου μέσα στην ελαστική περιοχή για το εύρος των φορτίων της συμπιεστικής δοκιμής.

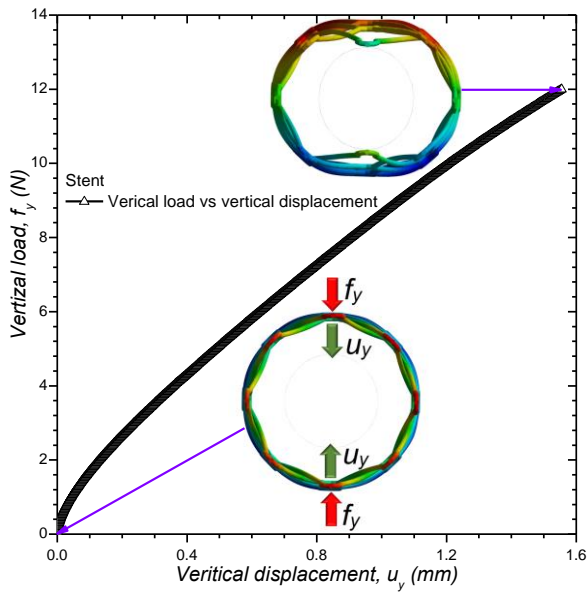
Η μικρή μείωση της μέγιστης πλαστικής παραμόρφωσης προκύπτει επειδή η νέα τοπική κατακόρυφη φόρτιση είναι θλιπτική, ενώ η πλαστικοποίηση είχε δημιουργηθεί από εφελκυσμό κατά τη διαστολή.

Η αλλαγή του είδους φορτίου ανακατανέμει τις τάσεις και μετατοπίζει το σημείο όπου εντοπίζεται η μέγιστη παραμόρφωση, με αποτέλεσμα η αναφερόμενη μέγιστη τιμή να εμφανίζεται ελαφρώς μικρότερη.

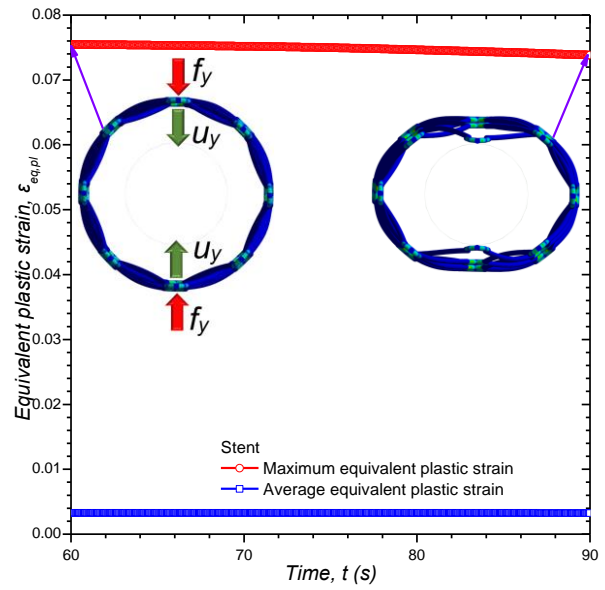
Αντίστοιχα, η ισοδύναμη τάση von Mises του Σχήματος 4.6(γ) παραμένει κάτω από το όριο αντοχής του υλικού. Η μέγιστη καταγεγραμμένη τιμή κατά τη διάρκεια της συμπίεσης δεν υπερβαίνει τα $\sigma_{II} \approx 490$ MPa, επιβεβαιώνοντας ότι η δομή δεν πλησιάζει συνθήκες αστοχίας ούτε παρουσιάζει έντονη συγκέντρωση τάσεων.

Η συνολική μηχανική απόκριση στο εύρος των 12 N χαρακτηρίζεται από ελαστική συμπεριφορά, γεγονός που υπογραμμίζει την ικανότητα του στεντ να αντιστέκεται σε τοπικές πιέσεις χωρίς να υφίσταται μόνιμη παραμόρφωση.

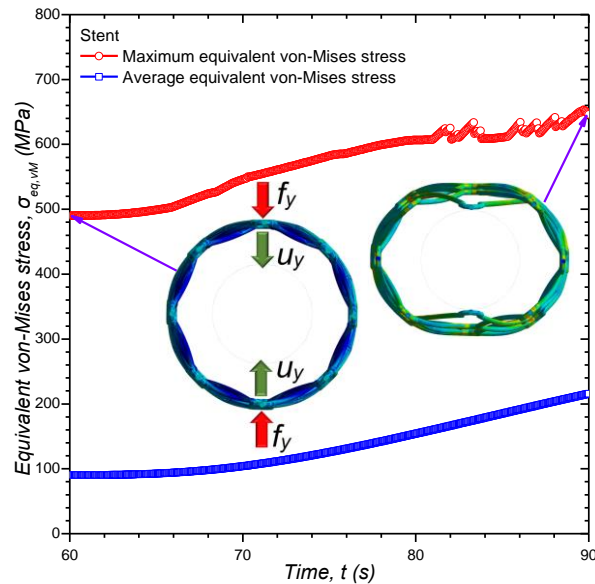
Συνολικά, η δοκιμή τοπικής ακτινικής συμπίεσης αναδεικνύει ότι το στεντ διατηρεί υψηλή δυσκαμψία και ελαστική απόκριση ακόμη και μετά τη μόνιμη διαστολή του, ενώ το μέγεθος των τάσεων και των παραμορφώσεων παραμένει εντός ασφαλών ορίων για το υλικό 316L.



(α)



(β)



(γ)

Σχήμα 4.6. Διαγράμματα απόκρισης στεντ σε τοπική ακτινική θλίψη που μεταβάλλεται γραμμικά από 0 έως 12N: (α) Κατακόρυφη θλιπτική δύναμη σε σχέση με την κατακόρυφη ακτινική μετατόπιση, (β) χρονική εξέλιξη της μέγιστης και μέσης ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης και (γ) της μέγιστης και μέσης ισοδύναμης τάσης von Mises του στεντ κατά τη φάση διόγκωσης και την επακόλουθη αποσυμπίεση. Η τελική μέγιστη κατακόρυφη ακτινική μέση ακτινική μετατόπιση στα 12N είναι περίπου 1,5 mm, η μέγιστη ισοδύναμη πλαστική παραμόρφωση 0,075, ενώ η μέγιστη ισοδύναμη τάση φτάνει τα 630 MPa, τιμή σημαντικά χαμηλότερη από την αντοχή σε εφελκυσμό του LPBF 316L.

