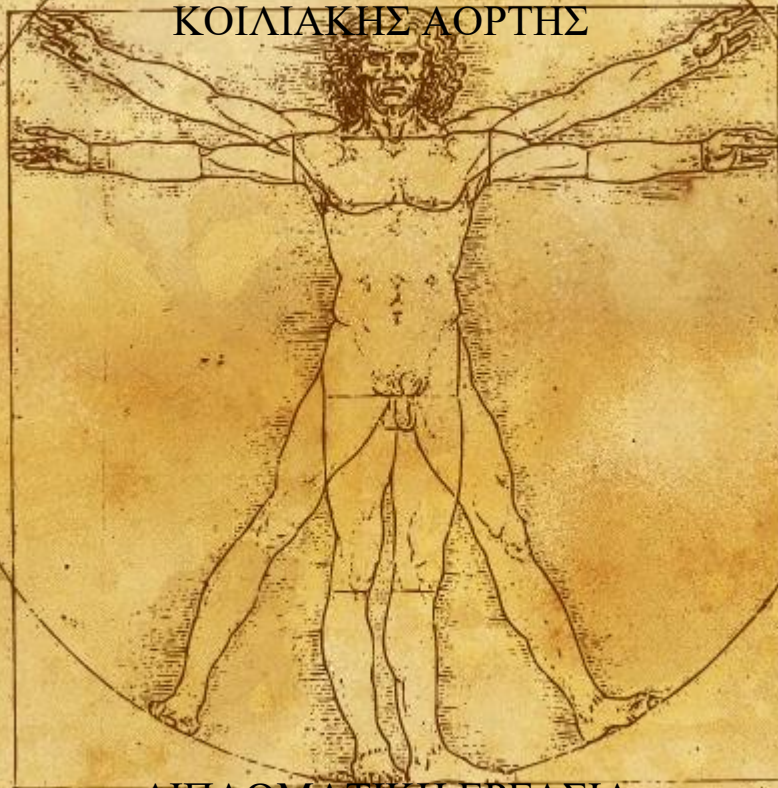




ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ
ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ
ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ
ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ ΤΩΝ
ΒΑΣΙΚΩΝ ΚΛΑΔΩΝ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ
ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ



ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΣΟΦΙΑ Κ. ΠΟΜΑΚΙΔΟΥ

Επιβλέπων: Σταύρος Κ. Κουρκουλής
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, ΜΑΡΤΙΟΣ 2017



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΕΦΑΡΜΟΣΜΕΝΩΝ
ΜΑΘΗΜΑΤΙΚΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΩΝ
ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΤΗΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑΣ
ΤΩΝ ΒΑΣΙΚΩΝ ΚΛΑΔΩΝ ΤΗΣ ΑΝΘΡΩΠΙΝΗΣ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΣΟΦΙΑ Κ. ΠΟΜΑΚΙΔΟΥ

Επιβλέπων: Σταύρος Κ. Κουρκουλής
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Σταύρος Κ.
Κουρκουλής
Καθηγητής ΕΜΠ

.....
Δημήτριος Π.
Σοκόλης
Ερευνητής Δ' ΙΙΒΕΑΑ

.....
Ευστάθιος Ε.
Θεοτόκογλου
Καθηγητής ΕΜΠ

Αθήνα, ΜΑΡΤΙΟΣ 2017

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα εργασία αναφέρεται στις μηχανικές ιδιότητες των περιφερειακών ελαστικών αρτηριών και είναι προϊόν μιάς πειραματικής Εμβιομηχανικής μελέτης που διεξήχθη στα πλαίσια μιάς συνεργασίας της μονάδας Εμβιομηχανικής του τομέα Μηχανικής του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου και του ιδρύματος Ιατροβιολογικών Ερευνών της Ακαδημίας Αθηνών.

Οι περιφερειακές ελαστικές αρτηρίες παρουσιάζουν τόσο ομοιότητες όσο και διαφορές με το κυρίως σώμα της κοιλιακής αορτής. Οι ιδιότητες για κάθε διαφορετικό τύπο αρτηριών διαφοροποιούνται ανάλογα με τη θέση, το σκοπό που εξυπηρετεί ο κάθε επιμέρους τύπος αρτηρίας, τη δομή και τη σύσταση.

Ελάχιστες σχετικές μελέτες έχουν πραγματοποιηθεί παγκοσμίως, ακόμη λιγότερες σε ανθρώπινους ιστούς. Είναι λοιπόν εξαιρετικής σημασίας η διευκρίνηση των μηχανικών ιδιοτήτων δια μέσου του τασικού και του παραμορφωσιακού πεδίου, με μια θεώρηση κυλινδρικών συντεταγμένων για τα εξεταζόμενα δοκίμια, στην περιφερειακή την αξονική και την ακτινική κατεύθυνση.

Σκοπός της παρούσας εργασίας υπήρξε ο καθορισμός τάσεων και παραμορφώσεων, με πειραματικό τρόπο ώστε να διαπιστωθούν κάποιες ιδιότητες των ελαστικών αρτηριών. Επομένως ο καθορισμός της φυσιολογικής κατάστασης βοηθά στην εύρεση αιτίων αστοχίας τους και τρόπων αντιμετώπισης παθολογιών.

Ελήφθησαν δείγματα από 18 πτωματικούς άτομα, όπου αποκόπτονταν από την κοιλιακή αορτή 8 διαφορετικοί τύποι αρτηριών (αριστερή νεφρική, δεξιά νεφρική, αριστερή έξω μηριαία, δεξιά έξω μηριαία αριστερή έσω μηριαία, δεξιά έσω μηριαία, άνω μεσεντέριος και κάτω μεσεντέριος). Κατόπιν τα δείγματα υποβάλλονταν σε πείραμα έκτασης- διόγκωσης και λαμβάνονταν πρωτογενή δεδομένα δύναμης, πίεσης και εξωτερικής διαμέτρου. Τέλος με επεξεργασία εφαρμόζοντας εξισώσεις της μηχανικής του συνεχούς μέσου λαμβάνονταν δεδομένα τάσης και παραμόρφωσης και για τις τρεις κατευθύνσεις.

Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι καθώς ο ιστός γερνά γίνεται πιο άκαμπτος ,πιο παχύς εξωτερικά και απελευθερώνει μεγαλύτερες τάσεις εκτός και αν αυτός εμφανίζει στρώματα αθηρωματικής πλάκας οπότε δεν του επιτρέπεται η απελευθέρωση των παραμενουσών τάσεων. Ακόμη φαίνεται οι ίνες κολλαγόνου, που είναι υπεύθυνες για την ελαστικότητα του ιστού, να είναι

αξονικά προσανατολισμένες κάτι που διευκολύνει τη φυσιολογική λειτουργία των ελαστικών αρτηριών.

Με την επιπλέον πληροφορία για την κατανομή του κολλαγόνου και της ελαστίνης στα δείγματα μέσω ιστολογικής μελέτης καθώς και την εύρεση καταστατικού νόμου που διέπει τους ιστούς θα ήταν δυνατή η κατανόηση των λειτουργιών και η πρόληψη από καταστάσεις παθολογείας.

ABSTRACT

This dissertation refers to the mechanical properties of peripheral elastic arteries and is the product of an experimental biomechanical study that was conducted under a cooperation of Biomechanics Unit of the Engineering sector of the National Technical University of Athens and the Biomedical Research Foundation of the Academy of Athens.

Regional elastic arteries have both similarities and differences with the main body of the abdominal aorta. The properties of each type of artery differ depending on location, the purpose served by each artery type, the structure and the composition.

Few studies have been performed worldwide, even fewer in human tissues. Therefore, it is extremely important to specify the mechanical properties through the stress-strain field, to posit cylindrical coordinates for the tested samples, in the regional, axial and radial direction.

The goal of the current study was to determine experimentally stress and strain states so as to detect certain properties of the elastic arteries. Hence the determination of the physiological state may help to find fault causes and ways of dealing with pathogens.

Samples were taken from 18 human cadavers, and eight different types of artery were cut off from the abdominal aorta (left renal, right renal, left external iliac, right outer external iliac, left internal iliac, right internal iliac, inferior mesenteric artery and superior mesenteric artery). Then the samples were subjected to inflation and extension tests and data for force, pressure and external diameter were taken. Finally, after processing and using equations of mechanics of continuous media, stress and strain data were taken for all three directions.

The results showed that as the tissue ages becomes stiffer, thicker in the outer side and releases greater stresses unless it develops layers of atherosclerotic plaque and so the release of the residual stresses is not allowed. Also the collagen fibers that are responsible for the elasticity of the tissue appeared to be axially oriented which facilitates the normal operation of the elastic arteries.

With the additional information about the distribution of collagen and elastin in the samples through histological study and finding constitutive law determining the tissues, would be possible to understand the functions and to prevent pathogenic situations.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Ερχόμαστε από μια σκοτεινή άβυσσο, καταλήγουμε σε μια σκοτεινή άβυσσο, το μεταξύ φωτεινό διάστημα το λέμε ζωή. Ευτύς ως γεννηθούμε, αρχίζει κι η επιστροφή· ταυτόχρονα το ξεκίνημα κι ο γυρισμός · κάθε στιγμή πεθαίνουμε. Γι' αυτό πολλοί διαλάλησαν : Σκοπός της ζωής είναι ο θάνατος.

Μα κι ευτύς ως γεννηθούμε, αρχίζει κι η προσπάθεια να δημιουργήσουμε, να συνθέσουμε, να κάμουμε την ύλη ζωή· κάθε στιγμή γεννιόμαστε. Γι αυτό και πολλοί διαλάλησαν : Σκοπός της εφήμερης ζωής μας είναι η αθανασία.

Στα πρόσκαιρα ζωντανά σώματα τα δύο τούτα ρέματα παλεύουν: α) ο ανήφορος, προς τη σύνθεση, προς τη ζωή, προς την αθανασία· β) ο κατήφορος, προς την αποσύνθεση, προς την ύλη, προς το θάνατο.

Και τα δύο ρέματα πηγάζουν από τα έγκατα της αρχέγονης ουσίας. Στην αρχή η ζωή ξαφνιάζει· σαν παράνομη φαίνεται, σαν παρά φύση, σαν εφήμερη αντίδραση στις σκοτεινές αιώνιες πηγές· μα βαθύτερα νιώθουμε : η Ζωή είναι κι αυτή άναρχη, ακατάλυτη φόρα του σύμπαντου.

Αλλιώς πούθε η υπεράνθρωπη δύναμη που μας σφεντονίζει από το αγέννητο στο γεννητό και μας γκαρδιώνει - φυτά, ζώα, ανθρώπους - στον αγώνα; Και τα δύο αντίδρομα ρέματα είναι άγια.

Χρέος μας λοιπόν να συλλάβουμε τ' όραμα τούτο να ρυθμίσουμε το στοχασμό μας και την ύπαρξη

N.KAZANTZAKΗΣ - ΑΣΚΗΤΙΚΗ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω από καρδιάς τον καθηγητή μου κο Κουρκουλή Σταύρο που αποτέλεσε για εμένα πηγή έμπνευσης και χωρίς την εμπιστοσύνη που μου έδειξε δεν θα πραγματοποιούσα την εργασία αυτή, η οποία αποτελεί ελπίζω το πρώτο σκαλοπάτι στον δρόμο που ονειρεύομαι. Δάσκαλε ευχαριστώ πολύ!

Έν συνεχεία θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ.Σοκόλη Δημήτριο ερευνητή ΠΒΑΑ που η καθοδήγησή του αλλά και ο χρόνος που επένδυσε στη συνεργασία μας ήταν καταλυτικά στην εκπόνηση της παρούσας εργασίας.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω τη συνάδελφο Πετσεπέ Δέσποινα και τον συνάδελφο Σάββα Γιάννη για τις συμβουλές τους και όσους φίλους και συναδέλφους μου συμπαραστάθηκαν στο διάστημα διεξαγωγής και ολοκλήρωσης της μελέτης μου.

Τέλος ένα τεράστιο ευχαριστώ στον σύζυγο και φίλο μου Μάντζιο Γεώργιο και στα παιδιά μου Νικόλα, Κωνσταντίνα και Αμαλία για την ανοχή, την υπομονή και την αγάπη τους.

Περιεχόμενα

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	- 11 -
1.1 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ	- 11 -
1.2 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ.....	- 11 -
1.3 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ	- 18 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 - ΔΟΜΗ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	- 21 -
2.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	- 21 -
2.2 ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ.....	- 21 -
2.3 ΑΟΡΤΗ.....	- 23 -
2.4 ΙΣΤΟΛΟΓΙΚΗ ΔΟΜΗ ΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ	- 26 -
2.5 ΙΣΤΟΛΟΓΙΚΗ ΔΟΜΗ ΑΙΜΟΦΟΡΩΝ ΑΓΓΙΩΝ	- 27 -
2.5.1 ΕΣΩ ΧΙΤΩΝΑΣ	- 29 -
2.5.2 ΜΕΣΟΣ ΧΙΤΩΝΑΣ.....	- 31 -
2.5.3 ΎΞΩ ΧΙΤΩΝΑΣ.....	- 31 -
2.5.4 ΑΙΜΟΦΟΡΑ ΑΓΓΕΙΑ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ (vasa vasorum)	- 32 -
2.5.5 ΝΕΥΡΩΣΗ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ	- 33 -
2.6 ΔΙΑΧΩΡΙΣΜΟΣ ΑΙΜΟΦΟΡΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ	- 33 -
2.6.1 ΑΡΤΗΡΙΕΣ.....	- 35 -
2.6.2 ΦΛΕΒΕΣ.....	- 40 -
2.6.3 ΤΡΙΧΟΕΙΔΗ ΑΓΓΕΙΑ.....	- 44 -
2.7 ΚΟΛΛΑΓΟΝΟ.....	- 46 -
2.8 ΕΛΑΣΤΙΚΕΣ ΙΝΕΣ.....	- 51 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΘΕΩΡΙΑΣ.....	- 55 -
3.1 ΘΕΩΡΙΑ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ	- 55 -
3.2 ΙΞΩΔΟΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ	- 56 -
3.3 ΠΑΡΑΜΕΝΟΥΣΕΣ ΤΑΣΕΙΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ	- 58 -
3.4 ΜΕΘΟΔΟΣ ΓΩΝΙΑΣ ΑΝΟΙΓΜΑΤΟΣ	- 61 -
3.5 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΜΕΝΟΥΣΩΝ ΤΑΣΕΩΝ	- 65 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 - ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΣΥΝΕΧΟΥΣ ΜΕΣΟΥ	- 67 -
4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	- 67 -
4.1.1 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ.....	- 68 -
4.1.2 ΚΙΝΗΤΙΚΗ : ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΕΛΚΥΣΤΙΚΕΣ ΚΑΙ ΤΑΣΕΙΣ	- 81 -
4.1.3 ΒΑΣΙΚΑ ΑΞΙΩΜΑΤΑ	- 84 -
4.2 ΚΑΤΑΣΤΑΤΙΚΕΣ ΣΧΕΣΕΙΣ	- 90 -
4.2.1 ΓΕΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ.....	- 91 -
4.2.2 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ	- 95 -
4.2.3 ΕΙΔΙΚΕΣ ΜΟΡΦΕΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΩΝ	- 106 -
4.2.4 ΤΙΜΕΣ ΤΩΝ ΥΛΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ	- 106 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 - ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΟ.....	- 109 -
5.1 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ ΕΚΤΑΣΗΣ –ΔΙΟΓΚΩΣΗΣ.....	- 109 -
5.2 Η ΣΥΝΑΡΤΗΣΙΑΚΗ ΜΟΡΦΗ ΤΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗΣ ΤΡΟΠΙΚΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑ	- 125 -
5.3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΥΛΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ.....	- 127 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 - ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ ΚΑΙ ΣΚΟΠΟΣ ΤΟΥ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ	- 131 -
6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	- 131 -
6.1.1 ΥΛΙΚΗ ΣΥΜΜΕΤΡΙΑ	- 131 -
6.1.2 ΕΤΕΡΟΓΕΝΕΙΑ	- 134 -
6.1.3 ΑΣΥΜΠΙΕΣΤΟΤΗΤΑ	- 137 -
6.1.4 ΠΑΡΑΜΕΝΟΥΣΑ ΤΑΣΗ.....	- 139 -
6.1.5 ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΜΗ - ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑ	- 148 -
6.1.6 ΤΥΠΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ	- 154 -
6.2 ΠΡΟΣΦΑΤΑ ΠΕΙΡΑΜΑΤΑ.....	- 156 -
6.2.1 Cristian A.J.Sculze-Bauer,Peter Regtnig,Gerhard A.Holzaphel	- 156 -
6.2.2 Cristian A.J. Sculze,Christian Morth,Gerhard A.Holzaphel	- 177 -

6.2.3 Alexey V. Kamenskiy, Yuris A. Dzenis, Jason N. MacTaggart	- 197 -
6.3 ΣΚΟΠΟΣ ΤΟΥ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ	- 207 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 – ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ	- 209 -
7.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ	- 209 -
7.2 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΔΕΙΓΜΑΤΩΝ	- 210 -
7.3 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ	- 212 -
7.4 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ - ΠΡΩΤΟΓΕΝΗ ΔΕΔΟΜΕΝΑ	- 214 -
7.5 ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΣΤΗΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ	- 218 -
7.6 ΓΕΝΙΚΗ ΔΙΑΤΥΠΩΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ	- 219 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8 – ΠΡΩΤΟΓΕΝΗ ΔΕΔΟΜΕΝΑ	- 223 -
8.1 ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΥ R	- 223 -
8.2 ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΤΙΚΑ ΓΡΑΦΗΜΑΤΑ	- 224 -
8.2.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΤΙΚΩΝ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ	- 234 -
8.3 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΝΕΦΡΙΚΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ (LRA)	- 235 -
8.3.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΡΙΣΤΕΡΩΝ ΝΕΦΡΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	- 245 -
8.4 ΔΕΞΙΕΣ ΝΕΦΡΙΚΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ (RRA)	- 247 -
8.4.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΔΕΞΙΩΝ ΝΕΦΡΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	- 258 -
8.5 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 261 -
8.5.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΡΙΣΤΕΡΩΝ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	- 272 -
8.6 ΔΕΞΙΕΣ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 275 -
8.6.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΔΕΞΙΩΝ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	- 285 -
8.7 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 288 -
8.7.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΡΙΣΤΕΡΩΝ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	- 298 -
8.8 ΔΕΞΙΕΣ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 301 -
8.8.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΔΕΞΙΩΝ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	- 311 -
8.9 ΑΝΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 314 -
8.9.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΝΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	- 324 -
8.10 ΚΑΤΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 326 -
8.10.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΚΑΤΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	- 337 -
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9 –ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ	- 341 -
9.1 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ	- 341 -
9.2 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΝΕΦΡΙΚΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 343 -
9.3 ΔΕΞΙΕΣ ΝΕΦΡΙΚΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 345 -
9.4 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 348 -
9.5 ΔΕΞΙΕΣ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 351 -
9.6 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 353 -
9.7 ΔΕΞΙΕΣ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ	- 356 -
9.8 ΚΑΤΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΟΣ	- 358 -
9.9 ΑΝΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΟΣ	- 361 -
9.10 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΚΑΙ ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ	- 363 -
9.11 ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ	- 366 -
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	- 369 -

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 - ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ

Ως Εμβιομηχανική ορίζεται η επιστήμη μέσω της οποίας δίνεται η δυνατότητα ποιοτικής και ποσοτικής ερμηνείας, της συμπεριφοράς των ζώντων οργανισμών σε μικροσκοπικό και μακροσκοπικό επίπεδο, με απώτερο σκοπό τη βελτίωση της ποιότητας ζωής κατόπιν εφαρμογής αρχών και μεθόδων της μηχανικής στη βιολογία και την ιατρική, σε συνδυασμό με την εξέλιξη της τεχνολογίας.

Το πεδίο της έρευνας στον τομέα της Εμβιομηχανικής είναι ευρύτατο και συμπεριλαμβάνει τη μηχανική των βιολογικών συστημάτων, το σχεδιασμό και την ανάπτυξη οργάνων μετρήσεως, τη βιοϊατρική απεικόνιση ανθρώπινων οργάνων με μοντέλα, το σχεδιασμό τεχνητών αρθρώσεων, τη συμπεριφορά του τεχνητού νεφρού και εκείνη της τεχνητής καρδιάς, τη ανάλυση του βηματισμού, την συμβατότητα των βιοϋλικών, την κατασκευή μικρο-συστημάτων για τον έλεγχο της λειτουργίας των ανθρωπίνων οργάνων καθώς και τον τρόπο κατασκευής και ερμηνείας μοντέλων για το χαρακτηρισμό της συμπεριφοράς των μαλακών ιστών.

1.2 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Η ιστορία των επιστημών ξεκινά, με τους αρχαίους Έλληνες στους οποίους οφείλονται οι πρώτες καταγραφές συστηματικής έρευνας σχετικά με τη φύση και τη λειτουργία του κόσμου. Παρόλο που είναι αδύνατο να προσδιοριστεί η περίοδος γένεσης της Εμβιομηχανικής, μπορεί να θεωρηθεί, κάπως αφελώς, ότι στην πιο στοιχειώδη της μορφή, εμφανίστηκε παράλληλα με τους πρώτους ανθρώπους (Humphrey, 2002). Τα αρχαιότερα γραπτά τεκμήρια που περιέχουν βασικές Εμβιομηχανικές έννοιες αποδίδονται στον Αριστοτέλη (384 - 322 π.Χ.) και στα έργα του "Περί ζώων κινήσεως" και "Περί των τμημάτων των ζώων" και στο κινέζικο ιατρικό εγχειρίδιο "Nei Jing" το οποίο γράφτηκε κατά τα έτη 472-221 π.Χ. Ο Αριστοτέλης παρουσίασε με ακρίβεια και σε μεγάλο εύρος την ανατομία και την λειτουργία εσωτερικών οργάνων ζώντων οργανισμών. Στο "Περί ζώων κινήσεως" περιγράφει την κίνηση των ζώων και αντιμετωπίζει τα σώματα σαν μηχανικά συστήματα. Στο "Περί των τμημάτων των ζώων" περιγράφει με εκπληκτική ακρίβεια την περισταλτική κίνηση του ουρητήρα

κατά την μεταφορά της ουρίας από τους νεφρούς στην ουροδόχο κύστη (Fung, 1993). Τέλος, στον “Nei Jing” γίνεται συζήτηση περί της συνεχούς κινήσεως του αίματος στο σώμα και περί της προελεύσεώς του που δεν είναι άλλη από την καρδιά.

Με την παρακμή του αρχαιοελληνικού πολιτισμού και την άνοδο της ρωμαϊκής αυτοκρατορίας, η τεχνολογία αναπτύχθηκε ενώ η επιστήμη παρήκμασε. Την περίοδο αυτή, σημαντική συμβολή στην επιστήμη της Εμβιομηχανικής έχει ο Γαληνός (129-216 μ.Χ.), ο 2ος σπουδαιότερος ιατρός της αρχαιότητας μετά τον Ιπποκράτη και προσωπικός ιατρός του Ρωμαίου αυτοκράτορα Μάρκου Αυρήλιου. Το έργο του “Περί της λειτουργίας των τμημάτων” (του ανθρωπίνου οργανισμού) αποτέλεσε σημείο αναφορά για την ιατρικής επιστήμη στα επόμενα 1400 χρόνια. Συνέβαλε σημαντικά στην κατανόηση του κυκλοφορικού συστήματος αφού αναγνώρισε τη βασική διαφορά μεταξύ αρτηριακού (φωτεινού) και φλεβικού (σκούρου) αίματος. Στο “Περί μυών κινήσεως” εξήγησε τη διαφορά μεταξύ κινητικών και αισθητήριων νεύρων, συζήτησε την έννοια του μυϊκού τόνου και αναγνώρισε τη διαφορά μεταξύ ανταγωνιστών μυών (“Γαληνός,” 2016).

Από τον Γαληνό μέχρι και την Αναγέννηση η πρόοδος σε κάθε επιστήμη ήταν ανύπαρκτη. Στα χρόνια του Μεσαίωνα παρατηρήθηκε είτε επιστημονική στασιμότητα είτε οπισθοδρόμηση. Χρειάστηκε η παρέλευση εκατοντάδων χρόνων μέχρι την εμφάνιση ενός επιστήμονα με αξιόλογο έργο ώστε να του απονεμηθεί δικαίως ο χαρακτηρισμός “Εμβιομηχανικός Επιστήμων” με την σημερινή σημασία του όρου. Οι πρώτες ανατομικές μελέτες του ανθρωπίνου σώματος στα πλαίσια της μηχανικής έγιναν από τον Leonardo da Vinci (1452-1519). Διενέργησε ανατομές σε ζώα και ανθρώπους και κατέγραψε την παρατηρούμενη ανατομία. Μέσω των ανατομών μελέτησε και ανέλυσε τη μετάδοση της δύναμης των μυών και τη λειτουργία των αρθρώσεων θεωρούμενες ως συστήματα μοχλών. Ο da Vinci είχε την τάση να μιμείται λειτουργίες των ζώων στις μηχανές που σχεδίαζε. Όπως φαίνεται από τα σκίτσα του, έψαχνε μεθόδους με τις οποίες ο άνθρωπος θα μπορούσε να πετάξει στηριζόμενος στον τρόπο που πετούν τα πουλιά. Η προσπάθεια αυτή είναι η πρώτη γνωστή περίπτωση της βιομημητικής, της μεταφοράς προτύπων από το βιολογικό στο μηχανικό ανάλογο ή αλλιώς της επιστήμης που στοχεύει στη μίμηση της φύσης ως προς τη βελτιστοποίηση του σχεδιασμού διαφόρων μηχανικών κατασκευών. Τα άλογα ήταν το κύριο μέσο παροχής δύναμης την τότε περίοδο, γι’ αυτό και το μυϊκό τους σύστημα έτυχε εις βάθος μελέτης από

τον da Vinci ώστε να επωφεληθεί τα μέγιστα από τις δυνατότητές τους. Το έργο του παρέμεινε αδημοσίευτο όσο ο ίδιος βρισκόταν εν ζωή. Για τον λόγο αυτό δεν είχε σημαντική επίδραση στη διαμόρφωση της Εμβιομηχανικής και έγινε γνωστός περισσότερο για το καλλιτεχνικό του έργο παρά για το επιστημονικό (Martin, 1999).

Την απόλυτη κυριαρχία του Γαληνού αμφισβήτησε ο Φλαμανδός ανατόμος και ιατρός Andreas Vesalius (1514-1564). Το 1543, σε ηλικία 29 ετών, δημοσιεύει το επτάτομο έργο του "De humani corporis fabrica" (περί της κατασκευής του ανθρωπίνου σώματος) όπου περιγράφει και εικονογραφεί σχετικά με την ανατομία και τη λειτουργία του ανθρωπίνου σώματος ενώ παράλληλα διορθώνει τα λάθη του Γαληνού. Χρειάστηκαν παρόλα αυτά αιώνες μέχρι οι -σωστές- απόψεις του Vesalius να γίνουν αποδεκτές.



Εικόνα 1.1 : (αριστερά) εξώφυλλο του "De humani corporis fabrica" και (δεξιά) ο Andreas Vesalius (Vesalius, 1543).

Επόμενη μορφή με σημαντική συνεισφορά στην Εμβιομηχανική ήταν ο Galileo Galilei (1564-1642), ο οποίος ενδιαφερόταν περισσότερο για την αντοχή των υλικών. Παρατήρησε ότι η μάζα των ζώων μεγαλώνει δυσανάλογα με το μέγεθός τους και επομένως παρόμοια συμπεριφορά πρέπει να εκδηλώνεται και όσον αφορά στα οστά στα οποία προσαρμόζονται τα φορτία που καλούνται να φέρουν και όχι στο μέγεθος του σώματος. Πρότεινε ότι τα οστά είναι κοίλα ώστε να επιτυγχάνεται μεγιστοποίηση της αντοχής τους με το ελάχιστο δυνατό

βάρος, διαπίστωση σύμφωνη με την αρχή της “βιολογικής βελτιστοποίησης”. Επιπλέον, σημείωσε ότι η καμπτική αντοχή σωληνοειδών κατασκευών, όπως τα οστά, αυξάνεται ανάλογα με το βάρος τους αρκεί να είναι κοίλες και να αυξάνεται η διάμετρος τους. Ερμήνευσε, επίσης, το γεγονός ότι τα θαλάσσια ζώα είναι πολύ μεγαλύτερα σε μέγεθος από τα ζώα της ξηράς διότι η άνωση του νερού ανακουφίζει τους ιστούς από ένα μέρος του ιδίου βάρους τους.

Όσον αφορά στο καρδιαγγειακό σύστημα, ο Γαλιλαίος χρησιμοποίησε ένα εκκρεμές για να ποσοτικοποιήσει τον καρδιακό παλμό σε 72 χτύπους το λεπτό και έδειξε πρώτος ότι το αίμα φεύγει από την κοιλία της καρδιάς προς μια μόνο κατεύθυνση. Μέτρησε τη χωρητικότητα της καρδιάς σε περίπου 2 ουγγιές (56.8 ml) και εξήγαγε το συμπέρασμα ότι η κυκλική κυκλοφορία του αίματος είναι απαραίτητη προϋπόθεση για την λειτουργία της καρδιάς (Fung, 1993). Ο Γαλιλαίος είχε μεγαλειώδη συνεισφορά όχι μόνο στον τομέας της μηχανικής και της Εμβιομηχανική αλλά και σε όλες τις επιστήμες. Έθεσε τα θεμέλια της επιστημονικής μεθόδου (αναπαραγωγή φαινομένων μέσω διεξαγωγής πειραμάτων, προσδιορισμός αιτίου και αποτελέσματος, εξαγωγή συμπεράσματος με βάση τις παρατηρήσεις) και προσπάθησε να διατυπώσει φυσικούς νόμους υπό μαθηματικό φορμαλισμό.

Ο William Harvey (1578-1657), το 1615, ανακάλυψε θεωρητικά την κυκλοφορία του αίματος. Κτίζοντας στην ανακάλυψη των καρδιακών βαλβίδων από τον καθηγητή του Hieronymus Fabricius (1537-1619) και σε ένα επιχείρημα περί διατήρησης της μάζας, υπέθεσε ότι το αίμα επιστρέφει από τις αρτηρίες στις φλέβες και επομένως κυκλοφορεί σε όλο το σώμα. Απέδειξε, έτσι, την ύπαρξη των τριχοειδών αιμοφόρων αγγείων ενώ η πραγματική τους ανακάλυψη έγινε το 1661 από τον Marcello Malpighi (1628-1694), Ιταλό βιολόγο και ιατρό.

Επόμενο σημαντικό βήμα προόδου σημειώθηκε με τον Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), διαπρεπή Ιταλό μαθηματικό και αστρονόμο. Μαζί με τους Palpighi και Rene Descartes (1596-1650) έθεσαν τις βάσεις για την ιατροφυσική προσέγγιση της ιατρικής σύμφωνα με την οποία το κλειδί προς την κατανόηση των λειτουργιών του ανθρώπινου σώματος είναι η Μηχανική και όχι η Χημεία. Επηρεασμένος από τη φιλοσοφία του Descartes ότι όλα τα υλικά συστήματα, συμπεριλαμβανομένου και του ανθρώπινου σώματος, είναι απλές μηχανές που κυβερνώνται από τους ίδιους μηχανικούς νόμους, ο Borelli μελέτησε δραστηριότητες όπως τη βάδιση, το τρέξιμο, τα άλματα, την άρση βαρών καθώς επίσης το πέταγμα των πουλιών, τον τρόπο που κολυμπούν τα ψάρια ακόμα και

την πιστονοειδή λειτουργία την καρδιάς και τις κινήσεις των εντέρων υπό ένα μηχανικό πλαίσιο εργασίας.

Το σημαντικότερο έργο του Borelli , “De Motu Animalium” (περί κινήσεως των ζώων, ομότιτλο με το αντίστοιχο έργο του Αριστοτέλη) εκδόθηκε μετά τον θάνατό του το 1680. Ήταν ο πρώτος που κατανόησε ότι τα συστήματα μοχλών που απαντώνται στο ανθρώπινο μύοσκελετικό σύστημα σκοπό έχουν να μεγεθύνουν την κίνηση παρά τη δύναμη και έτσι οι αντίστοιχοι μύες πρέπει να παράγουν μεγαλύτερη δύναμη από τους μύες που αντιτίθενται της κίνησης.



Εικόνα 1.2 : Εξώφυλλο του "De motu animalium" και σχεδιαγράμματα του βιβλίου (Borelli, 1685).

Βασιζόμενος στο έργο του Γαλιλαίου και στην διαισθητική κατανόηση των αρχών της στατικής ισορροπίας κατάφερε να υπολογίσει τις δυνάμεις που απαιτούνται για την ισορροπία των διαφόρων συνδέσμων του ανθρώπινου σώματος και αυτό πολύ πριν ο Isaac Newton (1642-1726) δημοσιεύσει τους νόμους της κίνησης. Προσδιόρισε το κέντρο βάρους του ανθρώπινου σώματος, μέτρησε τους όγκους του εισπνεόμενου και του εκπνεόμενου αέρα και έδειξε ότι η εισπνοή καθοδηγείται από τους μύες και η εκπνοή από την ελαστικότητα των ιστών. Για τα παραπάνω επιτεύγματά του, ο Borelli θεωρείται ο πατέρας και θεμελιωτής της σύγχρονης Εμβιομηχανικής επιστήμης ενώ προς τιμήν του, η Αμερικανική Εταιρεία Εμβιομηχανικής έχει θεσμοθετήσει ομόνυμο βραβείο

ως την ύψιστη διάκριση που δύναται να απονείμει (Fung, 1993; “Giovanni Alfonso Borelli,” 2016; Humphrey, 2002).

Από τον Borelli και έπειτα, μέχρι τα μέσα του 19ου αιώνα, η πρόοδος στην επιστήμη της Εμβιομηχανικής ήταν πολύ μικρή και έγινε εμμέσως επωφελούμενη την ανάπτυξη των μαθηματικών και της φυσικής. Ο Robert Boyle (1627-1691), Ιρλανδός φυσικός και χημικός, μελέτησε τους πνεύμονες ενώ ο Robert Hooke (1635-1703), Άγγλος φυσικός φιλόσοφος, ανέπτυξε τον ομώνυμο νόμο και τον εφάρμοσε σε πληθώρα υλικών όπως σύρματα, τρίχες, κέρατα, μετάξι, οστά (Humphrey, 2003). Ο Newton δεν αναφέρθηκε ποτέ ρητά στον τομέας της Εμβιομηχανικής. Τα επιτεύγματά του, όπως ο διαφορικός λογισμός, οι εξισώσεις κίνησης και οι καταστατικές εξισώσεις ιξώδους ρευστού χρησιμοποιούνται κατά κόρον. Ο Leonhard Euler (1707-1783) ασχολήθηκε με τη διάδοση των ηχητικών κυμάτων στο αυτί και το 1775 έγραψε το πρώτο άρθρο σχετικά με τη διάδοση παλμικών κυμάτων πίεσης στις αρτηρίες. Οι εξισώσεις που διατύπωσε παρέμειναν άλυτες μέχρι την έλευση του George Friedrich Bernhard Riemann (1826-1866).

Ο Claude Louis Marie Henri Navier (1785-1836) μαζί με τον George Gabriel Stokes (1819-1903) διατύπωσαν τις εξισώσεις Navier-Stokes που περιγράφουν την κίνηση ιξώδους ρευστών. Οι συγκεκριμένες εξισώσεις χρησιμοποιούνται για την μελέτη της κίνησης του αίματος σε φλέβες και αρτηρίες. Ο Jean Léonard Marie Poiseuille (1797-1869) διατύπωσε τον ομώνυμο νόμο που περιγράφει την πτώση πίεσης ενός ιξώδους, ασυμπίεστου και νευτωνικού ρευστού κατά μήκος ενός αγωγού. Ο νόμος αυτός χρησιμοποιείται εκτενώς στην καρδιολογία και κατά τις μεταγγίσεις αίματος. Ο Thomas Young (1773-1829), Άγγλος φυσικός, γνωστός για το μέτρο ελαστικότητας (Young's modulus) στην επιστήμη της μηχανικής, παρουσίασε μελέτες σχετικά με τη λειτουργία της καρδιάς και των αρτηριών, υπολόγισε τη μέση ταχύτητα του αίματος στην αορτή, εκτίμησε την συνολική αγγειακή αντίσταση, αναγνώρισε τη σημαντικότητα του ιξώδους του αίματος και διεξήγαγε πειράματα για να υποστηρίξει τους υπολογισμούς του. Αναρωτήθηκε αν οι αρτηρίες υπακούουν “τον γενικό νόμο των τέλειων ελαστικών σωμάτων” και εισηγήθηκε την ύπαρξη μιας μυογενούς απόκρισης από πλευράς των αρτηριών καθώς και την δυνατότητα προσαρμογής τους σε μεταβαλλόμενες αιμοδυναμικές συνθήκες.

Το 1847, ο M.G. Wertheim παρουσιάζει δεδομένα δύναμης – επιμήκυνσης για διάφορους ιστούς όπως μηριαίες αρτηρίες και φλέβες των κάτω άκρων. Τα

αποτελέσματα έδειξαν ότι οι μαλακοί ιστοί δεν υπακούουν τον νόμο του Hooke, ενώ πρότεινε μια μη γραμμική σχέση τάσεων – παραμορφώσεων.

Ένα σημαντικό έργο για την μηχανική του καρδιαγγειακού συστήματος είναι το άρθρο “The elastic properties of the arterial wall” του Charles S. Roy (1880). Ο Roy έκανε πολλές παρατηρήσεις σχετικά με την μηχανική συμπεριφορά του αρτηριακού τοιχώματος και αναγνώρισε ότι οι ιδιότητές του αλλάζουν μετά τον θάνατο του ανθρώπου οπότε τα δείγματα προς μελέτη πρέπει να είναι όσο το δυνατό πιο πρόσφατα.

Το 1892 ο Robert H. Woods παρέχει ένα απλό μαθηματικό μοντέλο για την καρδιά θεωρώντας την ως ένα σφαιρικό λεπτότοιχο αγγείο κάνοντας, παράλληλα, χρήση της σχέσης Laplace ενώ ο W. A. Osborne το 1909 μελέτησε την ελαστικότητα κοίλων σπλάχνων πειραματιζόμενος πρώτα με λαστιχένια μπαλόνια και διαπίστωσε την ιζωδοελαστική τους συμπεριφορά.

Στα μέσα του 19ου αιώνα αναπτύσσεται η κινησιολογία. Ο Étienne-Jules Marey χρησιμοποιεί την κινηματογραφία για επιστημονική μελέτη της κίνησης, συσχετίζει την αντίδραση του εδάφους με την κίνηση και θέτει τις βάσεις στον τομέα της “Ανάλυσης Βάδισης”. Οι Christian Wilhelm Braune (1831-1892) και Otto Fischer (1861-1917) μελετούν επίσης την ανθρώπινη βάδιση. Την ίδια περίοδο και λόγω της βιομηχανικής επανάστασης ανθεί η Μηχανική των Υλικών. Αναγεννάται η Εμβιομηχανική των οστών χάρη στην παρατήρηση, των Karl Culmann (1821–1881) μηχανικού σιδηροδρόμων (!) και Hermann von Meyer (1801-1869) ανατόμου, ότι οι τάσεις σε μηριαία οστά και σε ομοιόσημα μεταλλικά τμήματα παρουσιάζουν ομοιότητες. Εφορμούμενος των ευρημάτων των Culmann και Meyer, ο Julius Wolff (1836–1902) διατυπώνει το 1892 τον ομώνυμο νόμο περί αναπροσαρμογής της δομής και αρχιτεκτονικής των οστών σύμφωνα με τα φορτία που αυτά καλούνται να φέρουν (Martin, 1999).

Από τον 19ο αιώνα και έπειτα η πρόοδος στην Εμβιομηχανική είναι ραγδαία και δεν μπορεί να αποδοθεί σε μεμονωμένα πρόσωπα καθώς ο αριθμός των επιστημόνων που ασχολούνται με θέματα που άπτονται του τομέα της Εμβιομηχανικής αυξάνεται. Παρ’ όλη την πρόοδο που παρατηρήθηκε, η Εμβιομηχανική δεν εμφανίστηκε ως ξεχωριστός τομέας παρά μόνο στα τέλη του 1960. Πιθανοί λόγοι που οδήγησαν στο γεγονός αυτό είναι η εγγενής μη γραμμικότητα των μαλακών ιστών και η ανάγκη ανάπτυξης του απαραίτητου θεωρητικού και μαθηματικού υποβάθρου το οποίο συνέβη μετά τον 2ο Παγκόσμιο Πόλεμο. Η τεχνολογική ανάπτυξη και πιο συγκεκριμένα η εμφάνιση

των πρώτων υπολογιστικών μηχανών στα μέσα του 1960 κατέστησε δυνατή την επίλυση των πολύπλοκων προβλημάτων της Εμβιομηχανικής. Η ανάπτυξη αριθμητικών τεχνικών και ειδικότερα της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων διευκόλυνε ακόμα περισσότερο την επίλυση προβλημάτων.

Σήμερα, η επιστήμη της Εμβιομηχανικής ανθεί καθώς οι προκλήσεις είναι πολλές και άμεσα συνδεδεμένες με τον τομέα της υγείας και η έρευνα είναι εντατική όπως είναι φανερό από τα επιστημονικά περιοδικά που είναι αφιερωμένα αποκλειστικά και μόνο σε θέματα Εμβιομηχανικής.

1.3 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΗΣ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

Η φυσιολογία του αγγειακού συστήματος διερευνάται μέσω της Εμβιομηχανικής με απώτερο σκοπό την κατανόηση της παθολογίας των αγγείων και την εύρεση και καθιέρωση νέων βελτιωμένων διαγνωστικών και θεραπευτικών τεχνικών. Δεδομένου του γεγονότος ότι τα καρδιαγγειακά νοσήματα είναι μία από τις κυριότερες αιτίες θανάτου στο δυτικό κόσμο, παράλληλα με τη χαμηλή ποιότητα ζωής των ασθενών και το υψηλό κόστος υγειονομικής περίθαλψης, η αναγκαιότητα της διερεύνησης του καρδιαγγειακού συστήματος και των βλαβών αυτού θεωρείται επιτακτική. Η αλλαγή του τρόπου ζωής, η φαρμακευτική αγωγή καθώς και οι χειρουργικές επεμβάσεις στοχεύουν στην αποκατάσταση και επαναφορά του κυκλοφορικού συστήματος του ασθενούς στην φυσιολογική του λειτουργία.

Εστιάζοντας στην καρδιαγγειακή φυσιολογία, η συσχέτιση της μηχανικής με τις δραστηριότητες της καρδιάς είναι άμεση. Πιο συγκεκριμένα, για την περιγραφή του κυκλοφορικού συστήματος επιστρατεύεται η πίεση του αίματος που αποτελεί μηχανική παράμετρο. Η πρόβλεψη της θνησιμότητας λόγω καρδιαγγειακών νοσημάτων γίνεται με γνώμονα το εύρος του πλάτους του παλμού της αρτηριακής πίεσης και η αύξηση της συστολικής πίεσης του αίματος έχει συσχετισθεί άμεσα με την αύξηση της δυσκαμψίας των μεγάλων αρτηριών. Ακόμη, το αγγειακό σύστημα είναι συνεχώς εκτεθειμένο σε ορθές και διατμητικές τάσεις, λόγω της ροής του αίματος. Η καρδιά και τα αιμοφόρα αγγεία έχουν ελαστική απόκριση στις δυνάμεις που ενεργούν σε αυτά, έχοντας επιπλέον την ικανότητα να μεταβάλλουν τις ελαστικές τους ιδιότητες και τη γεωμετρία τους. Η μηχανική του συνεχούς μέσου και των μεγάλων παραμορφώσεων παρέχει τα εργαλεία για τη διερεύνηση των μηχανικών

ιδιοτήτων των αιμοφόρων αγγείων και την κατανόηση τόσο της υγιούς όσο και της παθολογικής καρδιαγγειακής φυσιολογίας.

Στην περίπτωση των καρδιαγγειακών χειρουργικών επεμβάσεων, η γνώση που παρέχεται από την Εμβιομηχανική σχετικά με τη συμπεριφορά των τοιχωμάτων των αγγείων είναι καθοριστικής σημασίας, τόσο για το σχεδιασμό και τη βελτίωση των χειρουργικών πράξεων και εργαλείων, όσο και για τη ελαχιστοποίηση των βλαβών σε επίπεδο αγγείου και πέριξ ιστών, με απώτερο σκοπό την εξασφάλιση μεγαλύτερων ποσοστών επιτυχίας στις επεμβάσεις. Ο καθορισμός των τάσεων και των παραμορφώσεων που ασκούνται στου ιστούς σε περιπτώσεις όπως η φυσιολογική λειτουργία, η φάση σχεδιασμού νέων χειρουργικών οργάνων, εμφύτευση τεχνητών ιστών ή συσκευών που ενδέχεται να προκαλέσουν σημαντικές μεταβολές στις μηχανικές ιδιότητες και διατάραξη της ροής του αίματος μέσα στα αγγεία, οδηγώντας ακόμη και στο θάνατο είναι απαραίτητος για την πλήρη αντιμετώπιση των καρδιαγγειακών νοσημάτων και τη διευκόλυνση της καθημερινότητας των ασθενών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 - ΔΟΜΗ ΤΟΥ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

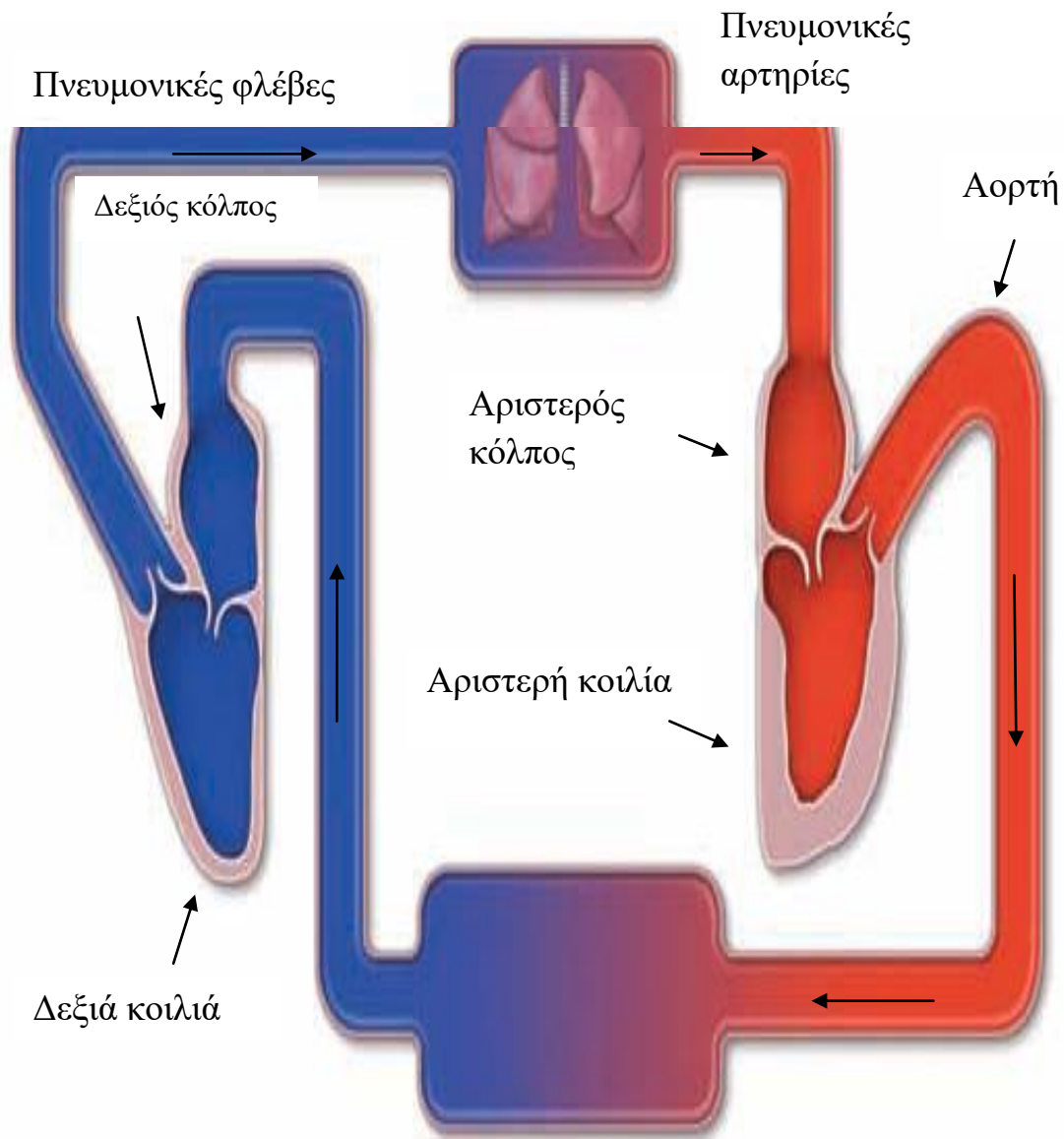
2.1 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Το κυκλοφορικό σύστημα αποτελείται από δύο διαφορετικά αλλά συνδεδεμένα συστήματα: το αιμοφόρο αγγειακό σύστημα (καρδιαγγειακό) και το λεμφικό αγγειακό σύστημα. Η λειτουργία του πρώτου είναι η μεταφορά - και επιστροφή - του αίματος από την καρδιά προς τους ιστούς του σώματος ενώ το δεύτερο σύστημα είναι υπεύθυνο για τη συλλογή της λέμφου, της περίσσειας του εξωκυττάριου υγρού των ιστών, και την επαναφορά της στο αιμοφόρο αγγειακό σύστημα. Σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο συστημάτων είναι το γεγονός ότι το πρώτο επιτελεί αμφίδρομη λειτουργία ενώ το δεύτερο μονόδρομη.

2.2 ΚΑΡΔΙΑΓΓΕΙΑΚΟ ΣΥΣΤΗΜΑ

Το καρδιαγγειακό (αιμοφόρο αγγειακό) σύστημα περιλαμβάνει την καρδιά και τα αιμοφόρα αγγεία. Η καρδιά αποτελεί την αντλία του σώματος και διοχετεύει το αίμα στο αρτηριακό σύστημα υπό υψηλή πίεση. Στα αιμοφόρα αγγεία συμπεριλαμβάνονται οι αρτηρίες, οι φλέβες και τα τριχοειδή αγγεία. Οι αρτηρίες ως συνεχώς διακλαδιζόμενες σε αγγεία μικρότερης διαμέτρου αποσκοπούν στην απαγωγή του αίματος από την καρδιά και την μεταφορά του σε όλο το σώμα. Οι φλέβες επιστρέφουν το αίμα από τους ιστούς στην καρδιά και αποτρέπουν την παλινδρόμησή του μέσω βαλβίδων. Τέλος, τα τριχοειδή αιμοφόρα αγγεία, εξαιρετικά λεπτότοιχα αγγεία, σχηματίζουν δίκτυα στα οποία γίνεται η ανταλλαγή οξυγόνου και διοξειδίου του άνθρακα και θρεπτικών ουσιών με τους ιστούς.

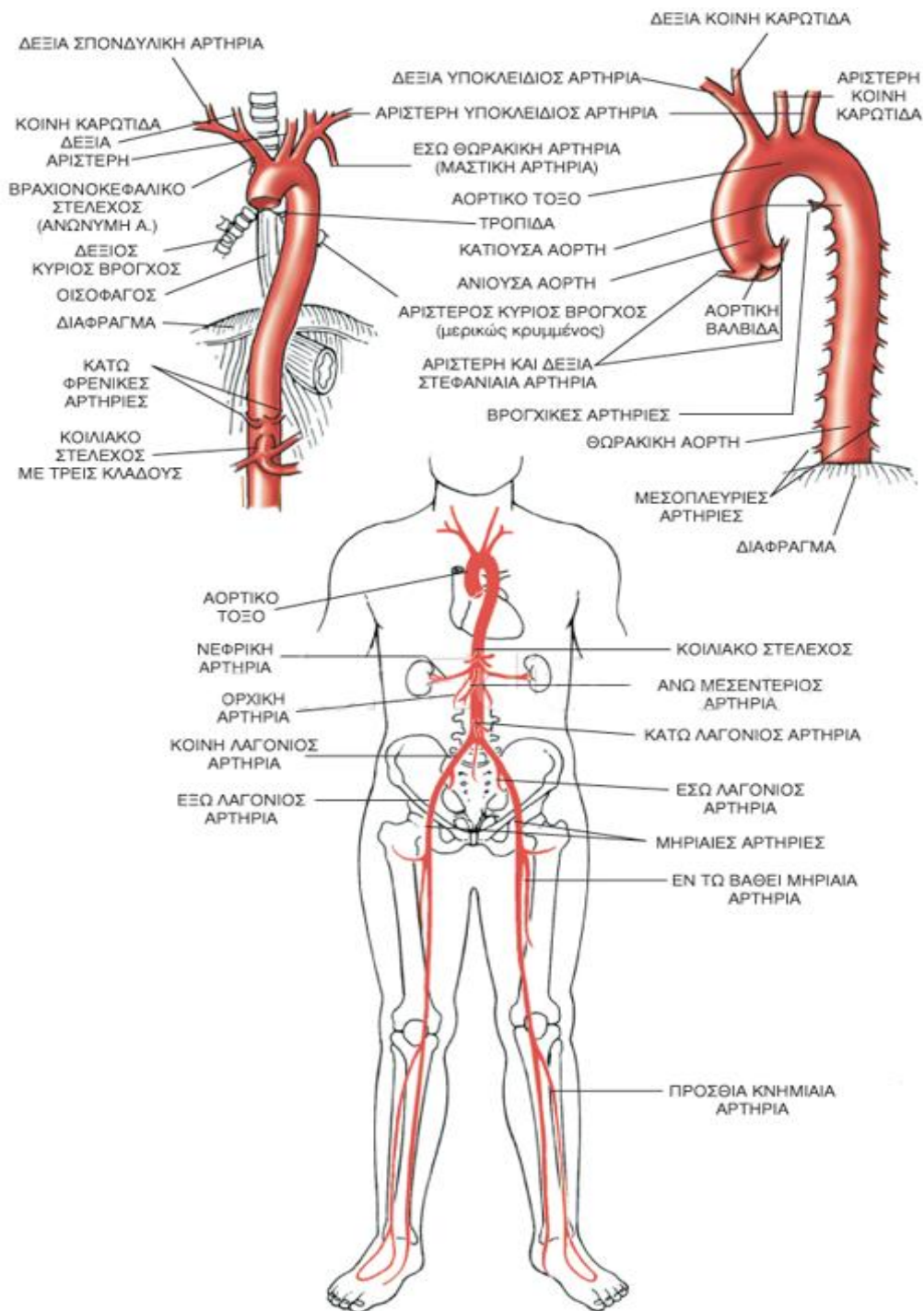
Το καρδιαγγειακό σύστημα συνίσταται από 2 επιμέρους κυκλοφορικά “κυκλώματα”: την πνευμονική ή μικρή και τη συστηματική ή μεγάλη κυκλοφορία. Η πνευμονική κυκλοφορία μεταφέρει το αίμα στους πνεύμονες με σκοπό την οξυγόνωση του και την αποβολή του διοξειδίου του άνθρακα ενώ η συστηματική κυκλοφορία διανέμει το οξυγονωμένο αίμα και τα ευρισκόμενα σε αυτό θρεπτικά συστατικά σε όλους τους σωματικούς ιστούς.



Συστηματική κυκλοφορία

Εικόνα 2.1 : Διαγραμματική απεικόνιση πνευμονικής και συστηματικής κυκλοφορίας (Ross and Pawlina, 2015, Κεφ. 13)

Ακολούθως γίνεται μια περιγραφή της μορφολογίας της αορτής και των διακλαδώσεών της, καθώς και περιγραφή σχετικά με την ιστολογική δομή και τον μορφολογικό και λειτουργικό διαχωρισμό των αιμοφόρων αγγείων.



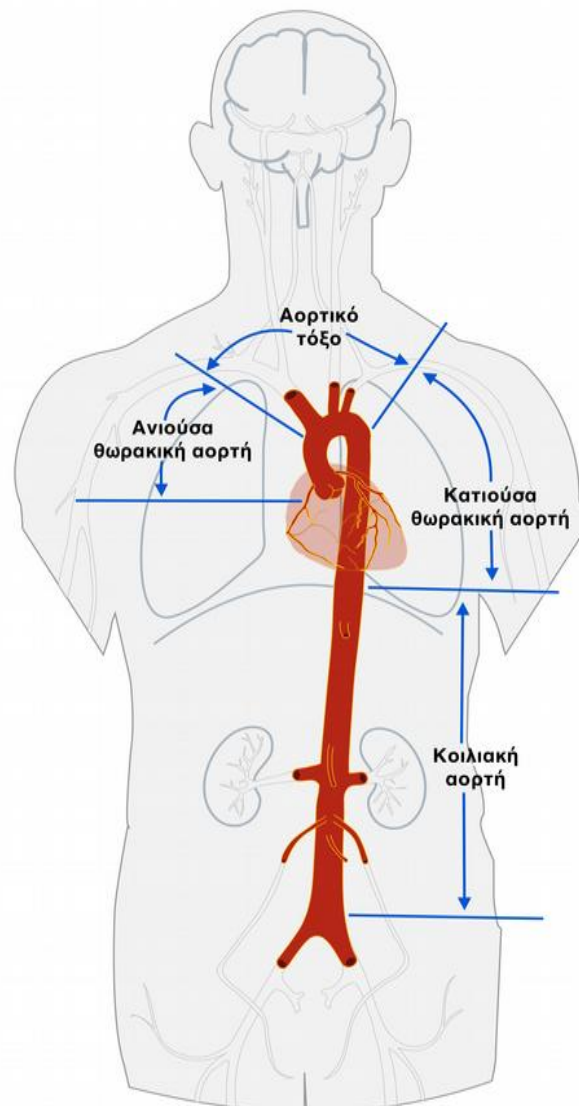
Εικόνα 2.2 : Διακλαδώσεις της αορτής

2.3 ΑΟΡΤΗ

Σημαντικό ρόλο στη συστηματική κυκλοφορία κατέχει η αορτή, η πρώτη και κυριότερη αρτηρία του ανθρώπινου σώματος. Αποτελεί το βασικό αιμοφόρο

αγγείο της μεγάλης κυκλοφορίας και εκφύεται από το αρτηριακό στόμιο της αριστερής κοιλίας της καρδιάς από την οποία διαχωρίζεται με την αορτική βαλβίδα. Στη συνέχεια, η αορτή, διακλαδιζόμενη, τροφοδοτεί όλους τους ιστούς με αίμα.

Η αορτή αποτελείται από ένα ανιόν τμήμα, το αποκαλούμενο αορτικό τόξο, και ένα καθοδικό τμήμα που διακρίνεται σε θωρακικό και κοιλιακό. Η αορτή μετά την έκφυσή της από την καρδιά στρέφεται προς τα άνω με το τμήμα αυτό να ονομάζεται ανιούσα αορτή, ενίοτε όμως ονομάζεται και ανιούσα θωρακική αορτή. Έπειτα, στρέφεται προς τα πίσω, αριστερά και πάνω από την καρδιά στο επίπεδο του 4ου θωρακικού σπονδύλου και πίσω από τον 2ο δεξιό πλευρικό χόνδρο και κάμπτεται σε σχήμα τόξου.



Εικόνα 2.3 : Διάκριση της αορτής στα διαφορετικά τμήματα

Το αορτικό τόξο διαδέχεται το θωρακικό τμήμα της αορτής μέχρι το διάφραγμα. Το τμήμα αυτό ονομάζεται και κατιούσα θωρακική αορτή. Από το διάφραγμα και έπειτα η αορτή συνεχίζει ως κοιλιακή αορτή μέχρι και την λαγόνια διακλάδωση όπου και δίνει τη θέση της σε άλλες διακλαδώσεις και παύει να αναγνωρίζεται ως αορτή. Από την αορτή εκφύονται άλλες μεγάλες αρτηρίες της συστηματικής κυκλοφορίας όπως το βραχιονοκεφαλικό στέλεχος, η αριστερή υποκλείδιος αρτηρία, η αριστερή κοινή καρωτίδα, το κοιλιακό στέλεχος, οι δύο λαγόνιες αρτηρίες και άλλες μικρότερες αρτηρίες όπως οι νεφρικές, οι γοναδικές, οι μεσεντέριες και οι μεσοπλεύριες αρτηρίες. Οι στεφανιαίες αρτηρίες που είναι υπεύθυνες για την αιμάτωση του μυοκαρδίου εκφύονται από την αορτική ρίζα, αμέσως μετά την αορτική βαλβίδα.

Από το βραχιονοκεφαλικό στέλεχος εκφύονται η δεξιά υποκλείδιος αρτηρία, υπεύθυνη για τροφοδοσία των χεριών και η δεξιά κοινή καρωτίδα για τροφοδοσία του λαιμού και του κεφαλιού. Το κοιλιακό στέλεχος διαχωρίζεται σε 3 κλάδους και τροφοδοτεί τα όργανα της κοιλιάς. Οι λαγόνιες αρτηρίες είναι οι τελευταίες και πιο απομακρυσμένες διακλαδώσεις της αορτής από το σημείο της καρδιάς και καταλήγουν στις μηριαίες και κνημιαίες αρτηρίες που τροφοδοτούν τα πόδια. Οι παραπάνω αρτηρίες δεν είναι παρά λίγες σε σχέση με τον συνολικό αριθμό των εξειδικευμένων αρτηριών σε όλο το σώμα. Μια σχηματική αναπαράσταση της αορτής και των κλάδων της παρατίθεται στην Εικόνα 2.2.

Η αορτή έχει διάμετρο 3,0 - 3,5 cm στην περιοχή της αορτικής ρίζας και μειώνεται σταδιακά μέχρι την λαγόνια διακλάδωση. Η αλλαγή στο εμβαδόν διατομής της μπορεί να περιγραφεί από τη σχέση:

$$a = a_0 \cdot e^{-\frac{k \cdot x}{r_0}}$$

όπου :

a_0 και r_0 είναι το εμβαδόν και η ακτίνα της αορτής αντίστοιχα στο σημείο της αορτικής βαλβίδας,

x είναι η απόσταση του σημείου από την αορτική βαλβίδα και

k ένας σχετικός παράγοντας μείωσης με τιμές από 0,01 έως 0,05.

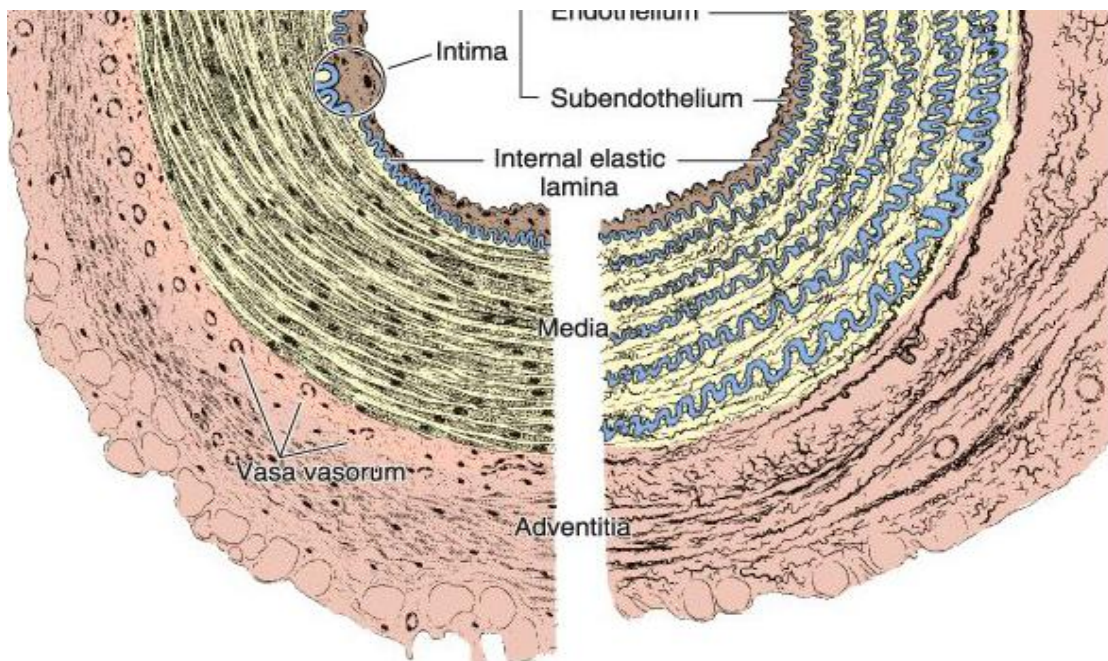
Στους ανθρώπους, η μέση εσωτερική διάμετρος της αορτής είναι περίπου 2.5 cm και έχει την τάση να αυξάνεται σε σχέση με την ηλικία καθώς και το αυξανόμενο μέγεθος του σώματος.

Παρά το γεγονός ότι οι διακλαδώσεις που ξεκινούν από την αορτή έχουν όλο και μειούμενη εσωτερική διάμετρο αυλού σε σχέση με το μητρικό αγγείο, η συνολική επιφάνεια κυκλοφορίας του αίματος αυξάνεται. Η αύξηση της ολικής επιφάνειας κυκλοφορίας είναι περίπου 10 με 15 φορές στις μικρές αρτηρίες, περίπου 25 φορές μεγαλύτερη στα αρτηρίδια και πάνω από 500 φορές στα τριχοειδή αγγεία. Επιπλέον, παρατηρείται μείωση της ταχύτητας ροής του αίματος από την αορτική ρίζα προς τα τριχοειδή αγγεία. Τα δύο παραπάνω γεγονότα υποβοηθούν την μεταφορά και ανταλλαγή ουσιών από το αίμα στους ιστούς μέσω των τριχοειδών αγγείων (Humphrey, 2002, Κεφ. 7).

2.4 ΙΣΤΟΛΟΓΙΚΗ ΔΟΜΗ ΑΓΓΕΙΑΚΟΥ ΤΟΙΧΩΜΑΤΟΣ

Τα αγγεία στην πλειοψηφία τους παρουσιάζουν κοινά δομικά χαρακτηριστικά. Ωστόσο παρατηρούνται ορισμένες διαφορές, οι οποίες αποτελούν και τη βάση για την κατάταξη των αγγείων σε συγκεκριμένες κατηγορίες. Για παράδειγμα, τα τοιχώματα των αγγείων που δέχονται υψηλές πιέσεις (εν γένει αρτηρίες) είναι παχύτερα από τα τοιχώματα των αγγείων που μεταφέρουν αίμα με χαμηλή πίεση (εν γένει φλέβες). Επιπλέον, η διάμετρος των αρτηριών ελαττώνεται σε κάθε διακλάδωση, ενώ η διάμετρος των φλεβών αυξάνει μετά από κάθε σύγκλιση, μεταβάλλοντας έτσι και τα πάχη των αντίστοιχων χιτώνων των αγγείων. Συνεπώς, το πάχος δεν μπορεί να αποτελεί το μόνο κριτήριο για τη διάκριση συγκεκριμένων αρτηριών από φλέβες, καθώς η σύγκριση δεν είναι απόλυτη. Αντίθετα, τα τοιχώματα των τριχοειδών και των φλεβιδίων παρουσιάζουν ιδιαιτερότητες και είναι λιγότερο πολύπλοκα από αυτά μεγαλύτερων αγγείων, γεγονός που τα καθιστά εύκολα διακριτά. Σε γενικές γραμμές, πάντως, οι αρτηρίες διαθέτουν παχύτερο τοίχωμα και μικρότερη διάμετρο από τις αντίστοιχες φλέβες.

Το αγγειακό τοίχωμα συνίσταται από τρία βασικά δομικά συστατικά: ενδοθήλιο, μυϊκό ιστό και συνδετικό ιστό με ελαστικά στοιχεία. Η αναλογία και η διευθέτησή τους κατά μήκος του κυκλοφορικού συστήματος επηρεάζονται από μηχανικούς και μεταβολικούς παράγοντες, όπως η αρτηριακή πίεση και οι τοπικές μεταβολικές ανάγκες των ιστών. Οι ιστοί αυτοί, σε διαφορετικές αναλογίες, συνθέτουν το τοίχωμα όλων των αγγείων, εκτός από αυτό των τριχοειδών και μετατριχοειδικών φλεβιδίων, των οποίων τα δομικά συστατικά είναι το ενδοθήλιο, ο βασικός υμένας και τα περικύτταρα (Gartner and Hiatt, 2006; Junqueira and Carneiro, 2005).



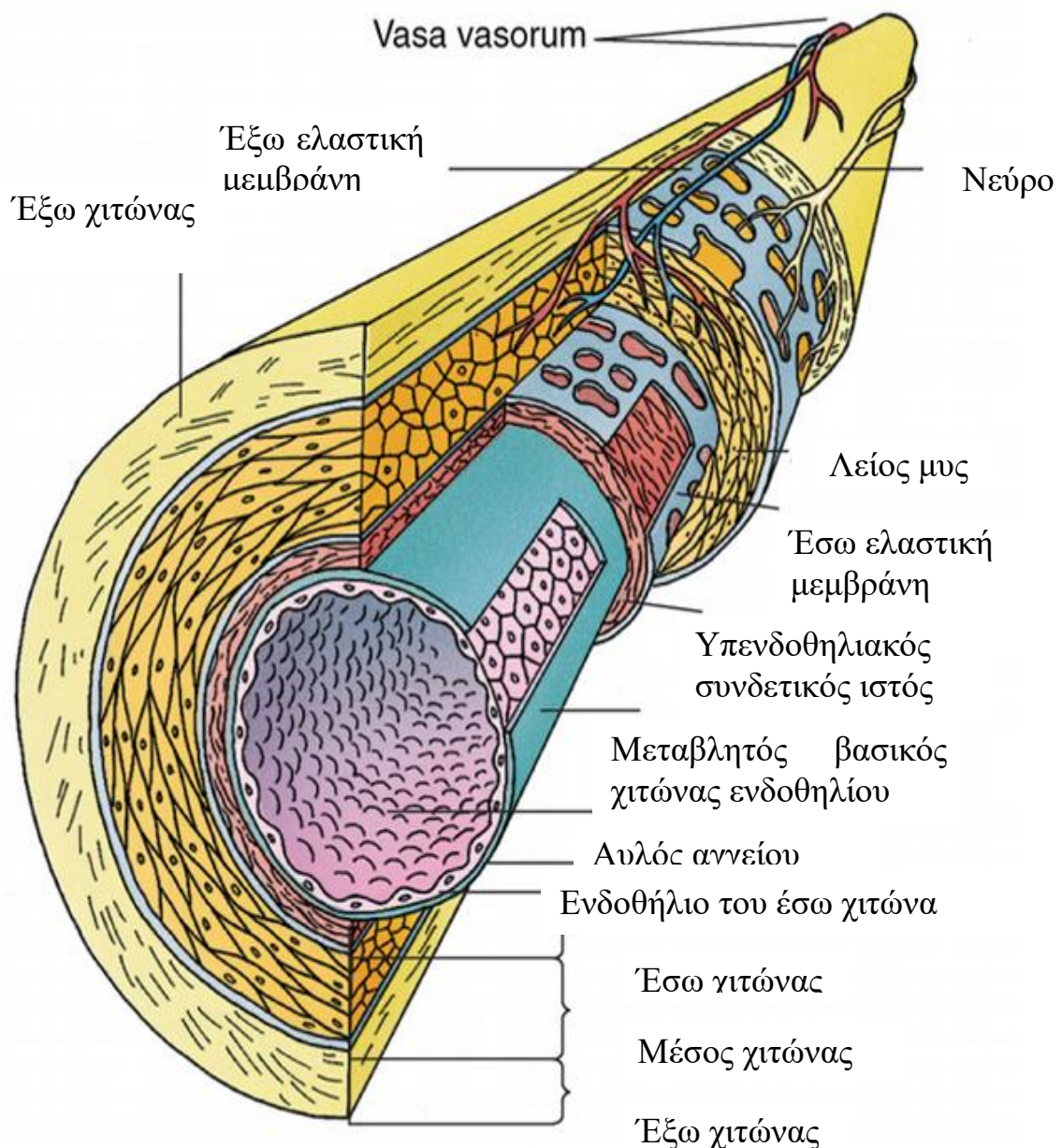
Εικόνα 2.4 : Σχηματικό διάγραμμα μυϊκού τύπου αρτηρίας (αριστερά) και ελαστικής αρτηρίας (δεξιά).

Ο μέσος χιτώνας της ελαστικής αρτηρίας σχηματίζεται από στρώματα λείων μυϊκών κυττάρων που διαχωρίζονται από ελαστικά πέταλα. Ο έξω χιτώνας και το εξωτερικό τμήμα του μέσου χιτώνα περιέχουν μικρά αιμοφόρα αγγεία (*vasa vasorum*), ελαστικές ίνες και ίνες κολλαγόνου (Junqueira and Carneiro, 2005).

2.5 ΙΣΤΟΛΟΓΙΚΗ ΔΟΜΗ ΑΙΜΟΦΟΡΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ

Τα τοιχώματα ενός αιμοφόρου αγγείου απαρτίζονται από τρία ξεχωριστά και ομοκεντρικά στρώματα ιστού τα οποία ονομάζονται και χιτώνες (*tunics*). Το εσώτατο στρώμα (έσω χιτώνας – *tunica intima*) αποτελείται από μονοστιβίδα πεπλατυσμένων, πλακωδών ενδοθηλιακών κυττάρων, τα οποία σχηματίζουν ένα σωλήνα που επενδύει τον αυλό του αγγείου, μαζί με τον υποκείμενο υπενδοθηλιακό συνδετικό ιστό. Το μεσαίο στρώμα (μέσος χιτώνας – *tunica media*) συντίθεται κυρίως από λεία μυϊκά κύτταρα με ομόκεντρη διάταξη γύρω από τον αυλό του αγγείου. Το εξώτατο στρώμα (έξω χιτώνας – *tunica adventitia*) αποτελείται κυρίως από ινοελαστικό συνδετικό ιστό προσανατολισμένο στην επιμήκη διεύθυνση του αγγείου.

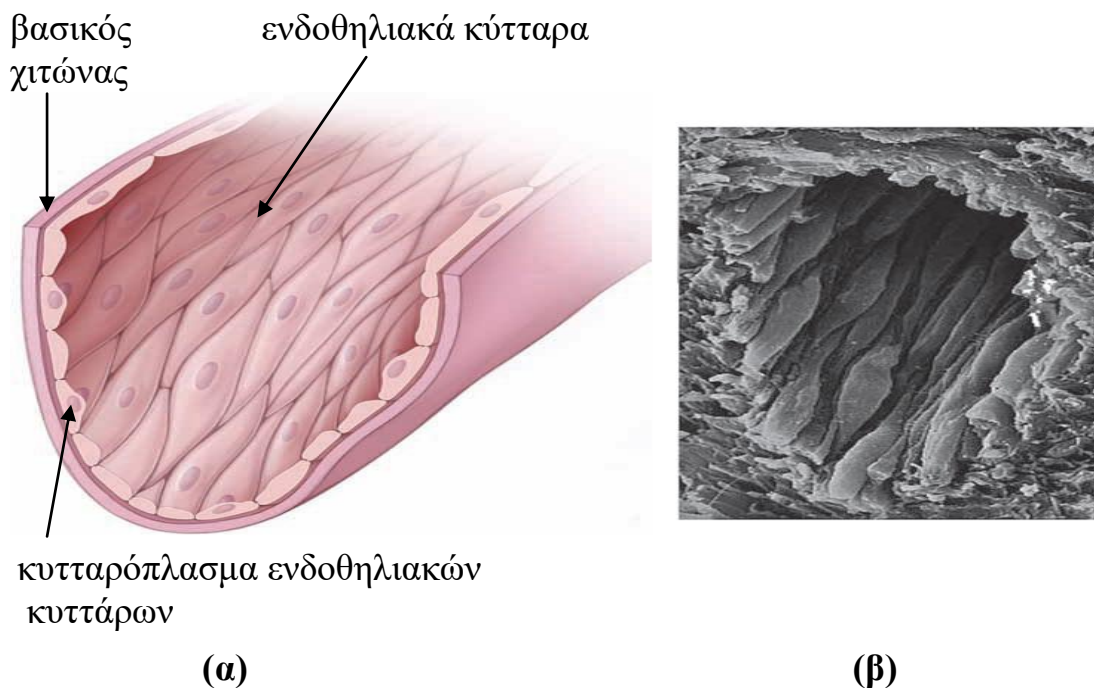
Ο έσω χιτώνας περιλαμβάνει στο εξώτατό του τμήμα την έσω ελαστική μεμβράνη, μία λεπτή ζώνη ελαστικών ινών που είναι ιδιαίτερα αναπτυγμένη στις μεσαίου μεγέθους αρτηρίες. Αντίστοιχα, το εξώτατο τμήμα του μέσου χιτώνα περιλαμβάνει μία επίσης λεπτή ζώνη ελαστικών ινών, την έξω ελαστική μεμβράνη, η οποία όμως δεν παρατηρείται σε όλες τις αρτηρίες. Τα κύτταρα που βρίσκονται βαθιά στο μέσο χιτώνα καθώς και τα κύτταρα του έξω χιτώνα αιματώνονται από τα αγγεία των αγγείων (vasa vasorum) (Gartner and Hiatt, 2006).



Εικόνα 2.5 : Δομή μιας τυπικής αρτηρίας (Gartner and Hiatt, 2006)

2.5.1 ΕΣΩ ΧΙΤΩΝΑΣ

Ο έσω χιτώνας αποτελείται από μονοστιβάδα πλακωδών ενδοθηλιακών κυττάρων και τον υπενδοθηλιακό συνδετικό ιστό. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα που επενδύουν τον αυλό του αιμοφόρου αγγείου στηρίζονται στον βασικό υμένα. Τα πεπλατυσμένα αυτά κύτταρα είναι διατεταγμένα σε λεπτό στρώμα και επιμηκυσμένα με τρόπο τέτοιο ώστε ο επιμήκης άξονάς τους να είναι σχεδόν παράλληλος με τον επιμήκη άξονα του αγγείου (Εικόνα 2.6).

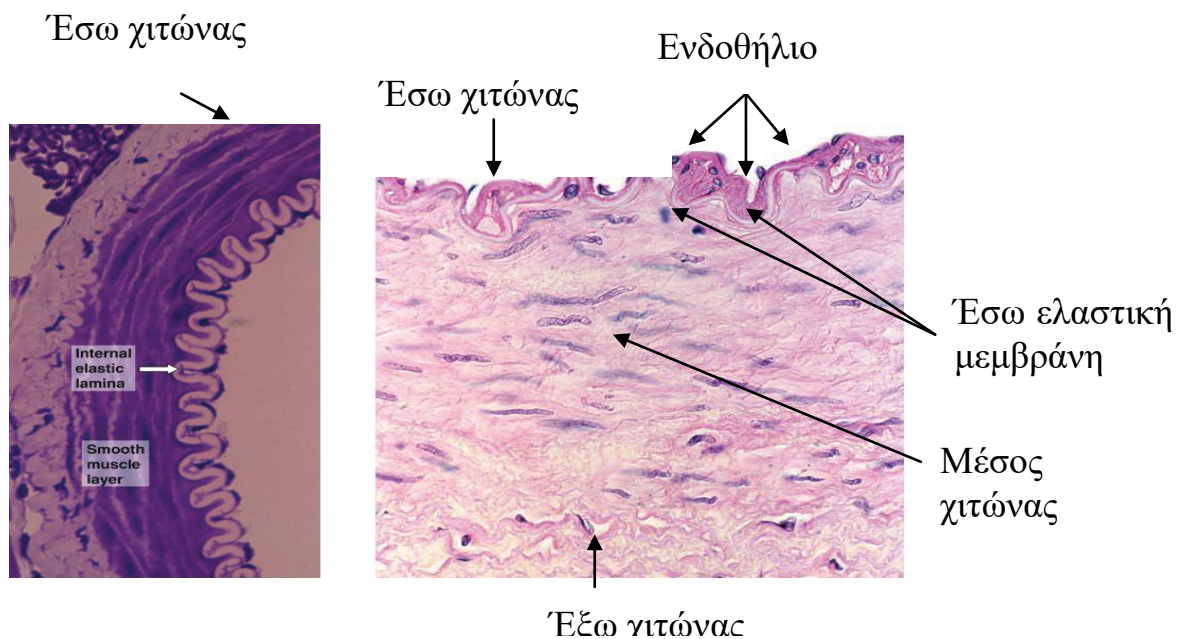


Εικόνα 2.6 : (α) Σχηματικό διάγραμμα διάταξης
(β) φωτογραφία από ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης ενδοθηλιακών κυττάρων (Ross and Pawlina, 2015, Κεφ. 13).

Ο προσανατολισμός αυτός επιτρέπει σε μεμονωμένα ενδοθηλιακά κύτταρα να επενδύουν από μόνα τους τον αυλό αγγείων με μικρή διάμετρο. Σε αγγεία μεγαλύτερης διαμέτρου απαιτείται σημαντικός αριθμός ενδοθηλιακών κυττάρων για επένδυση της περιφέρειας του αυλού. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα δεν εξασφαλίζουν μόνο μια απόλυτα λεία επιφάνεια, απαραίτητη για τη ροή του αίματος, αλλά συμβάλλουν και στην λειτουργική ακεραιότητα του αγγειακού τοιχώματος αφού έχουν και εκκριτική λειτουργία. Λειτουργούν σαν επιλεκτικός

φραγμός διαπερατότητας επιτρέποντας σε συγκεκριμένα μόρια να εισέλθουν από το αγγειακό τοίχωμα στην κυκλοφορία και αντίστροφα.

Παράλληλα, συνθέτουν έναν αντιθρομβωτικό φραγμό μεταξύ αιμοπεταλίων και ιστών του ενδοθηλίου παράγοντας αντιπηκτικούς παράγοντες και αντιθρομβωγονικές ουσίες. Παράγουν και εκκρίνουν κολλαγόνο τύπου II, IV και V, υμενίνη και τον παράγοντα Willebrand, μια γλυκοπρωτεΐνη που εμπλέκεται στη ομοιοστάση του αίματος. Ρυθμίζουν την ροή του αίματος και την αγγειακή αντίσταση εκκρίνοντας αγγειοσυστολείς (πχ. ενδοθηλίνη) αλλά και αγγειοδιασταλτικές ουσίες (πχ. μονοξειδίο του αζώτου (NO)). Οι διατημητικές τάσεις που ασκεί η ροή του αίματος στα ενδοθηλιακά κύτταρα αποτελεί ένα ερέθισμα για παραγωγή και έκκριση μονοξειδίου του αζώτου. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα διαθέτουν συνδεδεμένα στην μεμβράνη τους ένζυμα που διασπών την αγγειοτενσίνη I για να παράξουν αγγειοτενσίνη II, πεπτιδική ορμόνη που προκαλεί επίσης αγγειοσυστολή, καθώς και ένζυμα που αναστέλλουν την λειτουργία άλλων πεπτιδίων, ενζύμων, ορμονών και νευροδιαβιβαστών όπως την βαδουκινίνη, τη σεροτονίνη, προσταγλανδίνες, τη θρομβίνη και τη νορεπινεφρίνη.



Εικόνα 2.7 : Κυματοειδής μορφή έσω χιτώνα σε ιστολογικές τομές (Junqueira and Camelro 2005 κεφ. II, Ross & Paulina κεφ. 13).

Τέλος, παράγουν ελεύθερες ρίζες οι οποίες οξειδώνουν και αποδομούν λιποπρωτεΐνες του αίματος. Σημαντικό είναι το γεγονός ότι τα ενδοθηλιακά

κύτταρα διαφοροποιούνται λειτουργικά ανάλογα με το αγγείο στο οποίο ευρίσκονται. Ως αποτέλεσμα της απουσίας πίεσης και της συστολής των αγγείων μετά τον θάνατο, ο έσω χιτώνας των αρτηριών εμφανίζεται να έχει κυματοειδή μορφή σε ιστολογικές τομές (Εικόνα 2.7).

Η υπενδοθηλιακή στοιβάδα βρίσκεται ακριβώς κάτω από τα ενδοθηλιακά κύτταρα. Αποτελείται από χαλαρό συνδετικό ιστό και λίγα διάσπαρτα λεία μυικά κύτταρα διατεταγμένα αμφοτέρα κατά την επιμήκη διεύθυνση του αγγείου. Κάτω από την υπενδοθηλιακή στοιβάδα βρίσκεται η έσω ελαστική μεμβράνη που είναι ιδιαίτερα ανεπτυγμένη σε μυικού τύπου αρτηρίες. Η έσω ελαστική μεμβράνη είναι ένας λεπτός ινώδης θυριδωτός υμένας από ελαστίνη που διαχωρίζει τον έσω από τον μέσο χιτώνα του αγγείου. Οι οπές της έσω ελαστικής μεμβράνης επιτρέπουν τη διάχυση ουσιών από τον αυλό του αγγείου προς βαθύτερα στρώματα του αρτηριακού τοιχώματος για τροφοδοσία των ευρισκόμενων σε αυτά κυττάρων (Gartner and Hiatt, 2006; Junqueira and Carneiro, 2005; Ross and Pawlina, 2015).

2.5.2 ΜΕΣΟΣ ΧΙΤΩΝΑΣ

Ο μέσος χιτώνας, συνήθως το παχύτερο στρώμα του αγγειακού τοιχώματος, αποτελείται από ομόκεντρες, περιμετρικώς διατεταγμένες και ελικοειδώς εναποθετιμένες στοιβάδες λείων μυικών κυττάρων που εκτείνονται από την έσω μέχρι την έξω ελαστική μεμβράνη. Ανάμεσα στα λεία μυικά κύτταρα παρεμβάλλονται ελαστικές ίνες, ίνες κολλαγόνου τύπου III, πρωτεογλυκάνες και γλυκοπρωτεΐνες. Στις αρτηρίες, ο μέσος χιτώνας είναι περισσότερο ανεπτυγμένος και διαθέτει παχύτερη έξω ελαστική μεμβράνη. Η έξω ελαστική μεμβράνη αποτελείται από θυριδωτό στρώμα ελαστίνης και διαχωρίζει τον μέσο χιτώνα από τον υπερκείμενο έξω χιτώνα. Όλα τα εξωκυττάρια συστατικά του μέσου χιτώνα παράγονται από τα αγγειακά λεία μυικά κύτταρα. Τα τριχοειδή αγγεία και μετατριχοειδή φλεβίδια δεν διαθέτουν μέσο χιτώνα. Αντ' αυτού, διαθέτουν περικύτταρα.

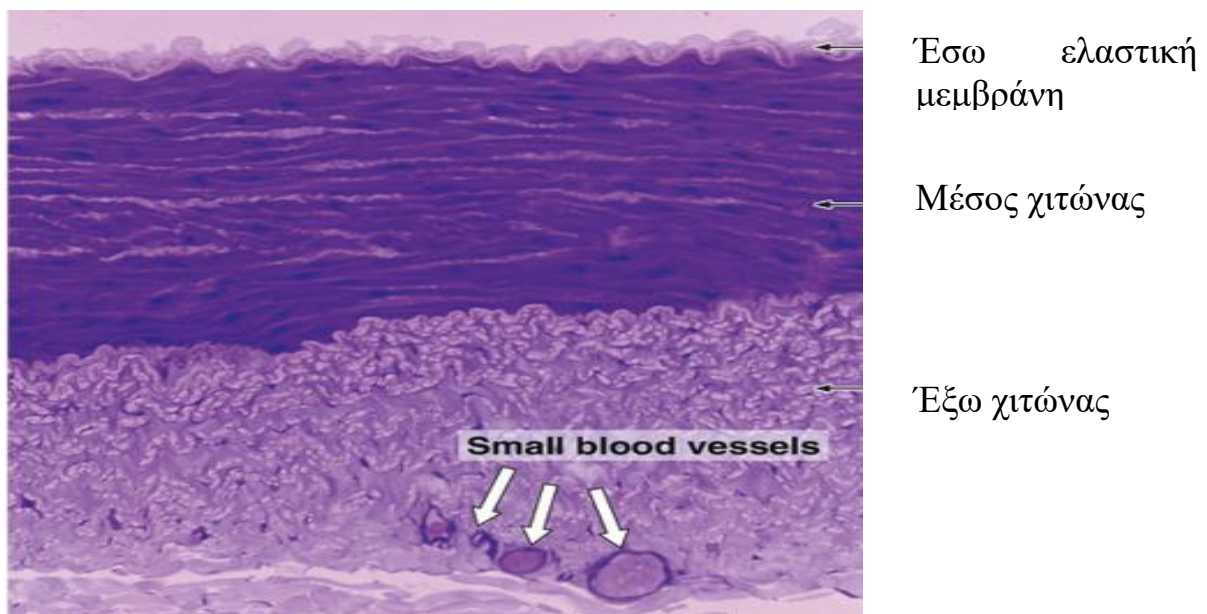
2.5.3 ΎΞΩ ΧΙΤΩΝΑΣ

Ο έξω χιτώνας καλύπτει εξωτερικώς τα αιμοφόρα αγγεία και αποτελείται κατά κύριο λόγο από ινοβλάστες, ίνες κολλαγόνου τύπου I και ελαστικές ίνες με επιμήκη προσανατολισμό. Ο χιτώνας αυτός εμπλέκεται και ενσωματώνεται σταδιακά με τον συνδετικό ιστό του οργάνου διαμέσου του οποίου διέρχεται και αιματώνει το εκάστοτε αγγείο. Το πάχος του έξω χιτώνα ποικίλει από

αρκετά λεπτό στις αρτηρίες μέχρι αρκετά παχύ στις φλέβες στις οποίες και αποτελεί το κύριο μέρος του τοιχώματος. Μέσα στον έξω χιτώνα, κυρίως στις μεγάλες αρτηρίες και φλέβες, υπάρχει ένα άλλο δίκτυο αγγείων που ονομάζεται vasa vasorum (αγγεία των αγγείων) και το οποίο διακλαδίζεται και τροφοδοτεί με αίμα τον μέσο χιτώνα.

2.5.4 ΑΙΜΟΦΟΡΑ ΑΓΓΕΙΑ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ (vasa vasorum)

Το πάχος και η μυική σύσταση των μεγάλων αγγείων, κυρίως του μέσου και έξω χιτώνα, δεν επιτρέπουν στα κύτταρα που συνθέτουν αυτούς τους χιτώνες να προσλαμβάνουν θρεπτικά συστατικά μέσω διάχυσης από τον αυλό του αγγείου. Τα κύτταρα αυτά τροφοδοτούνται επομένως από τα αγγεία των αγγείων (vasa vasorum), αρτηρίδια, τριχοειδή και φλεβίδια που εισέρχονται στο αγγειακό τοίχωμα και διακλαδίζονται συνεχώς σε κλάδους για να εξυπηρετήσουν τις ανάγκες των κυττάρων του μέσου και έξω χιτώνα. Συγκρινόμενες με τις αρτηρίες, οι φλέβες έχουν περισσότερα κύτταρα τα οποία δεν είναι προσβάσιμα από τις θρεπτικές ουσίες μέσω διάχυσης εξαιτίας του γεγονότος ότι το φλεβικό αίμα έχει χαμηλή περιεκτικότητα σε οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά. Για τον λόγο αυτό, το δίκτυο vasa vasorum απαντάται σε μεγαλύτερο βαθμό στα φλεβικά τοιχώματα παρά στα αρτηριακά ενώ απουσιάζει εντελώς από λεπτότερα αγγεία.



Εικόνα 2.8 : Εγκάρσια τομή μυικής αρτηρίας όπου είναι ορατά τα αγγεία των αγγείων μέσα στον έξω χιτώνα

2.5.5 ΝΕΥΡΩΣΗ ΤΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ

Τα λεία μυικά κύτταρα των αγγειακών τοιχωμάτων αποκτούν νεύρωση μέσω ενός δικτύου αγγειοκινητικών νέρων του συμπαθητικού αυτόνομου νευρικού συστήματος. Τα νύρα σπάνια διεισδύουν στον μέσο χιτώνα του αγγείου επομένως δεν σχηματίζουν άμεσα συνάψεις με τα μυικά κύτταρα. Αντίθετα, απελευθερώνουν τη νευροδιαβιβαστική ουσία νορεπινεφρίνη η οποία διαχέεται στον μέσο χιτώνα και δρα στα παρακείμενα λεία μυικά κύτταρα. Οι νευρικές ώσεις διαδίδονται σε όλα τα λεία μυικά κύτταρα μέσω των χασματικών συνδέσεων τους παράγοντας μια συντονισμένη συστολή όλου του στρώματος των μυικών κυττάρων η οποία έχει ως αποτέλεσμα την μείωση της διαμέτρου του αγγειακού αυλού.

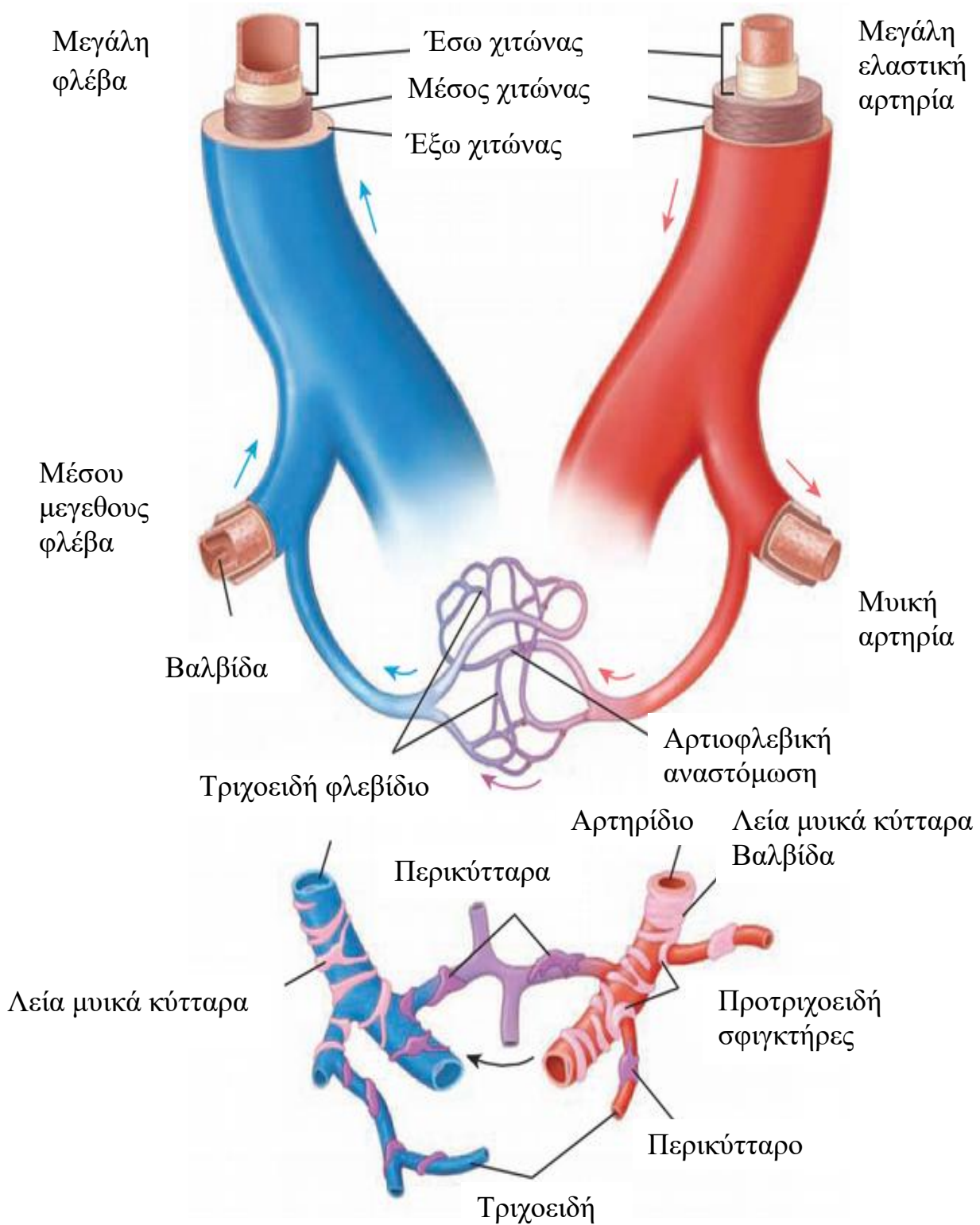
Στις αρτηρίες παρατηρείται πλουσιότερη αγγειοκινητική νεύρωση σε σύγκριση με τις φλέβες. Παρόλα αυτά, οι φλέβες λαμβάνουν νευρικές απολήξεις και στον μέσο χιτώνα αλλά και επιπλέον απολήξεις στον έξω χιτώνα. Οι αρτηρίες που αιματώνουν σκελετικούς μυς λαμβάνουν επιπλέον παρασυμπαθητική νεύρωση που εξυπηρετεί στην αγγειοδιαστολή τους (Gartner and Hiatt, 2006; Junqueira and Carneiro, 2005).

2.6 ΔΙΑΧΩΡΙΣΜΟΣ ΑΙΜΟΦΟΡΩΝ ΑΓΓΕΙΩΝ

Τα αιμοφόρα αγγεία διακρίνονται σε αρτηρίες, φλέβες και τριχοειδή. Με βάση το σχετικό μέγεθος των αγγείων και τα μορφολογικά τους χαρακτηριστικά, καθεμία από αυτές τις κατηγορίες μπορεί να υποδιαιρεθεί σε περισσότερες. Έτσι, οι αρτηρίες διακρίνονται σε μεγάλες ελαστικές αρτηρίες, μυϊκού τύπου αρτηρίες και αρτηρίδια. Οι φλέβες αντίστοιχα διακρίνονται σε μεγάλες φλέβες, μέσου μεγέθους φλέβες, μικρές φλέβες και σε φλεβίδια. Τέλος, τα τριχοειδή διακρίνονται σε συνεχή (σωματικού τύπου), θυριδωτά (σπλαχνικού τύπου) και κολποειδή τριχοειδή. Καθώς η διάμετρος των αρτηριών και φλεβών ελαττώνεται ή αυξάνεται με συνεχή τρόπο, υπάρχει βαθμιαία αλλαγή στα μορφολογικά χαρακτηριστικά των αγγείων κατά τη μετάπτωση από τη μία κατηγορία στην άλλη. Συνεπώς, ορισμένα αγγεία είναι δυνατό να εμφανίζουν χαρακτηριστικά δύο κατηγοριών και να μην κατατάσσονται με βεβαιότητα σε μία κατηγορία.

ΦΛΕΒΕΣ

ΑΡΤΗΡΙΕΣ



Εικόνα 2.9 : Σχηματικό διάγραμμα κύριας δομής των αιμοφόρων αγγείων ήτοι των αρτηριών, φλεβών και τριχοειδών.

2.6.1 ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Οι αρτηρίες, εξ ορισμού, μεταφέρουν το αίμα μακριά από την καρδιά και διαχωρίζονται σε τρεις κατηγορίες: τις μεγάλες ή ελαστικές αρτηρίες, τις μυικού τύπου αρτηρίες και τα αρτηρίδια, λεπτομερής περιγραφή των οποίων γίνεται στις ακόλουθες υποενότητες.

2.6.1.1 ΕΛΑΣΤΙΚΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Η αορτή καθώς και οι άλλοι μεγάλοι κλάδοι που εκφύονται από αυτήν όπως για παράδειγμα η κοινή καρωτίδα, η υποκλείδιος αρτηρία, οι λαγόνιες αρτηρίες και η πνευμονική αρτηρία λαμβάνουν αίμα απ' ευθείας από την καρδιά, είναι οι μεγαλύτερες αρτηρίες του σώματος και ανήκουν στην κατηγορία των ελαστικών αρτηριών που ονομάζονται και μεταφορικές ή μεταβατικές. Λόγω του ότι βρίσκονται κοντά ή πολύ κοντά στην καρδιά, υπόκεινται στις ίδιες κυκλικές μεταβολές πίεσης όπως και το αίμα που εξωθείται από την καρδιά. Για αντιστάθμιση των αλλαγών αυτών, τα τοιχώματα των ελαστικών αρτηριών περιέχουν αφθονία ελαστικών ινών. Η αφθονία ελαστικής είναι και ο λόγος που το τοίχωμα των αγγείων σε νεπά δείγματα έχει κίτρινο χρώμα. Οι ελαστικές ίνες παρέχουν δομική σταθερότητα στα αγγεία, επιτρέπουν την διαστολή τους και βοηθούν στην διατήρηση της πίεσης του αίματος μεταξύ των παλμών.

Από λειτουργικής σκοπιάς, οι ελαστικές αρτηρίες ενέχουν κυρίως ρόλο αγωγών αλλά και διευκολύνουν την συνεχή και ομοιόμορφη κίνηση του αίματος κατά μήκος τους. Η κίνηση του αίματος στις αρτηρίες αυτές γίνεται ως ακολούθως: Η κοιλία της καρδιάς αντλεί αίμα προς τις αρτηρίες κατά τη φάση της συστολής. Η πίεση που δημιουργείται από τη συστολή των κοιλιών ωθεί το αίμα προς τις ελαστικές αρτηρίες και κατά μήκος των αρτηριακών διακλαδώσεων. Ταυτόχρονα, η πίεση προκαλεί τη διάταση των τοιχωμάτων των αρτηριών. Η διάταση αυτή περιορίζεται από το δίκτυο των ινών κολλαγόνου στον μέσο και έξω χιτώνα. Κατά την διαστολική φάση της καρδιάς, όπου δεν ασκείται πίεση από την καρδιά, η επαναφορά των αρτηριών που έχουν διαταθεί εξυπηρετεί στην διατήρηση της πίεσης και της ροής του αίματος στα αγγεία.

Η συρρίκνωση των αρτηριών που έπεται της διάτασής του εξωθεί το αίμα μακριά από την καρδιά αλλά και προς αυτήν. Η ροή του αίματος προς την καρδιά ασκεί δύναμη στην αορτική και πνευμονική βαλβίδα οπότε και αυτές κλείνουν επιτρέποντας μονόδρομη ροή από την καρδιά προς τους τους πνεύμονες ή τους υπόλοιπους ιστούς. Ο έσω χιτώνας των ελαστικών αρτηριών

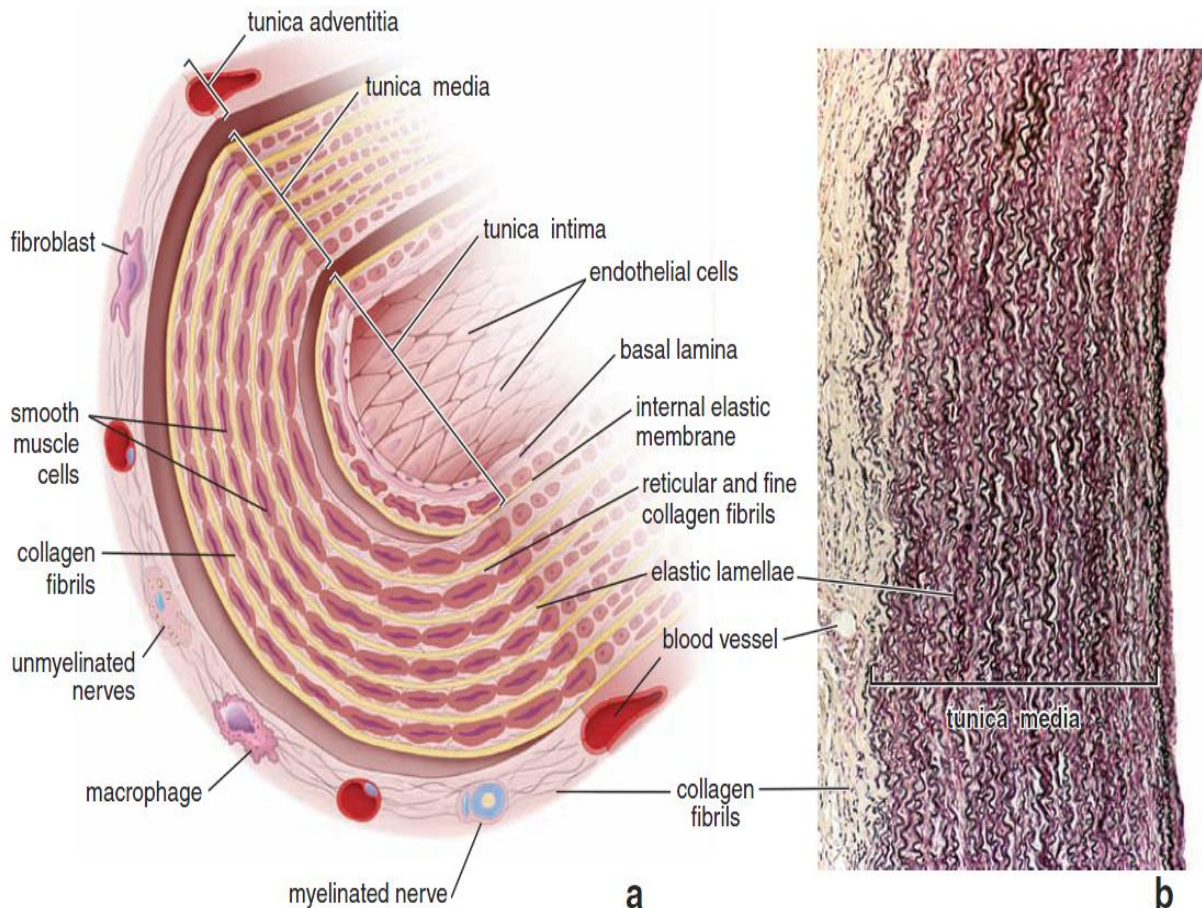
αποτελείται από ενδοθήλιο, που υποστηρίζεται από λεπτή στοιβάδα υποκείμενου συνδετικού ιστού, αποτελούμενη από λίγους ινοβλάστες, περιστασιακά λεία μυϊκά κύτταρα και ίνες κολλαγόνου. Ορισμένες ελαστικές ίνες σχηματίζουν λεπτή έσω ελαστική μεμβράνη. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα των ελαστικών αρτηριών έχουν πλάτος 10-15 μm και μήκος 25-50 μm , με τους επιμήκεις άξονές τους παράλληλους στον επιμήκη άξονα του αγγείου. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα περιέχουν στο κυτταρόπλασμά τους σωμάτια Weibel – Palade, σωληνοειδή εγκλείσματα συνδεδεμένα στις μεμβράνες με διάμετρο 0,1 μm και μήκος 3 μm τα οποία με τη σειρά τους περιέχουν τον παράγοντα von Willebrand. Ο παράγοντας αυτός διευκολύνει την πήξη και το σχηματισμό αιμοπεταλιακού θρόμβου, συντίθεται από την πλειονότητα των ενδοθηλιακών κυττάρων, αλλά βρίσκεται αποθηκευμένος μόνο στα ενδοθηλιακά κύτταρα των αρτηριών.

Ο μέσος χιτώνας των ελαστικών αρτηριών είναι ο παχύτερος εκ των άλλων δύο και αποτελείται από θυριδωτά πέταλα ελαστίνης ή αλλιώς διάτρητες μεμβράνες, που εναλλάσσονται με ομόκεντρα διαταγμένες στοιβάδες λείων μυϊκών κυττάρων. Οι οπές στις μεμβράνες διευκολύνουν τη διάχυση ουσιών στο αρτηριακό τοίχωμα. Ο αριθμός των μεμβρανών ελαστίνης αυξάνει με την ηλικία από περίπου 40 σε ένα νεογνό σε 70 στους ενήλικες. Οι μεμβράνες αυξάνουν επίσης σε πάχος, λόγω της συνεχούς εναπόθεσης ελαστίνης που συνθέτει το μεγαλύτερο μέρος του μέσου χιτώνα. Σε άτομα με υπέρταση, τόσο ο αριθμός όσο και το πάχος των μεμονωμένων μεμβρανών ελαστίνης αυξάνεται. Τα λεία μυϊκά κύτταρα είναι επίσης διατεταγμένα σε στρώματα και σε σπειροειδή σχηματισμό ως προς τον διαμήκη άξονα του αγγείου. Έτσι, σε αρτηριακές ιστολογικές τομές φαίνονται να έχουν κυκλική διάταξη.

Ως προς το πλήθος τους είναι πολύ λιγότερα σε αριθμό στις ελαστικές από ό,τι στις περισσότερες μυϊκές αρτηρίες. Η εξωκυττάρια θεμέλια ουσία, που εκκρίνεται από τα λεία μυϊκά κύτταρα, αποτελείται κυρίως από κολλαγόνο, καθώς και δικτυωτές και ελαστικές ίνες.

Ο έξω χιτώνας στις ελαστικών αρτηριών είναι σχετικά λεπτός, στο μισό πάχος του μέσου χιτώνα, και συντίθεται από χαλαρό ινοελαστικό συνδετικό ιστό. Ίνες κολλαγόνου και ελαστικές ίνες σχηματίζουν ένα όχι και τόσο οργανωμένο δίκτυο ινών ενώ απουσιάζουν άλλες δομές όπως μεμβράνες. Οι ίνες κολλαγόνου αποτρέπουν την διαστολή της αρτηρίας πέραν των φυσικών της ορίων κατά τη διάρκεια της συστολής του καρδιακού κύκλου. Ινοβλάστες και μακροφάγα κύτταρα κυριαρχούν στον έξω χιτώνα των αρτηριών ενώ τροφοδοτικά αγγεία

των αγγείων (vasa vasorum) απαντώνται σε αφθονία. Δίκτυα τριχοειδών που ξεκινούν από αυτά τα αγγεία επεκτείνονται στους ιστούς του μέσου χιτώνα και αποτελούν την κύρια πηγή τροφοδοσίας του συνδετικού ιστού και των λείων μυϊκών κυττάρων οι οποίοι τροφοδοτούνται και μέσω διάχυσης οξυγόνου και θρεπτικών ουσιών από τον αυλό του αγγείου.



Εικόνα 2.10 : (a) Σχηματικό διάγραμμα
(b) ιστολογική τομή ελαστικής αρτηρίας (Ross and Pawlina, 2015, Κεφ.13).

2.6.1.2 ΜΥΙΚΟΥ ΤΥΠΟΥ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Οι μυϊκές αρτηρίες, γνωστές και ως αρτηρίες διανομής (distributing arteries), περιλαμβάνουν τους περισσότερους κλάδους της αορτής πλην των μεγάλων κλάδων του αορτικού τόξου και της λαγόνιας διακλάδωσης της κοιλιακής αορτής, που αναγνωρίζονται ως ελαστικές αρτηρίες. Το χαρακτηριστικό των μυϊκών αρτηριών είναι ο σχετικά παχύς μέσος χιτώνας που αποτελείται κυρίως από λεία μυϊκά κύτταρα. Κατά τη μετάβαση από τις ελαστικές στις μυϊκές

αρτηρίες, το ποσοστό του ελαστικού υλικό μειώνεται και τα μυϊκά κύτταρα γίνονται η κυρίαρχη συνιστώσα του μέσου χιτώνα. Παράλληλα, η έσω ελαστική μεμβράνη γίνεται ορατή και σε πολλές περιπτώσεις η έξω ελαστική μεμβράνη είναι επίσης εμφανής.

Ο έσω χιτώνας στις μυϊκές αρτηρίες είναι λεπτότερος από τον αντίστοιχο των ελαστικών αρτηριών και αποτελείται από ενδοθηλιακή επένδυση με τη βασική μεμβράνη, ένα αραιό υπενδοθηλιακό στρώμα συνδετικού ιστού και μια ανεπτυγμένη έσω ελαστική μεμβράνη. Σε ορισμένες αρτηρίες μυϊκού τύπου, το υπενδοθηλιακό στρώμα είναι τόσο ισχύο που η βασική μεμβράνη του ενδοθηλίου φαίνεται να είναι σε επαφή με την έσω ελαστική μεμβράνη.

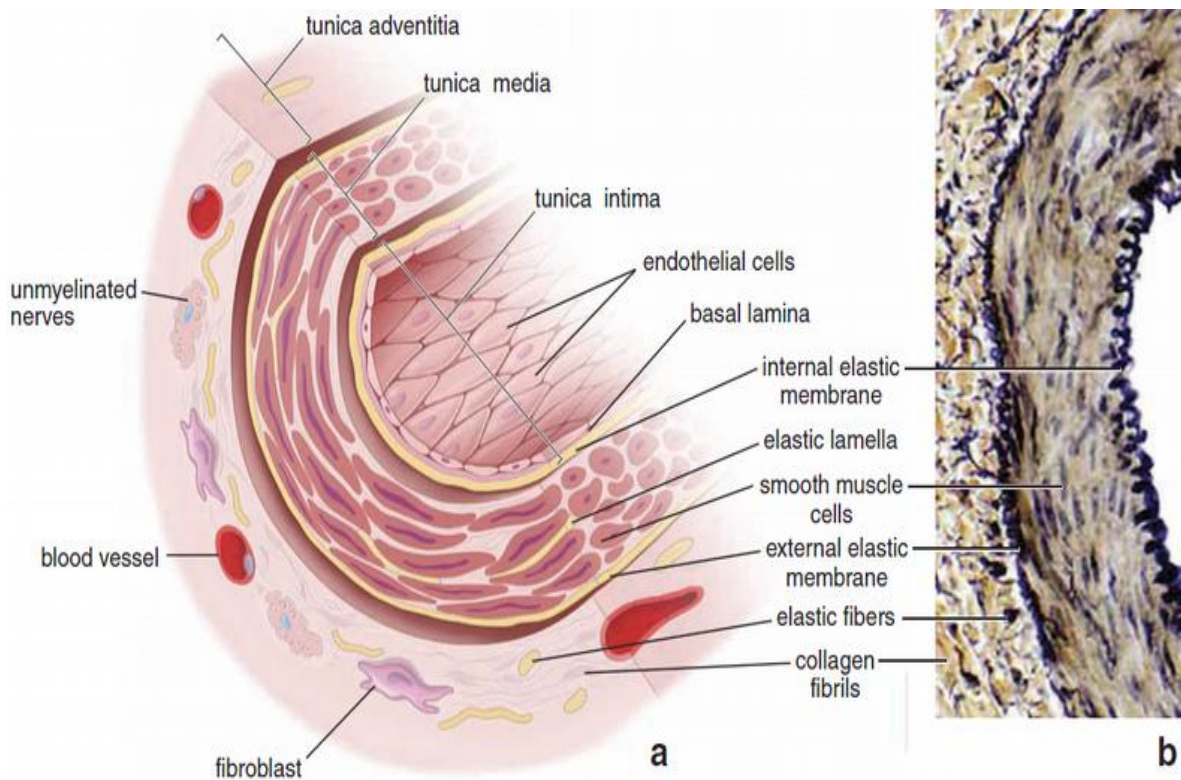
Σε ιστολογικές τομές, η έσω ελαστική μεμβράνη είναι ξεκάθαρα διακριτή με κυματοειδή μορφή λόγω της συστολής των λείων μυϊκών κυττάρων. Το πάχος του έσω χιτώνα αλλάζει με την ηλικία και επηρεάζεται από άλλους παράγοντες. Σε νεαρά παιδιά, είναι πολύ λεπτός. Σε νεαρούς ενήλικες, ο έσω χιτώνας καταλαμβάνει το ένα έκτο του συνολικού αγγειακού τοιχώματος ενώ σε γηραιότερους ενήλικες υπόκειται σε διαστολή λόγω της εναπόθεσης λιπιδίων.

Στο μέσο χιτώνα των μυϊκών αρτηριών κυριαρχούν τα λεία μυϊκά κύτταρα σπειροειδώς διατεταγμένα γύρω από τον αυλό στα σημεία επαφής με τον έσω χιτώνα. Οι μικρές μυϊκές αρτηρίες διαθέτουν τρεις με τέσσερις στοιβάδες λείων μυϊκών κυττάρων ενώ στις μεγάλες μυϊκές αρτηρίες ο αριθμός του μπορεί να φτάσει το 40 ενώ ο αριθμός των στοιβάδων περιορίζεται όσο ελαττώνεται η διάμετρος του αγγείου. Διάσπαρτες μεταξύ των στοιβάδων των λείων μυϊκών κυττάρων βρίσκονται λίγες ελαστικές ίνες και ίνες κολλαγόνου τύπου III που παράγονται από τα ίδια τα μυϊκά κύτταρα ενώ δεν παρατηρούνται καθόλου ινοβλάστες στον μέσο χιτώνα. Οι ίνες κολλαγόνου διαμέτρου περίπου 30 nm εντοπίζονται σε δεσμίδες εντός των μεσοκυττάρων διαστημάτων. Οι μυϊκές ίνες κατά τη συστολή τους βοηθούν στην διατήρηση της πίεσης του αίματος.

Ο έξω χιτώνας των μυϊκών αρτηριών αποτελείται από ινοβλάστες, ελαστικές ίνες, ίνες κολλαγόνου με διάμετρο 60 - 100 nm και θεμέλια ουσία που παράγεται από τους ινοβλάστες. Οι ίνες κολλαγόνου, η κύρια εξωκυττάρια συνιστώσα, καθώς και οι ελαστικές ίνες είναι προσανατολισμένες κατά τον επιμήκη άξονα του αγγείου και αναμιγνύονται με τον περιβάλλοντα συνδετικό ιστό. Συγκρινόμενες με τις ελαστικές αρτηρίες, ο έξω χιτώνας των μυϊκών αρτηριών είναι σχετικά παχύς, με πάχος όσο και ο έσω χιτώνας. Παρατηρείται,

όμως, συγκέντρωση ελαστικής ουσίας σε αμέσως παρακείμενα στρώματα του μέσου χιτώνα τα οποία συνιστούν την έξω ελαστική μεμβράνη.

Τέλος, νευρικές απολήξεις και μικρά αγγεία διασχίζουν τον έξω χιτώνα. Οι πρώτες απελευθερώνουν νευροδιαβιβαστές οι οποίοι διαχέονται μέσω των πόρων της έξω ελαστικής μεμβράνης στον μέσο χιτώνα και προκαλούν εκπόλωση των μυικών κυττάρων ενώ τα δεύτερα διακλαδίζονται και διεισδύουν στον μέσο χιτώνα σχηματίζοντας τα αγγεία των αγγείων.



Εικόνα 2.11 : (a) Σχηματικό διάγραμμα
(b) ιστολογική τομή μυικής αρτηρίας (Ross and Pawlina, 2015, Κεφ. 13).

2.6.1.3 ΜΙΚΡΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ ΚΑΙ ΑΡΤΗΡΙΔΙΑ

Οι αρτηρίες με διάμετρο μικρότερη του 0,1 μm κατατάσσονται στην κατηγορία των αρτηριδίων. Η διάκριση μεταξύ μικρών αρτηριών και αρτηριδίων γίνεται με βάση τον αριθμό των στρωμάτων από λεία μυικά κύτταρα που διαθέτουν στον μέσο χιτώνα τους. Ο μέσος χιτώνας των αρτηριδίων αποτελείται από ένα με δύο στρώματα μυικών κυττάρων τη στιγμή που μια μικρή αρτηρία δύναται να έχει

μέχρι και 8 στρώματα λείων μυικών κυττάρων. Στις μικρές αρτηρίες ο έσω χιτώνας αποτελείται από μια έσω ελαστική μεμβράνη η οποία απουσιάζει από τα αρτηρίδια. Το ενδοθήλιο σε μικρές αρτηρίες και αρτηρίδια είναι ουσιαστικά παρόμοιο με μόνη διαφορά την ύπαρξη χασματικών συνδέσεων μεταξύ ενδοθηλιακών κυττάρων και λείων μυικών κυττάρων του μέσου χιτώνα.

Ο έξω χιτώνας των μικρών αρτηριών αποτελεί ένα ασαφώς καθορισμένο περίβλημα συνδετικού ιστού που αναμιγνύεται με τον συνδετικό ιστό οργάνων μέσω των οποίων διέρχονται. Τα αρτηρίδια αποτελούν τα τελευταία αρτηριακά αγγεία που ρυθμίζουν τη ροή του αίματος στα δίκτυα των τριχοειδών. Το πάχος του τοιχώματός τους είναι περίπου ίσο με τη διάμετρο του αυλού τους. Η συστολή των αρτηριδίων προκαλεί αύξηση στην αγγειακή αντίσταση η οποία είτε μειώνει είτε διακόπτει τη ροή του αίματος στα τριχοειδή. Η ελαφριά πάχυνση του λείου μυ στο σημείο έκφυσης του τριχοειδούς δικτύου από ένα αρτηρίδιο ονομάζεται προτριχοειδής σφιγκτήρας. Τα περισσότερα αρτηρίδια έχουν την ικανότητα να διαστέλλονται από 60% μέχρι 100% από την διάμετρο ηρεμίας του και να διατηρούν μέχρι και 40% συρρίκνωση της διαμέτρου τους για μεγάλο χρονικό διάστημα.

Επομένως, μια μεγάλη αύξηση ή μείωση στην αγγειακή αντίσταση (μείωση - αύξηση διαμέτρου αρτηριδίων) έχει άμεσο αποτέλεσμα στην διανομή της ροής του αίματος και στην αρτηριακή πίεση. Η παραπάνω συμπεριφορά κατευθύνει το αίμα σε περιοχές που χρειάζεται περισσότερο. Για παράδειγμα, κατά τη διάρκεια έντονης σωματικής προσπάθειας όπως το τρέξιμο, το αίμα που ρέει προς τους σκελετικούς μύες αυξάνεται με διαστολή των αρτηριδίων ενώ το αίμα που ρέει προς τα έντερα μειώνεται με αντίστοιχη συστολή τους. Κατ' αναλογία, το αντίθετο συμβαίνει μετά από ένα πλούσιο γεύμα.

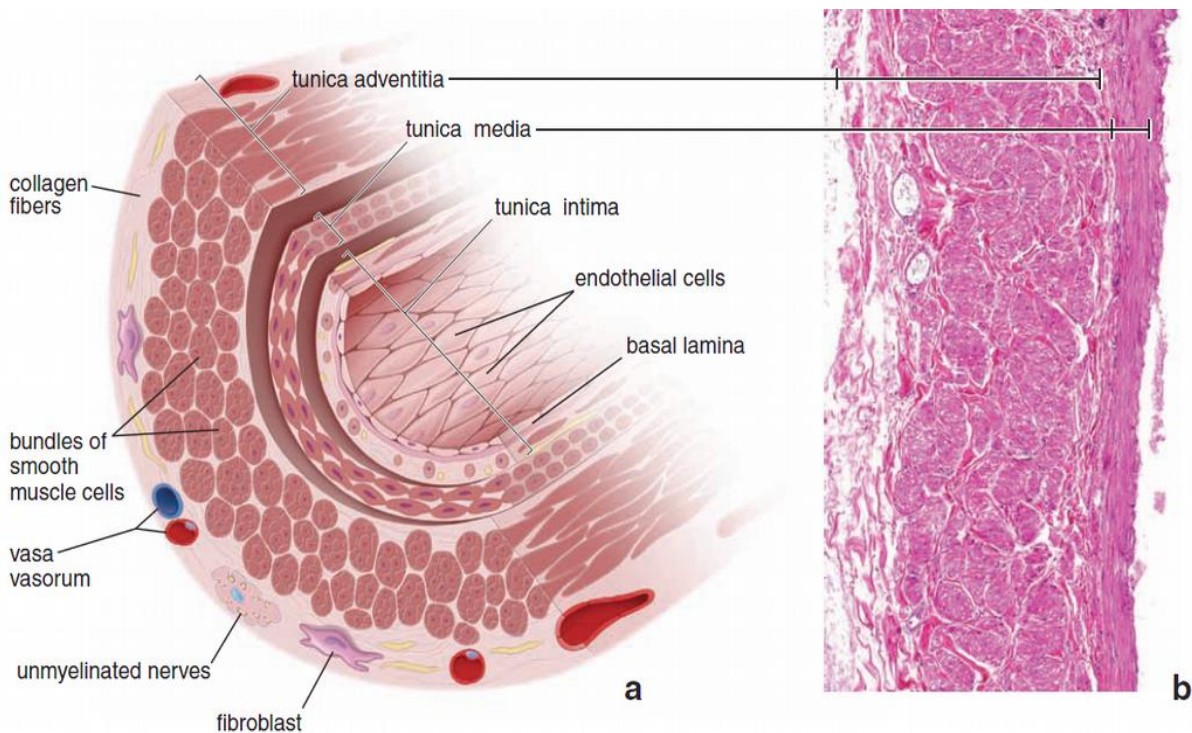
2.6.2 ΦΛΕΒΕΣ

Οι φλέβες άγουν το αίμα από τους σωματικούς ιστούς πίσω στην καρδιά. Γενικά, η διάμετρος των φλεβών είναι μεγαλύτερη από τη αντίστοιχη των αρτηριών οποιουδήποτε τύπου, έχουν όμως λεπτότερα τοιχώματα αφού δεν τους ασκούνται υψηλές πιέσεις. Όπως και οι αρτηρίες, έτσι και οι φλέβες αποτελούνται από τρεις -λιγότερο σαφώς καθορισμένους- ομόκεντρους χιτώνες: τον έσω, τον μέσο και τον έξω χιτώνα ενώ έχουν λιγότερα στρώματα λείων μυικών κυττάρων στον μέσο χιτώνα από τις αντίστοιχες φλέβες. Τέλος, πολλές φλέβες, ειδικότερα εκείνες που μεταφέρουν αίμα σε κατεύθυνση ενάντια της βαρύτητας, έχουν βαλβίδες για να αποτρέπεται η παλινδρόμηση του αίματος. Οι

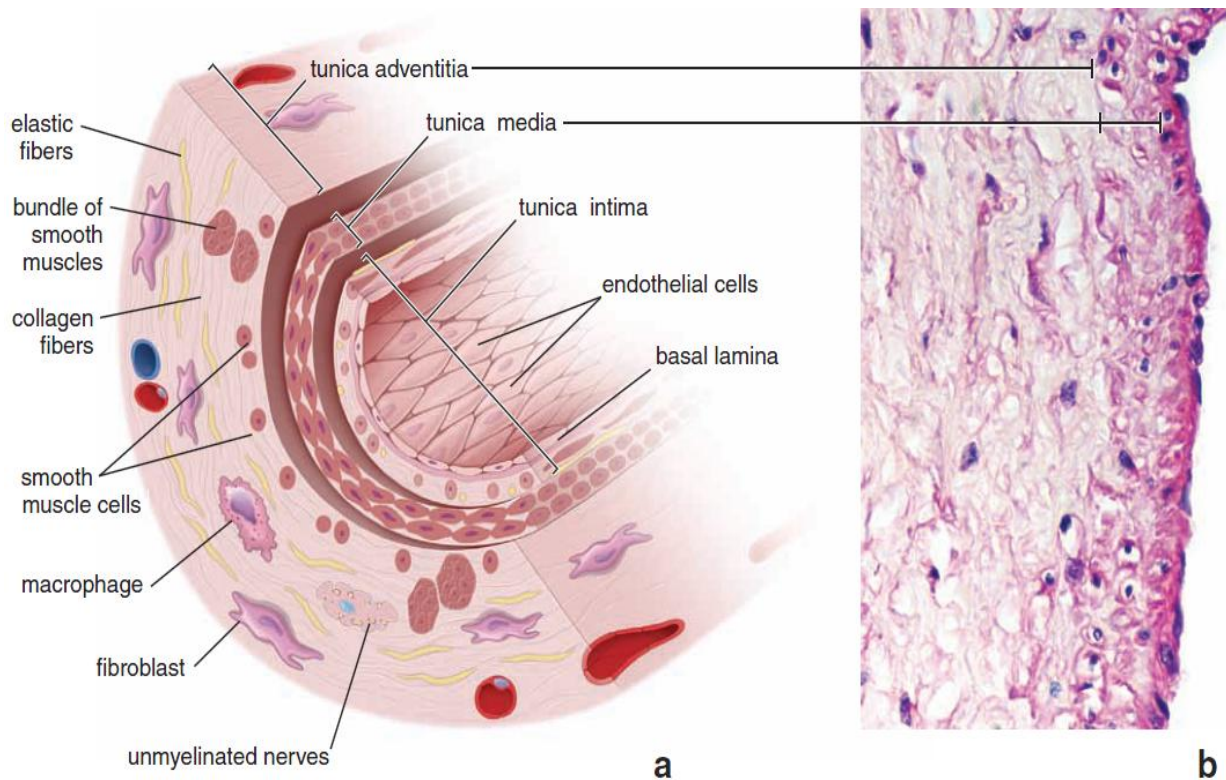
φλέβες ανάλογα με το μέγεθός τους διακρίνονται σε μεγάλες, μεσαίου μεγέθους, μικρές φλέβες και φλεβίδια.

2.6.2.1 ΜΕΓΑΛΕΣ ΦΛΕΒΕΣ

Φλέβες με διάμετρο μεγαλύτερη του 1 cm κατηγοριοποιούνται ως μεγάλες φλέβες. Στην κατηγορία αυτή συμπεριλαμβάνονται τα πλησίον της καρδιάς μεγάλα φλεβικά στελέχη. Έχουν ανεπτυγμένο έσω χιτώνα πλούσιο σε ελαστικές ίνες και λεπτότερο μέσο χιτώνα με λίγες στοιβάδες λείων μυικών κυττάρων και άφθονο συνδετικό ιστό. Το σύνορο μεταξύ έσω και μέσου χιτώνα δεν είναι σαφές. Ο έξω χιτώνας είναι ο παχύτερος και ο καλύτερα ανεπτυγμένος εκ των τριών στις φλέβες. Επιπλέον του κολλαγόνου, των ελαστικών ινών και ινοβλαστών, ο έξω χιτώνας περιέχει επιμηκώς διατεταγμένα λεία μυικά κύτταρα. Οι φλέβες αυτές έχουν στο εσωτερικό τους βαλβίδες, δύο ημισεληνοειδείς πτυχές του έσω χιτώνα που προβάλλουν στον αυλό. Συντίθενται από συνδετικό ιστό πλούσιο σε ελαστικές ίνες επενδύομενες και από τις δύο πλευρές με ενδοθήλιο. Οι βαλβίδες, πολυάριθμες στις φλέβες των άκρων, συμβάλλουν στην επαναφορά του χαμηλής πίεσης αίματος στην καρδιά σε συνδυασμό με τη σύσπαση σκελετικών μυών που περιβάλλουν τις φλέβες.



Εικόνα 2.12 : (a) Σχηματική αναπαράσταση
(b) μικροφωτογραφία μεγάλης φλέβας (Ross and Pawlina, 2015, Κεφ. 13)



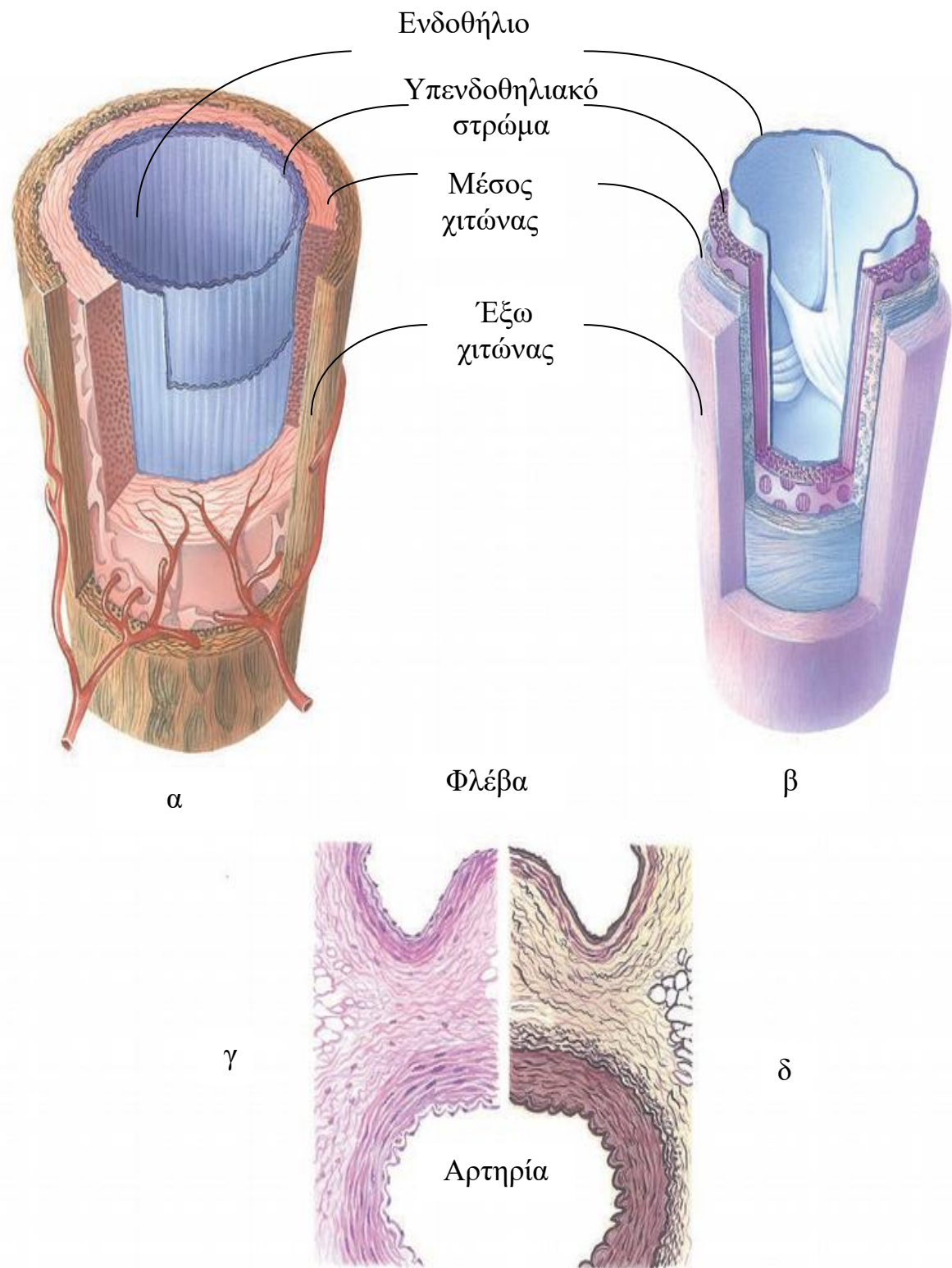
Εικόνα 2.13 : (α) Σχηματική αναπαράσταση
 (β) μικροφωτογραφία μέσου μεγέθους φλέβας (Ross & Pawlina, 2015, Κεφ. 13)

2.6.2.2 ΜΕΣΟΥ ΜΕΓΕΘΟΥΣ ΦΛΕΒΕΣ

Οι μέσου μεγέθους φλέβες έχουν διάμετρο μέχρι 1 cm, συνοδεύουν αντίστοιχες αρτηρίες και απάγουν το αίμα από τα περισσότερα μέρη του σώματος. Αποτελούνται επίσης από τρεις χιτώνες. Ο έσω χιτώνας διαθέτει ενδοθήλιο, βασική μεμβράνη και ελαστικές ίνες οι οποίες δεν σχηματίζουν στοιβάδα ώστε να έχουν χαρακτηριστικά έσω ελαστικής μεμβράνης. Ο μέσος χιτώνας διαθέτει λείες μυικές ίνες που αναμιγνύονται με ίνες κολλαγόνου και ινοβλάστες. Ο έξω χιτώνας, επίσης ο παχύτερος εκ των τριών, συντίθεται από δέσμες κολλαγόνου και ελαστικές ίνες.

2.6.2.3 ΜΙΚΡΕΣ ΦΛΕΒΕΣ ΚΑΙ ΦΛΕΒΙΔΙΑ

Στην κατηγορία των μικρών φλεβών κατατάσσονται φλέβες με διάμετρο μικρότερη του 1 mm. Τα φλεβίδια με τη σειρά τους διακρίνονται σε μετατριχοειδή και μυικά φλεβίδια των οποίων η συνέχεια είναι οι μικρές φλέβες. Τα μετατριχοειδή φλεβίδια χαρακτηρίζονται από την παρουσία περικυττάρων στη θέση του μέσου χιτώνα.



Εικόνα 2.14 : (α) Δομή μυϊκής αρτηρίας, (β) δομή μεγάλης φλέβας, (γ) ιστολογική τομή με χρώση αιματοξυλίνης-ηωσίνης και (δ) ιστολογική τομή με χρώση ορσεΐνης.

Τα τοιχώματά τους είναι περισσότερο διαπερατά από ουσίες παρά τα τοιχώματα των μυικών φλεβιδίων ή ακόμα και των τριχοειδών. Το ενδοθήλιο των μετατριχοειδών φλεβιδίων είναι η κύρια τοποθεσία δράσης αγγειοενεργών παραγόντων όπως η ισταμίνη και η σεροτονίνη. Απόκριση σε αυτούς τους παράγοντες έχει ως αποτέλεσμα την εξαγγείωση υγρού και την μετακίνηση λευκών αιμοσφαιρίων, μέσω διαπίδυσης, από τον αυλό κατά τη διάρκεια φλεγμονών ή αλλεργικών αντιδράσεων. Οι ουσίες αυτές δρουν στα φλεβίδια αυξάνοντας την μεσοκυττάρια απόσταση μεταξύ των μεμβρανών γειτονικών ενδοθηλιακών κυττάρων καθιστώντας τα πιο επιρρεπή σε “διαρροές” (Gartner and Hiatt, 2013). Η κάλυψη των περικυττάρων είναι πιο εκτενής στα μετατριχοειδή φλεβίδια παρά στα τριχοειδή.

Τα μυικά φλεβίδια διαχωρίζονται από τα μετατριχοειδή από την παρουσία μέσου χιτώνα. Έχουν διάμετρο κατά μέγιστο 0,1 mm και ο μέσος χιτώνας τους αποτελείται από 1-2 στοιβάδες λείου μυ. Διαθέτουν πολύ λεπτό έξω χιτώνα ενώ δεν έχουν καθόλου περικύτταρα. Οι μικρές φλέβες αποτελούν τη δομική συνέχεια των μυικών φλεβιδίων με διαμέτρους μεταξύ 0,1 και 1 mm. Έχουν τρεις διακριτούς χιτώνες με 2-3 στοιβάδες μυικών κυττάρων στον μέσο χιτώνα και παχύτερο έξω χιτώνα από ότι τα φλεβίδια.

2.6.3 ΤΡΙΧΟΕΙΔΗ ΑΓΓΕΙΑ

Τα τριχοειδή αγγεία είναι τα μικρότερα αιμοφόρα αγγεία, με τυπική διάμετρο 8 - 10 μm και ενίοτε μικρότερη από την διάμετρο ενός ερυθρού κυττάρου (6 - 8 μm), ενώ το μήκος τους δεν ξεπερνά το 1 mm. Δημιουργούν ένα τεράστιο δίκτυο που επιτρέπει στο αίμα που μεταφέρει αέρια, θρεπτικές ουσίες αλλά και απόβλητα του μεταβολισμού να μετακινείται μέσω των λεπτών τοιχωμάτων τους. Το συνολικό μήκος των τριχοειδών αγγείων στο ανθρώπινο σώμα είναι κατά προσέγγιση 80.000 km.

Το κάθε τριχοειδές αγγείο αποτελείται από ένα και μοναδικό στρώμα ενδοθηλιακών κυττάρων μαζί με τη βασική μεμβράνη. Δεν διαθέτουν μυικά κύτταρα και επομένως δεν επιτελούν αγγειοκινητικές λειτουργίες. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα σχηματίζουν ένα σωλήνα τόσο μεγάλο όσο να επιτρέπει την διόδο ενός και μόνο ερυθρού αιμοσφαιρίου την φορά. Σε πολλά τριχοειδή, ο αυλός είναι ακόμα μικρότερης διαμέτρου οπότε τα ερυθροκύτταρα χρειάζεται να αλλάξουν σχήμα από πεπλατυσμένο δίσκο σε επίμηκες ωοειδές ώστε να μπορέσουν να διέλθουν.

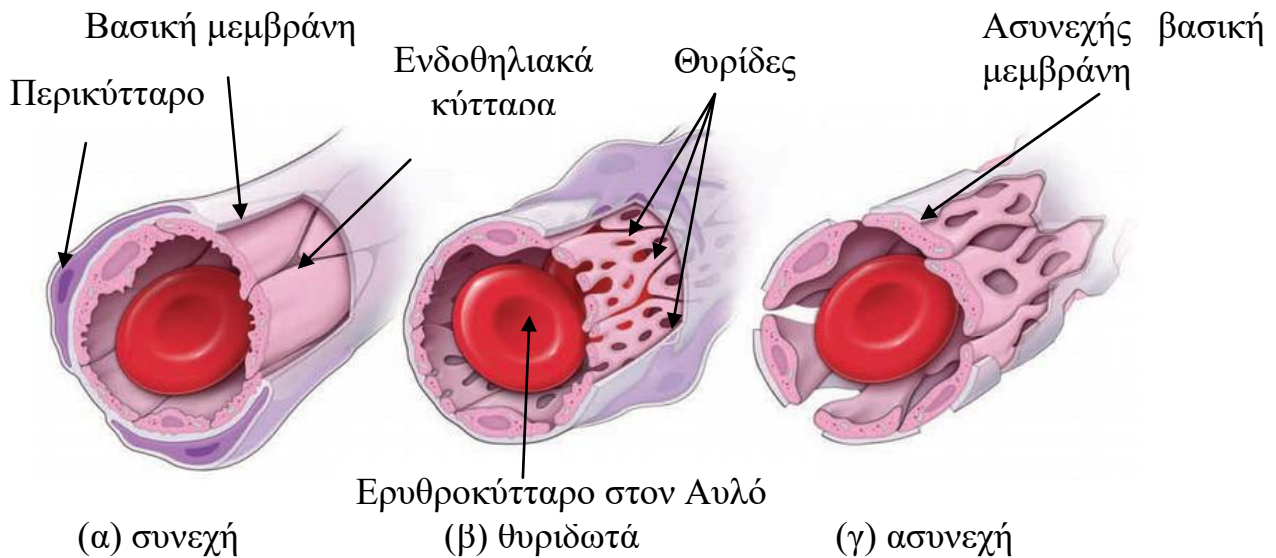
Τα ερυθροκύτταρα καταλαμβάνουν όλο τον αγγειακό αυλό μειώνοντας έτσι την διαδρομή διάχυσης αερίων και θρεπτικών ουσιών που μεταφέρουν. Τα τριχοειδή παρουσιάζουν επιλεκτική διαπερατότητα ρυθμίζοντας έτσι τις ουσίες που θα διέλθουν μέσω αυτών από το αίμα στους ιστούς και διακρίνονται σε τρεις τύπους: συνεχή (continuous), θυριδωτά (fenestrated) και ασυνεχή (discontinuous) ή εναλλακτικά κολλοειδή ή κολπώδη (sinusoid) τριχοειδή (Gartner and Hiatt, 2013).

Τα συνεχή τριχοειδή ελλείπονται θυρίδων στο τοίχωμά τους, επομένως έχουν αδιάσπαστο αγγειακό ενδοθηλιακό στρώμα εδραζόμενο σε συνεχή βασική μεμβράνη και παρουσιάζουν μόνο περιστασιακά πινοκυτταρικά κυστίδια. Απαντώνται σε περιοχές με συνδετικούς ιστούς, στους καρδιακούς, σκελετικούς και λείους μυς, σε περιφερικές νευρικές ίνες καθώς και στους πνεύμονες και στον θύμο αδένα. Τα κυστίδια έχουν τυπική διάμετρο 70 nm και είναι υπεύθυνα για την ενδοκύττωση και εξωκύττωση (transcytosis), διαδικασία κατά την οποία μεταφέρονται μεγαλύτερα μόρια από τον αυλό στους συνδετικούς ιστούς και αντίστροφα.

Τα θυριδωτά τριχοειδή απαντώνται κυρίως σε ενδοκρινείς αδένες και περιοχές όπου παρατηρείται απορρόφηση υγρών όπως στη χοληδόχο κύστη, στα νεφρά, στο πάγκρεας και την περιοχή των εντέρων. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα χαρακτηρίζονται από πληθώρα κυκλικών ανοιγμάτων, τις θυρίδες, με τυπικές διαμέτρους 70 – 80 nm, οι οποίες δημιουργούν κανάλια διαμέσου του τριχοειδούς τοιχώματος. Κατά μήκος του ανοίγματος των θυρίδων παρατηρείται το διάφραγμα, μια πολύ λεπτή μη μεμβρανώδης δομή. Οι θυρίδες συνιστούν μεταφορικές περιοχές κατά μήκος των τριχοειδών οι οποίες ονομάζονται πόροι φιλτραρίσματος και οι οποίοι δεν είναι απολύτως διαπερατοί για το πλάσμα. Στη γαστροϊσοφαγική οδό και χοληδόχο κύστη, τα θυριδωτά τριχοειδή έχουν λιγότερες θυρίδες και παχύτερο τοίχωμα όταν δεν παρατηρείται απορρόφηση. Κατά την απορρόφηση, το τοίχωμα γίνεται λεπτότερο και ο αριθμός των θυρίδων αλλά και των πινοκυτταρικών κυστιδίων αυξάνεται τάχιστα.

Τα ασυνεχή τριχοειδή απαντώνται στο ήπαρ, το σπλήνα και τον μυελό των οστών. Είναι μεγαλύτερα σε διάμετρο και με ακανόνιστο σχήμα σε σχέση με τα άλλα τριχοειδή. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα που επενδύουν τα ασυνεχή τριχοειδή έχουν μεγάλα ανοίγματα στο κυτταρόπλασμά τους και χωρίζονται από φαρδιά, ακανόνιστου σχήματος μεσοκυττάρια χάσματα τα οποία επιτρέπουν την διάβαση πρωτεϊνών που περιέχει το πλάσμα του αίματος. Τα ενδοθηλιακά κύτταρα εδράζονται στην επίσης ασυνεχή βασική μεμβράνη. Τα δομικά

χαρακτηριστικά των ασυνεχών τριχοειδών ποικίλουν από όργανο σε όργανο και περιλαμβάνουν εξειδικευμένα κύτταρα. Παράδειγμα είναι τα κύτταρα Kupffer, ατρακτοειδή μονοπύρρηνα μακροφάγα για καταστροφή γερασμένων ερυθρών αιμοσφαιρίων και τα κύτταρα Ito, κύτταρα για αποθήκευση της βιταμίνης A, που απαντώνται αμφότερα στο ήπαρ σε συνδυασμό με ενδοθηλιακά κύτταρα των ηπατικών κόλπων.



Εικόνα 2.15 : Σχηματική αναπαράσταση των τριών τύπων τριχοειδών.

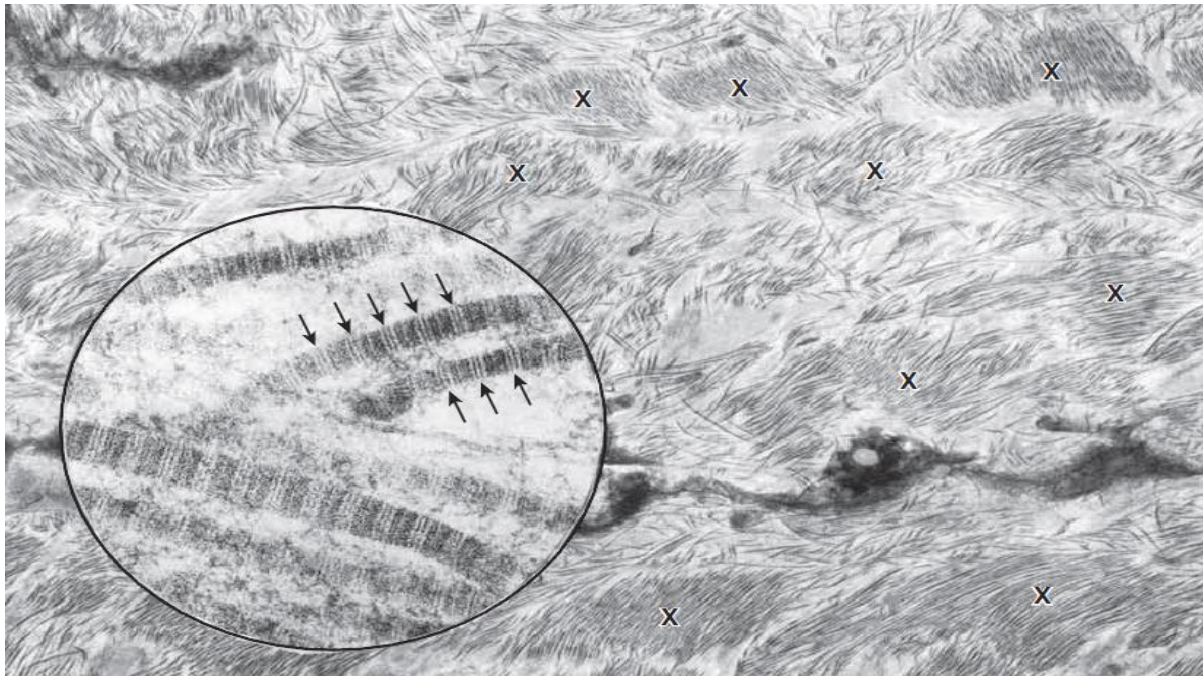
2.7 ΚΟΛΛΑΓΟΝΟ

Οι ίνες κολλαγόνου συντίθενται στα αγγειακά λεία μυϊκά κύτταρα της έσω στοιβάδας του αγγείου από πρωτεΐνη που αποτελείται από μακριές πεπτιδικές αλυσίδες και είναι η πιο άφθονη δομική συνιστώσα του συνδετικού ιστού. Είναι άκαμπτες και έχουν αξιόλογα υψηλή εφελκυστική αντοχή εξασφαλίζοντας την δομική ακεραιότητα των αγγείων έναντι των δυνάμεων που ασκούνται από την κυκλοφορία του αίματος. Υπό το οπτικό μικροσκόπιο, οι ίνες κολλαγόνου εμφανίζονται ως δομές με κυματοειδή μορφή μεταβλητού πλάτους και ακαθόριστου μήκους.

Υπό το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο διέλευσης (TEM), οι ίνες κολλαγόνου εμφανίζονται ως δεμάτια λεπτών νηματοειδών υπομονάδων. Οι υπομονάδες αυτές είναι ινίδια κολλαγόνου. Σε μια μεμονωμένη ίνα κολλαγόνου, τα ινίδια είναι ομοιόμορφα ως προς τη διάμετρο τους. Διαφέρουν όμως στο μέγεθος ανάλογα με την τοπογραφία που βρίσκονται και το στάδιο ανάπτυξής τους. Σε

αναπτυσσόμενους ή άωρους ιστούς, τα ινίδια έχουν διάμετρο 15 – 20 nm. Σε πυκνό συνδετικό ιστό που συναντάται στους τένοντες ή άλλους ιστούς που υπόκεινται σε αξιοσημείωτη καταπόνηση, η διάμετρος των ινιδίων μπορεί να φτάσει και τα 300 nm.

Όταν παρατηρούνται υπό το ηλεκτρονικό μικροσκόπιο διέλευσης (Εικόνα 2.16), τα ινίδια κολλαγόνου παρουσιάζουν ακολουθία πυκνά διατεταγμένων κάθετων ζωνών που επαναλαμβάνονται κάθε 68 nm κατά μήκος του ινιδίου. Το ζωστηρωτό αυτό μοτίβο παρατηρείται και όταν τα ινίδια κολλαγόνου εξετάζονται υπό μικροσκόπιο ατομικής δύναμης (AFM) (Εικόνα 2.17).



Εικόνα 2.16 : Ινίδια κολλαγόνου σε πυκνό συνδετικό ιστό. Παρατηρούνται συσσωματώματα δεματίων (X) ενώ αλλού τα ινίδια είναι αραιά. Ένθετο: επιμήκης διάταξη ινιδίων κολλαγόνου του ίδιου δείγματος. Με βέλη σημειώνεται το ζωστηρωτό μοτίβο. Μεγέθυνση x9500 και x75000 αντίστοιχα.

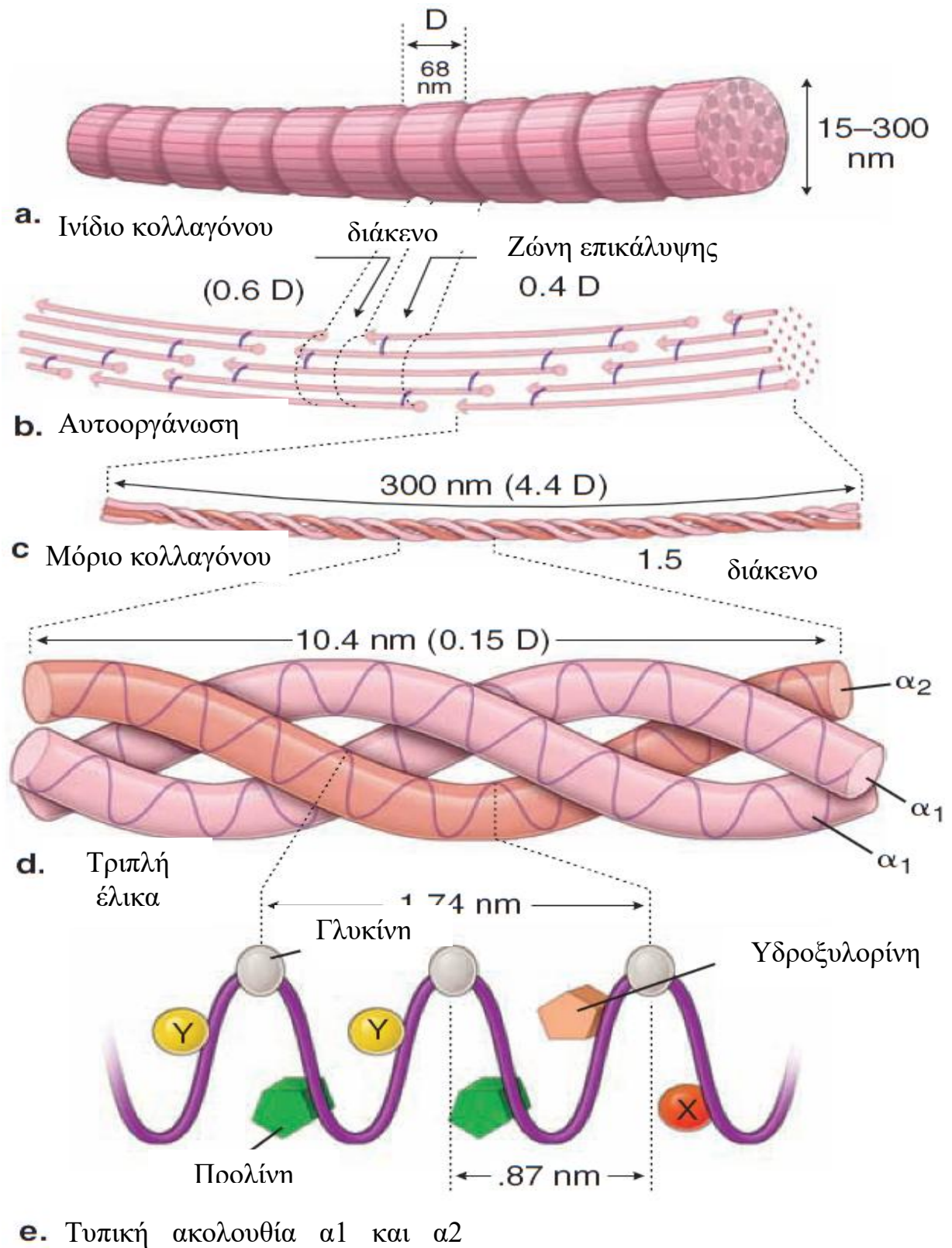
Το ζωστηρωτό μοτίβο αντικατοπτρίζει την εσωτερική δομή των υπομονάδων των ινιδίων και ειδικότερα το μέγεθος και το σχήμα των μορίων κολλαγόνου καθώς και την διάταξή των μορίων που συνθέτουν το κολλαγόνο. Τα μόρια κολλαγόνου (τροποκολλαγόνο), με μέγεθος 300 nm σε μήκος και 1,5 nm σε πάχος και διαθέτουν δύο άκρα που ονομάζονται κεφαλή και ουρά αντίστοιχα.



Εικόνα 2.17 : Ινίδια κολλαγόνου σε πυκνό συνδετικό ιστό. Απεικόνισιμέσω μικροσκοπίου ατομικής δύναμης (AFM). Μεγέθυνση x65000.

Μέσα σε κάθε ινίδιο, τα μόρια κολλαγόνου ευθυγραμμίζονται σε επικαλυπτόμενες σειρές. Ανάμεσα στα συνεχόμενα μόρια μιας σειράς παρατηρείται ένα κενό ενώ η μεταξύ γειτονικών σειρών μετατόπιση είναι ίση με το 1/4 του συνολικού μήκους του ινιδίου (quarter - staggered alignment) (Εικόνα 2.18). Η εφελκυστική αντοχή του ινιδίου οφείλεται στους ομοιοπολικούς δεσμούς μεταξύ των μορίων κολλαγόνου γειτνιαζόντων σειρών και όχι στην σύνδεση μεταξύ κεφαλής – ουράς δύο εν σειρά μορίων.

Ένα απλό μόριο κολλαγόνου αποτελείται από 3 πολυπεπίδια γνωστά και ως α-αλυσίδες (α chains). Οι α-αλυσίδες πλέκονται και σχηματίζουν μια τριπλή δεξιόστροφη έλικα. Κάθε τρίτο αμινοξύ στην αλυσίδα είναι ένα μόριο γλυκίνης εκτός και αν πρόκειται για το τέλος της α-αλυσίδας. Ένα μόριο υδροξυπρολίνης ή υδροξυυλσίνης προηγείται του μορίου γλυκίνης και ένα μόριο προλίνης έπεται του μορίου γλυκίνης σε κάθε αλυσίδα. Οι α-αλυσίδες που συνθέτουν την έλικα δεν είναι όμοιες μεταξύ τους. Ποικίλουν σε μέγεθος από 600 έως 3000 αμινοξέα ενώ έχουν ταυτοποιηθεί τουλάχιστον 42 διαφορετικοί τύποι α-αλυσίδων οι οποίοι κωδικοποιούνται σε διαφορετικά γονίδια.



Εικόνα 2.18 : Σχηματικό διάγραμμα του μοριακού χαρακτήρα κολλαγόνου τύπου I. (e) η θέση X έπεται της γλυκίνης ενώ η θέση Y προηγείται. Κάθε θέση καταλαμβάνεται από διαφορετικά αμινοξέα.

Οι διαφορετικοί τύποι κολλαγόνου όπως τύπου I, II, III, IV, V κ.ο.κ αποτελούνται από διαφορετικούς συνδυασμούς α-αλυσίδων και εξυπηρετούν διαφορετική λειτουργία.

Πιο συγκεκριμένα, το κολλαγόνο τύπου I αποτελείται από 2 α1(I)-αλυσίδες και 1 α2(I)-αλυσίδα, απαντάται στους συνδετικούς ιστούς του δέρματος, των οστών, των τενόντων, των συνδέσμων, αποτελεί το 90% του συνολικού σωματικού κολλαγόνου και κύρια λειτουργία του είναι να παρέχει αντίσταση κατά την επιβολή δυνάμεων που τείνουν να το εκτείνουν.

Το κολλαγόνο τύπου II αποτελείται από 3 όμοιες α1(II)-αλυσίδες, απαντάται στον χόνδρο και τους μεσοσπονδύλιους δίσκους και παρέχει αντίσταση σε ασυνεχώς ασκούμενη πίεση.

Όσον αφορά τις μηχανικές ιδιότητες των επιμέρους ινών κολλαγόνου ή ινιδίων κολλαγόνου, η βιβλιογραφία περιέχει πειραματικές μελέτες των οποίων τα αποτελέσματα δεν είναι σύμφωνα. Η ασυμφωνία οφείλεται κυρίως στη βιολογική μεταβλητότητα των ινών αλλά και στις συνθήκες υπό τις οποίες διεξήχθησαν τα πειράματα. Οι Kato και συνεργάτες (1989) μελέτησαν ζωικό ανασυσταθέν (reconstituted) κολλαγόνο αλλά και ίνες προερχόμενες από τένοντες της ουράς αρουραίων. Οι ίνες του ανασυσταθέντος κολλαγόνου είχαν διάμετρο 25 μm, του κολλαγόνου από τους αρουραίους 50 – 100 μm ενώ το μέγεθος που μετρήθηκε ήταν η μονοαξονική εφελκυστική τους αντοχή αλλά και το μέτρο ελαστικότητας. Από τα πειράματα προέκυψε ότι το μέγιστο φορτίο θραύσης των ανασυσταθέντων υγρών ινών είναι 30 – 60 MPa ενώ των υγρών ινών από αρουραίους μέχρι και 40 MPa.

Οι ξηρές ίνες κολλαγόνου παρουσίασαν μεγαλύτερη αντοχή αλλά και μη γραμμική συμπεριφορά ανάλογα με την επιβαλλόμενη τάση. Παρατηρήθηκαν παραμορφώσεις έως και 20% ενώ τα μέτρα ελαστικότητας υπολογίστηκαν από 0,5 GPa σε υγρές ίνες και 3 – 5 GPa σε ξηρές ίνες ανάλογα με την πρότερη κατεργασία εξαγωγής και απομόνωσης τους. Οι Nestler και συνεργάτες (1983), χρησιμοποιώντας ίνες κολλαγόνου από δέρμα αρουραίων υπολόγισαν το μέτρο ελαστικότητας στα 4 GPa. Σε πιο πρόσφατη μελέτη (Wenger et al., 2007), χρησιμοποιώντας τεχνική της μικροσκοπίας ατομικής δύναμης (AFM), το μέτρο ελαστικότητας ινιδίων κολλαγόνου διαμέτρου 50 - 200 nm προερχόμενο από ουρά αρουραίου μετρήθηκε στο εύρος 5 - 11,5 GPa.

Οι συγγραφείς αναφέρουν ότι το μεγάλο εύρος τιμών οφείλεται κατά 50% στην διαφορετικότητα των επιμέρους ινιδίων κολλαγόνου, κατά 30% στην

διαφορετική κατάσταση ενυδάτωσης του κάθε ινιδίου και κατά 20% στην πειραματική μέθοδο. Στην ίδια μελέτη συνοψίζονται αποτελέσματα παλαιότερων μελετών όπου μετρήθηκε το μέτρο ελαστικότητας ινιδίων κολλαγόνου και αναφέρονται μεγέθη από 14,7 GPa για επίπεδα σχετικής υγρασίας στο 30% μέχρι και 21,5 GPa για 0% σχετική υγρασία στο δείγμα. Σε άλλη μελέτη (Silver et al., 2001), το μέτρο ελαστικότητας του κολλαγόνου του δέρματος μετρήθηκε ως 4,4 GPa. Ομοίως, έχουν προταθεί θεωρητικά μοντέλα για προσομοίωση των μηχανικών ιδιοτήτων ενός μεμονωμένου ινιδίου κολλαγόνου χρησιμοποιώντας συνδυασμό ιξωδοελαστικών στοιχείων Kelvin-Voigt σε σειριακή σύνδεση με ελατήριο (Sorakayang et al., 2012). Η αδυναμία του μοντέλου να προσομοιώσει επιτυχώς και πλήρως την παρατηρούμενη συμπεριφορά αντικατοπτρίζει την πολυπλοκότητα στη δομή του αλλά και τη σημασία των αλληλεπιδράσεων των ινών κολλαγόνου με την εξωκυττάρια ουσία.

Οι ίνες κολλαγόνου είναι ιξωδοελαστικές (Nestler et al., 1983) και εμφανίζονται στους συνδετικούς ιστούς σε ποικιλία διαμέτρων και γεωμετριών. Συνοψίζοντας, το κολλαγόνο είναι αρκετά δύσκαμπτο και σχηματίζει κυματοειδείς ίνες στο αρτηριακό τοίχωμα. Αυτές οι ίνες μπορούν είτε να είναι διατεταγμένες σε ομάδες σχηματίζοντας τον έξω αρτηριακό χιτώνα, είτε να διανέμονται σε δέσμες ανάμεσα στην ελαστίνη και τα αγγειακά λεία μυικά κύτταρα, είτε να διατάσσονται ως μεμονωμένες λεπτές ίνες γύρω από τα αγγειακά λεία μυικά κύτταρα.

Ειδικά στην αορτή και λιγότερο στις αρτηρίες, όταν τους επιβάλλονται υψηλές πιέσεις, διαστέλλεται και οι κυματιστές ίνες του κολλαγόνου ευθυγραμμίζονται και αρχίζουν να παραλαμβάνουν μέρος της ασκούμενης πίεσης. Καθώς το κολλαγόνο είναι εξαιρετικά δύσκαμπτο, το αγγείο σταματά την περαιτέρω διαστολή του και έτσι προστατεύεται από πιθανή ρήξη (Σασσάνη, 2016).

2.8 ΕΛΑΣΤΙΚΕΣ ΙΝΕΣ

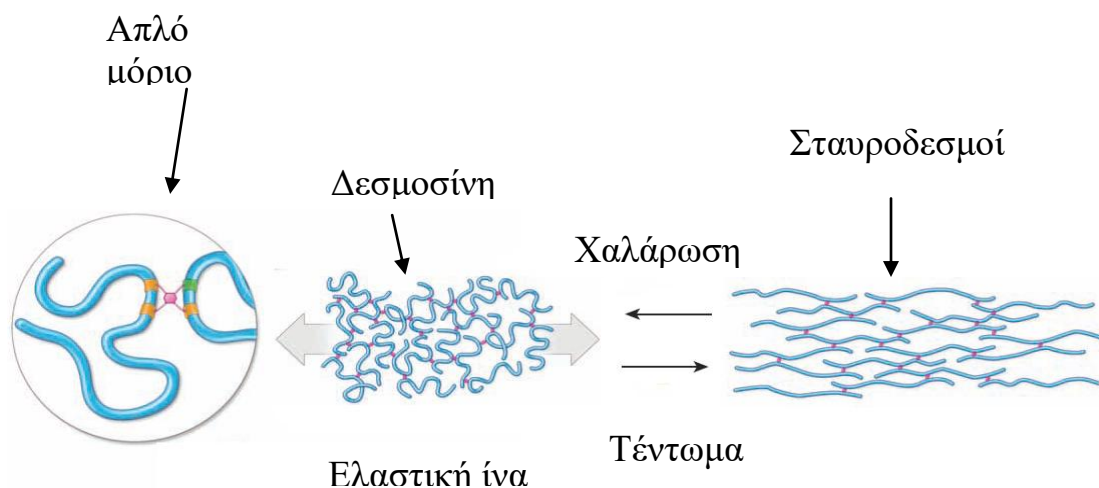
Οι ελαστικές ίνες αποτελούν την κύρια εξωκυττάρια ουσία των σπονδυλικών συνδέσμων, του λάρυγγα και των ελαστικών αρτηριών και είναι απολύτως απαραίτητες για την αντιμετώπιση των μηχανικών φορτίων της αρτηριακής πίεσης από τα αιμοφόρα αγγεία. Οι ελαστικές ίνες είναι συνήθως λεπτότερες των

ινών κολλαγόνου και διατάσσονται σε κλαδοφυές πρότυπο για να δημιουργήσουν ένα τρισδιάστατο δίκτυο.

Συνυφαίνονται με ίνες κολλαγόνου για να μειώσουν την επεκτασιμότητα των ιστών και να αποτρέψουν την ρήξη τους λόγω υπερβολικού τεντώματος. Οι ελαστικές ίνες παράγονται από τα ίδια κύτταρα που παράγεται και το κολλαγόνο δηλαδή από τους ινοβλάστες και τα λεία μυικά κύτταρα. Σε αντίθεση με τις ίνες κολλαγόνου, οι ελαστικές ίνες συνίστανται από δύο διαφορετικές δομικές συνιστώσες: έναν κεντρικό πυρήνα δομικά άμορφης ελαστίνης σε ποσοστό 92% και ένα περιβάλλον δίκτυο μικροϊνιδίων ινιδίνης (fibrillin microfibrils) και εμιλίνη (emilin) σε ποσοστό 8% (Ross, 1973).

Η ελαστίνη είναι μια πρωτεΐνη, όπως το κολλαγόνο, η οποία είναι πλούσια σε γλυκίνη, βαλίνη, αλανίνη και προλίνη. Σε αντίθεση με το κολλαγόνο, είναι πτωχή σε υδροξυπρολίνη (~ 1 %) (Ross, 1973) ενώ δεν διαθέτει καθόλου υδροξυλυσίνη. Η τυχαία κατανομή των μορίων γλυκίνης καθιστά το μόριο της ελαστίνης υδρόφοβο επιτρέποντας την τυχαία περιέλιξη των ινών του. Αυτό επιτρέπει στις ελαστικές ίνες να “γλιστρούν” η μια πάνω στην άλλη ή να τεντώνονται και να επανέρχονται στην αρχική τους κατάσταση. Η ελαστίνη περιέχει επίσης δεσμοσίνη και ισοδεσμοσίνη, δύο μεγάλα αμινοξέα, μοναδικά στην ελαστίνη, τα οποία είναι υπεύθυνα για τους ομοιοπολικούς δεσμούς μεταξύ των ίδιων των μορίων ελαστίνης.

Οι ομοιοπολικοί αυτοί δεσμοί συνδέουν 4 από τα συνιστώμενα μόρια της ελαστίνης με σταυροδεσμούς δεσμοσίνης ή ισοδεσμοσίνης. Οι δεσμοί αυτοί καθώς και η ικανότητα ολίσθησης των ινιδίων προσδίδουν στην ελαστίνη τις ελαστικές της ιδιότητες. Η ινιδίνη (fibrillin) και η εμιλίνη (emilin) είναι οι δύο άλλες πρωτεΐνες που δομούν τις ελαστικές ίνες. Η πρώτη σχηματίζει ινίδια διαμέτρου 10 - 12 nm, στους ανθρώπους, τα οποία αποτελούν την βάση στην οποία εναποτίθεται αργότερα η ελαστίνη για την δημιουργία ελαστικών ινών. Η δεύτερη απαντάται στην διεπιφάνεια ελαστίνης - ινιδίνης και ρυθμίζει την εναπόθεση της ελαστίνης στα μικροϊνίδια ινιδίνης κατά την ελαστογένεση. Οι ελαστικές ίνες είναι ασθενέστερες ως προς την αντοχή, μαλακότερες και περισσότερο διατάσιμες από τις ίνες κολλαγόνου ενώ η παραγωγή τους γίνεται παράλληλα με την παραγωγή ινών κολλαγόνου.



Εικόνα 2.19 : Σχηματικό διάγραμμα δομής και αλληλεπίδρασης των μορίων ελαστίνης. απλό μόριο ελαστίνης.

Δυσλειτουργία στα γονίδια που ελέγχουν τη σύνθεση των μικροϊνιδίων ινιδίνης έχει ως αποτέλεσμα την υπερβολική ελαστικότητα των ιστών αλλά και μεταβολή στη κυτταρική μορφολογία των ελαστικών αρτηριών λόγω διαφορετικών ιδιοτήτων των τοιχωμάτων τους. Η ποσότητα της ελαστίνης στο αγγειακό τοίχωμα βρίσκεται σε κατάσταση δυναμικής ισορροπίας, καθώς υπάρχει συνεχής αναδιοργάνωση των ελαστικών ινιδίων.

Για να διατηρηθεί η ομοιοστασία του αγγειακού τοιχώματος νέες ελαστικές ίνες παράγονται και εναποτίθενται συνεχώς (Robert, 2005). Παρόλα αυτά η ελαστίνη, όπως και το κολλαγόνο, υπόκειται σε γήρανση, εγγενή ή προκαλούμενη από το περιβάλλον λόγω έκθεσης σε υπεριώδη ακτινοβολία. Οι ίνες παρουσιάζουν σημάδια ελαστόλυσης, μεταβάλλεται η τρισδιάστατη δομή τους ενώ η έκφραση της ελαστίνης από το αντίστοιχο γονίδιο μειώνεται με την ηλικία και παρατηρείται σταδιακή εξαφάνιση του ελαστικού ιστού από το επιθήλιο του δέρματος (Tzaphlidou, 2004).

Όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία (Ross, 1973), τα ελαστικά μικροϊνίδια δεν παίζουν κανένα ρόλο στις μηχανικές ιδιότητες των ελαστικών ινών. Παρόλα αυτά, οι ελαστικές ίνες σε συνδυασμό με τις ίνες κολλαγόνου βελτιώνουν την αντοχή των αρτηριών επιτρέποντάς τους να φέρουν μεγαλύτερα φορτία παρά στην περίπτωση απουσίας κολλαγόνου. Στο δέρμα, το ποσοστό της ελαστίνης είναι λιγότερο του 1% και δεν φαίνεται να συνεισφέρει σημαντικά στις μηχανικές ιδιότητες όπως προέκυψε από πειράματα σε δέρμα αρουραίων (Oxlund et al., 1988). Η σημαντική συνεισφορά της ελαστίνης βρίσκεται στον

μηχανισμό επαναφοράς της στην αρχική της κατάσταση, μια συμπεριφορά που ομοιάζει ανάκρουσης, η οποία παρατηρείται μετά την επιβολή δύναμης ή παραμόρφωσης.

Για μελέτη των μηχανικών ιδιοτήτων της ελαστίνης έχει γίνει η παραδοχή ότι περιγράφεται ικανοποιητικά από ένα ελαστικό πολυμερές (Dorrington and McCrum, 1977) και έχουν δοκιμαστεί διάφορα “rubber-like” μοντέλα με ιξωδοελαστικές και θερμοελαστικές ιδιότητες χωρίς όμως συνεπή αποτελέσματα (Andrady and Mark, 1980; Hove and Flory, 1974). Για διάφορα βιολογικά δείγματα όπως αορτή, τένοντες, σκληρή μήνιγξ, περικάρδιο και δέρμα υπάρχουν διαθέσιμα δεδομένα (Dunn and Silver, 1983) που διαχωρίζουν την ελαστική από την ιξώδη συνιστώσα και ερμηνεύουν την προέλευση και συμπεριφορά των διαγραμμάτων τάσης – παραμόρφωσης.

Χαρακτηριστικό αποτέλεσμα είναι ότι στο ανθρώπινο θωρακικό και κοιλιακό δέρμα, η τάση θραύσης του είναι 6,9 MPa με συνολική παραμόρφωση ίση με 100% ενώ στον κύριο ψοΐτη τένοντα οι τιμές είναι 21,6 MPa και 45% αντίστοιχα. Άλλη μελέτη (Silver et al., 2001) εστιάζεται στη μέτρηση του μέτρου ελαστικότητας της ελαστίνης. Για την ελαστίνη του ανθρώπινου δέρματος προκύπτει ίσο με 4 MPa ενώ για ελαστίνη από τον αυχενικό σύνδεσμο ίσο με 4,53 MPa. Συσχετιζόμενη με της μηχανικές της ιδιότητες, η ελαστίνη παρατηρείται σε αγγεία και περιοχές οι οποίες εκτίθενται σε χρονικά μεταβαλλόμενη τάση με εξέχων παράδειγμα την ανιούσα αορτή και την αορτική ρίζα. Η τελευταία εκτείνεται σημαντικά κατά τη διάρκεια της συστολής, επανέρχεται στην αρχική της κατάσταση κατά τη διάρκεια της διαστολής και επομένως έχει τη μεγαλύτερη ποσότητα ελαστίνης.

Τα αγγεία που διαστέλλονται σε λιγότερο όπως η θωρακική και η κοιλιακή αορτή, έχουν προοδευτικά μικρότερη περιεκτικότητα σε ελαστίνης. Τα τριχοειδή και τα φλεβίδια, τα οποία δεν εκτίθενται σε υψηλές μεταβολές πίεσης, δεν περιέχουν ελαστίνη. Επομένως, η ποσότητα και η τοπογραφική συγκέντρωση της ελαστίνης στους διάφορους ιστούς μεταβάλλεται ανάλογα με το ρυθμό μεταβολής της τάσης (Σοκόλης, 1998).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 - ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΘΕΩΡΙΑΣ

3.1 ΘΕΩΡΙΑ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ

Η μηχανική μελετά την κατάσταση και συμπεριφορά των σωμάτων υπό την δράση φορτίσεων (δυνάμεων και ροπών). Για να είναι δυνατή η σύγκριση των αποτελεσμάτων μεταξύ κατασκευαστικών δομών διαφορετικής γεωμετρίας, τα μεγέθη που χρησιμοποιούνται ευρύτατα είναι η τάση σ και η ανηγμένη παραμόρφωση ε , έναντι της δύναμης F και της μεταβολής του μήκους ΔL . Η τάση σ ορίζεται ως η δύναμη F ανά μονάδα εμβαδού A ενώ η ανηγμένη παραμόρφωση, ε , ως η παραμόρφωση ΔL ανά μονάδα μήκους L δηλαδή:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad \text{και} \quad \varepsilon = \frac{\Delta L}{L}$$

Σύμφωνα με τους παραπάνω ορισμούς, η τάση έχει μονάδες δύναμης ανά επιφάνεια δηλαδή μονάδες πίεσης και εκφράζεται σε Pa και πολλαπλάσια αυτού ενώ η ανηγμένη παραμόρφωση είναι αδιάστατο μέγεθος. Τα μεγέθη σ και ε , όσο το υλικό βρίσκεται στην περιοχή της γραμμικής ελαστικότητας, συνδέονται μέσω του νόμου Hooke:

$$\sigma = \varepsilon \cdot E$$

όπου, E είναι το μέτρο ελαστικότητας του υλικού.

Ενδεικτικές τιμές του μέτρου ελαστικότητας E είναι 200 GPa για το ατσάλι και 70 GPa για το αλουμίνιο, ενώ για τα περισσότερα υλικά το μέτρο ελαστικότητας E είναι το ίδιο τόσο στον εφελκυσμό όσο και στη θλίψη. Στη γενικότερη περίπτωση, όπου οι φορτίσεις δεν είναι μόνο εφελκυστικές, θλιπτικές ή διατμητικές, η περιγραφή της συνθήκης φόρτισης γίνεται μέσω του τανυστή τάσης σ_{ij} ο οποίος περιέχει 9 στοιχεία:

$$\sigma_{ij} = \begin{pmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{pmatrix}$$

Τα εκτός της κύριας διαγωνίου στοιχεία αναπαριστούν τις διατμητικές τάσεις οι οποίες συμβολίζονται και ως τ_{ij} .

Λόγω ισορροπίας ροπών στις 3 διαστάσεις, προκύπτει ότι:

$$\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{yz} = \tau_{zy} \text{ και } \tau_{zx} = \tau_{xz}$$

δηλαδή ο τανυστής των τάσεων είναι συμμετρικός.

Επομένως, για να περιγραφεί η εντατική κατάσταση ενός φορτιζομένου σώματος απαιτούνται 6 ανεξάρτητες συνιστώσες τάσης, 3 ορθές και 3 διατμητικές. Με κατάλληλη επιλογή του συστήματος συντεταγμένων, ο τανυστής τάσεων δύναται να μετασχηματιστεί στον τανυστή κυρίων τάσεων όπου τα εκτός της κύριας διαγωνίου στοιχεία είναι μηδενικά.

Οι ανηγμένες παραμορφώσεις εκφράζονται ομοίως μέσω τανυστή όπως και οι τάσεις :

$$\epsilon_{ij} = \begin{pmatrix} \epsilon_{xx} & \epsilon_{xy} & \epsilon_{xz} \\ \epsilon_{yz} & \epsilon_{yy} & \epsilon_{yz} \\ \epsilon_{zx} & \epsilon_{zy} & \epsilon_{zz} \end{pmatrix}$$

Στην πιο γενική περίπτωση, χρησιμοποιώντας τον γενικευμένο νόμο του Hooke:

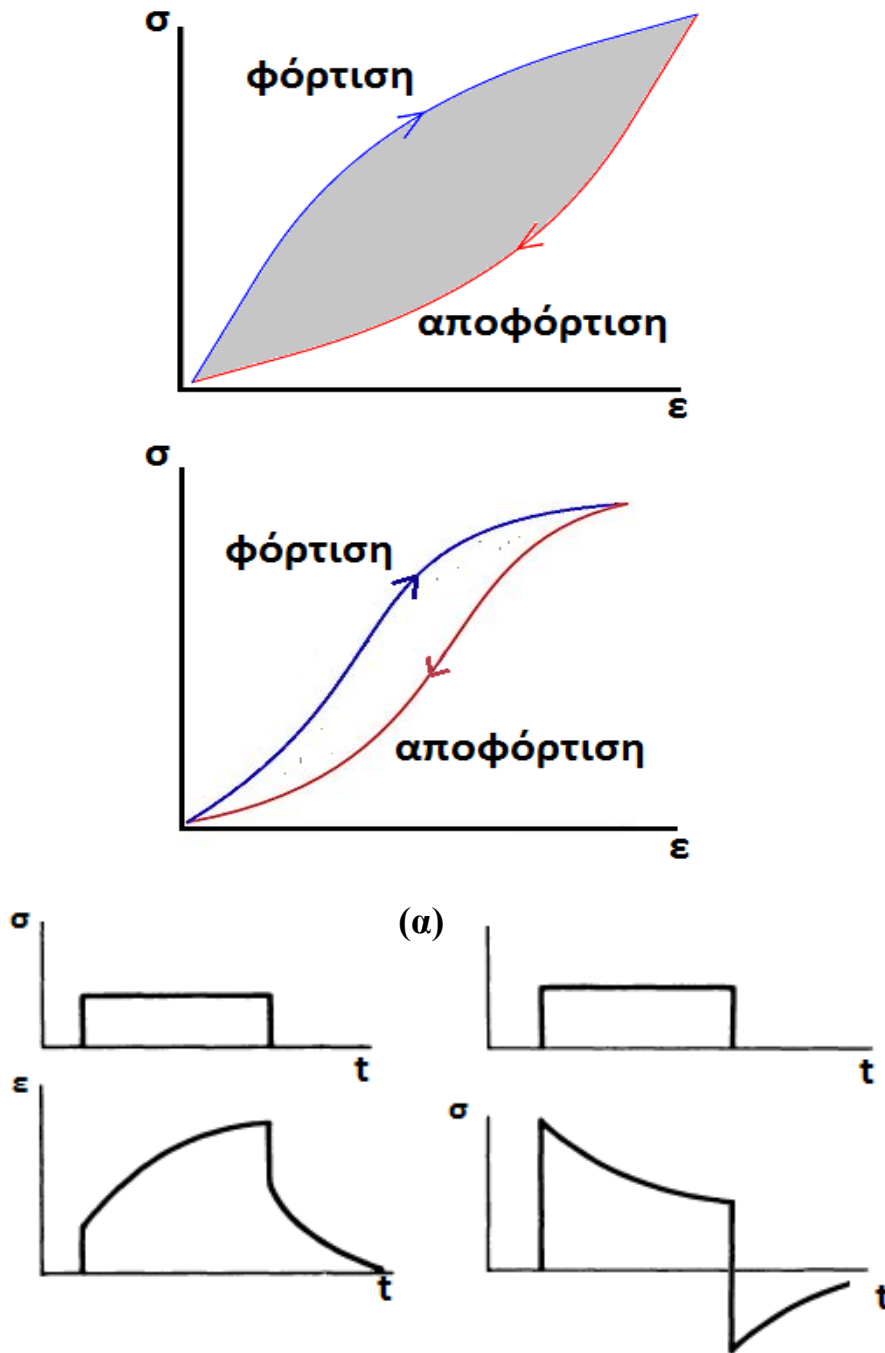
$$\sigma = \sum_{k,l=1:3}^3 C_{ijkl} \epsilon_{kl}$$

το μέτρο ελαστικότητας E αντικαθίσταται από τον τανυστή ακαμψίας (stiffness tensor) 4ης τάξεως ο οποίος περιέχει $3 \times 3 \times 3 \times 3 = 81$ ελαστικές σταθερές. Λόγω συμμετρίας των σ_{ij} και ϵ_{ij} , ο τανυστής ακαμψίας έχει 36 ανεξάρτητα στοιχεία. Επικαλούμενοι συμμετρία του τανυστή C, τα ανεξάρτητα στοιχεία μειώνονται σε 21 ενώ υποθέτοντας συγκεκριμένες ιδιότητες για το υλικό πχ ισοτροπία, οι ελαστικές σταθερές μειώνονται ακόμα περισσότερο (Fung, 1993, Κεφ. 2.8).

3.2 ΙΞΩΔΟΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ

Σε πολλές περιπτώσεις, οι φορτίσεις αντιμετωπίζονται ως στατικές και η έννοια του χρόνου δεν έχει καμία επίδραση στην μηχανική συμπεριφορά του υλικού. Υπάρχουν όμως υλικά, των οποίων η μηχανική συμπεριφορά είναι συνάρτηση του χρόνου. Η χρονοεξαρτώμενη συμπεριφορά των υλικών συνοψίζεται υπό τον όρο ιξωδοελαστικότητα και διακρίνεται στα εξής χαρακτηριστικά φαινόμενα: την υστέρηση (hysteresis) κατά τη φόρτιση - αποφόρτιση, τον ερπυσμό (creep) και τη χαλάρωση (relaxation). Στην υστέρηση, η πειραματική καμπύλη φόρτισης – αποφόρτισης στο διάγραμμα τάσεων - ανηγμένων παραμορφώσεων

(σ - ϵ) δεν ταυτίζεται, γεγονός που σημαίνει ότι υπάρχει απώλεια της δαπανηθείσας ενέργειας υπό μορφή θερμότητας που ισούται με το εμβαδόν που περικλείεται μεταξύ των δύο καμπυλών (Εικόνα 3.1α). Κατά τον ερπυσμό επιβάλλεται στιγμιαία και για μεγάλο χρονικό διάστημα μια σταθερή τάση η οποία επάγει μια αρχική παραμόρφωση.



