



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΤΟΜΕΑΣ ΡΕΥΣΤΩΝ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΒΙΟΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΤΡΙΔΙΑΣΤΑΤΗ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΠΡΟΣΟΜΟΙΩΣΗ ΤΗΣ
ΠΑΛΛΟΜΕΝΗΣ ΑΙΜΑΤΙΚΗΣ ΡΟΗΣ ΣΤΗΝ ΟΜΦΑΛΙΚΗ ΑΡΤΗΡΙΑ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΣΚΑΛΤΣΟΥΝΗΣ ΠΑΝΑΓΙΩΤΗΣ

Εποπτεία : Σωκράτης Τσαγγάρης

Καθηγητής Ε.Μ.Π.

Επίβλεψη : Χρήστος Μανόπουλος

Δρ., Ε.Δι.Π., Ε.Μ.Π.

ΑΘΗΝΑ, Οκτώβριος 2016

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τον Καθηγητή κ. Σ Τσαγγάρη για την ανάθεση αυτής της διπλωματικής εργασίας, την ουσιαστική επίβλεψη και καθοδήγησή του σε όλα τα στάδια της εκπόνησης, τις κρίσιμες παρατηρήσεις και, ιδιαίτερα, την ενθάρρυνση και συνεχή του παρότρυνση μέχρι την ολοκλήρωση και συγγραφή της μελέτης.

Θερμές ευχαριστίες θα ήθελα να απευθύνω στον Δρ. Χρ Μανόπουλο για την επίβλεψή του, τη βοήθεια που μου παρείχε στην κατάστρωση της μελέτης, καθώς και για τη διευκόλυνση στην επικοινωνία με την ιατρική ομάδα.

Η έμπνευση για το θέμα της μελέτης αυτής, σχετικό με την αγγειακή ελίκωση του ομφάλιου λώρου, προέκυψε από την επαφή μου με το αντικείμενο της Περιγεννητικής Παθολογοανατομίας στο Εργαστήριο Παθολογικής Ανατομικής του Πανεπιστημίου Αθηνών. Εκεί πολλές φορές παρακολούθησα τη διαδικασία νεκροτομής εμβρύων και την εξέταση του πλακούντα και του ομφάλιου λώρου, και ήρθα σε επαφή με τον προβληματισμό για τα ποικίλα αίτια του ενδομήτριου εμβρυϊκού θανάτου. Θα ήθελα στο σημείο αυτό να ευχαριστήσω τη μητέρα μου, Αναστασία Κωνσταντινίδου, Περιγεννητική Παθολογοανατόμο, Αναπληρώτρια Καθηγήτρια Ιατρικής του ΕΚΠΑ, για την ιατρική επισκόπηση της εργασίας αυτής και για τη μετάδοση του ενθουσιασμού της για το αντικείμενο της Περιγεννητικής Ιατρικής.

Τους Περιγεννητικούς Ιατρούς Δρ. Β. Αθανασίου, Δρ. Ι Παπαστεφάνου και Δρ. Μ. Ελευθεριάδη, Επίκουρο Καθηγητή Ιατρικής ΕΚΠΑ, ευχαριστώ θερμά για το χρόνο που αφιέρωσαν για την παροχή υπερηχογραφικών δεδομένων και τιμών μέτρησης αιμοδυναμικών παραμέτρων της ομφαλικής αρτηρίας in vivo.

Τέλος, θα ήθελα να ευχαριστήσω τους: Ελένη Γονιδάκη, Μάνο Αγγελίδη και Χρυσάνθο Βαντάνα για την πολύτιμη βοήθειά τους στα ποικίλα πρακτικά προβλήματα που ανέκυψαν κατά τη χρήση των υπολογιστικών προγραμμάτων, χωρίς την οποία δεν θα είχε έρθει σε πέρας η εργασία.

Πίνακας περιεχομένων

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	1
ABSTRACT.....	3
ΕΙΣΑΓΩΓΗ – ΣΚΟΠΟΣ.....	5
1. ΕΜΒΡΥΟΜΗΤΡΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ.....	6
1.1. Δομικές μονάδες της κύησης	7
1.1.1. Η εμβρυομητρική κυκλοφορία	7
1.1.2. Ομφάλιος λώρος.....	8
1.1.3. Πλακούντας.....	10
1.1.4. Αμνιακός σάκος.....	15
1.2. Η εμβρυϊκή κυκλοφορία	16
1.3. Συστροφή του ομφάλιου λώρου.....	19
1.4. Αγγειακή ελίκωση του ομφάλιου λώρου.....	21
2. ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΩΝ ΡΕΥΣΤΩΝ	29
2.1. Εξισώσεις Navier-Stokes- Εξίσωση Συνέχειας	29
2.2. Μόνιμη ροή σε κυλινδρικό σωλήνα	30
2.3. Ροή σε καμπύλο αγωγό και δευτερεύουσα ροή	33
3. ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗ.....	35
3.1. Εισαγωγή στην Υπολογιστική Ρευστομηχανική	35
3.2. Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Όγκων (Finite Volume Method)	36
4. ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΟΜΦΑΛΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ	40
4.1. Επιλογή των γεωμετριών των ομφαλικών αρτηριών.....	40
4.2. Κατασκευή τριδιάστατων μοντέλων σε πρόγραμμα CAD	43
5. ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ ΤΩΝ ΟΜΦΑΛΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ.....	50

5.1.	ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ.....	50
5.2.	ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ	55
5.3.	ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ.....	58
5.3.1.	Εισαγωγή και τμηματοποίηση της γεωμετρίας	58
5.3.2.	Δημιουργία πλεγμάτων.....	60
5.3.3.	Ορισμός των οριακών συνθηκών στο <i>Πρόγραμμα Κατασκευής Πλέγματος</i> και εξαγωγή αρχείων για το <i>Πρόγραμμα Λύτη</i>	65
6.	ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ.....	66
6.1.	Αριθμητική-Υπολογιστική προσομοίωση ροής αίματος με χρήση εμπορικού λογισμικού.....	66
6.2.	Συντονιστική πλατφόρμα	66
6.3.	Πρόγραμμα Λύτης.....	69
6.3.1.	Ρύθμιση των Οριακών Συνθηκών και των Υλικών.....	69
6.3.2.	Ρύθμιση των Υπολογιστικών Μεθόδων Επίλυσης	73
7.	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ - ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ.....	75
7.1.	Σταθερή ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας.....	76
7.1.1.	Πίεση στην είσοδο της αρτηρίας.....	76
7.1.2.	Ροή του αίματος στην ομφαλική αρτηρία.....	86
7.1.3.	Διαμητικές τάσεις στο τοίχωμα της αρτηρίας.....	93
7.2.	Μεταβαλλόμενη ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας.....	96
7.2.1.	Πίεση στην είσοδο της αρτηρίας.....	97
7.2.2.	Ροή του αίματος στην ομφαλική αρτηρία.....	100
7.2.3.	Διαμητικές τάσεις στο τοίχωμα.....	105
8.	ΣΥΖΗΤΗΣΗ – ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	108
9.	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....	113

Περίληψη

Εισαγωγή - Σκοπός: Τα αγγεία του ομφάλιου λώρου είναι δυνατόν να παρουσιάζουν αυξημένη ή ελαττωμένη ελίκωση, δηλαδή βαθμό σπειροειδούς περιέλιξης των ομφαλικών αρτηριών γύρω από την ομφαλική φλέβα. Οι διαταραχές της αγγειακής ελίκωσης του ομφάλιου λώρου είναι ένα θέμα το οποίο έχει απασχολήσει αρκετά την ιατρική κοινότητα σε σχέση με το αν αυτές σχετίζονται με επιπλοκές της κύησης. Έως τώρα, έχουν πραγματοποιηθεί αρκετές κλινικές μελέτες πάνω σε αυτό το θέμα με αντιφατικά αποτελέσματα. Αν και έχουν σημειωθεί ενδείξεις που συσχετίζουν τη μη φυσιολογική ελίκωση με παθολογίες στο έμβρυο και τη μητέρα, ωστόσο εξακολουθεί να υπάρχει διχογνωμία στην ιατρική κοινότητα ως προς το ρόλο της παθολογικής ελίκωσης στην αιτιοπαθογένεση αιμοδυναμικών διαταραχών της εμβρυομητρικής κυκλοφορίας του αίματος. Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν να μελετηθεί το ρευστομηχανικό υπόβαθρο της μη φυσιολογικής ελίκωσης των ομφαλικών αρτηριών, ώστε να εξετασθεί αν πράγματι είναι δυνατόν να προκύψουν αιμοδυναμικές διαταραχές σε περιπτώσεις παθολογικής ελίκωσης του ομφάλιου λώρου.

Μεθοδολογία: Η μέθοδος που ακολουθήθηκε ήταν η διεξαγωγή τριδιάστατης προσομοίωσης με χρήση υπολογιστικού προγράμματος σε ηλεκτρονικό υπολογιστή. Για την προσομοίωση εφαρμόστηκε η αριθμητική μέθοδος των πεπερασμένων όγκων για την οποία χρησιμοποιήθηκαν συνολικά δώδεκα μοντέλα ομφαλικών αρτηριών. Αρχικά, κατασκευάστηκαν οι γεωμετρίες των μοντέλων σε ειδικό πρόγραμμα τριδιάστατης σχεδίασης. Τα αρτηριακά αυτά μοντέλα είχαν διαφορετικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά ελίκωσης, ώστε να εξακριβωθεί ποια χαρακτηριστικά και με ποιο τρόπο επηρεάζουν τη ροή του αίματος. Στη συνέχεια, με βάση τα γεωμετρικά αυτά μοντέλα, δημιουργήθηκαν τα πλέγματα σε ειδικό πρόγραμμα πλεγματοποίησης. Για την επαλήθευση των αποτελεσμάτων, κατασκευάστηκαν δύο ειδών πλέγματα για κάθε γεωμετρικό μοντέλο, ώστε να είναι δυνατή η σύγκριση και η αξιολόγησή τους. Κατόπιν, ορίστηκαν οι

συνοριακές συνθήκες του προβλήματος της ρευστομηχανικής και εκτελέστηκαν οι υπολογισμοί σε ειδικό πρόγραμμα λύτη, το οποίο επέλυσε το σύστημα των εξισώσεων Navier-Stokes μαζί με την εξίσωση συνέχειας του ρευστού. Η προσομοίωση χωρίστηκε σε δύο βασικές κατηγορίες. Η πρώτη είναι η μελέτη της μόνιμης ροής για σταθερή ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας. Η δεύτερη κατηγορία είναι η μελέτη της παλλόμενης ροής με μεταβαλλόμενη ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας.