4.3 Εφαρμογή σταθερής πίεσης 80 mmHg και 120 mmHg απευθείας στο χαλαρωμένο στεντ

Μετά την πλήρη διαστολή του στεντ μέσω της διόγκωσης του μπαλονιού και τη σταθεροποίηση της τελικής γεωμετρίας στη χρονική στιγμή $t = 60$ s, εξετάστηκε η μηχανική απόκριση του χαλαρωμένου πλέον στεντ υπό φυσιολογικές συνθήκες αιματικής πίεσης.

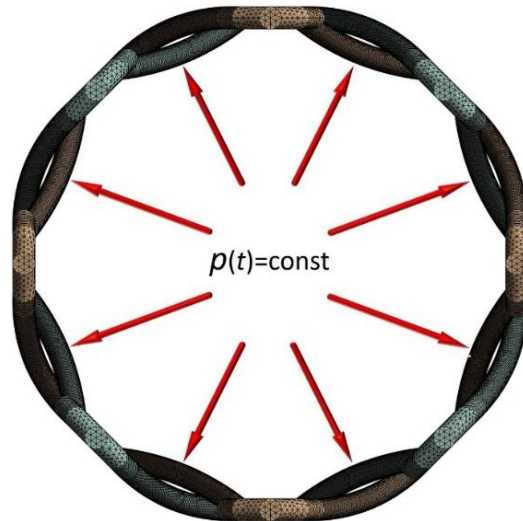
Για τον σκοπό αυτό εφαρμόστηκε μια σταθερή εσωτερική ακτινική πίεση, η οποία αντιστοιχεί στην τυπική συστολική αρτηριακή πίεση του ανθρώπινου σώματος $p(t) = \text{const} = 80 \text{ mmHg} \approx 0,0107 \text{ MPa}$ η οποία επιβλήθηκε ομοιόμορφα σε όλες τις εσωτερικές περιμετρικές επιφάνειες των συρματιδίων του στεντ, όπως απεικονίζεται στο Σχήμα 4.7.

Η φόρτιση εφαρμόστηκε από $t = 60$ s έως $t = 90$ s μέσω της λειτουργίας Restart Analysis του ANSYS Mechanical, αξιοποιώντας ως αρχική κατάσταση το τελικό υπολογιστικό πεδίο της ανάλυσης διαστολής που είχε προηγηθεί (0–60 s). Στόχος ήταν η επίτευξη της στάσιμης (steady-state) απόκρισης του στεντ υπό σταθερή εσωτερική πίεση.

Το χρονικό βήμα διατηρήθηκε ίσο με 0,05 s, όπως και σε όλες τις προηγούμενες χρονικά μεταβαλλόμενες αναλύσεις, εξασφαλίζοντας αριθμητική σταθερότητα και επαρκή διακριτοποίηση της εξέλιξης του φορτίου.

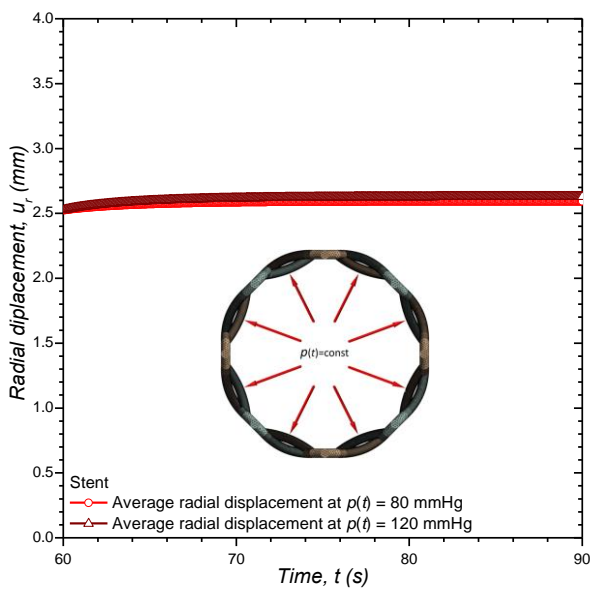
Η ίδια διαδικασία επαναλήφθηκε και για την εφαρμογή τυπικής διαστολικής αρτηριακής πίεσης $p(t) = \text{const} = 120 \text{ mmHg} \approx 0,0160 \text{ MPa}$ ώστε να αποτιμηθεί η συμπεριφορά του στεντ στο ανώτερο φυσιολογικό εύρος αιματικής φόρτισης.

Και στις δύο περιπτώσεις, η φόρτιση εφαρμόστηκε αποκλειστικά από το εσωτερικό προς το εξωτερικό του στεντ, αναπαριστώντας με ρεαλιστικό τρόπο τη λειτουργική αιμοδυναμική δράση στο αγγειακό περιβάλλον.

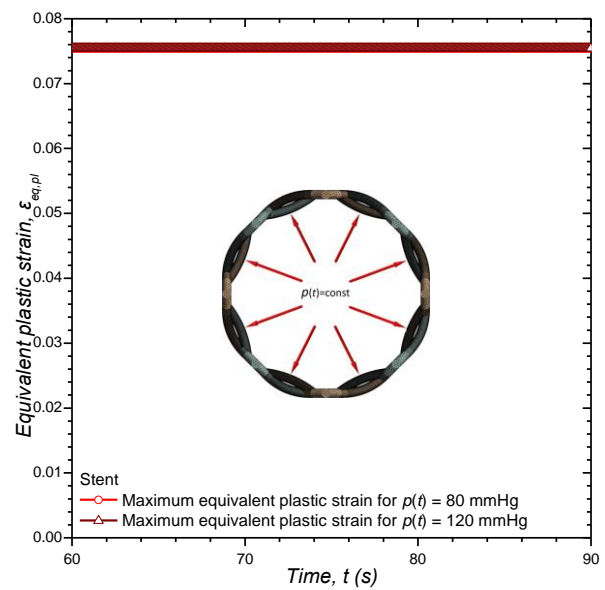


Σχήμα 4.7. Επιβολή σταθερής εσωτερικής ακτινικής πίεσης $p(t) = \text{const}$ στο χαλαρωμένο στεντ. Τα κόκκινα βέλη δείχνουν την ομοιόμορφη ακτινική φόρτιση που εφαρμόζεται από το εσωτερικό προς το εξωτερικό των συρματιδίων μετά τη φάση διαστολής από το μπαλόνι και της μετέπειτα χαλάρωσης.