Εικόνα 3.1 : Καμπύλες (β) στέρησης για διαφορετικά υλικά. Τα άνω γραφήματα (α), αναπαριστούν τη φόρτιση και τα κάτω γραφήματα την απόκριση του υλικού: ερπυσμός παραμόρφωσης (β) και χαλάρωση τάσης (γ).

Η παραμόρφωση συνεχίζει να αυξάνεται χωρίς περαιτέρω μεταβολή της τάσης. Αντιθέτως, στην χαλάρωση, επιβάλλεται στιγμιαία και για μεγάλο χρονικό διάστημα μια σταθερή παραμόρφωση η οποία προκαλεί μια αντίστοιχη τάση. Η τάση αυτή μειώνεται με την πάροδο του χρόνου χωρίς μεταβολή στην αρχική παραμόρφωση. Τα 3 αυτά φαινόμενα δεν παρατηρούνται σε υλικά που θεωρούνται τελείως ελαστικά. Δηλαδή, η καμπύλη φόρτισης και αποφόρτισης ταυτίζονται πάντοτε υπό την προϋπόθεση ότι δεν έχει ξεπεραστεί το σημείο διαρροής, ενώ η τάση επάγει σταθερή και ανεξάρτητη του χρόνου ανηγμένη παραμόρφωση και το αντίστροφο, σταθερή επιβάλλόμενη παραμόρφωση προκαλεί σταθερή και ανεξάρτητη του χρόνου τάση.

Η συμπεριφορά που μόλις περιγράφηκε γίνεται περισσότερο κατανοητή μέσω των παραπάνω γραφημάτων σ-ε. Όταν το φορτίο αφαιρεθεί, η επιστροφή στην αρχική κατάσταση δεν γίνεται ακαριαία. (Fung, 1993, Κεφ 2,11).

3.3 ΠΑΡΑΜΕΝΟΥΣΕΣ ΤΑΣΕΙΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ

Στα ελαστικά υλικά, όταν όλα τα φορτία έχουν αφαιρεθεί και το σώμα είναι αφόρτιστο (no-load state)(NLS) τότε βρίσκεται σε κατάσταση μηδενικών τάσεων (zero-stress state)(ZSS). Το ίδιο δεν ισχύει για τα ιξωδοελαστικά υλικά και για τους βιολογικούς ιστούς και πιο συγκεκριμένα στην αορτή, τις υπόλοιπες αρτηρίες και αιμοφόρα αγγεία. Αποτελούσε συνήθη πρακτική (βλέπε πρόλογο στο Vaishnav and Vossoughi, 1987), κατά τη μελέτη των μηχανικών ιδιοτήτων του αρτηριακού ιστού, να γίνεται η υπόθεση ότι ήταν ελεύθερη τάσεων η γεωμετρία που αποκτούσε μια κυλινδρική αρτηρία μετά την αφαίρεση της ενδοαγγειακής και εξωαγγειακής πίεσης καθώς και οποιονδήποτε διαμήκων δυνάμεων. Πρώτοι οι (Vaishnav and Vossoughi, 1983, 1987), Fung (1984, Κεφ. 2,9), και Chuong and Fung (1986) έδειξαν πειραματικά και επιχειρηματολόγησαν για την ύπαρξη παραμενουσών τάσεων (residual stresses) και παραμενουσών παραμορφώσεων (residual strains) στους βιολογικούς ιστούς.

Οι τάσεις που παραμένουν σε μια δομή μετά την απομάκρυνση των φορτίσεων ονομάζονται παραμένουσες τάσεις ενώ η παραμόρφωση μεταξύ της αφόρτιστης τάσεων και της μηδενικού φορτίου κατάστασης ονομάζεται παραμένουσα παραμόρφωση. Η γεωμετρία που αποκτά ένα βιολογικό όργανο όταν αφαιρεθούν από αυτό όλες οι φορτίσεις δεν είναι ελεύθερη τάσεων. Στην

περίπτωση μιας αρτηρίας, αυτό διαπιστώνεται με τον εξής τρόπο: αν αποκοπεί ένας δακτύλιος από την αρτηρία και έπειτα γίνει σε αυτόν μια ακτινική τομή τότε ο δακτύλιος θα ανοίξει και θα πάρει το σχήμα ενός κυκλικού τομέα. Με την πάροδο ορισμένου χρονικού διαστήματος, η γεωμετρία θα μεταβάλλεται μέχρι να φτάσει, ασυμπτωτικά, σε μια τελική κατάσταση.

Η συγκεκριμένη γεωμετρία του ανοικτού δακτυλίου είναι, τώρα, ελεύθερη τάσεων (Fung, 1984, Κεφ 2.9). Το άνοιγμα του δακτυλίου σε κυκλικό τομέα οφείλεται στην απελευθέρωση των παραμενουσών τάσεων και όχι σε συστολή ή χαλάρωση των λείων μυικών κυττάρων του αγγειακού τοιχώματος (Fung and Liu, 1989). Παρατηρείται επίσης ότι η γεωμετρία μηδενικών τάσεων είναι πολύ διαφορετική από την γεωμετρία στην αφόρτιστη κατάσταση. Η γνώση της γεωμετρίας ενός αγγείου στην κατάσταση μηδενικών τάσεων είναι απολύτως απαραίτητη για τον υπολογισμό τάσεων και παραμορφώσεων στο αγγείο σε φυσιολογικές ή παθολογικές συνθήκες. Στην περίπτωση των αρτηριακών δακτυλίων αυτό επιτυγχάνεται με μια τομή. Τίθεται όμως το ερώτημα σχετικά με το πλήθος των ακτινικών τομών που είναι απαραίτητες ώστε να μην παρατηρείται περαιτέρω μεταβολή στην παραμόρφωση. Οι Fung και Liu (1989) έδειξαν ότι μια ακτινική τομή είναι αρκετή ώστε να απελευθερώσει τις παραμένουσες τάσεις αφού περισσότερες τομές δεν επέφεραν αλλαγή στη γεωμετρία κυκλικού τομέα που είχε αποκτήσει ο δακτύλιος.

Η ανάπτυξη, η ανακατασκευή και η μορφογένεση μπορούν να δημιουργήσουν παραμένουσες τάσεις και παραμορφώσεις. Ο όρος ανακατασκευή χρησιμοποιείται ως η αλλαγή στη δομή ή τις ιδιότητες ενός υλικού ως αποτέλεσμα μιας φυσιολογικής αλλαγής όπως για παράδειγμα η εμφάνιση ψηλής πίεσης. Η μορφογένεση αναφέρεται στη δημιουργία ή στο σχηματισμό ενός οργανισμού ή βιολογικής δομής. Ένα παράδειγμα ενός μηχανισμού που γεννά παραμένουσες τάσεις και παραμορφώσεις, είναι να θεωρήσουμε ότι μεμονωμένα μέρη ενός ιστού δύνανται να αναπτυχθούν χωρίς περιορισμούς από τους παρακείμενους ιστούς, παράγοντας το καθένα από αυτά τη δική του "επιμήκυνση ανάπτυξης". Όταν τα μεμονωμένα αυτά στοιχεία έρθουν κοντά ώστε να σχηματίσουν ένα συνεχές σώμα, τα μεγέθη τους είναι ασυμβίβαστα και έτσι δημιουργείται ένα πεδίο παραμενουσών τάσεων. Ένας παρόμοιος μηχανισμός υπάρχει στα βιομηχανικά υλικά και είναι πολύ κοινός στα δέντρα. Μοντέλα ανάπτυξης βασισμένα σε μικτές θεωρίες μπορούν να προβλέψουν την εμφάνιση παραμενουσών τάσεων. Η ανομοιογενής οσμωτική διόγκωση του ιστού ενδέχεται να συνεισφέρει στην ανάπτυξη τους. Οι τάσεις και οι

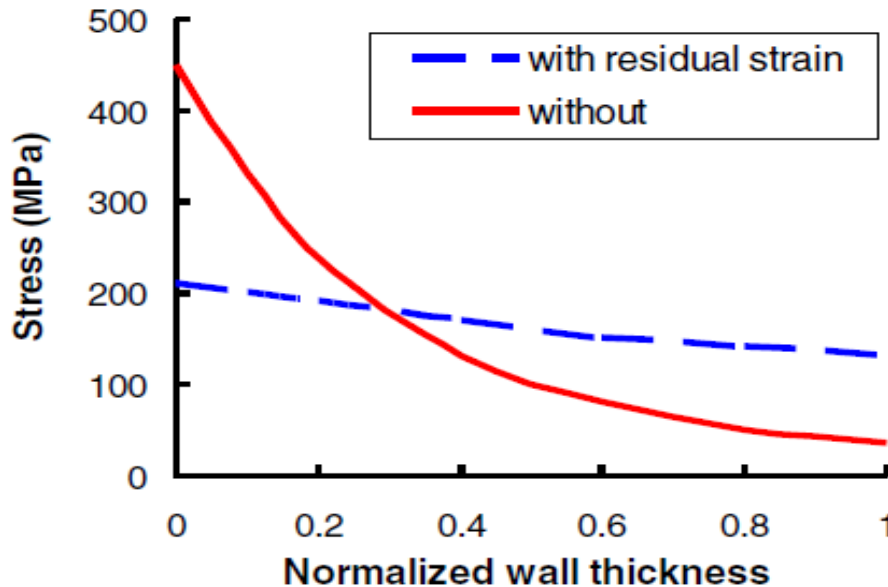
παραμορφώσεις διαμορφώνουν την ανάπτυξη, την ανακατασκευή και τη μορφογένεση και έτσι υπάρχει μια αλληλεπίδραση μεταξύ των παραπάνω διαδικασιών και των παραμενουσών τάσεων.

Για παράδειγμα, πιστεύεται ότι οι παραμένουσες τάσεις και παραμορφώσεις επηρεάζουν την ίαση των οστών, την μορφογένεση μιας αναπτυσσόμενης καρδιάς καθώς και των άκρων (Nelson, 2014). Οι μικρές παραμένουσες παραμορφώσεις, ανάμεσα στην αφόρτιστη κατάσταση και την κατάσταση μηδενικών τάσεων, ομογενοποιούν τη διατοιχωματική κατανομή τάσεων και παραμορφώσεων. Η κατανομή αυτή ελέγχει το μικρομηχανικό περιβάλλον στο οποίο ανήκουν τα αγγειακά κύτταρα και προάγουν και βελτιώνουν την ελαστικότητα του αορτικού τοιχωματικού ιστού, διότι το τελευταίο εξαρτάται και από τα επίπεδα των ασκούμενων τάσεων. Οι παραμένουσες τάσεις και παραμορφώσεις στις αρτηρίες αυξάνονται με την αύξηση της πίεσης και εξυπηρετούν στη μείωση των τάσεων στους ιστούς της εσωτερικής διαμέτρου. Οι διαμήκης παραμένουσες παραμορφώσεις καθιστούν τις αρτηρίες ικανές να διατηρούν την ένταση της πίεσης του αίματος με μικρές μεταβολές καθ' όλο το μήκος τους (Nelson, 2014).

Στη βιβλιογραφία απαντώνται μελέτες που συζητούν τη σημαντικότητα των παραμενουσών παραμορφώσεων (Fung, 1991; Humphrey, 2002; Rachev and Greenwald, 2003). Επιπροσθέτως με τους παραπάνω φυσιολογικούς ρόλους, οι παραμένουσες τάσεις και παραμορφώσεις έχουν και κλινική σημασία. Για παράδειγμά, διαμήκης τομή σε μια αρτηρία θα προκαλέσει ρήξη και άνοιγμα των νεοσυσταθέντων ιστών. Το μέγεθος και το σχήμα των ανοιγμάτων καθορίζεται από τις παραμένουσες τάσεις και είναι σημαντικές σε υπολογιστικές προσομοιώσεις χειρουργικής επέμβασης παράκαμψης στεφανιαίας αρτηρίας (bypass) και στην αγγειοπλαστική. Ομοίως, το μέγεθος και σχήμα χειρουργικών τομών στο δέρμα εξαρτάται από τις παραμένουσες τάσεις, οι οποίες επηρεάζουν τον σχηματισμό ουλής καθώς και τις δυνάμεις συρραφής (που ασκεί το χειρουργικό νήμα) που απαιτούνται για να κλείσει μια ουλή (Nelson, 2014).

Ελαττώνοντας τη συγκέντρωση τάσεων στο εσωτερικό τοίχωμα, οι παραμένουσες παραμορφώσεις λειτουργούν ως προστατευτικός μηχανισμός ενάντια στη ρήξη της αορτής και την πλήρη απώλεια της δομικής ακεραιότητας του αορτικού τοιχώματος (Sokolis, 2015). Επιπλέον, οι παραμένουσες παραμορφώσεις επηρεάζονται από την ανάπτυξη και την ανακατασκευή (remodeling) των ιστών οπότε χρειάζονται περισσότερες πειραματικές

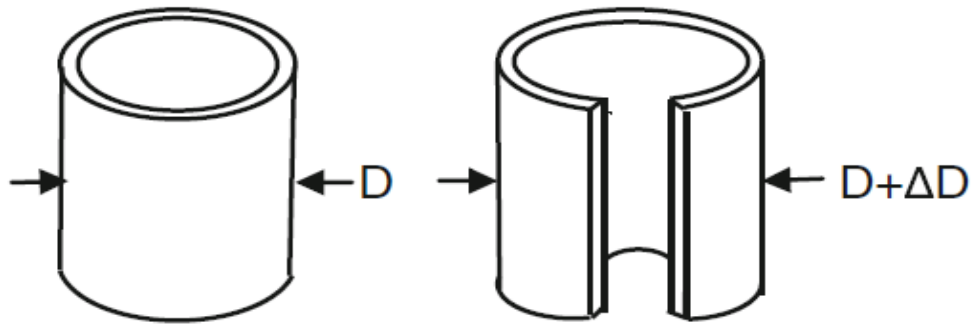
πληροφορίες για την δομική ανακατασκευή ώστε να επικυρωθούν ή να διορθωθούν αντίστοιχες θεωρίες.



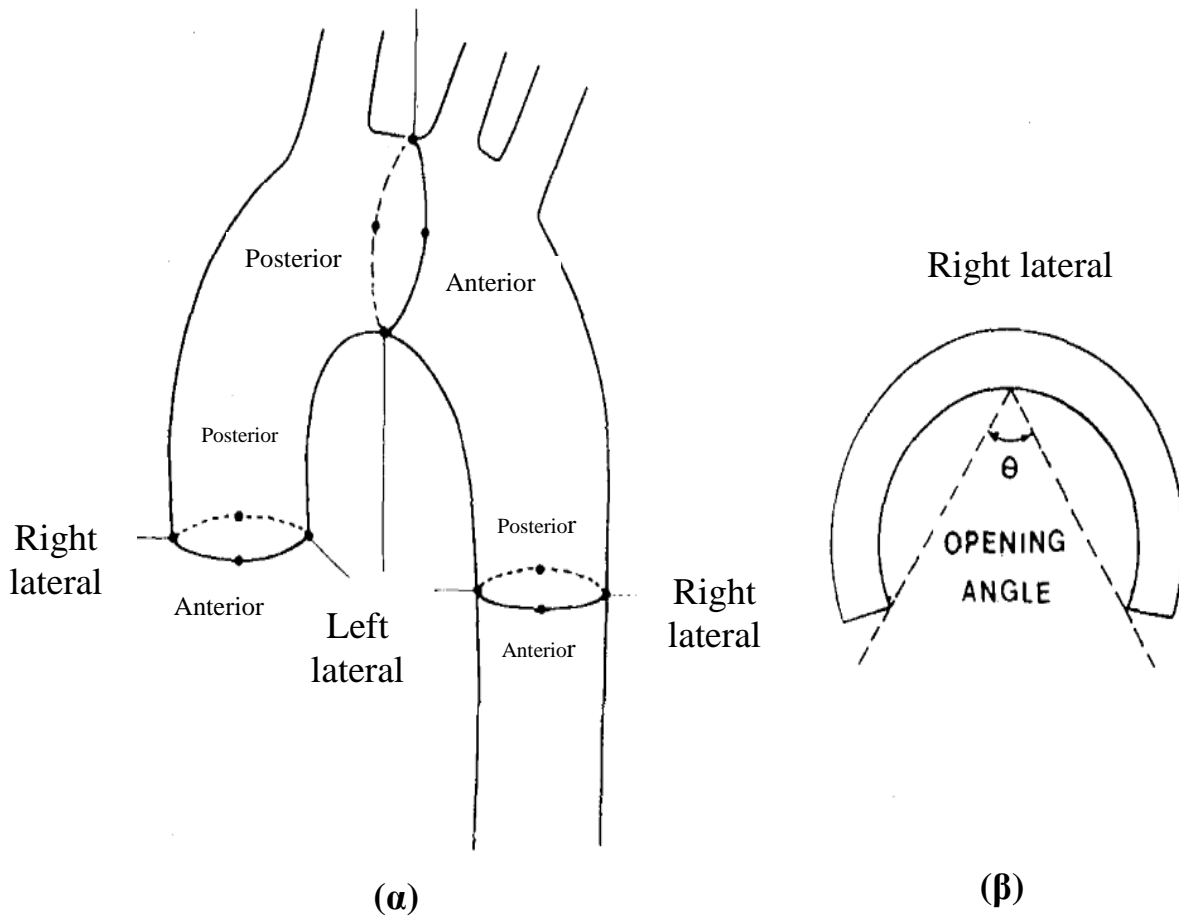
Γράφημα 3.1 : Επίδραση των παραμενουσών παραμορφώσεων στη διατοχωματική τάση λόγω της πίεσης του αίματος (Nelson, 2014).

3.4 ΜΕΘΟΔΟΣ ΓΩΝΙΑΣ ΑΝΟΙΓΜΑΤΟΣ

Μια συνήθης προσέγγιση για την εύρεση των περιφερικών παραμενουσών τάσεων σε λεπτότοιχους σωλήνες περιλαμβάνει την αποκοπή ενός δακτυλίου στη διαμήκη διεύθυνση και έπειτα την ακτινική τομή του με αποτέλεσμα να ανοίξει έπειτα από την απελευθέρωση των παραμενουσών τάσεων όπως στην Εικόνα 3.2. Η ροπή κάμψης που απελευθερώνεται μπορεί να εκτιμηθεί από μια σχέση που περιλαμβάνει τη ροπή αδράνειας, το μέτρο ελαστικότητας, τον λόγο Poisson και την αλλαγή στη διάμετρο του δακτυλίου. Στη συνέχεια υπολογίζονται οι περιφερικές παραμένουσες τάσεις που συνδέονται με την κάμψη του τοιχώματος.



Εικόνα 3.2 : Απελευθέρωση τάσεων και αλλαγή διαμέτρου μετά από ακτινική τομή (Nelson, 2014).



Εικόνα 3.3 : (α) σχηματικό διάγραμμα ονοματολογίας αορτικών τεταρτημορίων (β) ορισμός γωνίας ανοίγματος (Fung, 1991).

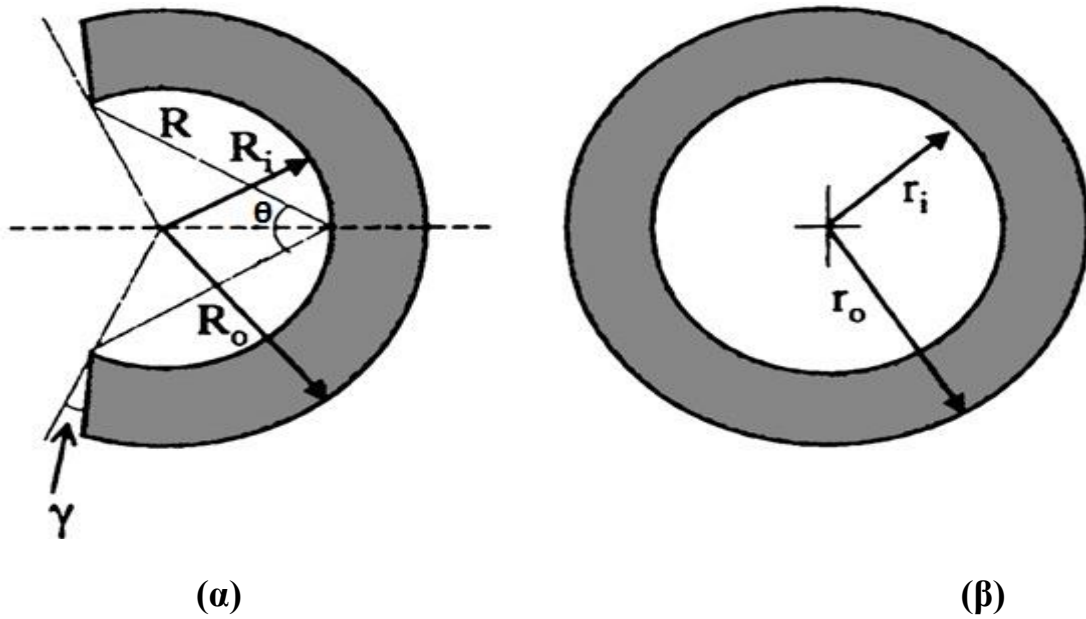
Η μέθοδος της γωνίας ανοίγματος έχει χρησιμοποιηθεί και χρησιμοποιείται ευρέως για προσδιορισμό των παραμενουσών παραμορφώσεων κατά μήκος των αιμοφόρων αγγείων σε πειραματόζωα και ανθρώπους. Στην τεχνική αυτή, η γωνία ανοίγματος ορίζεται όπως φαίνεται στη Εικόνα 3.3. Από το εσωτερικό τοίχωμα του μέσου του τόξου που δημιουργεί ο δακτύλιος φέρονται 2 ακτίνες προς τα άκρα του κυκλικού τομέα. Η γωνία που σχηματίζεται από τις δύο ακτίνες ορίζεται ως γωνία ανοίγματος. Σε συνδυασμό με τη διαπίστωση ότι δεν χρειάζονται περισσότερες της μιας ακτινικές τομές για να επιτευχθεί η κατάσταση μηδενικών τάσεων, η γωνία ανοίγματος αποτελεί την μοναδική πειραματική παράμετρο, μαζί με ορισμένα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των δακτυλίων, που χρειάζεται να μετρηθεί ώστε να μπορούν να υπολογιστούν οι παραμένουσες παραμορφώσεις (Rachev and Greenwald, 2003).

Για να ποσοτικοποιηθούν οι παραμένουσες παραμορφώσεις, οι οποίες μεταβάλλονται ως συνάρτηση της τοπογραφίας του αγγείου, είναι απαραίτητη η γνώση του πεδίου μετατοπίσεων το οποίο περιγράφει τον μετασχηματισμό της μηδενικών τάσεων κατάσταση στην αφόρτιστη κατάσταση. Αν γίνει η επιπλέον υπόθεση ότι ο μετασχηματισμός του κυκλικού τομέα σε δακτύλιο είναι επίπεδης παραμόρφωσης (plane strain deformation) και ότι ο αρτηριακός ιστός είναι ασυμπίεστος τότε ο λόγος της περιμετρικής παραμένουσας επιμήκυνσης (residual circumferential stretch ratio) λ_θ , ο οποίος ορίζεται ως ο λόγος του μήκους της περιμέτρου στην αφόρτιστη κατάσταση ως προς το μήκος της περιμέτρου στην κατάσταση μηδενικής τάσης, είναι:

$$\lambda_\theta = \frac{\pi r}{(\pi - \theta)R}$$

$$\text{με } r = \sqrt{r_1^2 + \frac{(\pi - \alpha)}{\pi} (R^2 - R_1^2)} \text{ , } R_i \leq R \leq R_0$$

όπου : r και R είναι οι ακτίνες ενός τυχαίου σημείου ενώ r_1 και R_1 οι εσωτερικές ακτίνες στην αφόρτιστη και τη μηδενικών τάσεων κατάσταση αντίστοιχα. Οι δείκτες i και o υποδηλώνουν τις inner και outer ακτίνες (Εικόνα 3.4).



Εικόνα 3.4 : (α) σχηματική αναπαράσταση αρτηριακού δακτυλίου στην κατάσταση μηδενικών τάσεων και ορισμός χρήσιμων μεγεθών (β) δακτύλιος στην αφόρτιστη κατάσταση (Rachev and Greenwald, 2003).

Με βάση τον παραπάνω ορισμό για το λ_θ , η παραμένουσα περιμετρική-γωνιακή παραμόρφωση Green είναι :

$$\varepsilon_\theta = \frac{1}{2} (\lambda_\theta^2 - 1)$$

Ομοίως ορίζονται η ακτινική ε_r και διαμήκης ε_z παραμόρφωση (Chuong and Fung, 1986).

Επομένως, οι παραμένουσες παραμορφώσεις μπορούν να υπολογιστούν αν καταγραφεί η γεωμετρία του αρτηριακού δακτυλίου στην μηδενικής τάσης κατάσταση καθώς και η εσωτερική ακτίνα του στην αφόρτιστη κατάσταση. Παρ' όλο που το μέγεθος των παραμενουσών παραμορφώσεων εξαρτάται και από άλλα γεωμετρικά μεγέθη, η γωνία ανοίγματος είναι το μέγεθος που χρησιμοποιείται συχνά για να τις χαρακτηρίσει. Ενίοτε χρησιμοποιείται η γωνία γ αντί η γωνία ανοίγματος θ , οριζόμενη όπως φαίνεται στην εικόνα 3.4 (α), ως μέτρο των περιφερικών παραμενουσών παραμορφώσεων.

3.5 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΜΕΝΟΥΣΩΝ ΤΑΣΕΩΝ

Σε αντίθεση με τις παραμορφώσεις, οι οποίες μπορούν να προσδιοριστούν άμεσα από μετρήσιμες ποσότητες, οι παραμένουσες τάσεις πρέπει να υπολογιστούν. Οι απαραίτητες πληροφορίες είναι η γεωμετρία της κατάστασης μηδενικών τάσεων καθώς και μια περιγραφή των μηχανικών ιδιοτήτων του αρτηριακού ιστού μέσω κατάλληλων καταστατικών εξισώσεων. Οι Chuong and Fung, (1986) υπολόγισαν τις παραμένουσες τάσεις και παραμορφώσεις στην θωρακική αορτή κουνελιού χρησιμοποιώντας της λύση αξονοσυμμετρική επίπεδης παραμόρφωσης (axisymmetric plane strain deformation) ενός κυκλικού τομέα από τους Green and Adkins (1970).

Το αρτηριακό τοίχωμα θεωρήθηκε ως ομογενές, ασυμπίεστο, ορθότροπο και ελαστικό υλικό. Έπειτα, οι καταστατικές εξισώσεις που συνδέουν τάσεις και παραμορφώσεις εξάγονται από μια συνάρτηση πυκνότητας ενέργειας παραμόρφωσης (strain-energy density function). Η συνάρτηση πυκνότητας ενέργειας παραμόρφωσης είναι συνάρτηση των παραμορφώσεων Green, καθορισμένες ως προς την κατάσταση μηδενικών τάσεων, και περιέχει σταθερές του υλικού που πρέπει να προσδιοριστούν μέσω πειραμάτων inflation - extension σε διάφορα αρτηριακά τμήματα (Rachev and Greenwald, 2003).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 - ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΣΥΝΕΧΟΥΣ ΜΕΣΟΥ

4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η σύγχρονη φυσική μάς αποκαλύπτει πως η ύλη είναι διακριτή: υπάρχουν «κενά» μεταξύ των μορίων, μεταξύ των ατόμων, ακόμα και μεταξύ του πυρήνα και των ηλεκτρονίων. Η υπόθεση του συνεχούς μέσου βασίζεται στην παραδοχή πως η μακροσκοπική απόκριση ενός σώματος μπορεί να προσεγγιστεί θεωρώντας τις τοπικές κατά μέσο όρο ιδιότητες, που καθορίζονται σε κάθε σημείο του σώματος, δεδομένου ότι :

$$\frac{\delta}{l} \ll 1,$$

όπου : δ είναι μια χαρακτηριστική κλίμακα μήκους μιας μικροδομής του υλικού και
 l είναι μια μακροσκοπική κλίμακα μήκους του υπό εξέταση προβλήματος.

Με άλλα λόγια, στη μηχανική του συνεχούς μέσου θεωρούμε ότι οι ποσότητες που μας ενδιαφέρουν (π.χ. τροπή, τάση, δύναμη) μπορούν να περιγραφούν από συνεχείς συναρτήσεις (ή τουλάχιστον τμηματικά συνεχείς), οριζόμενες σε κάθε σημείο εντός του σώματος. Η υπόθεση του συνεχούς δικαιώνεται και από τα πειραματικά δεδομένα. Η πολυετής επιστημονική εμπειρία αποκαλύπτει ότι η υπόθεση του συνεχούς μέσου είναι ιδιαίτερα χρήσιμη, ιδίως όταν $\frac{\delta}{l} \ll 0,001$.

Ας θεωρήσουμε τη διάμετρο μιας ίνας κολλαγόνου για παράδειγμα, ή ενός λείου μυϊκού κυττάρου. Η διάμετρος αυτή είναι της τάξης των μικρόμετρων (μm), ενώ το πάχος ενός αρτηριακού τοιχώματος είναι της τάξης των χιλιοστών (mm). Έτσι, στα προβλήματα εμβιομηχανικής του καρδιαγγειακού συστήματος, όπου ενδιαφερόμαστε κυρίως για την κατανομή των τάσεων, το μέγεθος $\frac{\delta}{l}$ τυπικά είναι της τάξης του 10^{-3} και έτσι η υπόθεση του συνεχούς μέσου είναι εφαρμόσιμη. Αντίθετα, αν ενδιαφερόμαστε για την κατανομή των τάσεων στην επιφάνεια ενός λείου κυττάρου του τοιχώματος, τότε το προηγούμενο $\frac{\delta}{l}$ θα ήταν της τάξης της μονάδας, και η εγκυρότητα της υπόθεσης του συνεχούς θα ήταν υπό αμφισβήτηση. Εάν πάλι μελετούσαμε την μακροσκοπική μηχανική συμπεριφορά του προαναφερθέντος κυττάρου σε σχέση με τα μόρια που το

αποτελούν, το αντίστοιχο $\frac{\delta}{l}$ θα ικανοποιούσε την ανωτέρω τάξη μεγέθους (π.χ. τα μονομερή που σχηματίζουν την ακτίνη του κυττάρου με πολυμερισμό μετρούνται σε νανόμετρα) και ξανά η υπόθεση του συνεχούς θα ήταν σε ισχύ. Οπότε, οι σχετικές κλίμακες μήκους είναι πρωταρχικής σημασίας. Στην παρούσα έρευνα, έχουμε ασχοληθεί μόνο με προβλήματα στα οποία η υπόθεση του συνεχούς μέσου είναι αποδεκτή πέραν πάσης αμφιβολίας.

Για να λύσουμε οποιοδήποτε πρόβλημα στη μηχανική του συνεχούς μέσου θα πρέπει να λάβουμε υπόψη τις ακόλουθες πέντε κατηγορίες ορισμών και σχέσεων.

- Κινηματική (π.χ. επιταχύνσεις, μετατοπίσεις, τροπές κ.ά.)
- Κινητική (που συμπεριλαμβάνει τις τάσεις και τους ελκυστές)
- Εξισώσεις ισορροπίας (π.χ. για τη διατήρηση μάζας, ορμής κ.ά.)
- Καταστατικές σχέσεις (που περιγράφουν τη συμπεριφορά συγκεκριμένου υλικού)
- Οριακές και αρχικές συνθήκες (για την επίλυση διαφορικών εξισώσεων)

Θα ασχοληθούμε με αρχές, έννοιες και ευρήματα της μηχανικής του συνεχούς μέσου που είναι ουσιώδεις για μία εισαγωγή στη θεμελιώδη μηχανική των μαλακών ιστών.

4.1.1 ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ

Η κινηματική ορίζεται ως η μελέτη της κίνησης. Όμως η κίνηση δεν αναφέρεται μόνο στην ταχύτητα ή στην επιτάχυνση ενός σώματος, αλλά και στο πώς αλλάζει η θέση ενός σωματιδίου μέσα στο σώμα από την αρχική κατάσταση αναφοράς στην τρέχουσα κατάσταση αναφοράς. Ορίζουμε ως «σώμα» μία συλλογή τέτοιων σωματιδίων που έχουν μια τοπολογική δομή και ως «κατάσταση» του σώματος τον προσδιορισμό των θέσεων κάθε σωματιδίου σε συγκεκριμένο χρόνο t . Η κίνηση λοιπόν, μπορεί να οριστεί ως μια ακολουθία καταστάσεων με παράμετρο το χρόνο.

Είναι χρήσιμο να εντοπίσουμε ένα τυχαίο σωματίδιο στην κατάσταση αναφοράς β_0 , τη χρονική στιγμή $t=0$, με τη βοήθεια ενός διανύσματος θέσης \mathbf{X} , και ομοίως τη θέση του ίδιου σωματιδίου στην τρέχουσα κατάσταση αναφοράς β_t , τη χρονική στιγμή t με τη βοήθεια ενός διανύσματος θέσης \mathbf{x} (βλ. σχήμα 4.1).

Αν και συνήθως η κατάσταση αναφοράς β_0 λαμβάνεται ως η κατάσταση ελεύθερη τάσεων, αυτό δεν είναι απαραίτητο. Επίσης, είναι συχνά χρήσιμο τα διανύσματα \mathbf{X} και \mathbf{x} να εκφράζονται σε διαφορετικά συστήματα αξόνων, τα οποία όμως συνδέονται με γνωστό μετασχηματισμό. Έτσι, σε καρτεσιανές συντεταγμένες, τα διανύσματα \mathbf{X} και \mathbf{x} εκφράζονται στα ορθοκανονικά συστήματα $\{O, \mathbf{E}_A\}$ και $\{o, \mathbf{e}_i\}$ αντίστοιχα ως εξής: $\mathbf{X} = X_A \mathbf{E}_A$ και $\mathbf{x} = x_i \mathbf{e}_i$, όπου η συνθήκη της άθροισης ισχύει για τους δείκτες A και i , οι οποίοι λαμβάνουν τις τιμές 1,2,3 ο καθένας. Χωρίς να προκαλέσει απώλεια της γενίκευσης, θα θεωρήσουμε πως οι αρχές των αξόνων των δύο συστημάτων O και o ταυτίζονται (σχήμα 4.1). Το διάνυσμα της μετατόπισης \mathbf{u} για κάθε υλικό σωματίδιο θα δίδεται από τη σχέση: $\mathbf{u} = \mathbf{x} - \mathbf{X}$. Με εξαίρεση την κίνηση του απολύτως στερεού σώματος, κάθε υλικό σωματίδιο εν γένει θα έχει διαφορετικό διάνυσμα μετατόπισης.

Ακολουθώντας την κινηματική προσέγγιση κατά Lagrange, η θέση κάθε σωματιδίου στην κατάσταση β_t θα δίδεται από μια σχέση της μορφής:

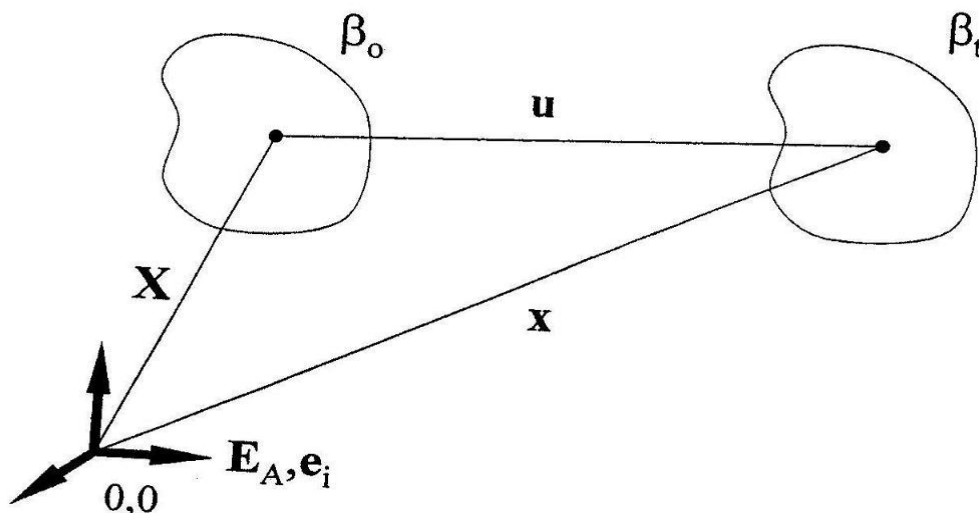
$$\mathbf{x} = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t), \quad \mathbf{x}, \mathbf{X} \in V \quad \text{και} \quad t \in R. \quad (4.1)$$

Οπότε, η μετατόπιση θα είναι:

$$\mathbf{u}(\mathbf{X}, t) = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) - \mathbf{X}. \quad (4.2)$$

Επειδή θα ασχοληθούμε κυρίως με την κίνηση ανεξάρτητων υλικών σωματιδίων, είναι χρήσιμο να μελετήσουμε τί συμβαίνει στα διαφορικά ευθύγραμμα τμήματα (που ενώνουν δύο τέτοια σωματίδια) καθώς το σώμα περνά από την κατάσταση β_0 στην β_t . Έτσι λοιπόν, ας θεωρήσουμε ένα γραμμικό στοιχείο $d\mathbf{x}$ στην κατάσταση β_t , το οποίο αρχικά ήταν $d\mathbf{X}$ στην αρχική κατάσταση β_0 (και εν γένει είχε διαφορετικό μέγεθος και διεύθυνση). Το ερώτημα που πρέπει να απαντηθεί είναι το πώς συνδέονται τα δύο αυτά γραμμικά στοιχεία. Γνωρίζουμε πως για να μετασχηματιστεί ένα διάνυσμα σε ένα νέο διάνυσμα, αρκεί να δράσει πάνω στο πρώτο ένας τανυστής δεύτερης τάξης. Ας θεωρήσουμε έναν τέτοιο τανυστή, τον οποίο συμβολίζουμε με \mathbf{F} . Θα έχουμε:

$$d\mathbf{x} = \mathbf{F} \cdot d\mathbf{X} \quad \text{ή} \quad dx_i = F_{iA} dX_A. \quad (4.3)$$



Σχήμα 4.1 : Σχηματική αναπαράσταση ενός υλικού σώματος σε δύο διαφορετικές καταστάσεις – η αρχική κατάσταση για $t=0$ απεικονίζεται ως β_0 , ενώ η τρέχουσα κατάσταση σε χρόνο t απεικονίζεται ως β_t . Θεωρώντας καθολικό σύστημα αναφοράς, η θέση ενός υλικού σωματιδίου δίδεται από τα διανύσματα \mathbf{X} και \mathbf{x} αντίστοιχα για τις δύο καταστάσεις. Το διάνυσμα \mathbf{u} είναι η μετατόπιση. Οι τριάδες των διανυσμάτων \mathbf{E}_A και \mathbf{e}_i είναι οι διανυσματικές βάσεις κάθε κατάστασης.

Ο τανυστής \mathbf{F} είναι 2^{ns} τάξης και θεωρούμε πως επιτυγχάνει τον επιθυμητό μετασχηματισμό. Ονομάζεται τανυστής κλίσης παραμόρφωσης (deformation gradient tensor). Θα αποδειχθεί πως είναι θεμελιώδες μέτρο της παραμόρφωσης, από το οποίο θα προκύψουν σχέσεις για τις αλλαγές επιφανειών, όγκου, τροπών, ρυθμού τροπών κ.ά. Επειδή το διάνυσμα \mathbf{x} είναι συνάρτηση του \mathbf{X} για κάθε χρονική στιγμή t , ο κανόνας της αλυσίδας θα μάς δώσει:

$$d\mathbf{x} = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}} \cdot d\mathbf{X} \quad \text{ή} \quad dx_i = \frac{\partial x_i}{\partial X_A} dX_A. \quad (4.4)$$

Από μια σύγκριση των σχέσεων (4.3) και (4.4) προκύπτει:

$$\mathbf{F} = \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}} = F_{iA} \mathbf{e}_i \otimes \mathbf{E}_A, \quad \text{όπου} \quad F_{iA} = \frac{\partial x_i}{\partial X_A}. \quad (4.5)$$

Έτσι, έχουμε μια μέθοδο υπολογισμού των συνιστωσών του τανυστή κλίσης παραμόρφωσης από την περιγραφή της κίνησης, εκφρασμένη σε ορθοκανονικό σύστημα συντεταγμένων. Ο τανυστής \mathbf{F} ονομάζεται τανυστής δύο σημείων, επειδή δημιουργείται από δύο βάσεις διανυσμάτων, εκφρασμένες σε διαφορετικά συστήματα. Ισχύουν και για αυτόν όλες οι ιδιότητες των τανυστών και συγκεκριμένα για τις δύο βάσεις θα έχουμε $\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{e}_j = \delta_{ij}$ και $\mathbf{E}_A \cdot \mathbf{E}_B = \delta_{AB}$, αλλά δε θα χρειαστεί να εξετάσουμε το γινόμενο $\mathbf{e}_i \cdot \mathbf{E}_A$.

Θεωρώντας πως η σχέση (4.1) είναι αντιστρεπτή, δηλαδή πως το διάνυσμα \mathbf{X} μπορεί να εκφραστεί σαν συνάρτηση του \mathbf{x} και του χρόνου, μπορούμε να γράψουμε:

$$d\mathbf{X} = \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial \mathbf{x}} \cdot d\mathbf{x} \quad \text{ή} \quad dX_A = \frac{\partial X_A}{\partial x_i} \cdot dx_i \quad (4.6)$$

όπου τώρα είναι:

$$\mathbf{F}^{-1} = \frac{\partial \mathbf{X}}{\partial \mathbf{x}} = F_{Ai}^{-1} \mathbf{E}_A \otimes \mathbf{e}_i \quad \text{όπου} \quad F_{Ai}^{-1} = \frac{\partial X_A}{\partial x_i} \quad (4.7)$$

Είναι σημαντικό να παρατηρήσουμε ότι τα διανύσματα θέσης $d\mathbf{x}$ μπορούν να χαρτογραφηθούν από τα $d\mathbf{X}$ μέσω μιας κίνησης απολύτου στερεού σώματος, σε συνδυασμό με μια παραμόρφωση. Πράγματι, μπορεί να δειχθεί ότι ο τανυστής κλίσης παραμόρφωσης είναι δυνατόν να αποσυντεθεί πολλαπλασιαστικά ως:

$$\mathbf{F} = \mathbf{R} \cdot \mathbf{U} = \mathbf{V} \cdot \mathbf{R} \quad (4.8)$$

Όπου : \mathbf{R} είναι ορθογώνιος τανυστής (δηλαδή $\mathbf{R}^{-1} = \mathbf{R}^T$ και $\det \mathbf{R} = 1$) και αντιπροσωπεύει την στροφή της κίνησης του απολύτως στερεού σώματος (η μεταφορά δεν εισέρχεται στον ορισμό του \mathbf{F}),

\mathbf{U} είναι συμμετρικός και θετικά ορισμένος τανυστής (δηλαδή $\mathbf{U} = \mathbf{U}^T$ και $\mathbf{a} \cdot \mathbf{U} \cdot \mathbf{a} > 0$ για κάθε μη μηδενικό τυχαίο διάνυσμα \mathbf{a}) και ορίζεται στην κατάσταση αναφοράς β_0 και

\mathbf{V} είναι συμμετρικός και θετικά ορισμένος τανυστής (δηλαδή ομοίως $\mathbf{V} = \mathbf{V}^T$ και $\mathbf{a} \cdot \mathbf{U} \cdot \mathbf{a} > 0$) που ορίζεται στην παρούσα κατάσταση β_t .

Σε καρτεσιανές συντεταγμένες, έχουμε:

$$\mathbf{R} = R_{iA} \mathbf{e}_i \otimes \mathbf{E}_A = R_{Ai} \mathbf{E}_A \otimes \mathbf{e}_i, \quad \mathbf{U} = U_{AB} \mathbf{E}_A \otimes \mathbf{E}_B, \quad \mathbf{V} = V_{ij} \mathbf{e}_i \otimes \mathbf{e}_j. \quad (4.9)$$

Ως εκ τούτου, ο \mathbf{R} είναι τανυστής «δύο σημείων», ενώ οι \mathbf{U} και \mathbf{V} είναι «ενός σημείου». Οι \mathbf{U} και \mathbf{V} αντιπροσωπεύουν την πλήρη παραμόρφωση (έκταση και διάτμηση), αλλά αναφέρονται ως «δεξιός» και «αριστερός τανυστής τεντώματος» αντίστοιχα (right and left stretch tensor), επειδή οι κύριες τιμές τους είναι τα κύρια τεντώματα του σώματος σε συγκεκριμένο σημείο. Με αυτό το σκεπτικό, η σχέση (4.8) μπορεί να ερμηνευθεί ως ένα τέντωμα που ακολουθείται από απολύτως στερεά περιστροφή ($\mathbf{R} \cdot \mathbf{U}$) ή ως μια απολύτως στερεά περιστροφή που ακολουθείται από ένα τέντωμα ($\mathbf{V} \cdot \mathbf{R}$). Αυτό είναι το θεώρημα της πολικής ανάλυσης.

Αν και ο τανυστής \mathbf{F} είναι το βασικό μέγεθος της παραμόρφωσης, δεν είναι πάντα εύχρηστος για ανάλυση στην ελαστικότητα. Ειδικότερα, εν γένει δεν είναι συμμετρικός, συμπεριλαμβάνει συνεισφορές από την κίνηση του απολύτως στερεού σώματος και δεν ικανοποιεί τις σχέσεις αναλλοίωτου σε υπερτιθέμενη κίνηση στερεού σώματος που απαιτείται κατά την κατάστρωση καταστατικών εξισώσεων. Έτσι, ορίζονται τα ακόλουθα μεγέθη για την παραμόρφωση:

$$\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F} = \mathbf{U}^T \cdot \mathbf{R}^T \cdot \mathbf{R} \cdot \mathbf{U} = \mathbf{U}^2 \quad (4.10)$$

και

$$\mathbf{B} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{F}^T = \mathbf{V} \cdot \mathbf{R} \cdot \mathbf{R}^T \cdot \mathbf{V}^T = \mathbf{V}^2 \quad (4.11)$$

τα οποία είναι ο δεξιός και αριστερός τανυστής Cauchy – Green αντίστοιχα. Οι \mathbf{C} και \mathbf{B} είναι τανυστές «ενός σημείου», συμμετρικοί και ικανοποιούν τις κατάλληλες συνθήκες αναλλοίωτου (invariance) ή αντικειμενικότητας (objectivity) σε υπερτιθέμενη κίνηση στερεού σώματος. Ο πρώτος ορίζεται στην κατάσταση αναφοράς β_0 , ενώ ο δεύτερος στην β_t .

Σε καρτεσιανές συντεταγμένες:

$$\mathbf{C} = C_{AB} \mathbf{E}_A \otimes \mathbf{E}_B, \quad \text{όπου } C_{AB} = \frac{\partial x_i}{\partial X_A} \frac{\partial x_i}{\partial X_B}, \quad (4.12)$$

$$\mathbf{B} = B_{ij} \mathbf{e}_i \otimes \mathbf{e}_j, \quad \text{όπου } B_{ij} = \frac{\partial x_i}{\partial X_A} \frac{\partial x_i}{\partial X_A}. \quad (4.13)$$

Αξίζει να σημειωθεί πως στην περίπτωση απουσίας κίνησης (δηλαδή $\mathbf{x} \equiv \mathbf{X}$), προκύπτει $\mathbf{F} = \mathbf{I}$ και άρα $\mathbf{C} = \mathbf{B} = \mathbf{I}$. Ομοίως, στην περίπτωση της καθαρής κίνησης απολύτως στερεού σώματος (δηλαδή $\mathbf{x} = \mathbf{Q}(t) \cdot \mathbf{X} + \mathbf{c}(t)$) όπου \mathbf{Q} είναι μια

περιστροφή στερεού σώματος και \mathbf{c} μια μετάθεση), $\mathbf{F}=\mathbf{Q}$, αλλά και πάλι $\mathbf{C}=\mathbf{B}=\mathbf{I}$ (επειδή ο τανυστής \mathbf{Q} είναι ορθογώνιος). Οπότε, είναι επιθυμητό να οριστούν επιπρόσθετα μεγέθη για την παραμόρφωση, οι τανυστές τροπής, που θα μηδενίζονται όταν δεν υπάρχει παραμόρφωση. Οι πιο ευρέως διαδεδομένοι ορίζονται ως:

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I}), \quad \mathbf{A} = \frac{1}{2}(\mathbf{I} - \mathbf{B}^{-1}) \quad (4.14)$$

και ονομάζονται τανυστής τροπής Green (Lagrangian), ο πρώτος, και τανυστής τροπής Almansi (Eulerian), ο δεύτερος. Και οι δύο είναι τανυστές «ενός σημείου», συμμετρικοί και ικανοποιούν τις κατάλληλες συνθήκες αναλλοίωτου ή αντικειμενικότητας σε υπερτιθέμενη κίνηση στερεού σώματος. Επιπλέον, επειδή $\mathbf{x} = \mathbf{X} + \mathbf{u}$, οι σχέσεις (4.4), (4.5) και (4.7) θα δώσουν:

$$\mathbf{F} = \mathbf{I} + \mathbf{H}, \quad \text{όπου} \quad \mathbf{H} = \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial \mathbf{X}} \quad (4.15)$$

και

$$\mathbf{F}^{-1} = \mathbf{I} - \mathbf{h}, \quad \text{όπου} \quad \mathbf{h} = \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial \mathbf{x}}. \quad (4.16)$$

Οι τανυστές \mathbf{H} και \mathbf{h} ονομάζονται τανυστές κλίσης μετατόπισης και εκφράζονται στις καταστάσεις αναφοράς β_0 και β_t αντίστοιχα. Συνδυάζοντας τις σχέσεις (4.14) με τις σχέσεις (4.15) και (4.16) προκύπτουν εναλλακτικές εκφράσεις για τους προαναφερόμενους τανυστές τροπής:

$$\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{H} + \mathbf{H}^T + \mathbf{H}^T \cdot \mathbf{H}) \quad (4.17)$$

και

$$\mathbf{A} = \frac{1}{2}(\mathbf{h} + \mathbf{h}^T - \mathbf{h}^T \cdot \mathbf{h}). \quad (4.18)$$

Αυτές οι αναπαραστάσεις δεν είναι πολύ εύχρηστες στις αναλυτικές λύσεις, αλλά προτιμώνται στην ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων. Τέλος, σημειώνουμε πως εάν η παραμόρφωση και η περιστροφή απολύτως στερεού σώματος είναι και οι δύο πολύ μικρές (δηλαδή εάν $\mathbf{F} \approx \mathbf{I}$ και $\mathbf{R} \approx \mathbf{I}$), τότε $\partial \mathbf{u} / \partial \mathbf{X} \approx \partial \mathbf{u} / \partial \mathbf{x}$ και οι δευτεροβάθμιοι όροι των σχέσεων (4.17) και (4.18) είναι αμελητέοι συγκριτικά με τους γραμμικούς ενώ παράλληλα $\mathbf{x} \approx \mathbf{X}$. Αυτό μάς οδηγεί στον ορισμό του

ονομαζόμενου απειροστικού ή γραμμικοποιημένου (infinitesimal or linearized) τανυστή τροπών $\boldsymbol{\varepsilon}$,

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2}(\mathbf{H} + \mathbf{H}^T) \approx \frac{1}{2}(\mathbf{h} + \mathbf{h}^T), \quad (4.19)$$

βάσει του οποίου είναι φανερό πως ο $\boldsymbol{\varepsilon}$ είναι μόνο ένα προσεγγιστικό μέτρο της τροπής, αντίθετα με τους τανυστές Green και Almansi. Ο τανυστής αυτός μπορεί ακόμη να εκφραστεί και ως:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \frac{1}{2}(\mathbf{F} + \mathbf{F}^T) - \mathbf{I}. \quad (4.20)$$

Αυτό αποκαλύπτει και τη χρησιμότητα του ορισμού του. Πρώτον, επειδή εξαρτάται γραμμικά από τον τανυστή κλίσης παραμόρφωσης, εμπεριέχει πληροφορίες για το απολύτως στερεό σώμα (το οποίο εξηγεί γιατί ο τανυστής αυτός είναι χρήσιμος για αμελητέες περιστροφές απολύτως στερεού σώματος) και δεύτερον, αν και πραγματικά είναι τανυστής «δύο σημείων», εντούτοις στην ουσία γίνεται ενός σημείου εάν $\mathbf{x} \approx \mathbf{X}$.

Στη συνέχεια, θα μελετήσουμε το μετασχηματισμό ενός γραμμικού στοιχείου από $d\mathbf{X}$ στην κατάσταση β_0 σε $d\mathbf{x}$ στην β_t . Θα εκφράσουμε τα ανωτέρω γραμμικά στοιχεία ως προς τα μέτρα και τις διευθύνσεις τους: $d\mathbf{X} = dS\mathbf{M}$ και $d\mathbf{x} = ds\mathbf{m}$, όπου \mathbf{M} και \mathbf{m} είναι μοναδιαία διανύσματα στις καταστάσεις β_0 και β_t αντίστοιχα, ενώ $dS = |d\mathbf{X}|$ και $ds = |d\mathbf{x}|$ ορίζουν τα αντίστοιχα μέτρα. Από τη σχέση (4.3) προκύπτει: $\Lambda\mathbf{m} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{M}$, όπου $\Lambda = ds/dS$ και ονομάζεται λόγος τεντώματος (stretch ratio). Από τη σχέση αυτή μπορούμε να υπολογίσουμε τον προσανατολισμό \mathbf{m} οποιουδήποτε γραμμικού στοιχείου στην β_t , δεδομένου ότι γνωρίζουμε τον αντίστοιχο προσανατολισμό \mathbf{M} στην β_0 , τον τανυστή κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} και το λόγο τεντώματος Λ . Ο λόγος τεντώματος μπορεί να υπολογιστεί και ως εξής: από τη σχέση

$$d\mathbf{x} \cdot d\mathbf{x} = ds^2(\mathbf{m} \cdot \mathbf{m}) = ds^2 \quad (4.21)$$

και χρησιμοποιώντας ξανά τη σχέση (4.3) προκύπτει:

$$d\mathbf{x} \cdot d\mathbf{x} = (\mathbf{F} \cdot d\mathbf{X})^T \cdot (\mathbf{F} \cdot d\mathbf{X}) = dS^2 \mathbf{M} \cdot (\mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F}) \cdot \mathbf{M}, \quad (4.22)$$

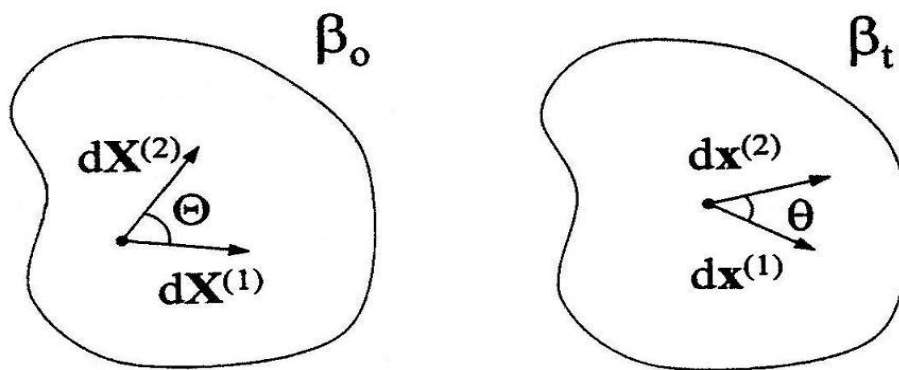
όπου χρησιμοποιήσαμε $d\mathbf{x} \equiv d\mathbf{x}^T = (\mathbf{F} \cdot d\mathbf{X})^T = d\mathbf{X} \cdot \mathbf{F}^T$.

Συνδυάζοντας τις σχέσεις (4.21) και (4.22) έχουμε:

$$\Lambda^2 = \left(\frac{ds}{dS} \right)^2 = \mathbf{M} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{M}, \quad (4.23)$$

η οποία επιτρέπει τον υπολογισμό του Λ από τον τανυστή κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} (εφόσον $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F}$) και από τον αρχικό προσανατολισμό (μοναδιαίο διάνυσμα) \mathbf{M} .

Μπορούμε επίσης να θεωρήσουμε δύο γραμμικά στοιχεία σε κάθε κατάσταση αναφοράς και να μελετήσουμε την αλλαγή της μεταξύ τους γωνίας από τη μία κατάσταση στην άλλη (σχήμα 4.2)



Σχήμα 4.2 : Η θεώρηση της μετατόπισης ενός και μόνο υλικού σωματιδίου δεν είναι αρκετή για να ποσοτικοποιηθεί η κίνηση. Για παράδειγμα, κάθε υλικό σωματίδιο μετατοπίζεται, αλλά δεν επαρκεί για να οριστεί η τροπή. Έτσι, θεωρούμε τη μετατόπιση και παραμόρφωση στοιχειωδών γραμμικών στοιχείων του σώματος. Το σχήμα δείχνει ένα ζεύγος προσανατολισμένων τέτοιων στοιχείων στην αρχική και τρέχουσα κατάσταση αναφοράς αντίστοιχα. Κάθε διάνυσμα μπορεί να μεταβάλλει το μέτρο και τον προσανατολισμό του μέσω της σχέσης: $d\mathbf{x} = \mathbf{F} \cdot d\mathbf{X}$.

Συγκεκριμένα, έστω ότι τα γραμμικά στοιχεία $d\mathbf{X}^{(1)}$ και $d\mathbf{X}^{(2)}$ μετασχηματίζονται από τον ίδιο τανυστή κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} στα στοιχεία $dx^{(1)}$ και $dx^{(2)}$. Θεωρούμε πως η αρχική γωνία Θ των δύο διανυσμάτων είναι γνωστή, δηλαδή

οι διευθύνσεις των $\mathbf{M}^{(1)}$ και $\mathbf{M}^{(2)}$ είναι γνωστές. Η νέα γωνία θ θα υπολογιστεί από το εσωτερικό γινόμενο $d\mathbf{x}^{(1)} \cdot d\mathbf{x}^{(2)}$, οπότε προκύπτει:

$$d\mathbf{x}^{(1)} \cdot d\mathbf{x}^{(2)} = ds^{(1)} ds^{(2)} \cos\theta \quad (4.24)$$

ή

$$\cos\theta = \frac{\mathbf{M}^{(1)} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{M}^{(2)}}{(ds/dS)^{(1)}(ds/dS)^{(2)}} = \frac{\mathbf{M}^{(1)} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{M}^{(2)}}{(\mathbf{M}^{(1)} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{M}^{(1)})^{1/2} (\mathbf{M}^{(2)} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{M}^{(2)})^{1/2}}. \quad (4.25)$$

Παρόμοιο αποτέλεσμα εκφρασμένο μέσω του τανυστή τροπών \mathbf{E} προκύπτει εύκολα, εφόσον $\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I})$. Για παράδειγμα, στην ειδική περίπτωση που $\mathbf{M}^{(1)} = \mathbf{E}_1$ και $\mathbf{M}^{(2)} = \mathbf{E}_2$, έχουμε:

$$\cos\theta = \frac{C_{12}}{\sqrt{C_{11}}\sqrt{C_{22}}} = \frac{2E_{12}}{\sqrt{1+2E_{11}}\sqrt{1+2E_{22}}}. \quad (4.26)$$

Έτσι, η αλλαγή της γωνίας για πεπερασμένες τροπές εξαρτάται και από τη διατμητική τροπή E_{12} και από τις εκτατικές τροπές E_{11} και E_{22} . Το αποτέλεσμα αυτό περιέχει μια ουσιώδη διαφορά από το γραμμικοποιημένο τανυστή τροπών $\boldsymbol{\varepsilon}$, στον οποίο οι διατμητικές τάσεις ορίζονται ως απλές αλλαγές γωνιών. Αντίθετα, στην πεπερασμένη ελαστικότητα είναι σύνηθες να αλληλεπιδρούν οι διατμητικές με τις εκτατικές τροπές.

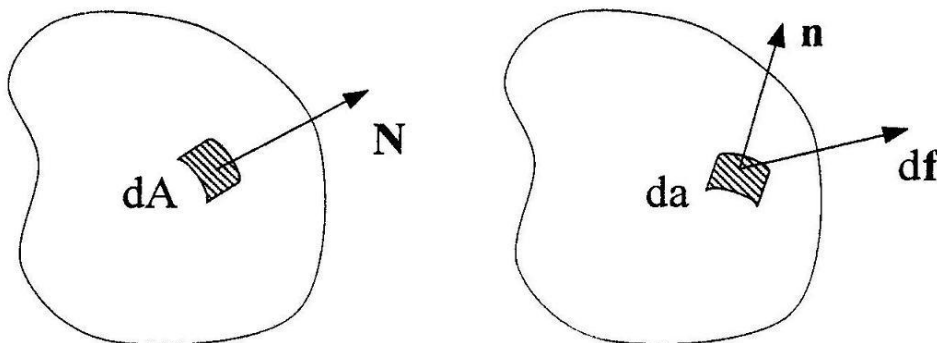
Όπως μελετήσαμε την αλλαγή γραμμικών στοιχείων από τη μια κατάσταση στην άλλη, είναι χρήσιμο να κάνουμε το ίδιο και για στοιχειώδεις επιφάνειες και όγκους. Αρχικά, θα θεωρήσουμε διαφορικά στοιχεία όγκου, συμβολιζόμενα ως dV και dv στις καταστάσεις αναφοράς β_0 και β , αντίστοιχα. Εδώ, θα χρειαστεί να θυμηθούμε το μικτό γινόμενο του διανυσματικού λογισμού, με τη βοήθεια του οποίου μπορεί να υπολογιστεί ο όγκος που σχηματίζουν τρία μη συνεπίπεδα διανύσματα. Ως εκ τούτου, θεωρούμε τρία στοιχειώδη γραμμικά διανυσματικά στοιχεία $d\mathbf{X}^{(1)}$, $d\mathbf{X}^{(2)}$ και $d\mathbf{X}^{(3)}$, καθένα εκ των οποίων μετασχηματίζεται μέσω της δράσης του τανυστή κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} στο αντίστοιχο στοιχείο $d\mathbf{x}^{(1)}$, $d\mathbf{x}^{(2)}$ και $d\mathbf{x}^{(3)}$.

Χρησιμοποιώντας το θεμελιώδη ορισμό της ορίζουσας, έχουμε:

$$\begin{aligned}
 dv &= d\mathbf{x}^{(1)} \cdot (d\mathbf{x}^{(2)} \times d\mathbf{x}^{(3)}) \Leftrightarrow \\
 dv &= \mathbf{F} \cdot d\mathbf{X}^{(1)} \cdot (\mathbf{F} \cdot d\mathbf{X}^{(2)} \times \mathbf{F} \cdot d\mathbf{X}^{(3)}) \Leftrightarrow \\
 dv &= (\det \mathbf{F}) d\mathbf{X}^{(1)} \cdot (d\mathbf{X}^{(2)} \times d\mathbf{X}^{(3)}) \Leftrightarrow \\
 dv &= (\det \mathbf{F}) dV \tag{4.27}
 \end{aligned}$$

Η τελευταία σχέση αποκαλύπτει πως η ορίζουσα του τανυστή κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} μετασχηματίζει διαφορικούς όγκους από την αρχική κατάσταση στην τρέχουσα, ενισχύοντας την άποψη πως ο τανυστής \mathbf{F} είναι θεμελιακό μέγεθος της πεπερασμένης παραμόρφωσης. Ακόμη, αξίζει να σημειωθεί πως η $\det \mathbf{F}$, που συχνά συμβολίζεται ως J , είναι πάντα θετική όπως προκύπτει από την ανωτέρω σχέση. Επιπλέον, εάν η παραμόρφωση είναι ισόχωρη (δηλαδή ο αρχικός όγκος διατηρείται), τότε $\det \mathbf{F} = J = 1$ και λέγεται πως το υλικό συμπεριφέρεται ασυμπιέστα.

Ομοίως, θα μελετήσουμε το μετασχηματισμό μιας διαφορικής επιφάνειας από τη μια κατάσταση αναφοράς στην άλλη. Θα θεωρήσουμε διαφορικά στοιχεία επιφάνειας, συμβολιζόμενα ως dA και da στις καταστάσεις αναφοράς β_0 και β_t αντίστοιχα (σχήμα 4.3). Θα συσχετίσουμε τα δύο αυτά μεγέθη ξεκινώντας από τη σχέση (4.27), αν και το ίδιο επιτυγχάνεται και με τον προηγούμενο τρόπο, δηλαδή το μικτό γινόμενο.



Σχήμα 4.3 : Σε αντιστοιχία με το σχήμα 4.2, στο σχήμα αυτό φαίνονται οι στοιχειώδεις επιφάνειες dA και da , οι οποίες καθορίζονται από το κάθετο μοναδιαίο διάνυσμα \mathbf{N} και \mathbf{n} αντίστοιχα. Επίσης, απεικονίζεται η δράση της στοιχειώδους δύναμης $d\mathbf{f}$ πάνω στην επιφάνεια da , από την οποία ορίζουμε το διάνυσμα του ελκυστή $\mathbf{T}^{(n)} = d\mathbf{f}/da$.

Η σχέση λοιπόν (4.27) με τη βοήθεια της (4.3) γίνεται:

$$dv = d\mathbf{x}^{(1)} \cdot (\mathbf{n}da) = d\mathbf{X}^{(1)} \cdot \mathbf{F}^T \cdot (\mathbf{n}da) \quad (4.28)$$

και

$$dv = JdV = J(d\mathbf{X}^{(1)} \cdot (\mathbf{N}dA)), \quad (4.29)$$

όπου τα διανύσματα \mathbf{N} και \mathbf{n} είναι μοναδιαία και κάθετα προς τις διαφορικές επιφάνειες dA και da αντίστοιχα. Εξισώνοντας τις σχέσεις (4.28) και (4.29) βρίσκουμε:

$$\mathbf{F}^T \cdot \mathbf{n}da = J\mathbf{N}dA \quad (4.30)$$

ή διαφορετικά:

$$\mathbf{n}da = J\mathbf{N}dA \cdot \mathbf{F}^{-1} \quad \Leftrightarrow \quad \mathbf{N}dA = \frac{1}{J} \mathbf{n}da \cdot \mathbf{F}. \quad (4.31)$$

Και πάλι φαίνεται ο ουσιώδης ρόλος του τανυστή κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} στην περιγραφή της παραμόρφωσης. Οι σχέσεις αυτές είναι και ιδιαίτερα σημαντικές στον ορισμό και υπολογισμό των τάσεων, οι οποίες είναι δυνάμεις που δρουν πάνω σε προσανατολισμένες επιφάνειες.

Στη συνέχεια, θα μελετήσουμε άλλα χρήσιμα μεγέθη, όπως η ταχύτητα, η επιτάχυνση, η κλίση της ταχύτητας (velocity gradient), ο ρυθμός τροπής κ.ά. ήτοι μέτρα κινήσεων εξαρτημένα από το χρόνο που δρουν πάνω στα υλικά σωματίδια του υπό εξέταση σώματος. Και πράγματι, ένας από τους πιο θεμελιακούς νόμους της μηχανικής, ο 2^{ος} νόμος του Νεύτωνα, συνδέει επιταχύνσεις με δυνάμεις. Οπότε, ο ποσοτικός προσδιορισμός των επιταχύνσεων και των σχετικών με αυτές μεγεθών είναι υψίστης σημασίας για τη μηχανική.

Με απλά λόγια, η ταχύτητα \mathbf{v} είναι ο ρυθμός μεταβολής της θέσης και η επιτάχυνση \mathbf{a} είναι ο ρυθμός μεταβολής της ταχύτητας. Και τα δύο μεγέθη είναι διανυσματικά. Σημειώνουμε πως μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο η προσέγγιση Lagrange (ή υλική) όσο και η προσέγγιση Euler (ή χωρική) για την περιγραφή της κίνησης, ανάλογα ως προς ποιο σύστημα θα επιλέξουμε να εκφράσουμε τα εμπλεκόμενα μεγέθη. Η πρώτη προσέγγιση τυπικά είναι πιο συνήθης στη δυναμική και τη μηχανική των στερεών σωμάτων. Στην περίπτωση αυτή, η τρέχουσα θέση \mathbf{x} ενός υλικού σωματιδίου (μέσα στο σώμα) εξαρτάται από την αρχική κατάσταση αναφοράς \mathbf{X} και το χρόνο.

Συνεπώς:

$$\mathbf{v}(t) = \frac{d}{dt}(\mathbf{x}(\mathbf{X}, t)) = \frac{d}{dt}(\mathbf{u}(\mathbf{X}, t)) \quad (4.32)$$

και

$$\mathbf{a}(t) = \frac{d^2}{dt^2}(\mathbf{x}(\mathbf{X}, t)) = \frac{d^2}{dt^2}(\mathbf{u}(\mathbf{X}, t)), \quad (4.33)$$

όπου $\mathbf{u} = \mathbf{x}(\mathbf{X}, t) - \mathbf{X}$, και το \mathbf{X} όντας η θέση αναφοράς δεν αλλάζει με το χρόνο. Έτσι, στην προσέγγιση αυτή τα μεγέθη της ταχύτητας και επιτάχυνσης για ένα δεδομένο υλικό σωματίδιο εξαρτώνται μόνο από το χρόνο και την αρχική θέση του.

Εν αντιθέσει, στην προσέγγιση Euler, που έχει ως ανεξάρτητες μεταβλητές τα μεγέθη \mathbf{x} και t και χρησιμοποιείται συνήθως στη ρευστομηχανική, έχουμε:

$$\mathbf{v}(\mathbf{x}, t) = \frac{d\mathbf{x}}{dt}, \quad \mathbf{a} = \frac{d\mathbf{v}}{dt} = \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial \mathbf{x}} \cdot \frac{d\mathbf{x}}{dt}. \quad (4.34)$$

Παρατηρούμε πως η επιτάχυνση σε αυτή την περίπτωση έχει δύο όρους: έναν τοπικό ($\partial \mathbf{v} / \partial t$) και έναν συναγόμενο. Ο τελευταίος μπορεί να γραφεί και ως $\mathbf{L} \cdot \mathbf{v}$, όπου ο τανυστής $\mathbf{L} = \partial \mathbf{v} / \partial \mathbf{x}$ ονομάζεται τανυστής κλίσης της ταχύτητας (velocity gradient tensor). Γνωρίζουμε πως η δράση ενός τανυστή πάνω σε ένα διάνυσμα έχει ως αποτέλεσμα το μετασχηματισμό του τελευταίου σε ένα νέο διάνυσμα. Έτσι λοιπόν, μπορούμε να πούμε πως ο τανυστής \mathbf{L} μετασχηματίζει το διαφορικό διάνυσμα θέσης $d\mathbf{x}$ στο διάνυσμα ταχύτητας $d\mathbf{v}$ σε κάθε χρόνο t . Με άλλα λόγια, ισχύει $d\mathbf{v} = \mathbf{L} \cdot d\mathbf{x}$, γεγονός που δείχνει ότι ένας τανυστής μπορεί να αλλάξει όχι μόνο το μέτρο και τη διεύθυνση ενός διανύσματος, αλλά και τις φυσικές του μονάδες. Οπότε, ο τανυστής κλίσης της ταχύτητας \mathbf{L} είναι τανυστής «ενός σημείου» οριζόμενος στην κατάσταση αναφοράς β_i και εν γένει δεν είναι συμμετρικός. Μπορούμε όμως να τον εκφράσουμε ως ακολούθως:

$$\mathbf{L} = \frac{1}{2}(\mathbf{L} + \mathbf{L}^T) + \frac{1}{2}(\mathbf{L} - \mathbf{L}^T) = \mathbf{D} + \mathbf{W}, \quad (4.35)$$

όπου \mathbf{D} είναι συμμετρικός τανυστής και ονομάζεται τανυστής ρυθμού παραμόρφωσης και \mathbf{W} είναι αντισυμμετρικός τανυστής και ονομάζεται τανυστής ρυθμού στροφής ή υλικό spin. Προφανώς ισχύουν: $\mathbf{D} = \mathbf{D}^T$ και

$\mathbf{W} = -\mathbf{W}^T$. Οι τανυστές \mathbf{L} και \mathbf{D} παίζουν σημαντικό ρόλο στον 1^ο και 2^ο νόμο της θερμομηχανικής. Σε καρτεσιανές συντεταγμένες έχουμε:

$$\mathbf{D} = D_{ij} \mathbf{e}_i \otimes \mathbf{e}_j, \text{ όπου } D_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right). \quad (4.36)$$

Αν και ο τανυστής \mathbf{D} ονομάζεται τανυστής ρυθμού παραμόρφωσης, μπορεί να δειχθεί ότι $\dot{\mathbf{E}} = d\mathbf{E}/dt = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{D} \cdot \mathbf{F}$, όπου \mathbf{E} είναι ο τανυστής τροπής Green. Οπότε, μόνο εάν $\mathbf{F} \approx \mathbf{I}$, ή διαφορετικά $\mathbf{E} \approx \boldsymbol{\varepsilon}$, μπορούμε να έχουμε $d\boldsymbol{\varepsilon}/dt = \mathbf{D}$.

Επειδή ο τανυστής κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} είναι ένα θεμελιώδες μέγεθος όσον αφορά στην παραμόρφωση, είναι πάντα χρήσιμο να μελετάμε τον τρόπο σύνδεσής του με τα υπόλοιπα κινηματικά μεγέθη. Οπότε, έχουμε:

$$\frac{d\mathbf{F}}{dt} = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}} \right) = \frac{\partial}{\partial \mathbf{X}} \left(\frac{d\mathbf{x}}{dt} \right) = \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial \mathbf{X}} = \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial \mathbf{x}} \cdot \frac{\partial \mathbf{x}}{\partial \mathbf{X}}, \quad (4.37)$$

ή με άλλα λόγια $d\mathbf{F}/dt = \mathbf{L} \cdot \mathbf{F}$. Παρόμοιο αποτέλεσμα προκύπτει για το ρυθμό μεταβολής του τανυστή \mathbf{F}^{-1} . Ήτοι, η κλίση της ταχύτητας μπορεί να υπολογιστεί από τον τανυστή κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} :

$$\mathbf{L} = \frac{d\mathbf{F}}{dt} \cdot \mathbf{F}^{-1}, \text{ ή } \mathbf{L} = -\mathbf{F} \cdot \frac{d\mathbf{F}^{-1}}{dt}. \quad (4.38)$$

Στη συνέχεια, θα δούμε ότι και ο ρυθμός dJ/dt (όπου $J = \det \mathbf{F}$) παίζει σημαντικό ρόλο σε θεμελιώδεις εξισώσεις ισορροπίας (π.χ. διατήρηση της μάζας, ενέργειας κ.ά.). Έτσι, δεδομένου ότι:

$$\frac{d}{dt} (\det \mathbf{F}) = \frac{\partial}{\partial \mathbf{F}} (\det \mathbf{F}) : \frac{d\mathbf{F}}{dt}, \quad (4.39)$$

από τη γνωστή σχέση της θεωρίας τανυστών $\frac{\partial III_T}{\partial \mathbf{T}} = III_T \mathbf{T}^{-T}$ και τις (4.37)-(4.38) προκύπτει:

$$\frac{dJ}{dt} = (\det \mathbf{F} \mathbf{F}^{-T}) : (\mathbf{L} \cdot \mathbf{F}). \quad (4.40)$$

Η ανωτέρω σχέση με τη βοήθεια της θεωρίας τανυστών μπορεί να γραφεί ως εξής:

$$\frac{dJ}{dt} = (\det \mathbf{F}) \text{tr}(\mathbf{F}^{-T} \cdot \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{L}^T) = J \text{tr} \mathbf{L}. \quad (4.41)$$

Τώρα είναι εύκολο να δειχθεί πως $\text{tr} \mathbf{L} = \nabla \cdot \mathbf{v}$, η οποία σχέση υπολογίζει την απόκλιση του πεδίου ταχύτητας.

4.1.2 ΚΙΝΗΤΙΚΗ : ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΕΛΚΥΣΤΙΚΕΣ ΚΑΙ ΤΑΣΕΙΣ

Η δύναμη θεωρείται από πολλούς ως μια έννοια που γίνεται κατανοητή κυρίως μέσω της διαίσθησής μας. Παρ' όλα αυτά, θεωρούμε τη δύναμη ως τη δράση ενός σώματος πάνω σε ένα άλλο, δηλαδή τη θεωρούμε ως ένα διανυσματικό «τράβηγμα» ή «σπρώξιμο». Υπάρχουν εν γένει δύο είδη δυνάμεων που θα μας απασχολήσουν: οι καθολικές δυνάμεις όπως η βαρύτητα, που δρουν σε κάθε σωματίδιο ενός σώματος, και οι επιφανειακές δυνάμεις, όπως η πίεση και οι δυνάμεις τριβής, οι οποίες δρουν μέσω της επαφής στην επιφάνεια ενός σώματος.

Επειδή πολλές δυνάμεις δρουν σε ένα υλικό μέσω της επιφάνειάς του, είναι ιδιαίτερα χρήσιμο να ορίσουμε το διάνυσμα του ελκυστή (βλέπε σχημα 4.3) ως εξής :

$$\mathbf{T}^{(n)} = \lim_{\Delta a \rightarrow 0} \left(\frac{\Delta \mathbf{f}}{\Delta a} \right) = \frac{d\mathbf{f}}{da}, \quad (4.42)$$

όπου $d\mathbf{f}$ είναι ένα διαφορικό διάνυσμα δύναμης και da μια διαφορική επιφάνεια, οριζόμενα και τα δύο μεγέθη στην κατάσταση αναφοράς β_i , με την da να έχει προσανατολισμό που καθορίζεται από το κάθετο, μοναδιαίο και εξωτερικό προς την επιφάνεια διάνυσμα \mathbf{n} . Επίσης, η σχέση $d\mathbf{f} = \mathbf{T}^{(n)} da$ θα αποδειχθεί πολύ χρήσιμη για τον ορισμό των τάσεων παρακάτω.

Η έννοια της τάσης, η οποία επινοήθηκε από τον Euler και συμπληρώθηκε από τον Cauchy, είναι θεμελιώδους σημασίας για τη μηχανική. Τυπικά ορίζεται ως μια δύναμη που δρα σε συγκεκριμένη επιφάνεια. Πρέπει όμως να τονίσουμε πως η τάση στην πραγματικότητα είναι το μέτρο μιας δύναμης που δρα σε μια **προσανατολισμένη** επιφάνεια. Έτσι, είναι η ύπαρξη δύο προσανατολισμών (εκείνων της δύναμης και της επιφάνειας) που δίνουν χαρακτήρα τανυστή στην τάση. Θυμίζουμε πως ένας τανυστής 2^{ης} τάξης μπορεί να απεικονίσει ένα διάνυσμα σε ένα νέο διάνυσμα και στη συνέχεια ορίζουμε την τάση Cauchy \mathbf{t} να είναι αυτός ο τανυστής, ο οποίος μετασχηματίζει τον προσανατολισμό \mathbf{n} της επιφάνειας da στην κατάσταση β_i στο διάνυσμα – ελκυστή $\mathbf{T}^{(n)}$ το οποίο δρα

πάνω στην ίδια επιφάνεια. Δηλαδή, σε διανυσματικό και δεικτικό συμβολισμό έχουμε:

$$\mathbf{T}^{(n)} = \mathbf{n} \cdot \mathbf{t}, \quad T_q^{(n)} = n_p t_{pq} \quad (4.43)$$

όπου $|\mathbf{n}|=1$. Έχοντας οριστεί κατ' αυτόν τον τρόπο, ο δείκτης p στην τάση Cauchy δηλώνει τον προσανατολισμό της επιφάνειας πάνω στην οποία δρα η δύναμη, ενώ ο δείκτης q δηλώνει τον προσανατολισμό της εφαρμοζόμενης δύναμης. Η τάση Cauchy ορίζεται με βάση την πραγματική δύναμη που δρα σε μια συγκεκριμένη επιφάνεια του σώματος, στην κατάσταση αναφοράς β_i και συχνά αναφέρεται ως «πραγματική τάση». Αυτό σημαίνει πως είναι το μέτρο της αληθινής τάσης που «αισθάνεται» το υλικό. Επιπροσθέτως, η τάση \mathbf{t} είναι τανυστής «ενός σημείου» (με καρτεσιανή αναπαράσταση $\mathbf{t} = t_{pq} \mathbf{e}_p \otimes \mathbf{e}_q$) και συμμετρικός (δηλαδή $\mathbf{t} = \mathbf{t}^T$), όπως θα αποδειχθεί στη συνέχεια από τη διατήρηση της στροφορμής. Επομένως, η τάση Cauchy είναι ένα φυσικό μέγεθος πολύ χρήσιμο στη μηχανική του συνεχούς μέσου.

Παρ' όλα αυτά, πολλές φορές στη μηχανική των μεγάλων παραμορφώσεων και στροφών είναι δύσκολο να προβλέψουμε το είδος της γεωμετρικής κατάστασης που θα καταλήξει ένα σώμα μετά την εφαρμογή των φορτίων, έτσι, κάποιες φορές είναι δύσκολο να ορίσουμε ή να υπολογίσουμε την τάση Cauchy. Επομένως, προκύπτει το ερώτημα αν είναι δυνατό να χρησιμοποιήσουμε διαφορετικό ορισμό για την τάση σε αυτές τις περιπτώσεις, ο οποίος θα αναφέρεται σε μια εν γένει γνωστή κατάσταση αναφοράς, π.χ. στην κατάσταση προ της παραμορφώσεως. Και πράγματι, είναι δυνατόν να υπάρξει ένας τέτοιος διαφορετικός ορισμός για την τάση. Οπότε, ας μετασχηματίσουμε τη πραγματική δύναμη $d\mathbf{f}$ από το σημείο δράσης της \mathbf{x} στην κατάσταση αναφοράς β_i , στο αντίστοιχο σημείο \mathbf{X} στην κατάσταση αναφοράς β_0 με τέτοιο τρόπο ώστε να δρα πάνω σε μια επιφάνεια dA με κάθετο μοναδιαίο διάνυσμα \mathbf{N} . Επίσης, ορίζουμε τον νέο ελκυστή $\mathbf{T}^{(N)}$ και το νέο τανυστή τάσης \mathbf{P} , ώστε να ισχύει:

$$\mathbf{T}^{(N)} = \frac{d\mathbf{f}}{dA}, \quad \mathbf{T}^{(N)} = \mathbf{N} \cdot \mathbf{P}. \quad (4.44)$$

Τώρα ο τανυστής \mathbf{P} είναι η τάση Piola – Kirchhoff 1^{ης} τάξης. Επειδή ο τανυστής αυτός εκφράζεται μέσω της πραγματικής δύναμης και της αρχικής επιφάνειας αναφοράς, είναι ιδιαίτερα χρήσιμος στις πειραματικές μετρήσεις. Εφόσον όμως

εκφράζεται μέσω των $d\mathbf{f}$ και $\mathbf{N} \cdot dA$, είναι τανυστής «δύο σημείων», όμοια με τον τανυστή κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} . Δηλαδή, ο τανυστής Piola – Kirchhoff έχει καρτεσιανή αναπαράσταση $P_{Bq} \mathbf{E}_B \otimes \mathbf{e}_q$. Η διατήρηση της στροφορμής θα μάς αποκαλύψει ότι εν γένει δεν είναι συμμετρικός, δηλαδή $\mathbf{P} \neq \mathbf{P}^T$, όπου ο τανυστής \mathbf{P}^T συνήθως αναφέρεται ως «η ονομαστική τάση». Έτσι, αν και ο τανυστής τάσης 1^{ης} τάξης Piola – Kirchhoff είναι χρήσιμος από πολλές απόψεις, θα ήταν καλύτερα να αναζητήσουμε ένα νέο ορισμό για την τάση, που να αναφέρεται στην αρχική κατάσταση αναφοράς β_0 , να είναι τανυστής συμμετρικός και «ενός σημείου». Για να επιτευχθεί αυτό, θεωρούμε τη δράση μιας φανταστικής δύναμης στην κατάσταση β_0 πάνω στην προσανατολισμένη επιφάνεια $\mathbf{N} \cdot dA$. Εδώ θα πρέπει να θυμηθούμε πως η δράση του τανυστή \mathbf{F} έχει ως αποτέλεσμα το μετασχηματισμό των διανυσμάτων θέσεως από την κατάσταση αναφοράς β_0 , στη νέα κατάσταση αναφοράς β_t . Θα χρησιμοποιήσουμε τον τανυστή \mathbf{F}^{-1} ομοίως για να απεικονίσουμε τη δύναμη $d\mathbf{f}$ από την κατάσταση αναφοράς β_t στην β_0 . Σημειώνουμε πως εξ' ορισμού ο τανυστής κλίσης παραμόρφωσης \mathbf{F} είναι αδιάστατος, άρα μπορούμε να τον χρησιμοποιήσουμε για να απεικονίσουμε πληθώρα διανυσμάτων από τη μία κατάσταση στην άλλη, όπως διανύσματα δύναμης, θέσης, ροής θερμότητας κ.ά. Οπότε, έχουμε:

$$d\tilde{\mathbf{f}} = \mathbf{F}^{-1} \cdot d\mathbf{f} = d\mathbf{f} \cdot \mathbf{F}^{-T}. \quad (4.45)$$

Έτσι, μπορούμε να ορίσουμε ένα νέο διάνυσμα ελκυστή και νέο τανυστή της τάσης όπως φαίνεται παρακάτω:

$$\tilde{\mathbf{T}}^{(N)} = \frac{d\tilde{\mathbf{f}}}{dA}, \quad \tilde{\mathbf{T}}^{(N)} = \mathbf{N} \cdot \mathbf{S}, \quad (4.46)$$

όπου ο τανυστής \mathbf{S} ονομάζεται τάση Piola – Kirchhoff 2^{ης} τάξης. Επίσης, είναι συμμετρικός και ορίζεται στην αρχική κατάσταση αναφοράς β_0 , ενώ η καρτεσιανή του αναπαράσταση είναι $\mathbf{S} = S_{AB} \mathbf{E}_A \otimes \mathbf{E}_B$. Ο τανυστής αυτός θα αποδειχθεί ιδιαίτερα χρήσιμος στη διατύπωση των καταστατικών νόμων πεπερασμένης ελαστικότητας. Όμως, επειδή ορίζεται με τη βοήθεια μιας φανταστικής δύναμης, έχει το μειονέκτημα πως είναι δύσκολο να βρεθεί η φυσική ερμηνεία του και να μετρηθεί πειραματικά. Συνοψίζοντας λοιπόν, κανένας ορισμός της τάσης δεν είναι τέλειος από όλες τις σκοπιές και συχνά χρησιμοποιούνται περισσότερα του ενός είδη τάσεων για να περιγραφεί μια

κατάσταση αναφοράς. Αν και υπάρχουν και άλλοι ορισμοί για την τάση, αυτοί που αναφέρθηκαν εδώ επαρκούν για το σκοπό μας.

Για να είναι πληρέστερη η ανάλυσή μας, θα εξετάσουμε τη σχέση που έχουν μεταξύ τους τα ανωτέρω μέτρα για τις τάσεις. αν τα ανωτέρω μέτρα για τις τάσεις. Από τις σχέσεις (4.42), (4.43), (4.44), (4.45) και (4.46) έπεται ότι:

$$df = \mathbf{T}^{(n)} da = \mathbf{n} da \cdot \mathbf{t} \quad (4.47)$$

και

$$df = \mathbf{T}^{(N)} dA = \mathbf{N} dA \cdot \mathbf{P}. \quad (4.48)$$

Εξισώνοντας τις παραπάνω σχέσεις (4.47) και (4.48) και με τη βοήθεια της σχέσης (4.31) βρίσκουμε ότι:

$$\mathbf{n} da \cdot \mathbf{t} = \mathbf{n} da \cdot \frac{1}{J} \mathbf{F} \cdot \mathbf{P} \Rightarrow \mathbf{t} = \frac{1}{J} \mathbf{F} \cdot \mathbf{P}. \quad (4.49)$$

Έτσι, η τάση Cauchy συνδέεται άμεσα με την τάση Piola – Kirchhoff 1^{ης} τάξης μέσω του τανυστή κλίσης παραμόρφωσης και της ορίζουσάς του. Άρα, εάν η μία τάση είναι γνωστή, η άλλη μπορεί εύκολα να υπολογιστεί, γεγονός που θα φανεί ιδιαίτερα χρήσιμο στην παρακάτω επεξεργασία των πειραματικών δεδομένων μας. Ομοίως, χρησιμοποιώντας τις σχέσεις (4.31) και (4.42) έως (4.46) προκύπτει ότι:

$$df = \mathbf{n} da \cdot \mathbf{t} = \mathbf{N} dA \cdot \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}^T \Rightarrow \mathbf{t} = \frac{1}{J} \mathbf{F} \cdot \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}^T. \quad (4.50)$$

Συγκρίνοντας τις δύο τελευταίες σχέσεις καταλήγουμε στη σχέση:

$$\mathbf{P} = \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}^T. \quad (4.51)$$

Ως εκ τούτου, όλα τα μέτρα των τάσεων συσχετίζονται μεταξύ τους μέσω του θεμελιώδους για την παραμόρφωση μεγέθους \mathbf{F} και της ορίζουσάς του. Τέλος, σημειώνουμε για πληρότητα ότι ο αποκλίνων τανυστής της τάσης Cauchy είναι $dev \mathbf{t} = \mathbf{t} - \frac{1}{3}(\text{tr} \mathbf{t})\mathbf{I}$, όπου $\frac{1}{3}(\text{tr} \mathbf{t})$ είναι η κύρια τάση. Ο αποκλίνων τανυστής χρησιμοποιείται μερικές φορές όταν το υπό εξέταση υλικό είναι ασυμπίεστο.

4.1.3 ΒΑΣΙΚΑ ΑΞΙΩΜΑΤΑ

Στη μηχανική του συνεχούς μέσου υπάρχουν πέντε θεμελιώδη αξιώματα:

- Διατήρηση της μάζας
- Διατήρηση της ορμής
- Διατήρηση της στροφορμής
- Διατήρηση της ενέργειας
- Ανισότητα της εντροπίας

Καθένα από αυτά τα αξιώματα μπορεί να προκύψει ακολουθώντας είτε την προσέγγιση Lagrange είτε την Euler (δηλαδή εκφράζοντας τις σχέσεις με ποσότητες που αναφέρονται στην κατάσταση β_0 ή β_t αντίστοιχα). Αν και οι δύο προσεγγίσεις είναι χρήσιμες στη μηχανική των μαλακών ιστών, η προσέγγιση Lagrange εν γένει είναι προτιμητέα, επειδή η αρχική κατάσταση αναφοράς β_0 συνήθως είναι γνωστή.

Η διατήρηση της μάζας απαιτεί η ολική μάζα να είναι ίση στις δύο καταστάσεις β_0 και β_t . Δηλαδή:

$$\int_{\Omega_0} \rho_0 dV = \int_{\Omega} \rho dv \quad (4.52)$$

όπου ρ_0 και ρ είναι οι πυκνότητες μάζας στις καταστάσεις αναφοράς β_0 και β_t αντίστοιχως. Ενώ Ω_0 και Ω είναι τα αντίστοιχα πεδία ορισμού της αρχικής και τρέχουσας κατάστασης (δηλαδή οι αντίστοιχοι όγκοι του υλικού) και $\partial\Omega_0$ και $\partial\Omega$ είναι οι ανάλογες επιφάνειες (δηλαδή τα σύνορα των όγκων που προαναφέρθηκαν). Εάν θυμηθούμε τη σχέση(4.27), μπορούμε να συσχετίσουμε τους όγκους στην αρχική και την τρέχουσα κατάσταση και έτσι να αναδιατυπώσουμε τη σχέση (4.52) ως:

$$\int_{\Omega_0} (\rho_0 - \rho J) dV = 0, \quad \forall \Omega_0. \quad (4.53)$$

Μια επαρκής συνθήκη ώστε η σχέση αυτή να ισχύει για κάθε Ω_0 είναι να μηδενιστεί η υπό ολοκλήρωση ποσότητα.

Έτσι, καταλήγουμε στη σχέση:

$$\rho_0 - \rho J = 0 \Rightarrow J = \frac{\rho_0}{\rho} \quad (4.54)$$

όπου φυσικά είναι $J = \det \mathbf{F}$.

Η διατήρηση της ορμής απαιτεί πως ο ρυθμός μεταβολής της ολικής ορμής του συστήματος θα πρέπει να εξισορροπεί τις δυνάμεις που δρουν στο σώμα (καθολικές ή μαζικές και επιφανειακές). Εξ' ορισμού, οι δυνάμεις δρουν στο σώμα σε μια παραμορφωμένη (τρέχουσα) κατάσταση αναφοράς και όχι σε μια απαραμόρφωτη (αρχική) κατάσταση. Έτσι, η εξίσωση για την ορμή θα προκύπτει από μια προσέγγιση του προβλήματος κατά Euler, αν και στην ελαστικότητα η κατά Lagrange προσέγγιση είναι πιο εύχρηστη. Για πληρότητα, η εξίσωση ισορροπίας της ορμής θα εκφραστεί μέσω και των δύο προσεγγίσεων. Στην κατά Euler προσέγγιση λοιπόν, έχουμε:

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega} \rho \mathbf{v} dv = \int_{\Omega} \rho \mathbf{b} dv + \int_{\partial \Omega} \mathbf{T}^{(n)} da, \quad (4.55)$$

όπου \mathbf{v} είναι η ταχύτητα, \mathbf{b} και $\mathbf{T}^{(n)}$ είναι η καθολική δύναμη (που ορίζεται ανά μονάδα μάζας εφόσον αυτή είναι σταθερή) και το διάνυσμα του ελκυστή που δρα στο σώμα στην τρέχουσα κατάσταση β_t . Όπως και στη σχέση (4.53), επιθυμούμε να γράψουμε την εξίσωσή μας στη μορφή $\int (...) dv = 0$ για κάθε Ω . Επειδή ο όγκος dv μεταβάλλεται με το χρόνο στην κατάσταση β_t , θα τον εκφράσουμε στην κατάσταση β_0 , δηλαδή ως JdV . Έχουμε:

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt} \int_{\Omega} \rho \mathbf{v} dv &= \int_{\Omega_0} \frac{d}{dt} (\rho \mathbf{v} J) dV \Rightarrow \\ \frac{d}{dt} \int_{\Omega} \rho \mathbf{v} dv &= \int_{\Omega_0} \left(\frac{d\rho}{dt} \mathbf{v} J + \rho \frac{d\mathbf{v}}{dt} J + \rho \mathbf{v} \frac{dJ}{dt} \right) dV \Rightarrow \\ \frac{d}{dt} \int_{\Omega} \rho \mathbf{v} dv &= \int_{\Omega_0} \left(\frac{d\rho}{dt} \mathbf{v} J + \rho \frac{d\mathbf{v}}{dt} J + \rho \mathbf{v} J \text{tr} \mathbf{L} \right) dV, \end{aligned} \quad (4.56)$$

όπου έγινε χρήση της σχέσης (4.41).

Από την εξίσωση διατήρησης της μάζας στη μορφή (4.52) έχουμε:

$$\int_{\Omega} \rho dv = \text{σταθ.} \Rightarrow$$

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega} \rho dv = 0 \Rightarrow$$

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega_0} \rho J dV = 0 \Rightarrow$$

$$\int_{\Omega_0} \frac{d}{dt} (\rho J) dV = 0 \Rightarrow$$

$$\int_{\Omega_0} \left(\frac{d\rho}{dt} J + \rho \frac{dJ}{dt} \right) dV = 0 \Rightarrow$$

$$\int_{\Omega_0} \left(\frac{d\rho}{dt} + \rho tr \mathbf{L} \right) J dV = 0. \quad (4.57)$$

Εφόσον η ανωτέρω σχέση προέκυψε από το θεμελιώδες αξίωμα διατήρησης της μάζας, θα ισχύει για κάθε Ω_0 , οπότε για να ισχύει πάντα θα πρέπει ο όρος εντός της παρενθέσεως να μηδενιστεί, δηλαδή:

$$\frac{d\rho}{dt} + \rho tr \mathbf{L} = 0. \quad (4.58)$$

Οπότε, η σχέση (4.56) γίνεται:

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega} \rho \mathbf{v} dv = \int_{\Omega_0} \left(\frac{d\rho}{dt} \mathbf{v} + \rho v tr \mathbf{L} + \rho \frac{d\mathbf{v}}{dt} \right) J dV \Rightarrow$$

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega} \rho \mathbf{v} dv = \int_{\Omega_0} \left[\left(\frac{d\rho}{dt} + \rho tr \mathbf{L} \right) \mathbf{v} + \rho \frac{d\mathbf{v}}{dt} \right] J dV \Rightarrow$$

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega} \rho \mathbf{v} dv = \int_{\Omega_0} \left(\rho \frac{d\mathbf{v}}{dt} \right) J dV \Rightarrow$$

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega} \rho \mathbf{v} dv = \int_{\Omega} \rho \mathbf{a} dv. \quad (4.59)$$

Ακόμη, στη σχέση (4.55) παρατηρούμε ότι ο δεύτερος όρος μπορεί να γραφεί με τη βοήθεια του ορισμού για την τάση Cauchy και του θεωρήματος της απόκλισης ως εξής:

$$\int_{\partial\Omega} \mathbf{T}^{(n)} da = \int_{\partial\Omega} \mathbf{n} \cdot \mathbf{t} da = \int_{\Omega} \nabla \cdot \mathbf{t} dv. \quad (4.60)$$

Οπότε τελικά η διατήρηση της ορμής στην κατά Euler προσέγγιση παίρνει την ακόλουθη μορφή:

$$\int_{\Omega} (\rho \mathbf{a} - \nabla \cdot \mathbf{t} - \rho \mathbf{b}) dv = 0 \quad \forall \quad \Omega. \quad (4.61)$$

Οπότε καταλήγουμε:

$$\nabla \cdot \mathbf{t} + \rho \mathbf{b} = \rho \mathbf{a} \quad \text{ή} \quad \frac{\partial t_{ij}}{\partial x_i} + \rho b_j = \rho a_j. \quad (4.62)$$

Οι ανωτέρω σχέσεις ονομάζονται εξισώσεις της κίνησης. Εάν η επιτάχυνση είναι αμελητέα ή μηδενική, τότε η σχέση (4.62) ονομάζεται εξίσωση ισορροπίας.

Με όμοιο τρόπο, εάν ακολουθήσουμε την προσέγγιση Lagrange, θα καταλήξουμε στη σχέση:

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega_o} \rho_o \mathbf{v} dV = \int_{\Omega_o} \rho_o \mathbf{b} dV + \int_{\partial\Omega_o} \mathbf{T}^{(N)} dA, \quad (4.63)$$

όπου $\mathbf{T}^{(n)}$ είναι το διάνυσμα του ελκυστή που ορίζεται στην κατάσταση β_0 . Εδώ, ο όγκος dV είναι σταθερός, πράγμα που απλοποιεί πολύ τους υπολογισμούς. Χρησιμοποιώντας λοιπόν τον ορισμό της τάσης Piola – Kirchhoff 1^{ης} τάξης (σχέση 4.44) και το θεώρημα της απόκλισης, έχουμε απ' ευθείας:

$$\int_{\Omega_o} (\rho_o \mathbf{a} - \nabla_o \cdot \mathbf{P} - \rho_o \mathbf{b}) dV = 0 \quad \forall \quad \Omega_o. \quad (4.64)$$

Και έτσι, προκύπτει η σχέση:

$$\nabla_o \cdot \mathbf{P} + \rho_o \mathbf{b} = \rho_o \mathbf{a} \quad \text{ή} \quad \frac{\partial P_{Aj}}{\partial X_A} + \rho_o b_j = \rho_o a_j. \quad (4.65)$$

Οι δύο παραπάνω εκφράσεις της διατήρησης της ορμής (κατά Euler και Lagrange) είναι παρόμοιες και είναι δυνατόν να προκύψει η μία από την άλλη. Η τελευταία είναι απλούστερη, επειδή η κατάσταση αναφοράς είναι αμετάβλητη

στο χρόνο, η πρώτη όμως είναι πιο «φυσική» εφόσον σε αυτή χρησιμοποιείται ο πραγματικός ελκυστής.

Η διατήρηση της στροφορμής απαιτεί πως ο ρυθμός μεταβολής της ροπής της ορμής θα πρέπει να ισούται με τις εφαρμοζόμενες ροπές. Έτσι, στην κατά Lagrange προσέγγιση θα έχουμε:

$$\frac{d}{dt} \int_{\Omega_o} (\mathbf{x} \times \rho_o \mathbf{v}) dV = \int_{\Omega_o} (\mathbf{x} \times \rho_o \mathbf{b}) dV + \int_{\partial\Omega_o} (\mathbf{x} \times \mathbf{T}^{(N)}) dA. \quad (4.66)$$

Σημειώνουμε πως κάνουμε χρήση του διανύσματος θέσης \mathbf{x} , εφόσον και η δύναμη και η ταχύτητα ορίζονται στην κατάσταση β_t .

Η διατήρηση της ενέργειας είναι το επόμενο αξίωμα που θα εξετάσουμε, το οποίο είναι γνωστό και ως πρώτος νόμος της θερμοδυναμικής. Ο νόμος αυτός απαιτεί ο ρυθμός μεταβολής της ολικής ενέργειας του σώματος να ισούται με το ρυθμό παραγωγής έργου πάνω στο σώμα συν το ρυθμό εισροής θερμότητας στο σώμα. Με τον όρο ολική ενέργεια εννοούμε την κινητική, τη δυναμική μέσω των καθολικών δυνάμεων και την εσωτερική. Επειδή επικεντρωνόμαστε σε ισόθερμες διαδικασίες, δε θα επικαλεστούμε τη διατήρηση της ενέργειας, αλλά την παραθέτουμε εδώ για πληρότητα:

$$\rho_o \frac{d\varepsilon}{dt} = \mathbf{P}^T : \frac{d\mathbf{F}}{dt} - \nabla_o \cdot \mathbf{q}_o + \rho_o g \quad (4.67)$$

όπου : ε είναι η πυκνότητα της εσωτερικής ενέργειας (ανά μονάδα όγκου),
 ∇_o είναι ο τελεστής ανάδελα στη Lagrange προσέγγιση (δηλαδή $\nabla_o = \partial/\partial\mathbf{X}$),

q_o είναι το διάνυσμα θερμικής ροής και

g μια επιπλέον θερμότητα ορισμένη ανά μονάδα μάζας.

Η εσωτερική ενέργεια συνδέεται με το δυναμικό ψ και την εντροπία η ως:
 $\varepsilon = \psi + \eta T$, όπου T η θερμοκρασία.

Πιο σημαντικό εδώ είναι η ανισότητα της εντροπίας, γνωστή και ως δεύτερος θερμοδυναμικός νόμος.

Συγκεκριμένα, γράφουμε:

$$-\rho_o \left(\frac{d\psi}{dt} + \eta \frac{dT}{dt} \right) + \mathbf{P}^T : \frac{d\mathbf{F}}{dt} - \frac{1}{T} \mathbf{q}_o \cdot \nabla_o T \geq 0. \quad (4.68)$$

Η ανωτέρω μορφή είναι εκφρασμένη στην κατά Lagrange προσέγγιση και γνωστή ως ανίσωση Clausius – Duhem. Για ισόθερμες διαδικασίες, όπως στην περίπτωση μας, εκφράζεται ως:

$$-\rho_o \frac{d\psi}{dt} + \mathbf{P}^T : \frac{d\mathbf{F}}{dt} \geq 0, \quad (4.69)$$

η οποία αποκαλύπτει ότι ο 2^{ος} θερμοδυναμικός νόμος προσφέρει σημαντικές πληροφορίες για ισόθερμες διαδικασίες στη μηχανική. Αν και σπάνια αναφέρεται στη μηχανική των μαλακών ιστών, θα δούμε παρακάτω πως η σχέση (4.69) είναι ουσιώδης στην κατάστρωση των καταστατικών νόμων των υπερελαστικών υλικών.

4.2 ΚΑΤΑΣΤΑΤΙΚΕΣ ΣΧΕΣΕΙΣ

Μία καταστατική σχέση βασιζόμενη στη θεωρία του συνεχούς μέσου, περιγράφει τη συμπεριφορά ενός υλικού, η οποία απορρέει από την εσωτερική του σύσταση και την απόκρισή του σε εξωτερικά φορτία. Δεν είναι συνετό όμως να δεχτούμε πως μια τέτοια σχέση θα περιέγραφε επ' ακριβώς οποιαδήποτε συμπεριφορά ενός υλικού υπό οποιεσδήποτε συνθήκες, για παράδειγμα υπό οποιοδήποτε εύρος τροπών, κύκλων φορτίσεως, θερμοκρασίας κ.ά. Οι καταστατικές σχέσεις περιγράφουν τη συμπεριφορά ενός υλικού για τις συγκεκριμένες συνθήκες που μας ενδιαφέρουν, παρά για μια γενικότερη κατάσταση. Για παράδειγμα, είναι κοινώς αποδεκτό πως διαφορετικές καταστατικές σχέσεις περιγράφουν τη συμπεριφορά του νερού στην στερεή, υγρή και αέρια κατάσταση.

Εν γένει, υπάρχουν πέντε στάδια που πρέπει να ληφθούν υπόψη όταν καταστρώνεται η καταστατική σχέση ενός υλικού:

1. Οριοθέτηση των γενικών χαρακτηριστικών του υλικού
2. Θέσπιση κατάλληλου θεωρητικού πλαισίου
3. Ταυτοποίηση μιας συγκεκριμένης μορφής για τη σχέση
4. Υπολογισμός των τιμών των παραμέτρων του υλικού

5. Εκτίμηση της ικανότητας της τελικής σχέσης να προβλέπει την απόκριση του υλικού

4.2.1 ΓΕΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Το πρώτο στάδιο μιας καταστατικής διατύπωσης είναι η ταξινόμηση του υλικού, με βάση τη σύστασή του και την παρατηρούμενη συμπεριφορά του υπό τις συνθήκες που μας ενδιαφέρουν. Για ένα στερεό, πρέπει να διαλευκανθεί εάν το υλικό είναι ελαστικό ή μη – ελαστικό, ισότροπο ή ανισότροπο, γραμμικό ή μη – γραμμικό, ομογενές ή ετερογενές (αν και κατά συνθήκη σε μικρή περιοχή ενός υλικού σημείου το υλικό θεωρείται ομογενές ως προς την καταστατική του σχέση), εάν είναι ενεργοί τυχόντες εσωτερικοί περιορισμοί κλπ.

Μία ελαστική απόκριση σημαίνει ότι μια καμπύλη τάσεων – τροπών κατά τη φόρτιση θα ταυτίζεται με αυτήν της αποφόρτισης, ότι το υλικό θα αποκρίνεται ακαριαία στο εφαρμοζόμενο φορτίο και άρα η συμπεριφορά του είναι μη χρονοεξαρτώμενη και τέλος ότι το υλικό επιστρέφει στην αρχική του αφόρτιστη κατάσταση όταν αφαιρεθούν όλα τα εξωτερικά φορτία. Συμπερασματικά, η ελαστικότητα είναι ένα είδος συμπεριφοράς του υλικού · δεν υπάρχουν στην πραγματικότητα γνωστά υλικά που να συμπεριφέρονται ελαστικά υπό όλες τις συνθήκες. Επίσης, αξίζει να σημειωθεί πως εάν η ελαστική συμπεριφορά του υλικού είναι εφικτό να ποσοτικοποιηθεί μέσω μιας συνάρτησης τροπικής ενέργειας (ΣΤΕ) W (δηλαδή η ανακτώμενη ενέργεια που αποθηκεύεται στο υλικό ενώ αυτό παραμορφώνεται), τότε η συμπεριφορά ονομάζεται υπερελαστική. Όταν μια συμπεριφορά δεν είναι ελαστική, χαρακτηρίζεται ως ανελαστική, όρος που περιλαμβάνει και την ιξωδοελαστικότητα και την πλαστικότητα. Όπως αποκαλύπτει και ο όρος, η ιξωδοελαστικότητα αναφέρεται σε μια συμπεριφορά που συνδυάζει ελαστικότητα με την ύπαρξη ιξώδους (ή υλικού του οποίου η συμπεριφορά θυμίζει υγρό). Τα υλικά που εμφανίζουν ιξωδοελαστική συμπεριφορά συνήθως περιέχουν στερεά και υγρά συστατικά, με βασικότερο παράδειγμα τους ενυδατωμένους ιστούς. Η ιξωδοελαστικότητα χαρακτηρίζεται από φαινόμενα ερπυσμού, χαλάρωσης τάσεων και ύπαρξης βρόγχου υστερήσεως. Ο ερπυσμός είναι μια χρονοεξαρτώμενη παραμόρφωση υπό τη δράση ενός σταθερού φορτίου. Η χαλάρωση τάσεων είναι μια χρονοεξαρτώμενη μείωση του φορτίου υπό την επιβολή μιας σταθερής παραμόρφωσης. Ο βρόγχος υστερήσεως εμφανίζεται όταν η καμπύλη φόρτισης δεν ταυτίζεται με εκείνη της αποφόρτισης και άρα δεν ανακτάται ολόκληρη η ποσότητα ενέργειας που είχε αποθηκευτεί στο υλικό κατά τη φόρτισή του. Στη

μηχανική, η πλαστικότητα είναι μια συγκεκριμένη συμπεριφορά που εκδηλώνεται σε κρυσταλλικά υλικά και αναφέρεται στο σπάσιμο των δεσμών λόγω διατμητικών τάσεων μεταξύ γειτονικών ατόμων και στην ακόλουθη επαναδιαμόρφωση των δεσμών μεταξύ νέων γειτονικών ατόμων. Οπότε, η πλαστικότητα είναι μια συμπεριφορά που χαρακτηρίζεται από μη – αναστρεψιμότητα. Όμως, δεν είναι σωστό να ειπωθεί πως όλες οι μη – αναστρέψιμες παραμορφώσεις είναι πλαστικές. Στο παρόν θα επικεντρωθούμε στην πεπερασμένη ελαστικότητα, επειδή είναι ταυτόχρονα η απλούστερη και η πλέον κατάλληλη για τους μαλακούς ιστούς όταν υποβάλλονται σε μεγάλες παραμορφώσεις.

Ισοτροπία σημαίνει πως η απόκριση του υλικού σε ένα εφαρμοζόμενο εξωτερικό φορτίο είναι ανεξάρτητη από την κατεύθυνση εφαρμογής του φορτίου. Εάν η απόκριση δεν είναι ισότροπη, τότε ονομάζεται ανισότροπη, με ειδικές περιπτώσεις εκείνες της ορθοτροπίας και της εγκάρσιας ισοτροπίας. Ένα υλικό χαρακτηρίζεται ως εγκαρσίως ισότροπο όταν η συμπεριφορά του είναι η ίδια προς όλες τις διευθύνσεις εγκαρσίως (π.χ. κάθετα) προς μία «προτιμώμενη» διεύθυνση στο εσωτερικό του. Ένα βιολογικό υλικό που εμφανίζει εγκαρσίως ισότροπη συμπεριφορά είναι ο τένοντας, ο οποίος αποτελείται κυρίως από αξονικά προσανατολισμένες ίνες κολλαγόνου. Η ορθοτροπία από την άλλη πλευρά, υπονοεί πως το υλικό έχει τρεις «προτιμώμενες» διευθύνσεις, κάθετες μεταξύ τους έτσι ώστε η συμπεριφορά του υλικού να μην αλλάζει όταν οποιοσδήποτε συνδυασμός από τους τρεις ορθοτροπικούς άξονες αλλάξει πρόσημο από θετικό σε αρνητικό και το αντίστροφο. Εν γένει, εάν εφαρμοστούν ισοδύναμα φορτία σε καθεμιά εκ των τριών αυτών διευθύνσεων, η απόκριση κάθε φορά θα είναι διαφορετική. Για παράδειγμα, πολλοί υποστηρίζουν πως οι αρτηρίες εμφανίζουν κυλινδρικά ορθότροπη συμπεριφορά, με τους τρεις άξονες ορθοτροπίας να είναι η ακτινική, η περιφερειακή και η αξονική διεύθυνση. Η ισότροπη έναντι της ανισότροπης συμπεριφοράς είναι αποτέλεσμα των εσωτερικών συμμετριών στη μικροδομή ενός υλικού, η οποία είναι όμως δυνατόν να αλλάξει αναλόγως του εφαρμοζόμενου φορτίου. Συμπερασματικά, οι υλικές συμμετρίες θα πρέπει πάντοτε να προσδιορίζονται σε σχέση με μια συγκεκριμένη κατάσταση αναφοράς. Για παράδειγμα, ένα υλικό μπορεί να συμπεριφέρεται ισότροπα αναφορικά προς μια αρχική κατάσταση ελεύθερη ελκυστών, αλλά ανισότροπα προς μια διαφορετική προ-φορτισμένη κατάσταση ή μια αφόρτιστη κατάσταση που προέκυψε από μια ανελαστική διαδικασία (π.χ. φθορά ή πλαστική παραμόρφωση). Ο διαχωρισμός αυτός είναι ιδιαίτερα λεπτός, εφόσον συχνά εμφανίζονται αντιθέσεις όσον αφορά στη συμμετρία του υλικού

εξαιτίας των διαφορετικών καταστάσεων αναφοράς (π.χ. σε βιολογικά υλικά ή η κατάσταση *in vivo* απέναντι στην *in vitro*). Η σημασία του καθορισμού της συμμετρίας του υλικού δεν μπορεί να παραβλεφθεί, εφόσον επιτρέπει τον προσδιορισμό μιας γενικευμένης καταστατικής σχέσης που είναι η βάση του ποσοτικού προσδιορισμού.

Η συμμετρία σχετίζεται άμεσα με την έννοια της δυσκαμψίας ενός υλικού. Για παράδειγμα, ένα υλικό μπορεί να είναι πιο δύσκαμπτο προς μία διεύθυνση σε σχέση με κάποια άλλη, ή ένα υλικό μπορεί να είναι πιο δύσκαμπτο συγκριτικά με ένα άλλο υλικό. Εν γένει όμως, η δυσκαμψία ορίζεται μέσω της επίδρασης που έχει στις τροπές μια αλλαγή στις τάσεις. Και εφόσον υπάρχει ποικιλία ορισμών για τις τάσεις και τις τροπές, το ίδιο θα συμβαίνει και για τον ορισμό της δυσκαμψίας. Η υλική δυσκαμψία ενός υλικού \mathbf{K} σε τανυστική και καρτεσιανή μορφή δίδεται από τις σχέσεις:

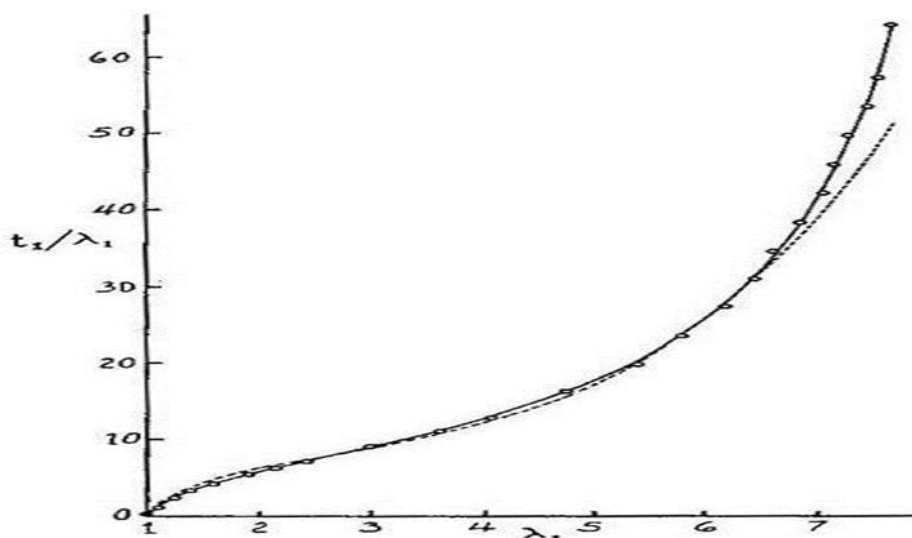
$$\mathbf{K} = \frac{\partial \mathbf{S}}{\partial \mathbf{E}}, \quad K_{ABCD} = \frac{\partial S_{AB}}{\partial E_{CD}}. \quad (4.70)$$

Υπενθυμίζουμε πως ο τανυστής τάσης Piola – Kirchhoff 2^{ης} τάξης και ο τανυστής τροπής Green ορίστηκαν στις σχέσεις (4.46) και (4.14). \mathbf{K} είναι ένας συμμετρικός τανυστής 4^{ης} τάξης και αναφέρεται στην κατάσταση αναφοράς β_0 . αποτελείται από 36 στοιχεία (ή 21 για υπερελαστικό υλικό) σε κάθε κατάσταση τροπής, η οποία ορίζεται από έξι ανεξάρτητα στοιχεία E_{AB} . Λόγω της τανυστικής μορφής της δυσκαμψίας και της ύπαρξης διαφόρων ορισμών για τις τάσεις και τις τροπές, είναι ιδιαίτερα δύσκολο αυτή να διερευνηθεί στα πλαίσια της Εμβιομηχανικής και ως φυσικό επακόλουθο αυτού του γεγονότος, εμφανίζονται πολλές αντιφάσεις στη βιβλιογραφία.

Ένα σώμα ή υλικό (σημείωση: συχνά οι χαρακτηρισμοί σώμα ή υλικό εναλλάσσονται όταν αναφερόμαστε στην ομοιογένεια ή ανομοιογένεια) χαρακτηρίζεται ως ομογενές όταν η απόκρισή του στην εφαρμοζόμενη τάση είναι ανεξάρτητη της υπό εξέταση θέσης εντός του σώματος ή υλικού. Επειδή η συμπεριφορά του υλικού εξαρτάται άμεσα από την εσωτερική σύστασή του, η ομοιογένεια απαιτεί την ύπαρξη ομοιόμορφων κατανομών, προσανατολισμών και αλληλεπιδράσεων των συστατικών μερών. Ως εκ τούτου, η ιστολογία παίζει στρατηγικό ρόλο στη διερεύνηση και κατοχύρωση μιας μηχανικά μετρήσιμης ομοιογένειας ενός βιολογικού υλικού και στη μελέτη της δομής του γενικότερα. Εάν το υλικό δεν είναι ομογενές, τότε χαρακτηρίζεται ως ανομοιογενές ή ετερογενές. Για παράδειγμα, το αρτηριακό τοίχωμα αποτελείται από τρεις

διακριτούς χιτώνες διαφορετικής σύστασης, το οισοφαγικό τοίχωμα από περισσότερους των τριών χιτώνων, άρα τα υλικά αυτά χαρακτηρίζονται ως ετερογενή. Όμως ακόμη και αν ένα υλικό έχει ομογενή σύνθεση, είναι δυνατό να εμφανιστούν ετερογένειες λόγω των εξωτερικά εφαρμοζόμενων φορτίων. Ένας ιστός θα μπορούσε να εμφανίσει ετερογένειες εάν υποστεί π.χ. τοπική μηχανική φθορά, ή μετουσίωση πρωτεϊνών λόγω θερμικής επεξεργασίας κ.ά.

Όσον αφορά στη συμπεριφορά του υλικού, συχνά αναφερόμαστε σε σχέσεις δυνάμεων – ανηγμένων παραμορφώσεων ή τάσεων – τροπών. Όμως, λόγω των διαφορετικών ορισμών που υπάρχουν για τα μεγέθη αυτά, το ίδιο υλικό θα εμφανίζει διαφορετικές καμπύλες απόκρισης, ανάλογα με τον ορισμό που δεχόμαστε να υιοθετήσουμε.



Σχήμα 4.4 : Η συμπεριφορά ενός ελαστικού υλικού το οποίο είναι ασυμπίεστο σε θερμοκρασία περιβάλλοντος, υπό μονοαξονικό εφελκυσμό. Απεικονίζεται η τάση Poila – Kirchhoff 1^{ης} τάξης ($P_{11} = t_{11}/\lambda_1$), συναρτήσει του τεντώματος.

Το γεγονός αυτό δεν έχει ιδιαίτερα μεγάλο αντίκτυπο για καταπονήσεις μικρών παραμορφώσεων (ή τροπών), εφόσον σε αυτή την περίπτωση όλα τα μέτρα τάσεων και τροπών είναι περίπου τα ίδια. Αλλά στην περίπτωση των μαλακών ιστών όπου εμφανίζονται μεγάλες παραμορφώσεις, είναι αναγκαίο να είμαστε ακριβείς όταν παρουσιάζουμε αποτελέσματα, ειδικά πειραματικά δεδομένα. Η σχέση τάσεων – τροπών για τα υλικά αυτά είναι σε μεγάλο βαθμό μη γραμμική, ασχέτως του ορισμού που χρησιμοποιούμε.

Ακόμη, είναι δυνατό να υπάρχουν και κινηματικοί περιορισμοί σε ένα υλικό, οι οποίοι να δραστηριοποιούνται μόνο υπό συγκεκριμένες συνθήκες και να είναι εν γένει ανεξάρτητοι από τα επιβαλλόμενα φορτία. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η ασυμπίεστοτητα, άμεσα συσχετιζόμενη με τη μηχανική των ιστών εφόσον οι τελευταίοι αποτελούνται κυρίως από νερό (το οποίο είναι υλικό ασυμπίεστο, εκτός υπό εξαιρετικά υψηλές τάσεις και ταχύτητες). Η απόκριση ενός υλικού χαρακτηρίζεται ως ασυμπίεστη όταν αυτό διατηρεί τον όγκο του (τοπικά και καθολικά) υπό τη δράση «αυθαίρετων» φορτίων. Αυτό σημαίνει (με τη βοήθεια των εξισώσεων (4.27) και (4.54)) πως $J \equiv 1$. Όμως κανένα υλικό δεν εμφανίζει ασυμπίεστοτητα υπό όλα τα φορτία ή υπό όλες τις συνθήκες (π.χ. όλα τα υλικά διαστέλλονται ή συστέλλονται ως απόκριση στις θερμοκρασιακές μεταβολές). Ωστόσο, όπως η υπόθεση του στερεού σώματος που συχνά επικαλείται στη δυναμική (παρ' όλο που κανένα υλικό δεν είναι απόλυτα στερεό), οι αναλυτικές και πειραματικές απλοποιήσεις που πηγάζουν από την παραδοχή της ασυμπίεστοτητας συχνά υπερισχύουν των αποκλίσεων που πιθανόν να προκύψουν επειδή η κατάσταση δεν είναι αντιπροσωπευτική της φυσικής του προβλήματος.

4.2.2 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ

Το να καθορίσει κανείς μια καταστατική σχέση η οποία να περιγράφει επαρκώς τη συμπεριφορά ενός σύνθετου μη – γραμμικού στερεού ακόμη και υπό περιορισμένες συνθήκες είναι σίγουρα μεγάλη πρόκληση. Ευτυχώς όμως, η έρευνα για τέτοιες καταστατικές σχέσεις απλοποιείται σημαντικά με τη βοήθεια θεωρητικών αξιωμάτων που περιορίζουν τις πιθανές μορφές των σχέσεων αυτών. Χωρίς την ύπαρξη αυτών των αξιωμάτων, το πρόβλημα καθίσταται ιδιαίτερα πολύπλοκο, εφόσον θα είναι αδύνατο ακόμα και να καθοριστεί το είδος των αναγκαίων και καταλληλότερων πειραμάτων, αλλά και η ερμηνεία των αποτελεσμάτων τους θα είναι ακόμα δυσκολότερη.

Ειδικότερα, οι αρχές του συνεχούς όπως η αιτιοκρατία, η τοπική δράση, το αξίωμα ταυτόχρονης εμφάνισης και η ανεξαρτησία συμπεριφοράς του υλικού από το πλαίσιο αναφοράς, σε συνδυασμό με τη διατήρηση της στροφορμής και του 2^{ου} νόμου της θερμοδυναμικής, περιορίζουν τις πιθανές μορφές ενός καταστατικού νόμου. Η αιτιοκρατία δηλώνει πως μια καταστατική σχέση εξαρτάται από τις τρέχουσες (και πιθανώς τις παρελθοντικές) τιμές των μεταβλητών που περιγράφουν την κατάσταση του υλικού, όχι από τις τιμές που αυτές πιθανόν να λάβουν μελλοντικά. Η τοπική δράση υποστηρίζει πως η

συμπεριφορά μιας στοιχειώδους μονάδας του υλικού επηρεάζεται μόνο από τις τιμές των μεταβλητών σε μια γειτονική της περιοχή, ενώ οι δράσεις σε πιο απομακρυσμένες από αυτήν περιοχές την αφήνουν εντελώς ανεπηρέαστη. Έτσι, μια συνέπεια της τοπικής δράσης είναι ότι το σύνολο των μεταβλητών που περιγράφουν μια κατάσταση θα περιλαμβάνει μόνο 1^{ης} τάξεως χωρικές παραγώγους των μεταβλητών που περιγράφουν την κατάσταση αυτή. Το αξίωμα της ταυτόχρονης εμφάνισης δηλώνει πως αρχικά κανείς θα πρέπει να επιτρέψει στην εκάστοτε καταστατική συνάρτηση (π.χ. ενέργειας, τάσης κ.ά.) να εξαρτάται από όλες τις μεταβλητές που καθορίζουν μία κατάσταση (π.χ. θερμοκρασία, θερμοκρασιακή μεταβολή, τροπή κ.ά.), εκτός αν μια τέτοια εξάρτηση παραβιάζει κάποια θεμελιώδη σχέση. Αυτό όμως δεν απαιτεί από τις καταστατικές συναρτήσεις να εξαρτώνται από τις εκάστοτε μεταβλητές με τον ίδιο τρόπο. Η ανεξαρτησία συμπεριφοράς του υλικού από το πλαίσιο αναφοράς (ή αντικειμενικότητα) απαιτεί ότι η συμπεριφορά ενός υλικού θα πρέπει να είναι ανεξάρτητη του παρατηρητή. Ισοδύναμα πρέπει η συμπεριφορά του υλικού, όπως εκφράζεται από τις καταστατικές σχέσεις, να είναι κατάλληλα αναλλοίωτη όταν το υλικό υποβληθεί σε επιπλέον κίνηση στερεού σώματος (μεταφορά και στροφή) υπονοώντας ότι οι τάσεις σε ένα σημείο εξαρτώνται μόνο από τις παραμορφώσεις και την ιστορία τους στο ίδιο σημείο.

Αν και η πλήρη ισχύς των γενικών αρχών στη μηχανική συνεχούς μέσου εκτιμάται καλύτερα όταν θεωρούμε συνδυαστικές συμπεριφορές, ο κύριος στόχος μας είναι η διερεύνηση της ελαστικής κατά προσέγγιση, επίσης αποκαλούμενης ψευδοελαστικής, συμπεριφοράς των μαλακών ιστών υπό φυσιολογικές συνθήκες λειτουργίας. Οπότε, θα θεωρήσουμε ένα υλικό ελεύθερο περιορισμών, ομογενές, που εμφανίζει υπερελαστική συμπεριφορά υπό ημιστατικές και ισόθερμες συνθήκες. Ελεύθερο περιορισμών σημαίνει πως τυχόντες εσωτερικοί περιοριστικοί μηχανισμοί είναι ανενεργοί. Για μια τέτοια συμπεριφορά, υποθέτουμε πως η κατάσταση του υλικού περιγράφεται πλήρως από την κίνηση $\mathbf{x} = \mathbf{x}(\mathbf{X})$. Η παράμετρος του χρόνου αγνοείται, διότι στην ελαστικότητα σημασία έχει η παραμορφωμένη κατάσταση και όχι η ιστορία της παραμόρφωσης. Η τοπική δράση περιορίζει τις μεταβλητές της κατάστασης στις \mathbf{x} και $\partial\mathbf{x}/\partial\mathbf{X}$, δηλαδή αγνοούνται όλες οι μεγαλύτερης τάξης παράγωγοι. Όμως, το ότι το υλικό είναι ομογενές δεν επιτρέπει στην καταστατική συμπεριφορά του να εξαρτάται ρητά από τη θέση στο εσωτερικό του, ως εκ τούτου το σει των μεταβλητών που καθορίζουν την κατάστασή του περιορίζεται μόνο στην κλίση παραμόρφωσης $\mathbf{F} = \partial\mathbf{x}/\partial\mathbf{X}$. Η μορφή του 2^{ου} νόμου όπως εκφράζεται μέσω της

σχέσης (4.68) υποδηλώνει πως πρέπει κανείς να βρει τέσσερις καταστατικές συναρτήσεις (δυναμικό Helmholtz, εντροπία, τάση και ροή θερμότητας) για μια γενική θερμοελαστική διεργασία. Όμως, στην ειδική υπό εξέταση περίπτωση της σταθερής θερμοκρασίας όπως εδώ, θεωρώντας επιπλέον μηδενική ροή θερμότητας, πρέπει απλά να προσδιοριστούν οι μορφές των ψ και \mathbf{P} . Λόγω του αξιώματος της ταυτόχρονης εμφάνισης, θα πρέπει να θεωρήσουμε πως και οι δύο αυτές συναρτήσεις εξαρτώνται από όλες τις μεταβλητές που καθορίζουν μια κατάσταση, δηλαδή όλες τις συνιστώσες του τανυστή \mathbf{F} .

Ακόμη, στη σχέση (4.68) αντικαθιστούμε την ανίσωση με ισότητα, εφόσον οι ελαστικές αποκρίσεις είναι εξ ορισμού αντιστρέψιμες και θέτοντας $\psi = \psi(\mathbf{F})$ έχουμε:

$$\frac{\partial \psi}{\partial t} = \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} : \frac{\partial \mathbf{F}}{\partial t} \quad \text{όπου} \quad \frac{d\mathbf{F}}{dt} = \mathbf{L} \cdot \mathbf{F} \quad \text{και} \quad \mathbf{L} = \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial \mathbf{x}} \quad \text{από την (4.38).}$$

Έτσι, η σχέση (4.69) γίνεται:

$$\left(-\rho_o \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} + \mathbf{P}^T \right) : \frac{d\mathbf{F}}{dt} = 0 \quad \forall \quad \mathbf{F}. \quad (4.71)$$

Ο όρος $d\mathbf{F}/dt$ μπορεί να είναι είτε θετικός, είτε αρνητικός, είτε μηδενικός. Οπότε, για να ισχύει η σχέση (4.71) για κάθε κίνηση θα πρέπει ο όρος εντός της παρενθέσεως να μηδενίζεται. Έτσι, η τάση Piola – Kirchhoff \mathbf{P} μπορεί να υπολογιστεί από το δυναμικό Helmholtz ψ ως:

$$-\rho_o \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} + \mathbf{P}^T = 0 \Rightarrow \mathbf{P}^T = \rho_o \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} \quad (4.72)$$

και τελικά:

$$\mathbf{P} = \rho_o \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}^T}. \quad (4.73)$$

Δηλαδή, το δυναμικό Helmholtz και ο τανυστής των τάσεων δεν είναι ανεξάρτητες καταστατικές συναρτήσεις. Η εξίσωση (4.73) είναι ιδιαίτερος σημαντική και για τον ακόλουθο λόγο: μάς αποκαλύπτει πως αρκεί να βρεθεί μια βαθμωτή καταστατική συνάρτηση $\psi = \psi(\mathbf{F})$, ώστε να περιγραφεί πλήρως η συμπεριφορά ενός ισόθερμου, υπερελαστικού ομογενούς στερεού. Ακόμη, μπορεί να αποδειχθεί πως το δυναμικό Helmholtz ψ και η τροπική ενέργεια W συνδέονται στις ισόθερμες διαδικασίες μέσω της απλής σχέσης: $\rho_o \psi(\mathbf{F}) = W(\mathbf{F})$,

όπου η ψ ορίζεται ανά μονάδα μάζας και η W ανά μονάδα αρχικού όγκου. Έτσι, δεδομένου ότι έχουμε να κάνουμε με μια ισόθερμη διαδικασία, η τάση είναι δυνατόν να υπολογιστεί απ' ευθείας από τη ΣΤΕ W .

Όμως, ο τανυστής \mathbf{F} εμπεριέχει και πληροφορίες για την κίνηση στερεού σώματος στην οποία υποβάλλεται το υλικό. Θεωρώντας πως οι μετρήσεις της τάσης πρέπει να είναι ανεξάρτητες από την κίνηση στερεού σώματος και εφόσον η τάση καθορίζεται μέσω της συνάρτησης ψ (ή W), θα πρέπει οι τελευταίες να εξαρτώνται με τέτοιο τρόπο από τον τανυστή \mathbf{F} , ώστε να μην συμπεριλαμβάνεται η κίνηση στερεού σώματος. Ως εκ τούτου, από τη γνωστή σχέση της μηχανικής συνεχούς μέσου $\mathbf{F} = \mathbf{R} \cdot \mathbf{U}$, ο τανυστής $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \cdot \mathbf{F} = \mathbf{U}^2$ είναι συμμετρικός και ανεξάρτητος του \mathbf{R} (δηλαδή της κίνησης στερεού σώματος). Άρα, είναι λογικό να αναζητήσουμε μορφές για την $\psi = \psi(\mathbf{C})$ και όχι για την $\psi = \psi(\mathbf{F})$ (ομοίως για τη συνάρτηση W).

Αποδεικνύεται με τη βοήθεια του κανόνα της αλυσίδας ότι:

$$\frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}^T} = 2 \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{C}} \cdot \mathbf{F}^T \quad (4.74)$$

και η σχέση (4.73) γράφεται:

$$\mathbf{P} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \cdot \mathbf{F}^T. \quad (4.75)$$

Επίσης, από τους δύο βασικότερους ορισμούς των τάσεων προκύπτουν οι σχέσεις (σε τανυστικό και δεικτικό συμβολισμό):

Για την τάση Cauchy

$$\mathbf{t} = \frac{2}{J} \mathbf{F} \cdot \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \cdot \mathbf{F}^T \quad \text{και} \quad t_{ij} = \frac{2}{J} F_{iA} F_{jB} \frac{\partial W}{\partial C_{AB}} \quad (4.76)$$

Για τη δεύτερη τάση Piola – Kirchhoff

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \quad \text{και} \quad S_{AB} = 2 \frac{\partial W}{\partial C_{AB}} \quad (4.77)$$

Και γνωρίζονται ότι ο τανυστής τροπής κατά Green $\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I})$, μπορούμε να οδηγηθούμε στη σχέση $\mathbf{S} = \partial W / \partial \mathbf{E}$, δηλαδή σε ΣΤΕ της μορφής $W = W(\mathbf{E})$. Αυτή η καταστατική προσέγγιση χρησιμοποιείται συχνά στην Εμβιομηχανική και

είναι αυτή που οδήγησε στον ορισμό της δυσκαμψίας που αναφέρθηκε παραπάνω (σχέση(4.70)).

Είναι ιδιαίτερα σημαντικό να τονίσουμε πως οι σχέσεις (4.68) και (4.69) και άρα και οι (4.71) ως (4.77) ισχύουν για υπερελαστική συμπεριφορά που δεν υπόκειται σε περιορισμούς, καθώς και για οποιαδήποτε συμμετρία του υλικού. Επειδή πολλά υλικά τύπου λάστιχου και πολλοί μαλακοί βιολογικοί ιστοί εμφανίζουν συμπεριφορά που υπόκειται στη συνθήκη της ασυμπιεστότητας, θα μελετήσουμε τους περιορισμούς που επιφέρει η προαναφερθείσα συνθήκη, δηλαδή $J = \det \mathbf{F} = 1$. Λαμβάνοντας υπόψη τους ορισμούς των τανυστών \mathbf{C} και \mathbf{E} , η ασυμπιεστότητα θα απαιτεί και την ισχύ των συνθηκών $\det \mathbf{C} \equiv 1$ και $\det \mathbf{E} \equiv 0$. Οπότε, οι συνιστώσες των τανυστών \mathbf{F} , \mathbf{C} και \mathbf{E} δε μπορούν να παίρνουν αυθαίρετως οποιεσδήποτε τιμές θα πρέπει οι τιμές τους να είναι τέτοιες ώστε οι παραπάνω περιορισμοί των οριζουσών να ικανοποιούνται.

Από φιλοσοφικής σκοπιάς, υπάρχουν δύο βασικοί τρόποι να σκεφτούμε τη συμπεριφορά υπό περιορισμούς. Κατά πρώτον, μπορεί κανείς να υποθέσει πως οι υπό περιορισμούς και μη υπερελαστικές συμπεριφορές εμφανίζονται σε διαφορετικής κατηγορίας υλικά, τα οποία και θα απαιτούν διαφορετικούς νόμους. Για παράδειγμα, μπορούμε να εισάγουμε την ασυμπιεστότητα μέσω του πολλαπλασιαστή Lagrange p , ο οποίος θα εξαρτάται το πολύ από τη θέση και το χρόνο:

$$\tilde{\psi} = \psi(\mathbf{F}) - p(\det \mathbf{F} - 1) \quad (4.78)$$

και έτσι

$$\frac{d\tilde{\psi}}{dt} = \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} : \frac{d\mathbf{F}}{dt} - \frac{dp}{dt}(\det \mathbf{F} - 1) - p \frac{d}{dt}(\det \mathbf{F}) \quad (4.79)$$

όπου η παράγωγος του ψ προέκυψε θεωρώντας πως οι συνιστώσες του τανυστή \mathbf{F} είναι μεταξύ τους ανεξάρτητες (η εξάρτησή τους εκφράζεται μέσω του p). Χρησιμοποιώντας τη σχέση (4.41) για να υπολογίσουμε το ρυθμό μεταβολής του J , και έχοντας υπόψη ότι $tr \mathbf{L} = \mathbf{F}^{-T} : d\mathbf{F}/dt$, η σχέση (4.69) απαιτεί:

$$\left(-\rho_o \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} + \rho_o p \mathbf{J} \mathbf{F}^{-T} + \mathbf{P}^T \right) : \frac{d\mathbf{F}}{dt} + \rho_o (J - 1) \frac{dp}{dt} = 0 \quad \forall \quad \mathbf{F}, p. \quad (4.80)$$

Για τυχαία (στα επιτρεπτά πλαίσια) \mathbf{F} και p , τα μεγέθη $d\mathbf{F}/dt$ και dp/dt μπορεί να είναι θετικά, αρνητικά ή μηδενικά το καθένα και ανεξάρτητα μεταξύ τους.

Έτσι, επαρκής και αναγκαία συνθήκη για να ισχύει η παραπάνω σχέση για κάθε \mathbf{F} και p και κάθε παράγωγό τους ως προς το χρόνο είναι ο μηδενισμός των όρων εντός των δύο παρενθέσεων. Δηλαδή:

$$\left. -\rho_o \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} + \rho_o p \mathbf{J} \mathbf{F}^{-T} + \mathbf{P}^T = 0 \right\} \Rightarrow$$

$$J - 1 = 0$$

$$\mathbf{P} = \rho_o \left(\frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}^T} - p \mathbf{F}^{-1} \right) \quad (4.81)$$

$$J \equiv 1 \quad (4.82)$$

Παρατηρούμε ότι ο πολλαπλασιαστής Lagrange ενισχύει την ασυμπίεστοτητα με τον αναμενόμενο τρόπο, αλλά όμως εμφανίζει ένα δεύτερο όρο στην έκφραση για την τάση. Ανεξάρτητα από αυτό, η αρχή της ανεξαρτησίας της συμπεριφοράς του υλικού από το πλαίσιο αναφοράς και πάλι απαιτεί ότι η συνάρτηση ψ θα εξαρτάται από τον τανυστή \mathbf{F} μόνο μέσω του \mathbf{C} . Έτσι, οι εκφράσεις που προκύπτουν για τις τάσεις Cauchy και Piola – Kirchhoff είναι οι ακόλουθες:

$$\mathbf{t} = -p \mathbf{I} + 2\rho_o \mathbf{F} \cdot \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{C}} \cdot \mathbf{F}^T \quad \text{και} \quad \mathbf{S} = -p \mathbf{C}^{-1} + 2\rho_o \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.83)$$

όπου η πυκνότητα μάζας έχει απορροφηθεί στο p , το οποίο είναι συνάρτηση της θέσης και του χρόνου, ενώ για οικονομία στη σημειολογία χρησιμοποιούμε το ίδιο σύμβολο για να δηλώσουμε διαφορετικές συναρτήσεις ψ . Από την παραπάνω σχέση, ο επιπλέον όρος στην τάση μπορεί να εκτιμηθεί από τις συνοριακές συνθήκες και τις εξισώσεις ισορροπίας. Για παράδειγμα, ας θεωρήσουμε έναν κύβο που υπόκειται σε υδροστατική πίεση P . Αν και ένα ασυμπίεστο υλικό δε θα παραμορφωνόταν υπό μια τέτοια καταπόνηση, θα ανέπτυξε όμως τάσεις. Πράγματι, από τις συνοριακές συνθήκες και την ισορροπία προκύπτει $\mathbf{t} = -P \mathbf{I}$, ενώ από τη σχέση (4.83) προκύπτει $\mathbf{t} = -p \mathbf{I}$. Οπότε, στην περίπτωση αυτή, ο επιπλέον όρος της τάσης εξισορροπεί την εφαρμοζόμενη υδροστατική πίεση, δηλαδή $p = P$. Χωρίς τον επιπλέον όρο στην τάση, δε θα μπορούσε κανείς να ικανοποιήσει τις συνοριακές συνθήκες ή την ισορροπία σε αυτό το παράδειγμα ασυμπίεστης συμπεριφοράς. Εν γένει σε άλλες περιπτώσεις όπου η τάση εξαρτάται από τις συντεταγμένες, οι εξισώσεις

ισορροπίας δίδουν μια διαφορική εξίσωση για τον συντελεστή p η οποία ολοκληρώνεται για να δώσει τον πολλαπλασιαστή Lagrange p ως συνάρτηση των συντεταγμένων.

Ένας εναλλακτικός τρόπος για να προσεγγίσουμε την υπό περιορισμούς συμπεριφορά είναι να θεωρήσουμε ότι υπάρχει μια κατηγορία υπερελαστικών υλικών, που χαρακτηρίζεται από μια συνάρτηση $\psi(\mathbf{F})$. Υποσύνολα αυτής της γενικευμένης κατηγορίας μπορούν να εμφανίζουν συμπεριφορά υπό περιορισμούς ή όχι. Σε αυτή την περίπτωση, κανείς μπορεί απλά να θεωρήσει μόνο το 2^ο νόμο (4.69) και να ενισχύει οποιονδήποτε περιορισμό στη συνέχεια. Για παράδειγμα, στην περίπτωση της ασυμπίεστότητας θα μπορούσαμε να χρησιμοποιήσουμε τη σχέση (4.78) (δηλαδή να επιβληθεί ο περιορισμός στην ελεύθερη ενέργεια) απευθείας στη σχέση (4.73) και να προκύψει:

$$\mathbf{P}^T = \rho_o \frac{\partial}{\partial \mathbf{F}} [\psi(\mathbf{F}) - p(\det \mathbf{F} - 1)] = \rho_o \left(\frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{F}} - p \mathbf{F}^{-T} \right) \quad (4.84)$$

Από τη σχέση αυτή προκύπτουν τα ίδια αποτελέσματα (όπως αναμένεται) με τις σχέσεις (4.81) και (4.83). Τελικά το αποτέλεσμα είναι ανεξάρτητο της προσέγγισης που ακολουθήθηκε.

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, συχνά η ΣΤΕ W προτιμάται στην ισόθερμη υπερελαστικότητα. Έτσι, δεδομένου ότι $J = \rho_o / \rho = 1$ και $\psi = W / \rho_o$, οι περισσότερο δημοφιλείς σχέσεις τάσεων – τροπών για την ασυμπίεστη πεπερασμένων παραμορφώσεων υπερελαστικότητα είναι οι:

$$\mathbf{t} = -p \mathbf{I} + 2 \mathbf{F} \cdot \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \cdot \mathbf{F}^T \quad \text{και} \quad \mathbf{S} = -p \mathbf{C}^{-1} + 2 \frac{\partial W}{\partial \mathbf{C}} \quad (4.85)$$

Είναι σύνηθες, αν όχι τόσο εύλογο, ο όρος που περιέχει τον πολλαπλασιαστή Lagrange να ονομάζεται «τάση αντίδρασης» (reaction stress), και ο άλλος όρος «επιπλέον τάση» (extra stress). Γράφουμε δηλαδή $\mathbf{t} = -p \mathbf{I} + \mathbf{t}^e$, όπου η «επιπλέον τάση» \mathbf{t}^e περιέχει την εξάρτηση από την παραμόρφωση. Καθόσον η υδροστατική πίεση είναι $-\frac{1}{3} \text{tr}(\mathbf{t})$, έπεται ότι $-\frac{1}{3} \text{tr}(\mathbf{t}) = p - \frac{1}{3} \text{tr}(\mathbf{t}^e)$. Οπότε, είναι μόνο στις ειδικές εκείνες περιπτώσεις όπου το ίχνος της «επιπλέον τάσης» είναι μηδενικό που ο πολλαπλασιαστής Lagrange ισούται με την υδροστατική πίεση, μια συνήθης κατάσταση στα ρευστά.

Αν και χρησιμοποιήσαμε έναν πολλαπλασιαστή Lagrange για να επιβάλουμε τον περιορισμό της ασυμπίεστότητας, υπάρχει και ένας άλλος ισοδύναμος τρόπος για να το επιτύχουμε, ανεξάρτητα από τις δύο θεωρήσεις που αναπτύξαμε παραπάνω, με αναφορά στις κύριες τιμές των διαφόρων τανυστών. Υποθέτουμε ότι υπάρχει μια γενική κατηγορία υλικών που εμφανίζουν υπερελαστικότητα ενώ παράλληλα είναι ασυμπίεστα και κάνουμε χρήση της σχέσης $\det \mathbf{C} \equiv 1$ απ'ευθείας στο 2^ο νόμο. Επί παραδείγματι, θεωρούμε την παραμόρφωση ενός μικρού κυβοειδούς υλικού ώστε να είναι $\mathbf{F} = \text{diag}[\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3]$, όπου λ_i είναι οι λόγοι τεντωμάτων. Οι συσχετιζόμενες συνιστώσες των τροπών Green θα είναι κύριες και θα δίδονται από:

$$E_I = \frac{1}{2}(\lambda_1^2 - 1), \quad E_{II} = \frac{1}{2}(\lambda_2^2 - 1), \quad E_{III} = \frac{1}{2}(\lambda_3^2 - 1) \quad (4.86)$$

Οπότε, η ΣΤΕ $W(\mathbf{E})$ θα εξαρτάται μόνο από τις τρεις κύριες συνιστώσες της τροπής και άρα:

$$dW = S : dE = S_I dE_I + S_{II} dE_{II} + S_{III} dE_{III} \quad (4.87)$$

(Σημειώνουμε πως οι λατινικοί δείκτες δεν ακολουθούν την αθροιστική σύμβαση.)

Η ασυμπίεστότητα απαιτεί $\det \mathbf{E} = 0$, οπότε και $d(\det \mathbf{E}) = 0$, ή αναλυτικά:

$$d[(1 + 2E_I)(1 + 2E_{II})(1 + 2E_{III})] = 0 \quad (4.88)$$

δηλαδή, η τροπή E_{III} είναι δυνατό να υπολογιστεί συναρτήσει των άλλων δύο συνιστωσών E_I και E_{II} . Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να εκφράζουμε τη ΣΤΕ $W(\mathbf{E})$ ως $W(E_I, E_{II})$ μόνο, η οποία εξακολουθεί να είναι μια τρισδιάστατη ΣΤΕ αν και φαινομενικά φαίνεται να είναι δισδιάστατη. Η προσέγγιση αυτή δεν έχει γίνει καθολικά αποδεκτή στην Εμβιομηχανική, κυρίως στη μηχανική των αρτηριών. Παρ' όλα αυτά, επειδή $W = W(E_I, E_{II})$ έχουμε:

$$dW = \frac{\partial W}{\partial E_I} dE_I + \frac{\partial W}{\partial E_{II}} dE_{II}. \quad (4.89)$$

Από τη σχέση (4.88) προκύπτει:

$$(1 + 2E_{II})(1 + 2E_{III})d(1 + 2E_I) + (1 + 2E_I)(1 + 2E_{III})d(1 + 2E_{II}) + (1 + 2E_I)(1 + 2E_{II})d(1 + 2E_{III}) = 0$$

Η οποία με τη βοήθεια της σχέσης (4.86) γίνεται:

$$\begin{aligned} \lambda_2^2 \lambda_3^2 2dE_I + \lambda_1^2 \lambda_3^2 2dE_{II} + \lambda_1^2 \lambda_2^2 2dE_{III} &= 0 \quad \Rightarrow \\ dE_{III} &= \frac{1}{\lambda_1^2 \lambda_2^2} (-\lambda_2^2 \lambda_3^2 dE_I - \lambda_1^2 \lambda_3^2 dE_{II}) \quad \Rightarrow \\ dE_{III} &= -\frac{\lambda_3^2}{\lambda_1^2} dE_I - \frac{\lambda_3^2}{\lambda_2^2} dE_{II} \end{aligned} \quad (4.90)$$

Η σχέση (4.87), με τη βοήθεια της σχέσης (4.90) γίνεται:

$$\begin{aligned} dW &= S_I dE_I + S_{II} dE_{II} + S_{III} \left(-\frac{\lambda_3^2}{\lambda_1^2} dE_I - \frac{\lambda_3^2}{\lambda_2^2} dE_{II} \right) \quad \Rightarrow \\ dW &= \left(S_I - \frac{\lambda_3^2}{\lambda_1^2} S_{III} \right) dE_I + \left(S_{II} - \frac{\lambda_3^2}{\lambda_2^2} S_{III} \right) dE_{II} \end{aligned} \quad (4.91)$$

Εάν συγκρίνουμε τις σχέσεις (4.89) και (4.91) προκύπτει:

$$S_I - \frac{\lambda_3^2}{\lambda_1^2} S_{III} = \frac{\partial W}{\partial E_I} \quad \text{και} \quad S_{II} - \frac{\lambda_3^2}{\lambda_2^2} S_{III} = \frac{\partial W}{\partial E_{II}}. \quad (4.92)$$

Και επειδή $\mathbf{t} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{S} \cdot \mathbf{F}^T$, για τις κύριες τάσεις μπορούμε να γράψουμε $t_i = \lambda_i^2 S_i$ (χωρίς να ισχύει η σύμβαση άθροισης για τους δείκτες i) με $i = I, II, III$, εφόσον στο κύριο σύστημα ο τανυστής \mathbf{F} είναι της μορφής $\mathbf{F} = \text{diag}[\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3]$. Οπότε, η πρώτη π.χ. εκ των σχέσεων (4.92) θα γίνει:

$$\begin{aligned} \frac{t_I}{\lambda_1^2} - \frac{\lambda_3^2}{\lambda_1^2} \cdot \frac{t_{III}}{\lambda_3^2} &= \frac{\partial W}{\partial E_I} \quad \Rightarrow \\ \frac{1}{\lambda_1^2} (t_I - t_{III}) &= \frac{\partial W}{\partial E_I} \quad \Rightarrow \\ t_I - t_{III} &= \lambda_1^2 \frac{\partial W}{\partial E_I}. \end{aligned}$$

Όμοια διαδικασία μπορούμε να ακολουθήσουμε και για τη 2^η εκ των σχέσεων (4.92). Έτσι, καταλήγουμε στις ακόλουθες εκφράσεις για τις τάσεις Cauchy:

$$t_I - t_{III} = \lambda_1^2 \frac{\partial W}{\partial E_I} \quad \text{και} \quad t_{II} - t_{III} = \lambda_2^2 \frac{\partial W}{\partial E_{II}}. \quad (4.93)$$

Αν και κανείς μπορεί με αυτή τη μέθοδο να υπολογίσει απ' ευθείας μόνο διαφορές των κυρίων τάσεων $(t_I - t_{III}, t_{II} - t_{III})$, οι συνιστώσες των τριών διαστάσεων μπορούν να βρεθούν κάνοντας χρήση των εξισώσεων ισορροπίας και των συνοριακών συνθηκών. Αυτό βέβαια είναι παρόμοιο με το πρόβλημα υπολογισμού του πολλαπλασιαστή Lagrange p στην προηγούμενη προσέγγιση. Εν τέλει πάντως, η προσέγγιση με τον πολλαπλασιαστή Lagrange είναι πιο γενικευμένη από την άποψη ότι μπορεί να διατυπωθεί χωρίς την απαίτηση κυρίων συνιστωσών. Οι κατευθύνσεις των κύριων συνιστωσών της τάσης και της τροπής συμπίπτουν μόνο όταν το υλικό παρουσιάζει συγκεκριμένη συμμετρία, για παράδειγμα ισοτροπία.

Οι ιδιαίτερες συμμετρίες θέτουν περαιτέρω περιορισμούς στην καταστατική σχέση. Εδώ απλώς παραθέτουμε τα αποτελέσματα για τις τρεις συνήθεις συμμετρίες για ισόθερμη υπερελαστική συμπεριφορά. Εάν ένα υλικό συμπεριφέρεται ισότροπα ως προς την κατάσταση αναφοράς β_0 , τότε η W μπορεί να εξαρτάται από τον τανυστή \mathbf{C} μόνο μέσω αναλλοίωτων μεγεθών, όπως των τριών βασικών αναλλοίωτων του τανυστή. Δηλαδή:

$$W = W(I_C, II_C, III_C)$$

όπου

$$I_C = \text{tr} \mathbf{C}, \quad II_C = \frac{1}{2} [(\text{tr} \mathbf{C})^2 - \text{tr} \mathbf{C}^2], \quad III_C = \det \mathbf{C}. \quad (4.94)$$

Προφανώς, είναι πολύ πιο εύκολο να βρεθεί μια μορφή της συνάρτησης W που να εξαρτάται από τις τρεις αναλλοίωτες, παρά από έξι μεταξύ τους ανεξάρτητες συνιστώσες του τανυστή τροπών \mathbf{C} . Επιπλέον, εάν η συμπεριφορά του υλικού εμφανίζει ασυμπίεστοτητα, τότε $III_C = 1$, συνθήκη η οποία απλοποιεί τη μορφή της W σε $W = W(I_C, II_C)$.

Εάν το υλικό αποκρίνεται με όμοιο τρόπο σε όλες τις διευθύνσεις που είναι κάθετες σε μια συγκεκριμένη «προτιμώμενη» διεύθυνση, ας την ονομάσουμε \mathbf{M} της οποίας το μέτρο ορίζεται στην κατάσταση αναφοράς β_0 ως μοναδιαίο, δηλαδή $|\mathbf{M}| = 1$, τότε η συμπεριφορά είναι εγκαρσώς ισότροπη με αναφορά το κάθετο επίπεδο στο διάνυσμα \mathbf{M} στην κατάσταση β_0 . Έχει δειχθεί πως η ΣΤΕ

για μια τέτοια συμπεριφορά εξαρτάται από τα \mathbf{C} και \mathbf{M} μέσω πέντε αναλλοίωτων:

$$W = W(I_C, II_C, III_C, IV_C, V_C) \quad (4.95)$$

όπου οι κύριες αναλλοίωτες του ταυστή των τροπών είναι οι ίδιες με πριν και

$$IV_C = \mathbf{M} \cdot \mathbf{C} \cdot \mathbf{M}, \quad V_C = \mathbf{M} \cdot \mathbf{C}^2 \cdot \mathbf{M}. \quad (4.96)$$

Φυσικά, η «προτιμώμενη» διεύθυνση είναι πιθανό να αλλάξει στη διάρκεια της παραμόρφωσης. Τα μοναδιαία διανύσματα \mathbf{M} μεταβάλλονται στα μη μοναδιαία εν γένει \mathbf{m} μέσω της σχέσης $\lambda \mathbf{m} = \mathbf{F} \cdot \mathbf{M}$ όπου λ είναι ο αντίστοιχος λόγος τεντώματος. Εφόσον το διάνυσμα \mathbf{m} αντιπροσωπεύει μια εν γένει διαφορετική διεύθυνση σε κάθε παραμορφωμένη κατάσταση, ενώ το διάνυσμα \mathbf{M} αντιπροσωπεύει μια συγκεκριμένη διεύθυνση στην αρχική κατάσταση αναφοράς, υπάρχει ένα αξιοσημείωτο πλεονέκτημα στο να καθορίσουμε τη συμμετρία της συμπεριφοράς του υλικού σε σχέση με τα \mathbf{C} και \mathbf{M} , δηλαδή σε σχέση με την κατάσταση β_0 .

Εάν ένα υλικό αποκρίνεται με διαφορετικό τρόπο σε καθεμιά από τρεις ορθογώνιες μεταξύ τους διευθύνσεις στην κατάσταση β_0 , ενώ η συμπεριφορά του δεν αλλάζει εάν υπάρχει κατοπτρική αλλαγή των θετικών ή αρνητικών φορών των τριών αυτών διευθύνσεων σε οποιονδήποτε συνδυασμό, τότε έχουμε να κάνουμε με ορθότροπη συμπεριφορά αναφορικά με την κατάσταση αναφοράς και ως προς τους τρεις αυτούς άξονες ορθοτροπίας. Για αυτήν την περίπτωση έχει δειχθεί πως η ΣΤΕ εξαρτάται από επτά αναλλοίωτες, οι οποίες είναι οι πέντε που αναφέρθηκαν παραπάνω συν δύο άλλες αναλλοίωτες που ορίζονται όπως στη σχέση (4.96) αλλά για μια δεύτερη «προτιμώμενη» διεύθυνση εκ των αρχικών τριών. Η τρίτη διεύθυνση είναι δεδομένη στη βάση ότι είναι κάθετη στις δυο προηγούμενες και δεν προσθέτει επί πλέον μεταβλητές.

Συνοψίζοντας, οι αρχές της τοπικής δράσης, το αξίωμα της ταυτόχρονης εμφάνισης και η ανεξαρτησία συμπεριφοράς του υλικού από το πλαίσιο αναφοράς, καθώς και η ισορροπία της στροφορμής, ο 2^{ος} νόμος της θερμοδυναμικής και τυχόν θεωρήματα εσωτερικών περιορισμών και συμμετρίας του υλικού, απλοποιούν σημαντικά την έρευνα για τις καταλληλότερες καταστατικές σχέσεις, πριν κανείς ασχοληθεί με την πειραματική διαδικασία του προσδιορισμού των απαραίτητων σταθερών. Πράγματι, η θεωρία οφείλει να

προηγείται του πειράματος διότι συν τοις άλλοις κατευθύνει τον πειραματιστή να επιλέξει κατάλληλα πειράματα που έχουν άμεση σχέση με τις ιδιαιτερότητες της υπό ανάπτυξη θεωρίας πάνω στα οποία «χτίζεται» το θεωρητικό πλαίσιο.

4.2.3 ΕΙΔΙΚΕΣ ΜΟΡΦΕΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΕΩΝ

Εν γένει, υπάρχουν τρεις τρόποι καθορισμού μιας συγκεκριμένης μορφής για τη ΣΤΕ ενός υλικού:

- Ο θεωρητικός, με βάση τη μικροδομή του υλικού
- Απευθείας από τα πειραματικά δεδομένα
- Με τη μέθοδο της δοκιμής και λάθους

Ο θεωρητικός τρόπος θα έπρεπε να είναι ο καλύτερος, εφόσον η καταστατική σχέση προκύπτει άμεσα από τη μικροδομή και εξηγεί με αυτόν τον τρόπο τη συμπεριφορά του υλικού που παρατηρείται. Όμως, στην πράξη η μέθοδος αυτή είναι σχεδόν ανέφικτη, πρωτίστως λόγω της δυσκολίας του αυστηρού καθορισμού και της μαθηματικής περιγραφής όλων των κατανομών, προσανατολισμών και ειδικά των αλληλεπιδράσεων των συστατικών στοιχείων.

Εξαιτίας λοιπόν των ιδιαίτερων δυσκολιών που σχετίζονται με την ταύτιση των θεωρητικών και των πειραματικών στοιχείων, είναι φυσικό να δεχτούμε πως ο συνηθέστερος τρόπος καθορισμού των καταστατικών σχέσεων είναι η λελογισμένη εικασία. Πιο συγκεκριμένα, επιλέγονται πολλαπλές καταστατικές σχέσεις και μετά συγκρίνονται, ώστε να καθορίσουμε εκείνη (με τη μέθοδο της δοκιμής και λάθους) που αναπαράγει επαρκώς την παρατηρούμενη συμπεριφορά του υλικού υπό τις συνθήκες που μας ενδιαφέρουν. Χαρακτηριστικό παράδειγμα είναι η Mooney – Rivlin μορφή της ΣΤΕ W για το καουτσούκ, η οποία προέκυψε από μια τέτοια διαδικασία. Ένα άλλο παράδειγμα, ιδιαίτερης αξίας για την Εμβιομηχανική, είναι η τρισδιάστατη εκθετικής μορφής ΣΤΕ $W(\mathbf{E})$ που ορίστηκε από τον Fung και βασίζεται σε μια μονοδιάστατη σχέση που λήφθηκε απ' ευθείας από τα πειραματικά δεδομένα.

4.2.4 ΤΙΜΕΣ ΤΩΝ ΥΛΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ

Η αριθμητική τιμή μιας υλικής παραμέτρου σπανίως μπορεί να προσδιοριστεί αναλυτικά. Ένα αντιπαράδειγμα είναι η τιμή του λόγου Poisson ($\nu=0.5$) για ένα υλικό που εμφανίζει γραμμική, ισότροπη, ασυμπίεστη και ελαστική συμπεριφορά υπό μικρές παραμορφώσεις. Προκύπτει εύκολα, αν θεωρήσουμε

έναν κύβο του υλικού, και κάνουμε χρήση του ορισμού του λόγου Poisson απαιτώντας καμία αλλαγή στον όγκο. Παρ' όλα αυτά, οι τιμές των περισσότερων υλικών παραμέτρων πρέπει να προκύπτουν από πειραματικά δεδομένα. Εξαιτίας του συνυπάρχοντος «θορύβου» στα πειραματικά δεδομένα, η εκτίμηση των παραμέτρων συνήθως επιτυγχάνεται μέσω αριθμητικής παλινδρόμησης των δεδομένων, χρησιμοποιώντας υπερ-ορισμένες εξισώσεις, εφόσον τα πειραματικά σημεία είναι περισσότερα από τον αριθμό των υπό προσδιορισμό παραμέτρων. Δεδομένης της διαθεσιμότητας ισχυρών μη – γραμμικών, πολυμεταβλητών αλγορίθμων παλινδρόμησης και των πακέτων λογισμικού, αυτό το ζήτημα της καταστατικής διατύπωσης είναι σχετικά απλό για συνήθεις πειραματικές καταστάσεις (δηλαδή καταστάσεις για τις οποίες υπάρχουν αναλυτικές λύσεις). Για διαφορετικές καταστάσεις, χρησιμοποιούνται μέθοδοι πεπερασμένων διαφορών σε συνδυασμό με τις μεθόδους παλινδρόμησης για την εκτίμηση των υλικών παραμέτρων. Σε κάθε περίπτωση, ο αλγόριθμος Marquardt – Levenberg είναι μια τέτοια προσέγγιση που ανταποκρίνεται ικανοποιητικά στον υπολογισμό των παραμέτρων στις περιπτώσεις των μαλακών ιστών.

Υπάρχουν όμως και πολλά άλλα ζητήματα πάνω στον προσδιορισμό των παραμέτρων, με τα οποία θα πρέπει να ασχοληθούμε εξίσου. Για παράδειγμα, αν και η μέθοδος της μη – γραμμικής παλινδρόμησης μπορεί να καθορίσει σετ υλικών παραμέτρων ώστε να ελαχιστοποιείται η διαφορά μεταξύ θεωρητικά προβλεπόμενων και πειραματικώς μετρώμενων τιμών για μια πειραματική κατάσταση, αυτές οι παράμετροι θα πρέπει να προβλέπουν φυσικώς ρεαλιστικά αποτελέσματα για όλες τις συνθήκες (π.χ. για οποιοδήποτε πείραμα). Έτσι, θα πρέπει το εύρος των πιθανών τιμών μιας παραμέτρου κατά την παλινδρόμηση να έχει περιοριστεί στις φυσικά αποδεκτές τιμές της. Ένας τρόπος περιορισμού του εύρους των τιμών είναι να απευθυνθούμε στο 2^ο νόμο · επί παραδείγματι ο οποίος απαιτεί το μέτρο διάτμησης να είναι θετικό σε μια γραμμική καταστατική σχέση. Περιορισμούς επιβάλλουν και θεωρητικές ή εμπειρικές ανισότητες. Για παράδειγμα, ας θεωρήσουμε ένα ισότροπο, ασυμπίεστο υλικό που υφίσταται διαξονική επίπεδη καταπόνηση, άρα οι μη μηδενικές συνιστώσες της τάσης είναι οι t_{11} και t_{22} , ενώ τα τεντώματα είναι λ_1 και λ_2 . Άρα, θα περιμένουμε να ισχύει $t_{11}(\lambda_1, \lambda_2) > t_{22}(\lambda_1, \lambda_2)$ εάν $\lambda_1 > \lambda_2$. Δεδομένου αυτού του αποτελέσματος και της συγκεκριμένης μορφής της καταστατικής σχέσης, μπορεί κανείς να αποφανθεί εάν συγκεκριμένες υλικές παράμετροι πρέπει να είναι αρνητικές ή μη.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5 - ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΟ

5.1 ΘΕΩΡΗΤΙΚΟ ΠΛΑΙΣΙΟ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ ΕΚΤΑΣΗΣ – ΔΙΟΓΚΩΣΗΣ

Η εύρεση ενός καταστατικού νόμου για ένα υλικό είναι ουσιώδης και απαραίτητη για τη λεπτομερή ανάλυση των τάσεων. Υπάρχουν πέντε βασικά βήματα για τη διατύπωση ενός οποιουδήποτε καταστατικού νόμου. Κατά πρώτον, σκιαγραφούνται τα γενικά χαρακτηριστικά του υλικού. Κατά δεύτερον, καθιερώνεται ένα θεωρητικό πλαίσιο. Στη συνέχεια, εξακριβώνεται η ακριβής μορφή του νόμου. Κατόπιν, υπολογίζονται οι τιμές των παραμέτρων του υλικού, και τέλος, αξιολογείται η προγνωστική ικανότητα της τελικής σχέσης. Οπότε, στο σημείο αυτό είναι απαραίτητο να θεσπιστεί το θεωρητικό πλαίσιο για μια μη – γραμμική, ανισότροπη, ασυμπίεστη και ψευδοελαστική¹ συμπεριφορά. Η διαδικασία αυτή απαιτητικώς συμπεριλαμβάνει περιορισμούς πάνω στη γενική μορφή της καταστατικής εξίσωσης και απαιτεί λύσεις σε προβλήματα οριακών συνθηκών που ανταποκρίνονται σε συγκεκριμένα πειράματα.

Θεωρούμε την έκφραση των τάσεων κατά Cauchy στην εξής μορφή:

$$\mathbf{t} = -p\mathbf{I} + \mathbf{F} \cdot \frac{\partial W}{\partial \mathbf{E}} \cdot \mathbf{F}^T \quad (5.1)$$

όπου υπενθυμίζουμε ότι p είναι ένας πολλαπλασιαστής Lagrange που ενισχύει τον περιορισμό της ασυμπιεστότητας $\det \mathbf{F} \equiv 1$, \mathbf{F} είναι ο τανυστής κλίσης παραμόρφωσης, W είναι η ΣΤΕ και $\mathbf{E} = \frac{1}{2}(\mathbf{C} - \mathbf{I})$ είναι ο τανυστής τροπής κατά Green.

Σχετικά με τις οριακές συνθήκες, ίσως το πιο διαδεδομένο πείραμα στους μαλακούς ιστούς να είναι εκείνο της ταυτόχρονης διόγκωσης και έκτασης ενός κυλινδρικού δείγματος, για το οποίο η θεωρητική ανάλυση παρουσιάζεται κατωτέρω

¹ Με τον όρο ψευδοελαστική συμπεριφορά εννοούμε ότι δεχόμαστε την παραδοχή του Fung, δηλαδή ότι η φόρτιση και η αποφόρτιση ενός βιολογικού υλικού είναι δύο διακριτές υπερελαστικές συμπεριφορές. Η παραδοχή αυτή προκύπτει από το γεγονός ότι ένα τέτοιο υλικό εμφανίζει διαφορά στη συμπεριφορά του κατά τη φόρτιση και την αποφόρτιση λόγω της ύπαρξης ιζωδοελαστικών φαινομένων και εδράζεται στην παρατήρηση του Fung ότι η μηχανική απόκριση των μαλακών ιστών κατά τη φόρτιση ή την αποφόρτιση μεταβάλλεται ελάχιστα με την αλλαγή του ρυθμού επιβολής της παραμόρφωσης.

Θεωρώντας ένα δακτύλιο από το κυλινδρικό δείγμα, πιθανότατα μια τομή κατά μήκος της ακτίνας του δεν απελευθερώνει πλήρως όλες τις παραμένουσες τάσεις, οι οποίες αναπόφευκτα υπάρχουν στο άθικτο κυλινδρικό δείγμα. Υποθέτουμε όμως με καλή προσέγγιση, ότι απελευθερώνονται σχεδόν όλες.

(Han HC, Fung YC, 1996. “Direct measurement of transverse residual strains in aorta”. Am J Physiol 270: H750-9)

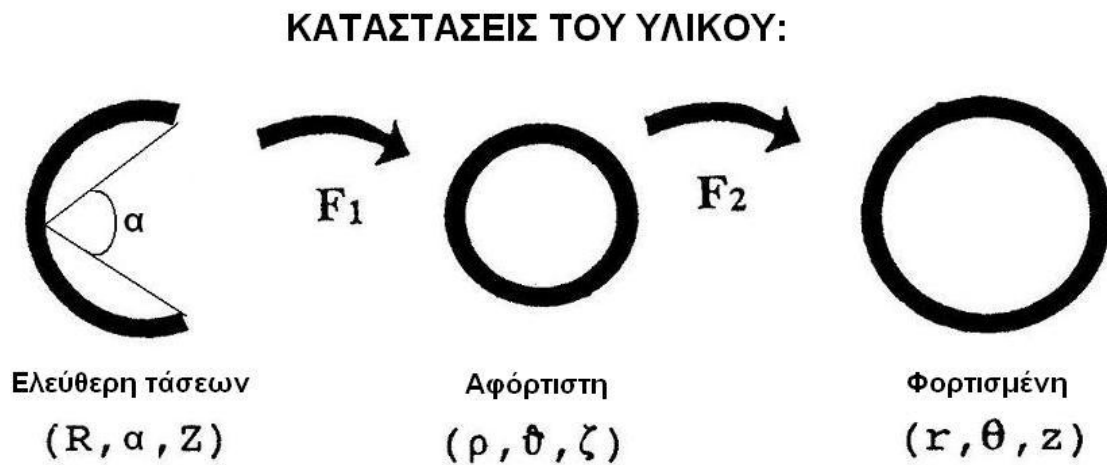
Θεωρούμε, λοιπόν, ένα στοιχείο του υλικού στη θέση (R, Θ, Z) το οποίο αντιστοιχεί στην κατάσταση ελεύθερης τάσεων, δηλαδή στην κατάσταση όπου έχει ήδη γίνει τομή κατά μήκος της ακτίνας. Στο άθικτο υλικό, στην αφόρτιστη μεν εξωτερικά κατάσταση αλλά με προϋπάρχουσες εσωτερικές παραμένουσες τάσεις, το στοιχείο αυτό θα περιγράφεται από τις συντεταγμένες (ρ, ϑ, ζ) . Η εν συνεχεία φόρτιση του υλικού με εξωτερικές δυνάμεις οδηγεί στην περιγραφή του στοιχείου από τις συντεταγμένες (r, θ, z) . Αυτές οι διαδοχικές φάσεις περιγραφής του υλικού απεικονίζονται αναλυτικά στο **σχήμα 5.1 (α) και (β)**



Σχήμα 5.1 (α) : Δακτύλιοι κλειστοί από αριστερή έξω μηριαία αρτηρία



Σχήμα 5.1 (β) : Δακτύλιοι ανοιχτοί από αριστερή έξω μηριαία αρτηρία



Σχήμα 5.2 : Σχηματική αναπαράσταση των καταστάσεων ελεύθερης τάσεων, αφόρτιστης και φορτισμένης. Φαίνεται και ο τρόπος που καθορίζεται η γωνία ανοίγματος α .

Οι συντεταγμένες (R, Θ, Z) και (ρ, ϑ, ζ) των δυο αρχικών καταστάσεων μπορεί να αποδειχθεί ότι συνδέονται μέσω των ακόλουθων σχέσεων², βάσει παραδοχής μη στροφής η συστροφής κατά την απελευθέρωση των εσωτερικών τάσεων:

$$\rho = \rho(R), \quad \vartheta = \frac{\pi}{\pi - a} \Theta, \quad \zeta = \Lambda Z \quad (5.2)$$

όπου a είναι η προαναφερθείσα γωνία ανοίγματος και $\Lambda = \Lambda_\zeta$ είναι ένας λόγος τεντώματος συσχετιζόμενος με την παραμένουσα τάση. Εάν δεν υπήρχε παραμένουσα τάση, προφανώς θα ίσχυε $a=0$ και $\Lambda=1$.

Τα στοιχεία του αντίστοιχου τανυστή κλίσης παραμόρφωσης F_1 , σε κυλινδρικές συντεταγμένες, με τη βοήθεια των σχέσεων (5.2), εκφράζονται ως εξής:

$$[F_1] = \begin{bmatrix} \frac{\partial \rho}{\partial R} & \frac{\partial \rho}{R \partial \Theta} & \frac{\partial \rho}{\partial Z} \\ \rho \frac{\partial \vartheta}{\partial R} & \rho \frac{\partial \vartheta}{R \partial \Theta} & \rho \frac{\partial \vartheta}{\partial Z} \\ \frac{\partial \zeta}{\partial R} & \frac{\partial \zeta}{R \partial \Theta} & \frac{\partial \zeta}{\partial Z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \rho}{\partial R} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\pi \rho}{(\pi - a) R} & 0 \\ 0 & 0 & \Lambda \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

Λόγω της ασυμπιεστότητας του υλικού, ισχύει η συνθήκη $\Lambda_\rho \Lambda_\vartheta \Lambda_\zeta = 1$ ή $\det F_1 \equiv 1$, οπότε προκύπτει η ακόλουθη σχέση:

$$\frac{\partial \rho}{\partial R} = \frac{(\pi - a) R}{\pi \Lambda_\zeta \rho} \quad (5.4)$$

Ολοκληρώνοντας την παραπάνω σχέση ως προς R , έχουμε:

$$\rho^2 - \rho_i^2 = \frac{\pi - a}{\pi} (R^2 - R_i^2) \quad \text{με } R \in [R_i, R_e] \quad (5.5)$$

όπου οι δείκτες i και e δηλώνουν την εσωτερική και εξωτερική επιφάνεια του δείγματος αντίστοιχα.

Γνωρίζοντας τον τανυστή κλίσης παραμόρφωσης, είναι εύκολο να υπολογιστούν και άλλα μεγέθη συσχετιζόμενα με την παραμόρφωση, π.χ. ο δεξιός τανυστής τροπής Cauchy – Green $C = F_1^T F_1$:

² Για περισσότερες λεπτομέρειες βλ. Green AE, Adkins JE, 1970, Large Elastic Deformations, 2nd ed. Oxford University Press, Oxford, UK.

$$[C] = \begin{bmatrix} \left(\frac{(\pi - a)R}{\pi\Lambda\rho} \right)^2 & 0 & 0 \\ 0 & \left(\frac{\pi\rho}{(\pi - a)R} \right)^2 & 0 \\ 0 & 0 & \Lambda^2 \end{bmatrix} \quad (5.6)$$

και όπως είναι αναμενόμενο, ισχύει $\det C \equiv 1$. Τα στοιχεία του τανυστή τροπών E είναι εύκολα υπολογίσιμα, μέσω της γνωστής από τη μηχανική συνεχούς μέσου σχέσης:

$$E = \frac{1}{2}(C - I). \quad (5.7)$$

Συμπερασματικά, ο συνδεόμενος με τις παραμένουσες τάσεις τανυστής κλίσης παραμόρφωσης F_1 περιέχει μόνο διαγώνιους μη – μηδενικούς όρους. Έτσι, τα στοιχεία του δεξιού τανυστή τεντωμάτων U_1 είναι αριθμητικώς ίσα με εκείνα του F_1 , γεγονός που οδηγεί στο συμπέρασμα πως ο τελευταίος δεν περιέχει περιστροφές στερεού σώματος. Αυτό βέβαια είναι απόρροια της αρχικής παραδοχής που εκφράστηκε με τις σχέσεις (5.2) από τις οποίες εξ άλλου προέκυψαν οι ανωτέρω τανυστές. Οι κύριοι λόγοι τεντωμάτων πάνω σε μία επιφάνεια του ιστού θα είναι:

$$\Lambda_g = \frac{\pi\rho}{(\pi - a)R} \text{ και } \Lambda_z = \Lambda. \quad (5.8)$$

Αν οι παραπάνω λόγοι τεντωμάτων είναι γνωστοί σε κάθε σημείο του ιστού, τότε η Λ_ρ υπολογίζεται εύκολα από τη συνθήκη ασυμπίεστότητας $\det F_1 \equiv 1$.

Οι συναφείς συνιστώσες του τανυστή τάσεων Cauchy, προκύπτουν από τη σχέση (5.1):

$$t_{\rho\rho} = -p + \left(\frac{(\pi - a)R}{\pi\Lambda\rho} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{RR}} \quad (5.9)$$

$$t_{g\theta} = -p + \left(\frac{\pi\rho}{(\pi - a)R} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{\theta\theta}} \quad (5.10)$$

$$t_{zz} = -p + (\Lambda)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{ZZ}} \quad (5.11)$$

$$t_{\rho\theta} = \left(\frac{1}{\Lambda} \right) \frac{\partial W}{\partial E_{R\Theta}} \quad (5.12)$$

$$t_{\rho\zeta} = \left(\frac{(\pi - a)R}{\pi\rho} \right) \frac{\partial W}{\partial E_{RZ}} \quad (5.13)$$

$$t_{\theta\zeta} = \left(\frac{\Lambda\pi\rho}{(\pi - a)R} \right) \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta Z}} \quad (5.14)$$

Παρατηρούμε πως είναι δυνατόν να δημιουργηθούν διατμητικές τάσεις, χωρίς την παρουσία διατμητικών τροπών, ανάλογα με τη μορφή της ΣΤΕ, δηλαδή ανάλογα με τη συμμετρία του υλικού. Ανεξάρτητα από αυτό, η κάθε συνιστώσα του τανυστή t μπορεί να υπολογιστεί απευθείας για κάθε παραμόρφωση, με την προϋπόθεση πως δίνονται τόσο η συγκεκριμένη μορφή της ΣΤΕ (μαζί με τις παραμέτρους του υλικού) όσο και ο πολλαπλασιαστής Lagrange p . Ο τελευταίος υπολογίζεται από τις συνθήκες ισορροπίας και τις συνοριακές συνθήκες του προβλήματος. Κατά την απουσία εξωτερικών δυνάμεων, η ισορροπία εκφράζεται από τη σχέση: $\nabla \cdot t = \theta$. Οι εξισώσεις ισορροπίας εκφρασμένες σε κυλινδρικές συντεταγμένες, οδηγούν στην έκφραση των σχέσεων αυτών όπως φαίνεται αμέσως παρακάτω. Θεωρώντας πως το p εξαρτάται μόνο από το ρ , και ομοίως για την παραμόρφωση, οι εξισώσεις ισορροπίας γίνονται:

$$\frac{\partial t_{\rho\rho}}{\partial \rho} + \frac{t_{\rho\rho} - t_{\theta\theta}}{\rho} = 0 \quad (5.15)$$

$$\frac{\partial t_{\rho\theta}}{\partial \rho} + 2 \frac{t_{\rho\theta}}{\rho} = 0 \Leftrightarrow \frac{1}{\rho^2} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho^2 t_{\rho\theta}) = 0 \quad (5.16)$$

$$\frac{\partial t_{\rho\zeta}}{\partial \rho} + \frac{t_{\rho\zeta}}{\rho} = 0 \Leftrightarrow \frac{1}{\rho} \frac{\partial}{\partial \rho} (\rho t_{\rho\zeta}) = 0 \quad (5.17)$$

Οι δύο τελευταίες εξισώσεις, είναι δυνατό να επιλυθούν ανεξαρτήτως των ιδιοτήτων του υλικού. Προκύπτει: $t_{\rho\theta} = c_1 / \rho^2$ και $t_{\rho\zeta} = c_2 / \rho$, όπου c_1, c_2 είναι οι σταθερές ολοκλήρωσης. Επειδή όμως στην εσωτερική και εξωτερική επιφάνεια στην αφόρτιστη κατάσταση δε δρα κάποιος ελκυστής, δηλαδή $T^{(n)} = 0$ για $n = \pm e_\rho$, προκύπτει $c_1 = c_2 = 0$. Οπότε, αναγκαστικά στις εξισώσεις (5.12) και (5.13) θέτουμε $\partial W / \partial E_{R\Theta} = 0$ και $\partial W / \partial E_{RZ} = 0$ για τη δεδομένη παραμόρφωση που περιγράφει ο τανυστής C . Τα αποτελέσματα αυτά θέτουν ορισμένους

περιορισμούς πάνω στη μορφή της ΣΤΕ και είναι ιδιαίτερα σημαντικά για το θεωρητικό καταστατικό πλαίσιο του προβλήματος.

Η ολοκλήρωση της εξίσωσης (5.15) μάς δίνει:

$$t_{\rho\rho}(\rho) - t_{\rho\rho}(\rho_i) = \int_{\rho_i}^{\rho} (t_{g\theta} - t_{\rho\rho}) \frac{1}{\rho} d\rho \quad (5.18)$$

Όμως ισχύει $t_{\rho\rho}(\rho_i) = 0$, λόγω του ότι στην αφόρτιστη κατάσταση δε δρα κάποιος ελκυστής. Αντικαθιστώντας στην ανωτέρω σχέση την τάση $t_{\rho\rho}$ από τη σχέση (5.9) στο ρ (όχι δηλαδή μέσα στο ολοκλήρωμα), προκύπτει η εξάρτηση του πολλαπλασιαστή Lagrange από την ακτίνα ως ακολούθως:

$$p(\rho) = \left(\frac{(\pi - a)R}{\pi\rho\Lambda} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{RR}} - \int_{\rho_i}^{\rho} (t_{g\theta} - t_{\rho\rho}) \frac{1}{\rho} d\rho \quad (5.19)$$

Επίσης, στην ακτίνα στο εξωτερικό σημείο του δείγματος, η σχέση (5.18) θα γίνει:

$$t_{\rho\rho}(\rho_e) - t_{\rho\rho}(\rho_i) = 0 = \int_{\rho_i}^{\rho_e} (t_{g\theta} - t_{\rho\rho}) \frac{1}{\rho} d\rho, \quad (5.20)$$

επειδή ισχύει η οριακή συνθήκη $t_{\rho\rho}(\rho_e) = 0$.

Αν και οι οριακές συνθήκες για την τάση $t_{\zeta\zeta}$ δεν μπορούν να περιγραφούν επ' ακριβώς για το κεντρικό τμήμα του δείγματος, εφόσον η $t_{\zeta\zeta}(\rho)$ δεν είναι γνωστή εξ' αρχής, είναι δυνατόν να θεωρηθεί μια «μέση» οριακή συνθήκη που θα απαιτεί το άθροισμα αυτών των τάσεων πάνω στη διατομή να μηδενίζεται.

Έτσι, προκύπτει η ακόλουθη σχέση:

$$f = 0 = 2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} t_{\zeta\zeta} \rho d\rho, \quad (5.21)$$

όπου f είναι το αξονικό φορτίο. Γράφουμε την ανωτέρω εξίσωση ως εξής:

$$f = 0 = 2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} (t_{\zeta\zeta} - t_{\rho\rho} + t_{\rho\rho}) \rho d\rho \Rightarrow$$

$$f = 0 = 2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} (t_{\zeta\zeta} - t_{\rho\rho}) \rho d\rho + 2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} t_{\rho\rho} \rho d\rho \quad (5.22)$$

Στη συνέχεια, κάνουμε παραγοντική ολοκλήρωση στο 2^ο ολοκλήρωμα της σχέσης (5.22) και έχουμε:

$$2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} t_{\rho\rho} \rho d\rho = 2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} t_{\rho\rho} \left(\frac{\rho^2}{2} \right)' d\rho = \left[2\pi \frac{\rho^2}{2} t_{\rho\rho} \right]_{\rho_i}^{\rho_e} - 2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} \frac{\rho^2}{2} \frac{\partial t_{\rho\rho}}{\partial \rho} d\rho \Rightarrow$$

$$2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} t_{\rho\rho} \rho d\rho = 2\pi (P_e \rho_e - P_i \rho_i) - \pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} \rho^2 \frac{\partial t_{\rho\rho}}{\partial \rho} d\rho \Rightarrow$$

$$2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} t_{\rho\rho} \rho d\rho = -\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} \rho^2 \frac{\partial t_{\rho\rho}}{\partial \rho} d\rho$$

Όπου θέσαμε $P_i = P_e = 0$ για τα δύο ανοιχτά άκρα του δείγματος. Με τη βοήθεια της σχέσης (5.15), έχουμε:

$$2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} t_{\rho\rho} \rho d\rho = -\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} \rho^2 \frac{t_{g\theta} - t_{\rho\rho}}{\rho} d\rho \Rightarrow$$

$$2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} t_{\rho\rho} \rho d\rho = -\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} \rho (t_{g\theta} - t_{\rho\rho}) d\rho \quad (5.23)$$

Οπότε, η (5.22) με τη βοήθεια της (5.23) δίνει:

$$f = 0 = 2\pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} (t_{\zeta\zeta} - t_{\rho\rho}) \rho d\rho - \pi \int_{\rho_i}^{\rho_e} (t_{g\theta} - t_{\rho\rho}) \rho d\rho \Rightarrow$$

$$f = 0 = \pi \int_{\rho_1}^{\rho_e} (2t_{\zeta\zeta} - 2t_{\rho\rho} - t_{\vartheta\vartheta} + t_{\rho\rho}) \rho d\rho \Rightarrow$$

$$f = 0 = \pi \int_{\rho_1}^{\rho_e} (2t_{\zeta\zeta} - t_{\rho\rho} - t_{\vartheta\vartheta}) \rho d\rho \quad (5.24)$$

Παρατηρούμε ότι εάν στις σχέσεις (5.21) και (5.24) αντικαταστήσουμε τις τάσεις με τις σχέσεις (5.9)-(5.11) στην πρώτη παραμένει ο πολλαπλασιαστής Lagrange, ενώ αντίθετα στη δεύτερη απαλείφεται. Για το λόγο αυτό, η σχέση (5.24) είναι πολύ πιο εύχρηστη.