Αποτελέσματα: Κατά την ανάλυση των αποτελεσμάτων εξετάστηκαν οι σχέσεις μεταξύ των αιμοδυναμικών στοιχείων και των γεωμετρικών χαρακτηριστικών των μοντέλων προσομοίωσης. Από την προσομοίωση της μόνιμης ροής προέκυψε ότι η πίεση στην είσοδο της αρτηρίας αυξάνεται αναλογικά με το συνολικό αριθμό των σπειρών, ενώ εξαρτάται και από τη διάμετρο της σπείρας της ελίκωσης. Οι διατμητικές τάσεις των τοιχωμάτων βρέθηκε ότι επηρεάζονται από το δείκτη ομφαλικής ελίκωσης. Οι γραμμές ροής, όπως και η κατανομή της ταχύτητας σε μία διατομή της αρτηρίας, προέκυψε ότι σχετίζονται επίσης με τη διάμετρο της σπείρας της ελίκωσης, όπως και με το λόγο βήματος προς διάμετρο σπείρας. Από την προσομοίωση της παλλόμενης ροής, προέκυψε ότι οι μέσες τιμές που υπολογίστηκαν για την πίεση εισόδου βρίσκονται πολύ κοντά στις πιέσεις της μόνιμης ροής. Επίσης οι διατμητικές τάσεις αυξάνουν για μεγαλύτερους δείκτες ελίκωσης, και σε αυτές τις περιπτώσεις υπερελίκωσης οι μεταβολές τους κατά τη διάρκεια ενός καρδιακού παλμού είναι μεγαλύτερες από ό,τι για φυσιολογική ελίκωση και για υποελίκωση της ομφαλικής αρτηρίας.

Συμπεράσματα: Τα αποτελέσματα της μελέτης έδειξαν ότι είναι δυνατόν να προκληθούν διαταραχές στα αιμοδυναμικά μεγέθη σε περιπτώσεις παθολογικής ελίκωσης της ομφαλικής αρτηρίας. Εκτός από τον δείκτη ομφαλικής ελίκωσης, ο οποίος είθισται να λαμβάνεται υπ' όψιν στις ιατρικές μελέτες, προκύπτει από τα αποτελέσματά μας ότι και άλλα γεωμετρικά χαρακτηριστικά, όπως ο συνολικός αριθμός των σπειρών, η διάμετρος της σπείρας και ο λόγος της με το βήμα της σπείρας, είναι δυνατόν να επηρεάσουν την αιμοδυναμική της εμβρυομητρικής κυκλοφορίας.

Abstract

Introduction – Objective: Coiling of the umbilical cord is due to the inherent helical configuration of the umbilical vessels. Umbilical cords may be hypercoiled or hypocoiled. Various degrees of abnormal cord coiling have been associated with pregnancy complications in the published medical literature, these associations being attributed to haemodynamic disorders in the fetomaternal circulation. However, the results of clinical studies appear controversial and the possible clinical impact of abnormal cord coiling still remains a matter of debate. The purpose of this project was to study the fluid-dynamic background of the abnormal coiling of umbilical arteries, in order to determine whether this may in fact affect the haemodynamics of the fetal blood flow.

Methods: We conducted a three-dimensional simulation study, using a computational fluid dynamics program. For the simulation we applied the numerical finite volume method, for which twelve models of umbilical arteries were used in total. The geometries of models were constructed in a three-dimensional computer aided designing program. These arterial models had different geometrical characteristics of coiling, in order to determine which characteristics may affect blood flow and in what way. Then, based on these geometrical models, the meshes were generated in a specific meshing program. To verify the results, two types of meshes were constructed for each geometric model, in order to allow comparison and evaluation. Subsequently, we set the boundary conditions of the problem of fluid mechanics, and calculations were performed using a computational - solver program which computed the solutions of the Navier-Stokes equations as well as the fluid continuity equation. The simulation was divided into two main categories. The first referred to the study of a steady flow with a constant blood velocity at the inlet of the artery. The second category referred to the study of a pulsatile flow using a changing inlet velocity profile. All the results were analyzed for any

relations between the hemodynamic variables and the geometrical characteristics of our simulation models.

Results: The steady flow simulation showed that the inlet pressure of the artery increased proportionally to the total number of coils, and also depended on the diameter of the helical coil. The wall shear stress was affected by the umbilical coiling index. The streamlines, as well as the velocity distribution within a cross section of the artery, was found to be related to the coil diameter and to the pitch-to-diameter ratio. The pulsatile flow simulation showed that the mean values calculated for the inlet pressure were close to the steady flow pressures. Moreover, the wall shear stresses appeared to increase with higher umbilical coiling indexes, and in these hypercoiled cases, over the entire cardiac pulse, the WSS changes were more significant than those observed in normocoiled and hypocoiled umbilical arteries.

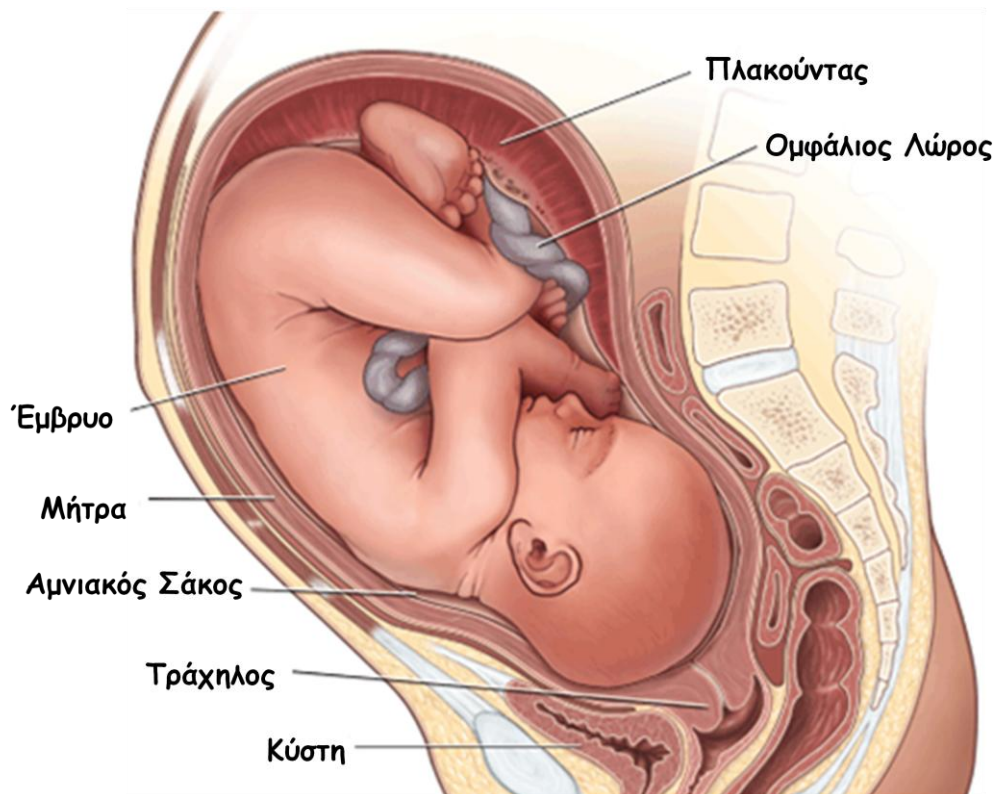
Conclusions: Our results showed that an increased or decreased umbilical arterial coiling may affect the hemodynamic parameters and is likely to induce blood flow disorders. Apart from the umbilical coiling index, which has been usually taken into account in previous medical studies, our results point to additional geometrical features, i.e. the total number of coils, the coil diameter and the pitch-to-diameter ratio, which may also affect the hemodynamics of the maternal-fetal circulation.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ – ΣΚΟΠΟΣ

Η κυκλοφορία του αίματος στα αγγεία του ομφάλιου λώρου είναι πολύ σημαντική για την υγιή ανάπτυξη του εμβρύου και τη φυσιολογική λειτουργία των οργάνων του. Τα αγγεία του ομφάλιου λώρου παρουσιάζουν ελίκωση, δηλαδή βαθμό σπειροειδούς περιέλιξης των ομφαλικών αρτηριών γύρω από την ομφαλική φλέβα. Η ελίκωση αυτή είναι δυνατόν να αυξημένη ή ελαττωμένη σε σχέση με το φυσιολογικό, γεγονός που ενδέχεται να προκαλεί διαταραχές στην ροή του αίματος μέσα στα ομφαλικά αγγεία. Η μη φυσιολογική αγγειακή ελίκωση του ομφάλιου λώρου είναι ένα θέμα το οποίο έχει απασχολήσει αρκετά την ιατρική κοινότητα σε σχέση με το αν αυτή σχετίζεται με επιπλοκές της κύησης. Έως τώρα, έχουν πραγματοποιηθεί αρκετές κλινικές μελέτες πάνω σε αυτό το θέμα με αντιφατικά αποτελέσματα. Αν και έχουν σημειωθεί ενδείξεις που συσχετίζουν τη μη φυσιολογική ελίκωση με παθολογίες στο έμβρυο και τη μητέρα, ωστόσο εξακολουθεί να υπάρχει διχογνωμία στην ιατρική κοινότητα ως προς το ρόλο της παθολογικής ελίκωσης στην αιτιοπαθογένεση αιμοδυναμικών διαταραχών της εμβρυομητρικής κυκλοφορίας του αίματος. Σκοπός της παρούσας εργασίας ήταν να μελετηθεί το ρευστομηχανικό υπόβαθρο της μη φυσιολογικής ελίκωσης των ομφαλικών αρτηριών, ώστε να εξετασθεί αν πράγματι είναι δυνατόν να προκύψουν αιμοδυναμικές διαταραχές σε περιπτώσεις παθολογικής ελίκωσης του ομφάλιου λώρου.