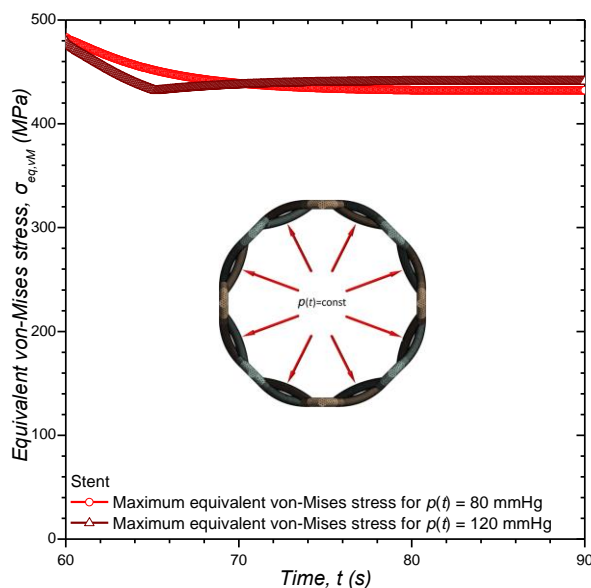
Η μηχανική απόκριση του στεντ υπό σταθερή εσωτερική πίεση εξετάστηκε μέσω της εφαρμογής των δύο φυσιολογικών τιμών, 80 mmHg και 120 mmHg, στο χρονικό διάστημα $t = 60-90$ s συνοψίζεται στο Σχήμα 4.8.



(α)



(β)



(γ)

Σχήμα 4.8. Χρονική εξέλιξη (α) μέσης ακτινικής μετατόπισης, (β) μέγιστης ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης και (γ) μέγιστης ισοδύναμης τάσης von Mises του στεντ υπό σταθερές πιέσεις 80 και 120 mmHg. Οι τελικές τιμές είναι: Ακτινική μετατόπιση 2,8647 mm (80 mmHg) και 2,9013 mm (120 mmHg), πλαστική παραμόρφωση 0,075439 (και για τις δύο πιέσεις), τάσεις 432,33 MPa (80 mmHg) και 440,92 MPa (120 mmHg). Το στεντ παρουσιάζει πλήρως ελεγχόμενη ελαστική απόκριση και λειτουργεί εντός ασφαλών ορίων του υλικού.

Στο Σχήμα 4.8(α) παρουσιάζεται η χρονική εξέλιξη της μέσης ακτινικής μετατόπισης, η οποία μετά από σύντομη δυναμική προσαρμογή σταθεροποιείται στις τελικές τιμές των 2,8647 mm για πίεση 80 mmHg και 2,9013 mm για 120 mmHg.

Η διαφορά των 0,0366 mm μεταξύ των δύο καταστάσεων είναι πρακτικά αμελητέα σε σχέση με την αρχική μόνιμη διαστολή του στεντ (~2,5 mm), γεγονός που καταδεικνύει την αυξημένη ακτινική δυσκαμψία της δομής και την πολύ περιορισμένη επίδραση των φυσιολογικών πιέσεων στη γεωμετρία του.

Η ισοδύναμη πλαστική παραμόρφωση, όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.8(β), παραμένει σταθερή κατά τη διάρκεια της φόρτισης και λαμβάνει την ίδια τιμή για τις δύο πιέσεις, ίση με 0,075439.

Το εύρημα αυτό αποδεικνύει ότι η εφαρμογή των φυσιολογικών αρτηριακών πιέσεων δεν προκαλεί νέα πλαστικοποίηση του στεντ.

Όλη η πλαστική παραμόρφωση που εμφανίζεται έχει ήδη προκύψει από τη διαδικασία διαστολής μέσω του μπαλονιού, ενώ η μεταγενέστερη φόρτιση με 80 και 120 mmHg πραγματοποιείται πλήρως εντός της ελαστικής περιοχής.

Η χρονική εξέλιξη των ισοδύναμων τάσεων von Mises παρουσιάζεται στο Σχήμα 4.8(γ). Οι τελικές μέγιστες τιμές ανέρχονται σε 432,33 MPa για πίεση 80 mmHg και 440,92 MPa για πίεση 120 mmHg.

Η διαφορά των 8,59 MPa είναι μικρή και αναμενόμενη, δεδομένου ότι η τάση αυξάνεται ελαφρώς με την πίεση. Παρόλα αυτά, οι τιμές παραμένουν πολύ χαμηλότερες από την αντοχή σε εφελκυσμό του υλικού 316L, η οποία κυμαίνεται μεταξύ 900–1000 MPa.