Το πιο σύνηθες πείραμα που εκτελείται σε ιστούς σωληνοειδούς κατασκευής είναι εκείνο της ταυτόχρονης έκτασης και διόγκωσης. Θεωρούμε πως ο ιστός στην αφόρτιστη κατάσταση περιγράφεται από τις παραμέτρους (ρ, ϑ, ζ) και κατά τη φόρτιση σε έκταση από τις παραμέτρους (r, θ, z) όπως υποδεικνύεται στο σχήμα 5.2.

Επομένως, η κίνηση δίδεται από τις σχέσεις:

$$r = r(\rho)$$

$$\theta = \vartheta \quad (5.25)$$

$$z = \lambda \zeta$$

όπου λ είναι το αξονικό τέντωμα λόγω εξωτερικής φόρτισης, το οποίο ορίζεται ανά μονάδα μήκους αφόρτιστου υλικού. Η εντατική αυτή κατάσταση υπάρχει κατά τη φυσιολογική λειτουργία του ιστού, ή επιφέρεται κλινικά, αλλά θα μπορούσε επίσης να επιτευχθεί κατά τη διάρκεια ενός *in vitro* πειράματος. Στην τελευταία αυτή περίπτωση, θεωρούμε πως οι μετρήσεις γίνονται στην κεντρική περιοχή του ιστού, μακριά από τα άκρα στήριξης, ώστε οι διαφοροποιήσεις στην τάση και στις τροπές να είναι συνάρτηση της ακτίνας μόνο (τοπολογικά). Ο τανυστής κλίσης παραμόρφωσης για τη συγκεκριμένη φόρτιση θα είναι:

$$[F_2] = \begin{bmatrix} \frac{\partial r}{\partial \rho} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{r}{\rho} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda \end{bmatrix} \quad (5.26)$$

Λαμβάνοντας υπόψη την ασυμπίεστοτητα του ιστού, προκύπτει:

$$\det(\mathbf{F}_2)=1 \Leftrightarrow \frac{\partial r}{\partial \rho} \cdot \frac{r}{\rho} \cdot \lambda = 1 \Leftrightarrow \frac{\partial r}{\partial \rho} = \frac{\rho}{r\lambda} \quad (5.27)$$

Οι τανυστές τροπής υπολογίζονται εύκολα, π.χ. μέσω της σχέσης $\mathbf{C} = \mathbf{F}_2^T \cdot \mathbf{F}_2$ για τον Cauchy – Green δεξιό τανυστή:

$$[\mathbf{C}] = \begin{bmatrix} \left(\frac{\rho}{r\lambda}\right)^2 & 0 & 0 \\ 0 & \left(\frac{r}{\rho}\right)^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda^2 \end{bmatrix} \quad (5.28)$$

Αν και πολλές φορές οι τανυστές \mathbf{C} και \mathbf{E} εκφράζονται ως προς την αφόρτιστη κατάσταση (ρ, ϑ, ζ) , είναι προτιμότερο να εκφραστούν ως προς την κατάσταση μηδενικών τάσεων (R, Θ, Z) , (σχήμα 5.2).

Σε αυτή την περίπτωση, ο τανυστής κλίσης παραμόρφωσης θα δίνεται από τον πολλαπλασιαστικό συνδυασμό:

$$[\mathbf{F}] = [\mathbf{F}_2] \cdot [\mathbf{F}_1] = \begin{bmatrix} \frac{\partial r}{\partial R} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\pi r}{(\pi - a)R} & 0 \\ 0 & 0 & \lambda\Lambda \end{bmatrix} \quad (5.29)$$

Και πάλι θα πρέπει να ισχύει $\det(\mathbf{F})=1$. Λαμβάνοντας υπόψη τη σχέση:

$$\frac{\partial r}{\partial R} = \frac{\partial r}{\partial \rho} \cdot \frac{\partial \rho}{\partial R} \text{ (κανόνας αλυσίδας), προκύπτει:}$$

$$r^2 - r_i^2 = \frac{\pi - a}{\pi\lambda\Lambda} (R^2 - R_i^2). \quad (5.30)$$

Η ανωτέρω σχέση είναι ιδιαίτερης σημασίας, διότι μάς δείχνει πως προκειμένου να υπολογιστούν οι τιμές της ακτίνας σε όλο το πάχος του δείγματος, αρκεί να

μετρηθεί μόνο μία ακτινική θέση (δεδομένου ότι τα μεγέθη R_i , a , Λ και λ είναι γνωστά).

Από τη σχέση (5.1) προκύπτουν και οι συνιστώσες του τανυστή των τάσεων Cauchy:

$$\begin{aligned}
 t_{rr} &= -p + \left(\frac{(\pi - a)R}{\pi r \lambda \Lambda} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{RR}} \\
 t_{\theta\theta} &= -p + \left(\frac{\pi r}{(\pi - a)R} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta\Theta}} \\
 t_{zz} &= -p + (\lambda \Lambda)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{ZZ}} \\
 t_{r\theta} &= \left(\frac{1}{\lambda \Lambda} \right) \frac{\partial W}{\partial E_{R\Theta}} \\
 t_{rz} &= \left(\frac{(\pi - a)R}{\pi r} \right) \frac{\partial W}{\partial E_{RZ}} \\
 t_{\theta z} &= \left(\frac{\pi r \lambda \Lambda}{(\pi - a)R} \right) \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta Z}}
 \end{aligned} \tag{5.31}$$

Θεωρώντας πως ο τανυστής κλίσης παραμόρφωσης εξαρτάται μόνο από το r και ότι υπάρχει κυκλική συμμετρία ως προς τον άξονα θ , έχουμε:

$$\frac{\partial t_{rr}}{\partial r} + \frac{t_{rr} - t_{\theta\theta}}{r} = 0 \tag{5.32}$$

$$\frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} (r^2 t_{r\theta}) = 0 \tag{5.33}$$

$$\frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r} (r t_{rz}) = 0 \tag{5.34}$$

Οι εξισώσεις (5.33) και (5.34) εν γένει μάς δίνουν: $t_{r\theta} = c_1/r^2$ και $t_{rz} = c_2/r$, όπου c_i είναι σταθερές. Εάν υποθεθεί πως η μορφή της ΣΤΕ W είναι γνωστή, οι ανωτέρω εξισώσεις καθορίζουν τι είδους έλξεις απαιτούνται στις επιφάνειες $\mathbf{n} = \pm \mathbf{e}_r$ για να διατηρηθεί η συγκεκριμένη παραμόρφωση. Στα περισσότερα σχεδιασμένα για τη μελέτη των ιδιοτήτων των τοιχωμάτων in vitro πειράματα,

οι διατμητικές συνιστώσες του ελκυστή είναι αμελητέες, άρα $c_i \approx 0$. Οπότε, η μόνη μη – μηδενική εξίσωση ισορροπίας είναι η (5.32) και με ολοκλήρωση προκύπτει:

$$t_{rr}(r) - t_{rr}(r_i) = \int_{r_i}^r (t_{\theta\theta} - t_{rr}) \frac{1}{r} dr \quad (5.35)$$

όπου $t_{rr}(r_i) = -P_i$, δηλ. η εσωτερική πίεση. Όπως και πριν, αυτή η εξίσωση οδηγεί στον υπολογισμό του πολλαπλασιαστή Lagrange ως συνάρτηση του r :

$$p(r) = \left(\frac{R(\pi - a)}{r\pi\lambda\Lambda} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{RR}} + P_i - \int_{r_i}^r (t_{\theta\theta} - t_{rr}) \frac{1}{r} dr. \quad (5.36)$$

Επίσης, όταν είναι γνωστή η πίεση στην εξωτερική επιφάνεια $r = r_e$, όπου $t_{rr}(r_e) = -P_e$ προκύπτει:

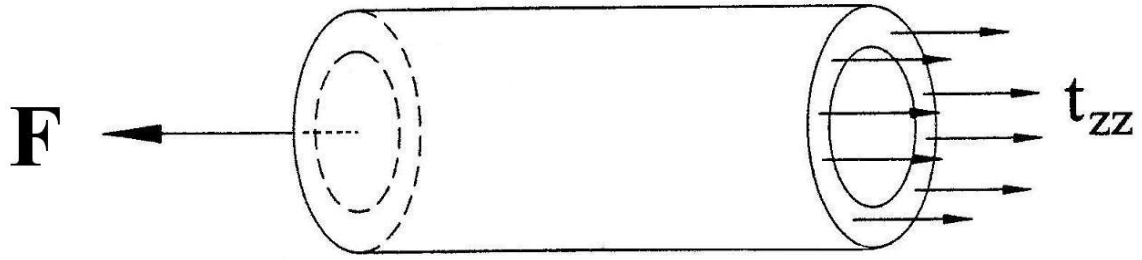
$$P_i - P_e = \int_{r_i}^{r_e} (t_{\theta\theta} - t_{rr}) \frac{1}{r} dr, \quad (5.37)$$

ενώ η τιμή του P_e συνήθως είναι στην ουσία μηδενική για τα in vitro πειράματα.

Για την αξονική διεύθυνση, θεωρούμε μία μέση κατάσταση, εφόσον δεν είναι δυνατό να προσδιοριστούν οι οριακές συνθήκες στα άκρα του δείγματος και έχουμε:

$$-F - \Gamma \pi r_i^2 P_i + 2\pi \int_{r_i}^{r_e} t_{zz} r dr = 0 \quad (5.38)$$

όπου $\Gamma=1$ ή 0 , ανάλογα αν ο σωλήνας του δείγματος είναι ανοιχτός ή κλειστός στα άκρα του. Όπως προαναφέρθηκε, δεν είναι βολικό να γίνει ολοκλήρωση απ'ευθείας στην εξίσωση της αξονικής τάσης, λόγω της ύπαρξης του πολλαπλασιαστή Lagrange που εμφανίζεται στη σχέση (5.38) αν χρησιμοποιήσουμε την 3^η εκ των (5.31). Οπότε, όπως από τη σχέση (5.21) καταλήξαμε στην (5.24), έτσι και τώρα με αντίστοιχη διαδικασία από την (5.38) μπορούμε να καταλήξουμε στην παρακάτω σχέση:



Σχήμα 5.3 : Διάγραμμα ελευθέρου σώματος, που απεικονίζει τις αξονικές τάσεις t_{zz} να εξισορροπούν το εφαρμοζόμενο φορτίο F .

$$F = \pi \int_{r_i}^{r_e} (2t_{zz} - t_{rr} - t_{\theta\theta}) r dr + \pi r_i^2 P_i (1 - \Gamma) \quad (5.39)$$

όπου ως οριακές συνθήκες στην παραγοντική ολοκλήρωση χρησιμοποιήσαμε τις: $t_{rr}(r_e) = 0$ και $t_{rr}(r_i) = -P_i$. Και πάλι στην (5.39) (όπως και στην (5.24)) παρατηρούμε ότι ο πολλαπλασιαστής Lagrange p απαλείφεται από τους όρους του ολοκληρώματος, γεγονός που την καθιστά πολύ πιο εύχρηστη συγκριτικά με τη σχέση (5.38).

Μία παρόμοια έκφραση προκύπτει και για τη ροπή:

$$M = 2\pi \int_{r_i}^{r_e} t_{z\theta} r^2 dr \quad (5.40)$$

όπου η διαφορική δύναμη $t_{z\theta} r dr d\theta$ πολλαπλασιάστηκε με την απόσταση r και ολοκληρώθηκε πάνω σε όλη τη διατομή.

Η σημασία των εξισώσεων (5.37), (5.39) και (5.40) είναι προφανής, εφόσον κατά την εκτέλεση του πειράματος μετρήσιμα μεγέθη δεν είναι οι συνιστώσες του τανυστή των τάσεων, αλλά η εσωτερική πίεση $P_i - P_e$, το εξωτερικά εφαρμοζόμενο αξονικό φορτίο F και η εφαρμοζόμενη ροπή M . Άρα, οι εξισώσεις αυτές είναι ουσιώδεις προκειμένου να συνάγουμε την καταστατική συμπεριφορά του υλικού (ιστού) μέσω των πειραματικών δεδομένων και συνεπώς αποτελούν αναπόσπαστο τμήμα του απαραίτητου θεωρητικού πλαισίου.

Αντικαθιστώντας στις σχέσεις (5.37), (5.39) και (5.40) τις συνιστώσες από τον ταυνοστή των τάσεων, προκύπτουν οι κατωτέρω σχέσεις:

$$P_i - P_e = \int_{r_i}^{r_e} \left[\left(\frac{\pi r}{(\pi - a)R} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta\Theta}} - \left(\frac{(\pi - a)R}{\pi r \lambda \Lambda} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{RR}} \right] \frac{1}{r} dr \quad (5.41)$$

$$F = \pi \int_{r_i}^{r_e} \left[2(\lambda \Lambda)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{ZZ}} - \left(\frac{\pi r}{(\pi - a)R} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta\Theta}} - \left(\frac{(\pi - a)R}{\pi r \lambda \Lambda} \right)^2 \frac{\partial W}{\partial E_{RR}} \right] r dr + \pi r_i^2 P_i (1 - \Gamma) \quad (5.42)$$

$$M = 2\pi \int_{r_i}^{r_e} \left(\frac{\pi \lambda \Lambda}{(\pi - a)R} \cdot \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta Z}} \right) r^3 dr \quad (5.43)$$

Η τελευταία σχέση αποκαλύπτει πως, ανάλογα με τη συμμετρία του υλικού, ίσως μια ροπή στρέψης να είναι αναγκαία προκειμένου να αποφευχθεί μια πιθανή στρέψη του δείγματος κατά τη διόγκωση και έκταση.

Τα ανωτέρω υποδεικνύουν πως η θεωρητική διατύπωση και ανάλυση του προβλήματος πρέπει να προηγείται του πειράματος, έτσι ώστε κάποιος να είναι σε θέση να κατανοήσει και να επιλέξει ποια μεγέθη πρέπει να μετρηθούν και γιατί, κατά την εκτέλεση των πειραματικών διαδικασιών.

Στη συνέχεια, θα αναδιατυπώσουμε την ανάλυση του πειράματος ταυτόχρονης έκτασης – διόγκωσης χρησιμοποιώντας την καταστατική προσέγγιση του Vaishnav (Vaishnav RN, Young JT, Patel DJ, 1973. “Distribution of stresses and strain-energy density through the wall thickness in a canine aortic segment”. Circulation Research 32, 577-83).

Αν και είναι λιγότερο γενικευμένη σε σύγκριση με την προσέγγιση μέσω του πολλαπλασιαστή Lagrange, διότι απαιτεί να συμπίπτουν οι κύριες κατευθύνσεις τάσεων και τροπών, είναι σε μεγάλο βαθμό απλούστερη και άρα πιο εύχρηστη και έχει υιοθετηθεί από πληθώρα ερευνητών.

Από το κεφάλαιο 4.2.2 οι καταστατικές σχέσεις για τις κύριες κατά Cauchy τάσεις στην τρέχουσα κατάσταση είναι:

$$t_{\theta\theta} - t_{rr} = \lambda_\theta^2 \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta\Theta}} \quad (5.44)$$

$$t_{zz} - t_{rr} = \lambda_z^2 \frac{\partial W}{\partial E_{ZZ}} \quad (5.45)$$

όπου $W = W(E_{\Theta\Theta}, E_{ZZ})$ μόνο, $\lambda_\theta = \pi r/R(\pi - a)$ και $\lambda_z = \Lambda\lambda$. Οι εξισώσεις αυτές μάς αποκαλύπτουν πως μόνο οι δύο εκ των τριών κυρίων τάσεων είναι ανεξάρτητες και προσδιοριστέες από την ψευδοτροπική συνάρτηση ενέργειας W . Παρόμοια αοριστία προκύπτει όταν ένας πολλαπλασιαστής Lagrange ενισχύει την ασυμπιεστότητα. Έτσι, όπως και στην προσέγγιση με τον πολλαπλασιαστή Lagrange, μεταχειριζόμαστε την ακτινική εξίσωση τοπικής ισορροπίας και τις ανάλογες οριακές συνθήκες και λαμβάνουμε:

$$t_{rr}(r) = -P_i + \int_{r_i}^r \left(\lambda_\theta^2 \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta\Theta}} \right) \frac{dr}{r} \quad (5.46)$$

και έτσι η τρίτη συνιστώσα της τάσης υπολογίζεται συναρτήσει της ακτίνας, ενώ ισχύει $t_{rr}(r_i) = -P_i$ όπως αναμένεται. Εφαρμόζοντας την εξίσωση αυτή για $r = r_e$ (όπου ισχύει $t_{rr}(r_e) = -P_e$) λαμβάνουμε:

$$P_i - P_e = \int_{r_i}^{r_e} \left(\lambda_\theta^2 \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta\Theta}} \right) \frac{dr}{r} \quad (5.47)$$

η οποία αντιστοιχεί στη σχέση (5.41) της προσέγγισης με βάση τον πολλαπλασιαστή Lagrange, αλλά είναι απλούστερη. Ομοίως, από την εξίσωση (5.38) (ανεξαρτήτως προσέγγισης), δεδομένου ότι $t_{zz} = t_{zz} + t_{rr} - t_{rr}$, έχουμε:

$$F = -\Gamma \pi r_i^2 P_i + 2\pi \int_{r_i}^{r_e} t_{zz} r dr \Leftrightarrow F = -\Gamma \pi r_i^2 P_i + 2\pi \int_{r_i}^{r_e} (t_{zz} - t_{rr}) r dr + 2\pi \int_{r_i}^{r_e} t_{rr} r dr \quad (5.48)$$

Στο τελευταίο ολοκλήρωμα της σχέσης αυτής, κάνουμε παραγοντική ολοκλήρωση:

$$2\pi \int_{r_i}^{r_e} t_{rr} r dr = 2\pi \int_{r_i}^{r_e} t_{rr} \left(\frac{r^2}{2} \right)' dr = \left[2\pi t_{rr} \frac{r^2}{2} \right]_{r_i}^{r_e} - 2\pi \int_{r_i}^{r_e} \frac{\partial t_{rr}}{\partial r} \frac{r^2}{2} dr = \pi (r_e^2 P_e - r_i^2 P_i) - \pi \int_{r_i}^{r_e} \frac{\partial t_{rr}}{\partial r} r^2 dr$$

Λαμβάνουμε υπόψη πως $P_e = 0$ και γίνεται:

$$2\pi \int_{r_i}^{r_e} t_{rr} r dr = -\pi r_i^2 P_i - \pi \int_{r_i}^{r_e} \frac{\partial t_{rr}}{\partial r} r^2 dr$$

Τέλος, αντικαθιστούμε με τη βοήθεια της ακτινικής εξίσωσης ισορροπίας:

$$2\pi \int_{r_i}^{r_e} t_{rr} r dr = -\pi r_i^2 P_i - \pi \int_{r_i}^{r_e} \frac{t_{\theta\theta} - t_{rr}}{r} r^2 dr = -\pi r_i^2 P_i - \pi \int_{r_i}^{r_e} (t_{\theta\theta} - t_{rr}) r dr$$

Οπότε, η σχέση (5.48) τελικά γίνεται:

$$F = \pi \int_{r_i}^{r_e} \left[2(t_{zz} - t_{rr}) - (t_{\theta\theta} - t_{rr}) \right] r dr + \pi r_i^2 P_i (1 - \Gamma) \quad (5.49)$$

Έτσι, με τη βοήθεια των εξισώσεων (5.44) και (5.45) καταλήγουμε στη σχέση:

$$F = \pi \int_{r_i}^{r_e} \left(2\lambda_z^2 \frac{\partial W}{\partial E_{ZZ}} - \lambda_\theta^2 \frac{\partial W}{\partial E_{\Theta\Theta}} \right) r dr + \pi r_i^2 P_i (1 - \Gamma) \quad (5.50)$$

όπου, όπως προαναφέρθηκε, $\Gamma=1$ ή 0 ανάλογα με το εάν τα άκρα του δείγματος είναι κλειστά ή ανοιχτά αντίστοιχα.

Αν και $W = W(E_{\Theta\Theta}, E_{ZZ})$, εν γένει αυτή η προσέγγιση θεωρείται τρισδιάστατη. Το πλεονέκτημα της προσέγγισης αυτής, σε σύγκριση με εκείνη που βασίζεται σε έναν πολλαπλασιαστή Lagrange είναι ότι πολύ πιο εύκολα καθορίζεται η μορφή της συνάρτησης W όταν αυτή εξαρτάται από μόνο δύο συνιστώσες του τανυστή των τροπών (αναφερόμενοι πάντα στις κύριες διευθύνσεις) παρά όταν εξαρτάται από τρεις ή και περισσότερες συνιστώσες. Το μειονέκτημα της προσέγγισης αυτής είναι ότι λαμβάνεται ως δεδομένη η ταύτιση των κυρίων διευθύνσεων των τάσεων και των τροπών. Γενικά, η καταστατική συμπεριφορά ενός υλικού θα πρέπει να συνάγεται από τα πειραματικά δεδομένα, αλλά έχοντας ως βάση ένα όσο γίνεται γενικότερο θεωρητικό πλαίσιο, έτσι ώστε να μην παραβλεφθεί μια μη αναμενόμενη απόκριση.

Επιπροσθέτως, εάν ο ιστός αποτελείται από χιτώνες, όλες οι εξισώσεις (5.35) έως (5.43) και (5.47) έως (5.50) θα πρέπει να γράφονται στη μορφή:

$$\int_{r_i}^{r_e} (\dots) dr = \int_{r_i}^{r_j} (\dots) dr + \int_{r_j}^{r_k} (\dots) dr + \dots + \int_{r_m}^{r_e} (\dots) dr$$

όπου τα όρια των χιτώνων βρίσκονται στις θέσεις $r = r_j, r = r_k, \dots, r = r_m$. Στον αποτελούμενο από πολλούς χιτώνες ιστό πρέπει να ικανοποιούνται οι εξής συνθήκες: να υπάρχει συνέχεια στην ακτινική μετατόπιση $u_r = r - R$ (απαίτηση συνέχειας) και στην ακτινική τάση t_{rr} (απαίτηση ισορροπίας) στις διεπιφάνειες όλων των χιτώνων (αντίθετα, είναι δυνατό να υπάρχουν ασυνέχειες στις τάσεις t_{zz} και $t_{\theta\theta}$ σε εκείνα τα σημεία). Επίσης, είναι πιθανό οι ιδιότητες του υλικού να διαφέρουν καθ' όλη την έκταση του πάχους του ιστού και όχι τόσο από χιτώνα σε χιτώνα. Σε αυτήν την περίπτωση, υπάρχει μόνο ένα ολοκλήρωμα αλλά ενσωματωμένες παράμετροι του υλικού που είναι συναρτήσεις της ακτίνας. Όμως, εξαιτίας της πολυπλοκότητας όλων αυτών των ολοκληρωμάτων, αναλυτικές λύσεις για τον υπολογισμό τους δεν είναι εν γένει εφικτές. Αντιθέτως, η χρήση των αριθμητικών μεθόδων είναι κατά πολύ περισσότερο εφικτή και διαδεδομένη.

5.2 Η ΣΥΝΑΡΤΗΣΙΑΚΗ ΜΟΡΦΗ ΤΗΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗΣ ΤΡΟΠΙΚΗΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑ

Για ασυμπίεστη και ισότροπη συμπεριφορά, τα πειράματα σε επίπεδα διαξονικά τετνώματα επίπεδων δοκιμίων και τα συνδυασμένα πειράματα έκτασης – στρέψης σε στερεούς σωλήνες αποδέχονται ειδικευμένες λύσεις, στις οποίες η συναρτησιακή μορφή της συνάρτησης τροπικής ενέργειας (ΣΤΕ) είναι δυνατό να καθοριστεί μόνο από τα πειραματικά δεδομένα.

Οι Simon(Simon BR, Kobayashi AS, Strandness DE, Wiederhielm CA, 1972. “Reevaluation of arterial constitutive relations”. Circ Res 30: 491-500.)

και Humphrey (Humphrey JD, 1999. “An evaluation of pseudoelastic descriptors used in arterial mechanics”. J Biomech Eng 121, 259-62.)

έχουν προτείνει προσεγγιστικές μεθόδους καθορισμού της ΣΤΕ για τις αρτηρίες. Αν και οι εισηγήσεις τους βρίσκονται υπό έρευνα, βασίζονται στην εξής παραδοχή: αν υποθέσουμε πως οι ιδιότητες του ιστού περιγράφονται από μία μόνο ΣΤΕ W σε όλο το πάχος του τοιχώματος, τότε ο καθορισμός της μορφής της W σε ένα μόνο σημείο του τοιχώματος, καθορίζει τη μορφή της ΣΤΕ για κάθε σημείο. Για να κάνουμε χρήση αυτής της παραδοχής, αρκεί να θυμηθούμε πως η μετρώμενη τάση Cauchy δίδεται από τις σχέσεις:

$$\langle t_{rr} \rangle = -\frac{P_i r_i}{r_e + r_i}, \quad \langle t_{\theta\theta} \rangle = \frac{P_i r_i}{r_e - r_i}, \quad \langle t_{zz} \rangle = \frac{\Gamma P_i \pi r_i^2 + F}{\pi (r_e^2 - r_i^2)} \quad (5.51)$$

όπου τα σύμβολα $\langle \rangle$ υποδηλώνουν μέση τιμή της τάσης και $\Gamma=1$ ή 0 όταν το σωληνοειδές δείγμα είναι κλειστό ή ανοιχτό στα άκρα αντίστοιχα. Οπότε, αν κανείς θεωρήσει ότι οι μέσες τάσεις εμφανίζονται περίπου στο μέσον του πάχους του τοιχώματος του δείγματος, τότε θα ήταν εφικτό να εκφράσει τις συναρτήσεις απόκρισης συναρτήσει μετρήσιμων μεγεθών. Εφόσον οι εξισώσεις (5.44) και (5.45) ισχύουν για κάθε σημείο του τοιχώματος, ο υπολογισμός τους στο μέσον του τοιχώματος μάς αποδίδει την έκφραση για τις δύο συναρτήσεις απόκρισης (Humphrey JD, 1999. “An evaluation of pseudoelastic descriptors used in arterial mechanics”. J Biomech Eng 121, 259-62.) :

$$\frac{\partial W}{\partial E_{\theta\theta}} \approx \frac{1}{\langle \lambda_{\theta} \rangle^2} \left(\frac{2P_i r_i r_e}{r_e^2 - r_i^2} \right) \quad (5.52)$$

$$\frac{\partial W}{\partial E_{zz}} = \frac{1}{\langle \lambda_z \rangle^2} \left(\frac{\Gamma P_i \pi r_i^2 + F}{\pi (r_e^2 - r_i^2)} + \frac{P_i r_i}{r_e + r_i} \right) \quad (5.53)$$

Εφόσον το δεξιό μέλος των ανωτέρω εξισώσεων είναι πειραματικά μετρήσιμο, θα μπορούσε κανείς να καταγράψει τις τιμές των συναρτήσεων απόκρισης συναρτήσει των μέσων τροπών Green και έτσι να διερευνήσει τη συμπεριφορά του υλικού. Αυτή η προσέγγιση όμως είναι ακόμα σε ερευνητικό επίπεδο. Επίσης, έχουν γίνει απόπειρες στα αγγεία να προσδιοριστεί η μορφή της ΣΤΕ απ' ευθείας από τη μελέτη της μικροδομής τους, χωρίς όμως ακόμη αποδεκτά αποτελέσματα. Τελικά, η πιο συνήθης και αποδεκτή μέθοδος για τον καθορισμό της μορφής της ψευδοτροπικής ΣΤΕ ενός ιστού είναι η δοκιμή συγκεκριμένων μορφών W και ο καθορισμός εκείνης που αναπαράγει τα δεδομένα με τη μεγαλύτερη επιτυχία και ακρίβεια.

Όμως, αρχικά είναι συνετό να οριστούν κατηγορίες πειραμάτων που μπορούν έστω έμμεσα να μας δώσουν πληροφορίες για τη μορφή της κατάλληλης ΣΤΕ. Για παράδειγμα, ο Humphrey (Humphrey JD, 1999. “An evaluation of pseudoelastic descriptors used in arterial mechanics”. J Biomech Eng 121, 259-62.) έδειξε πως τα πειράματα \pm στρέψης πιθανόν να δώσουν δυνητικά χρήσιμες πληροφορίες για τη συμμετρία του υλικού της αρτηρίας. Δηλαδή, αν ένα αγγείο εμφανίζει συμμετρία όπως η ισοτροπία, η εγκάρσια ισοτροπία (όσον αφορά στον επιμήκη άξονα) ή η κυλινδρική ισοτροπία, οι τιμές του μεγέθους M/γ

πρέπει να είναι οι ίδιες για στρέψη $\pm\gamma$. Εναλλακτικά, αν ένα αγγείο έχει ελικοειδή προτιμώμενη κατεύθυνση, τότε στις $\pm\gamma$ δοκιμές οι τιμές M/γ που θα προκύπτουν θα πρέπει να είναι διαφορετικές.

5.3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΤΩΝ ΥΛΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ

Δεδομένης μιας συγκεκριμένης μορφής της ΣΤΕ, είτε αυτή έχει ληφθεί μέσω πειραματικής ταυτοποίησης, είτε μικροδομικών επιχειρημάτων, εξισώσεις όπως οι (5.41), (5.42), (5.43), (5.46), (5.47) και (5.50) επιτρέπουν την καλύτερη προσομοίωση των υλικών παραμέτρων μέσω μετρήσιμων φορτίων και παραμορφώσεων. Το πιο διαδεδομένο πείραμα είναι εκείνο της ταυτόχρονης έκτασης και διόγκωσης του ιστού: το αξονικό τέντωμα λ διατηρείται σταθερό καθώς ο ιστός (σωληνοειδούς μορφής) διογκώνεται. Έχοντας τέτοιου τύπου πειραματικά δεδομένα, μπορεί κανείς να καθορίσει τις καλύτερες δυνατές υλικές παραμέτρους ελαχιστοποιώντας το σφάλμα που σχετίζεται με το άθροισμα των τετραγώνων των διαφορών μεταξύ θεωρητικά υπολογισμένων τιμών (mod) και πειραματικά μετρήσιμων τιμών (exp). Δηλαδή, θα μπορούσε κανείς να ελαχιστοποιήσει τη συνάρτηση:

$$\chi^2 = \sum_{j=1}^k \left[\omega_1 (P_{\text{mod}} - P_{\text{exp}})_j^2 + \omega_2 (F_{\text{mod}} - F_{\text{exp}})_j^2 \right] \quad (5.54)$$

Όπου : k είναι ο αριθμός των ημι-στατικών ενδιάμεσων καταστάσεων ισορροπίας που μετρώνται κατά την εκτέλεση του πειράματος (πειραματικά σημεία),

P είναι η εσωτερική πίεση,

F η εξωτερική αξονική δύναμη και

ω_i είναι συναρτήσεις βάρους (έχοντας καθεμιά τις κατάλληλες μονάδες).

Εναλλακτικά, ελαχιστοποιείται η συνάρτηση:

$$\chi^2 = \sum_{j=1}^k \left[\left(\frac{P_{\text{mod}} - P_{\text{exp}}}{P_{\text{exp}}} \right)_j^2 + \left(\frac{F_{\text{mod}} - F_{\text{exp}}}{F_{\text{exp}}} \right)_j^2 \right] \quad (5.55)$$

Όλες οι διαφορές που προκύπτουν από την παραπάνω σχέση, μπορούν να εκφραστούν μέσω ενός διανύσματος, το οποίο θα είναι της μορφής:

$$\mathbf{f} = \left(\left(\frac{P_{\text{mod}} - P_{\text{exp}}}{P_{\text{exp}}} \right)_1, \dots, \left(\frac{P_{\text{mod}} - P_{\text{exp}}}{P_{\text{exp}}} \right)_k, \left(\frac{F_{\text{mod}} - F_{\text{exp}}}{F_{\text{exp}}} \right)_1, \dots, \left(\frac{F_{\text{mod}} - F_{\text{exp}}}{F_{\text{exp}}} \right)_k \right). \quad (5.56)$$

Έτσι, η σχέση (5.55) θα μπορούσε να εκφραστεί διανυσματικά ως:

$$\chi^2 = \mathbf{f}(\mathbf{p}) \cdot \mathbf{f}(\mathbf{p}) \quad (5.57)$$

όπου \mathbf{f} είναι μια μη-γραμμική συνάρτηση των υλικών παραμέτρων, οι οποίες έχουν εκφραστεί διανυσματικά μέσω του διανύσματος \mathbf{p} (δηλαδή το \mathbf{p} είναι ένα $p \times 1$ διάνυσμα από τις άγνωστες παραμέτρους του υλικού.). Επειδή η εξάρτηση της συνάρτησης χ^2 από το διάνυσμα των υλικών παραμέτρων \mathbf{p} δεν είναι γραμμική (βλ. σχέση (5.57)), οι τιμές των υλικών παραμέτρων δεν είναι δυνατό να προσδιοριστούν αναλυτικά, για παράδειγμα με τη μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων. Αντιθέτως, είναι απαραίτητο να ανατρέξουμε σε αριθμητικές μεθόδους. Οι δημοφιλέστερες μέθοδοι είναι η μέθοδος της καθόδου με τη μεγαλύτερη κλίση (steepest descent) που ορίστηκε από τον Cauchy και η μέθοδος Newton. Η πρώτη συγκλίνει πάντα για θετικά ορισμένες συναρτήσεις, αν και σε ορισμένες περιπτώσεις με αργό ρυθμό, ενώ η δεύτερη δε συγκλίνει πάντα, αλλά είναι πιο σύντομη. Στην Εμβιομηχανική χρησιμοποιείται με μεγάλη ως τώρα αποτελεσματικότητα η μέθοδος Marquardt – Levenberg, η οποία συνδυάζει τα θετικά χαρακτηριστικά των δύο προαναφερθέντων μεθόδων (Humphrey JD, 2002. “Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs”. 1st ed, Springer-Verlag, New York.). Άρα, στον προσδιορισμό των υλικών παραμέτρων είναι θεμελιώδης η μη – γραμμική τεχνική ελαχιστοποίησης.

Επίσης, άλλες πτυχές είναι εξίσου σημαντικές, όπως η εξασφάλιση ότι η καταστατική ΣΤΕ δεν είναι υπερπαραμετροποιημένη (overparametrized). Αυτό σημαίνει ότι στον ορισμό της ΣΤΕ χρησιμοποιείται ο ελάχιστος αναγκαίος αριθμός υλικών παραμέτρων προς προσδιορισμό. Εάν αυτό δεν ισχύει (και δηλαδή έχουν οριστεί περισσότερες από όσες χρειάζεται), τότε στα ίδια πειραματικά δεδομένα για διαφορετικές αρχικές τιμές των παραμέτρων στον αλγόριθμο προσομοίωσης η τελική σύγκλιση θα γίνεται σε πολύ διαφορετικές μεταξύ τους τιμές για κάθε υλική παράμετρο, πράγμα που δεν είναι λογικό, εφόσον για κάθε δείγμα μία συγκεκριμένη υλική παράμετρος θα πρέπει να έχει μοναδική τιμή. Επίσης, οι υλικές παράμετροι δε θα είναι ανεξάρτητες μεταξύ τους και η μία θα επηρεάζει την τιμή της άλλης (covariance). Τέλος, όταν υπάρχει υπερπαραμετροποίηση, μια τυχούσα πολύ μικρή αλλαγή στην καμπύλη

των πειραματικών δεδομένων θα δώσει πολύ μεγάλες αλλαγές στις τιμές των υλικών παραμέτρων. Τέλος, σε σύνθετους ιστούς, όπως ο οισοφάγος, οι υλικές παράμετροι θα είναι διαφορετικοί από χιτώνα σε χιτώνα (π.χ. βλεννογόνο – υποβλεννογόνο, μυϊκό), όμως ακόμα και η ξεχωριστή μελέτη κάθε χιτώνα πιθανόν να παραποιεί σε ένα μικρό βαθμό τα αποτελέσματα, λόγω μερικής καταστροφής του ιστού κατά το διαχωρισμό.

Η υπερ – παραμετροποίηση (over – parameterization) των ΣΤΕ αξιολογείται από το μητρώο συσχέτισης R για τις παραμέτρους του υλικού που προκύπτουν (Yin FCP, Chew PH, Zeger SL, 1986. “An approach to quantification of biaxial tissue stress-strain data”. J Biomech 19, 27-37.):

$$R_{kl} = \frac{A_{kl}}{\sqrt{A_{kk}A_{ll}}}, \quad k, l = 1, \dots, p \quad (5.58)$$

όπου p είναι ο αριθμός των παραμέτρων του υλικού και A είναι το μητρώο συνδιακύμανσης (covariance), που ορίζεται ως $A = (\mathbf{Z}^T \mathbf{Z})^{-1}$, με

$$\mathbf{Z} = \begin{bmatrix} \partial t_{\theta_1} / \partial p_1 & \dots & \partial t_{\theta_1} / \partial p_p \\ \dots & \dots & \dots \\ \partial t_{\theta_m} / \partial p_1 & \dots & \partial t_{\theta_m} / \partial p_p \\ \partial t_{z(m+1)} / \partial p_1 & \dots & \partial t_{z(m+1)} / \partial p_p \\ \dots & \dots & \dots \\ \partial t_{z(m+n)} / \partial p_1 & \dots & \partial t_{z(m+n)} / \partial p_p \end{bmatrix} \cdot \quad (5.59)$$

Όπως προαναφέρθηκε, \mathbf{p} είναι ένα $p \times 1$ διάνυσμα από τις άγνωστες παραμέτρους του υλικού. Όπως έχει παλαιότερα προταθεί [], το μέγεθος $W = \rho_0 \psi$ θεωρείται υπερ – παραμετροποιημένο όταν $\det(R) < 10^{-4}$, και γίνεται προσπάθεια να εξαλειφθούν εκείνες οι παράμετροι που συσχετίζονται σε μεγάλο βαθμό. Η σχέση $R_{kl} \cong 1$ είναι ενδεικτική της υψηλού βαθμού συσχέτισης των παραμέτρων p_k και p_l και άρα μόνο μία εκ των δύο θα πρέπει να παραμείνει στην $\rho_0 \psi$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6 - ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑΣ ΚΑΙ ΣΚΟΠΟΣ ΤΟΥ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ

6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Στον παρόν κεφάλαιο, θα γίνει μια σύντομη ανασκόπηση ορισμένων από τα σημαντικότερα ευρήματα ως πρόδρομα της διαμόρφωσης των σχέσεων τάσης - παραμόρφωσης που χαρακτηρίζουν ειδικά τα αγγεία, οι οποίες είναι απαραίτητες για τις ανάλυσεις της τάσης.

6.1.1 ΥΛΙΚΗ ΣΥΜΜΕΤΡΙΑ

Η ιστολογία αποκαλύπτει ότι τα δομικά συστατικά του αρτηριακού τοιχώματος έχουν συγκεκριμένους, όχι τυχαίους προσανατολισμούς. Ο λείος μυς στο μέσο χιτώνα τείνει να έχει περιφερειακό προσανατολισμό ή σχεδόν περιφερειακό, αν και είναι κυματοειδής στη φυσιολογική κατάσταση, το κολλαγόνο τύπου I στον έξω χιτώνα τείνει να έχει αξονικό προσανατολισμό και η ελαστίνη στο μέσο χιτώνα τείνει να οργανώνεται σε λεπτά ομόκεντρα φύλλα στις ελαστικές αρτηρίες, υποδηλώνοντας έτσι διαφορετικές αποκρίσεις μέσα και έξω από το επίπεδο του φύλλου. Σαφώς, η ιστολογία υποδηλώνει ότι το αρτηριακό τοίχωμα είναι (τοπικά) ανισότροπο, όχι ισοτροπικό. Για παράδειγμα, ορισμένοι ερευνητές πρότειναν μια ελικοειδής ίνα (faserschraube), μικροδομή που με τη σειρά της υποδηλώνει μια τοπική εγκάρσια ισοτροπία (Rhodin, 1979).

Ως ένα σημείο, είναι σημαντικό να τονιστεί η λέξη «τοπικό». Ακόμα κι αν η συμμετρία του υλικού, αυστηρά μιλώντας, ορίζεται σε ένα σημείο και έτσι ορίζεται ένα τοπικό χαρακτηριστικό, είναι συχνό στη βιβλιογραφία που αφορά στη μηχανική και στην εμβιομηχανική να αναφερόμαστε σε μια παγκόσμια συμμετρία με βάση την ακαθάριστη απόκριση ενός δείγματος. Δεδομένου ότι οι περισσότερες μελέτες πειραμάτων που αφορούν την αρτηριακή συμμετρία χρησιμοποιούν άθικτα αγγεία, το σχετικό συμπέρασμα για τη συμμετρία είναι ότι αυτές χαρακτηρίζονται κατ' ανάγκη παγκόσμιες, όχι τοπικές, όπως θα ήταν επιθυμητό. Επομένως θα πρέπει να είμαστε προσεκτικοί όταν ερμηνεύεται η έννοια των προαναφερθέντων συμμετριών στη βιβλιογραφία. Ομοίως, τονίζεται ότι η υλική συμμετρία πρέπει να καθορίζεται σε σχέση με μια συγκεκριμένη διαμόρφωση και ως εκ τούτου, πρέπει κανείς να προσδιορίσει με σαφήνεια τις συνθήκες υπό τις οποίες μετρήθηκε η συμμετρία. Για παράδειγμα, ένα στοιχειώδες τεστ για τη κατάσταση διαστολής θα δώσει πιθανότατα ένα πολύ

διαφορετικό συμπέρασμα από μια δοκιμή που διεξάγεται για μια διαμόρφωση ελεύθερη από έλξη. Δύο από αυτές τις κατηγορίες των δοκιμών έχουν χρησιμοποιηθεί στην αγγειακή μηχανική, και εν μέρει έχουν δώσει αφορμή για αντικρουόμενα αποτελέσματα σχετικά με την υλική συμμετρία που αναφέρεται στη βιβλιογραφία.

Δεδομένου ότι η ιστολογία υποδηλώνει ότι η αρτηριακή συμπεριφορά είναι πιθανά ανισότροπη, είναι εκπληκτικό το ότι υπήρξαν λίγες εστιασμένες προσπάθειες για τη διαλεύκανση της συγκεκριμένης συμμετρίας. Η εργασία από τους Patel και Fry (1969) είναι μια από τις πρώτες και η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη ως παραπομπή/βιβλιογραφία σε άλλες μελέτες, που ασχολείται με την αρτηριακή συμμετρία. Εν συντομία, πραγματοποιήθηκε εκτομή τμημάτων από αορτή σκύλου και καρωτιδική αρτηρία, διασωληνώθηκαν και στα δύο άκρα τους, τοποθετήθηκαν κάθετα σε ένα σταθερό δακτύλιο και υποβλήθησαν σε πιέσεις σε διάφορα αξονικά φορτία ή εκτάσεις. Η περιστροφή του κάτω άκρου του δοχείου μετρήθηκε (μέσω ενός προσκολλημένου δείκτη και μοιρογνωμονίου) σε σχέση με το σταθερό άνω άκρο ως συνάρτηση της συμπίεσης. Σε τρία δείγματα καταγράφηκε επίσης η περιστροφή μιας γυάλινης ακίδας που είχε τοποθετηθεί να διαπερνά το αρτηριακό τοίχωμα στο μήκος μέτρησης. Συστατικά του γραμμικού στελέχους ε υπολογίστηκαν από μετρήσεις του ολικού μήκους του δείγματος, εσωτερικές ακτίνες και περιστροφές. Ανέφεραν ότι οι διατμητικές παραμορφώσεις $\epsilon_{z\theta}$ και $\epsilon_{\theta z}$ ήταν μία τάξη μεγέθους μικρότερες από τις περιφερειακές και αξονικές παραμορφώσεις $\epsilon_{\theta\theta}$ και ϵ_{zz} , και έτσι κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι τα συμμετρικά επίπεδα συνέπεφταν σχεδόν με την ακτινική, περιφερειακή και αξονική κατεύθυνση. Πρότειναν δηλαδή, ότι η παγκόσμια ανταπόκριση ήταν *κυλινδρικά ορθοτροπική*. Οι περισσότεροι μετέπειτα ερευνητές (π.χ. von Maltzahn et al, 1984 Chuong και Fung, 1986, Takamizawa και Hayashi, 1987), έχουν δεχτεί τη συμμετρία αυτή (τη παραδοχή αυτής), λόγω, τουλάχιστον εν μέρει, του έργου αυτού.

Λόγω των παρατραβηγμένων (υπερβολικών) υποθέσεων που προέκυπταν από τα ευρημάτα των Patel και Fry, είναι αξιοσημείωτο το γεγονός ότι τα πειράματά τους δεν έχουν επαναληφθεί, δεδομένου ότι οι μετρήσεις ήταν αρκετά πρόχειρες (π.χ. μέσω ενός μοιρογνωμονίου) και χρησιμοποίησαν την γραμμική παραμόρφωση ϵ παρά το γεγονός ότι ανέφεραν τιμές αξονικών και περιφερειακών παραμορφώσεων μεγαλύτερες από 50%.

Για παράδειγμα, για μια πεπερασμένη διάταση, έκταση και στρέψης σε σχέση με χωρίς-φορτίου διαμόρφωση, $\varepsilon_{z\theta} = \frac{1}{2}\gamma r$, ενώ η αντίστοιχη παραμόρφωση Green $E_{z\theta} = \frac{1}{2} (r^2\gamma / \rho)$, όπου γ είναι μια στροφή ανά μονάδα μήκους αποφόρτισης, r η παραμορφωμένη ακτινική θέση και ρ ακτινική θέση χωρίς φορτίο. Ως εκ τούτου, η $E_{z\theta}$ είναι αριθμητικά ίση με τη $\varepsilon_{z\theta}\lambda_\theta$ όπου $\lambda_\theta = r / \rho$ είναι ο λόγος της περιφερειακής έκτασης. Αυτό αποκαλύπτει ότι διάτμηση και επέκταση συνδέονται στη μεγάλη θεωρία παραμόρφωσης, και οι υπολογισμένες τιμές των πεπερασμένων διατμηματικών παραμορφώσεων μπορεί να διαφέρουν σημαντικά από τα γραμμικοποιημένες, ακόμη και για μικρές αλλαγές της γωνίας. Πράγματι, χρησιμοποιώντας παραμόρφωση-Green, που είναι πιο κατάλληλη, αποκαλύπτεται ένα σφάλμα ~40% στις διατμηματικές παραμορφώσεις Patel και Fry, για τα «χωρίς περιορισμό» δεδομένα που αφορούν τη καρωτίδα και την αορτή. Αν και η διόρθωση αυτών των λαθών δεν μπορεί να μεταβάλλει τα τελικά συμπεράσματα με βάση τα δεδομένα τους, τα πειράματα αυτά θα πρέπει να επαναληφθούν με τη χρήση πιο εξελιγμένων τεχνικών μέτρησης και τις κατάλληλες μεθόδους μείωσης των δεδομένων.

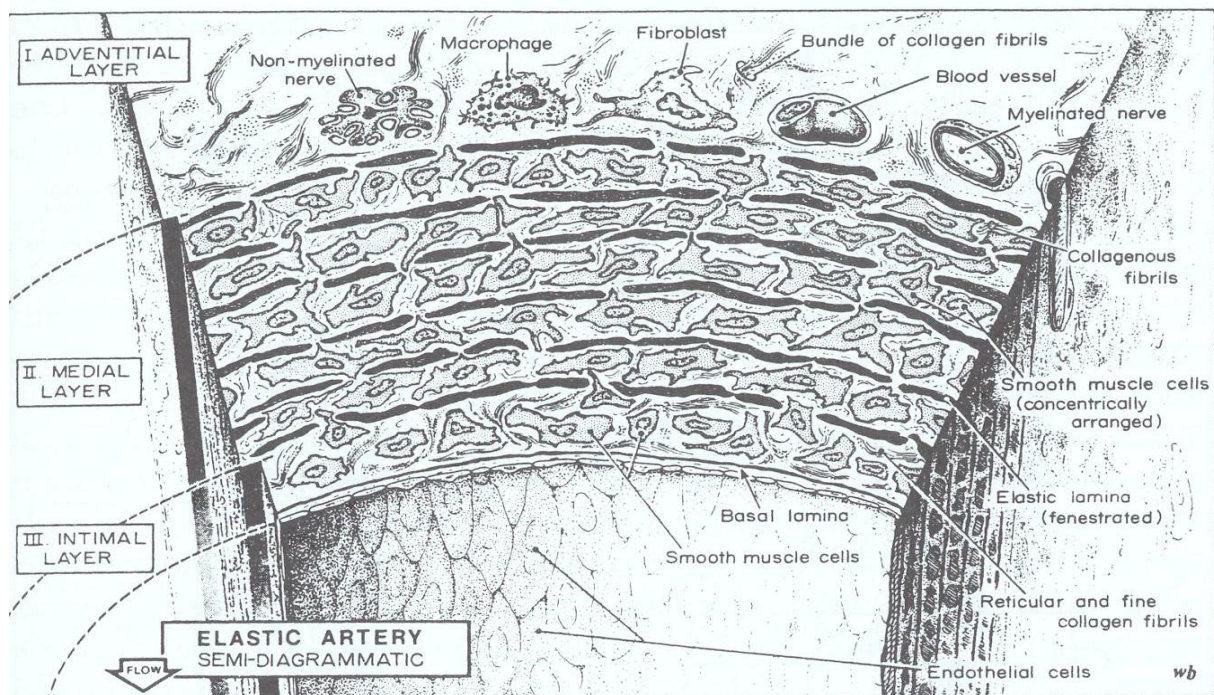
Σε αντίθεση, οι Doyle και Dobrin (1971) εξέτασαν την υλική συμμετρία συγκρίνοντας τις τιμές των μέσων περιφερειακών και αξονικών τάσεων σε ίδιες εκτάσεις. Ανέφεραν ότι σε μέση ισοαξονική έκταση του $\langle\lambda_\theta\rangle = \langle\lambda_z\rangle = 1,59$. Η αναλογία των σχετιζόμενων μέσων τάσεων Cauchy $\{[t_{\theta\theta}] / [t_{zz}]\}$ ήταν 1,39 και 1,84 σε παθητικές και ενεργητικές καρωτίδες σκύλων, αντίστοιχα. Αυτό υποδηλώνει ότι, σε σχέση με μίαν άνευ φόρτου διαμόρφωση-αναφοράς, η καρωτίδα είναι πιο σκληρή στην περιφερειακή κατεύθυνση. Το εύρημα αυτό συμφωνεί με την έκθεση των Chuong και Fung (1986) σε καρωτίδες από κουνέλια, αλλά όχι με εκείνη των von Maltzahn et al (1984), οι οποίοι αναφέρουν ότι στην αξονική κατεύθυνση είναι πιο σκληρές οι καρωτίδες βοοειδών. Τα δύο αυτά αποτελέσματα βασίστηκαν στις τιμές παραμέτρων βέλτιστης προσαρμογής υλικού της ενέργειας λειτουργιών κατά τις υποθετικές τους ψευδο-παραμορφώσεις. Αν και η διαφορά μεταξύ των ευρημάτων των Dobrin και von Maltzahn μπορεί να οφείλεται σε διαφορετικά είδη, αυτό είναι ένα παράδειγμα των αντικρουόμενων αποτελεσμάτων που βρίσκονται στη βιβλιογραφία. Επομένως, κάποιος θα πρέπει να είναι πολύ προσεκτικός κατά την εφαρμογή των αναφερθέντων ευρημάτων.

Όμοια με τους Chuong και Fung και von Maltzahn et al, οι περισσότερες εκτιμήσεις της αρτηριακής ανισορροπίας έχουν βασιστεί κυρίως σε συγκρίσεις των τιμών από τις υλικές παραμέτρους, που σχετίζονται με τις τρεις κύριες

κατευθύνσεις (r, θ, z) που έχουν θεωρηθεί ως βασική υπόθεση, οι οποίες προκύπτουν από ανάλογες (γραμμικές) ή μη γραμμικές ψευδο-ελαστικές καταστατικές σχέσεις. Εμείς αναφέρουμε, ωστόσο, ότι όταν μια καταστατική σχέση προσδιορίζεται, αυτή θα πρέπει να ισχύει για όλες τις παραμορφώσεις στα πλαίσια της μελέτης. Είναι προτιμότερο, ως εκ τούτου, να συγκρίνονται οι υπολογιζόμενες τιμές των τάσεων που σχετίζονται με διαφορετικές τιμές παραμόρφωσης. Η ισοαξονική παραμόρφωση είναι ιδιαίτερα χρήσιμη για την αξιολόγηση οπτικών εκτιμήσεων (Humphrey και Yin, 1986).. Παρ' όλα αυτά, βαζιζόμενοι κυρίως σε συγκρίσεις των τιμών των υλικών παραμέτρων που σχετίζονται με την περιφερειακή και αξονική κατεύθυνση, οι περισσότεροι ερευνητές προτείνουν ότι η συμπεριφορά του αρτηριακού τοιχώματος είναι ανισότροπη σε σχέση με χωρίς-φορτίο διαμόρφωση (π.χ. Vaishnav et al, 1972, Chuong και Fung, 1983, von Maltzahn et al, 1984, Takamizawa και Hayashi, 1987, Holzapfel και Weizsäcker, 1998). Δυστυχώς όμως, η ακριβής συμμετρία του κάθε συγκεκριμένου (εκάστοτε) αγγείου παραμένει αμφισβητήσιμη και είναι αξιοσημείωτο το γεγονός ότι πρέπει να το συμπεράνουμε αυτό παρά την εκτεταμένη βιβλιογραφία σχετικά με την αρτηριακή μηχανική. Επισημαίνουμε ότι παραμένει η ανάγκη για πιο προσεκτική δουλειά πάνω στην υλική συμμετρία, ιδιαίτερα σε σχέση με τα επιμέρους στρώματα του αρτηριακού τοιχώματος και τη συσχέτιση με την ιστολογία.

6.1.2 ΕΤΕΡΟΓΕΝΕΙΑ

Η ιστολογία επίσης προτείνει ότι οι αρτηρίες είναι πολυεπίπεδες και επομένως δεν είναι ουσιαστικά ομοιογενής στα συστατικά που τις απαρτίζουν. Πράγματι, λόγω της κανονικότητας της δομής σε καθένα από τα τρία στρώματα (π.χ., όπως προτείνεται από τους Clark και Glagov, 1985), ορισμένοι ερευνητές υποθέτουν ότι οι μηχανικές ιδιότητες είναι ομοιογενείς μέσα σε κάθε στρώμα και έτσι ποικίλουν μόνο από στρώμα σε στρώμα. Αυτό θα μπορούσε να απλοποιήσει την ποσοτικοποίηση, αν και αυτό οδηγεί σε απότομες αυξήσεις της τάσης σε όλα τα στρώματα. Εναλλακτικά, μπορεί να υπάρχει ομαλή κλίση (βαθμίδωση) στα συστατικά του τοίχωματος κατά μήκος του (Feldman και Glagov, 1971), αν και αυτό χρειάζεται περισσότερο εξονυχιστική μελέτη/έρευνα.

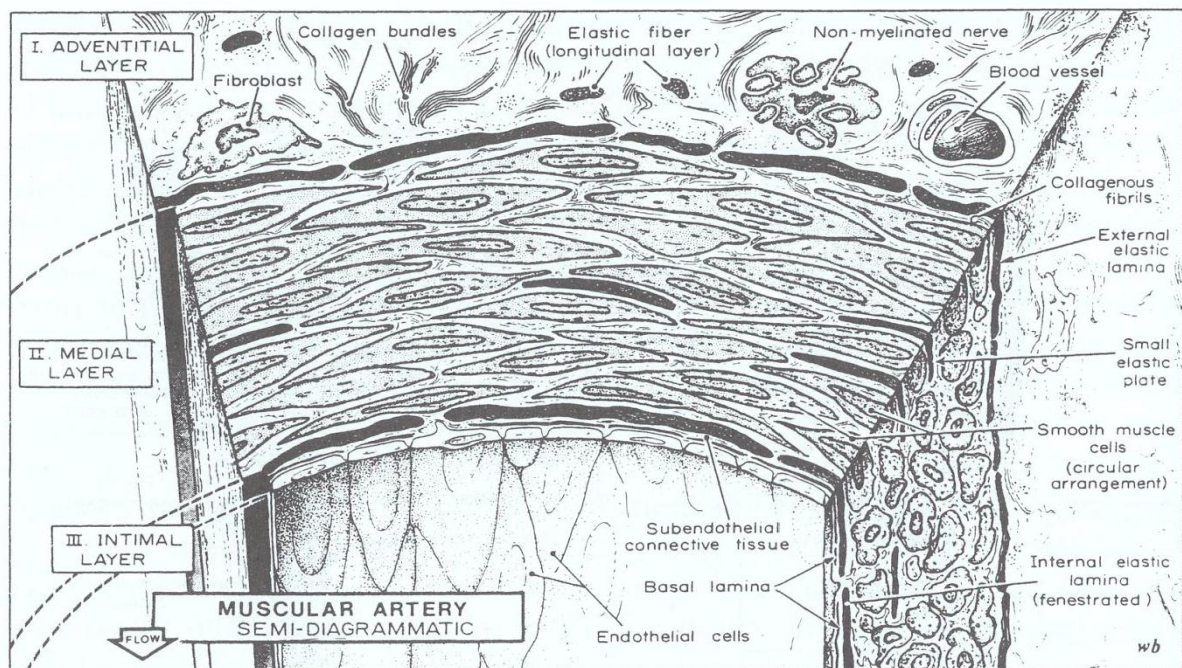


Εικόνα 6.1 : Σχηματική απεικόνιση μια εγκάρσιας τομής μιας τυπικής ελαστικής αρτηρίας που δείχνει τα τρία κύρια στρώματα - ο έσω, ο μέσος και ο έξω χιτώνας- και τα κύρια δομικά συστατικά τους.

Πειράματα από τον Nagel δείχνουν ότι ο έσω χιτώνας δεν συμβάλλει σημαντικά στην ικανότητα μεταφοράς φορτίου του αρτηριακού τοιχώματος (Burton, 1954). Αυτό δεν είναι απροσδόκητο για τον έσω χιτώνα καθώς είναι πολύ λεπτός, αποτελείται κυρίως από μια μονοστοιβάδα ενδοθηλιακών κυττάρων και ένα λεπτό βασικό υμένα. Στο παρόν κείμενο, θεωρούμε ότι ο μέσος και ο έξω χιτώνας παρουσιάζουν το μεγαλύτερο ενδιαφέρον για πειραματική δικιμή. Επειδή οι παρατηρήσεις αυτές προκύπτουν από τη βασική ιστολογία, και αναγνωρίστηκαν τουλάχιστον από το 1880 από τον Roy, είναι αξιοσημείωτο το γεγονός ότι η ποσοτικοποίηση της αρτηριακής ετερογένειας έχει λάβει τόσο λίγη προσοχή. Αντίθετα, οι περισσότερες καταστατικές σχέσεις των αρτηριών βασίζονται στην υπόθεση της ομοιογένειας ολόκληρου του τοιχώματος, η οποία μερικές φορές δικαιολογείται για ελαστικές αρτηρίες, λόγω της λεπτότητας του χιτώνα τους.

Φαίνεται ότι οι von Maltzahn et al (1981) ήταν οι πρώτοι που επιχειρήσαν να ποσοτικοποιήσουν τη μη γραμμική μηχανική του αρτηριακού τοιχώματος που αποτελείται από στρώματα. Σε μια επόμενη μελέτη, οι von Maltzahn et al (1984) πραγματοποίησαν πολυαξονικές δοκιμές (δηλ δοκιμές πίεσης διαμέτρου

σε διαφορετικές σταθερές αξονικές προεκτάσεις) και σε άθικτες καρωτιδικές αρτηρίες βοοειδών αλλά και σε δείγματα (κομμένα με τη μορφή λωρίδων) απομονωμένα από τον έξω χιτώνα. Διαπίστωσαν ότι «ο μέσος και ο έξω χιτώνας είναι ανισότροποι, ο μέσος χιτώνας είναι πιο σκληρός, πιο μη-γραμμικός και υποβάλλεται σε υψηλότερες τάσεις από ότι συνήθως. Επίσης διαπίστωσαν ότι και τα δύο στρώματα είναι περισσότερο άκαμπτα στην αξονική κατεύθυνση από ότι στην περιφερειακή κατεύθυνση. Αυτή η μελέτη παραμένει η πιο πλήρης πάνω στην ετερογένεια του αρτηριακού τοιχώματος, αν και οι παραμένουσες τάσεις δεν υπολογίστηκαν και οι συγγραφείς αμφισβητήσαν τη κατάσταση συστολής ορισμένων δειγμάτων τους.



Σχήμα 6.2 : Σχηματική απεικόνιση μια εγκάρσιας τομής μιας τυπικής μυικής αρτηρίας που δείχνει τα τρία κύρια στρώματα - ο έσω, ο μέσος και ο έξω χιτώνας- και τα κύρια δομικά συστατικά τους

Τα πρώτα μηχανικά στοιχεία σχετικά με την ξεχωριστή ανταπόκριση του μέσου και έξω χιτώνα αναφέρθηκαν από τους Vito και Demiray (1982). Εν συντομία, εκτέλεσαν μονοαξονικές δοκιμές έκτασης σε αξονική και σε περιφερειακή κατεύθυνση σε δείγματα του μέσου και έξω χιτώνα που αποκόπηκαν από αορτή σκύλου. Σύμφωνα με τα δεδομένα τους (οπτικά) προτείνεται ότι ο έξω χιτώνας ήταν περισσότερο άκαμπτος από ότι ο μέσος, αλλά και οι δύο ήταν σχεδόν ισοτροπικοί. Αργότερα όμως, οι Demiray και Vito (1991) πρότειναν ότι ο μέσος

χιτώνας ήταν κυλινδρικά ορθοτροπικός, σύμφωνα με την προαναφερθείσα συνολική εκτίμηση των Patel και Fry.

Αυτές και εργασίες που μοιάζουν μεταξύ τους, επιβεβαιώνουν τη διαίσθησή μας ότι οι ιδιότητες του μέσου και έξω χιτώνα είναι διαφορετικές, παρουσιάζουν όμως και ατέλειες. Όπως, ότι έχουν ελεγχθεί μόνο λίγα δείγματα και ότι τα αποτελέσματα δεν έχουν αξιολογηθεί από δεδομένα πρόβλεψης διαφορετικά από αυτά που χρησιμοποιούνται για να υπολογιστούν οι τιμές βέλτιστης προσαρμογής των υλικών παραμέτρων. Για παράδειγμα, οι von Maltzahn et al δεν απέδειξαν ότι οι παράμετροι του έξω χιτώνα καθορίζονται από το άθικτο αγγείο, κάτι που επίσης περιεγράφηκε και σε απομονωμένο τμήμα του έξω χιτώνα, και ο Vito και ο Demiray δεν δείχνουν ότι οι υλικοί παράμετροι από τις διαζονικές δοκιμές σε απομονωμένες πλάκες μπορούσαν να προβλέψουν τα δεδομένα πίεσης διαμέτρου και αξονικής δύναμης μήκους για το ίδιο άθικτο τοίχωμα. Τέλος, άγνωστες επιπτώσεις του απαιτούμενου μηχανικού διαχωρισμού του μέσου και έξω χιτώνα στη παρατηρούμενη μηχανική συμπεριφορά, πρέπει να αντιμετωπιστούν περαιτέρω από την ιστολογία και την ανοσοχημεία, όπου η έκταση και ο βαθμός της πιθανής δομικής βλάβης μπορεί να ποσοτικοποιηθεί.

Επομένως υπάρχει ανάγκη για τη συνέχιση της έρευνας των ετερογενών ιδιοτήτων του αρτηριακού τοιχώματος και το πώς συμβάλλουν τόσο στην φυσιολογία όσο και στη παθοφυσιολογία. Αυτό είναι απαραίτητο για την κατανόηση της διαφορικής αύξησης του αρτηριακού τοιχώματος ως απάντηση στις συνεχείς διαταραχές λόγω της ομοιοστατικής κατάστασης.

6.1.3 ΑΣΥΜΠΙΕΣΤΟΤΗΤΑ

Εκτός από κύτταρα και συνδετικό ιστό, το αρτηριακό τοίχωμα περιέχει σημαντικές ποσότητες ενδοκυτταρικού και εξωκυτταρικού νερού, γύρω στο 70% με 80% του υγρού βάρους. Ως εκ τούτου, με βάση την ιστολογία, μια αρτηρία μπορεί να ταξινομηθεί μηχανικά ως «σύνθετο μείγμα». Αυτό σημαίνει ότι περιέχει ένα στέρεο μέρος που είναι κατά κύριο λόγο μια στρωματοποιημένη σύνθεση ελαστίνης, κολλαγόνου και λειών μυών και ένα υγρό μέρος που είναι κυρίως εξωκυτταρικό νερό. Ανάλογα με την περίπτωση, ωστόσο, οι αρτηρίες μπορούν να αντιμετωπιστούν είτε ως ένα μείγμα (Simonetal, 1993), είτε ως ένα ομογενοποιημένο στερεό. Το πρώτο είναι ιδιαίτερα σημαντικό σε υπολογισμούς μεταφοράς μάζας εντός του τοιχώματος, όπως σε μελέτες αθηρογένεσης, ενώ το δεύτερο εφαρμόζεται σε πιο πειραματικές και θεωρητικές μελέτες της

καταστατικής συμπεριφοράς και της κατανομής τάσης εντός του τοιχώματος. Δηλαδή, παρόλο που οι αρτηρίες δεν είναι πραγματικά ασυμπιέστες, εν μέρει, λόγω της κίνησης του νερού εντός και εκτός του τοιχώματος που προκαλείται από την τάση, φαίνεται να υφίστανται σχεδόν ισόχωρες μεταβολές σε πολλές από τις συνθήκες φόρτωσης που μας ενδιαφέρουν (π.χ. ισοθερμικά, φυσιολογικά φορτία).

Υπάρχουν δύο βασικές ερμηνείες της ασυμπιεστότητας. Στην πεπερασμένη ελαστικότητα, η ασυμπιεστότητα απαιτεί $\det \mathbf{F} \equiv 1$ για όλα τα \mathbf{F} που υφίσταται το υλικό· θεωρείται δηλαδή ένας κινηματικός περιορισμός. Στην γραμμική ελαστικότητα, η ασυμπιεστότητα συνεπάγεται ότι ο συντελεστής όγκου είναι πολύ μεγαλύτερος από τον συντελεστή διάτμησης⁶. αντικατοπτρίζει δηλαδή τις ιδιότητες του υλικού. Ο Carewetal (1968) υιοθέτησε αυτή την τελευταία άποψη και στο πνεύμα της γραμμικής θεωρίας, υπέθεσε ότι ένας «μέσος» συντελεστής αρτηριακού όγκου k μπορούσε να υπολογιστεί από τη σχέση της υδροστατικής τάσης και της μεταβολής όγκου σε μια κλειστού τύπου, υπό πίεση in vitro, προετοιμασία, δηλ.

$$K = k = \frac{V}{3\Delta v} \text{tr} (\mathbf{t}_{avg}) = \frac{V}{3\Delta v} \left(\frac{-P_i}{2} + \frac{P_i r_i}{h} + \frac{L + P_i \pi r_i^2}{2\pi r_i h} \right)$$

Όπου : P_i είναι η ενδοαυλική πίεση,

L είναι το αξονικό φορτίο,

r_i , h και v είναι η παραμορφωμένη εσωτερική ακτίνα, το πάχος και ο όγκος του τοιχώματος αντίστοιχα, και

V_0 είναι ο όγκος του τοιχώματος πριν την παραμόρφωση.

Συγκρίνοντας το k με τιμές ενός συντελεστή Young που αναφέρθηκε από τον Bergel, ο Carewetal βρήκε ότι η αναλογία των συντελεστών όγκου και διάτμησης είναι της τάξης του 10^3 , το οποίο δικαιολογεί την παραδοχή ασυμπιεστότητας στα πλαίσια της γραμμικής θεωρίας. Ο Lawton (1954) και οι Dobrin και Rovick (1969) διαπίστωσαν επίσης, ότι οι αρτηρίες παραμορφώνονται σχεδόν ισόχωρα κάτω από διάφορα εφαρμοσμένα φορτία, γεγονός που υπονοεί ότι η ασυμπιεστότητα διατηρείται τουλάχιστον σφαιρικά.

Παρόλο που ο συντελεστής όγκου του χάλυβα είναι πολύ μεγαλύτερος από αυτόν του καουτσούκ, ο λόγος των συντελεστών όγκου/διάτμηση είναι πολύ μεγαλύτερος στο καουτσούκ από ότι στο χάλυβα. ⁶Αυτό εξηγεί γιατί ο χάλυβας θεωρείται συμπίεσιμος αλλά το καουτσούκ ασυμπιέστο.

Πιο πρόσφατα, οι Chuong και Fung (1984) ανέφεραν δοκιμές ακτινικής συμπίεσης σε ορθογώνιες πλάκες αορτής κουνελιού όπου οι (λεπτές) άκρες των δειγμάτων ήταν ανοικτές στον αέρα ώστε να επιτραπεί η μέτρηση της, προκαλούμενης από το φορτίο, εξίδρωσης υγρού. Αν και αυτή η ρύθμιση επέτρεψε τη μέτρηση του επιθυμητού φαινομένου, υπάρχει περίπτωση να είχε αυξηθεί τεχνητά η εξίδρωση (λόγω των κομμένων, εκτεθειμένων στον αέρα, άκρων) σε σχέση με την πιο φυσική, ανέπαφη κατάσταση με το περιβαλλόμενο εξωαγγειακό υγρό. Παρ' όλα αυτά, οι Chuong και Fung βρήκαν ότι η εξίδρωση υγρού ήταν μόνο 0.5% με 1.26% του αρχικού όγκου της αρτηρίας πριν την παραμόρφωση για κάθε 10 kPa (δηλαδή 75mmHg) εφαρμοσμένης θλιπτικής, ακτινικής τάσης της περιοχής από 0 μέχρι 30 kPa. Όπως ήταν αναμενόμενο, αυτές οι τιμές είναι ελαφρώς υψηλότερες από το 0.13% που ανέφερε ο Carewetal, του οποίου οι μετρήσεις ήταν σε βυθισμένες αρτηρίες (το οποίο απέκλειε άμεση μέτρηση της κινητικότητας του υγρού εντός ή εκτός του τοιχώματος). Παρά τις κάποιες διαφορές, ως εκ τούτου, η υπεροχή των δεδομένων υποδεικνύει ότι η ασυμπίεστότητα είναι μια λογική υπόθεση της αρτηριακής μηχανικής για πολλά προβλήματα που αφορούν ισοθερμικό, σχεδόν φυσιολογικό φορτίο. Για άλλα προβλήματα, όπως για παράδειγμα αυτά που περιλαμβάνουν μετατοπίσεις υγρού εντός του τοιχώματος, σχετικές με μεταφορές μάζας (π.χ. στην αθηροσκλήρωση), η συμπίεστότητα πρέπει να περιλαμβάνεται.

6.1.4 ΠΑΡΑΜΕΝΟΥΣΑ ΤΑΣΗ

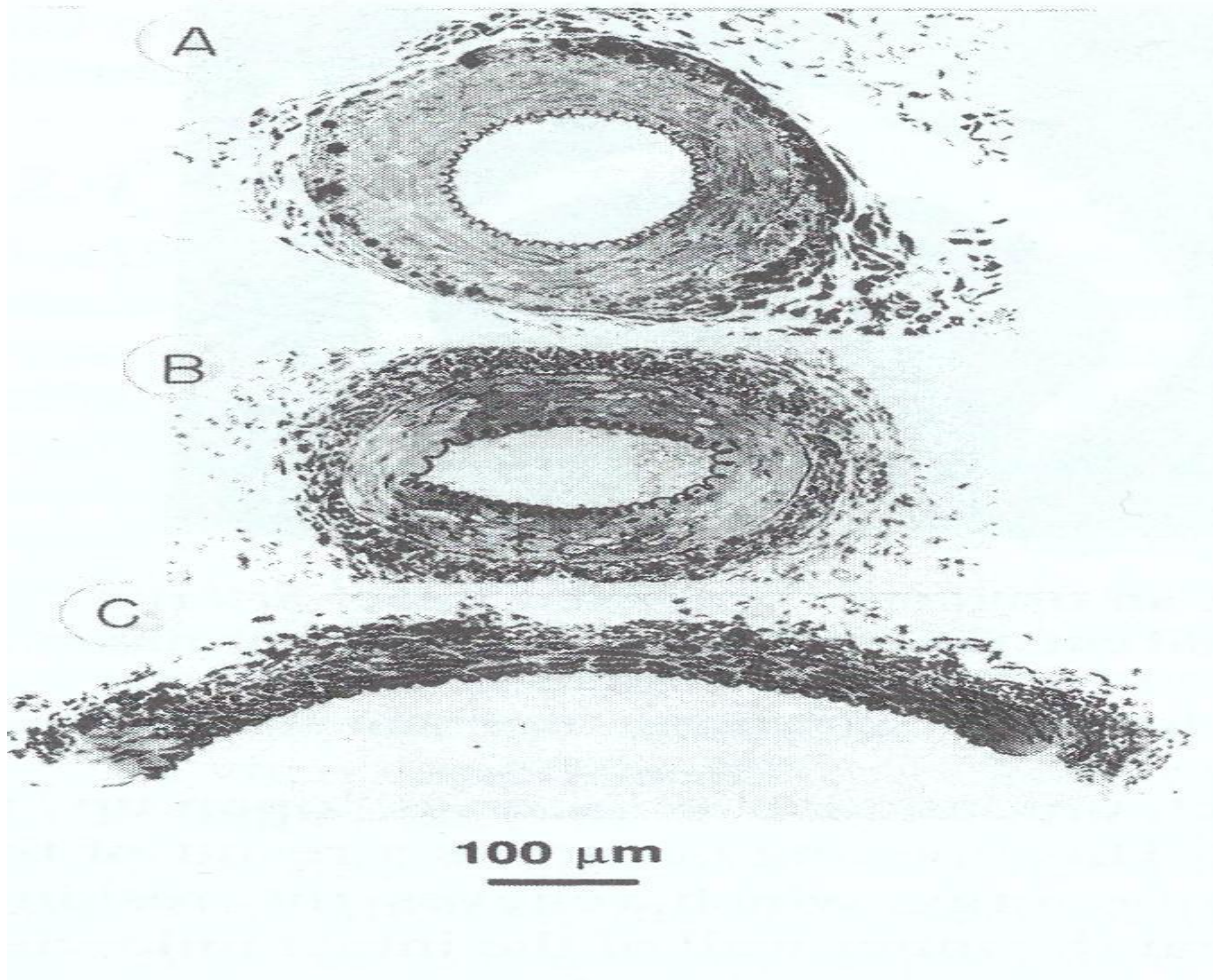
Η ταυτοποίηση των κατάλληλων διαμορφώσεων - αναφοράς είναι ουσιώδης για τον ορισμό της τάσης, της καταπόνησης, της δυσκαμψίας και της συμμετρίας του υλικού, οπότε είναι απαραίτητη για τις ιδιοσυστατικές τυποποιήσεις και τις αναλύσεις τάσεως. Για σταθερό σημείο αναφοράς, διαλέγουμε ιδανικά μία «φυσική» παράμετρο, δηλαδή, την αρχική, χωρίς τάση, διαμόρφωση, στην οποία το αντικείμενο θα επιστρέψει μετά από οποιαδήποτε αναστρέψιμη διαδικασία. Ωστόσο, όπως έχει επισημανθεί νωρίτερα από τον Fung (1973) η ύπαρξη μίας και μόνο φυσικής διαμόρφωσης για τους μαλακούς ιστούς είναι απίθανη. Αντίθετα, οι μαλακοί ιστοί αλλάζουν συνεχώς (π.χ. μεγαλώνουν, αναδιαμορφώνονται, γερνούν και αρρωσταίνουν) και ως εκ τούτου, υφίστανται πολλές διαφορετικές μη αναστρέψιμες διαδικασίες. Έτσι, στην καλύτερη των περιπτώσεων, μπορεί να υπάρχει μια ακολουθία φυσικών διαμορφώσεων, κάθε μία από τις οποίες μπορεί να είναι χρήσιμη σε διαφορετικές αναλύσεις. Για παράδειγμα, σε προβλήματα που αφορούν σε «μικρές» χρονικές κλίμακες (π.χ.

πειράματα *in vitro* και κλινικές διαδικασίες), μπορεί να είναι αρκετό να βρεθεί μία μόνο αναφορά διαμόρφωσης. Αντίθετα, για μελέτες ανάπτυξης ή αναδιαμόρφωσης, θα χρειαστεί προσδιορισμός μιας ακολουθίας διαμορφώσεων. Παρ' όλα αυτά, η ανακάλυψη της παραμένουσας τάσης σε αποκομμένες, άνευ φορτίου αρτηρίες είναι υψίστης σημασίας για τον προσδιορισμό των καταστάσεων αναφοράς.

Παραμένουσα τάση είναι η τάση που υπάρχει σε ένα σώμα κατά την απουσία εξωτερικών ασκούμενων φορτίων. Φαίνεται ότι ο Bergel (1960) ήταν από τους πρώτους που αναφέρθηκαν στη παραμένουσα τάση στις αρτηρίες. Έγραψε «Όταν μια αρτηρία ανοίγει κατά μήκος, θα ξεδιπλωθεί. Αυτό δείχνει σίγουρα κάποιου βαθμού τάση ακόμα και όταν δεν υπάρχει πίεση διατάσεως». Ο McDonald (1974) κατέγραψε ένα ανάλογο εύρημα. Ο Skalaketal (1982) πρότεινε επιπλέον ότι οι παραμένουσες τάσεις θα μπορούσαν να είναι αναγκαίες για την εξασφάλιση «συμβατής ανάπτυξης» στους ιστούς. Παρ' όλα αυτά, ήταν η ανεξάρτητη εργασία των Y.C.Fung και R.N. Vaishnav και των συναδέλφων τους, που επέστησε την προσοχή στη παραμένουσα τάση και καταπόνηση των αρτηριών. Αυτές οι ομάδες παρουσίασαν την εργασία τους σε διαφορετικά συνέδρια το 1983 (Fung, 1983, Vaishnav and Vossoughi, 1983)⁷. Λίγο αργότερα, οι Chuong και Fung (1986) και οι Takamizawa και Hayashi (1987) έδειξαν ποσοτικά τις δυνητικά μακρόπνοες επιπτώσεις της ύπαρξης παραμένουσας τάσης στις αρτηρίες. Αυτές οι δύο εργασίες σηματοδοτούν την έναρξη σημαντικού έργου σχετικά με τη παραμένουσα τάση στις αρτηρίες και γενικά στους μαλακούς ιστούς. Οι παραμένουσες τάσεις έχουν σημαντικές επιπτώσεις στις αναλύσεις των τάσεων και είναι σημαντικές στην ανάπτυξη των αγγείων και την αναδιαμόρφωση.

⁷Οι Patel και Fry (1969) και ο Vaishnav et al (1972) έκοψαν τα δείγματα αορτής που είχαν για να αποκτήσουν μη τεταμένες διαστάσεις, αλλά από ότι φαίνεται δεν συνειδητοποίησαν εκείνη την εποχή, την σημασία του υπολογισμού της παραμένουσας τάσης ή καταπόνησης.

Σημειώνουμε, ως εκ τούτου, ότι αποκομμένοι, άθικτοι, άνευ φορτίου αρτηριακοί δακτύλιοι αντιδρούν σε μια ακτινική τομή «ανοίγοντας». Αυτό το άνοιγμα συμβαίνει ως αποτέλεσμα της ελαχιστοποίησης της αποθηκευμένης ενέργειας καταπόνησης του κομμένου δακτύλιου, η οποία απελευθερώνει την παραμένουσα τάση⁸. Το ότι ο δακτύλιος ανοίγει υποδηλώνει πως το εσωτερικό τοίχωμα του άθικτου, άνευ φορτίου δακτύλιου είναι υπό συμπίεση και το εξωτερικό τοίχωμα υπό ένταση.



Εικόνα 6.3 : (a) Φωτομικρογραφίες αντιπροσωπευτικών δειγμάτων αρτηριών σε 120mmHg, (b) άνευ φορτίου και (c) ακτινωτά κομμένης, άνευ τάσης διαμόρφωσης.

Προσέξτε την αυξημένη κυμάτωση στην εσωτερική ελαστική στοιβάδα (μαύρο) του άνευ φορτίου δακτύλιου, το οποίο συμφωνεί με την ύπαρξη θλιπτικών εναπομείνουσων τάσεων στο εσωτερικό τοίχωμα αυτής της διαμόρφωσης (από τους Fung και Liu, 1992, με άδεια).

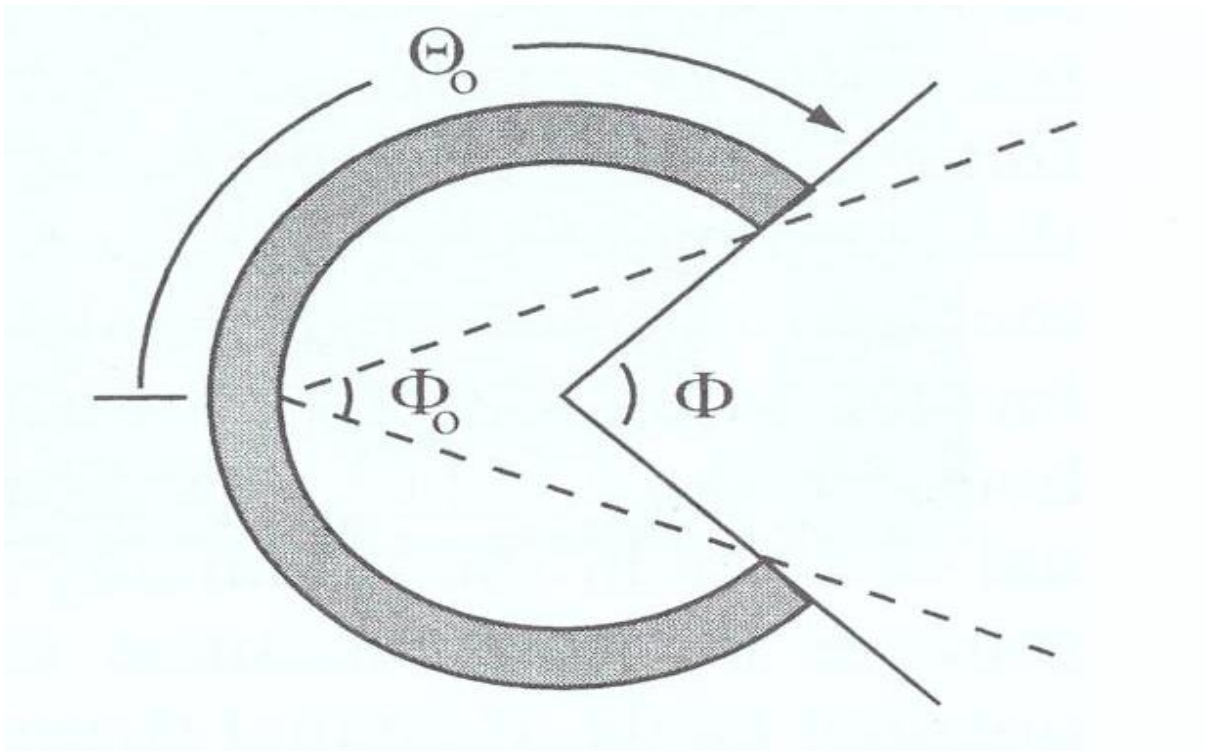
Αυτό άλλωστε μπορεί να εξηγηθεί από την ιστολογία. Η Εικόνα 6.3 δείχνει ότι η εσωτερική ελαστική στοιβάδα είναι λιγότερο κυματοειδής σε φυσιολογικές (πλαίσιο a) και κομμένες (πλαίσιο c) παραμορφώσεις σε σχέση με την άνευ φορτίου, άθικτη (πλαίσιο b) παραμόρφωση, όπου η αυξημένη κυμάτωση είναι πιθανόν να οφείλεται στις συμπιεστικές τάσεις στο εσωτερικό τοίχωμα. Πρόσφατα, ο Sanietal (1995) παρουσίασε περαιτέρω, χρησιμοποιώντας επιλεκτική πέψη των διαφορετικών συστατικών του αρτηριακού τοιχώματος, ότι η ελαστίνη φαίνεται να είναι υπεύθυνη για μεγάλο μέρος της παραμένουσας

τάσης του κανονικού τοιχώματος. Οι Zeller και Skalak (1998) ομοίως ανέφεραν ότι «η ελαστική μπορεί συνεπώς να είναι υπό παραμένουσα τάση». Αυτή η παρατήρηση φαίνεται λογική καθότι το ενδοτοιχωματικό κολλαγόνο είναι ιδιαίτερα κυματοειδές στην άνευ φορτίου διαμόρφωση και πιστεύεται ότι η ελαστική κυριαρχεί στην μηχανική συμπεριφορά αυτής της διαμόρφωσης (αναφορά Roach και Burton, 1957). Όπως σημειώνεται από τους Zeler και Skalak, ωστόσο, πολλά απομένουν να ανακαλυφθούν σχετικά με τους ρόλους των επιμέρους συστατικών της εξωκυττάριας μήτρας.

⁸Η εκτόνωση της παραμένουσας τάσης παρουσιάζεται εύκολα γυρνώντας έναν λεπτό δακτύλιο από σωλήνα καουτσούκ τα μέσα έξω και κόβοντάς τον ακτινωτά. Ο δακτύλιος θα ξανα-αντιστραφεί μόνος του για να ελαχιστοποιήσει την ενέργεια καταπόνησης.

Αν υποθέσουμε ότι οι παραμένουσες καταπονήσεις δεν διαφοροποιούνται ανάλογα με την περιφερειακή θέση τους σε ένα αρτηριακό δακτύλιο (π.χ. αξονοσυμμετρία), η μέτρηση των εσωτερικών και εξωτερικών περιμέτρων του αρτηριακού δακτύλιου πριν και μετά την τομή παρέχει πληροφορίες για την παραμένουσα περιφερειακή αναλογία έκτασης Λ_θ στον έσω και έξω χιτώνα, αντίστοιχα (Vaishnav και Vossoughi, 1987). Ωστόσο, μπορεί να επιτευχθεί πληρέστερη ενημέρωση τόσο για τις ακτινικές, όσο και για τις περιφερειακές παραμένουσες εκτάσεις, Λ_r και Λ_θ , χρησιμοποιώντας την μέθοδο των πολλαπλών δεικτών. Για παράδειγμα, οι Han και Fung (1991) πιτσίλισαν με μικρές σταγόνες μελανιού τη διατομή ενός άνευ φορτίου αρτηριακού δακτύλιου και μετά μέτρησαν τις 2D συντεταγμένες των πολλαπλών δεικτών στην άθικητη και στην ακτινωτά κομμένη (αναφορά) διαμόρφωση. Υπολόγισαν τις «εντός επιπέδου» καταπονήσεις E_{RR} και $E_{\Theta\Theta}$, από τις οποίες μπορούν να υπολογιστούν οι κύριες εκτάσεις (π.χ. $\Lambda_\theta^2 = 1 + 2E_{\Theta\Theta}$ εάν Θ είναι μια κύρια διεύθυνση), ως συνάρτηση της ακτινικής και περιμετρικής θέσης. Τα σημαντικότερες διαπιστώσεις ήταν ότι οι παραμένουσες καταπονήσεις είναι σχεδόν ανεξάρτητες από την περιφερειακή θέση στα αγγεία που παρουσιάζουν καμπυλότητα (π.χ. αορτικό τόξο), τα E_{RR} και $E_{\Theta\Theta}$ είναι σχεδόν γραμμικά κατά μήκος του τοιχώματος και για τους δακτύλιους που έχουν αποκοπεί από ευθύγραμμα τμήματα και είναι σχεδόν κυκλικά στη διατομή, οι αναλογίες παραμένουσας έκτασης Λ_r και Λ_θ μπορούν να υπολογιστούν σωστά χρησιμοποιώντας ένα θεωρητικά βολικό φορμαλισμό που εισήγαγαν οι Chuong και Fung (1986) και την υπόθεση ότι η αναλογία αξονικής παραμένουσας έκτασης είναι $\Lambda_z \approx 1.0$. Συγκεκριμένα, οι Chuong και Fung πρότειναν ότι ένα

«άνοιγμα γωνίας» Θ_0 μπορεί να χρησιμεύσει ως ένα ενιαίο μέτρο παραμένουσας καταπόνησης (σημείωση: $\Theta_0 = \pi$ ακτίνια κατά την απουσία παραμένουσας καταπόνησης· οπότε η αυξημένη παραμένουσα καταπόνηση, όπως αποκαλύφθηκε από ένα αυξημένο άνοιγμα του αρτηριακού δακτύλιου, ενσαρκώνεται από τις μειωμένες τιμές του Θ_0 από το π).



Εικόνα 6.4 : Σχήμα ενός ανοιχτού αρτηριακού δακτύλιου και της ποσοτικοποίησής του μέσω της γωνίας ανοίγματος Θ_0 . Προσέξτε, επίσης, την χρήση άλλων μετρήσεων συμπεριλαμβανομένων των $\Phi = 2(\pi - \Theta_0)$ και $\Phi_0 = (\pi - \Theta_0)$.

Συνειδητοποιώντας ότι οι περιμέτροι είναι σχετικά εύκολο να μετρηθούν, έχουμε

$$2\Theta_0 R_i = L_i, \quad 2\Theta_0 R_a = L_a,$$

όπου τα L_i και L_a είναι οι μετρημένες περιμέτροι στον έσω και έξω χιτώνα και

$$\Theta_0 (R_a^2 - R_i^2) = \pi A_z (\rho_a^2 - \rho_i^2),$$

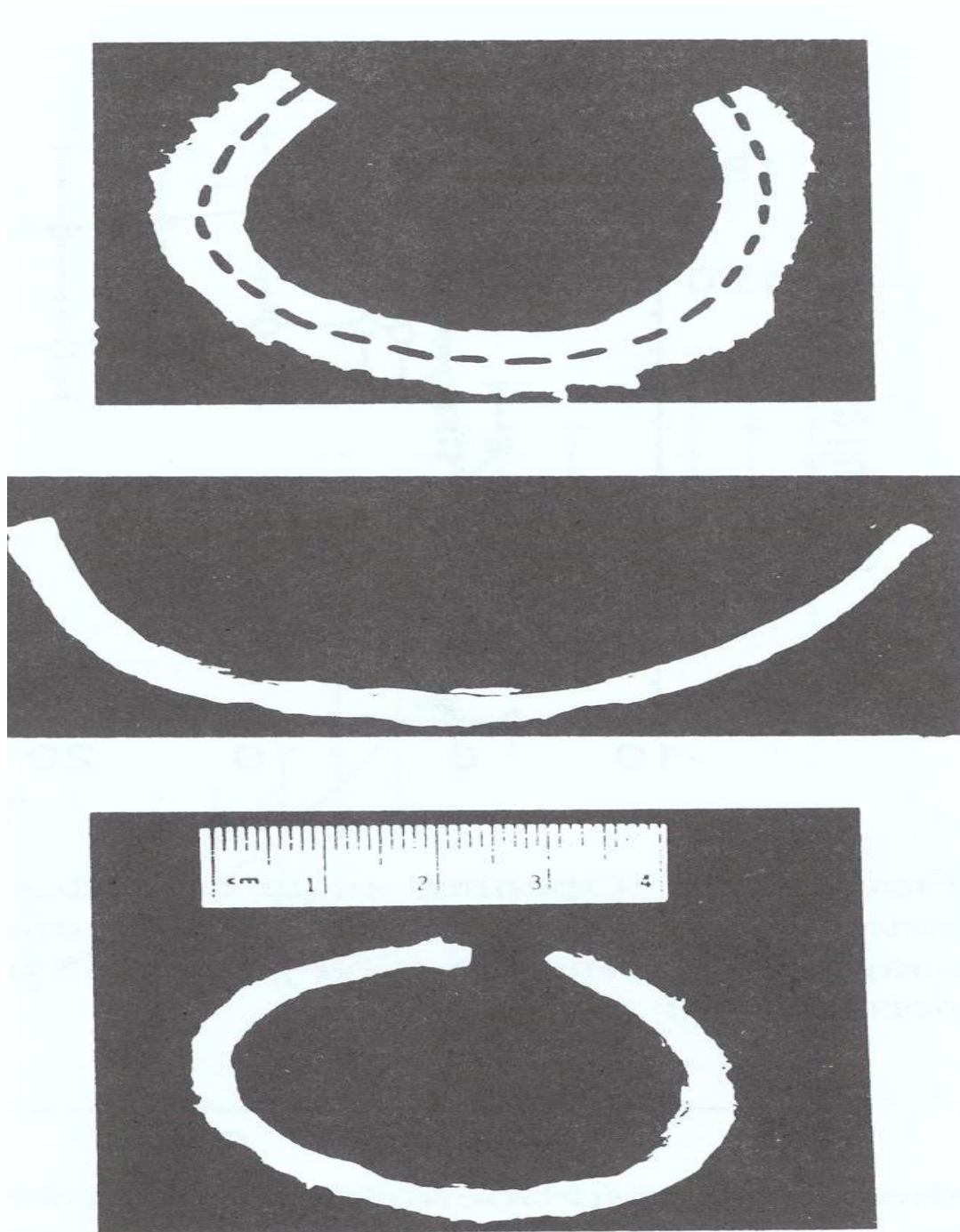
το οποίο επιβάλλει ασυμπίεστικότητα κατά τη διαδικασία κοπής (σε ένα βυθισμένο φυσιολογικό υγρό). Υποθέτοντας ότι τα ρ_i και ρ_a επίσης μετριοούνται εύκολα μπορεί κανείς να επιλύσει τους τρεις άγνωστους R_i , R_a και Θ_0 . Επειδή η Θ_0

μειώνεται με την αύξηση της παραμένουσας καταπόνησης ή το άνοιγμα του δακτύλιου κοπή, δύο άλλα μέτρα για την γωνία ανοίγματος έχουν εισαχθεί.

Πρώτα, ωστόσο, πρέπει να αναρωτηθούμε αν μια μόνο ακτινωτή τομή θα απελευθερώσει όλη τη παραμένουσα τάση σε ένα αποκομμένο, χωρίς φορτίο, τμήμα του δακτυλίου. Για το σκοπό αυτό, οι Liu και Fung (1988, 1992) και οι Han και Fung (1991, 1995) εισήγαγαν μονές ακτινωτές τομές σε δείγματα δακτύλιου, σε διαφορετικά σημεία κατά μήκος της περιφέρειας, όπως επίσης πολλαπλές ακτινωτές τομές σε μεμονομένους δακτύλιους. Ανέφεραν ότι μια μονή ακτινωτή τομή συλλαμβάνει το μεγαλύτερο μέρος της σχετικής παραμένουσας καταπόνησης και ότι η τιμή της γωνίας ανοίγματος είναι σχετικά άσχετη με την θέση της τομής (παρόλο που, για λόγους τυποποίησης, μια προτιμώμενη θέση θα έπρεπε να επιλεγεί). Σε αντίθεση, ο Vossoughi et al (1993) έδειξε ότι αν κάποιος κόψει τον αρτηριακό δακτύλιο σε εξωτερικούς (κάτω εικόνα) και εσωτερικούς δακτύλιους, οι γωνίες ανοίγματος που σχετίζονται με κάθε ακτινωτά κομμένο τμήμα θα είναι διαφορετικές, γεγονός που υποδηλώνει ότι μια ακτινωτή τομή δεν επαρκή για να απελευθερώσει όλη της παραμένουσας τάσης.

Ο Greenwald et al (1997) πραγματοποίησε μια σειρά πειραμάτων σχεδιασμένα για να διερευνηθεί αυτή η παρατήρηση. Εν συντομία, τοποθέτησαν αρτηριακά τμήματα σε μανδρέλια, τα πάγωσαν και εν συνεχεία, τα επεξεργάστηκαν ώστε να αφαιρέσουν εσωτερικά ή εξωτερικά μέρη των αγγείων. Οι μετέπειτα ακτινωτές τομές στα παγωμένα, επεξεργασμένα τμήματα αποκάλυψαν μια μικρότερη γωνία ανοίγματος Φ για τον εξωτερικό δακτύλιο και μια μεγαλύτερη γωνία ανοίγματος Φ για τους εσωτερικούς δακτύλιους, το καθένα σε σχέση με το άνοιγμα του συνόλου του αρτηριακού τμήματος. Παρόλο που είναι συνεπής με την έκθεση του Vossoughi et al, αυτή η πτυχή της παραμένουσας τάσης και καταπόνησης χρήζει περαιτέρω προσοχής. Πιο συγκεκριμένα, οι παραμένουσες τάσεις είναι αυτό – εξισορροπούμενες και ως εκ τούτου, η αφαίρεση τμημάτων ενός σώματος με παραμένουσα τάση, συνεπάγεται την αλλαγή των παραμένουσων τάσεων στον υπόλοιπο σώμα. Αυτές οι αλλαγές θα οδηγήσουν σε αλλαγές στα ακαθάριστα μέτρα της παραμένουσας τάσης ή καταπόνησης, όπως είναι η γωνία ανοίγματος. Η παραμένουσα τάση θα πρέπει να θεωρείται μέρος ενός προβλήματος οριακών τιμών, γι' αυτό θα πρέπει να υπολογίζετε και όχι να λαμβάνει τιμές μόνο μέσω εμπειρικών παρατηρήσεων. Αυτό το ζήτημα αναλύεται περαιτέρω στο πλαίσιο

της αγγειακής ανάπτυξης και της ανομοιομορφιάς των ιδιοτήτων του τοιχώματος.



Εικόνα 6.5 : Το άνοιγμα εξωτερικών (κάτω) και εσωτερικών (κέντρο), άνευ φορτίου, αρτηριακών δακτύλιων που προέρχονται από ένα (πάνω) αρτηριακό αντιπροσωπευτικό δείγμα. Η διακεκομμένη γραμμή δείχνει πως η αρχική τομή χώρισε τον αρχικό δακτύλιο σε ομόκεντρους δακτύλιους. (Από τον Vossoughi et al, 1993, με άδεια).

Επιπλέον, πρέπει να αναρωτηθούμε πως διαφορετικές εξωτερικές συνθήκες και εγγενή φαινόμενα μπορούν να επηρεάσουν την παρατηρούμενη γωνία ανοίγματος. Για παράδειγμα, ο Fung και οι συνεργάτες του αναφέρουν ότι η γωνία ανοίγματος μένει σχετικά ανεπηρέαστη από τη θερμοκρασία του διαλύματος στο οποίο βυθίζεται (από 25° μέχρι 40°C), εύρημα που επιβεβαιώνεται και από τον Badrek-Amoudi et al (1996). Η θωράκιση της γωνίας ανοίγματος έναντι των θερμοκρασιών πέρα αυτού του εύρους είναι σύμφωνη με την αναφερόμενη θωράκιση της παθητικής μηχανικής συμπεριφοράς των αρτηριών έναντι του ίδιου εύρους (Kangetal, 1995). Οι Han και Fung (1991) επίσης έδειξαν ότι η γωνία ανοίγματος Φο συνεχίζει να αυξάνεται από 15 μέχρι 30 λεπτά αφού γίνει η τομή, το οποίο υποδηλώνει μια ιξωδοελαστική πτυχή της παραμένουσας τάσης. Οι περισσότερες μετρήσεις γίνονται πλέον 20 λεπτά μετά την τομή, και η ιξωδοελαστικότητα δεν αναφέρεται. Το ερώτημα του ρόλου της σύνθεσης του διαλύματος εμφάνισης και κατά συνέπεια του τόνου των λείων μυών, είναι, ωστόσο, πιο περίπλοκο. Ο Fung και οι συνεργάτες του (Liu και Fung, 1988, 1992; Han και Fung, 1991) αρχικά ανέφεραν ότι δεν διαπιστώθηκαν διαφορές στο άνοιγμα γωνιών αρτηριακών δακτύλιων που είχαν εκτεθεί σε αγγειοδραστικές ουσίες όπως KCl, αιθυλενοδιαμινοτετραοξικό οξύ (EDTA), παπαβερίνη, προπρανολόλη ή διάφορα επίπεδα O₂. Στη συνέχεια, υπέθεσαν ότι αυτή η (φαινομενική) έλλειψη ευαισθησίας στον τόνο των λείων μυών οφειλόταν στη σύμπτωση του κεντροειδούς του λείου μυός με τον ουδέτερο άξονα κάμψης προτείνοντας ότι η σύσπαση του λείου μυός οδηγεί σε ομοιόμορφη περιμετρική βράχυνση χωρίς κάμψη. Ο Humphrey (1995) αμφισβήτησε αυτό το συμπέρασμα λόγω της έλλειψης έλεγχου ακριβείας των πειραματικών συνθηκών, καθώς και εξαιτίας της παρατήρησης των Liu και Fung (1992) ότι τα μετρηθέντα ανοίγματα γωνιών ήταν εξαιρετικά διαφορετικά όταν η αρτηρία τοποθετήθηκε σε μη οξυγονωμένο αλατούχο διάλυμα για περισσότερο από 1 ώρα προτού γίνει η τομή και η μέτρηση. Πράγματι, σε μια πιο προσεκτική μελέτη, οι Matsumoto et al (1996) έδειξαν ότι η δραστηριότητα του λείου μυ επηρεάζει την μετρηθείσα γωνία ανοίγματος. Εν συντομία, μέτρησαν ανοίγματα γωνιών σε θωρακικές αορτές αρουραίου που είχαν βυθιστεί σε ένα οξυγονωμένο διάλυμα Krebs-Ringer στους 37°C, όπως και σε διαλύματα που περιείχαν 10⁻⁵ M νορεπινεφρίνη (NE) ή 10⁻⁵ M νιτροπρωσσικό (NP). Οι Zeller και Skalak (1998), από την άλλη μεριά, ανέφεραν μια αύξηση στην Φο (σε σχέση με τον βασικό έλεγχο) λόγω της χαλάρωσης του λείου μυός μέσω της αδενοσίνης. Είναι σαφές ότι πρέπει να οριστεί καλά η κατάσταση ελέγχου στην οποία αναφέρονται οι αλλαγές.

Ανεξαρτήτως των ανωτέρω τα δεδομένα αυτά φανερώνουν ότι ο τόνος του λείου μυός πρέπει να ελέγχεται και να αναφέρεται κατά τη διάρκεια μελετών σχετικά με τις παραμένουσες καταπονήσεις. Οι πληροφορίες αυτές και παρέχουν σημαντικά στοιχεία σχετικά με τον ρόλο της δραστηριότητας του λείου μυός στο πεδίο της ομοιοστατικής τάσης. Η χρονολογική επισκόπηση αυτού του θέματος φανερώνει τη σημασία της κατανόησης και του ελέγχου της φυσιολογικής κατάστασης των δειγμάτων κατά την διάρκεια της βιομηχανικής εξέτασης, μια λεπτομέρεια που δεν γίνεται να παραληφθεί.

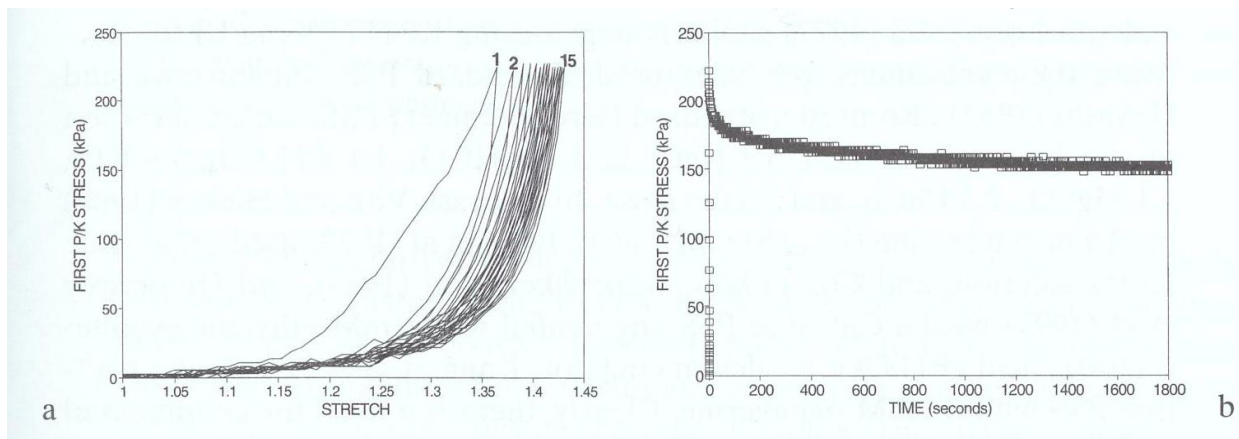
Με βάση τις ενιαίες ακτινωτές τομές, οι Fung et al. αναφέρουν πολλά άλλα ενδιαφέροντα και σημαντικά ευρήματα για τη παραμένουσα τάση σε σχεδόν παθητικά δείγματα. Οι Han και Fung (1991) έδειξαν ότι η Φ ποικίλλει ανάλογα με τα είδη, ενώ οι Sani et al (1995) αναφέρουν ότι τείνει να είναι λιγότερη στα θηλυκά. Όπως και η υποκείμενη μικροδομή, η Φ_0 τείνει να α) αυξάνεται με την ηλικία, β) αυξάνεται κατά τη πρώιμη (πρώτες 10 μέρες περίπου) υπέρταση στον αρουραίο, αλλά μειώνεται από εκεί και πέρα, καταλήγοντας σε ένα σταθερό επίπεδο τιμής χαμηλότερα από ότι στα δείγματα αναφοράς (Fung και Liu, 1989, 1991) και γ) αυξάνεται κατά τη διάρκεια των πρώτων 30 ημερών του προκαλούμενου με στρεπτοζοκίνη (SZT) διαβήτη στους αρουραίους και μετά παραμένει σταθερή (Liu και Fung, 1992). Οι αλλαγές στη γωνία ανοίγματος εξαιτίας ασθενειών αναλύονται περαιτέρω. Σημειώνουμε ωστόσο, ότι οι Liu και Fung πρότειναν ότι «μια αύξηση στη γωνία ανοίγματος [Φ_0] σημαίνει ότι το εσωτερικό τοίχωμα έχει αναπτυχθεί παραπάνω». Γι αυτούς και για άλλους λόγους, η περαιτέρω μελέτη της ιστομηχανικής και των συνακόλουθων μεταβολών στην παραμένουσα τάση θα συνεχίσουν να διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην ποσοτικοποίηση της ανάπτυξης και της αναδιαμόρφωσης.

Διαπιστώνεται ότι, οι μέσες τιμές της $\Lambda\theta$ είναι 0.834 και 1.15 στον έσω και έξω χιτώνα, αντίστοιχα, οι οποίες αντιστοιχούν σε καταπονήσεις Green -0.152 και +0.161. Αυτές οι τιμές αποδεικνύουν για ακόμα μια φορά πως το εσωτερικό τοίχωμα είναι σε συμπίεση και το εξωτερικό τοίχωμα είναι σε ένταση στην άθικτη, άνευ φορτίου διαμόρφωση και ότι οι παραμένουσες καταπονήσεις είναι πεπερασμένες. Η δυναμική σημασία της λογιστικής για τις παραμένουσες καταπονήσεις, στις οποίες οι Liu και Fung (1992) συγκρίνουν υπολογισμένες τιμές του δείκτη παραμένουσας έκτασης στις επιφάνειες του εσωτερικού και εξωτερικού χιτώνα, όταν οι επιπτώσεις της παραμένουσας τάσης είτε προσδιορίζονται, είτε αγνοούνται.

Σχετικές τιμές της σχετιζόμενης με την παραμένουσα τάση, αξονικής έκτασης Λ_ζ δεν αναφέρονται στις μελέτες του 1983 των Fung και Vaishnav και Vossoughi, και συνεχίζουν να λαμβάνουν λιγότερη προσοχή παρά την σαφή τους σημασία. Οι Takamizawa και Hayashi (1987) ανέφεραν μια τιμή $\Lambda_\zeta = 1.015$, αν και δεν είναι σαφές πως υπολογίστηκε. Οι Kang και Humphrey (1991) ανέφεραν μια παρόμοια τιμή $\Lambda_\zeta = 1.018$, η οποία υπολογίστηκε με την επιβολή αξονικής ισορροπίας στην άνευ φορτίου, άθικτη διαμόρφωση, βασισμένη σε δεδομένα των Chuong και Fung (1986) για τις καρωτιδικές αρτηρίες των κουνελιών. Οι Chuong και Fung υπέθεσαν ότι $\Lambda_\zeta \equiv 1$, αγνοώντας έτσι την αξονική ισορροπία στην άνευ φορτίου διαμόρφωση. Αυτή η υπόθεση αργότερα θεωρήθηκε εύλογη από τους Han και Fung (1996) με βάση άμεσες μετρήσεις (οι οποίες είναι πειστικές), όπως και υπολογισμούς που συνεκριναν το $\Lambda_\theta = 1$ με τιμές από 0.6 ως 1.4, ένα παράλογο και συνεπώς, παραπλανητικό φάσμα.

6.1.5 ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑ ΚΑΙ ΜΗ - ΓΡΑΜΜΙΚΟΤΗΤΑ

Σύμφωνα και με την ιστολογία, η συμπεριφορά που παρουσιάζει μια αρτηρία σε ενεργητικές και παθητικές καταστάσεις εξαρτάται από την θέση της κατά μήκος του αγγειακού δέντρου. Αυτό απεικονίζεται καλά από *in vitro* δεδομένα πίεσης-διαμέτρου, τα οποία συλλέγονται κατά το *in situ* μήκος από τον Cox (1978a-c), από διάφορες, παρόμοιας ηλικίας αρτηρίες σκύλων.



Εικόνα 6.6 : Χαρακτηριστική συμπεριφορά (πρώτα τάση Piola-Kirchhoff P_{II} έναντι έκτασης λ_1) μιας παθητικής στεφανιαίας αρτηρίας βοειδούς. a: Κυκλικές αντιδράσεις κατά τη διάρκεια μονοαξονικής δοκιμής. Προσέξτε την προετοιμασμένη συμπεριφορά μετά από 15 κύκλους και την μειωμένη υστέρηση. b: Μονοαξονική χαλάρωση τάσης από το ίδιο δείγμα. (Δεδομένα από το εργαστήριο του συγγραφέα: Ευγενική προσφορά των N.Salunke και B.Tippett).

Όπως φαίνεται, η συμπεριφορά είναι μη γραμμική πάνω από πεπερασμένες καταπονήσεις και στις δύο καταστάσεις. Παρόλο που η ενεργητική και παθητική μηχανική συνδυάζεται έντονα, πρέπει κανείς πρώτα να αναπτύξει ξεχωριστές ιδιοσυστατικές περιγραφές κάθε συμπεριφοράς.

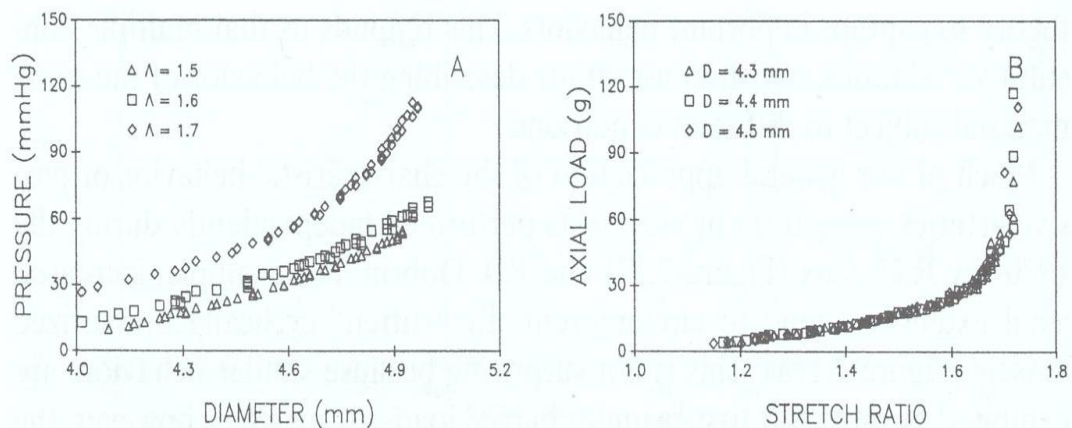
Παθητική Αντίδραση

Κατά την απουσία του τόνου του λείου μυός, οι αρτηρίες παρουσιάζουν υστέρηση υπό κυκλική φόρτιση, χαλάρωση τάσης υπό διαρκείς εκτάσεις και ερπυσμό υπό συνεχή φορτία (δεν δείχνεται). Έτσι, παρόλο που υπάρχει μια σχετική έλλειψη αίσθησης των μεταβολών της τιμής καταπόνησης (Cox, 1976 a,b' Fung et al, 1979), η αρτηριακή συμπεριφορά είναι ιξωδοελαστική. Ωστόσο, όπως τονίζεται από τον Fung και πολλούς άλλους, οι αρτηρίες επίσης εμφανίζουν μια σχεδόν επαναλαμβανόμενη αντίδραση στην κυκλική φόρτιση εφόσον υποβληθούν σε προετοιμασία που θα μπορούσε να είναι παρόμοια με την συμπεριφορά χαλάρωσης της τάσης που εμφανίζεται σε υλικά που μοιάζουν με καουτσούκ υπό κυκλική φόρτωση. Ως εκ τούτου, η αρτηριακή συμπεριφορά μπορεί να θεωρηθεί ψευδοελαστική σε πολλά προβλήματα που αφορούν κυκλική φόρτωση. Μια τέτοια προσέγγιση είναι επομένως πολύ χρήσιμη για τη μελέτη της φυσιολογίας των αρτηριών καθότι υποβάλλονται σε κυκλικά αιμοδυναμικά φορτία. Για άλλες περιπτώσεις όμως, ίσως χρειαστεί να χρησιμοποιηθεί μια πλήρης ιξωδοελαστική (π.χ. για τη μελέτη αγγειοπλαστικής με μπαλόνη) ή ανάμεικτη (π.χ. για τη μελέτη αθηρογένεσης) θεωρία για να συλλάβει σημαντικές συμπεριφορές. Αυτό μας υπενθυμίζει ότι οι πολλαπλές ιδιοσυστατικές σχέσεις είναι συχνά χρήσιμες για την περιγραφή μιας συμπεριφοράς του ίδιου υλικού υπό διαφορετικές συνθήκες.

Το μεγαλύτερο μέρος των γενικών μας εκτιμήσεων για τα χαρακτηριστική συμπεριφορά των παθητικών αρτηριών προέρχεται από δοκιμές *in vitro* που εκτελέστηκαν ανεξάρτητα κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του 1970 από τους R.H. Cox και P.B. Dobrin. Για παράδειγμα, οι αυξημένες αξονικές εκτάσεις τείνουν να «σκληραίνουν» περιφερειακά τα κυκλικά πιεζόμενα αγγεία. Αυτό δεν αποτελεί έκπληξη, διότι, παρόμοιες συμπεριφορές εμφάνισαν οι περισσότεροι μαλακοί ιστοί στα διαξονικά φορτία. Αντιθέτως, ωστόσο, η αξονική συμπεριφορά δύναμης-μήκους τείνει να είναι λιγότερο ευαίσθητη στις αλλαγές της σταθερής διαμέτρου.

Αυτό υποδηλώνει ένα απροσδόκητο περίπλοκο σύνδεσμο μεταξύ των περιμετρικών και αξονικών κατευθύνσεων, το οποίο αποτυπώνεται καλύτερα

στην παρατήρηση ότι η αξονική συμπεριφορά δύναμης - μήκους στο in vivo μήκος είναι σχετικά αναισθητη σε μεταβολές της αυλικής πίεσης. Αυτό έχει παρατηρηθεί, για παράδειγμα, στις αρτηρίες της καρωτίδας, τις μηριαίες, τις λαγόνιες και τις στεφανιαίες. Αυτό το χαρακτηριστικό αντανακλά μια ενδιαφέρουσα αλλά άγνωστη δομή του τοιχώματος που φανερώνεται κατά τη διάρκεια διαφορετικών δοκιμών. Για παράδειγμα, ο van Loon et al (1977), και αργότερα ο Weizsacker et al (1983), έδειξαν ότι τα δεδομένα για την αξονική δύναμη-μήκος κοντά στην in vivo αξονική επέκταση αποκαλύπτουν ένα σημείο διασταύρωσης κατά τη διάρκεια πολλαπλών σταθερών δοκιμών πίεσης. Άλλοι (π.χ. von Maltzahn et al, 1984· Dobrin, 1986· Takamizawa and Hayashi, 1987· Weizsacker and Pinto, 1988· Humphrey et al, 1993) δείχνουν ότι η αξονική δύναμη που απαιτείται για να διατηρηθεί η αξονική έκταση λ σταθερή κατά τη διάρκεια αυξημένης διόγκωσης αυξάνεται όταν η λ είναι μεγαλύτερη από την in vivo τιμή, μειώνεται όταν η λ είναι μικρότερη από την in vivo τιμή, και παραμένει σχεδόν σταθερή όταν η λ είναι κοντά στην in vivo τιμή της. Μια συνέπεια του φαινομένου αυτού είναι ότι μια αρτηρία δεν παράγει έργο αξονικά (που ορίζεται σαν μια δύναμη που ενεργεί από απόσταση) κατά τη διάρκεια κυκλικών διατάσεων/διογκώσεων στο in vivo μήκος, το οποίο είναι επωφελές ενεργειακά.



Εικόνα 6.7 : Συμπεριφορά πίεσης-διαμέτρου και αξονικού φορτίου-μήκους μιας παθητικής περισπωμένης στεφανιαίας αρτηρίας βοειδούς κατά τη διάρκεια διαφόρων σταθερών μήκους (a), όπου το λ είναι η έκταση που οφείλεται σε εφαρμοζόμενα φορτία, που συμβολίζεται στην παρούσα με λ και σταθερής διαμέτρου (b) δοκιμές. (Από τον Humphrey et al, 1993, με άδεια BMES).

Πριν να κλείσουμε αυτή την ενότητα, θα πρέπει να έχουμε κατά νου τι σημαίνει «παθητική», δεδομένου ότι πολλές μελέτες προσπαθούν να ποσοτικοποιήσουν

αυτή τη συμπεριφορά. Σημειώνουμε λοιπόν, ότι μια αρτηρία απομονώνεται από τα φυσικά και νευρικά ερεθίσματα της, όταν αποκόπτεται για δοκιμή *in vitro*. Η κατάσταση του αγγείου από εκεί και πέρα, γίνεται κυρίως εξαρτώμενη από το εξωκυτταρικό περιβάλλον, δηλαδή, το διάλυμα στο οποίο βυθίζεται κατά τη διάρκεια της δοκιμής. Δυστυχώς, κανένα διάλυμα δεν έχει συμφωνηθεί γενικά για τη διενέργεια δοκιμών σε παθητικές O Cox (1975b) ανέφερε ότι οι καρωτιδικές αρτηρίες του σκύλου ανταποκρίνονται σχεδόν το ίδιο είτε ελέγχθηκαν σε 37°C οξυγονωμένο φυσιολογικό αλατούχο διάλυμα (PSS) του ίδιου PSS με το KCN (0.9mM), ιωδοοξικό (1.0mM) και δινιτροφαινόλη (0.2mM), τα τελευταία εκ των οποίων είναι μεταβολικά δηλητήρια. Η σύνθεση του PSS του ήταν (σε mM): 116.5 NaCl, 22.5 Na₂HCO₃, 1.2 NaH₂PO₄, 2.4 Na₂SO₄, 4.5 KCl, 1.2 MgSO₄, 2.5 CaCl₂ και 5.6 δεξτρόζη· οι δοκιμές πραγματοποιήθηκαν μετά από ολονύκτια φύλαξη των αγγείων στο PSS στους 5°C. Αυτά τα δεδομένα, έδειξαν, ως εκ τούτου, ότι ένα PSS είναι επαρκές για δοκιμές παθητικών. Οι Dobrin και Doyle (1970) και ο van Loon et al (1977) ομοίως άρχισαν να χρησιμοποιούν KCN (100mg/L) για να απενεργοποιήσουν τα δείγματά τους, αλλά αργότερα χρησιμοποίησαν ένα τυπικό PSS. Οι Takamizawa και Hayashi (1987) επίσης χρησιμοποίησαν ένα τυπικό (Krebs-Ringer) PSS, η σύνθεση του οποίου ήταν (σε mM): 115.3 NaCl, 22.1 Na₂HCO₃, 1.1 KH₂PO₄, 4.6 KCl, 1.1 MgSO₄, 2.3 CaCl₂ και 7.8 δεξτρόζη. Αντιθέτως, οι Vito και Hickey (1980) χρησιμοποίησαν ένα φυσικό αλατούχο διάλυμα (δηλαδή 154mM NaCl), ο Fung et al (1979) χρησιμοποίησε ένα διάλυμα Krebs χωρίς Ca²⁺, και ο Cox (1982), ο Weizsacker et al (1983) και ο Humphrey et al (1993) χρησιμοποίησε ένα PSS χωρίς Ca²⁺, επαυξημένο με 2mM αιθυλενογλυκολτετραοξικό οξύ (EGTA), ένα χηλικό παράγοντα ασβεστίου. Ο Kang et al (1995) χρησιμοποίησε ένα PSS χωρίς Ca²⁺ με 0.1 mM παπαβερίνη.

Σαφώς, υπάρχει ανάγκη για περαιτέρω κατανόηση των ειδικών ρόλων κάθε διαλύματος δοκιμής, καθώς και συμφωνία σε ένα συγκεκριμένο διάλυμα για να χρησιμοποιείται σε διαφορετικά εργαστήρια. Χωρίς σταθερές, οι διεργαστηριακές συγκρίσεις είναι πολύ δύσκολες.

Σχετική με αυτό το ζήτημα, ενός κατάλληλου διαλύματος δοκιμής, είναι η ερμηνεία των συναφών αποτελεσμάτων. Με βάση την παρατηρούμενη ομοιότητα των αρτηριακών συμπεριφορών σε κανονικά φυσιολογικά διαλύματα και ότι η λειτουργία των λείων μυών εξαλείφεται (χρησιμοποιώντας EGTA, KCN, κτλ) κάποιοι έχουν καταλήξει ότι αυτό συνεπάγεται με τη παθητική απόκριση να προκύπτει αποκλειστικά από τις μηχανικές ιδιότητες της

ενδοτοιχωματικής ελαστικής και κολλαγόνου (π.χ. Cox, 1978a; Fronek και Fung, 1980). Αυτό δεν είναι απαραίτητα σωστό. Η «παθητική ουσία» εντός του λείου μυός (π.χ. ο κυτταροσκελετός, η κυτταρική μεμβράνη και το επενδυμένο κολλαγονούχο έλυτρο· Milnor, 1990), ο οποίος είναι μηχανικά συνδεδεμένος με άλλα κύτταρα λείων μυών και την εξωκυττάρια μήτρα, πρέπει να συμβάλει στη συνολική παθητική συμπεριφορά του αρτηριακού τοιχώματος, παρόλο που η κατανόηση μας για την λεπτομερή μικροδομή είναι επί του παρόντος ανεπαρκής για να καθορίσει τις ακριβείς συνεισφορές του. Όσο τα σωματικά, μικροδομικά μοντέλα αρτηριακής συμπεριφοράς θα γίνονται όλο και πιο χρήσιμα (π.χ για να συνδεθούν ακαθάριστες παραμορφώσεις και εφαρμοσμένα φορτία με τις μοριακές και κυτταρικές αντιδράσεις), αυτό το ζήτημα θα γίνεται πιο έντονο.

Ενεργητική Αντίδραση

Όπως προαναφέρθηκε, η συσταλτική κατάσταση μιας αρτηρίας διέπει την αυλική περιοχή και διατασιμότητα της και, με τον τρόπο αυτό, ρυθμίζει την τοπική αιμοδυναμική. Η κατανόηση της εμβιομηχανικής συμπεριφοράς των συνεσταλμένων αρτηριών είναι θεμελιώδης, ώστε να κατανοήσουμε τόσο την φυσιολογία, όσο και την παθοφυσιολογία. Το τελευταίο επεξηγείται καλά από την ανάγκη να κατανοήσουμε τους μηχανισμούς καταστάσεων όπως ο εγκεφαλικός αγγειοσπασμός.

Σε αντίθεση με την εκτεταμένη βιβλιογραφία για τις πολυαξονικές παθητικές συμπεριφορές, τα περισσότερα δεδομένα για την ενεργητική αντίδραση των αρτηριών είναι από δοκιμές 1D σε αρτηριακούς δακτύλιους ή ελικοειδής ταινίες, τα οποία αποκóπτονται για να ακολουθηθεί ο προσανατολισμός των λείων μυών. Οι δοκιμές 1D δεν μιμούνται τις πολυαξονικές συνθήκες φόρτισης που υπάρχουν in vivo και δεν μπορούν να αποκαλύψουν ανισότροπη συμπεριφορά. Πράγματι, ακόμη και η φαρμακολογική χρησιμότητα των δοκιμών 1D έχει αμφισβητηθεί τελευταία. Η εκτεταμένη τομή που απαιτείται για να ληφθεί ελικοειδές ή δακτύλιο δείγμα βλάπτει σοβαρά τα κύτταρα των λείων μυών, απελευθερώνοντας έτσι ενδοκυτταρικά αποθέματα ασβεστίου, καθώς επίσης και διάφορους μεταβολίτες και πρωτεάσες, κάθε ένα εκ των οποίων θα μπορούσε να επηρεάσει την αρτηριακή αντίδραση με ένα ανεξέλεγκτο τρόπο. Επειδή το ενδοθήλιο ρυθμίζει πολλές από τις αγγειοδραστικές αποκρίσεις του τοιχώματος και η ενδοθηλιακή λειτουργία εξαρτάται από την κατάσταση της τάσης, υπάρχει επίσης ανάγκη να διατηρηθεί το ενδοθήλιο σε in vivo πολυαξονική επέκταση. Ομοίως, επειδή η σύσπασση των μυών είναι εξαρτώμενη από το μήκος, σημαντικά δεδομένα φυσιολογίας

λαμβάνονται καλύτερα μέσω δοκιμών πίεσης-διαμέτρου και αξονικής δύναμης-μήκους σε κυλινδρικά τμήματα που μιμούνται καλύτερα *in vivo* εκτάσεις (Cox, 1979· Dobrin, 1984· Vinall and Simone, 1987). Οι περίπλοκες κατανομές τάσης και καταπόνησης στα κυλινδρικά τμήματα περιπλέκουν την ερμηνεία αυτών των δεδομένων, αλλά αυτό μπορεί να αντιμετωπιστεί.

Από τις πολλές ουσίες που προκαλούν δραστικές αποκρίσεις, το KCl και η νορεπινεφρίνη (NE) είναι οι πιο συχνά χρησιμοποιούμενες σε μελέτες *in vitro*. Ένα καλό χαρακτηριστικό γνώρισμα του KCl, για παράδειγμα, είναι ότι ξεπλένεται εύκολα, οπότε επιτρέπει την εναλλαγή ενεργητικών με παθητικών δοκιμών. Ο αγγειακός λείος μυς συστέλεται όταν τα αγγεία εκτίθενται σε εξωκυττάρια συγκεντρώσεις KCl ≥ 10 ως 30mM, αλλά οι μέγιστες αποκρίσεις συμβαίνουν σε συγκεντρώσεις από ≥ 50 ως 80mM. Σύμφωνα με έρευνες για τις ενεργητικές και παθητικές αποκρίσεις πίεσης-διαμέτρου ποικίλων αρτηριών σκύλου, οι ενεργητικές αποκρίσεις επηρεάστηκαν από την χρήση ενός διαλύματος με υψηλό K⁺. Εδώ, προσέξτε ότι αν η παθητική τάση αφαιρείται από την συνολική τάση σε κάθε κατάσταση καταπόνησης, μπορεί να ληφθεί μια ένδειξη συμπεριφοράς της ενεργητικής τάσης - καταπόνησης. Η ενεργητική συμπεριφορά είναι ποιοτικά όμοια σε ποικίλες αρτηρίες. Αντίθετα, είναι σύνηθες σε μελέτες σκελετικών μυών να μετριέται η συγκρότηση δύναμης 1D, ενώ το δείγμα διατηρείται σε σταθερό μήκος (ισομετρική δοκιμή) ή σταθερό φορτίο (ισοτονική δοκιμή). Ο Dobrin (1973) και ο Cox (1976a,b) έδειξαν, ωστόσο, ότι οι ισομετρικές (δηλαδή η συστολή έναντι μιας σταθερής διαμέτρου) ή οι ισοβαρείς (δηλαδή, η συστολή έναντι μιας σταθερής αυλικής πίεσης) δοκιμές δίνουν παρόμοια αποτελέσματα, τα οποία είναι παρόμοια με τα δεδομένα που λαμβάνονται κατά τη διάρκεια δοκιμών συνεχούς δίογκωσης. Αυτά τα σημαντικά ευρήματα δικαιολογούν την χρήση συγκρίσιμων δοκιμών για τις ενεργητικές και παθητικές καταστάσεις. Όμοια με τις παθητικές αποκρίσεις, οι ενεργητικές αποκρίσεις μένουν σχετικά ανεπηρέαστες από το ρυθμό του φορτίου πέρα από το πλαίσιο 0.2 με 5mmHg/s (Cox, 1976a,b). Οι ενεργητικές αντιδράσεις, ωστόσο, είναι πιο ευαίσθητες στις μεταβολές της θερμοκρασίας του διαλύματος βύθισης πάνω από ένα στενό εύρος τιμών, με μέγιστες αποκρίσεις μεταξύ των 33° με 39°C (πάνω από 41°C μπορεί να επιφέρουν κυτταρικό θάνατο). Τέλος, παρόλο που ο λείος μυς προσανατολίζεται κυρίως στην περιφερειακή διεύθυνση στις περισσότερες αρτηρίες, υπάρχει μια σύνδεση περιμέτρου-άξονα στην ενεργητική κατάσταση (Takamizawa et al, 1992). Δυστυχώς, υπάρχουν λίγα στοιχεία για την πολυαξονική συμπεριφορά των ενεργητικών αρτηριών. Συνοψίζοντας λοιπόν, οι αντιδράσεις των

συνεσταλμένων αρτηριών είναι μη γραμμικές στις πεπερασμένες καταπονήσεις και εξαρτώνται από πολλούς παράγοντες, συμπεριλαμβανομένων πολυαξονικών καταπονήσεων, συγκέντρωση αγωνιστή και θερμοκρασία. Έτσι, αυτά τα γενικά χαρακτηριστικά είναι εύλογα εδραιωμένα, αν και υπάρχει τεράστια ανάγκη για πρόσθετα στοιχεία που ποσοτικοποιούν την συμπεριφορά σε σχέση με καθορισμένους ελέγχους.

6.1.6 ΤΥΠΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ

Παρόλο που δεν είναι μια γενική χαρακτηριστική κατάσταση, η οριοθέτηση των παραμορφώσεων που βιώνει μια αρτηρία, κάτω από τις συνθήκες που μας ενδιαφέρουν, είναι απαραίτητη τόσο για τον καθορισμό ενός κατάλληλου θεωρητικού πλαισίου εργασίας, όσο και για την σωστή κατεύθυνση των *in vitro* πειραματικών δοκιμών ιδιοσυστατικής συμπεριφοράς. Πρέπει να υπάρχει ακρίβεια κατά τον προσδιορισμό της αναφοράς διαμόρφωσης στις οποίες αναφέρονται οι καταπονήσεις, η πιο χρήσιμη των οποίων είναι η διαμόρφωση άνευ τάσης.

Εκτός από τις πεπερασμένες εναπομείνουσες τάσεις σε αρτηρίες άνευ φορτίου, οι περισσότερες αρτηρίες είναι σημαντικά εκτεταμένες κατά την αξονική κατεύθυνση στην βασική *in vivo* κατάσταση. Για παράδειγμα, κατά την αποκοπή, η καρωτιδική αρτηρία έχει αναφερθεί να συστέλεται κατά 57%, 51% και 61% στους σκύλους, 60% στα κουνέλια και 69% στους αρουραίους· ομοίως, οι λαγόνιες αρτηρίες των κουνελιών και οι μηριαίες αρτηρίες των σκύλων μαζεύονται κατά 50% και 48%, αντίστοιχα (βλέπε Doyle and Dobrin, 1971· van Loon et al, 1977· Fung et al, 1979· Weizsacker et al, 1983· Takamizawa and Hayashi, 1987). Η αορτή επίσης μαζεύεται κατά την αποκοπή, αν και το μέγεθος διαφέρει σημαντικά ανάλογα με την θέση. Ο Deng et al (1994) αναφέρει μια διακύμανση στην αορτική συστολή στις αορτές αρουραίων από 20% μέσα και κοντά στο τόξο μέχρι 50% στην κοιλιακή χώρα. Πιο πρόσφατα, οι Han και Fung (1995) ανέφεραν λεπτομερείς μετρήσεις της *in situ* αξονικής έκτασης λ^* (σε μηδενική αρτηριακή πίεση) σε αορτή χοίρου και σκύλου ως συνάρτηση της θέσης (παρόμοια με τα δεδομένα τους για τη θέση στο άνοιγμα γωνιών. Ειδικότερα, έδειξαν ότι η λ^* αυξάνεται μη γραμμικά από περίπου 1.2 μέσα ή κοντά στο τόξο μέχρι 1.6 κοντά στην αορτολαγόνια διακλάδωση. Τα αποτελέσματα ήταν παρόμοια στις αορτές των σκύλων ($n = 5$) και των χοίρων ($n = 9$).

Επιπλέον, μετρήθηκε το εμβαδόν διατομής A^* ως συνάρτηση θέσης και έδειξε ότι :

$$\lambda^* \left(\frac{x}{L} \right) = \alpha - \beta \left(\frac{A^* \left(\frac{x}{L} \right)}{A_0} \right)$$

όπου $x \in [0, L]$, L είναι το συνολικό μήκος της αορτής, από την αορτική ρίζα μέχρι την αορτολαγόνια διακλάδωση, τα α και β είναι παράμετροι και η A_0 είναι το μέσο εμβαδόν διατομής της αορτής. Οι τιμές για τα α και β ήταν κατά προσέγγιση 1.6 και 0.25, αντίστοιχα. Ως εκ τούτου, στην αορτή το λ^* είναι μεγαλύτερο σε περιοχές που το A^* είναι μικρότερο. Με βάση τα δεδομένα τους και τα προηγούμενα αποτελέσματα των Tanaka και Fung (1974), οι Han και Fung επίσης εκτίμησαν την αξονική δύναμη που απαιτείται για την αποκατάσταση της αορτής στο *in situ* μήκος της να είναι ~ 0.88 N (δηλαδή ~ 90 g). Αυτή η τιμή, που βασίζεται σε μια 1D εκθετική ιδιοσυστατική αναφορά, είναι παραβλητή με απευθείας μετρήσιμες συσταλτικές δυνάμεις σε αγγεία σκύλου, που έχουν αναφερθεί να είναι περίπου 0.36 N (δηλαδή από 20 μέχρι 54 g) στην καρωτίδα, 0.54 N (δηλαδή 55g) στην θωρακική αορτή και 1.32 N (δηλαδή 135g) στην κοιλιακή αορτή (Patel και Fry, 1969· Dobrin και Doyle, 1970). Τα πειραματικά δεδομένα των Brossollet και Vito (1995) παρουσιάζουν μια προσέγγιση στην αγγειακή μηχανική που είναι χρήσιμη στην αντιμετώπιση της σημασίας του *in vivo* μήκους και της αξονικής δύναμης. Εν συντομία, χρησιμοποιείται ένα σύνολο (σε σύγκριση με σημειακά) συμπληρωματικών ενεργειακών λειτουργιών, όσο αφορά τα σφαιρικά αξονικά φορτία και πιέσεις, για να εκτελέσουν μια επίσημη ανάλυση αξονικής ευστάθειας. Αναφέρουν ότι οι ιδιότητες των αγγείων είναι βελτιστοποιημένες ως προς την *in vivo* αξονική «κύρτωση», κάτι που συμβαίνει συχνά σε δοκιμές *in vitro* όταν υψηλές πίεσης επιβάλλονται σε χαμηλές αξονικές εκτάσεις.

Περαιτέρω *in vivo* αξονικές εκτάσεις προκύπτουν από την κίνηση των άκρων, για παράδειγμα, 20% των εκτάσεων σε ανθρώπινες ιγνυακές αρτηρίες εξαιτίας της κάμψης του γόνατος και 20% με 60% των εκτάσεων στις καρωτιδικές αρτηρίες των σκύλων εξαιτίας της αυχενικής προέκτασης (Dobrin, 1978· Canfield and Dobrin, 1987)· αυτό χρησιμεύει για να μας θυμίσει ότι πρέπει να ασκείται μέριμνα κατά την μέτρηση των *in situ* μηκών των αγγείων με σκοπό τον προσδιορισμό των *in vivo* μηκών εργασίας. Η αρτηριακή πίεση που προκαλείται από τις αξονικές εκτάσεις τείνει να είναι μικρή (π.χ. 1% στην κατιούσα αορτή), εκτός από τις πνευμονικές αρτηρίες και την ανιούσα αορτή,

όπου μπορεί να είναι από 5% ως 11% (Milnor, 1989· Nichols and O'Rourke, 1990). Υπάρχουν λίγες αναφορές σχετικά με την in vivo περιφερειακή επέκταση (σε σχέση με την άνευ φορτίου διαμόρφωση), οι οποίες προέρχονται κυρίως από την πίεση του αίματος που ξεπερνά την μείωση της διαμέτρου που προκύπτει από την αξονική «προέκταση». Η καρωτιδική αρτηρία του σκύλου έχει αναφερθεί, ωστόσο, σαν περιφερειακά εκτάσιμη 57% στα 100mmHg in vivo (Takamizawa και Hayashi, 1987), το οποίο είναι σύμφωνο με το 59% που χρησιμοποιήθηκε από τους Doyle και Dobrin (1971). Αλλαγές διαμέτρου από τη διαστολή και τη συστολή μπορούν να είναι μέχρι 10% με 15% στην πνευμονική αρτηρία, 6% με 10% στις καρωτιδικές, αλλά μόνο 2% με 5% στην αορτή (Dobrin, 1978). Γενικά, η κανονική συστολική/διαστολική πίεση είναι κατά προσέγγιση 120/80mmHg στις αρτηρίες, 40/30mmHg στα προ-τριχοειδή αρτηρίδια και 9 με 15mmHg στα φλεβίδια και στις φλέβες.

Σαφώς, λοιπόν, οι αρτηρίες βιώνουν πεπερασμένες παραμορφώσεις in vivo· μολονότι οι ακτινικοί παλμοί μπορεί να είναι μικροί, είναι πάνω σε μεγάλες αξονικές και περιφερειακές εκτάσεις. Επιπλέον, ενώ οι καταπονήσεις που συζητούνται εδώ είναι σχετικές με κανονικές φυσιολογικές συνθήκες, ακόμα μεγαλύτερες καταπονήσεις μπορούν να προκληθούν σε παθολογικές συνθήκες (π.χ. υπέρταση, ανευρύσματα) ή κατά τη διάρκεια κλινικών διαδικασιών (π.χ. αγγειοπλαστικής, εμβολεκτομής). Έτσι, όπως παρατηρήθηκε και από τον Roy (1880) περισσότερο από έναν αιώνα πριν, υπάρχει ανάγκη χρήσης κατάλληλων, μη γραμμικών μέτρων για την ποσοτικοποίηση των καταπονήσεων στις αρτηρίες.

6.2 ΠΡΟΣΦΑΤΑ ΠΕΙΡΑΜΑΤΑ

6.2.1 Cristian A.J.Sculze-Bauer, Peter Regtnig, Gerhard A.Holzaphel

Η μηχανική του ανθρώπινου μηριαίου έξω χιτώνα, συμπεριλαμβανομένης της απόκρισης σε καταστάσεις υψηλής πίεσης

Η λεπτομερής κατανόηση της συμπεριφοράς λόγω τάσης - παραμόρφωσης των ετερογενών τοιχωμάτων των ανθρωπίνων αρτηριών απαιτεί πειραματικά δεδομένα σχετικά με την πολυαξονική μηχανική απόκριση του καθενός από τα στρώματα τους. Παρά τη σημαντικότητά τους, τέτοια δεδομένα δεν είναι διαθέσιμα. Ένας λόγος για αυτό είναι το γεγονός ότι μέχρι σήμερα δεν υπάρχει

καμία κατάλληλη μέθοδος για τον ανατομικό διαχωρισμό άθικτων αγωγών προερχόμενα από ένα μόνο στρώμα.

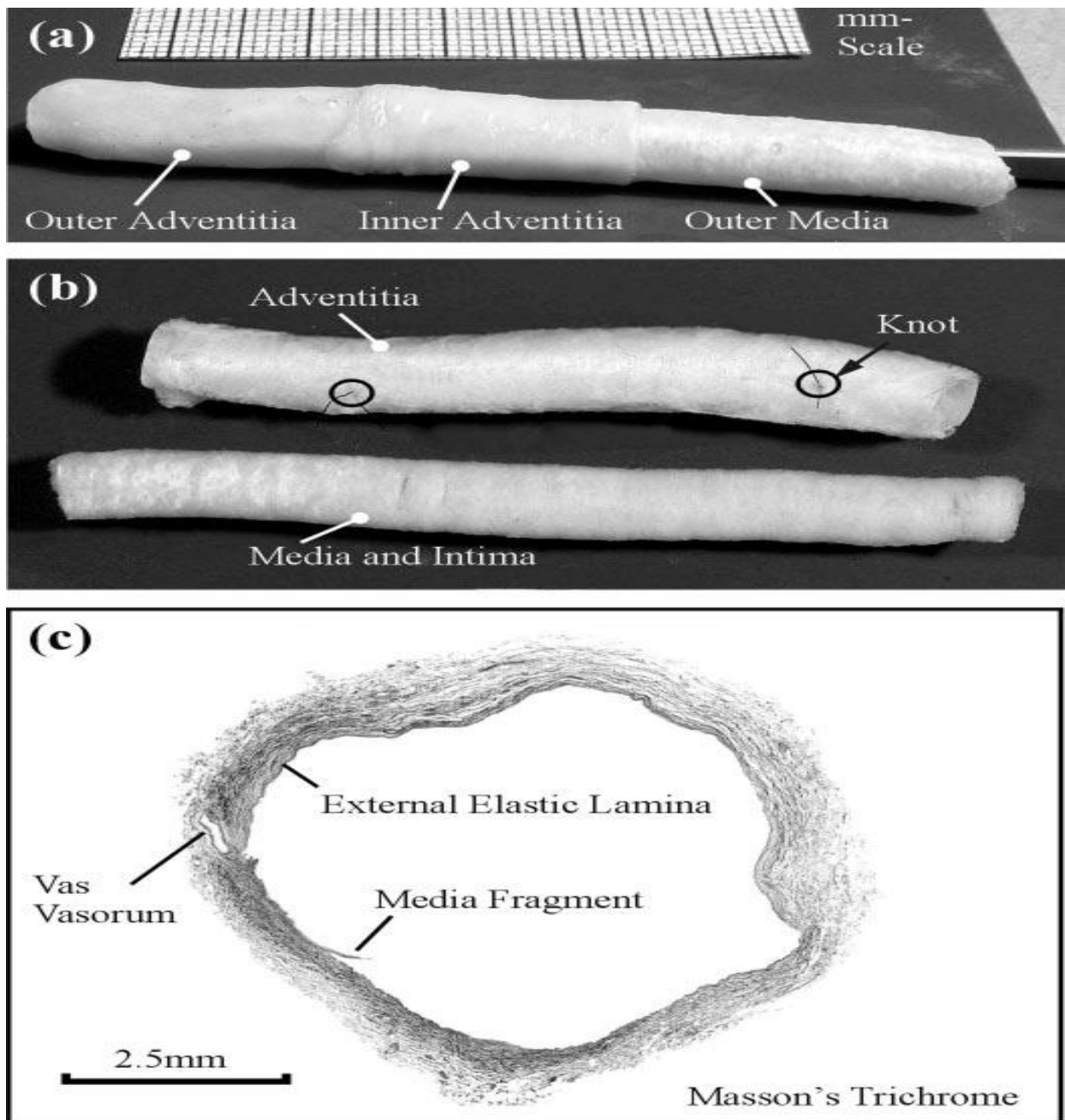
Είναι γενικά αποδεκτό, ότι ο αγγειακός ιστός ανταποκρίνεται έντονα στο «μηχανικό περιβάλλον» τους. Ως εκ τούτου, η γνώση σχετικά με τη μηχανική των στρωμάτων, αποτελεί βασική προϋπόθεση για την ακριβή κατανόηση των πολύπλοκων αλληλεπιδράσεων μεταξύ των μηχανικών φορτίων και τις βιολογικές αποκρίσεις με τις οποίες σχετίζονται.

Από παλαιότερες εποχές, η έρευνα που αφορά τα αγγεία έχει επικεντρωθεί στον έσω χιτώνα και ενδιάμεσα στρώματα, ενώ έχει αγνοηθεί σε μεγάλο βαθμό η φυσιολογία και η παθοφυσιολογία του έξω χιτώνα. Ωστόσο, υπάρχουν αυξανόμενα πειραματικά δεδομένα που υποστηρίζουν ότι ο έξω χιτώνας παίζει σημαντικό ρόλο σε διάφορες αγγειακές διαδικασίες, όπως η αθηροσκλήρωση, η αναδιαμόρφωση σε καταστάσεις υπέρτασης και επαναστένωση μετά από αγγειοπλαστική με μπαλονάκι. Έτσι, η έρευνα που αφορά τον έξω χιτώνα έχει τη δυνατότητα να βελτιώσει σημαντικά την κατανόηση της αγγειακής φυσιολογίας και της νόσου. Ειδικότερα, η ποσοτικοποίηση (προδιορισμός) της μηχανικής του έξω χιτώνα μπορεί να παρέχει μια ουσιαστική βάση για τη διερεύνηση των διαδικασιών που αφορούν την αρτηριακή αναδιαμόρφωση. Επιπλέον, μπορεί να προσδώσει μεγαλύτερη σαφήνεια στον προσδιορισμό του μηχανισμού που διέπει την αύξηση της διαμέτρου του αυλού των αρτηριών που έχουν υποστεί στένωση, (για παράδειγμα, έκταση των τοιχωμάτων, ανακατανομή της πλάκας, και θραύση της πλάκας) λόγω διασταλτικών ενδοαγγειακών παρεμβάσεων, όπως σε περιπτώσεις αγγειοπλαστικής με μπαλονάκι και τοποθέτησης stent, και να προάγει βελτιστοποιήσεις (του μηχανισμού) στις διαδικασίες αυτές. Τέλος, η μηχανική των αγγειακών ιστών και ο σχεδιασμός αγγειακών μοσχευμάτων θα μπορούσαν να επωφεληθούν από αυτές τις έρευνες αυτές.

Μέχρι στιγμής, οι μελέτες για τη μηχανική απόκριση του έξω χιτώνα είναι ελάχιστες. Οι Von Maltzahn et al. ανέφεραν τη δισδιάστατη ελαστική απόκριση του έξω χιτώνα τεσσάρων καρωτίδων βοοειδών καθώς και αντίστοιχα μοντέλα υπερπλασίας. Ωστόσο, τα στρώματα του έξω χιτώνα δεν έχουν ελεγχθεί ξεχωριστά. Η απόκρισή τους υπολογίστηκε από τη διαφορά μεταξύ της απόκρισης ολόκληρου του τοιχώματος και την απόκριση του σωλήνα του μέσου και έσω χιτώνα που παρέμεινε μετά το "ξεφλούδισμα" των στρωμάτων του χιτώνα. Οι Demiray και Vito πρότειναν μια λειτουργία λόγω της ενέργειας παραμόρφωσης της αορτής του έξω χιτώνα σε σκύλους. Η ενέργεια

παραμόρφωσης βασίστηκε σε διαξονικές δοκιμασίες ορθογώνιων καλυμμάτων του εξωτερικού τοιχώματος του αγγείου από μόνο μία αρτηρία. Επειδή «το εσωτερικό της αορτής χωρίστηκε ανομοιόμορφα (βάνουσα) στα δύο» το πιθανότερο είναι ότι τα δείγματα τους αποτελούνταν από το εσωτερικό ετερογενών έξω χιτώνων. Επιπλέον, δεν απέδειξαν ότι η διαξονική απόκριση ήταν αντιπροσωπευτική για ανέπαφους έξω χιτώνες. Για να αποφευχθούν τα προβλήματα του διαχωρισμού των στρωμάτων ο Humphrey πρότεινε μια προσέγγιση για τον προσδιορισμό των μηχανικών ιδιοτήτων του κάθε στρώματος, πραγματοποιώντας δοκιμές έκτασης - δίογκωσης στις «ανεστραμμένες αρτηρίες» (αρτηρίες που είχαν γυρίσει από μέσα προς τα έξω), σε συνδυασμό με τακτικό έλεγχο. Η μελέτη αυτή παρέχει ένα θεωρητικό πλαίσιο σχετικά με αυτή την ενδιαφέρουσα προσέγγιση, η οποία βασίζεται στην υπόθεση ότι μόνο δύο στρώματα σχετίζονται μηχανικά (το μέσω και το έξω). Δυστυχώς, αντίστοιχα πειράματα δεν έχουν δημοσιευθεί. Ο Fung και οι συνεργάτες, πρότειναν μια άλλη προσέγγιση, χωρίς την ανατομή (διάρρηξη) των στρωμάτων. Πρότειναν την υπόθεση για ένα μοντέλο δύο στρωμάτων βασιζόμενοι στη γραμμική ελαστικότητα. Συνεπώς, οι αναλύσεις περιορίστηκαν στο μικρό πλαίσιο της καταπόνησης. Λόγω του ότι τα αρτηριακά τοιχώματα εμφανίζουν μη γραμμική συμπεριφορά τάσης - καταπόνησης την ώρα που υποβάλλονται σε πεπερασμένη τάση και επειδή για τις γερασμένες αρτηρίες ο έσω χιτώνας μπορεί να γίνει ένα τρίτο στρώμα με σημαντικό πάχος και μηχανική αντοχή, η προσέγγιση αυτή είναι ακατάλληλη για μια γενική περιγραφή της μηχανικής του έξω χιτώνα.

Καμία από τις προαναφερθείσες μελέτες δε βασιζόταν σε δοκιμές σε δίκτυο σωληνώσεων του έξω χιτώνα και καμία από τις μελέτες δεν ανέφεραν παραμορφώσεις των αρτηριών *in situ*. Έτσι, αυτά τα στοιχεία δεν επιτρέπουν ανάλυση της πίεσης σε συνθήκες *in situ*. Επιπλέον, εντός του αρτηριακού τοιχώματος ο έξω χιτώνας μπορεί να μην είναι σε κατάσταση μηδενικής πίεσης, δηλαδή είναι πιθανό να παρατηρείται παραμένουσα / υπολειμματική πίεση στα στρώματα και παραμένουσα τάση σχετιζόμενη με αυτά. Η πληροφορία αυτή πρέπει να θεωρηθεί ότι καθορίζει σωστά τους νόμους που διέπουν τη σύσταση του έξω χιτώνα. Ωστόσο, αυτό δεν έγινε σε καμία από τις προαναφερθείσες μελέτες. Επιπλέον, καμία μελέτη δεν διερεύνησε την απόκριση σε υψηλά (θεραπευτικά) φορτία τα οποία παρατηρούνται φυσιολογικά σε ενδοαγγειακές διαδικασίες διαστολής. Τέλος, σε όλες τις μελέτες που αναφέρονται έχουν διερευνηθεί δείγματα ζώων..



Εικόνα 6.8 : (a) Ο διαχωρισμός/αφαίρεση του έξω χιτώνα κατά ένα τρόπο τύπου-«ζιβάγκο» (b) Η αξονική απομάκρυνση του χιτώνα υποδεικνύει παραμένουσες εκτάσεις εντός του αρτηριακού τοιχώματος. Κόμβοι, οι οποίοι χρησιμοποιήθηκαν για τον προσδιορισμό της *in situ* αξονικής έκτασης, σημειώνονται με κύκλο. Η εικόνα ελήφθη στους 37°C, σε 0,9% διάλυμα NaCl. Η ιστολογική τομή (c) επιβεβαίωσε σωστό διαχωρισμό του έξω χιτώνα κατά μήκος του εξωτερικού ελαστικού υμένα εκτός από έναν μικρότραυματισμό των μέσου χιτώνα. Το ένα άκρο του βρίσκεται σε ένα τροφοφόρο αγγείο, το οποίο, προφανώς προκάλεσε αυξημένη στρώματική προσκόλληση. Τριχρωματική χρωστική του Masson –τομή πάχους 5- μm .

Ωστόσο, τα συμπεράσματα από μηχανικά τεστ που έγιναν σε δείγματα ζώων μπορεί να μην εφαρμόζονται στην ανθρώπινη φυσιολογία, επειδή οι σημαντικές διαφορές που παρατηρούνται μεταξύ ειδών χαρακτηρίζουν τη μηχανική απόκριση των μαλακών ιστών

Στην μελέτη των Christian A. J.Schulze, Peter Regitnig, περιγράφεται μια τεχνική για το διαχωρισμό των άθικτων αγωγών του έξω χιτώνα που είναι κατάλληλη για μηχανική φόρτιση. Παρουσιάζονται παραμένουσες παραμορφώσεις του έξω χιτώνα από μηρό ανθρώπου, που μπορούν να συμβάλουν στο χωρίς φορτίο αρτηριακό τοίχωμα, και τις μηχανικές αποκρίσεις τους σε δοκιμές έκτασης – διάτασης με μέγιστη διατοιχωματική πίεση 100 kPa (750 mmHg). Παρουσιάζονται οι νόμοι που διέπουν τη σύστασή τους. Αυτοί βασίζονται στη θεωρία της πεπερασμένης υπερελαστικότητας και χρησιμοποιούν την υπόθεση για ύπαρξη ασυμπίεστότητας και δομών που προσομοιάζουν μεμβράνες. Παρουσιάζονται λοιπόν αναλύσεις τάσης στον έξω χιτώνα που βασίζονται σε παραμορφώσεις αγγείων οι οποίες παρατηρούνται *in situ* και συζητούνται οι επιπτώσεις τους για την φυσιολογία και το τομέα της ιατρικής που αφορά τα καρδιαγγειακά.

6.2.1.1 ΜΕΘΟΔΟΙ

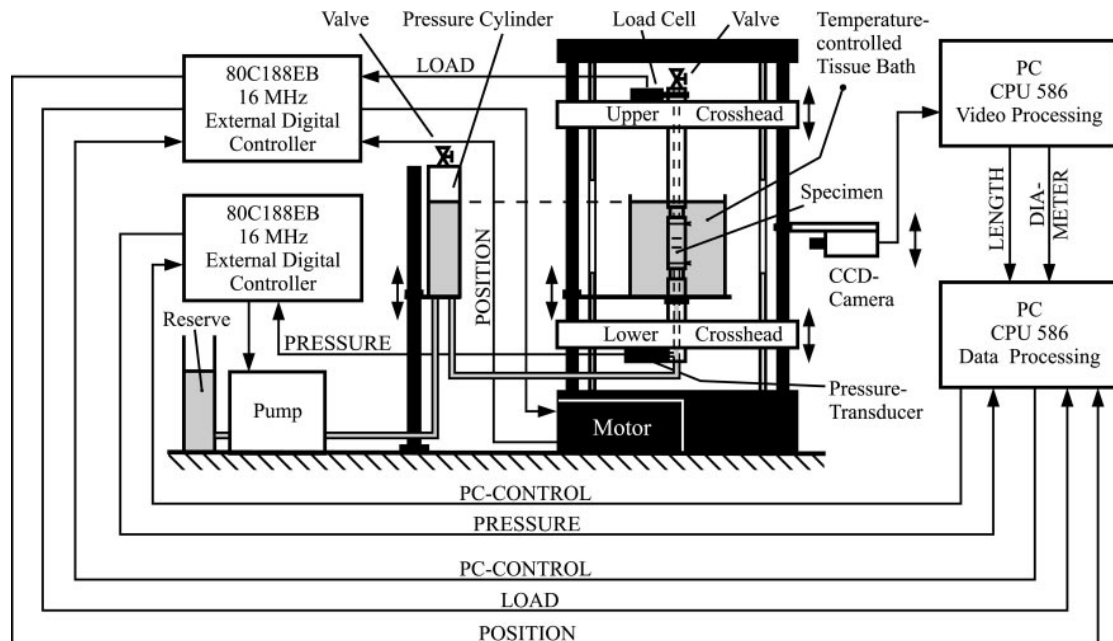
Προετοιμασία δειγμάτων

Έντεκα μηριαίες αρτηρίες ανθρώπων (ηλικίας $79,3 \pm 8,2$, μέσος όρος \pm SD) μελετήθηκαν εντός 24 ωρών μετά το θάνατο τους. Στη μελέτη αυτή, η χρήση δειγμάτων που προέρχονται από αυτοψία ανθρώπων εγκρίθηκε από την Επιτροπή Δεοντολογίας του Karl-Franzens Πανεπιστημίου του Graz (Graz, Αυστρία). Κατά τη διάρκεια της αυτοψίας η αρτηρία διασωληνώθηκε κεντρικά και ξεπλύθηκε με διάλυμα περιεκτικότητας 0,9% NaCl. Στη συνέχεια συνδέθηκε στο επίπεδο της άρθρωσης του γόνατου. Το μέσο του μηρού ανοίχτηκε χειρουργικά και η επιφάνεια του έξω χιτώνα αποκλήθηκε σε δύο σημεία τα οποία είχαν απόσταση περίπου 100 mm. Επιφανειακά, στα σημεία αυτά του έξω χιτώνα προσαρτήθηκαν δεσμοί (κόμβοι) και η απόστασή τους μετρήθηκε με τη βοήθεια διαβήτη. Στη συνέχεια, στην αρτηρία διοχετεύτηκε (με αποτέλεσμα τη διόγκωση) 0.9% διάλυμα NaCl από μια μισό-γεμάτη φιάλη, η οποία τέθηκε υπό πίεση με τη βοήθεια ενός συμβατικού σφυγμομέτρου. Σε σταθερά επίπεδα πίεσης (6.7, 13.3, 20.0, και 26.7 kPa), το δοχείο αφέθηκε να χαλαρώσει για 10 λεπτά. Στη συνέχεια, η *in situ* απόσταση των κόμβων μετρήθηκε σε κάθε τιμή πίεσης που εφαρμόστηκε. Η διαδικασία αυτή

πραγματοποιήθηκε σε καταστάσεις αύξησης και μείωσης της πίεσης. Στη συνέχεια, το δοχείο αποκόπηκε και τοποθετήθηκε σε ένα διάλυμα NaCl θερμοκρασίας 37 ± 1 ° C. Η exsitu απόσταση των κόμβων μετρήθηκε μετά από 30 λεπτά εξισορρόπησης. Οι in situ παραμορφώσεις, ως προς τον άξονα, υπολογίστηκαν ως οι λόγοι των in situ αποστάσεων προς τις exsitu αποστάσεις, ενώ χρησιμοποιήθηκαν μόνο οι in situ αποστάσεις που καταγράφηκαν όταν εφαρμόστηκαν συνθήκες χαμηλής πίεσης. Από τη συγκεκριμένη μελέτη εξαιρέθηκαν οι αρτηρίες στις οποίες ο σχηματισμός αθηρωματικών πλακών ήταν προφανής. Το συνολικό μήκος των αρτηριών που αφαιρέθηκαν χειρουργικά ήταν 100-150 mm.

Ως in situ αξονικές παραμορφώσεις (ως προς τον άξονα) χαρακτηρίστηκαν οι διαμορφώσεις των αγγείων που διερευνήθηκαν στις συγκεκριμένες συνθήκες πίεσης που εφαρμόστηκαν. Ωστόσο, ο πλήρης χαρακτηρισμός της κίνησης ενός σωλήνα απαιτεί την αξονική και περιφερειακή παραμόρφωση καθώς και τις σχετικές πιέσεις και το φορτίο του κεντρικού άξονα. Επιπλέον, απαιτούνται το πάχος του τοιχώματος και η (εξωτερική) ακτίνα της χωρίς-φορτίο αρτηρίας. Οι πρώτες μετρήσεις περιγράφονται στο τμήμα με τίτλο «Μετρήσεις Πάχους», ενώ οι τελευταίες στο τμήμα με τίτλο «Πρωτόκολλο Δοκιμασίας». Όλες αυτές οι τιμές απαιτούνται για τις κατάλληλες αναλύσεις τάσης.

Έτσι, για να χαρακτηρίσουν πλήρως οι in situ συνθήκες, διεξήχθη η ακόλουθη διαδικασία. Ο χαλαρός συνδετικός ιστός αφαιρέθηκε από την επιφάνεια του αγγείου. Δύο μαύρου χρώματος, strawchips κολλήθηκαν σημειακά με κυανοακρυλική κόλλα τζελ πάνω στο μεσαίο τμήμα των δειγμάτων. Τα δύο αυτά προσανατολίστηκαν εγκάρσια προς τον άξονα του αγγείου και είχαν απόσταση μεταξύ τους από -10 mm. Ενήργησαν/χρησιμοποιήθηκαν ως δείκτες μέτρησης για τις αξονικές μετρήσεις παραμόρφωσης. Το αγγείο διασωληνώθηκε με κοίλους κατασκευασμένους από Plexiglas συνδέσμους και στα δύο άκρα και εισήχθη στο μηχάνημα που πραγματοποιεί τη δοκιμασία. Το in situ πρωτόκολλο διάταξης επαναλήφθηκε ξανά στη συνέχεια και exsitu. Αυτό σημαίνει ότι σε κάθε τιμή πίεσης που εφαρμόστηκε, η αξονική παραμόρφωση ρυθμίστηκε στην τιμή που παρατηρήθηκε κατά τη διάρκεια της in situ διάταξης και διατηρήθηκε σταθερή για 10 λεπτά. Στη συνέχεια μετρήθηκαν η σχετιζόμενη περιμετρική παραμόρφωση και το αξονικό φορτίο. Κατά συνέπεια, η διαμόρφωση insitu, δηλαδή η περιφερειακή και αξονική παραμόρφωση και η σχετιζόμενη φόρτιση, δηλαδή η πίεση και το αξονικό φορτίο, προσδιορίστηκαν πλήρως για τα συγκεκριμένα επίπεδα πίεσης.



Εικόνα 6.9 : Πειραματική διάταξη

Το αγγείο τέθηκε εκτός του μηχανήματος που πραγματοποίησε τη δοκιμή, τα άκρα του κόπηκαν, και οι δείκτες μέτρησης που είχαν τοποθετηθεί απομακρύνθηκαν. Μια φωτογραφία τραβήχτηκε μετά από 30 λεπτά σε θερμοκρασία $37 \pm 1^\circ\text{C}$ και σε διάλυμα NaCl. Στη συνέχεια ο έξω χιτώνας τραβήχτηκε, με τέτοιο τρόπο που μπορεί να προσομοιαστεί με το «ζιβάγκο», από τον έσω χιτώνα που παρατηρείται βαθύτερα. Γενικά, η προσκόλληση του έξω χιτώνα προς τον αντίστοιχο μέσο ήταν ασθενής και έτσι ο διαχωρισμός τους δε προκάλεσε κάποιο τραυματισμό. Ο έξω χιτώνας ανασύρθηκε αμέσως κατά την κατεύθυνση του άξονα (υποδεικνύοντας παραμένουσες τάσεις εφελκυσμού) και τοποθετήθηκε σε διάλυμα NaCl θερμοκρασίας $37 \pm 1^\circ\text{C}$. Μετά από 30 λεπτά τραβήχτηκε μια ακόμα φωτογραφία. Η αξονική παραμόρφωση που παρέμεινε υπολογίστηκε ως ο λόγος του μήκους του μη-αφαιρεμένου αγγείου προς το μήκος του έξω χιτώνα. Και τα δύο μήκη προσδιορίστηκαν φωτογραμμετρικά από τις εικόνες που ελήφθησαν.

Οι δείκτες μέτρησης συνδέθηκαν ξανά με την κεντρική περιοχή του έξω χιτώνα. Ο τελευταίος διασωληνώθηκε και εισήχθη στο μηχάνημα που πραγματοποιεί τη δοκιμασία, όπου διεξήχθησαν τεστ επέκτασης-διάτασης.

6.2.1.2 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΣΤΗΣΙΜΟ

Δοκιμές έκτασης-διόγκωσης με δισδιάστατες μετρήσεις δειγμάτων αγωγών του έξω χιτώνα από, εκτελέστηκαν σε ένα ελεγχόμενο από υπολογιστή, ελικοειδούς

κίνησης και υψηλής ακρίβειας μηχανήμα δοκιμής εφελκυσμού. Το σύστημα αυτό βασίστηκε σε μια εμπορικής κατηγορίας 1 μηχανή η οποία προσαρμόστηκε για βιολογικά δείγματα, με την ενσωμάτωση ενός λουτρού για ιστούς θερμοκρασίας $37\pm 0,1^{\circ}\text{C}$. Η θερμοκρασία διατηρείται από μια μονάδα που ρυθμίζει τη θερμοκρασία να κυκλοφορεί ομοιόμορφα. Οι διαδοκίδες (δοκάρια) οδηγούνται σε αντίθετες κατευθύνσεις, επιτρέποντας μια σταθερή θέση του κέντρου του δείγματος.

Το μετρούμενο μήκος (η απόσταση κατά μήκος του δείγματος που αντιπροσωπεύει το τμήμα που γίνονται οι υπολογισμοί για την έκταση) και η εξωτερική διάμετρος μετρήθηκαν οπτικά χρησιμοποιώντας ένα PC-based (CPU 586) βιντεομηκυσιόμετρο (μοντέλο ME 46-350, Messphysik) χρησιμοποιώντας μια πλήρους εικόνας, συζευγμένου φορτίου κάμερας (CCD). Αυτή η 0,5 κατηγορία οργάνου υποστηρίζει μια διαδραστική, μέσω οθόνης, επιλογή της ζώνης μέτρησης και αυτόματα ανιχνεύει το σημείο μέτρησης και τα άκρα του αγγείου κατά τη διάρκεια του πειράματος. Από τα αντίστοιχα δεδομένα παραμόρφωσης υπολογίστηκε ο μέσος όρος σε σχέση με την ζώνη μέτρησης και εστάλησαν στη μονάδα επεξεργασίας δεδομένων σε πραγματικό χρόνο.

Η πίεση μετρήθηκε με τη βοήθεια μιας κατηγορίας πέντε-bar, τύπου 1 μετρητή καταπόνησης (μηκυσιόμετρο), μετατροπέα πίεσης (μοντέλο TP12, AEP transducers; Modena, Italy) και παράχθηκε από μια αντλία μέτρησης (μοντέλο μ333, Neuhold, Graz, Austria) η οποία υποστηρίζει εξωτερικό ψηφιακό έλεγχο. Για τη μείωση δονήσεων που προκαλούνται από την αντλία, το υγρό τροφοδοτείται στο δείγμα μέσω ενός διαφανούς και εν μέρει γεμάτου πλαστικού κυλίνδρου. Τα αξονικά φορτία μετρήθηκαν με τη βοήθεια ενός 25 N, κλάσης 1 μετρητή καταπόνησης της δυναμοκουψέλης (μοντέλο F1, μετατροπείς AEP).

Ψηφιακός έλεγχος της ηλεκτρικής κίνησης της μηχανής και της αντλίας, καθώς και της απόκτησης δεδομένων από τη θέση του βάρου κεφαλής και πίεσης πραγματοποιήθηκαν από δύο εξωτερικούς ψηφιακούς ελεγκτές (EDC 25 / 90WI; Munich, Germany), ειδικά σχεδιασμένους για μηχανήματα που πραγματοποιούν δοκιμές για εφελκυσμό λόγω δυνάμεων ελικοειδούς φοράς. Ένα PC (CPU 586) συνδεδεμένο με ένα βιντεομηκυσιόμετρο και δύο εξωτερικούς ψηφιακούς ελεγκτές, επεξεργάστηκε και αποθηκεύσε όλα τα δεδομένα (πίεση, φορτίο, εξωτερική διάμετρος, μήκος μέτρησης και θέση βακτροκεφαλής) on-line μέσω του ειδικού λογισμικού (Applicationsoftware, Messphysik). Τα δεδομένα παρείχαν προγραμματισμό και βοήθησαν στην εκτέλεση των πρωτοκόλλων τους από καθορισμένο χρήστη μέσω ελέγχου

ανάδρασης. Ειδικότερα, επιτρεπόταν η κυκλική διάταξη σε ρυθμιζόμενες σταθερές τιμές.

Το σύστημα λειτουργεί με μια βακτροκεφαλή που πραγματοποιεί μια κίνηση (ταλάντωση) εύρους 0.04 μm , με ελάχιστη ανάλυση 1 mN για την 25-N δυναμοκυψέλη που χρησιμοποιήθηκε και 20 Pa για τον 5-bar μετατροπέα πίεσης. Τρισδιάστατες μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν με αξονικές και εγκάρσιες αναλύσεις καλύτερες από 1: 105 σε σχέση με το οπτικό πεδίο της κάμερας. Για τα πειράματα, το οπτικό πεδίο ρυθμίστηκε στα $18,3 \times 12,8 \text{ mm}$ με τη βοήθεια των κατάλληλων οπτικών οργάνων/εξαρτημάτων. Μετρήσεις που αφορούν στο φορτίο και στη θέση της βακτροκεφαλής πραγματοποιήθηκαν σε ένα ρυθμό δειγματοληψίας 50 Hz, και οι μετρήσεις δύο διαστάσεων, πραγματοποιήθηκαν με το ρυθμό (των) καρέ-βίντεο να είναι 25 Hz. Οι διακυμάνσεις των μετρήσεων προσδιορίστηκαν για ένα χαλαρό τυπικό δείγμα στα 13,3 kPa και στο (όταν το είχε) *in situ* μήκος του, τιμές πίεσης, φορτίο, εξωτερική διάμετρος και μήκος μέτρησης με SDs ($n = 1,000$) ήταν 12.6 Pa, 1.7 mN, 2.4 μm , and 8.1 μm αντίστοιχα.

Η σωστή ρύθμιση της μηδενισκής πίεσης επιτεύχθηκε για πρώτη φορά με το άνοιγμα των βαλβίδων στο κύλινδρο πίεσης και στον άνω άξονα εφελκυσμού, ο οποίος είναι ένας κοίλος και διαφανής πλαστικός σωλήνας, και στη συνέχεια, εξισώθηκε η στάθμη του υγρού εντός του άξονα εφελκυσμού, με εκείνη του λουτρού για τον ιστό. Η πίεση τότε μηδενίστηκε και οι βαλβίδες έκλεισαν ώστε να μετρηθεί η "διατοιχωματική" πίεση. Η σωστή μηδενική ρύθμιση του αξονικού φορτίου επιτεύχθηκε με τον καθορισμό της θέσης του δείγματος στον άνω άξονα και στη συνέχεια βυθίζοντας το, και μαρκάροντας το επίπεδο του άξονα αυτού. Το αξονικό φορτίο τότε μηδενίστηκε και κατόπιν η θέση του δείγματος καθορίστηκε στο κατώτερο άξονα. Αφού το δείγμα τοποθετήθηκε στο σημασμένο επίπεδο πάλι, το αξονικό φορτίο μετρήθηκε σωστά.

Σφάλματα των μετρήσεων φορτίου προέρχονται από τη μεταβολή της δύναμης άνωσης λόγω των μεταβαλλόμενων θέσεων του άνω άξονα και από την ανύψωση του επιπέδου του υγρού στο άνω άξονα κατά τη διάρκεια της διάταξης (έμφυσης/διόγκωσης). Τα σφάλματα αυτά ήταν μικρά (<50 mN) και τα αποτελέσματα θα μπορούσαν εύκολα να διορθωθούν με τη βοήθεια στοιχειωδών / βασικής γνώσης υπολογισμών οι οποίοι λαμβάνουν υπόψη τις δυνάμεις άνωσης ανά μονάδα μήκους του άξονα και τη (γνωστή) θέση του καθώς και τον όγκο του αερίου στο κοίλο άξονα ως συνάρτηση της εφαρμοζόμενης πίεσης.

Πριν από κάθε πείραμα, το βιντεομηκυσιόμετρο βαθμονομήθηκε με τη βοήθεια ενός ειδικά σχεδιασμένου προτύπου.

6.2.1.3 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΤΗΣ ΔΟΚΙΜΑΣΙΑΣ (ΤΕΣΤ)

Δοκιμές έκτασης, διόγκωσης των έξω χιτώνων που έχουν διαχωριστεί/απομονωθεί, διεξήχθησαν σε δύο περιοχές/τομείς φόρτισης. Στο φυσιολογικό τομέα με διατοιχωματική πίεση από 0 να 33 kPa (250 mmHg) και στη περιοχή υψηλής πίεσης με διατοιχωματική πίεση από 0 έως 100 kPa (750 mmHg).

Οι έξω χιτώνες εισήχθησαν στο μηχάνημα που πραγματοποιεί τη δοκιμή (τεστ) και αφέθηκαν να εξισορροπηθούν για 30 λεπτά σε 37 ± 1 ° C, σε διάλυμα 0,9% NaCl. Στη συνέχεια υποβλήθησαν σε μία σειρά τεσσάρων κυκλικών δοκιμών διόγκωσης για κάθε τομέα. Κάθε δοκιμή συσχετίστηκε με μια συγκεκριμένη αρχική αξονική έκταση, η οποία ρυθμίστηκε πριν διογκωθεί το δείγμα.

Οι αρχικές αξονικές εκτάσεις που χρησιμοποιούνται, αναφέρονται στη διαφορά μεταξύ του μήκους διαμετρήματος χωρίς φορτίου, και το *in situ* μήκος της στα 13,3 kPa. Το τελευταίο είναι το προϊόν του μήκους της χωρίς φορτίου-ιαμετρίματος και η (γνωστή) αξονική *in situ* έκταση στα 13,3 kPa. Κατά την πρώτη, δεύτερη και τρίτη δοκιμή, το μήκος διαμετρήματος του δείγματος παρατάθηκε κατά 50%, 100 %, και 150%, αντίστοιχα, αυτής της συγκεκριμένης διαφοράς. Περιστασιακά, διεξήχθη μια τέταρτη δοκιμή με μια αξονική έκταση του 75% της διαφοράς. Αυτό το πρωτόκολλο αποσκοπούσε στο να εξασφαλιστεί ότι τα πειραματικά "μονοπάτια" καλύπτουν την *in situ* καταπόνηση. Πλέον θα αναφερόμαστε σε αυτές τις δοκιμές ως «50%», «100%», «150%» και «75%» δοκιμές. Εάν το αξονικό φορτίο υπερέβη το 3 N κατά τη διάρκεια της δοκιμής «150%», η δοκιμή σταματούσε και αντ' αυτού μια δοκιμή «125%» ξεκινούσε.

Τέλος, η δοκιμή «100%» επαναλήφθηκε για να ελέγξει πιθανές αλλαγές της μηχανικής συμπεριφοράς κατά τη διάρκεια μιας σειράς δοκιμών. Για ορισμένα αγγεία, πραγματοποιήθηκαν επίσης δοκιμές σε σωλήνες απο μη-διαχωρισμένα δείγματα. Τα αποτελέσματα αυτά δεν αναφέρονται σε αυτή τη μελέτη, αλλά θα δημοσιευτούν σε άλλη μελέτη.

Τα δείγματα διάταθηκαν κυκλικά πέντε φορές για κάθε (μεμονωμένη) δοκιμή. Προκαταρκτικές δοκιμές έδειξαν ότι τρεις κύκλοι ήταν αρκετοί για τη σωστή προετοιμασία των δειγμάτων του έξω χιτώνα. Οι δοκιμές πραγματοποιήθηκαν

για πρώτη φορά στο φυσιολογικό τομέα και στη συνέχεια στον υψηλής πίεσης. Σταθερή διάταση 16,5 kPa/min (125 mmHg/min) και 25 kPa/min (190 mmHg/min) χρησιμοποιήθηκαν για τον φυσιολογικό και τον υψηλής πίεσης τομέα αντίστοιχα. Σε κατάσταση χωρίς φότιση, οι (αναφορικές) εξωτερικές διαμέτροι και ακτίνες αντίστοιχα, μετρήθηκαν μετά από δύο σειρές δοκιμών στα 33 και 100 kPa. Όλες οι δοκιμές είχαν τελειώσει μέσα σε 24 ώρες από την αυτοψία.

Το συνολικό μήκος ενός δείγματος διατηρήθηκε σταθερό για κάθε δοκιμή. Ωστόσο, λόγω των «επιδράσεων/αποτελεσμάτων στα άκρα» και της πιθανής αρτηριακής ανομοιομορφίας, το αξονικό μήκος μέτρησης και κατά συνέπεια η αξονική έκταση ποικίλλει σημαντικά. Αυτές οι παρατηρήσεις αποδεικνύουν ότι για ένα σωστό προσδιορισμό της παραμόρφωσης ενός αγγείου, οι μετρήσεις διαστάσεων πρέπει να περιορίζονται στη κεντρική (gauge) περιοχή του δείγματος. Είναι αξιοσημείωτο ότι, υπάρχουν μερικές εξαιρετικές μελέτες για αρτηριακή μηχανική, οι οποίες δεν αποκλείουν τα αποτελέσματα στα άκρα του δείγματος.

Μετρήσεις πάχους

Η προσέγγιση της ανάλυσης της έκτασης που χρησιμοποιήθηκε απαιτεί τιμές της συνολικής έκτασης και του πάχους τοιχώματος του έξω χιτώνα στις καταστάσεις χωρίς φορτίο.

Συνολικό πάχος τοιχώματος

Πριν από τη δοκιμή (τεστ), ένα δακτυλίδι ύψους 3 mm (απο)κόπηκε από το τέλος του αρτηριακού δείγματος. Μια φωτογραφία κλίμακας τραβήχτηκε μετά από 30 λεπτά σε διάλυμα 0,9% NaCl στους $37\pm 1^\circ\text{C}$. Το συνολικό πάχος του τοιχώματος μετρήθηκε φωτογραμμετρικά σε τέσσερις θέσεις και υπολογίστηκε ο μέσος όρος. Επιπλέον, μετρήθηκε το πάχος του τοιχώματος του έξω χιτώνα. Ωστόσο, αυτό δεν ήταν το πάχος του χωρίς μηχανική φόρτιση χιτώνα γιατί ο χιτώνας είναι εκταμένος/τεντωμένος μέσα στη δομή του τοιχώματος. Το πάχος του χωρίς φόρτιση-έξω χιτώνα υπολογίστηκε με βάση την παραδοχή της υπόθεσης της ασυμπίεστότητας.

Πάχος τοιχώματος του έξω χιτώνα

Αφού ολοκληρώθηκε η σειρά δοκιμών ελέγχου των 100 kPa, το δείγμα σε σχήμα δακτυλίου κόπηκε ακτινικά, δημιουργώντας έτσι μια λωρίδα. Το μέσο πάχος της λωρίδας αυτής μετρήθηκε με τη βοήθεια του βιντεομηκυσιομέτρου.

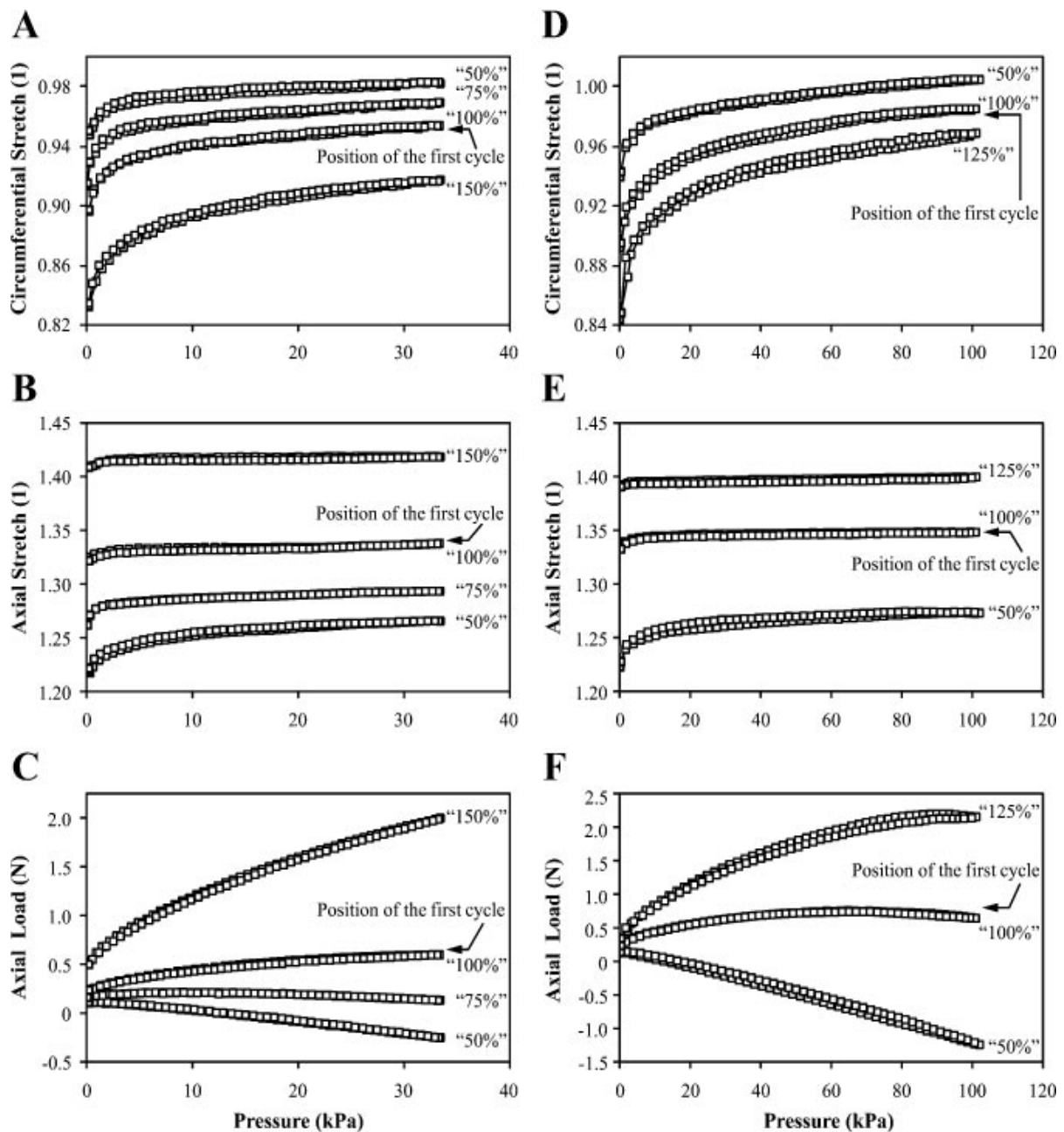
Ως εκ τούτου, μια εγκατάσταση έχει σχεδιαστεί για την ανίχνευση φωτισμού πίσω από το περίγραμμα του δείγματος. Η ενυδατωμένη λωρίδα τοποθετήθηκε στον αέρα μέσα σε ένα αδιαφανές θάλαμο, σε μια πλάκα γνωστού πάχους (1 mm), έτσι ώστε η πλάγια πλευρά της να είναι στο ίδιο επίπεδο με της πλάκας. Επιπλέον, η πλάγια πλευρά της ήταν προσανατολισμένη προς την κάμερα CCD (οπτικό πεδίο, 15,1 × 10,6 mm), και φωτιζόταν από πίσω από μια κατάλληλη πηγή φωτός. Το πλεονάζον υγρό αφαιρέθηκε προσεκτικά με χαρτοπετσέτες.

Το σύστημα βαθμονομήθηκε πριν από κάθε πείραμα χρησιμοποιώντας την πλάκα ως μια γνωστή τιμή αναφοράς πάχους (standard). Η ακρίβεια του συστήματος ελέγχθηκε χρησιμοποιώντας πρότυπα πάχους ($n = 11$) που κυμαίνονται από 1 έως 2 mm. Τα σχετικά σφάλματα ήταν <1%. Η τυπική απόκλιση (SD) των επαναλαμβανόμενων μετρήσεων του πάχους ($n = 10$) ενός τυπικού δείγματος έξω χιτώνα ήταν < 5% αναφερόμενο στο μέσο πάχος, γεγονός που υποδεικνύει ικανοποιητική επαναληψιμότητα.