1. ΕΜΒΡΥΟΜΗΤΡΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ

Κατά την εγκυμοσύνη στον άνθρωπο, το έμβρυο αναπτύσσεται στη μήτρα της μητέρας του για περίπου 40 εβδομάδες, μέχρι τη γέννησή του. Αυτές, συνήθως, χωρίζονται σε τρία τρίμηνα κύησης. Η εγκυμοσύνη ξεκινά με τη γονιμοποίηση του ωαρίου, το οποίο στη συνέχεια μεταφέρεται μέσω των σαλπίνγων και εμφυτεύεται στο εσωτερικό της μήτρας. Κατά τη διάρκεια του πρώτου τριμήνου υπάρχει ο μεγαλύτερος κίνδυνος αποβολής του εμβρύου. Ήδη από τα πρώτα στάδια της εγκυμοσύνης, αρχίζουν να σχηματίζονται στο εσωτερικό της μήτρας, ο πλακούντας, ο ομφάλιος λώρος και ο αμνιακός σάκος.



Εικόνα 1.1. Σχηματική αναπαράσταση του εμβρύου μέσα στη μήτρα της μητέρας του.

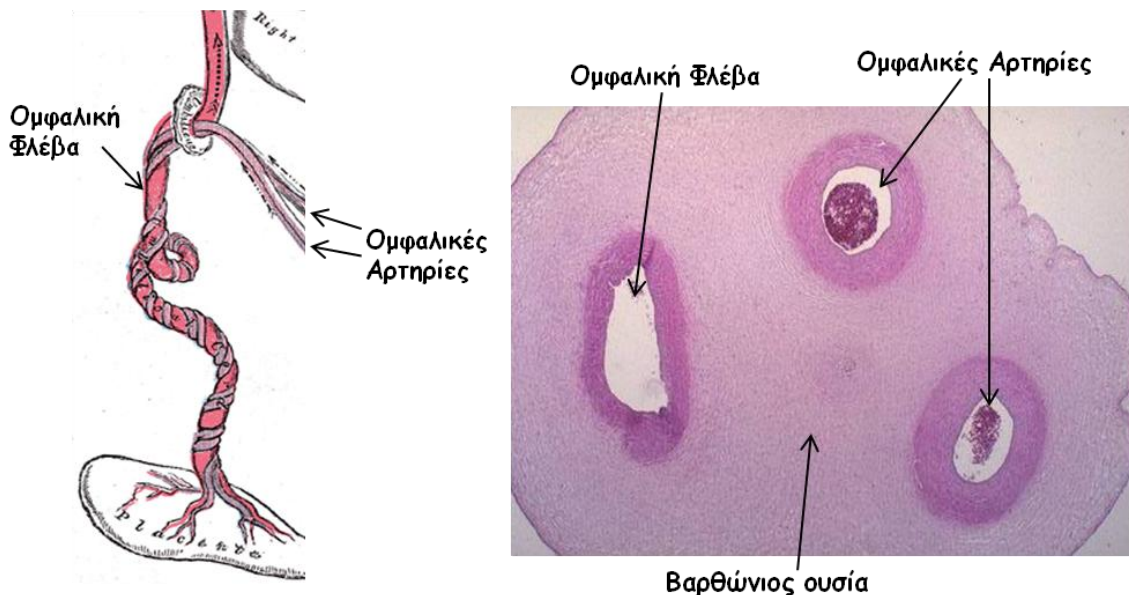
1.1. Δομικές μονάδες της κύησης

1.1.1. Η εμβρυομητρική κυκλοφορία

Το αναπτυσσόμενο έμβρυο χρειάζεται να λαμβάνει οξυγόνο και θρεπτικά συστατικά, αλλά και να αποβάλλει τις περιττές ουσίες, καθ' όλη τη διάρκεια της κύησης. Αυτές οι ανάγκες δεν είναι δυνατόν να καλυφθούν με τον ίδιο τρόπο όπως σε έναν ζωντανό οργανισμό, αφού το έμβρυο δεν εκτελεί τις ίδιες ζωτικές λειτουργίες. Παραδείγματος χάριν, το έμβρυο δεν μπορεί να αναπνεύσει, να τραφεί ή να απεκκρίνει κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης. Έτσι, οι παραπάνω ανάγκες καλύπτονται λαμβάνοντας τα απαραίτητα στοιχεία από το αίμα της μητέρας του και αποβάλλοντας εκεί τις περιττές ουσίες. Αυτό συμβαίνει μέσω της εμβρυομητρικής κυκλοφορίας. Κατά τη διαδικασία αυτή το αίμα εξέρχεται από το βασικό κυκλοφορικό σύστημα του εμβρύου και μεταφέρεται μέσω του ομφάλιου λώρου, στον πλακούντα, όπου γίνονται οι ανταλλαγές ουσιών μεταξύ μητέρας και εμβρύου. Στη συνέχεια το αίμα επιστρέφει, πάλι μέσω του ομφάλιου λώρου, και εισέρχεται ξανά στο κυκλοφορικό σύστημα του εμβρύου.

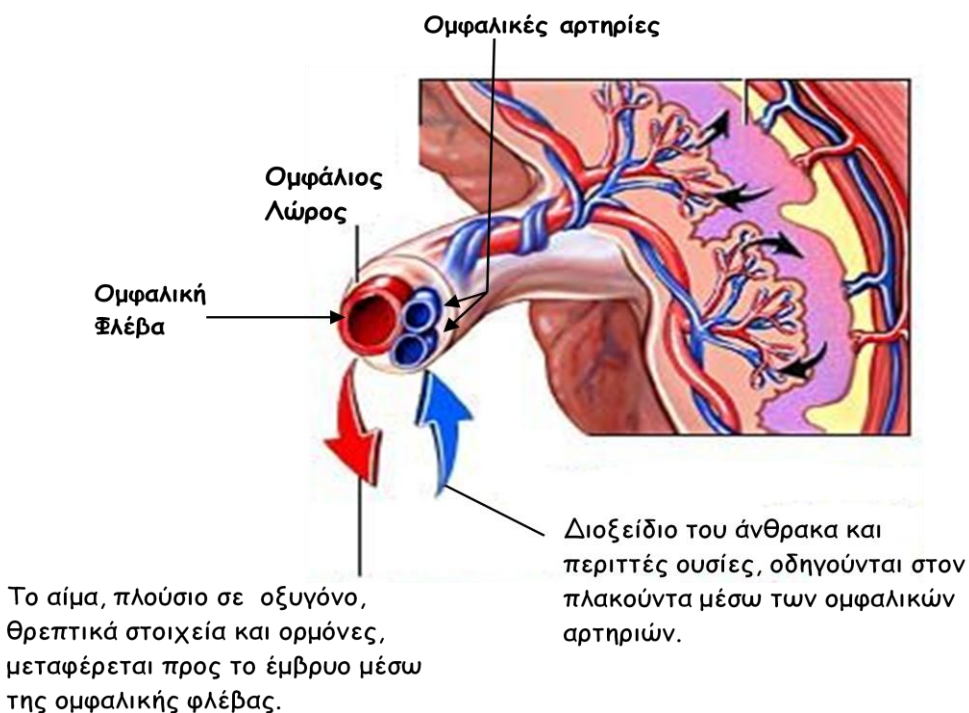
1.1.2. Ομφάλιος Λώρος

Ο ομφάλιος λώρος συνδέει το έμβρυο με τον πλακούντα, συμμετέχοντας έτσι στην εμβρυομητρική κυκλοφορία. Στην φυσιολογική κατάσταση περιέχει τρία αγγεία, τις δύο ομφαλικές αρτηρίες και την ομφαλική φλέβα, καθώς και ένα εξειδικευμένο βλεννώδες μεσέγγυμα που ονομάζεται Βαρθώνιος ουσία (Warthon's jelly). Η ουσία αυτή, αποτελείται κυρίως από βλεννοπολυσακχαρίτες και περιέχει αρχέγονα κύτταρα του μυελού των οστών καθώς και άλλα αρχέγονα κύτταρα με ικανότητα διαφοροποίησης, ενώ είναι επίσης πλούσια σε υαλουρονικό οξύ στα αρχικά στάδια της κύησης και σε θειϊκή χονδροϊτίνη αργότερα [1]. Τα αγγεία στον ομφάλιο λώρο βρίσκονται προστατευμένα στο εσωτερικό της Βαρθώνιας ουσίας. Η φλέβα είναι το μεγαλύτερο αγγείο του ομφάλιου λώρου και μεταφέρει το αίμα από τον πλακούντα προς το έμβρυο. Οι αρτηρίες είναι μικρότερα αγγεία και ακολουθούν ελικοειδή πορεία γύρω από την φλέβα, ενώ το αίμα σε αυτές έχει την αντίθετη κατεύθυνση, δηλαδή από το έμβρυο προς τον πλακούντα. Όλα τα ομφαλικά αγγεία έχουν μεγαλύτερο μήκος από τον ομφάλιο λώρο.



Εικόνα 1.2. (Αριστερά) Σχηματική αναπαράσταση του ομφάλιου λώρου και των αγγείων του. (Δεξιά) Εγκάρσια τομή ομφάλιου λώρου σε μικροσκόπιο.

Σε αντίθεση με το σύννηθες, η ομφαλική φλέβα μεταφέρει οξυγονωμένο αίμα, ενώ οι ομφαλικές αρτηρίες μεταφέρουν αίμα, πλούσιο σε διοξείδιο του άνθρακα. Το γεγονός αυτό φαίνεται παράλογο εκ πρώτης όψεως, είναι ωστόσο λογικό. Οι αρτηρίες ορίζονται ως απαγωγά αγγεία, είναι δηλαδή τα αγγεία που απάγουν το αίμα από την καρδιά και το μεταφέρουν προς τα υπόλοιπα όργανα του οργανισμού, ενώ οι φλέβες ορίζονται ως προσαγωγά αγγεία, και επιστρέφουν το αίμα πίσω προς στην καρδιά. Έτσι και στην περίπτωση της εμβρυομητρικής κυκλοφορίας, οι ομφαλικές αρτηρίες είναι απαγωγά αγγεία ως προς το έμβρυο, διότι απάγουν το αίμα από το έμβρυο και το μεταφέρουν προς τον πλακούντα, όπου εμπλουτίζεται σε οξυγόνο και θρεπτικά στοιχεία. Στη συνέχεια, μέσω της ομφαλικής φλέβας το οξυγονωμένο αίμα επιστρέφει στην εμβρυϊκή κυκλοφορία και προσάγεται στην καρδιά του εμβρύου. Η μοναδική άλλη περίπτωση στο ανθρώπινο κυκλοφορικό σύστημα, κατά την οποία έχουμε αυτή την «εναλλαγή ρόλων», είναι οι πνευμονικές αρτηρίες και φλέβες. Αυτή η αντιστοιχία μπορεί να αποδοθεί στο γεγονός ότι, κατά κάποιον τρόπο, ο πλακούντας λειτουργεί για το έμβρυο, και ως πνεύμονας, τροφοδοτώντας το με οξυγόνο, αφού, προφανώς, το έμβρυο δεν αναπνέει κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης.