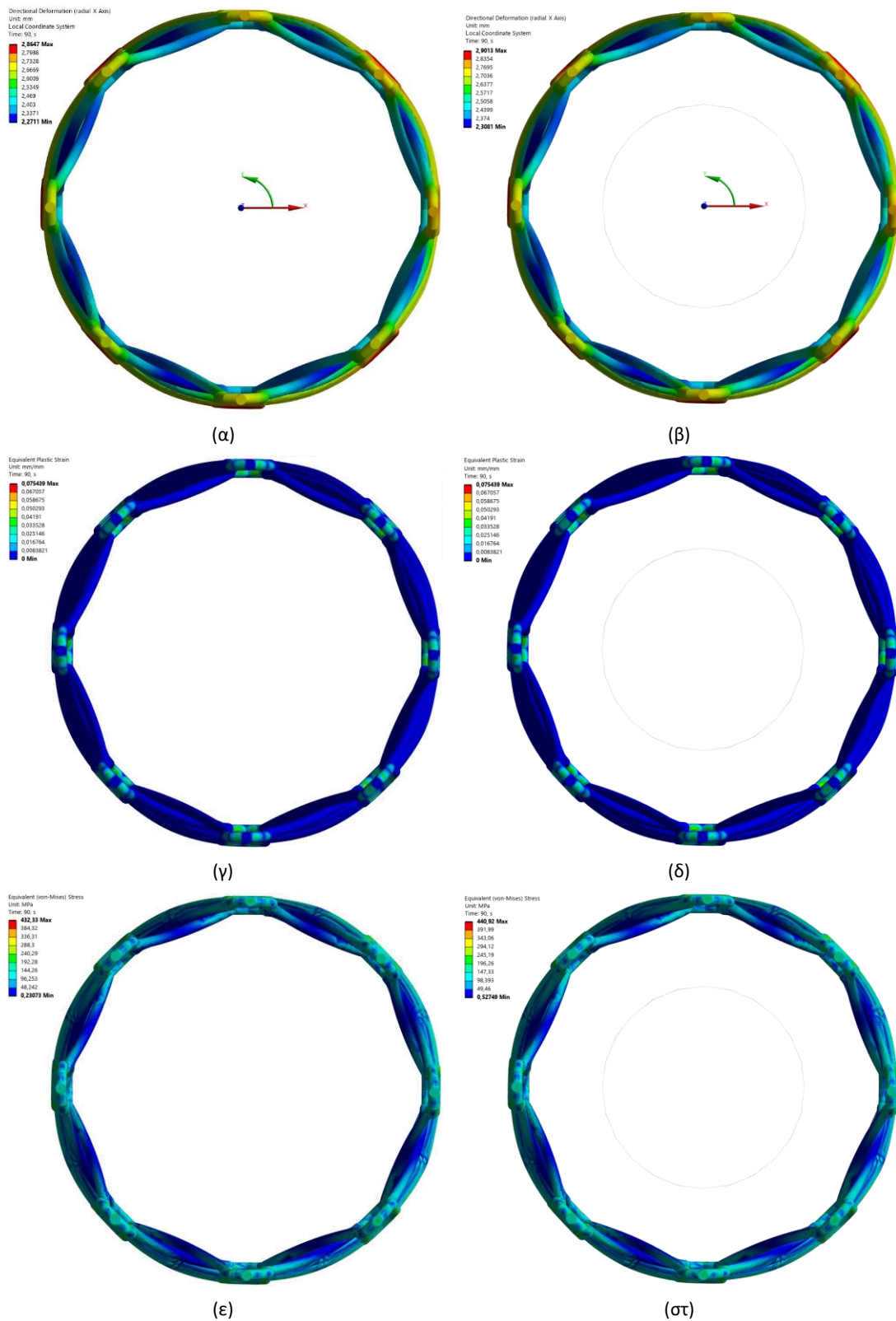
Το γεγονός αυτό επιβεβαιώνει ότι το στεντ λειτουργεί εντός απόλυτα ασφαλών ορίων και δεν πλησιάζει περιοχή υλικής αστοχίας ή κόπωσης.

Συνολικά, όπως προκύπτει από το Σχήμα 4.8, το στεντ παρουσιάζει σταθερή και μηχανικά ελεγχόμενη συμπεριφορά υπό φυσιολογική αιματική φόρτιση.

Η ακτινική μετατόπιση είναι ελάχιστη, η πλαστική παραμόρφωση παραμένει αμετάβλητη, και οι τάσεις βρίσκονται σε επίπεδα πολύ κατώτερα της αντοχής του υλικού. Τα αποτελέσματα αυτά επιβεβαιώνουν τη δομική επάρκεια και την αξιοπιστία της πλεγμένης γεωμετρίας του στεντ για μακροχρόνια ενδοαγγειακή λειτουργία.

Στο Σχήμα 4.9 παρουσιάζονται οι τελικές κατανομές ακτινικής μετατόπισης, ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης και ισοδύναμης τάσης von Mises του στεντ κατά τη στάσιμη κατάσταση (steady-state) για τις δύο τιμές εσωτερικής πίεσης 80 mmHg και 120 mmHg.

Σε όλες τις υποεικόνες ορατή είναι η γεωμετρία του πλήρως διασταλμένου στεντ, στην οποία εφαρμόζεται σταθερή εσωτερική πίεση, με σαφή ομοιότητα ως προς τη μορφή των κατανομών μεταξύ των δύο περιπτώσεων.



Σχήμα 4.9. Τελικές κατανομές μετατόπισης, ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης και ισοδύναμης τάσης von Mises του στεντ στη στάσιμη κατάσταση για εσωτερικές πιέσεις 80 mmHg (α, γ, ε) και 120 mmHg (β, δ, στ). Η δομή παρουσιάζει ελάχιστη διαφορά στη μετατόπιση, καμία νέα πλαστικοποίηση και τάσεις σημαντικά χαμηλότερες από την αντοχή του υλικού 316L, επιβεβαιώνοντας την υψηλή μηχανική σταθερότητα του στεντ υπό φυσιολογικές αιματικές πιέσεις.

Στα Σχήματα 4.9(α) και 4.9(β) απεικονίζεται η τελική συνολική μετατόπιση του στεντ υπό σταθερή εσωτερική πίεση. Παρατηρείται ότι και για τις δύο τιμές πίεσης η μετατόπιση είναι ομοιόμορφη κατά μήκος της περιφέρειας, με μεγαλύτερα επίπεδα στα σημεία που βρίσκονται μακρύτερα από το επίπεδο συμμετρίας.

Η μέγιστη ακτινική μετατόπιση φθάνει τα 2,8647 mm για 80 mmHg και τα 2,9013 mm για 120 mmHg, επιβεβαιώνοντας την πολύ μικρή επίδραση της αύξησης της πίεσης στη συνολική γεωμετρία.

Η μορφή της κατανομής υποδηλώνει ότι το στεντ βρίσκεται σε πλήρη μηχανική ισορροπία και αποκρίνεται με ομοιόμορφη διαστολή χωρίς τοπικές εξάρσεις.

Οι αντίστοιχες κατανομές ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης φαίνονται στα Σχήματα 4.9(γ) και 4.9(δ). Και στις δύο περιπτώσεις, η πλαστική παραμόρφωση εντοπίζεται κυρίως στις περιοχές των ανοικτών οκταγωνικών κόμβων και στα σημεία αλλαγής διεύθυνσης των λοξών βραχιόνων, δηλαδή στις ζώνες όπου εμφανίζεται η μεγαλύτερη καμπυλότητα της δομής.

Η μέγιστη τιμή της ισοδύναμης πλαστικής παραμόρφωσης παραμένει 0,075439, ανεξάρτητα από το επίπεδο πίεσης. Η ομοιότητα των δύο κατανομών επιβεβαιώνει ότι η εφαρμογή 80 ή 120 mmHg δεν προκαλεί καμία πρόσθετη πλαστικοποίηση στη μεταλλική δομή του στεντ.

Στα Σχήματα 4.9(ε) και 4.9(στ) παρουσιάζονται οι κατανομές της ισοδύναμης τάσης von Mises υπό τις δύο πιέσεις. Οι μέγιστες τιμές των τάσεων εντοπίζονται στις ίδιες περιοχές όπου συγκεντρώνεται και η πλαστική παραμόρφωση, δηλαδή στους οκταγωνικούς κόμβους και στους λοξούς βραχίονες.