Το πάχος των χωρίς φορτίο έξω χιτώνων μετά τη σειρά δοκιμών 33 kPa ήταν διαφορετική από εκείνη που μετρήθηκε μετά τη σειρά δοκιμών 100 kPa επειδή φόρτιση λόγω υψηλής πίεσης προκάλεσε (ελαφρά) μόνιμη παραμόρφωση των χιτώνων που χρησιμοποιήθηκαν ως δείγματα. Το πάχος των χωρίς φορτίο - έξω χιτώνων στα 33 kPa. Δηλαδή, το φυσιολογικό πάχος, μπορεί να υπολογιστεί βάση της υπόθεσης/παραδοχής της ασυμπιεστότητας.

Οι ακριβείς μετρήσεις του πάχους των μεγάλης ελαστικότητας μαλακών ιστών, όπως είναι ο έξω χιτώνας είναι δύσκολες αλλά ζωτικής σημασίας για το σωστό υπολογισμό της έκτασης. Έτσι, για ένα επιπλέον ποιοτικό έλεγχο, οι τιμές συγκρίθηκαν με τα αποτελέσματα από τις φωτογραμμετρικές μετρήσεις του πάχους χιτώνα (βλ συνολικό πάχος τοιχώματος). Συνήθως, οι διαφορές μεταξύ αυτών των τιμών και αυτών που μετρήθηκαν με το βιντεομηκυνσιομέτρο ήταν <10%, γεγονός που υποδηλώνει ικανοποιητική συμφωνία μεταξύ των μεθόδων και των μικρών περιφερειακών παραλλαγών του πάχους του έξω χιτώνα.

Αξίζει να σημειωθεί, ότι στο τομέα 100kPa οι έξω χιτώνες εμφάνιζαν ακόμα σχεδόν ελαστική συμπεριφορά και δεν παρατηρήθηκαν φθορές/ζημίες. Στον τομέα αυτό, οι υψηλότερες περιφερειακές τάσεις ήταν μεταξύ 1,1 και 2,1 MPa, και οι υψηλότερες αξονικές τάσεις ήταν μεταξύ 0,8 και 1,2 MPa, πράγμα που σημαίνει ότι οι τελικές δυνάμεις εφελκυσμού των χιτώνων που διερευνήθηκαν, ήταν πέρα από αυτές τις περιοχές.



Εικόνα 6.9 : Αντιπροσωπευτικές μηχανικές αποκρίσεις ενός έξω χιτώνα (δείγμα VI) που υποβάλλεται σε κυκλική συμπίεση στα 33 kPa (A-O) και στα 100 kPa (D-F). Οι Περιφερειακέςεκτάσεις (A και D), αξονικέςεκτάσεις (B και E), και αξονικά φορτία (C και F) συναρτήσει της πίεσεως για τις δοκιμές διάτασης με διάφορες αρχικές αξονικές εκτάσεις που καθορίζονται από τις ετικέτες «50%», «75%», «100%» « «125%» και «150%» (βλέπε μεθόδους για λεπτομέρειες). Οι θέσεις των πρώτων κύκλων φόρτισης υποδεικνύονται από τα βέλη για τις 100%δοκιμές. Να σημειωθεί η μικρή υστέρηση για κάθε καμπύλη.

6.2.1.4 ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Σημαντικός στόχος της μηχανικής των αγγείων είναι ο προσδιορισμός των μηχανικών φορτίων και οι συναφείς παραμορφώσεις που συμβαίνουν στο αρτηριακό τοίχωμα. Οι περισσότερες μελέτες σχετικά με τη μηχανική των τοιχωμάτων των αγγείων θεωρούν τα αρτηριακά τοιχώματα ως ενός-στρώματος ομοιογενές δομές. Ωστόσο, τα αρτηριακά τοιχώματα είναι ετερογενείς τριών-στρωμάτων σύνθετες δομές (έξω, μέσος και έσω χιτώνας) με ειδικά ιστολογικά χαρακτηριστικά για κάθε στρώμα. Έτσι, μια καλύτερη κατανόηση της μηχανικής λειτουργίας τους στο επίπεδο των ιστών, απαιτεί δεδομένων ειδικά για κάθε στρώμα. Σύμφωνα με τις γνώσεις των συγγραφέων, αυτή η μελέτη είναι η πρώτη που αναφέρει άμεσες μετρήσεις των μηχανικών αποκρίσεων των αγωγών των έξω χιτώνων του ανθρώπου κάτω από φυσιολογικές και υψηλής πίεσης (θεραπευτικές) συνθήκες. Η θεμελιώδης προϋπόθεση αυτής της μελέτης είναι μια τεχνική προετοιμασίας που παρέχει μία μέθοδος που δεν προκαλεί ιδιαίτερη φθορά κατά το διαχωρισμό άθικτων αγωγών του έξω χιτώνα από τους υπόλοιπους μέσο - και έσω σωλήνες που βρίσκονται εκεί, με ένα τρόπο που προσομοιάζει τη κατασκευή του ζιβάγκου. Οι ιστολογικές αναλύσεις επιβεβαίωσαν σωστό διαχωρισμό των στρωμάτων από την εξωτερική ελαστική μεμβράνη. Σύμφωνα με την εμπειρία των συγγραφέων, η τεχνική που περιγράφεται είναι πολύ πιο δύσκολη ή μπορεί ακόμη και να είναι αδύνατη για να εφαρμοστεί για τις αρτηρίες των νεαρών πειραματόζωων. Έτσι, παρά τα προβλήματα της προσβασιμότητας και των σημαντικών διαφορών στο εσωτερικό των δειγμάτων, οι μεγάλης ηλικίας ανθρώπινες αρτηρίες μπορούν να παρέχουν μια πολλά υποσχόμενη βάση για μηχανικές μελέτες των ειδικών στρωμάτων. Επιπλέον, όσον αφορά στον τομέα της ιατρικής που αφορά τα καρδιαγγειακά, το υλικό που αναφέρεται στη συμπεριφορά του μεγάλης ηλικίας ανθρώπινων αρτηριών παρουσιάζουν μεγάλο ενδιαφέρον.

Παραμένουσες παραμορφώσεις

Η παρούσα μελέτη παρουσιάζει για πρώτη φορά δεδομένα σχετικά με τις παραμένουσες εκτάσεις του έξω χιτώνα σε μια δομή αρτηριακού τοιχώματος. Έτσι, δεν είναι δυνατόν να συγκρίνουμε αυτά τα δεδομένα με τα υπάρχοντα αποτελέσματα και δεν είναι σαφές κατά πόσον υπάρχουν συστηματικές διαφορές σε σχέση με το είδος, την ηλικία, και ανατομικές περιοχές. Προφανώς, για τα περισσότερα από τα δείγματα, οι παρατηρούμενες παραμένουσες εκτάσεις προκαλούν προ-επιστράτευση κολλαγόνων ινών και ως εκ τούτου,

παρέχει μεγαλύτερη δυσκαμψία και μεγαλύτερες τάσεις του έξω χιτώνα. Οι παραμένουσες παραμορφώσεις επιτρέπουν στα στρώματα του χιτώνα να είναι αποτελεσματικά υλικά μεταφοράς φορτίου, τα οποία διαφορετικά θα ήταν χαλαρές επιστρώσεις των αρτηριών. Από αυτή την άποψη, είναι αξιοσημείωτο να αναφερθεί ότι η τάση στον έξω χιτώνα μπορεί να ρυθμίζει τη ροή του αίματος στα τροφόρα αγγεία (vasavasorum) τα οποία με τη σειρά τους μπορεί να παίζουν σημαντικό ρόλο στην αγγειακή λειτουργία και στις ασθένειες .

Επιπρόσθετα, μετρήσαμε τις εναρκτήριες γωνίες δακτυλίων του έξω χιτώνα, οι οποίοι κόπηκαν ακτινικά, για να αποκαλυφθεί η ακτινική διαβάθμιση των παραμενουσών καταπονήσεων (και τάσεων) στο εσωτερικό του χιτώνα. Ωστόσο, επειδή οι έξω χιτώνες που μελετήθηκαν παρουσίασαν εξαιρετικά μαλακή συμπεριφορά στις διαμορφώσεις που χαρακτηρίζονταν από έλλειψη φορτίου και επειδή το πάχος τους ήταν μικρό, οι καταπονήσεις αυτές (και οι σχετικές τάσεις) φαίνονται να είναι αμελητέες σε σύγκριση με τις παραμένουσες εκτάσεις του «συνολικού τοιχώματος».

Καταστατικά μοντέλα

Αυτή είναι η πρώτη μελέτη στην οποία παρουσιάζονται καταστατικά μοντέλα που αφορούν έξω χιτώνες και βασίζονται σε δοκιμασίες έκτασης-διάτασης σωλήνων του χιτώνα. Η προσέγγιση που χρησιμοποιήθηκε και βασίζεται στην υπερελαστικότητα, οδηγεί σε μια ικανοποιητική αναπαράσταση της συμπεριφορά του έξω χιτώνα μέσω μιας δύο-διαστάσεων, τύπου-Fung, αποθήκευσης-ενέργειας συνάρτησης. Αυτή χρησιμοποιήθηκε επίσης επιτυχώς από τους vonMaltzahnetal. και Kangetal. για τις μελέτες τους που εξειδικεύονταν στα στρώματα.

Βασικά, η σύγκριση με τα καταστατικά μοντέλα των von Maltzahnetal. και Kangetal. δεν είναι κατάλληλη, διότι σε αυτή την προσέγγιση οι παραμένουσες εκτάσεις δεν λαμβάνονται υπ' όψη και ως εκ τούτου, οι καταστατικοί σχηματισμοί δεν αναφέρονται στη κατάσταση που χαρακτηρίζεται από μη-ύπαρξη φορτίου. Τα μοντέλα των vonMaltzahnetal. για έξω χιτώνες καρωτίδων βοοειδών είναι εξαιρετικά επιεική. Με βάση τα αυτά μοντέλα, υπολογίστηκαν τις equibiaxial εκτάσεις περίπου στο 1.8 σε μία περιφερειακή τάση 500 kPa, ενώ όταν για τους έξω χιτώνες μεγάλης ηλικίας αρτηριών ερευνήθηκαν οι εκτάσεις αυτές ήταν μόνο περίπου στο 1.06. Λαμβάνοντας υπόψη τα δεδομένα αυτά και την αρνητική συσχέτιση με την ηλικία, μπορεί κανείς να συμπεράνει ότι όχι μόνον ο έσω και ο μέσος, αλλά και ο έξω χιτώνας σκληραίνει λόγω

διαρθρωτικών αλλαγών που σχετίζονται με την ηλικία, δηλαδή, υπάρχει μια "adventitious sclerosis." (σκλήρυνση έξω-χιτώνα). Το ισοτροπικό μοντέλο των Demiray και Vito για τους έξω χιτώνες αορτής βοοειδών, το οποίο είναι ακατάλληλο για μια γενική περιγραφή της απόκρισης του έξω χιτώνα, δίνει μια equibiaxial έκταση 1,5 στα 500 kPa.

Πειραματικά δεδομένα έχουν δημοσιευθεί επίσης για διαξονικές δοκιμές στο επικάρδιο βοοειδών και στο επικάρδιο σκύλων. Το επικάρδιο μπορεί να θεωρηθεί ως μία δομή παρόμοια με το χιτώνα. Ωστόσο, αυτές οι μελέτες χρησιμοποίησαν ένα τύπο προσέγγισης της μεμβράνης, ο οποίος δυστυχώς, δεν επιτρέπει τον υπολογισμό των πραγματικών τάσεων (τάσεις Cauchy)

Καταστάσεις insitu άσκησης τάσεων

Ένα άλλο ιδιαίτερο χαρακτηριστικό της παρούσας μελέτης είναι η απόδοση των αγγείων σε *insitu* δοκιμές διάταξης σε πτώματα ανθρώπων, οι οποίες είναι θεμελιώδους σημασίας για τον υπολογισμό της *in situ* τάσης. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι οι υπολογισμοί που αφορούν τη τάση όταν προέρχονται από την εξίσωση ισορροπίας, δεν είναι κατάλληλα για τον προσδιορισμό των τάσεων του έξω χιτώνα. Μόνο μεταξύ 6,7 kPa (50 mmHg) και 13,3 kPa (100 mmHg), δηλαδή, κοντά στο φυσιολογικό "σημείο λειτουργίας", είναι οι παγκόσμιες τάσεις ισορροπίας και οι τάσεις του χιτώνα είναι περίπου το ίδιο. Αυτή η αξιοσημείωτη εξαίρεση υποστηρίζει την υπόθεση μιας (σχεδόν) ομοιόμορφης κατάστασης εφαρμογής τάσης στο ετερογενές τοίχωμα σε φυσιολογικές συνθήκες, που επιτυγχάνεται ουσιαστικά με ειδική τρισδιάστατη διανομή των παραμενουσών τάσεων (και καταπονήσεων) στα αρτηριακά στρώματα. Πράγματι, η υπόθεση των σταθερών περιφερειακών τάσεων λόγω κατάλληλων διανομών/κατανομών των παραμενουσών τάσεων, είναι καλά καθορισμένη για μοντέλα που αφορούν ομοιογενή τοιχώματα.

Και πάλι, δεν υπάρχουν συγκρίσιμα στοιχεία για τις *in situ* τάσεις του έξω χιτώνα. Τουλάχιστον τα αποτελέσματα του von Maltzahn και των συνεργατών του που ελήφθησαν από καρωτίδες βοοειδών και υποτίθεται ότι είναι κοντά στην *in situ* κατάσταση που μελετάται εδώ καθώς και οι εκτιμώμενες τάσεις στο επικάρδιο βοοειδών είναι της ίδιας τάξης μεγέθους, μεταξύ 30 και 600 kPa.

Επιπτώσεις για την αρτηριακή φυσιολογία

Τα δεδομένα μας τονίζουν τη σημαντικότητα του μηχανικού ρόλου του έξω χιτώνα ως ένα στρώμα που συμμορφώνεται εύκολα σε χαμηλές πιέσεις και

φαίνεται να φέρει σημαντικά φορτία σε φυσιολογικές συνθήκες. Σε καταστάσεις αυξημένης πίεσης στο αίμα, μπορεί να γίνει το κύριο μηχανικό συστατικό του τοιχώματος λόγω έντονης δυσκαμψίας που παρουσιάζει. Για την πλειονότητα των δειγμάτων που μελετήθηκαν, παρατηρήθηκε ότι η ακαμψία του χιτώνα σχετίζεται με μια εκτεταμένη αύξηση της πίεσης φορτίων του έξω χιτώνα και τις τάσεις του έξω χιτώνα όταν συγκρίνονται με τις μέσες τάσεις τοιχώματος. Έτσι, για αυτά τα δείγματα, ο χιτώνας είναι το πιο ευαίσθητο στρώμα σε σχέση με αυξημένες πιέσεις του αίματος. Κατά συνέπεια, από μηχανικής άποψης, ο έξω χιτώνας μπορεί να είναι το πιο κατάλληλο αρτηριακό στρώμα για την ανίχνευση καταστάσεων υπέρτασης.

Αυτές οι νέες γνώσεις σχετικά με τη μηχανική του αρτηριακού τοιχώματος ενισχύει την υπόθεση ότι ο χιτώνας διαδραματίζει ουσιαστικό ρόλο για ρυθμιστικά συστήματα τα οποία ελέγχουν την αγγειακή αναδιαμόρφωση και τον αγγειακό τόνο. Υπάρχει, πράγματι, μια ισχυρή ιστολογική βάση για μια τέτοια λειτουργία. Εκτός από το ενδοθηλίο του έσω χιτώνα, τα μεγάλα αγγεία διαθέτουν ένα «δεύτερο ενδοθηλιακό όργανο» που βρίσκεται στον εσωτερικό χιτώνα των τροφοφόρων αγγείων. Αυτά τα ενδοθηλιακά κύτταρα μπορεί να αντιδράσουν σε αυξημένες μηχανικές τάσεις μέσω παρακρινικής δραστηριότητας, η οποία θα μπορούσε να επηρεάσει το σύνολο του τοιχώματος του αγγείου. Επιπλέον, τα ενδοθηλιακά κύτταρα των τροφοφόρων αγγείων συνδέονται με το φλεβικό χαμηλής-πίεσης σύστημα, το οποίο θα μπορούσε να ενεργήσει ως ανεξάρτητο σύστημα αναφοράς πίεσης (το να έχει τιμή αναφοράς είναι ένα θετικό χαρακτηριστικό για κάθε σύστημα μέτρησης).

Κάποιος μπορούσε να υποθέσει ότι τα ενδοθηλιακά κύτταρα του έξω χιτώνα θα μπορούσαν να έχουν ένα σύστημα μηχανικής μετάδοσης με το οποίο ανιχνεύουν τάσεις εφελκυσμού (αντί των διατμητικών τάσεων, που μπορεί να ανιχνεύεται από τα ενδοθηλιακά κύτταρα του χιτώνα). Αυτό θα επιτρέψει στα ενδοθηλιακά κύτταρα του έξω χιτώνα για να μετρούν τη διατοιχωματική πίεση έμμεσα μέσω της κατάστασης που χαρακτηρίζεται από τη τάση στο χιτώνα και στη συνέχεια να απαντήσει κατάλληλα σε αυτό. Επιπλέον, σε αντίθεση με τον έσω και μέσο χιτώνα, ο έξω χιτώνας νευρώνεται από τα "Vasorum Nervi", τα οποία παρέχουν μια προφανή δομή ελέγχου για την αγγειοκινητική λειτουργία.

Εκτός από τα ενδοθηλιακά κύτταρα, επιπλέον πιθανοί υποψήφιοι ως «ρυθμιστικά κύτταρα» είναι οι ινοβλάστες του έξω χιτώνα. Υπάρχουν πειραματικές ενδείξεις ότι τα κύτταρα αυτά μπορούν να παρέχουν μια ισχυρή δυναμική πηγή νιτρικού οξειδίου. Αξίζει να σημειωθεί ότι, από την άποψη αυτή,

έχει επίσης δειχθεί ότι το μονοξειδίο του αζώτου που παράγεται στον έξω χιτώνα (από ινοβλάστες που έχουν επιμολυνθεί με ανασυνδυασμένη ενδοθηλιακή συνθετάση του μονοξειδίου του αζώτου) προκαλεί αποτελεσματική χαλάρωση του αγγείου. Επιπλέον, έχει αποδειχθεί πρόσφατα ότι η απομάκρυνση του έξω χιτώνα μεταβάλλει την απόκριση των έσω λείων μυϊκών κυττάρων σε διάφορους διαστολείς και περισταλτικούς παράγοντες.

Κατόπιν εκφύλισης «δίκην μπαλονιού» έχει τεκμηριωθεί ότι στον έξω χιτώνα τα ινοκύτταρα υφίστανται φαινοτυπική διαφοροποίηση για να μετατραπούν σε μυοϊνοβλάστες, οι οποίοι πολλαπλασιάζονται και παράγουν παράγοντες ανάπτυξης που προέρχεται από αιμοπετάλια. Οι ινοβλάστες του έξω χιτώνα έχουν παρατηρηθεί να μεταναστεύσουν στο μέσο και έσω χιτώνα, όπου συμβάλλουν στο σχηματισμό νέου έσω χιτώνα, και μπορεί να είναι υπεύθυνοι για περισταλτική αναδιαμόρφωση. Σε πρόσφατες μελέτες, οι μορφολογικές αλλαγές στον έξω χιτώνα μετά από αγγειοπλαστική με μπαλονάκι συνοψίζονται σε μία φράση ως «neoadventitia σχηματισμοί», σύμφωνα με τον όρο «σχηματισμός νέου έσω χιτώνα» για τις αλλαγές του έσω χιτώνα. Ο πολύπλοκη απόκριση του σχηματισμού neoadventitia δείχνει ότι ο έξω χιτώνας δεν είναι μια αδρανής δομή αλλά αποκρίνεται πολύ ενεργά στην αρχική μηχανική βλάβη.

Συνοπτικά, ο έξω χιτώνας πιθανά να παίζει ένα σημαντικό ρόλο στον έλεγχο της δομής και της λειτουργία των αγγείων. Για μια λεπτομερή κατανόηση αυτών των διαδικασιών, είναι απαραίτητο να διευκρινιστεί η σύνθετη αλληλεπίδραση μεταξύ του φυσικού περιβάλλοντος των αγγειακών στρωμάτων και βιολογική συμπεριφορά τους σε ποσοτική βάση. Αυτό απαιτεί «μηχανο-βιολογικά» μοντέλα που συνδέουν μαθηματικά τις τάσεις και παραμορφώσεις σε αγγειακούς ιστούς με τις ποσότητες που προσδιορίζουν τις σχετικές βιολογικές απόκρισης (κυτταρικός πολλαπλασιασμός, παραγωγή της εξωκυττάριας ουσίας, παρακρινής δραστηριότητα, κλπ). Μέχρι σήμερα, τα περισσότερα από τα υπάρχοντα μοντέλα έχουν ασχοληθεί μόνο με τη μέση τάση τοιχώματος ή πάσχουν από έλλειψη κατάλληλων πειραματικών δεδομένων ειδικά για κάθε στρώμα, εάν χρησιμοποιούνται μοντέλα δύο-στρώματων. Στην παρούσα εργασία τα δεδομένα για κάθε στρώμα του έξω χιτώνα μπορεί να είναι χρήσιμα για την πιο κατάλληλη κατασκευή μαθηματικών μοντέλων που αφορούν τις διαδικασίες αγγειακής αναδιαμόρφωσης. Τα δεδομένα μας, δείχνουν ότι ο έξω χιτώνας είναι σημαντικός παράγοντας για τέτοιου είδους μοντέλα.

Συνέπειες λόγω αγγειοπλαστικής με μπαλονάκι

Τα αποτελέσματά μας σχετικά με την απόκριση του έξω χιτώνα σε καταστάσεις υψηλής πίεσης, είναι μοναδικά και συνεισφέρουν στο να αποκτηθεί γνώση της μηχανικής της αγγειοπλαστικής με μπαλονάκι και τον ιδιαίτερο ρόλο του έξω χιτώνα. Υπερεκτάσεις του τοιχώματος εξαιτίας της διάτασης που προκαλεί το μπαλονάκι θεωρούνται ουσιαστικός μηχανισμός της ενδο-αγγειακής διαστολής και παρατηρείται στην πλειονότητα των περιπτώσεων, κυρίως στις μηριαίες αρτηρίες. Οι έξω χιτώνες που έχουν ερευνηθεί, πάντως, μετασχηματίζονται σε εξαιρετικά άκαμπτους σωλήνες σε πιέσεις που υπερβαίνουν το φυσιολογικό εύρος. Όπως φαίνεται στα αποτελέσματα η φόρτιση λόγω υψηλής πίεσης προκαλεί ελάχιστες παραμένουσες παραμορφώσεις και μπορεί ακόμη και να προκαλέσει σημαντική σκλήρυνση. Αυτό υποδηλώνει ότι η αποτελεσματική υπερέκταση (του μέσου και έσω χιτώνα) είναι περιορίζεται σε έντονο βαθμό από τον έξω χιτώνα. Σύμφωνα με τα δεδομένα, ωστόσο, η αξονική συρρίκνωση η οποία θα μπορούσε να συμβεί, ιδίως, στα άκρα του μπαλονιού, θα μπορούσε να συνδεθεί με μια σημαντική αύξηση της μέγιστης διαστολής της διαμέτρου.

Στο πλαίσιο αυτό, είναι σημαντικό να διευκρινιστεί ο όρος φόρτισης "υψηλής πίεσης". Οι μηριαίες αρτηρίες, για παράδειγμα, διαστέλλονται λόγω διάτασης από πιέσεις που ασκεί το μπαλονάκι, 0,5-1 MPa. Επειδή η αγγειοπλαστική με μπαλονάκι έχει γίνει σχεδόν μη συμβατή στην ονομαστική (δηλώνεται ή εκφράζεται αλλά όχι απαραίτητα να αντιστοιχούν ακριβώς στην πραγματική τιμή) διάμετρο, οι μηριαίες αρτηρίες φέρουν το μεγαλύτερο μέρος του φορτίου πίεσης. Ως εκ τούτου, τα φορτία πίεσης των τοιχωμάτων των αγγείων και ειδικότερα των έξω χιτώνων είναι πολύ μικρότερα από αυτά που παράγονται λόγω των πιέσεων εξαιτίας της διάτασης από το μπαλονάκι. Η μέγιστη πίεση 100 kPa που χρησιμοποιείται στην παρούσα μελέτη είναι πιθανό να καλύψει το εύρος των φορτίων πίεσης που ασκούνται κατά τη διάρκεια της αγγειοπλαστικής. Επιπλέον, για ορισμένα δείγματα, πραγματοποιήσαμε διατάσεις ακόμη και μέχρι 300 kPa, οι οποίες οδήγησαν στην ίδια χαρακτηριστική συμπεριφορά όπως τα πειράματα στα 100 kPa. Σε γενικές γραμμές, οι μέγιστες πιέσεις ήταν περιορισμένες μάλλον από τις δυνατότητες της αντλίας διάτασης παρά από τηναντοχή των δειγμάτων στην αποτυχία. Εάν ωστόσο, η ονομαστική διάμετρος του μπαλονιού είναι πολύ μεγάλη, ο έξω χιτώνας αντιμετωπίζει εξαιρετικά υψηλές πιέσεις, που τελικά θα μπορούσαν να προκαλέσουν ρήξη. Λόγω της έντονης σκλήρυνσης του χιτώνα, η διαφορά

ανάμεσα σε μια "ασφαλή" και "επικίνδυνη" διάμετρος του μπαλονιού είναι μικρή.

Μια άλλη πιθανή επίδραση της αγγειοπλαστικής είναι η αναδιανομή. Δηλαδή, αναδιαμόρφωση των κυριότερων «ήπιων βλαβών» κατά μήκος του άξονα του αγγείου λόγω της συμπίεσης από το μπαλονάκι. Είναι κατανοητό ότι για μια αποτελεσματική συμπίεση των πλακών του τοιχώματος των αγγείων πρέπει να ενεργεί ως ένα άκαμπτο στήριγμα. Σύμφωνα με τα δεδομένα μας, αυτή η στήριξη μπορεί να παρέχεται κυρίως από τον έξω χιτώνα. Έτσι αναδιανομή απαιτεί ένα μπαλονάκι που είναι αρκετά μεγάλο για να διαταθεί και να σκληρύνει ο χιτώνα επαρκώς.

Είναι κοινή πρακτική στην επεμβατική ιατρική να επιλέξουν τη διάμετρο από το μπαλονάκι, σύμφωνα με το παρακείμενο τμήμα του χωρίς-στένωση αγγείου για να αποφευχθεί ρήξη του αγγείου. Τα αποτελέσματά υποστηρίζουν αυτήν την κλινική προσέγγιση και υπογραμμίζουν τη σημασία της σωστής επιλογής της διαμέτρου του μπαλονιού για μια ασφαλή και αποτελεσματική διαδικασία.

Μια άλλη ενδιαφέρουσα παρατήρηση αυτής της μελέτης είναι το γεγονός ότι η (σημασμένη) στάθμη του υγρού στο λουτρό του ιστού, το οποίο καλύφθηκε για να ανασταλεί η εξάτμιση, δεν ανυψώθηκε ούτε ακόμα και κατά τις δοκιμές υψηλής πίεσης. Εκτιμάται ότι ο συντελεστής υδραυλικής διαπερατότητας, που είναι ο λόγος του ρυθμού ροής ανά μονάδα επιφανείας στην κλίση/διαβάθμιση της πίεσης, είναι $<5.84 \times 10^{-15} \text{ m}^4 / \text{Ns}$, δηλαδή, εντός του εύρους του αρθρικού χόνδρου. Για αυτή την εκτίμηση, ελήφθη υπόψη μια επιφάνεια του έξω χιτώνα με έκταση 30 cm^2 , πάχους $0,3 \text{ mm}$, μέση πίεση 50 kPa , και διάρκεια δοκιμής 120 min . Επιπλέον, θεωρείται ανύψωση $\leq 1 \text{ mm}$ στο λουτρό του ιστού με ένα εμβαδόν διατομής 210 cm^2 . Σύμφωνα με την αγγειοπλαστική, αυτό σημαίνει ότι το δυναμικό εξώθησης «υγρών ήπιων βλαβών» ανά μονάδα επιφανείας (1 cm^2) είναι στην περιοχή των $0,01 \text{ mm}^3$.

Συνεπώς, εξάγεται το συμπέρασμα ότι η μείωση του όγκου των πλακών μέσω διήθησης υγρού μέσω του έξω χιτώνα δεν είναι πιθανό να συντελεί σημαντικά στην αποκατάσταση του αυλού.

Περιορισμοί

Ο μηχανικός διαχωρισμός του στρώματος του έξω χιτώνα μπορεί να προκαλέσει δομική βλάβη. Ωστόσο, αυτή η περίπτωση δεν φαίνεται να παρατηρείται κατά τη μηχανική αντοχή του έξω χιτώνα και την ευκολία του διαχωρισμού του.

Επιπλέον, ούτε η μακροσκοπική επιθεώρηση ούτε η ιστολογία έδειξε κάποιο σημάδι δομικής βλάβης.

Η υπόθεση της ομοιογένειας μπορεί να οδηγήσει σε υποτίμηση των τάσεων στο εσωτερικό του έξω χιτώνα επειδή τα εξωτερικά τμήματα του τα οποία εμφανίζουν λιγότερο οργανωμένη διάταξη των ινών κολλαγόνου, είναι πιθανό να είναι φέρουν λιγότερο φορτίο.

Ομοίως, η υπόθεση της ασυμπίεστότητας μπορεί επίσης να οδηγήσει σε υποεκτίμηση των τάσεων επειδή η εξώθηση υγρού λόγω τάσης, ιδίως από τα πιο χαλαρά εξωτερικά σημεία του έξω χιτώνα, θα πρέπει να συνδέεται με μικρότερες διατομές και άρα με υψηλότερες καταπονήσεις. Ωστόσο, αν υπάρχει μια ανταλλαγή υγρών κατά τη διάρκεια της κυκλικής φόρτωσης, αυτό πρέπει να συμβεί πολύ γρήγορα γιατί η παρατηρούμενη υστέρηση είναι μικρή. Ένα υλικό, όπως ο χόνδρος, με καθυστερημένη ανταλλαγή υγρών παρουσιάζει μεγαλύτερη υστέρηση.

Ένας άλλος περιορισμός της μελέτης είναι ότι τα σημεία σύσπασης των αρτηριών που μελετήθηκαν δεν είχαν καθοριστεί. Ο αγγειακός τόνος *in vivo*, δηλαδή, η σύσπαση των έσω λείων μυϊκών κυττάρων, μπορεί να ήταν υψηλότερο από ό,τι μετά θάνατον, μετά τη διάταση του αγγείου. Ως εκ τούτου, τα φορτία πίεσης στον έξω χιτώνα μπορεί να είναι μικρότερα από ό,τι υπολογίζεται. Από την άλλη πλευρά, ο Cox έδειξε (για αρτηρίες σκύλων) όπως παθητικές και ενεργητικές αποκρίσεις αγγείων συγκλίνουν σε πιέσεις μεταξύ 150 και 200 mmHg (20,0 και 26,7 kPa), έτσι ώστε η κατάσταση τάσης του έξω χιτώνα να γίνεται σχετικά ανεξάρτητη από τη κατάσταση που χαρακτηρίζει τη σύσπαση του έσω χιτώνα. Επιπλέον, οι αποκρίσεις των αγγείων των αρτηριών που διερευνήθηκαν ήταν μάλλον μικρές, επειδή παρουσίασαν σημαντική αύξηση πάχους του έσω χιτώνα (0,39 χιλιοστά, μέση τιμή) και η ιστολογία αποκάλυψε ίνωση των μέσου χιτώνα.

Αποτελέσματα σχετικά με την *in situ* τάση και τα φορτία πίεσης του έξω χιτώνα θα πρέπει να ερμηνεύονται με προσοχή. Τα αποτελέσματα αυτά εξαρτώνται σημαντικά από τις μετρήσεις των *in situ* αξονικών εκτάσεων, που είναι δύσκολο να αποκτηθούν με ακρίβεια. Επιπλέον, το σύνολο των παραμορφώσεων του έξω χιτώνα πραγματοποιείται μέσα σε μικρό εύρος περιφερειακής και αξονικής επιμήκυνσης/έκτασης < 20%. Σε πίεση 13,3 kPa, η αλλαγή της περιφερειακής τάσης ανά 1% περιφερειακής έκτασης είναι έως 150 kPa και η αναπαράσταση των πειραματικών δεδομένων με τη βοήθεια των καταστατικών μοντέλων έχει

επίσης επηρεαστεί από (μικρά) σφάλματα. Για παράδειγμα, σε μια διατοιχωματική πίεση των 13,3 kPa, η μέση διαφορά μεταξύ των φορτίων πίεσης που προσδιορίζονται πειραματικά και αυτών που υπολογίζονται κατά τη διάταση του έξω χιτώνα ήταν 5,5%. Οι αριθμοί αυτοί μπορούν να εξηγήσουν γιατί για στα δείγματα IX-XI, τα υπολογισμένα φορτία πίεσης του έξω χιτώνα είναι φυσικώς αδύνατο να αναπτυχθούν, δηλαδή, είναι μεγαλύτερα από την διατοιχωματική πίεση.

Επιπλέον, το πάχος του έξω χιτώνα είναι ένας κρίσιμος παράγοντας για τους υπολογισμούς της τάσης. Ωστόσο, αξιόπιστες μετρήσεις του πάχους των ιδιαίτερα παραμορφωμένων λεπτών δομών οι έξω χιτώνες είναι πολύ δύσκολες, και ως εκ τούτου θα μπορούσαν επηρεαστούν από σφάλματα. Τέλος, σχετικά λίγα ήταν τα δείγματα που εξετάστηκαν (αν και ο αριθμός είναι τουλάχιστον διπλάσιος από αυτόν που μελετήθηκε σε προηγούμενες μελέτες). Η ανατομή τύπου ζιβάγκο ήταν εφικτή μόνο για έξω χιτώνες ιστών από ηλικιωμένα άτομα. Κατά συνέπεια, μόνο τα δείγματα από την ομάδα αυτήν ερευνήθηκαν και έτσι τα συμπεράσματα σχετικά με το ρόλο του έξω χιτώνα στην αγγειακή λειτουργία περιορίζονται σε αυτή τη συγκεκριμένη ομάδα. Παρά τους περιορισμούς αυτούς, όμως, τα δεδομένα μας παρέχουν μια νέα, σαφή και σταθερή εικόνα για τους *in situ* μηχανισμούς του έξω χιτώνα ηλικιωμένων ανθρώπων.

6.2.2 Cristian A.J. Sculze, Christian Morth, Gerhard A. Holzaphel

Παθητική διαξονική μηχανική απόκριση των λαγόνιων αρτηριών ηλικιωμένων ανθρώπων

Δοκιμασίες διάτασης-έκτασης των αρτηριών είναι απαραίτητες για την κατανόηση της μηχανικής του αρτηριακού τοιχώματος. Τα δεδομένα για τις εν λόγω δοκιμασίες που αφορούν τις ανθρώπινες αρτηρίες είναι σπάνια. Κατά την αυτοψία μαζεύτηκαν από 10 υγιείς (μη νοσούντες) ηλικίας (52 ± 87 ετών) εξωτερικές λαγόνιες αρτηρίες. Δομική ομοιογένεια εξασφαλίστηκε μέσω απεικόνισης με υπερήχους, και καταγράφηκαν οι αναμνήσεις των συμμετεχόντων. Η ομάδα των Cristian Sculze, Christian Morth, Gerard A. Holzaphel μέτρησε τις αξονικές *in situ* εκτάσεις, χωρίς-φορτίο γεωμετρικές και γωνίες ανοίγματος. Παθητική διαξονική μηχανική απόκριση προετοιμασμένων κυλινδρικών δειγμάτων μελετήθηκαν στους 37 °C, σε διάλυμα Tyrode χωρίς ασβεστό, υπό ημιστατικές συνθήκες φόρτισης. Τα δείγματα υποβλήθηκαν σε κύκλους πίεσης που κυμαίνονταν από 0 έως 33.3kPa (250mmHg) σε εννέα σταθερά αξονικά φορτία, που κυμαίνονται από 0 έως 9.90N. Για την περιγραφή

της παραμόρφωσης λόγω φόρτισης, χρησιμοποιήθηκαν πέντε δύο-διαστάσεων ορθότροπων συναρτήσεων καταπόνησης-ενέργειας, που συχνά χρησιμοποιούνται στη μηχανική των αρτηριακών τοιχωμάτων. Τα σχετιζόμενα καταστατικά μοντέλα συγκρίθηκαν ως προς την ικανότητά τους να εκπροσωπούν τα πειραματικά δεδομένα. Η ιστολογία έδειξε ότι οι αρτηρίες ήταν του μυϊκού τύπου. Σε αντίθεση με τις αρτηρίες των ζώων που παρουσίασαν στρώματα του έσω χιτώνα σημαντικού πάχους. Ο μέσος λόγος του πάχους του τοιχώματος προς εξωτερική διάμετρο ήταν 7,7, το οποίο είναι πολύ λιγότερο από ό, τι παρατηρήθηκε για τις κοινές αρτηρίες των ζώων. Βρέθηκε μια σαφή συσχέτιση μεταξύ της ηλικίας και της αξονικής *in situ* έκτασης lis ($r=-0.72$), $P=0.03$ και μεταξύ της ηλικίας και της διατασιμότητας των δειγμάτων, δηλαδή δείγματα μεγαλύτερης ηλικίας είναι λιγότερο εύκαμπτα. Οι αξονικές *in situ* εκτάσεις ήταν σαφώς μικρότερες (1.07 ± 0.09 μέση τιμή $\pm SD$) απ' ό,τι σε αρτηρίες ζώων. Για ένα δείγμα η lis ήταν ακόμη μικρότερη από 1,0 δηλαδή το αγγείο επιμηκύνθηκε αξονικά κατά την εκτομή. Η μη γραμμική και ανισότροπη συμπεριφορά παραμόρφωσης λόγω φορτίου, έδειξε μικρή υστέρηση. Για την πλειοψηφία των δειγμάτων, παρατηρήθηκαν αξονικές εκτάσεις μικρότερες από 1.3 και περιφερειακές εκτάσεις μικρότερες από 1.1 για το εύρος φορτίου που μελετήθηκε. Δεδομένα από τις *in situ* δοκιμές διάτασης έδειξαν σημαντική αύξηση της αξονικής έκτασης με πίεση εντός του αυλού. Έτσι, για αυτό το είδος της αρτηρίας η αξονική *in situ* έκταση ενός μη υπό-πίεση αγγείου δεν είναι αντιπροσωπευτική της αντίστοιχης *in vivo*. Κανένα από τα καταστατικά μοντέλα δεν ήταν σε θέση να αντιπροσωπεύσει/εκφράσει τη συμπεριφορά παραμόρφωσης ολόκληρου του εύρους φορτίου. Ωστόσο, μερικά από τα μοντέλα πέτυχαν καλή συμφωνία με τα πειραματικά δεδομένα.

6.2.2.1 ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

Υλικά.

Δέκα εξωτερικών λαγονίες αρτηρίες από 9 πτώματα (ηλικίας $69,4 \pm 11,4$ μέσες τιμές συλλέχθηκαν κατά τη διάρκεια της αυτοψίας, εντός 24 ωρών από το θάνατο. Αποθηκεύτηκαν σε διάλυμα Tyrode θερμοκρασίας $4^\circ C$, που δεν περιείχε ασβεστό και γλυκόζη (συγκέντρωσεις σε mM: NaCl 136.9, KCl 2.7, MgCl₂ 1.05, NaHCO₃ 11.9, NaHPO₄ 0.47, EGTA 2.0). Οι αρτηρίες έπρεπε να έχουν ευθύγραμμισμένα τμήματα με λόγο μήκους / διάμετρο > 5 και με ελάχιστη απόσταση 5 mm από διακλαδώσεις. Χρησιμοποιήθηκαν μόνο τα δείγματα που δεν εμφανίζουν χονδρά τοιχώματα μέσω ψηλάφησης ή

σκληρύνσεις. Το in situ μήκος των τμημάτων των δειγμάτων προσδιορίστηκε μέσω μέτρησης της απόστασης μεταξύ δύο επιφανειακών χειρουργικών κόμβων στα άκρα του τμήματος. Το ex situ μήκος μετρήθηκε μετά από 1 ώρα εξισορρόπησης σε ένα διάλυμα Tyrode, θερμοκρασίας $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$. Υπολογίστηκε η αξονική in situ έκταση λίσ, που ορίζεται ως ο λόγος in situ μήκος προς ex situ μήκος.

Εξέταση με υπερύχους.

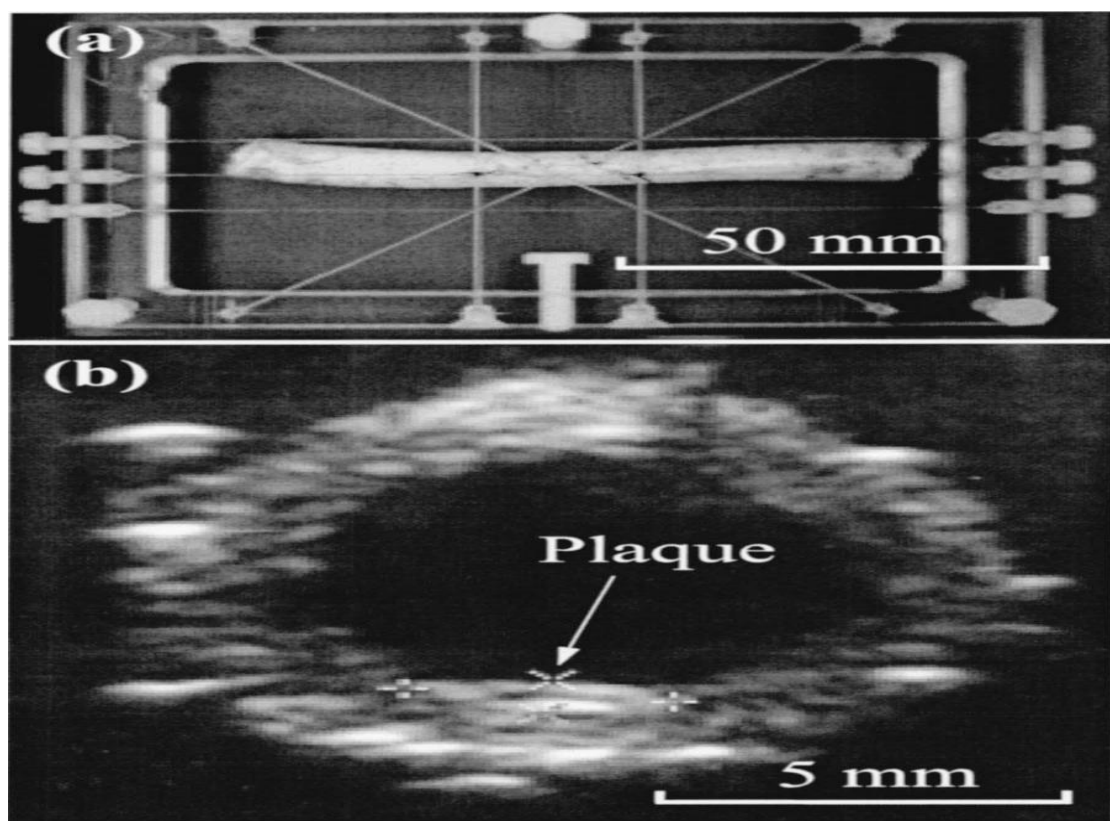
Για να εξασφαλιστεί η δομική ομοιογένεια, αρτηριακά τμήματα ελέγχθηκαν με μια συσκευή υπερήχων (128 XP/10 Acuson Corporation, Mountain View, CA) που χρησιμοποιείται για τη κλινική διάγνωστική των αγγείων. Οι αρτηρίες είναι δεμένες με επιφανειακά χειρουργικά ράμματα σε ένα πλέγμα από νήματα νάilon που σχημάτιζαν ένα πλαίσιο Perspex. Το πλαίσιο τοποθετήθηκε οριζόντια σε ένα δοχείο Perspex γεμάτο με διάλυμα Tyrode σε θερμοκρασία δωματίου, έτσι ώστε ο άξονας του αγγείου να είναι ευθυγραμμισμένος με τη διαμήκη κατεύθυνση του δοχείου. Ένας 7MHz γραμμικής διάταξης (5mm) μετατροπέας υπερύχων προσαρτήθηκε σε μια βάση τοποθετημένη εγκάρσια στον άξονα του αγγείου. Η βάση επιτρέπει κινήσεις κατά τη διαμήκη κατεύθυνση του δοχείου, έτσι ώστε οι διατομές των αρτηριών να φαίνονται (με χρήση υπερύχων) σε όλο το μήκος τους. Για την ελαχιστοποίηση των αντιδράσεων στον πυθμένα του δοχείου, καλύφθηκε με ένα φράγμα από αφρώδες ελαστικό.

Μια αρτηρία απορρίπεται εάν το ευθύ τμήμα της παρουσίασε αθηρωματική πλάκα, της οποίας η αξονική ή περιφερειακή διαστάση ήταν μεγαλύτερη από το πάχος τοιχώματος ή αν η έκκεντρη πάχυνση του έσω χιτώνα ήταν εμφανής. Λόγω αυτών των απαιτήσεων ήταν αναγκαίο ένας μέσος αριθμός από 15 αυτοψίες ώστε να ανακτηθεί μια κατάλληλη αρτηρία.

6.2.2.2 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ

Ευθεία τμήματα αποκόπηκαν και αφαιρέθηκε ο χαλαρός συνδετικός ιστός. Δύο δακτύλιοι, ύψους 3 mm κόπηκαν από το εγγύς και άνω άκρο του τμήματος και χρησιμοποιήθηκαν για τον προσδιορισμό του ανοίγματος γωνίας σε κάθε (ειδικό-) στρώμα. Τα τμήματα διασωληνώθηκαν στα δύο άκρα τους με ειδικά σχεδιασμένους συνδέσμους κατασκευασμένους από Plexiglas με ελιές που ταιριάζουν με τις διαμέτρους των αγγείων. Τα διασωληνωμένα τμήματα γέμισαν με διάλυμα Tyrode -χωρίς φυσαλίδες- και συνδέθηκαν με την κοίλη υποδοχή

του σύστημα άντλησης Harvard χρησιμοποιώντας σωλήνες από σιλικόνη. Έπειτα, εκτάθηκαν αξονικά με τη βοήθεια μάζας που κρεμόταν, βάρους περίπου 300g (2.94 N) και διατάθηκε με 26.67 kPa (200 mmHg) για 10 λεπτά. Το μεσαίο τμήμα του αγγείου σκουπίστηκε προσεκτικά και δύο εγκάρσιες γραμμές τραβήχτηκαν με έναν μαρκαδόρο μόνιμης διάρκειας με απόσταση μεταξύ τους περίπου όσο η διάμετρος του αγγείου, ώστε να χρησιμεύσουν ως δείκτες. Δύο ακόμα γραμμές τραβήχτηκαν σε αξονική κατεύθυνση στα δύο άκρα του τμήματος ώστε να δείχνουν τις περιστροφές γύρω από τον διαμήκη άξονα. Για να αποκτηθεί μια καλή ποιότητα των δεικτών αυτών, ένα κατάλληλο πλαίσιο εισαγωγής, το οποίο χρησίμευσε επίσης ως οδηγός για την επιφάνεια που σχηματίζεται από δύο θόλους (εξογκώματα) κατά μήκος του αγγείου. Εφόσον η σήμανση πραγματοποιήθηκε σε ένα φορτισμένο, παραμορφωμένο αγγείο οι δείκτες μέτρησης παρουσίασαν αιχμηρά άκρα σε όλες τις διαμορφώσεις του αγγείου. Εκτός από τη διαδικασία σήμανσης, οι τομείς ενυδατωνονταν συνεχώς. Αν η πίεση μπορούσε να διατηρείται σταθερή, τα τομές χρησιμοποιήθηκαν για μηχανικές δοκιμές.



Εικόνα 6.10 : (a) Ανθρώπινη εξωτερική μηριαία αρτηρία τοποθετημένη στο πειραματικό πλαίσιο. (b) Υπερηχητικό προφίλ από αρτηρία εγκάρσιου τομέα με ελάχιστη αθηρωματική πλάκα.

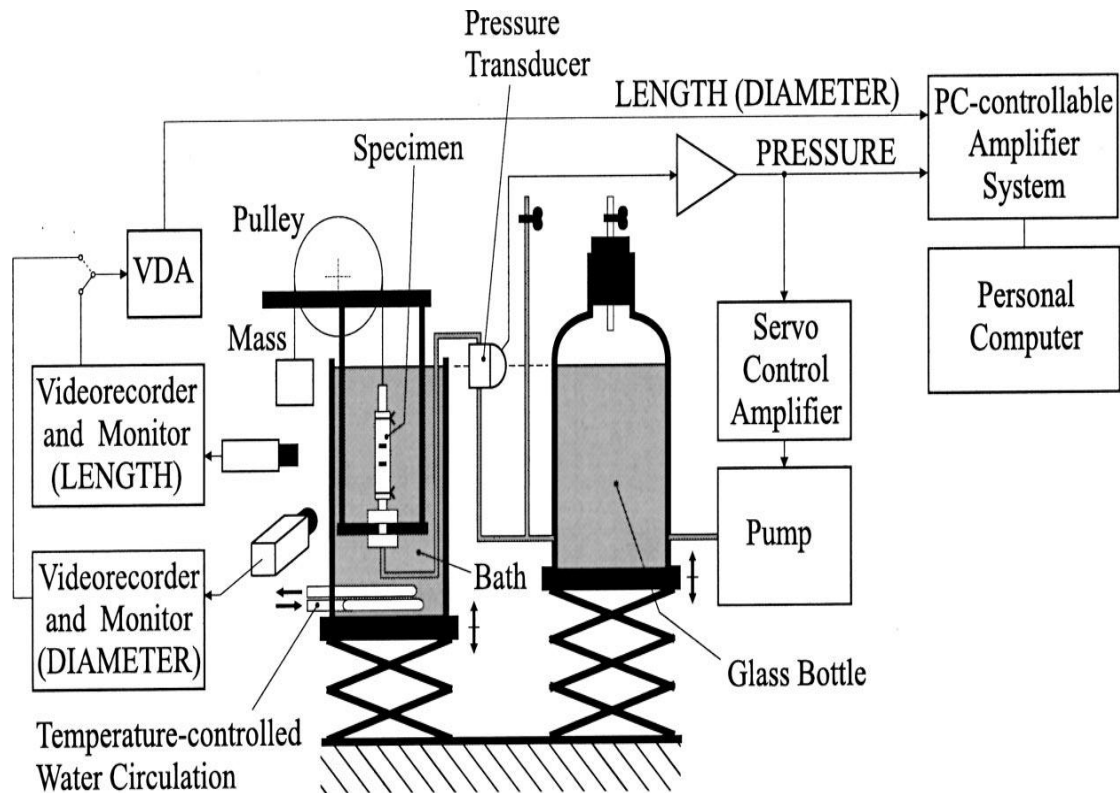
6.2.2.3 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΕΓΚΑΤΑΣΤΑΣΗ

Η πειραματική εγκατάσταση αποτελούνταν από ένα κλωβό δοκιμών, ένα σύστημα για τη παραγωγή και τη μέτρηση της πίεσης, ένα σύστημα μέτρησης παραμόρφωσης με βίντεο και ένα σύστημα απόκτησης δεδομένων που βασίζεται σε υπολογιστή.

Ένα δείγμα/τομή εισήχθη κάθετα στον κλωβό δοκιμής με το κάτω άκρο του να συνδέεται με το σύστημα πίεσης και σταθεροποιήθηκε μέσω ενός συνδετήρα ταχείας απελευθέρωσης, σε μια μικρή οριζόντια πλατφόρμα από Plexiglas, η οποία ήταν συνδεδεμένη στο πάνω τμήμα της σε ένα πλαίσιο που περιβαλόταν από ένα φύλλο χάλυβα. Η σύνδεση αυτή γινόταν με τη βοήθεια δύο κάθετων ανοξείδωτων ράβδων χάλυβα. Το άνω άκρο του δείγματος συνδέθηκε μέσω μίας τροχαλίας, με μια αιωρούμενη μάζα, η οποία ασκούσε σταθερό αξονικό φορτίο έκτασης. Ένα δοχείο Plexiglas γεμάτο με διάλυμα Tyrode διατηρημένο στους 37 ° C με τη βοήθεια νερού που κυκλοφορούσε μέσα σε ένα ελεγχόμενης θερμοκρασίας πηνίο από λακαρισμένο μέταλλο, στον πυθμένα ενός δοχείου που θα μπορούσε να ανυψωθεί σε ένα προκαθορισμένο ύψος έτσι ώστε το δείγμα να είναι πλήρως βυθισμένο. Μια μικρή μάζα προστέθηκε στη μάζα που κρεμόταν για να αντισταθμίσει το βάρος του άνω σωλήνα που ήταν βυθισμένος στο διάλυμα Tyrode. Δυνάμεις μικρότερες από 3mN ήταν αρκετές για να περιστρέψουν την τροχαλία. Μια σειρά από μάζες που ζυγίζαν (AE163, Mettler, Giessen, Germany; resolution 0.1mg) χρησιμοποιήθηκαν για την παραγωγή αξονικών φορτίων.

Το σύστημα πίεσης αποτελούνταν από ένα μετατροπέα πίεσης με έναν επακόλουθο προενισχυτή, μια σερβο-αντλία Harvard και έναν ενισχυτή ελέγχου σέρβο ο οποίος οδηγεί την αντλία. Ο μετατροπέας πίεσης συνδέθηκε με τη γραμμή πίεσης μεταξύ της αντλίας και του δείγματος. Το προενισχυμένο σήμα του τροφοδοτήθηκε στον ενισχυτή ελέγχου σέρβο, σχηματίζοντας έτσι ένα κλειστό βρόχο που κρατούσε την πίεση σε μία προκαθορισμένη τιμή (set point). Η διάταση του δείγματος πραγματοποιήθηκε ρυθμίζοντας τη πίεση στα 33.3 kPa ξεκινώντας από τα 0 Pa. Από διάταση (το αντίστροφο της διόγκωσης) πραγματοποιήθηκε με τον αντίστροφο τρόπο. Μια εν μέρει γεμάτη γυάλινη φιάλη συνδέθηκε με τη γραμμή πίεσης για την αναστολή των διακυμάνσεων της πίεσης. Έτσι, ο ρυθμός της πίεσης προσδιορίστηκε με τον όγκο του αέρα μέσα στη φιάλη και το ρυθμό ροής της αντλίας. Ο ρυθμός πίεσης δεν ήταν σταθερός, λόγω της συμπιεστότητας του όγκου αέρα. Λόγω της επιλογής του ρυθμού ροής

και του όγκου του αέρα, ο μέσος ρυθμός πίεσης ήταν $220\text{Pa} / \text{s}$ ($1.7\text{mmHg} / \text{s}$), ο ρυθμός στα 0Pa ήταν 170Pa/s (1.25mmHg/s) και ο ρυθμός στα 33.3kPa (250mmHg) ήταν 290Pa/s (2.2mmHg/s). Η διατοιχωματική πίεση μετρήθηκε. Ως εκ τούτου, στο μη υπό πίεση ανοικτό σύστημα, ο μετατροπέας πίεσης και τα επίπεδα υγρού του γυάλινο μπουκάλι και το δοχείο Perspex τοποθετήθηκαν στο ίδιο ύψος, πριν γίνει το πείραμα.



Εικόνα 6.11 : Πειραματική διάταξη.

Πληροφορίες σχετικά με τη διαμήκη και περιφερειακή παραμόρφωση του δείγματος και χωρίς φορτίο εξωτερική του διάμετρο δόθηκαν από δύο κάμερες B&W CCD, οι οποίες ήταν τοποθετημένες στο εμπρόσθιο και πλάγιο μέρος του κλωβού μέσω σταδίων xy. Οπτική μεγέθυνση της τάξεως 0,5 παρασχέθηκε μέσω κατάλληλης κάμερας και σωλήνων έκτασης. Οι εικόνες που παράγονται από τις κάμερες εμφανίζονται σε δύο B & W οθόνες στις οποίες είναι συνδεδεμένες και καταγράφηκαν με δύο συσκευές βίντεο S-VHS. Το σήμα εξόδου της κάμερας που συνδέεται με την διαμήκη παραμόρφωση τροφοδοτήθηκε σε έναν αναλυτή διάστασεων βίντεο, το οποίο είναι μια ευρέως χρησιμοποιούμενη συσκευή για τις μετρήσεις παραμορφώσεων των αγγειακών δειγμάτων. Αυτή η συσκευή σάρωσης ανιχνεύει «οπτικές γωνίες» που δόθηκαν από τους δείκτες μήκους μέτρησης στην φωτεινή επιφάνεια του αγγείου. Απέδωσε τάση εξόδου συνεχούς ρεύματος, η οποία ήταν γραμμικά ανάλογη

προς την απόσταση των επιλεγμένων άκρων των δεικτών. Μια ανάλυση καλύτερη από 0,2% του οπτικού πεδίου της κάμερας έχει καθοριστεί από τον κατασκευαστή. Έτσι η ανάλυση του συστήματος καθορίστηκε από τις κάμερες CCD με ανάλυση 1/500 (=0.2%, 500 στοιχεία ανά γραμμή). Εφόσον μόνο το VDA ήταν διαθέσιμο, η περιφερειακή παραμόρφωση στη περιοχή του μετρητή δεν θα μπορούσε να υποστεί επεξεργασία on-line. Ως εκ τούτου, η σχετική βίντεοταινία αναπαράχθηκε μετά από ένα πείραμα και το σήμα τροφοδοτήθηκε στο VDA, το οποίο σε αυτή την περίπτωση ανιχνεύσε το περιγράμμα δείγματος μπροστά από ένα ματ (θαμπό), σκούρο φόντο. Για το συγχρονισμό των on-line διαμήκη δεδομένων με τα off-line περιφερειακά δεδομένα, πραγματοποιήθηκε μια σειρά από λάμπεις φωτός πριν αρχίσει η δοκιμή. Αυτές οι λάμπεις εμφανίστηκαν ως αιχμές στο καταγεγραμμένο VDA σήμα έξοδου. Εφόσον οι παραμορφώσεις μετρήθηκαν μόνο στην περιοχή μέτρησης, δηλαδή η κεντρική περιοχή του δείγματος οι «end effects» επιδράσεις στα άκρα, αποκλείστηκαν.

Αναλογικά σήματα από το VDA και τον μετατροπέα πίεσης, τροφοδοτήθηκαν σε ένα ψηφιακό σύστημα απόκτησης δεδομένων, το οποίο αποτελούνταν από ένα σύστημα ενίσχυσης που ήταν ελεγχόμενο από υπολογιστή (DMCplus με έναν ενίσχυσης με βίσμα δύο- καναλιών, HBM, Darmstadt, Germany) και το σχετικό λογισμικό (BEAM 3.1 AMS, Floha, Germany). Το σύστημα ενίσχυσης και ο υπολογιστής συδέθηκαν μέσω μίας σειριακής θύρας RS-232. Τα δεδομένα αποκτήθηκαν με ένα επιλεγμένο ρυθμό δειγματοληψίας της τάξης του 1 Hz.

Το λογισμικό μέτρησης που χρησιμοποιήθηκε παρείχε βαθμονόμηση δύο σημείων, η οποία γινόταν πριν από κάθε πείραμα. Οι μετρήσεις της πίεσης είχαν βαθμονομηθεί στα 0Pa και 33.3kPa (250mmHg) με τη βοήθεια ενός Hg-μανόμετρου. Για τη βαθμονόμηση των μετρήσεων παραμόρφωσης χρησιμοποιήθηκε ένα ειδικά σχεδιασμένο, δύο-διαστάσεων πρότυπο που παρείχε δύο τυποποιημένα μήκη (5 και 10mm) και για τις δύο κάμερες. Οι καμπύλες βαθμονόμησης των μετρήσεων πίεσης έδειξαν μια ακρίβεια καλύτερη από 266.7Pa (250mmHg), δηλαδή καλύτερη από 0,8% σε σχέση με το εύρος πίεσης 0-33.3kPa (250mmHg). Χρησιμοποιήθηκε ένα μικρόμετρο για να καταγράψει τις καμπύλες βαθμονόμησης για τις μετρήσεις διαστάσεων, οι οποίες έδειξαν μια ακρίβεια καλύτερη από 0,1% αναφορικά με το οπτικό πεδίο. Για να εκτιμηθεί η ακρίβεια των μετρήσεων, τα δεδομένα καταγράφηκαν στη χωρίς-φορτίο διαμόρφωση για 15 λεπτά. Τα δεδομένα από τα τελευταία 5 λεπτά χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση της διασποράς των δεδομένων. Οι τυπικές αποκλίσεις μηκών και διαμέτρων που μετρήθηκαν ήταν μικρότερες από 0,05%

και 0,025%, αντίστοιχα. Προφανώς, η απόδοση των μετρήσεων διαμέτρου ήταν καλύτερη, δεδομένου ότι τα περιγράμματα των αγγείων παρείχαν εντονότερες οπτικές ακμές από αυτές που παρείχαν οι δείκτες μέτρησης μήκους. Η τυπική απόκλιση των μετρούμενων πιέσεων ήταν μικρότερη από 0.05mmHg (6.67Pa), δηλαδή μικρότερη από 0,02% σε σχέση με το εύρος πίεσης.

6.2.2.4 ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ ΔΟΚΙΜΗΣ

Τα δείγματα αφέθηκαν να εξισορροπηθούν για 30 λεπτά σε ένα διάλυμα Tyrode 37 ° C. Στη συνέχεια εκτάθηκαν αξονικά εφαρμόζοντας στο καθένα αξονικά φορτία. Σε κάθε αύξηση της αξονικής έκτασης τα δείγματα είχαν διαταθεί με κύκλους φόρτισης από 0 έως 33.3kPa (250mmHg). Μετά τους κύκλους με αξονικό φορτίο 5.90 N, επαναλήφθηκαν οι κύκλοι με αξονικό φορτίο 0N. Αυτός ο «έλεγχος στα 0N» έγινε για να επαληθευθεί αν η απόκριση ήταν διαφορετική από εκείνη των αρχικών κύκλων με αξονικό φορτίο 0N, υποδεικνύοντας έτσι μη ελαστικές παραμορφώσεις. Οι διατάσεις και αποδιατάσεις (διόγκωση και μη) για κάθε δείγμα, χρειάστηκαν 150s το καθένα, και η πίεση διατηρήθηκε σταθερή για 15s στα 33.3 kPa και 0 Pa, έτσι ώστε ένα ολοκληρωμένος κύκλος διήρκησε 330s. Μετά την εφαρμογή ενός νέου φορτίου τα δείγματα αφέθηκαν να χαλαρώσουν για 30 s. Οι κύκλοι διάτασης επαναλήφθηκαν μέχρι οι διαδοχικές διαμήκεις αποκρίσεις ήταν δυσδιάκριτες, οπότε η προετοιμασία (των δειγμάτων) ολοκληρώθηκε. Δύο δείγματα ελέγχθηκαν με μια προκαταρκτική πειραματική διάταξη για τον προσδιορισμό του κατάλληλου εύρους φορτίου (εδώ δεν αναφέρονται οι αποκρίσεις τάσης-παραμόρφωσης των δειγμάτων επειδή το σχετικό πρωτόκολλο δοκιμής ήταν ελαφρώς διαφορετικό και η διασπορά των δεδομένων σημαντικά υψηλότερη).

Αφού ολοκληρώθηκαν οι μηχανικές δοκιμές ένας δακτύλιος, ύψους 3 χιλιοστών, κόπηκε από τη περιοχή μέτρησης και χρησιμοποιήθηκε για μετρήσεις πάχους τοιχώματος, οι οποίες πραγματοποιήθηκαν με τη βοήθεια ενός χειρουργικού μικροσκοπίου (M650, Leica, Wetzlar, Germany). Οι δακτυλιοί ήταν πλήρως βυθισμένοι σε διάλυμα Tyrode θερμοκρασίας 37 ° C και το πάχος των χωρίς-φορτίο έξω χιτώνων (HA), μέσω των χιτώνων (HM), έσω χιτώνων (HI) και του συνόλου των τοιχωμάτων (H), μετρήθηκαν σε τέσσερις θέσεις στις τομές. Οι δακτύλιοι και τα υπόλοιπα τμήματα των δειγμάτων ελέγχθηκαν για σημάδια λόγω φθορών/βλαβών με τη βοήθεια του χειρουργικού μικροσκοπίου που χρησιμοποιήθηκε. Τα στρώματα διαχωρίστηκαν χειρουργικά για να αποκαλυφθούν κρυμμένες ρωγμές/πιθανά σχισίματα στους ιστούς.

Επιπλέον, ερευνήθηκε το άνοιγμα των γωνιών. Οι δακτύλιοι που ελήφθησαν από τα άνω και εγγύς άκρο των δειγμάτων αφέθηκαν να ισορροπήσουν σε ένα διάλυμα Tyrode θερμοκρασίας 37 ° C για 30 λεπτά. Στη συνέχεια κόπηκαν κατά μήκος μιας ακτίνας και τραβήχτηκαν φωτογραφίες 30 λεπτά αργότερα. Στη συνέχεια, τα στρώματα διαχωρίστηκαν χειρουργικά με τη χρήση ενός χειρουργικού μικροσκοπίου. Οι γωνίες ανοίγματος των διαχωρισμένων στρώματων φωτογραφήθηκαν αφού τοποθετήθηκαν και πάλι σε ένα διάλυμα Tyrode, 37°C για 30 λεπτά. Οι γωνίες ανοίγματος μετρήθηκαν από τις φωτογραφίες σύμφωνα με ένα κοινό ορισμό/τρόπο ερμηνείας, με τις πλευρές των γωνιών να εκτείνονται από κάθε άκρο του τομέα προς το κέντρο του. Λωρίδες (από το δείγμα) εξετάστηκαν ιστολογικά ώστε να επιβεβαιωθεί ο σωστός διαχωρισμός των στρωμάτων και ελήφθησαν οι γωνίες ανοίγματος όλων των τομέων των τοιχωμάτων, των μέσω - έσω χιτώνων (αΜΙ), των έξω χιτώνων (αΑ), των μέσω χιτώνων (αΜ) και των έσω χιτώνων (αΙ). Όλες οι δοκιμές ολοκληρώθηκαν εντός 36 ωρών μετά την αυτοψία.

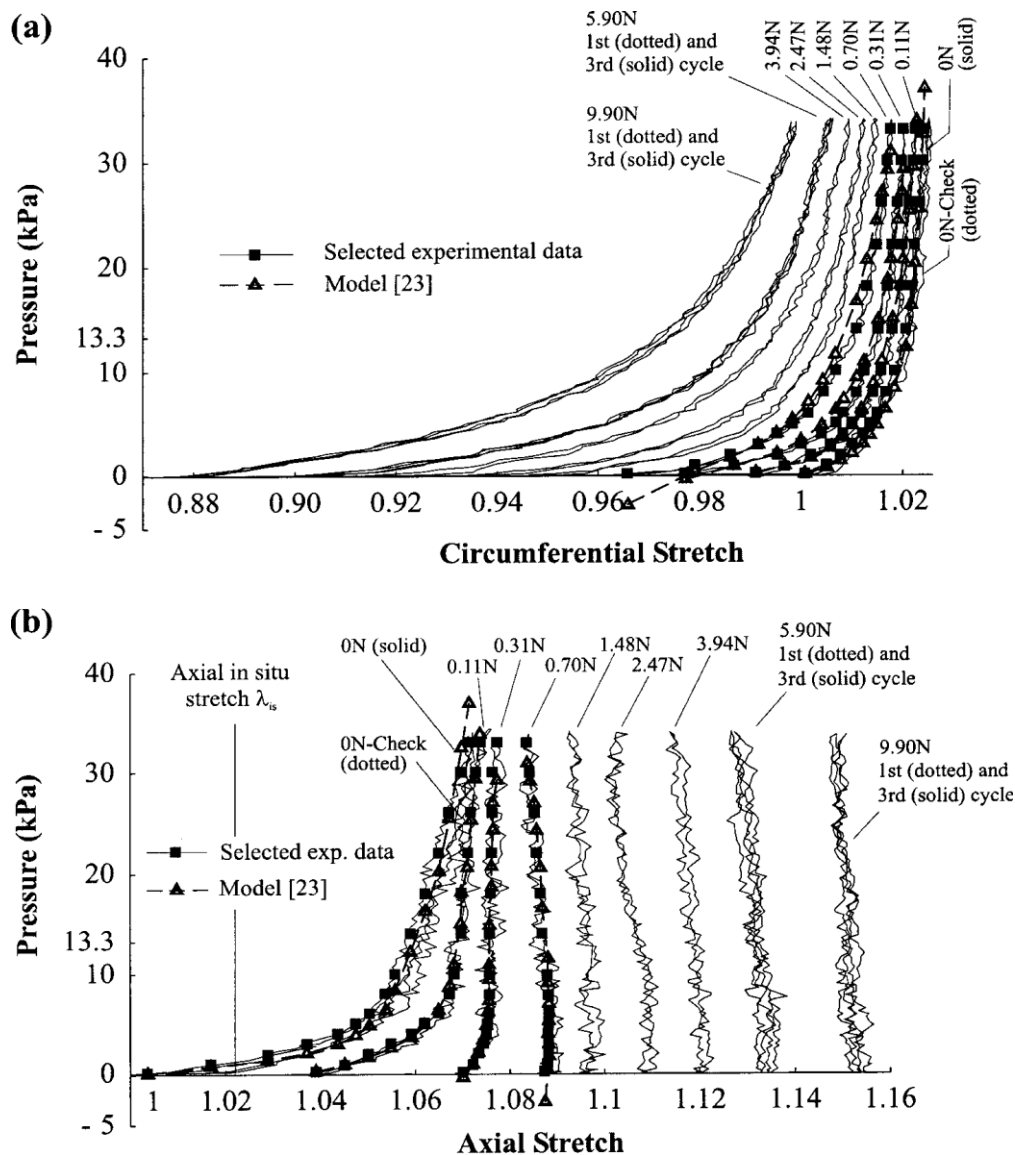
Ιστολογία

Τα διαχωρισμένα στρώματα των δακτυλίων μονιμοποιήθηκαν σε διάλυμα φορμαλδεΐδης ρυθμισμένο 8% (pH 7,4), χωρίστηκαν σε τομές των 10μm και βάφτηκαν με τις χρωστικές αιματοξυλίνη και ηωσίνη (H-E). Ιστολογικές τομές χρησιμοποιήθηκαν για την αξιολόγηση της ομοιογένειας της δομής του ιστού των τοιχωμάτων των αγγείων, ιδιαίτερα των έσω χιτώνων, ώστε να ελεγχθούν πιθανά σημάδια βλάβων που μπορούν να διακριθούν μικροσκοπικά, στο δακτυλίδι της περιοχής μέτρησης. Επιπλέον, οι ιστολογικές τομές που χρησιμοποιήθηκαν για να επιβεβαιωθεί ο σωστός διαχωρισμός των στρωμάτων των δακτυλίων, χρησιμοποιήθηκε και για τον προσδιορισμό του ανοίγματος των γωνιών.

Ανάλυση και τοποθέτηση δεδομένων

Για να εκφραστεί η διαξονική μηχανική απόκριση των δειγμάτων με τη βοήθεια δύο-διαστάσεων παραμορφώσεων των συναρτήσεων καταπόνησης-ενέργεια, οι αρτηρίες θεωρήθηκαν ότι είναι κυκλικές κυλινδρικές, με λεπτά τοιχώματα, με ομοιογενείς δομές και έχουν ορθοτροπική, ασυμπίεστη και μη γραμμική συμπεριφορά. Με βάση την παγκόσμια ισορροπία, οι παραδοχές των λεπτών τοιχωμάτων (μη υπολογίζοντας της ακτινικές διακυμάνσεις των τάσεων) και της ασυμπίεστότητας, Fung et al., προέκυψε η παρακάτω σχέση τάσης, όπου $\sigma_{\theta\theta}$ και σ_{zz} είναι οι περιφερειακές και αξονικές τάσεις του Cauchy

που υπολογίστηκαν από τα πειραματικά δεδομένα, R_0 είναι η εξωτερική ακτίνα του αγγείου και H είναι το πάχος του τοιχώματος σε χωρίς-φορτίο (αναφοράς) διαμορφώσεις, L είναι το εξωτερικό αξονικάξονικό φορτίο και λ_θ είναι η περιφερειακή έκταση, που ορίζεται ως r_0/R_0 , όπου το r_0 αντιπροσωπεύει την εώτερική ακτίνα του αγγείου στην παρούσα διαμόρφωση (εκάστοτε). Οι δεύτερες Piola-Kirchhoff τάσεις $S_{\theta\theta}$ και S_{zz} είναι (εξισώσεις 4&5), όπου $\lambda_z = z/Z$ συμβολίζει την αξονική έκταση, δηλαδή το λόγο μεταξύ της παρούσας μέτρησης μήκους z και της μέτρησης του μήκους (αναφοράς) Z .



Εικόνα 6.12 : (a) διάγραμμα πίεσης έναντι περιφερειακής παραμόρφωσης και (b) πίεσης έναντι αξονικής παραμόρφωσης.

Τα πειραματικά αποτελέσματα που χρησιμοποιήθηκαν για την προσαρμογή δεδομένων στην μέθοδο ελαχίστων τετραγώνων είναι τα τετραγωνα. Τα υπολογισμένα δεδομένα από την απόκριση του διαχωρισμού ισοτροπικής-ανισοτροπικής συνάρτησης παραμόρφωσης-ενέργειας παρατίθενται με τα ανοιχτά τριγωνάκια που συνδέονται με τις «σβησμένες» γραμμές.

Από την άλλη πλευρά, οι εκτάσεις μπορούν να εκφραστούν ως παράγωγα μίας συνάρτησης καταπόνησης-ενέργειας ψ , σε σχέση με τα μέτρα καταπόνησης του συζυγούς έργου, που οδηγούν στις καταστατικές εξισώσεις, όπου το $(*)\psi$ δηλώνει τάσεις που προέρχονται από την ψ και $E_{\theta\theta}=(\lambda_{\theta}^2-1)/2$, $E_{zz}=(\lambda_z^2-1)/2$ είναι οι εκτάσεις Green-Lagrange σε περιφερειακές και εξονικές κατευθύνσεις αντίστοιχα. Οι «βέλτιστης-προσαρμογής/που ταιριάζουν καλύτερα τιμές» των καταστατικών παραμέτρων μιας επιλεγμένης συνάρτησης καταπόνησης-ενέργειας ψ , μπορούν να προσδιοριστούν, για παράδειγμα, με τη βοήθεια της μη-γραμμικής παλινδρόμησης ελαχίστων τετραγώνων. Πιο συγκεκριμένα, το ολικό ελάχιστο της συνάρτησης απαιτείται, όπου n είναι ο αριθμός των σημείων των δεδομένων που ελήφθησαν υπ' όψη.

Επιλέχθηκαν τα εξής πέντε πιο συχνά χρησιμοποιούμενα μοντέλα δύο-διαστάσεων που περιγράφουν την ορθότροπη συμπεριφορά υλικών : το επτά-παραμέτρων πολυονομικό μοντέλο των Vaishnav et al, το τεσσάρων-παραμέτρων εκθετικό μοντέλο των Fung et. al., τεσσάρων-παραμέτρων λογαριθμικό μοντέλο των Takamizawa και Hayashi, ένα επτά-παραμέτρων συνδιαστικό πολυονομικο-εκθετικό μοντέλο των Demiray και Weizsacker και Fung et. al. και το πέντε-παραμέτρων μοντέλο των Holzapfel et.al. Το τελευταίο αποτελείται από μιας-παραμέτρου Neo-Hookean και τεσσάρων-παραμέτρων εκθετικά τμήματα που θα αναφέρονται ως μοντέλα «ισότροπης-ανισότροπης διάσπασης». Οι σχετιζόμενες για καταστατικές παράμετροι για το κάθε μοντέλο εφαρμόστηκαν στα πειραματικά δεδομένα χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των Levenberg-Marquardt για πολυπαραγοντική μη-γραμμική παλινδρόμηση. Για μια λεπτομερή συγκριτική μελέτη των συχνά χρησιμοποιούμενων (βασισόμενα στη συνέχεια ως ουσιαστικό) μοντέλων τοιχωμάτων περιγράφηκε η μηχανική απόκριση των σωλήνων με παχιά τοιχώματα υπό ένα συδιασμό κάμψης, διάτασης, αξονικής έκτασης και στρέψης και με αναφορά στις θεμελιώδεις αρχές της μηχανικής που διέπει το συνεχές. Για μία απόκριση σε διάταση προκαθορισμένων συνθηκών 15 σημεία δεδομένων λήφθηκαν υπ' όψη σε ένα συγκεκριμένο εξωτερικό αξονικό φορτίο. Τα σημεία δεδομένων ελήφθησαν σε διατοχωματικές πιέσεις της τάξης των (σε kPa) 0.2, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 10, 14,

18, 22, 26, 30, και 33. Αυτές οι μη-ισαπέχουν πιέσεις επελέγησαν έτσι ώστε να ληφθεί μία κατά προσέγγιση ομοιόμορφη κατανομή των σημείων κατά μήκος των καμπυλών πίεσης / έκτασης. Η γραμμική παρεμβολή χρησιμοποιήθηκε για να καθοριστούν οι διάμετροι και το μετρούμενο μήκος (gage lengths-η απόσταση κατά μήκος του δείγματος που αντιπροσωπεύει το τμήμα που γίνονται οι υπολογισμοί για την έκταση) στις καθορισμένες πιέσεις από τα γειτονικά πειραματικά σημεία δεδομένων. Μόνο οι υπό-φόρτιση διακλαδώσεις λήφθηκαν υπ' όψη. Αυτό δικαιολογείται από τις μικρές διαφορές μεταξύ των μη-φορτισμένων διακλαδώσεων που παρατηρήθηκαν για όλες τις αρτηρίες που μελετήθηκαν (μικρή υστέρηση).

Ως μέτρο για το «goodness of fit» οι γραμμικοί συντελεστές συσχέτισης r (S_{ZZ}) και r ($S_{\theta\theta}$) υπολογίστηκαν για τις περιφερειακές και αξονικές δεύτερες τάσεις *Piola Kirchoff*.

Οι συντελεστές συσχέτισης μετρήθηκαν μόνο έως το βαθμό της γραμμικής συσχέτισης μεταξύ των τάσεων, οι οποίες υπολογίστηκαν από τα πειραματικά δεδομένα, και εκείνες που προέρχονταν από συναρτήσεις παραμόρφωσης-ενέργειας. Ωστόσο, ακόμη και η συνολική συσχέτιση ($r=1$) μπορεί να επηρεαστεί αρνητικά μη-εφαρμόσιμα στοιχεία. n είναι ο αριθμός των σημείων των δεδομένων που λήφθηκαν υπ' όψη και q είναι ο αριθμός των καταστατικών παραμέτρων μίας επιλεγμένης συνάρτησης καταπόνησης-ενέργειας τότε το $n-q$ περιγράφει τους βαθμούς ελευθερίας και το S_{ref} είναι η μέση τιμή των περιφερειακών και αξονικών δεύτερων τάσεων *Piola Kirchoff* σε επιλεγμένη διαμόρφωση που καθορίζεται από μια διατοιχωματική πίεση 33.0kPa (μέγιστη πίεση) και ένα εξωτερικό αξονικό φορτίο 0,7 N. Το τελευταίο μπορεί να ήταν κοντά στο *in vivo* εξωτερικό αξονικό φορτίο. Έτσι, το μέτρο σφάλματος ϵ είναι η ρίζα του μέσου τετραγωνικού σφάλματος (ανά στατιστική βαθμός ελευθερίας) κανονικοποιημένο ως προς το S_{ref} .

6.2.2.5 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Ιστορικά υποθέσεων/δειγμάτων, Γεωμετρία

Καταγράφοντας όλα τα ιστορικά των περιπτώσεων -δειγμάτων (υποκείμενα I-VII, X, Y), ώστε να περιλαμβάνουν στοιχεία σχετικά με την ηλικία, το φύλο, αιτία θανάτου, πρωτοπαθή νόσο, τους παράγοντες κινδύνου και καρδιαγγειακές θεραπείες, μπορούμε να συμπεράνουμε ότι αυτοί οι παράγοντες έχουν αποδειχθεί στατιστικά ότι επηρεάζουν τις μηχανικές ιδιότητες των αρτηριών και

πρέπει να ληφθούν υπόψη σε μια πλήρη καταγραφή της αρτηριακών μηχανικής σε ηλικιωμένους ανθρώπους. Δύο δείγματα προέρχονταν από τον ίδιο άνθρωπο (δεξιά και αριστερά εξωτερική λαγόνια αρτηρία από τον άνθρωπο/υποκείμενο III) Αυτά χαρακτηρίστηκαν ως IIIa και IIIb. Επιπλέον, η κατάσταση των παρακείμενων αγγείων και τα υπόλοιπα τμήματα του αρτηριακού αγγειακού συστήματος σε σχέση με αθηροσκλήρωση μπορούν να περιγραφούν σε δεύτερο πίνακα και οι *in situ* αξονικές εκτάσεις, l_{is} και χωρίς-φορτίο γεωμετρίες να περιγραφούνσε λίστα. Επιπλέον, δίνονται τα στοιχεία για περιφερειακή και αξονική έκταση σε φυσιολογικές συνθήκες φόρτωσης ($p=33.3$ kPa, $L=0.7$ N), λ_{θ}^{phys} και λ_z^{phys} .

Ιστολογία

Οι ιστολογικές αναλύσεις των δειγμάτων έδειξαν ομοιογενή διάχυτη υπερπλασία του έσω χιτώνα, ζωτικό κανονικό πυρήνα και απουσία ελαστικών ινιδίων στο μέσο χιτώνα. Ο έξω χιτώνας ήταν σχετικά παχής (περίπου το ένα τρίτο του πάχους του τοιχώματος). Δεν παρουσίαζε άλλα ειδικά χαρακτηριστικά. Έτσι, η ιστολογική εμφάνιση του υποδείκνυε ότι οι αρτηρίες που μελετήθηκαν ήταν του μυϊκού τύπου.

Συμπεριφορά παραμόρφωσης λόγω φορτίου

Τα διαγράμματα πίεσης/έκτασης δείχνουν την πολύπλοκη μη-γραμμική συμπεριφορά παραμόρφωσης για ένα πείραμα που έγινε με το δείγμα IV. Κάθε μεμονωμένη πειραματική καμπύλη (σταθερή γραμμή) συνδέεται με ένα συγκεκριμένο (σταθερά) εξωτερικό αξονικό φορτίο που εφαρμόζεται στο δείγμα. Ενώ οι περιφερειακές εκτάσεις μειώνονται με την αύξηση των εξωτερικών φορτίων, οι αξονικές εκτάσεις αυξάνονται, κάτι που δείχνει την διασταυρούμενη επικοινωνία (Crosstalk) μεταξύ των δύο κατευθύνσεων.

Όλες οι καμπύλες των διαγραμμάτων της πίεσης / περιφερειακή έκταση δείχνουν την εμφάνιση ακαμψίας σε υψηλότερες διατοιχωματικές πιέσεις, η οποία είναι τυπική για όλες τις αρτηρίες.

Ένα ενδιαφέρον χαρακτηριστικό του διαγράμματος πίεσης / αξονική έκταση είναι η «*γραμμή αντιστροφής*». Αυτό σημαίνει: ότι σε αυτή τη συγκεκριμένη αξονική (και το σχετιζόμενο εξωτερικό αξονικό φορτίο) το μήκος του δείγματος είναι ανεξάρτητο της πίεσης. Σε χαμηλότερα εξωτερικά φορτία, το μήκος του δείγματος αυξάνεται με την αύξηση της πίεσης, ενώ σε υψηλότερα φορτία το δείγμα συρρικνώνεται αξονικά με την αύξηση της πίεσης. Για όλες τις αρτηρίες,

η γραμμή αντιστροφής βρίσκεται στα εξωτερικά φορτία από περίπου 0,5 N έως 1N.

Αν και τα αρτηριακά δείγματα ήταν μυϊκού τύπου, η υστέρηση ήταν σχετικά μικρή, δηλαδή τα δείγματα συμπεριφέρθηκε σχεδόν ελαστικά. Επιπλέον, ο προκαθορισμός των συνθηκών ολοκληρώθηκε μετά από 3 κύλους διάτασης. Η τυπική συμπεριφορά στις προκαθορισμένες συνθήκες παρουσιάζεται για τις καμπύλες που σχετίζονται με τα εξωτερικά φορτία της τάξης των 5.90N και 9.90N. Οι πρώτοι κύκλοι (διακεκομμένες γραμμές) δεν διαφέρουν σημαντικά από τους τρίτους κύκλους. Υπενθυμίζεται ότι κατά τη διάρκεια της προετοιμασίας, τα δείγματα ήταν ήδη υπό πίεση με 26.67kPa (200mmHg) και εφαρμόστηκε ένα αξονικό φορτίο 300g για 10 λεπτά, το οποίο ήταν επίσης τμήμα των προυποθέσεων που έπρεπε να ισχύουν.

Δεν παρατηρήθηκαν περιστροφές των αξονικών δεικτών στα δύο άκρα των δειγμάτων, γεγονός που υποδηλώνει ορθοτροπική συμμετρία του υλικού ενώ η στρεπτική ακαμψία του νήματος που συνδέεται με το άνω άκρο του δείγματος θεωρήθηκε αμελητέα.

Ενώ πιέσεις έως 33.3kPa (250mmHg) ήταν κοντά στο φυσιολογικό εύρος, φορτία μέχρι 10N το υπερέβαιναν προφανώς και θα μπορούσε να έχει καταστραφεί το δείγμα. Ωστόσο, ζημιά δεν παρατηρήθηκε με εξωτερικά αξονικά φορτία έως 5.90 N. Αυτό επιβεβαιώνεται από το γεγονός ότι «ο έλεγχος στα 0N» μετά τη 5.90 N δοκιμή δεν παρουσιάζει σημαντικές αλλαγές σε σχέση με την αρχική 0N δοκιμή. Ακόμη και στα 9.90 N μόνο το δείγμα VI έδειξε μία απότομη αύξηση της αξονικής έκτασης (όχι της περιφερειακής έκτασης) περίπου 2% σε πίεση 13.0kPa. Επιπλέον, ούτε η μακροσκοπική επιθεώρηση, συμπεριλαμβανομένου του διαχωρισμού των στρωμάτων, ούτε ο έλεγχος με οπτικό μικροσκόπιο των ιστολογικών τομών, παρουσίασαν σημάδια βλάβης των δειγμάτων, όπως βλάβες που προκλήθηκαν από την ανατομή, ελικοειδούς μορφής νεκρωτικών μυοκυτταρικών πυρήνων λόγω υπερέκτασης και νεκρωτικά κύτταρα. Εφόσον οι υπολογισμοί (μέσος όρος) των αξονικών τάσεων Cauchy των τοιχωμάτων στα 5.90N και 33.3 kPa απέδωσε τιμές υψηλότερες από τα 200.0 kPa για όλα τα δείγματα, η αντοχή των αρτηριών στον αξονικό εφελκυσμό ήταν πέρα από αυτό το επίπεδο. Επίσης, οι Papageorgiou και Jones που εφαρμόσαν αξονικά φορτία έως 986 g σε ανθρώπινες λαγόνιες αρτηρίες, δεν αναφέρουν τις παρατηρήσεις σχετικά με τις βλάβες που προκλήθηκαν στους ιστούς.

Γωνίες ανοίγματος

Οι γωνίες ανοίγματος των τομέων του συνόλου των τοιχώματων, α , συγκεντρώθηκαν σε πίνακα. Για τις περιπτώσεις/δείγματα που η ιστολογία επιβεβαίωσε σωστό διαχωρισμό των στρωμάτων, καταγράφηκε επίσης για τη διπλοστοιβάδα (δυο-στρωμάτων) του μέσο/έσω-χιτώνα, α_{MI} , το στρώμα του έξω χιτώνα, α_A , το στρώμα του μέσου χιτώνα, α_M και το στρώμα του έσω χιτώνα, α_I . Οι γωνίες ανοίγματος μελετήθηκαν σε δύο δακτυλίους (εγγύς και άπω). Ως εκ τούτου, για ορισμένες περιπτώσεις θα μπορούσαν να καθορίζονται δύο τιμές. Οι τιμές για το σύνολο των τομέων του τοιχώματος παρουσίασαν ευρεία διακύμανση εντός του δείγματος, από 56° έως 152° και ήταν περίπου 100° μικρότερες από εκείνες που αναφέρθηκαν για τις αορτές σε ηλικιωμένους ανθρώπους. Οι γωνίες ανοίγματος των άπω και εγγύς δακτύλιων, που προέρχονται από την ίδια αρτηρία, ωστόσο, έδειξαν μικρή διακύμανση εντός του δείγματος. Διαχωρισμένα στρώματα παρουσίασαν μερικά ενδιαφέροντα χαρακτηριστικά, όπως αρνητικές γωνίες ανοίγματος στον έσω χιτώνα. Ωστόσο, απαιτούνται περισσότερα δεδομένα και πιο βελτιωμένη γνώση για την αρτηριακή μηχανο-βιολογία ώστε να επιβεβαιωθούν αυτές τις παρατηρήσεις, και να εξηγηθεί η ευρεία διακύμανση των γωνιών ανοίγματος που παρατηρείται σε ένα δείγμα.

Τοποθέτηση/Ταίριασμα δεδομένων.

Εάν τα δεδομένα που αντιστοιχούν στα τέσσερα πρώτα εξωτερικά αξονικά φορτία 0N, 0.11N, 0.31N, και 0.70N λήφθηκαν υπόψη, επιτεύχθηκε ένα λογικό ταίριασμα. Σε υψηλότερα εξωτερικά φορτία παρατηρήθηκε μια έντονη μείωση των συντελεστών συσχέτισης $r(S_{ZZ})$, $r(S_{\theta\theta})$ και του μέτρου σφάλματος ϵ , όπως ορίστηκε παραπάνω. Ως εκ τούτου, μόνο τα αποτελέσματα (που ήταν δυνατό να ταιριάξουν) της μηχανικής απόκρισης που σχετίζεται με τα τέσσερα πρώτα εξωτερικά φορτία είναι άξια αναφοράς. Τα αποτελέσματα που ταίριαζαν με το βέλτιστο τρόπο (best-fit) σε σχέση με το μέτρο σφάλματος ϵ και τους συντελεστές συσχέτισης $r(S_{ZZ})$, $r(S_{\theta\theta})$ των δεύτερων τάσεων *Piola Kirchoff* $S_{\theta\theta}$ και S_{ZZ} ελήφθησαν με το επτά-παραμέτρων, συνδιαστικό πολυονυμικό-εκθετικό μοντέλο. Ακολούθησε το πέντε-παραμέτρων εκθετικό μοντέλο και το τεσσάρων-παραμέτρων λογαριθμικό μοντέλο. Το επτά-παραμέτρων πολυονυμικό μοντέλο έδωσε ξεκάθαρα το χειρότερο ταίριασμα. Η ανισοτροπία υλικού υποδείχθηκε/φάνηκε από τις διαφορές μεταξύ των καταστατικών παραμέτρων που σχετίζονται με την αξονική και περιφερειακή κατεύθυνση.

Οι πιέσεις που προβλέφθηκαν από ένα ειδικό μοντέλο, βρέθηκαν/προσδιορίστηκαν αντικαθιστώντας τη σχετιζόμενη καταστατική εξίσωση για τη περιφερειακή τάση Cauchy. Από την εξίσωση που προέκυψε, η πίεση p θα μπορούσε να εκφραστεί ρητά ως συνάρτηση των περιφερειακών και αξονικών εκτάσεων. Έπειτα η p υπολογίστηκε με την προσθήκη των περιφερειακών και αξονικών εκτάσεων που μετρήθηκαν.. Να σημειωθεί ωστόσο, ότι σε τέτοια διαγράμματα δεν παρέχονται πληροφορίες σχετικά με τα σχετιζόμενα εξωτερικά αξονικά φορτία που προβλέπονται από το μοντέλο.

Επιλέγοντας μια εναλλακτική παρουσίαση των δεδομένων, για την οποία τα τεσσάρων-διαστάσεων δεδομένα {πίεση p , αξονικό φορτίο L , περιφερειακή έκταση λ_θ , αξονική έκταση λ_z } μπορούν να εξεταστούν ταυτόχρονα στο δύο-διαστάσεων επίπεδο έκτασης. Πειραματικά σημεία δεδομένων (μαύροι κύκλοι) του δείγματος IV συνδέθηκαν με παραμετρικές γραμμές (συμπαγείς και με πάχος). Αυτές οι γραμμές καθορίζουν έξι συνεχείς πιέσεις (σε kPa: 0,2, 2, 6, 14, 22, 30) και τέσσερα φορτία (σε N: 0, 0,11, 0,31, 0,70). Μόνο τα δεδομένα-που προκύπτουν από τις προκαθορισμένες συνθήκες- των υπο-φόρτιση διακλαδώσεων λήφθηκαν υπόψη. Αξονικές και περιφερειακές παραμορφώσεις που προβλεφθήκαν από ένα συγκεκριμένο μοντέλο βρέθηκαν μέσω αντικατάστασης των σχετιζόμενων καταστατικών εξισώσεων για τις τάσεις Cauchy.

Το σύστημα εξισώσεων που προκύπτει επιλύθηκε στη συνέχεια αριθμητικά για τις περιφερειακές και αξονικές εκτάσεις σε δεδομένη διατοιχωματική πίεση και εξωγενές αξονικό φορτίο. Το διάγραμμα δείχνει μια επισκόπηση δύο συναρτήσεων ενέργειας-καταπόνησης, και συγκεκριμένα το πέντε-παραμέτρων ισότροπο-ανισότροπο μοντέλο διάσπασης και το 4-παραμετρικό μοντέλο έκθεσης. Ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι το 4- παραμέτρων εκθετικό μοντέλο φαίνεται να ταιριάζει καλύτερα στα πειραματικά δεδομένα, παρόλο που η ικανότητα προσαρμογής είναι χειρότερη σε σχέση με τον παράγοντα σφάλματος. Ωστόσο, η προσαρμογή έγινε για τις δεύτερες Piola-Kirchhoff εκτάσεις και όχι για τη διατοιχωματική πίεση και το εξωγενές αξονικό φορτίο.

Συνήθη προβλήματα των καταστατικών εξισώσεων είναι η αδυναμία να παρουσιαστεί η έντονη συμπεριφορά δυσκαμψίας και η μείωση διαμέτρου σε υψηλότερα εξωγενή αξονικά φορτία και χαμηλότερες πιέσεις. Όπως φαίνεται, αυτό οδήγησε σε αρνητικές τιμές πίεσης στο διάγραμμα πίεσης/περιφερειακής καταπόνησης.

Μεταβολές που παρατηρούνται εντός του ίδιου δείγματος, Ηλικία

Η συμπεριφορά λόγω φορτίου-παραμόρφωσης παρουσίασε μεγάλη διακύμανση μεταξύ των δειγμάτων. Τα υπο-φόρτιση τμήματα των δειγμάτων I, II, IIIb, VII μπορούν να καταγραφούν σε δισδιάστατο πίνακα καταπόνησης. Για κάθε δείγμα, απεικονίζονται 18 σημεία δεδομένων. Συνδέονται με έξι διακεκομμένες γραμμές, που δείχνουν τα επίπεδα πίεσης (σε kPa: 0.2, 2, 6, 14, 22, 33). Επιπροσθέτως, τρεις συνεχείς γραμμές απεικονίζουν διαφορετικά εξωγενή φορτία (σε N:0, 0.70, 5.90). Έτσι, το σύνολο του πεδίου παραμόρφωσης με τα βασικά χαρακτηριστικά του μπορεί να προβληθεί.

Σημαντικές στατιστικά συσχετίσεις με την ηλικία βρέθηκαν για την αξονική *insitu* έκταση λίσ ($r=-0.72$, $P=0.03$), λzphys ($r=-0.81$, $P=0.03$) και λθphys ($r=-0.80$, $P=0.02$), δηλαδή για τις εκτάσεις σε πίεση 13.3k.Pa και αξονικού φορτίου 0.70N, τα οποία θεωρήθηκαν ως το φυσιολογικό εύρος. Οι συσχετίσεις με την ηλικία ήταν χαμηλές όσο αφορά το πάχος του τοιχώματος ($r=-0.20$, $P=0.31$) και τη σχέση του πάχους του τοιχώματος με την εξωτερική διάμετρο ($r=0.53$, $P=0.07$). Για στατιστικές αναλύσεις, οι τιμές των δειγμάτων IIIa και IIIb (δεξιά και αριστερή λαγόνια αρτηρία του ίδιου ασθενή) τέθηκαν στο μέσο όρο.

6.2.2.6 ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Δομικά Χαρακτηριστικά

Υπήρχαν έντονες δομικές διαφορές ανάμεσα στα ανθρώπινα δείγματα μεγάλης ηλικίας και στα δείγματα ζώων, τα οποία δοκιμάζονται πιο συχνά σε μελέτες *in vitro*. Μια θεμελιώδης διαφορά είναι ότι στα δείγματά μας, όχι μόνο ο έξω και ο μέσος χιτώνας, αλλά και ο έσω, παρουσίασαν σημαντικό πάχος και μηχανική δύναμη. Αυτό προκαλείται από διάχυτη υπερπλασία του έσω χιτώνα. Οι αρτηρίες με διάχυτη υπερπλασία του έσω χιτώνα είναι εξ ορισμού, μη νοσούντες. Για τις ανθρώπινες αρτηρίες δείκτες πάχους έσω/μέσου χιτώνα από 0.1 μέχρι 1.0 ή παραπάνω έχουν καταγραφεί. Τα δείγματά μας έδειξαν ένα μέσο δείκτη πάχους έσω/μέσου/έξω χιτώνα.

Στη μελέτη μας, ο μέσος δείκτης από το πάχος του τοιχώματος μέχρι την εξωτερική διάμετρο ήταν 7.7. Αυτό είναι απόλυτα σύμφωνο με το δείκτη 10.0 που αναφέρθηκε στις ανθρώπινες λαγόνιες αρτηρίες (ηλικία>35 ετών) από τους Laroyd και Taylor. Ωστόσο, διαφέρει σημαντικά, για παράδειγμα από τις λαγόνιες αρτηρίες των σκύλων ράτσας greyhound, στα οποία αναφέρθηκε δείκτης 29.4. Επιπλέον, η γήρανση προκαλεί ιστοδομικές μεταβολές όπως

απώλεια και εκφυλισμό των ινών ελαστίνης και ελαστικής στοιβάδας και αύξηση του κολλαγονούχου υλικού και της βασικής ουσίας.

Αυτές οι διαρθρωτικές διαφορές συσχετίζονται με μειωμένη διατασιμότητα. Στις αρτηρίες των κουνελιών σε φυσιολογική λειτουργία, ο Fungetal. βρήκε αξονική και περιφερειακή έκταση 1.66 και 1.22. Τα δείγματά μας έδειξαν μέσες εκτάσεις στα 1.20 και 1.06 σε αξονικό φορτίο 0.7N και πίεση διάτασης 13.3kPa. Η παρατηρηθείσα μέση αξονική *insitu* έκταση ήταν μικρότερη από 1.10. Αυτό είναι σύμφωνα με τα υπάρχοντα στοιχεία για μέσου όρου ανακλήσεις μεγέθους περίπου 20% (Ηλικία>35 ετών) και αξονικές *in situ* εκτάσεις μεγέθους 15% (ηλικία>60 ετών) και 16.1% (ηλικία 28 μέχρι και >82), αναφερόμενοι στις ανθρώπινες λαγόνιες αρτηρίες. Ωστόσο, στις λαγόνιες αρτηρίες των κουνελιών, η αξονική *in situ* έκταση ήταν 1.5 [18].

Λειτουργικά Χαρακτηριστικά

Μπορεί να υπάρχουν λειτουργικές διαφορές σε σχέση με ένα χαρακτηριστικό μηχανικό γνώρισμα των αρτηριών. Στην «γραμμή αντιστροφής» στην αξονική έκταση λ^* και στη σχετική αξονική δύναμη L^* , η αξονική έκταση και το αξονικό φορτίο είναι σχετικά ανεξάρτητα από τη διατοιχωματική πίεση p (και από την περιφερειακή έκταση $\lambda\theta$). Αυτή η ιδιότητα υποτίθεται ότι ήταν ένα κοινό χαρακτηριστικό όλων των αρτηριών. Αξίζει να σημειωθεί ότι, στις αρτηρίες των ζώων βρέθηκε ότι το λ^* είναι περίπου ίσο με την *in situ* έκταση. Έτσι, τέτοιες αρτηρίες δεν κάνουν καθόλου «αξονικό έργο» κατά τη διάρκεια του κύκλου του παλμού. Η λειτουργία των αιμοφόρων αγγείων είναι ενεργειακά βελτιστοποιημένη. Σε αντίθεση με αυτό το εύρημα, για όλα τα ανθρώπινα δείγματα μεγάλης ηλικίας βρήκαμε σημαντικά μικρότερες *in situ* αξονικές εκτάσεις από το λ^* . Να σημειωθεί ότι, στην αρτηρία VI ήταν μικρότερη και από 1.0, πράγμα που σημαίνει ότι δεν υπήρχε καθόλου αξονική έκταση *in situ*, αλλά συμπίεση. Παρόμοια ευρήματα είχαν αναφερθεί από τον Langewouters et al., που παρατήρησαν αρνητική ανάκληση στις ηλικιωμένες θωρακικές αορτές, δηλαδή το αγγείο επιμηκύνθηκε αξονικά μέχρι την αποκοπή. Οπότε, αν η αξονική *in situ* έκταση ήταν ίδια με την αξονική *in vivo* έκταση κατά την μέση αρτηριακή πίεση 13.3 kPa, η αξονική δύναμη θα ήταν θλιπτική αντί για εντάσεως. Η αξονική δύναμη και η αξονική έκταση θα ποίκιλαν κατά τη διάρκεια του κύκλου του παλμού και η λειτουργία του αγγείου δεν θα ήταν πια ενεργειακά βελτιστοποιημένη.

Η αξονική *in situ* έκταση l_{is} και η πίεση 13.3 kPa ορίζεται με σαφήνεια αριστερά από την ομάδα των καμπύλων με τα ελαστικά αξονικά φορτία. Έτσι, για να συμπεριλάβουμε αυτό το σημείο αναφερόμενης καμπύλης που συμπεριλάμβανε αυτό το σημείο, θα απαιτούσε ένα θλιπτικό αξονικό φορτίο.

Τα θλιπτικά φορτία θα προκαλούσαν κάμψη και λυγισμό, το οποίο αποκαλείται στρεβλότητα και συστροφή στην αγγειολογία. *In situ*, αυτό μπορεί να προβλεφθεί με αντιδραστικές δυνάμεις των περιβλημάτων των αγγείων.

Στα *in vitro* πειράματα, ο Dobrin et al. μέτρησε εξωγενείς δυνάμεις κατά τη συμπίεση των ανθρώπινων λαγόνιων αρτηριών (ηλικία >60 ετών) πραγματοποιημένη σε *in situ* μήκη. Στην πραγματικότητα, σε κάποια αγγεία ο Dobrin et al. βρήκε θλιπτικές δυνάμεις, οι οποίες συνδέονται με φαινόμενα κάμψης. Ωστόσο, το κρίσιμο ερώτημα είναι, κατά πόσον ή όχι η μετρημένη *in situ* αξονική έκταση ισούται με την αξονική *in vivo* έκταση στη μέση αρτηριακή πίεση. Για να απαντήσουμε σε αυτό το ερώτημα πραγματοποιήσαμε *in situ* πειράματα διάτασης σε τρεις επιπλέον ανθρώπινες εξωτερικές λαγόνιες αρτηρίες κατά τη διάρκεια αυτοψίας. Χρησιμοποιήσαμε τρία επίπεδα πίεσης (0 Pa, 13.3 Kpa και 26.7 kPa) και υπολογίσαμε τις σχετικές αξονικές διατάσεις έχοντας υπόψιν μας το *exsitu* μήκος. Οι αρτηρίες αφέθηκαν σε χαλάρωση για 10 λεπτά σε κάθε επίπεδο πίεσης. Στα 0Pa, 13.3kPa και 26.7kPa βρήκαμε αξονικές εκτάσεις μεγέθους 1.12, 1.19, 1.21 για την πρώτη, 1.08, 1.10, 1.12 για τη δεύτερη και 1.06, 1.06 1.08 για την Τρίτη αρτηρία, αντίστοιχα. Έτσι, παρατηρήσαμε σημαντική αύξηση των αξονικών εκτάσεων κατά την αύξηση των διατασιακών πιέσεων. Ως εκ τούτου, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι το φυσιολογικό εύρος λειτουργίας ήταν ανάμεσα στην αξονική *insitu* έκταση μετρημένη στα 0Pa και στην αξονική έκταση στην γραμμή αντιστροφής. Κατά συνέπεια, αυτή η απόσταση καλύπτεται καλύτερα από τις πειραματικές καμπύλες που αντιστοιχούν στα τέσσερα πρώτα αξονικά φορτία 0N, 0.11N, 0.31N και 0.70N. Αυτό δικαιολογεί την επιλογή μας για αυτές τις καμπύλες για προσαρμογή των δεδομένων. Αυτή η προσέγγιση υποστηρίζεται επίσης από τα ευρήματα του Dobrin et al., ο οποίος βρήκε ότι η εξωγενής αξονικές δυνάμεις μεγέθους 0.1 – 0.5N χρειαζόνταν για να επιμυκηνθούν οι ηλικιωμένες, μη συμπιεσμένες ανθρώπινες λαγόνιες αρτηρίες στα *insitu* μήκη τους. Επιπλέον, βασισμένοι στα ευρήματά μας καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι για τον προσδιορισμό με μεγαλύτερη ακρίβεια, της φυσιολογικού εύρους λειτουργίας των αρτηριών με χαμηλή αξονική έκταση, είναι απαραίτητο να πραγματοποιηθούν *insitu* διατάσεις με μέση αρτηριακή πίεση.

Σε αντίθεση με τις διαφορές ανάμεσα των στελεχών ανέμεσα στα δείγματά μας και στις αρτηρίες των ζώων, οι φυσιολογικές τάσεις είναι παρόμοιες. Οι μέση αξονική και περιφερειακή Cauchy τάση ήταν 42.2k.Pa και 43.5k.Pa (σε $p=13.3k.Pa$ και $L=0.70N$) για τα δείγματά μας και 52.6k.Pa και 66.6k.Pa (σε $p=13.3 k.Pa$ και $\lambda z= \lambda is$) για τις λαγόνιες αρτηρίες των κουνελιών.

Καταστατικά μοντέλα

Τα καλύτερα αποτελέσματα έχοντας υπόψιν μας τον παράγοντα λάθους ϵ και τους συντελεστές συσχέτισης $r(S_{zz})$ και $r(S_{\theta\theta})$ για το φυσιολογικό αναφερόμενο εύρος επιτεύχθηκαν με το 7-παραμέτρων πολυώνυμικό-έκθετικό μοντέλο, ακολουθούμενο από το 5- παραμέτρων ισοτροπικό-ανισότροπο μοντέλο διάσπασης. Εν όψει ενός μικρότερου αριθμού παραμέτρων, θα μπορούσε να θεωρήσει κανείς την τελευταία λειτουργική μορφή σαν την πιο χρήσιμη. Σημειώστε, ωστόσο, ότι κανένα από τα μοντέλα δεν ήταν σε θέση να περιγράψει επαρκώς την συμπεριφορά παραμόρφωσης καθ' όλη τη διάρκεια του αναφερόμενου πειραματικού φάσματος. Έτσι, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι οι υπάρχοντες δισδιάστατες ενεργειακές λειτουργίες έκτασης είναι ακατάλληλες να χαρακτηρίσουν την μηχανική συμπεριφορά των ανθρώπινων αρτηριών μεγάλης ηλικίας στο μη-φυσιολογικό αναφερόμενο φάσμα. Ως εκ τούτου, υπάρχει ανάγκη για πιο αποδοτικές μορφές ενεργειακών λειτουργιών έκτασης, με σκοπό να ελαχιστοποιηθεί ο αριθμός των παραμέτρων.

Δεν θα συζητήσουμε εδώ τα θέματα της μεταβλητότητας των καταστατικών παραμέτρων και της υπερπαραμετροποίησης. Ωστόσο, τονίζουμε ότι αυτές οι πληροφορίες είναι ζωτικής σημασίας, αν η προσοχή εστιάζεται όχι μόνο στις παραμετρικές αναπαραστάσεις πειραματικών δεδομένων, αλλά και στον, για παράδειγμα καθορισμό των κατ' αποκοπή τιμών για ιατρικούς σκοπούς ή συστηματικές συγκρίσεις. Μια λεπτομερής περιγραφή αυτών των θεμάτων σχετικά με τα δεδομένα διαξονικής τάσης-έκτασης δόθηκαν από τον Yinetal.. Εν συντομία, για να ληφθούν πληροφορίες σχετικά με την παράμετρο μεταβλητότητας, πρέπει να χρησιμοποιηθούν ο συσχετισμός τρέχουσων τιμών ή η μέθοδος jackknife, οι αποκαλούμενες και μη-παραμετρικές στατιστικές μέθοδοι, το οποίο απαιτεί διαφορετικό πειραματικό πρωτόκολλο από αυτό που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα μελέτη.

Στη μελέτη μας ο καθορισμός των καταστατικών παραμέτρων και των σχέσεων των αντίστοιχων τάσεων-εκτάσεων βασίζονται στην παραδοχή ενός λεπτού μονού επιπέδου, το οποίο είναι ομοιογενές και ασυμπίεστο. Όπως συζητήθηκε

παραπάνω, τα τοιχώματα των ηλικιωμένων ανθρώπινων λαγόνιων αρτηριών είναι ετερογενείς κατασκευές τριών επιπέδων. Επιπλέον, η μηχανικές αποκρίσεις των αντίστοιχων επιπέδων παρουσιάζουν σημαντικές διαφορές. Ως εκ τούτου, μια πλήρης τρισδιάστατη ποσοτικοποίηση τάσης-έκτασης απαιτεί ξεχωριστή θεώρηση και των τριών επιπέδων, συμπεριλαμβανομένου των εναπομενουσών τάσεων συγκεκριμένα για τα επίπεδα και για τις αξονικές *in situ* εκτάσεις. Ωστόσο, παρόλο που είναι δυνατόν σε ορισμένα από τα δείγματα να διαχωριστούν τα επίπεδα για να προσδιοριστεί το άνοιγμα γωνιών συγκεκριμένα για τα επίπεδα, φαίνεται να είναι δύσκολο να επιτευχθεί ένας χειρουργικός διαχωρισμός στους άθικτους σωλήνες του έσω και μέσου χιτώνα, κατάλληλος για δοκιμές έκτασης-επέκτασης. Μια πρόσφατη έρευνα αναφέρει για πρώτη φορά άμεσες μετρήσεις των μηχανικών αποκρίσεων των ανθρώπινων σωλήνων του έξω χιτώνα υπό αναφερόμενες φυσιολογικές συνθήκες και συνθήκες υψηλής πίεσης (μέχρι και 100kPa).

Τα υπάρχοντα δεδομένα θα αρκούσαν για να υπολογιστεί η τρισδιάστατη κατανομή τάσης-έκτασης με την παραδοχή ενός ομοιογενούς μονοεπίπεδου τοιχώματος και λαμβάνοντας υπόψη τις περιφερειακές παραμένουσες τάσεις της κατασκευής του τοιχώματος. Αυτή η προσέγγιση δημοσιεύτηκε για τις αρτηρίες των ζώων στην, για παράδειγμα. Ωστόσο, λόγω της μηχανικής πολυμορφίας των τριών επιπέδων (έσω, μέσου και έξω χιτώνα) αυτά τα αποτελέσματα δεν θα ήταν πειστικά και θα μπορούσαν να είναι ακόμα και παραπλανητικά. Ως εκ τούτου, χρησιμοποιήσαμε την προσέγγιση του λεπτού τοιχώματος. Κατά συνέπεια, λάβαμε μόνο μέσες τιμές περιφερειακών και αξονικών τάσεων καθ' όλο το πάχος του τοιχώματος. Τουλάχιστον στις αρτηρίες των ζώων, υπάρχουν αποδείξεις ότι αυτές οι μέσες τάσεις μοιάζουν με την πραγματική κατανομή τάσεων, η οποία εμφανίζεται να είναι σχετικά σταθερή, αφού οι παραμένουσες τάσεις προκαλούν μια εξομάλυνση των διαβαθμίσεων των τάσεων. Ωστόσο, τα τελευταία ευρήματα έχουν βασιστεί επίσης σε ενός επιπέδου και ομοιογενές μοντέλο τοιχώματος.

6.2.3 Alexey V. Kamenskiy, Yuris A. Dzenis, Jason N. MacTaggart

Διαξονικές μηχανικές ιδιότητες των ανθρώπινων θωρακικών και κοιλιακών αορτών, κοινής καρωτίδας, υποκλείδιων, νεφρικών και κοινών λαγόνιων αρτηριών.

Η εμβιομηχανική του μεγάλου και μεσαίου μεγέθους αρτηριών επηρεάζουν την παθοφυσιολογία της αρτηριακής νόσου και την ανταπόκριση στις θεραπευτικές

παρεμβάσεις. Ωστόσο, μια ολοκληρωμένη συγκριτική ανάλυση των ιδιοτήτων διαξονικής μηχανικής των ανθρώπινων αρτηριών δεν έχει ακόμα αναφερθεί. Ακολούθως περιγράφεται το πείραμα και τα αποτελέσματα της έρευνας που διεξήγαν οι Alexey V. Kamenskiy, Iraklis I. Pipinos, Yuris A. Dzenis. Σχετικές διαξονικές εκτάσεις χρησιμοποιήθηκαν για τον καθορισμό των παθητικών μηχανικών ιδιοτήτων των ανθρώπινων θωρακικών (TA, n=8) και κοιλιακών (AA, n=7) αορτών, κοινών καρωτίδων (CCA, n=21), υποκλείδιων (SA, n=12), νεφρικών (RA, n= 13) και κοινών λαγόνιων (CIA, n=16) αρτηριών από 11 υποκείμενα/άτομα που έχουν απεβιώσει (54 ± 21 ετών). Η ιστολογική αξιολόγηση προσδιόρησε τη δομή του κάθε δείγματος.

Πειραματικά δεδομένα χρησιμοποιήθηκαν για τον προσδιορισμό καταστατικών παραμέτρων για ένα δομικά βασιζόμενο, μη-γραμμικό ανισότροπο καταστατικό μοντέλο. Όλες οι αρτηρίες παρουσίασαν ανισοτροπία και μεγάλες μη γραμμικές παραμορφώσεις. Τα περισσότερα δείγματα CCA, SA, TA, AA και CIA ήταν πιο άκαμπτα κατά μήκος ενώ τα περισσότερα δείγματα AA ήταν πιο άκαμπτα περιμετρικά/περιφερειακά. Μια αλλαγή στην ανισοτροπία παρουσιάστηκε περιστασιακά για όλες τις αρτηρίες. Τα δείγματα CCA ήταν τα πιο κατάλληλα, τουλάχιστον ως προς την ανισοτροπία και ήταν λιγότερο συχνά νοσούντα από όλες τις αρτηρίες, ενώ τα δείγματα CIA και AA ήταν τα πιο άκαμπτα και τα πιο βεβαρυμένα από τη νόσο δείγματα. Η σοβαρότητα που χαρακτηρίζει τη νόσο, την αθηροσκλήρωση, συσχετίστηκε με την ηλικία, αλλά δεν επηρεάστηκε από την πλευρικότητα (η κυριαρχία της μιας πλευράς του σώματος). Οι ίνες ελαστίνης στην αορτή των δειγμάτων SA και CCA ήταν ομοιόμορφα και ως επί το πλείστον περιφερειακά κατανεμημένες σε ολόκληρο το μέσο χιτώνα, ενώ στα RA και CIA, η ελαστίνη πρώτιστως ήταν αξονικά ευθυγραμμισμένη και συγκεντρωμένη στην εξωτερική ελαστική στοιβάδα. Η χρήση καταστατικών μοντέλων έσωσε καλή αντιστοίχιση με πειραματικά δεδομένα για τις περισσότερες αρτηρίες.

Η εμβιομηχανική και τα αρχιτεκτονικά χαρακτηριστικά των μεγάλων αρτηριών διαφέρουν ανάλογα με την τοποθεσία και λειτουργικό περιβάλλον τους. Μια καλύτερη κατανόηση των μηχανικών ιδιοτήτων μιας εντοπισμένης αρτηρίας μπορεί να συμβάλλει στην ανάπτυξη θεραπειών για αρτηριακή νόσο, που στοχεύουν σε συγκεκριμένα σημεία.

6.2.3.1 ΥΛΙΚΑ ΚΑΙ ΜΕΘΟΔΟΙ

Υλικά

Με την έγκριση του Institutional Review Board, οι αρτηρίες συλλέχθηκαν από 11 θανούντα ανθρώπινα υποκείμενα (4 γυναίκες, 7 άνδρες, 54±21 ετών) κατά τη στιγμή της αυτοψίας τους στο Πανεπιστήμιο της Nebraska, Medical Center (UNMC) και στις εγκαταστάσεις Nebraska Organ Recovery System (NORS). Συνολικά 21 κοινές καρωτίδες (CCA: 12L, 9R), 12 υποκλείδιες αρτηρίες (SA: 7L, 5R), 8 θωρακικές αορτές (TA), 7 κοιλιακές αορτές (AA), 13 νεφρικές αρτηρίες (RA: 7L, 6R) και 16 λαγόνιες αρτηρίες (CIA: 9L, 7R) συλλέχθηκαν για τη διεξαγωγή των μηχανικών δοκιμών.

Η σοβαρότητα της νόσου της αθηροσκλήρωσης σε κάθε αρτηρία κατατάσσεται σε 3 στάδια. Οι στάδιου 1 αρτηρίες δεν είχαν εμφανή σημάδια λόγω της ασθένειας, αλλά θα μπορούσαν να παρουσιάζουν πάχυνση του έσω χιτώνα, απομονωμένα μακροφάγα, αφρώδη κύτταρα, πολλαπλά στρώματα αφρωδών κυττάρων και προ-αθηρωμάτωση. Οι στάδιου 2 αρτηρίες χαρακτηρίζονταν από ήπια αθηροσκλήρωση (νόσο) με ήπια αθηρωμάτωση ή ινοδοαθηρώματα με λεπτή κάψα, αλλά ελάχιστη ασβεστοποίηση. Οι στάδιου 3 αρτηρίες είχαν εκτεταμένου βαθμού αθηροσκλήρωση (νόσο) και παρουσίαζαν αλλοιώσεις λόγω έλκους αιμορραγίας, θρόμβωσης, ασβεστοποίησης ή αλλοιώσεις των ινών.

6.2.3.2 ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΔΟΚΙΜΗ

Προετοιμασία δειγμάτων

Όλοι οι ιστοί ήταν τοποθετημένοι σε διάλυμα φυσιολογικού ορού περιεκτικότητας 0,9% NaCl και σε πάγο κατά τη μεταφορά στην εγκατάσταση δοκιμών. Η δοκιμή έγινε μέσα σε 24 ώρες από το θάνατο των ατόμων ώστε να διατηρηθούν τα δείγματα «φρέσκα». Πριν από τη δοκιμή, ένας αρτηριακός δακτύλιος περίπου 2 mm σε μήκος κόπηκε από κάθε δείγμα και φωτογραφήθηκε για να καταγράψει η χωρίς-φορτίο διαμόρφωση. Ο δακτύλιος ακολούθως κόπηκε ακτινικά για να απελευθερωθούν οι παραμένουσες τάσεις και φωτογραφήθηκε ξανά με σκοπό να μετρηθεί η γωνία ανοίγματος α , μεταξύ των δύο γραμμών που εκτείνονται από το κέντρο του τομέα προς τις εξωτερικές άκρες του. Αν και υπάρχουν ορισμένες αμφιβολίες στη παρούσα βιβλιογραφία ως προς το αν ένα ακτινικό κόψιμο είναι αρκετό για να απελευθερώσει όλες τις

παραμένουσες τάσεις στον ιστό, το ερώτημα αυτό αξίζει μια ξεχωριστή έρευνα και ήταν εκτός του πεδίου εφαρμογής της παρούσας μελέτης.

Μετά τη μέτρηση της γωνίας ανοίγματος, ένα παρακείμενο αρτηριακό τμήμα αποκόπηκε κατά μήκος και απλώθηκε σε ένα επίπεδο φύλλο. Τετράγωνα δείγματα διαστάσεων 13 mm × 13 mm που δεν παρουσίαζαν μακροσκοπικές παθολογικές αλλοιώσεις (όταν ήταν δυνατόν) κόπηκαν από κάθε φύλλο διατηρώντας το διαμήκη (z) και περιφερειακό (θ) προσανατολισμό παράλληλα με τις τετράγωνες άκρες του δείγματος. Τα περισσότερα δείγματα ανοίχτηκαν στις αρχικά κυρτές διαμορφώσεις που εξομαλύνθηκαν είτε λόγω του δικού τους βάρους είτε μετά την εφαρμογή του 5×10^{-3} N απόβαρου πριν εφαρμοστεί φορτίο. Τέτοια εξομάλυνση προκαλεί πρόσθετες πιέσεις στο δείγμα και απαιτεί μια ξεχωριστή λεπτομερή έρευνα, οι τάσεις αυτές είναι πιθανό να είναι μικρές σε σύγκριση με εκείνες που εμφανίζονται στο δείγμα κατά τη διάρκεια της δοκιμής.

Το πάχος (r) μετρήθηκε και υπολογίστηκε ο μέσος όρος από έξι διαφορετικές θέσεις με χρήση του διαβήτη Starrett 1010 Z, εξασφαλίζοντας ότι τα άκρα του διαβήτη άγγιζαν το δείγμα, αλλά δεν το πίεζαν. Οι μετρήσεις του διαβήτη ήταν σύμφωνες με οπτικές εκτιμήσεις του πάχους του τοιχώματος, χρησιμοποιώντας φωτογραφίες των αρτηριακών δακτυλίων που χρησιμοποιήθηκαν για τη μέτρηση των γωνιών ανοίγματος.

Στη συνέχεια, τα δείγματα συνδέθηκαν με τη διαξονική συσκευή χρησιμοποιώντας μεταλλικά άγκιστρα και θηλιές από χοντρό νάιλον χειρουργικού ράμματος. Τα άγκιστρα που προσαρτήθηκαν στο δείγμα, τοποθετήθηκαν όσο το δυνατόν πλησιέστερα προς τις άκρες ώστε να ελαχιστοποιηθεί η επίδραση σε αυτές κατά τις μετρήσεις παραμόρφωσης/έκτασης. Τέσσερις δείκτες γραφίτη συνδέθηκαν με το αρτηριακό έσω χιτώνα για να παρακολουθείται το δείγμα κατά τη διάρκεια της παραμόρφωσης. Κατά τη διάρκεια της δοκιμής, τα δείγματα ήταν εντελώς βυθισμένα στο φυσιολογικό διάλυμα αλάτων περιεκτικότητας 0,9% NaCl, θερμοκρασίας 37°C η οποία διατηρούταν από έναν κυκλοφορητή ψύξης, Fisher Scientific Isotemp Refrigerated Circulator 9000. Το σύνολο της εγκατάστασης είχε τοποθετηθεί επάνω σε ένα τραπέζι που απομονώνει τους κραδασμούς με σκοπό για την ελαχιστοποίηση των κραδασμών που προκαλούνται από τις κινήσεις των σταδίων/θέσεων της κατασκευής.

Διαξονική συσκευή

Όλοι οι ιστοί ελέγχθηκαν κατά τη διαμήκη και περιφερειακή κατευθύνση τους χρησιμοποιώντας μια ειδικά κατασκευασμένο διαξονική συσκευή μαλακού-ιστού. Λεπτομερής περιγραφή της συσκευής δίνεται από τους Sacks και Vande-Geest et al. Εν συντομία, η συσκευή αποτελείται από τέσσερα στάδια μετακίνησης που κατευθύνονται από βηματικούς κινητήρες. Οι θέσεις αυτές είναι διατεταγμένες περιμετρικά του λουτρού που περιέχει το δείγμα και είναι εξοπλισμένες με βραχίονες μεταφοράς για να προσαρτηθούν στο δείγμα. Κάθε βραχίονας είναι ελεύθερος να περιστραφεί γύρω από τον άξονά του και έχει ένα ζεύγος τροχαλιών από ανοξείδωτο ατσάλι που επιτρέπει στις εφαρμοζόμενες δυνάμεις να κατανέμονται ισομερώς μεταξύ κάθε γραμμής συρραφής που κρατά το δείγμα, επιτρέποντας στο δείγμα να υποστεί διάτμηση (η καταπόνηση που εμφανίζεται σε ένα σώμα όταν δύο ίσες και αντίθετες δυνάμεις ενεργούν κάθετα στον άξονα του) ελεύθερα.

Η κλίση της παραμόρφωσης μετρήθηκε μέσω παρακολούθησης των κινήσεων των τεσσάρων δεικτών γραφίτη στου $z\theta$ επίπεδο με μια βιντεοκάμερα. Οι εντός του επιπέδου εκτάσεις και η γωνία διάτμησης υπολογίστηκαν σε πραγματικό χρόνο από τις μετακινήσεις των δεικτών χρησιμοποιώντας ένα 4-κόμβων πεπερασμένο τεχνικό στοιχείο. Τα εφαρμοζόμενα φορτία P_z και P_θ μετρήθηκαν με ένα ζευγάρι από δυναμοκυψέλες, εφελκυσμού/θλίψης "250 g" (μέγιστο φορτίο 2,5 N) (Honeywell Sensotec) που είχαν βαθμονομηθεί πριν από κάθε δοκιμή. Οι δυναμοκυψέλες επιλέχθηκαν για να καλύψουν τα εκτιμώμενα φυσιολογικά φορτία στις υπο-δοκιμή αρτηρίες όπως περιγράφεται παρακάτω. Στη συνέχεια, υπολογίστηκαν οι τάσεις Cauchy από τα διαξονικά φορτία: όπου H είναι το πάχος σε κατάσταση μη-παραμόρφωσης, L το μήκος σε κατάσταση μη-παραμόρφωσης πάνω στο οποίο δρουν τα εφαρμοσμένα φορτία και l_z και l_θ είναι οι εκτάσεις εντός του επιπέδου. Σημειώνουμε ότι ακόμη και αν τα φορτία εφαρμόστηκαν κάθετα προς τα άκρα, τα στοιχεία της τάση διάτμησης Cauchy $s_{z\theta}$ και $s_{\theta z}$ είναι μη μηδενικά αν υπάρχει παραμόρφωση διάτμησης. Η διάτμηση αξιολογήθηκε σε όλα τα δείγματα υπολογίζοντας τη γωνία διάτμησης β , όπου E_z , E_θ και $E_{z\theta}$ είναι στοιχεία της παραμόρφωσης Green, του τανυστή, \mathbf{E} και \mathbf{F} είναι η κλίση/βαθμίδωση της παραμόρφωσης. Για τους περισσότερους ιστούς $|\beta| \leq 5^\circ$, ως εκ τούτου, η διάτμηση θεωρήθηκε μικρή και δεν λήφθηκε υπόψη στην ανάλυση που ακολουθεί, κάτι που επιτρέπει σημαντική απλοποίηση των καταστατικών εξισώσεων που προκύπτουν.

Αν και το αρτηριακό τοίχωμα είναι μια πολυ-στρωματική δομή με διακριτές ιδιότητες για τον έσω, μέσο και έξω χιτώνα, τα στρώματα αυτά δεν μελετήθηκαν μεμονωμένα. Ο διαχωρισμός των αρτηριακών στρωμάτων αποτελεί πρόκληση όταν γίνεται στις μικρότερες σε μέγεθος, σε ηλικία και υγιέστερες αρτηρίες και αυξάνει σημαντικά το χρόνο των δοκιμών. Σε αυτή τη μελέτη, έχουμε δοκιμαστεί μεγάλο αριθμό δειγμάτων από τον ίδιο δότη και να διατηρηθεί η «φρεσκάδα» και η συνοχή μεταξύ όλων των δειγμάτων, έχουμε δοκιμαστεί όλες τις αρτηρίες χωρίς διαχωρισμό των στρωμάτων.

Πρωτόκολλα δοκιμών

Για να εξασφαλιστεί η συνοχή από δείγμα σε δείγμα, όλοι οι κύκλοι φόρτισης ξεκίνησαν σε ένα αρχικό φορτίου 5×10^{-3} N και όλα τα δεδομένα που αφορούν τις εκτάσεις αναφέρονται σε αυτή την αρχική διαμόρφωση. Πριν από τη συλλογή των δεδομένων, όλα τα δείγματα είχαν έρθει σε κατάσταση προκαθορισμένων συνθηκών με 15 κύκλους εφαρμογής ισοαξονικού φορτίου 2 N. Σε όλες τις δοκιμές υπήρχε έλεγχος φορτίου, επομένως, το ποσοστό παραμόρφωσης για κάθε δείγμα ήταν συντονισμένο έτσι ώστε στον ιστό να εφαρμοστεί φορτίο 2 N, μέσα σε ένα καθορισμένο χρονικό διάστημα. Έχουμε διαπιστώσει ότι όταν ποικίλει αυτός ο χρόνος σε εύρος από 30 έως 1 s, δεν επηρεάζει σημαντικά τις καμπύλες τάσης-έκτασης που προκύπτουν, χρησιμοποιούμε το μήκος του κύκλου για 15 s για τη φόρτιση και 15 s για την εκφόρτιση όπως και στα προηγούμενα πειραματικά πρωτόκολλα μας. Διαπιστώνεται τα ποσοστά φόρτισης είναι σημαντικά πιο αργά από τις φυσιολογικές τιμές, αυτό μας επιτρέπει να αξιοποιήσουμε το ημιστατικό πλαίσιο.

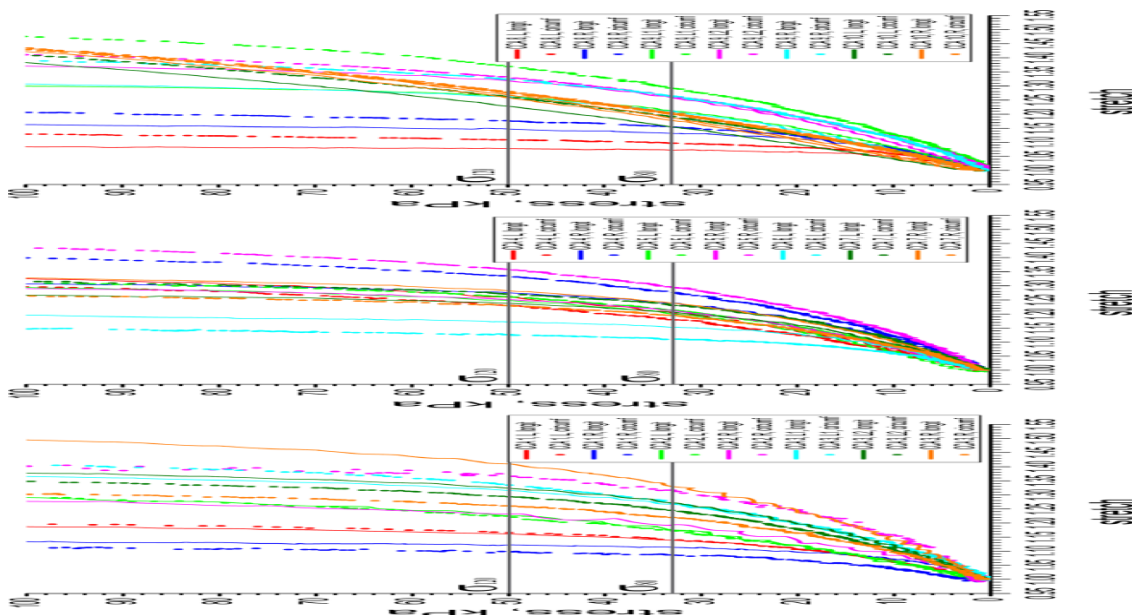
Για τα περισσότερα δείγματα παρατηρήθηκαν συχνά επαναλαμβανόμενες αποκρίσεις αρχίζοντας από το τέταρτο κύκλο. Μετά την προετοιμασία, κάθε αρτηρία υποβλήθηκε σε εννέα διαφορετικά πρωτόκολλα δοκιμών για να καλυφθεί το ευρύ φάσμα του χώρου παραμόρφωσης και να αποκτηθεί επαρκής ποσότητα δεδομένων για τα καταστατικά μοντέλα. Τα εννέα πρωτόκολλα περιλάμβαναν δοκιμές με σταθερό λόγο φορτίου, που εφαρμοζόταν στις διαμήκεις και περιφερειακές κατευθύνσεις, δηλαδή 1:1, 1:2, 1:4, 1:10, 1:1 (έλεγχος σταθερότητας), 2:1, 4:1, 10:1 και 1:1 (έλεγχος σταθερότητας). Το μέγιστο φορτίο ορίστηκε στα 2 N για τις περισσότερες αρτηρίες. Ισοαξονικοί έλεγχοι σταθερότητας διεξήχθησαν δύο φορές: στη μέση της δοκιμής και στο τέλος της για να εξασφαλιστεί ότι το δείγμα δεν είχε συσσωρεύσει οποιαδήποτε φθορά, καθώς πραγματοποιούνταν οι δοκιμασίες. Τα δεδομένα που συλλέγονται

από όλα τα πρωτόκολλα χρησιμοποιήθηκαν για να προσδιοριστούν οι σταθερές των υλικών και των καταστατικών μοντέλων.

Ακόμα κι αν όλες οι αρτηρίες παρουσίασαν υστέρηση, αυτό το χαρακτηριστικό ήταν σχετικά ευαίσθητο σε μεταβολές στο ποσοστό παραμόρφωσης μετά από τους τέσσερις περίπου κύκλους προετοιμασίας. Επιπλέον, η υστέρηση που παρατηρήθηκε για την πλειοψηφία των αρτηριών ήταν σχετικά περιορισμένη και επομένως, για λόγους συντομίας αναφέρουμε δεδομένα μόνο για το τμήμα φόρτισης στις καμπύλες τάσης-έκτασης.

6.2.3.3 ΙΣΤΟΛΟΓΙΚΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ

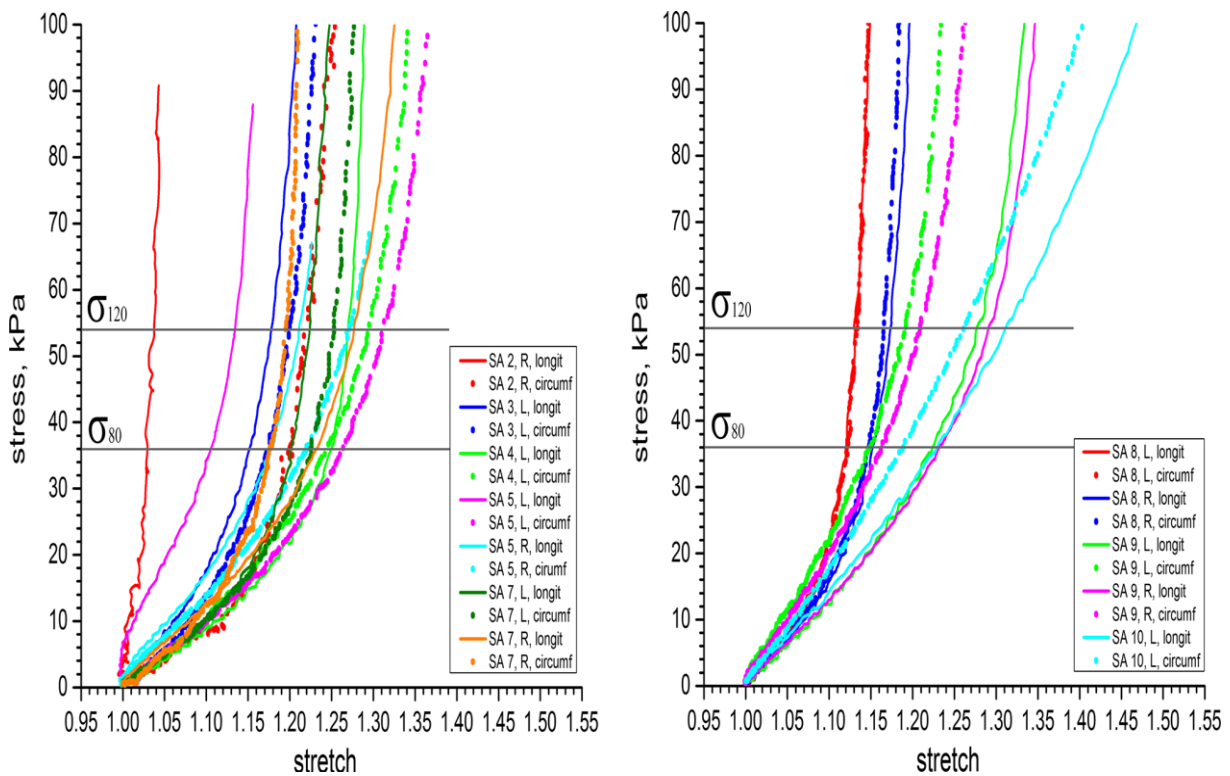
Ένας δακτυλιος μήκους περίπου 5 mm και μία αξονική λωρίδα μήκους περίπου 10 mm κόπηκαν από κάθε αρτηρία που γειτνιάζει άμεσα με το τμήμα που ελέγχθηκε διαξονικά. Τόσο ο δακτύλιος όσο και η λωρίδα σταθεροποιήθηκαν σε ρυθμισμένη φορμαλίνη 10%, εμβαπτισμένα σε παραφίνη και τεμαχίστηκαν σε πάχος 5 μm . Πραγματοποιήθηκε χρώση Verhoeff-Van Gieson (VVG) για να αξιολογηθεί ο προσανατολισμός της ελαστίνης και του κολλαγόνου στην περιφερειακή και διαμήκη κατεύθυνση. Οι εικόνες των αρτηριών που βάφτηκαν, ελήφθησαν κάτω από μεγέθυνση του φωτεινού πεδίου, 40 \times .



Σχήμα 6.13 : Ισοαξονικές καμπύλες τάσης-έκτασης για τις κοινές καρωτίδες (CCA) στις διαμήκεις (συμπαγείς) και περιφερειακές (διακεκομμένες) κατευθύνσεις. Οι κάθετες γραμμές δείχνουν τις εκτιμήσεις της διαστολικών (σ_{80}) και της συστολικών (σ_{120}) επίπεδων τάσης, για τα οποία αξιολογήθηκαν μετρήσεις ενδοτικότητας και ανισοτροπίας (A80, A120).

6.2.3.4 ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Το two-tailed Student's t test χρησιμοποιήθηκε για να επιβεβαιωθεί η στατιστική σημαντικότητα μεταξύ δύο μέσων τιμών, με το όριο σημαντικότητας ορίζεται σε $p < 0,05$. Η στατιστική ανάλυση πραγματοποιήθηκε με τη χρήση του προγράμματος OriginPro 9 (OriginLab Co). Όπου είναι αναγκαίο, τα αποτελέσματα αναφέρονται ως μέσος όρος \pm τυπική απόκλιση. Οι συσχετίσεις μεταξύ των δεδομένων (datasets) αναλύθηκαν χρησιμοποιώντας συντελεστή συσχέτισης Pearson, r . Ο συντελεστής Pearson χρησιμοποιήθηκε για να μετρηθεί η δύναμη της γραμμικής σύνδεσης μεταξύ δύο ζευγών μεταβλητών και υπολογίστηκε ως ο λόγος της συνδιακύμανσης με το γινόμενο των τυπικών αποκλίσεων. Τιμές στο εύρος 0-0,25 δε δείχνουν καμία συσχέτιση των δεδομένων, τιμές 0,25-0,5 δείχνουν μέτρια συσχέτιση, και τις αξίες 0,5-1 δείχνουν ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των δεδομένων.



Σχήμα 6.14 : Ισοαξονικές καμπύλες τάσης-έκτασης για την υποκλείδια αρτηρία (SA) στις διαμήκεις (συμπαγείς) και περιφερειακές (διακεκομμένες) κατευθύνσεις. Οι κάθετες γραμμές δείχνουν τις εκτιμήσεις της διαστολικών (σ_{80}) και της συστολικών (σ_{120}) επίπεδων τάσης, για τα οποία αξιολογήθηκαν μετρήσεις ενδοτικότητας και ανισοτροπίας (A80, A120).

6.2.3.5 ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Πειραματικές αξιολογήσεις των διαξονικών μηχανικών ιδιοτήτων των ανθρωπίνων αρτηριών, σπανίως είναι διαθέσιμες στη βιβλιογραφία. Προηγούμενες μελέτες χρησιμοποίησαν μονοαξονικές δοκιμές αλλά τα δεδομένα αυτά δεν είναι επαρκή για την εφαρμογή καταστατικών μοντέλων. Η μελέτη μας συνέκρινε τις διαξονικές μηχανικές ιδιοότητες των TA και AA, CCA, SA, RA και CIA που προέρχονται από τους ίδιους ανθρώπους και παραθέτει τις τιμές των καταστατικών παραμέτρων για το μοντέλο της 4-ινών οικογένειας που βασίζεται στην αμεταβλητότητα.

Εφαρμογή καταστατικών μοντέλων

Τα πειραματικά δεδομένα μας χρησιμοποιήθηκαν για να προσδιοριστούν οι συστατικές παράμετροι των μοντέλων για όλες τις αρτηρίες. Η συνάρτηση καταπόνησης-ενέργειας που επιλέχθηκε ήταν μια καταστατική σχέση οικογένειας 4-ινών, η οποία είναι μια επέκταση του το γνωστού μοντέλου οικογένειας 2-ινών που προτείνεται από τους Holzapfel, Gasser και Ogden (HGO). Τα δύο μοντέλα αυτά είναι/υπάρχουν φαινομενολογικά στη φύση, δηλαδή, δεν αντιπροσωπεύουν ρητά τις ίνες κολλαγόνου διαφόρων τύπων και διαμέτρων ή πολύπλοκες αλληλεπιδράσεις μεταξύ των ινών. Παρ' όλα αυτά, κινητοποιούνται από τη μακροσκοπική οργάνωση του κολλαγόνου της αρτηρίας και ως εκ τούτου, προτείνουν κάποια φυσική ερμηνεία των παραμέτρων του μοντέλου η οποία προσφέρει οφέλη που άλλα φαινομενολογικά μοντέλα δεν το κάνουν. Τα δύο μοντέλα διαμορφώνονται με τη χρήση συμβατικών σταθερών (σε αντίθεση με τις "στατιστικά ανεξάρτητες" σταθερές που προτείνονται από τον Criscione) και είναι αντικειμενικά μη-μηδενικές παράμετροι υλικών. Η επιλογή ενός μοντέλου οικογένειας 4-ινών, σε σχέση με το απλούστερο μοντέλο οικογένειας 2-ινών έγινε λόγω της συμπερίληψης των αξονικών και περιφερειακών οικογενειών των προσανατολισμένων ινών που βελτίωσε την εφαρμογή στα πειραματικά δεδομένα για τα περισσότερα δείγματα. Αν και τα μοντέλα τόσο της οικογένειας 4-ινών όσο και 2-ινών, μπορούν να αυξηθούν με τη διασπορά ινών, όπως αναφέρθηκε και από Ferruzzi et al., η προσθήκη της περιστροφικής διασποράς των ινών για τις κύριες κατευθύνσεις δεν βελτίωσε την αρκετά την εφαρμογή ώστε να δικαιολογήσει την περαιτέρω αύξηση του αριθμού των δομικών παραμέτρων. Η συμπερίληψη πρόσθετων οικογενειών ινών έγινε σε βάρος της χρήσης οκτώ καταστατικών παραμέτρων έναντι τεσσάρων, και ως εκ τούτου επιδεινώθηκε το πρόβλημα της μοναδικότητας των

παραμέτρων. Η επιλογή ενός μεγάλου αριθμού διαφορετικών πρωτοκόλλων για την ελαχιστοποίηση (δηλαδή, την επέκταση του τομέα μέσα στο χώρο καταπόνησης/παραμόρφωσης) βοηθά στον καλύτερο προσδιορισμό των καταστατικών παραμέτρων που περιγράφουν επαρκώς τις ιδιότητες των ιστών υπό διάφορες συνθήκες φορτίου. Ωστόσο, αυτό δεν εγγυάται τη μοναδικότητα των παραμέτρων αυτών και διάφορα σύνολα τιμών μπορεί να παρέχουν εξίσου καλή αναπαράσταση των πειραματικών δεδομένων. Προς το σκοπό αυτό, ο Criscione πρότεινε μια νέα σειρά "στατιστικά ανεξάρτητων" σταθερών που επιτρέπουν ελάχιστη συνδιακύμανση και επομένως μέγιστη ανεξαρτησία των μεταβλητών, ενώ Yin et al., Humphrey και πιο πρόσφατα οι Ferruzzi et al. έχουν χρησιμοποιήσει τις μη παραμετρικές μεθόδους bootstrapping ή jackknife για να μελετήσουν τη μεταβλητότητα, τη μοναδικότητα και την εξάρτηση των καταστατικών παραμέτρων στις αρχικές συνθήκες. Οι εν λόγω λεπτομερείς εκτιμήσεις πάντως ήταν ωστόσο πέρα από το πεδίο εφαρμογής της παρούσας μελέτης.

Το επιλεγμένο καταστατικό μοντέλο παρέχεται καλές εφαρμογές στα πειραματικά δεδομένα για τις περισσότερες αρτηρίες και οι καταστατικές παράμετροι που προκύπτουν δεν ήταν ευαίσθητες στις αρχικές συνθήκες για τα περισσότερα δείγματα που εφαρμόζουν με ακρίβεια με το καταστατικό μοντέλο ($R^2 > 0,9$). Αν και το καταστατικό μοντέλο που χρησιμοποιείται είναι φαινομενολογικό, έχει προταθεί ότι η καταστατική παράμετρος c_0 συνδέεται με την ισοτροπική συμβολή της μήτρας που κυριαρχείται από ελαστίνης που στις μεγάλες και μεσαίες ελαστικές αρτηρίες, ενώ οι παράμετροι c_{i1} και c_{i2} συνδέονται με τις κυρίαρχες οικογένειες ινών κολλαγόνου. Όλες οι αρτηρίες έδειξαν μια μείωση στην c_0 σε σχέση με την ηλικία. Η μικρότερη c_0 παρατηρήθηκε στη CIA και RA, ενώ η μεγαλύτερη c_0 , στη TA. Αυτό επιβεβαιώθηκε από την ιστολογία, η οποία έδειξε υψηλότερη περιεκτικότητα ελαστίνης σε ιστούς με μεγαλύτερες c_0 . Οι καταστατικές παράμετροι c_{i1} και c_{i2} ήταν μικρότερες στη CCA και AE σε σχέση με τη CIA και AA, γεγονός που υποδηλώνει υψηλότερες συγκεντρώσεις κολλαγόνου στην τελευταία.

Τα ευρήματα της μελέτης αυτής θα πρέπει να ερμηνευθούν στο πλαίσιο των περιορισμών της. Πρώτα απ' όλα, όλες οι μηχανικές ιδιότητες έχουν αναφερθεί με την παραδοχή της ομοιογένειας, που σαφώς δεν συμβαίνει στην περίπτωση των αρτηριών που πάσχουν από αγγειακή νόσο. Παρόλο που εναλλακτικές μέθοδοι, όπως νανοσκληρομέτρηση και ελαστογραφία με αναδρομικούς υπολογισμούς, διερευνώνται αυτή τη περίοδο για το χαρακτηρισμό ανομοιογενών

ιστών, τα δεδομένα που λαμβάνονται με διαξονικές δοκιμές είναι ανώτερα για την περιγραφή της απαραίτητης μη-γραμμικότητας και ανισοτροπίας των υλικών αυτών υπό φυσιολογικά και υπερ-φυσιολογικά φορτία. Ο δεύτερος περιορισμός αφορά την εφαρμογή καταστατικών μοντέλων. Όπως επισημαίνεται από τον Ogden (2009), οι 3D ιδιότητες του υλικού δεν μπορούν να προσδιοριστούν από 2D-διαξονικά πειράματα. Αν και η κατάσταση των πειραματικής τεχνικών προς το παρόν δεν επιτρέπει το πλήρη 3D-χαρακτηρισμό των μαλακών ιστών, ο περιορισμός αυτός θα πρέπει πάντα να υπάρχει κατά νου, όταν χρησιμοποιούνται διαξονικά δεδομένα για την εφαρμογή 3D-μοντέλων. Τέλος, σε σχέση με την εκτιμώμενη μεταβλητότητα στις παρατηρούμενες μηχανικές ιδιότητες, αν και θα μπορούσε να καθοριστούν γενικές τάσεις, πρόσθετες μελέτες σε μεγαλύτερες ομάδες ατόμων απαιτούνται για να κατανοηθούν οι περίπλοκες σχέσεις μεταξύ της δομής των ιστών, οι ανισότροπες αποκρίσεις τους και η σοβαρότητα της αγγειακής νόσου.

Συνοπτικά, τα αρτηριακό τοίχωμα είναι ουσιαστικά πιο πολύπλοκο από ότι μπορεί να περιγράψει με τα τρέχουσα μαθηματικά μοντέλα που βασίζονται σε υπάρχουσες τεχνικές δοκιμών ιστών. Ωστόσο, ο επιπολασμός της αγγειακής νόσου δημιουργεί μια πιεστική ανάγκη για πειραματικά δεδομένα που επιτρέπουν την κατανόηση των βασικών χαρακτηριστικών της αρτηριακής λειτουργίας και παθοφυσιολογίας. Η παρούσα εργασία είχε ως στόχο την αποσαφήνιση μερικών από τα χαρακτηριστικά αυτά, τα οποία θα χρησιμεύσουν ως σημείο εκκίνησης προς την επίτευξη μιας πιο ολοκληρωμένης κατανόησης.

6.3 ΣΚΟΠΟΣ ΤΟΥ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ

Τα καρδιαγγειακά νοσήματα αποτελούν την κύρια αιτία νοσηρότητας και θνησιμότητας στον βιομηχανοποιημένο κόσμο (World Health Organization 2011). Στις ΗΠΑ μόνο, οι άμεσες και έμμεσες ετήσιες δαπάνες που συνδέονται με τα καρδιαγγειακά νοσήματα υπερβαίνουν τα 300 δις \$. Η αύξηση του αριθμού των ασθενών που νοσηλεύονται για να υποβληθούν σε καρδιαγγειακές επεμβάσεις και ο πολλαπλασιασμός των ενδαγγειακών θεραπειών κατά την τελευταία δεκαετία, έχει οδηγήσει σε μεγάλη off-label (εκτός ενδείξης) χρήση ιατροτεχνολογικών προϊόντων, συχνά χωρίς καλή κατανόηση των διαφορών των εμβιομηχανικών χαρακτηριστικών της κάθε αρτηρίας που εφαρμόζονται. Αυτά τα εμβιομηχανικά χαρακτηριστικά είναι ύψιστης σημασίας, διότι επηρεάζουν την ανταπόκριση της αρτηρίας σε θεραπευτικές παρεμβάσεις και

μπορεί ακόμη και να καθορίσει την υποκείμενη παθοφυσιολογία της αθηροσκλήρωσης και της νόσου ανευρύσματος.

Η αρτηριακή εμβιομηχανική έχει μελετηθεί εντατικά και ουσιαστική πρόοδος έχει επιτευχθεί στην κατανόηση της βασικής αρτηριακής δομής και στην επιρροή της στη μηχανική συμπεριφορά. Είναι πλέον ευρέως αποδεκτό ότι ο αρτηριακή ιστός υφίσταται μεγάλες παραμορφώσεις και είναι ιδιαίτερα μη-γραμμικός και ανισότροπος. Η διαπίστωση αυτή καθιστά απλά μονοαξονικά πειράματα αντοχής και το "μέτρο ελαστικότητας" ανεπαρκές μετρικό για την επαρκή χαρακτηρισμό των αρτηριακών ιδιοτήτων. Επί του παρόντος, η δοκιμή έκτασης διόγκωσης είναι ίσως η πιο βιώσιμη μέθοδος για το χαρακτηρισμό των αρτηριακών μηχανικών ιδιοτήτων. Η περίπλοκη διαδικασία που χαρακτηρίζει τη δοκιμή και η δυσκολία απόκτησης δειγμάτων ανθρώπινων αρτηριών, έχουν οδηγήσει στην ύπαρξη ελάχιστων διαξονικών πειραματικών δεδομένων στη βιβλιογραφία. Η αορτή, η στεφανιαία αρτηρία, η καρωτίδα και οι αρτηρίες του μηρού έχουν λάβει κάποια προσοχή, ενώ οι μελέτες των μικρότερων αρτηριών, των σπλαχνικών ή της πυέλου, είναι αρκετά σπάνιες. Η ύπαρξη μεγάλης ποικιλομορφίας μεταξύ των ασθενών λόγω της ηλικίας, του φύλου και του σταδίου της νόσου, περιπλέκει ακόμη περισσότερο την ικανοποιητική κατανόηση του πως οι διαξονικές αρτηριακές ιδιότητες διαφέρουν μεταξύ των διαφορετικών αρτηριών των διαφορετικών ανθρώπων.

Ο στόχος αυτής της μελέτης ήταν να ελεγχθεί η υπόθεση ότι οι μηχανικές ιδιότητες και τη δομή των ανθρώπινων αρτηριών διαφέρουν ως προς την αρτηριακή θέση στο σώμα και ως προς την ηλικία. Για να ελεγχθεί η υπόθεση αυτή, έγινε σύγκριση των παθητικών έκτασης- διόγκωσης μηχανικών ιδιοτήτων και των ιστολογικών δομών των διαφόρων ανθρώπινων αρτηριών που προέρχονται από το ίδιο άτομο. Επιπλέον, εντοπίζοντας καταστατικούς παράμετρους για κάθε αρτηρία, θα μπορούσαν να χρησιμοποιηθούν από τους τεχνικούς της βιοϊατρικής και τους κατασκευαστές συσκευών για τη διερεύνηση καλύτερων μεθόδων θεραπείας και την ανάπτυξη αρτηριο-ειδικών συσκευών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7 – ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟ ΠΡΩΤΟΚΟΛΛΟ

7.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο καθορισμός μιας κατάλληλης συνάρτησης τροπικής ενέργειας (ΣΤΕ), όπως αυτή ορίστηκε σε προηγούμενη παράγραφο, είναι η προτιμώμενη μέθοδος για τη μαθηματική ανάλυση των εμβιομηχανικών ιδιοτήτων των μαλακών βιολογικών ιστών, όπως η αορτή. Η πλειοψηφία των ήδη υπάρχοντων πληροφοριών από έρευνες πάνω στις εμβιομηχανικές ιδιότητες και στην καταστατική μοντελοποίηση των περιφερειακών αρτηριών προέρχονται από την ομάδα των Alexey V kamenkiy ,Gerard A. Holzapfel. Οι διαφοροποιήσεις των ιδιοτήτων των χιτώνων (π.χ. του βλεννογόνου συγκριτικά με το μυϊκό) όσον αφορά στις παραμένουσες τροπές και τη γωνία ανοίγματος αξιολογούνται, προκειμένου να ερευνηθεί η κατανομή των τάσεων κατά το πάχος του τοιχώματος της αορτής. Τα στοιχεία αυτά αποτελούν σημαντικούς παράγοντες για τη μοντελοποίηση τόσο της φυσιολογικής όσο και της αορτής με νόσημα. Άλλες έρευνες εξετάζουν την αορτή ως μοντέλο ιστού τριών βασικών χιτώνων, καταγράφοντας δεδομένα πίεσης και διαμέτρου, ή όμοια δεδομένα σε συνδυασμό με καταγραφές των τιμών της αξονικής δύναμης σε προκαθορισμένη εντατική κατάσταση. Τα δεδομένα αυτά οι συγγραφείς προσομοίωσαν με το μοντέλο εκθετικού τύπου Fung. Εκτός από τα προαναφερθέντα δεδομένα, έχουν γίνει επίσης πειράματα μονοαξονικού εφελκυσμού και πειράματα διόγκωσης – έκτασης σε διαφορετικούς λόγους τεντωμάτων. Σε αυτές τις περιπτώσεις η προσομοίωση γίνεται με τη χρήση διφασικών μοντέλων, βασισμένων στη δομή, που όμως έχουν δημιουργηθεί για τις ανάγκες των αρτηριών και ως τώρα έχουν χρησιμοποιηθεί μόνο σε αυτές (Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW, 2000. “A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models”. J Elast 61, 1–48.).

Το μοντέλο αυτό προτείνει μία ΣΤΕ αποτελούμενη από δύο ξεχωριστά μέρη: ισότροπο και ανισότροπο, που απεικονίζουν τη συμπεριφορά της ελαστίνης και του κολλαγόνου αντίστοιχα, δηλαδή εκφράζουν την αυξημένη επήρεια της ελαστίνης στις χαμηλές πιέσεις και του κολλαγόνου στις υψηλότερες.

7.2 ΠΡΟΕΤΟΙΜΑΣΙΑ ΔΕΙΓΜΑΤΩΝ

Τα πειράματα της παρούσας εργασίας υλοποιήθηκαν στο Εργαστήριο Εμβιομηχανικής του Ιδρύματος Ιατροβιολογικών Ερευνών της Ακαδημίας Αθηνών (ΙΒΕΑΑ). Τα δείγματα λαμβάνονταν από πτωματικούς δότες κατά τη νεκροψία που διενεργείτο από το Τμήμα Ιατροδικαστικής και Τοξικολογίας της Ιατρικής Σχολής του Πανεπιστημίου Αθηνών εντός 24 ωρών από τον θάνατο του δότη.

Αποκόπτονταν οι κοιλιακές αορτές με τα κεντρικά περιφερειακά αγγεία και αν το επέτρεπε η τομή της νεκροψίας συλλέγονταν και οι μηριαίες αρτηρίες. Έπειτα τα δείγματα τοποθετούνταν σε φυσιολογικό ορό (0,9% αλατούχο διάλυμα) θερμοκρασίας 4° C και μεταφέρονταν εντός 2 ωρών στο εργαστήριο Εμβιομηχανικής του ΙΒΕΑΑ.

Στο εργαστήριο οι αρτηρίες (8 στον αριθμό) (δεξιά- αριστερή νεφρική, άνω-κάτω μεσεντέριος και δεξιά-αριστερή έσω μηριαία, δεξιά-αριστερή έξω μηριαία) αποκόπτονταν από την αορτή όσο πλησιέστερα ήταν δυνατόν στο σώμα της αορτής, κατόπιν καθαρίζονταν από λιπίδια, αγγείδια και λοιπούς περιβάλλοντες ιστούς και φυλάσσονταν σε φιαλίδια (0,9% αλατούχο διάλυμα) εντός ψυγείου σε θερμοκρασία 4° C. Τα πειράματα έπρεπε να ολοκληρωθούν εντός 48 ωρών ώστε τα δοκίμια να διατηρούν τις μηχανικές τους ιδιότητες και τα αποτελέσματα να θεωρούνται έγκυρα.

Το πρωτόκολλο της μελέτης εγκρίθηκε από την Επιτροπή Ηθικής του Ινστιτούτου και λήφθηκε εν επιγνώσει συναίνεση από τους συγγενείς των δοτών.

Συνολικά μελετήθηκαν 18 αορτές, όμως πειραματικά δεδομένα λήφθηκαν από τις 14 εξ αυτών διότι τα υπόλοιπα δοκίμια κρίθηκαν ακατάλληλα.

Από τα 14 άτομα με μέσο όρο ηλικίας $41,9 \pm 6,2$ έτη, οι 8 ήταν άνδρες και οι 6 γυναίκες.

Παρακάτω παρατίθεται ο σχετικός πίνακας δεδομένων για τα 14 άτομα.

A/A	ΗΛΙΚΙΑ	ΦΥΛΟ	ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΚΙΝΔΥΝΟΥ	ΑΙΤΙΑ ΘΑΝΑΤΟΥ
1	61	ΑΝΔΡΑΣ	στεφανιαία νόσος, αρτηριακή υπέρταση, κάπνισμα, σακχαρώδης διαβήτης	απροσδιόριστη
2	56	ΓΥΝΑΙΚΑ	αυξημένο βάρος καρδιάς 50%, βαριές αποτιτανώσεις, αρτηριακή υπέρταση, κάπνισμα	ρήξη διαχωριστικού ανευρίσματος
3	24	ΑΝΔΡΑΣ	αγνωστες	τροχαίο
4	24	ΑΝΔΡΑΣ	αγνωστες	κακώσεις κεφαλής από
5	42	ΓΥΝΑΙΚΑ	στεφανιαία νόσος	καρδιακό
6	80	ΓΥΝΑΙΚΑ	στεφανιαία νόσος 50%, σακχαρώδης διαβήτης	απροσδιόριστη
7	90	ΓΥΝΑΙΚΑ	75% ασβετώσεις στις βαλβίδες,	απροσδιόριστη
8	90	ΓΥΝΑΙΚΑ	90% στεφανιαία νόσος	απροσδιόριστη
9	65	ΑΝΔΡΑΣ	αυξημένο βάρος καρδιάς, στεφανιαία νόσος	απροσδιόριστη
10	23	ΓΥΝΑΙΚΑ	άγνωστες	τροχαίο
11	51	ΑΝΔΡΑΣ	αυξημένο βάρος καρδιάς, 75% στεφανιαία νόσος, σακχαρώδης διαβήτης	καρδιακός
12	42	ΑΝΔΡΑΣ	αυξημένο βάρος καρδιάς, 75% στεφανιαία νόσος	
13	25	ΑΝΔΡΑΣ	αγνωστες	τροχαίο
14	80	ΑΝΔΡΑΣ	75% στεφανιαία νόσος, αρτηριακή υπέρταση, σακχαρώδης διαβήτης	πνιγμός

Πίνακας 1 : Δεδομένα από τα 14 άτομα.

7.3 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟΣ ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ

Για την πραγματοποίηση των πειραμάτων της παρούσας διπλωματικής εργασίας χρησιμοποιήθηκε ο παρακάτω εξοπλισμός του εργαστηρίου Εμβιομηχανικής του ΠΒΕΑΑ:

- Ψηφιακή φωτογραφική μηχανή για την τεκμηρίωση των δειγμάτων
- ψηφιακό παχύμετρο ελάχιστης υποδιαίρεσης 0,01 mm
- χειρουργικές μεταλλικές λαβίδες (εκ των οποίων η μία ατραυματική)
- νυστέρια με μεταλλική ή πλαστική λαβή και μεταλλικές λεπίδες
- χειρουργικό μεταλλικό ψαλιδάκι
- μαρμάρινη και ξύλινη επιφάνεια κοπής των δειγμάτων
- χάρακες με ελάχιστη υποδιαίρεση 1 mm
- μιλιμετρέ χαρτί με αριθμούς
- πλαστικά διαφανή δισκία
- μαρκαδόροι με αδιάβροχη μελάνη χρώματος κόκκινου, μπλε, πράσινου και μαύρου.

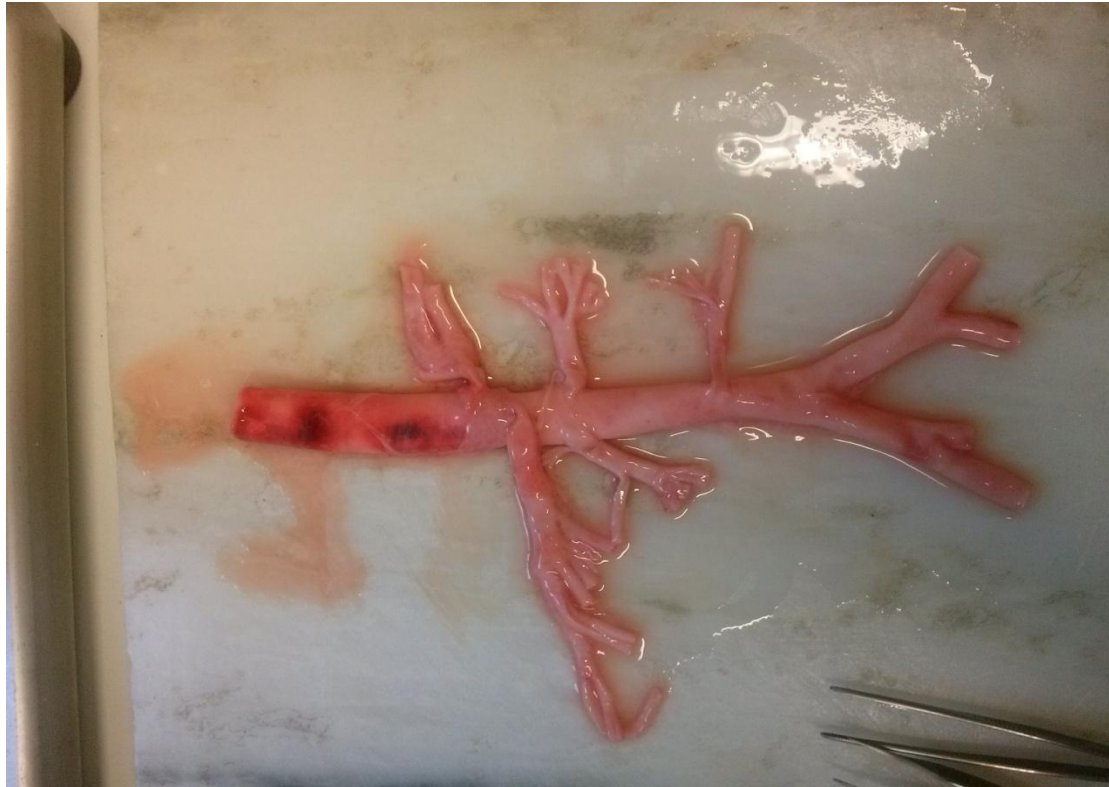
Χρησιμοποιήθηκαν επίσης και τα εξής αναλώσιμα:

- φυσιολογικός ιατρικός ορός (0,9% w/v αλατούχο διάλυμα)
- χειρουργικά γάντια
- αντισηπτικό καθαριστικό υγρό

Στην παρακάτω εικόνα απεικονίζονται τα διάφορα εργαλεία που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια των πειραμάτων.



Εικόνα 7.1 : Βασικά εργαλεία πειραματικού εξοπλισμού: (α) ψηφιακό παχύμετρο, (β) χειρουργικά νυστέρια, (γ) λαβίδες, (δ) ψαλιδάκια και (ε,στ) επιφάνειες κοπής δειγμάτων.

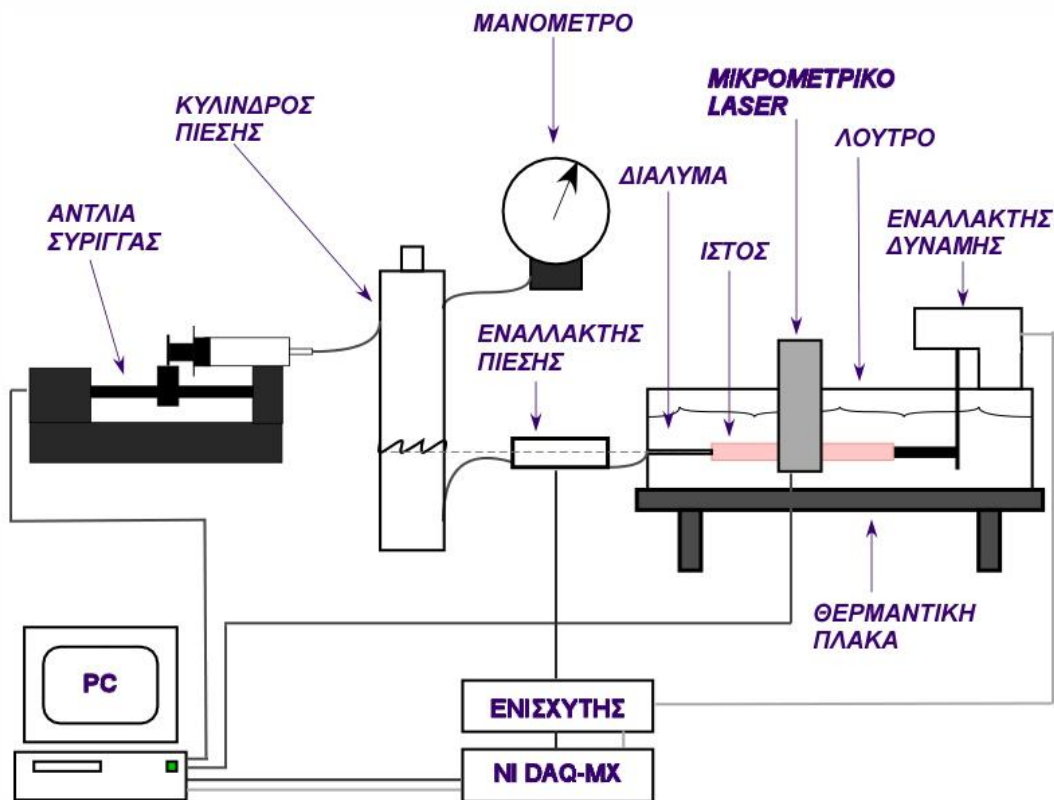


Εικόνα 7.2 : Κοιλιακή αορτή πριν τον τεμαχισμό των κεντρικών αρτηριών.



Εικόνα 7.3 : αρτηρία μετά τον τεμαχισμό και την απομάκρυνση περιβάλλοντος ιστού.

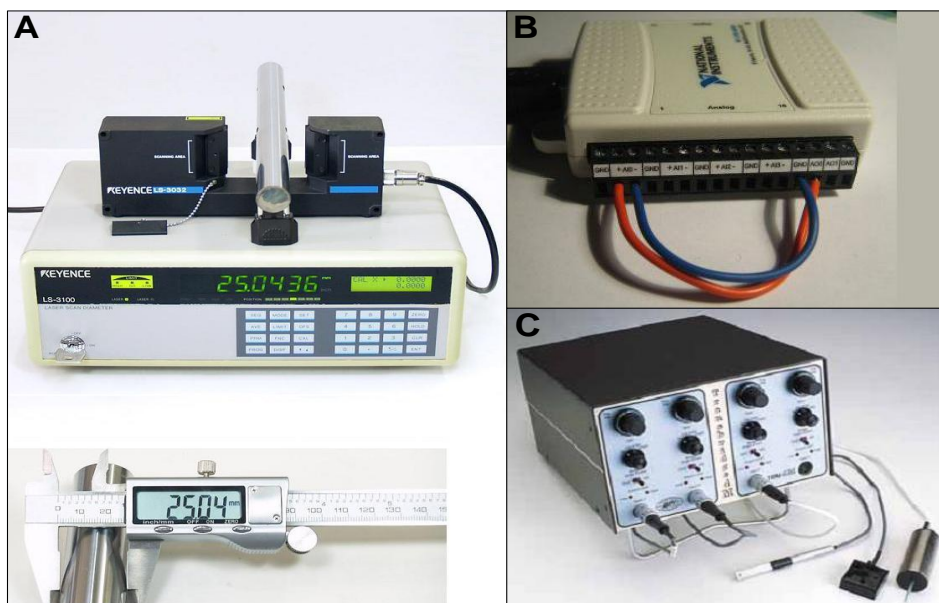
Επιπλέον χρησιμοποιήθηκε η ακόλουθη διάταξη, συσκευή έκτασης –διόγκωσης:



Εικόνα 7.4 : Σχεδιάγραμμα της πειραματικής διάταξης εκτέλεσης πειραμάτων έκτασης – διόγκωσης

7.4 ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ - ΠΡΩΤΟΓΕΝΗ ΔΕΔΟΜΕΝΑ

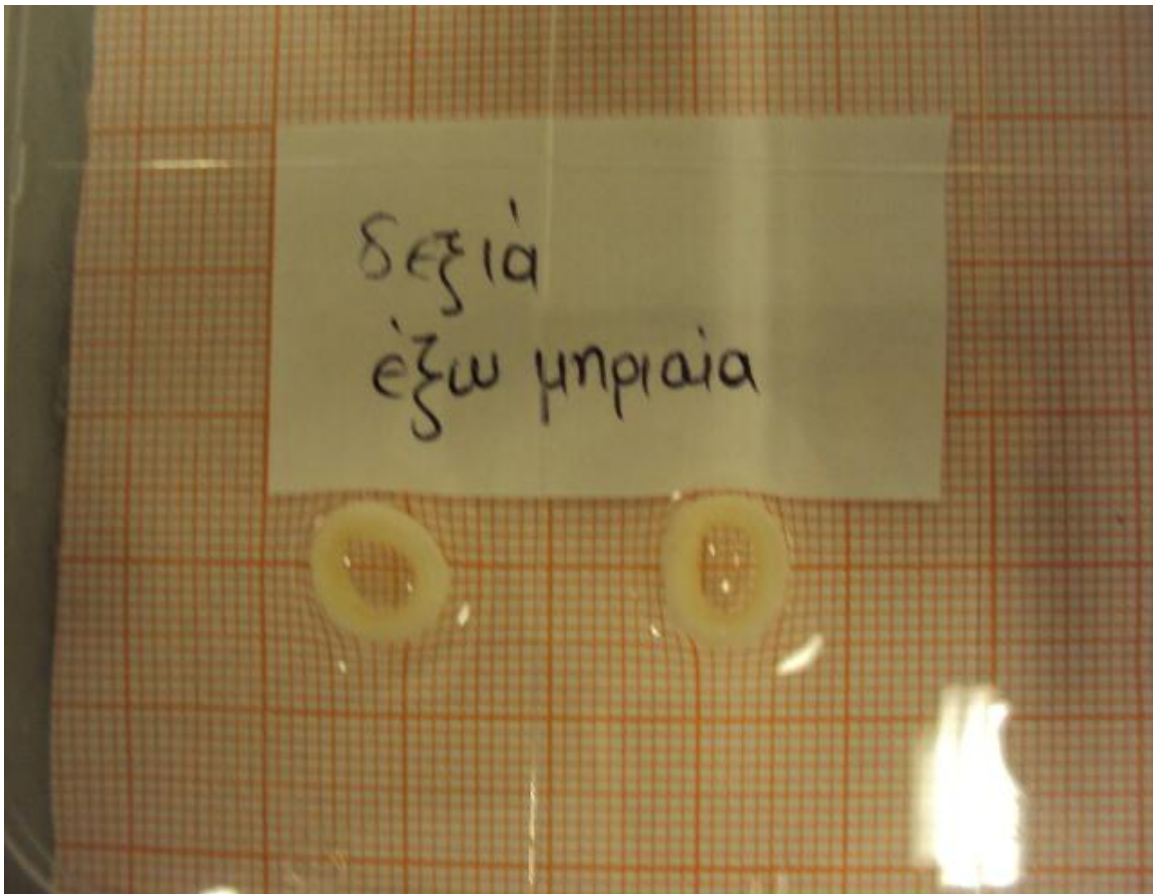
Τα δείγματα των αρτηριών δένονται με ράμματα σε καθετήρες ανοξείδωτου ατσάλιου και από τις δύο άκρες του κυλινδρικού τους σχήματος. Κάθε δείγμα έχει πληρωθεί με διάλυμα Krebs ελεύθερο ασβεστίου, που περιέχει 6% δεξτράνη και 0.25% EGTA, και βυθίζεται οριζοντίως σε δεξαμενή με το ίδιο διάλυμα, θερμοκρασίας 37°C. Το διάλυμα εκτίθεται σε μίγμα αερίων με περιεκτικότητες 95% O₂ και 5% CO₂ σε pH 7.4. Ο καθετήρας στο ένα άκρο είναι συνδεδεμένος με ακλόνητο στήριγμα εντός της δεξαμενής, ενώ ο καθετήρας στο άλλο άκρο είναι προσαρμοσμένος σε αισθητήρα δύναμης (Fort 100; World Precision Instruments, Hertfordshire, UK), προκειμένου να καταγραφεί η επιμήκης δύναμη με ακρίβεια 0.25 gr. Ο αισθητήρας δύναμης συνδέεται με ένα μικρόμετρο (Tesa Technology, Renens, Switzerland), επιτρέποντας με αυτό τον τρόπο την κατά μήκος έκταση (τέντωμα) του δείγματος.



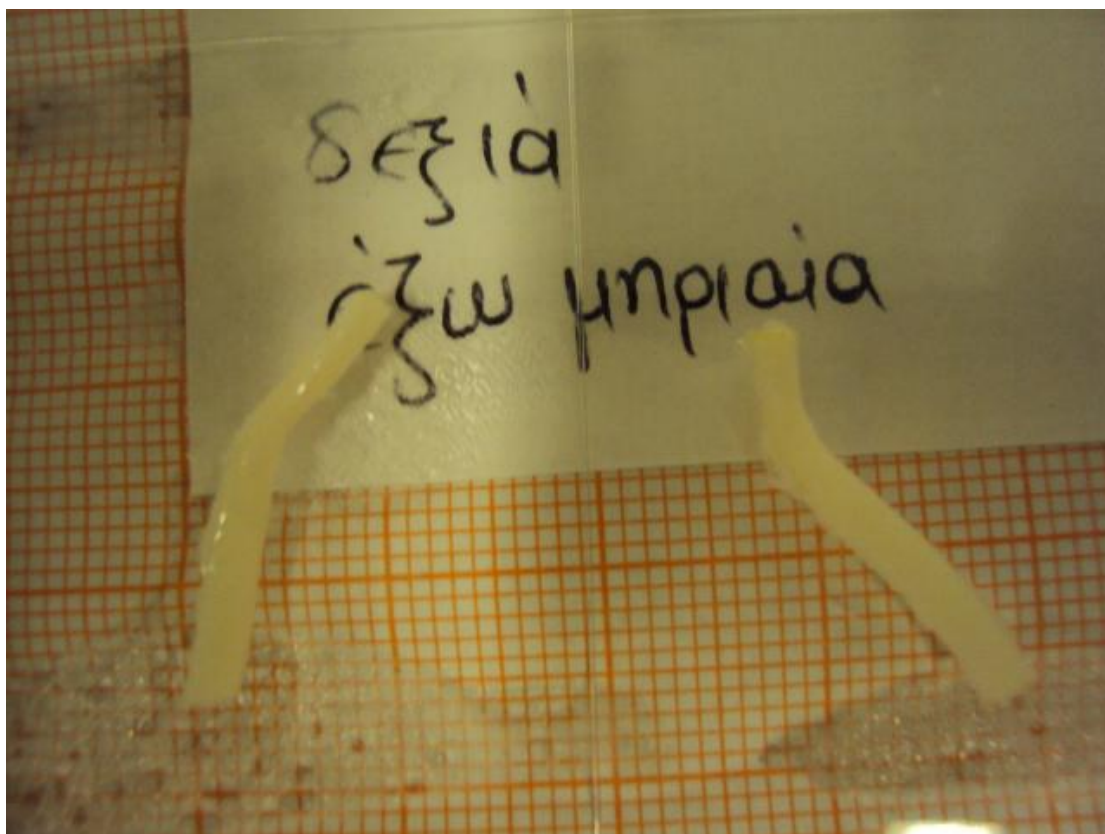
Εικόνα 7.5 : (A) Απεικονίζεται ο τρόπος λειτουργίας του λέιζερ LS-3100. Το υπό μέτρηση μέγεθος στη συγκεκριμένη περίπτωση είναι η διάμετρος ενός μεταλλικού κυλίνδρου. Στο άνω τμήμα της φωτογραφίας η μέτρηση γίνεται με τη βοήθεια της συσκευής λέιζερ, ενώ στο κάτω τμήμα η εν λόγω διάμετρος μετράται με συμβατικό μικρόμετρο, μικρότερης ακρίβειας. (B) Απεικονίζεται η κάρτα συλλογής δεδομένων DAQmx 6009. (C) Απεικονίζεται ο τετρακάναλος αισθητήρας – ενισχυτής Transbridge 4M.

Στη συνέχεια, προετοιμάζεται ο ιστός του δείγματος για την εκτέλεση του πειράματος. Η εσωτερική κοιλότητα του δείγματος διογκώνεται και επανέρχεται στην αρχική της κατάσταση σε κλίμακα πίεσης 0 – 200 mmHg σε ρυθμό ~3.46 mmHg/s κάνοντας χρήση εμβόλου – αντλίας (model sp100i2; World Precision Instruments). Κατά τη διάρκεια του πειράματος η εσωτερική πίεση καταγράφεται από ειδικό αισθητήρα (pressure transducer) (BLPR; World Precision Instruments) με ακρίβεια 0.5-mmHg, ενώ η εξωτερική διάμετρος καταγράφεται με τη βοήθεια συσκευής λέιζερ ακρίβειας 1- μm (LS-3100; Keyence Corp, Osaka, Japan). Εκτελούνται τέσσερις κύκλοι φόρτισης – αποφόρτισης για να μειωθεί η ιξωδοελαστικότητα και να αποκτηθούν δεδομένα που να είναι δυνατό να αναπαραχθούν. Η διαδικασία διόγκωσης του τελευταίου κύκλου αποτελεί τα προς ανάλυση πειραματικά δεδομένα, θεωρώντας αμελητέο το μυϊκό τόνο. Ο επιμήκης λόγος τεντώματος αυξάνεται (με βήμα 10%) από 20% έως 90%, συμπεριλαμβάνοντας την in-situ τιμή (M.O. \pm Τυπικό Σφάλμα) των παρόντων πειραμάτων. Όλα τα δεδομένα ενισχύονται από έναν

τετρακάναλο αισθητήρα – ενισχυτή (Transbridge 4M; World Precision Instruments) και συλλέγονται σε ειδική κάρτα συλλογής δεδομένων (DAQmx 6009; National Instruments, Austin, TX, USA). Τα δεδομένα αποθηκεύονται σε ειδική διεπιφάνεια ανάκτησης δεδομένων (Labview v7.1; National Instruments) σε συνδεδεμένο υπολογιστή για περαιτέρω επεξεργασία και ανάλυση. Μετά την περάτωση του πειράματος εντός της μηχανής, το οποίο λήγει είτε στην περίπτωση που το δοκίμιο χάνει επαφή με έναν από τους δύο καθετήρες είτε διότι τερματίζεται η διακριτική ικανότητα της μηχανής να φέρει περαιτέρω φορτίο, κόβονται δύο δακτύλιοι από το μέσο περίπου του δοκιμίου. Ακολούθως οι δύο δακτύλιοι φωτογραφίζονται με ψηφιακή κάμερα και αυτή η κατάσταση είναι η κλειστή κατάσταση των δακτυλίων. Τέλος, οι δακτύλιοι κόβονται με χειρουργικό νυστέρι όσο το δυνατόν με ακαριαίο τρόπο, κατά μήκος της ακτίνας τους και αφήνονται για 30' της ώρας ώστε να πάρει την πλήρη μορφή της η ιξωδοελαστική συμπεριφορά του ιστού. Οι ανοιχτοί δακτύλιοι (ανοιχτή κατάσταση) φωτογραφίζονται επίσης με την ψηφιακή κάμερα.

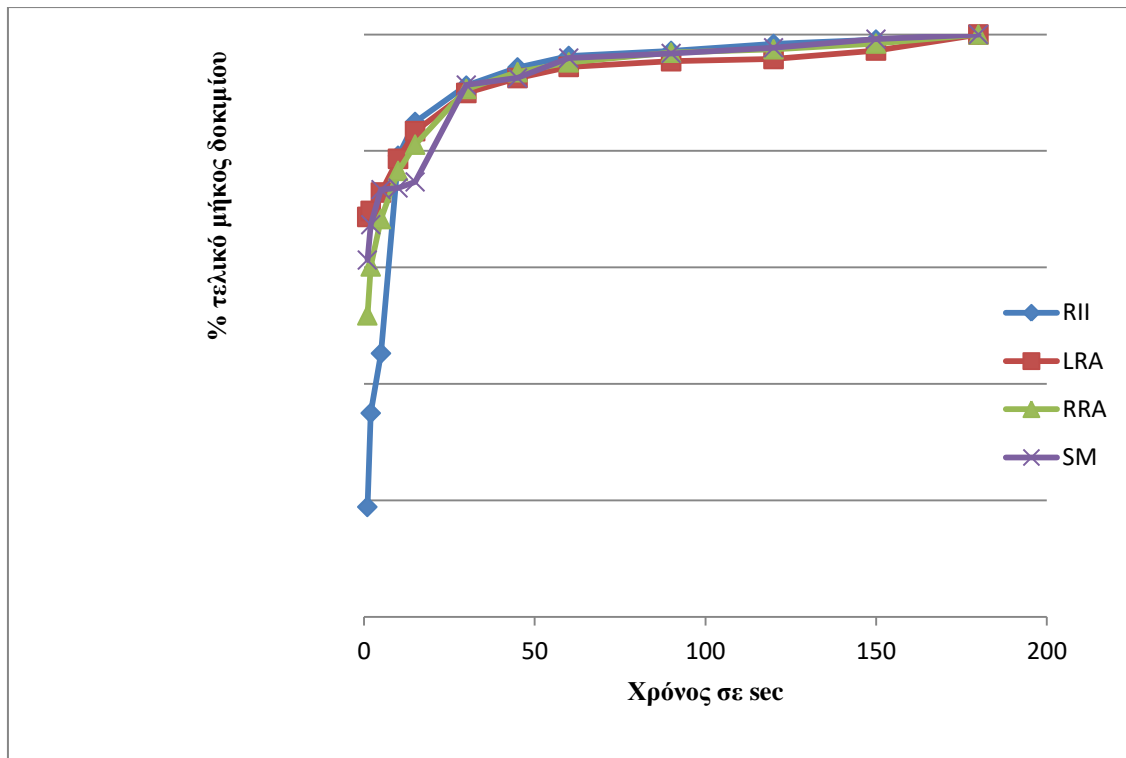


Εικόνα 7.6 : Φωτογραφία κλειστής κατάστασης δακτυλίου.