Εικόνα 1.3. Σχηματική αναπαράσταση των ομφαλικών αγγείων και της λειτουργίας τους.

1.1.3. Πλακούντας

Ο πλακούντας είναι το όργανο που συνδέει τον ομφάλιο λώρο και επομένως και το έμβρυο, με το τοίχωμα της μήτρας. Η ονομασία του (από το αρχαίο ελληνικό πλακούς), προκύπτει από το σχήμα του, το οποίο, λόγω του μικρού ύψους αναλογικά με το εμβαδό της επιφάνειάς του, παραπέμπει σε πλάκα [1].



Εμβρυϊκή επιφάνεια



Μητρική επιφάνεια

Εικόνα 1.4. Φωτογραφία πλακούντα σε δύο όψεις. (Αριστερά) Εμβρυϊκή επιφάνεια. (Δεξιά) Μητρική επιφάνεια.

Ο πλακούντας είναι υπεύθυνος για πολλές λειτουργίες, απαραίτητες για την επιβίωση και την ανάπτυξη του εμβρύου. Οι βασικότερες από αυτές είναι οι εξής:

- Ανταλλαγή αερίων. Στον πλακούντα το εμβρυϊκό αίμα λαμβάνει οξυγόνο και αποβάλλει το διοξείδιο του άνθρακα που παράγεται από τις καύσεις των κυττάρων
- Πρόσληψη θρεπτικών συστατικών, όπως πρωτεΐνες, λίπη υδατάνθρακες, ασβέστιο, σίδηρος, μαγνήσιο και άλλα στοιχεία.
- Απέκκριση των περιττών ουσιών, όπως η ουρία, το ουρικό οξύ και η κρεατινίνη.
- Ενίσχυση του ανοσοποιητικού συστήματος και παροχή προστασίας στο έμβρυο. Ο πλακούντας λειτουργεί ως «φίλτρο», εμποδίζοντας τους παθογόνους μικροοργανισμούς να εισέλθουν στην κυκλοφορία του εμβρύου. Επιτρέπει ωστόσο, την διέλευση συγκεκριμένων αντισωμάτων (ανοσοσφαιρίνες G ή IgG), τα οποία παρέχουν ανοσία στο έμβρυο κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης. Η ανοσία αυτή, διατηρείται και στο νεογέννητο βρέφος τους πρώτους μήνες, ώστε να το βοηθήσει στην απότομη έκθεσή του στο περιβάλλον.
- Ορμονική ρύθμιση. Ο πλακούντας εκκρίνει πολλές ορμόνες οι οποίες είναι απαραίτητες για την εμβρυϊκή ζωή. Μερικές από αυτές είναι: η ανθρώπινη χοριακή γοναδοτροπίνη, η προγεστερόνη, τα οιστρογόνα και το ανθρώπινο πλακουντιακό γαλακτογόνο.
- Απόκρυψη του εμβρύου από το ανοσοποιητικό σύστημα της μητέρας. Το έμβρυο αποτελεί έναν ξεχωριστό οργανισμό και, χωρίς την ύπαρξη του πλακούντα, θα μπορούσε να γίνει ευάλωτο στο ανοσοποιητικό της σύστημα της μητέρας του. Για το λόγο αυτό αναπτύσσονται διάφοροι μηχανισμοί, στον πλακούντα, ώστε να αποφευχθεί αυτό. Ένας εξ αυτών είναι η έκκριση νευροκίνης η οποία περιέχει κύτταρα φωσφοχολίνης. Ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός, ότι τον ίδιο μηχανισμό χρησιμοποιούν και ορισμένα παράσιτα, ώστε να περνούν απαρατήρητα από το ανοσοποιητικό σύστημα.

- Ρύθμιση της θερμοκρασίας του εμβρύου. Μέσω της μήτρας και του πλακούντα ρυθμίζεται και η θερμοκρασία του εμβρύου, η οποία είναι περίπου 0,3 – 0,5 βαθμούς Κελσίου μεγαλύτερη από τη μέση θερμοκρασία του σώματος της μητέρας.
- Ρύθμιση του *PH* στο εμβρυϊκό αίμα, μέσω ειδικών μηχανισμών.

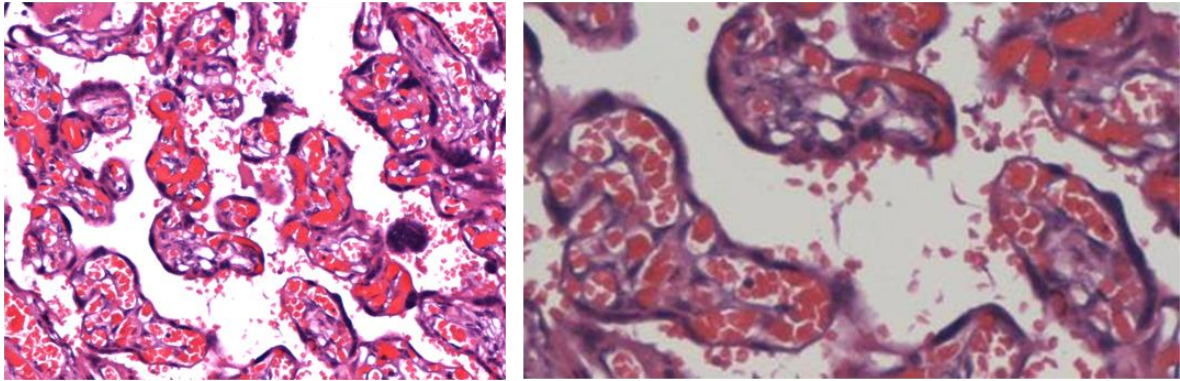
Οι ανταλλαγές ουσιών στον πλακούντα, μεταξύ εμβρυϊκού και του μητρικού αίματος, γίνονται με τη διαδικασία της διάχυσης, χωρίς οι δύο κυκλοφορίες να έρχονται σε επαφή. Μία τέτοια ενδεχόμενη ανάμιξη θα μπορούσε να προκαλέσει διάφορα προβλήματα.

Η δομή του πλακούντα παρουσιάζει ενδιαφέρον, καθώς αποτελείται από κυτταρικούς ιστούς του εμβρύου αλλά περιέχει και κυτταρικούς ιστούς της μητέρας. Ο πλακούντας έχει δύο ειδών αιματικές κυκλοφορίες, τη μητρική και την εμβρυϊκή.

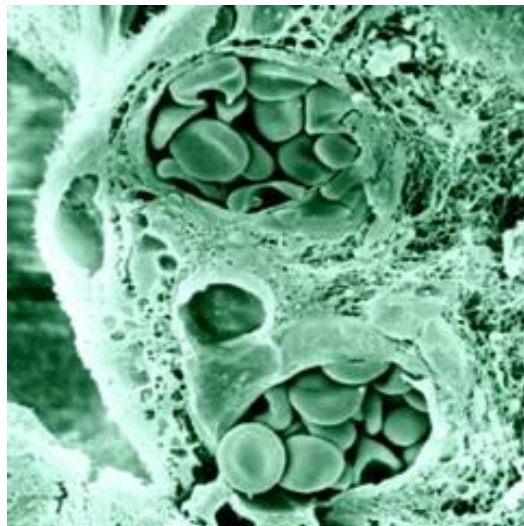
Στη μητρική κυκλοφορία, στον πλακούντα, τα αγγεία της μητέρας διαπερνούν το τοίχωμα της μήτρας και το βασικό πέταλο, και καταλήγουν σε μία κοιλότητα, η οποία ονομάζεται μεσολάχιος χώρος. Εκεί, οι μητρικές αρτηρίες παρέχουν οξυγονωμένο και πλούσιο σε θρεπτικά συστατικά αίμα, το οποίο, λόγω της υψηλής του πίεσης, γεμίζει την κοιλότητα. Στη συνέχεια το αίμα, αφού προσδώσει τα χρήσιμα συστατικά του και απορροφήσει τις περιττές ουσίες του εμβρύου, εξέρχεται από το μεσολάχιο χώρο μέσω των μητρικών φλεβών και οδηγείται ξανά στην κυκλοφορία της μητέρας.

Στην εμβρυϊκή κυκλοφορία, τα αγγεία του ομφάλιου λώρου εισέρχονται στο χοριακό πέταλο, όπου διακλαδίζονται και απλώνονται ακτινωτά. Στη συνέχεια, από το χοριακό πέταλο, και χάρη σε ειδικά κύτταρα, τις τροφοβλάστες, εξορμούνται οι χοριακές λάχνες, στο εσωτερικό των οποίων βρίσκονται τα εμβρυϊκά αγγεία. Οι χοριακές λάχνες διακλαδίζονται και αυτές και έτσι δημιουργούνται οι τελικές ή περιφερικές λάχνες. Εκεί, γίνεται η ανταλλαγή ουσιών μεταξύ των μητρικών ερυθρών αιμοσφαιρίων, που κυκλοφορούν ελεύθερα στο μεσολάχιο χώρο, και των εμβρυϊκών ερυθρών αιμοσφαιρίων, που βρίσκονται μέσα στα εμβρυϊκά τριχοειδή αγγεία των τελικών λαχνών. Η ανταλλαγή αυτή γίνεται κυρίως με τη διαδικασία της

διάχυσης δια μέσου της μεμβράνης των εμβρυϊκών τριχοειδών και της περιλάχνιας τροφοβλάστης (τις λεγόμενες αγγειο-συγκυτιακές μεμβράνες), χωρίς να αναμιχθούν οι δύο κυκλοφορίες.