Η μέγιστη τάση λαμβάνει τιμή 432,33 MPa για 80 mmHg και 440,92 MPa για 120 mmHg, τιμές σημαντικά χαμηλότερες από την αντοχή σε εφελκυσμό του 316L. Η ομοιότητα των κατανομών δείχνει ότι η αύξηση της πίεσης επηρεάζει ελάχιστα την κατανομή των τάσεων και δεν οδηγεί σε υπερφόρτιση ή επικίνδυνες συγκεντρώσεις.

4.4 Ανάλυση Κυκλικής Φόρτισης (κόπωσης) του στεντ

Η μακροχρόνια λειτουργία ενός στεφανιαίου στεντ συνεπάγεται συνεχή έκθεση σε κυκλική φόρτιση λόγω της περιοδικής μεταβολής της ενδαρτηριακής πίεσης.

Κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου, η πίεση κυμαίνεται μεταξύ της διαστολικής τιμής (80 mmHg) και της συστολικής (120 mmHg), προκαλώντας αντίστοιχη μεταβολή

στο επίπεδο των αναπτυσσόμενων τάσεων επί της δομής του στεντ. Από την αριθμητική προσομοίωση της παρούσας εργασίας προέκυψε ότι η ισοδύναμη τάση von Mises στα δύο άκρα του κύκλου φόρτισης λαμβάνει τις τιμές $\sigma_{\min} = 432.3$ MPa και $\sigma_{\max} = 440.9$ MPa.

Η μέση τάση του κύκλου δίνεται από τη σχέση:

$$\sigma_m = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} = 436.6 \text{ MPa} \quad (4.2)$$

Αντίστοιχα, το πλάτος της κυμαινόμενης τάσης προκύπτει από:

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} = 4.3 \text{ MPa} \quad (4.3)$$

Η μέση τάση είναι υψηλή λόγω της πλαστικής διαστολής κατά την εμφύτευση, αλλά το πλάτος της κυμαινόμενης τάσης είναι εξαιρετικά μικρό – χαρακτηριστικό που διαφοροποιεί τα στεντ από τα κλασικά δομικά στοιχεία κόπωσης.

Σύμφωνα με πρόσφατες πειραματικές μελέτες για ανοξείδωτο χάλυβα 316L κατασκευασμένο με Laser Powder Bed Fusion (LPBF), η τιμή του ορίου κόπωσης (endurance limit) βρίσκεται περίπου στα 100–200 MPa για as-built δείγματα, περίπου στα 100–150 MPa για κατεργασμένες επιφάνειες, ανάλογα με τον προσανατολισμό δόμησης, την επιφανειακή τραχύτητα και τη μικροδομή.

Συγκρινόμενη με το παραδοσιακά κατασκευασμένο 316L (~240-300 MPa), αυτή η μείωση υπογραμμίζει την κρίσιμη επίδραση των εγγενών χαρακτηριστικών της διεργασίας LPBF.

Για συντηρητικούς σκοπούς, υιοθετείται τιμή $\sigma_e = 120$ MPa, η οποία εντοπίζεται εντός του εύρους των πειραματικών παρατηρήσεων και χρησιμοποιείται συχνά ως design endurance limit για 316L-LPBF σε εφαρμογές υψηλής αξιοπιστίας.

Η αντοχή σε εφελκυσμό του υλικού από τα δεδομένα της ανάλυσης λαμβάνεται $\sigma_u = 987.8$ MPa (Σχήμα 3.7).

Για τον έλεγχο κόπωσης υπό υψηλή μέση τάση, το κριτήριο Goodman είναι κατάλληλο, καθώς εισάγει την επίδραση της μέσης τάσης στη μείωση του διαθέσιμου ορίου κόπωσης.

Η μορφή του κριτηρίου με συντελεστή ασφάλειας γράφεται ως:

$$\frac{\sigma_a}{\sigma_e} + \frac{\sigma_m}{\sigma_u} = \frac{1}{n_f} \quad (4.4)$$

όπου n_f ο συντελεστής ασφάλειας σε κόπωση.

Από την άνω σχέση, αντικαθιστώντας τα μεγέθη $\sigma_a = 4.3$ MPa, $\sigma_m = 436.6$ MPa, $\sigma_e = 120$ MPa, $\sigma_u = 987.8$ MPa, προκύπτει $n_f = 2.1$. Ο εν λόγω συντελεστής ασφάλειας υποδεικνύει ότι ο πραγματικός συνδυασμός μέσης και κυμαινόμενης τάσης απέχει σημαντικά από το όριο Goodman.

Σημαντικό όμως είναι ότι $\sigma_a = 4.3$ MPa \ll $\sigma_e = 120$ MPa, δηλαδή η κυμαινόμενη τάση είναι μόλις 3.6% του ορίου κόπωσης, δημιουργώντας ένα αποτύπωμα ασφαλείας (safety margin) μεγαλύτερο του 95%. Αυτό κατατάσσει τη λειτουργία του στεντ στην infinite-life region, ακόμη και για κύκλους τάξης 10^9 , σύμφωνα με τα μοντέλα S-N για οστενιτικούς ανοξείδωτους χάλυβες.

Με βάση τον υπολογισμό του κύκλου φόρτισης, το κριτήριο Goodman και τα πειραματικά όρια κόπωσης του 316L-SLM, προκύπτει ότι το στεντ λειτουργεί με πολύ μικρή κυμαινόμενη φόρτιση, σημαντικά χαμηλότερη από το επιτρεπόμενο όριο κόπωσης.

Ο συντελεστής ασφάλειας $n_f = 2.1$, σε συνδυασμό με το γεγονός ότι $\sigma_a/\sigma_e \ll 1$, τεκμηριώνει ότι το στεντ αναμένεται να αντέξει με αξιοπιστία αριθμό κύκλων τάξης 10^9 , ικανοποιώντας τις απαιτήσεις μακροχρόνιας λειτουργίας εντός του ανθρώπινου οργανισμού.

5. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΕΡΙΟΡΙΣΜΟΙ ΤΗΣ ΜΕΛΕΤΗΣ

Στο παρόν κεφάλαιο πραγματοποιείται συνολική συζήτηση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από τη μηχανική ανάλυση του αυχetic στεντ μέσω της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων.