Εικόνα 7.7 : Φωτογραφία ανοιχτής κατάστασης του ίδιου δακτυλίου

Ο απαιτούμενος χρόνος παραμονής ώστε να λάβουμε την πλήρη γωνία ανοίγματος προέκυψε πειραματικά με την εξής διαδικασία: Μετά την κοπή του δακτυλίου, και λόγω των παραμενουσών τάσεων στα τοιχώματά του, ο δακτύλιος άνοιγε σε μια καθορισμένη γωνία η οποία αυξανόταν ως συνάρτηση του χρόνου μέχρι κάποια τελική τιμή. Μετά τη τομή των δακτυλίων ελαμβάνετο πρόνοια ώστε οι δακτύλιοι να είναι πλήρως εμβυθισμένοι στον ορό ώστε η διεπιφάνεια του υγρού να μην τους ασκεί αντίσταση και να αποτρέπει την γωνία ανοίγματος να φτάσει στην πραγματική της τελική τιμή. Μετά την παρέλευση 30 λεπτών, ελήφθησαν ξανά 2-3 φωτογραφίες για τον κάθε δακτύλιο. Το χρονικό όριο των 30 λεπτών επιλέχθηκε έτσι ώστε η ιξώδης συμπεριφορά των δειγμάτων να υποχωρήσει, δηλαδή να επιτευχθεί η τελική γωνία ανοίγματος, χωρίς περαιτέρω μεταβολές. Με σκοπό να μελετηθεί η ιξωδοελαστική αυτή συμπεριφορά, από την στιγμή της ακτινικής τομής μέχρι και τη στιγμή επίτευξης της τελικής γωνίας ανοίγματος και για συγκεκριμένα δείγματα ελήφθησαν φωτογραφίες σε περισσότερα χρονικά διαστήματα. Για τα επιλεγμένα αυτά πειράματα, πήραμε φωτογραφίες στα 1, 2, 5, 10, 15, 20, 30, 45, 60, 90, 120, 150 και 180 λεπτά από τη στιγμή της ακτινικής τομής.



Εικόνα 7.8 : Συγκεντρωτικό διάγραμμα ιξωδοελαστικότητας

Χρησιμοποιώντας λογισμικό ανάλυσης εικόνας (Image-Pro Plus v.4.5; Media Cybernetics Inc, Bethesda, MD, USA), προσδιορίζονται οι τιμές της εσωτερικής και εξωτερικής περιμέτρου από τις ψηφιακές φωτογραφίες τόσο για την αφόρτιστη κατάσταση (κλειστός δακτύλιος), όσο και για την κατάσταση μηδενικής τάσης (ανοιχτός δακτύλιος). Επίσης, προσδιορίζονται η τιμή του πάχους του δακτυλίου, του εμβαδού διατομής και της γωνίας ανοίγματος. Υπολογίζονται οι μέσοι όροι για κάθε μέγεθος, από τα ζεύγη των δύο δακτυλίων για κάθε κατάσταση και κάθε δείγμα. Η χρησιμότητα των γεωμετρικών αυτών μεγεθών που χαρακτηρίζουν την κατάσταση μηδενικής τάσης έχουν περιγραφεί αναλυτικά στην παράγραφο §3.2

7.5 ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΣΤΗΝ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

Τα προβλήματα που προκύπτουν στην προσπάθεια της ολοκλήρωσης της άνωθεν πειραματικής Εμβιομηχανικής μελέτης είναι αρκετά στο πλήθος και εξαιρετικά δύσκολα στην αντιμετώπισή τους. Αρχικά η στερέωση των ιστών στους καθετήρες αποτελεί ένα μεγάλης δυσκολίας διακύβευμα διότι οι ιστοί

των δοτών της μεσαίας ηλικιακά ομάδας (40-60 έτη) καθώς και των ηλικιωμένων (60 έτη και άνω), συγκέντρωναν έντονα στρώματα αθηρωματικής πλάκας γύρω από τον έσω χιτώνα, οπότε το δοκίμιο εμφανίζονταν ιδιαίτερος άκαμπτο και σε συνδυασμό με την υψηλή πίεση που έπρεπε να επιβάλλουμε συχνά προκαλούσε απελευθέρωση του ιστού από τους καθετήρες.

Η επιβολή μιας τόσο μεγάλης πίεσης καθιστά το πείραμα τόσο χρονοβόρο ώστε για την ολοκλήρωση ενός και μόνο δοκιμίου ο υπολογισμένος μέσος χρόνος εκπλήρωσης της πειραματικής διαδικασίας, πριν τη συλλογή δακτυλίων είναι 4,5 ώρες. Η παρούσα λοιπόν διπλωματική εργασία είναι προϊόν σχεδόν 660 εργαστηριακών ωρών και άλλων τόσων ωρών ανάλυσης δεδομένων.

Ο μεγάλος αριθμός ωρών που απαιτούσε η πειραματική διαδικασία, σε συνδυασμό με το σχετικά μεγάλο πλήθος δοκιμίων (8) που συλλέγονταν από έναν και μόνο δότη, συν του γεγονότος ότι η ολοκλήρωση της διαδικασίας έπρεπε να γίνει εντός 48 ωρών από το συμβάν του θανάτου, ώστε να προλάβουμε περιπτώσεις σήψης άρα και διαρροής του υλικού, καθιστούσε την πολύωρη και συνεχή παραμονή στο εργαστήριο για 15-18 ώρες ημερησίως.

Τέλος λόγω της πολυχρησίας των οργάνων υπήρξαν προβλήματα με το υδραργυρικό μανόμετρο και την μπιανιέρα εμβάφτισης των δοκιμίων τα οποία και αντικαταστάθηκαν προκαλώντας όμως μεγάλη χρονο-καθυστέρηση στην ολοκλήρωση των πειραμάτων καθώς και απώλειες σε δοκίμια.

7.6 ΓΕΝΙΚΗ ΔΙΑΤΥΠΩΣΗ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ ΚΑΙ ΕΚΤΙΜΗΣΗ ΤΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ

Η γενική διατύπωση του προβλήματος ενός προεντεταμένου κυλίνδρου υπό εσωτερική πίεση και αξονική δύναμη μπορεί να ευρεθεί σε πληθώρα βιβλίων Εμβιομηχανικής (π.χ. Humfrey.) και αναπτύσσεται αναλυτικά στο κεφάλαιο 5. Για την ανάλυση των δεδομένων, θεωρούμε πως κάθε χιτώνας της αορτής είναι ένα μη – γραμμικό, ψευδο – υπερελαστικό, ομογενές και ορθότροπο υλικό που υπόκειται σε πεπερασμένη παραμόρφωση.

Η αρτηρία θεωρείται ένας κύλινδρος αποτελούμενος από τρεις χιτώνες: τον έσω τον μεσαίο και τον έξω. Οι παραμορφώσεις κατά τον περιφερειακό άξονα θ και κατά τον επιμήκη z περιγράφονται από τους κύριους λόγους τεντωμάτων (προκύπτουν από τη σχέση 5.29):

$$\lambda_\theta = \frac{\pi}{\pi - a} \frac{r}{R}, \quad \lambda_z = \frac{l}{L}, \quad (7.1)$$

όπου a είναι η γωνία ανοίγματος, R και r οι ακτίνες ενός σημείου σε κάθε αορτικό χιτώνα στην κατάσταση μηδενικής τάσης και στην φορτισμένη κατάσταση, και L και l τα αντίστοιχα μήκη του δείγματος.

Οι τροπές Green ορίζονται ως:

$$E_i = \frac{1}{2}(\lambda_i^2 - 1), \quad i = \theta, z \quad (7.2)$$

Ο ακτινικός λόγος τεντώματος $\lambda_r = \partial r / \partial R$ συνάγεται από την υπόθεση της ασυμπίεστότητας, δηλ. $\lambda_\theta \lambda_z \lambda_r = 1$. Με ολοκλήρωση πάνω στην τελευταία σχέση και χρήση των σχέσεων 7.1, η εσωτερική ακτίνα r_i προκύπτει να είναι:

$$r_i = \sqrt{r_e^2 - (R_e^2 - R_i^2) \frac{\pi - a}{\lambda_z \pi}} \quad (7.3)$$

όπου r_e είναι η εξωτερική ακτίνα μετρώμενη κατά τη διάρκεια του πειράματος έκτασης – διόγκωσης και οι αντίστοιχες ακτίνες R_i και R_e στην κατάσταση μηδενικής τάσης.

Με την υπόθεση της ασυμπίεστότητας (Vaishnav RN, Young JT, Patel DJ, 1973. “Distribution of stresses and strain-energy density through the wall thickness in a canine aortic segment”. *Circulation Research* 32, 577-83.), η ΣΤΕ είναι μία συνάρτηση των δύο κύριων τροπών και οι διαφορές των τάσεων Cauchy προκύπτουν από τις σχέσεις (5.44) (βλ. § 5.1.2).

Η εσωτερική πίεση P προκύπτει από την ολοκλήρωση της εξίσωσης ισορροπίας κατά την ακτινική διεύθυνση r , δηλ. $\partial t_r / \partial r + (t_r - t_\theta) / r = 0$, κατά το πάχος του χιτώνα, με οριακές συνθήκες για την πίεση στην εσωτερική επιφάνεια $t_r|_{r=r_i} = -P$ και στην εξωτερική επιφάνεια $t_r|_{r=r_e} = 0$:

$$P = \int_{r_i}^{r_e} \frac{t_\theta - t_r}{r} dr \quad (7.4)$$

Η εξέταση της εξίσωσης ισορροπίας κατά την επιμήκη διεύθυνση z προϋποθέτει πως στα δύο άκρα του δείγματος, το άθροισμα της επιμήκους δύναμης και της

δύναμης λόγω της πίεσης ισούται με το ολοκλήρωμα της επιμήκους τάσης κατά μήκος του πάχους του τοιχώματος (διατομής):

$$F + P\pi r_i^2 = 2\pi \int_{r_i}^{r_e} t_z r dr \quad \text{ή} \quad F = \pi \int_{r_i}^{r_e} (2t_z - t_r - t_\theta) r dr. \quad (7.5)$$

Οι ανωτέρω σχέσεις αποδεικνύονται στο κεφάλαιο 5

Αντικαθιστώντας τις (5.44) και (5.45) στις (7.4) και (7.5), προκύπτουν σχέσεις που συνδέουν τα μεγέθη πίεση – ακτίνα και δύναμη – ακτίνα.

Για έναν κύλινδρο με παχύ τοίχωμα, οι τάσεις και οι τροπές είναι συναρτήσεις του ακτινικού διανύσματος \mathbf{r} . Οι μέσες τάσεις Cauchy κατά τις διευθύνσεις θ , z , και r , και οι μέσες τροπές Green δίδονται από τις σχέσεις (5.51), οι οποίες μπορούν να εκφραστούν και ως εξής:

$$\bar{t}_\theta = \frac{Pr_i}{h}, \quad \bar{t}_z = \frac{F + P\pi r_i^2}{2\pi r h}, \quad \bar{t}_r = -\frac{Pr_i}{2r} \quad (7.6)$$

$$\bar{E}_\theta = \frac{1}{2}(\bar{\lambda}_\theta^2 - 1) \quad (7.7)$$

Όπου : $\bar{\lambda}_\theta = \pi \bar{r} / (\pi - a) \bar{R}$ είναι ο μέσος περιφερειακός λόγος τεντώματος,

$h = r_e - r_i$ είναι το πάχος του τοιχώματος,

$\bar{r} = (r_e + r_i)/2$ και $\bar{R} = (R_e + R_i)/2$ είναι οι μέσες ακτίνες στη φορτισμένη κατάσταση και στην κατάσταση μηδενικής τάσης αντίστοιχα.

Ακολουθώντας την προσέγγιση του προβλήματος σύμφωνα με τον Humphrey (Humphrey JD, 1999. “An evaluation of pseudoelastic descriptors used in arterial mechanics”. J Biomech Eng 121, 259-62) για την έκταση – διόγκωση των αιμοφόρων αγγείων, οι εξισώσεις (5.44) και (5.45) λύνονται προσεγγιστικά για τις δύο συναρτήσεις απόκρισης και προκύπτουν οι σχέσεις (5.52) και (5.53) της § 5.2, ή διαφορετικά:

$$\left. \frac{\partial \rho_0 \Psi}{\partial E_\theta} \right|_s \approx \frac{1}{\bar{\lambda}_\theta^2} \left(\frac{Pr_i r_e}{rh} \right), \quad \left. \frac{\partial \rho_0 \Psi}{\partial E_z} \right|_s \approx \frac{1}{\bar{\lambda}_z^2} \left(\frac{F + P\pi r_i^2}{2\pi r h} + \frac{Pr_i}{2r} \right) \quad (7.8)$$

για ένα σημείο στο εσωτερικό του τοιχώματος, όπου οι τάσεις και οι τροπές είναι ίσες με τις μέσες τιμές τους, διευκολύνοντας έτσι τον προσδιορισμό της ΣΤΕ απευθείας από τα μετρήσιμα μεγέθη και όχι εμπειρικά. Η γενική διατύπωση που ισχύει για διαξονικές δοκιμές έχει ήδη χρησιμοποιηθεί για μεμβρανώδεις ιστούς .

Η προσομοίωση των πειραματικών δεδομένων πίεσης – ακτίνας – δύναμης πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας μία ρουτίνα στη γλώσσα προγραμματισμού C, που καθορίζεται από το χρήστη μέσα στο μη γραμμικό λογισμικό πακέτο παλινδρόμησης του MicroCal Origin (v7.5; OriginLab® Corp, Northampton, MA, USA). Η προσομοίωση επιτυγχάνεται αξιοποιώντας τον αλγόριθμο ελαχίστων τετραγώνων Levenberg-Marquardt. Χρησιμοποιούνται τα πειραματικά δεδομένα μόνο κατά τη φόρτιση, γεγονός που είναι δικαιολογημένο δεδομένου του μικρού βρόγχου υστερήσεως που παρουσιάζει ο συγκεκριμένος ιστός. Για να εξασφαλίσουμε ότι η ΣΤΕ είναι θετικά ορισμένη και οι παράμετροι ρεαλιστικές από φυσικής άποψης, θέτουμε περιορισμούς που περιγράφονται από τις ανισότητες της ορθοτροπικής συμμετρίας (Humphrey JD, 1999. “An evaluation of pseudoelastic descriptors used in arterial mechanics”. J Biomech Eng 121, 259-62) :

$$\{C, a_1, a_2, a_4\} > 0 \quad \text{και} \quad a_1 a_2 > a_4^2. \quad (7.9)$$

Η κατωτέρω συνάρτηση ελαχιστοποιείται:

$$\chi^2 = \sum_{i,j=1}^{m,n} \left[\left(\frac{P_{ij}^{\text{exp}} - P_{ij}^{\text{mod}}}{P_{ij}^{\text{exp}}} \right)^2 + \left(\frac{F_{ij}^{\text{exp}} - F_{ij}^{\text{mod}}}{F_{ij}^{\text{exp}}} \right)^2 \right] \quad (7.10)$$

όπου οι δείκτες *exp* και *mod* δηλώνουν τα πειραματικά (experimental) και προσομοιωμένα (modeled) δεδομένα, ενώ *m* είναι ο αριθμός των πειραματικών σημείων και *n* είναι ο αριθμός των λόγων τετνωμάτων στην επιμήκη διεύθυνση. Για να διασφαλίσουμε την ύπαρξη ολικού και όχι τοπικού ακροτάτου, η διαδικασία ελαχιστοποίησης επαναλαμβάνεται για ευρύ φάσμα των παραμέτρων αρχικοποίησης. Για τα διφασικά μοντέλα, τα δεδομένα των χαμηλών πιέσεων προσομοιώνονται πρώτα, χρησιμοποιώντας μόνο τα κομμάτια neo-Hookean ή το δίδωνο αντίστοιχα και στη συνέχεια χρησιμοποιούνται όλα τα πειραματικά σημεία για τη σύνθετη ΣΤΕ (των δύο όρων). Η ποιότητα της προσομοίωσης αξιολογείται από τη ρίζα της μέσης τιμής του τετραγώνου $\varepsilon = \sqrt{\chi^2/2mn}$.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8 – ΠΡΩΤΟΓΕΝΗ ΔΕΔΟΜΕΝΑ

8.1 ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΥ R

Από τη Θεωρία Πιθανοτήτων είναι γνωστό ότι ο συντελεστής συσχέτισης (correlation coefficient)

$$\rho = \frac{(Cov[X, Y])}{V[X]^{1/2} * V[Y]^{1/2}}$$

μεταξύ των τυχαίων μεταβλητών (τ. μ.) εκφράζει τον «βαθμό» στον οποίο μπορούμε να εκτιμήσουμε τη μία τ.μ. όταν γνωρίζουμε την τιμή της άλλης. Όταν $\rho=0$ η τιμή της τ.μ. X δε βοηθάει καθόλου στην εκτίμηση της τ.μ Y (με τη βοήθεια μιας ευθείας), ενώ όταν $|\rho|=1$ γνωρίζοντας την τιμή της τ.μ. X γνωρίζουμε με βεβαιότητα την τιμή της τ.μ. Y.

Στο απλό γραμμικό μοντέλο η ποσότητα $R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}$

καλείται συντελεστής προσδιορισμού (coefficient of determination), παίρνει τιμές στο $[0,1]$ και εκφράζει το ποσοστό της διασποράς της τ.μ. Y που εξηγείται με βάση το μοντέλο παλινδρόμησης. Αποδεικνύεται ότι η παραπάνω ποσότητα ισούται με το τετράγωνο του δειγματικού συντελεστή συσχέτισης ρ . Γενικά όσο μεγαλύτερες τιμές παίρνει ο συντελεστής προσδιορισμού τόσο ισχυρότερη είναι η γραμμική εξάρτηση των τ.μ. X και Y, υπό την προϋπόθεση ότι το γραμμικό μοντέλο είναι το κατάλληλο.

Γενικότερα στα πλαίσια της δεδομένης πειραματικής διαδικασίας και λαμβάνοντας υπόψη την ιδιαιτερότητα των βιοϋλικών θεωρούμε :

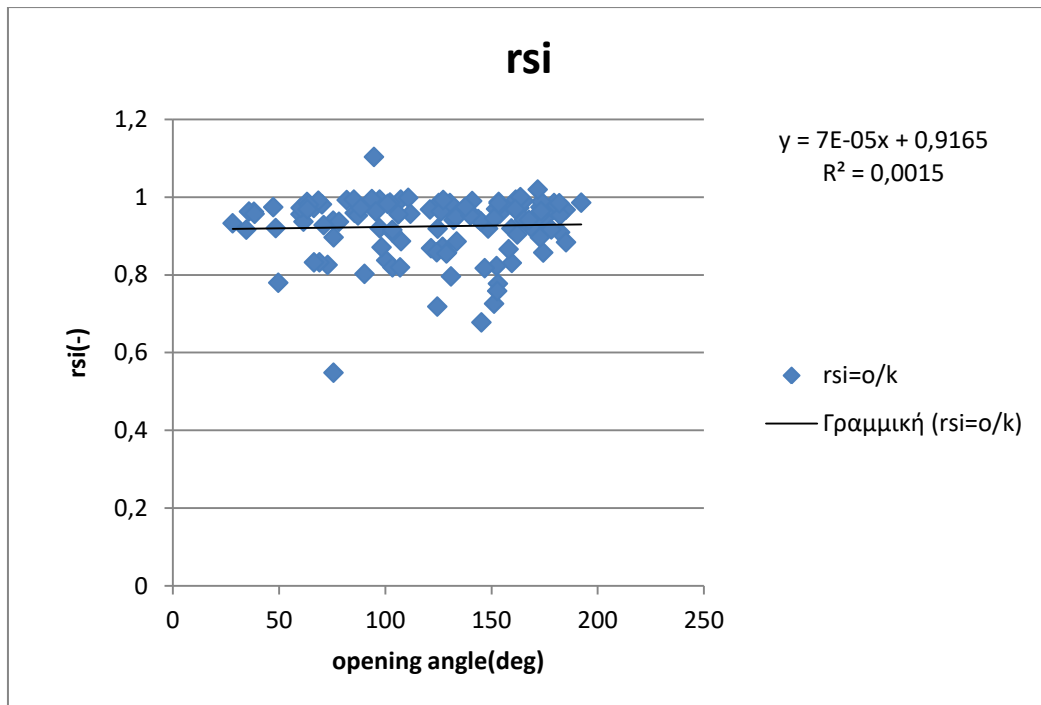
- $R < 0,3$ μεταβλητές χωρίς συσχέτιση
- $0,3 \leq R < 0,5$ ικανοποιητική συσχέτιση
- $0,5 \leq R < 0,8$ πολύ καλή συσχέτιση
- $R \geq 0,8$ άριστη συσχέτιση

8.2 ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΤΙΚΑ ΓΡΑΦΗΜΑΤΑ

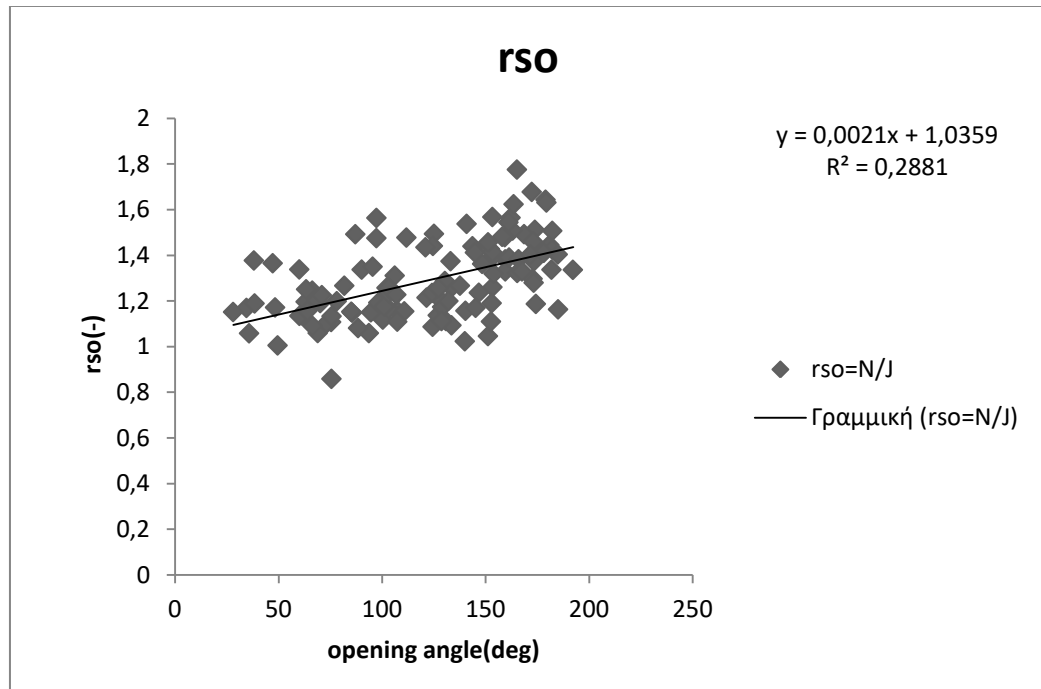
Τα συγκεντρωτικά δείγματα (70 στο πλήθος), όλων των αρτηριών ελήφθησαν από 15 δότες (10 άνδρες και 5 γυναίκες) με μέσο όρο ηλικίας $45,15 \pm 6,2$ έτη.

Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από όπου ελήφθησαν τα δεδομένα για τα γραφήματα που ακολουθούν.

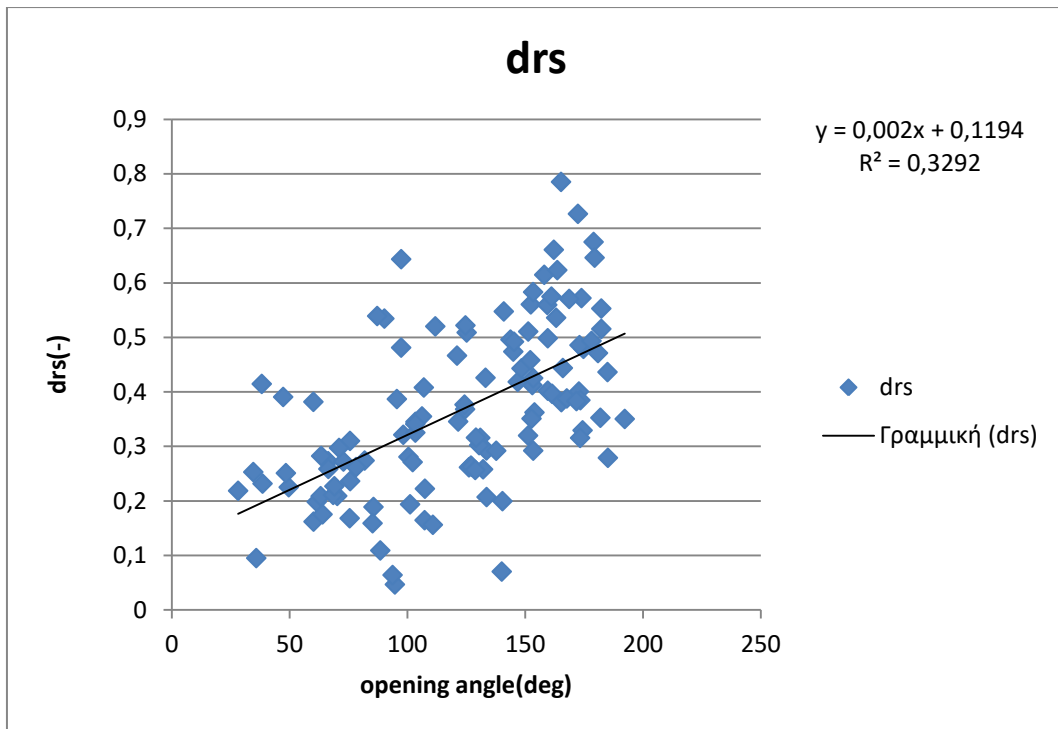
cloo cm	clio	thickness open	opening angle	cloe	clie	thickness close	rsl-o/k	rso-N/I	drs	age	gender
1.4264894	1.310152	0.117256	159.5771	1.971268	1.283553	0.112584	0.979698	1.381901	0.402203	61	male
2.044978	1.248637	0.15042	133.5636	2.572634	1.701883	0.129663	0.965376	1.258025	0.292649	61	male
1.4264894	1.310152	0.117256	159.5771	1.971268	1.283553	0.112584	0.979698	1.381901	0.402203	61	male
1.873874	1.369731	0.142344	49.81121	3.305082	2.393886	0.127536	0.775291	1.004961	0.225117	56	female
1.604719	0.860441	0.125526	66.35284	1.444772	0.836502	0.096132	0.972179	1.244987	0.272808	56	female
1.0557384	0.554059	0.14061	100.4258	1.180446	0.707575	0.076476	0.837308	1.118124	0.280815	56	female
2.388754	2.901913	0.142344	49.81121	3.305082	2.393886	0.127536	0.775291	1.004961	0.225117	56	female
9.154732	2.923906	0.335111	81.83343	6.888266	2.901886	0.143444	0.993878	1.266441	0.424063	56	female
2.4823281	2.811447	0.181147	90.21859	3.319122	1.936995	0.124694	0.802603	1.3371	0.534498	56	female
2.4925785	1.845979	0.155638	38.15723	3.432189	1.776904	0.107815	0.96231	1.376963	0.414653	56	female
1.5130258	1.706739	0.112605	97.34462	2.283462	1.678972	0.126346	0.988238	1.363775	0.498256	56	female
1.9885637	1.780023	0.124268	85.59287	2.283462	1.678972	0.091812	0.9594	1.148298	0.188896	56	female
2.620187	2.088426	0.200503	94.67201	3.013575	2.304198	0.114195	1.103318	1.150137	0.046819	56	female
2.446432	2.863888	0.203944	133.3993	1.888605	1.621438	0.129306	0.988338	1.26045	0.395312	56	female
2.24486	2.344933	0.147691	60.08573	3.903276	2.274188	0.116599	0.956061	1.357845	0.581785	56	female
2.29012	2.351559	0.175892	97.33438	3.37765	2.33654	0.156412	0.993615	1.474879	0.481264	56	female
1.2755527	1.284518	0.100494	124.4898	1.888618	0.922997	0.075169	0.718525	1.086725	0.36821	56	female
1.4146978	1.706131	0.118161	61.48875	1.608486	1.084916	0.113377	0.822884	1.38372	0.560593	56	female
2.558456	1.966229	0.157608	35.8326	2.766808	1.893182	0.132089	0.962849	1.057983	0.095136	56	female
2.5626945	2.100586	0.148343	75.48578	2.838466	1.97371	0.139866	0.939342	1.107609	0.168266	56	female
1.5094884	1.627023	0.131473	129.4273	1.990969	1.459421	0.106933	0.985237	1.327673	0.506132	56	female
1.2527892	1.134758	0.111582	153.0292	1.490969	0.885345	0.084438	0.775562	1.19012	0.412537	24	male
2.188811	1.897314	0.148992	107.2858	2.35129	1.885173	0.099341	0.993601	1.158222	0.164621	24	male
1.8112368	1.843454	0.156878	180.8913	2.617619	1.795411	0.117931	0.979939	1.445211	0.471272	24	male
1.6301263	1.389743	0.105289	125.1479	2.4351	1.428493	0.146716	0.948893	1.308917	0.508917	24	male
1.5423228	1.524376	0.145294	140.9094	2.371249	1.518876	0.131917	0.989898	1.537453	0.547554	24	male
1.4543124	1.371305	0.144752	174.3662	1.725999	1.175729	0.076784	0.857379	1.188814	0.329435	24	male
1.3131295	1.302703	0.123275	153.4733	1.291685	1.391878	0.137497	0.968976	1.125717	0.518555	24	male
2.0951516	1.849411	0.147823	146.8193	2.989014	1.511335	0.1267037	0.81723	1.23717	0.148486	24	male
2.2327644	1.822432	0.176248	103.3966	2.599799	1.493184	0.164813	0.819336	1.164386	0.34505	24	male
2.0673545	1.980378	0.156257	121.5514	2.310316	1.726206	0.114303	0.868625	1.214263	0.346639	24	male
2.1708484	1.976013	0.131473	129.4273	1.990969	1.459421	0.106933	0.985237	1.327673	0.506132	24	male
1.8364859	1.851349	0.201772	173.8871	2.775555	1.738932	0.157615	0.939278	1.51134	0.572062	24	male
1.7869416	1.853344	0.204609	179.0344	2.39621	1.796136	0.180774	0.968093	1.643148	0.675055	24	male
2.0636921	1.976013	0.131473	129.4273	1.990969	1.459421	0.106933	0.985237	1.327673	0.506132	24	male
2.1108423	1.992513	0.213847	184.9363	2.362342	1.725724	0.166979	0.96732	1.403677	0.436357	24	male
1.7093448	1.745517	0.167562	124.6318	2.462772	1.603787	0.129699	0.918803	1.44077	0.312167	24	male
1.8574488	1.586893	0.195442	143.7386	2.373625	1.487268	0.191218	0.943352	1.438441	0.48552	24	male
1.5446605	1.389743	0.105289	125.1479	2.4351	1.428493	0.146716	0.948893	1.308917	0.508917	24	male
1.4745047	1.502534	0.192046	174.7322	2.098648	1.418836	0.098948	0.944295	1.42329	0.478995	24	male
2.1282951	2.06533	0.150499	148.4211	2.8992	1.898331	0.151252	0.919142	1.362217	0.443675	24	male
2.1474792	1.976013	0.131473	129.4273	1.990969	1.459421	0.106933	0.985237	1.327673	0.506132	24	male
1.5133762	1.498446	0.120113	144.9364	2.136578	1.405391	0.104698	0.937899	1.411798	0.537897	24	male
1.4581168	1.426904	0.152262	165.9806	2.015792	1.339299	0.087643	0.938605	1.382414	0.443809	24	male
1.0071803	1.168167	0.135475	153.9332	1.847678	1.182259	0.108818	0.932951	1.31396	0.362349	24	male
1.0571087	1.266488	0.131473	129.4273	1.990969	1.459421	0.106933	0.985237	1.327673	0.506132	24	male
1.9369566	1.471162	0.136004	60.14763	2.197426	1.430632	0.115291	0.97245	1.134474	0.162023	24	male
1.8978927	1.456969	0.160707	70.20112	2.259558	1.429827	0.126048	0.9834	1.190561	0.209161	42	female
1.9052162	1.976013	0.131473	129.4273	1.990969	1.459421	0.106933	0.985237	1.327673	0.506132	24	male
2.009575	1.539931	0.152679	110.8068	2.320189	1.537071	0.11168	0.998143	1.154347	0.156205	24	male
2.7518428	2.615898	0.131112	151.2202	2.877997	1.898931	0.162489	0.725919	1.045843	0.319924	80	female
2.3714089	2.364127	0.160472	152.6728	2.631369	1.793413	0.144486	0.925937	1.162623	0.343026	80	female
1.474439	1.266488	0.131473	129.4273	1.990969	1.459421	0.106933	0.985237	1.327673	0.506132	80	female
1.5197723	1.123136	0.132865	1.769466	1.029098	0.114489	0.91627	0.916218	1.169218	0.252946	80	female
1.7462336	1.958641	0.118778	111.8288	2.579884	1.748527	0.111739	0.957223	1.477407	0.520184	80	female
1.7297354	1.976013	0.131473	129.4273	1.990969	1.459421	0.106933	0.985237	1.327673	0.506132	80	female
1.6330901	1.289433	0.124441	63.16042	1.989427	1.283124	0.114921	0.987528	1.196223	0.286962	80	female
1.4264501	1.186249	0.088911	47.2485	1.947038	1.155674	0.130942	0.974225	1.364954	0.390728	80	female
2.4022928	1.325215	0.135134	28.11304	2.76866	1.808723	0.163742	0.93271	1.113341	0.321341	80	female
2.480507	1.867969	0.184121	68.48483	2.797825	1.878816	0.171712	0.90471	1.201167	0.311077	80	female
1.791308	1.642351	0.100719	121.0472	2.570171	1.590206	0.149616	0.9825	1.434802	0.466551	90	female
2.1902081	1.8547	0.133687	129.0833	2.570171	1.590206	0.149616	0.982539	1.173483	0.31609	90	female
2.03170584	1.364983	0.157994	72.84945	2.34904	1.634936	0.136848	0.926425	1.252445	0.342445	90	female
2.4682336	1.97453	0.137101	75.81877	2.119074	1.082964	0.153931	0.948461	0.858539	0.310078	90	female
2.1055201	0.947186	0.079193	98.24737	2.150506	0.824985	0.111726	0.870985	1.192328	0.321342	90	female
2.2589174	0.364983	0.184121	68.48483	2.797825	1.878816	0.171712	0.90471	1.201167	0.311077	90	female
1.8441902	1.473723	0.149506	68.99099	2.56723	1.182736	0.117664	0.832309	1.059238	0.236929	90	female
1.6913586	1.308382	0.147076	66.4346	1.845146	1.088857	0.115463	0.832116	1.090925	0.258709	90	female
2.8179587	2.481528	0.161935	85.21449	3.27072	2.445736	0.112152	0.993585	1.152642	0.159056	90	female
2.8176649	2.481528	0.161935	85.21449	3.27072	2.445736	0.112152	0.993585	1.152642	0.159056	90	female
2.5262198	2.79942	0.148348	70.97801	0.995093	2.11574	0.146984	0.92738	1.225188	0.297204	90	female
2.6287029	2.243612	0.133884	102.2268	3.304912	2.212258	0.133534	0.986025	1.257241	0.271215	90	female
2.9291977	2.3932295	0.1332295	102.2268	3.304912	2.212258	0.133534	0.986025	1.257241	0.271215	90	female
2.3248447	2.000367	0.251569	101.1351	2.943488	1.965216	0.111917	0.988248	1.176208	0.193781	90	female
1.5223004	1.555	0.164133	132.1232	1.825969	1.639903	0.091521	0.941417	1.199477	0.258061	90	female
1.8200226	1.836001	0.159789	106.1885	2.385383	1.754787	0.095917	0.955755	1.310744	0.35988	90	female
2.0904165	1.870293	0.184121	126.1107	2.797825	1.878816	0.171712	0.90471	1.201167	0.311077	90	female
1.8939801	1.923919	0.145483	95.51502	2.556737	1.82752	0.109816	0.963009	1.439928	0.38919	65	male
2.2909965	2.527492	0.185633	152.1533	3.27072	2.445736	0.112152	0.969572	1.427641	0.585069	65	male
2.282782	2.66129	0.163123	163.123	2.84974	2.394976	0.107497	0.866	1.48075	0.61472	65	male
2.490555	2.536692	0.201043	133.1564	3.421656	2.404554	0.145613	0.947909	1.373853	0.425943	65	male
2.239											



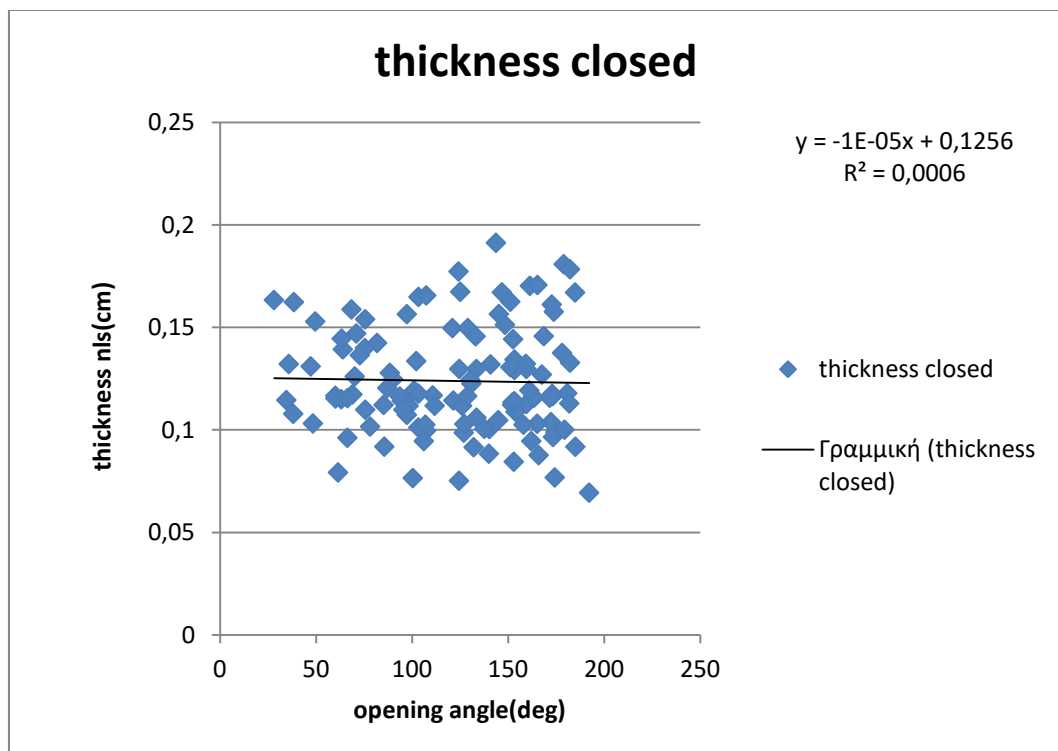
Γράφημα 8.1 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



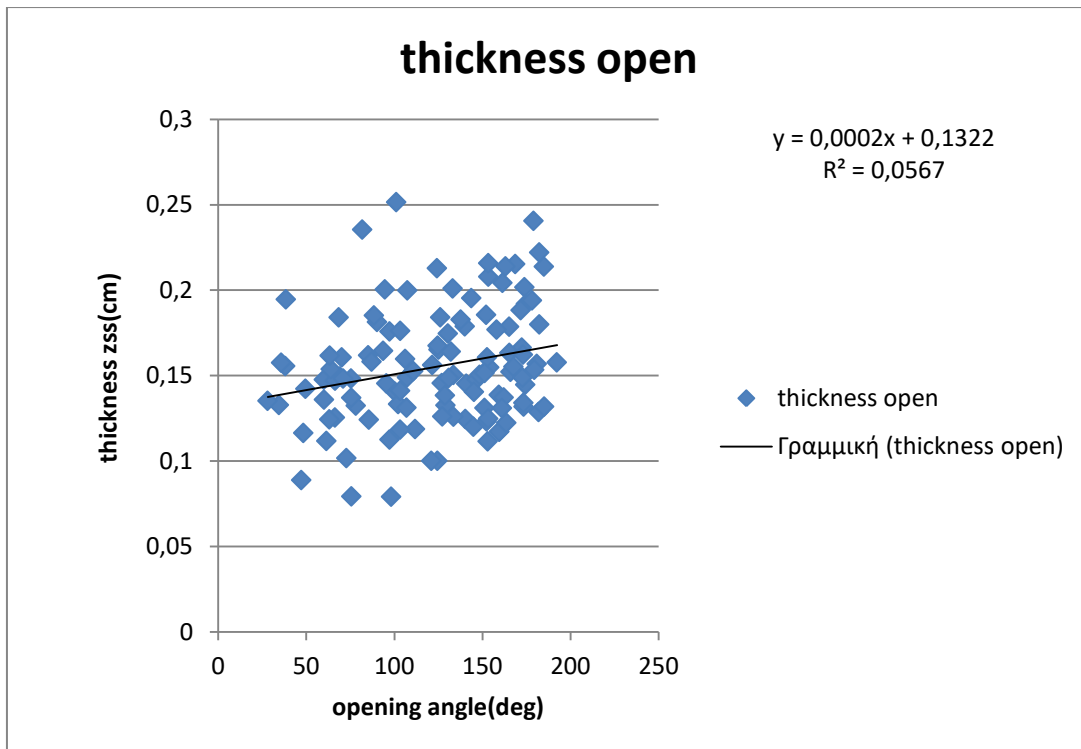
Γράφημα 8.2 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



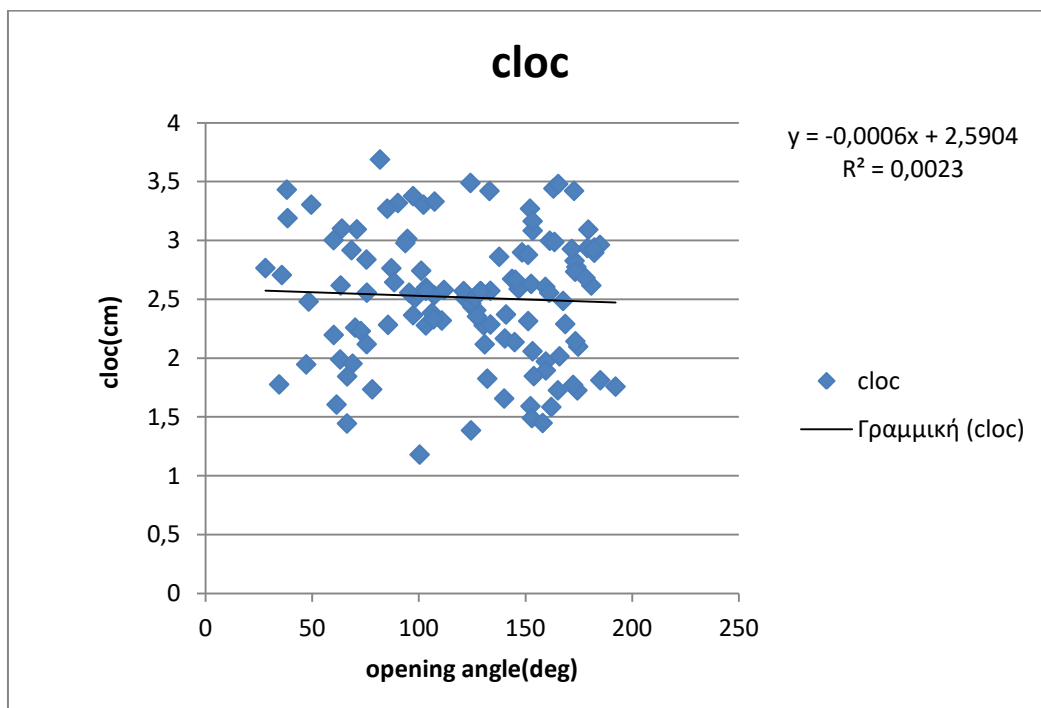
Γράφημα 8.3 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι γωνίας ανοίγματος.



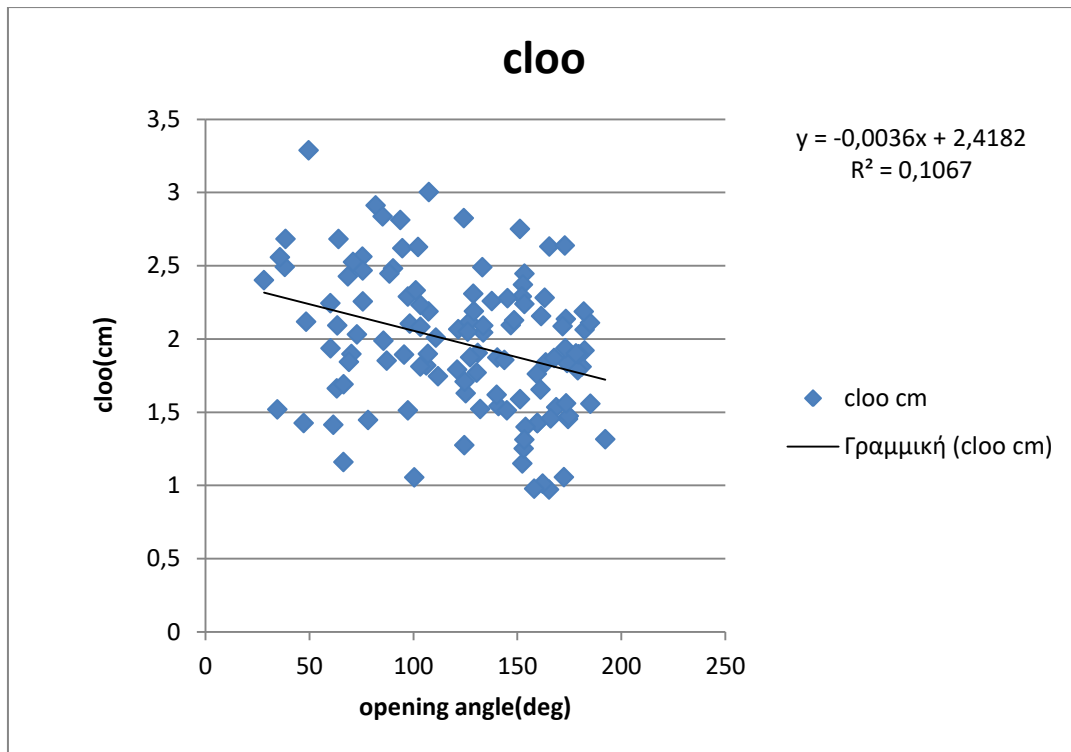
Γράφημα 8.4 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



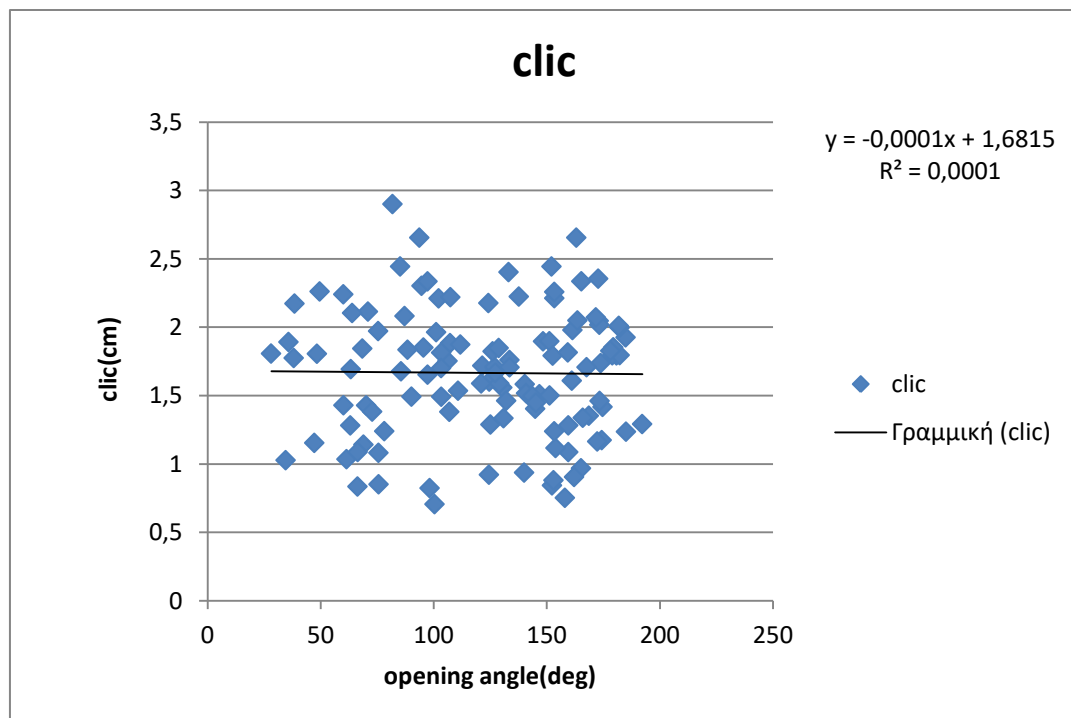
Γράφημα 8.5 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



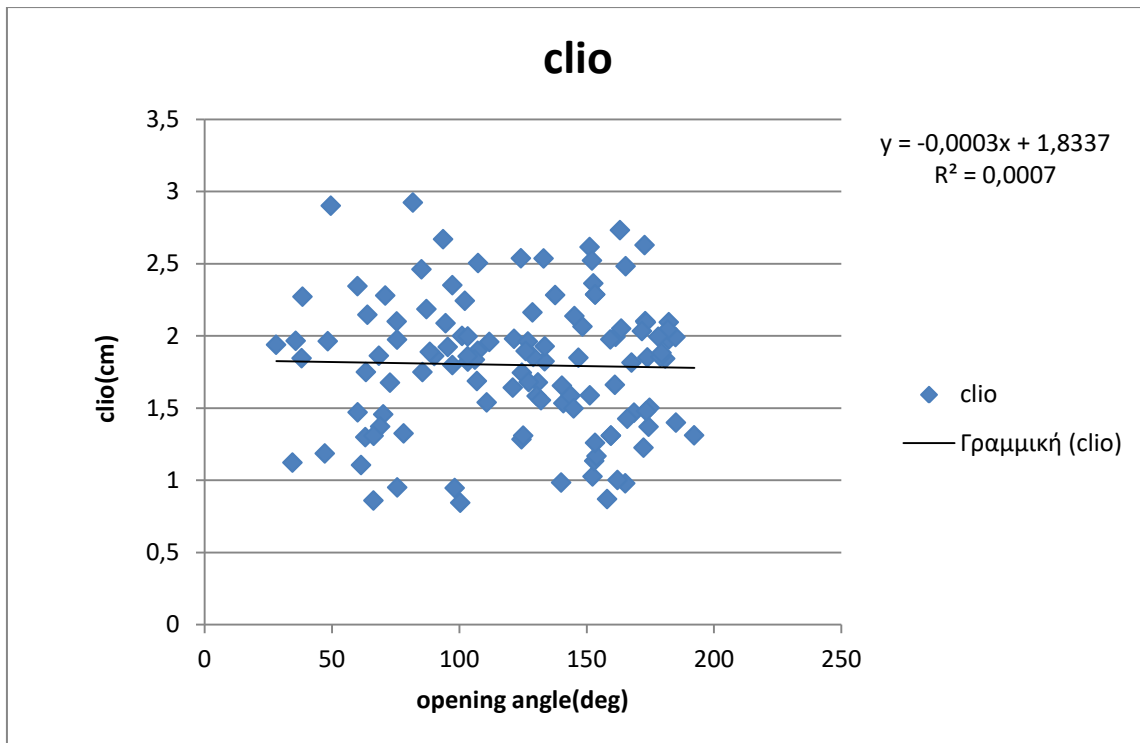
Γράφημα 8.6 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



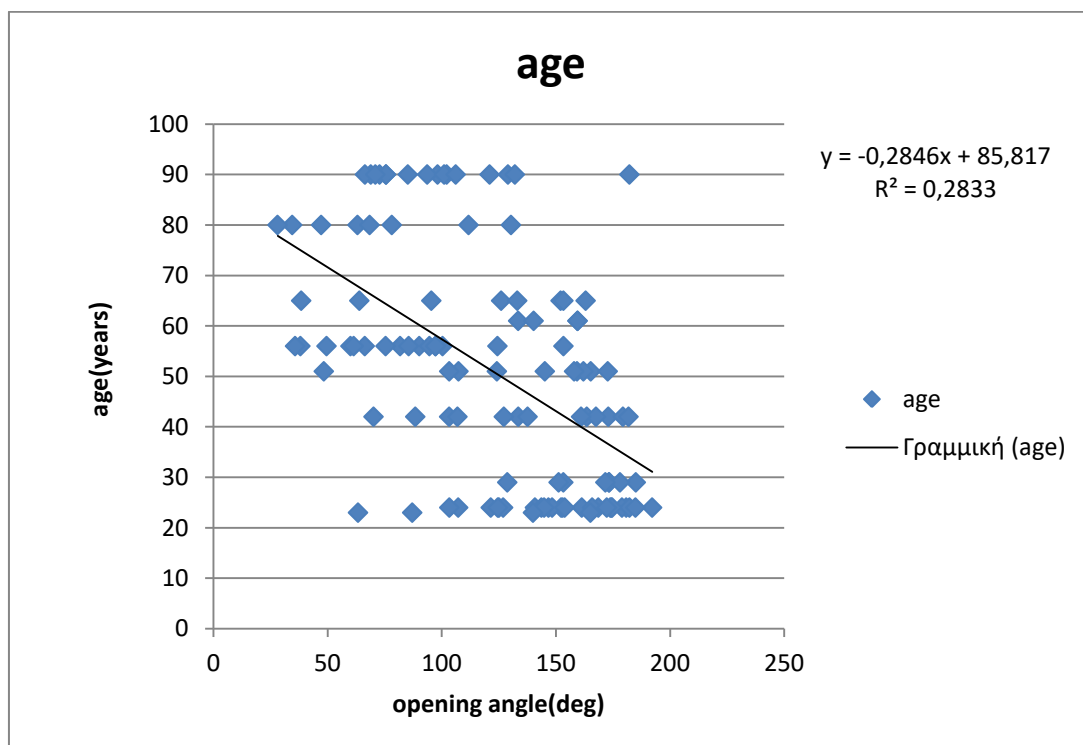
Γράφημα 8.7 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



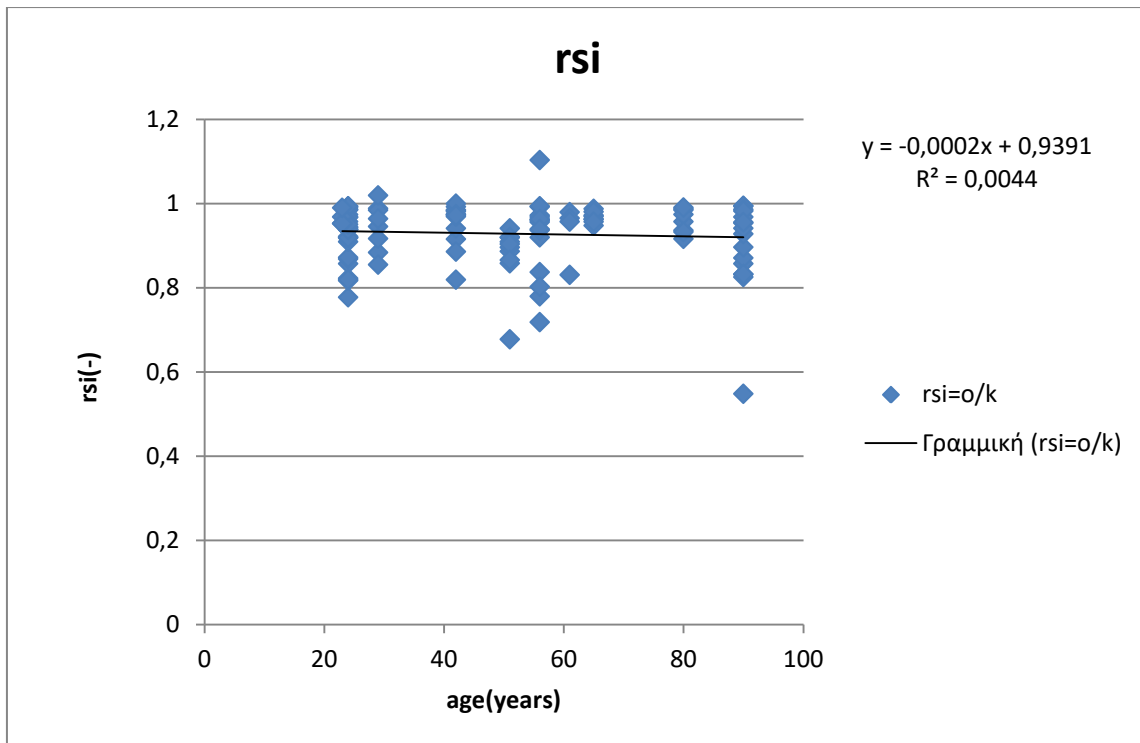
Γράφημα 8.8 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



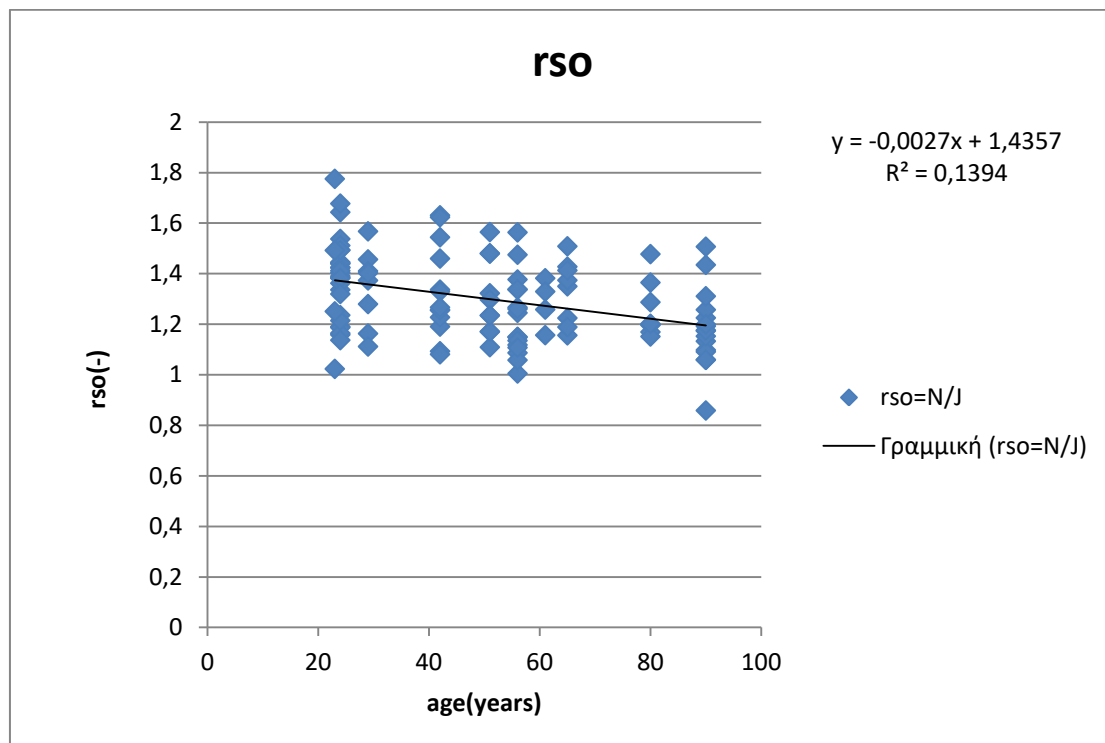
Γράφημα 8.9 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνία ανοίγματος.



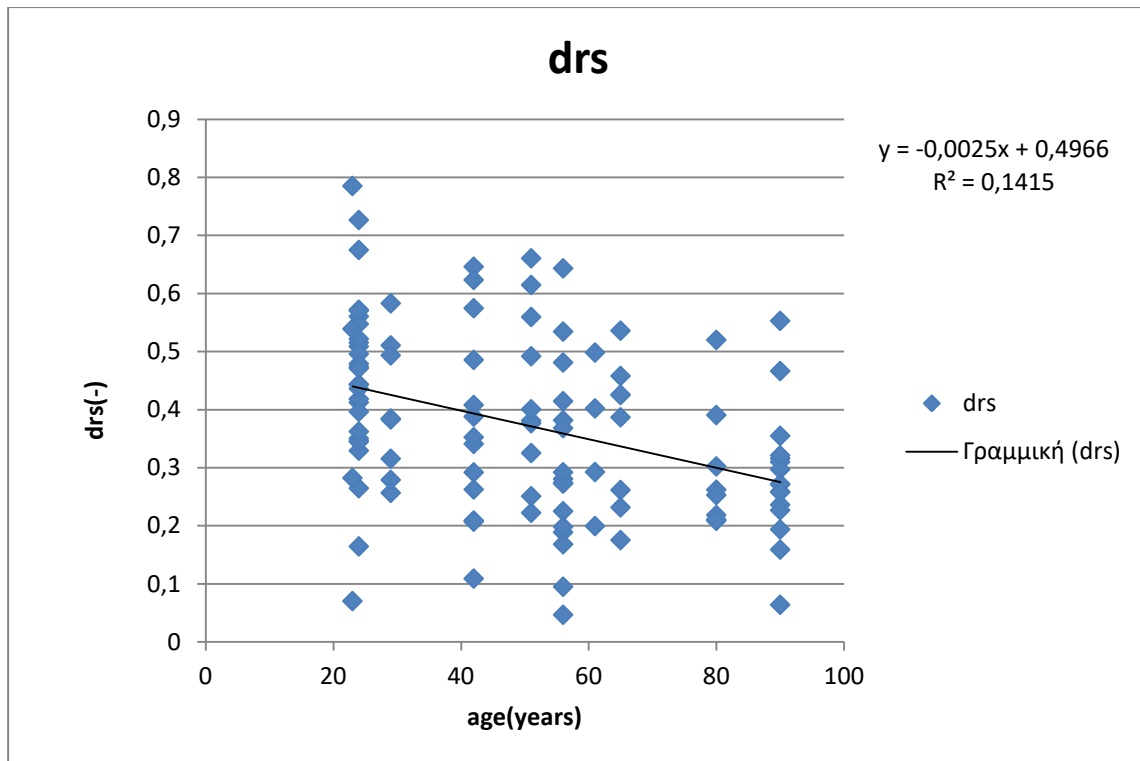
Γράφημα 8.10 : Ηλικία έναντι γωνίας ανοίγματος.



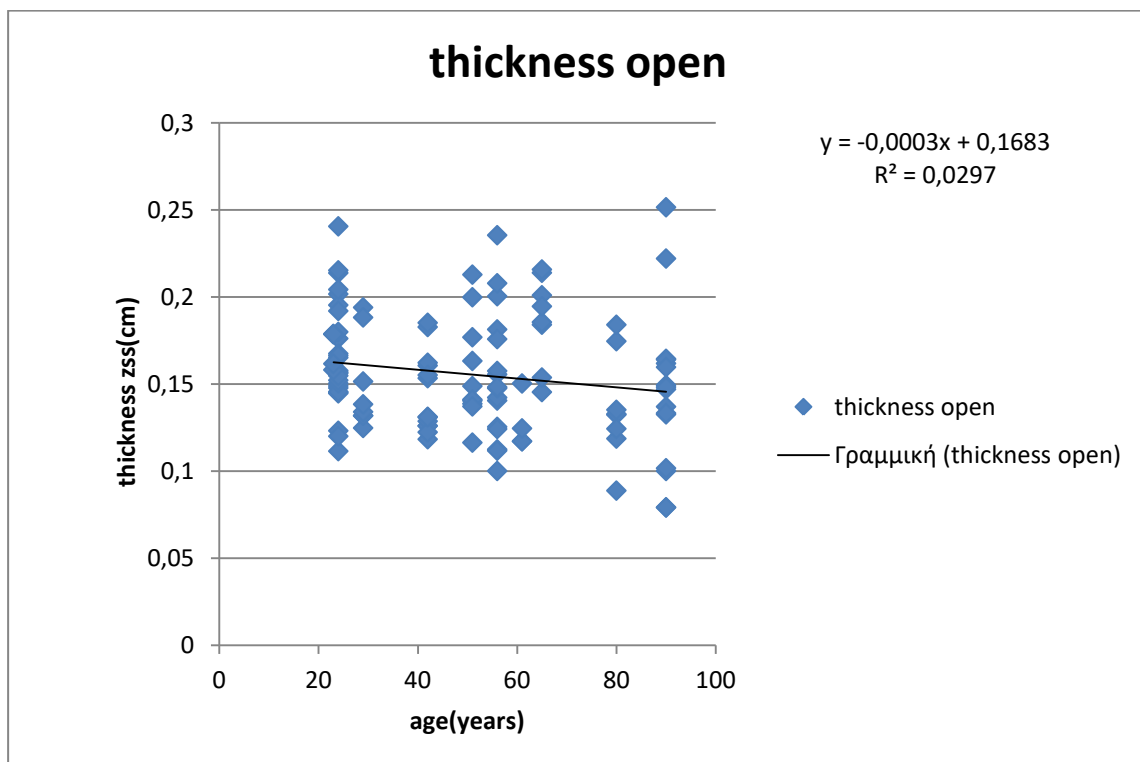
Γράφημα 8.11 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι ηλικίας.



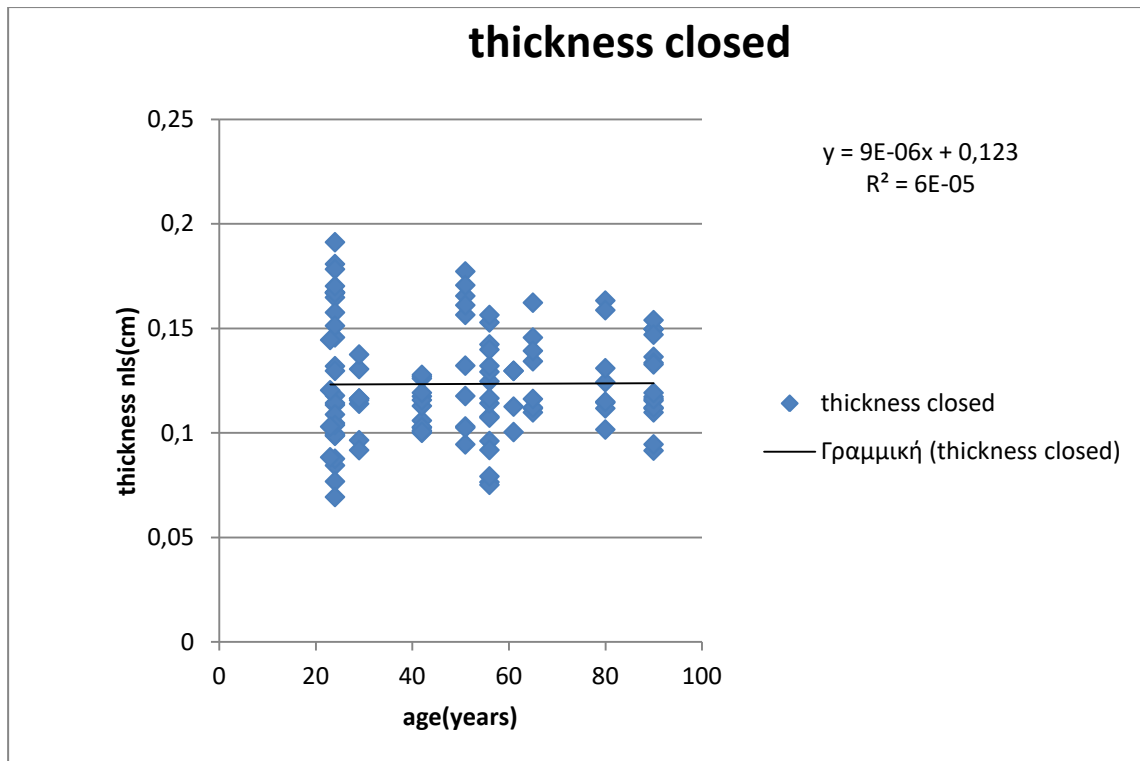
Γράφημα 8.12 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι ηλικίας.



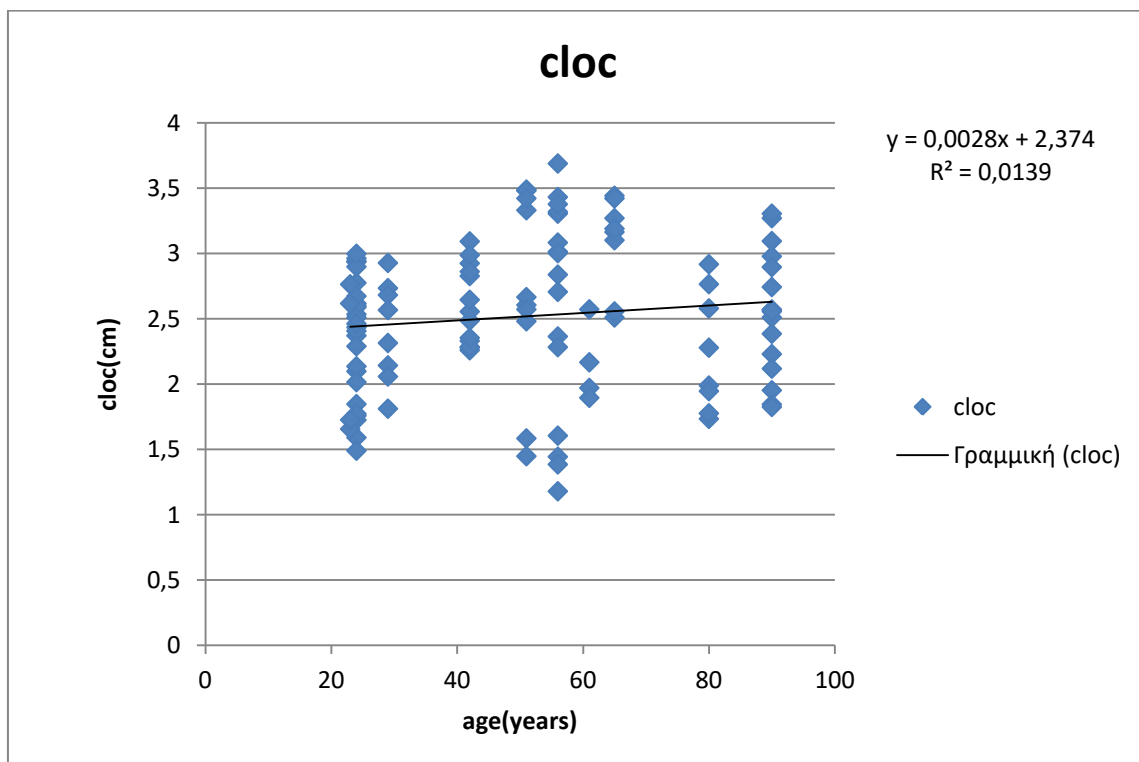
Γράφημα 8.13 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι ηλικίας.



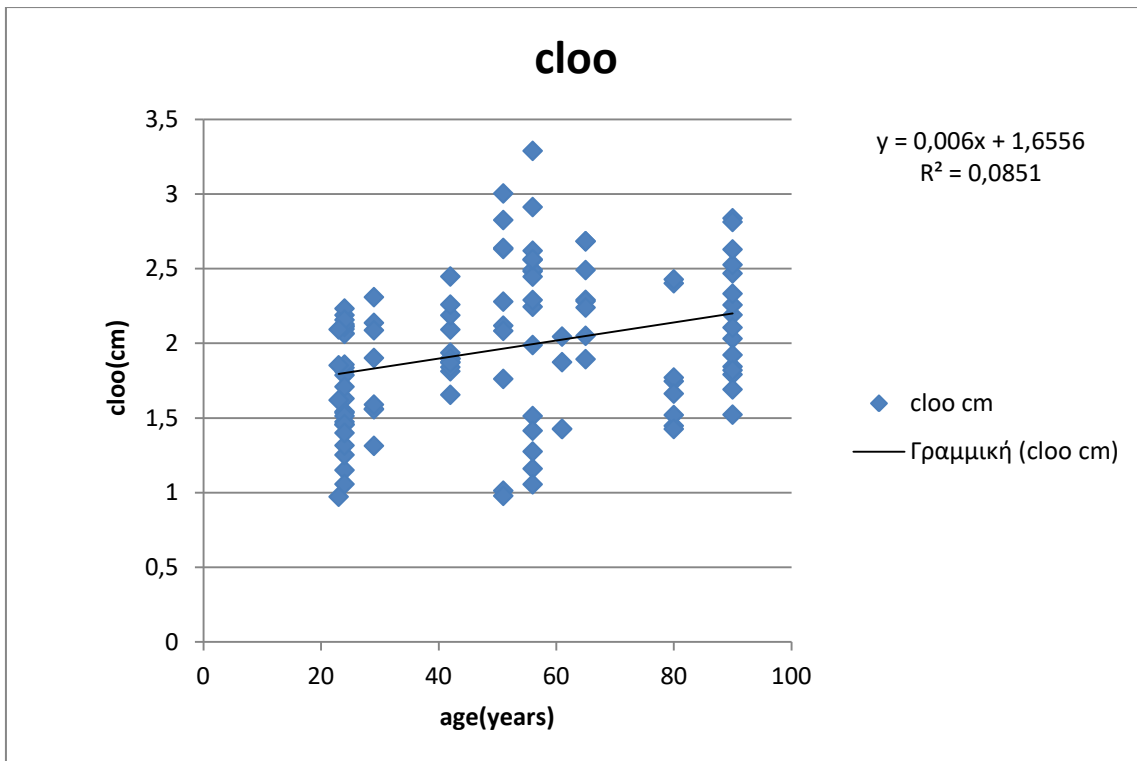
Γράφημα 8.14 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



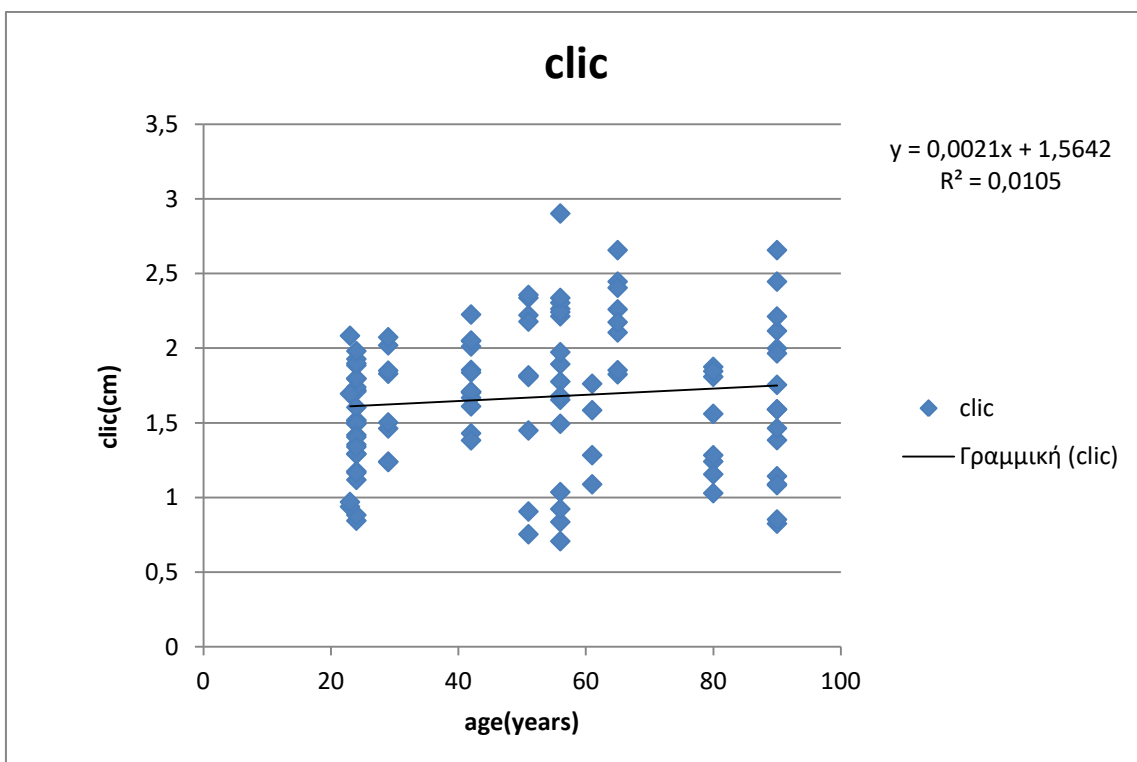
Γράφημα 8.15 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



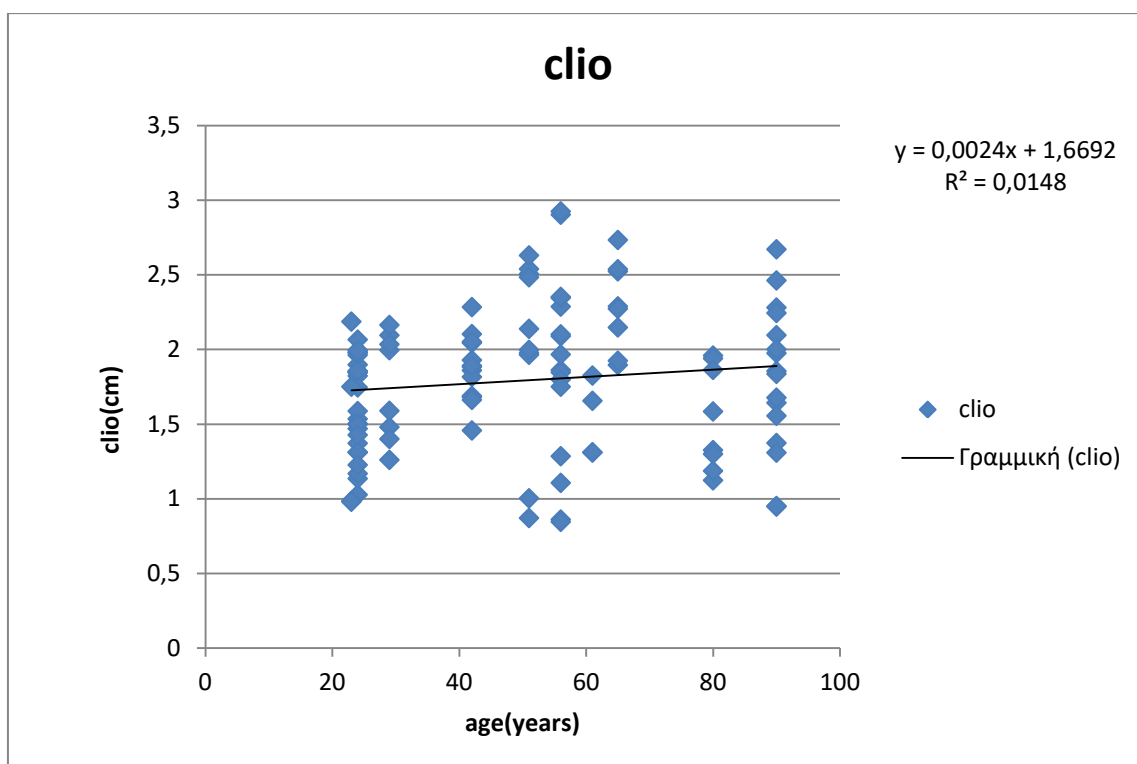
Γράφημα 8.16 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.17 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.18 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.19 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας ανοιχτού δακτυλίου έναντι ηλικίας.

8.2.1 ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΥΓΚΕΝΤΡΩΤΙΚΩΝ ΓΡΑΦΗΜΑΤΩΝ

Σύμφωνα με τους συντελεστές προσδιορισμού που προκύπτουν από τα άνω γραφήματα αξίζουν σχολιασμού τα εξής:

Ενώ δεν παρατηρείται συσχέτιση ανάμεσα στις παραμένουσες παραμορφώσεις της εσωτερικής επιφάνειας του δακτυλίου και της γωνίας ανοίγματος παρατηρείται πολύ καλή συσχέτιση μεταξύ της διαφοράς έξω και έσω χιτώνα παραμενουσών παραμορφώσεων με τη γωνία ανοίγματος. Υποθέτει λοιπόν κανείς, ότι η υψηλή συσχέτιση οφείλεται στην εξωτερική επιφάνεια και πράγματι η συσχέτιση παραμενουσών παραμορφώσεων στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου και γωνίας ανοίγματος των δακτυλίων είναι πολύ καλή. Η διαπίστωση αυτή συνταιριάζει με τα όσα υποθέταμε πριν το πείραμα εφορμούμενοι από την μέχρι τώρα βιβλιογραφία.

Ακόμη παρατηρείται ικανοποιητική συσχέτιση μεταξύ του περιμετρικού μήκους της εξωτερικής επιφάνειας του δακτυλίου στην ανοιχτή του κατάσταση, με την

γωνία ανοίγματος του δακτυλιου. Αυτή η πληροφορία είναι επίσης σε συμφωνία με την υπάρχουσα βιβλιογραφία. Υπάρχει πολύ καλή συσχέτιση, όμως αρνητική, της γωνίας ανοίγματος των δακτυλίων με την ηλικία των δειγμάτων. Κάτι τέτοιο μοιάζει να είναι τελείως αντίθετο με ότι αναμέναμε και με ότι υπάρχει καταγεγραμμένο στην μέχρι τώρα βιβλιογραφία.

Σύμφωνα με την υπάρχουσα θεωρία καθώς επέρχεται το γήρας ο έξω χιτώνας παχαίνει με αποτέλεσμα, λόγω της θεωρίας κάμψης, να αυξάνουν οι εφελκυστικές τάσεις στον έξω χιτώνα και λόγω ομοιομορφίας να αυξάνουν αντίστοιχα και οι θλιπτικές τάσεις στον έσω χιτώνα. Συνεπώς θα περίμενε κανείς δεδομένου της αύξησης της ηλικίας να αυξάνει και η γωνία ανοίγματος των δακτυλίων.

Τέλος παρατηρείται ικανοποιητική συσχέτιση μεταξύ της διαφοράς παραμενουσών παραμορφώσεων με την ηλικία και όπως ήταν αναμενόμενο η συσχέτιση αυτή υπάρχει και στις παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια με την ηλικία. Παρακάτω θα μελετήσουμε ξεχωριστά καθένα από τις 8 επιμέρους διαφορετικές αρτηρίες ώστε να εντοπίσουμε ομοιότητες και διαφορές τόσο μεταξύ συναφών αρτηριών όσο και σε σχέση με τα συγκεντρωτικά δεδομένα.

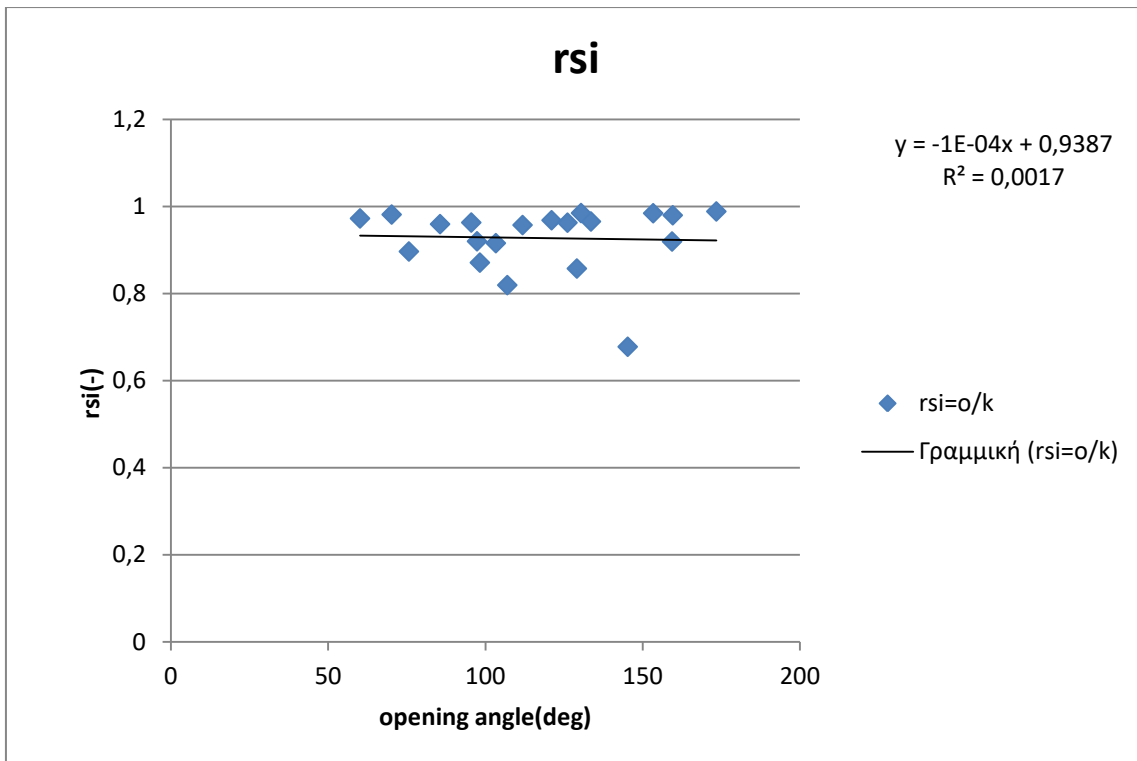
8.3 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΝΕΦΡΙΚΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ (LRA)

Τα δείγματα των αριστερών νεφρικών αρτηριών ελήφθησαν από 10 άτομα (6 άνδρες και 4 γυναίκες) με μέσο όρο ηλικίας $62,7 \pm 8,5$ έτη.

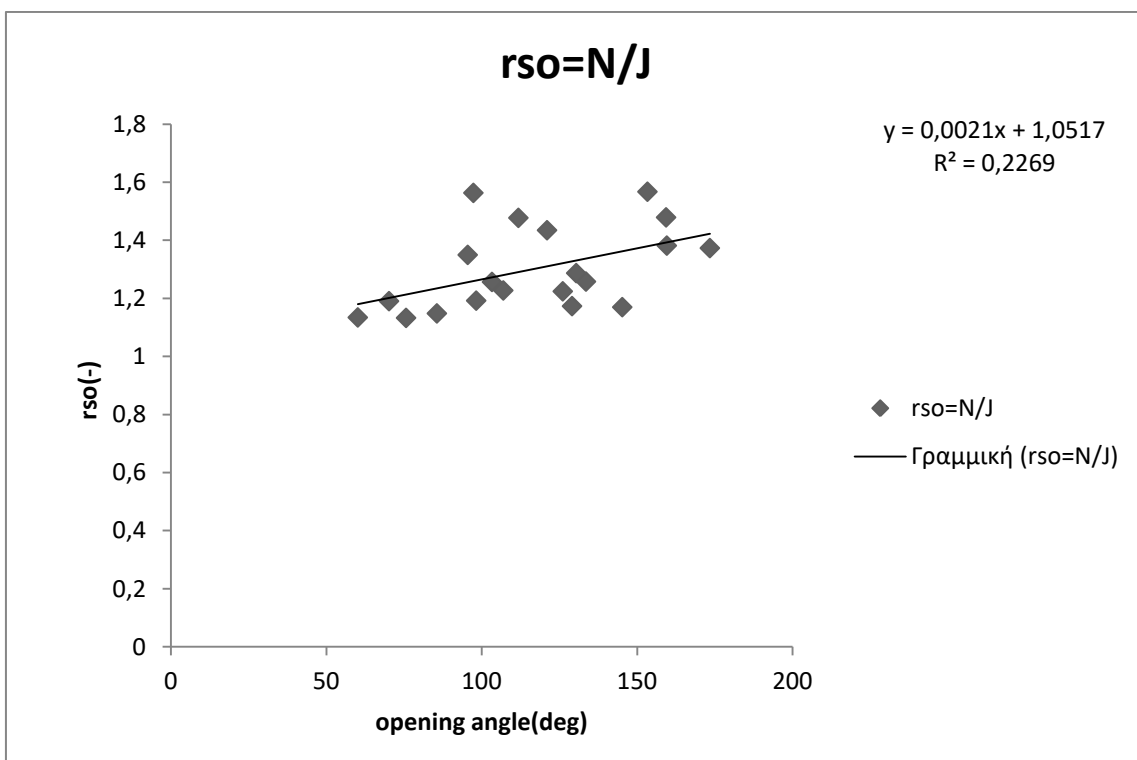
Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από όπου ελήφθησαν τα δεδομένα για τα γραφήματα που ακολουθούν.

cloo	clio	thickness ZSS	opening angle	cloc	cllc	thickness NLS	rsi=o/k	rso=N/I	drs	age	gender
1,426489	1,310152	0,117256	159,5771	1,971268	1,283553	0,112584	0,979698	1,381901	0,402203	61	male
2,044978	1,824867	0,15042	133,5636	2,572634	1,761683	0,129663	0,965376	1,258025	0,292649	61	male
1,513026	1,798331	0,112605	97,34462	2,365426	1,654336	0,107295	0,919928	1,563375	0,643446	56	female
1,988566	1,750023	0,124268	85,59287	2,283462	1,678972	0,091812	0,9594	1,148296	0,188896	56	female
1,936957	1,471162	0,136004	60,14763	2,197426	1,430632	0,115291	0,97245	1,134474	0,162023		
1,897893	1,456969	0,160707	70,20112	2,259558	1,42987	0,126048	0,9814	1,190561	0,209161		
1,746224	1,958641	0,118778	111,8288	2,579884	1,874857	0,111759	0,957223	1,477407	0,520184	80	female
1,770735	1,584278	0,174679	130,421	2,279204	1,56018	0,124268	0,98479	1,287151	0,302362	80	female
1,791308	1,642351	0,100179	121,0472	2,570171	1,590206	0,149616	0,96825	1,434802	0,466551	90	female
2,190208	1,8547	0,132687	129,0833	2,570171	1,590206	0,149616	0,857393	1,173483	0,31609	90	female
2,10555	0,947186	0,079193	98,24737	2,510506	0,824985	0,111726	0,870985	1,192328	0,321342	90	female
2,256847	0,951143	0,079381	75,68334	2,556737	0,852752	0,109816	0,896554	1,13288	0,236326	90	female
2,050416	1,895657	0,184156	126,1107	2,510506	1,824985	0,111726	0,962719	1,224388	0,261669	65	male
1,89398	1,923919	0,145483	95,51502	2,556737	1,852752	0,109816	0,963009	1,349928	0,386919	65	male
1,761792	1,97619	0,138785	159,3534	2,605864	1,817073	0,132179	0,919483	1,479099	0,559616	51	male
2,279168	2,137656	0,140539	145,2512	2,666381	1,448993	0,156462	0,677842	1,169892	0,49205	51	male
1,812776	1,859348	0,118423	103,3291	2,278248	1,702566	0,10113	0,915679	1,256773	0,341094	42	male
1,899065	1,68781	0,131296	106,9663	2,330881	1,382848	0,102497	0,819315	1,227383	0,408068	42	male
1,560876	1,479499	0,131906	173,4298	2,143551	1,462493	0,096507	0,988505	1,3733	0,384795	29	male
1,313458	1,259894	0,124884	153,3523	2,058816	1,240203	0,113952	0,984371	1,567478	0,583107	29	male

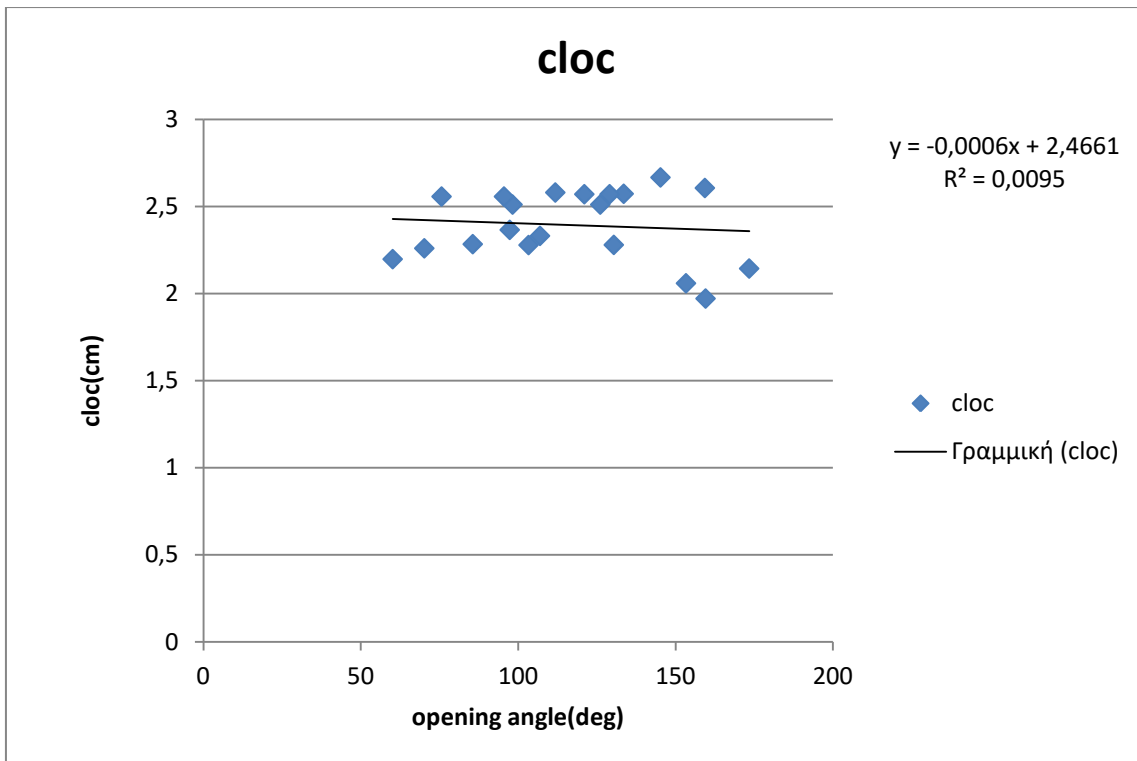
Πίνακας 8.2 : Πρωτογενή δεδομένα αριστερών νεφρικών αρτηριών.



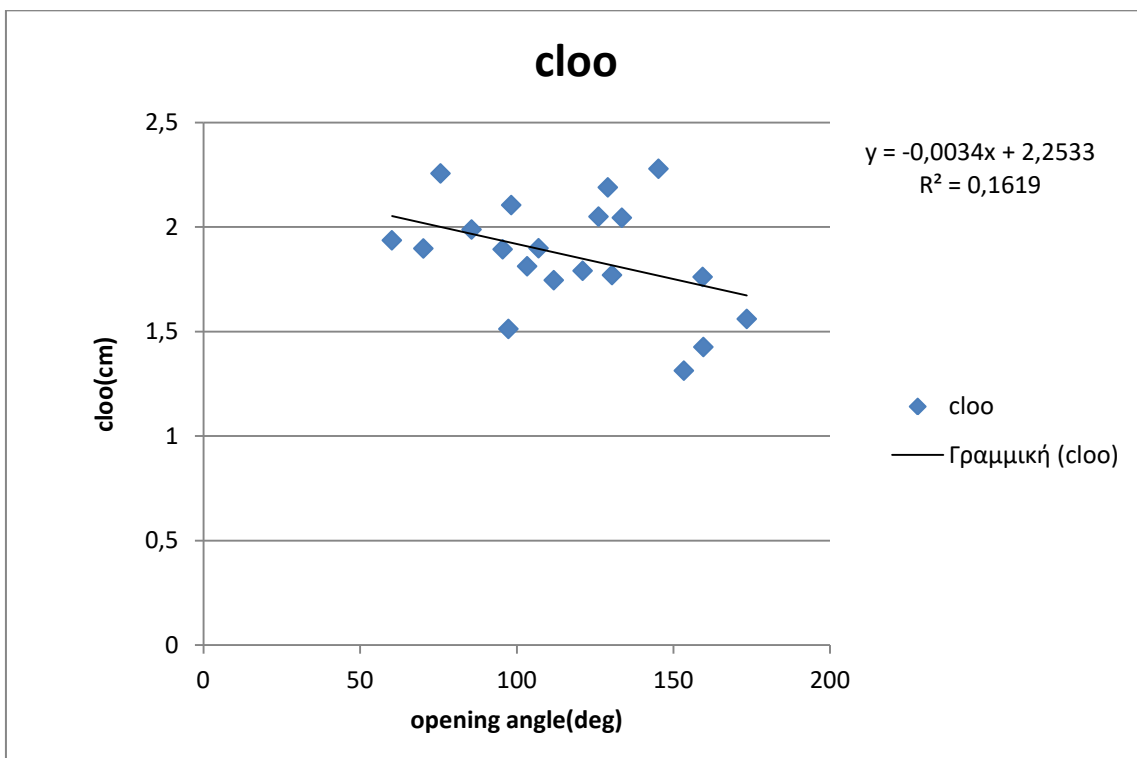
Γράφημα 8.20 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



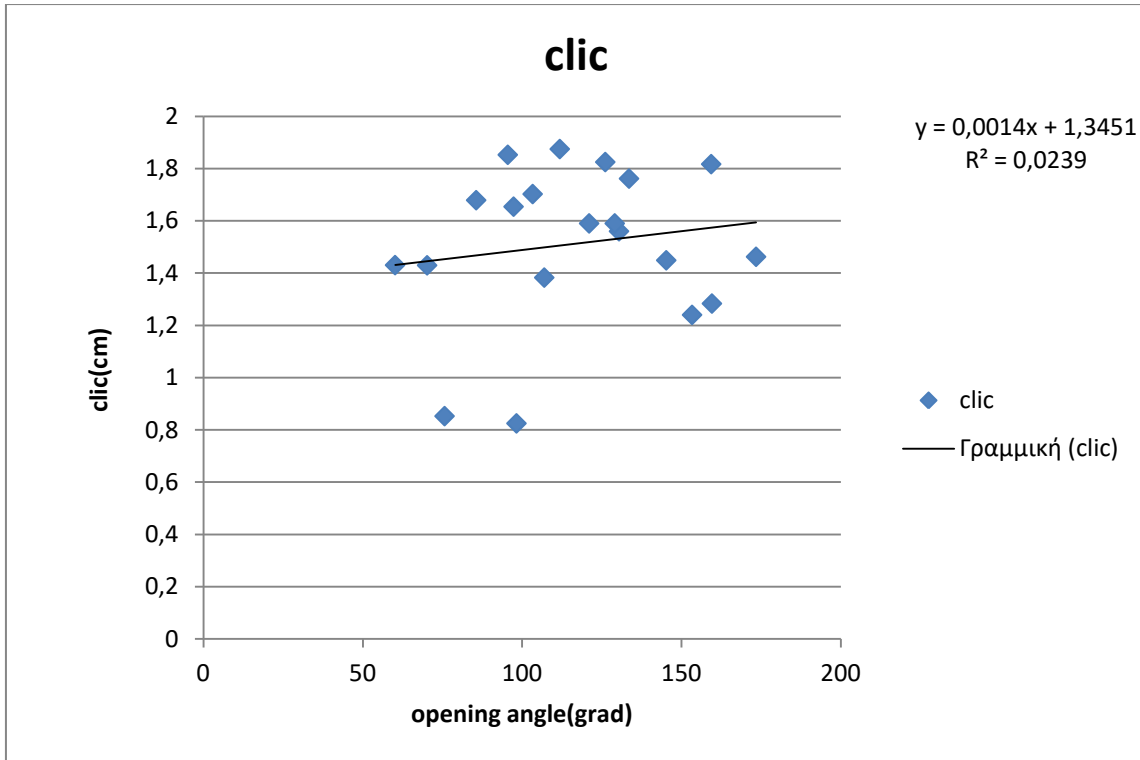
Γράφημα 8.21 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



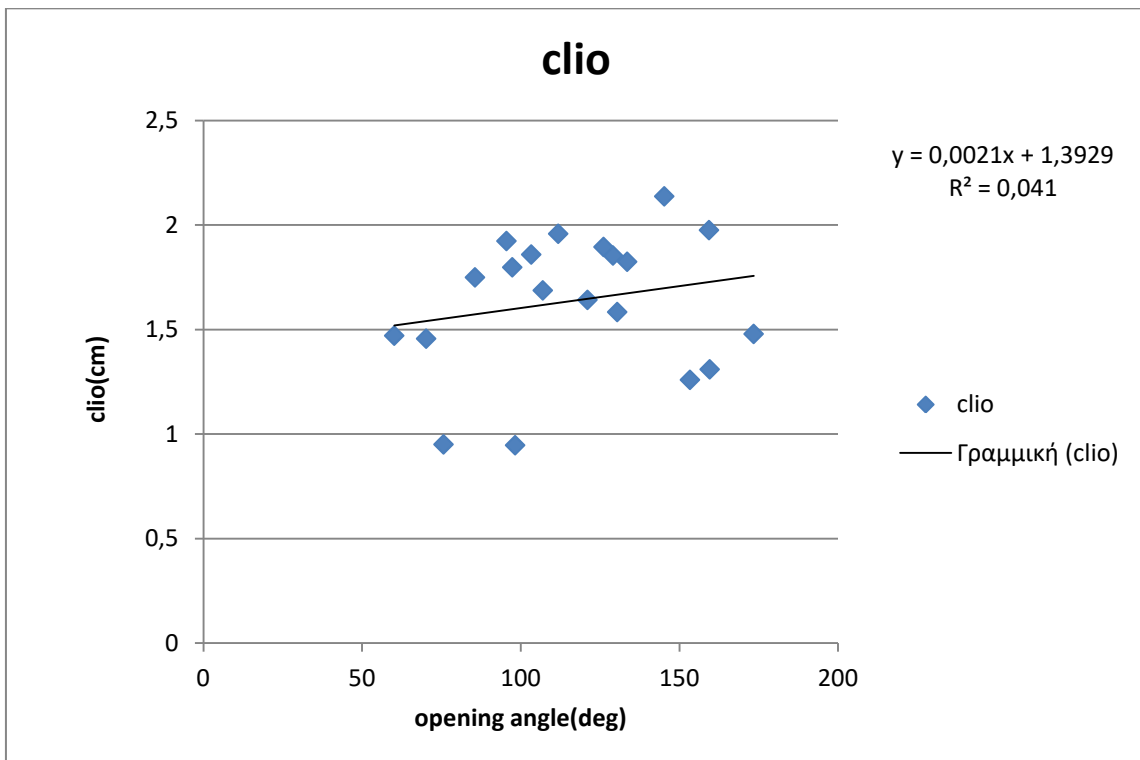
Γράφημα 8.22 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



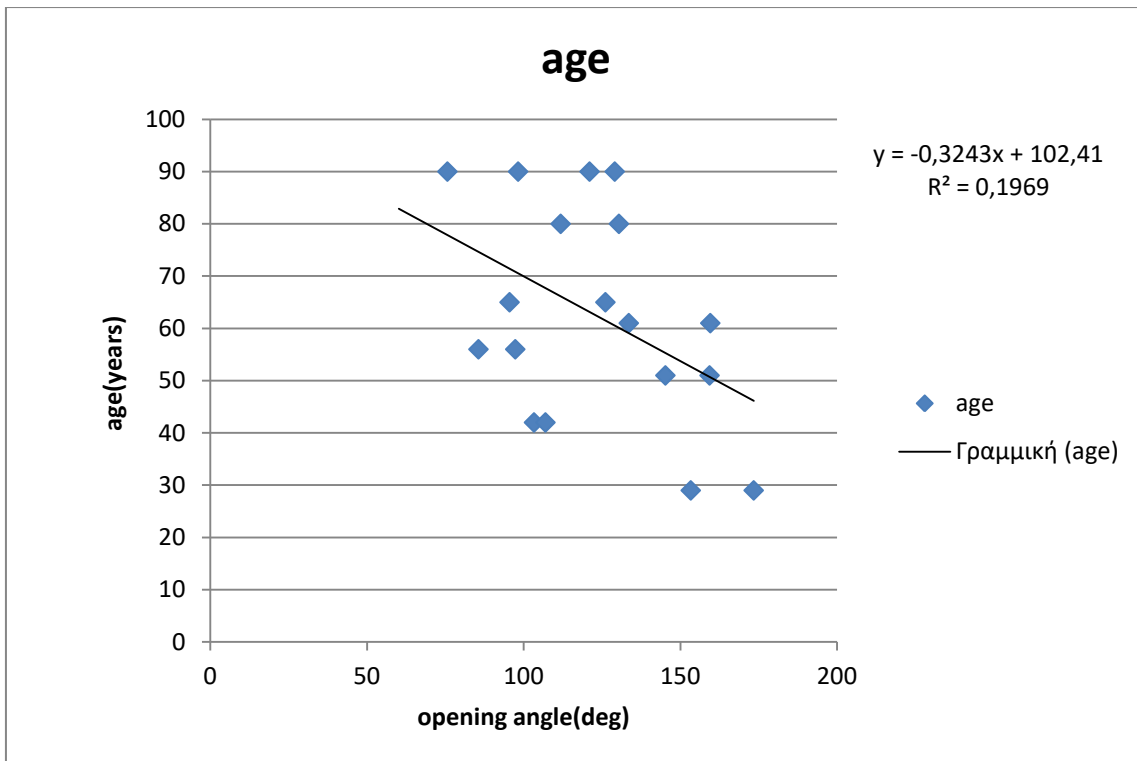
Γράφημα 8.23 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



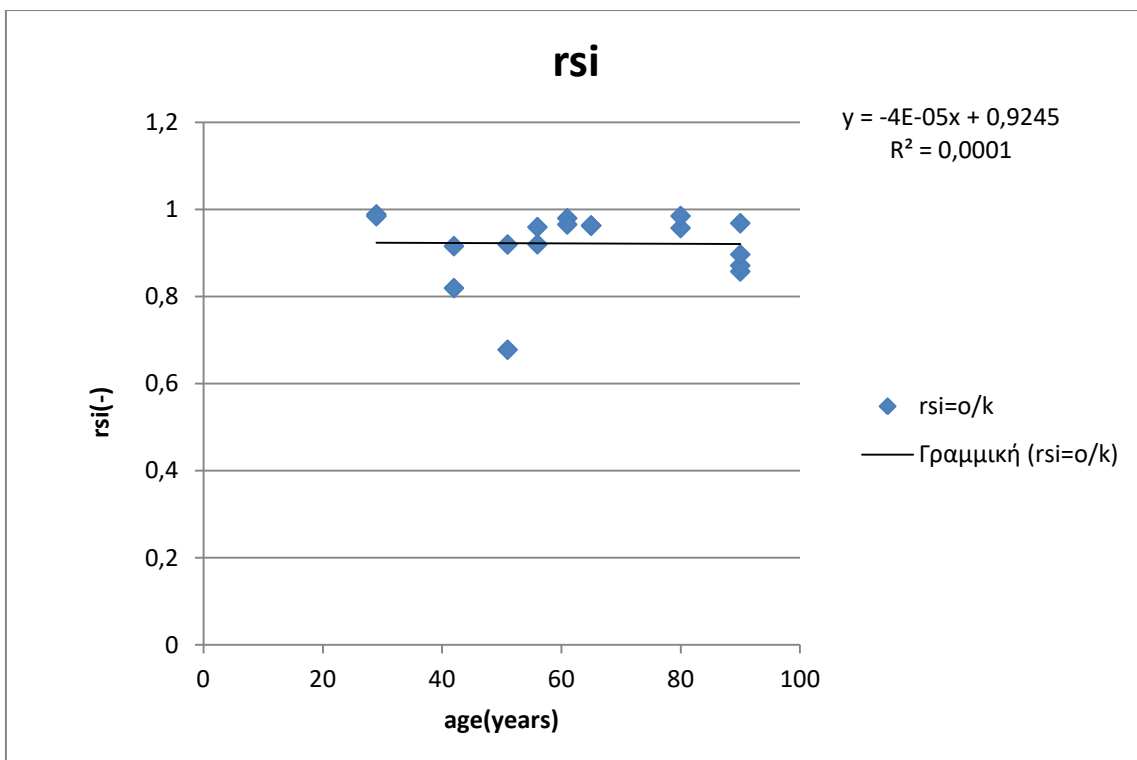
Γράφημα 8.24 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



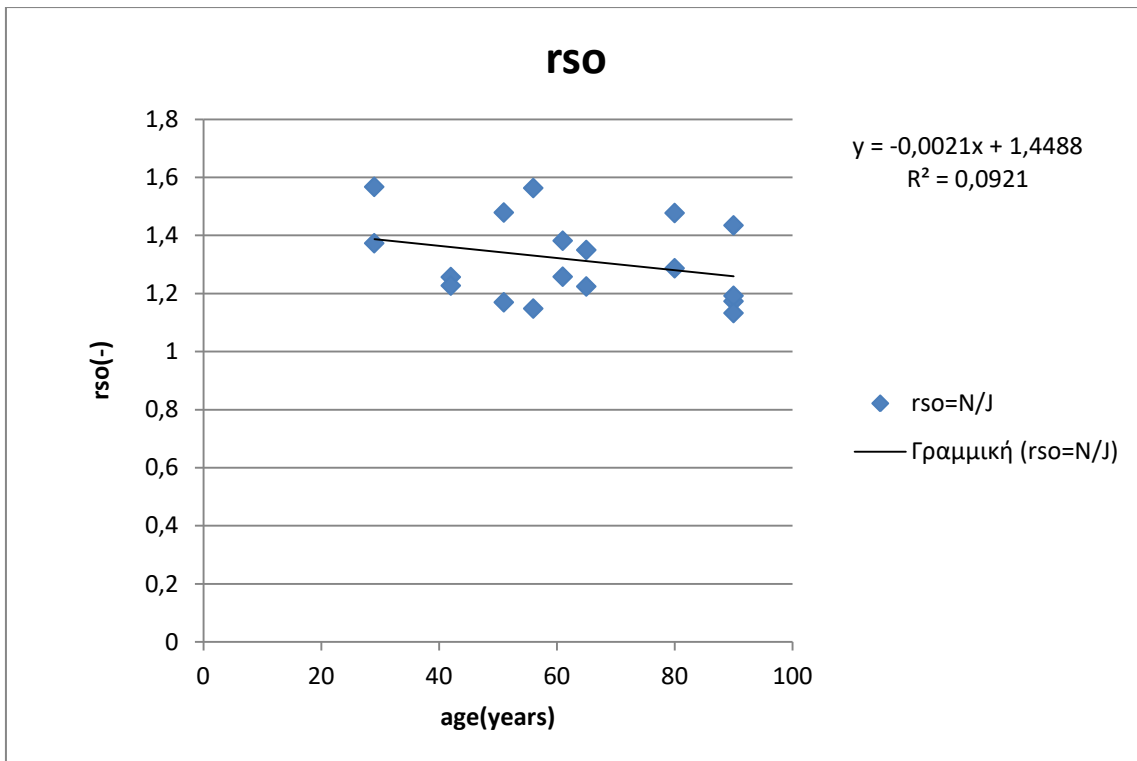
Γράφημα 8.25 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνία ανοίγματος.



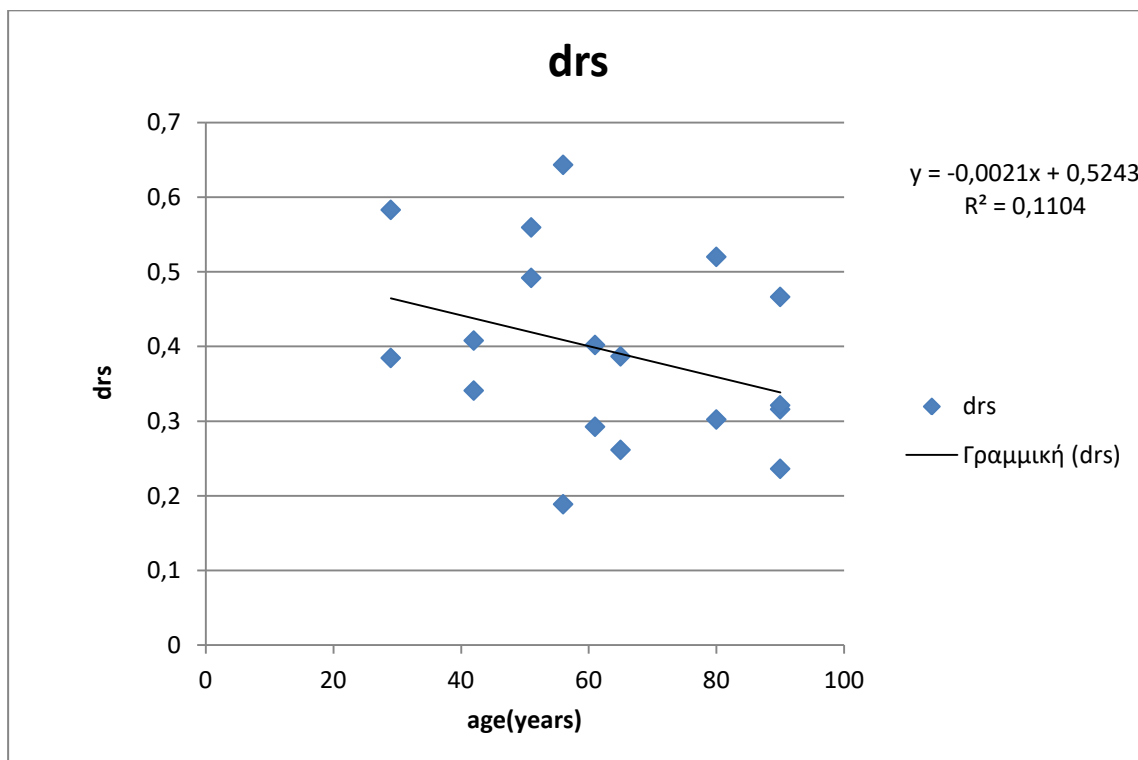
Γράφημα 8.26 : Ηλικία έναντι γωνίας ανοίγματος.



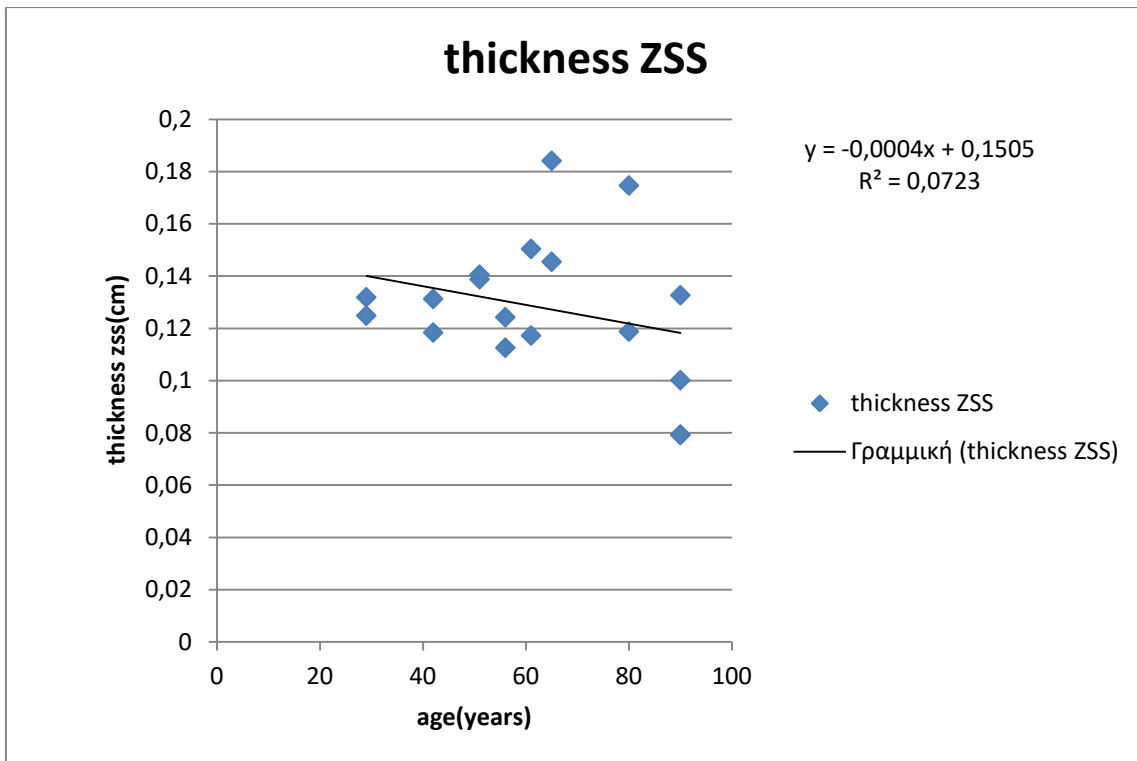
Γράφημα 8.27 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι ηλικίας.



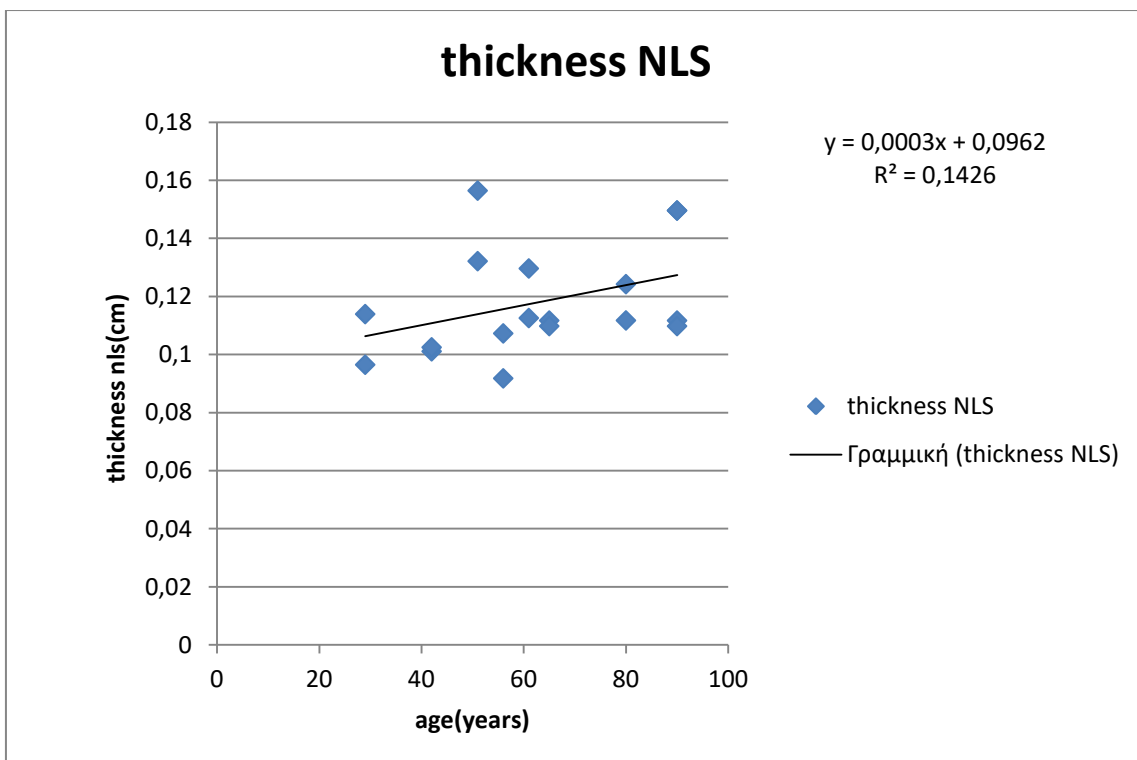
Γράφημα 8.28 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια έναντι ηλικίας.



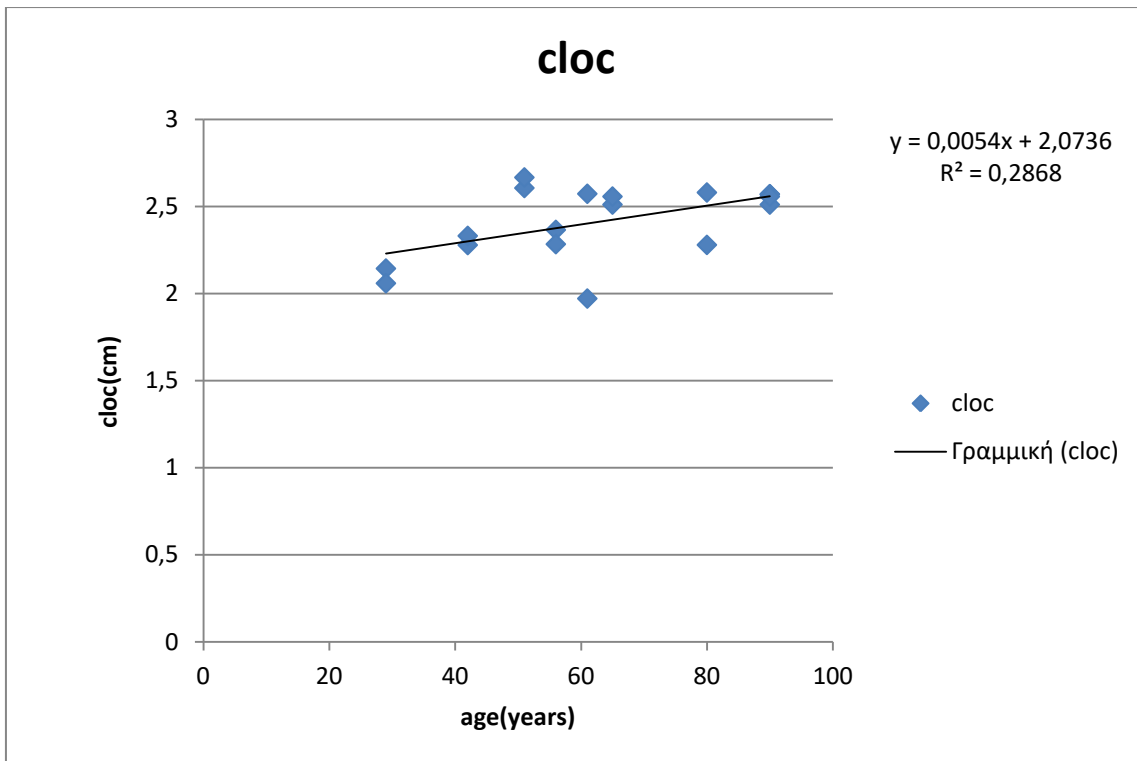
Γράφημα 8.29 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι ηλικίας.



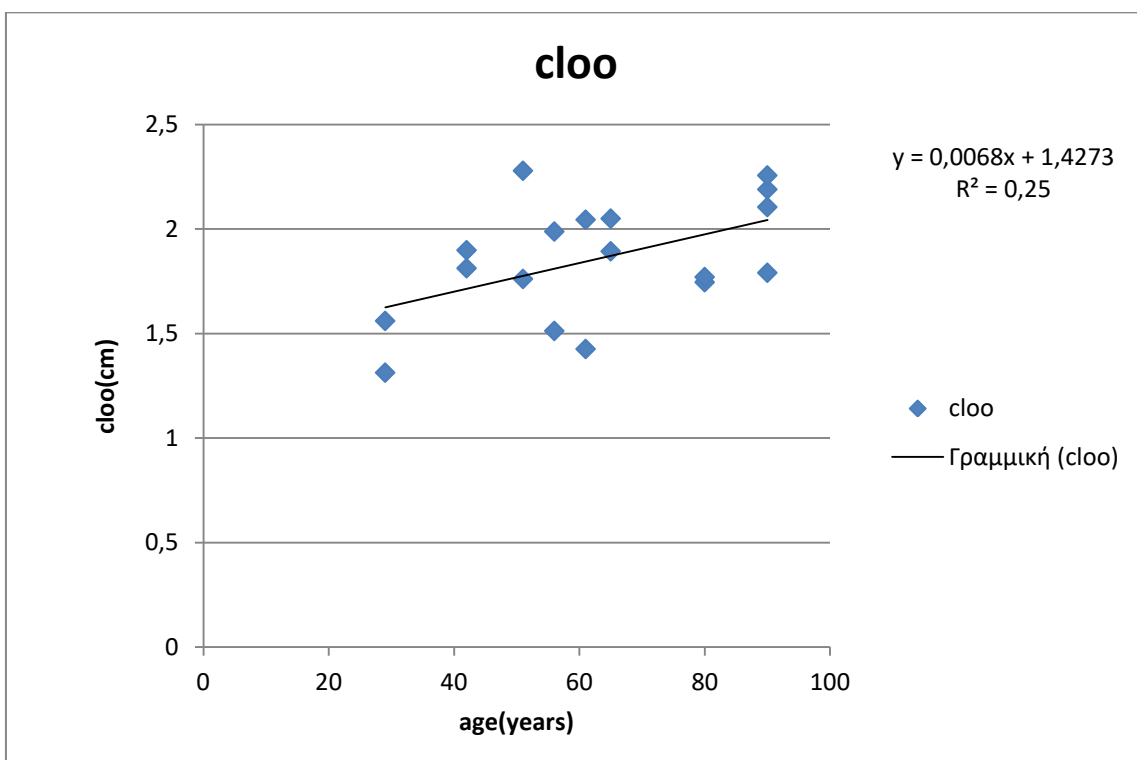
Γράφημα 8.30 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



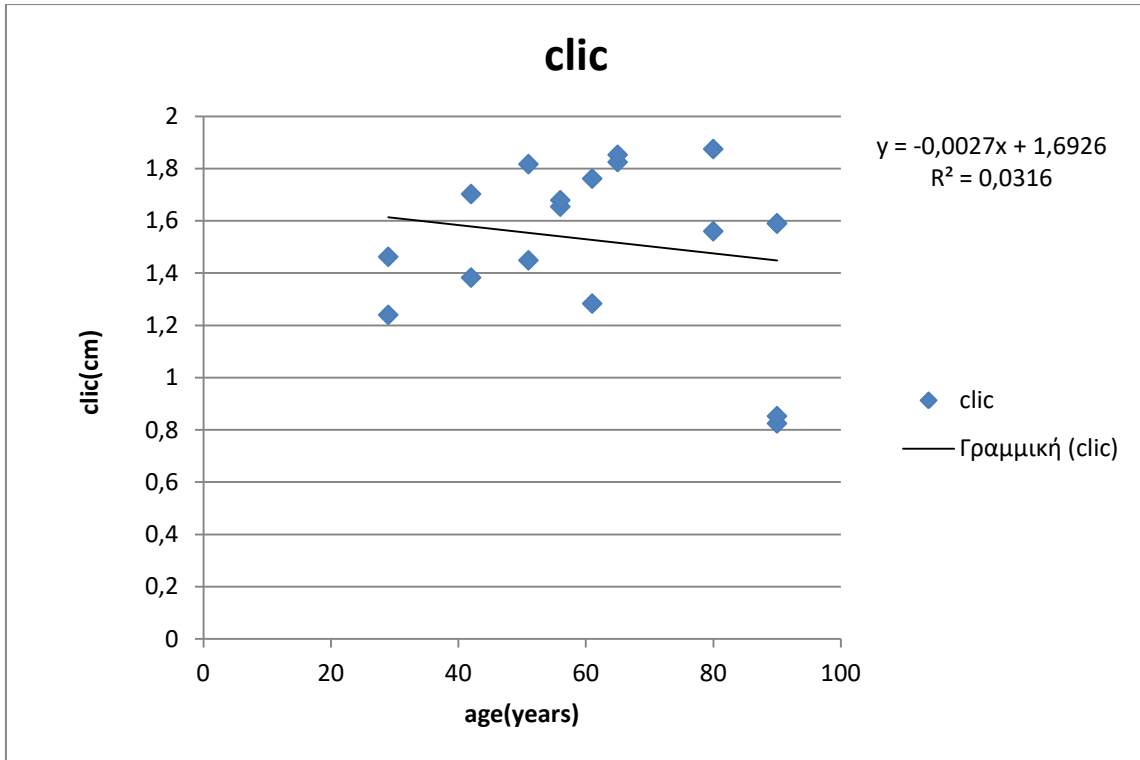
Γράφημα 8.31 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



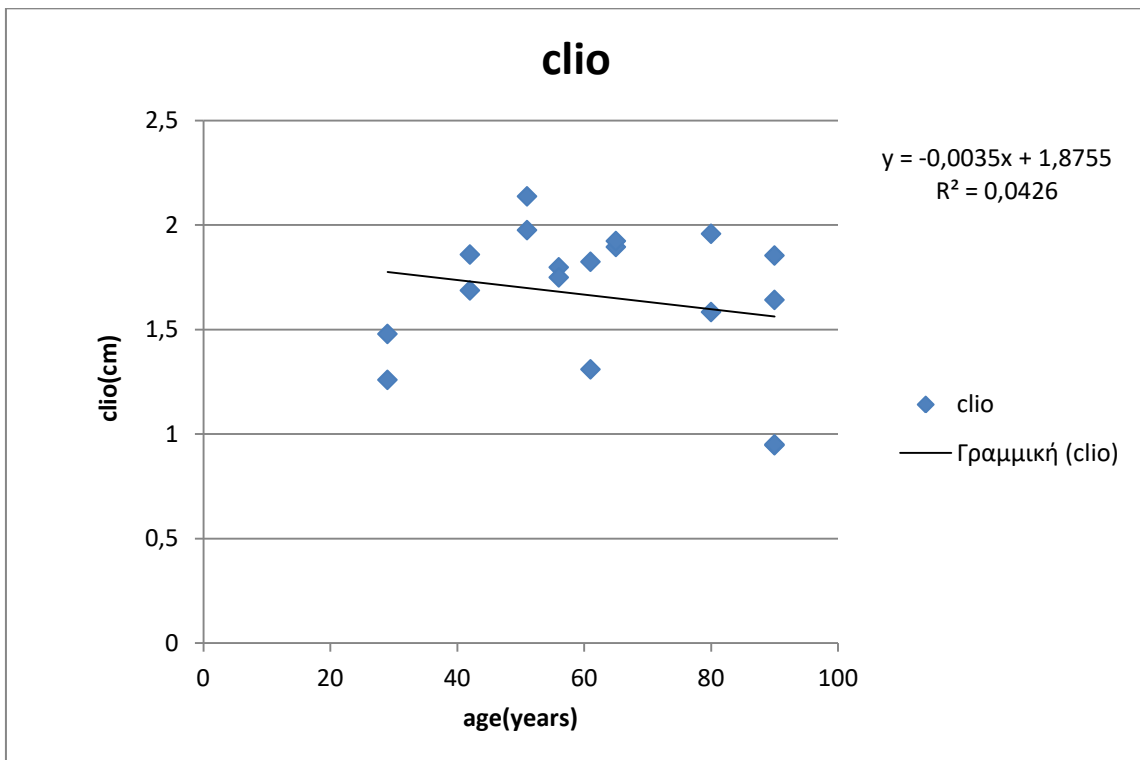
Γράφημα 8.32 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.33 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.34 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.35 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Όπως παρατηρούμε υπάρχει ικανοποιητική συσχέτιση μεταξύ των παραμενουσών παραμορφώσεων της εξωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων και της γωνίας ανοίγματος των δακτυλίων ενώ δεν υπάρχει συσχέτιση μεταξύ των παραμενουσών παραμορφώσεων της εσωτερικής επιφάνειας και της γωνίας ανοίγματος των δακτυλίων. Στο γράφημα της διαφοράς των παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι της γωνίας ανοίγματος η συσχέτιση εμφανίζεται πολύ υψηλή γεγονός που συμβαδίζει με τα αποτελέσματα των συγκεντρωτικών δεδομένων καθώς και με την υπάρχουσα βιβλιογραφία.

Στη συνέχεια παρατηρούμε μια ικανοποιητική συσχέτιση μεταξύ του περιφερειακού μήκους της εξωτερικής επιφάνειας του δακτυλίου στην ανοιχτή κατάσταση με τη γωνία ανοίγματος εν αντιθέση με το περιφερειακό μήκος της εσωτερικής επιφάνειας του δακτυλίου στην ανοιχτή κατάσταση με τη γωνία ανοίγματος, που καταδεικνύει την υπόθεση ότι η εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου είναι αυτή που επηρεάζει την γωνία ανοίγματος και κατ' επέκταση το μέτρο ελαστικότητας του ιστού.

Σημαντική αρνητική συσχέτιση εμφανίζει η ηλικία του δότη με τη γωνία ανοίγματος του δακτυλίου γεγονός που αντίκειται στα μέχρι τώρα γνωστά βιβλιογραφικά δεδομένα, συμφωνεί όμως με τα συγκεντρωτικά μας δεδομένα. Ως πιθανή εξήγηση του φαινομένου αυτού κάνουμε την υπόθεση ότι τα μεγάλα στρώματα αθηρωματικής πλάκας εμποδίζουν την απελευθέρωση των παραμενουσών τάσεων και καθώς επέρχεται το γήρας αυξάνεται και η αθηρωμάτωση των ιστών, επομένως καταστέλεται όλο και περισσότερο η απελευθέρωση των παραμενουσών παραμορφώσεων.

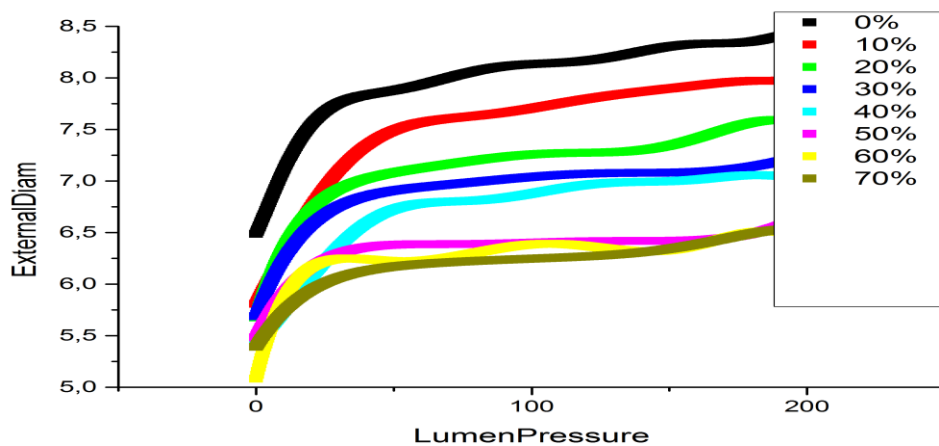
Η συσχέτιση μεταξύ παραμενουσών παραμορφώσεων στην εξωτερική επιφάνεια με την ηλικία, εσωτερικής επιφάνειας με την ηλικία και διαφοράς των παραμενουσών παραμορφώσεων με την ηλικία ακολουθεί το ίδιο μοτίβο με τις συσχετίσεις των παραπάνω ποσοτήτων με την γωνία ανοίγματος των δακτυλίων. Επιβεβαιώνονται λοιπόν τα συμπεράσματά μας και επιπλέον η αρνητική συσχέτιση της διαφοράς παραμενουσών παραμορφώσεων με την ηλικία εμπεριέχει την πληροφορία της αθηρωμάτωσης των ιστών με το πέρας της ηλικίας.

Τέλος, παρατηρείται ικανοποιητική συσχέτιση μεταξύ του πάχους στην χωρίς φορτίο κατάσταση (κλειστή) με την ηλικία καθώς και πολύ καλή συσχέτιση του περιφερειακού μήκους της εξωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή και την κλειστή

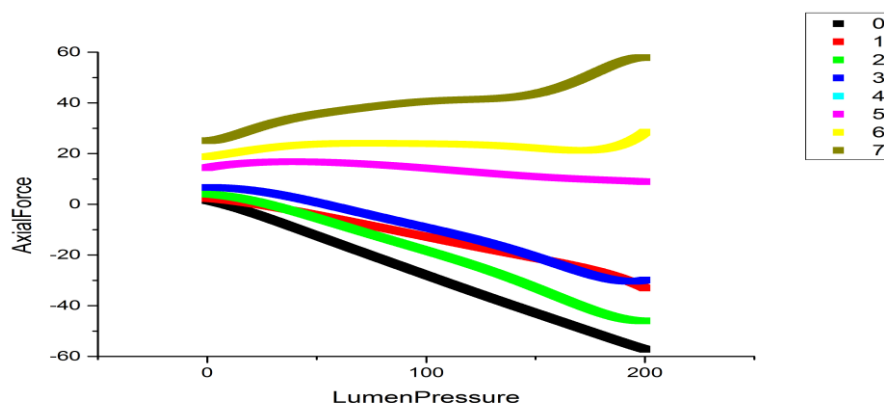
κατάσταση με την ηλικία. Οι πληροφορίες αυτές δεν εμφανίστηκαν στα συγκεντρωτικά γραφήματα και συνταιριάζουν με τις υπάρχουσες θεωρίες ότι καθώς ο ιστός γερνά τα τοιχώματα των αρτηριών παχύνουν εξωτερικά ώστε να διατηρηθεί η ομοιομορφία του τασικού πεδίου στον ιστό.

8.3.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΡΙΣΤΕΡΩΝ ΝΕΦΡΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

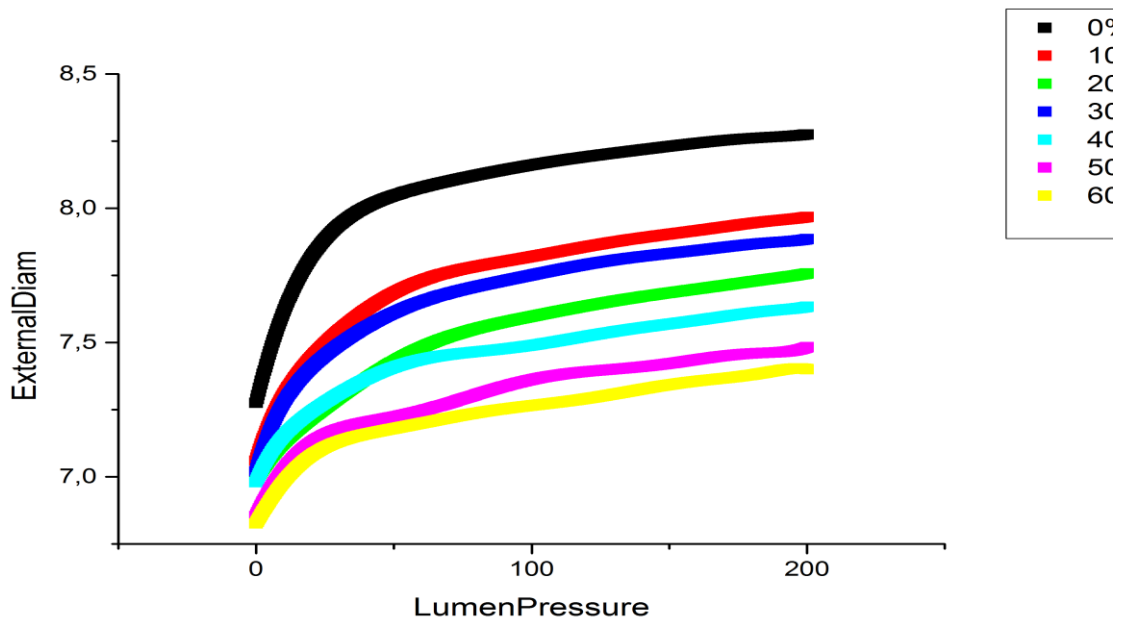
Παρακάτω παρατίθενται δειγματοληπτικά μερικά γραφήματα αριστερών νεφρικών αρτηριών με προσαρμοσμένα δεδομένα ώστε να εμφανίζουν μια κανονικότητα και να είναι συγκρίσιμα μεταξύ ίδιων αρτηριών διαφορετικών δοτών αλλά και μεταξύ διαφορετικού τύπου αρτηριών.



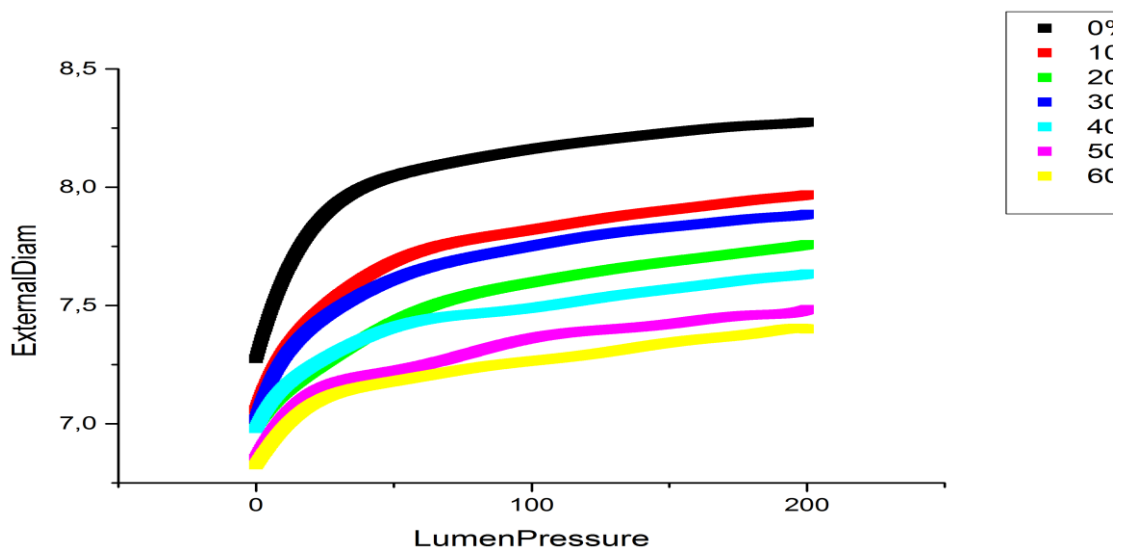
Γράφημα 8.36 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος γυναίκας 56 ετών



Γράφημα 8.37 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος γυναίκας 56 ετών.



Γράφημα 8.38 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 61 ετών



Γράφημα 8.39 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 61 ετών.

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Παρατηρούμε πολλές ομοιότητες στο μοτίβο των γραφημάτων τόσο στο πίεσης - διαμέτρου όσο και στο πίεσης - δύναμης. Εντοπίζουμε διαφορετικό μέτρο ελαστικότητας για το κάθε δοκίμιο αφού το πρώτο φτάνει το 170% του αρχικού του μήκους ενώ το δεύτερο το 160% του αρχικού του μήκους. Επίσης ενώ το

πρώτο φτάνει σε αρνητικές δυνάμεις περί τα 60 g το δεύτερο φτάνει σε αρνητικές δυνάμεις περί τα 70 g, το πρώτο πιάνει ένα πλατό στη δύναμη στο 130% του αρχικού του μήκους, το δεύτερο πιάνει το πλατό δύναμης στο 150% του αρχικού του μήκους, επομένως το πρώτο δείγμα εμφανίζεται πιο σκληρό(άκαμπτο).

Όσον αφορά στα διαγράμματα πίεσης – διαμέτρου το πρώτο ξεκινά με μεγαλύτερη διάμετρο αλλά τα γραφήματα είναι αναλογικά, που σημαίνει ότι παρουσιάζουν παρόμοιο ρυθμό μείωσης της διαμέτρου στα αντίστοιχα επί τοις εκατό στάδια επιμήκυνσης.

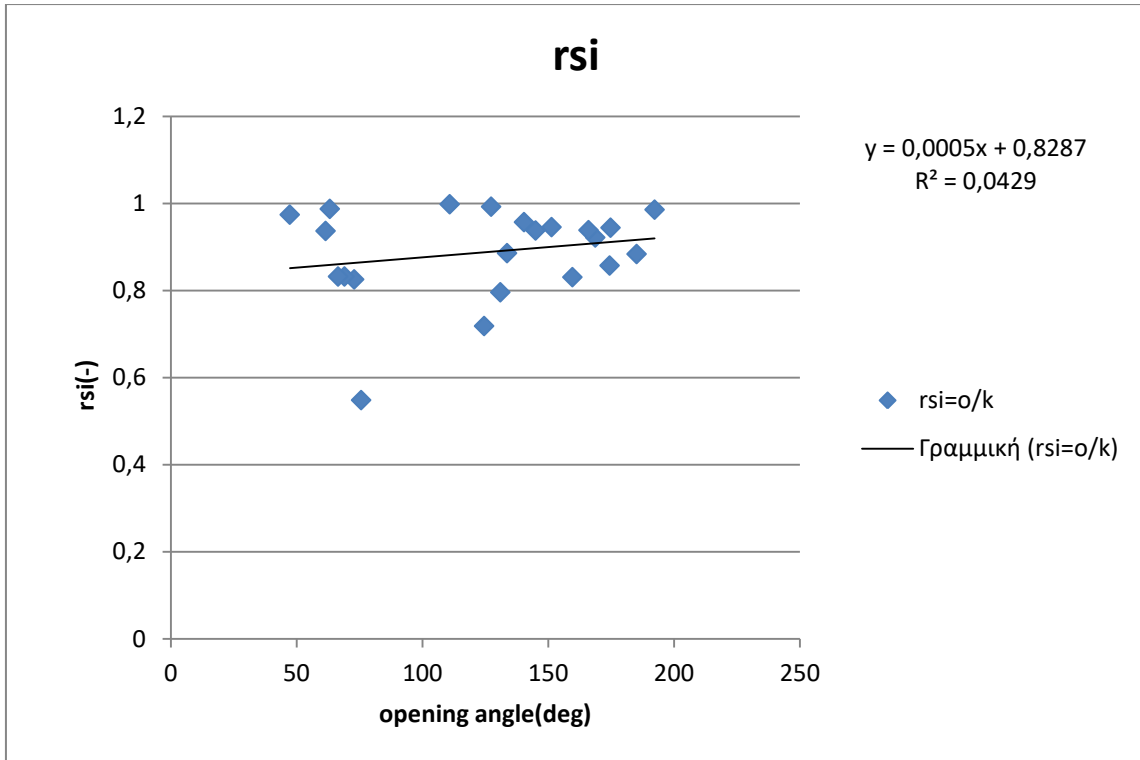
8.4 ΔΕΞΙΕΣ ΝΕΦΡΙΚΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ (RRA)

Τα δείγματα των δεξιών νεφρικών αρτηριών ελήφθησαν από 10 άτομα (5 άνδρες και 5 γυναίκες) με μέσο όρο ηλικίας 66,2±8,0 έτη.

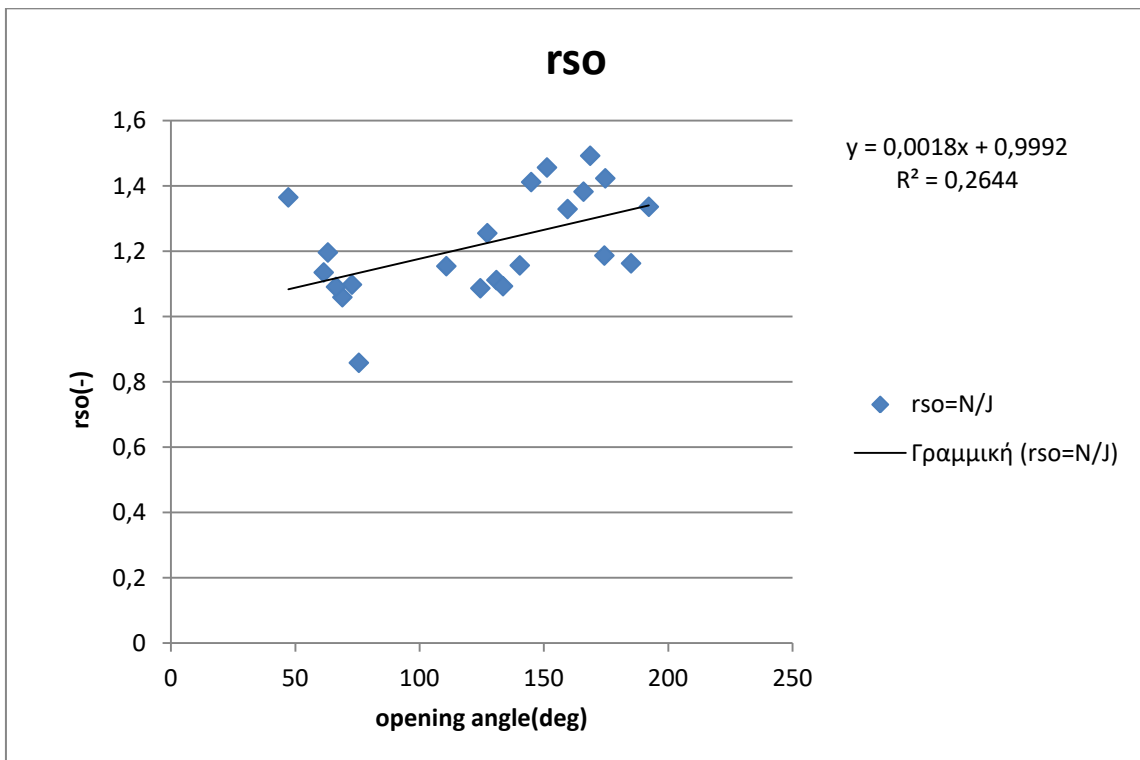
Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από όπου ελήφθησαν τα δεδομένα για τα γραφήματα που ακολουθούν

cloo	cio	thickness ZSS	opening angle	cloc	clic	thickness NLS	rsi=o/k	rso=N/J	drs	age	gender
1,426489	1,310152	0,117256	159,5771	1,896062	1,088427	0,129691	0,830764	1,329181	0,498417	61	male
1,873872	1,655719	0,124643	140,3421	2,167521	1,584739	0,100422	0,957131	1,156707	0,199577	61	male
1,275553	1,284516	0,100194	124,4858	1,386188	0,922957	0,075169	0,718525	1,086735	0,36821	56	female
1,414698	1,10614	0,111816	61,48875	1,605873	1,036319	0,079213	0,936879	1,135135	0,198256	56	female
1,454312	1,371305	0,144752	174,3662	1,725999	1,175729	0,076784	0,857379	1,186814	0,329435	24	male
1,316129	1,311984	0,157796	192,2495	1,758531	1,293271	0,06935	0,985737	1,336139	0,350401	24	male
1,534666	1,468941	0,215344	168,6627	2,290277	1,354098	0,145687	0,921819	1,492361	0,570542	24	male
1,474505	1,502534	0,192046	174,7332	2,098648	1,418836	0,098948	0,944295	1,42329	0,478995	24	male
1,513376	1,498446	0,12013	144,9364	2,136578	1,405391	0,104698	0,937899	1,411796	0,473897	24	male
1,458168	1,426904	0,152262	165,9806	2,015792	1,339299	0,087643	0,938605	1,382414	0,443809	24	male
1,905216	1,678301	0,148688	130,93	2,11815	1,335994	0,122527	0,79604	1,111764	0,315724		
2,009958	1,539931	0,152679	110,8068	2,320189	1,537071	0,1168	0,998143	1,154347	0,156205		
1,66309	1,29933	0,124441	63,16042	1,989427	1,283124	0,114921	0,987528	1,196223	0,208696	80	female
1,42645	1,186249	0,088911	47,2485	1,947038	1,155674	0,130942	0,974225	1,364954	0,390728	80	female
2,031705	1,676664	0,101778	72,84958	2,230549	1,384296	0,136384	0,825625	1,09787	0,272245	90	female
2,468234	1,97455	0,137101	75,61877	2,119074	1,082964	0,153931	0,548461	0,858539	0,310078	90	female
1,84419	1,372972	0,149506	68,99099	1,953436	1,142736	0,117264	0,832309	1,059238	0,226929	90	female
1,691359	1,308382	0,147076	66,4346	1,845146	1,088857	0,115463	0,832216	1,090925	0,258709	90	female
2,091848	1,928162	0,126009	133,6048	2,286483	1,708179	0,105911	0,885911	1,093045	0,207134	42	male
1,875685	1,680676	0,126156	127,28	2,354505	1,668259	0,10282	0,992612	1,255277	0,262666	42	male
1,558324	1,400091	0,131922	185,0957	1,812305	1,237539	0,091748	0,883899	1,162983	0,279084	29	male
1,589719	1,588843	0,151574	151,2876	2,315305	1,502487	0,130545	0,945649	1,456424	0,510775	29	male

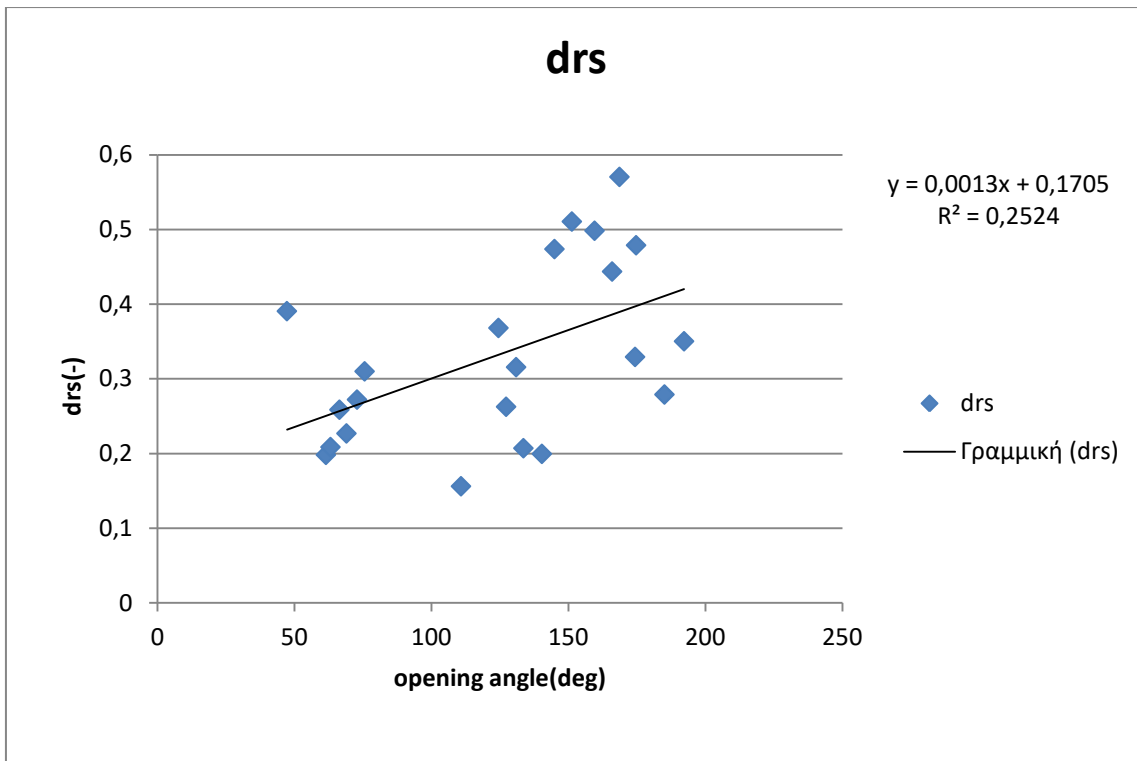
Πίνακας 8.3 : Πρωτογενή δεδομένα δεξιών νεφρικών αρτηριών.



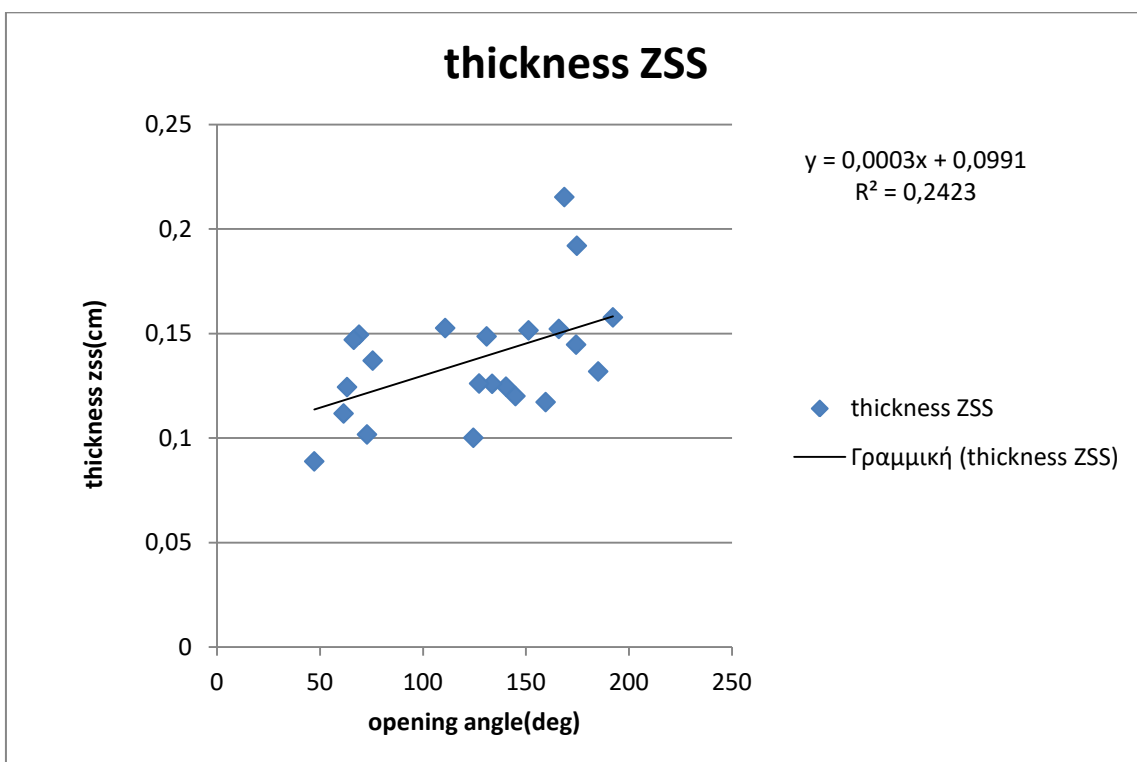
Γράφημα 8.40 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



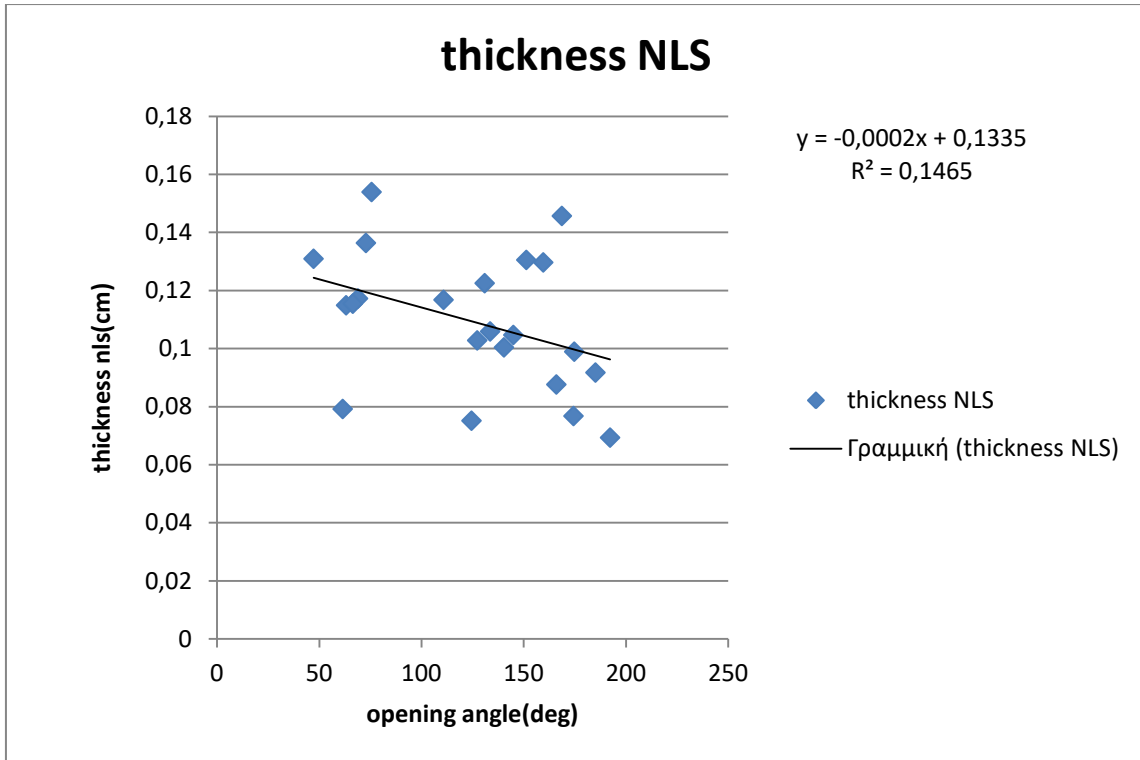
Γράφημα 8.41 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



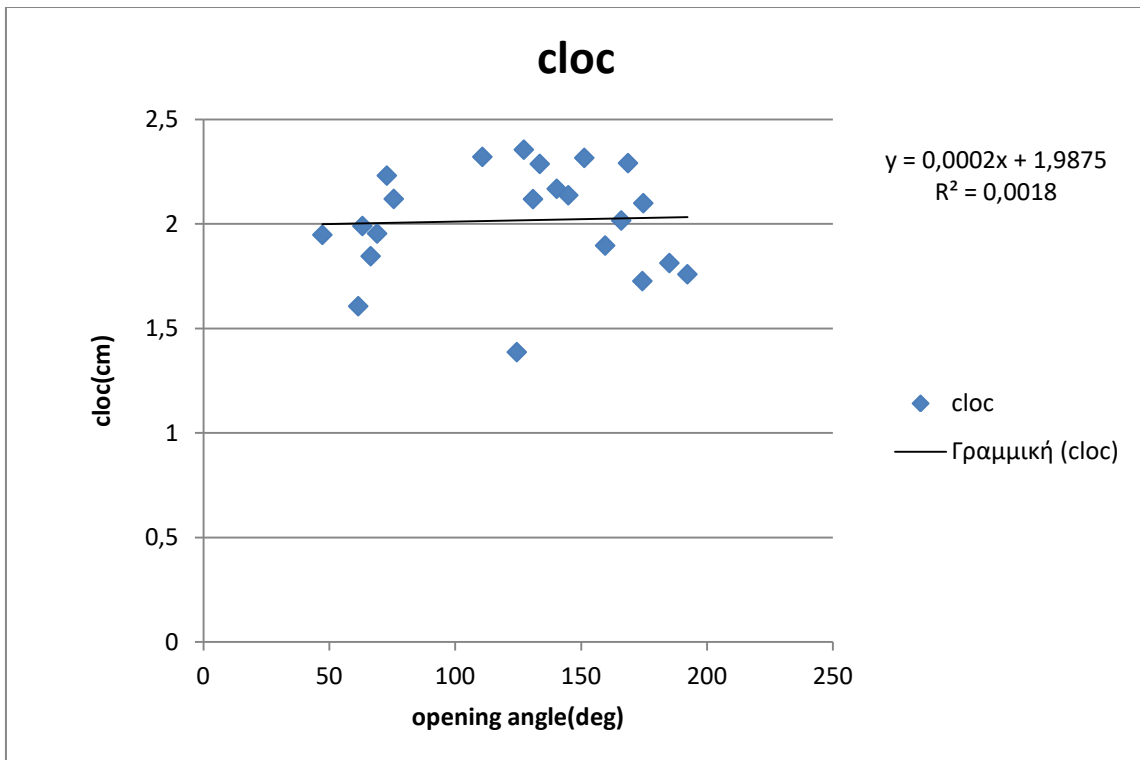
Γράφημα 8.42 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι γωνίας ανοίγματος.



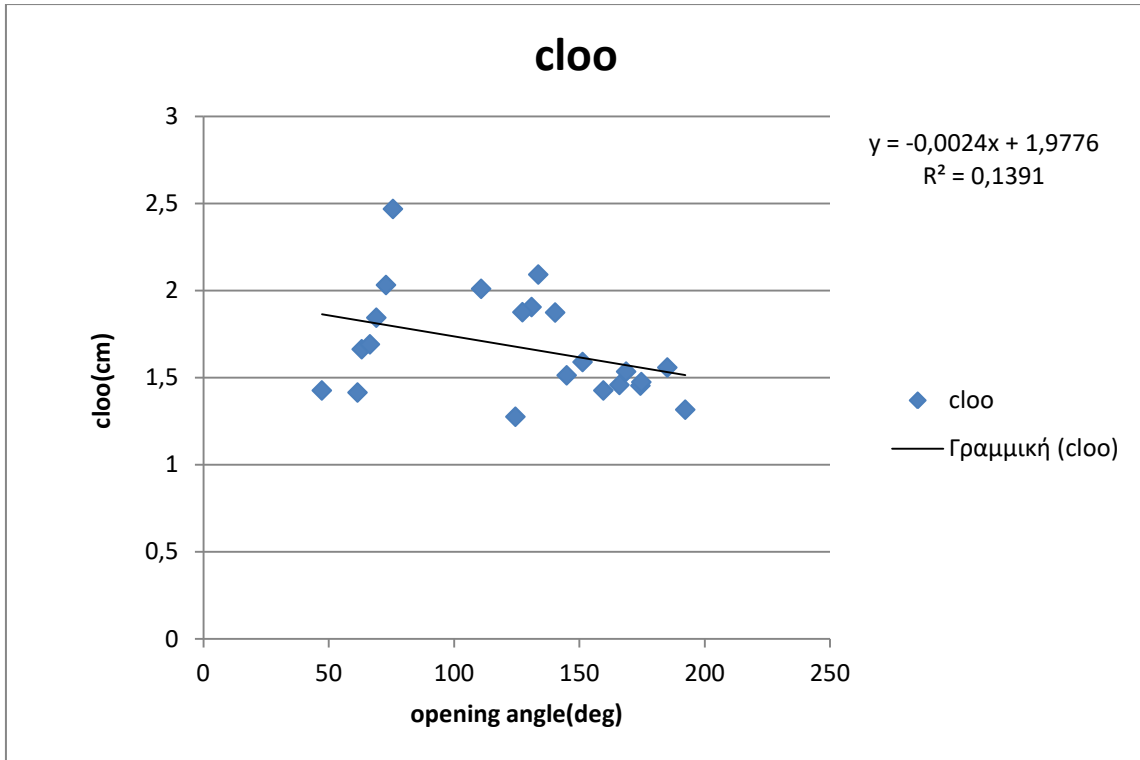
Γράφημα 8.43 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



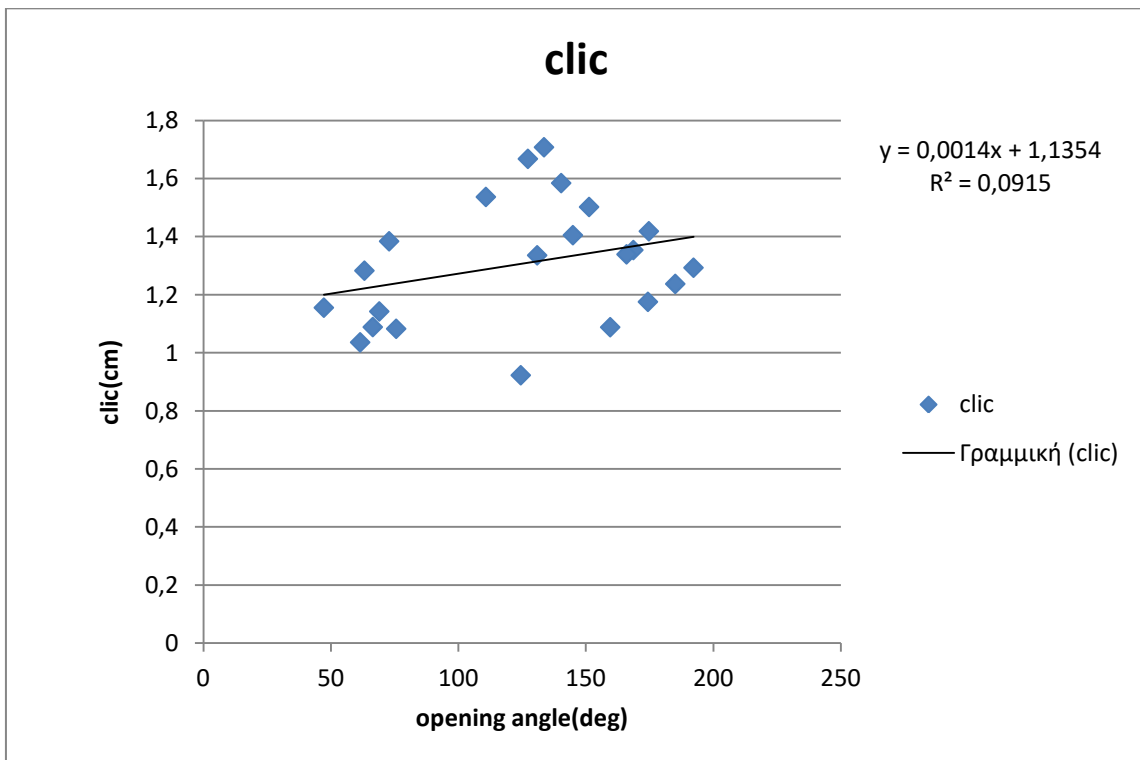
Γράφημα 8.44 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



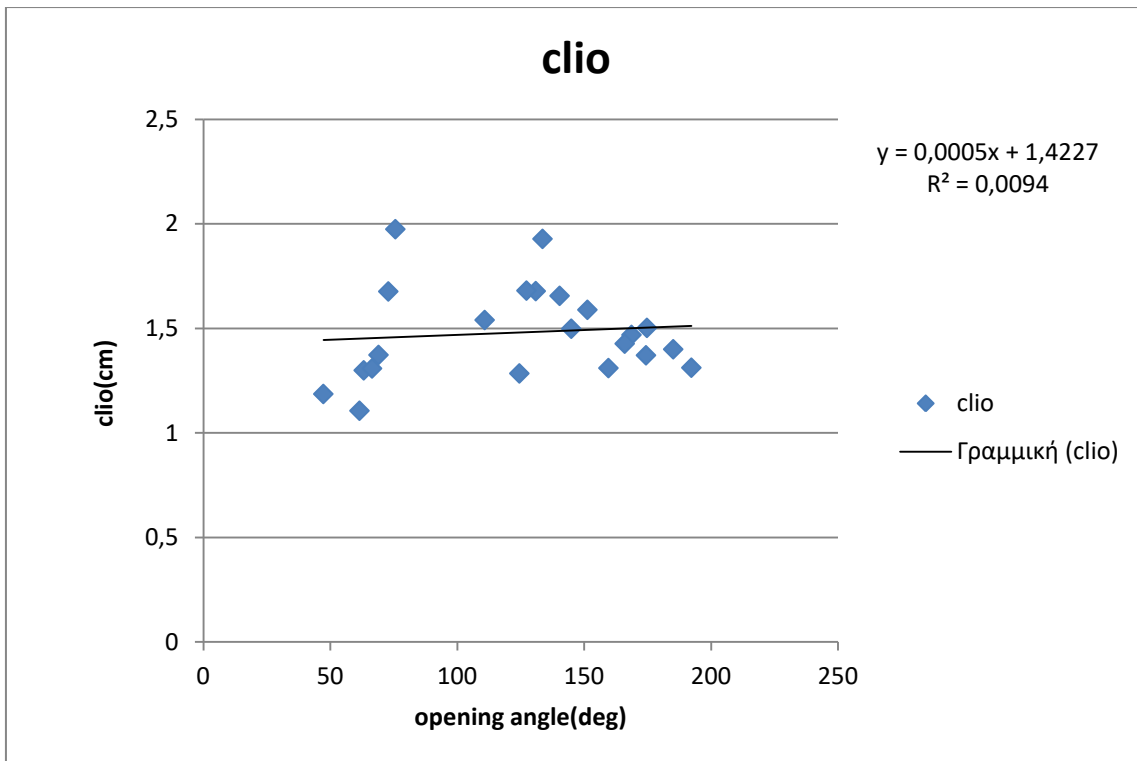
Γράφημα 8.45 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



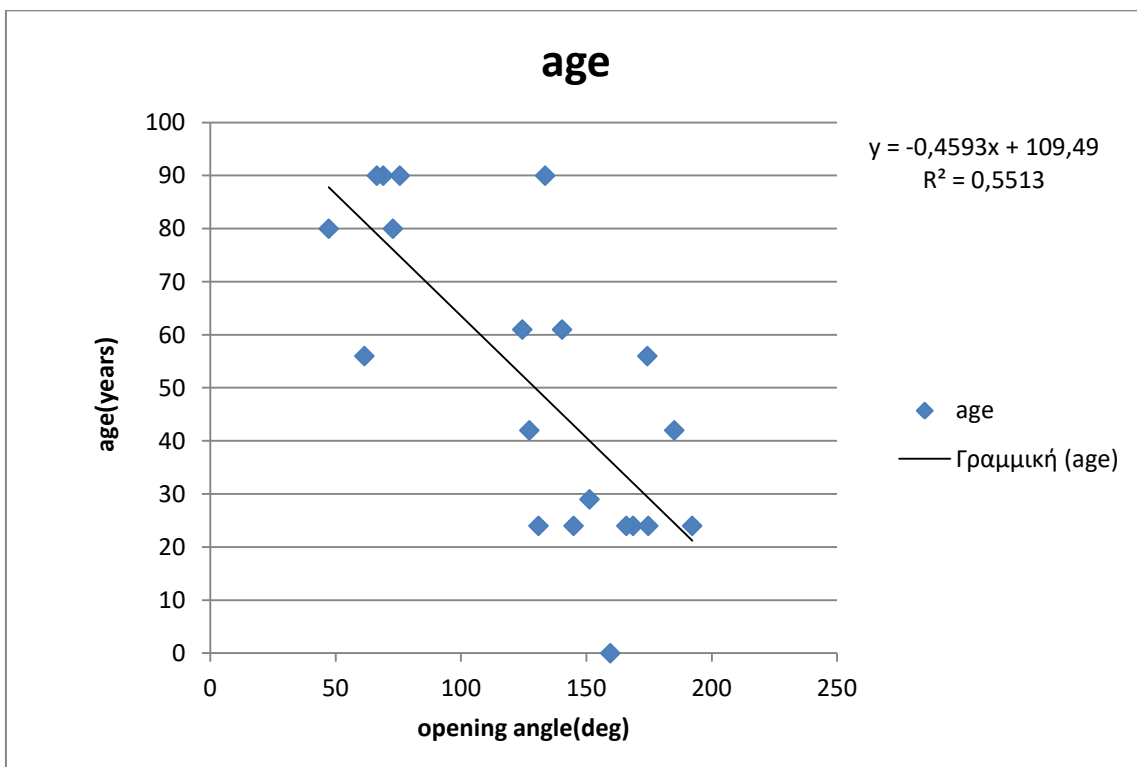
Γράφημα 8.46 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



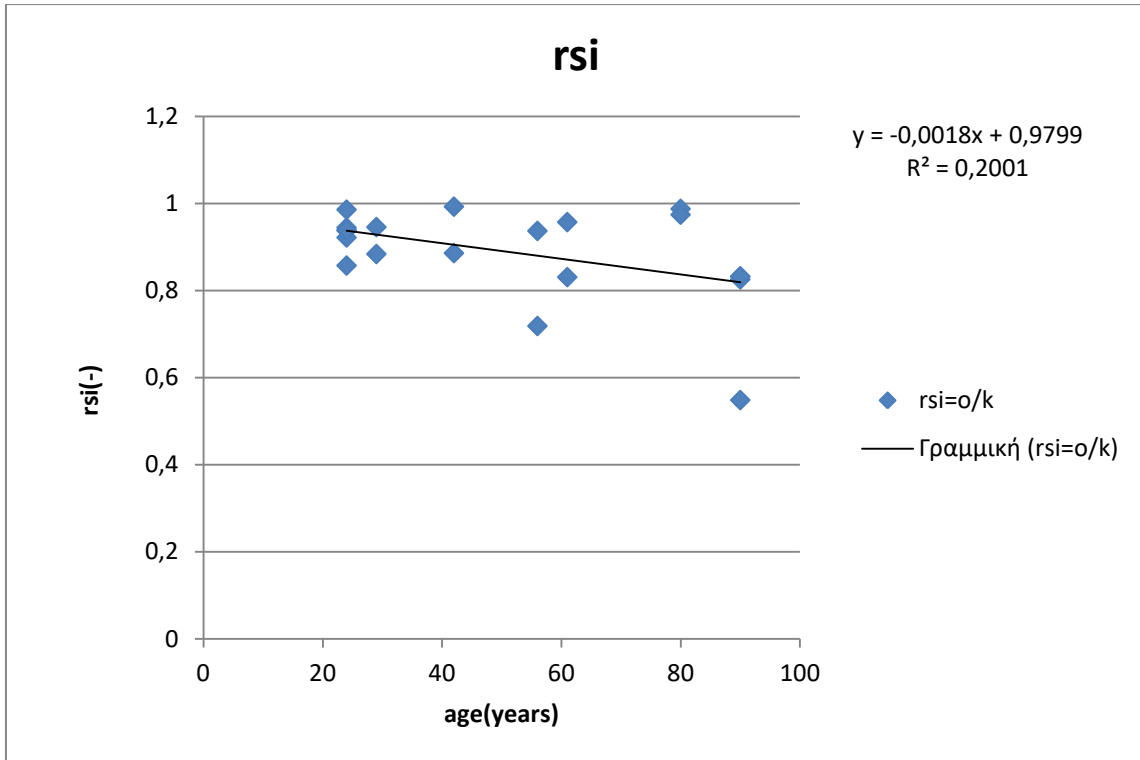
Γράφημα 8.47 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



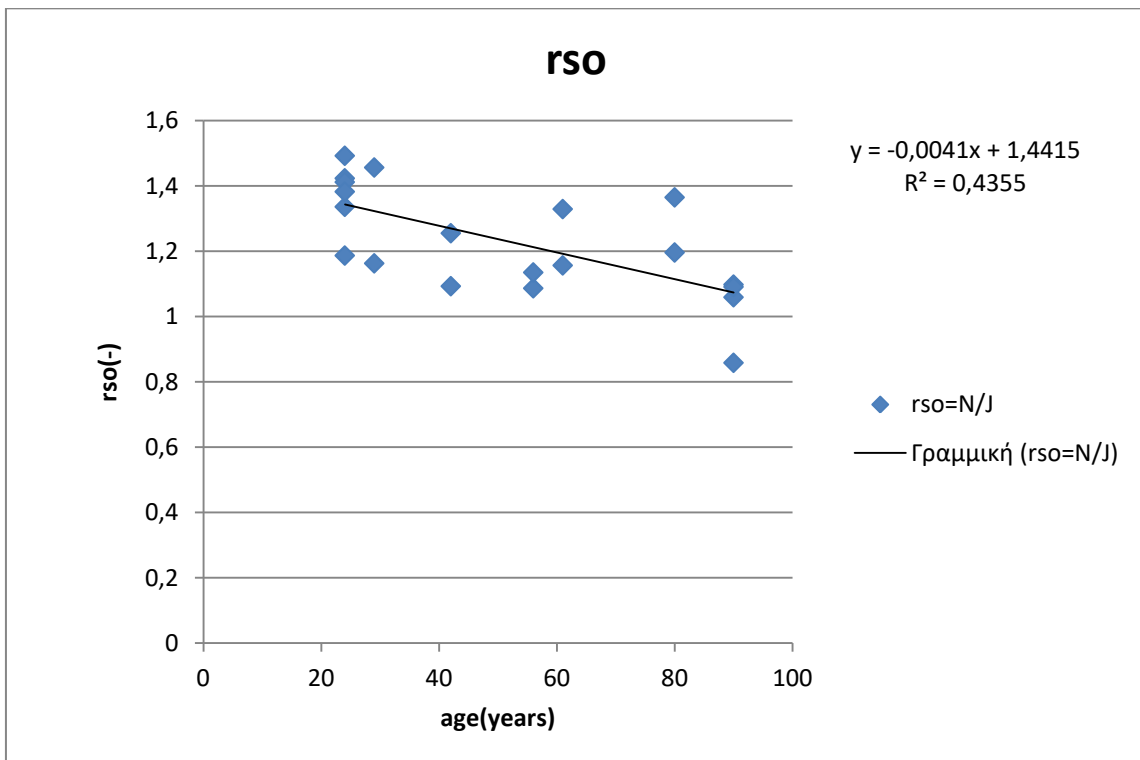
Γράφημα 8.48 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνία ανοίγματος.



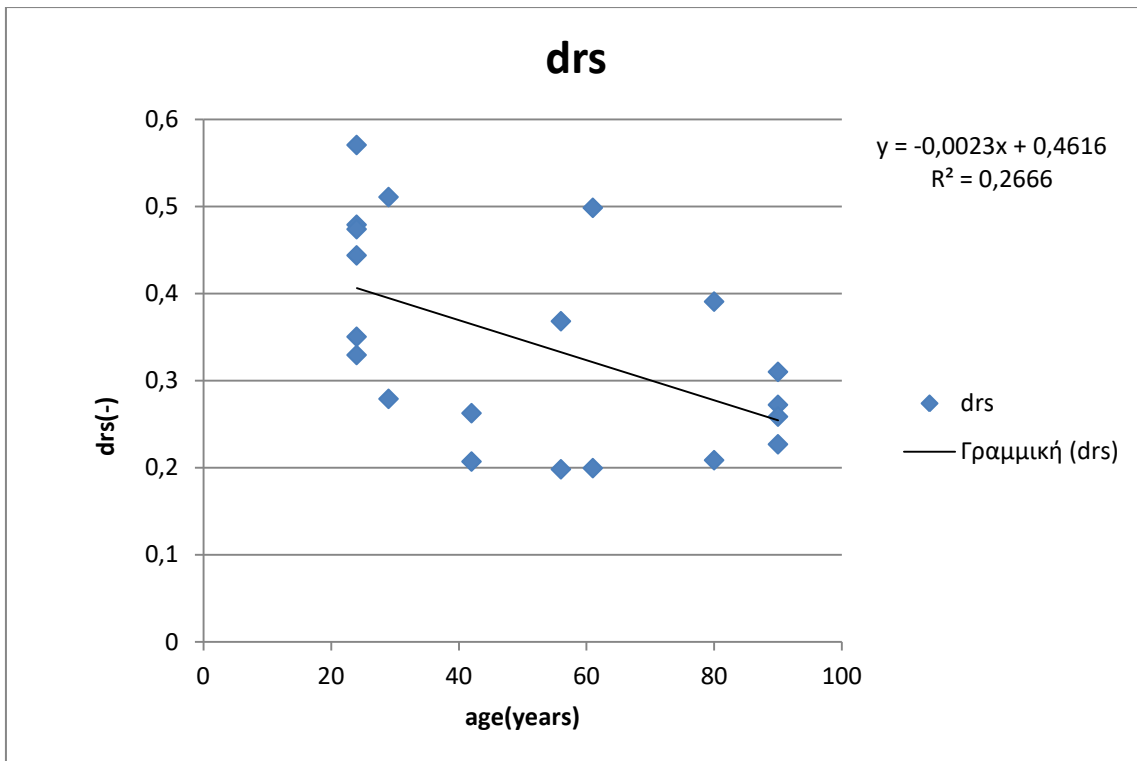
Γράφημα 8.49 : Ηλικία έναντι γωνίας ανοίγματος.



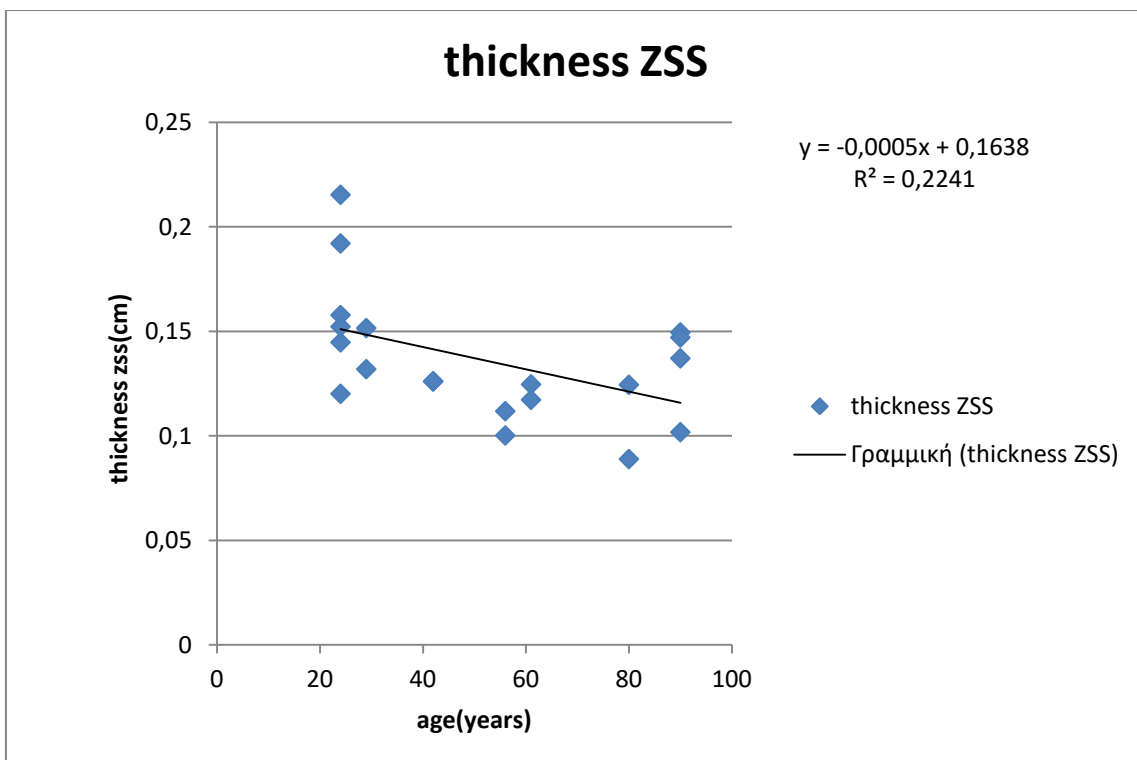
Γράφημα 8.50 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι ηλικίας.