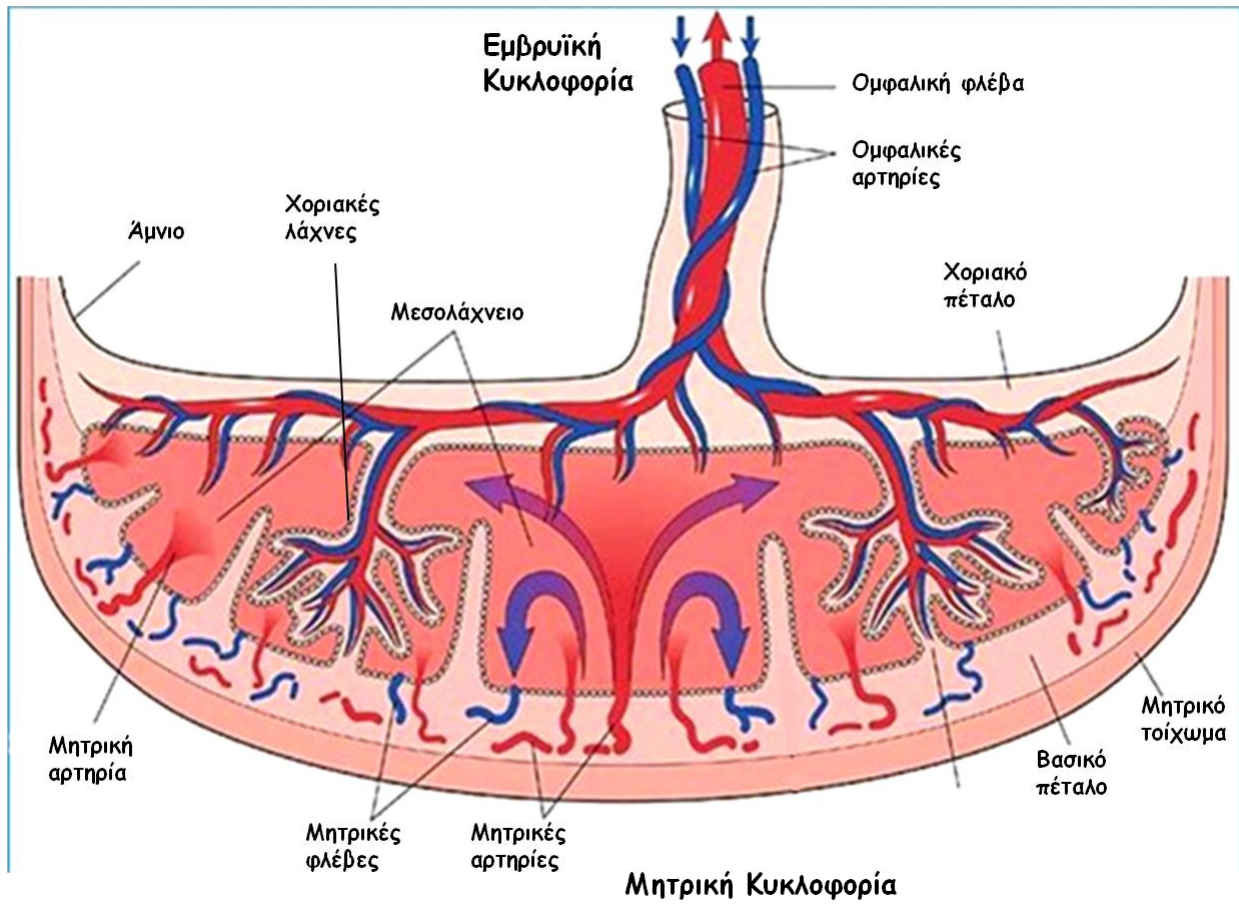


Εικόνα 1.5. Εμβρυϊκές χοριακές λάχνες, όπως φαίνονται σε τομή ώριμου τελειόμηνου πλακούντα, στο μικροσκόπιο. Τα εμβρυϊκά αγγεία βρίσκονται στην επιφάνεια της τελικής λάχνης, πολύ κοντά στον μεσολάχνιο χώρο όπου κυκλοφορεί το μητρικό αίμα. Η ανταλλαγή αερίων και ουσιών γίνεται μέσω των αγγειοσυγκυτιακών μεμβρανών.



Εικόνα 1.6. Εμβρυϊκή χοριακή λάχνη όπως φαίνεται στο σαρωτικό ηλεκτρονικό μικροσκόπιο. Διακρίνονται οι υπομικροσωμικές σπές των αγγειοσυγκυτιακών μεμβρανών, που επιτρέπουν την ανταλλαγή αερίων και ουσιών μεταξύ εμβρυϊκών και μητρικών ερυθρών αιμοσφαιρίων.

Το ανανεωμένο αίμα, πλούσιο, πλέον, σε οξυγόνο, θρεπτικά συστατικά και χρήσιμες ορμόνες, επιστρέφει στην ομφαλική φλέβα και από εκεί στο έμβρυο.



Εικόνα 1.7. Σχηματική αναπαράσταση της κυκλοφορίας του αίματος στον πλακούντα.

1.1.4. Αμνιακός σάκος

Κατά τη διάρκεια της δεύτερης εβδομάδας της κύησης, δημιουργείται στο εσωτερικό της μήτρας, ο αμνιακός σάκος, ο οποίος περικλείει το έμβρυο και τον ομφάλιο λώρο. Ο σάκος αυτός αποτελείται από δύο λεπτές διαφανείς μεμβράνες. Η εξωτερική μεμβράνη ονομάζεται χόριο, ενώ η εσωτερική άμνιο. Ο χώρος ανάμεσα στο άμνιο και το αναπτυσσόμενο έμβρυο ονομάζεται αμνιακή κοιλότητα και περιέχει το αμνιακό υγρό.

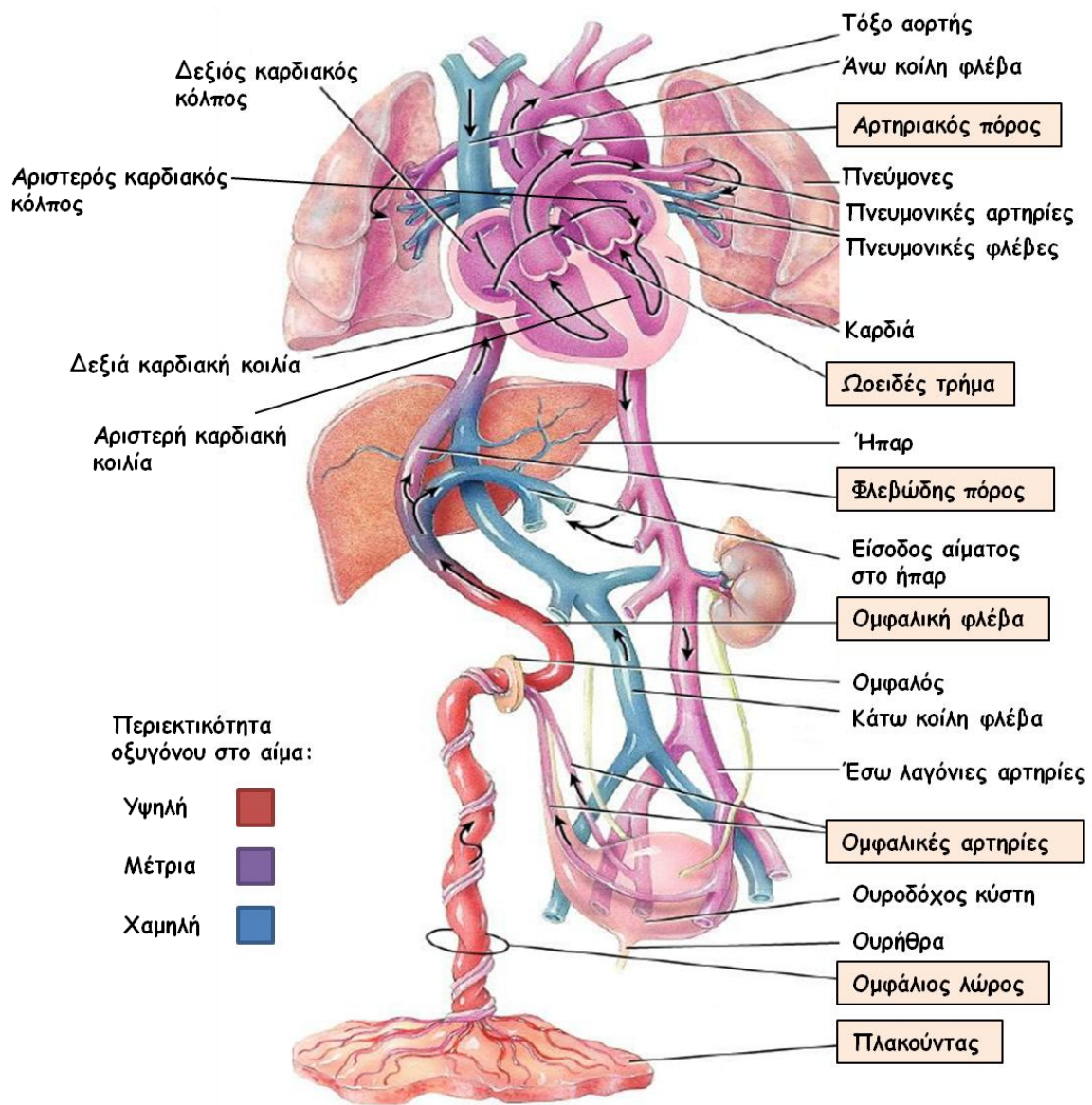


Εικόνα 1.8. Έμβρυο στο εσωτερικό του αμνιακού σάκου.