Η συζήτηση εστιάζει στην ερμηνεία των αποτελεσμάτων σε σχέση με τη γεωμετρία του στεντ, τις μηχανικές ιδιότητες του υλικού και τις λειτουργικές απαιτήσεις των ενδαγγειακών εμφυτευμάτων. Παράλληλα, αναλύονται οι περιορισμοί της παρούσας

μελέτης, οι οποίοι πρέπει να λαμβάνονται υπόψη κατά την αξιολόγηση των συμπερασμάτων.

Τα αποτελέσματα της FEM ανάλυσης κατέδειξαν ότι αυτή η γεωμετρία προσδίδει στο στεντ ιδιαίτερα ευνοϊκά μηχανικά χαρακτηριστικά.

Η ομοιόμορφη κατανομή των τάσεων και των παραμορφώσεων αποδίδεται στον μηχανισμό περιστροφικής παραμόρφωσης των κυψελίδων, ο οποίος μειώνει τις τοπικές συγκεντρώσεις τάσης που παρατηρούνται σε συμβατικά σχέδια.

Η συμπεριφορά αυτή είναι ιδιαίτερα σημαντική για την κλινική απόδοση του στεντ, καθώς μειώνει τον κίνδυνο μηχανικής αστοχίας και συμβάλλει στη μακροχρόνια σταθερότητα του εμφυτεύματος εντός του αγγείου.

Η μηχανική απόκριση του στεντ σχετίζεται άμεσα με τη βιολογική του αλληλεπίδραση με το αγγειακό τοίχωμα. Η μειωμένη συγκέντρωση τάσεων και η αυξημένη ευκαμψία αναμένεται να περιορίσουν τον μηχανικό ερεθισμό του ενδοθηλίου, μειώνοντας την πιθανότητα επαναστένωσης.

Επιπλέον, το μειωμένο φαινόμενο recoil συμβάλλει στη διατήρηση της επιθυμητής διαμέτρου του αυλού, γεγονός που αποτελεί κρίσιμο παράγοντα για την επιτυχία της θεραπευτικής παρέμβασης.

Τα αποτελέσματα της παρούσας μελέτης βρίσκονται σε συμφωνία με προηγούμενες ερευνητικές εργασίες που αναδεικνύουν τα πλεονεκτήματα των μεταλλικών δομών σε εφαρμογές βιοϊατρικής μηχανικής.

Συγκεκριμένα, αναφέρεται ότι οι μεταλλικές γεωμετρίες παρουσιάζουν αυξημένη ακτινική ακαμψία σε συνδυασμό με υψηλή ευκαμψία υπό κάμψη, χαρακτηριστικά που επιβεβαιώνονται και από τα παρόντα αποτελέσματα.

Παρά τα ενθαρρυντικά αποτελέσματα, η παρούσα μελέτη υπόκειται σε ορισμένους περιορισμούς. Αρχικά, το αγγειακό τοίχωμα δεν έχει συμπεριληφθεί ρητά στο μοντέλο, γεγονός που περιορίζει την πλήρη αναπαράσταση της αλληλεπίδρασης στεντ-αγγείου. Επιπλέον, η ανάλυση βασίζεται σε ιδανικές συνθήκες φόρτισης και δεν λαμβάνει υπόψη βιολογικούς παράγοντες όπως η ανάπτυξη ιστού, οι μεταβολές της αιματικής ροής και η μακροχρόνια κόπωση του υλικού υπό κυκλική φόρτιση.

6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η παρούσα μελέτη ανέπτυξε ένα πλήρως παραμετρικό και μη-γραμμικό υπολογιστικό μοντέλο ενός διπλού πλεγμένου στεντ από ανοξείδωτο χάλυβα 316L, κατασκευασμένο με τεχνολογία SLM, με στόχο τον αναλυτικό προσδιορισμό της μηχανικής του συμπεριφοράς κατά τη διόγκωση με μπαλόνι, τη μετέπειτα χαλάρωση και την έκθεσή του σε φυσιολογικά και ανώτερα αιμοδυναμικά φορτία.

Η γεωμετρική διαμόρφωση της δομής, αποτελούμενη από δύο ελικοειδείς πλεγμένες στρώσεις συρματιδίων, αποδείχθηκε καθοριστική ως προς τη μηχανική της συμπεριφορά, καθώς προσφέρει συνδυασμό ευκαμψίας, τοπικής καμπυλότητας και σταδιακής ενεργοποίησης επαφών, ιδιότητες που επηρεάζουν άμεσα τη διαδικασία διαστολής και την αντοχή σε λειτουργικά φορτία.

Τα αποτελέσματα της αριθμητικής ανάλυσης της αγγειοπλαστικής φάσης έδειξαν ότι το στεντ επιτυγχάνει σημαντική αύξηση της διαμέτρου του, της τάξης των 5 mm συνολικά (από 8,8 mm σε περίπου 13,8 mm), με σχετικά περιορισμένη μόνιμη πλαστική παραμόρφωση.

Η μέγιστη ισοδύναμη πλαστική παραμόρφωση καταγράφηκε ίση με περίπου 0,075, τιμή που εντοπίζεται κατά κύριο λόγο στους ανοιχτούς οκταγωνικούς κόμβους και στις λοξές δοκούς, όπου συγκεντρώνεται η μεγαλύτερη καμπυλότητα κίνησης κατά τη διαδικασία διόγκωσης.

Η κατανομή αυτή επιβεβαιώνει ότι η γεωμετρική αρχιτεκτονική της πλέξης δρα ως μηχανισμός κατανομής της παραμόρφωσης, αποτρέποντας εκτεταμένη πλαστικοποίηση και διατηρώντας την πλειονότητα της δομής σε ελαστικό καθεστώς.

Η προσομοίωση κατέδειξε επίσης ότι οι μέγιστες τάσεις von Mises που αναπτύσσονται κατά τη μέγιστη φόρτιση της διόγκωσης παραμένουν σημαντικά χαμηλότερες από την πραγματική αντοχή του υλικού LPBF 316L, η οποία κυμαίνεται μεταξύ 900–1000 MPa. Οι κορυφές των τάσεων εντοπίστηκαν κοντά στα 490 MPa, δηλαδή σε επίπεδα περίπου 50% της αντοχής, γεγονός που επιβεβαιώνει ότι η διαδικασία διόγκωσης πραγματοποιείται σε πλήρως ασφαλές περιβάλλον από πλευράς υλικής φόρτισης.

Κατά τη φάση τοπικής ακτινικής συμπίεσης, το στεντ επέδειξε υψηλή τοπική δυσκαμψία και καθαρά ελαστική απόκριση στο εύρος των 12 N. Οι ακτινικές μετατοπίσεις παρέμειναν περιορισμένες (~1,5 mm), ενώ δεν παρατηρήθηκε καμία επιπλέον πλαστικοποίηση πέραν αυτής που είχε ήδη αναπτυχθεί κατά τη διαδικασία διαστολής.