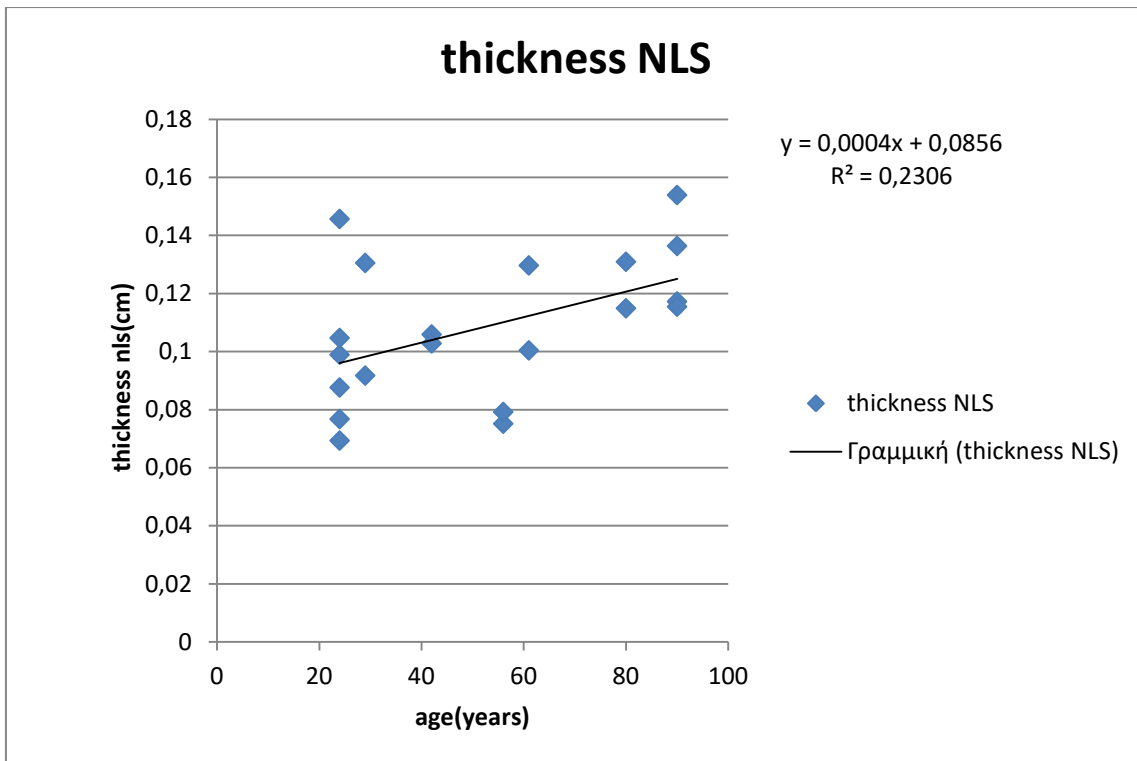
Γράφημα 8.51 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι ηλικίας.



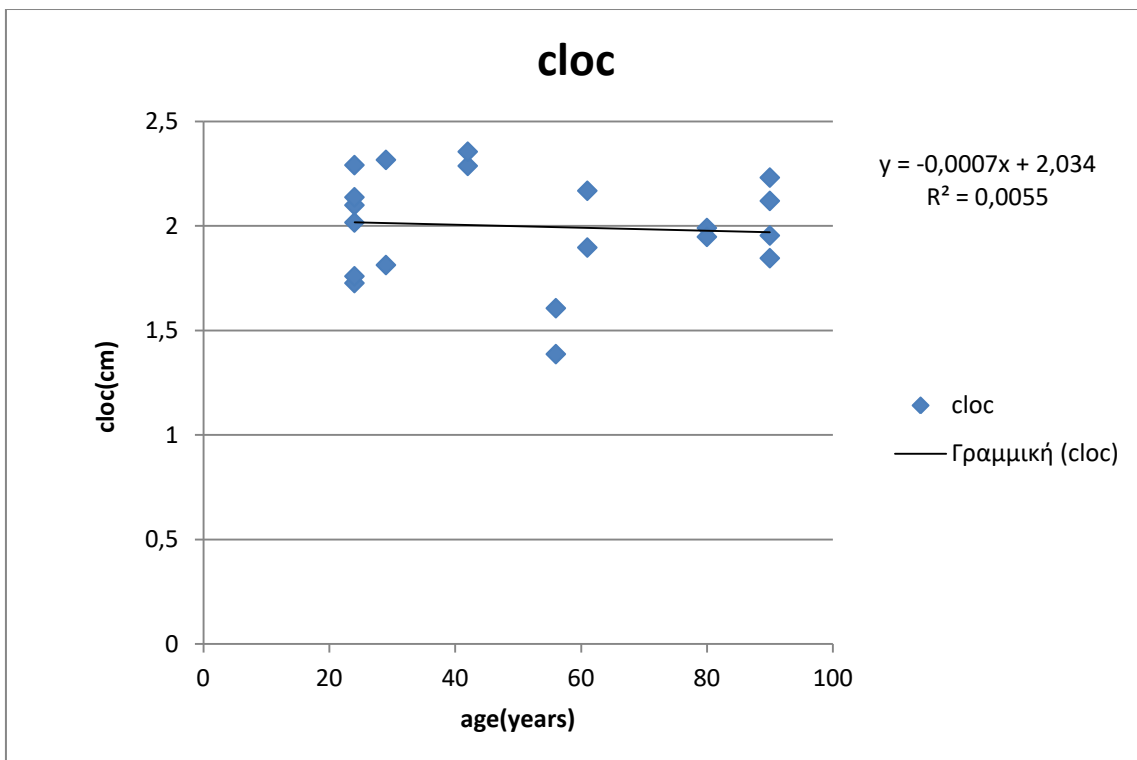
Γράφημα 8.52 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι ηλικίας.



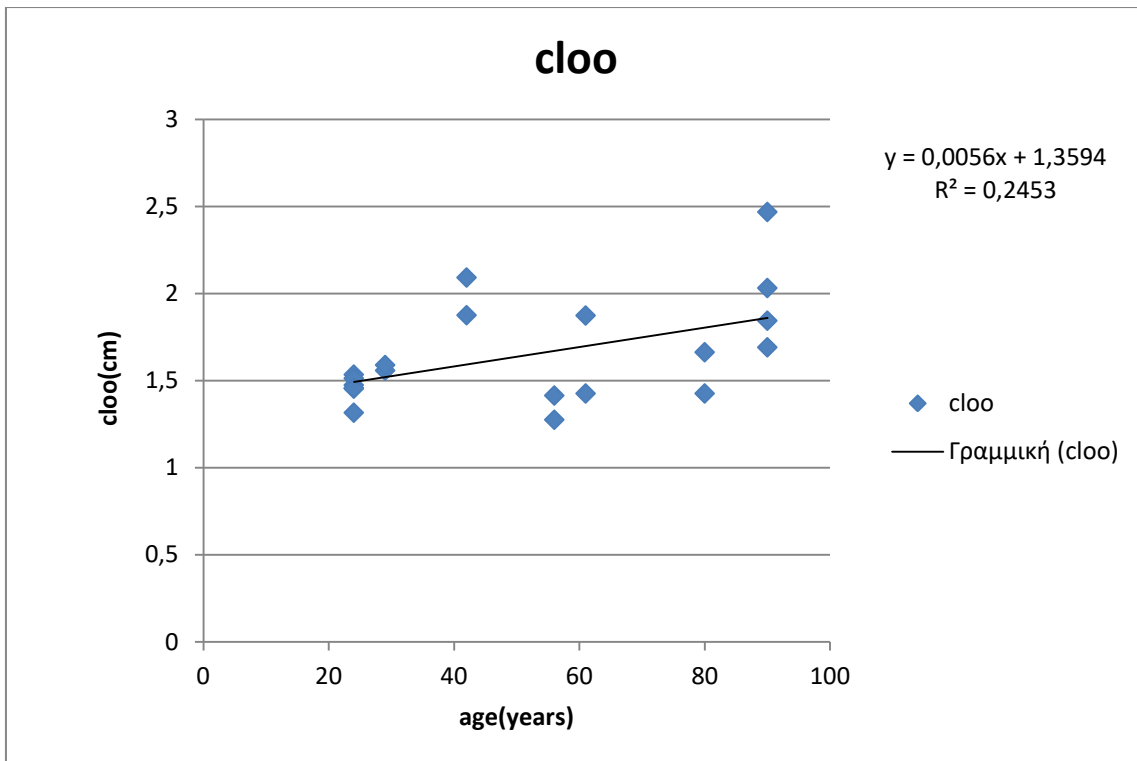
Γράφημα 8.53 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



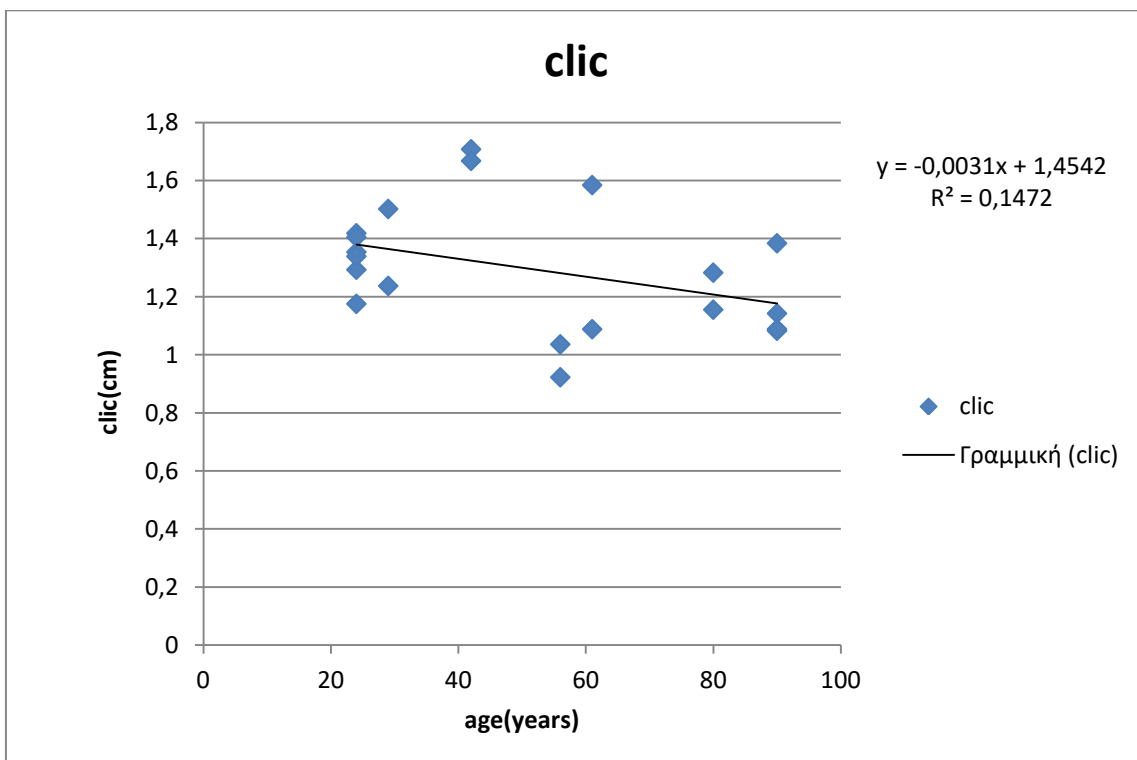
Γράφημα 8.54 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



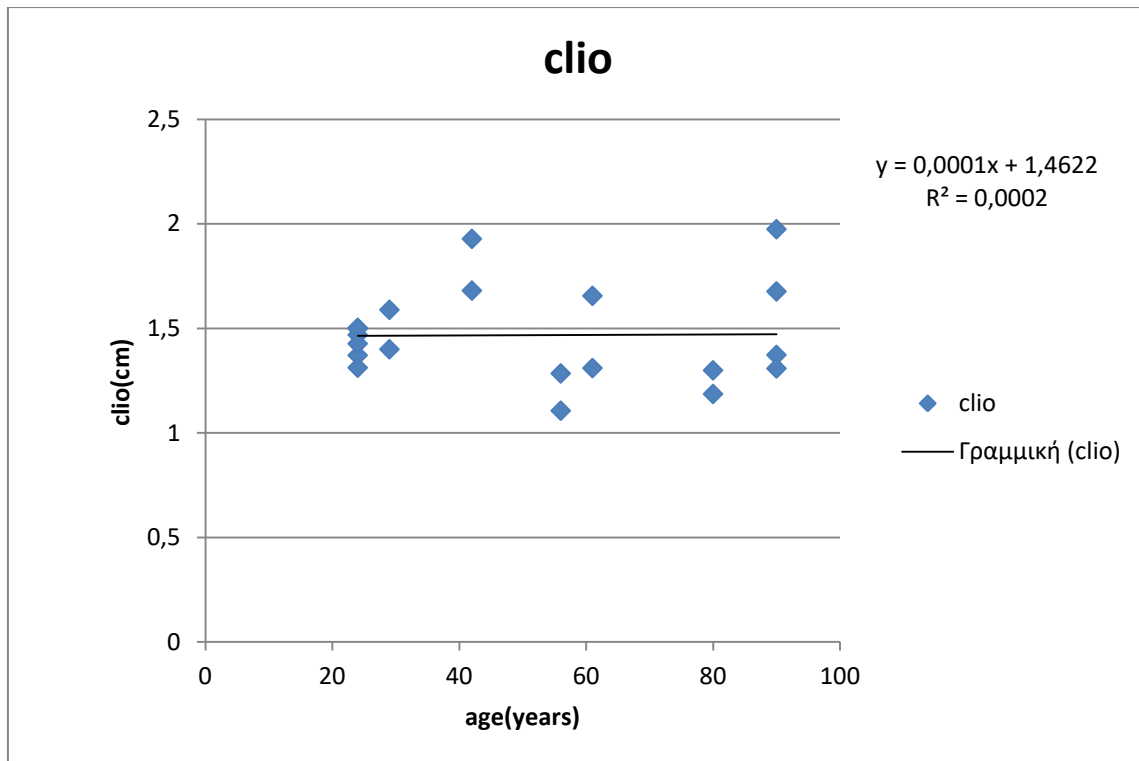
Γράφημα 8.55 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.56 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.57 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.58 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Οι παραμένουσες παραμορφώσεις της εσωτερικής επιφάνειας του δακτυλίου έναντι της γωνίας ανοίγματος δεν εμφανίζει συσχέτιση εν αντιθέσει με τις παραμένουσες παραμορφώσεις της εξωτερικής επιφάνειας έναντι της γωνίας ανοίγματος του δακτυλίου και της διαφοράς των παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι της γωνίας ανοίγματος που εμφανίζουν πολύ καλή συσχέτιση. Το αποτέλεσμα αυτό φαίνεται σε συμφωνία με τα όσα αναφέραμε για τις αριστερές νεφρικές αρτηρίες.

Στη συνέχεια εισάγεται ένα νέο είδος συσχέτισης, του πάχους του δακτυλίου στην αφόρτιστη κατάσταση και στην χωρίς τάσεις κατάσταση με την γωνία ανοίγματος, η οποία μάλιστα είναι αρνητική. Δηλαδή καθώς το δοκίμιο απελευθερώνει μικρότερες τάσεις φαίνεται το πάχος να μειώνεται. Το αποτέλεσμα αυτό δεν ανταποκρίνεται στα όσα μέχρι σήμερα είναι γνωστά και πιθανόν να οφείλεται σε παρασιτικά φαινόμενα όπως η αθηρωμάτωση των αρτηριών.

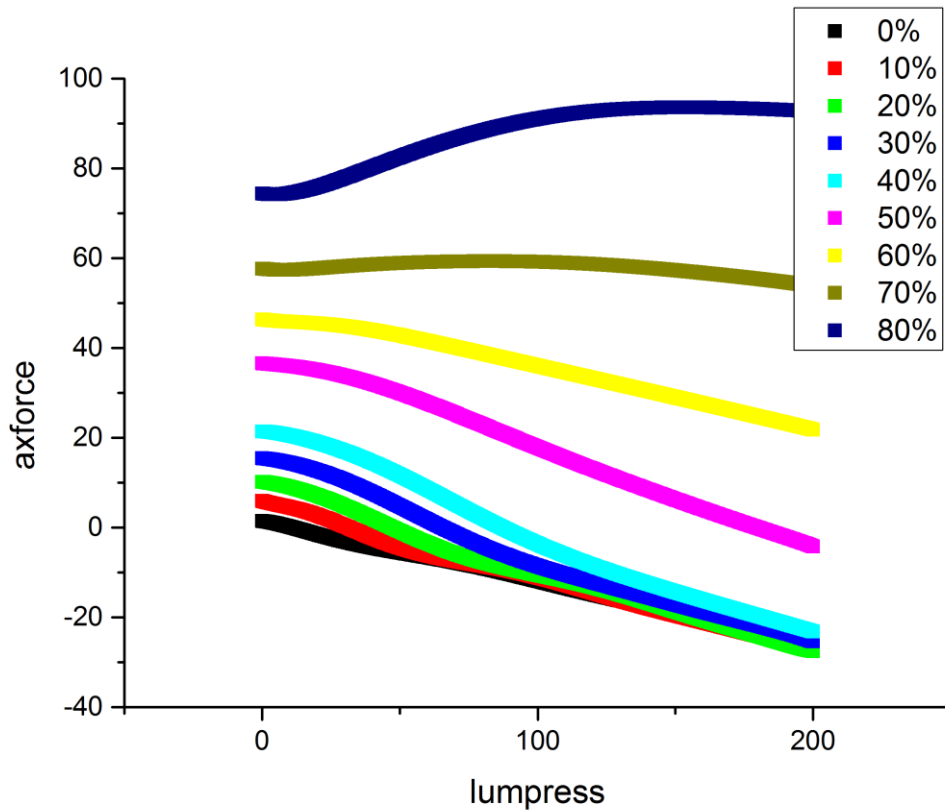
Το περιφερειακό μήκος της εξωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή κατάσταση έχει ικανοποιητική συσχέτιση με την γωνία ανοίγματος ενώ το περιφερειακό μήκος της εσωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή κατάσταση δεν εμφανίζει συσχέτιση με την γωνία ανοίγματος. Τα ίδια συμπεράσματα προηγήθηκαν και στις αριστερές νεφρικές αρτηρίες γεγονός που εξηγεί ότι μάλλον την γωνία ανοίγματος καθορίζει η εξωτερική επιφάνεια.

Η πολύ καλή αρνητική συσχέτιση της ηλικίας με τη γωνία ανοίγματος έρχεται σε συμφωνία με τα όσα περιγράφησαν για τις αριστερές νεφρικές αρτηρίες. Οι παραμένουσες παραμορφώσεις της εσωτερικής και της εξωτερικής επιφάνειας καθώς και της διαφοράς τους, ακολουθούν το μοτίβο των παραμενουσών παραμορφώσεων της εσωτερικής και της εξωτερικής επιφάνειας έναντι της γωνίας ανοίγματος, δηλαδή οι παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια και η διαφορά των παραμενουσών παραμορφώσεων συσχετίζεται πολύ καλά με την ηλικία ενώ οι παραμένουσες παραμορφώσεις της έσω επιφάνειας δεν συσχετίζονται με την ηλικία. Παρόμοια το πάχος στην χωρίς φορτίο και στην χωρίς τάσεις κατάσταση έχει ικανοποιητική συσχέτιση με την ηλικία του δείγματος όπως συνέβαινε και με τη γωνία ανοίγματος.

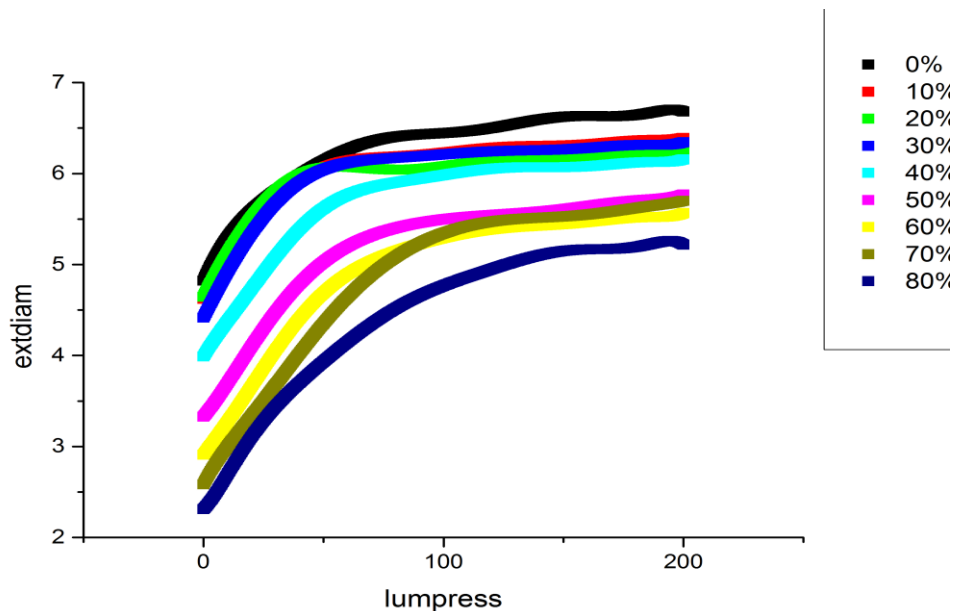
Τέλος, το περιφερειακό μήκος της εξωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή κατάσταση (χωρίς τάσεις κατάσταση) έχει ικανοποιητική συσχέτιση με την ηλικία ενώ το περιφερειακό μήκος της εσωτερικής επιφάνειας δεν έχει συσχέτιση με την ηλικία. Στις αριστερές νεφρικές είχαμε εντοπίσει και πολύ καλή συσχέτιση του περιφερειακού μήκους της εξωτερικής επιφάνειας του δακτυλίου στην κλειστή κατάσταση (χωρίς φορτίο) με την ηλικία, όμως εδώ δεν υπάρχει τέτοιου είδους συσχέτιση.

8.4.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΔΕΞΙΩΝ ΝΕΦΡΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

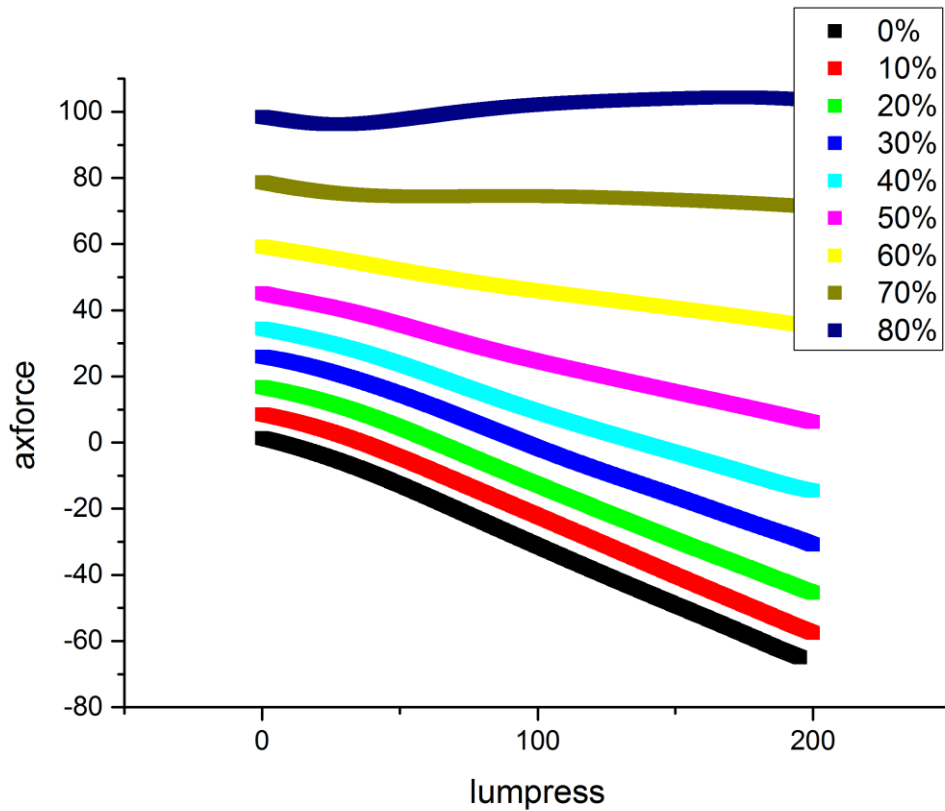
Παρακάτω παρατίθενται δειγματοληπτικά μερικά γραφήματα δεξιών νεφρικών αρτηριών με προσαρμοσμένα δεδομένα ώστε να εμφανίζουν μια κανονικότητα και να είναι συγκρίσιμα μεταξύ ίδιων αρτηριών διαφορετικών δοτών αλλά και μεταξύ διαφορετικού τύπου αρτηριών.



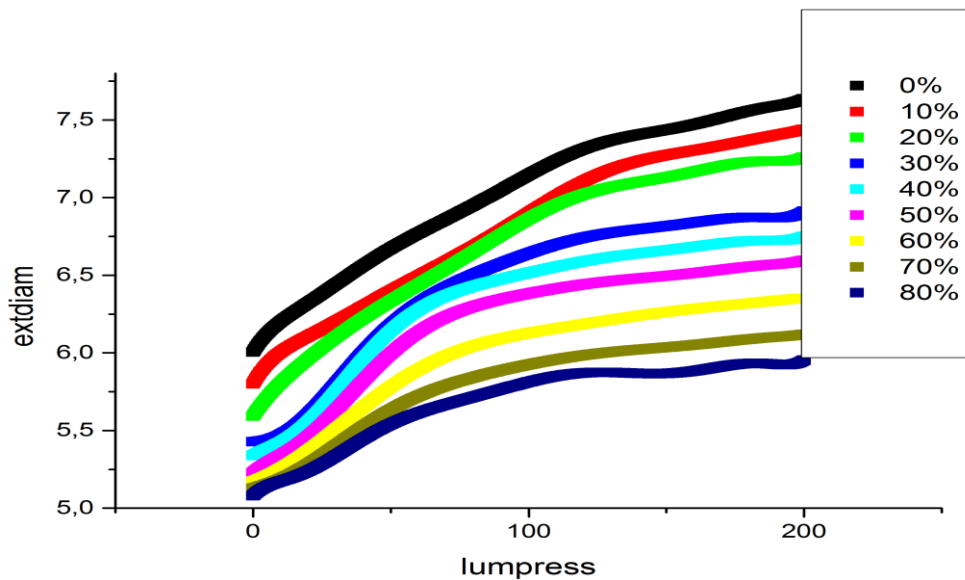
Γράφημα 8.59 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών



Γράφημα 8.60 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (πείραμα 4).



Γράφημα 8.61 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών.



Γράφημα 8.62 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (πείραμα 5).

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Στα προσαρμοσμένα δεδομένα παρατηρούμε πως παρά το γεγονός ότι οι ηλικίες των διαφορετικών δοτών ταυτίζονται έχουμε διαφοροποιήσεις ως προς το μέγεθος των δειγμάτων. Η διάμετρος του δείγματος 4 ξεκινά από τα 4,5 mm και φτάνει τα 6,5 mm και στο 180% της επιμήκυνσής του ξεκινά από τα 2,3 mm και φτάνει τα 4,5 mm. Ενώ το δείγμα 5 έχει αρχική διάμετρο 6 mm που φτάνει τα 7,5 mm και στο 180% της επιμήκυνσής του ξεκινά από τα 5 mm και φτάνει τα 5,5 mm. Συμπεραίνουμε λοιπόν, ότι ακόμη και ταυτόσημες αρτηρίες ατόμων ίδιου φύλλου και ίδιας ηλικίας μπορεί να εμφανίζουν αποκλίσεις της τάξης 100% ή και παραπάνω που φαίνεται λογικό αν συσχετίσει κανείς το μέγεθος ενός ατόμου (ύψος, μάζα) με το μέγεθος των αρτηριών του. Το μοτίβο που ακολουθείται στα διαγράμματα είναι παρόμοιο και φαίνεται πως σε νεαρή ηλικία ο ιστός είναι ιδιαίτερα ελαστικός καθώς σχεδόν διπλασιάζεται σε μήκος δίχως να αστοχεί και στα δύο δείγματα και το πείραμα λήγει λόγω τερματισμού της διακριτικής ικανότητας των πειραματικών οργάνων.

Στα γραφήματα δύναμης έναντι πίεσης παρατηρούμε ότι το πλατό δύναμης εμφανίζεται στο 170% της επιμήκυνσης και των δύο δοκιμίων και ο ρυθμός αύξησης της δύναμης είναι περίπου ο ίδιος με μόνη διαφορά το μέγεθος της αρνητικής δύναμης στην οποία φτάνει μετά την εφαρμογή της πίεσης των 200 mm Hg (-60 έναντι -40).

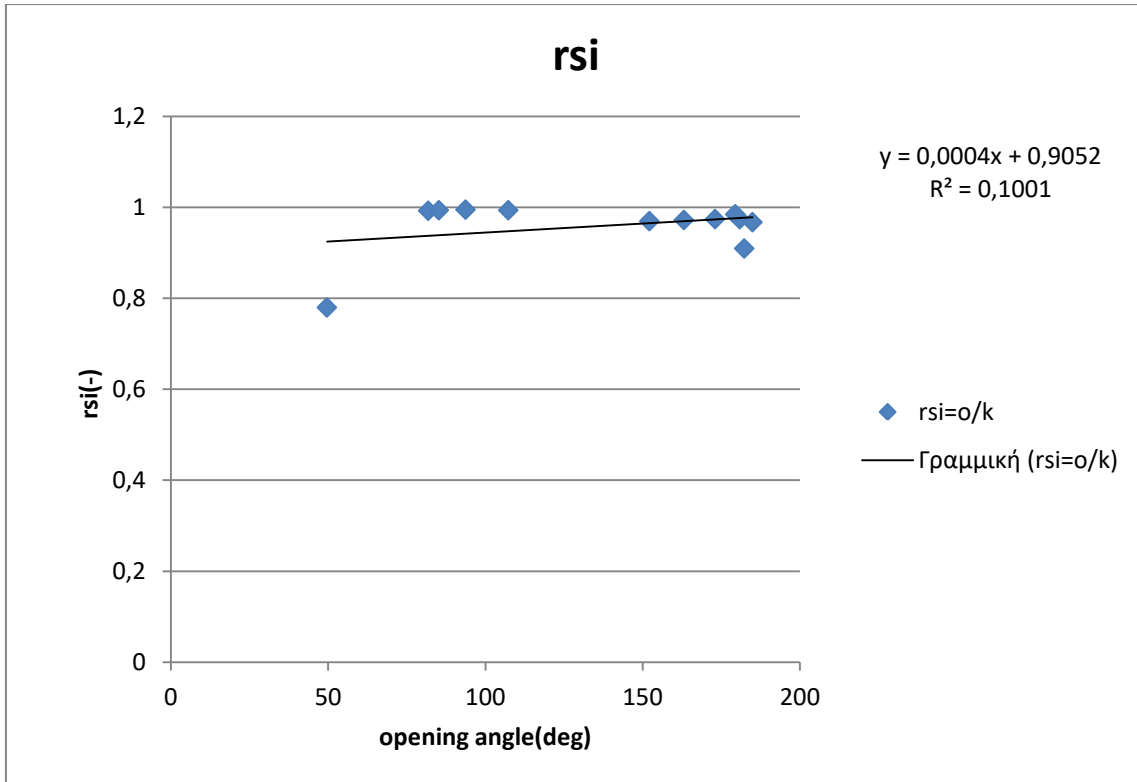
8.5 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Τα δείγματα των αριστερών έξω μηριαίων αρτηριών ελήφθησαν από 6 άτομα (4 άνδρες και 2 γυναίκες) με μέσο όρο ηλικίας $50,2 \pm 12,3$.

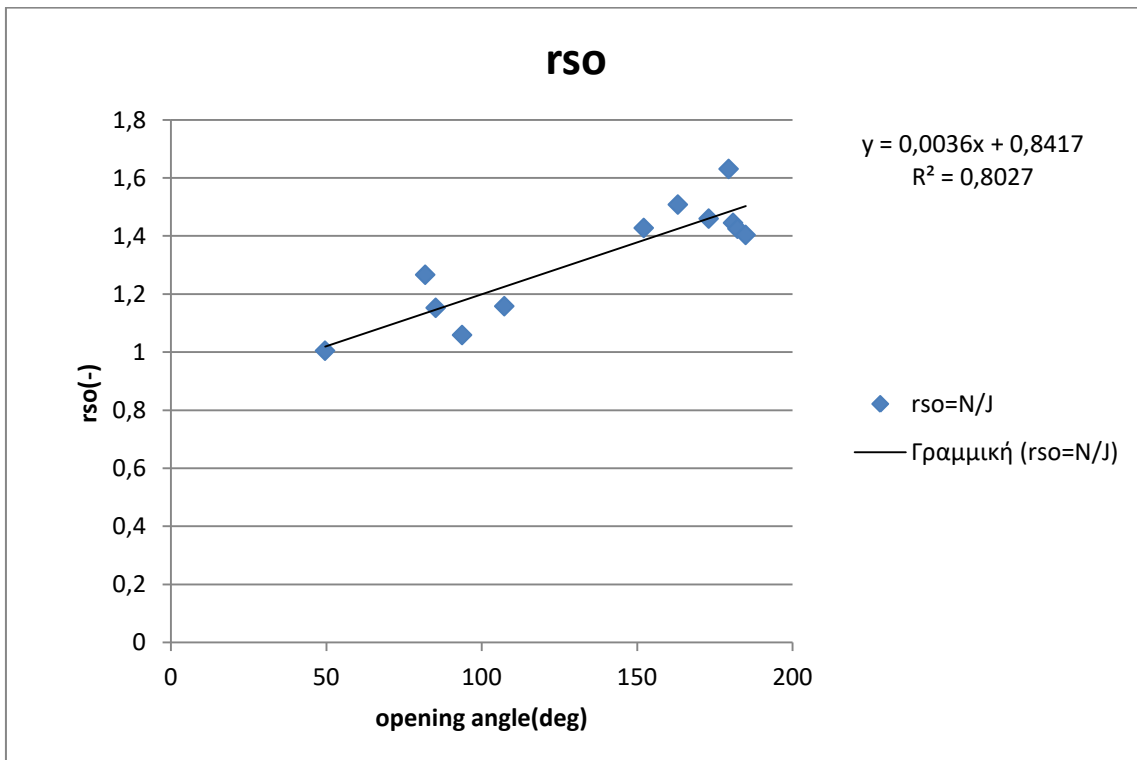
Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από όπου ελήφθησαν τα δεδομένα για τα γραφήματα που ακολουθούν :

3,288766	2,901911	0,142344	49,61121	3,305082	2,262886	0,152856	0,779791	1,004961	0,22517	56	female
2,912472	2,923906	0,235511	81,83343	3,688766	2,901911	0,142344	0,992478	1,266541	0,274063	56	female
2,188811	1,897314	0,148992	107,2858	2,535129	1,885173	0,099541	0,993601	1,158222	0,164621	24	male
1,811237	1,843454	0,156878	180,8913	2,617619	1,795411	0,117831	0,973939	1,445211	0,471272	24	male
2,063692	1,976045	0,180007	182,3141	2,940864	1,797166	0,178308	0,909476	1,42505	0,515573	24	male
2,110842	1,992515	0,213847	184,9363	2,962942	1,9274	0,166979	0,96732	1,403677	0,436357	24	male
2,837586	2,461526	0,161935	85,21449	3,27072	2,445736	0,112152	0,993585	1,152642	0,159056	90	female
2,812767	2,670179	0,164571	93,69883	2,978598	2,656574	0,116245	0,994905	1,058957	0,064052	90	female
2,290996	2,522492	0,185633	152,1533	3,27072	2,445736	0,112152	0,969572	1,427641	0,458069	65	male
2,282274	2,732663	0,213965	163,1237	3,442189	2,656574	0,116245	0,972156	1,508227	0,536072	65	male
1,93704	2,102408	0,16232	173,0477	2,82781	2,047982	0,117519	0,974113	1,459861	0,485749	42	male
1,89623	1,883027	0,15346	179,4645	3,092673	1,85434	0,100049	0,984765	1,630959	0,646194	42	male

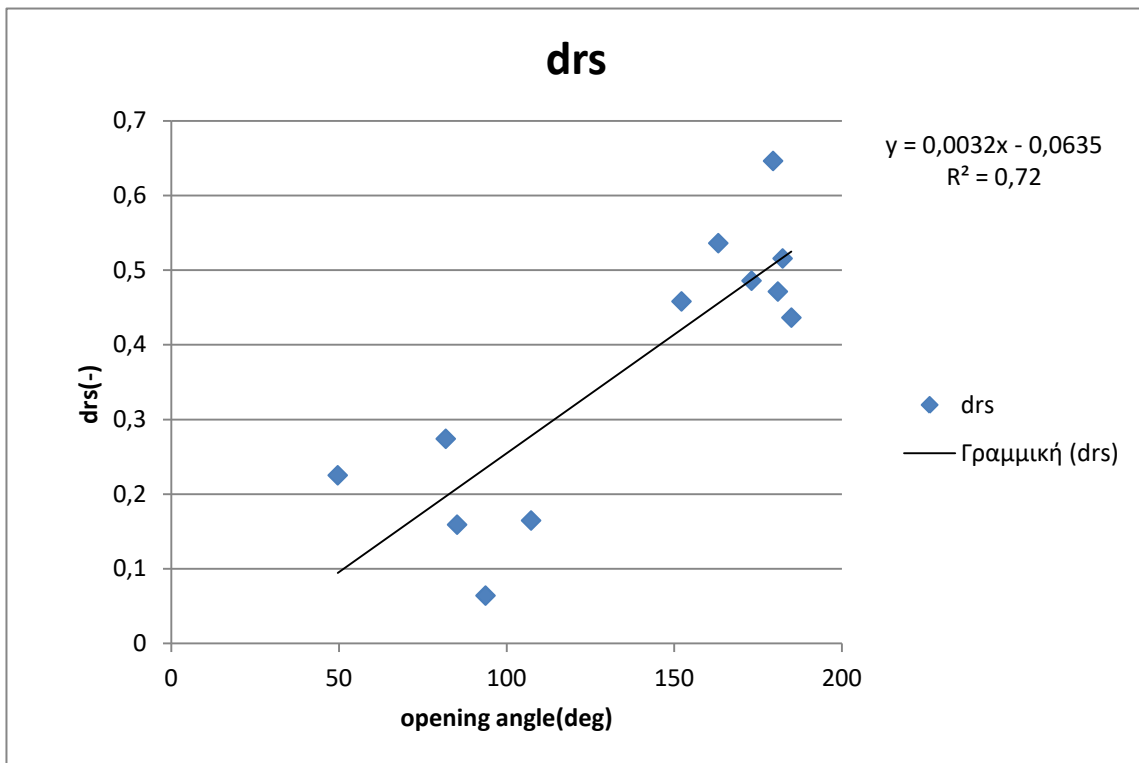
Πίνακας 8.4 : Πρωτογενή δεδομένα αριστερών έξω μηριαίων αρτηριών



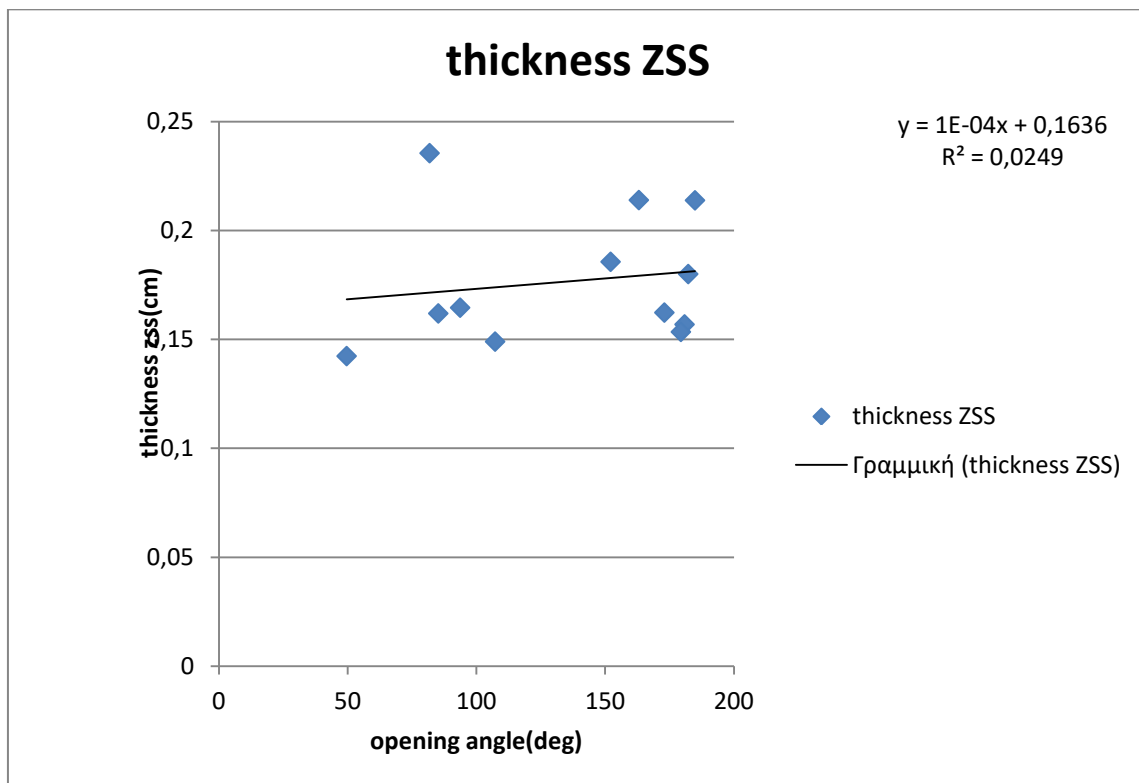
Γράφημα 8.63 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



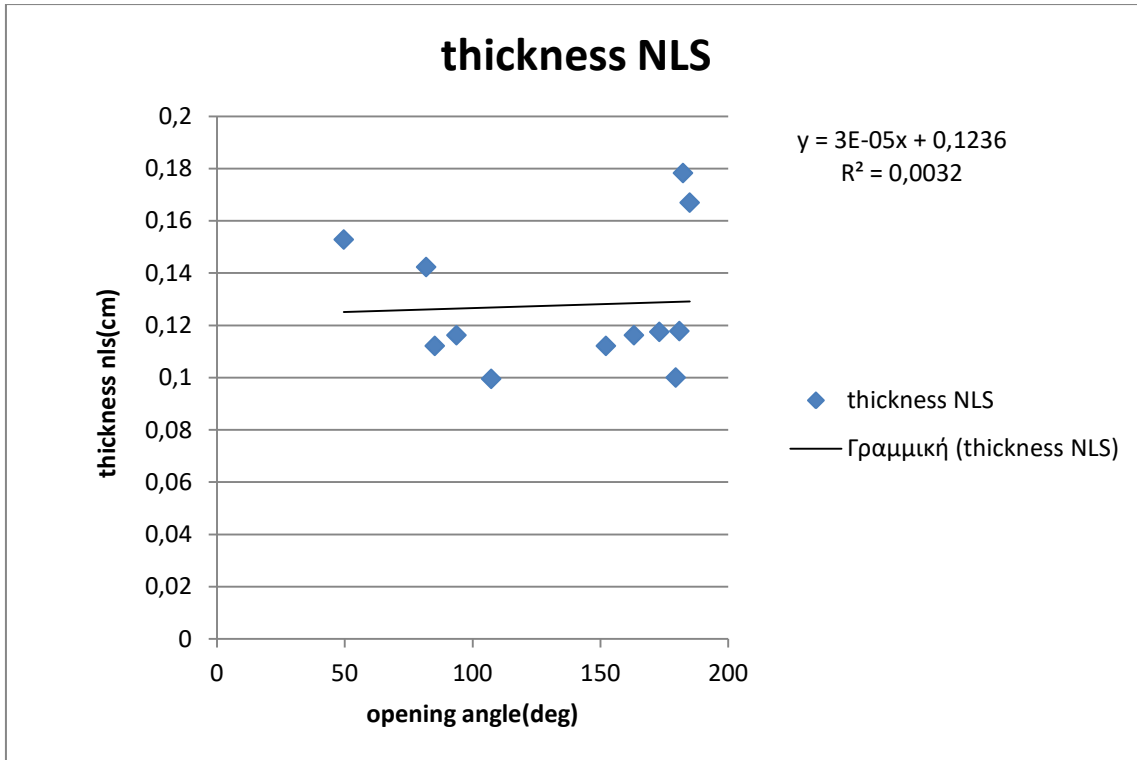
Γράφημα 8.64 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



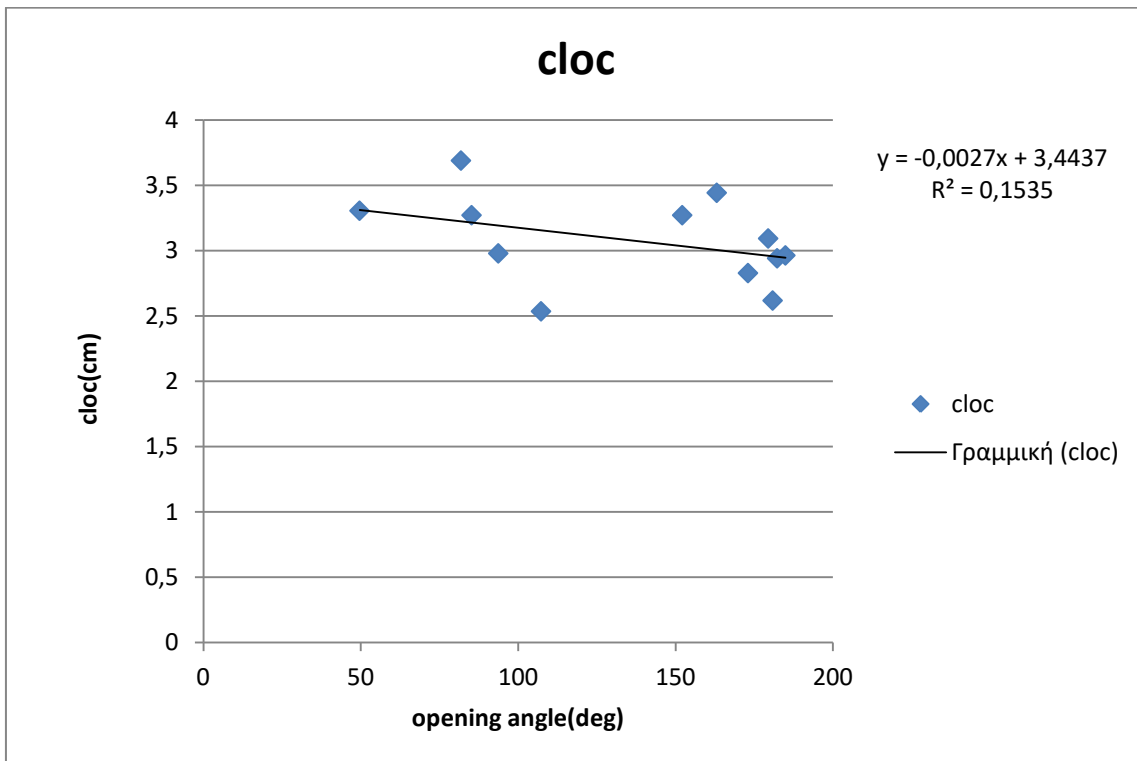
Γράφημα 8.65 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι γωνίας ανοίγματος.



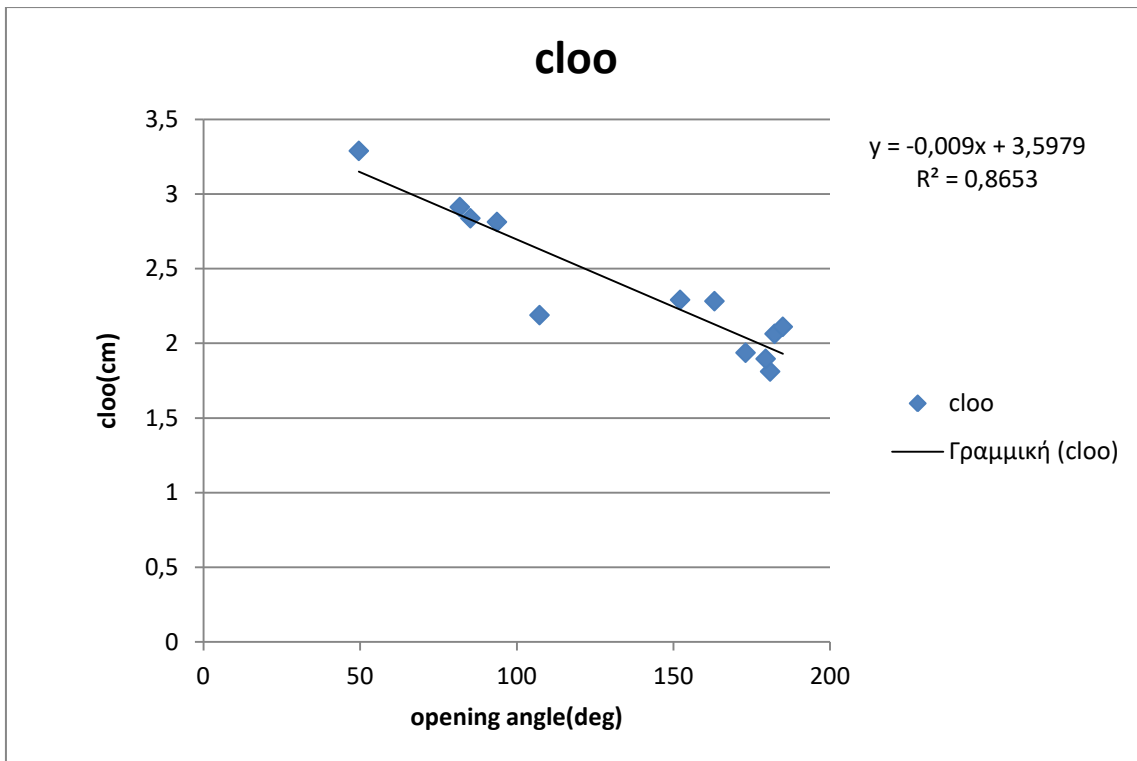
Γράφημα 8.66 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



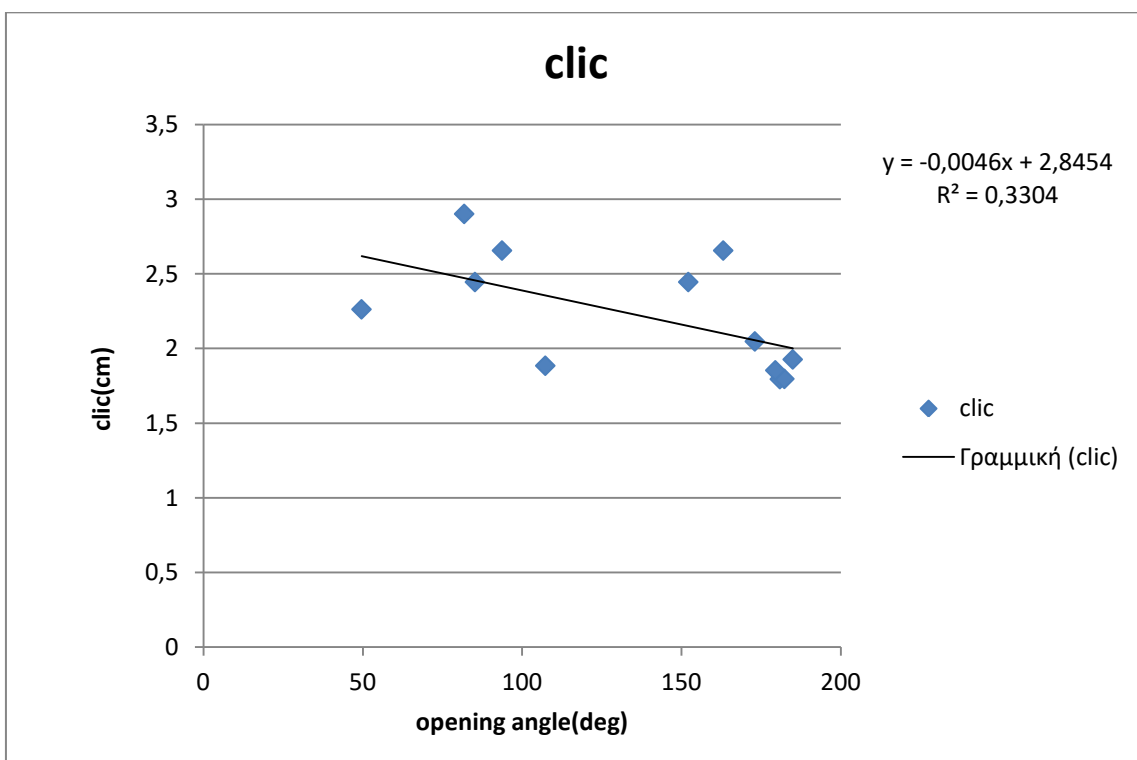
Γράφημα 8.67 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



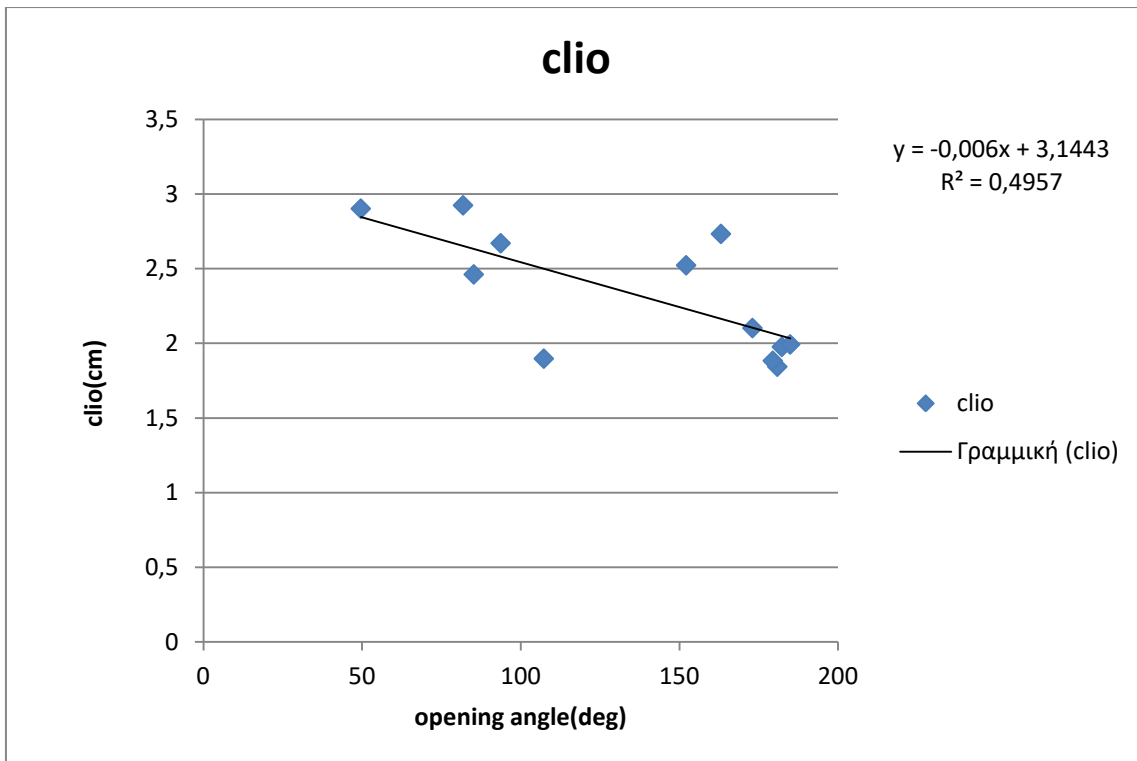
Γράφημα 8.68 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



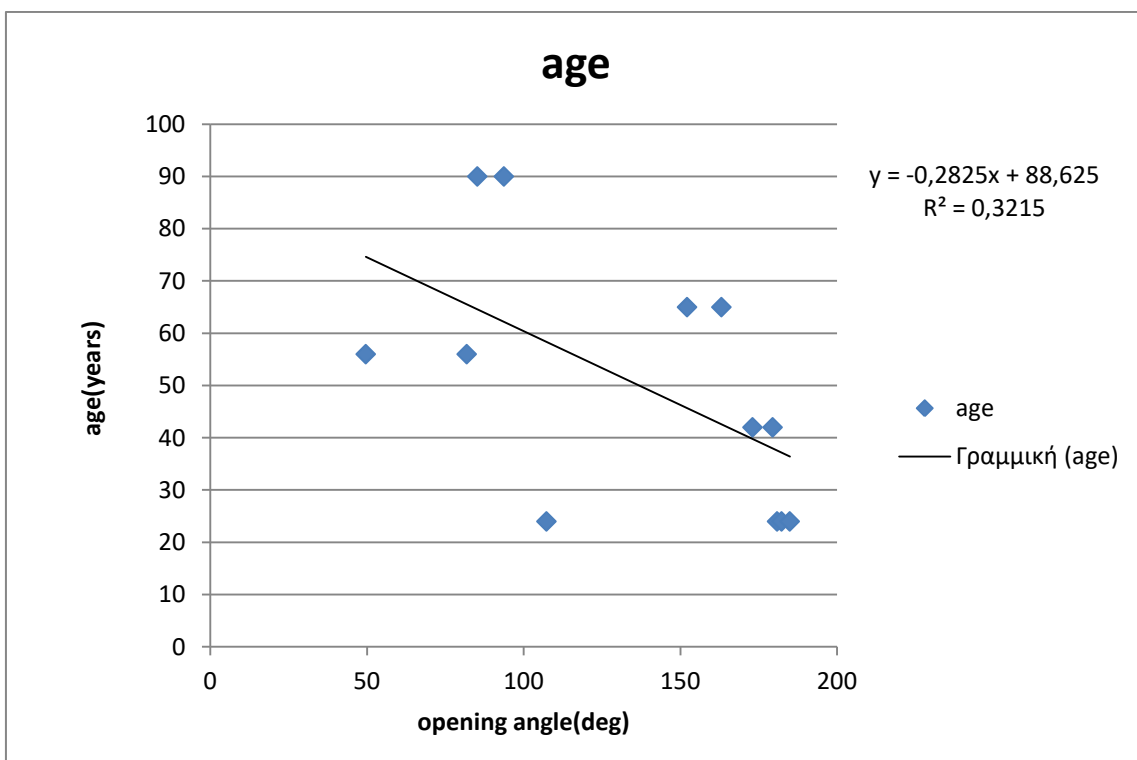
Γράφημα 8.69 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος



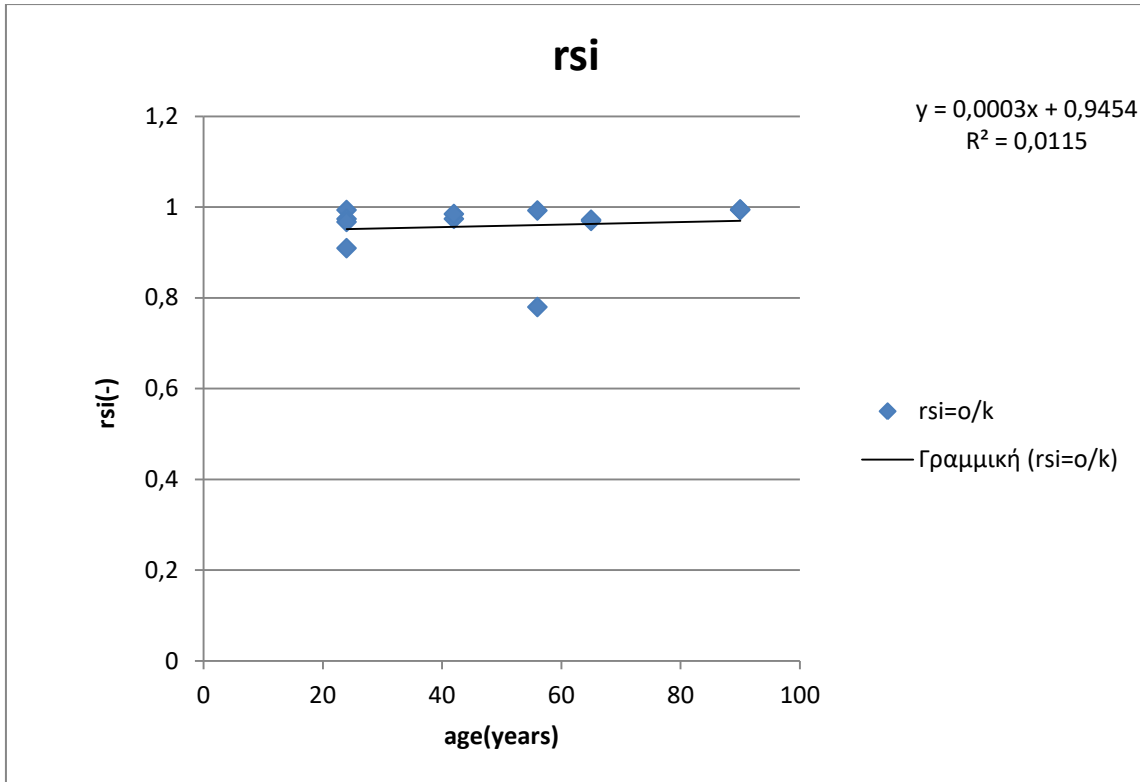
Γράφημα 8.70 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



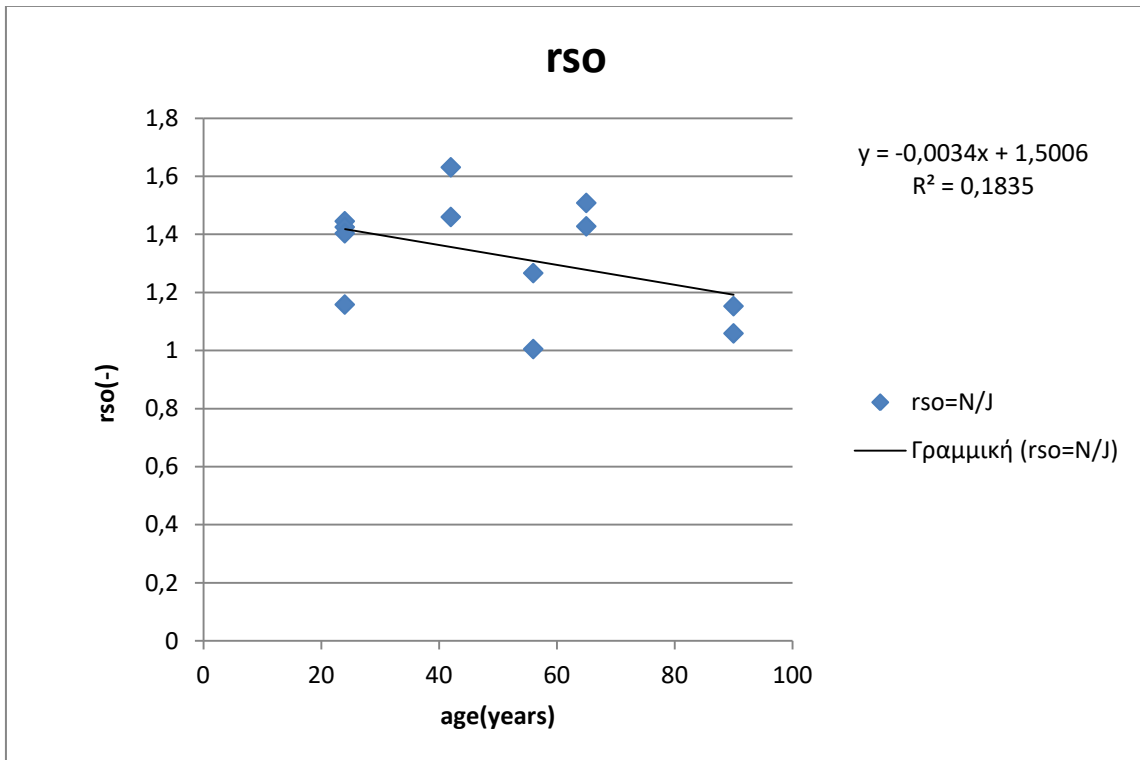
Γράφημα 8.71 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



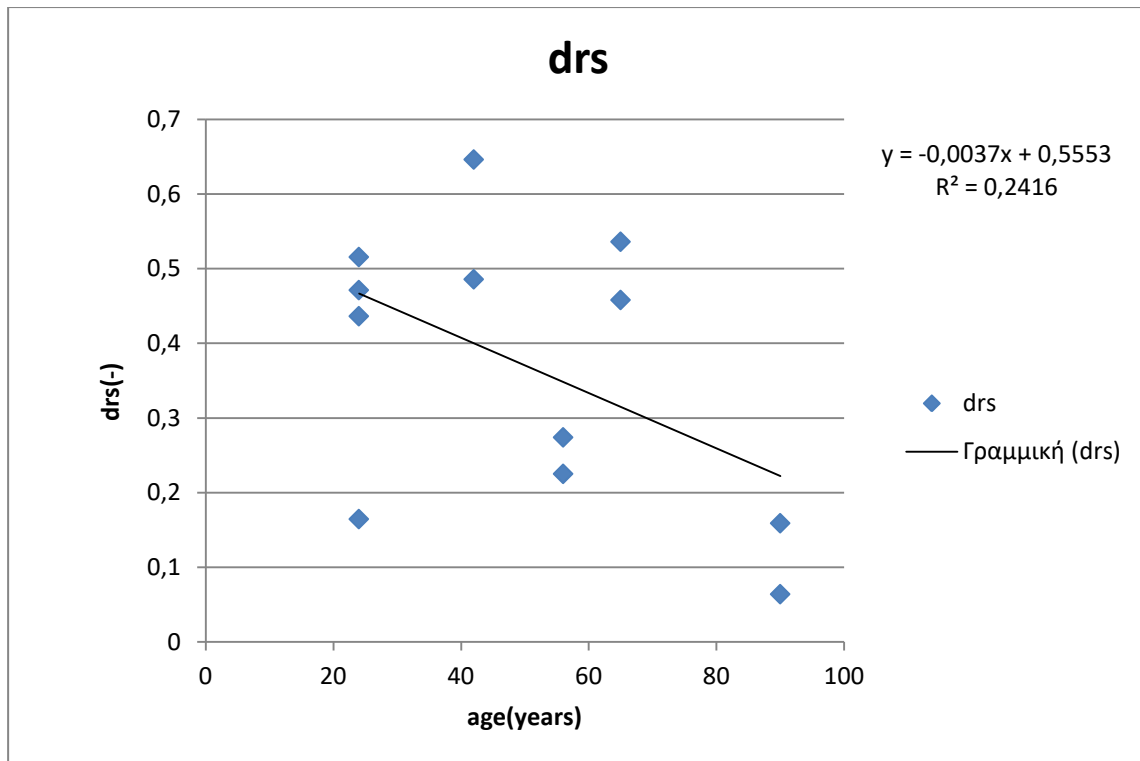
Γράφημα 8.72 : Ηλικία έναντι γωνίας ανοίγματος.



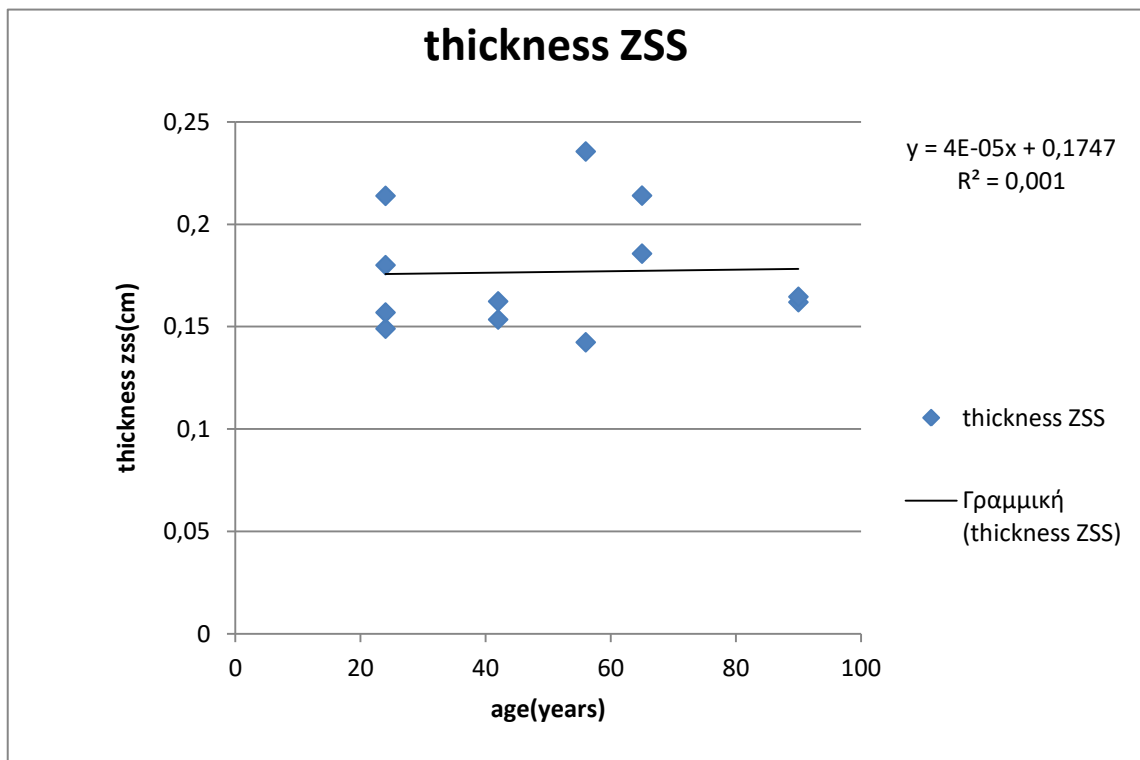
Γράφημα 8.73 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια έναντι ηλικίας.



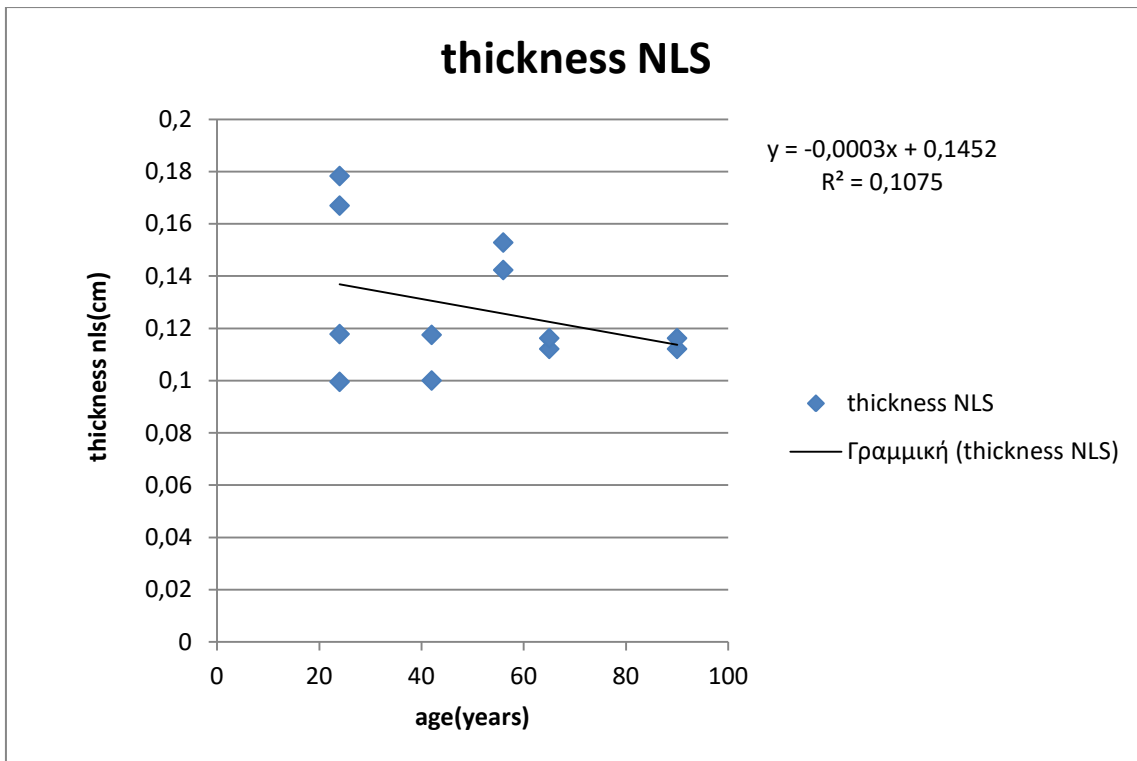
Γράφημα 8.74 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια έναντι ηλικίας.



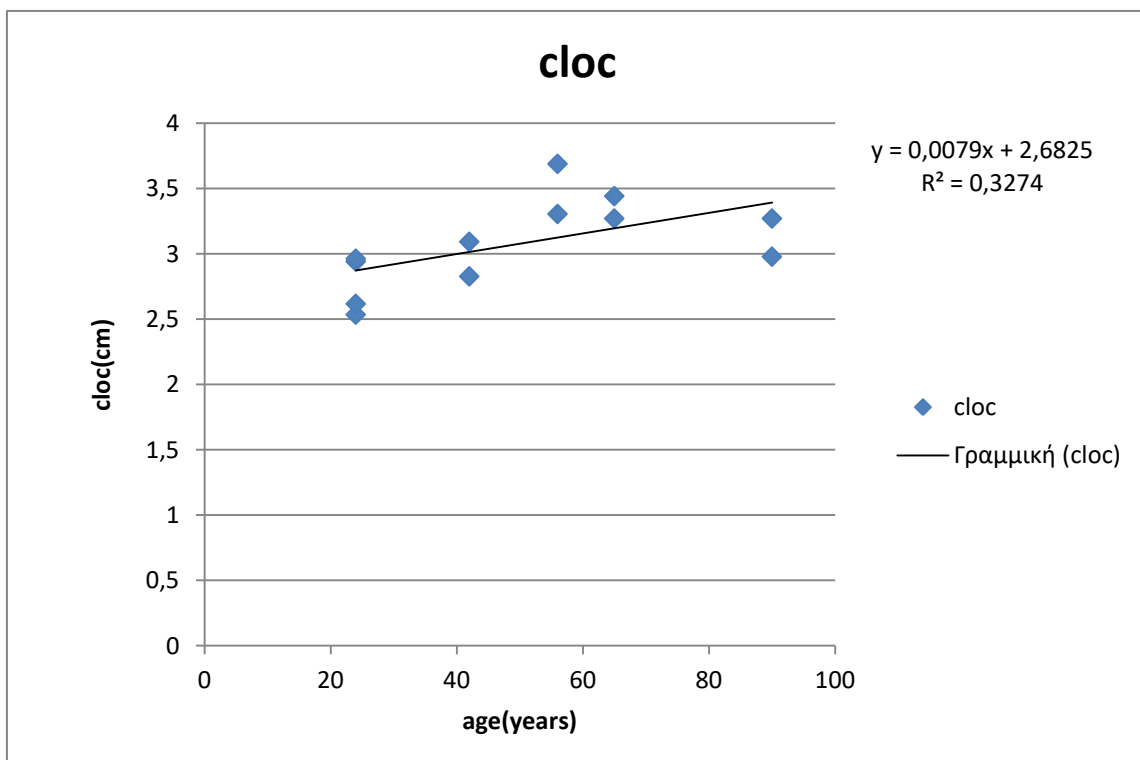
Γράφημα 8.75 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι ηλικίας.



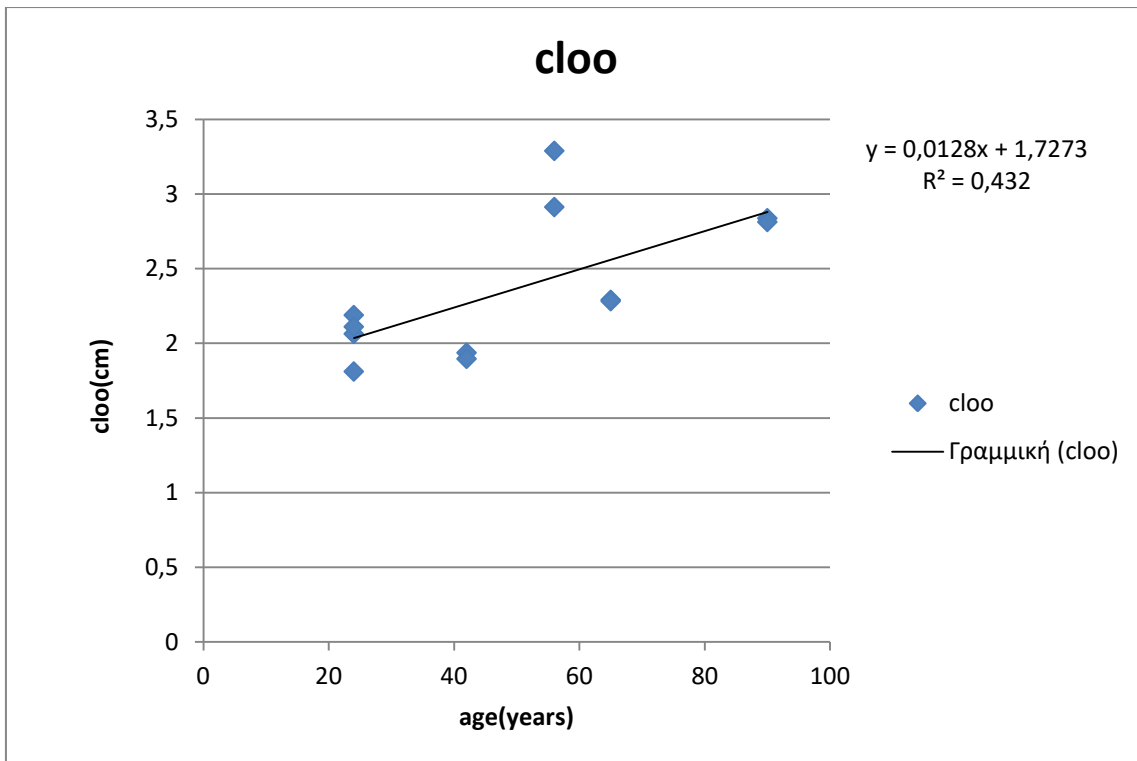
Γράφημα 8.76 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



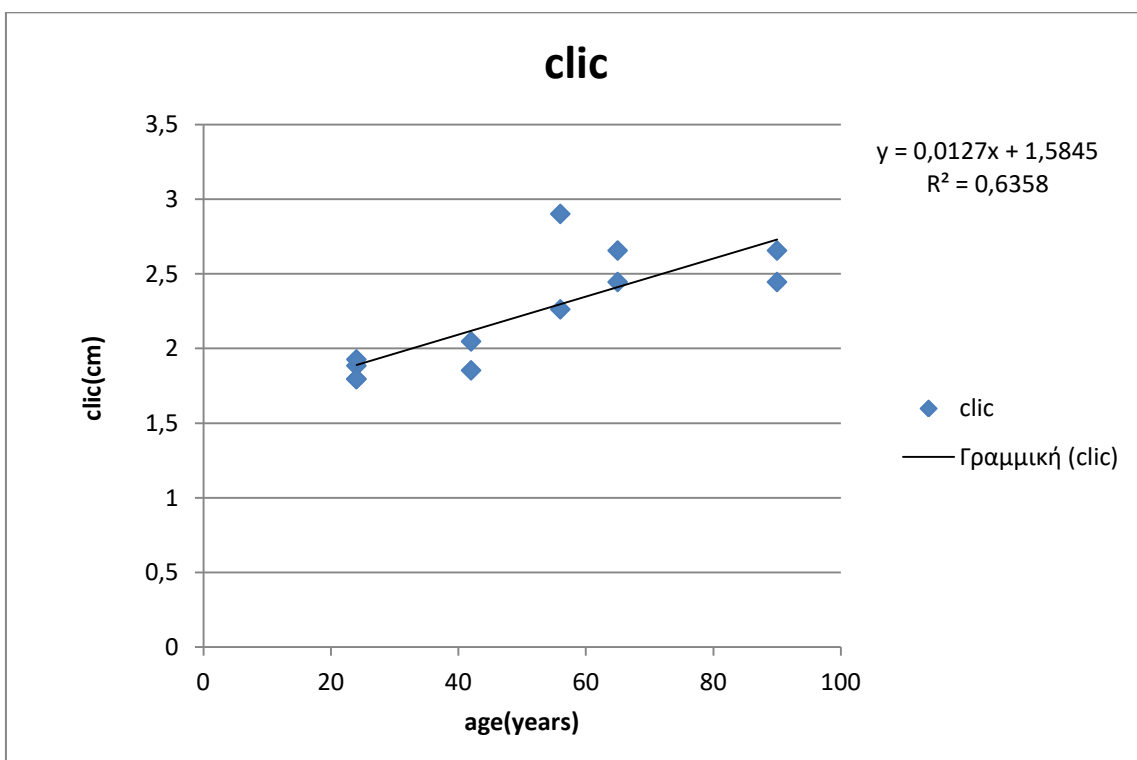
Γράφημα 8.77 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



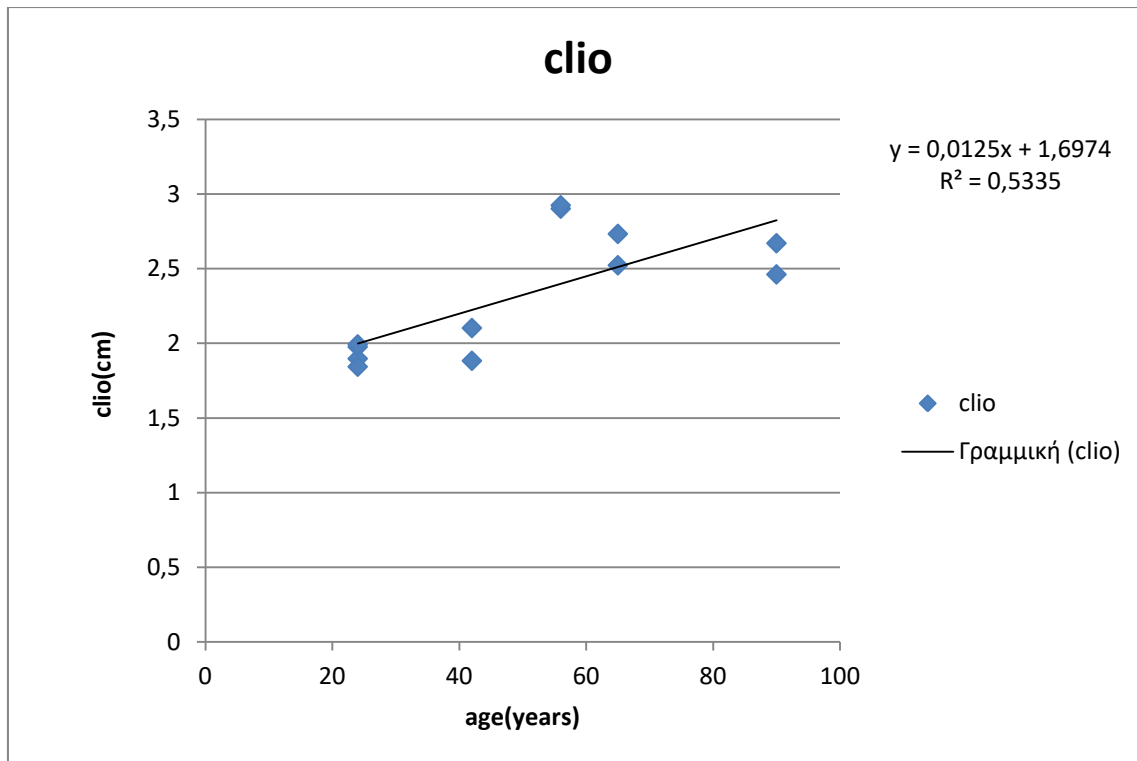
Γράφημα 8.78 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.79 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.80 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας



Γράφημα 8.81 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Από τα παραπάνω γραφήματα παρατηρούμε ότι οι παραμένουσες παραμορφώσεις της εσωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων δεν συσχετίζονται με την γωνία ανοίγματος των δακτυλίων ενώ οι παραμένουσες παραμορφώσεις της εξωτερικής επιφάνειας καθώς και η διαφορά τους συσχετίζονται πολύ καλά με τη γωνία ανοίγματος. Πάλι παρατηρούμε τα ίδια ποιοτικά αποτελέσματα όπως και με τους προηγούμενους τύπους αρτηριών.

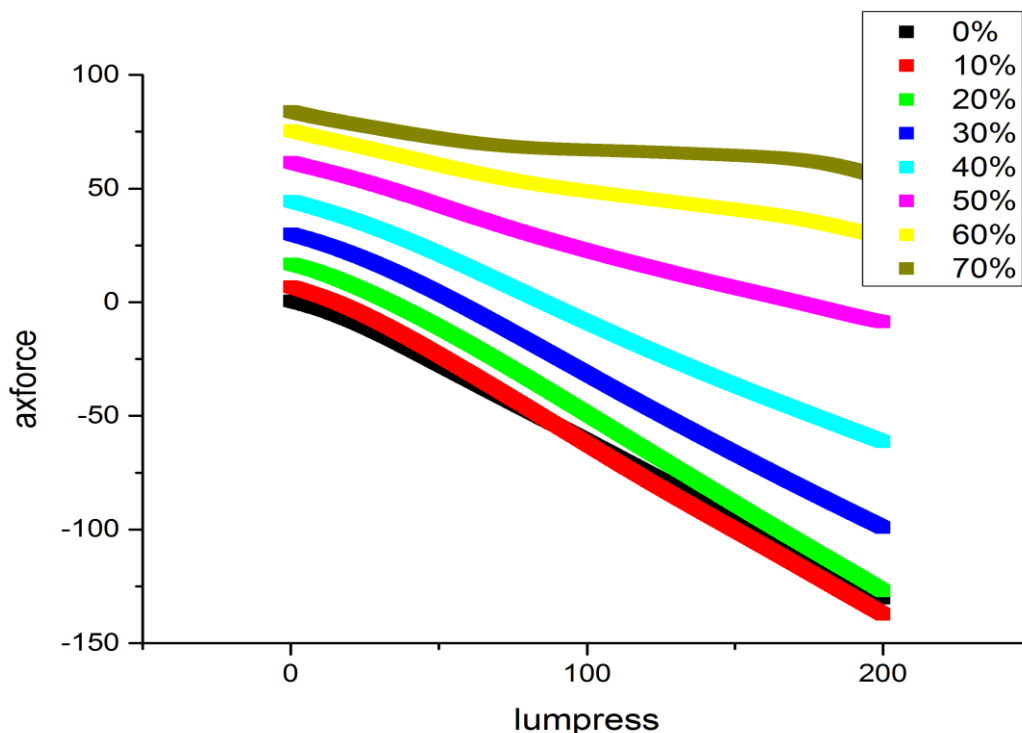
Εντοπίζουμε αρνητικές συσχετίσεις του περιφερειακού μήκους της εξωτερικής και του εσωτερικής επιφάνειας στην κλειστή κατάσταση με την γωνία ανοίγματος, ικανοποιητική και πολύ καλή αντίστοιχα. Άριστες αρνητικές συσχετίσεις της εξωτερικής και της εσωτερικής επιφάνειας του δακτυλίου στην ανοιχτή κατάσταση με την γωνία ανοίγματος και πολύ καλη αρνητική συσχέτιση της ηλικίας με την γωνία ανοίγματος.

Την ίδια τάση ακολουθούν οι συσχετίσεις και με την ηλικία, πιο συγκεκριμένα καθόλου συσχέτιση των παραμενουσών παραμορφώσεων της έσω επιφάνειας με την ηλικία αλλά πολύ καλή συσχέτιση των παραμενουσών παραμορφώσεων

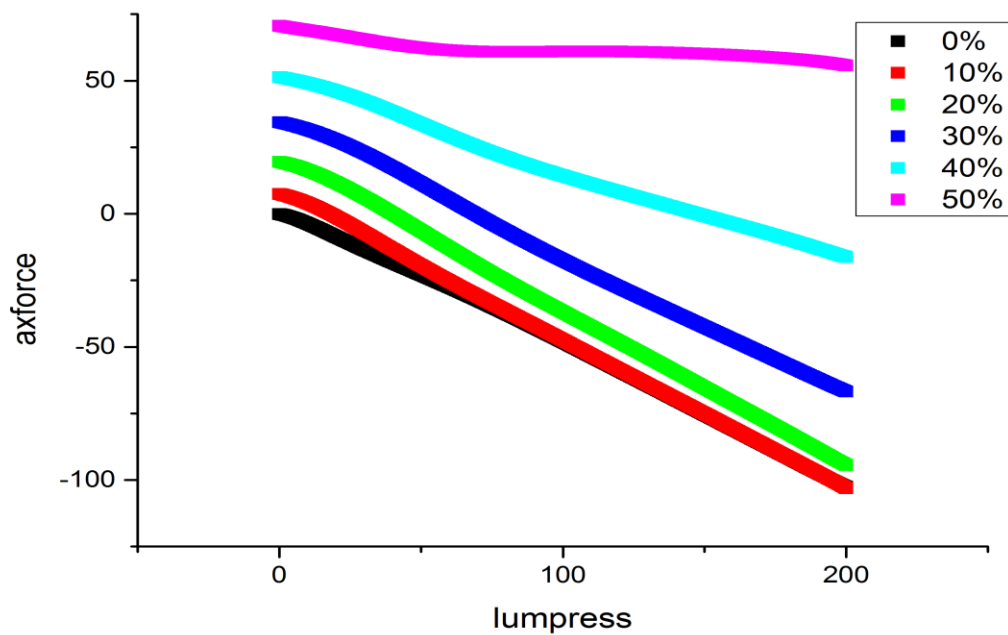
της έξω επιφάνειας και της διαφοράς των παραμενουσών παραμορφώσεων με την ηλικία. Συνεπώς τόσο η ηλικία όσο και η γωνία ανοίγματος των δακτυλίων εμπεριέχουν πληροφορία για το μέτρο ελαστικότητας του ιστού. Τέλος το περιφερειακό μήκος της εξωτερικής και της εσωτερικής επιφάνειας τόσο στην κλειστή όσο και στην ανοιχτή κατάσταση του δακτυλίου, έχουν άριστη θετική συσχέτιση με την ηλικία του δείγματος.

8.5.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΡΙΣΤΕΡΩΝ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

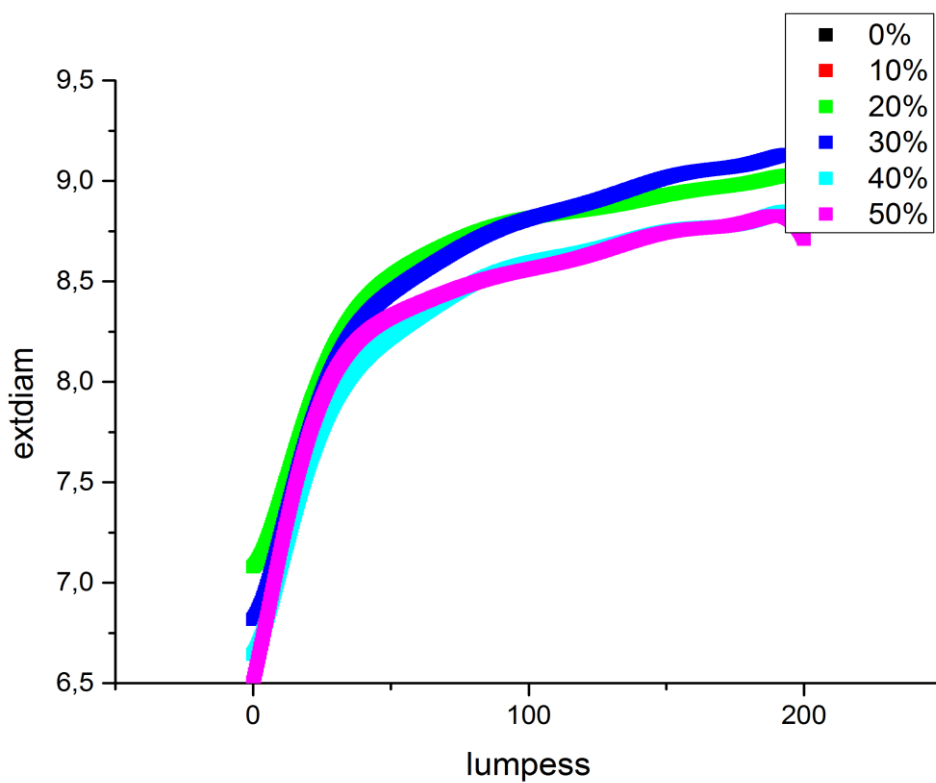
Παρακάτω παρατίθενται δειγματοληπτικά μερικά γραφήματα αριστερών έξω μηριαίων αρτηριών με προσαρμοσμένα δεδομένα ώστε να εμφανίζουν μια κανονικότητα και να είναι συγκρίσιμα μεταξύ ίδιων αρτηριών διαφορετικών δοτών αλλά και μεταξύ διαφορετικού τύπου αρτηριών.



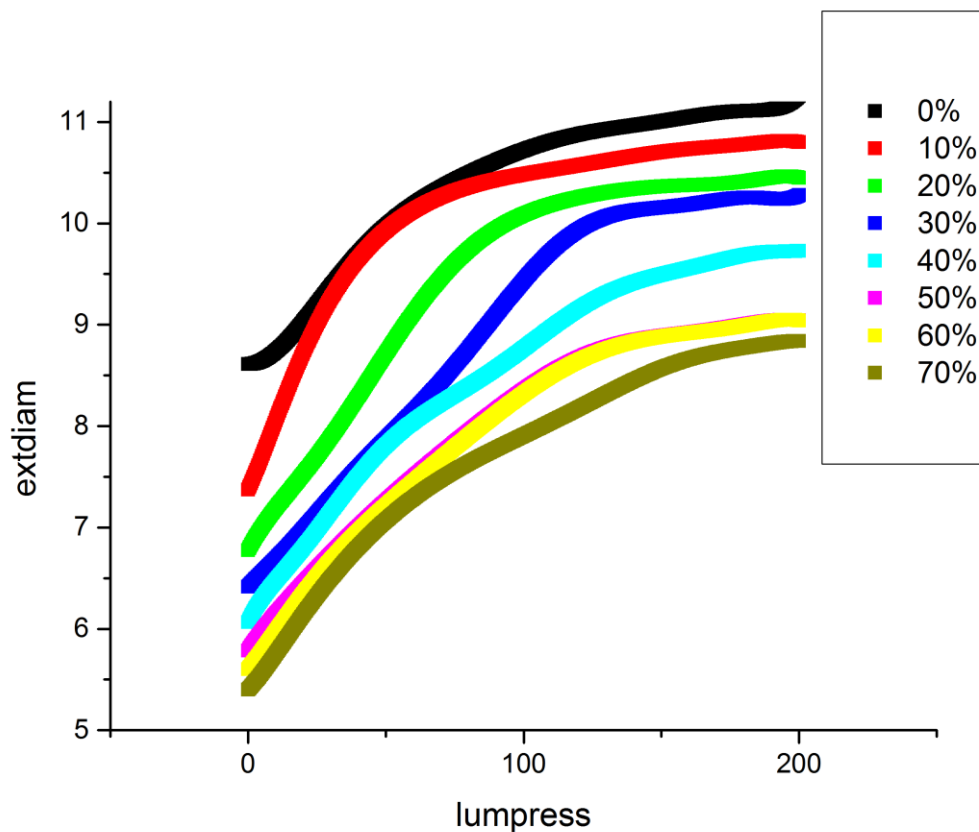
Γράφημα 8.82 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (δείγμα 5)



Γράφημα 8.83 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (δείγμα 4)



Γράφημα 8.84 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (πείραμα 4)



Γράφημα 8.85 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (πείραμα 5)

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Στα γραφήματα αυτά συναντούμε το ίδιο μοτίβο με τα προηγούμενα είδη αρτηριών δηλαδή γραμμική σχέση πίεσης – δύναμης και εκθετική σχέση διαμέτρου πίεσης. Οι διάμετροι των δοκιμών δεν διαφέρουν σημαντικά για την ίδια επί τοις εκατό επιμήκυνση. Όμως στο πρώτο δείγμα (4) καταφέρνω να συλλέψω δεδομένα μέχρι το 150% του αρχικού μήκους ενώ στο δεύτερο δείγμα (5) μέχρι το 170% του αρχικού μήκους του δοκιμίου.

Στα γραφήματα δύναμης έναντι πίεσης φαίνεται πιο καθαρά ότι το δείγμα (5) έχει μεγαλύτερο μέτρο ελαστικότητας διότι έχει μεγαλύτερο εύρος στο μέγεθος της δύναμης (-150 έως 150 g) ενώ το δείγμα (4) έχει παρατηρούμενες τιμές μικρότερου εύρους (-40 έως 50 g). Τέλος το δείγμα (5) κάνει το πλατό δύναμης στο 160% της επιμήκυνσης σε αντίθεση με το δείγμα (4) που δεν κάνει το πλατό αφού δεν φτάνει σε αυτό το επίπεδο επιμήκυνσης.

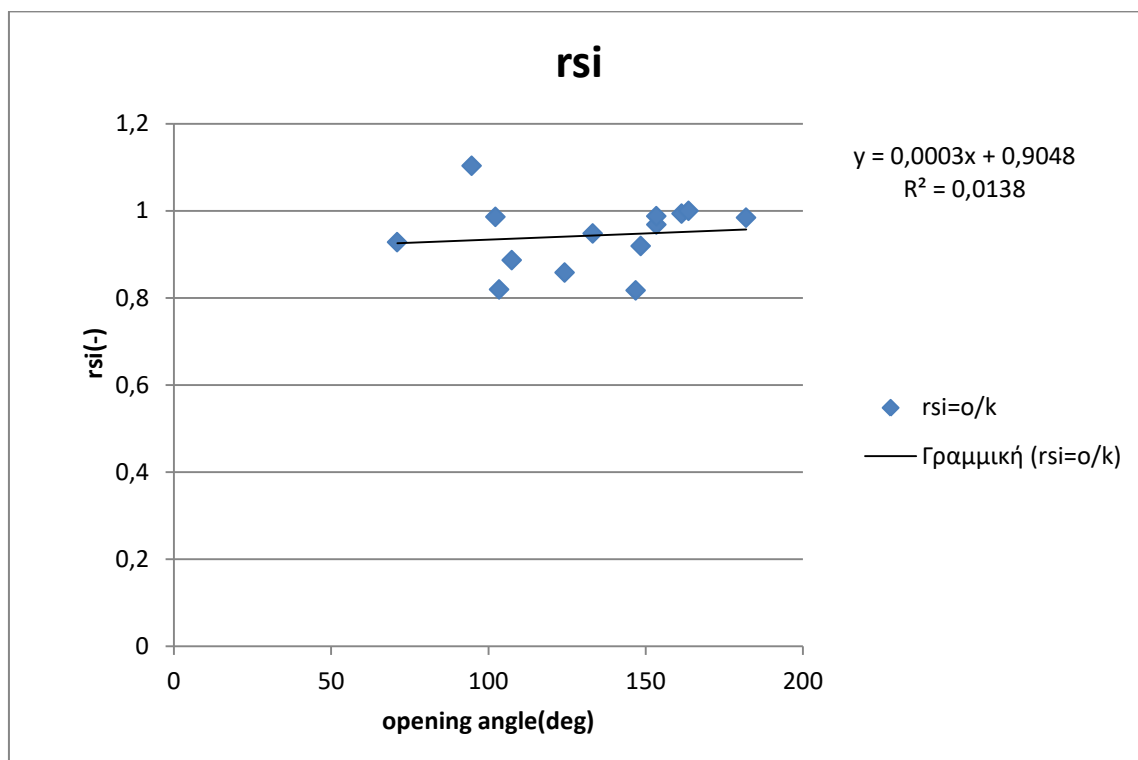
8.6 ΔΕΞΙΕΣ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Τα δείγματα των δεξιών έξω μηριαίων αρτηριών ελήφθησαν από 7 άτομα (5 άνδρες και 2 γυναίκες) με μέσο όρο ηλικίας $50,3 \pm 10,6$ έτη.

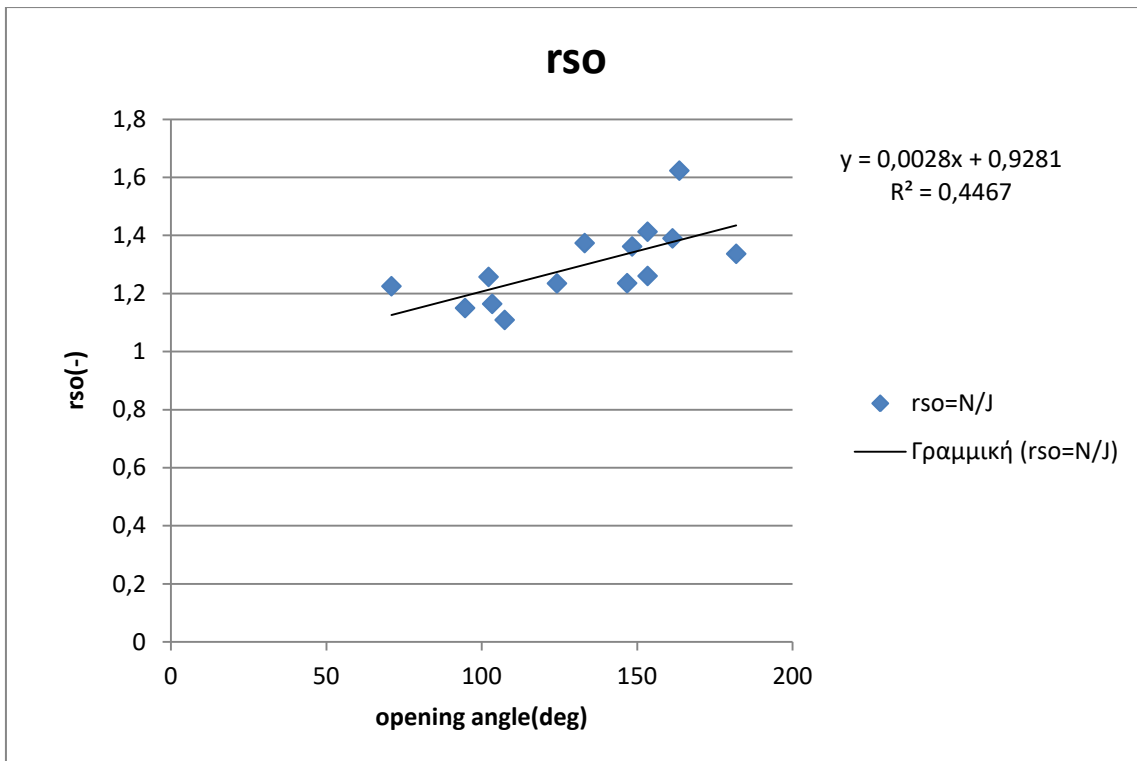
Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από όπου ελήφθησαν τα δεδομένα για τα γραφήματα που ακολουθούν :

cloo	clio	thickness ZSS	opening angle	cloc	clic	thickness NLS	rsi=o/k	rso=N/J	drs	age
2,620187	2,088426	0,200503	94,67201	3,013575	2,304198	0,114195	1,103318	1,150137	0,046819	56
2,446432	2,286386	0,207944	153,3993	3,083605	2,213765	0,129206	0,968238	1,26045	0,292212	56
2,095152	1,849411	0,147823	146,8193	2,589014	1,511395	0,167037	0,81723	1,235717	0,418486	24
2,232764	1,822432	0,176248	103,3966	2,599799	1,493184	0,164813	0,819336	1,164386	0,34505	24
2,128295	2,06533	0,150499	148,4211	2,8992	1,898331	0,151252	0,919142	1,362217	0,443075	24
2,156898	1,993743	0,204339	161,4179	2,998077	1,980732	0,170227	0,993474	1,389995	0,396521	24
2,52622	2,279942	0,148348	70,97801	3,095093	2,115747	0,146984	0,927983	1,225188	0,297204	90
2,628703	2,243612	0,133384	102,2268	3,304912	2,212258	0,133534	0,986025	1,257241	0,271215	90
2,490556	2,536692	0,201043	133,1564	3,421656	2,404554	0,145613	0,947909	1,373853	0,425943	65
2,239632	2,288091	0,215848	153,3818	3,164451	2,259808	0,134271	0,987639	1,412933	0,425294	65
3,003719	2,5049	0,199921	107,4174	3,331377	2,221039	0,165528	0,886678	1,109084	0,222406	51
2,825615	2,538064	0,212895	124,238	3,489352	2,17823	0,177232	0,858225	1,2349	0,376675	51
2,187948	2,0436	0,12876	181,9108	2,924895	2,011453	0,112903	0,98427	1,336821	0,352552	42
1,840515	2,051089	0,12245	163,6192	2,987727	2,050858	0,115724	0,999888	1,62331	0,623422	42

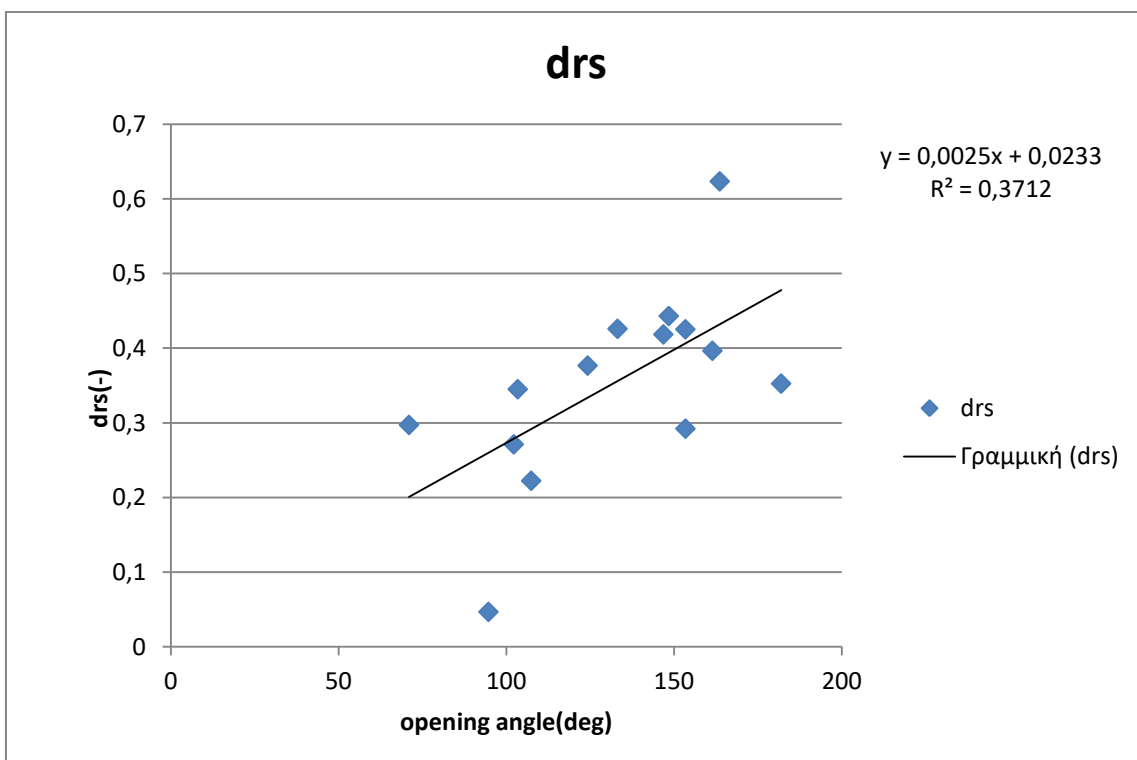
Πίνακας 8.5 : Πρωτογενή δεδομένα δεξιών έξω μηριαίων αρτηριών



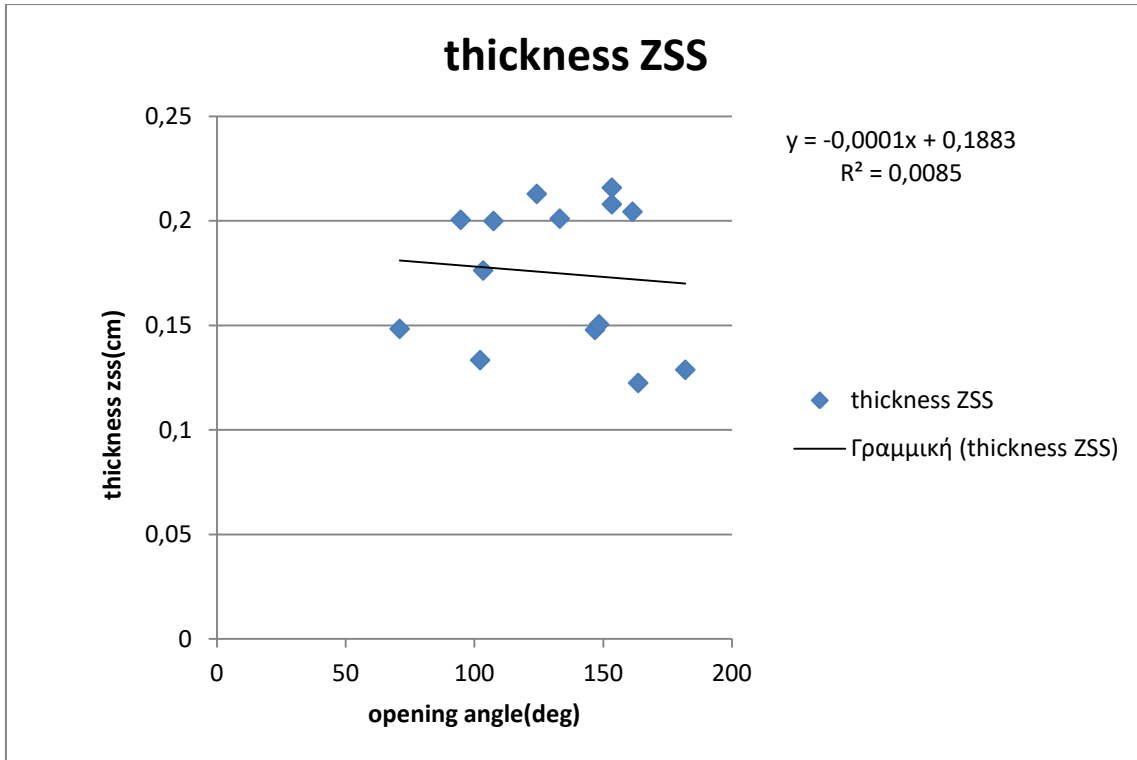
Γράφημα 8.86 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



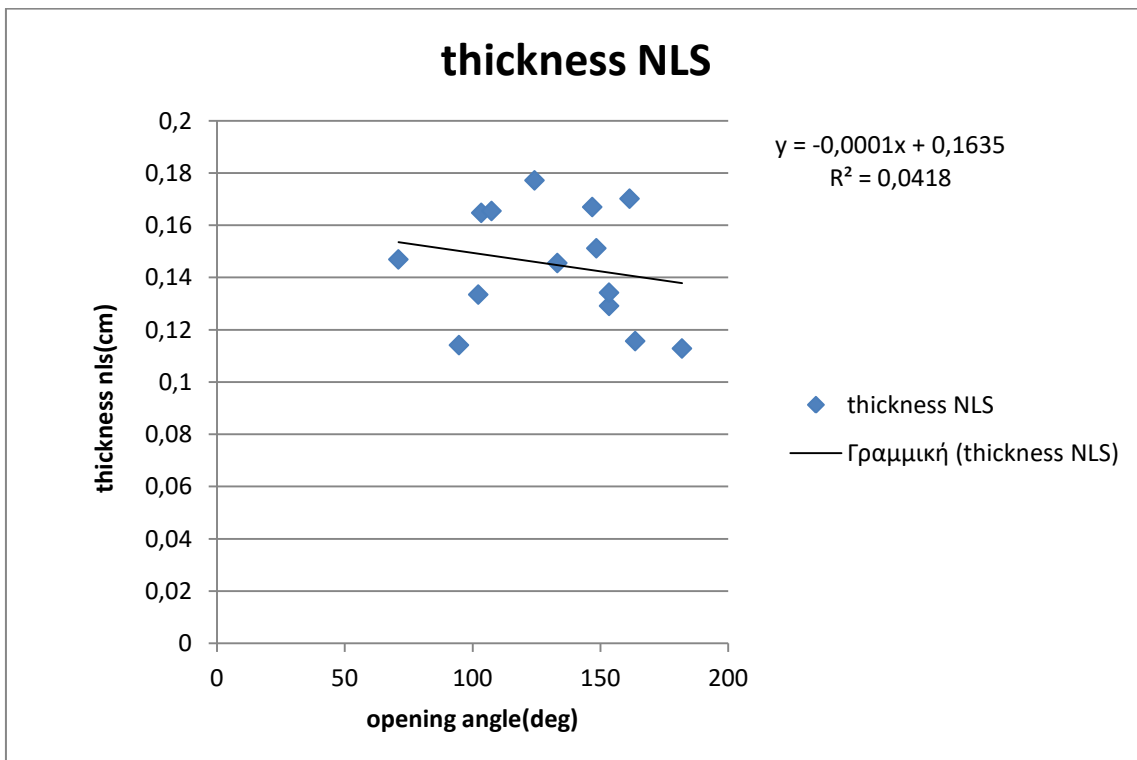
Γράφημα 8.87 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



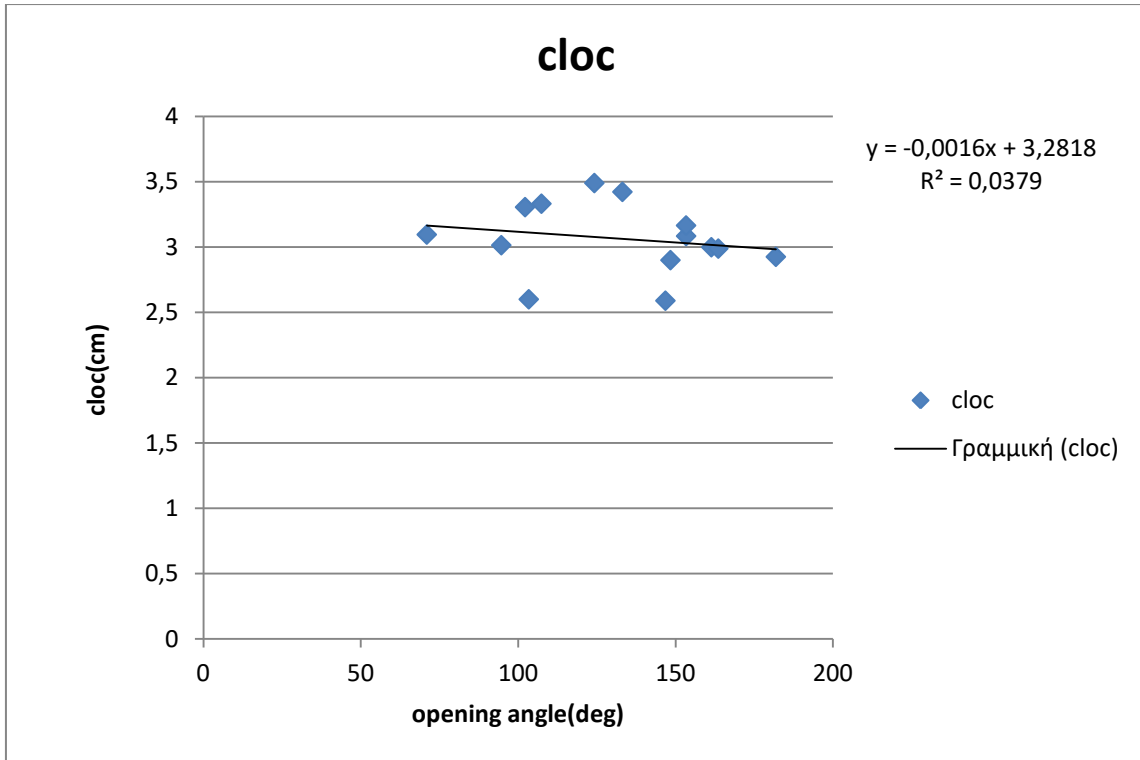
Γράφημα 8.88 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι γωνίας ανοίγματος.



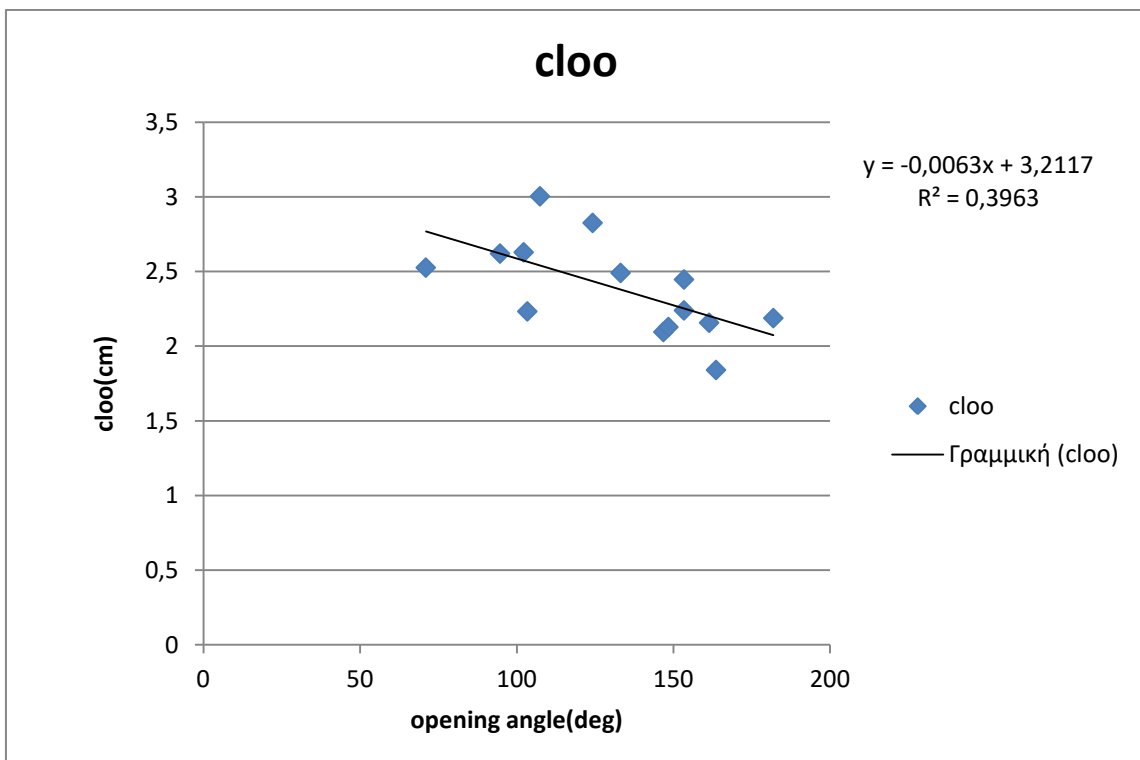
Γράφημα 8.89 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



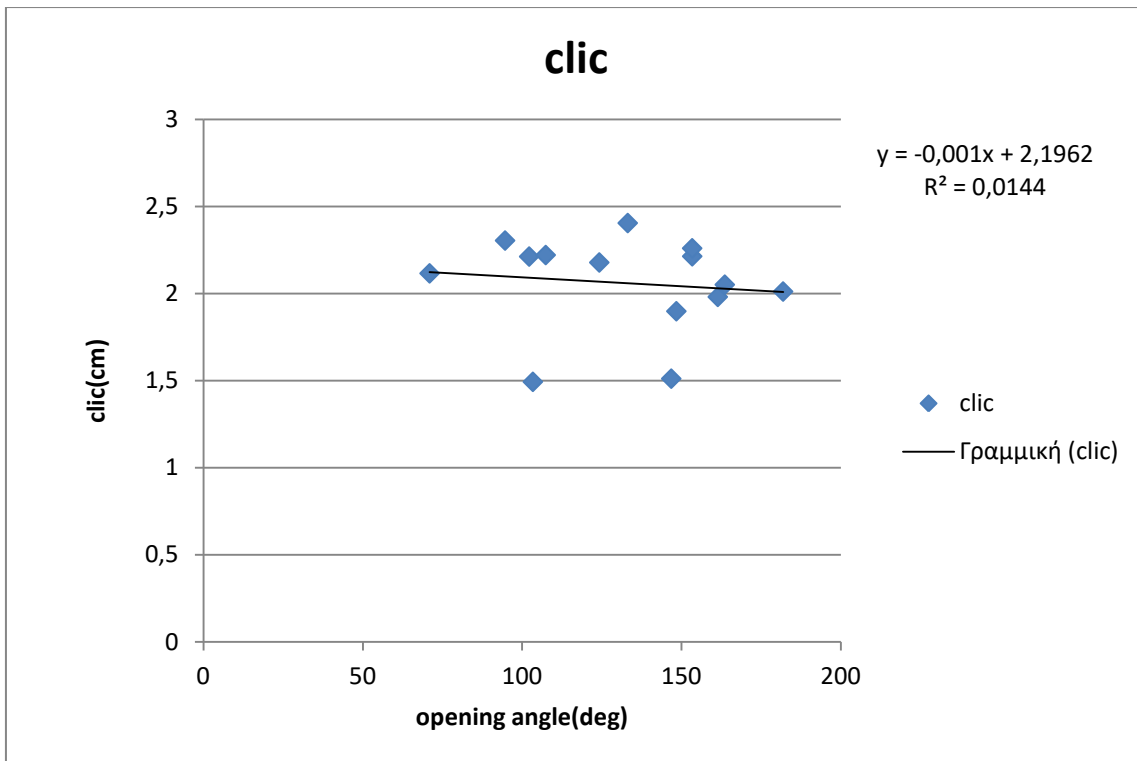
Γράφημα 8.90 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



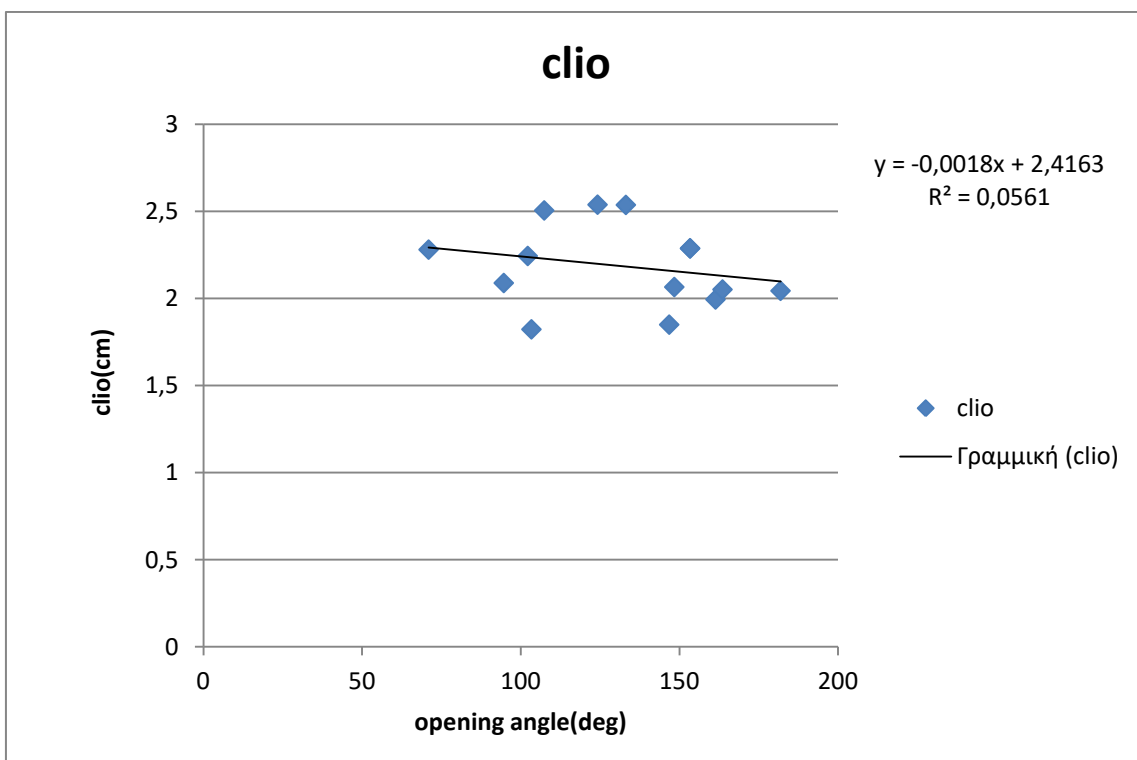
Γράφημα 8.91 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



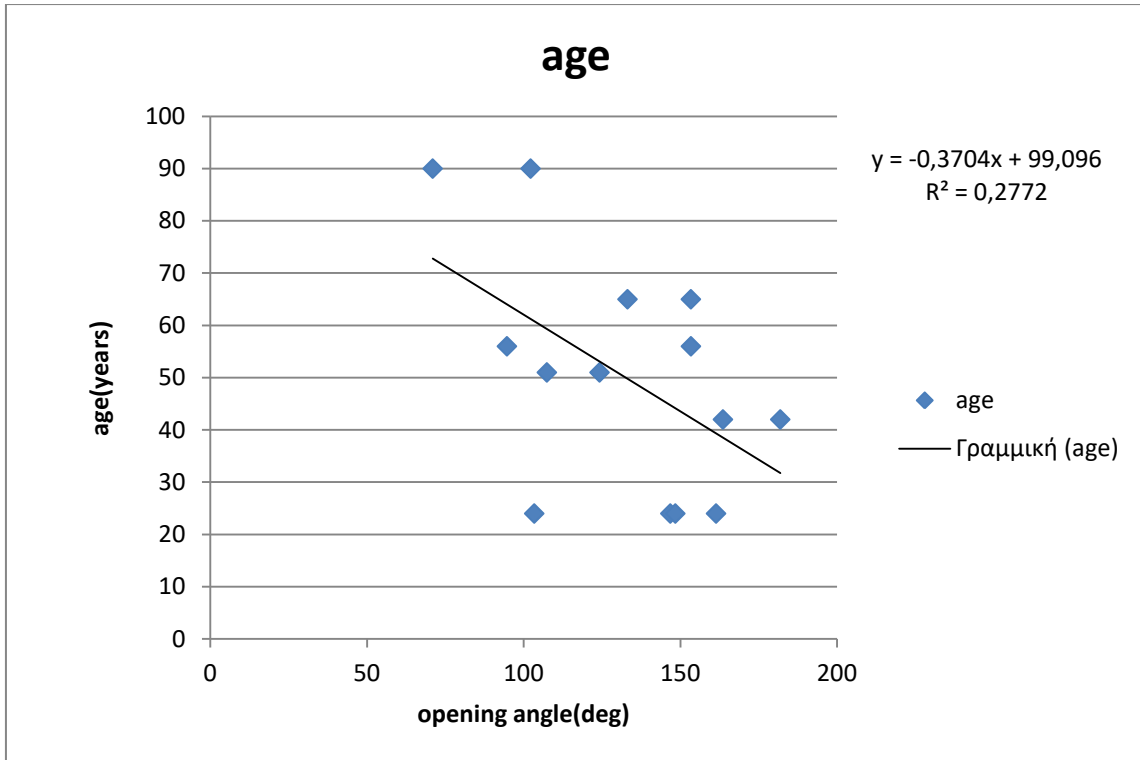
Γράφημα 8.92 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



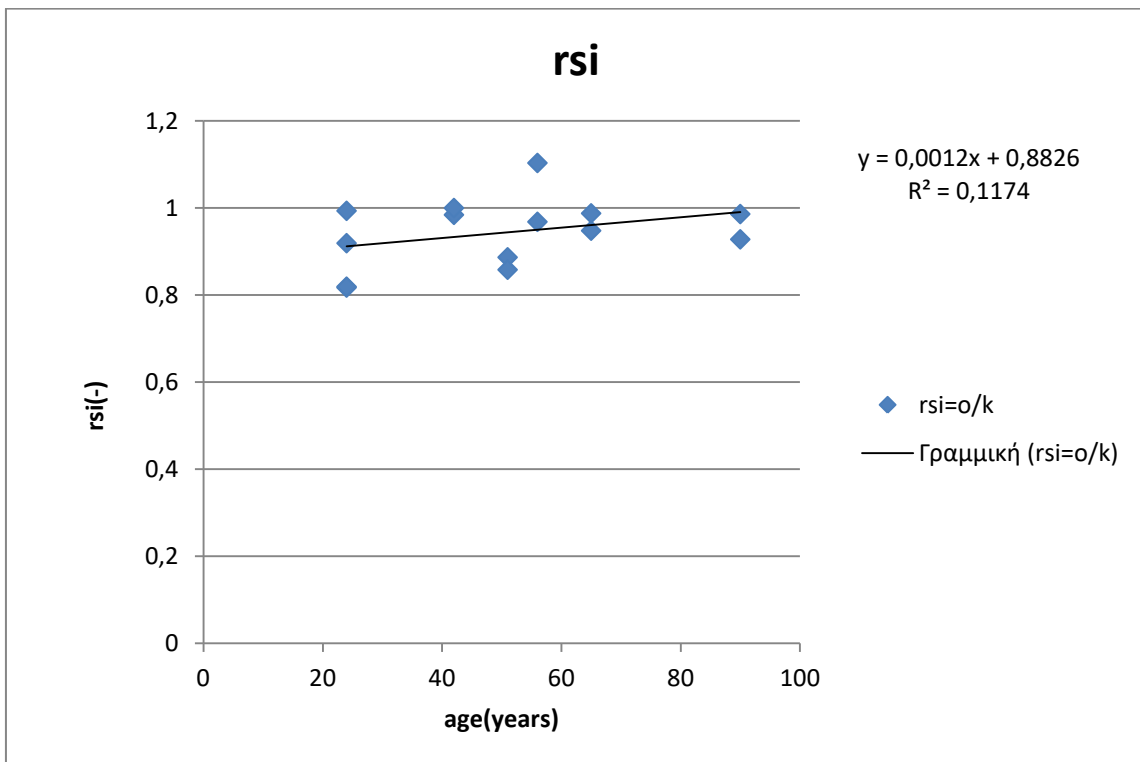
Γράφημα 8.93 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



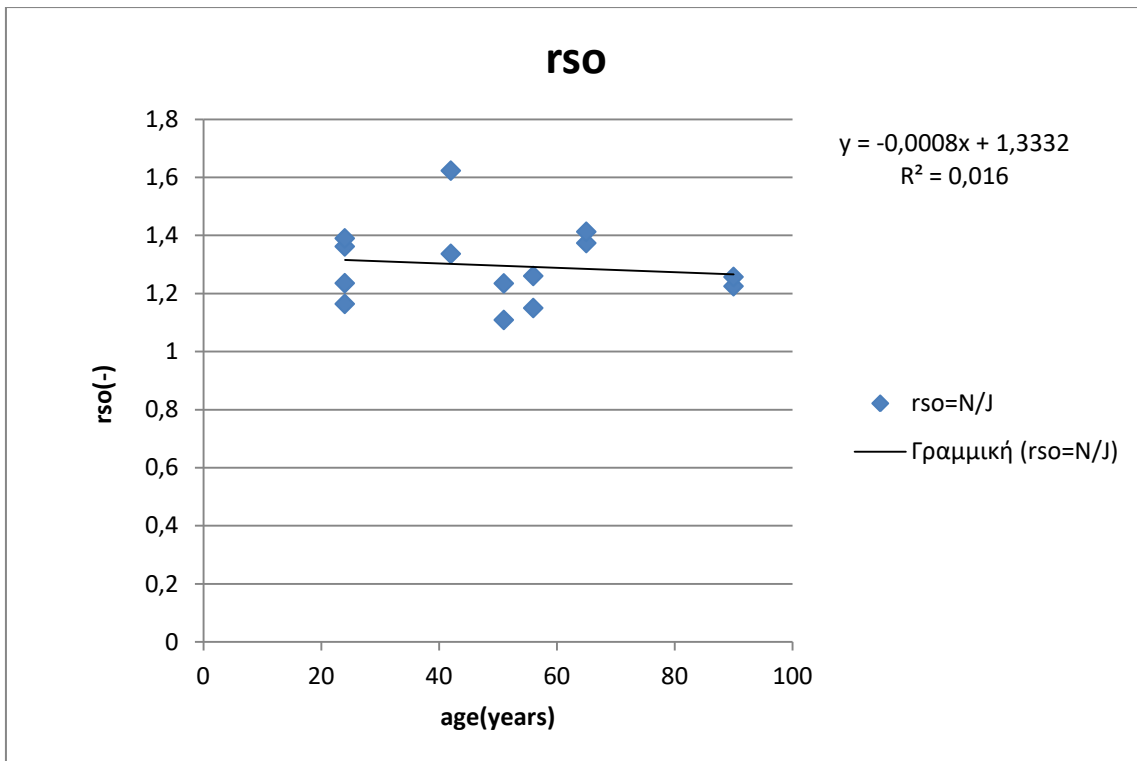
Γράφημα 8.94 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνία ανοίγματος.



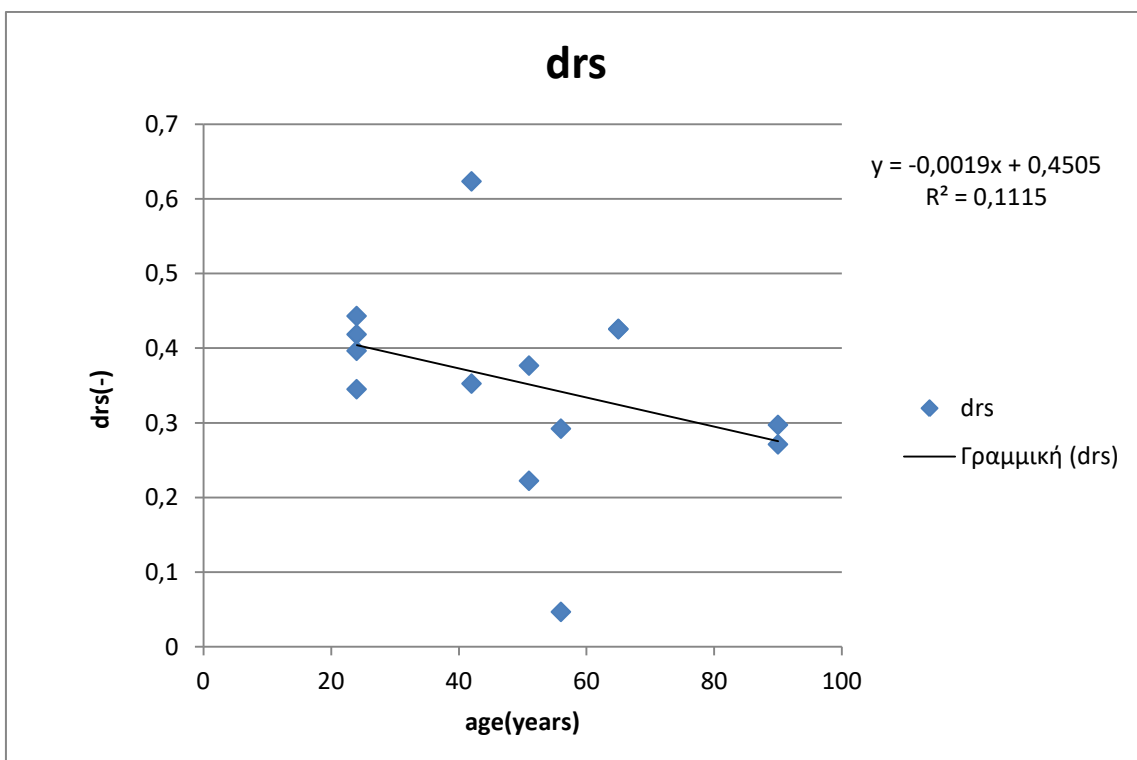
Γράφημα 8.95 : Ηλικία έναντι γωνίας ανοίγματος.



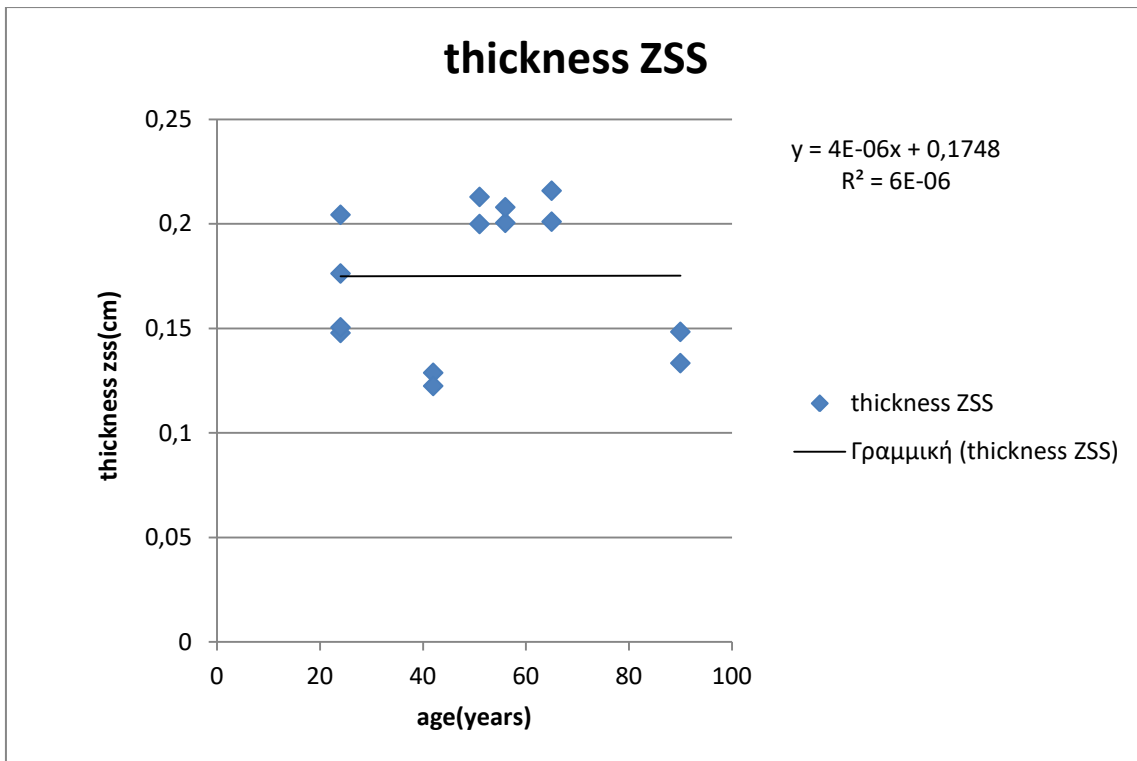
Γράφημα 8.96 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι ηλικίας.



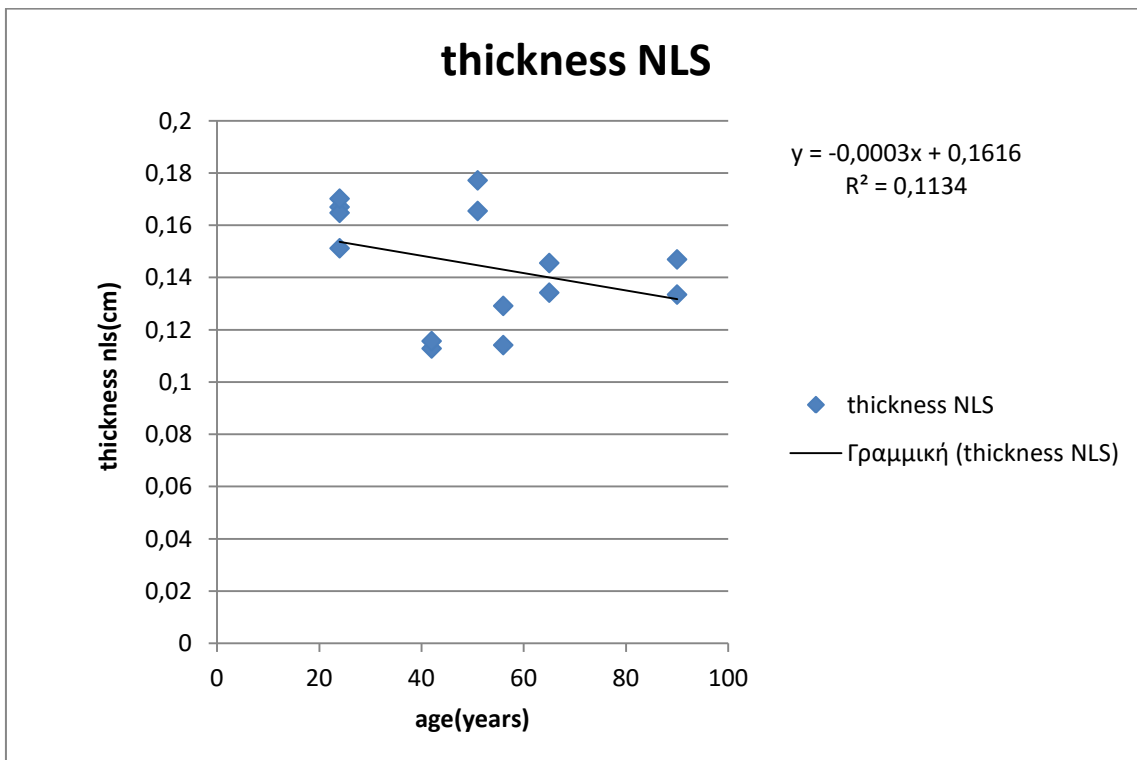
Γράφημα 8.97 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι ηλικίας.



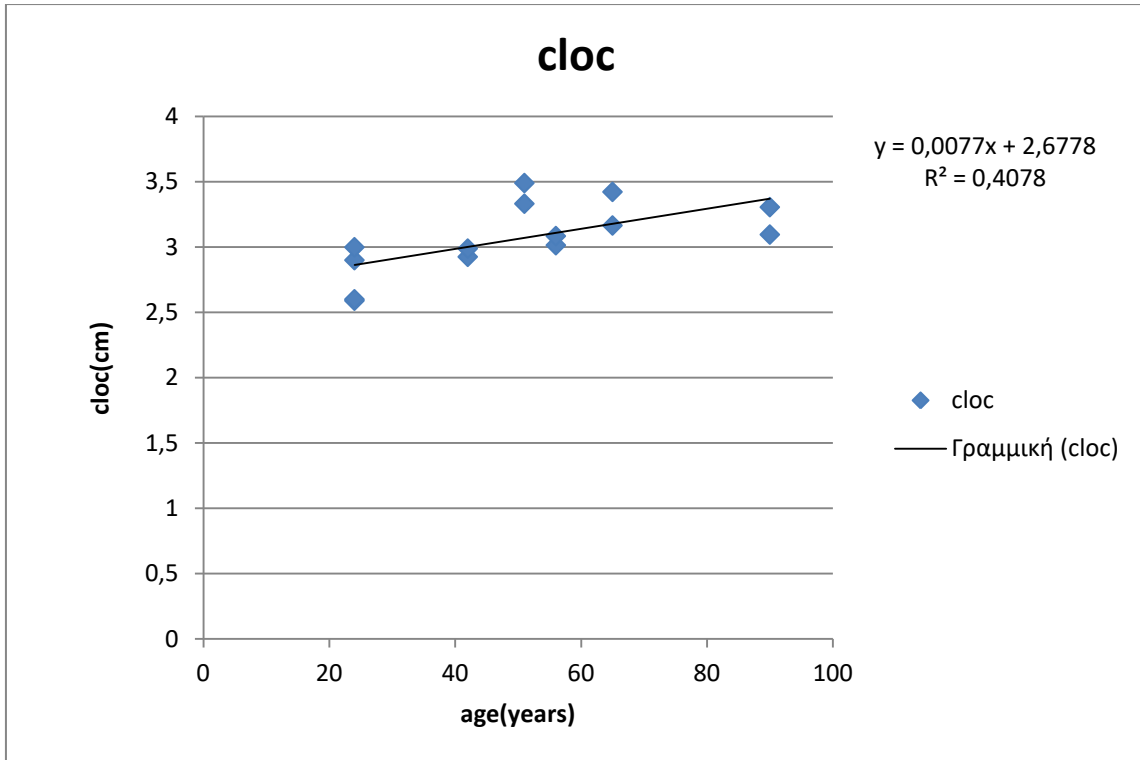
Γράφημα 8.98 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι ηλικίας.



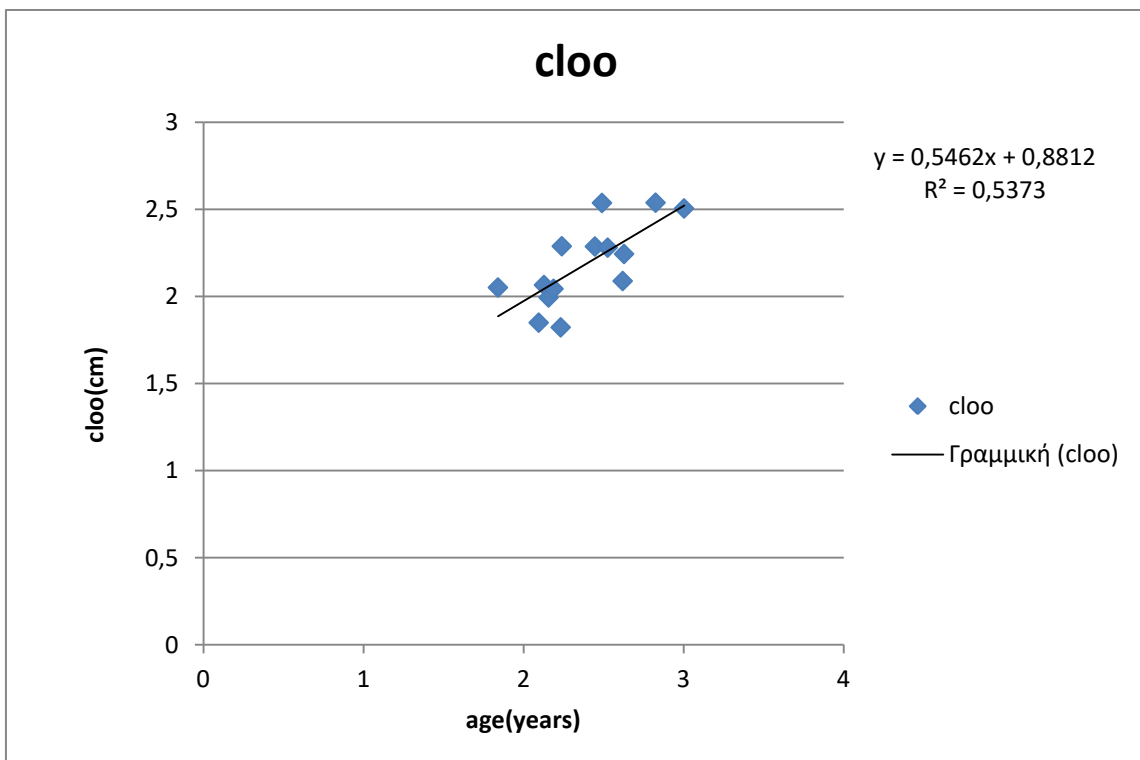
Γράφημα 8.99 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



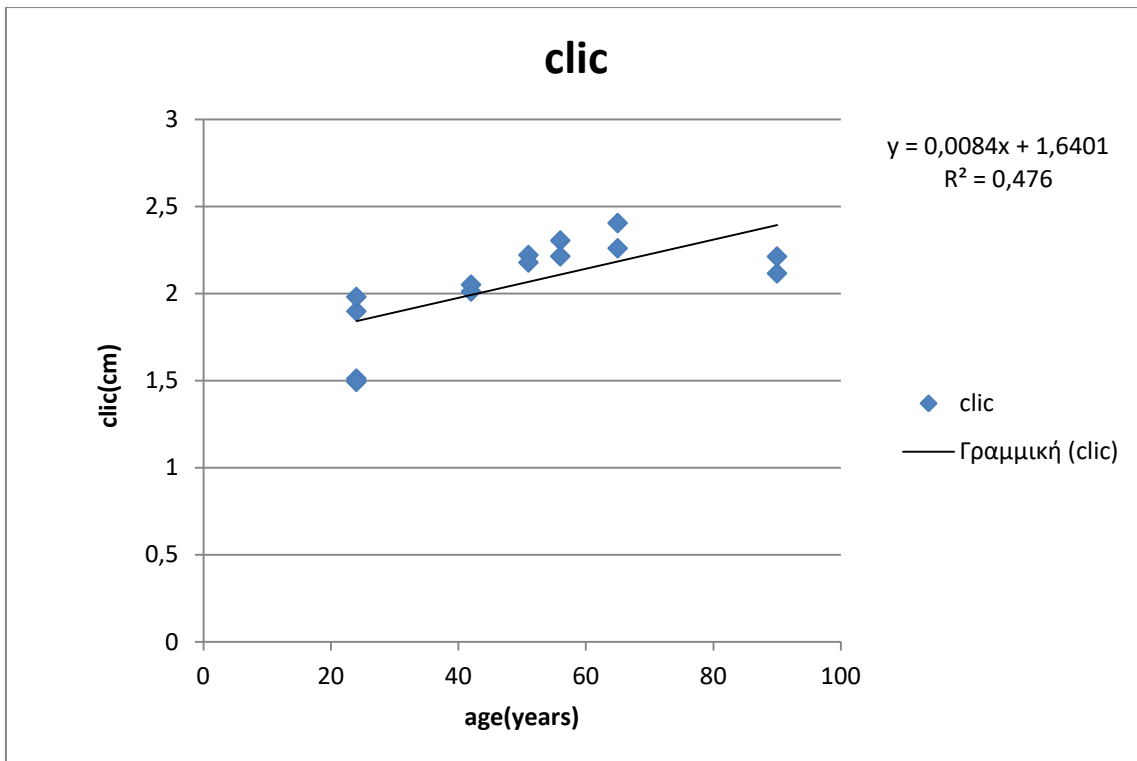
Γράφημα 8.100 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



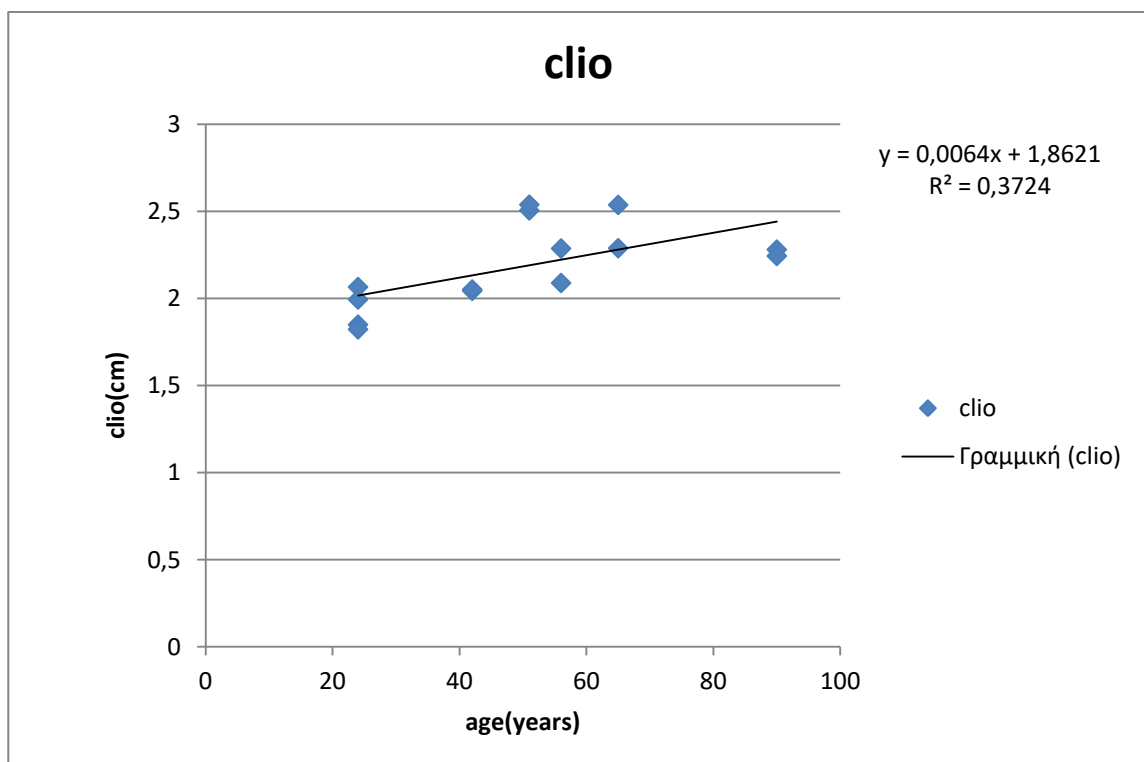
Γράφημα 8.101 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.102 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.103 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.104 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.

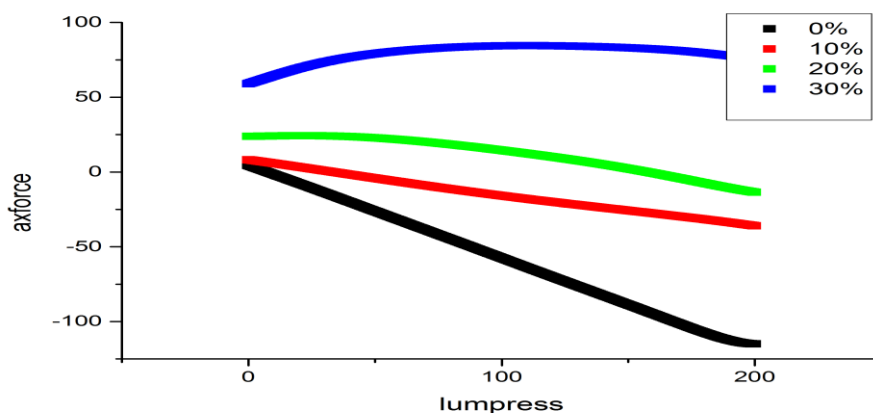
Σχόλια - παρατηρήσεις :

Αρχικά παρατηρούμε συνέχιση των όσων παρατηρήσαμε και στους προηγούμενους τύπους ιστών. Πολύ καλή συσχέτιση των παραμενουσών παραμορφώσεων της εξωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων και της διαφοράς των παραμενουσών παραμορφώσεων με τη γωνία ανοίγματος του δακτυλίου. Όπως στις αριστερές έξω μηριαίες αρτηρίες έτσι και στις δεξιές έχουμε πολύ καλή αρνητική συσχέτιση του περιφερειακού μήκους της εξωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή κατάσταση με την γωνία ανοίγματος και καθόλου συσχέτιση του περιφερειακού μήκους της εσωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή κατάσταση με την γωνία ανοίγματος.

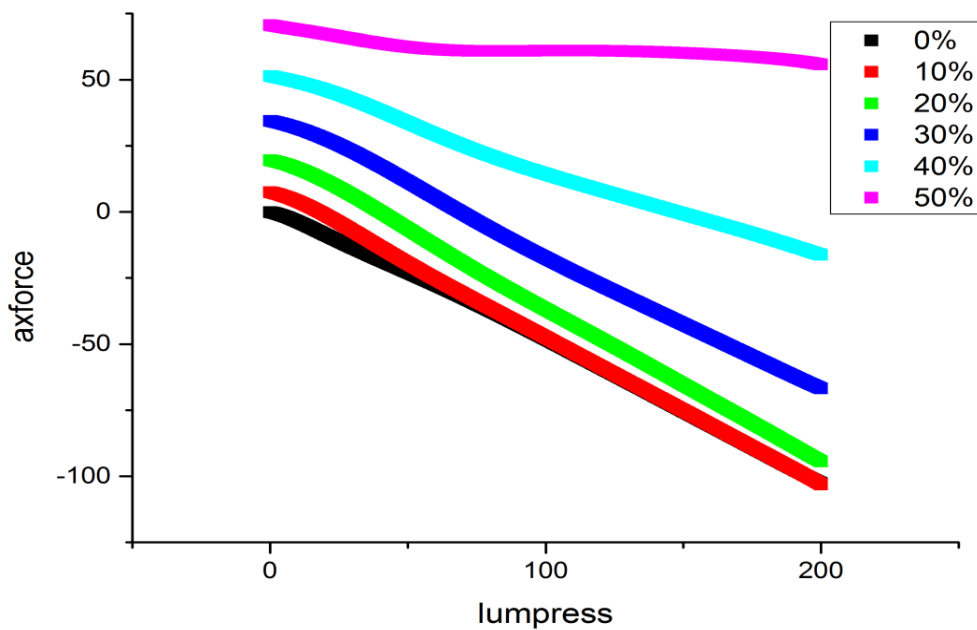
Πολύ καλή αρνητική συσχέτιση της ηλικίας με τη γωνία ανοίγματος, ικανοποιητική συσχέτιση των παραμενουσών παραμορφώσεων της εξωτερικής επιφάνειας και της διαφοράς των παραμενουσών παραμορφώσεων με την ηλικία και τέλος πολύ καλή θετική συσχέτιση του περιφερειακού μήκους της έξω και της έσω επιφάνειας στην ανοιχτή και στην κλειστή κατάσταση με την ηλικία, όπως ακριβώς παρατηρήσαμε και στις αριστερές έξω μηριαίες αρτηρίες.

8.6.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΔΕΞΙΩΝ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

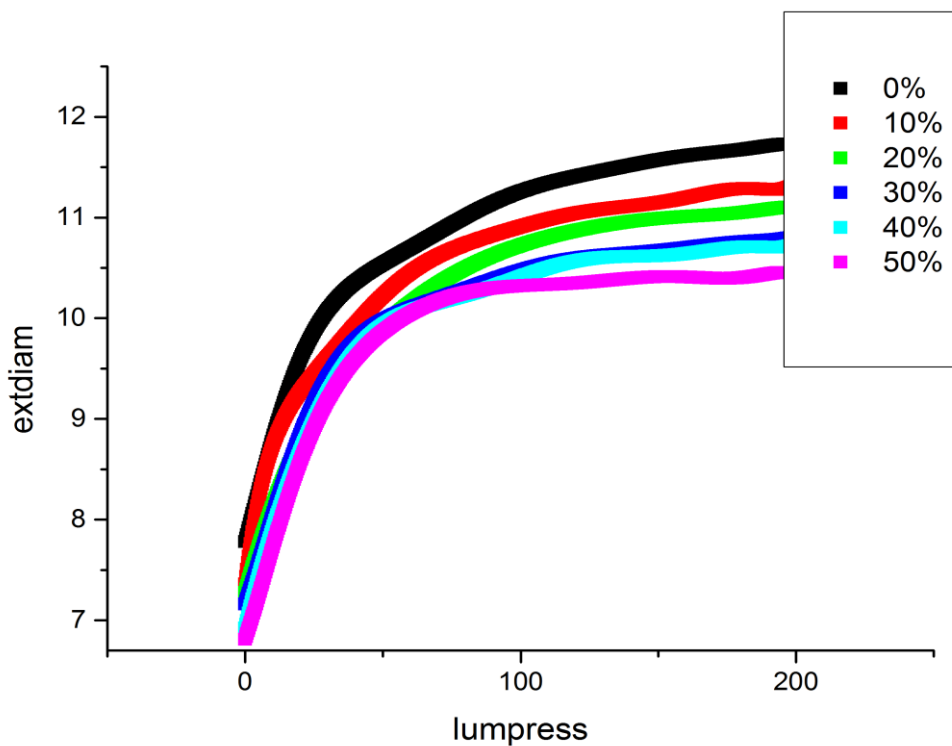
Παρακάτω παρατίθενται δειγματοληπτικά μερικά γραφήματα δεξιών έξω μηριαίων αρτηριών με προσαρμοσμένα δεδομένα ώστε να εμφανίζουν μια κανονικότητα και να είναι συγκρίσιμα μεταξύ ίδιων αρτηριών διαφορετικών δοτών αλλά και μεταξύ διαφορετικού τύπου αρτηριών.



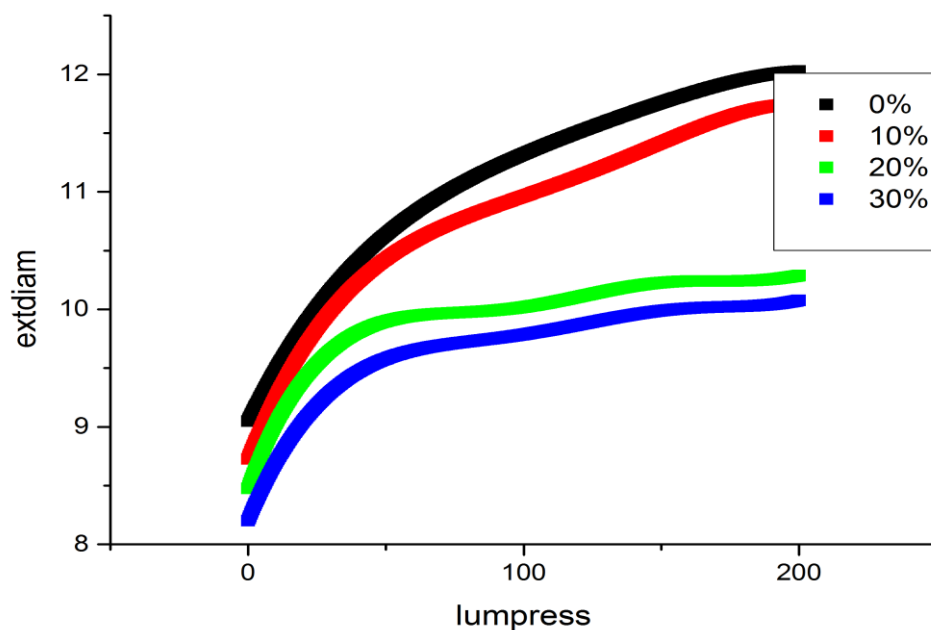
Γράφημα 8.105 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 65 ετών



Γράφημα 8.106 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών



Γράφημα 8.107 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (πείραμα 5)



Γράφημα 8.108 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 65 ετών (πείραμα 10).

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Από την σύγκριση των γραφημάτων μεταξύ δοτών που ανήκουν σε διαφορετική ηλικιακή ομάδα, μπορούμε να πούμε αρχικά για το γράφημα δύναμης έναντι πίεσης ότι ξεκινούν και οι δύο ιστοί στο 100% του αρχικού τους μήκους με δυνάμεις πολύ αρνητικές, περί τα -100 g. Όμως ο νεαρός ιστός συνεχίζει σε κοντινές τιμές δύναμης για αρκετά στάδια επιμήκυνσης μετά, ενώ ο πιο ηλικιωμένος ιστός αμέσως ανεβάζει δυνάμεις και για το λόγο αυτό το πείραμα τερματίζεται στο 130% του αρχικού μήκους του ιστού.

Ο νεαρός ιστός πιάνει το πλατό δύναμης στο 150% της επιμήκυνσης και ο πιο γερασμένος στο 120% της επιμήκυνσης. Συνεπώς φαίνεται πως με το πέρας της ηλικίας ο ιστός χάνει την ελαστικότητά του και την ικανότητά του να φέρει φορτία διατηρώντας την ελαστική του συμπεριφορά. Στα γραφήματα διαμέτρου έναντι πίεσης παρατηρούμε μια διαφορά στην αρχική διάμετρο των ιστών με τον πιο γερασμένο να είναι παχύτερος. Όμως το εύρος της εξωτερικής διαμέτρου του ιστού είναι μεγαλύτερο για τον νεαρό ιστό. Πιο απλά ο νεαρός ιστός φαίνεται να φουσκώνει περισσότερο και κατόπιν να ξεφουσκώνει, περνώντας στο επόμενο στάδιο επιμήκυνσης διατηρώντας αυτήν του την ικανότητα.

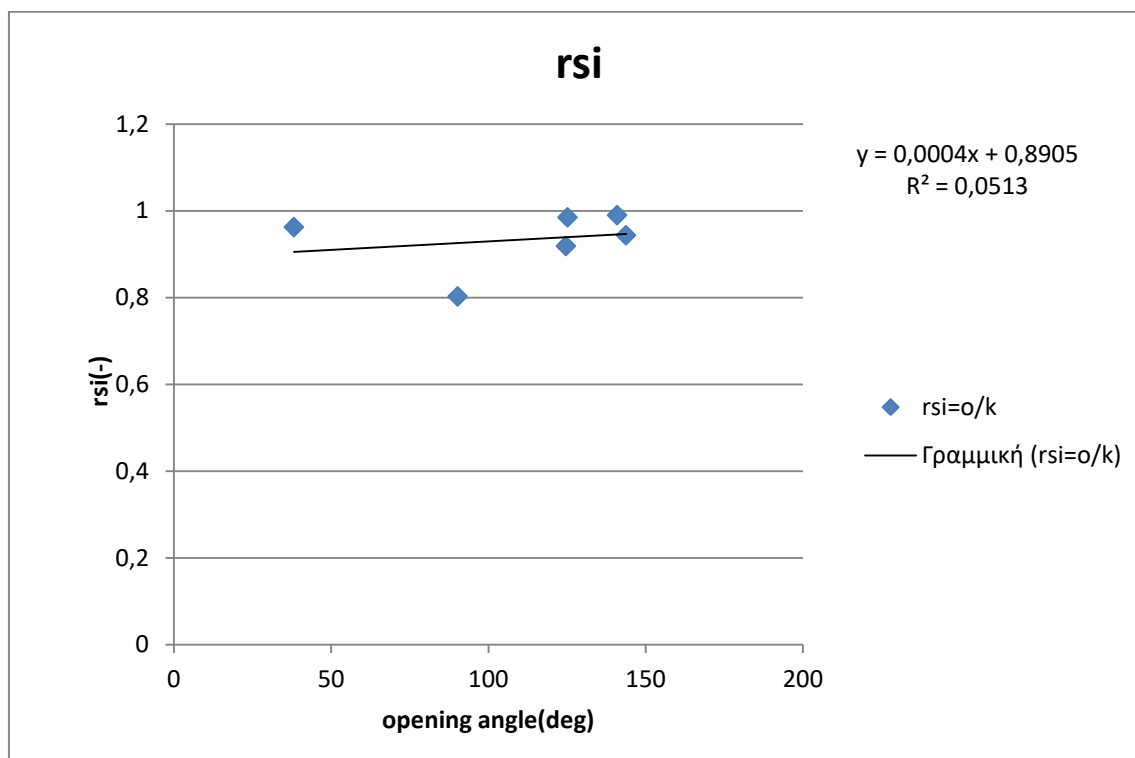
8.7 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Τα δείγματα των αριστερών έσω μηριαίων αρτηριών ελήφθησαν από 3 άτομα (2 άνδρες και 1 γυναίκα) με μέσο όρο ηλικίας $34,7 \pm 13,3$ έτη.

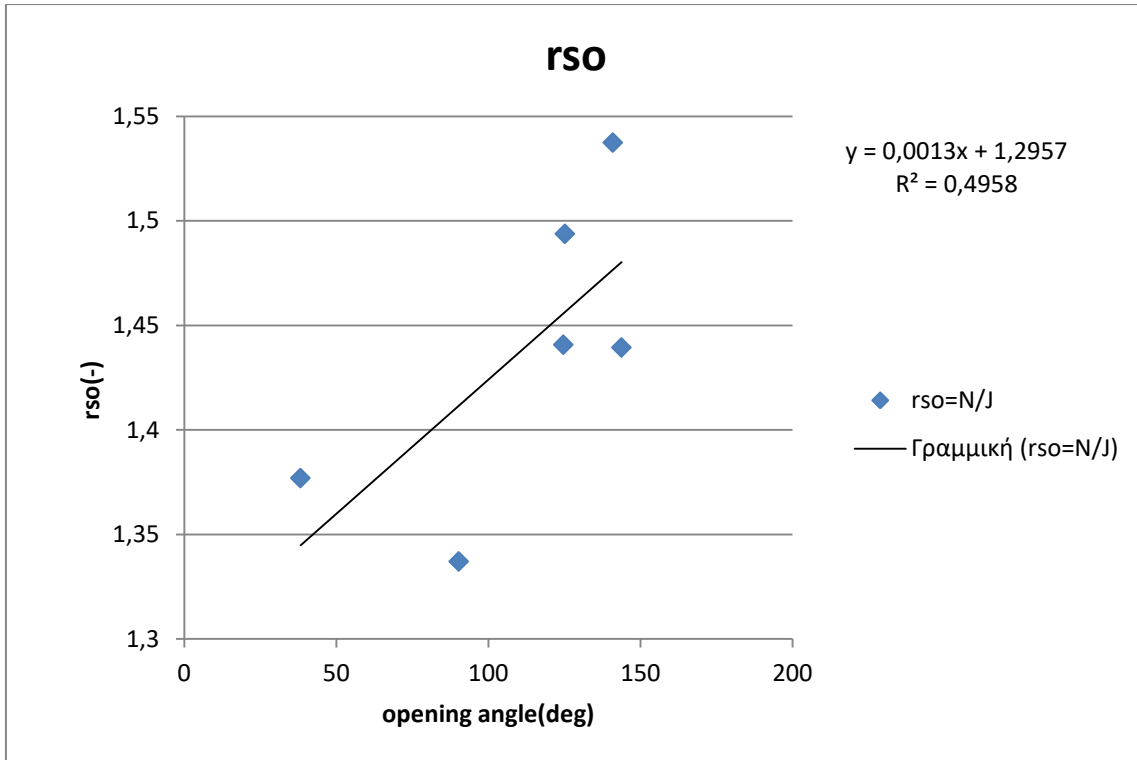
Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από όπου ελήφθησαν τα δεδομένα για τα γραφήματα που ακολουθούν

cloo	clio	thickness ZSS	opening angle	cloc	clic	thickness NLS	rsi=o/k	rso=N/J	drs	age	gender
2,482328	1,861064	0,181447	90,21859	3,319122	1,493695	0,124694	0,802603	1,3371	0,534498	56	female
2,492578	1,845979	0,155638	38,15723	3,432189	1,776404	0,107815	0,96231	1,376963	0,414653	56	female
1,630156	1,309741	0,165268	125,1479	2,43512	1,28991	0,167316	0,984859	1,493795	0,508937	24	male
1,542323	1,534376	0,145294	140,9094	2,371249	1,518876	0,131917	0,989898	1,537453	0,547554	24	male
1,709345	1,745517	0,167562	124,6318	2,462772	1,603787	0,12969	0,918803	1,44077	0,521967	24	male
1,857406	1,586893	0,19542	143,7386	2,673625	1,497265	0,191218	0,94352	1,439441	0,49592	24	male

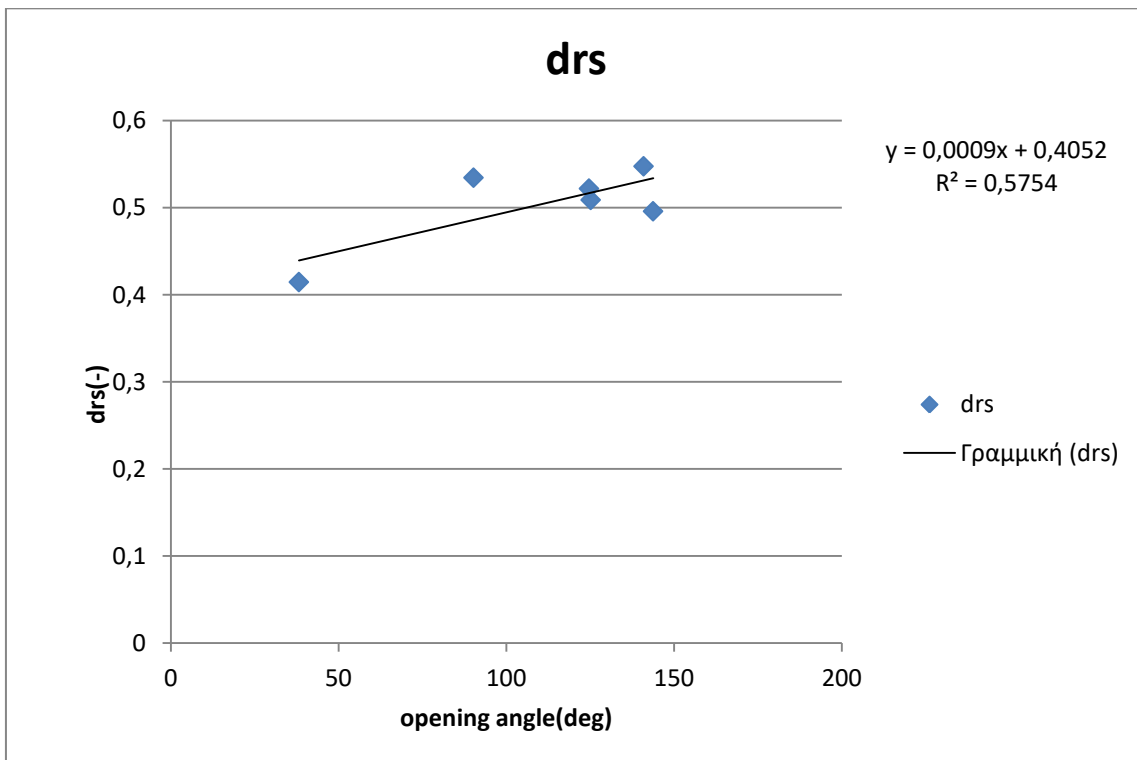
Πίνακας 8.6 : Πρωτογενή δεδομένα αριστερών έσω μηριαίων αρτηριών



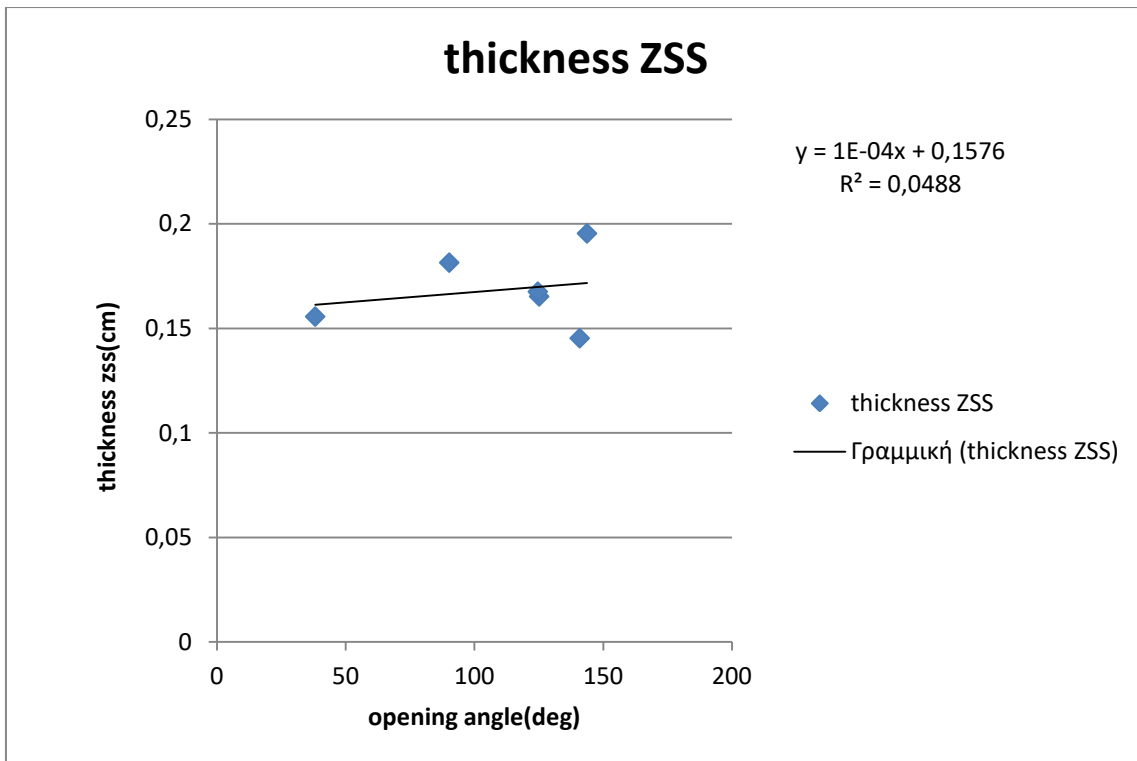
Γράφημα 8.109 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



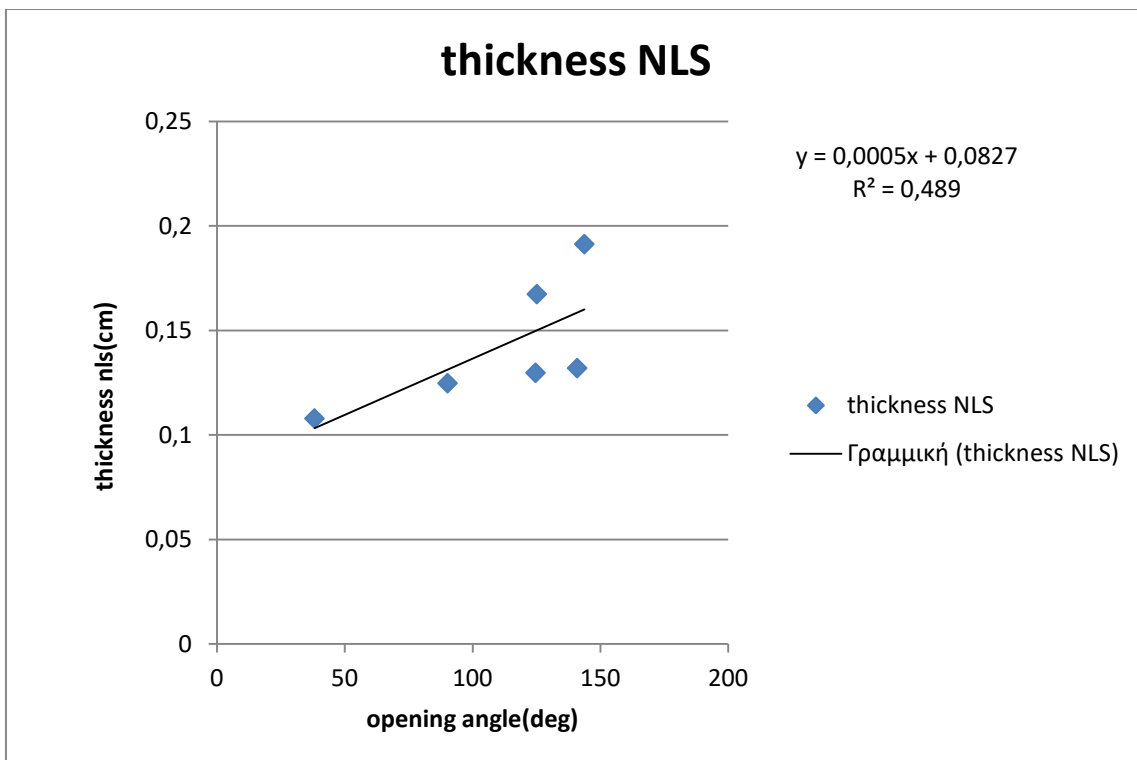
Γράφημα 8.110 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια του δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



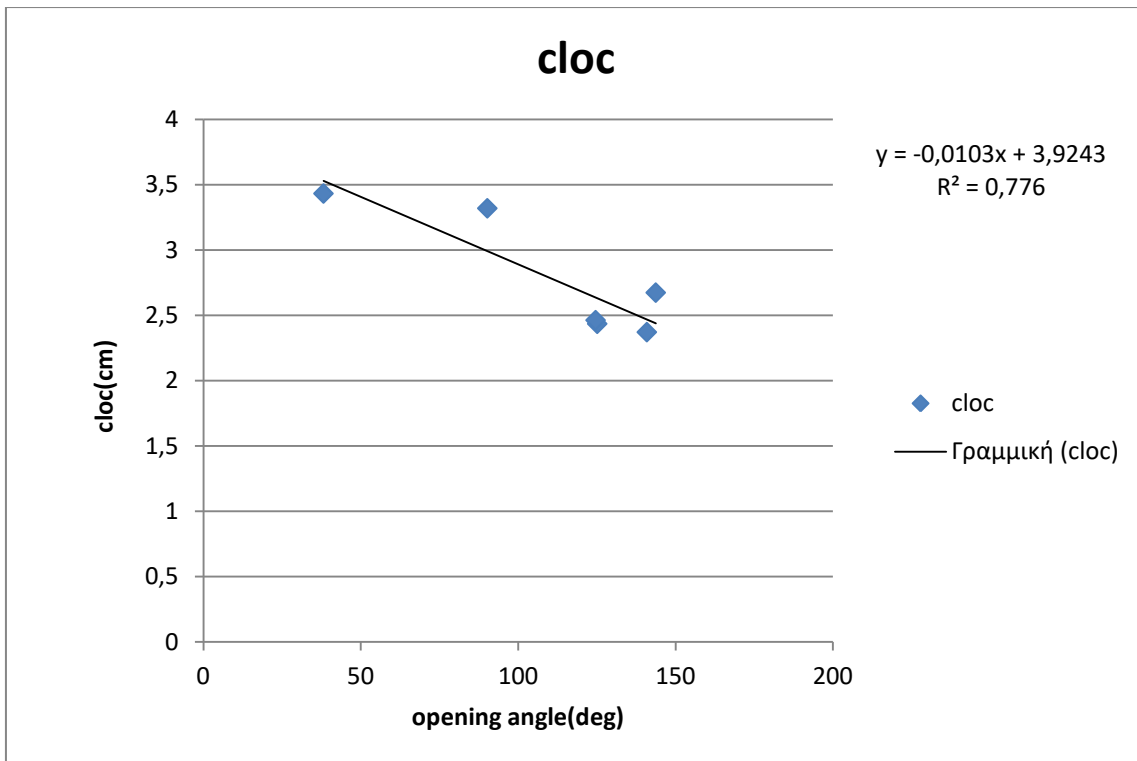
Γράφημα 8.111 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι γωνίας ανοίγματος.