1.2. Η εμβρυϊκή κυκλοφορία

Το κυκλοφορικό σύστημα στο έμβρυο είναι αρκετά διαφορετικό από αυτό στο ζωντανό οργανισμό. Ο βασικός λόγος που συμβαίνει αυτό, είναι η μη λειτουργία του αναπνευστικού κατά τη διάρκεια της κύησης. Έτσι, παρατηρείται ένας αριθμός αλλαγών και συντομεύσεων ή «βραχυκυκλωμάτων», όπως θα χρησιμοποιούσαμε στην ορολογία των ηλεκτρικών κυκλωμάτων. Πιο συγκεκριμένα, το οξυγονωμένο αίμα εισέρχεται στο έμβρυο από την ομφαλική φλέβα. Περισσότερο από τα δύο τρίτα, αυτού του αίματος κατευθύνεται κατευθείαν στο ήπαρ, ώστε να απορροφηθούν και να μεταβολισθούν εκεί τα θρεπτικά συστατικά. Το υπόλοιπο οδηγείται μέσω του φλεβώδη πόρου (ductus venosus), στην κάτω κοίλη φλέβα (inferior vena cava), όπου αναμιγνύεται με μη οξυγονωμένο αίμα και καταλήγει στο δεξιό κόλπο της καρδιάς. Εκεί το αίμα αναμιγνύεται με επιπλέον μη οξυγονωμένο αίμα, που καταφθάνει ταυτόχρονα στον δεξιό καρδιακό κόλπο από την άνω κοίλη φλέβα. Στην καρδιά του εμβρύου υπάρχει το ωοειδές τρήμα (foramen ovale) το οποίο βρίσκεται ανάμεσα στους δύο κόλπους και επιτρέπει τη διέλευση του αίματος μέσα από αυτό. Από το δεξιό κόλπο, μέρος του αίματος ακολουθεί την κανονική πορεία, δηλαδή κατευθύνεται στην δεξιά κοιλία της καρδιάς και από εκεί στους πνεύμονες μέσω των πνευμονικών αρτηριών. Επειδή όμως, οι πνεύμονες του εμβρύου είναι γεμάτοι με υγρό, παρουσιάζεται πολύ μεγάλη αντίσταση στις πνευμονικές αρτηρίες. Για το λόγο αυτό, στο δεξιό κόλπο της καρδιάς επικρατεί υψηλή πίεση και μέρος του αίματος που βρίσκεται εκεί μεταφέρεται κατευθείαν στον αριστερό κόλπο μέσω του ωοειδούς τρήματος. Από εκεί το αίμα οδηγείται στην αριστερή κοιλία η οποία το ωθεί στην αορτή. Στην αορτή φθάνει επίσης και αίμα από την πνευμονική αρτηρία, καθώς τα δύο αυτά αγγεία συνδέονται μέσω του αρτηριακού ή αλλιώς βοτάλειου πόρου (ductus arteriosus). Το αίμα από την αορτή οδηγείται σε όλο το σώμα του εμβρύου και καταλήγει πάλι στον ομφάλιο λώρο μέσω των ομφαλικών αρτηριών οι οποίες είναι προεκτάσεις των έσω λαγονίων αρτηριών. Χαρακτηριστικό της εμβρυϊκής κυκλοφορίας είναι ότι σε πολλά σημεία, λόγω των πολλών αναμίξεων που συμβαίνουν, το αίμα που

κυκλοφορεί δεν είναι ούτε εντελώς πλούσιο ούτε εντελώς φτωχό σε οξυγόνο, αλλά ένα μείγμα των δύο παραπάνω.



Εικόνα 1.9. Σχηματική αναπαράσταση του εμβρυϊκού κυκλοφορικού συστήματος. Σε πλαίσιο βρίσκονται τα τμήματα που υπάρχουν μόνο στο κυκλοφορικό σύστημα του εμβρύου και εξαφανίζονται μετά τη γέννησή του.

Με τη γέννηση του βρέφους, και την πρώτη του αναπνοή, μειώνεται απότομα η αντίσταση των πνευμόνων και συνακόλουθα η πίεση στον δεξιό καρδιακό κόλπο. Λόγω αυτού, ακολουθεί μία σειρά μηχανισμών η οποία έχει ως αποτέλεσμα την εξαφάνιση του ωοειδούς τρήματος, του φλεβώδους και του αρτηριακού πόρου. Επίσης, μετά την αποκοπή του ομφάλιου λώρου, οι

ομφαλικές αρτηρίες σταδιακά υποστρέφουν και μετατρέπονται στους πλάγιους ομφαλοκυστικούς συνδέσμους, ενώ η ομφαλική φλέβα και η ενδοηπατική της πορεία, ο φλεβώδης πόρος, μετατρέπονται στον στρογγύλο και τον φλεβώδη σύνδεσμο του ήπατος αντίστοιχα.

1.3. Συστροφή του ομφάλιου λώρου

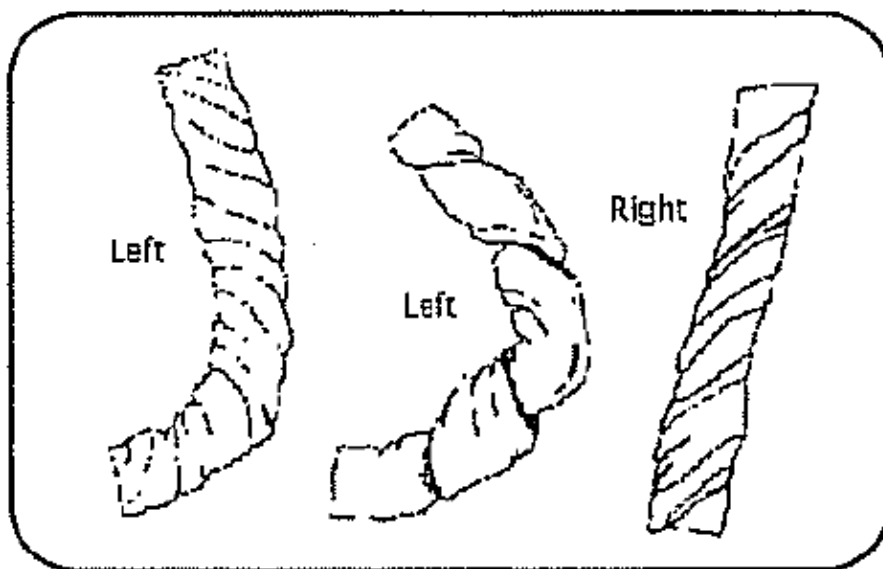
Η συστροφή του ομφάλιου λώρου (*umbilical torsion* ή *cord twisting*) είναι το φαινόμενο που παρατηρείται όταν ο ομφάλιος λώρος στρέφεται γύρω από τον άξονά του, προκαλώντας έτσι την παραμόρφωση του. Η συστροφή εμφανίζεται ήδη από την έκτη εβδομάδα της κύησης και σχηματίζεται πλήρως συνήθως μέχρι την ένατη εβδομάδα. Στην πλειοψηφία των περιπτώσεων, η συστροφή του ομφάλιου λώρου είναι αριστερόστροφη (αντιωρολογιακή) με αναλογία αριστερόστροφων προς δεξιόστροφων να είναι περίπου 7:1. Σπανίως, παρατηρούνται περιπτώσεις, κατά τις οποίες στον ίδιο ομφάλιο λώρο συνυπάρχουν αριστερόστροφη και δεξιόστροφη συστροφή καθώς αλλάζει η φορά της συστροφής σε κάποιο σημείο του [2].



Εικόνα 1.10. Συστροφή του ομφάλιου λώρου.

Τα αίτια της συστροφής του ομφάλιου λώρου παραμένουν ακόμα εν πολλοίς άγνωστα στην επιστημονική κοινότητα, παρά το γεγονός ότι έχουν αναζητηθεί από πολλούς ερευνητές. Λόγω της 7:1 αναλογίας υπέρ των αριστερόστροφων συστροφών, η οποία είναι εξαιρετικά παρόμοια με την

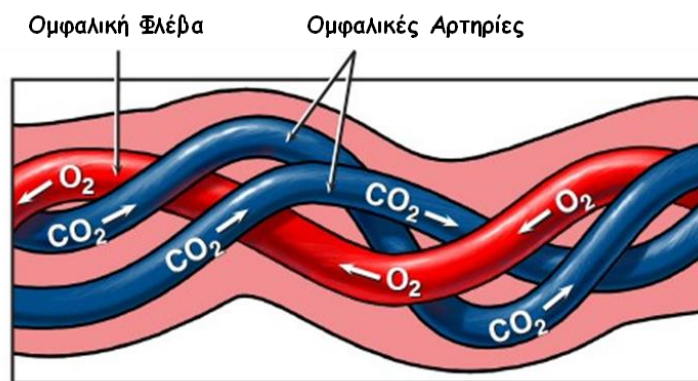
αναλογία δεξιόχειρων προς αριστερόχειρων ανθρώπων, μερικοί επιστήμονες είχαν εκφράσει την υπόθεση πως η συστροφή μπορεί να σχετίζεται με εγκεφαλικές λειτουργίες και συγκεκριμένα, με την οργάνωση του εγκεφάλου και το αν η μητέρα ή το έμβρυο είναι δεξιόχειρας ή αριστερόχειρας. [3] Άλλη θεωρία προτείνει πως η συστροφή σχετίζεται άμεσα με τις δυνάμεις που ασκούνται από την περιστροφή της Γης (όπως το φαινόμενο της δίνης στο νερό - bathtub vortex - όπου η φορά της δίνης σχετίζεται με την περιστροφή της Γης και αλλάζει μάλιστα ανάλογα με το ημισφαίριο που βρισκόμαστε [4]). Σήμερα ωστόσο, και οι δύο παραπάνω υποθέσεις έχουν απορριφθεί από την επιστημονική κοινότητα [2]. Δύο νέες θεωρίες έχουν γίνει δημοφιλείς και δίνουν πιθανές απαντήσεις σε σχέση με τα αίτια της συστροφής. Σύμφωνα με την πρώτη θεωρία η συστροφή οφείλεται στο γεγονός ότι η μία από τις δύο ομφαλικές αρτηρίες αναπτύσσεται ταχύτερα από την άλλη με αποτέλεσμα το όλο σύστημα του ομφάλιου λώρου να συστρέφεται. Η άποψη αυτή υποστηρίζεται και από το γεγονός ότι σπάνια εμφανίζεται συστροφή σε ομφάλιους λώρους με μία μόνο αρτηρία. Η δεύτερη θεωρία υποστηρίζει πως η συστροφή του ομφάλιου λώρου οφείλεται στις κινήσεις και στην περιστροφή του εμβρύου κατά τη διάρκεια της κύησης. Συνεπώς, με βάση αυτή τη θεωρία, όταν παρατηρείται μικρή ή μεγάλη συστροφή του ομφάλιου λώρου, μπορούμε να συμπεράνουμε πως για κάποιο λόγο το έμβρυο ήταν ασυνήθιστα υποκινητικό ή υπερκινητικό αντίστοιχα [2].