Η συμπεριφορά αυτή καταδεικνύει τη μηχανική σταθερότητα της δομής σε μη ομοιόμορφα, τοπικά φορτία που ενδέχεται να εμφανιστούν κατά τη διάρκεια της κλινικής χρήσης.

Ιδιαίτερη σημασία έχει η απόκριση του πλήρως χαλαρωμένου στεντ όταν υποβλήθηκε σε σταθερές εσωτερικές πιέσεις 80 και 120 mmHg, οι οποίες αντιστοιχούν σε φυσιολογικές συστολικές και ανώτερες φυσιολογικές πιέσεις.

Η μέση ακτινική μετατόπιση παρουσίασε ελάχιστη διαφοροποίηση μεταξύ των δύο περιπτώσεων (2,8647 mm και 2,9013 mm αντίστοιχα), γεγονός που δείχνει ότι το στεντ εμφανίζει υψηλή ακτινική δυσκαμψία και εξαιρετική σταθερότητα υπό συνεχή αιματική φόρτιση.

Η πλαστική παραμόρφωση παρέμεινε σταθερή (0,0754) χωρίς καμία ένδειξη νέας πλαστικοποίησης, επιβεβαιώνοντας ότι ολόκληρη η μεταγενέστερη λειτουργία του στεντ λαμβάνει χώρα αποκλειστικά εντός της ελαστικής περιοχής του υλικού.

Οι αντίστοιχες μέγιστες τάσεις von Mises ανήλθαν σε 432,33 MPa για 80 mmHg και 440,92 MPa για 120 mmHg, τιμές αρκετά χαμηλότερες από το όριο διαρροής και σημαντικά μικρότερες από την αντοχή σε εφελκυσμό του υλικού, εξασφαλίζοντας μακροχρόνια λειτουργική ασφάλεια.

Τα συνολικά αποτελέσματα επιβεβαιώνουν ότι η ελικοειδής διπλή πλέξη του στεντ, σε συνδυασμό με τις ιδιότητες του SLM 316L, οδηγούν σε μια δομή που επιτυγχάνει μεγάλη διαστολή υπό ελεγχόμενη πλαστικοποίηση και παρουσιάζει ιδιαίτερα σταθερή μηχανική συμπεριφορά υπό φυσιολογικές και ενισχυμένες αιμοδυναμικές συνθήκες.

Η περιορισμένη τοπική πλαστικοποίηση, η χαμηλή ευαισθησία σε φορτία λειτουργίας και η μικρή αυξομείωση της μετατόπισης υπό μεταβαλλόμενες πιέσεις αποτελούν σαφείς ενδείξεις υψηλής αντοχής σε κόπωση.

Το γεγονός ότι οι τάσεις λειτουργίας βρίσκονται σε επίπεδα μικρότερα του 50% της αντοχής του υλικού υποδηλώνει, με βάση τα συνήθη κριτήρια κόπωσης για το 316L, ότι η διάρκεια ζωής του στεντ είναι αναμενόμενο να υπερβαίνει κατά πολύ τα απαιτούμενα όρια λειτουργίας μιας ενδαγγειακής ενδοπρόθεσης.

Συνοψίζοντας, το αριθμητικό μοντέλο απέδειξε ότι το συγκεκριμένο διπλό πλεγμένο στεντ παρουσιάζει εξαιρετική μηχανική συμπεριφορά τόσο κατά τη φάση ανάπτυξης όσο και κατά την κανονική λειτουργία του μέσα στο αγγείο. Η γεωμετρία, η κατανομή των παραμορφώσεων και ο βαθμός πλαστικοποίησης συνθέτουν μια δομή που διαθέτει υψηλή λειτουργική αξιοπιστία, μεγάλη αντοχή και ικανότητα διατήρησης της αγγειακής βατότητας υπό φυσιολογικά και ανώτερα αιμοδυναμικά φορτία.

Μελλοντικές μελέτες θα μπορούσαν να επεκτείνουν την παρούσα ανάλυση με τη συμπερίληψη μοντέλων αγγειακού τοιχώματος, ρευστοδυναμικής ανάλυσης (CFD) και μελέτης κόπωσης. Επιπλέον, η πειραματική επικύρωση των αριθμητικών αποτελεσμάτων θα ενίσχυε περαιτέρω την αξιοπιστία των συμπερασμάτων.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

B.D. Ratner, A.S. Hoffman, F.J. Schoen, and J.E. Lemons, *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, 3rd ed. Academic Press, 2013.

J. Park and R. Lakes, *Biomaterials: An Introduction*, 3rd ed. Springer, 2007.

J.R. Davis (ed.), *Handbook of Materials for Medical Devices*. ASM International, 2003.

T. Hanawa, "Metal ion release and biocompatibility of stainless steel implants," *J. Artif. Organs*, vol. 12, pp. 73–79, 2009.

Y. Okazaki and E. Gotoh, "Comparison of metal ion release from various metallic biomaterials in human body fluids," *Mater. Trans.*, vol. 46, pp. 1230–1234, 2005.

P.W. Serruys et al., "Stent implantation in human coronary arteries," *N. Engl. J. Med.*, vol. 331, pp. 489–495, 1994.

B.J. O'Brien et al., "Stainless steel vs. cobalt–chromium stents: differences in structure and performance," *J. Interv. Cardiol.*, vol. 23, pp. 331–338, 2010.

K. Kolandaivelu et al., "Stent thrombosis and restenosis: materials, design and local biology," *Cardiovasc. Interv.*, vol. 4, pp. 575–583, 2011.

S. Windecker et al., "Biodegradable vs durable polymer stents and metals," *Eur. Heart J.*, vol. 29, pp. 1257–1270, 2008.

Laleh M, Hughes AE, Xu W, Gibson I, Tan MY. A critical review of corrosion characteristics of additively manufactured stainless steels. *Int Mater Rev* 2021;66(8):563–99. <https://doi.org/10.1080/09506608.2020.1855381>.

Kong D, Ni X, Dong C, Lei X, Zhang L, Man C, Yao J, Cheng X, Li X. Bio-functional and anti-corrosive 3D printing 316L stainless steel fabricated by selective laser melting. *Mater Des* 2018;152:88–101. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.04.058>.