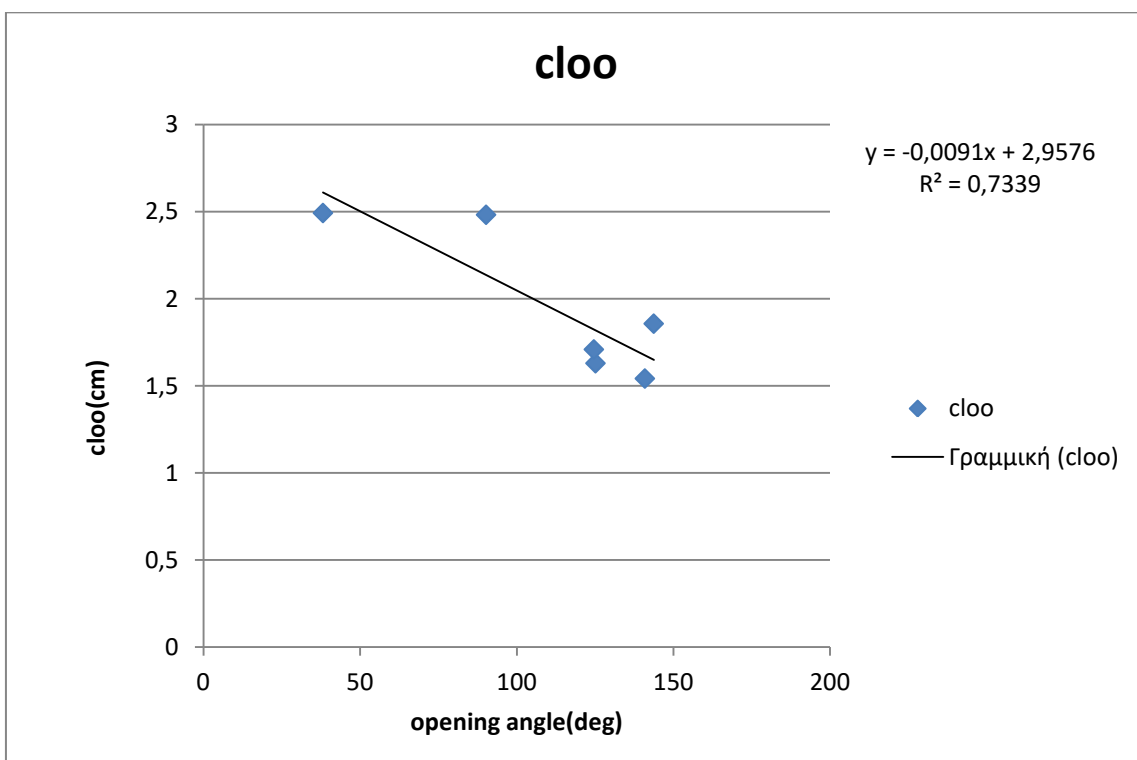
Γράφημα 8.112 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



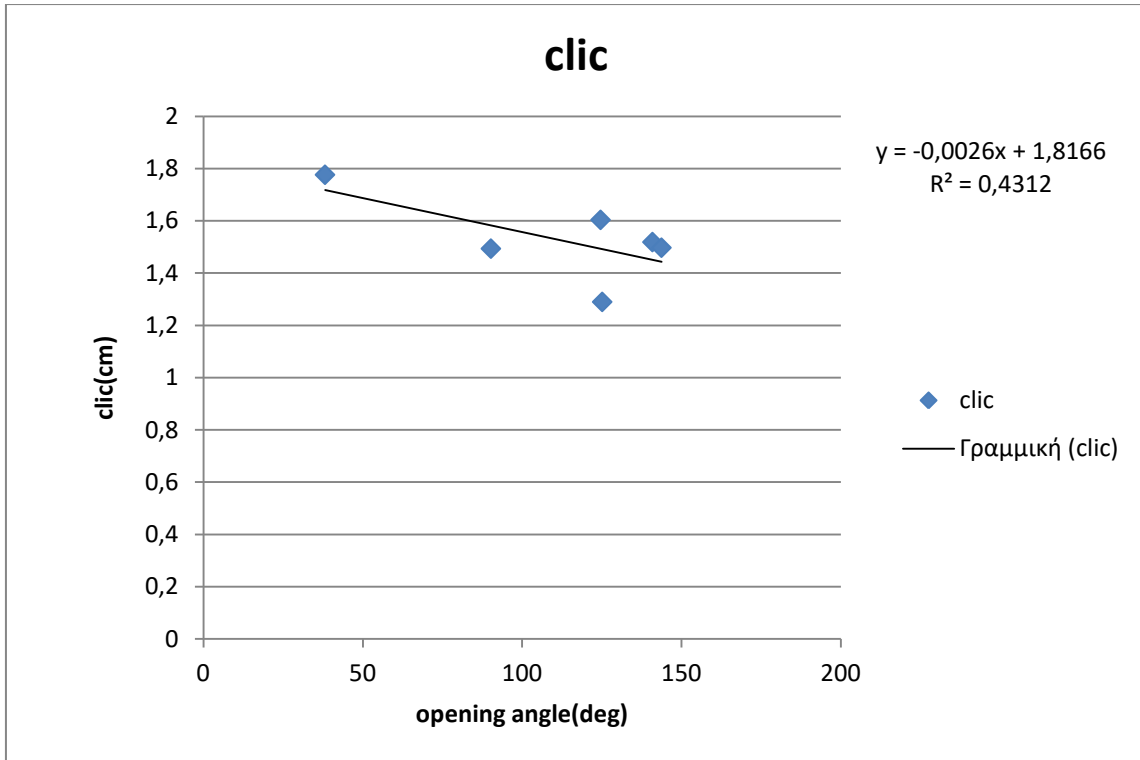
Γράφημα 8.113 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



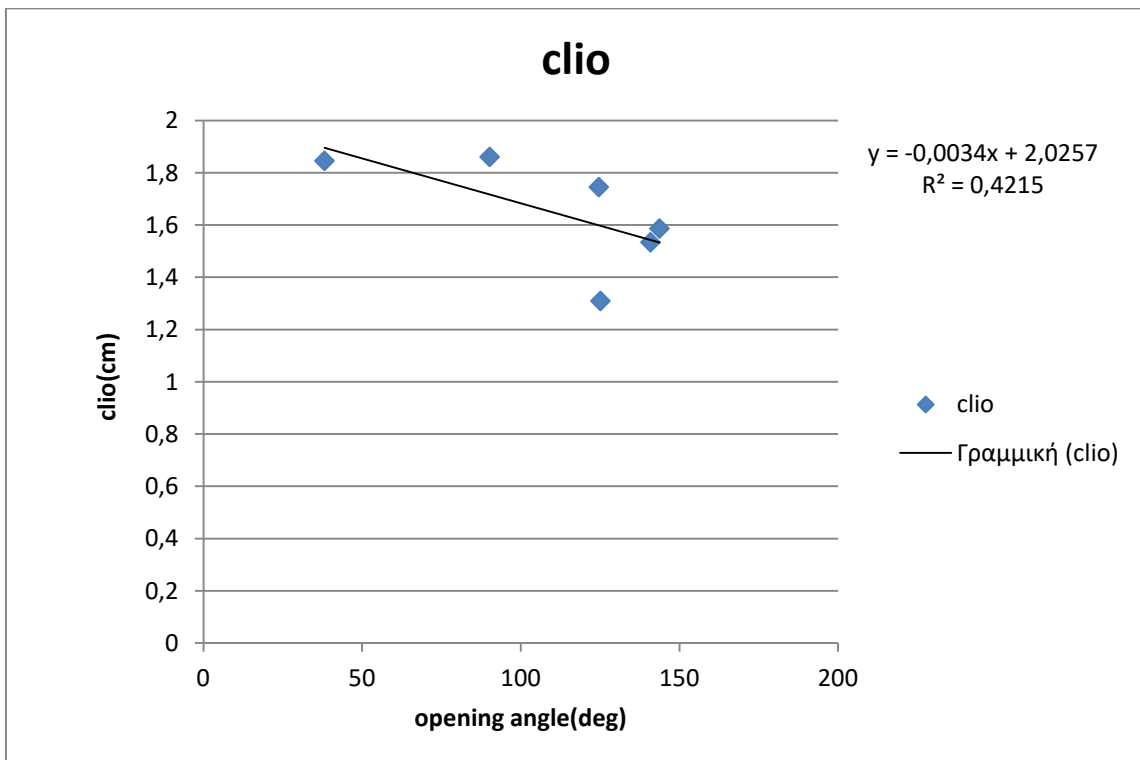
Γράφημα 8.114 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



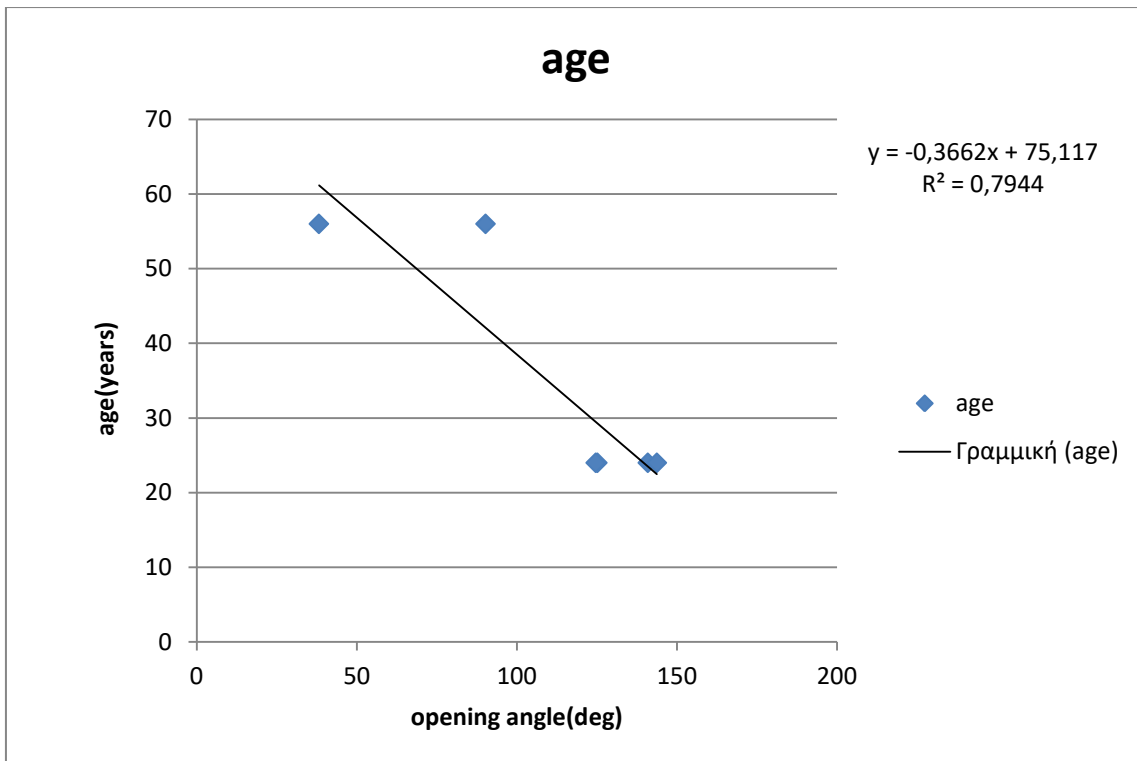
Γράφημα 8.115 : Περιμετρικό μήκος εξωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



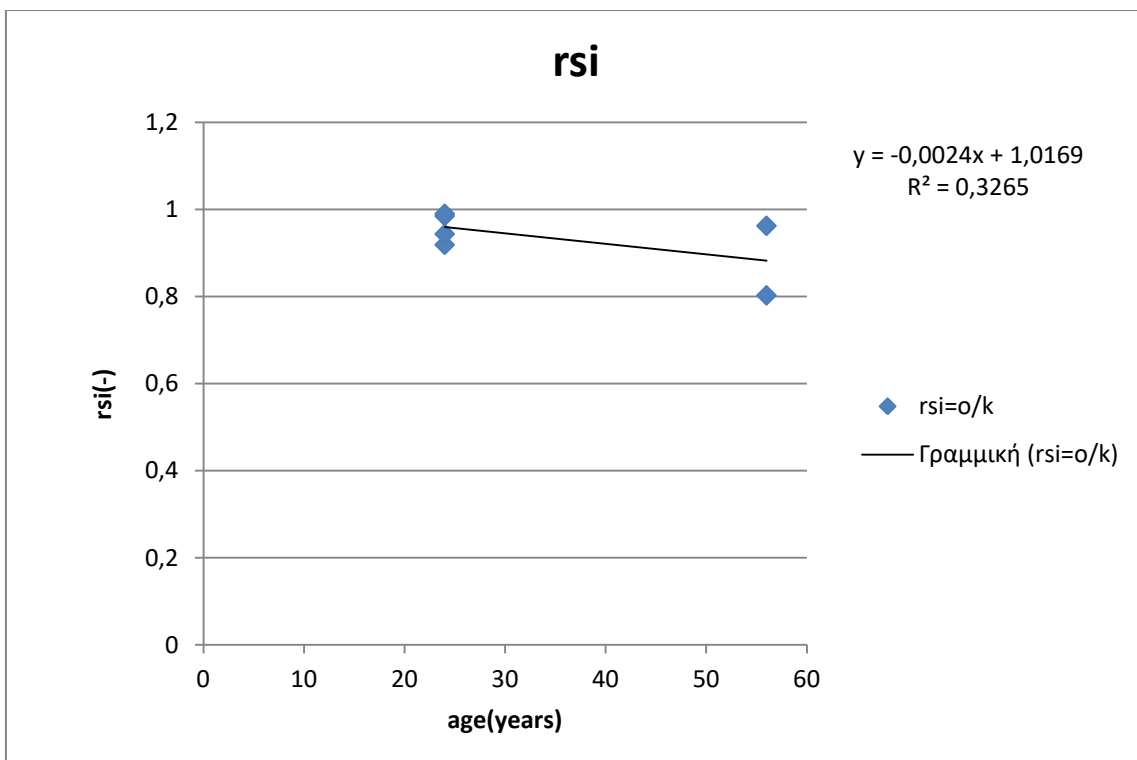
Γράφημα 8.116 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



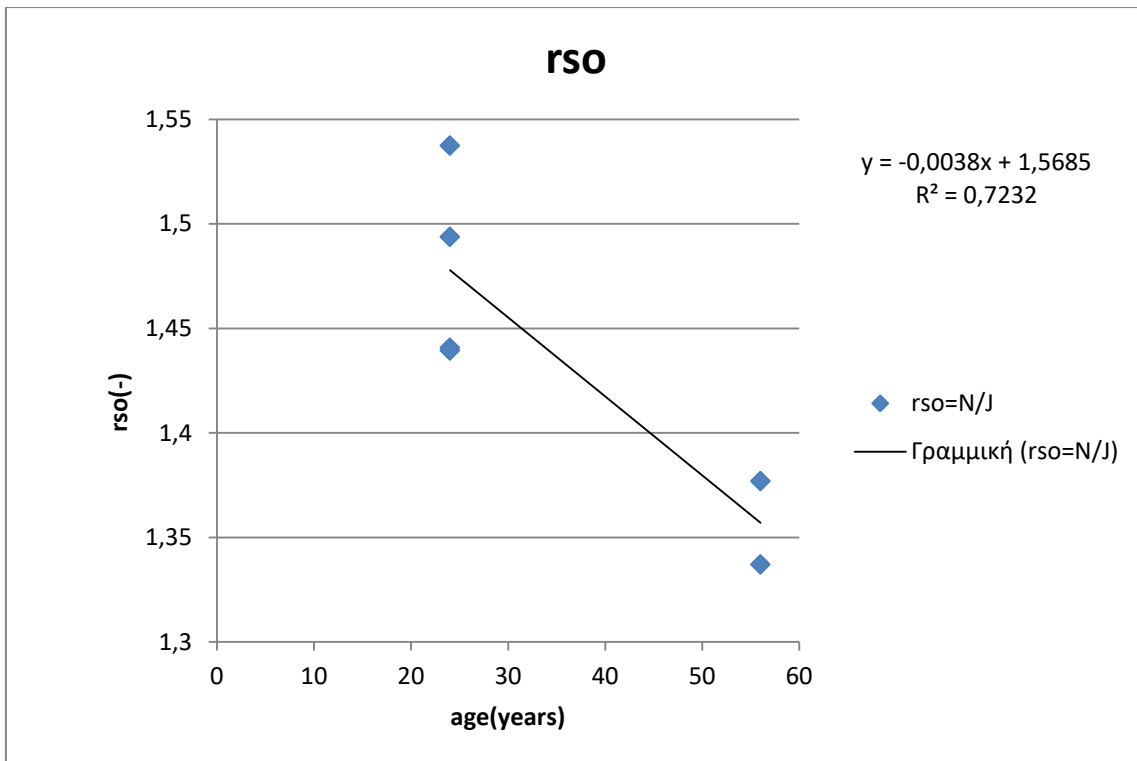
Γράφημα 8.117 : Περιμετρικό μήκος εσωτερικής επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



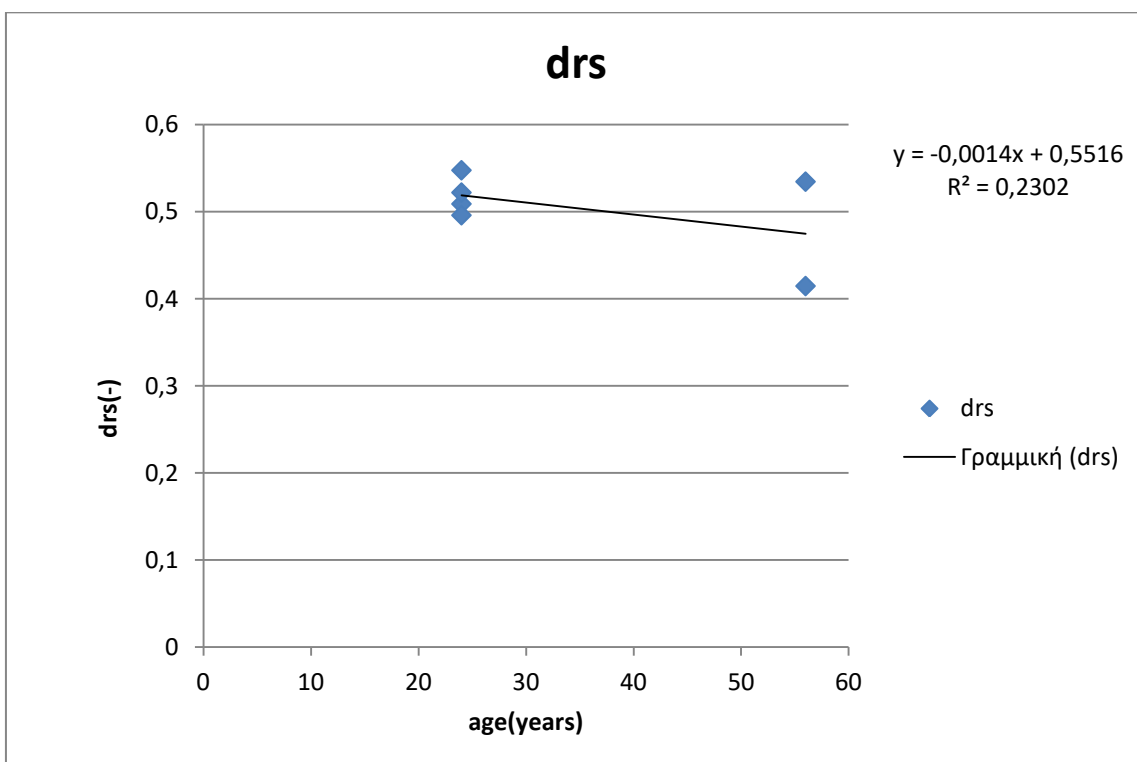
Γράφημα 8.118 : Ηλικία έναντι γωνίας ανοίγματος.



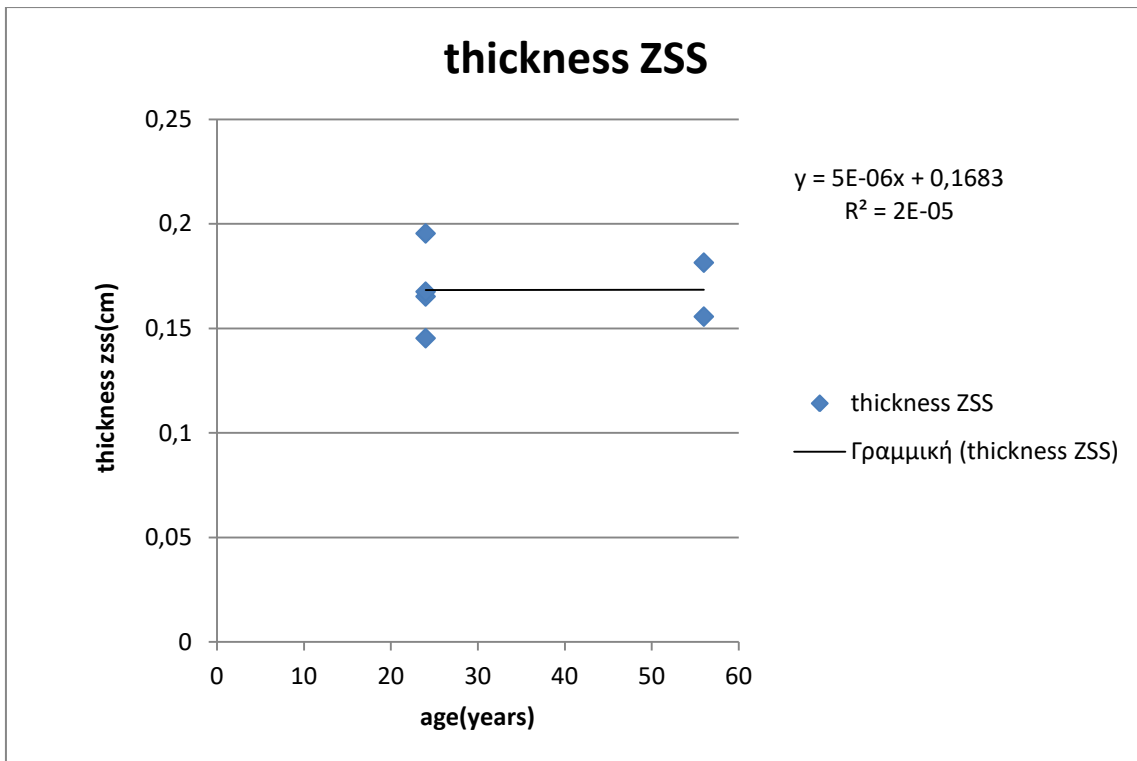
Γράφημα 8.119 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι ηλικίας.



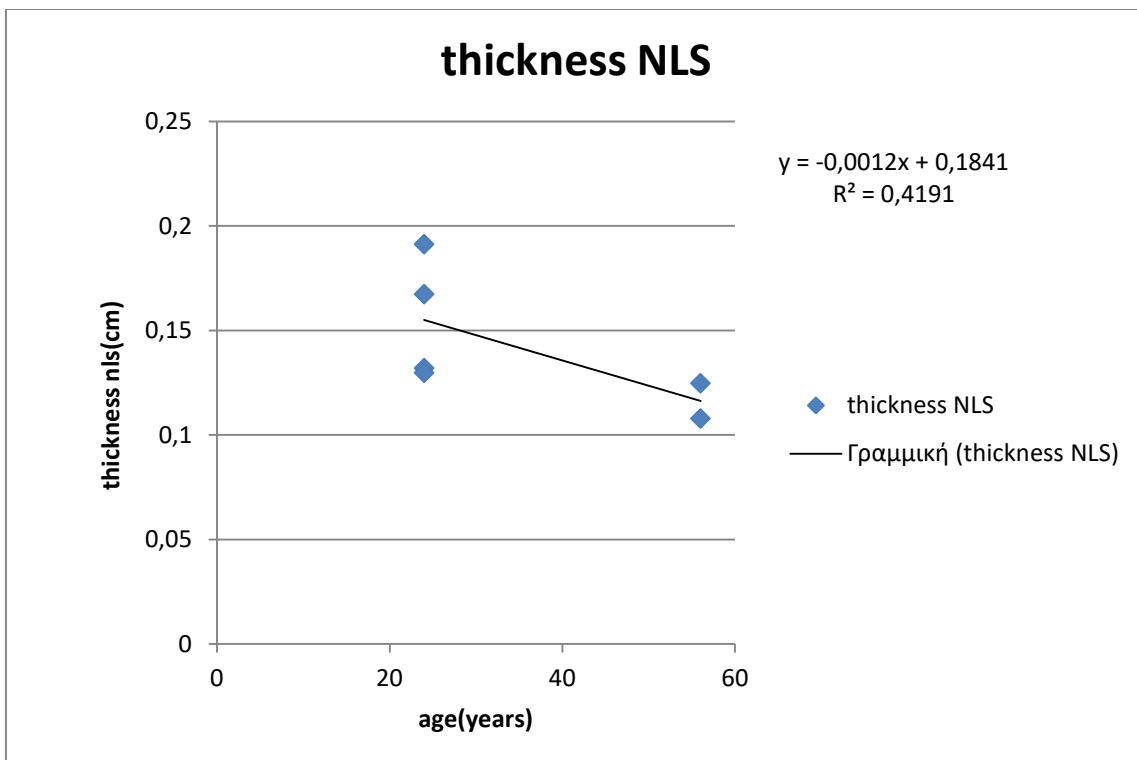
Γράφημα 8.120 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι ηλικίας.



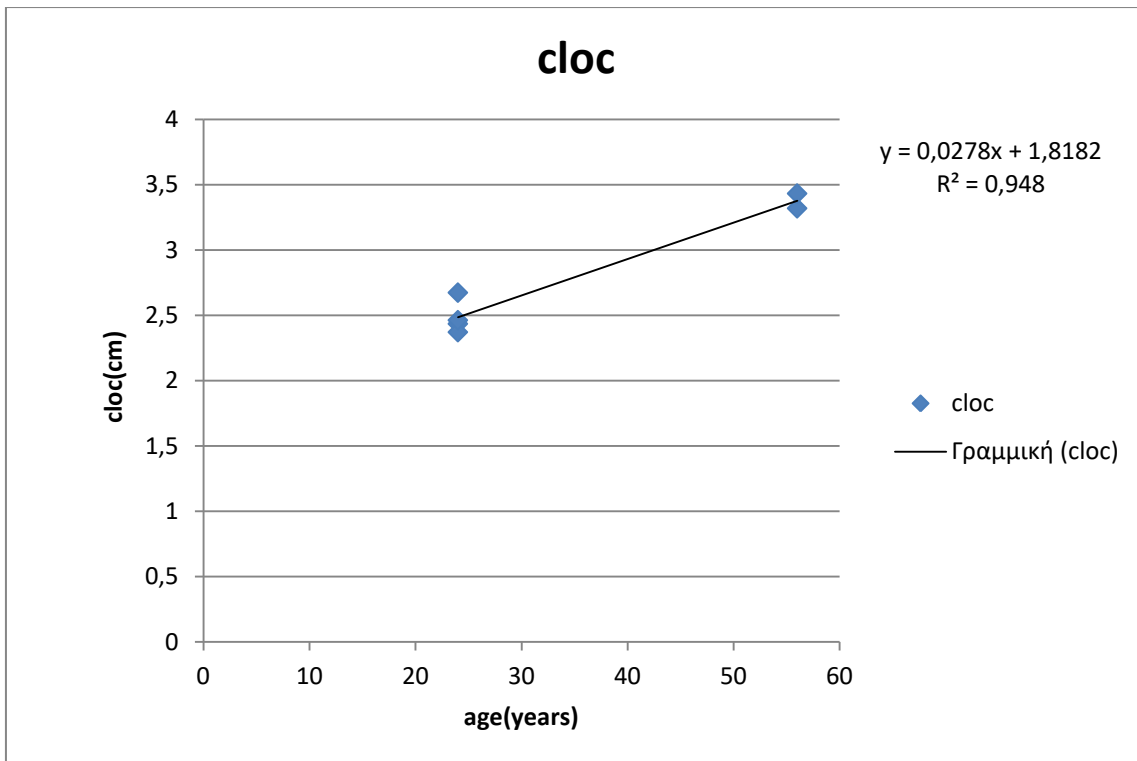
Γράφημα 8.121 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι ηλικίας.



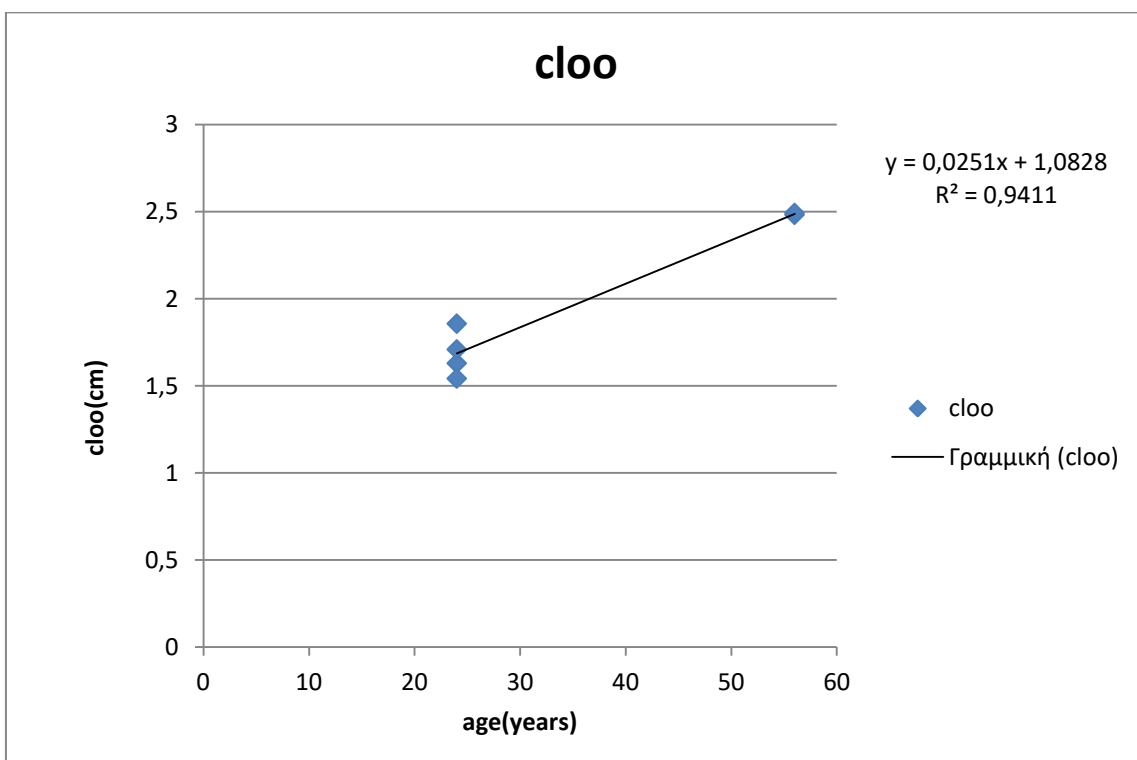
Γράφημα 8.122 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



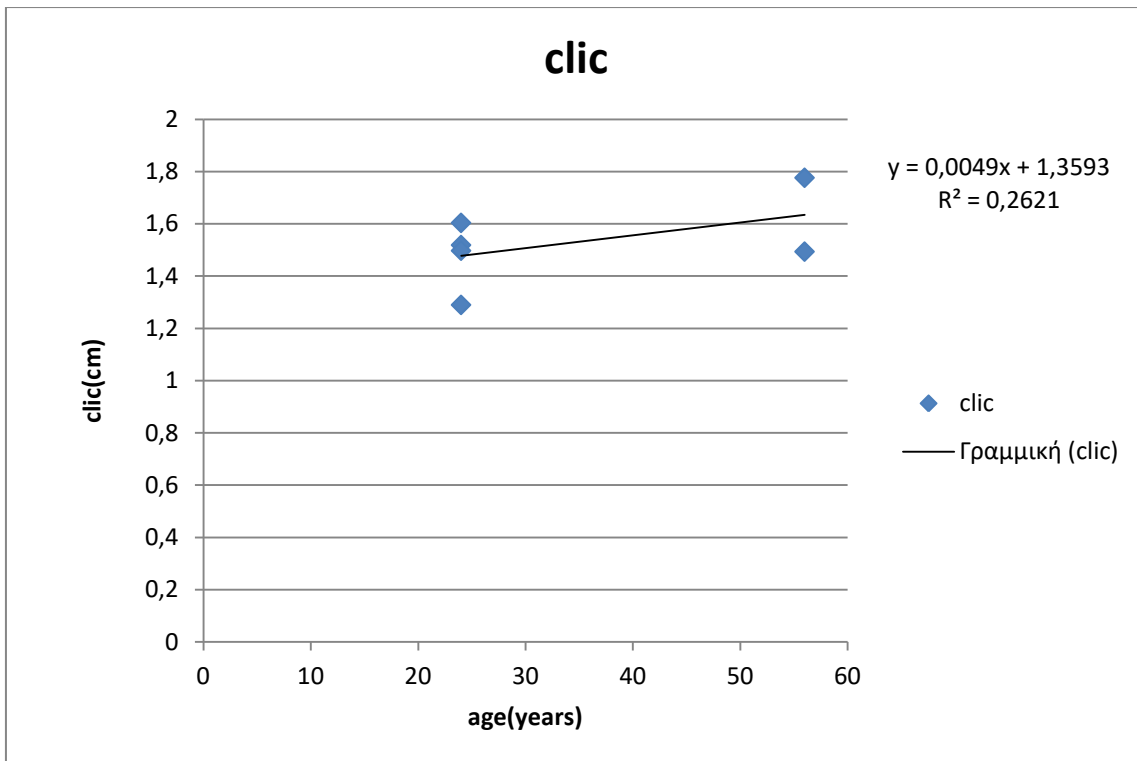
Γράφημα 8.123 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



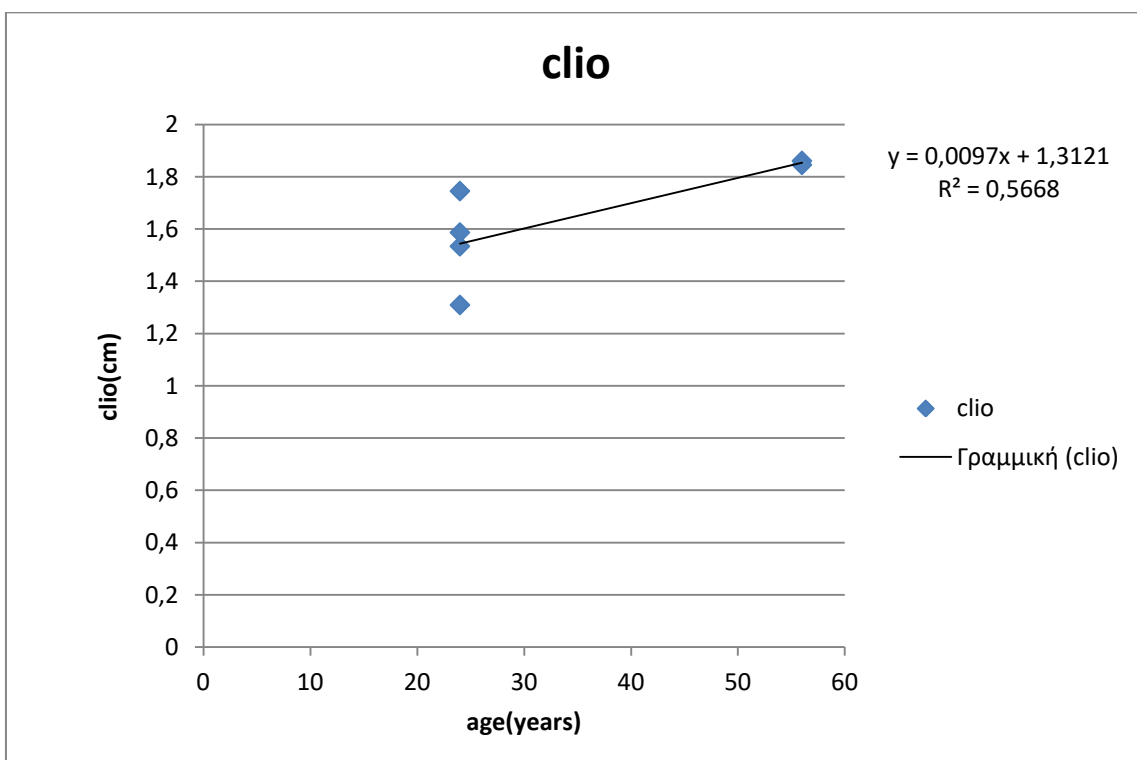
Γράφημα 8.124 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.125 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.126 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.127 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.

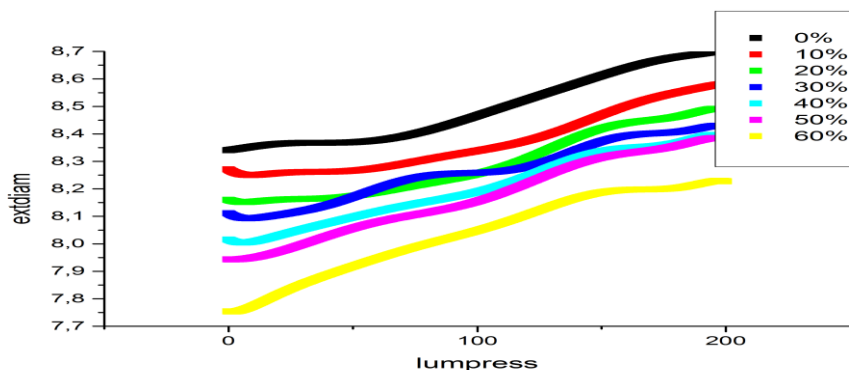
Σχόλια - παρατηρήσεις :

Ακολουθείται το ίδιο μοτίβο συσχετίσεων, δηλαδή πολύ καλή καλή συσχέτιση των παραμενουσών παραμορφώσεων της εξωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων και της διαφοράς των παραμενουσών παραμορφώσεων με την γωνία ανοίγματος, πολύ καλή συσχέτιση του πάχους στην κλειστή κατάσταση με την γωνία ανοίγματος, άριστες και πολύ καλές αρνητικές συσχετίσεις του περιφερειακού μήκους της εξωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή και κλειστή κατάσταση των δακτυλίων και αντίστοιχα του περιφερειακού μήκους της εσωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή και κλειστή κατάσταση με την γωνία ανοίγματος.

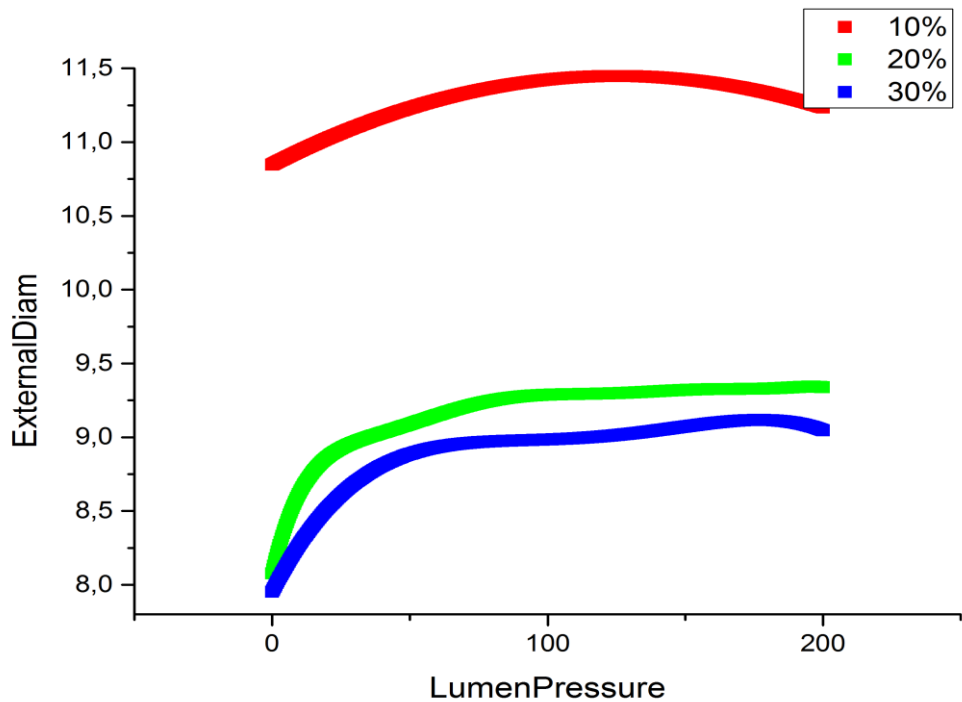
Άριστη αρνητική συσχέτιση της ηλικίας με τη γωνία ανοίγματος και αντίστοιχα συσχετίσεων για τις προηγούμενες ποσότητες με την ηλικία. Πιο συγκεκριμένα αρνητικές άριστες συσχετίσεις των παραμενουσών παραμορφώσεων της εξωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων και της διαφοράς με την ηλικία καθώς και του πάχους στην κλειστή κατάσταση. Τέλος άριστες θετικές συσχετίσεις του περιφερειακού μήκους της έξω επιφάνειας στην ανοιχτή και κλειστή κατάσταση και αντίστοιχα πολύ καλές της έσω επιφάνειας στην ανοιχτή και κλειστή κατάσταση με την ηλικία.

8.7.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΡΙΣΤΕΡΩΝ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

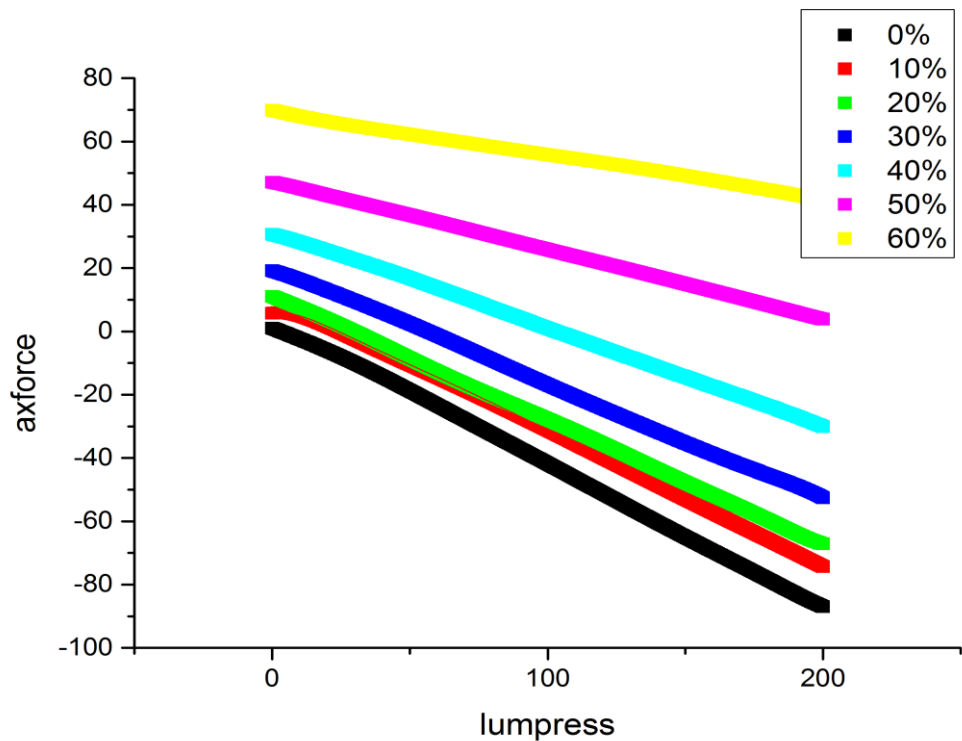
Παρακάτω παρατίθενται δειγματοληπτικά μερικά γραφήματα αριστερών έσω μηριαίων αρτηριών με προσαρμοσμένα δεδομένα ώστε να εμφανίζουν μια κανονικότητα και να είναι συγκρίσιμα μεταξύ ίδιων αρτηριών διαφορετικών δοτών αλλά και μεταξύ διαφορετικού τύπου αρτηριών.



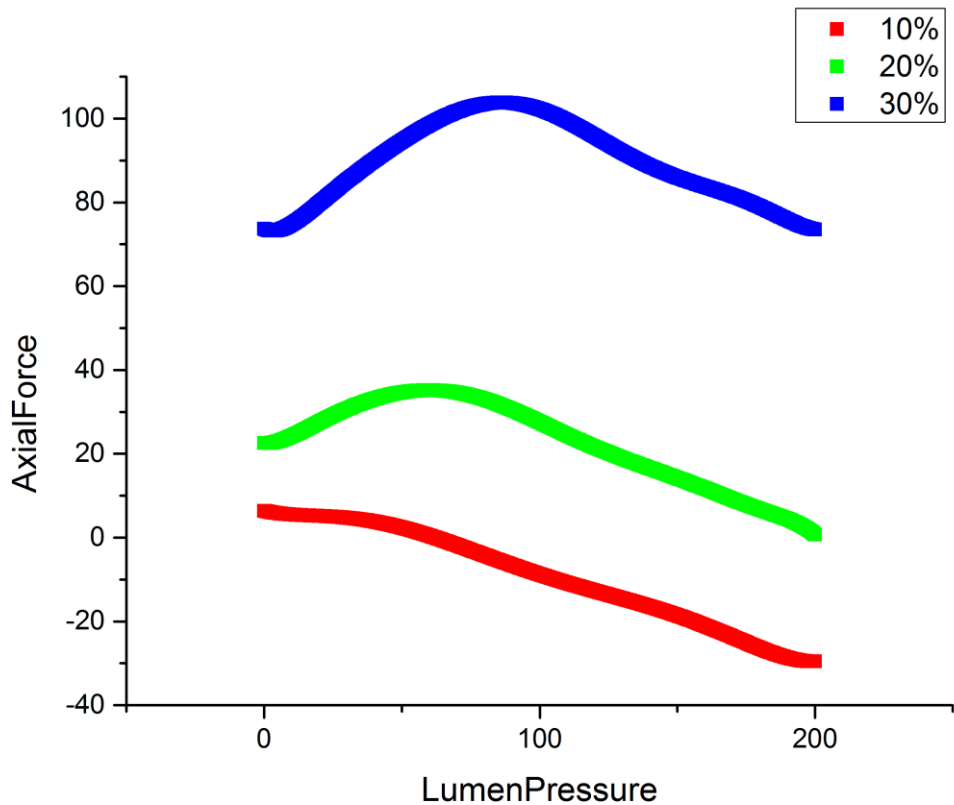
Γράφημα 8.128 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (πείραμα 5).



Γράφημα 8.129 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος γυναίκας 56 ετών (πείραμα 3).



Γράφημα 8.130 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών



Γράφημα 8.131 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος γυναίκας 56 ετών

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Διαφοροποιήσεις στα γραφήματα δύναμης έναντι πίεσης εντοπίζονται τόσο στο πλήθος των επιμηκύνσεων όσο και ποιοτικά στο μέγεθος της δύναμης που δύναται να ασκηθεί στους επιμέρους ιστούς. Το δείγμα της 56χρονης γυναίκας φτάνει μόνο στο 130% του αρχικού μήκους του ιστού ενώ το δείγμα του νεαρού άνδρα στο 170% του αρχικού του μήκους. Ο ιστός της γυναίκας μέσης ηλικίας πιάνει αμέσως το πλατώ δύναμης και εμφανίζεται ιδιαίτερα μη ελαστικός. Αντίθετα ο ιστός του νεαρού άνδρα πιάνει το πλατώ δύναμης στο 160% του τεντώματος και εμφανίζεται πολύ ελαστικός

Στα γραφήματα διαμέτρου – πίεσης φαίνεται αρκετά μεγαλύτερης διαμέτρου ο ιστός της γυναίκας και με πολύ μικρότερο εύρος τιμών στα διάφορα στάδια επιμήκυνσης. Από την άλλη ο ιστός του νεαρού άνδρα παρουσιάζει μεγάλο εύρος τιμών διαμέτρου στα διάφορα στάδια επιμήκυνσης και φαίνεται να είναι ιδιαιτέρως ελαστικός.

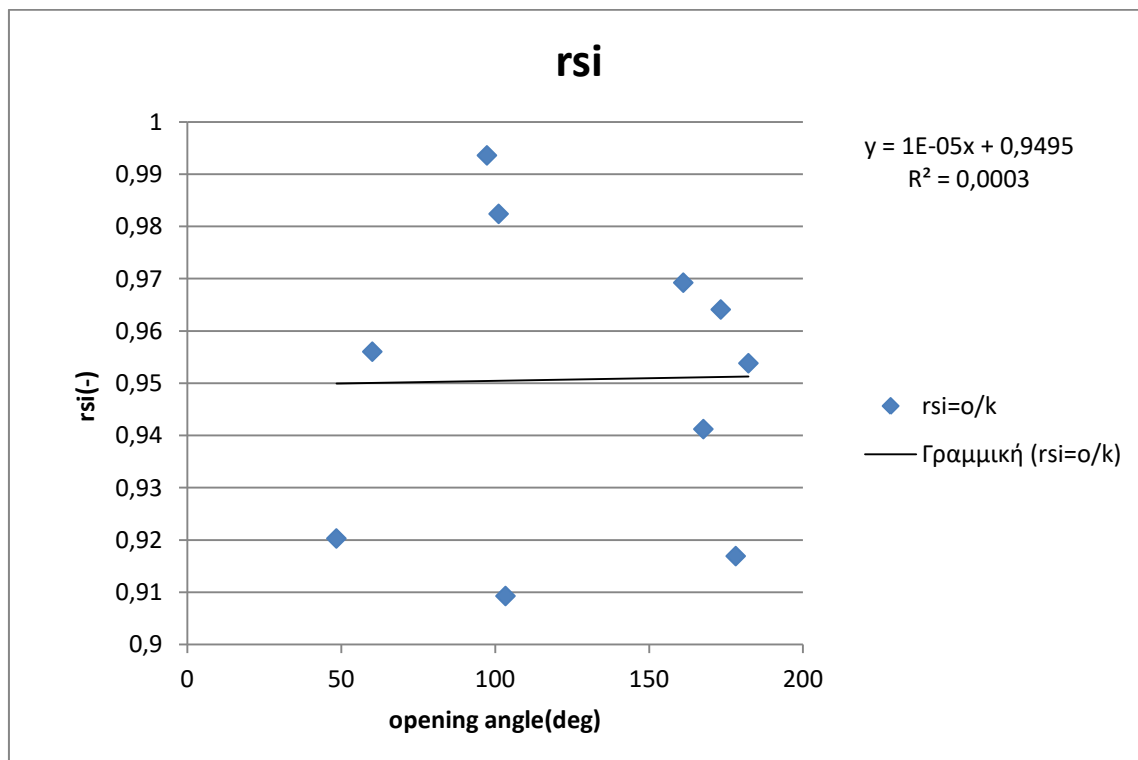
8.8 ΔΕΞΙΕΣ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Τα δείγματα των δεξιών έσω μηριαίων αρτηριών ελήφθησαν από 5 άτομα (3 άνδρες και 2 γυναίκες) με μέσο όρο ηλικίας $53,6 \pm 13,4$ έτη.

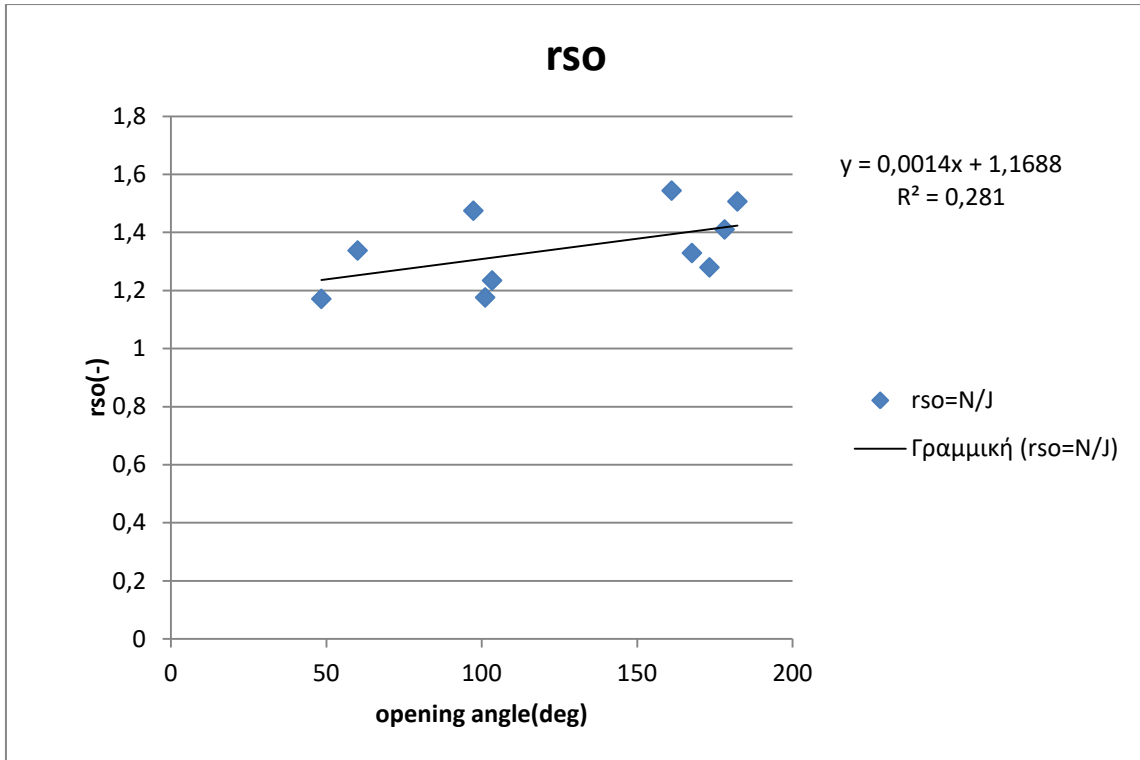
Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από όπου ελήφθησαν τα δεδομένα για τα γραφήματα που ακολουθούν.

cloo	clio	thickness ZSS	opening angle	cloc	clic	thickness NLS	rsi=o/k	rso=N/J	drs	age
2,24486	2,344933	0,147691	60,08573	3,003276	2,241898	0,11659	0,956061	1,337845	0,381785	56
2,29012	2,351559	0,175892	97,33438	3,37765	2,336544	0,156412	0,993615	1,474879	0,481264	56
1,922038	2,095146	0,222129	182,295	2,89615	1,998456	0,132761	0,953851	1,506812	0,552962	90
2,332485	2,000367	0,251569	101,1351	2,743488	1,965216	0,11917	0,982428	1,176208	0,193781	90
2,118548	1,963763	0,116478	48,41148	2,481483	1,807288	0,103101	0,920318	1,171313	0,250994	51
2,083505	1,996516	0,141118	103,3665	2,572425	1,815451	0,117648	0,909309	1,234662	0,325353	51
1,870546	1,815695	0,155255	167,6557	2,486434	1,709021	0,126961	0,941249	1,329256	0,388007	42
1,655209	1,66166	0,131025	161,131	2,555752	1,610591	0,11921	0,969266	1,544066	0,5748	42
2,137076	2,094536	0,134116	173,3055	2,734906	2,019398	0,116456	0,964127	1,279742	0,315616	29
1,901925	1,994589	0,194064	178,1711	2,682508	1,828925	0,137499	0,916943	1,410417	0,493474	29

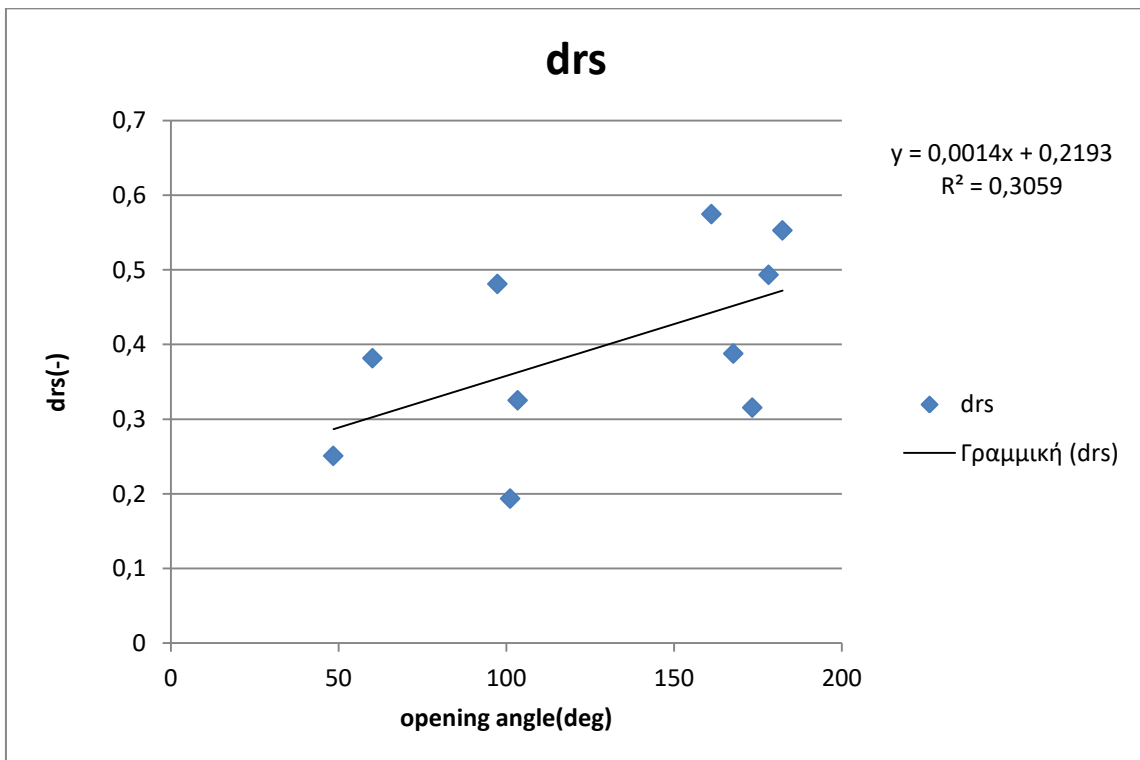
Πίνακας 8.7 : Πρωτογενή δεδομένα δεξιών έσω μηριαίων αρτηριών.



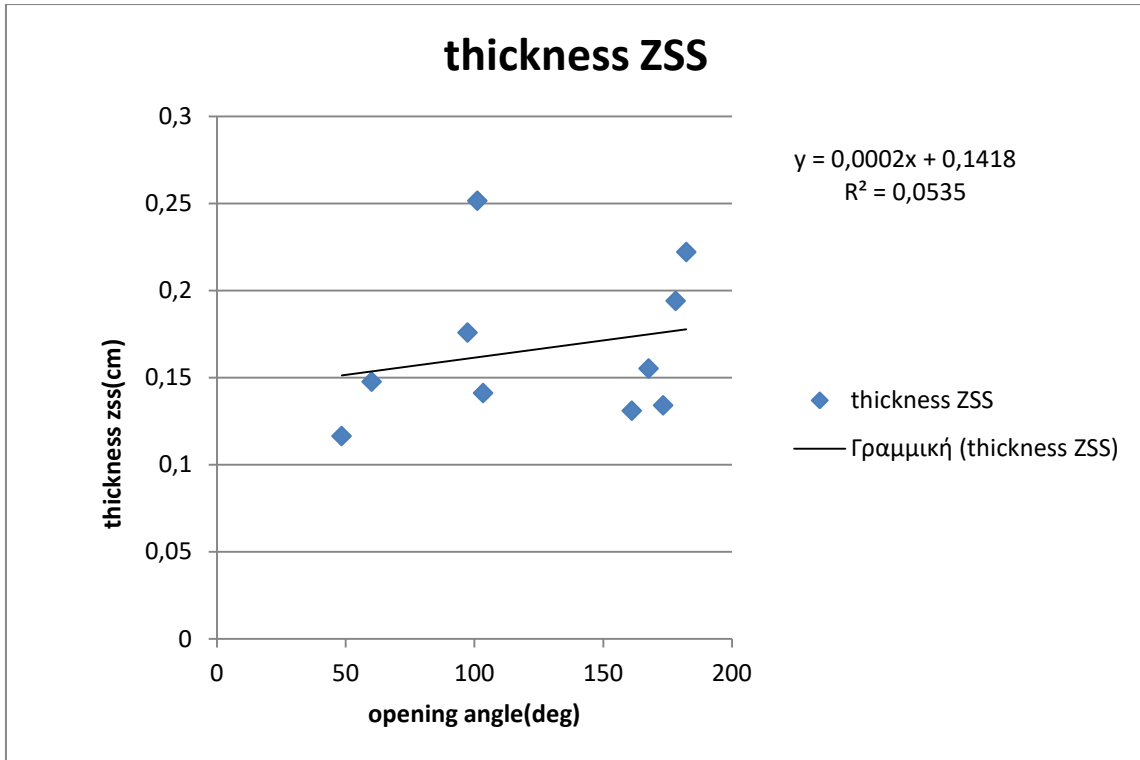
Γράφημα 8.132 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι γωνίας ανοίγματος.



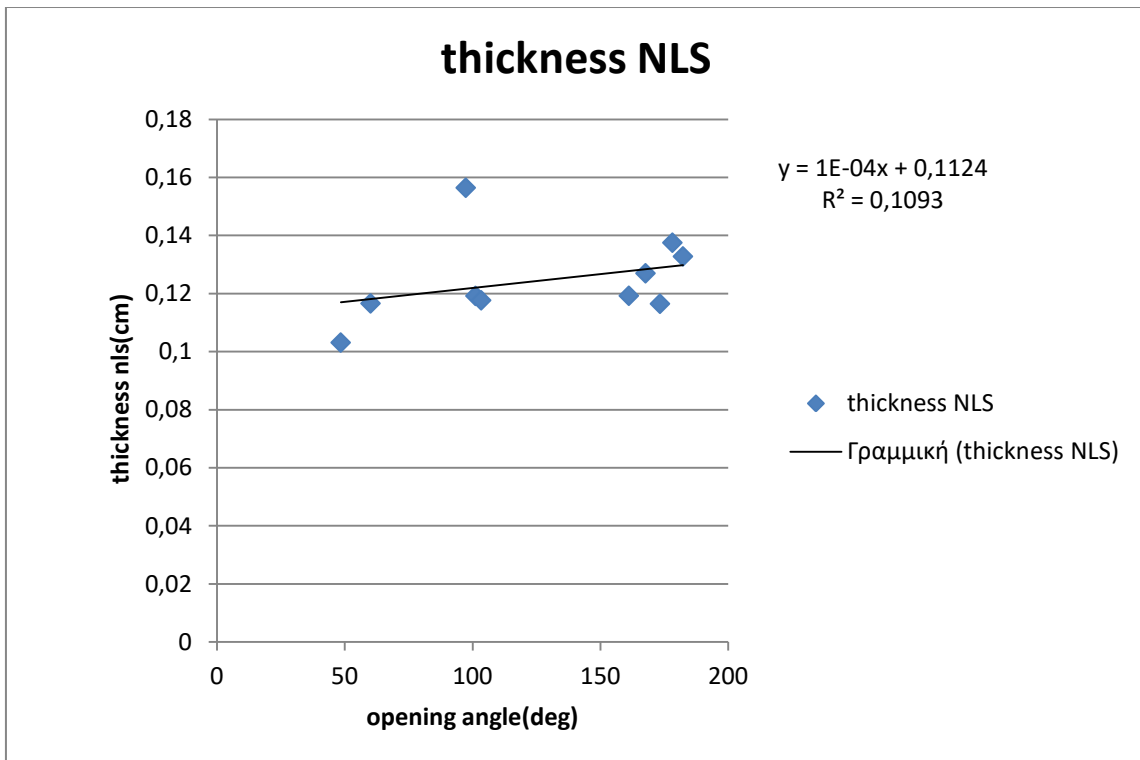
Γράφημα 8.133 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι γωνίας ανοίγματος.



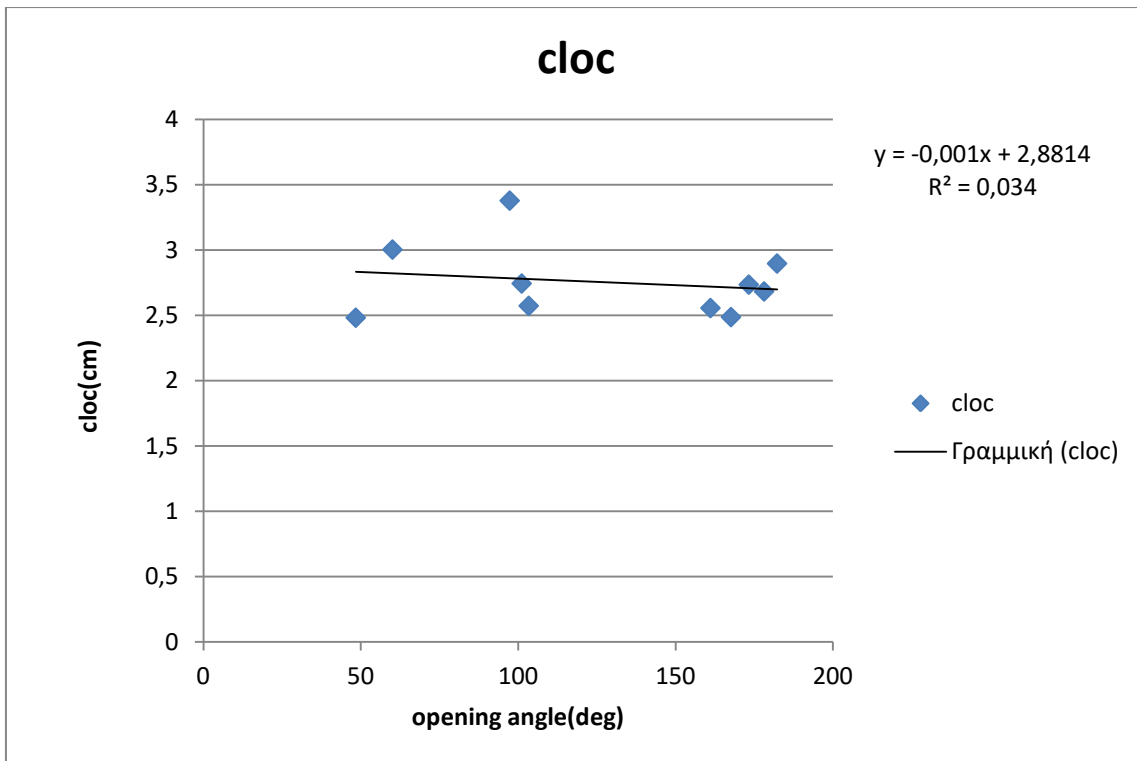
Γράφημα 8.134 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι γωνίας ανοίγματος.



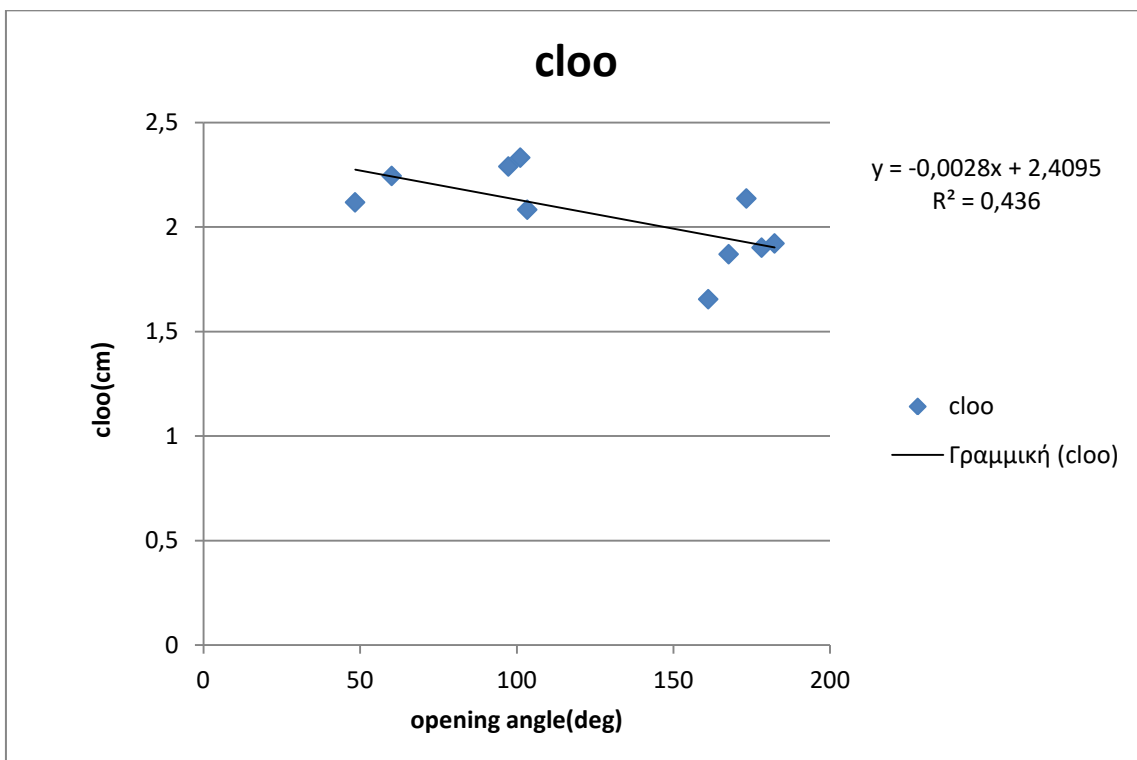
Γράφημα 8.135 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



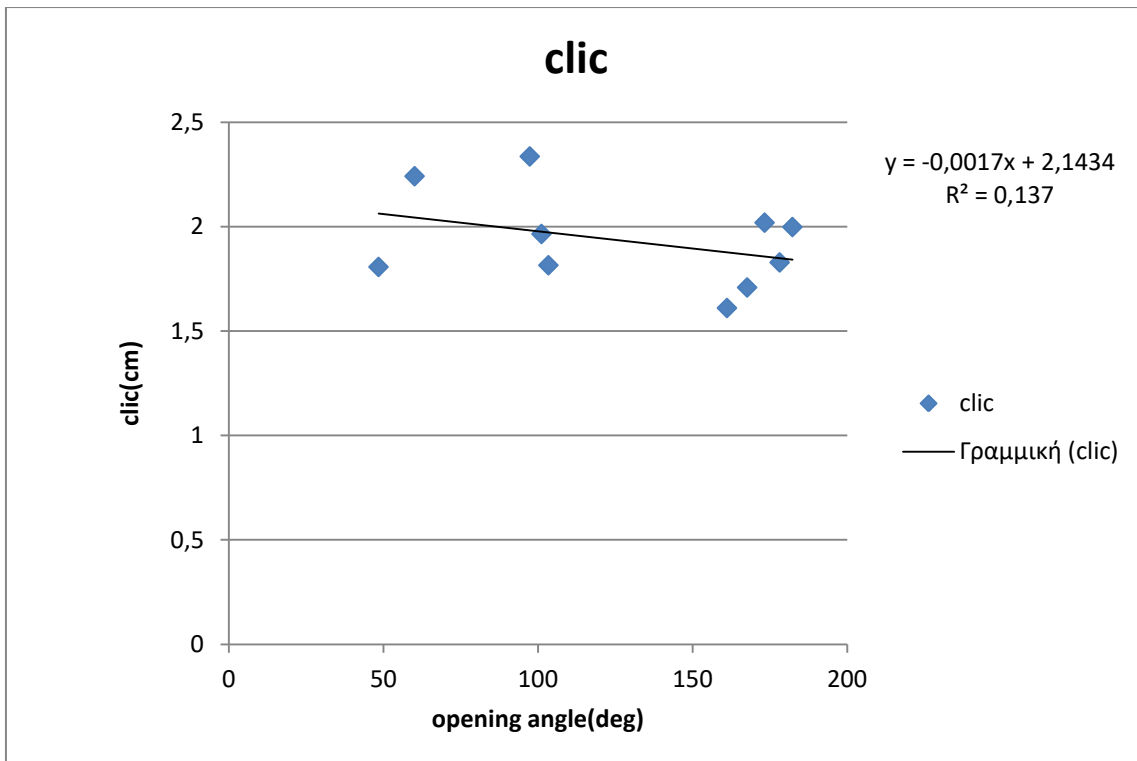
Γράφημα 8.136 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



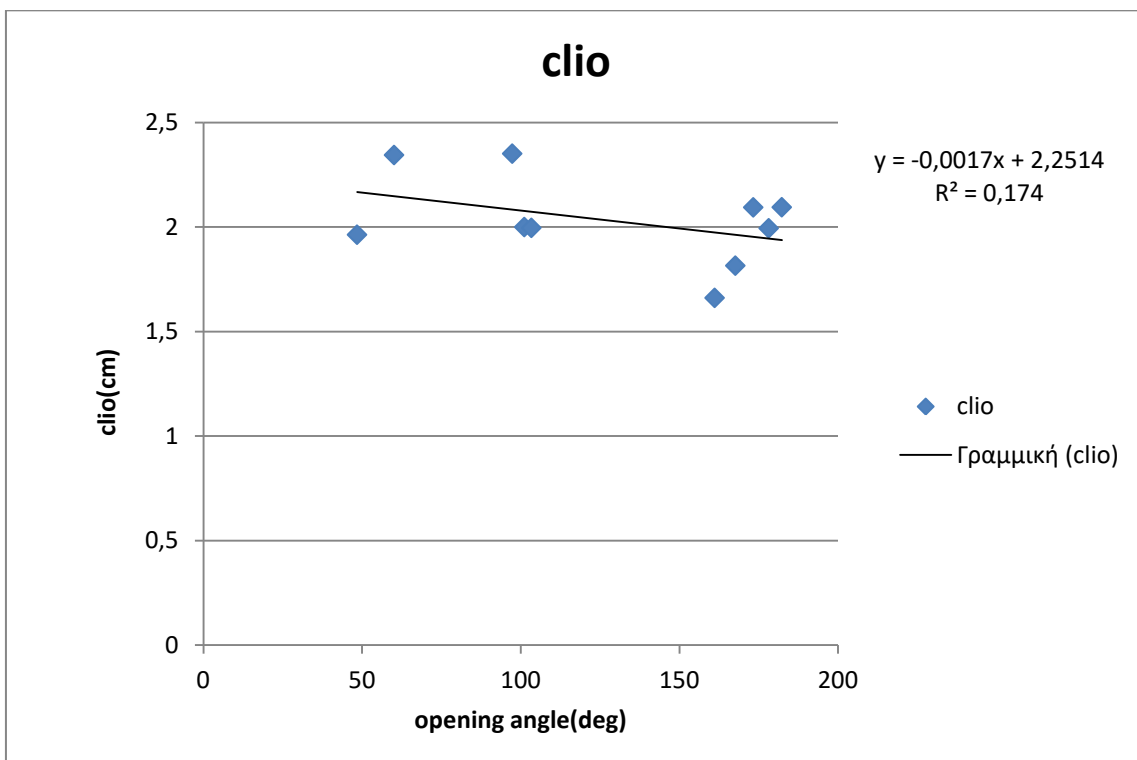
Γράφημα 8.137 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



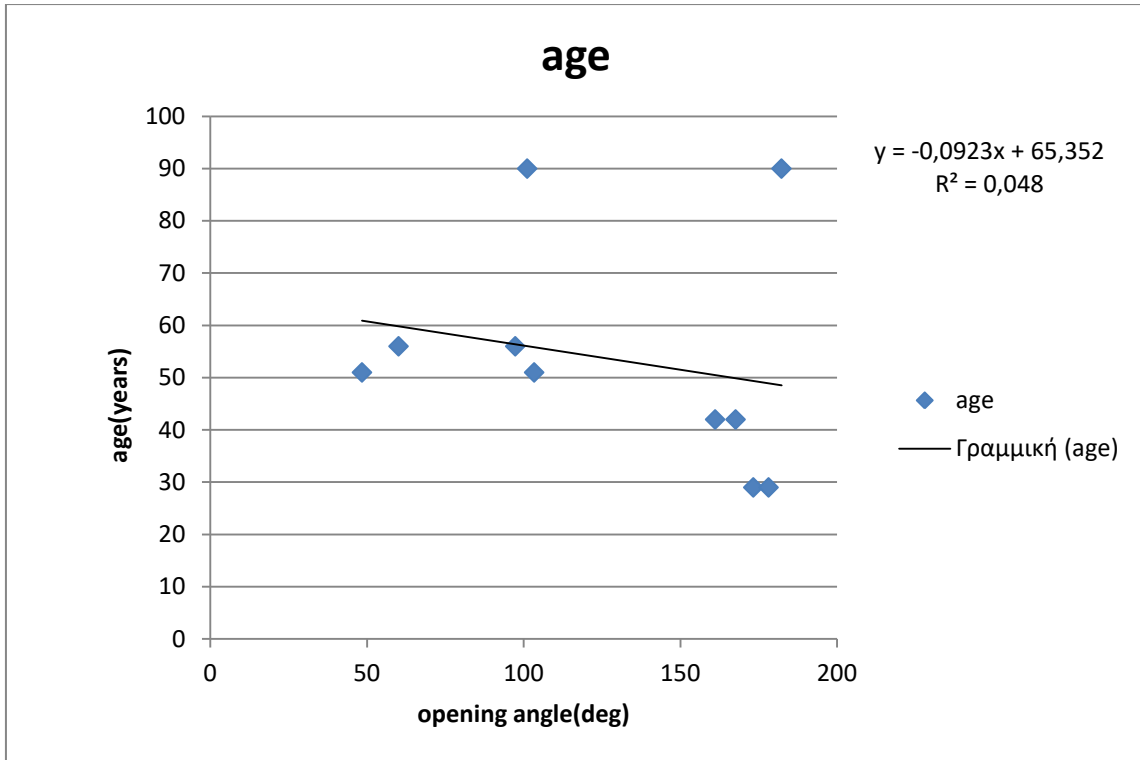
Γράφημα 8.138 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος



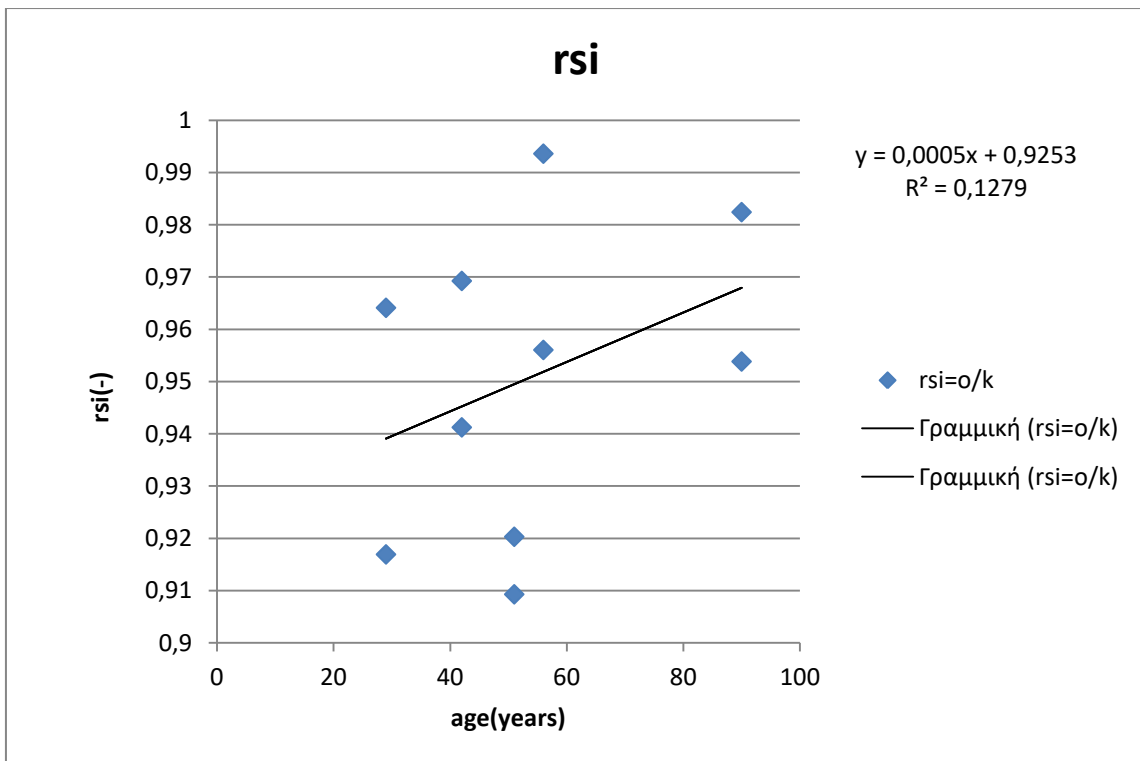
Γράφημα 8.139 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



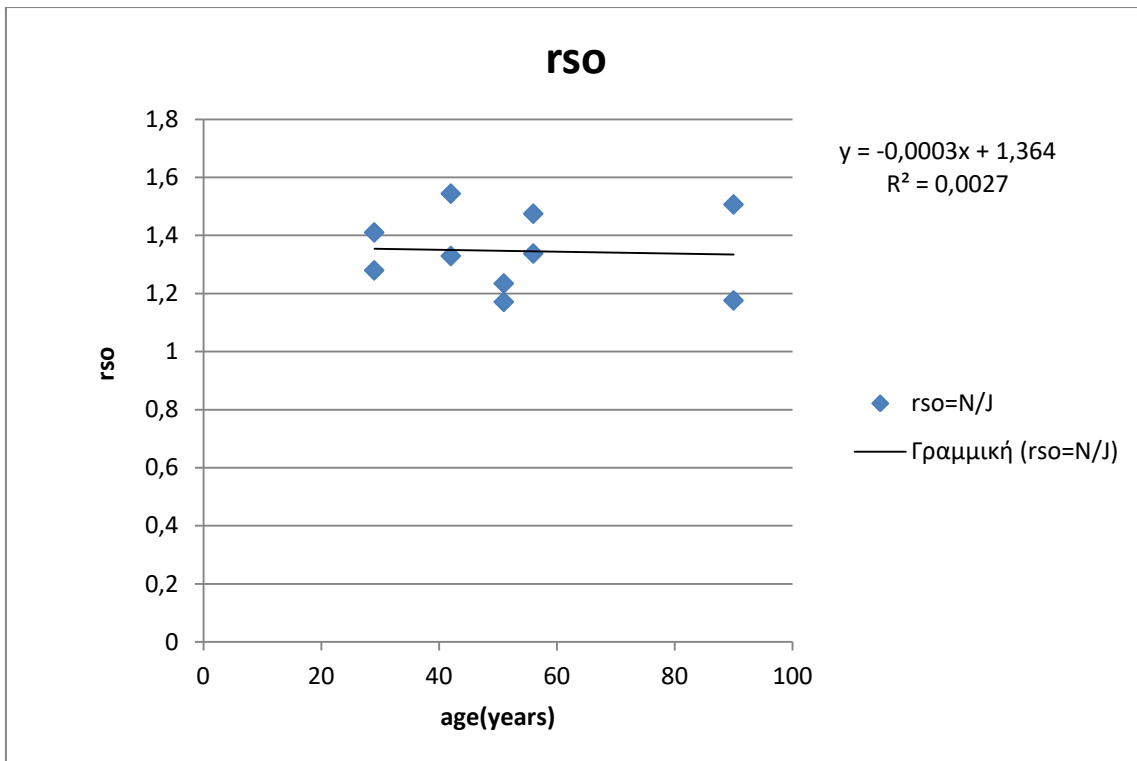
Γράφημα 8.140 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνία ανοίγματος.



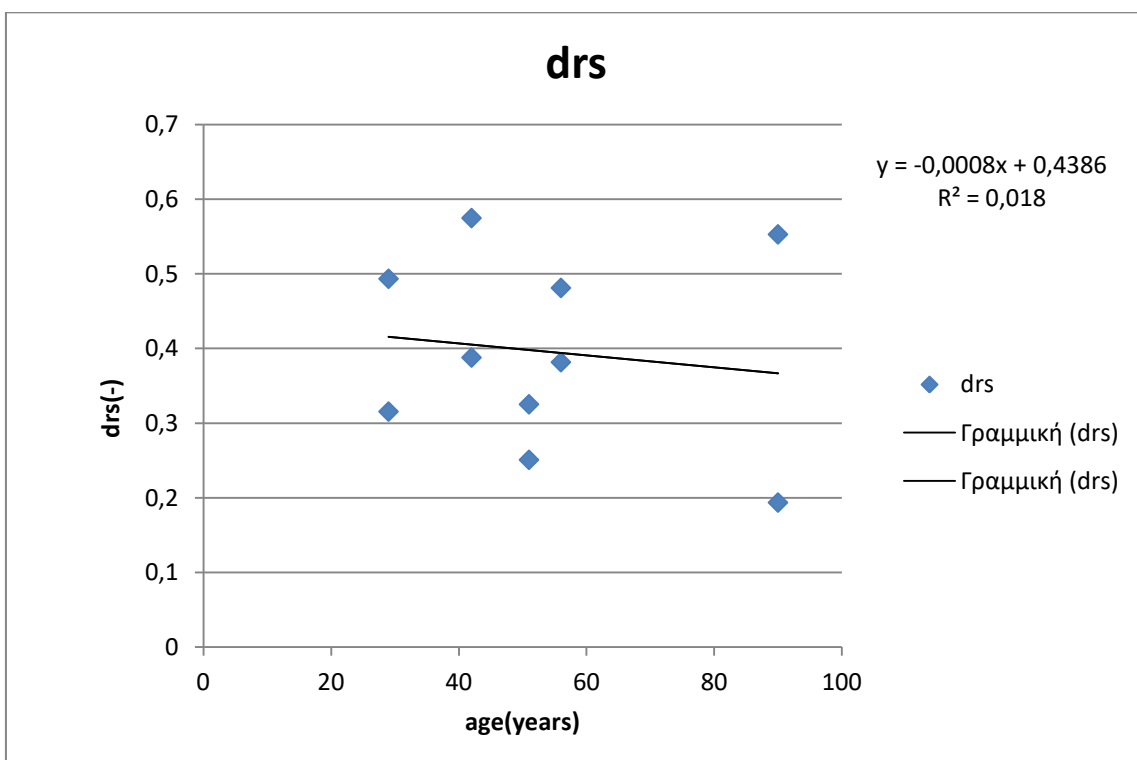
Γράφημα 8.141 : Ηλικία έναντι γωνίας ανοίγματος.



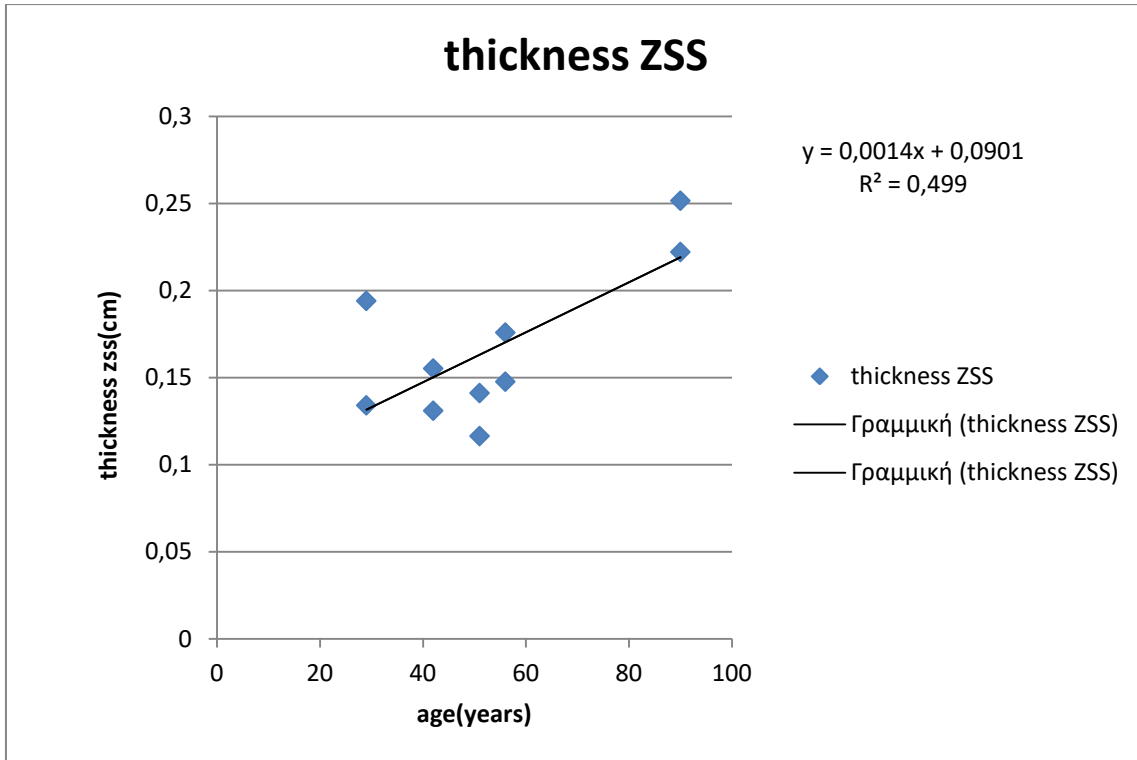
Γράφημα 8.142 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι ηλικίας.



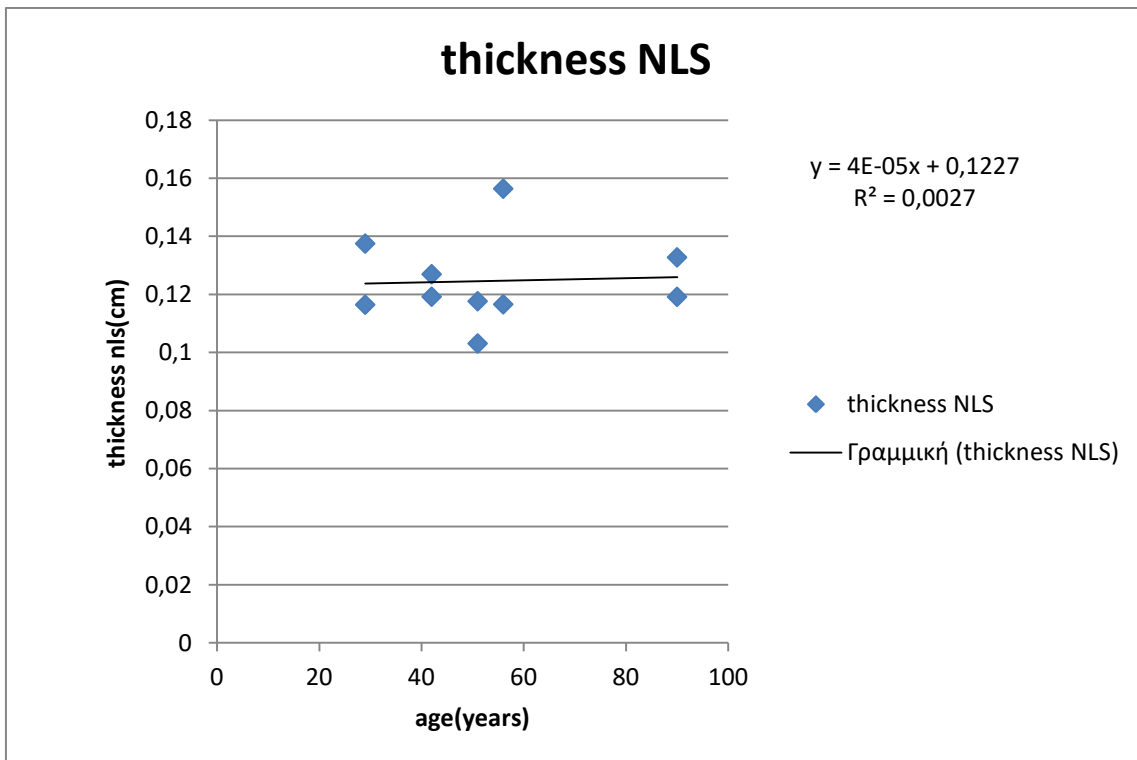
Γράφημα 8.143 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι ηλικίας.



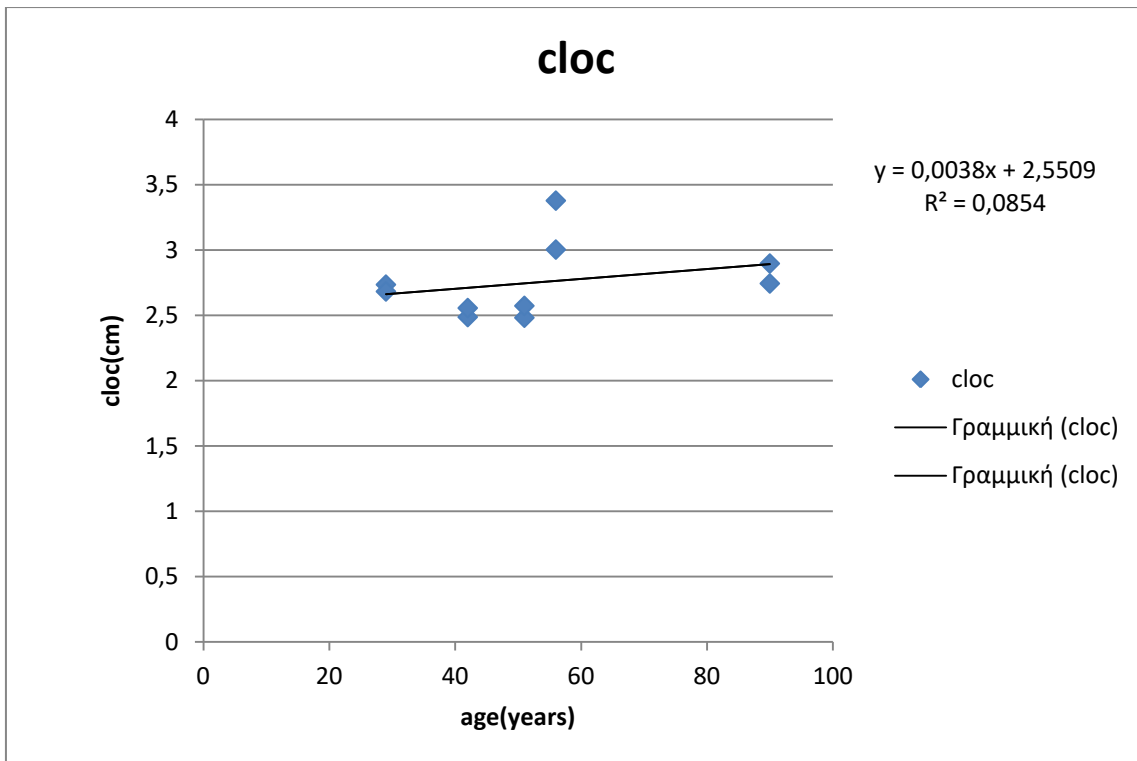
Γράφημα 8.144 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι ηλικίας.



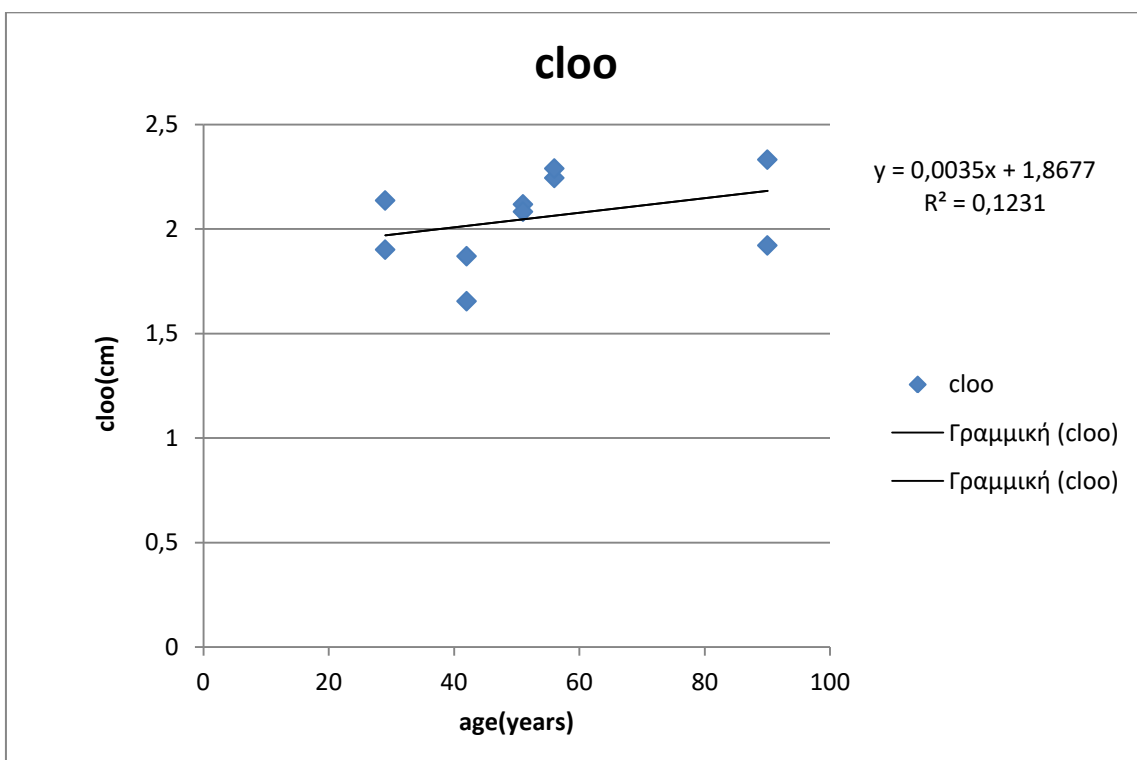
Γράφημα 8.145 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



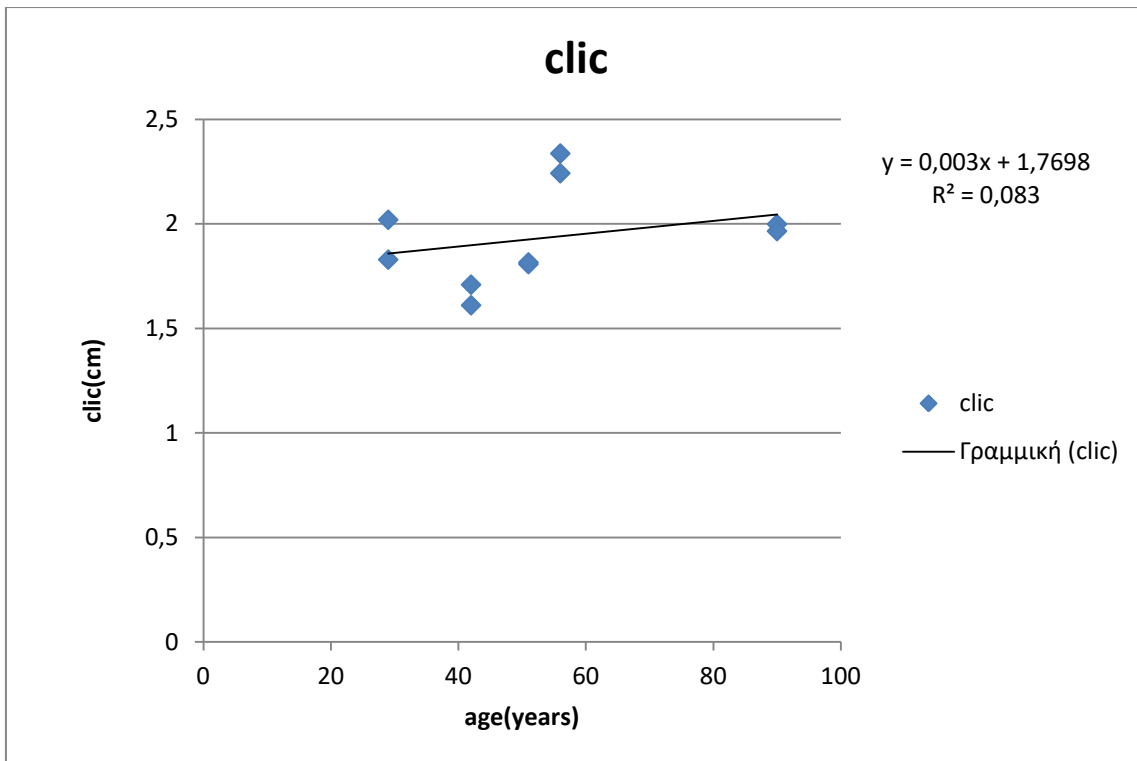
Γράφημα 8.146 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



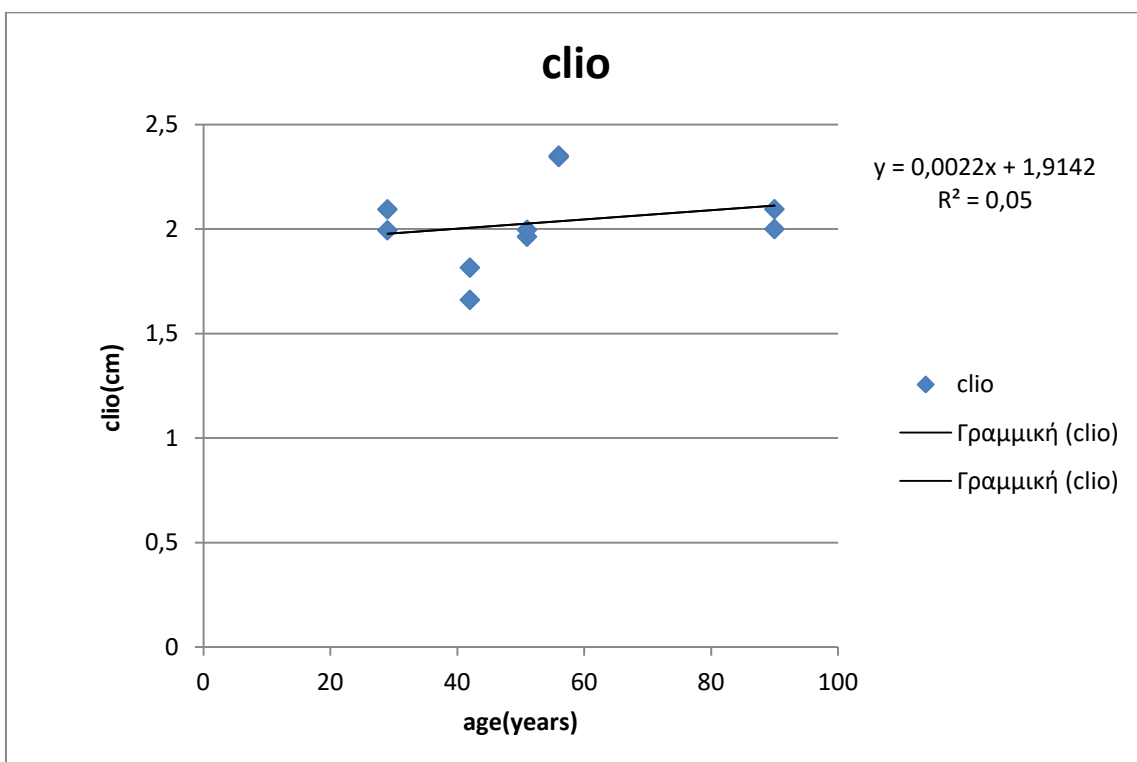
Γράφημα 8.147 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας



Γράφημα 8.148 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.149 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.150 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.

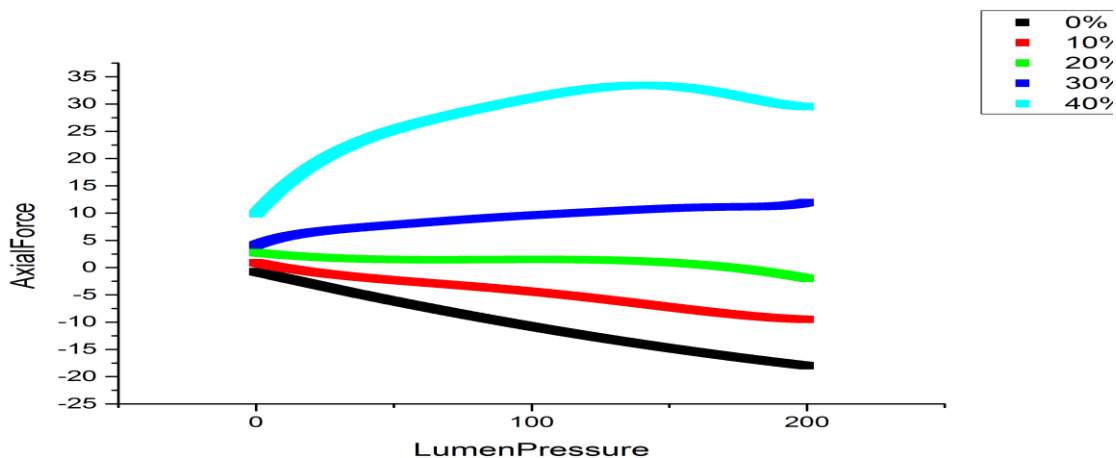
Σχόλια - παρατηρήσεις :

Ίσως λόγω του μικρού αριθμού δειγμάτων δεν παρατηρούμε τα γνωστά συσχετισμένα μεγέθη, πιο συγκεκριμένα οι παραμένουσες παραμορφώσεις της εξωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων και η διαφορά των παραμενουσών παραμορφώσεων με την γωνία ανοίγματος των δακτυλίων συνεχίζουν να συσχετίζονται πολύ καλά καθώς και το πάχος του δακτυλίου στην ανοιχτή κατάσταση εμφανίζει ικανοποιητική συσχέτιση με την γωνία ανοίγματος. Πολύ καλή αρνητική συσχέτιση έχει το περιφερειακό μήκος της εξωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή κατάσταση με τη γωνία ανοίγματος ενώ αντίστοιχα στην κλειστή κατάσταση δεν εμφανίζει καθόλου συσχέτιση και το περιφερειακό μήκος της εσωτερικής επιφάνειας στην ανοιχτή και κλειστή κατάσταση έχει ικανοποιητική συσχέτιση, αρνητική με τη γωνία ανοίγματος.

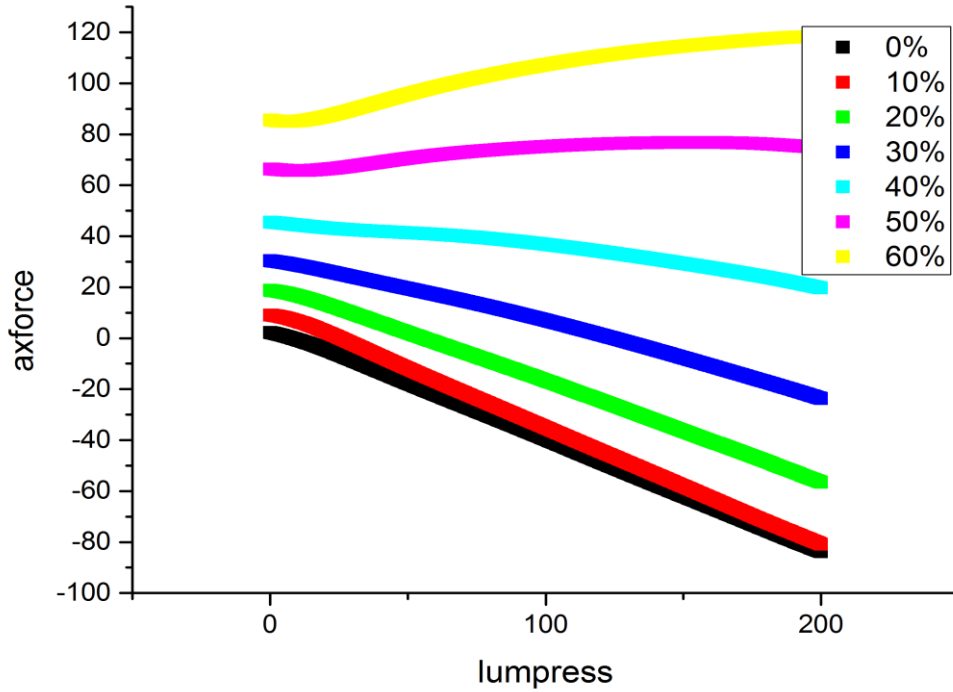
Αντίθετα με όσα παρουσιάστηκαν στους υπόλοιπους ιστούς δεν υπάρχει συσχέτιση της ηλικίας με τη γωνία ανοίγματος, υπάρχει όμως άριστη συσχέτιση του πάχους του δακτυλίου στην ανοιχτή κατάσταση με την ηλικία του δείγματος.

8.8.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΔΕΞΙΩΝ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

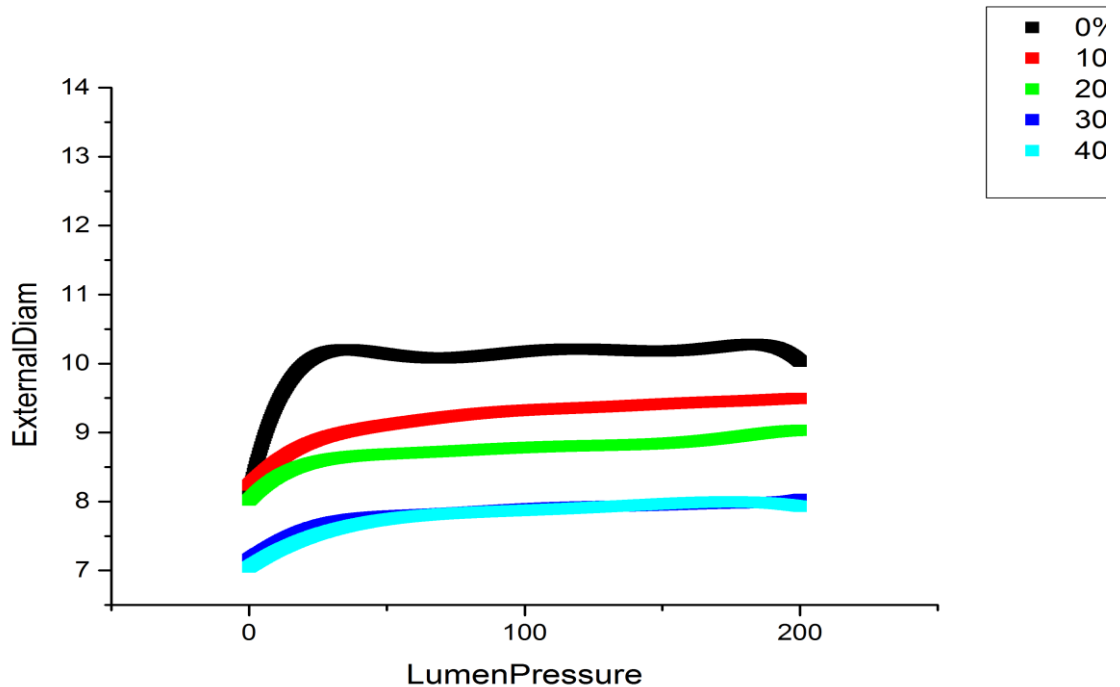
Παρακάτω παρατίθενται δειγματοληπτικά μερικά γραφήματα δεξιών έσω μηριαίων αρτηριών με προσαρμοσμένα δεδομένα ώστε να εμφανίζουν μια κανονικότητα και να είναι συγκρίσιμα μεταξύ ίδιων αρτηριών διαφορετικών δοτών αλλά και μεταξύ διαφορετικού τύπου αρτηριών.



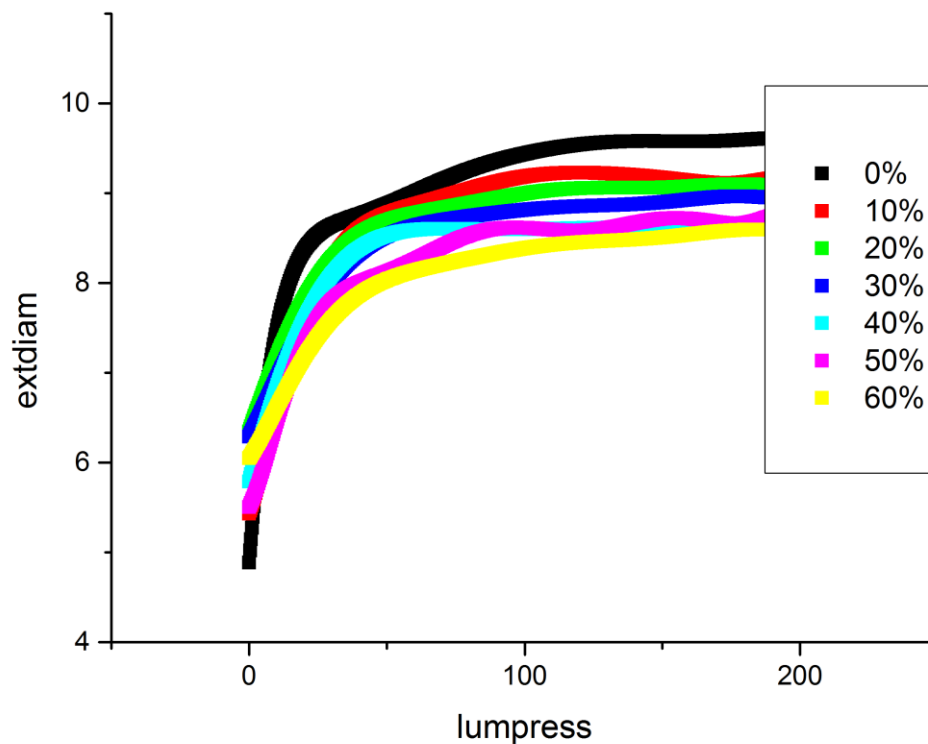
Γράφημα 8.151 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος γυναίκας 56 ετών.



Γράφημα 8.152 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 29 ετών



Γράφημα 8.153 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος γυναίκας 56 ετών (πείραμα 3)



Γράφημα 8.154 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 29 ετών (πείραμα 14)

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Παρατηρώντας τα γραφήματα δύναμης- πίεσης διαπιστώνουμε όπως και στις αριστερές έσω μηριαίες αρτηρίες ότι με το πέρασ του χρόνου, δηλαδή καθώς ο ιστός γερνά γίνεται πιο στιβαρός αφού φτάνει σε μικρότερες % επιμήκυνσεις και πιο γρήγορα φτάνει στο πλατό δύναμης (120% του αρχικού μήκους για τη γυναίκα 56 ετών και 160% για τον άνδρα 29 ετών).

Όσον αφορά στα διαγράμματα διαμέτρου – πίεσης παρατηρούμε ότι ο πιο γηρασμένος ιστός έχει μεγαλύτερη αρχική διάμετρο και καθώς ο ιστός φουσκώνει, κατά τη διάρκεια του πειράματος, αυξάνει λίγο η διάμετρος του δοκιμίου σε σχέση την αρχική, Αντίθετα ο νεαρός ιστός είναι λιγότερο παχύς αρχικά, όμως στα διάφορα στάδια επιμήκυνσης έχει τη δυνατότητα να φουσκώνει πολύ και κατόπιν να ξεφουσκώνει δίχως να αποθηκεύει παραμένουσες τάσεις.

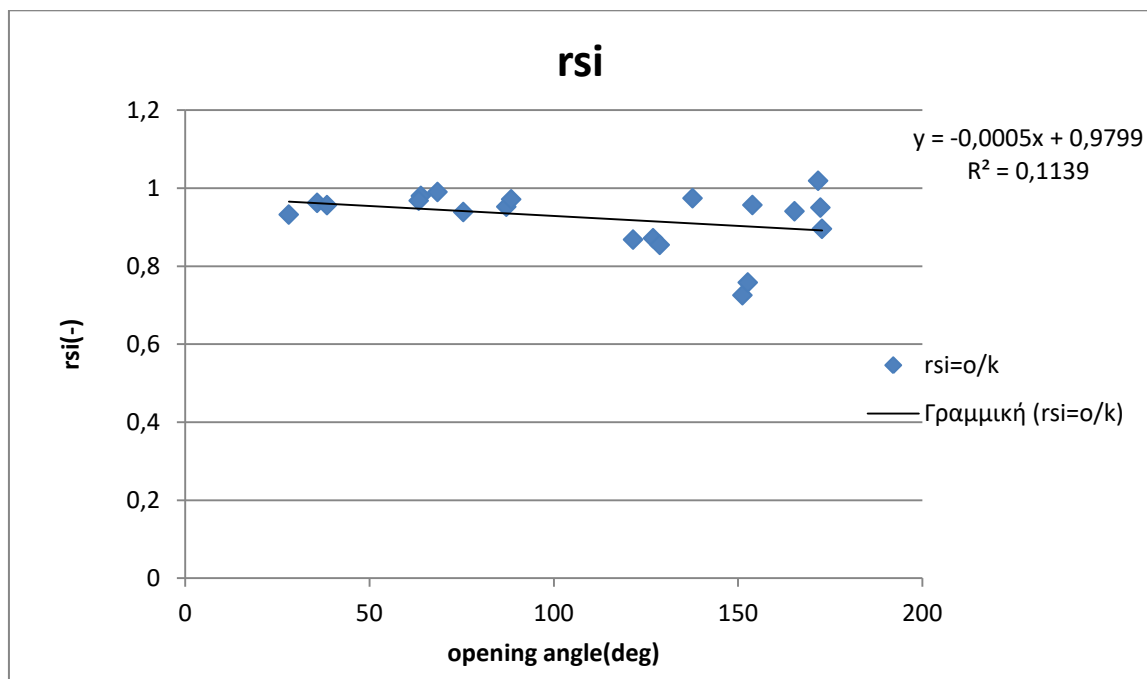
8.9 ΑΝΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Τα δείγματα των άνω μεσεντέριων ελήφθησαν από 10 άτομα (6 άνδρες και 4 γυναίκες) με μέσο όρο ηλικίας $48,3 \pm 7,2$ έτη.

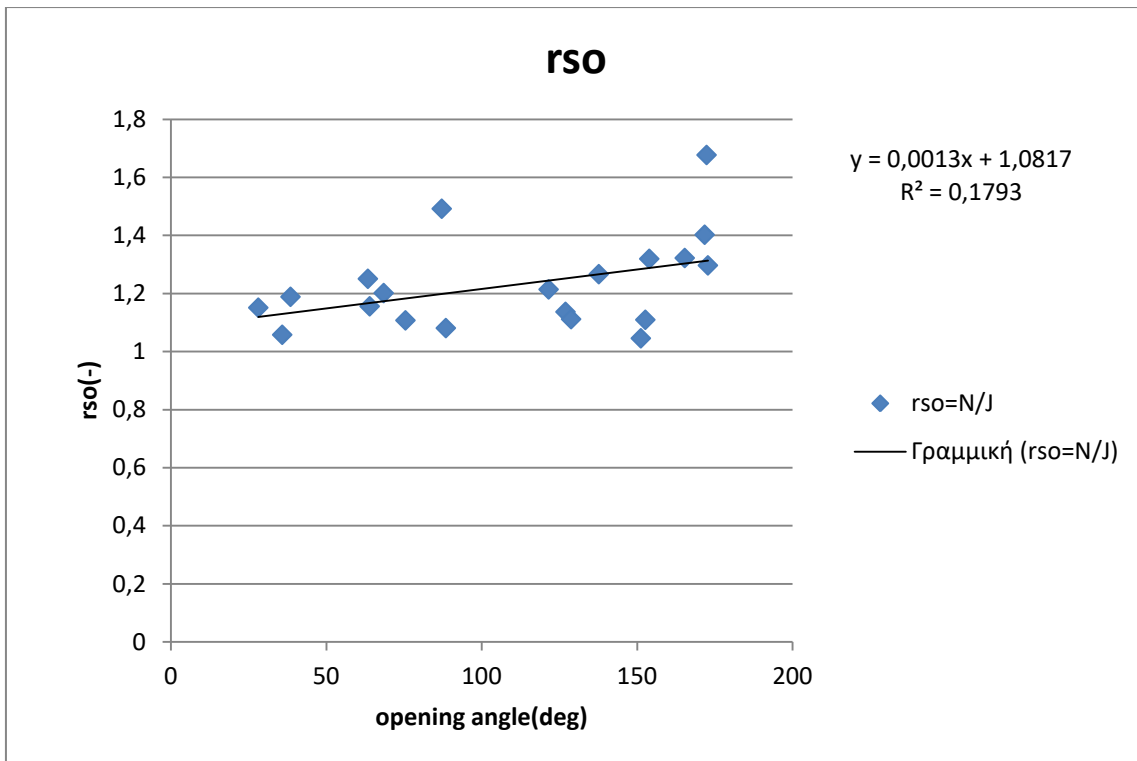
Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από όπου ελήφθησαν τα δεδομένα για τα γραφήματα που ακολουθούν.

cloo	clio	thickness ZSS	opening angle	cloc	clic	thickness NLS	rsi=o/k	rso=N/J	drs	age	gender
2,558456	1,966229	0,157608	35,8326	2,706808	1,893182	0,132089	0,962849	1,057985	0,095136	56	female
2,562694	2,100586	0,148343	75,48578	2,838463	1,97317	0,139866	0,939342	1,107609	0,168266	56	female
2,067354	1,980378	0,156257	121,5514	2,510316	1,720206	0,114303	0,868625	1,214265	0,345639	24	male
2,117085	1,961606	0,145664	126,9815	2,406961	1,710845	0,098606	0,872165	1,136922	0,264757	24	male
1,40018	1,168167	0,154871	153,9332	1,847678	1,118229	0,108818	0,957251	1,3196	0,362349	24	male
1,057109	1,226418	0,166436	172,3771	1,773056	1,165894	0,103756	0,95065	1,677269	0,726619	24	male
2,751843	2,615898	0,131112	151,2202	2,877997	1,898931	0,162489	0,725919	1,045843	0,319924		
2,371409	2,364127	0,160747	152,6728	2,631369	1,793419	0,144196	0,758597	1,109623	0,351026		
2,402295	1,939199	0,135296	28,1304	2,765861	1,808749	0,16329	0,93273	1,151341	0,218611	80	female
2,428051	1,862969	0,184121	68,48482	2,917845	1,845673	0,158712	0,990716	1,201723	0,211007	80	female
2,683053	2,146906	0,153842	63,9777	3,101759	2,10536	0,139259	0,980648	1,156056	0,175408	65	male
2,683694	2,272053	0,194688	38,50294	3,190206	2,174273	0,162291	0,956964	1,188737	0,231773	65	male
1,852576	2,186149	0,158221	87,15632	2,764164	2,083128	0,120409	0,952876	1,492065	0,539189	23	female
2,092926	1,750242	0,161742	63,39148	2,617937	1,694956	0,14447	0,968412	1,25085	0,282438	23	female
2,631681	2,483058	0,163347	165,3513	3,480207	2,337215	0,170638	0,941265	1,322427	0,381163	51	male
2,638696	2,629284	0,148908	172,8009	3,422253	2,356477	0,161096	0,896243	1,296949	0,400706	51	male
2,259185	2,283306	0,182833	137,6921	2,861822	2,225534	0,1005	0,974698	1,26675	0,292052	42	male
2,447272	1,889963	0,185255	88,48318	2,645648	1,836873	0,12777	0,97191	1,08106	0,10915	42	male
2,087627	2,033823	0,188329	171,7581	2,928029	2,073347	0,115656	1,019434	1,402563	0,38313	29	male
2,30935	2,163143	0,138474	128,7886	2,567553	1,849579	0,11644	0,855042	1,111808	0,256765	29	male

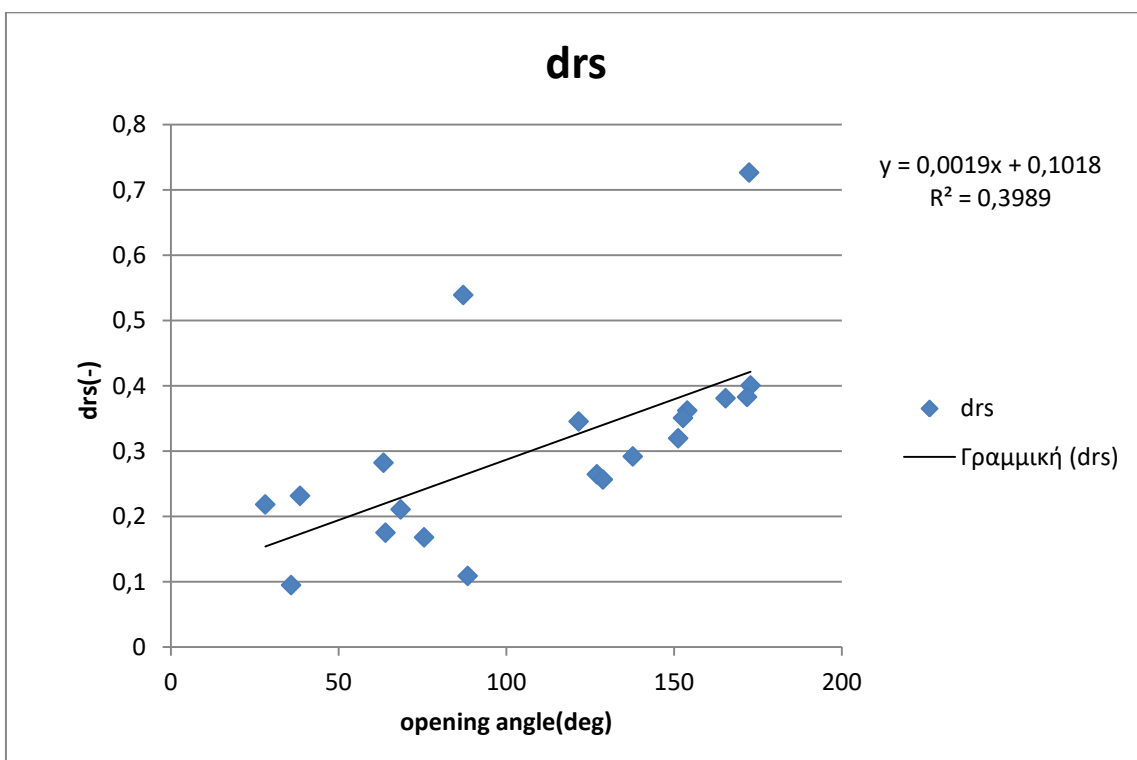
ΠΙΝΑΚΑΣ 8.8 : Πρωτογενή δεδομένα άνω μεσεντέριου



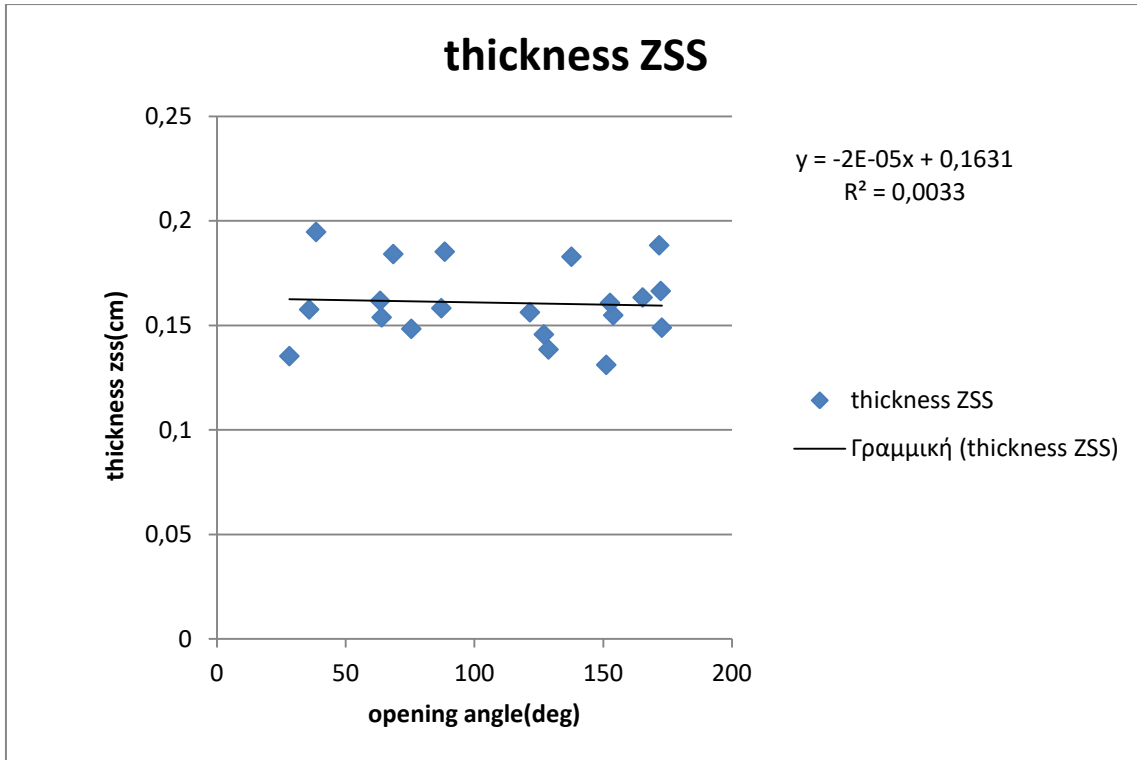
Γράφημα 8.155 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι γωνίας ανοίγματος.



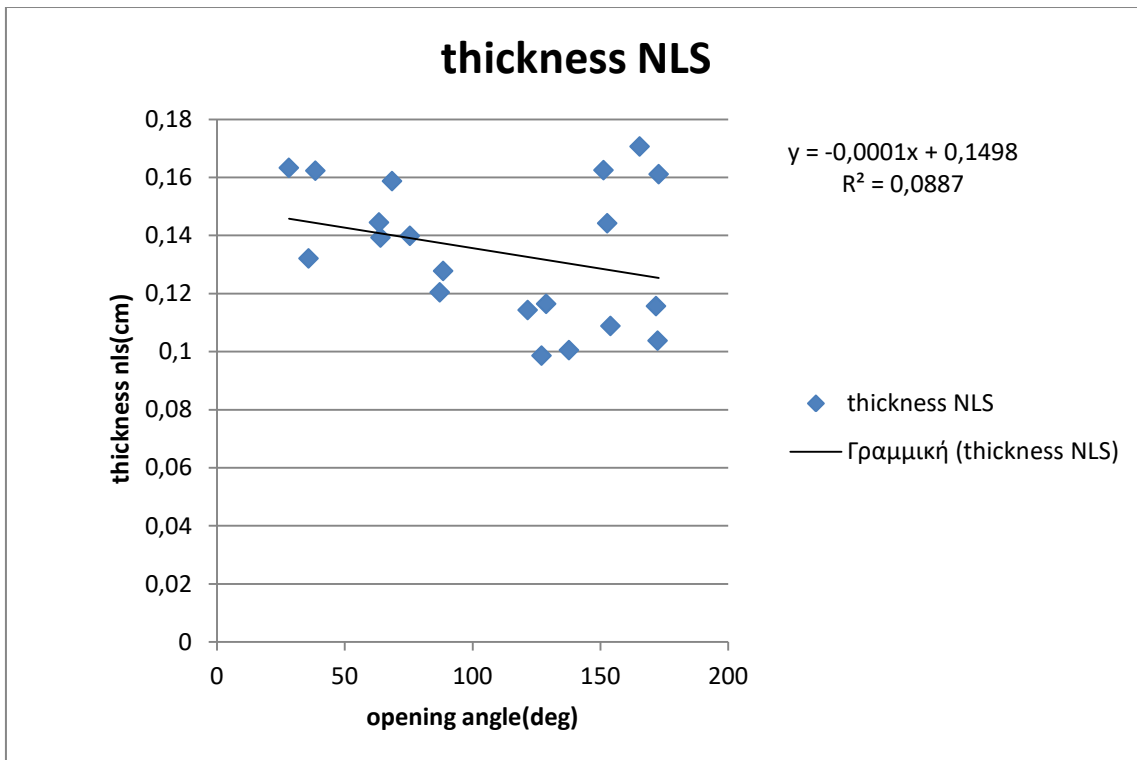
Γράφημα 8.156 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι γωνίας ανοίγματος.



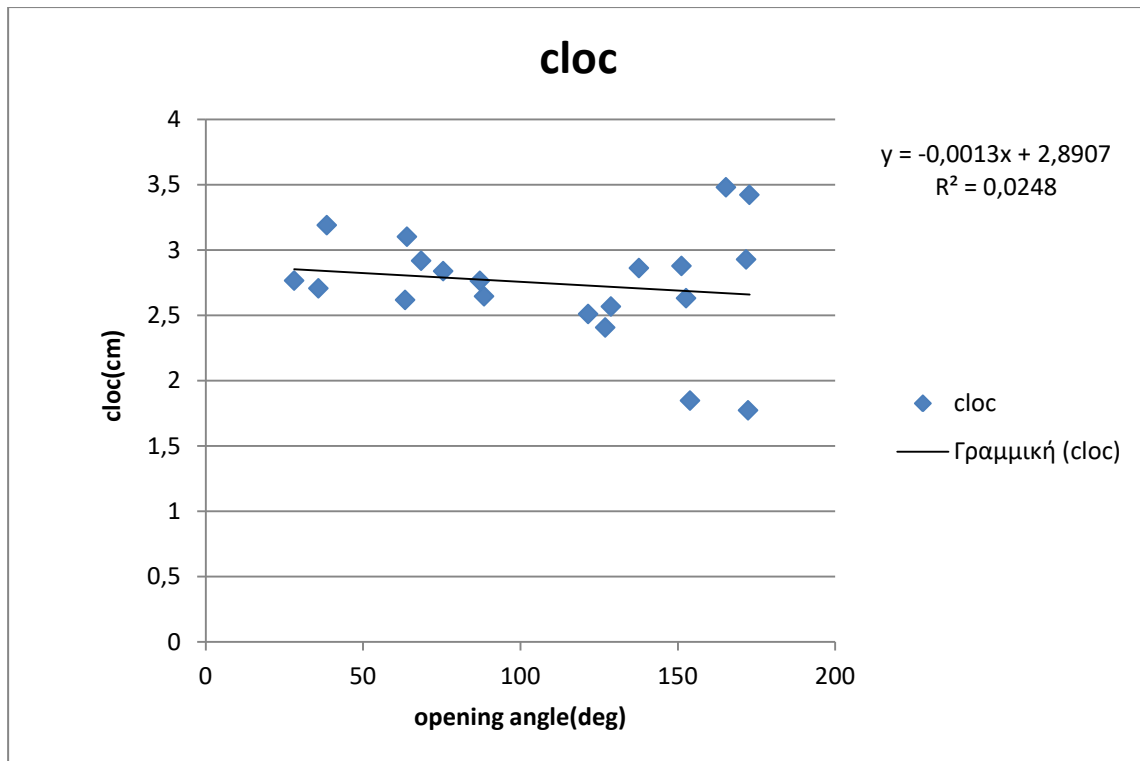
Γράφημα 8.157 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι γωνίας ανοίγματος.



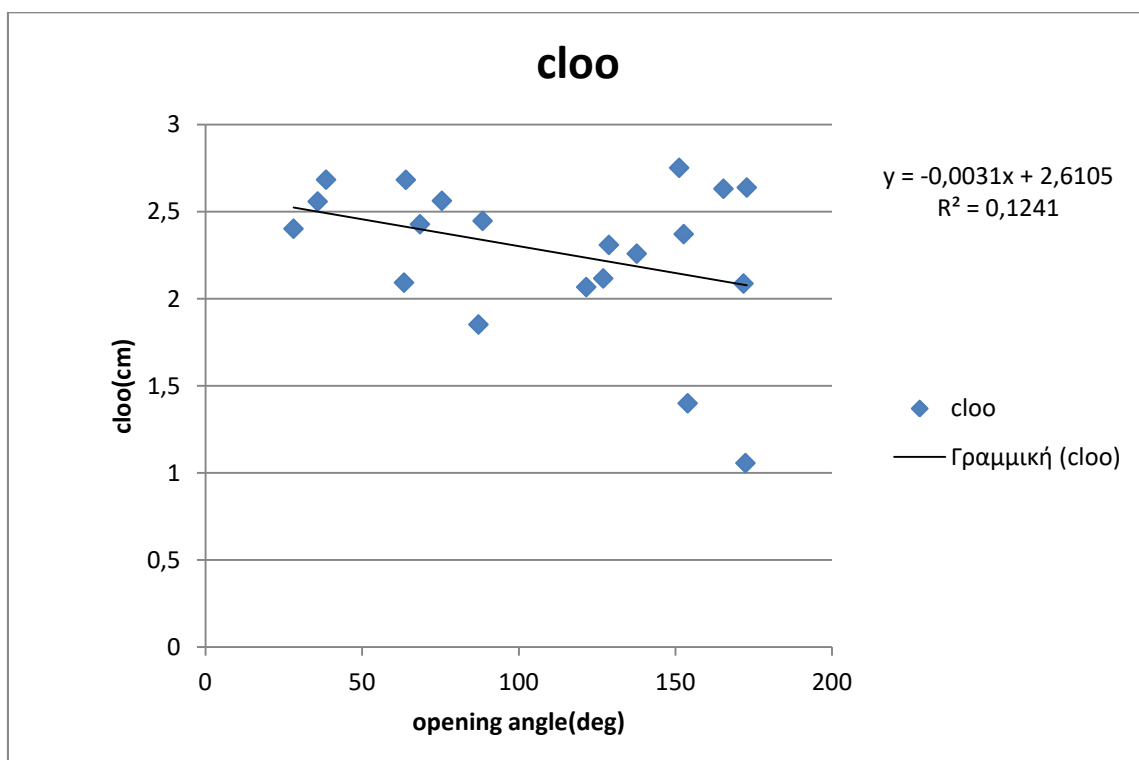
Γράφημα 8.158 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



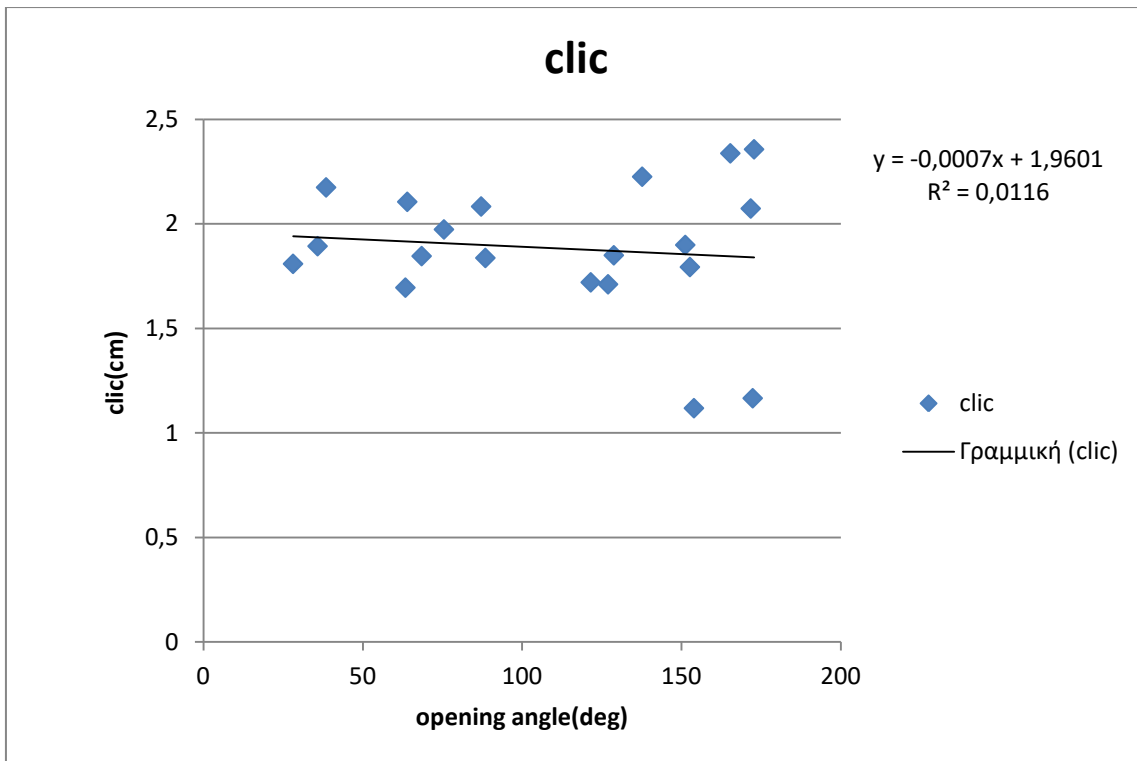
Γράφημα 8.159 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



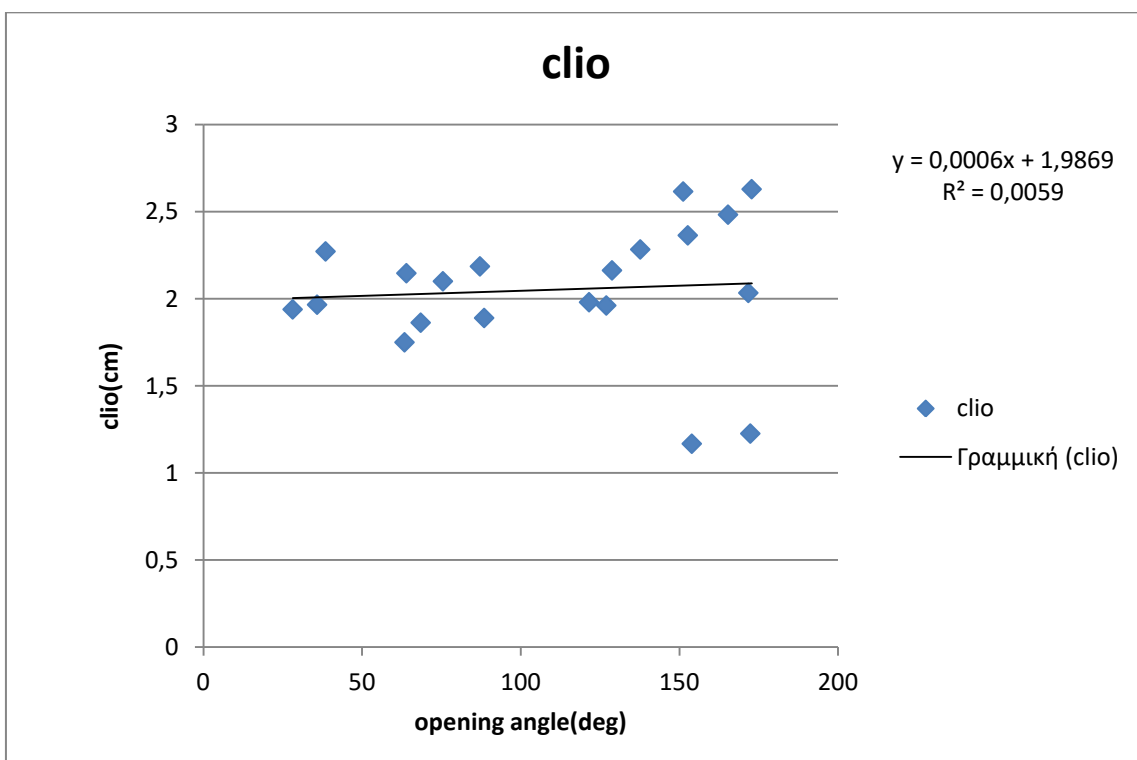
Γράφημα 8.160 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



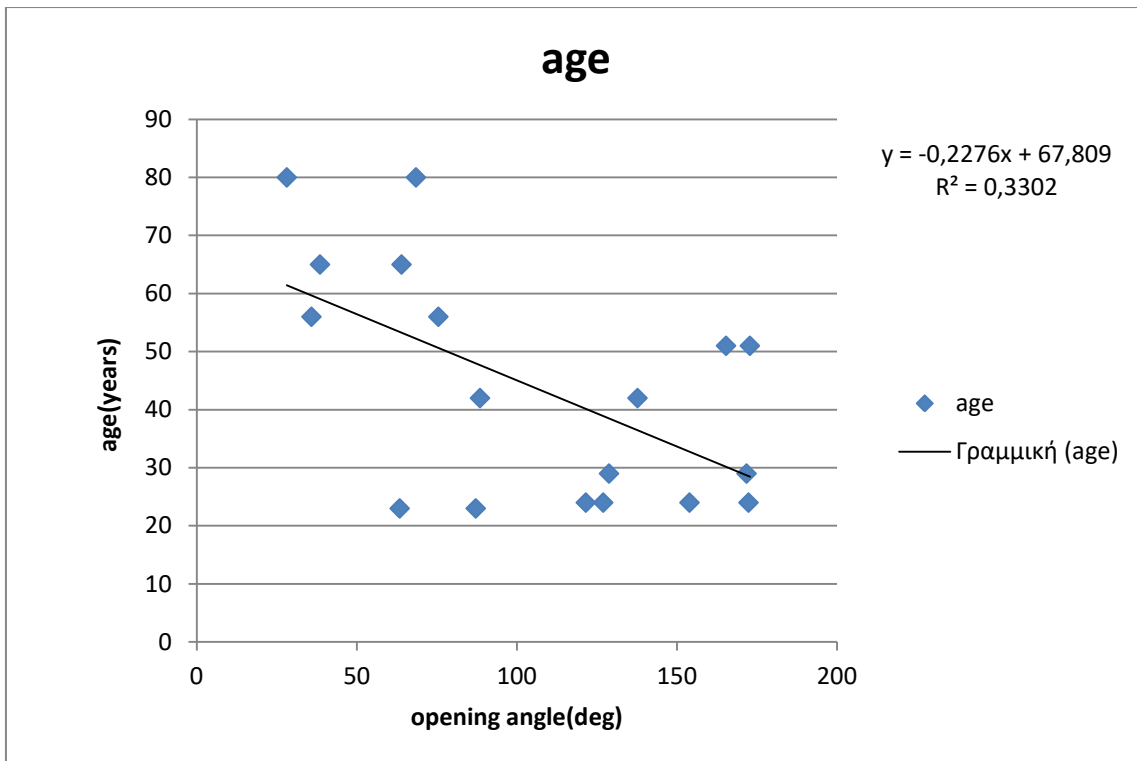
Γράφημα 8.161 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος



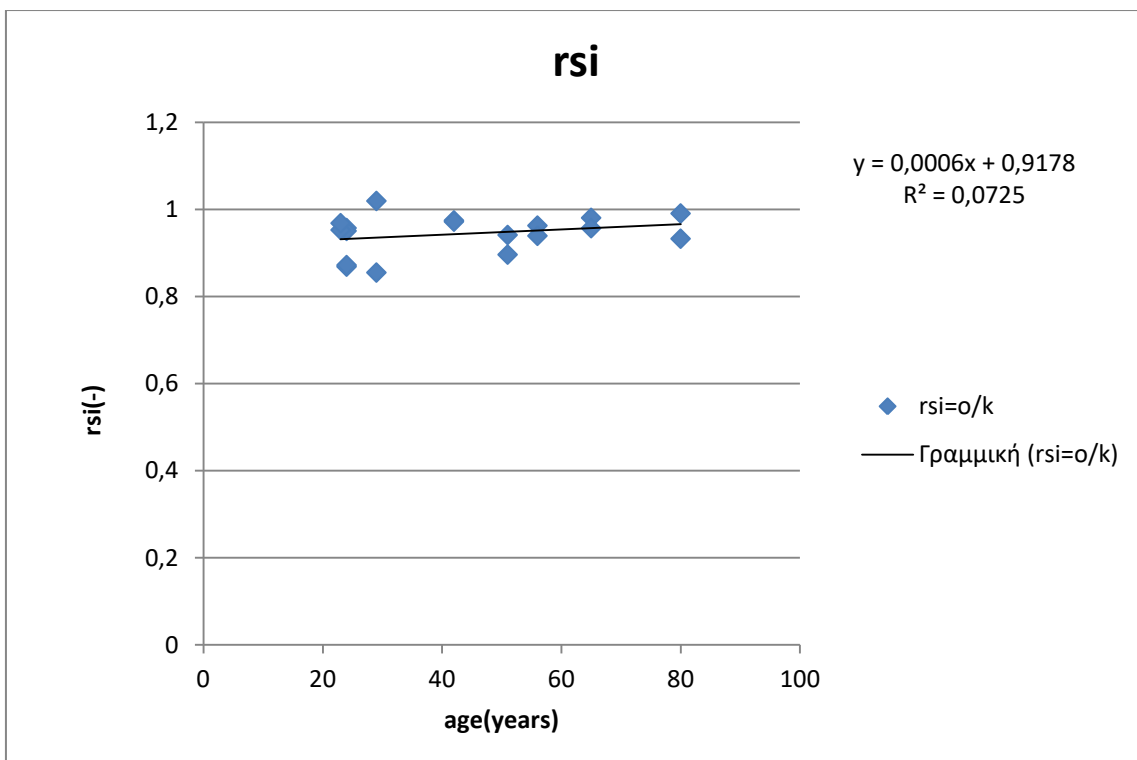
Γράφημα 8.162 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



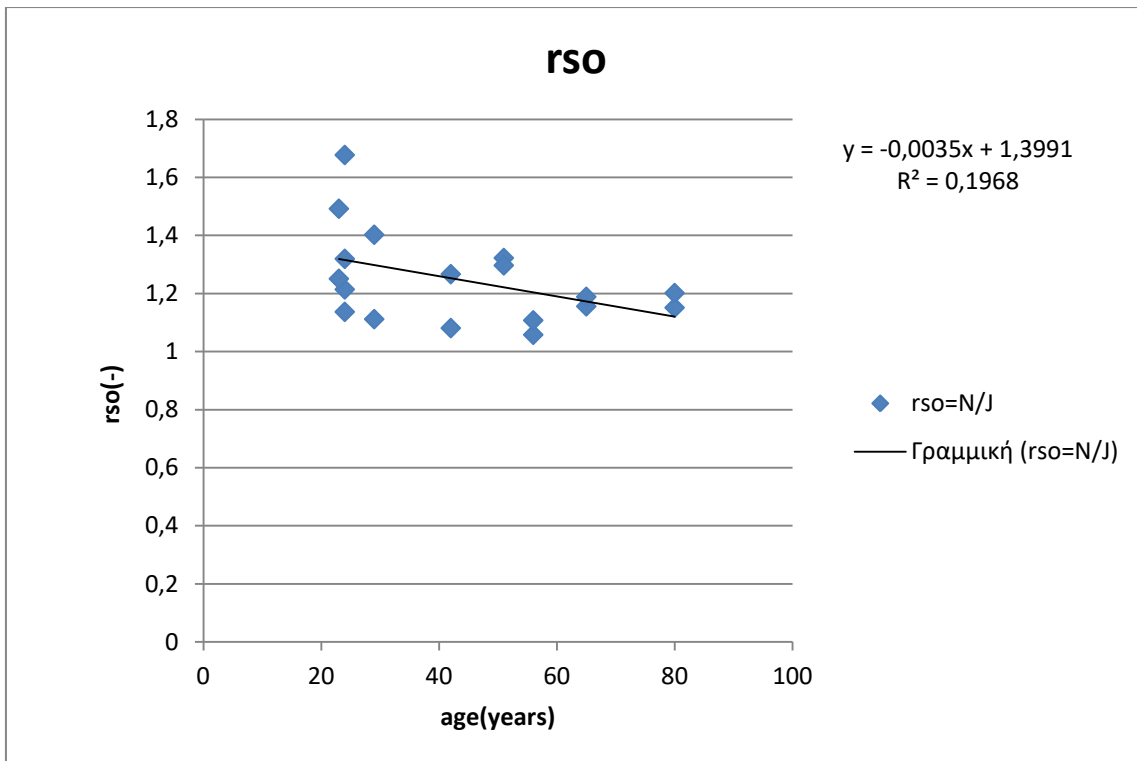
Γράφημα 8.163 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



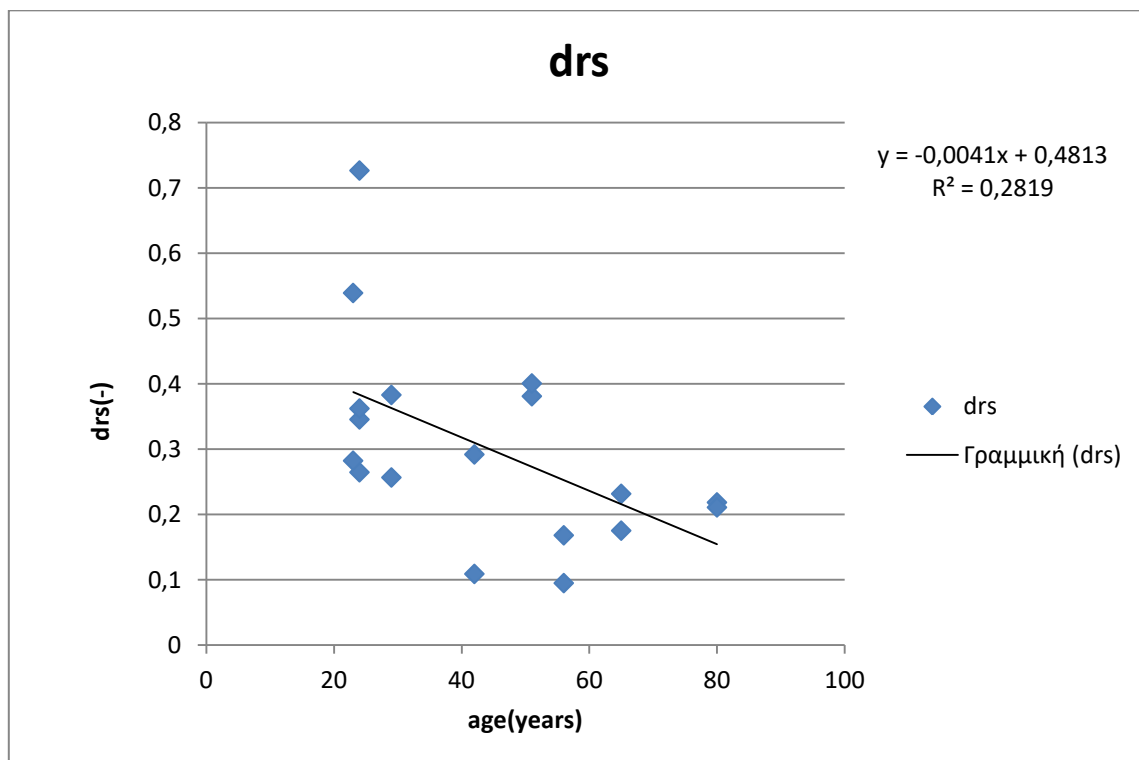
Γράφημα 8.164 : Ηλικία έναντι γωνίας ανοίγματος.



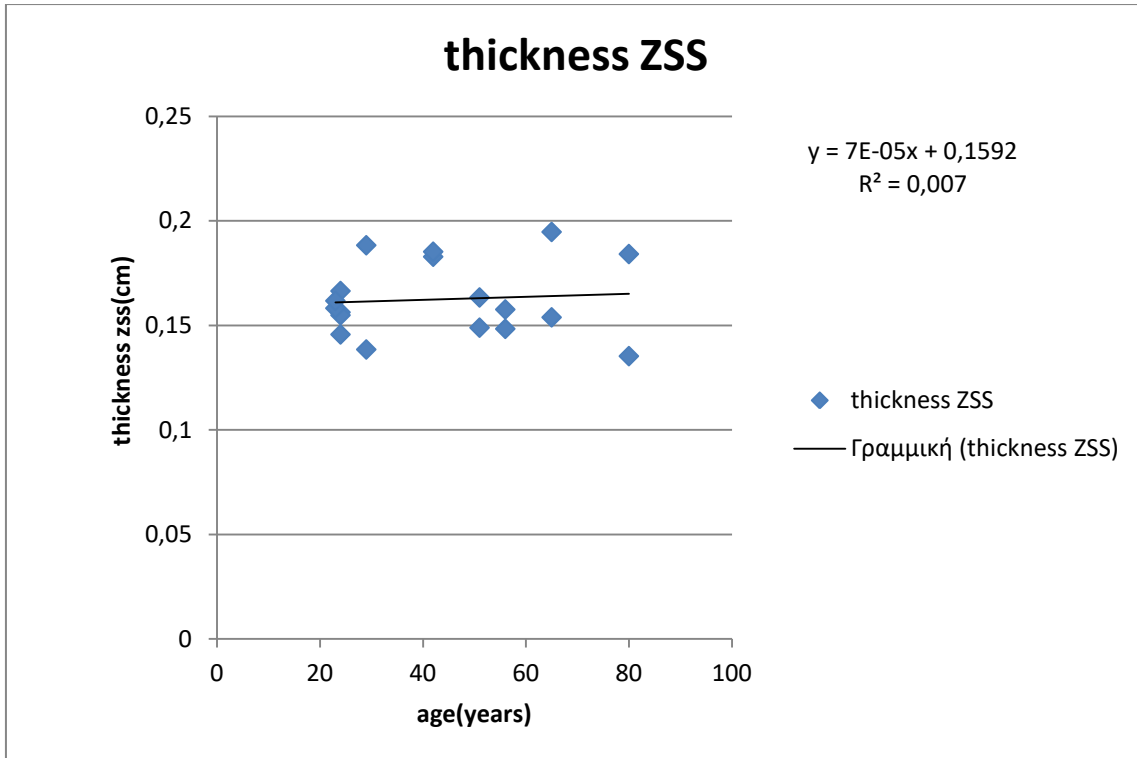
Γράφημα 8.165 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι ηλικίας.



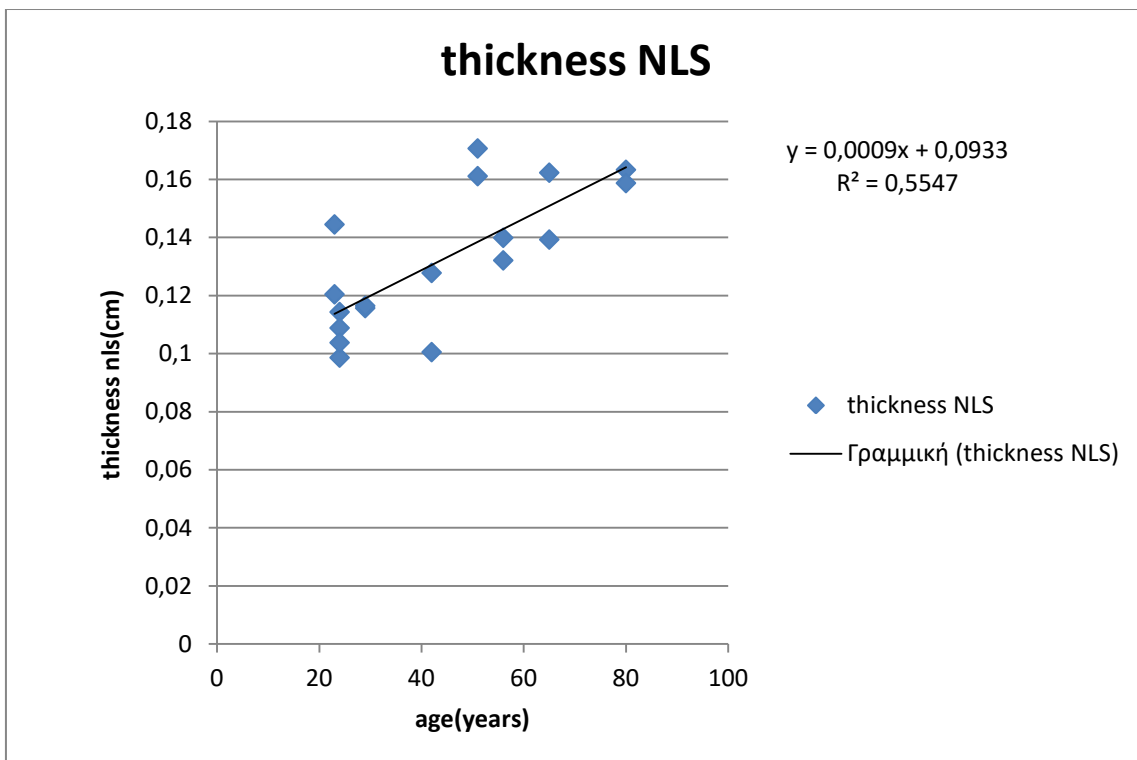
Γράφημα 8.166 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εξωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι ηλικίας



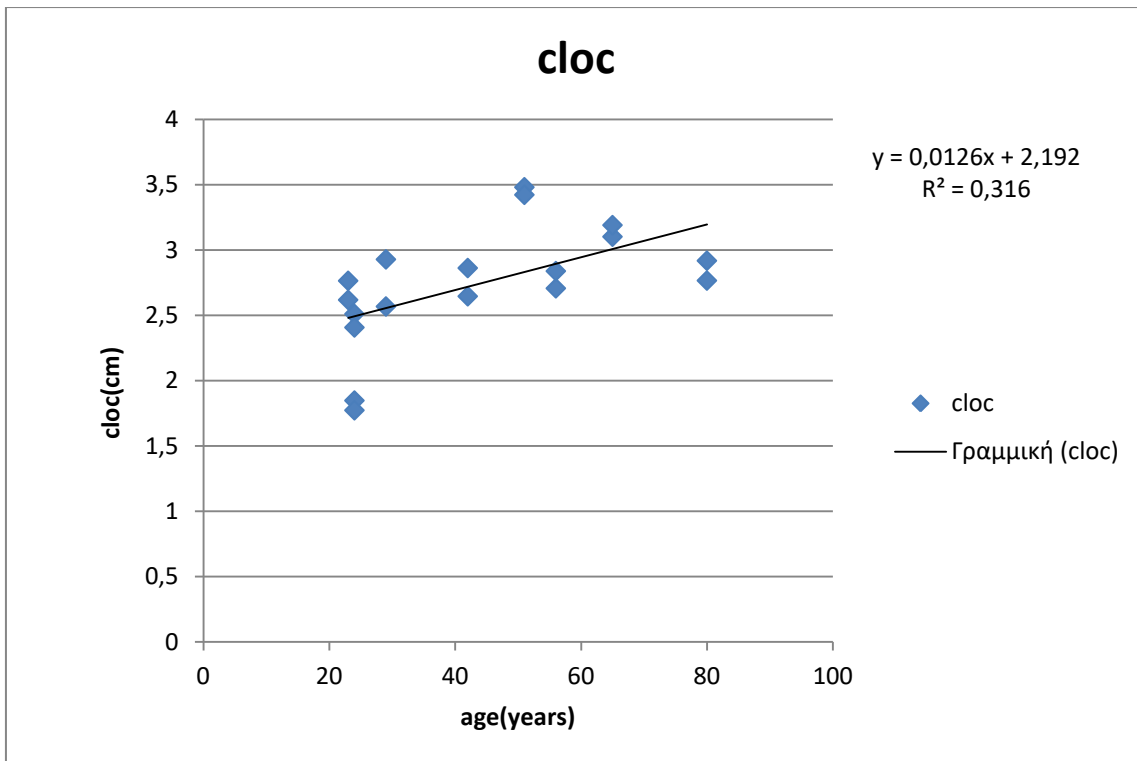
Γράφημα 8.167 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι ηλικίας.



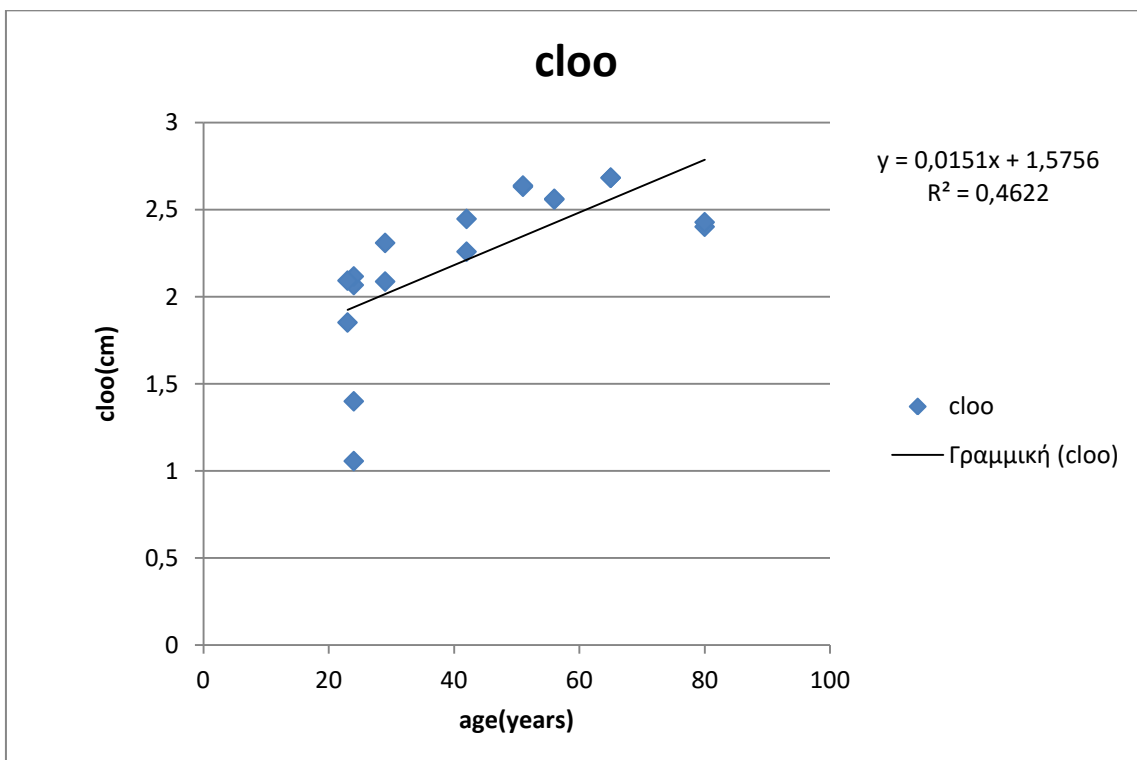
Γράφημα 8.168 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



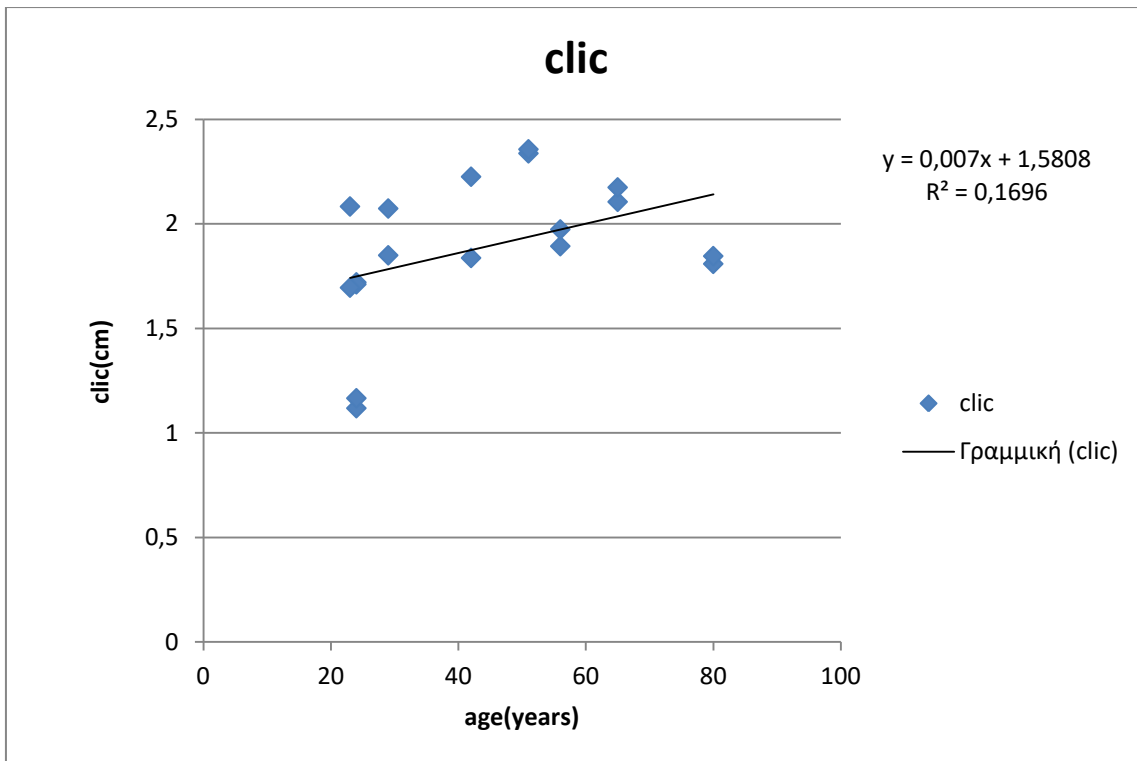
Γράφημα 8.169 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



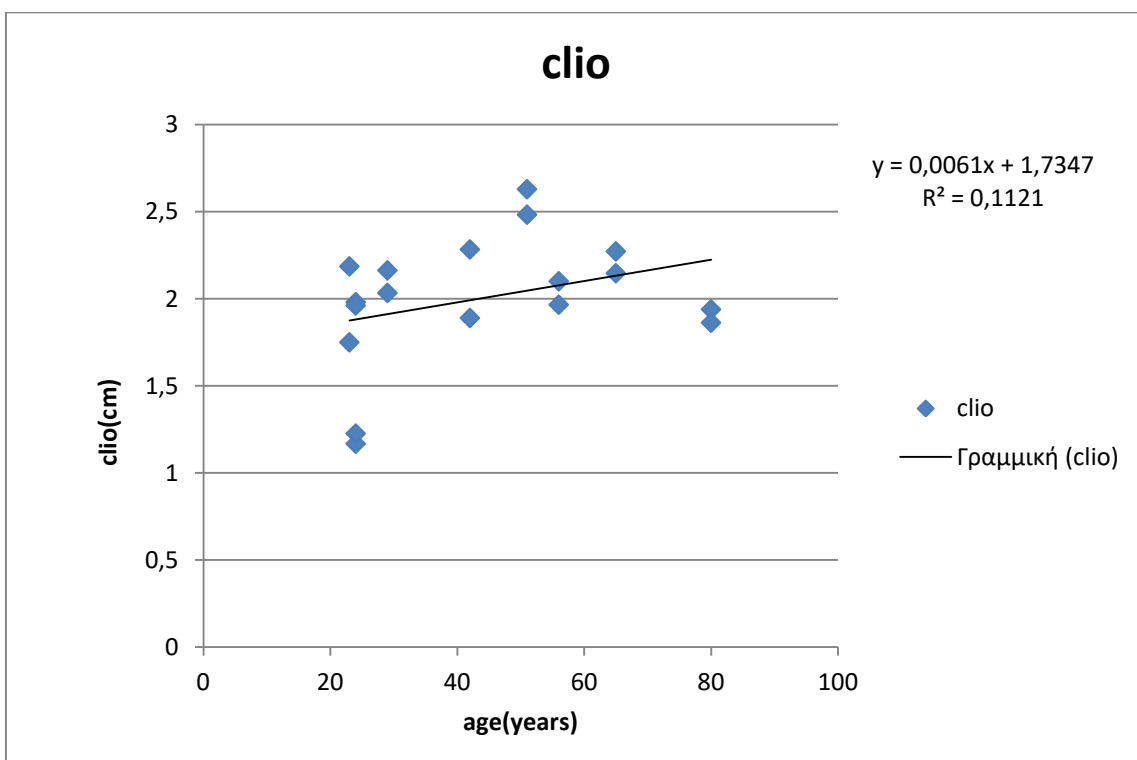
Γράφημα 8.170 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.171 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.172 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας



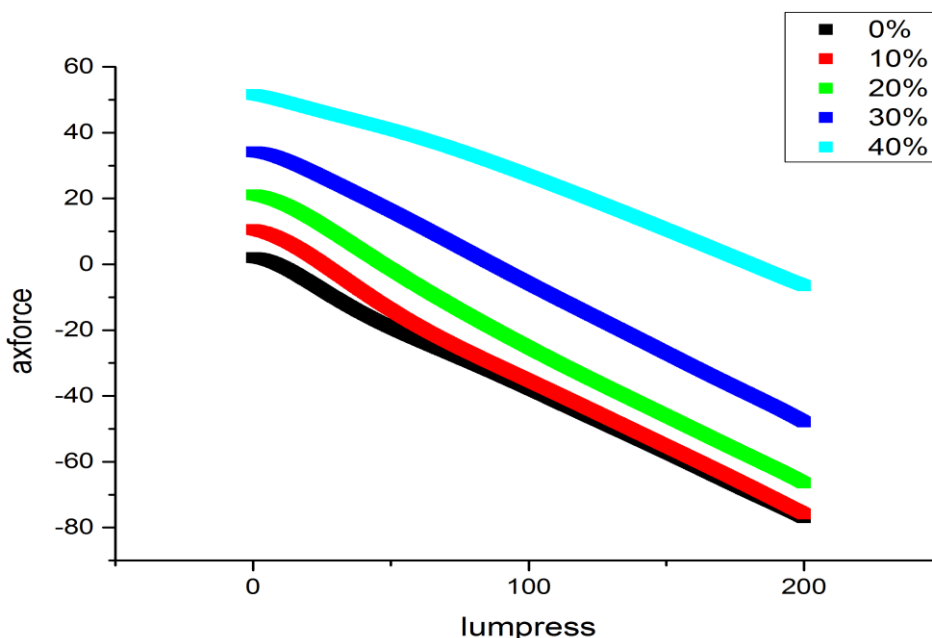
Γράφημα 8.173 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.

Σχόλια - παρατηρήσεις :

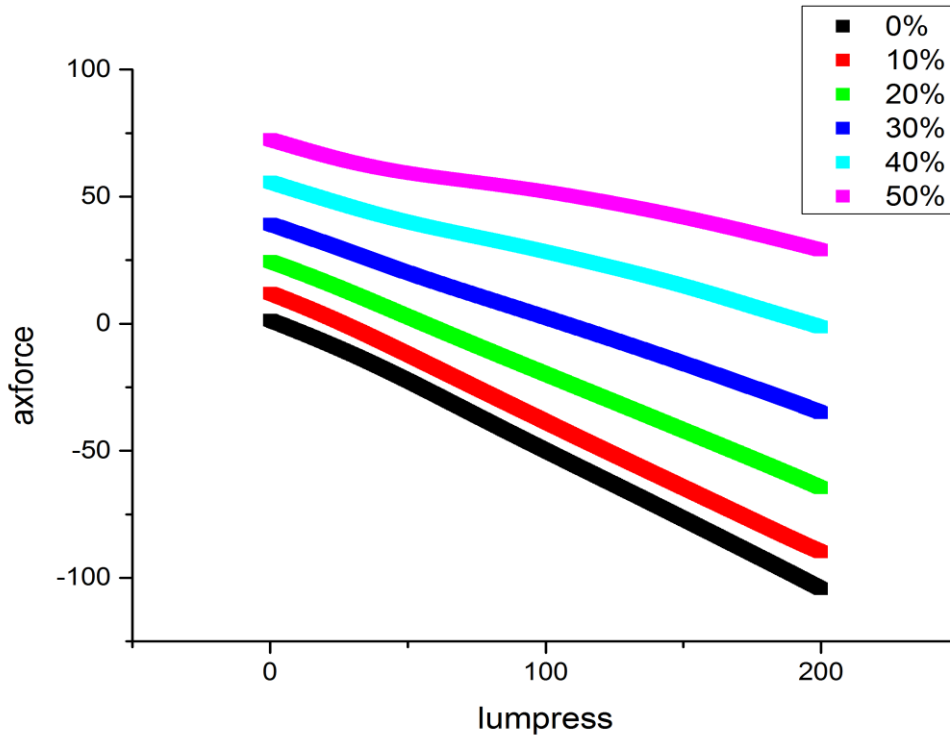
Ακολουθείται η ίδια ροή πληροφορίας, δηλαδή, πολύ καλή συσχέτιση των παραμενουσών παραμορφώσεων της εξωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων και της διαφοράς των παραμενουσών παραμορφώσεων με τη γωνία ανοίγματος των δακτυλίων, πολύ καλή αρνητική συσχέτιση της ηλικίας με τη γωνία ανοίγματος και ακολούθως πολύ καλή αρνητική συσχέτιση των παραμενουσών παραμορφώσεων της εξωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων και της διαφοράς με την ηλικία, πολύ καλή θετική συσχέτιση του πάχους των δειγμάτων στην κλειστή κατάσταση με την ηλικία και τέλος πολύ καλή θετική συσχέτιση του περιφερειακού μήκους της εξωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων στην κλειστή και ανοιχτή κατάσταση με την ηλικία και ομοίως για το περιφερειακό μήκος της εσωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων.

8.9.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΑΝΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

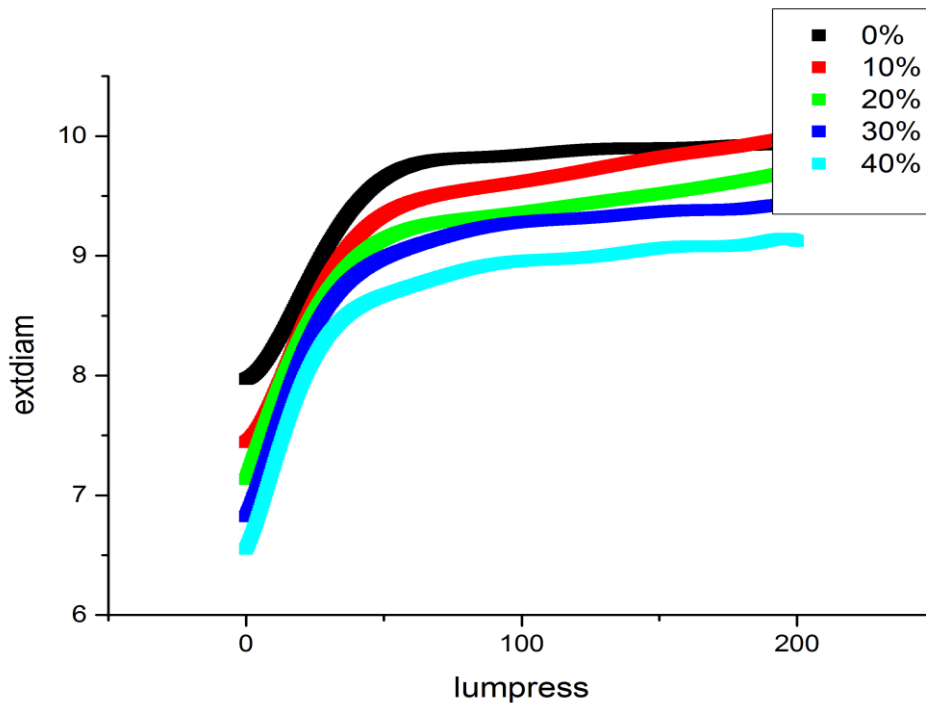
Παρακάτω παρατίθενται δειγματοληπτικά μερικά γραφήματα άνω μεσεντέρων αρτηριών με προσαρμοσμένα δεδομένα ώστε να εμφανίζουν μια κανονικότητα και να είναι συγκρίσιμα μεταξύ ίδιων αρτηριών διαφορετικών δοτών αλλά και μεταξύ διαφορετικού τύπου αρτηριών.



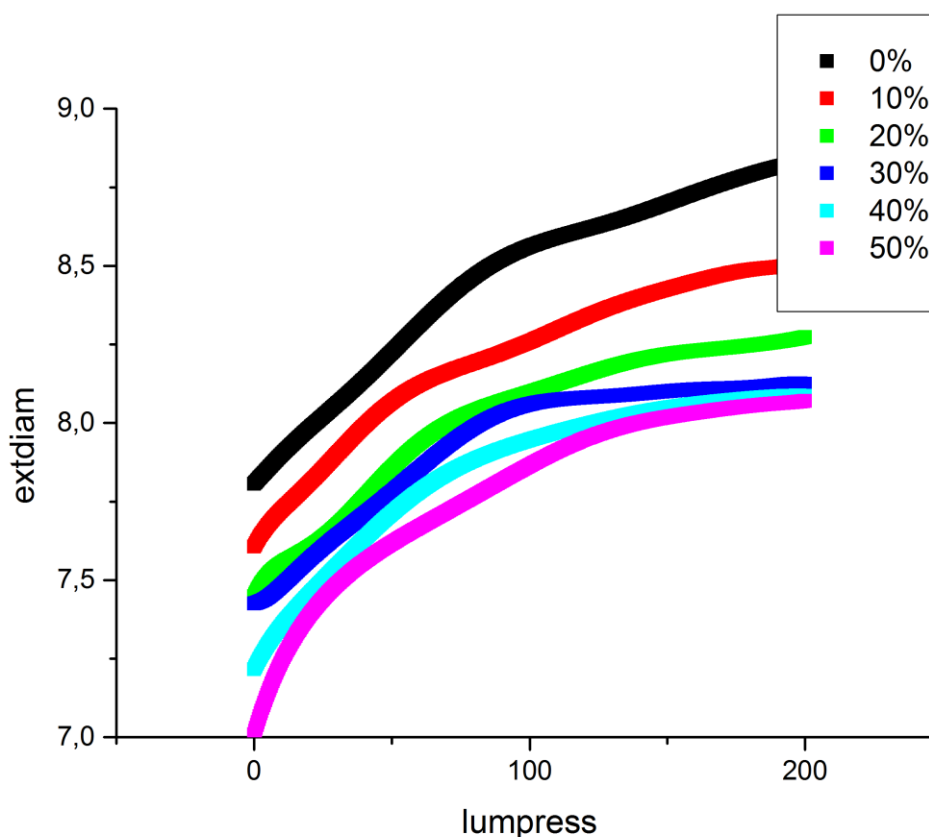
Γράφημα 8.174 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 29 ετών



Γράφημα 8.175 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών



Γράφημα 8.176 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 29 ετών (πείραμα 14)



Γράφημα 8.177 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (πείραμα 5)

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Τα γραφήματα είναι παρομοίου τύπου, αφού και οι δύο δότες ανήκουν στην ίδια ηλικιακά ομάδα και στο ίδιο φύλλο. Σχετικά πιο ελαστικός εμφανίζεται ο ιστός του νεότερου άνδρα και μικρότερης διαμέτρου ο ιστός του 29 χρονου. Τα γραφήματα είναι αναλογικά και ερμηνεύουν παρόμοια φαινόμενα.

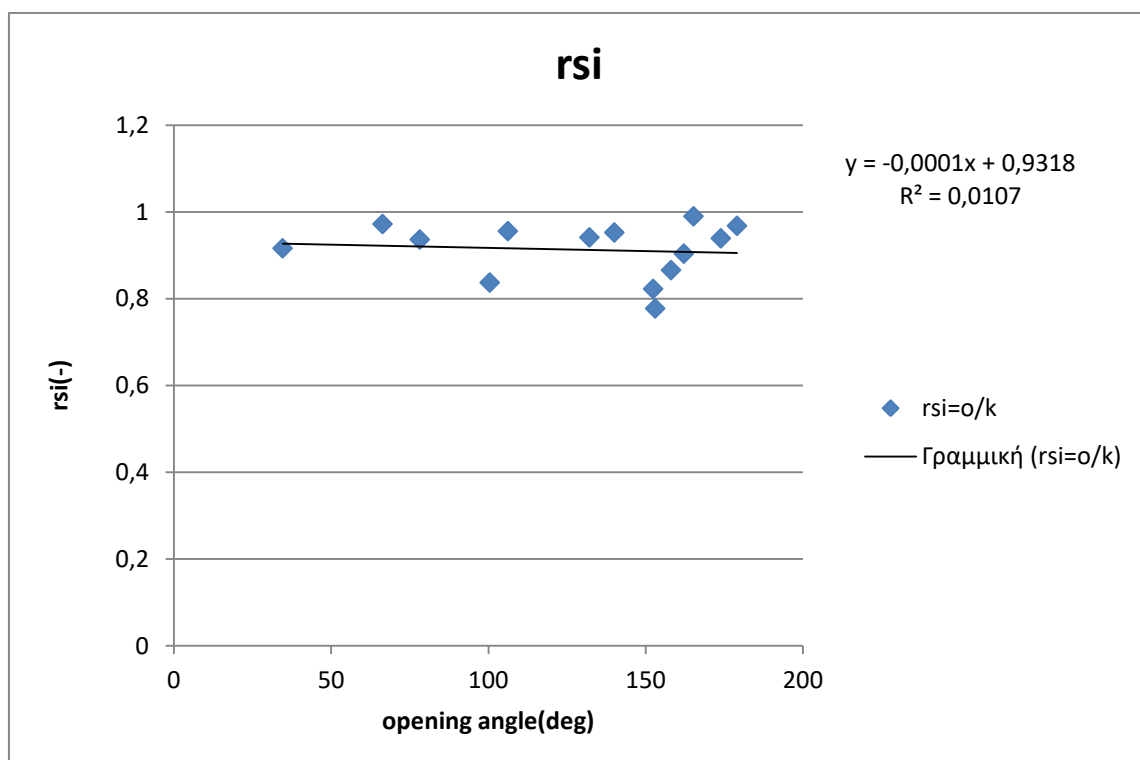
8.10 ΚΑΤΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

Τα δείγματα των κάτω μεσεντέριων αρτηριών ελήφθησαν από 7 άτομα (3 άνδρες και 4 γυναίκες) με μέσο όρο ηλικίας $49,7 \pm 11,8$ έτη .

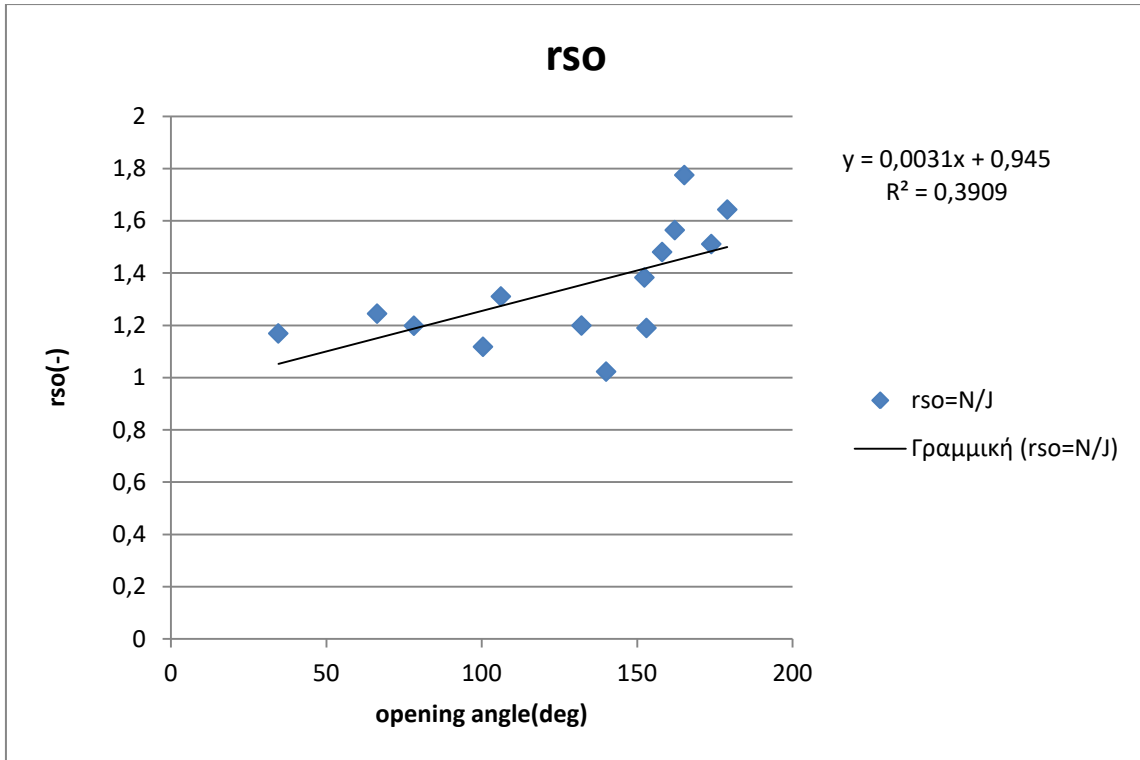
Παρακάτω παρατίθεται ο πίνακας από όπου ελήφθησαν τα δεδομένα για τα γραφήματα που ακολουθούν.

cloo	clio	thickness ZSS	opening angle	cloc	clic	thickness NLS	rsi=o/k	rso=N/J	drs	age	gender
1,160472	0,860441	0,125526	66,35284	1,444772	0,836502	0,096132	0,972179	1,244987	0,272808	56	female
1,055738	0,845059	0,14061	100,4258	1,180446	0,707575	0,076476	0,837308	1,118124	0,280815	56	female
1,150648	1,027024	0,123275	152,3733	1,591665	0,844916	0,113377	0,822684	1,383277	0,560593	24	male
1,252789	1,134758	0,111582	153,0292	1,490969	0,882345	0,084438	0,777562	1,19012	0,412557	24	male
1,836486	1,851349	0,201772	173,8871	2,775555	1,738932	0,157615	0,939278	1,51134	0,572062	24	male
1,786942	1,855334	0,240609	179,0344	2,93621	1,796136	0,180774	0,968093	1,643148	0,675055	24	male
1,44745	1,325339	0,132463	78,19431	1,73501	1,241192	0,10162	0,936509	1,198667	0,262158	80	female
1,519772	1,123136	0,132865	34,56666	1,776946	1,029098	0,114489	0,916272	1,169218	0,252946	80	female
1,522304	1,555	0,164133	132,1232	1,825969	1,463903	0,091521	0,941417	1,199477	0,258061	90	female
1,820023	1,836001	0,159789	106,1885	2,385583	1,754767	0,094517	0,955755	1,310744	0,354988	90	female
1,619663	0,984987	0,178874	140,0425	1,657165	0,938417	0,088353	0,95272	1,023154	0,070435	23	female
0,972637	0,97965	0,178681	165,2113	1,726701	0,969893	0,102992	0,990041	1,775277	0,785236	23	female
1,013086	1,002703	0,137261	162,1423	1,585117	0,906329	0,094515	0,903886	1,564642	0,660757	51	male
0,978524	0,870617	0,176956	158,0723	1,448974	0,753954	0,102497	0,866	1,480775	0,614775	51	male

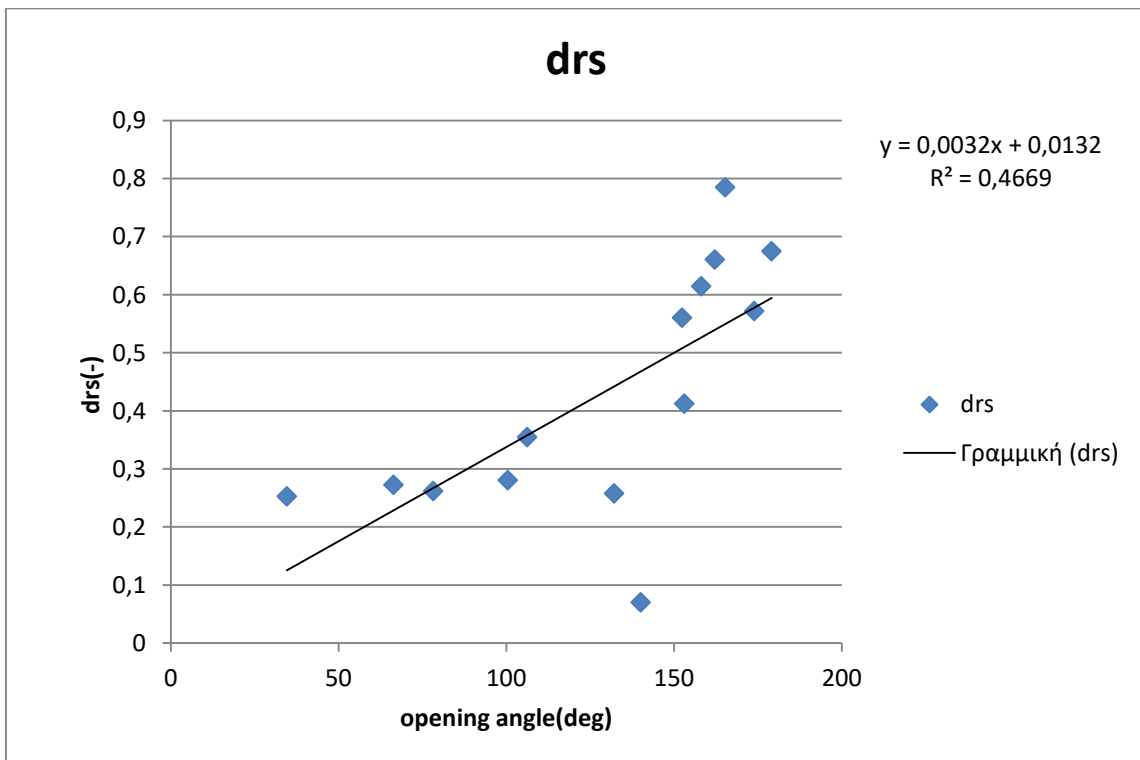
Πίνακας 8.9 : Πρωτογενή δεδομένα κάτω μεσεντέριων αρτηριών.