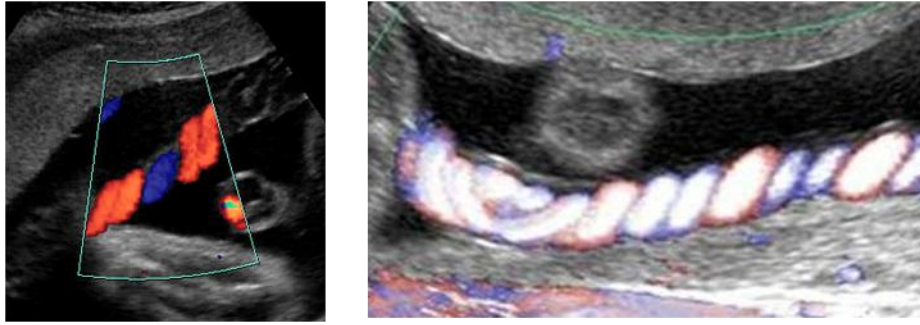
Εικόνα 1.11. Σχηματική αναπαράσταση της συστροφής του ομφάλιου λώρου.

1.4. Αγγειακή ελίκωση του ομφάλιου λώρου

Η ελίκωση του ομφάλιου λώρου (*umbilical coiling*), είναι διαφορετικό φαινόμενο από τη συστροφή. Η συστροφή αναφέρεται στην τάση του ίδιου του ομφάλιου λώρου να στρέφεται γύρω από τον άξονά του. Η ελίκωση αντιθέτως, αναφέρεται στα αγγεία του ομφάλιου λώρου και συγκεκριμένα στην τάση που έχουν λόγω κατασκευής οι δύο αρτηρίες να περιστρέφονται γύρω από την φλέβα δημιουργώντας έτσι σπείρες. Για να κατανοηθεί καλύτερα η διαφορά, μπορούμε να φανταστούμε την πλεξούδα ενός μικρού κοριτσιού. Η δομή που έχει η πλεξούδα αντιστοιχεί στα αγγεία του ομφάλιου λώρου που είναι τυλιγμένα μεταξύ τους. Εάν τώρα, κάποιος στρίψει την πλεξούδα, θα της προκαλέσει συστροφή. Μόλις ελευθερωθούν πάλι τα μαλλιά του κοριτσιού, η συστροφή θα εξαφανιστεί αλλά η δομή της πλεξούδας (δηλαδή η ελίκωση των αγγείων του ομφάλιου λώρου κατ' αντιστοιχία) θα παραμείνει.



Εικόνα 1.12. Σχηματική αναπαράσταση της ελίκωσης των αγγείων του ομφάλιου λώρου.



Εικόνα 1.13. Η ελίκωση των αγγείων του ομφάλιου λώρου όπως φαίνεται σε υπερηχογράφημα.

Ο συσχετισμός της ελίκωσης του ομφάλιου λώρου με την διαδικασία της κύησης και οι επιπτώσεις που μπορεί να προκύψουν από μη φυσιολογικές καταστάσεις ελίκωσης, είναι ένα θέμα που απασχολεί τους ερευνητές εδώ και αρκετό καιρό. Ήδη από το 1521, ο Ιταλός ανατόμος Jacopo Berengario είχε ασχοληθεί με την αγγειακή ελίκωση του ομφάλιου λώρου [5] [6]. Οι πρώτες ενδείξεις που οδήγησαν τους επιστήμονες, τον 20ο αιώνα στη μελέτη της ελίκωσης των αγγείων του ομφάλιου λώρου ήταν ορισμένες περιπτώσεις ενδομήτριων θανάτων και εμβρύων με υπολειπόμενη ανάπτυξη. Σε αυτές τις περιπτώσεις, όλα τα χαρακτηριστικά και οι εξετάσεις των εμβρύων κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης και μετά τη γέννηση έμοιαζαν φυσιολογικά, εκτός από μία ασυνήθιστη ελίκωση του ομφάλιου λώρου. Το 1954 μελετήθηκε η πυκνότητα των σπειρών του ομφάλιου λώρου από τον Dr. Edmonds, ο οποίος και όρισε τον πρώτο δείκτη πυκνότητας της ελίκωσης διαιρώντας τον συνολικό αριθμό των σπειρών δια το μήκος του λώρου. Ο Dr. Edmonds ονόμασε τον δείκτη του “*index of twist*” και χρησιμοποιούσε πρόσημο για να δείχνει την φορά της ελίκωσης, με τις θετικές τιμές να εκφράζουν την ωρολογιακή ελίκωση και τις αρνητικές την αντιωρολογιακή [7].

Κατά τις αρχές της δεκαετίας του 1990 ο Dr. Strong και οι συνεργάτες του μελέτησαν σε βάθος τη σχέση μεταξύ της αγγειακής ελίκωσης του ομφάλιου λώρου και της κατάληξης του εμβρύου, δημοσιεύοντας παράλληλα πολλές μελέτες. Σε συνεργασία με τους Dr. Elliott και Dr. Rabin διεξήγαγαν μία πειραματική έρευνα κατά την οποία προέκυψε το συμπέρασμα ότι τα έμβρυα χωρίς καθόλου ελίκωση των αγγείων του ομφάλιου λώρου (περίπου το 4 - 5% των εμβρύων), είχαν αυξημένη πιθανότητα ενδομητρίου θανάτου, πρόωρου τοκετού, επαναλαμβανόμενων επιβραδύνσεων των καρδιακών παλμών,

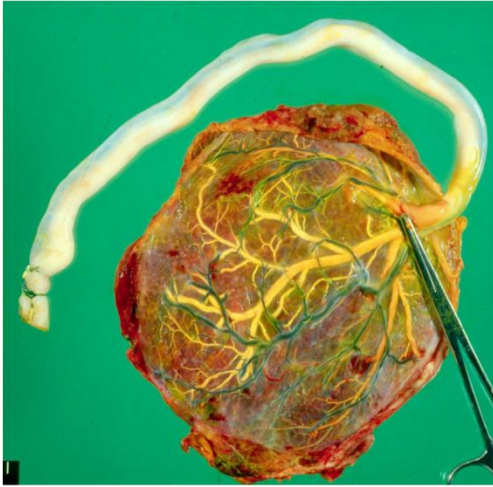
εμβρυϊκής δυσπραγίας, συγγενών ανωμαλιών και επεμβατικών μεθόδων τοκετού. Στο τέλος της μελέτης πρότειναν σχολαστική μελέτη της αγγειακής ελίκωσης του ομφάλιου λώρου κατά τη διάρκεια των υπερηχογραφήματων [8].

Στη συνέχεια ο Dr. Strong και οι συνεργάτες του όρισαν τον δείκτη ομφαλικής ελίκωσης (Umbilical Coiling Index – UCI). Ο δείκτης αυτός είναι η απλουστευμένη μορφή του δείκτη του DR. Edmonds και αποτελεί τον αντικειμενικότερο τρόπο περιγραφής της ελίκωσης ενός ομφάλιου λώρου. Ο υπολογισμός του γίνεται διαιρώντας τον συνολικό αριθμό των περιελίξεων μιας αρτηρίας N_{coils} με το συνολικό μήκος του ομφάλιου λώρου L_{cord} αμέσως μετά τη γέννηση του βρέφους.

$$UCI = \frac{N_{coils}}{L_{cord}}$$

Στατιστικά έχει βρεθεί πως η μέση τιμή του UCI κυμαίνεται περίπου μεταξύ 0,19 και 0,24, δηλαδή περίπου μία περιέλιξη ανά 5 εκατοστά [9] [10] [11]. Οι περισσότερες δημοσιευμένες μελέτες λαμβάνουν ως φυσιολογικές τις τιμές του UCI που βρίσκονται ανάμεσα σε 0,10 και 0,30 [12] [13] [2] [14]. Σε αυτές τις περιπτώσεις, οι ομφάλιοι λώροι χαρακτηρίζονται ως φυσιολογικά ελικομένοι (*normocoiled*). Υποελικωμένοι (*hypocoiled* ή *undercoiled*) ονομάζονται οι ομφάλιοι λώροι με δείκτη UCI μικρότερο του 0,10 και υπερελικωμένοι (*hypercoiled* ή *overcoiled*) αυτοί με UCI μεγαλύτερο του 0,30. Υπάρχουν ωστόσο και αρκετές μελέτες οι οποίες χρησιμοποιούν άλλα όρια του δείκτη UCI για να ορίσουν την υποελίκωση και την υπερελίκωση. Πιο συγκεκριμένα, η κατώτερη φυσιολογική τιμή του UCI λαμβάνεται ανάλογα με τη μελέτη από 0,07 [15] [16] έως 0,17 [17] [11] [10], ενώ η ανώτατη από 0,30 έως 0,37 [17] [10]. Με βάση μία μεγάλη στατιστική μελέτη σχετική με το UCI, βρέθηκε πως το ποσοστό των υποελικωμένων ομφάλιων λώρων ήταν το 13% των μετρήσεων, ενώ οι υπερελικωμένοι αποτελούσαν το 21% [18].

Υποελίκωση



Υπερελίκωση



Εικόνα 1.14. Στις παραπάνω εικόνες φαίνονται οι δύο πλακούντες μαζί με τους ομφάλιους λώρους τους. Για ευκολία κατά την παρατήρηση, τα αγγεία έχουν εμποτιστεί με ειδικές χρωστικές. Οι δύο αυτές περιπτώσεις αποτελούν τυπικά παραδείγματα υποελικωμένου (αριστερά) και υπερελικωμένου (δεξιά) ομφάλιου λώρου.

Τα αίτια της μη φυσιολογικής ελίκωσης των αγγείων του ομφάλιου λώρου δεν έχουν εξακριβωθεί πλήρως και είναι ακόμα αντικείμενο συζήτησης. Για το λόγο αυτό, διεξάγονται μελέτες, οι οποίες προσπαθούν να συσχετίσουν διάφορους παράγοντες με τον δείκτη της ελίκωσης UCI. Πιο συγκεκριμένα, βρέθηκε πως η ύπαρξη μη ελικωμένου και υπερελικωμένου ομφάλιου λώρου ήταν πολύ πιο συχνή σε διαβητικές μητέρες, όπως και το ποσοστό των καισαρικών τομών σε αυτές τις περιπτώσεις [19]. Σε άλλη μελέτη, βρέθηκε πως η υπερελίκωση εμφανίζεται συχνότερα όταν η ηλικία της μητέρας είναι μικρότερη των 18 ή μεγαλύτερη των 35, ενώ η υποελίκωση συνδέεται με παχυσαρκία, διαβήτη της κύησης και προεκλαμψία [17]. Άλλη μελέτη διαπίστωσε σχέση μεταξύ της υπερελίκωσης και της χρήσης κοκαΐνης από την μητέρα [20], ενώ τέλος υπήρξαν και μελέτες στις οποίες δεν βρέθηκε καμία συσχέτιση του UCI με την ηλικία της μητέρας, το βάρος της, τον αριθμό τοκετών, το ολιγοϋδράμνιο ή το βάρος γέννησης. [21] [22].