Lodhi MJK, Deen KM, Greenlee-Wacker MC, Haider W. Additively manufactured 316L stainless steel with improved corrosion resistance and biological response for biomedical applications. *Addit Manuf* 2019;27:8–19. <https://doi.org/10.1016>

Liu, Y., & Zhang, X. (2011). Metamaterials: a new frontier of science and technology. *Chemical Society Reviews*, 40(5), 2494–2507.

Cummer, S. A., Christensen, J., & Alù, A. (2016). Controlling sound with acoustic metamaterials. *Nature Reviews Materials*, 1, 16001.

Zheludev, N. I., & Kivshar, Y. S. (2012). From metamaterials to metadevices. *Nature Materials*, 11(11), 917–924.

Gibson, I., Rosen, D., & Stucker, B. (2021). *Additive Manufacturing Technologies*. Springer.

Zheng, X. et al. (2014). Ultralight, ultrastiff mechanical metamaterials. *Science*, 344(6190), 1373–1377.

Mirzaali, M.J. et al. (2019). Rational design of soft mechanical metamaterials: additive manufacturing enabled. *Materials Today*, 28, 56–75.

Moini, M. et al. (2020). Additive manufacturing of architected metamaterials: Coupling geometry and material. *Annual Review of Materials Research*, 50, 1–28.

Virmani, R., Kolodgie, F. D., Farb, A., & Burke, A. P. (2000). Lessons from sudden coronary death: A comprehensive morphological classification scheme for atherosclerotic lesions. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 20(5), 1262–1275.

Serruys, P. W., Kutryk, M. J., & Ong, A. T. (2006). Coronary-artery stents. *New England Journal of Medicine*, 354(5), 483–495.

Holmes, D. R., et al. (2010). Stent thrombosis. *Journal of the American College of Cardiology*, 56(17), 1357–1365.

Joner, M., et al. (2006). Pathology of drug-eluting stents in humans. *Journal of the American College of Cardiology*, 48(1), 193–202.

Wang, N., et al. (2018). Bioresorbable stents: materials, fabrication, surface modification, mechanical behavior, and biocompatibility. *Materials Science and Engineering: C*, 91, 619–631.

Marsden, A. L., & Feinstein, J. (2015). Computational modeling of congenital heart disease. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine*, 7(2), 91–102.

ANSYS, Inc. (2023). *ANSYS Mechanical User's Guide*. ANSYS Help Documentation.

Bathe, K. J. (2006). *Finite Element Procedures*. 2nd Edition. Prentice Hall.

Zienkiewicz, O. C., Taylor, R. L., & Zhu, J. Z. (2013). *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals*. 7th Edition. Butterworth-Heinemann.

Cook, R. D., Malkus, D. S., Plesha, M. E., & Witt, R. J. (2001). *Concepts and Applications of Finite Element Analysis*. 4th Edition. John Wiley & Sons.

Logan, D. L. (2016). *A First Course in the Finite Element Method*. 6th Edition. Cengage Learning.

ASTM F138-19, *Standard Specification for Wrought 18Cr-14Ni-2.5Mo Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants (UNS S31673)*, ASTM International, 2019.

Davis, J.R., *Stainless Steels*, ASM International, 2000 Puckett, S.D., Taylor, E., Raimondo, T., Webster, T.J., *Influence of Modern Stainless Steel Composition on Biocompatibility and Corrosion Resistance*, Biomaterials, 2008.

ASTM F138-19, *Standard Specification for Wrought 18Cr-14Ni-2.5Mo Stainless Steel Bar and Wire for Surgical Implants*.

Barradas, A., et al. (2023). “Mechanical Performance of 316L Stents Manufactured by LPBF”. *Materials Science & Engineering C*. ISO 25539-2: *Cardiovascular implants — Endovascular devices*.

Lalegani Dezaki, M., et al. (2022). “Design Optimization of Vascular Stents Using Finite Element Analysis”. *Journal of Biomechanics*.

Schlegel, M., et al. (2021). “Surface Finishing of Additively Manufactured 316L Stents”. *Additive Manufacturing*.

Wang, X., Xu, S., & Zhou, S. (2020). *Additive Manufacturing of Medical Stents*. Springer.

Wu, L., et al. (2019). “Fatigue Behavior of LPBF 316L Stainless Steel”. *Acta Materialia*.

Ahmad, Z., AlShammari, A., Hassanin, H., Patel, R., Essa, K. & ElShaer, A., 2024. *Mechanical behavior of additively manufactured 316L stainless steel under different loading conditions*. *Journal of Materials Processing Technology*, **320**, 118857.

ANSYS, Inc., 2023. *ANSYS® Academic Research Mechanical, Release 2023 R1: Structural Analysis Software*. Canonsburg, Pennsylvania, United States.

Arkema. **PEBAX® 7433 SA 01 MED – Technical Data Sheet**. Arkema S.A., Medical Polymers Division; 2024.

Suryawanshi, J., Prashanth, K.G., Ramamurty, U., 2017. *Mechanical behavior of selective laser melted 316L stainless steel*. *Materials Science and Engineering: A* 696, 113–121.

Uhlmann, E., Kersting, R., Klein, T.B., Cruz, M.F., Borille, A.V., 2018. *Additive Manufacturing of Titanium Alloy and 316L Stainless Steel by Selective Laser Melting for Dental Applications*. Procedia CIRP 74, 110-115.

Riemer, A., Leuders, S., Thöne, M., Richard, H.A., Tröster, T., Niendorf, T., 2014. *On the fatigue crack growth behavior in 316L stainless steel manufactured by selective laser melting*. Engineering Fracture Mechanics 120, 15-25.

Uematsu, Y., Kakiuchi, T., Nakajima, M., 2016. *Very high cycle fatigue properties of 316L stainless steel fabricated by selective laser melting*. Procedia Structural Integrity 2, 3099-3106.

<https://www.nhlbi.nih.gov/health/stents>, National Heart, Lung, and Blood Institute (NHLBI)

Bergström, J.S. and Hayman, A.M., 2016. An overview of mechanical properties and material performance of coronary stents

<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7698427/>

<https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8874587/>

<https://www.news-medical.net/health/What-are-Stents.aspx>

<https://www.webmd.com/heart-disease/what-is-stent>

<https://spie.org/news/photonics-focus/julyaugust-2025/manufacturing-cardiac-stents>

<https://cardiovascularbusiness.com/topics/clinical/interventional-cardiology/advances-bioresorbable-stents-show-promise-treating-pad>

<https://www.ansys.com/simulation-topics/what-is-finite-element-analysis>