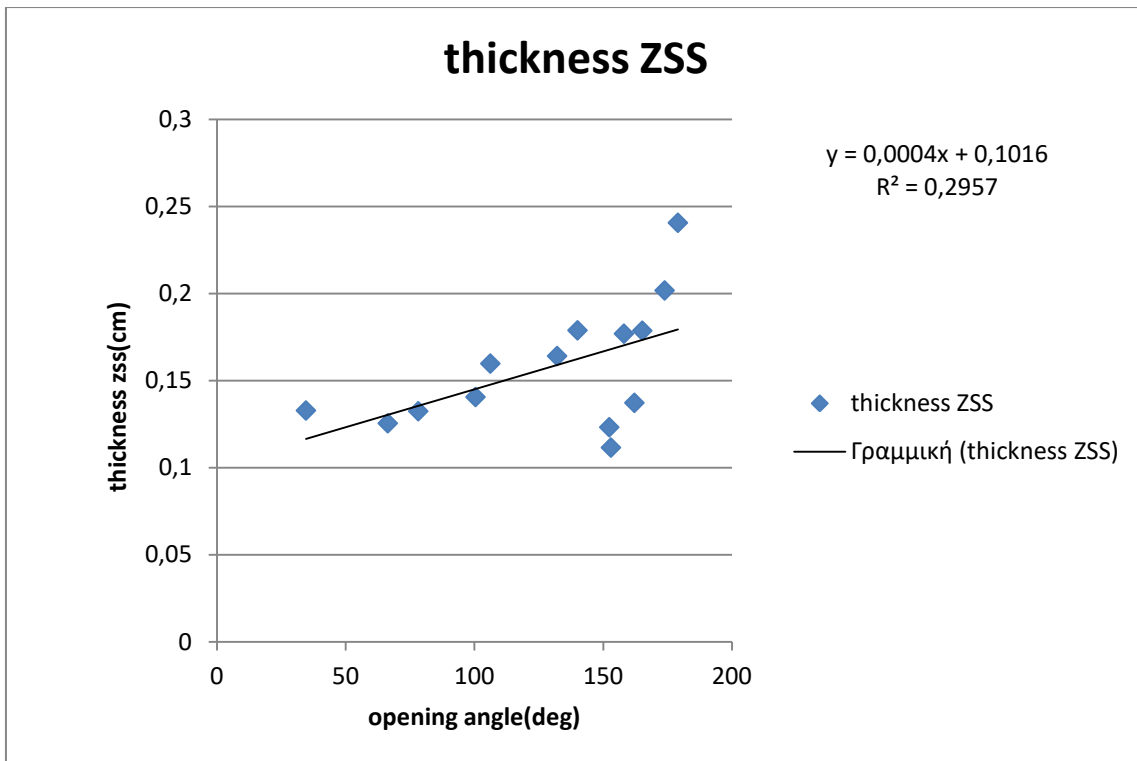
Γράφημα 8.178 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι γωνίας ανοίγματος.



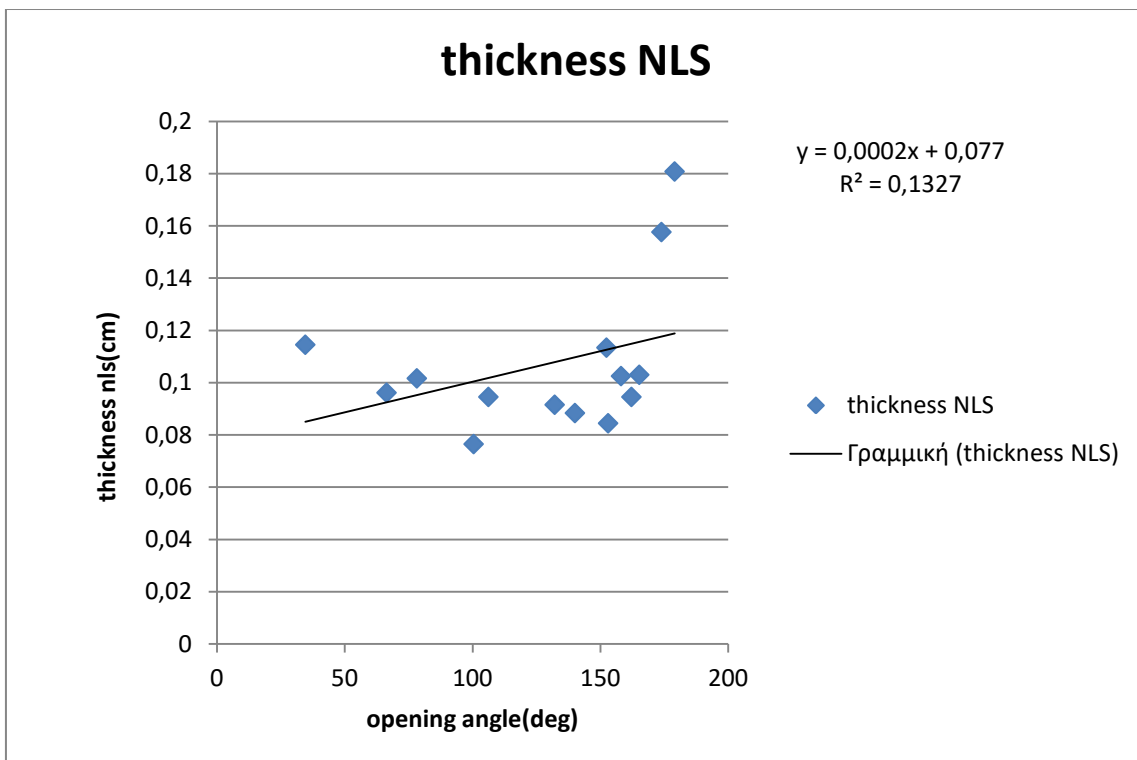
Γράφημα 8.179: Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι γωνίας ανοίγματος.



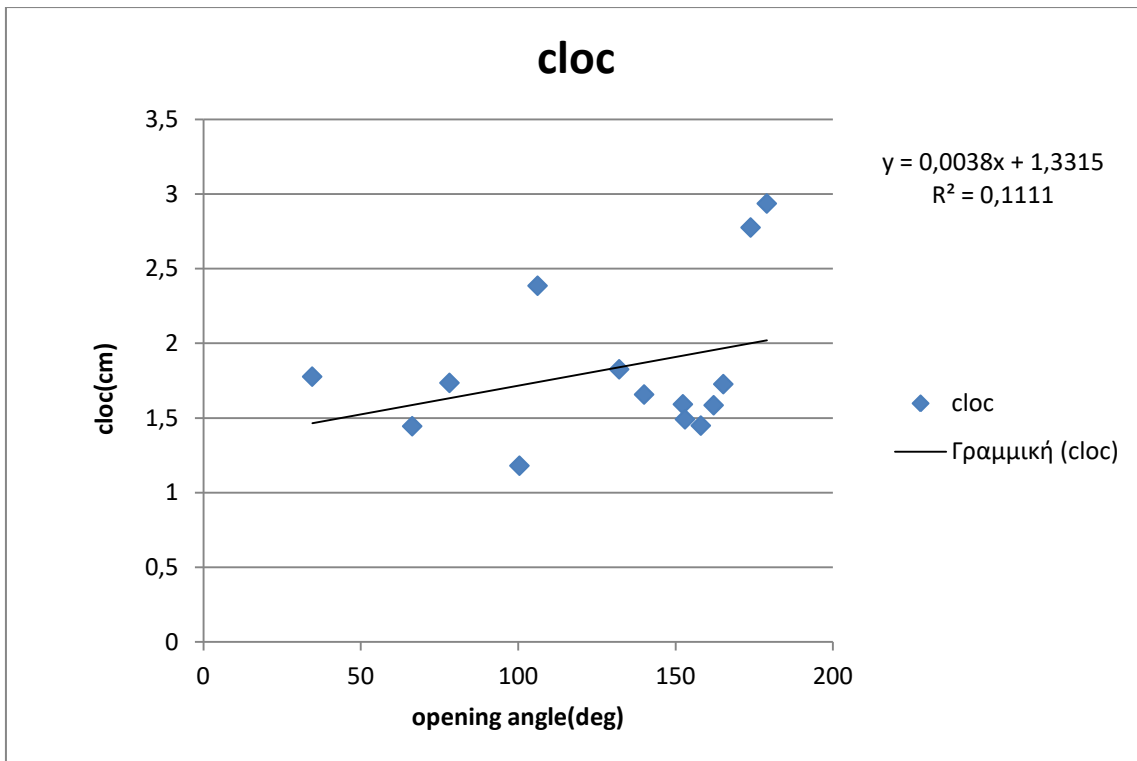
Γράφημα 8.180 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι γωνίας ανοίγματος.



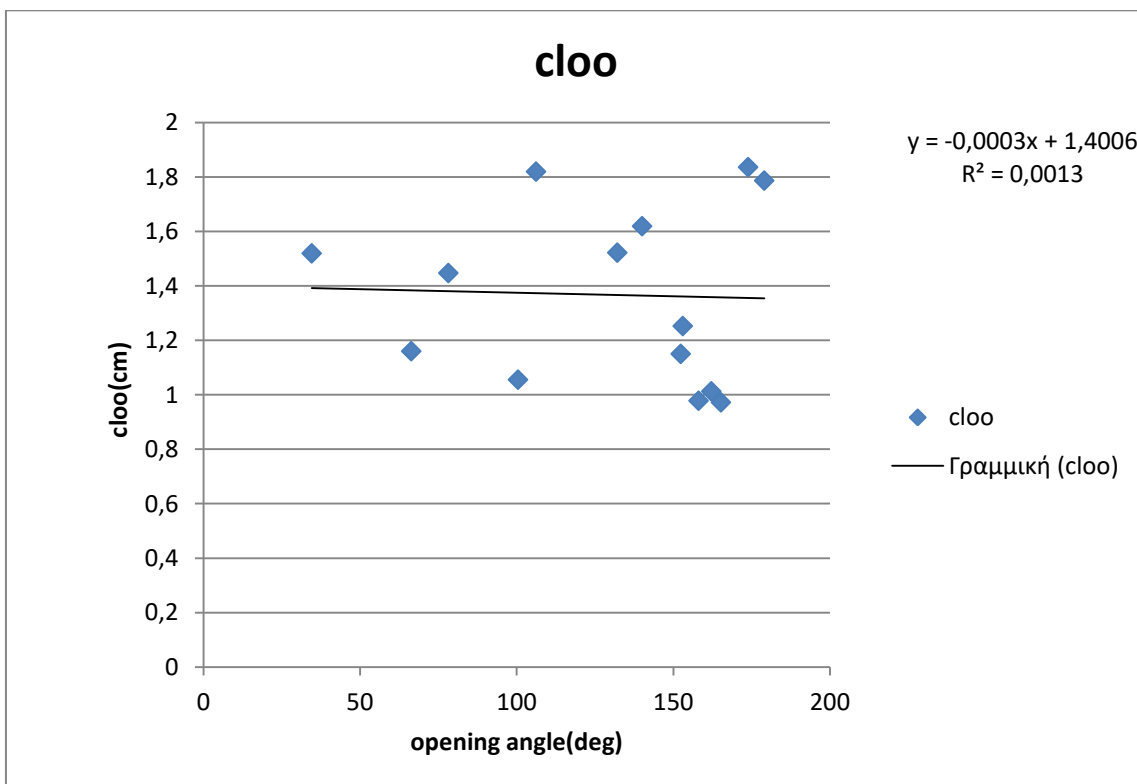
Γράφημα 8.181 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



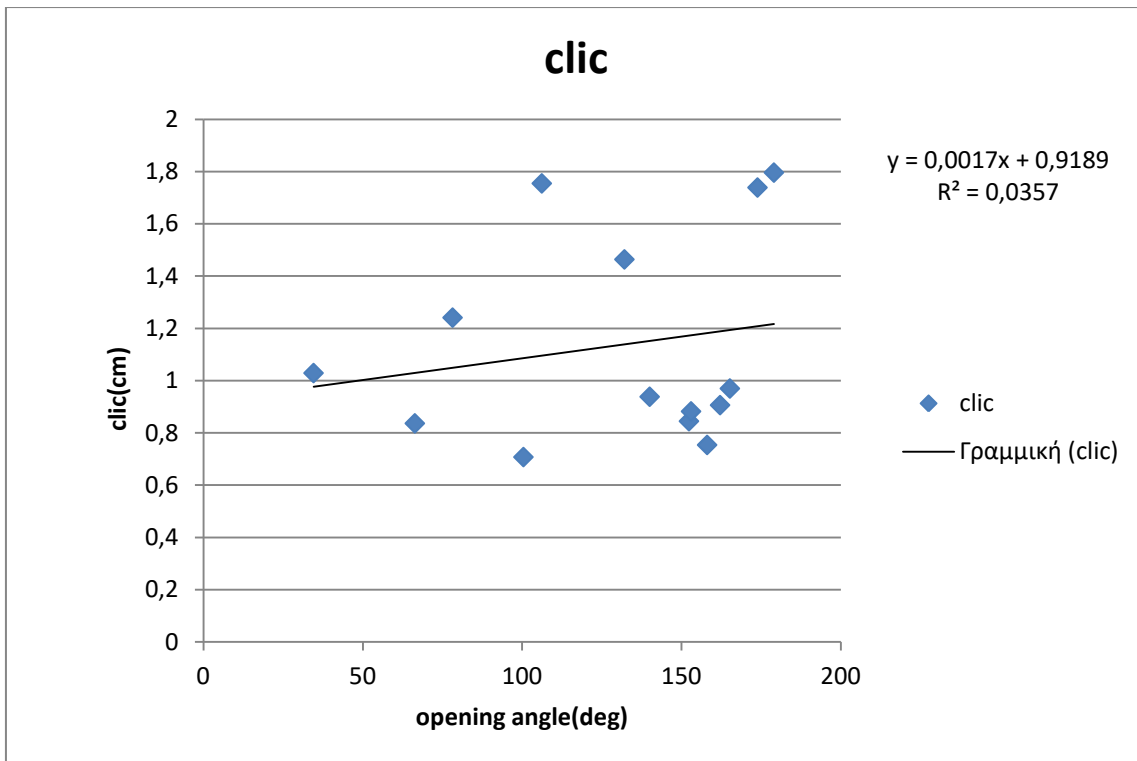
Γράφημα 8.182 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



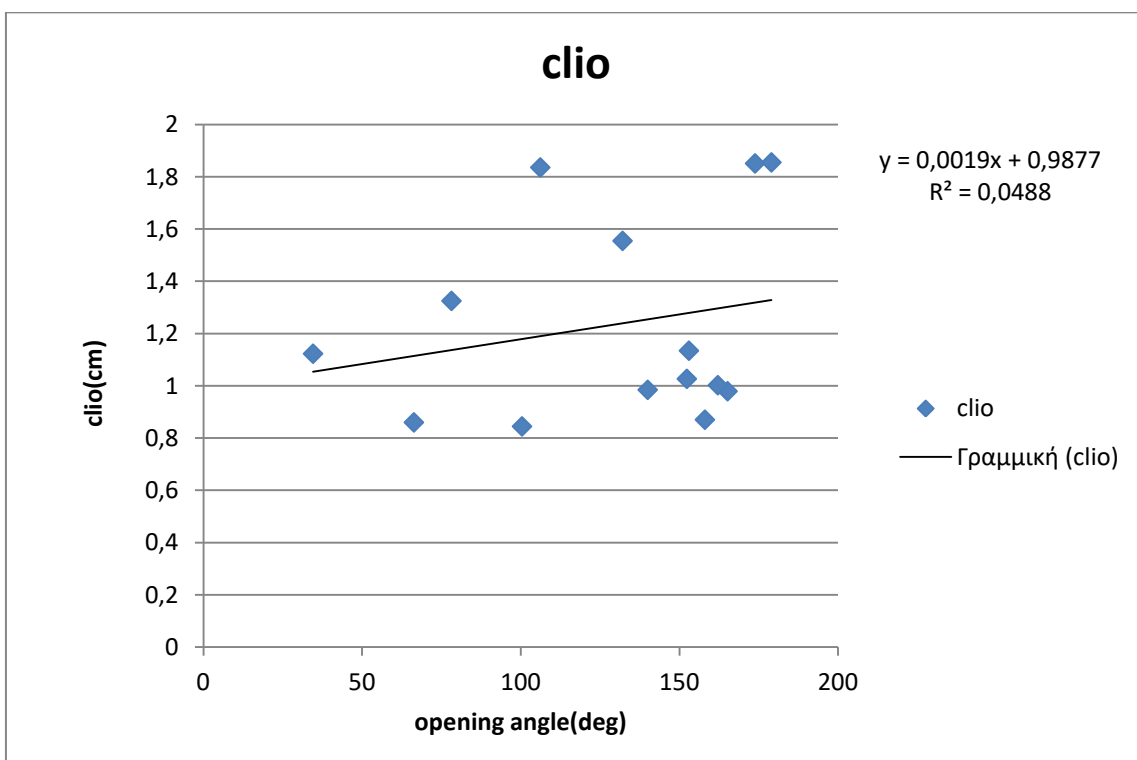
Γράφημα 8.183 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



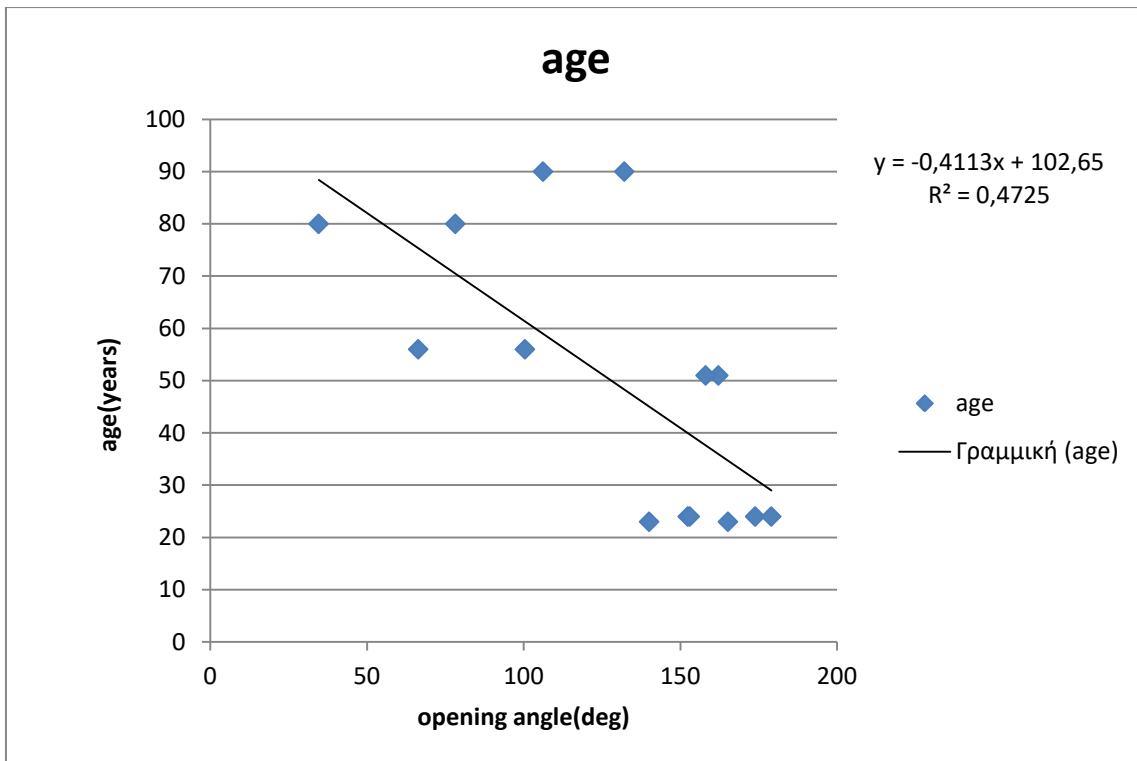
Γράφημα 8.184 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος



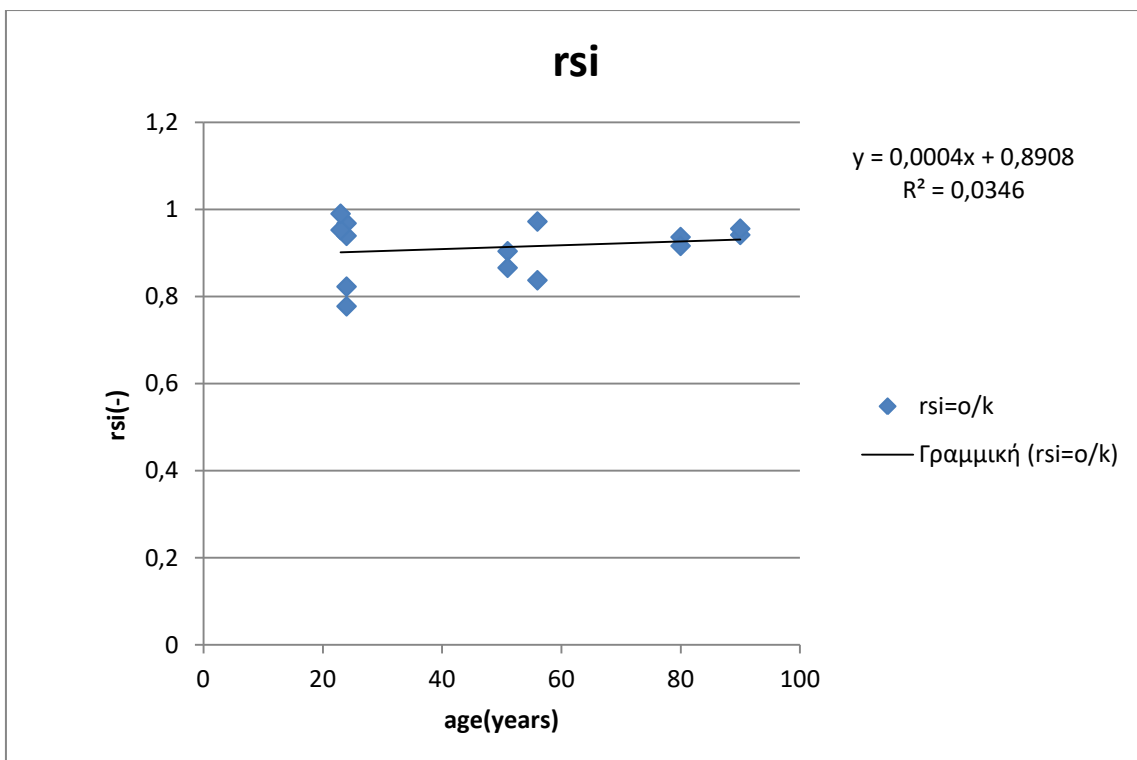
Γράφημα 8.185 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι γωνίας ανοίγματος.



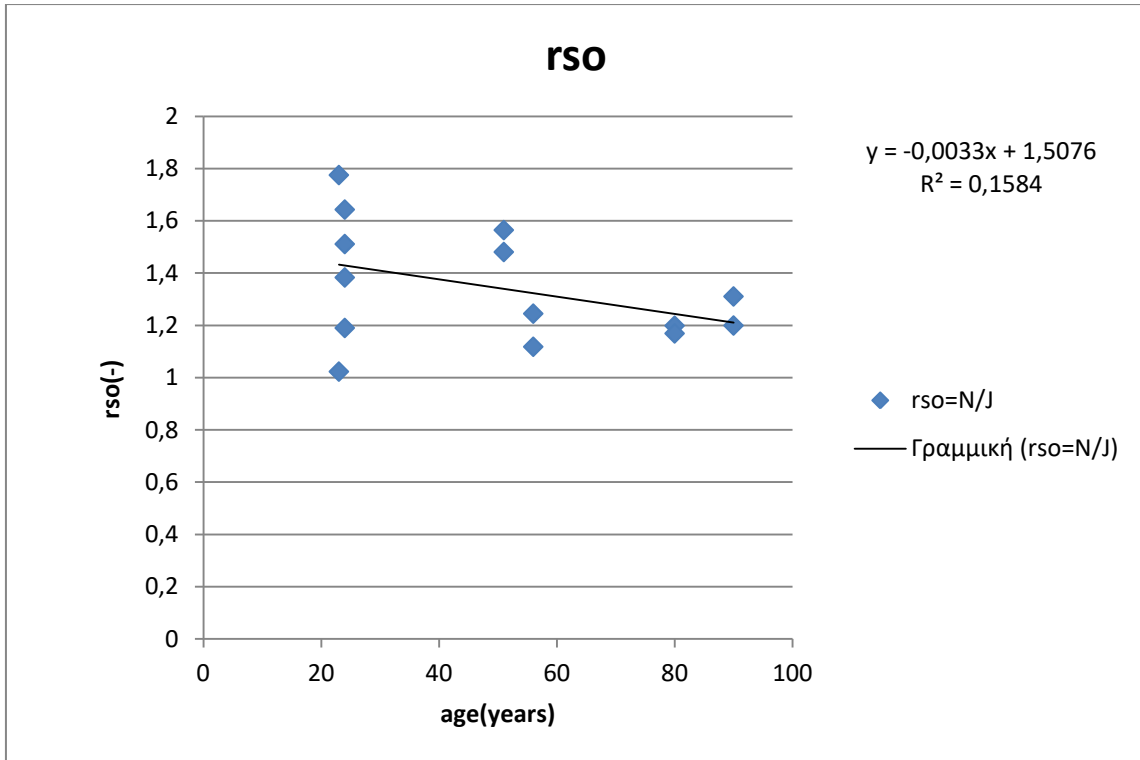
Γράφημα 8.186 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι γωνία ανοίγματος.



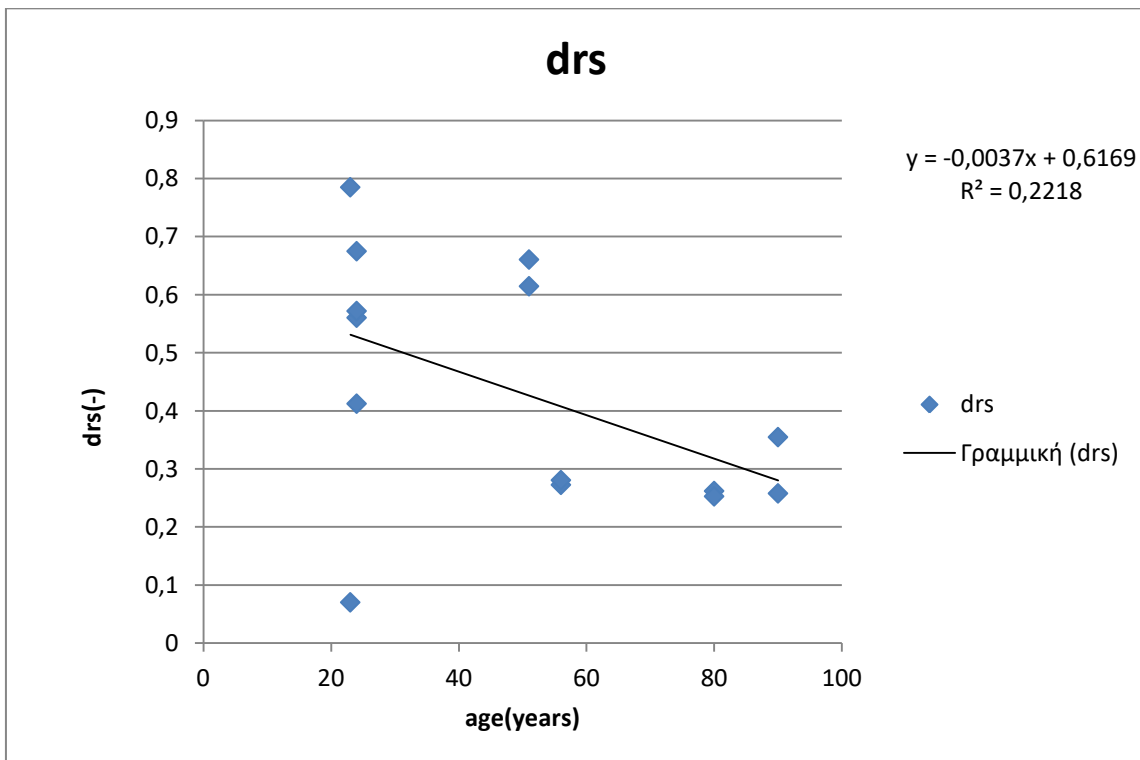
Γράφημα 8.187 : Ηλικία έναντι γωνίας ανοίγματος.



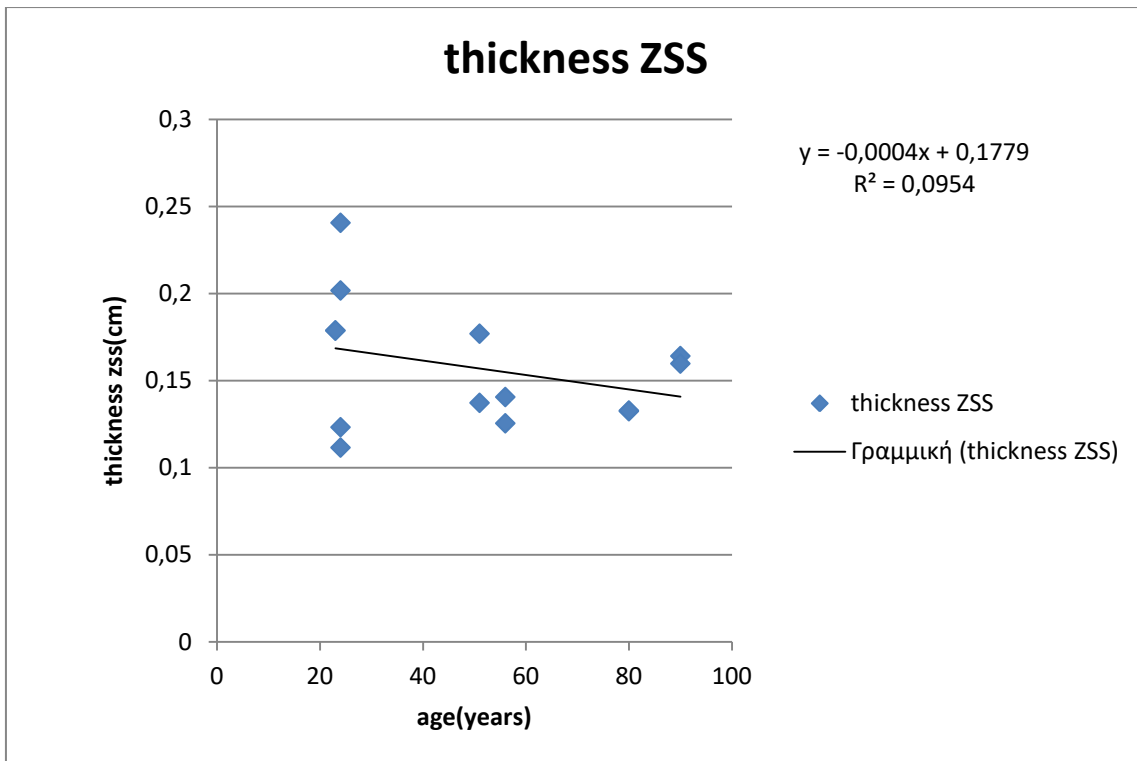
Γράφημα 8.188 : Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι ηλικίας.



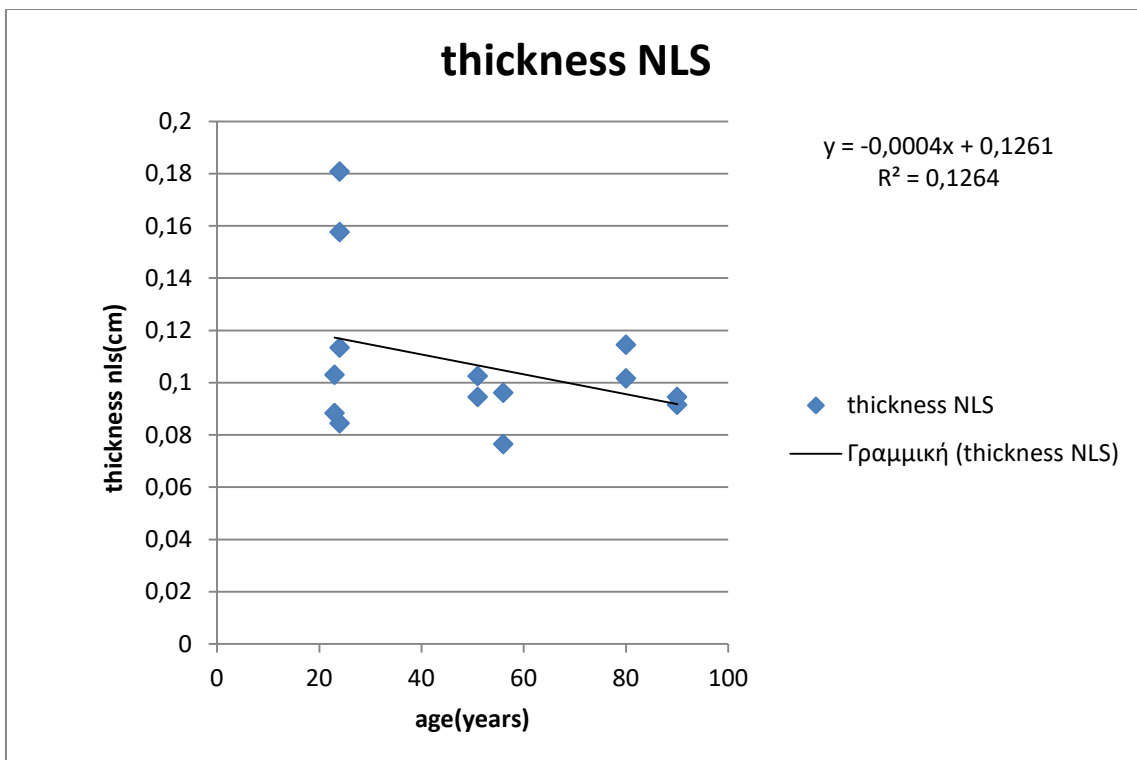
Γράφημα 8.189: Παραμένουσες παραμορφώσεις στην εσωτερική επιφάνεια των δακτυλίων έναντι ηλικίας.



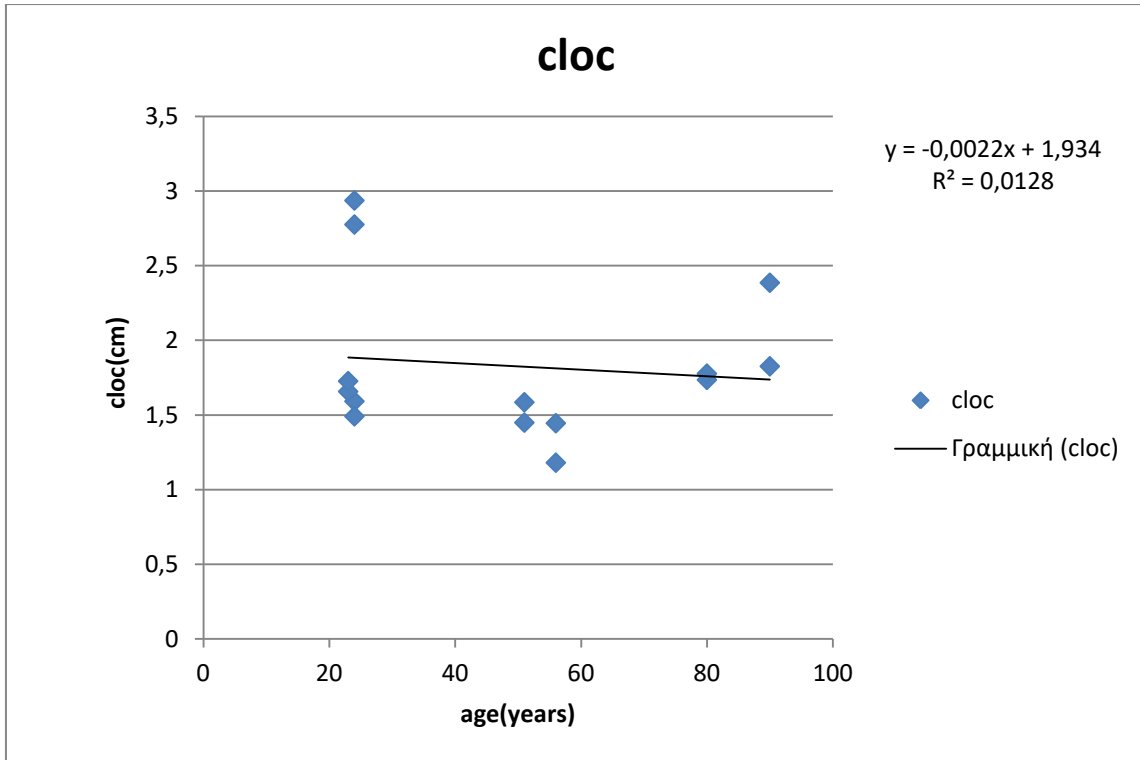
Γράφημα 8.190 : Διαφορά παραμενουσών παραμορφώσεων έναντι ηλικίας.



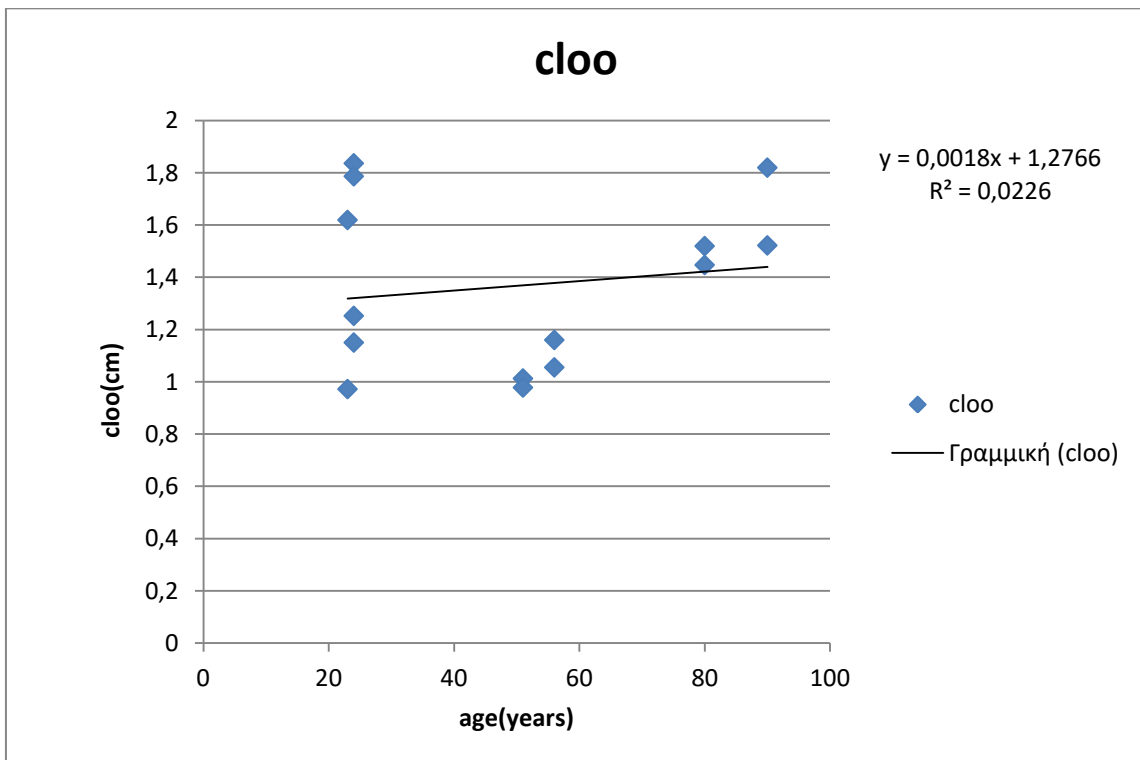
Γράφημα 8.191 : Πάχος ανοιχτού δακτυλίου έναντι γωνίας ανοίγματος.



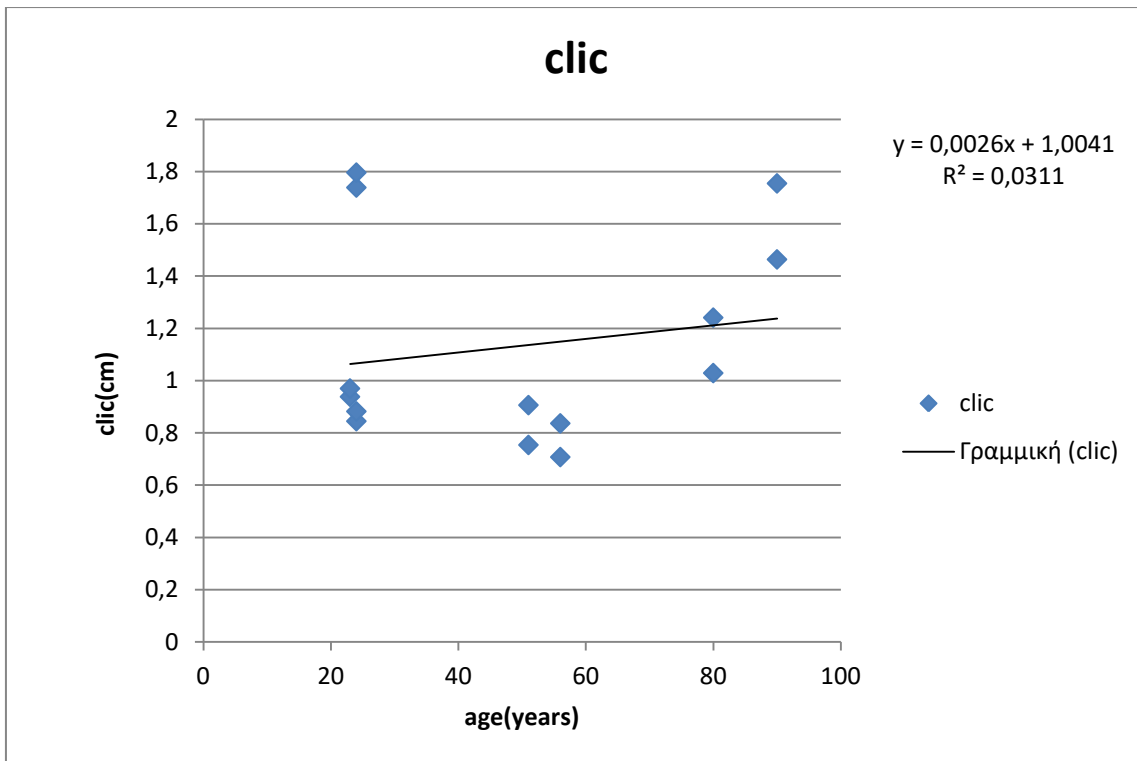
Γράφημα 8.192 : Πάχος κλειστού δακτυλίου έναντι ηλικίας.



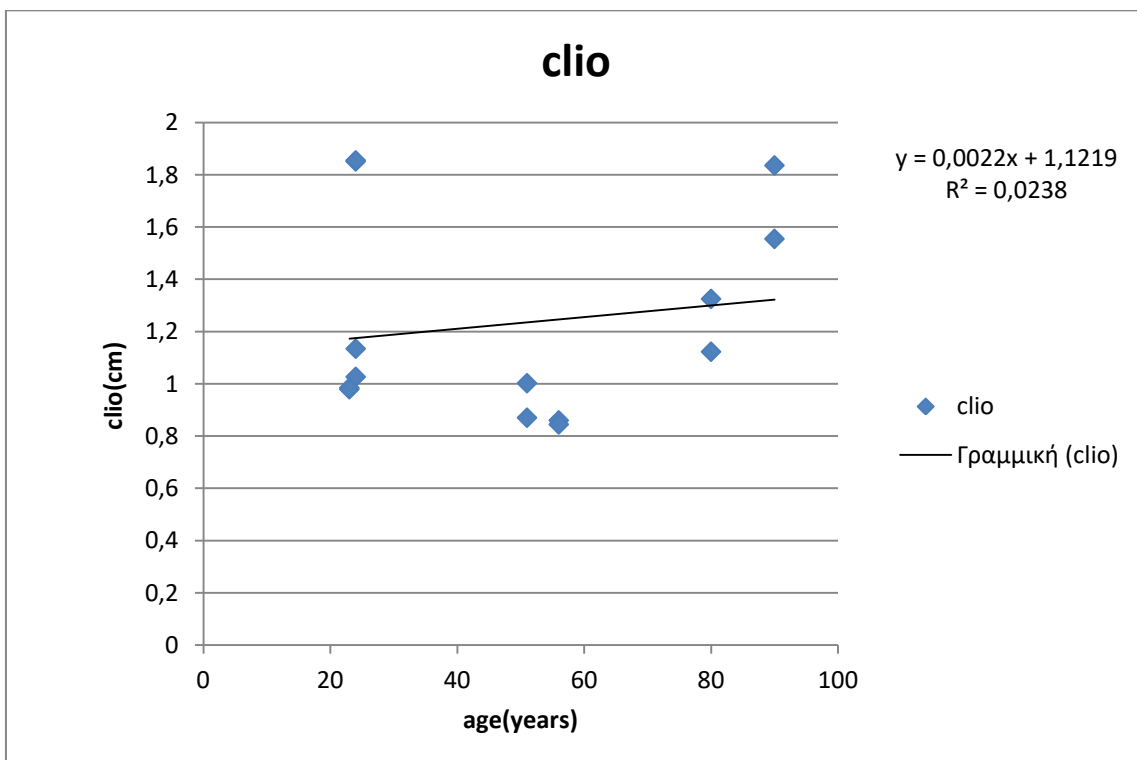
Γράφημα 8.193 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.194 : Περιμετρικό μήκος έξω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.195 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον κλειστό δακτύλιο έναντι ηλικίας.



Γράφημα 8.196 : Περιμετρικό μήκος έσω επιφάνειας στον ανοιχτό δακτύλιο έναντι ηλικίας.

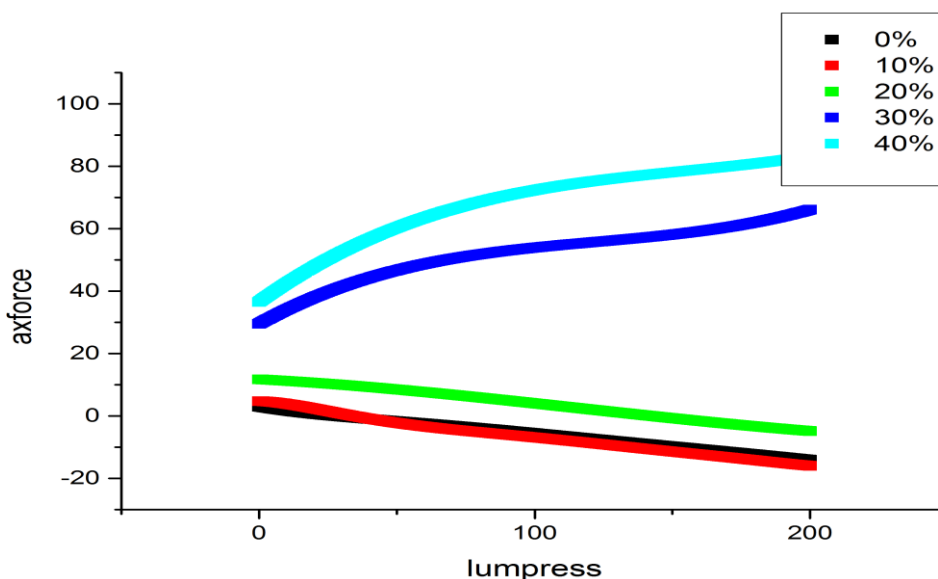
Σχόλια - παρατηρήσεις :

Όπως και στους προηγούμενους τύπους αρτηριών η δομή συσχετίσεων παραμένει ίδια ποσοτικά. Παρατηρούμε πολύ καλές θετικές συσχετίσεις των παραμενουσών παραμορφώσεων της εξωτερικής επιφάνειας των δακτυλίων και της διαφοράς με την γωνία ανοίγματος των δακτυλίων, πολύ καλή συσχέτιση του πάχους του ιστού στην ανοιχτή κατάσταση με τη γωνία ανοίγματος καθώς και ικανοποιητικές, θετικές συσχετίσεις του πάχους του ιστού στην κλειστή κατάσταση και του περιφερειακού μήκους της έξω επιφάνειας στην κλειστή πάλι κατάσταση με τη γωνία ανοίγματος.

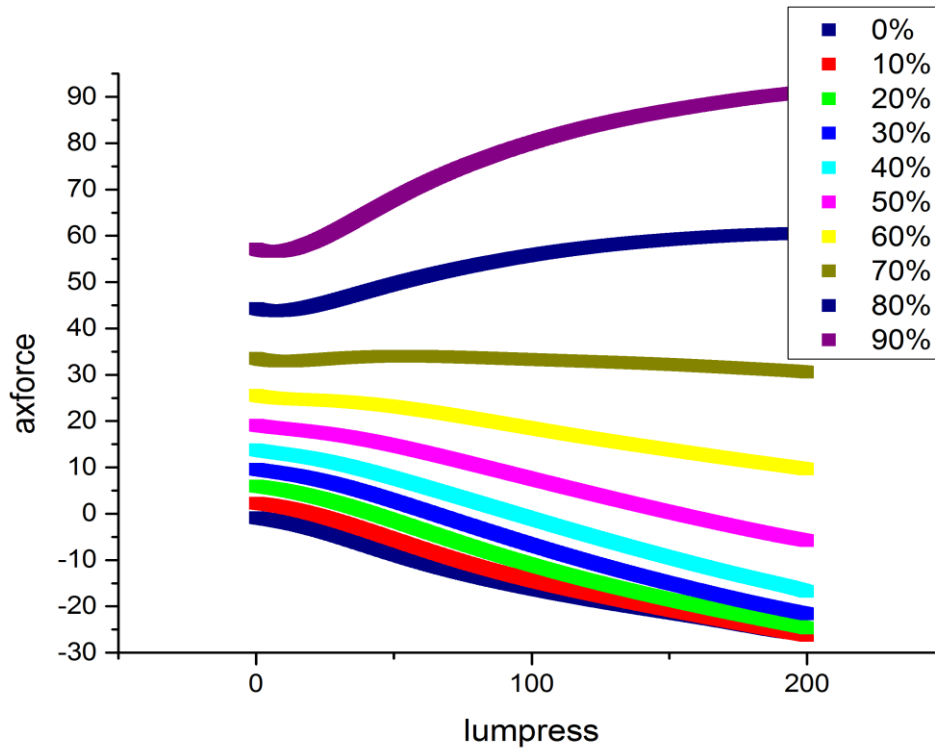
Σχεδόν άριστη αρνητική συσχέτιση της ηλικίας με τη γωνία ανοίγματος και ικανοποιητικές συσχετίσεις, αρνητικές των παραμενουσών παραμορφώσεων και της διαφοράς με την ηλικία, καθώς και του πάχους του ιστού στην κλειστή και ανοιχτή κατάσταση με την ηλικία.

8.10.1 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ ΚΑΤΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

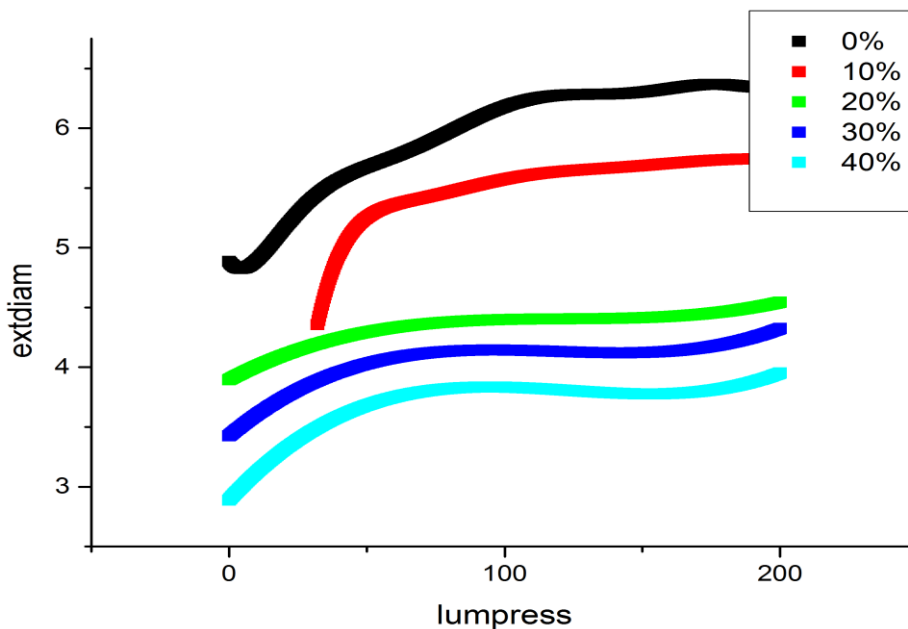
Παρακάτω παρατίθενται δειγματοληπτικά μερικά γραφήματα κάτω μεσεντέρων αρτηριών με προσαρμοσμένα δεδομένα ώστε να εμφανίζουν μια κανονικότητα και να είναι συγκρίσιμα μεταξύ ίδιων αρτηριών διαφορετικών δοτών αλλά και μεταξύ διαφορετικού τύπου αρτηριών.



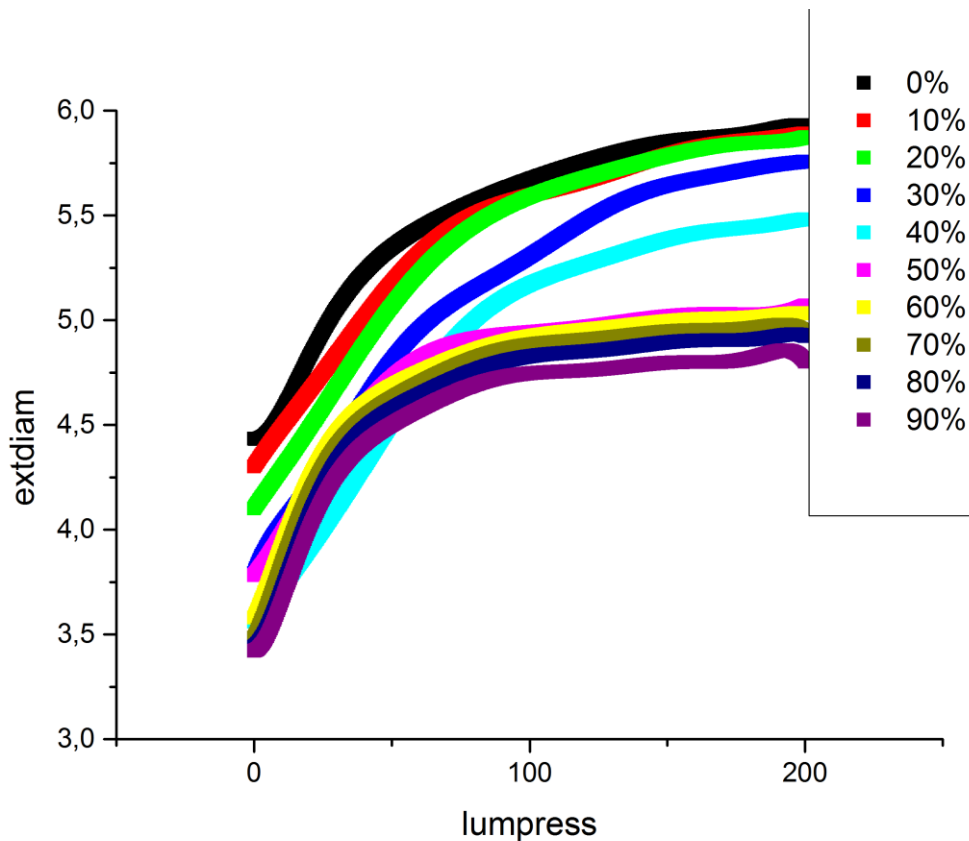
Γράφημα 8.197 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 51 ετών



Γράφημα 8.198 : Γράφημα αξονικής δύναμης σε gr έναντι ενδοαυλικής ίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών



Γράφημα 8.199 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 51 ετών (πείραμα 12)



Γράφημα 8.200 : Γράφημα εξωτερικής διαμέτρου σε mm έναντι ενδοαυλικής πίεσης σε mmHg δείγματος άνδρα 24 ετών (πείραμα 5)

Σχόλια - παρατηρήσεις :

Παρατηρούμε ότι ο νεότερος ιστός φτάνει το 190% του αρχικού του μήκους, ενώ ο γηραιότερος το 140% του αρχικού του μήκους. Στο πρώτο στάδιο της επιμήκυνσης ο νεότερος ιστός πιάνει τα -100g δύναμης και ο γηραιότερος τα -20 g δύναμης, συνεπώς ο πρώτος είναι σαφώς πιο ελαστικός από τον δεύτερο. Τα διαγράμματα διαμέτρου - πίεσης καταδεικνύουν σαφώς μικρότερη εκτασιμότητα του ηλικιωμένου ιστού αφού σε κάθε στάδιο επιμήκυνσης φουσκώνει μόλις 0,5% της αρχικής του διαμέτρου ενώ ο νεότερος ιστός φουσκώνει στο 28% της αρχικής του διαμέτρου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9 –ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ

9.1 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΜΕΝΑ ΔΕΔΟΜΕΝΑ

Από τα πρωτογενή δεδομένα, πίεσης, δύναμης και εξωτερικής διαμέτρου, σκόπιμο είναι να υπολογίσουμε δευτερογενή δεδομένα δηλαδή τάσεις και παραμορφώσεις για τους άξονες θ και z (και στον άξονα r κατ' επέκταση).

Για την εξαγωγή των δευτερογενών δεδομένων θα χρησιμοποιήσουμε τις εξισώσεις της μηχανικής του συνεχούς μέσου, οι οποίες αναφέρονται στα κεφάλαια 4 και 5.

Αρχικά μέσω του προγράμματος λαμβάναμε δεδομένα στην παρακάτω μορφή:

Πίεση	Δύναμη	Εξωτερική διάμετρος
0	74,409163024013	2,31033838216563
0,333889816360601	74,3807823086521	2,31948774724036
0,667779632721202	74,3549489303836	2,3290688613782
1,0016694490818	74,331616888431	2,33905785200513
1,3355592654424	74,3107407911822	2,34943164273369
1,66944908180301	74,2922758502881	2,36016793455416
2,00333889816361	74,2761778747917	2,37124518734296
2,33722871452421	74,2624032652883	2,38264260168441
2,67111853088481	74,2509090081165	2,39434010100254
3,00500834724541	74,2416526695798	2,40631831399896
3,33889816360601	74,2345923902002	2,41855855739351
3,67278797996661	74,2296868790014	2,43104281896392

όπου η πίεση φτάνει τα 200 mmHg και τα άλλα μεγέθη λαμβάνουν διάφορες τιμές. Στον πίνακα αυτό προσθέτουμε στήλες ώστε από 3 αρχικές προκύπτουν 15 στήλες.

Οι 12 επιπλέον στήλες υπολογίζονται ως:

1. πίεση(Pascal)=πίεση σε mmHg *133,32236

2. Ακτίνα σε m (r_0)=διάμετρος σε mm/2*1000

3. Δύναμη σε Newton= $\frac{\text{Δύναμη σε g}}{0,000980665}$

4. ω =Γωνία ανοίγματος σε
 $\text{rad}=\frac{(\text{γωνία ανοίγματος 1}+\text{γωνία ανοίγματος 2})\cdot 3,14159}{180}$

5. $L_z = \frac{1}{L}$

6. $\text{radius inner}(r_i) = \sqrt{r_0^2 - (R_{oNLS}^2 - R_{iNLS}^2) \frac{1}{L_z}}$ όπου τα R_o, R_i
 υπολογίζονται από την λήψη φωτογραφιών με τη μέθοδο γωνίας
 ανοίγματος.

7. $\bar{\lambda}_\theta = 3,14159 * (r_0 + r_i) \frac{1}{(3,14159-\omega)\cdot(R_{oZSS}+R_{iZSS})}$

8. $E_{th} = 0,5 * (\bar{\lambda}_\theta^2 - 1)$

9. $E_z = 0,5 * (\lambda_z^2 - 1)$

10. $S_{th} = \frac{\text{πίεση (pa)}\cdot r_i}{(r_o - r_i)}$

11. $S_z = \frac{\text{δύναμη (newton)} + \text{πίεση(pa)}\cdot 3,14159\cdot r_i^2}{3,14159\cdot (r_o^2 - r_i^2)}$

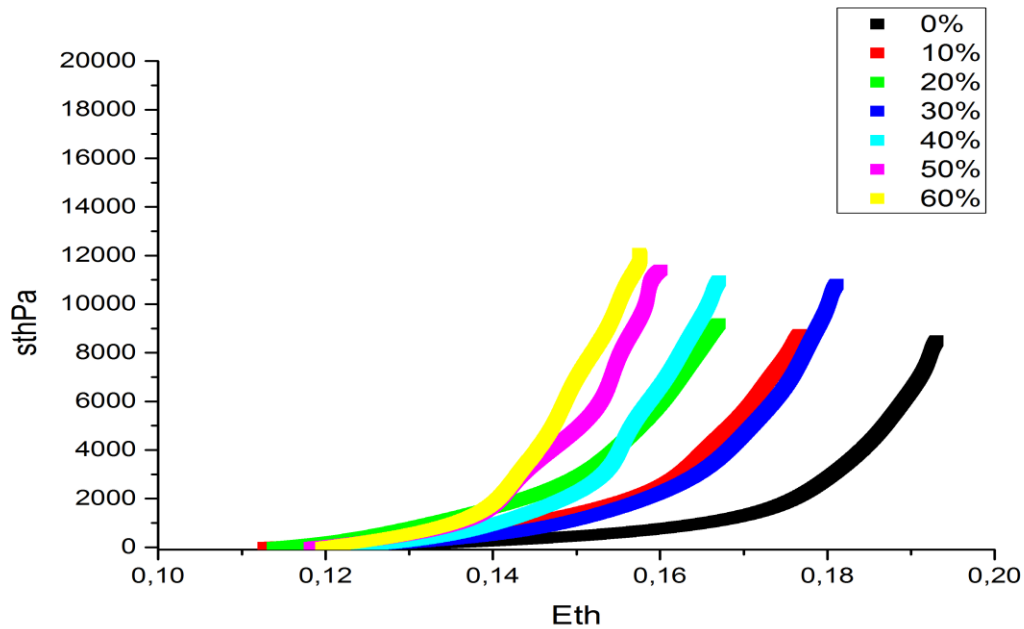
12. $\text{thickness} = r_o - r_i$

13. Compliance = Ενδοτικότητα- είναι η ικανότητα ενός κοίλου οργάνου (αγγείου) να διαστέλλεται και να αυξάνει τον όγκο του με ταυτόχρονη αύξηση της διατοιχωματικής πίεσης ή της τάσης ενός κοίλου οργάνου να αστιστέκεται και να μην υποχωρεί στις αρχικές του διαστάσεις όταν εφαρμόζεται μια δύναμη διάτασης ή συμπίεσεως

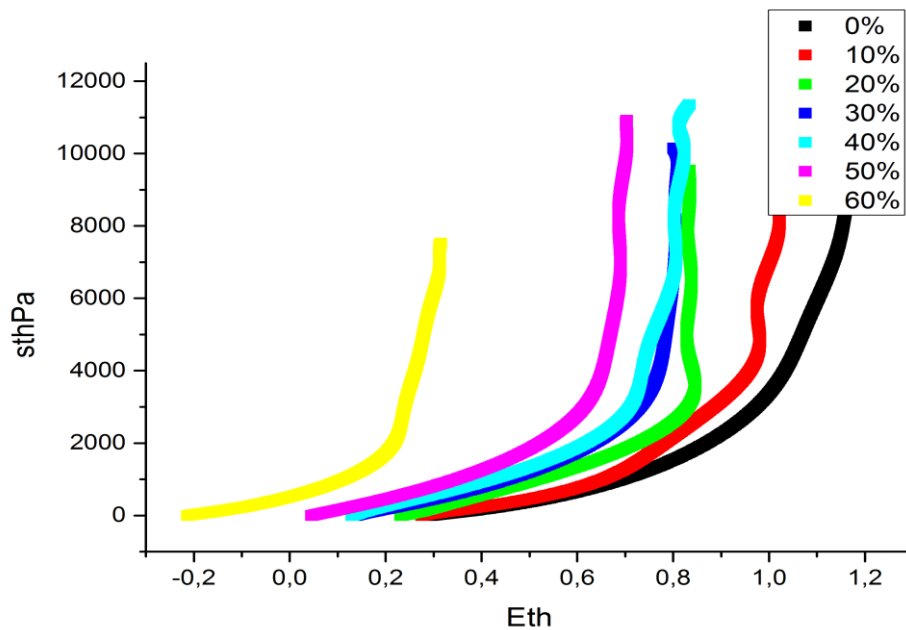
Οπότε προκύπτουν τα γραφήματα αναλυτικά για κάθε τύπο αρτηρίας.

9.2 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΝΕΦΡΙΚΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

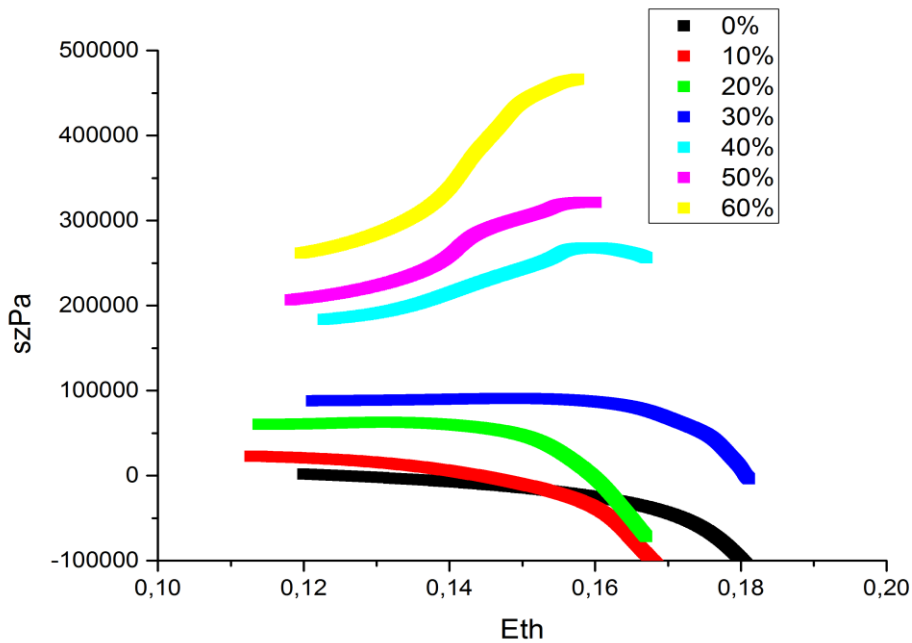
Γραφήματα S_{th} , E_{th} και E_{th}, S_z :



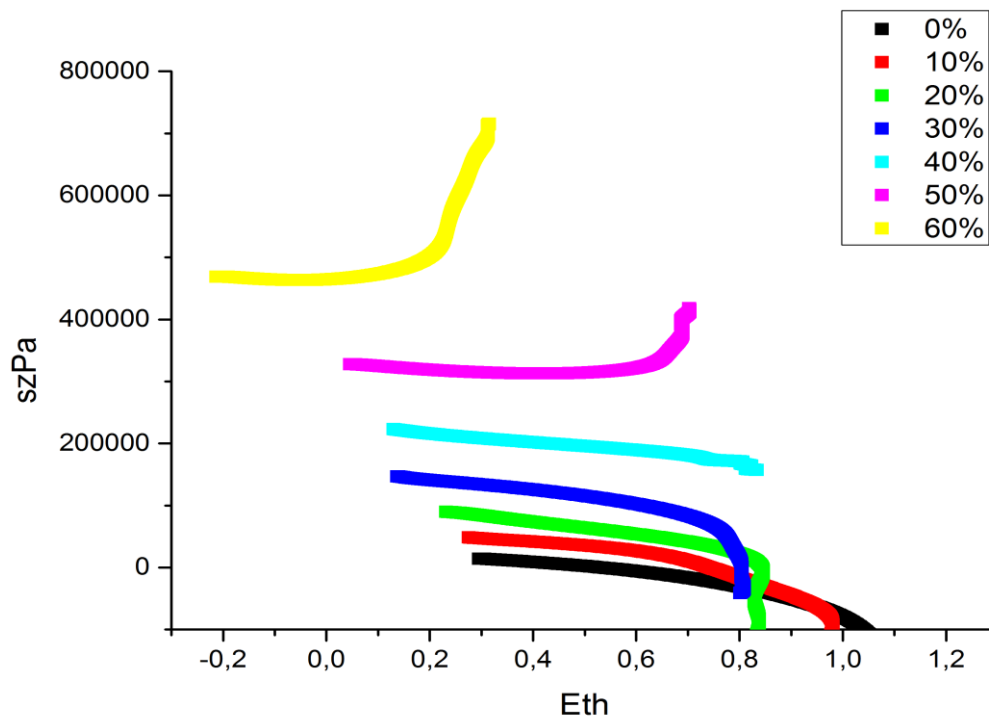
Γράφημα 9.1 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 61 ετών.



Γράφημα 9.2 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 24 ετών.



Γράφημα 9.3 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 61 ετών.



Γράφημα 9.4 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 29 ετών.

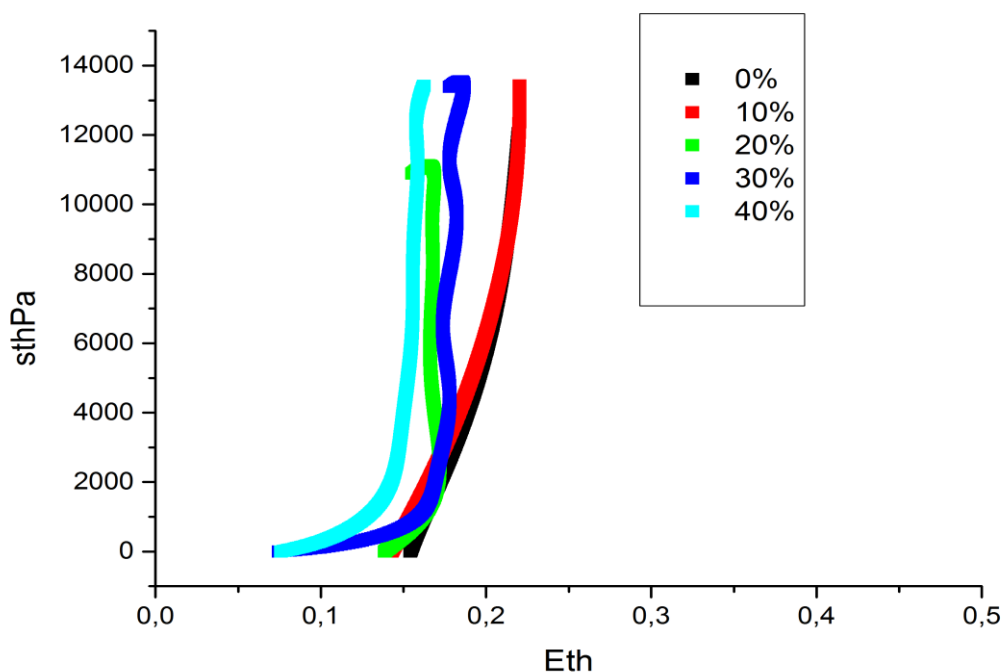
Σχόλια - παρατηρήσεις

Από τα γραφήματα εξάγονται ορισμένες χρήσιμες παρατηρήσεις. Αρχικά παρατηρούμε ότι καθώς αυξάνεται η ηλικία μειώνεται η ενδοτικότητα των ιστών. Στους νεαρότερους ιστούς παρατηρούμε αύξηση της περιφερειακής παραμόρφωσης ως και 125 % ενώ στους γηραιότερους αύξηση κατά 33%.

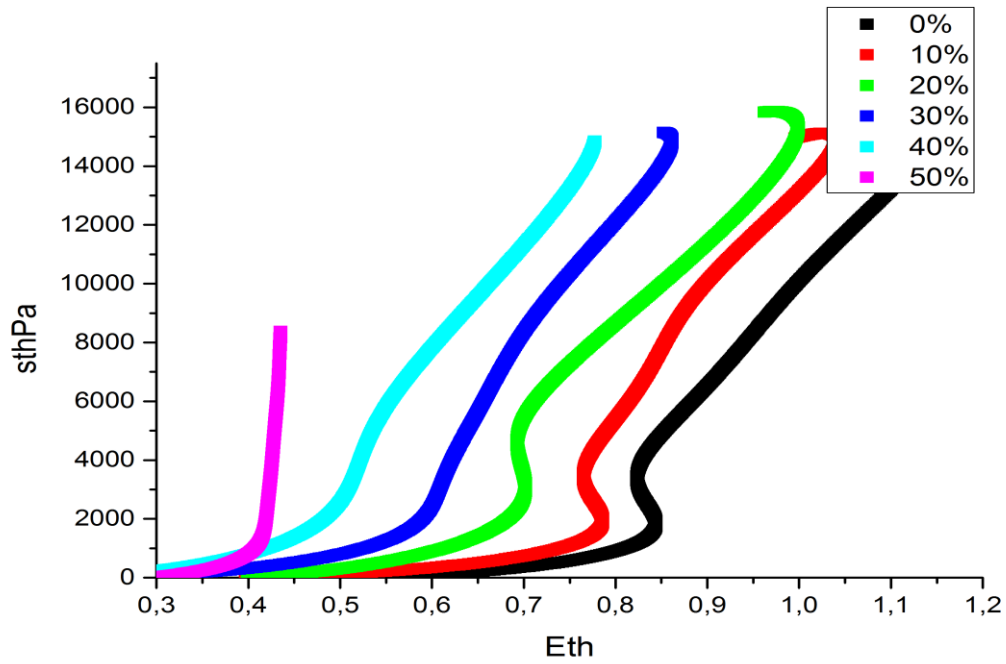
Όσο πιο μικρή είναι η ηλικία του δείγματος τόσο περισσότερες επιμηκύνσεις μπορούμε να καταγράψουμε, κάτι που έγινε αντιληπτό και στο κεφάλαιο 8 στα γραφήματα συσχετίσεων. Όσο μικρότερη είναι η ηλικία του δείγματος τόσο μεγαλύτερες αξονικές τάσεις φέρει, επομένως ο προσανατολισμός της ελαστικής του ιστού είναι μάλλον αξονικός και αυτό συνεπάγεται μικρότερες γωνίες ανοίγματος, πράγμα που έρχεται σε συμφωνία με την υπάρχουσα θεωρία.

9.3 ΔΕΞΙΕΣ ΝΕΦΡΙΚΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

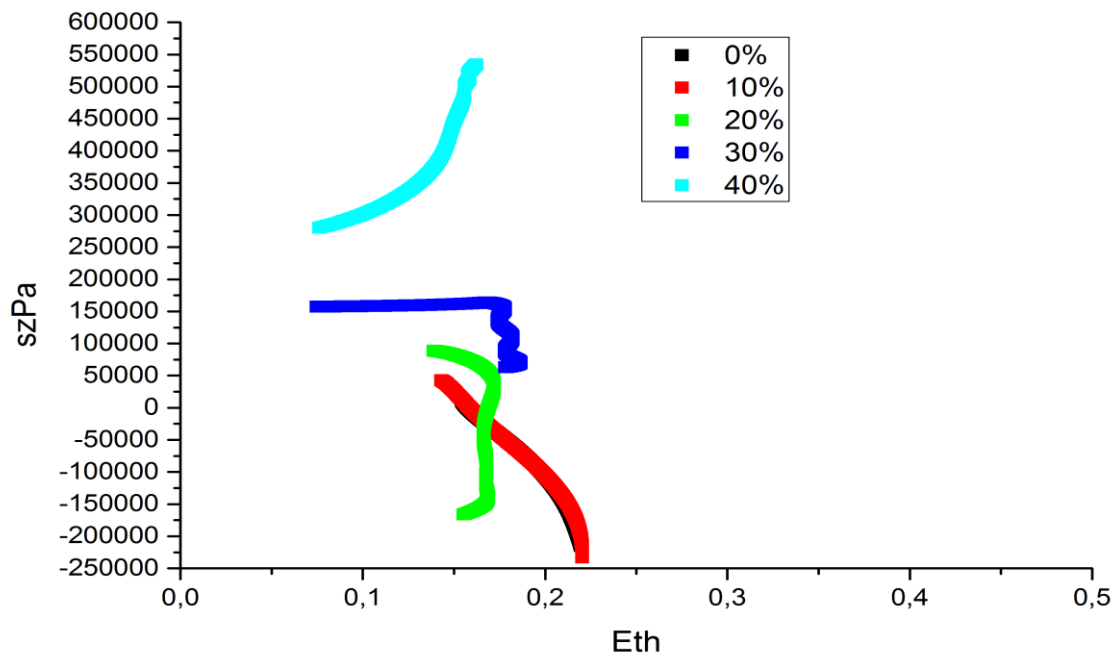
Γραφήματα S_{th} , E_{th} και E_{th}, S_z :



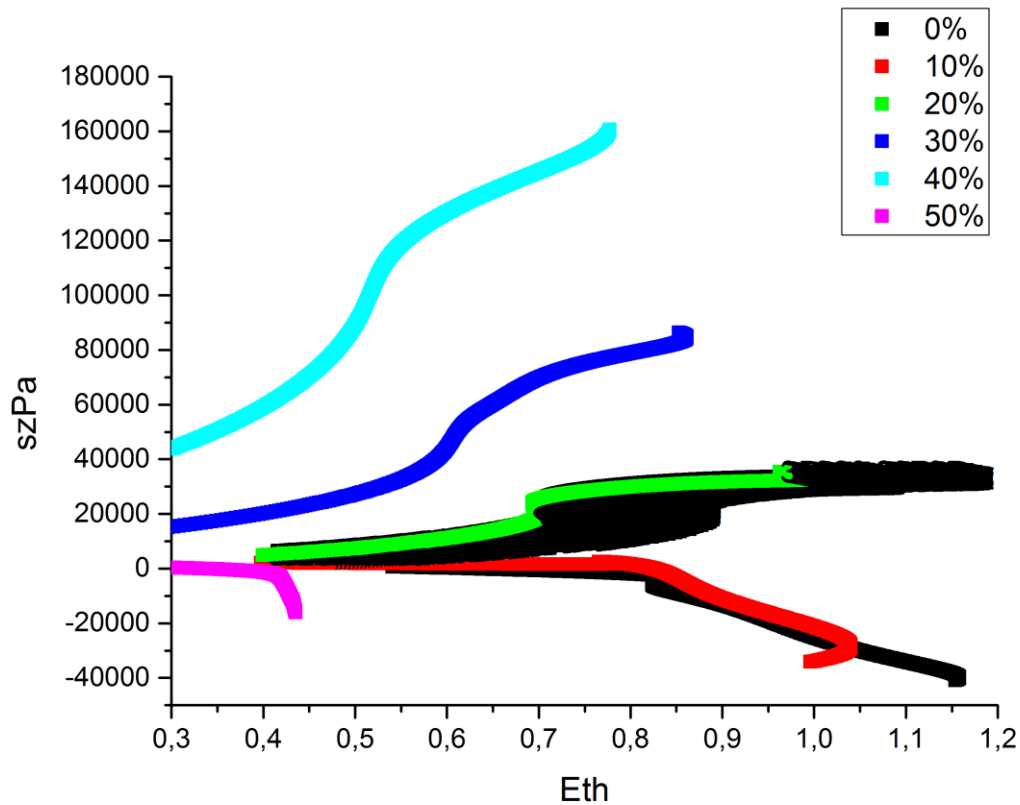
Γράφημα 9.5 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 61 ετών.



Γράφημα 9.6 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα γυναίκας 56 ετών.



Γράφημα 9.7 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 61 ετών.



Γράφημα 9.8 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα γυναίκας 56 ετών.

Σχόλια - παρατηρήσεις

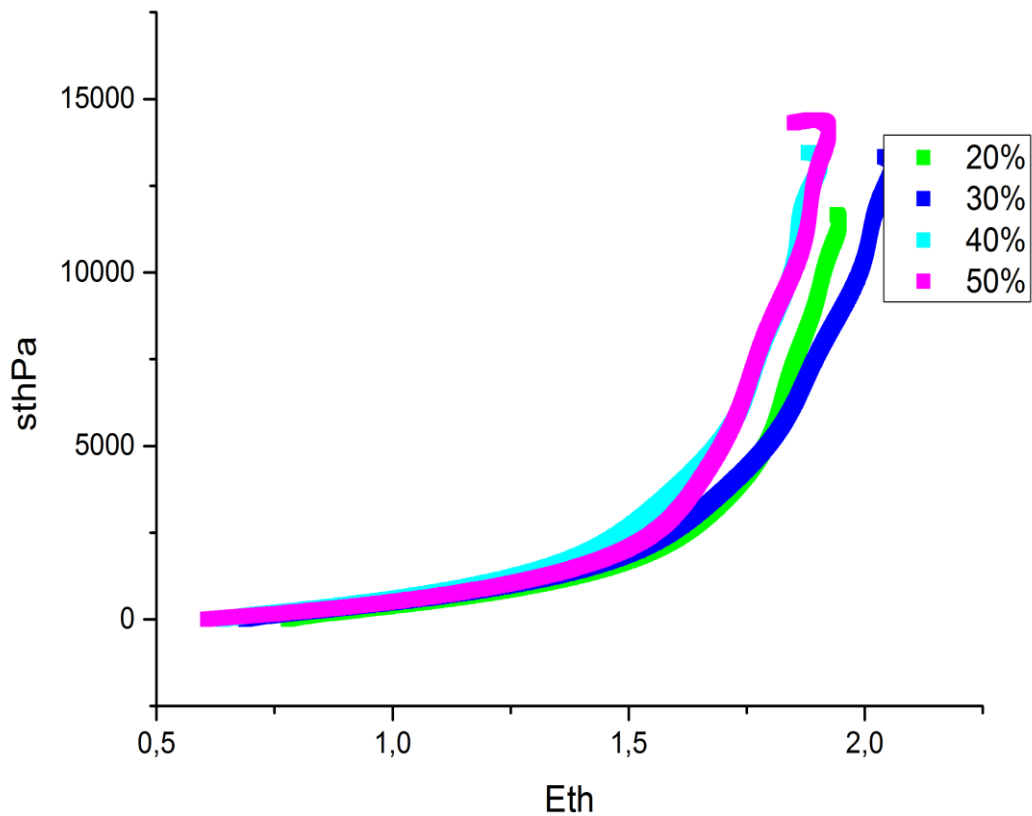
Όπως στις αριστερές νεφρικές έτσι και στις δεξιές, παίρνουμε συγγενικά αποτελέσματα κάτι το οποίο αναμέναμε αφού οι δεξιές και οι αριστερές νεφρικές αρτηρίες επιτελούν παρόμοιο έργο. Πιο συγκεκριμένα τα νεαρότερα δείγματα εμφανίζουν μεγαλύτερο πλήθος καταγραφών και δείγματα ίδιας ηλικίας προερχόμενα από διαφορετικούς δότες εμφανίζουν κοντινές καταγραφές μεγεθών.

Μεγάλες τιμές S_z δηλαδή της αξονικής τάσης υποδηλώνουν αξονικό προσανατολισμό της ελαστίνης, συνεπώς μικρή γωνία ανοίγματος. Πράγματι όσο μικρότερη είναι η ηλικία του ιστού τόσο μεγαλύτερες αξονικές τάσεις φαίνεται να δέχεται, οπότε οι αποκοπτόμενοι δακτύλιοι εμφανίζουν μικρές γωνίες ανοίγματος. Αυτό το εύρημα είναι σε συμφωνία με την υπάρχουσα βιβλιογραφία.

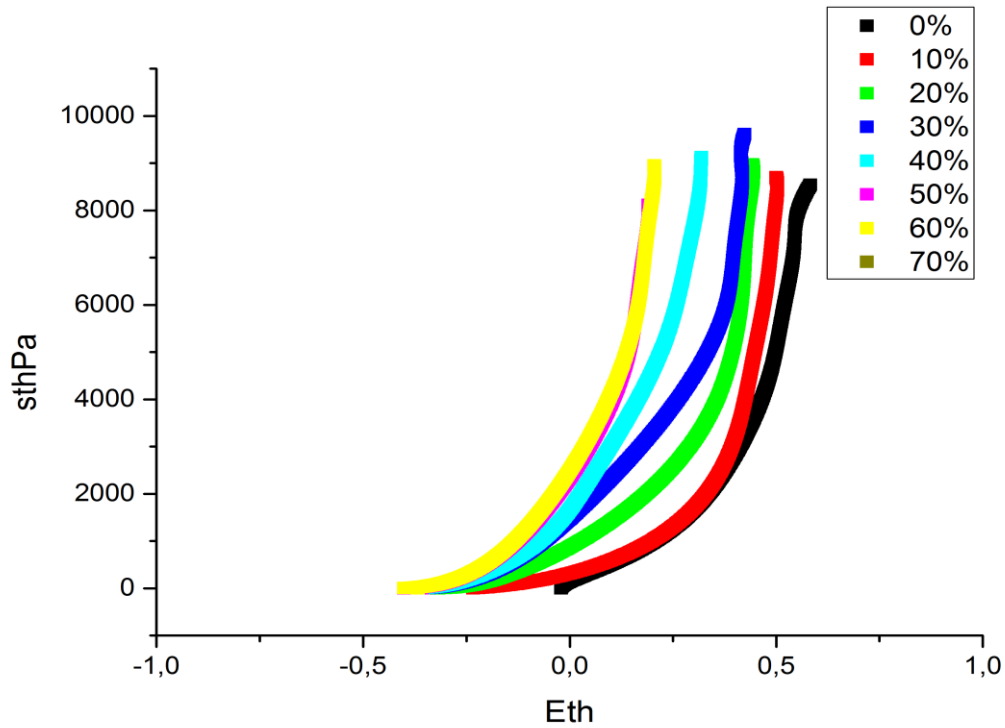
Τέλος καθώς αυξάνει η ηλικία, μειώνεται η ενδοτικότητα του ιστού, κάτι που επίσης συμφωνεί με την υπάρχουσα βιβλιογραφία, αφού με το πέρασ του χρόνου η ελαστίνη αντικαθίσταται σταδιακά με το κολλαγόνο που είναι πιο στιβαρό.

9.4 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

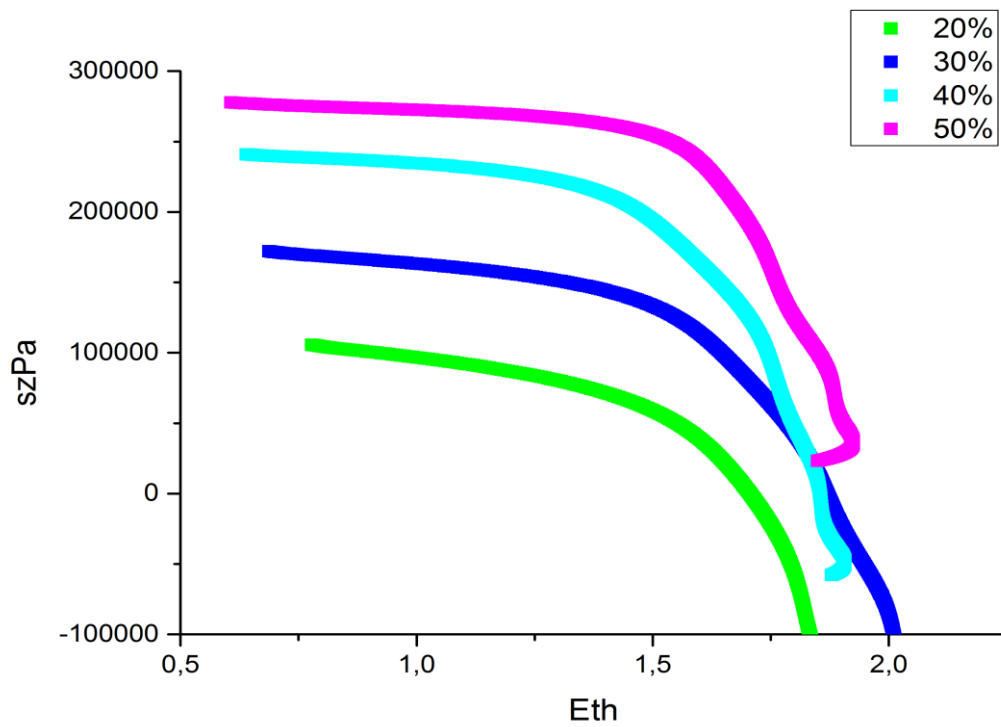
Γραφήματα S_{th} , E_{th} και E_{th}, S_z :



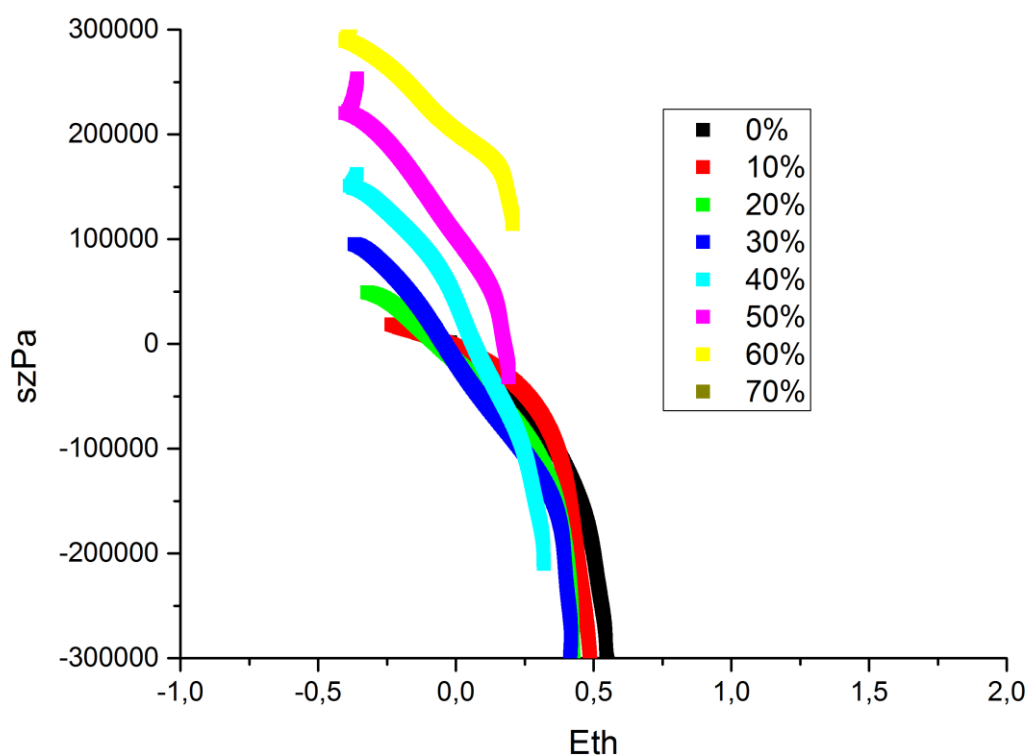
Γράφημα 9.9 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 23 ετών.(πείραμα 4).



Γράφημα 9.10 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 23 ετών.(πείραμα 5).



Γράφημα 9.11 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 23 ετών.(πείραμα 4).



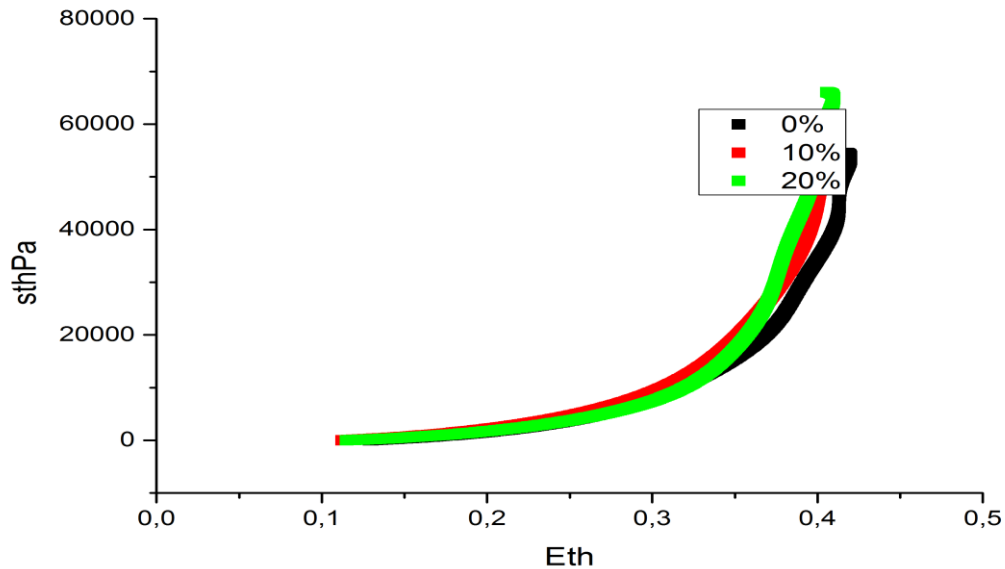
Γράφημα 9.12 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 23 ετών.(πείραμα 5).

Σχόλια - παρατηρήσεις

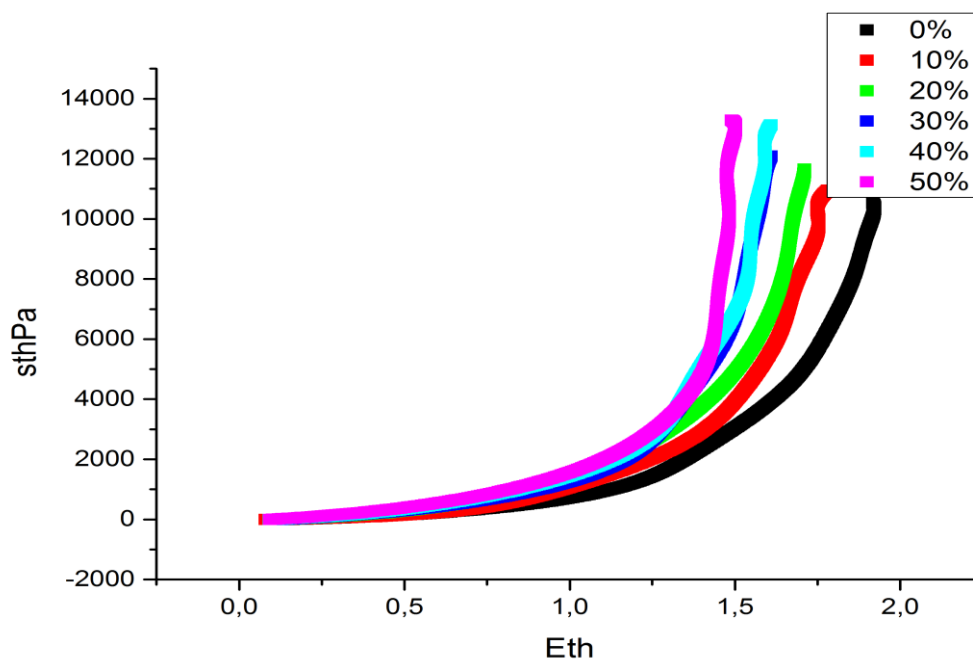
Οι αριστερές έξω μηριαίες αρτηρίες παρουσιάζουν τόσο ομοιότητες όσο και διαφορές με τις νεφρικές. Αρχικά παρατηρούμε ότι όσο μειώνεται η ηλικία του δείγματος τόσο περισσότερα στάδια επιμήκυνσης καταγράφουμε, ακόμη με το πέρας της ηλικίας οι έξω αριστερές μηριαίες γίνονται πιο άκαμπτες. Γενικότερα οι αριστερές έξω μηριαίες φαίνονται να είναι πιο άκαμπτες από τις νεφρικές και με μεγαλύτερο εμβαδόν περιφερειακά διότι πέφτουν οι περιφερειακές τάσεις. Όπως οι νεφρικές αρτηρίες έτσι και οι έξω αριστερές μηριαίες εμφανίζουν ενδοτικότητα στην περιφερειακή κατεύθυνση μικρότερη όμως από τις νεφρικές. Τέλος και πάλι παρατηρούμε μεγάλες τιμές στις αξονικές τάσεις κάτι που έπεται την αξονική κατανομή ελαστικής στον ιστό.

9.5 ΔΕΞΙΕΣ ΕΞΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

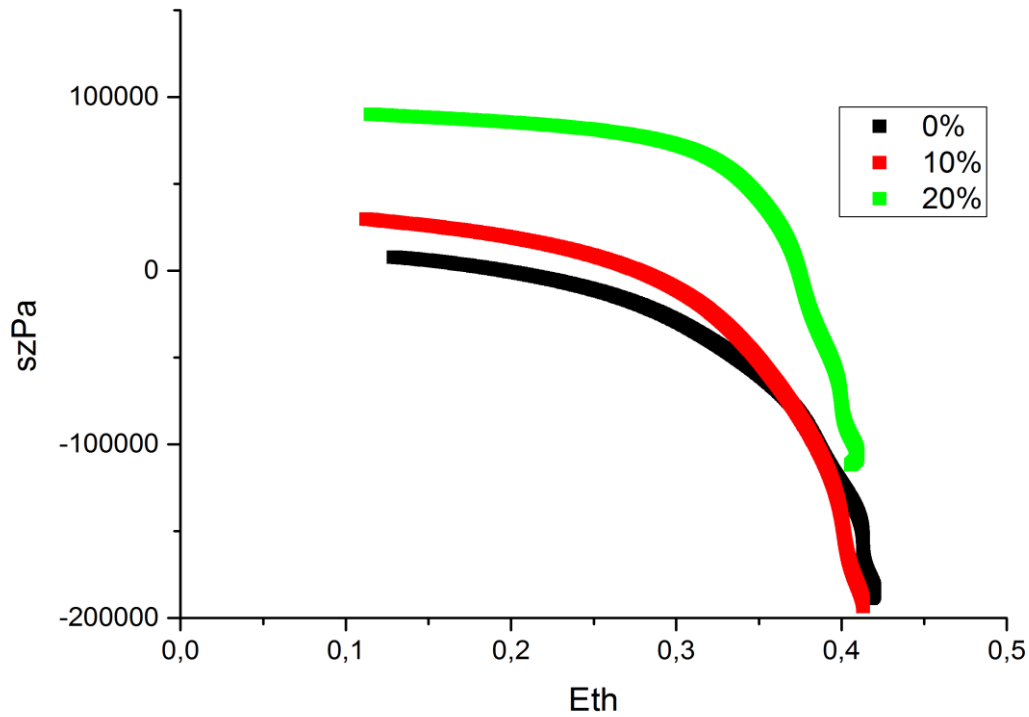
Γραφήματα S_{th} , E_{th} και E_{th}, S_z :



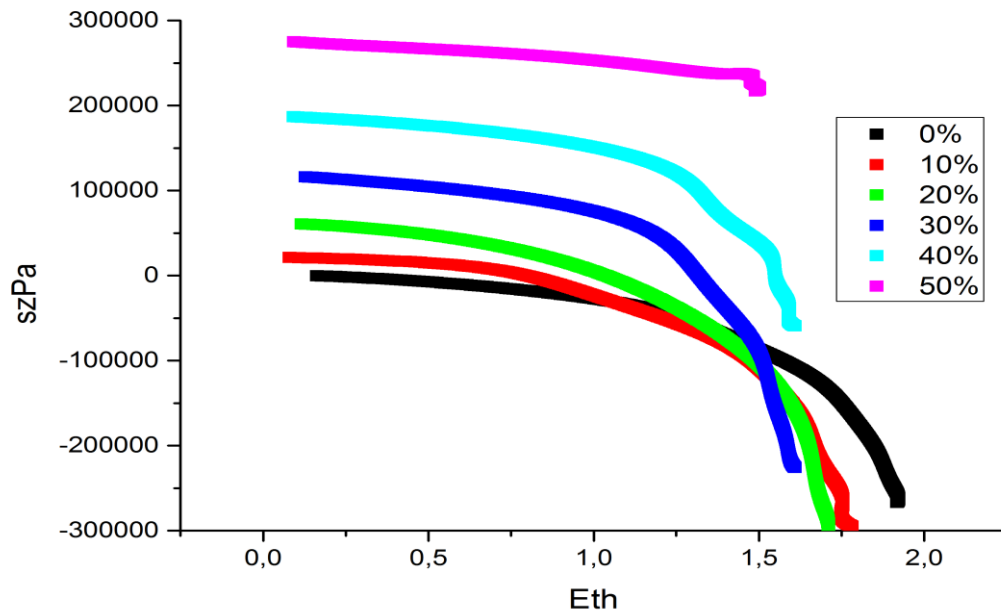
Γράφημα 9.13 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 23 ετών.(πείραμα 4).



Γράφημα 9.14 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 23 ετών.(πείραμα 5).



Γράφημα 9.15 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 23 ετών.(πείραμα 4).



Γράφημα 9.16 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 23 ετών.(πείραμα 5).

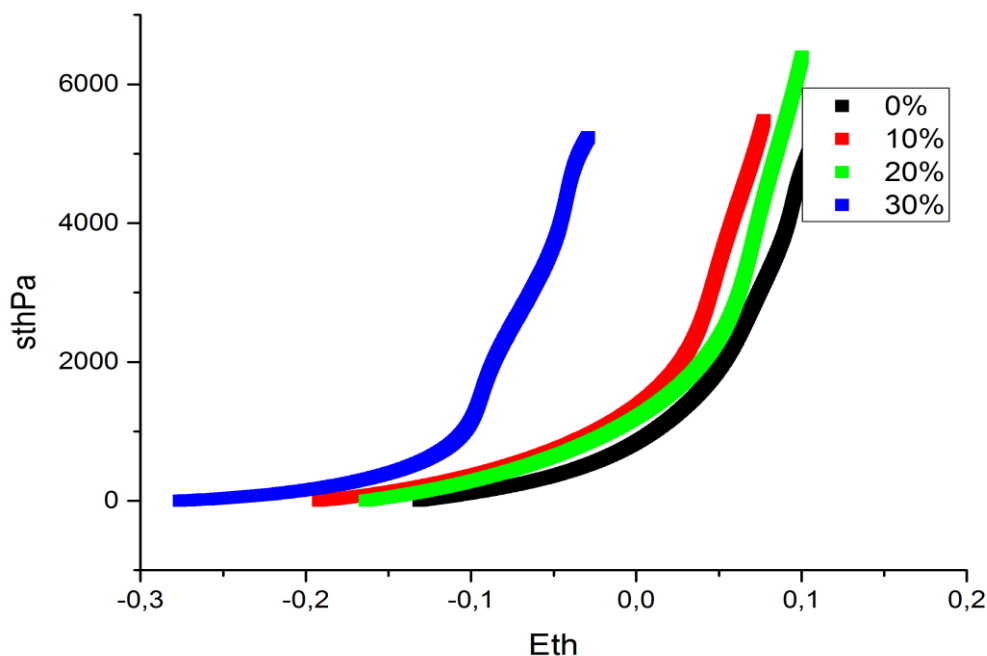
Σχόλια - παρατηρήσεις

Αρχικά διαπιστώνουμε πως η ηλικία καθορίζει το πλήθος των επιμηκύνσεων που μπορούμε να καταγράψουμε καθώς επίσης και την ενδοτικότητα του ιστού στην περιφερειακή κατεύθυνση. Οι δεξιές έξω μηριαίες αρτηρίες συσχετίζονται κατά πολύ με τις αριστερές συμπληρωματικές τους και παρουσιάζουν πολλά κοινά ως προς τα διαγράμματα.

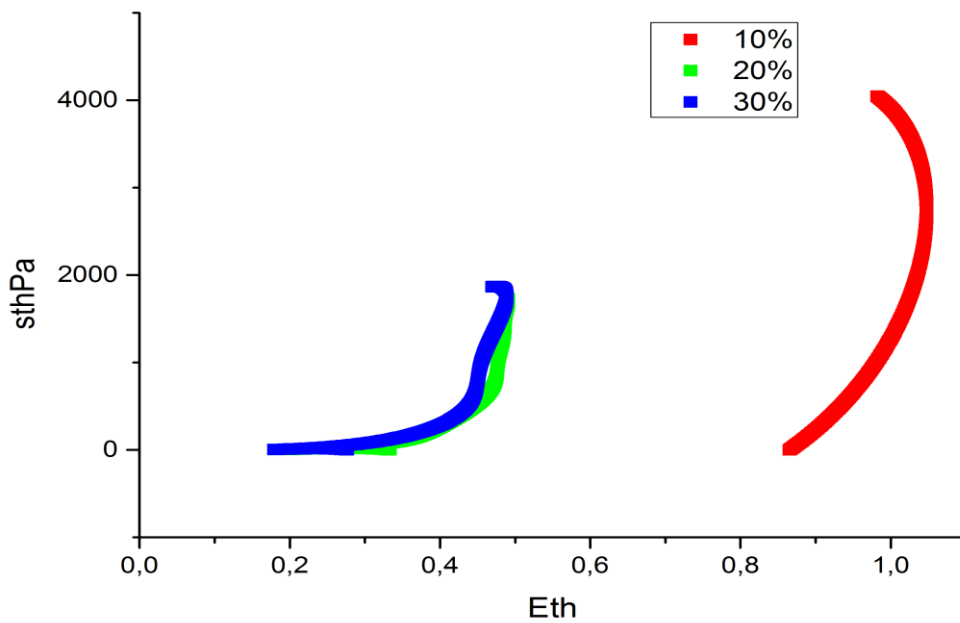
Έτσι καθώς αναμέναμε, οι δεξιές έξω μηριαίες είναι άκαμπτες σε σχέση με τις νεφρικές και παρουσιάζουν μεγάλες τιμές αξονικής τάσης. Αρα μάλλον οι ίνες ελαστίνης έχουν αξονική κατανομή. Μάλιστα όσο νεότερος είναι ο ιστός τόσο μεγαλύτερες αξονικές τάσεις δύναται να φέρει άρα να εμφανίζει μικρότερες γωνίες ανοίγματος, πληροφορία απολύτως συμβατή με τα όσα γνωρίζουμε μέχρι τώρα.

9.6 ΑΡΙΣΤΕΡΕΣ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

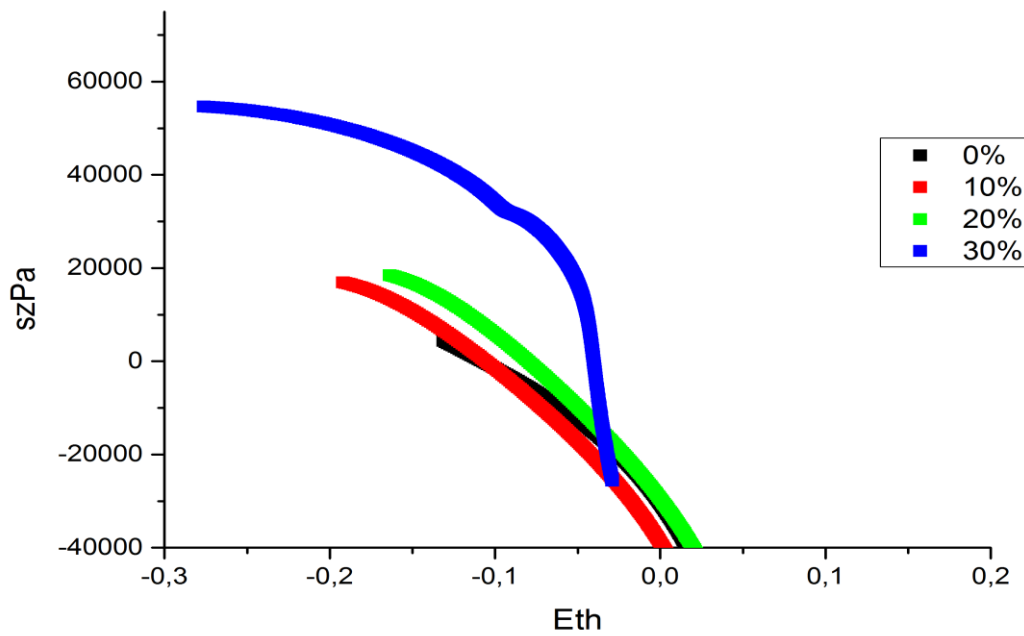
Γραφήματα S_{th} , E_{th} και E_{th}, S_z :



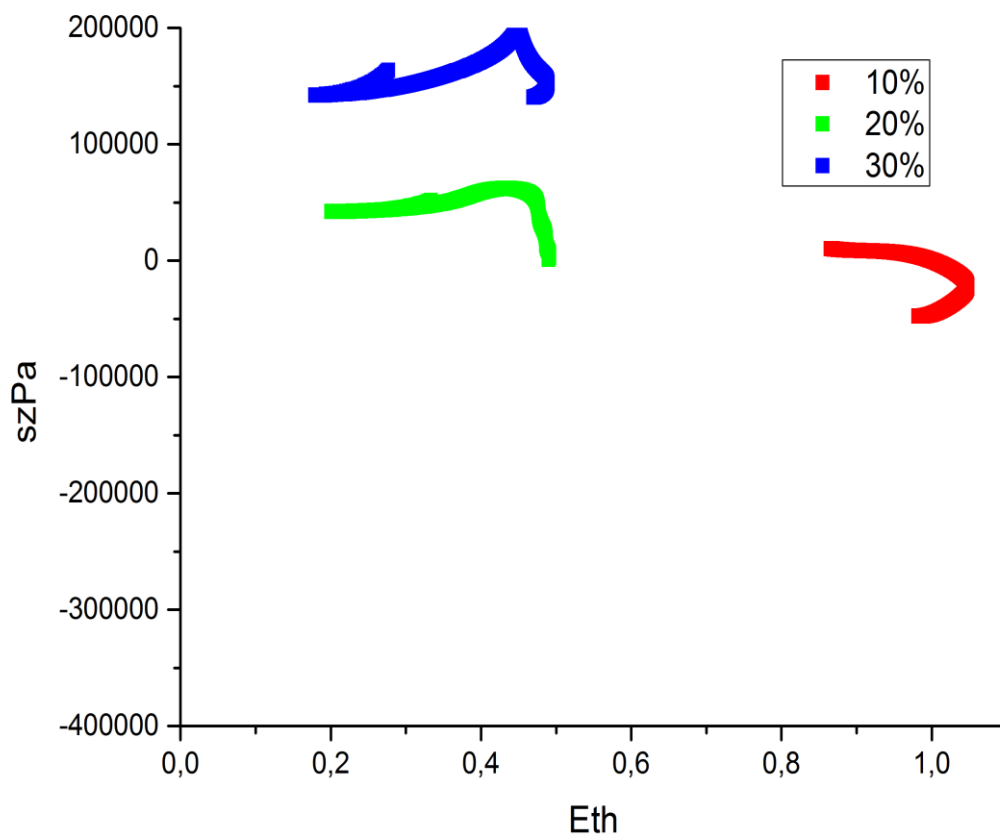
Γράφημα 9.17 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 42 ετών.



Γράφημα 9.18 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα γυναίκας 56 ετών.



Γράφημα 9.19 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 42 ετών.



Γράφημα 9.20 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα γυναίκας 56 ετών.

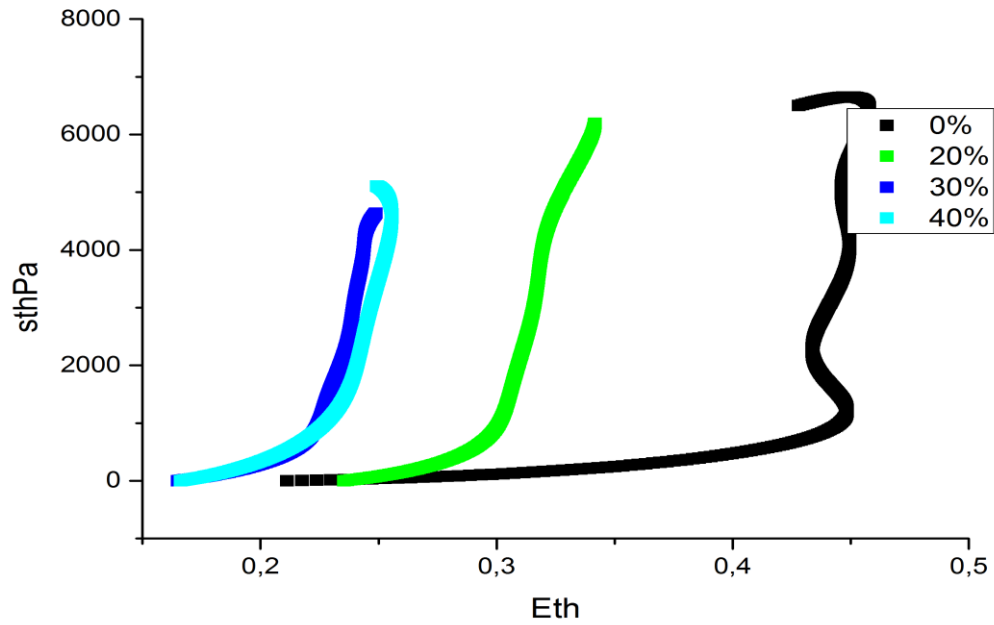
Σχόλια - παρατηρήσεις

Στις αριστερές έσω μηριαίες αρτηρίες παρατηρούμε όπως και σε όλες τις αρτηρίες περισσότερα στάδια επιμήκυνσης για νεότερους ιστούς καθώς και μεγαλύτερη περιφερειακή ενδοτικότητα για τους νεότερους ιστούς. Αυτό που παρατηρούμε για πρώτη φορά είναι πως καθώς προχωρούμε σε μεγαλύτερο στάδιο επιμήκυνσης παρατηρούμε μείωση της αξονικής τάσης. Υποθέτουμε λοιπόν ότι οι ίνες ελαστίνης έχουν περιφερειακό προσανατολισμό.

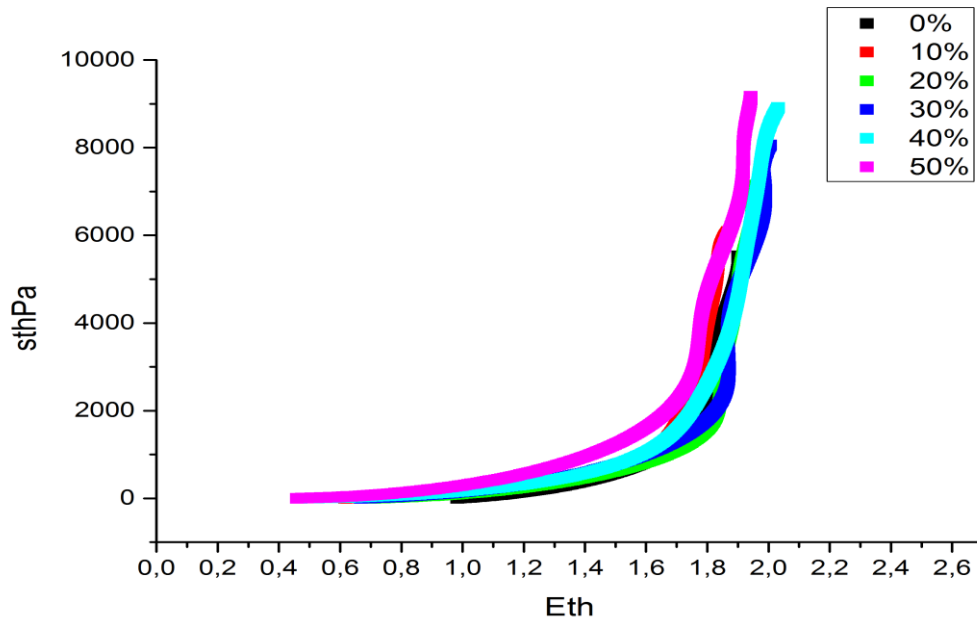
Οι αριστερές έσω μηριαίες αρτηρίες είναι επίσης άκαμπτες σε σχέση με τις νεφρικές και ίσως λειτουργούν ανταγωνιστικά με τις αριστερές έξω μηριαίες αρτηρίες για λόγους ισορροπίας.

9.7 ΔΕΞΙΕΣ ΕΣΩ ΜΗΡΙΑΙΕΣ ΑΡΤΗΡΙΕΣ

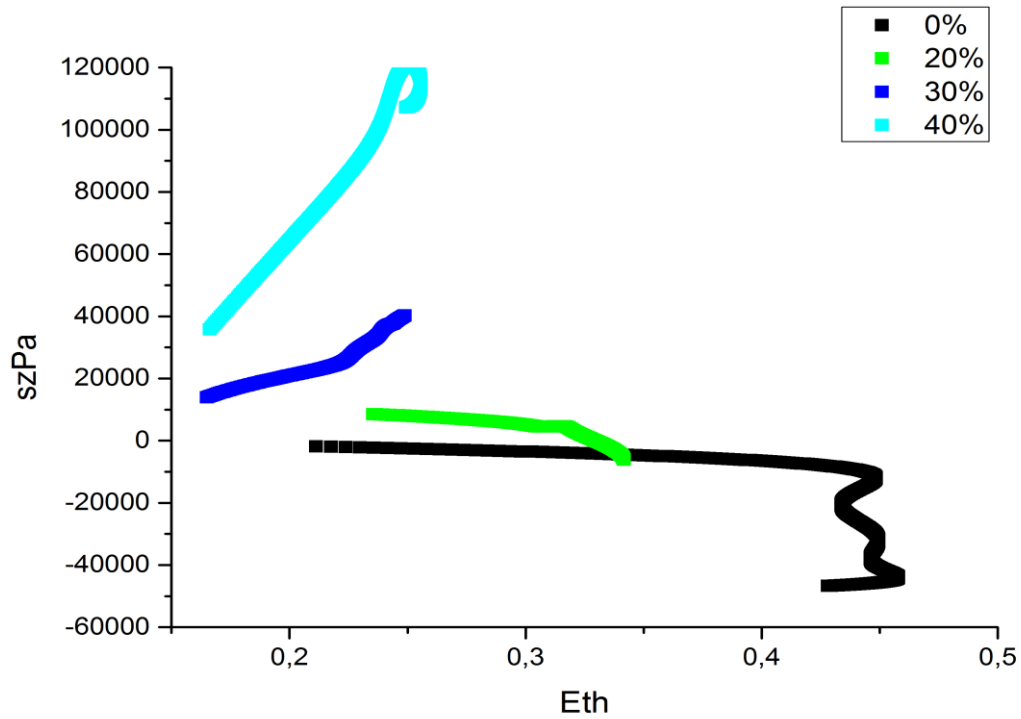
Γραφήματα S_{th} , E_{th} και E_{th}, S_z :



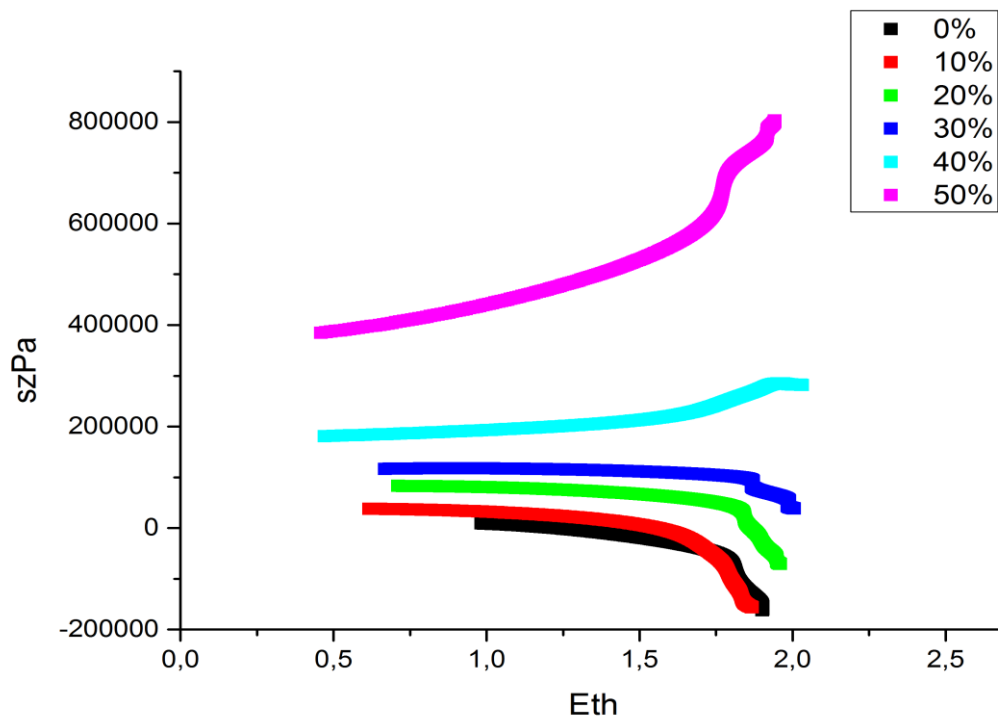
Γράφημα 9.21 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα γυναίκας 56 ετών.



Γράφημα 9.22 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 51 ετών.



Γράφημα 9.23 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα γυναίκας 56 ετών.



Γράφημα 9.24 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 51 ετών.

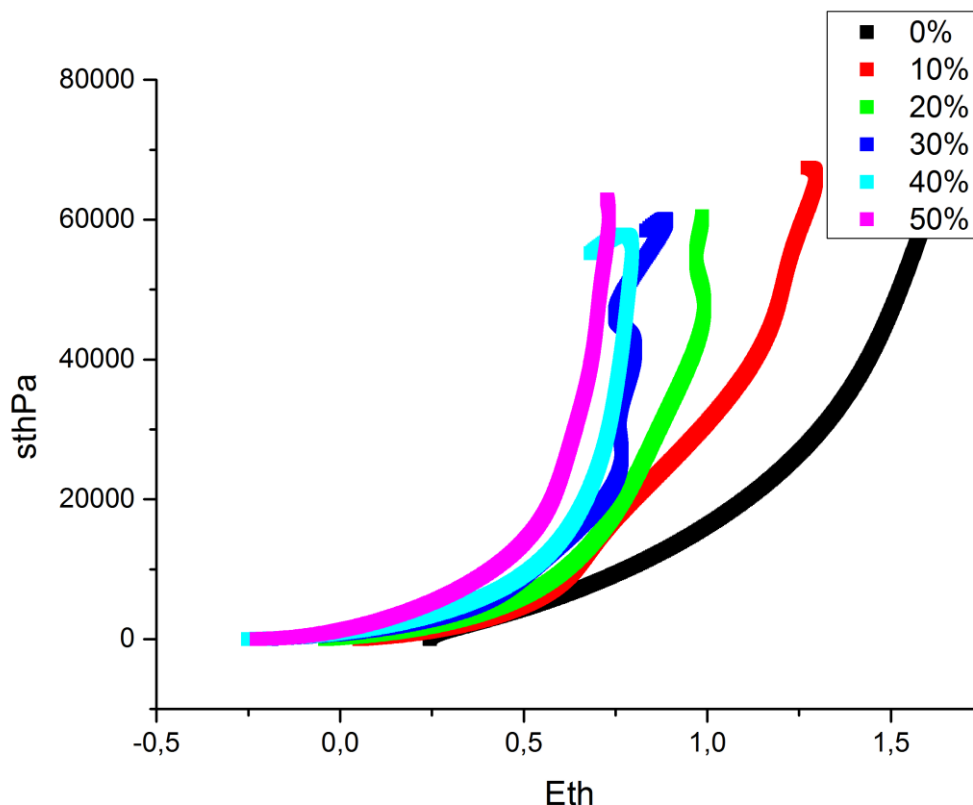
Σχόλια - παρατηρήσεις

Παρατηρούμε ότι η συμπεριφορά των δεξιών έσω μηριαίων αρτηριών ταιριάζει με τη συμπεριφορά των αριστερών έσω μηριαίων αρτηριών δηλαδή περισσότερα στάδια επιμήκυνσης για τους νεότερους ιστούς και μεγαλύτερη ενδοτικότητα περιφερειακά για τους νεότερους ιστούς.

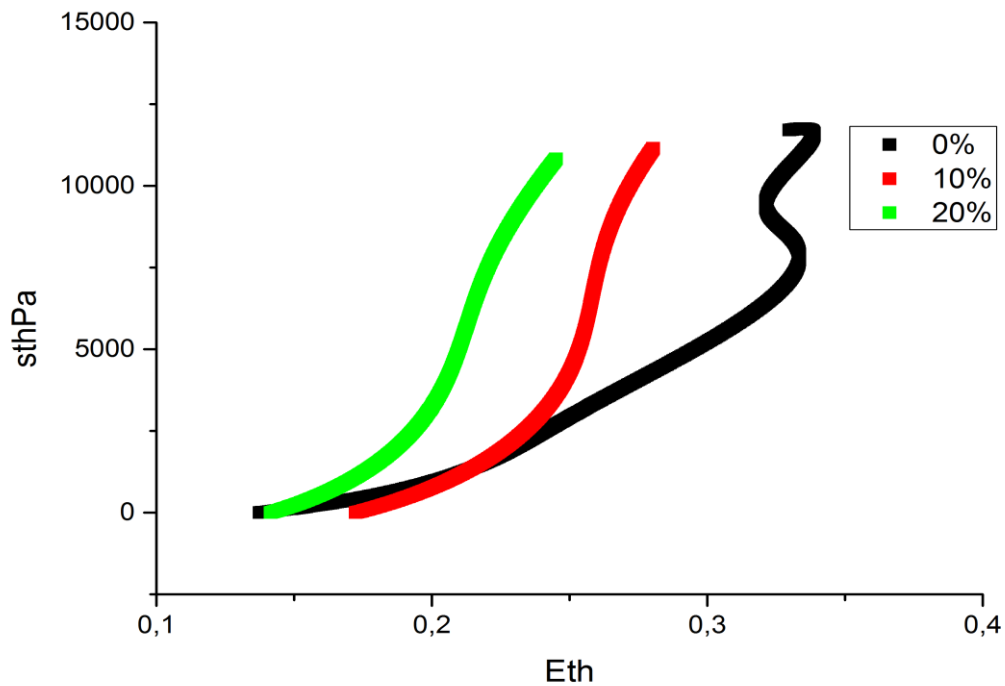
Συγκριτικά με τις αριστερές έσω μηριαίες εμφανίζει μεγαλύτερες τιμές αξονικής τάσης, ενώ συγκρητικά με τις νεφρικές οι αριστερές έσω μηριαίες εμφανίζονται περισσότερο άκαμπτες όπως και οι λοιπές μηριαίες αρτηρίες. Εφόσον λοιπόν εμφανίζονται πολύ μεγάλες τιμές αξονικής τάσης υποθέτουμε και πάλι ότι οι ελαστικές ίνες είναι αξονικά προσανατολισμένες. Άρα αναμένουμε μικρότερες γωνίες ανοίγματος στους αποκοπτόμενους δακτύλιους.

9.8 ΚΑΤΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΟΣ

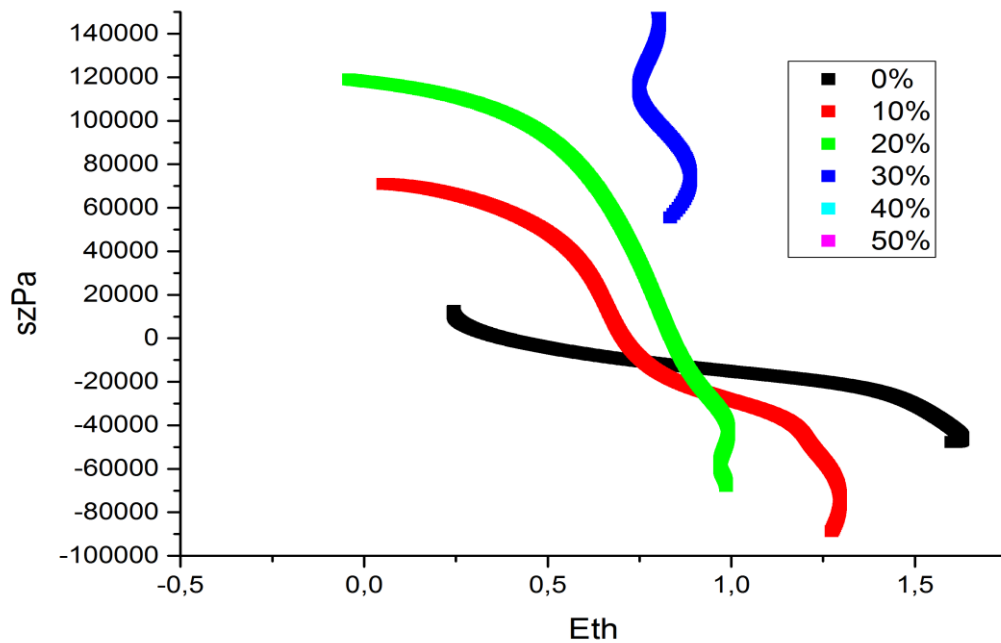
Γραφήματα S_{th} , E_{th} και E_{th}, S_z :



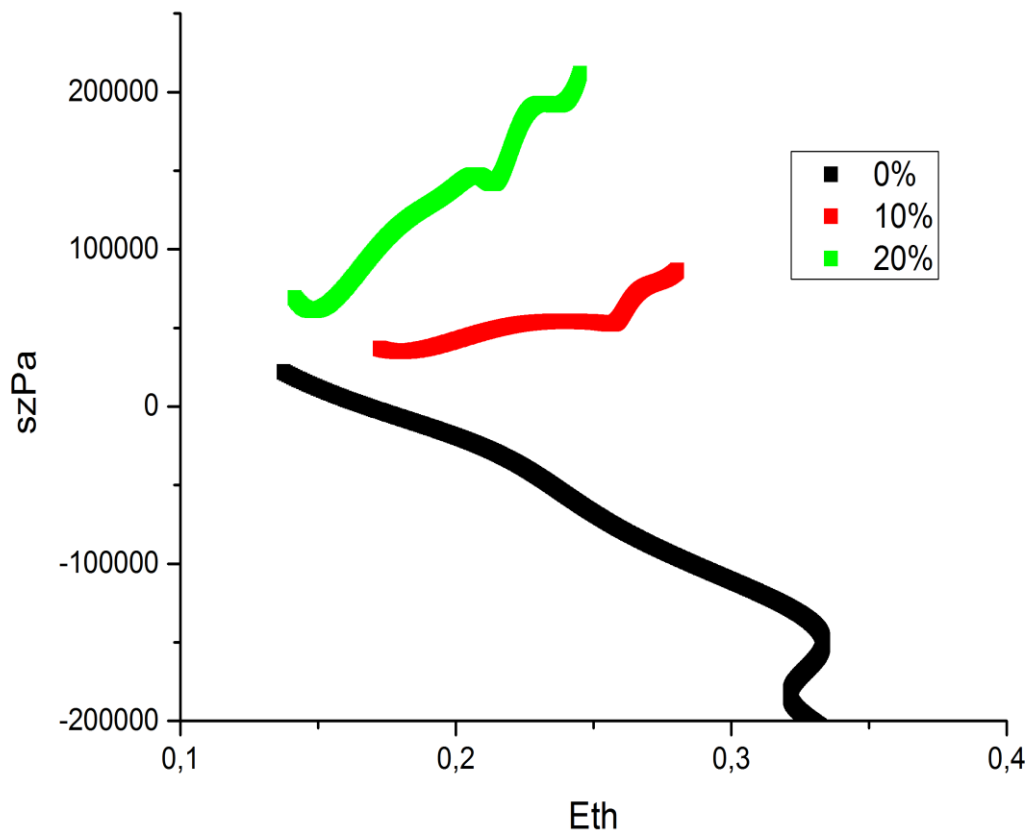
Γράφημα 9.25 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 23 ετών.



Γράφημα 9.26 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα γυναίκας 23 ετών.



Γράφημα 9.27 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 23ετών.



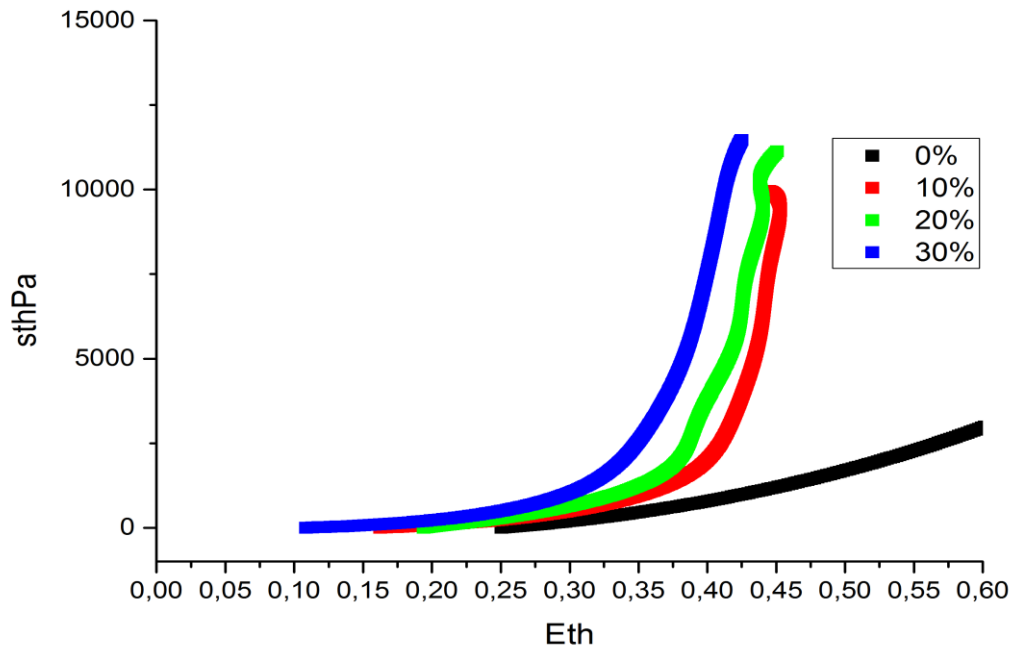
Γράφημα 9.28 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα γυναίκας 23 ετών.

Σχόλια - παρατηρήσεις

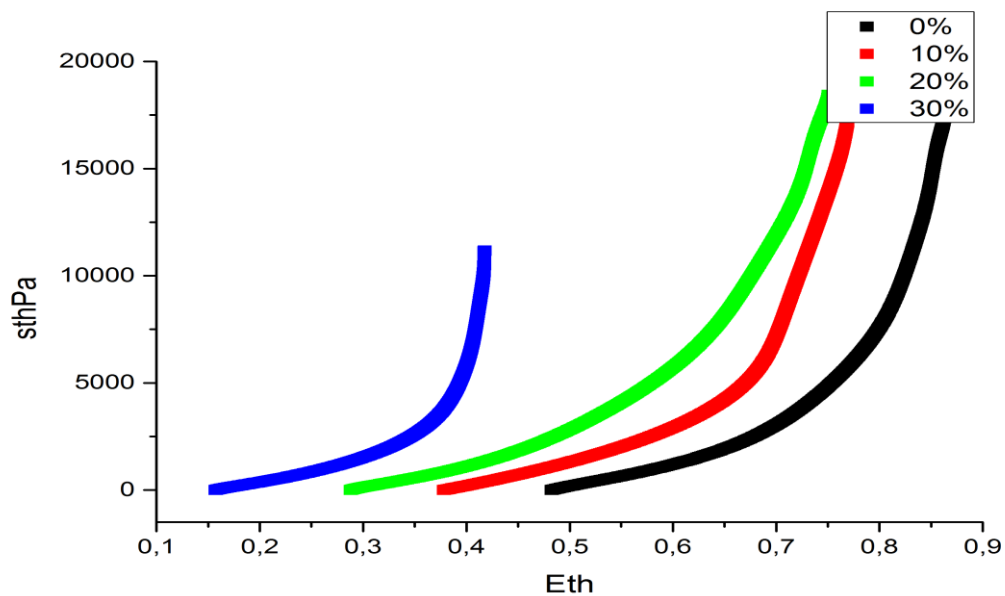
Στην κάτω μεσεντέριο παρατηρούμε αυξημένες τιμές της περιφερειακής τάσης τόσο σε σχέση με τις νεφρικές όσο και σε σχέση με τις μηριαίες. Ακόμη παρατηρούμε ότι με το πέρασμα του χρόνου οι άνω μεσεντέριες παρουσιάζονται πιο άκαμπτες, πολύ λιγότερο όμως από τα υπόλοιπα είδη ελαστικών αρτηριών που μελετήσαμε, δείχνουν να γερνούν λιγότερο σε σχέση με τις λοιπές αρτηρίες. Οι τιμές των αξονικών τάσεων είναι εξαιρετικά μεγάλες υποδηλώνοντας ότι ίσως είναι οι αρτηρίες με την πλέον πυκνή αξονική κατανομή ελαστικών ινών. Τέλος ένα ακόμη άμεσο συμπέρασμα είναι πως πιθανόν οι κάτω μεσεντέριες να εμφανίζουν τις μικρότερες γωνίες ανοίγματος.

9.9 ΑΝΩ ΜΕΣΕΝΤΕΡΙΟΣ

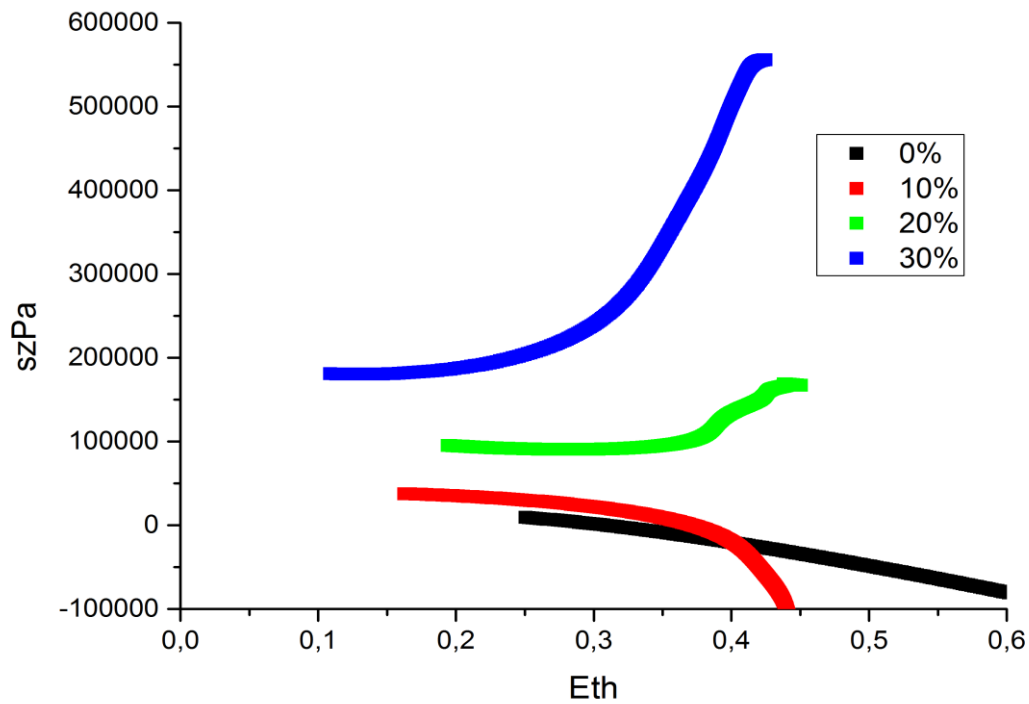
Γραφήματα S_{th} , E_{th} και E_{th}, S_z :



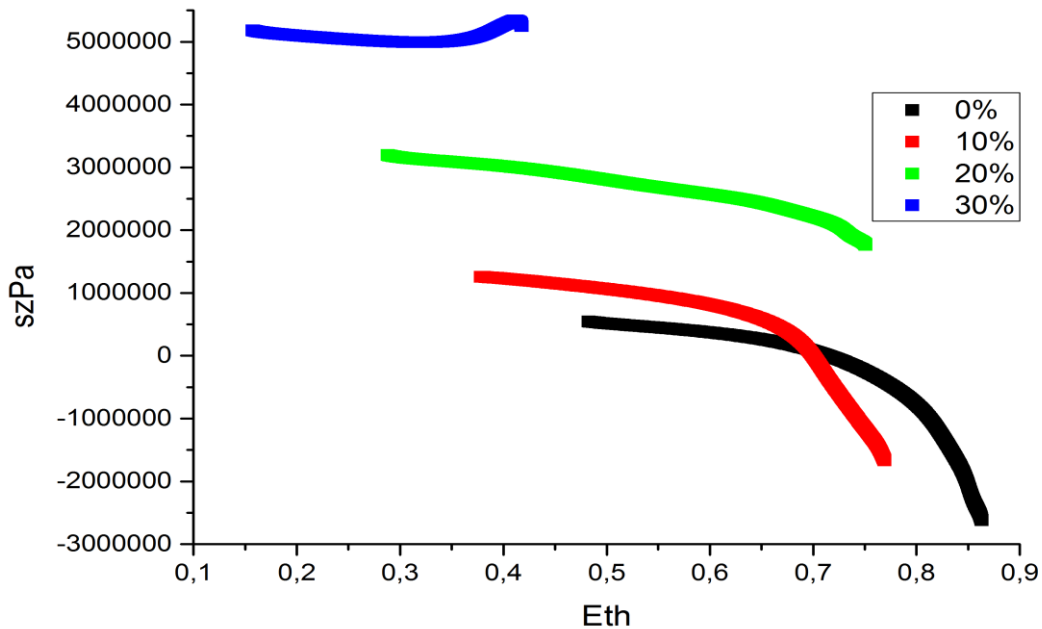
Γράφημα 9.29 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα γυναίκας 56 ετών.



Γράφημα 9.30 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον θ άξονα έναντι παραμόρφωσης επί του θ άξονα άνδρα 23 ετών.



Γράφημα 9.31 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα γυναίκας 56 ετών.



Γράφημα 9.32 : Διάγραμμα τάσεως κατά τον z άξονα έναντι παραμόρφωσης επι του θ άξονα άνδρα 23 ετών.

Σχόλια - παρατηρήσεις

Συγκριτικά με την κάτω μεσεντέριο, η άνω μεσεντέριος είναι περισσότερο ενδοτική περιφερειακά, περισσότερο ελαστική και εμφανίζει τα περισσότερα στάδια επιμήκυνσης από όλες τις ελαστικές αρτηρίες.

Διαπιστώνουμε ότι εφαρμόζονται πολύ υψηλές τιμές αξονικής τάσης, Συνεπώς η ελαστική είναι προσανατολισμένη αξονικά και οι άνω μεσεντέριες θα εμφανίζουν μικρές γωνίες ανοίγματος. Η άνω μεσεντέριος εμφανίζει παρόμοιες ιδιότητες με την κάτω μεσεντέριο και θα μπορούσαμε να τις μελετήσουμε τη μία συγκριτικά με την άλλη. Η άνω μεσεντέριος βρίσκεται πλησιέστερα της αορτής και πιθανόν να εμφανίζει περισσότερα συγγενικές ιδιότητες με την αορτή από ότι η κάτω μεσεντέριος.

9.10 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΚΑΙ ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

Το μέτρο ελαστικότητας δεν είναι σταθερό για μαλακούς ιστούς, επομένως, δεν υπάρχει ενιαία παράμετρος που να μπορεί να περιγράψει την αρτηριακή συμμόρφωση ή ανισοτροπία. Ωστόσο, μπορεί κάποιος να καθορίσει ορισμένα επίπεδα της τάσης για τα οποία οι αντίστοιχες παραμορφώσεις στη διαμήκη και στη περιφερειακή κατεύθυνση μπορούν να συγκριθούν και να εκτιμηθεί η συμμόρφωση και ανισοτροπία. Για την εκτίμηση αυτών των επιπέδων της τάσης, έχουμε χρησιμοποιήσει νόμο του Laplace ($\sigma_{\theta\theta} = Pr / h$).

Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι η χρήση των πρωτοκόλλων έκτασης διόγκωσης για την εκτίμηση της διαστολικής και της συστολικής συμμόρφωσης καθώς και της ανισοτροπίας είναι τεχνητή, αλλά επιβάλλεται από την έλλειψη δεδομένων για τις πραγματικές in vivo συνθήκες φόρτισης της αρτηρίας και συγκεκριμένα της in situ αξονικής προ-έκτασης. Όταν καταστούν διαθέσιμα τα δεδομένα αυτά, οι συστατικοί παράμετροι των μοντέλων θα διευκολύνουν την αξιολόγηση της συμμόρφωσης και της ανισοτροπίας.

Από όλους τους τύπους αρτηριών μεγαλύτερο πάχος, διάμετρο και γωνία ανοίγματος είχαν οι μηριαίες και με πολύ κοντινές τιμές ακολουθούσε η άνω μεσεντέριος. Πιο μεγάλο πάχος εμφανίστηκε στις δεξιές έξω μηριαίες που ήταν 26% παχύτερες από τις κάτω μεσεντέριες που εμφάνισαν το μικρότερο πάχος. Αντίστοιχα μεγαλύτερη διάμετρος εμφανίστηκε στις αριστερές έξω μηριαίες οι οποίες ήταν 40% μεγαλύτερες από τις κάτω μεσεντέριες που ήταν οι μικρότερες. Όσον αφορά στις γωνίες ανοίγματος οι μεγαλύτερες τιμές

παρατηρήθηκαν στις αριστερές έξω μηριαίες, που ήταν 19% μεγαλύτερες από τις άνω μεσεντάρειες, οι οποίες εμφάνισαν τις μικρότερες γωνίες ανοίγματος.

Γενικότερα θα μπορούσε κανείς να κατατάξει τους επιμέρους τύπους αρτηριών που μελετήσαμε σε 3 υποομάδες. Τις νεφρικές, τις μηριαίες και τις μεσεντέριες και να προχωρήσει σε συγκρίσεις και συσχετίσεις εντός της κάθε ομάδας και κατόπιν σε συγκρίσεις μεταξύ των υποομάδων.

Σε αυτό το πνεύμα μπορούμε να πούμε ότι παχύτερες και μεγαλύτερης διαμέτρου εμφανίζονται οι μηριαίες αρτηρίες και σε αυτές παρατηρούμε τις μεγαλύτερες γωνίες ανοίγματος. Οι μεσεντέριες εμφανίζονται ιδιαίτερος ελαστικές, με μεγάλη ενδοτικότητα στην περιφερειακή κυρίως κατεύθυνση και με το πέρασ του χρόνου δεν φαίνεται να χάνουν την ελαστικότητά τους. Οι νεφρικές αρτηρίες εμφανίζονται και αυτές ελαστικές, με τις μικρότερες γωνίες ανοίγματος και επίσης φαίνεται να επηρεάζονται λιγότερο από το πέρασ του χρόνου σε σχέση με τις μηριαίες.

Όλες οι αρτηρίες παρουσίαζαν ανισοτροπία και μη-γραμμικότητα με μια τυπική εκθετική αύξηση στην ακαμψία. Η ανισοτροπία και η μη-γραμμικότητα είναι γνωστά χαρακτηριστικά του αρτηριακού ιστού που αποδίδονται στην πολύπλοκη δομή του τοιχώματος το οποίο περιέχει ίνες κολλαγόνου και ελαστίνης. Όταν η αρτηρία είναι ελεύθερη από φορτίο, οι άκαμπτες ίνες κολλαγόνου ζαρώνουν και η απόκριση του αγγείου καθορίζεται σε μεγάλο βαθμό από αδύναμες ίνες ελαστίνης. Καθώς η αρτηρία είναι σε κατάσταση έκτασης, οι ίνες κολλαγόνου γίνονται ευθυτενείς και η συνολική ακαμψία του ιστού αυξάνεται δραματικά. Η ποσότητα και ο προσανατολισμός της ελαστίνης και του κολλαγόνου καθορίζει τις παθητικές μηχανικές ιδιότητες του αρτηριακού ιστού, όπως είναι η γωνία ανοίγματος, η ενδοτικότητα και ανισοτροπία.

Μεγαλύτερες γωνίες ανοίγματος παρατηρήθηκαν στις μεγαλύτερες αρτηρίες. Το άνοιγμα της αρτηρίας σε έναν τομέα όταν κόβεται διαμήκως μπορεί να αποδοθεί στην ποσότητα και στη θέση των ινών ελαστίνης στο μέσο χιτώνα. Η ελαστίνη παράγεται και οργανώνεται κυρίως κατά την περιγεννητική περίοδο και δεδομένου ότι ο χρόνος ημιζωής της είναι της τάξεως της διάρκειας ζωής του οργανισμού, η έκταση της ελαστικής στοιβάδας καθώς μεγαλώνει το αγγείο, προκαλεί σημαντική τάση στην ελαστίνη κατά την ωρίμανση. Μια ακτινική τομή ανακουφίζει από την ένταση αυτή που προκαλεί την αρτηρία να ανοίξει σε ένα τομέα. Οι αρτηρίες με περισσότερη περιφερειακή ελαστίνη, όπως η αορτή,

μπορεί να έχουν συνεπώς μεγαλύτερες γωνίες ανοίγματος, ενώ οι αρτηρίες με ελαστίνη που εντοπίζεται κυρίως διαμήκως, όπως οι RA, μπορούν να έχουν μικρότερες γωνίες ανοίγματος.

Η φυσιολογική ενδοτικότητα της αρτηρίας αποδίδεται σε μεγάλο βαθμό στις ίνες ελαστίνης. Τα δεδομένα μας δείχνουν ότι η im ήταν η περισσότερο ενδοτική αρτηρία, ενώ η rei, lei, ri και η lii ήταν οι πιο άκαμπτες από όλες τις αρτηρίες που εξετάστηκαν. Πιθανόν στους ιστούς που μελετήσαμε οι ίνες ελαστίνης να ήταν συγκεντρωμένες στα σύνορα του μέσου χιτώνα και της εξωτερικής ελαστικής μεμβράνης. Επιπλέον, η ελαστίνη να ήταν προσανατολισμένη κυρίως αξονικά και όχι περιμετρικά. Η δομική σύνθεση όλων των μυικών αρτηριών πιθανά να αποδίδεται στα μοναδικά περιβάλλοντα στα οποία λειτουργούν οι αρτηρίες αυτές. Η RA χρειάζεται για να αποδώσει την κίνηση που προκαλείται από τους νεφρούς λόγω αναπνοής, ενώ οι μηριαίες πρέπει να αποδώσουν τη κάμψη και τη συμπίεση από τις κινήσεις του ισχίου. Στρώματα από προφορτισμένη, αξονικά προσανατολισμένη ελαστίνη μπορεί να είναι χρήσιμα για να αποδώσουν ταχέως τις κινήσεις στις συνθήκες αυτές. Τέλος οι μεσεντέριες χρειάζεται να αποδώσουν την κίνηση που προκαλείται από τα έντερα λόγω της αναπνοής και της έντονης κινητικότητας των εντέρων.

Η σημαντικά υψηλότερη ακαμψία των μηριαίων αρτηριών σε σύγκριση με τις μεσεντέριες και τις νεφρικές μπορεί να σχετίζεται με αθηροσκληρωτική νόσο και θα μπορούσε να αποδοθεί σε χαμηλότερο λόγο ελαστίνης προς κολλαγόνο. Η αθηροσκλήρωση είναι γνωστό ότι προκαλεί ακαμψία στις αρτηρίες λόγω των πολύπλοκων αλλαγών που περιλαμβάνουν τόσο δομικά όσο και κυτταρικά στοιχεία του αγγειακού τοιχώματος. Σε αντίθεση με την ελαστίνη, το έργο το κολλαγόνου είναι συνεχές. Καθώς η ελαστίνη υποβαθμίζεται και σχηματίζονται θραύσματα που αποδυναμώνουν την αρτηρία, το κολλαγόνο παράγεται για να ενισχύσει το εξασθενημένο τοίχωμα, με αποτέλεσμα την απώλεια της ελαστικότητας και την προώθηση της ακαμψίας.

Η ίδια αυτή διαδικασία μπορεί να αλλάξει και την ανισοτροπία του ιστού. Υπό ισόογκη φόρτιση, οι περισσότερες αρτηρίες εμφάνισαν υψηλότερη ενδοτικότητα στην διαμήκη κατεύθυνση σε σχέση με την περιφερειακή κατεύθυνση. Επιπλέον, η ανισοτροπία χαρακτηρίζει όλους τους τύπους ιστών που μελετήθηκαν. Για τη ρύθμιση της διαμέτρου του αυλού και για τη προστασία της αρτηρίας από μεγάλες εκτάσεις, οι ίνες κολλαγόνου και τα κύτταρα λείου μυός στην αρτηρία είναι προσανατολισμένα ελικοειδώς. Αυτή η αρχιτεκτονική μαζί με την αποικοδόμηση της ελαστίνης και τη παθολογική

υπερπαραγωγή κολλαγόνου από τα κυτταρικά στοιχεία μπορεί ενδεχομένως να επιδεινώσει την ανισοτροπία ή ακόμα και να την αλλάξει.

9.11 ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Για λόγους πληρότητας μιας τόσο εκτεταμένης πειραματικής μελέτης θα ήταν επιθυμητή η ιστολογική μελέτη όλων των παραπάνω τύπων αρτηριών για τη συσχέτιση της μικροδομής τους (λεία μυϊκά κύτταρα, ίνες ελαστίνης και κολλαγόνου) με τις μακροσκοπικές μηχανικές ιδιότητες του τοιχώματος τους, έτσι ώστε να διαπιστωθούν οι ποσότητες ελαστίνης και κολλαγόνου ανάλογα με την ηλικία των δοτών, οι περιοχές εμφάνισης της ελαστίνης ή του κολλαγόνου σε σχέση με την ηλικία και το φύλλο των δειγμάτων και φυσικά οι κατευθύνσεις στις οποίες κατανέμονται οι παραπάνω πρωτεΐνες. Μία τέτοιου τύπου ιστολογική αξιολόγηση θα βοηθούσε την εγκυρότητα των πειραματικών πορισμάτων και ίσως καταδείκνυε νέα στοιχεία για την μηχανική συμπεριφορά των ιστών.

Επίσης θα ήταν επιθυμητή η προσαρμογή ενός μαθηματικού μοντέλου με τέτοιο τρόπο ώστε να περιγράφεται η συμπεριφορά των ιστών σε δεδομένες καταστάσεις φόρτισης και να προβλέπεται η συμπεριφορά των ιστών σε υποθετικές καταστάσεις φόρτισης.

Συνοψίζοντας, με την προσθήκη των δύο στοιχείων που προαναφέρθησαν, η εργασία αυτή θα μπορούσε να αποτελεί καινοτόμα εισαγωγή δεδομένων στη μελέτη των μυϊκών περιφερειακών ιστών. Βεβαίως η έρευνα αυτή μπορεί να συνεχιστεί και να διευρυνθεί ποικιλοτρόπως. Μεγάλο ενδιαφέρον θα παρουσίαζε ο διαχωρισμός των επιμέρους χιτώνων προς εύρεση των ιδιοτήτων (μορφομετρικών, μηχανικών και μικροδομικών) κάθε επιμέρους χιτώνα και καθορισμού της συνεισφοράς του κάθε χιτώνα στην συνολική συμπεριφορά του αρτηριακού ιστού και αποδοχή ή απόρριψη της υπόθεσης ότι η αθηρωμάτωση των μηριαίων αρτηριών αποτρέπει την μεγάλη απελευθέρωση παραμενουσών τάσεων, επομένως και την εμφάνιση μεγάλων γωνιών ανοίγματος.

Τέλος σημαντικά ευρήματα και συμπληρωματικά προς την παρούσα έρευνα θα προέκυπταν με την πραγματοποίηση μονοαξονικών εφελκυσμών για τη μελέτη της αντοχής των ιστών. Η διεξαγωγή επιπλέον πειραμάτων και ανάλυσης των εξαγόμενων δεδομένων είναι μια χρονοβόρα καθώς και οικονομοβόρα διαδικασία που όμως θα αποκάλυπτε σημαντικά ευρήματα στον τομέα της

Εμβιομηχανικής των μαλακών ιστών και ίσως επιτύγχανε την βελτίωση μεθόδων καρδιοχειρουργικής, την κατασκευή χρηστικότερων χειρουργικών οργάνων και γενικότερα θα συνέβαλε στην αντιμετώπιση ή ακόμη και πρόληψη καρδιαγγειακών νοσημάτων.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Andrady, A.L., Mark, J.E., 1980. Thermoelasticity of swollen elastin networks at constant composition. [Biopolymers 19,849–855](#).
2. Azeloglu, E.U., Albro, M.B., Thimmappa, V.A., Ateshian, G.A., Costa, K.D., 2007. Heterogeneous transmural proteoglycan distribution provides a mechanism for regulating residual stresses in the aorta. [AJP: Heart and Circulatory Physiology 294, H1197–H1205](#).
3. Badreck-Amoudi, A., Patel, C.K., Kane, T.P.C., Greenwald,
4. Badreck-Amoudi A, Patel CK, Kane TPC, Greenwald SE, 1996: “The effect of age on residual strain in the rat aorta”. *ASME J Biomech Eng* 118:440-4.
5. Bayliss, VM, Starling, EH. 1899. “The movements and innervation of the small intestine”, *J Physiol*, 24, 99-143. Bayliss, VM, Starling, EH. 1901. “The movements and innervation of the small intestine”, *J Physiol*, 26, 125-38.
6. Bonavina L, Venturi M, Colombo L., Segalin A., Mussini E., Peracchia A., 1995, “Elastic Properties of the Normal Human Esophagus: A Biochemical Study,” *Gastroenterology*, 108, pp. A288.
7. Borelli, G.A., 1685. *Ioh. Alphonsi Borelli, neapolitani matheseos professoris, De motu animalium*.
8. Bowen RM, 1989: “Introduction to Continuum mechanics for Engineers”. Plenum Press, New York.
9. Brasseur JG, 1987: “A fluid mechanical perspective on esophageal bolus transport”. *Dysphagia* 2: 32-9.
10. Brasseur JG, 1993: “Mechanical studies of the esophageal function”. *Dysphagia* 8: 384-6.
11. Cannon WB 1911. “The mechanical factors of digestion”. Edward Arnold: London.
12. Chew PH, Yin FC, Zeger SL, 1986. “Biaxial stress-strain properties of canine pericardium”. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology* 18, 567-78.
13. Chuong CJ, Fung YC, 1983. “Three-dimensional stress distribution in arteries”. *ASME J Biomech Eng* 105: 268-74.
14. Chuong CJ, Fung YC, 1986: “On residual stress in arteries”. *ASME J Biomech Eng* 108: 189-92.
15. Chuong, C.J., Fung, Y.C., 1986. On Residual Stresses in Arteries. [Journal of Biomechanical Engineering](#) 108, 189.

16. Conklin JL, Christensen J. 1994. "Motor functions of the pharynx and esophagus". In: *Physiology of the Gastrointestinal Tract*, third edition, ed. Johnson LR, Alpers DH, Christensen, J, Jacobson ED, Walsh JH, pp. 903-28. New York: Raven Press.
17. Cox RH, 1974: "Three-dimensional mechanics of arterial segments in vitro: methods". *J Appl Physiol* 36: 381-4.
18. Delfino A, Stergiopoulos N, Moore JE, Meister J-J, 1997: "Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation". *J Biomech* 30: 777-86.
19. Demiray H, Weizsäcker HW, Pascale K, 1986. „A mechanical model for passive behaviour of rats carotid artery". *Biomedizinische Technik* 31, 46-52.
20. Desch GW, Weizsäcker H, 2007. "A model for passive elastic properties of rat vena cava". *Journal of Biomechanics* 40, 3130-45.
21. Dobrin PB, Doyle JM, 1970, "Vascular Smooth Muscle and the Anisotropy of Dog Carotid Artery," *Circ. Res.*, 27, pp. 105-19.
22. Dorrington, K.L., McCrum, N.G., 1977. Elastin as a rubber. [Biopolymers 16, 1201–1222](#).
23. Dou Y, Zhao J, Gregersen H, 2002: "Morphology and stress-strain distribution along small intestine in the rat". *J Biomech Eng*, 125: 266- 74.
24. Dunn, M.G., Silver, F.H., 1983. Viscoelastic Behavior of Human Connective Tissues: Relative Contribution of Viscous and Elastic Components. [Connective Tissue Research 12, 59–70](#).
25. Fan Y, Zhao J, Liao D, Gregersen H, 2005. „The effect of digestion of collagen and elastin on histomorphometry and the zero-stress state in rat esophagus". *Digestive Diseases and Sciences* 50, 1497-505.
26. Fung Y.C, 1993, "*Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*," Springer-Verlag, NY.
27. Fung YC, 1967: "Elasticity of soft tissues in simple elongation". *Am J Physiol* 28: 1532-44.
28. Fung YC, 1968. "Biomechanics. Its scope, history, and some problems of continuum mechanics in physiology". *Applied Mechanics Reviews*, 21, 1-20.
29. Fung YC, 1973. "Biorheology of soft tissues". *Biorheology* 10: 139-55.
30. Fung YC, 1994: "A first course in Continuum Mechanics". Englewood Cliffs, NJ Prentice Hall.
31. Fung YC, Fronek K, Patitucci P, 1979. "Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression". *Am J Physiol* 237, H620-31.

- 32.**Fung YC, Liu SQ, 1992: “Strain distribution in small blood vessels with zero-stress state taken into consideration”. *Am J Physiol* 262: H544-52.
- 33.**Fung YC, Liu SQ, Zhou JB, 1993. “Remodeling of the constitutive relation while a blood vessel remodels itself under stress”. *J Biomech Eng* 115, 453-9.
- 34.**Fung YC, Yih CS 1968. “Peristaltic transport”. *J App Mech*, 669-75.
- 35.**Fung, Y.-C., 1984. *Biodynamics - Circulation*. Springer New York, New York.
- 36.**Fung, Y.C., 1991. What are the residual stresses doing in our blood vessels? *Annals of Biomedical Engineering* 19, 237–249.
- 37.**Fung, Y.-C., 1993. *Biomechanics - Mechanical Properties of Living Tissues*. Springer, New York, NY. 202 8 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ
- 38.**Fung, Y.C., Liu, S.Q., 1989. Change of residual strains in arteries due to hypertrophy caused by aortic constriction. *Circulation Research* 65, 1340–1349.
- 39.**Gartner, L.P., Hiatt, J.L., 2006. *Colour Textbook of Histology*, 3rd ed. Saunders.
- 40.**Gartner, L.P., Hiatt, J.L., 2013. *Color Atlas & Text of Histology*, 6th ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- 41.**Gasser TC, Ogden RW, Holzapfel GA, 2006. “Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations”. *Journal of Royal Society Interface* 3, 15-35.
- 42.**Gibson T, Kenedi RM, Craik JE, 1965. “The mobile micro-architecture of dermal collagen: a bio-engineering study”. *British Journal of Surgery* 52, 764-70.
- 43.**Giovanni Alfonso Borelli, 2016. . [Wikipedia](#).
- 44.**Gleason RL, Dye DD, Wilson E, Humphrey JD, 2008. “Quantification of the mechanical behavior of carotid arteries from wild-type, dystrophin-deficient, and sarcoglycan- δ knockout mice”. *J Biomech* 41, 3213-8.
- 45.**Guo, X., Kono, Y., Mattrey, R., Kassab, G.S., 2002. Morphometry and strain distribution of the C57BL/6 mouse aorta. *American Journal of Physiology - Heart and Circulatory Physiology* 283, H1829–H1837.
- 46.**Guo, X., Lanir, Y., Kassab, G.S., 2007. Effect of osmolarity on the zero-stress state and mechanical properties of aorta. *AJP: Heart and Circulatory Physiology* 293, H2328–H2334.
- 47.**Han HC, Fung YC, 1991a. “Species dependence of the zero-stress state of aorta: pig versus rat”. *ASME J Biomech Eng* 113: 446-51.
- 48.**Han HC, Fung YC, 1991b: “Residual strains in porcine and canine trachea”. *J Biomech*, 24: 307-15.

- 49.**Han HC, Fung YC, 1995. “Longitudinal strain of canine and porcine aortas”. *J Biomech* 28: 637-41.
- 50.**Han HC, Fung YC, 1996. “Direct measurement of transverse residual strains in aorta”. *Am J Physiol* 270: H750-9.
- 51.**Han, H.C., Fung, Y.C., 1991. Species Dependence of the Zero- Stress State of Aorta: Pig Versus Rat. *Journal of Biomechanical Engineering* 113, 446.
- 52.**Hoeve, C.A.J., Flory, P.J., 1974. The elastic properties of elastin. *Biopolymers* 13, 677–686.
- 53.**Holzapfel GA, 2006, “Determination of Material Models for Arterial Walls from Uniaxial Extension Tests and Histological Structure,” *J. Theor. Biol.*, 238, pp. 290-302.
- 54.**Holzapfel GA, Gasser TC, Ogden RW, 2000. “A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models”. *J Elast* 61, 1–48.
- 55.**Holzapfel GA, Sommer G, Gasser CT, Regitnig P, 2005, “Determination of Layer-Specific Mechanical Properties of Human Coronary Arteries with Nonatherosclerotic Intimal Thickening and Related Constitutive Modeling,” *Am. J. Physiol. – Heart Circ. Physiol.*, 289, pp. H2048-58.
- 56.**Holzapfel GA, Weizsäcker HW, 1998. „Biomechanical behavior of the arterial wall and its numerical characterization”. *Computers in Biology and Medicine* 28, 377-92.
- 57.**Hong, M.K., Vossoughi, J., Mintz, G.S., Kauffman, R.D., Hoyt, R.F., Cornhill, J.F., Herderick, E.E., Leon, M.B., Hoeg, J.M., 1997. Altered Compliance and Residual Strain Precede Angiographically Detectable Early Atherosclerosis in Low- Density Lipoprotein Receptor Deficiency. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology* 17, 2209–2217.
- 58.**Humphrey JD, 1995: “Arterial wall mechanics: review and directions”. *Crit Rev Biomed Eng* 23:1-162
- 59.**Humphrey JD, 1999. “An evaluation of pseudoelastic descriptors used in arterial mechanics”. *J Biomech Eng* 121, 259-62.
- 60.**Humphrey JD, 2002. “Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs”. 1st ed, Springer-Verlag, New York.
- 61.**Humphrey JD, Strumpf RK, Yin FCP, 1992. “A constitutive theory for biomembranes: application to epicardial mechanics”. *J Biomech Eng* 112, 333-9.
- 62.**Humphrey JD, Strumpf RK, Yin FCP, 1992. “A constitutive theory for biomembranes: application to epicardium”. *ASME J Biomech Eng* 114: 461-6.

- 63.**Humphrey JD, Strumpf RK., Yin FCP, 1990: “Determination of a constitutive relation for passive myocardium: II. Parameter estimation”. *ASME J Biomech Eng* 112: 333-9.
- 64.**Humphrey JD, Strumpf RK., Yin FCP. 1989. “A theoretically-based experimental approach for identifying vascular constitutive relations”. *Biorheology* 26: 687-702.
- 65.**Humphrey JD, Vawter DL, Vito RP 1987. “Pseudoelasticity of excised visceral pleura”. *J Biomech Eng* 109, 115-20.
- 66.**Humphrey, J.D., 2002. *Cardiovascular Solid Mechanics: Cells, Tissues, and Organs*. Springer New York, NY.
- 67.**Humphrey, J.D., 2003. Review Paper: Continuum biomechanics of soft biological tissues. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 459, 3–46.
- 68.**Humphrey, J.D., Rajagopal, K.R., 2002. A CONSTRAINED MIXTURE MODEL FOR GROWTH AND REMODELING OF SOFT TISSUES. *Mathematical Models and Methods in Applied Sciences* 12, 407–430. 8 BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ 203
- 69.**Iliopoulos, D.C., Deveja, R.P., Kritharis, E.P., Perrea, D., Sionis, G.D., Toutouzas, K., Stefanadis, C., Sokolis, D.P., 2009. Regional and directional variations in the mechanical properties of ascending thoracic aortic aneurysms. *Medical Engineering & Physics* 31, 1–9.
- 70.**Junqueira LC, Carneiro J, Long JA, 2005, “Basic Histology,” 11th ed. New York: McGraw-Hill Medical Publishing.
- 71.**Junqueira, L.C., Carneiro, J., 2005. *Basic Histology: Text and Atlas*, 11th ed. London: McGraw Hill, 2005.
- 72.**Kang T, Humphrey JD, Yin FCP, 1996. “Comparison of biaxial mechanical properties of excised endocardium and epicardium”. *Am J Physiol-Heart Circul Physiol* 39, H2169-76.
- 73.**Kato, Y.P., Christiansen, D.L., Hahn, R.A., Shieh, S.-J., Goldstein, J.D., Silver, F.H., 1989. Mechanical properties of collagen fibres: a comparison of reconstituted and rat tail tendon fibres. *Biomaterials* 10, 38–42.
- 74.**Kim, J., Baek, S., 2011. Circumferential variations of mechanical behavior of the porcine thoracic aorta during the inflation test. *Journal of Biomechanics* 44, 1941–1947.
- 75.**Labrosse, M.R., Gerson, E.R., Veinot, J.P., Beller, C.J., 2013. Mechanical characterization of human aortas from pressurization testing and a paradigm

shift for circumferential residual stress. [Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials](#) 17, 44–55.

76.Li J, Zhao J, Liao D, Gregersen H, 2008. „Effect of smooth muscle tone on morphometry and residual strain in rat duodenum, jejunum, and ileum”. *J Biomech* 41, 2667-72.

77.Liu SQ, Fung YC, 1988. “Zero-stress states of arteries”. *ASME J Biomed Eng* 110: 82-4.

78.Liu SQ, Fung YC, 1992. “Influence of STZ-induced diabetes on zero-stress states of rat pulmonary and systemic arteries”. *Diabetes* 41: 136-46.

79.Liu, S.Q., Fung, Y.C., 1988. Zero-Stress States of Arteries. [Journal of Biomechanical Engineering](#) 110, 82.

80.Mall F, 1896. “A study of the intestinal contraction”. *Johns Hopkins Hosp Rep*, 1, 37-75.

81.Malvern LE, 1969: “Introduction to the Mechanics of a continuous medium”. Prentice-Hall, Englewood Cliffs NJ.

82.Martin, R.B., 1999. A genealogy of biomechanics. Presented at the Presidential Lecture presented at the 23rd Annual Conference of the American Society of Biomechanics University of Pittsburgh.

83.Mooney M, 1940: “A theory of large elastic deformations”. *J Appl Phys* 11:582-92.

84.Natali AN, Carniel EL, Gregersen H, 2009, “Biomechanical Behaviour of Oesophageal Tissues: Material and Structural Configuration, Experimental Data and Constitutive Analysis,” *Med. Eng. Phys.*, 31, pp. 1056-62.

85.Nelson, D., 2014. Experimental Methods for Determining Residual Stresses and Strains in Various Biological Structures. [Experimental Mechanics](#) 54, 695–708.

86.Nestler, F.H.M., Hvidt, S., Ferry, J.D., Veis, A., 1983. Flexibility of collagen determined from dilute solution viscoelastic measurements. [Biopolymers](#) 22, 1747–1758.

87.Ogden RW, 1984: “Non-linear elastic deformations”. John Wiley & sons, New York.

88.Ottani V, Raspanti M, Ruggeri A, 2001, “Collagen Structure and Functional Implications,” *Micron*, 32, pp. 251-60.

89.Oxlund, H., Manschot, J., Viidik, A., 1988. The role of elastin in the mechanical properties of skin. [Journal of Biomechanics](#) 21, 213–218.

- 90.**Rachev, A., Greenwald, S., Kane, T., Moorejr, J., Meister, J., 1995. Analysis of the strain and stress distribution in the wall of the developing and mature rat aorta. *Biorheology* 32, 473–485.
- 91.**Rachev, A., Greenwald, S., 2003. Residual strains in conduit arteries. *Journal of Biomechanics* 36, 661–670.
- 92.**Rivlin RS, Saunders DW, 1951: “Large elastic deformations of isotropic materials. VII Experiments on the deformation of rubber”. *Philos Trans R Soc Lond A243*: 251-88.
- 93.**Robert, L., 2005. Cell–elastin interaction and signaling. *Pathologie Biologie* 53, 399–404.
- 94.**Rodriguez, E.K., Hoger, A., McCulloch, A.D., 1994. Stressdependent finite growth in soft elastic tissues. *Journal of Biomechanics* 27, 455–467.
- 95.**Ross, M.H., Pawlina, W., 2015. *Histology: A Text and Atlas: With Correlated Cell and Molecular Biology*, 7th ed. LWW, Philadelphia.
- 96.**Ross, R., 1973. THE ELASTIC FIBER A REVIEW. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry* 21, 199–208.
- 97.**Roy CS, 1880: “The elastic properties of the arterial wall”. *Philos Trans R Soc Lond [Biol]* 99:1-31.
- 98.**Roy, C.S., 1880. The Elastic Properties of the Arterial Wall. *The Journal of Physiology* 3, 125–159.
- 99.**S.E., 1996. The Effect of Age o n Residual Strain in the Rat Aorta. *Journal of Biomechanical Engineering* 118, 440.
- 100.** Sacks MS, Gloeckner CD, 1999. “Quantification of the fiber architecture and biaxial mechanical behavior of porcine intestinal submucosa”. *J Biomed Mater Research* 46, 1-10.
- 101.** Sacks MS, Sun W, 2003. “Multiaxial mechanical behavior of biological materials”. *Annual Review of Biomedical Engineering* 5, 251-84.
- 102.** Saini, A., Berry, C., Greenwald, S., 1995. Effect of Age and Sex on Residual Stress in the Aorta. *J Vasc Res* 32, 398–405.
- 103.** Schulze K, Ellerbroek S, Martin J, 2001. “Matrix composition in opossum esophagus”. *Digestive Diseases and Sciences* 46, 968-75.
- 104.** Silver, F.H., Freeman, J.W., DeVore, D., 2001. Viscoelastic properties of human skin and processed dermis. *Skin Research and Technology* 7, 18–23.
- 105.** Simon BR, Kaufman MV, MvAfee MA, Baldwin AL, 1993: “Finite element models for arterial wall mechanics”. *ASME J Biomech Engr* 115: 489-96.

- 106.** Simon BR, Kobayashi AS, Strandness DE, Wiederhielm CA, 1972. “Reevaluation of arterial constitutive relations”. *Circ Res* 30: 491-500.
- 107.** Skalak, R., Zargaryan, S., Jain, R.K., Netti, P.A., Hoger, A., 1996. Compatibility and the genesis of residual stress by volumetric growth. *Journal of Mathematical Biology* 34, 889– 914.
- 108.** Sokolis DP, 2008. “Passive mechanical properties and constitutive modeling of blood vessels in relation to microstructure”. *Med Biol Eng Comput* 46, 1187-99.
- 109.** Sokolis DP, 2010, “A Passive Strain-Energy Function for Elastic and Muscular Arteries: Correlation of Material Parameters with Histological Data,” *Med Biol Eng Comput*, in press.
- 110.** Sokolis DP, 2010, “Strain-Energy Function and Three-Dimensional Stress Distribution in Esophageal Biomechanics,” *J. Biomech.*, submitted.
- 111.** Sokolis DP, Kefaloyannis EM, Kouloukoussa M, Marinos E, Boudoulas H, Karayannacos PE, 2006. “A structural basis for the aortic stress-strain relation in uniaxial tension”. *J Biomech* 39, 1651-62.
- 112.** Sokolis, D.P., 2007. Passive mechanical properties and structure of the aorta: segmental analysis. *Acta Physiologica* 190, 277–289.
- 113.** Sokolis, D.P., 2015. Effects of aneurysm on the directional, regional, and layer distribution of residual strains in ascending thoracic aorta. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 46, 229–243.
- 114.** Sokolis, D.P., Boudoulas, H., Kavantzias, N.G., Kostomitsopoulos, N., Agapitos, E.V., Karayannacos, P.E., 2002. A Morphometric Study of the Structural Characteristics of the Aorta in Pigs Using an Image Analysis Method. *Anatomia, Histologia, Embryologia: Journal of Veterinary Medicine Series C* 31, 21–30.
- 115.** Sokolis, D.P., Kritharis, E.P., Giagini, A.T., Lampropoulos, K.M., Papadodima, S.A., Iliopoulos, D.C., 2012a. Biomechanical response of ascending thoracic aortic aneurysms: association with structural remodelling. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 15, 231–248.
- 116.** Sokolis, D.P., Kritharis, E.P., Iliopoulos, D.C., 2012b. Effect of layer heterogeneity on the biomechanical properties of ascending thoracic aortic aneurysms. *Medical & Biological Engineering & Computing* 50, 1227–1237.
- 117.** Sopakayang, R., De Vita, R., Kwansa, A., Freeman, J.W., 2012. Elastic and viscoelastic properties of a type I collagen fiber. *Journal of Theoretical Biology* 293, 197–205.
- 118.** Spencer AJM, 1980: “Continuum Mechanics”. Longman, London.

- 119.** Stergiopoulos N, Pannatier A, Rachev A, Meister JJ, 1994: “Elastic response of the arterial wall under physiologic and nonphysiologic initial stress distribution: applicability of the strain energy function”. In: 1993 Advances in Bioengineering (M Askew, ed), ASME New York, pp.67-8.
- 120.** Szurszewski JH, 1998. “A 100-year perspective on gastrointestinal motility”. *Am J Physiol-Gastroint Liver Physiol* 274, G447-53.
- 121.** Timoshenko SP, 1983: “History of strength of materials”. Dover, New York.
- 122.** Tonar, Z., Kubikova, T., Prior, C., Demjen, E., Liška, V., Kraličkova, M., Witter, K., 2015. Segmental and age differences in the elastin network, collagen, and smooth muscle phenotype in the tunica media of the porcine aorta. *Annals of Anatomy Anatomischer Anzeiger* 201, 79–90.
- 123.** Tong P, Fung YC, 1976. “The stress-strain relationship for the skin”. *J Biomech* 9, 649-57.
- 124.** Tsamis, A., Krawiec, J.T., Vorp, D.A., 2013. Elastin and collagen fibre microstructure of the human aorta in ageing and disease: a review. *Journal of The Royal Society Interface* 10, 20121004.
- 125.** Tzaphlidou, M., 2004. The role of collagen and elastin in aged skin: an image processing approach. *Micron* 35, 173–177. 206 8 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ
- 126.** Vaishnav RN, Vossoughi J, 1987: “Residual stress and strain in aortic segments”. *J Biomech*, 20: 235-9.
- 127.** Vaishnav RN, Young JT, Patel DJ, 1973. “Distribution of stresses and strain-energy density through the wall thickness in a canine aortic segment”. *Circulation Research* 32, 577-83.
- 128.** Vaishnav, R.N., Vossoughi, J., 1983. Estimation of residual strains in aortic segments. *Biomedical engineering II: recent developments* 330–333.
- 129.** Vaishnav, R.N., Vossoughi, J., 1987. Residual stress and strain in aortic segments. *Journal of Biomechanics* 20, 235–239.
- 130.** Valanis KC, Landel RF, 1967: “The strain-energy function of a hyperelastic material in terms of the extension ratios”. *J Appl Phys* 38:2997-3002.
- 131.** Vesalius, A., 1543. *Andreae Vesalii Bruxellensis, scholae medicorum Patavinae professoris, de Humani corporis fabrica Libri septem.*
- 132.** Vito RP, 1980: “The mechanical properties of soft tissues. I. A mechanical system for biaxial testing”. *J Biomech* 13:947-50.
- 133.** Vito RP, Dixon SA, 2003. “Blood vessel constitutive models - 1995-2002”. *Annual Review of Biomedical Engineering* 5, 413-39.

- 134.** von Maltzahn WW, Besdo D, Wiemer W, 1981: “Elastic properties of arteries: a non-linear two-layer cylindrical model“. J Biomech 14: 389-97.
- 135.** von Maltzahn WW, Warriyar RG, Keitzer WF, 1984. “Experimental measurements of elastic properties of media and adventitia of bovine carotid arteries“. J Biomech 17, 839-47.
- 136.** Weizsäcker HW, Holzapfel GA, Desch GW, Pascale K, 1995. “Strain energy density function for arteries from different topographical sites“. Biomedizinische Technik 40, 138-41.
- 137.** Wenger, M.P.E., Bozec, L., Horton, M.A., Mesquida, P., 2007. Mechanical Properties of Collagen Fibrils. [Biophysical Journal](#) 93, 1255–1263.
- 138.** Wolinsky H, Glagov S, 1964. “Structural basis for the static mechanical properties of the aortic media“. Circulation Research 14, 400-13.
- 139.** Yamada H, 1970. “Strength of biological materials“. Baltimore: The Williams & Wilkins Company.
- 140.** Yin FCP, Chew PH, Zeger SL, 1986. “An approach to quantification of biaxial tissue stress-strain data“. J Biomech 19, 27-37.
- 141.** Yin FCP, Strumpf RK, Chew PH, Zeger SL, 1987. “Quantification of the mechanical properties of noncontracting canine myocardium under simultaneous biaxial loading“. J Biomech 20, 577-89.
- 142.** Yu J, Zeng Y, Zhao J, Liao D, Gregersen H, 2004. “Quantitative analysis of collagen fiber angle in the submucosa of small intestine“. Computers in Biology and Medicine 34, 539-50.
- 143.** Zulliger MA, Fridez P, Hayashi K, Stergiopoulos N, 2004. “A strain energy function for arteries accounting for wall composition and structure“. J Biomech 37, 989-1000.
- 144.** Γαληνός, 2016. . [Βικιπαίδεια](#).
- 145.** Σασσάνη, Σ., 2016. Μηχανικές ιδιότητες του τοιχώματος των αιμοφόρων αγγείων σε διαταραγμένες αιμοδυναμικές συνθήκες ([Διδακτορική Διατριβή](#)). Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο (ΕΜΠ). Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών. Τομέας Ρευστών. Εργαστήριο Βιορευστομηχανικής και Βιοϊατρικής Τεχνολογίας.
- 146.** Σοκόλης, Δ., 1998. ΧΑΡΤΟΓΡΑΦΗΣΗ ΤΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΤΗΣ ΘΩΡΑΚΙΚΗΣ ΚΑΙ ΚΟΙΛΙΑΚΗΣ ΑΟΡΤΗΣ ([Διδακτορική Διατριβή](#)). Εθνικό και Καποδιστριακό Πανεπιστήμιο Αθηνών (ΕΚΠΑ). Σχολή Επιστημών Υγείας. Τμήμα Ιατρικής. Τομέας Χειρουργικής. Εργαστήριο Πειραματικής Χειρουργικής και Χειρουργικής Ερεύνης Ν Σ ΧΡΗΣΤΕΑΣ. __