Αυτό όμως που απασχολεί εντονότερα την επιστημονική κοινότητα, είναι η σχέση που μπορεί να έχει η μη φυσιολογική ελίκωση των αγγείων του ομφάλιου λώρου με κατάληξη του εμβρύου. Η ενδεχόμενη συσχέτιση μεταξύ του UCI και διαφόρων διαταραχών ή ανωμαλιών κατά τη διαδικασία της κύησης, θα μπορούσε να αποτελεί σημαντικό εργαλείο εντοπισμού εμβρύων

που διατρέχουν κίνδυνο. Πρόσφατες μελέτες έδειξαν πως ο UCI σχετίζεται σημαντικά με το αποτέλεσμα της εγκυμοσύνης και πως ο δείκτης αυτός πρέπει να λαμβάνεται σοβαρά υπ' όψιν από τους γιατρούς, καθώς μπορεί να έχει κλινική σημασία [17]. Παρακάτω παρουσιάζονται οι βασικότερες συνέπειες του μη φυσιολογικού UCI, όπως αυτές παρατηρήθηκαν σε διάφορες έρευνες. Επίσης γίνεται μία προσπάθεια να ταξινομηθούν τα αποτελέσματα ανάλογα με το αν αυτά σχετίζονται με την υποελίκωση ή την υπερελίκωση.

Αναλυτικότερα, σύμφωνα με μελέτες βρέθηκε ότι η **αγγειακή υποελίκωση** σχετίζεται με ενδομήτριο θάνατο (IUFD: intrauterine fetal death) [8] [18] [17] [15], διαταραχή εμβρυϊκών καρδιακών παλμών [8] [20] [21], χαμηλό Apgar score [21] [15] [5] [10] [22] [6], συγγενείς ή χρωμοσωμικές ανωμαλίες [8] [15], πρόωρο τοκετό [8] [23] [22], παρουσία μονήρους ομφαλικής αρτηρίας (single umbilical artery) [15], PH της ομφαλικής αρτηρίας μικρότερο του 7,05 [20], επεμβατική μέθοδο τοκετού [8] [20] [15], ανευπλοειδία [12] [15], εμβρυϊκή δυσπραγία [12] [20] [21] [18] [11], παρουσία μηκωνίου στο αμνιακό υγρό [8] [12] [21] [11] [5] [6], χαμηλό δείκτη αμνιακού υγρού [10], περισσότερες εισαγωγές σε μονάδες εντατικής νοσηλείας νεογνών [23] [6] και χαμηλό βάρος του νεογνού [18] [11] [23].

Η αγγειακή υπερελίκωση του ομφάλιου λώρου επίσης έχει συσχετισθεί με ενδομήτριο θάνατο [18] [17] [15], διαταραχή εμβρυϊκών καρδιακών παλμών [12] [14], χαμηλό Apgar score [14] [10], αυξημένη πιθανότητα για συγγενείς ή χρωμοσωμικές ανωμαλίες [15], πρόωρο τοκετό [20] [14] [15], παρουσία μονήρους ομφαλικής αρτηρίας [14] [15], PH της ομφαλικής αρτηρίας μικρότερο του 7,05 [15], επεμβατική μέθοδο τοκετού [14] [22], ανευπλοειδία [15], εμβρυϊκή δυσπραγία [18] [17] [11] [10], παρουσία μηκωνίου στο αμνιακό υγρό [17] [11] [10], χαμηλό δείκτη αμνιακού υγρού [10], χαμηλό βάρος νεογνού [18] [17] [11] [10] αλλά και υπολειπόμενη ενδομήτρια ανάπτυξη του εμβρύου (intrauterine growth restriction) [14] [6], χαμηλό βάρος εμβρύου [15], ενδομήτρια υποξία [15] και εμβρυϊκή θρομβωτική αγγειοπάθεια [18] [15].

Ακολουθεί ένας πίνακας με συγκεντρωμένα τα παραπάνω στοιχεία, σύμφωνα με δημοσιευμένες μελέτες των τελευταίων 20 ετών. Οι έρευνες

αυτές συσχετίζουν την αγγειακή υποελίκωση και υπερελίκωση με διάφορους παράγοντες, οι οποίοι είναι πιθανό να θέσουν το έμβρυο σε κίνδυνο. Για λόγους συντομίας και οικονομίας χώρου, αναφέρονται στον πίνακα μόνο ο χρόνος που δημοσιεύτηκε η κάθε μελέτη και το όνομα του πρώτου από τους συγγραφείς. Περισσότερες πληροφορίες καταγράφονται στον κατάλογο των βιβλιογραφικών παραπομπών.

Πίνακας 1.1. Παρουσιάζονται συγκεντρωτικά τα ευρήματα 15 μελετών που έχουν πραγματοποιηθεί σε χρονικό διάστημα 20 ετών από το 1993 έως το 2013. Τα αποτελέσματα χωρίζονται σε υποελίκωση και υπερελίκωση για κάθε μελέτη, οι οποίες παρουσιάζονται με χρονολογική σειρά.

Year	Author	Coiling abnormality	IUFD	Congenital/ chromosomal abnormality	FHR abnormalities	Fetal distress	Hypoxia/ Asphyxia	Umbilical arterial ph < 7,05	IUGR/ SGA	Abnormal cord insertion	SUA	Low AFI	Meconium in amniotic fluid	FTV	Maternal hypertensive disease	Maternal diabetes	PB	Interventional delivery	Low BW	Low Apgar score
1993	Strong	Hypocoiling Hypercoiling	✓	✓	✓								✓				✓	✓		
1994	Strong	Hypocoiling Hypercoiling		✓		✓							✓							
1995	Rana	Hypocoiling Hypercoiling			✓	✓												✓		
1996	Ercal	Hypocoiling Hypercoiling			✓	✓		✓					✓							✓
1999	Otsubo	Hypocoiling Hypercoiling							✓											
1999	Nishio	Hypocoiling Hypercoiling			✓				✓		✓							✓	✓	✓
2000	Machin	Hypocoiling Hypercoiling	✓			✓								✓					✓	✓
2000	Ezimokhai	Hypocoiling Hypercoiling	✓			✓							✓						✓	✓
2005	Predanic	Hypocoiling Hypercoiling				✓							✓						✓	✓
2006	Gupta	Hypocoiling Hypercoiling				✓							✓		✓					✓
2006	Kashanian	Hypocoiling Hypercoiling				✓						✓	✓						✓	✓
2007	De Laat	Hypocoiling Hypercoiling	✓	✓				✓	✓		✓			✓				✓	✓	✓
2011	Yun Sung	Hypocoiling Hypercoiling																✓	✓	✓
2012	Chitra	Hypocoiling Hypercoiling										✓			✓			✓		✓
2013	Patil	Hypocoiling Hypercoiling											✓					✓		✓
Total foundings		Hypocoiling	4	3	3	5	0	1	0	1	1	2	6	0	2	0	3	4	3	6
Total foundings		Hypercoiling	3	1	2	4	1	1	3	0	2	1	3	2	0	1	3	2	4	2

Υπόμνημα

IUFD	intrauterine fetal death - ενδομήτριος εμβρυϊκός θάνατος
FHR	fetal heart rate - καρδιακοί παλμοί
PB	premature birth - πρόωρος τοκετός
SUA	single umbilical artery - μονήρης ομφαλική αρτηρία
IUGR	intrauterine growth restriction - υπολειπόμενη ενδομήτρια εμβρυϊκή ανάπτυξη
SGA	small for gestational age - λιποβαρές έμβρυο
AFI	amniotic fluid index - δείκτης αμνιακού υγρού
FTV	fetal thrombotic vasculopathy - εμβρυϊκή θρομβωτική αγγειοπάθεια
NICU	neonatal intensive care unit - μονάδα εντατικής νοσηλείας νεογνών
BW	birth weight - βάρος γέννησης
LSCS	lower segment caesarian section - χαμηλή καισαρική τομή

Όλα αυτά τα ευρήματα υποδεικνύουν μία σαφή συσχέτιση μεταξύ της υποελίκωσης και της υπερελίκωσης του ομφάλιου λώρου και των παραπάνω παθογενειών. Ωστόσο η κατάσταση δεν έχει ακόμα ξεκαθαρίσει εντελώς. Ο βασικότερος λόγος είναι ότι τα αποτελέσματα των ερευνών δεν είναι πάντα συνεπή μεταξύ τους καθώς οι νέες μελέτες δεν επιβεβαιώνουν πάντα τις προηγούμενες. Παραδείγματος χάριν, η Dr. de Laat και οι συνεργάτες της, όπως και οι Benirschke και Kaufmann δεν επιβεβαίωσαν τη συσχέτιση μεταξύ του UCI και μηκωνίου στο αμνιακό υγρό [15] [24], σε αντίθεση με άλλες μελέτες [8] [12] [21] [17] [11] [5] [10] [6].

Η κοινή γνώμη που επικρατεί αυτή τη στιγμή, είναι πως ο δείκτης της αγγειακής ελίκωσης του ομφάλιου λώρου UCI θα μπορούσε να αποτελεί εργαλείο των γιατρών για την πρόγνωση του κινδύνου, αλλά χρειάζεται να ακολουθήσουν περισσότερες μελέτες και να αποκτηθούν και άλλα δεδομένα ώστε να επιβεβαιωθεί αυτή η υπόθεση.

2. ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΩΝ ΡΕΥΣΤΩΝ

2.1. Εξισώσεις Navier-Stokes- Εξίσωση Συνέχειας

Οι εξισώσεις Navier-Stokes είναι μη γραμμικές εξισώσεις δεύτερης τάξης. Μπορούν να εκφραστούν είτε για συμπιεστό ρευστό, είτε όπως καταγράφονται παρακάτω στην απλοποιημένη τους μορφή, για ασυμπίεστο ρευστό.

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \rho g_x + \mu \Delta u - \frac{\partial p}{\partial x}$$

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = \rho g_y + \mu \Delta v - \frac{\partial p}{\partial y}$$

$$\rho \frac{Dw}{Dt} = \rho g_z + \mu \Delta w - \frac{\partial p}{\partial z}$$

Όπου Δ είναι ο συντελεστής Laplace:

$$\Delta \equiv \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$$

Η εξίσωση συνέχειας του ρευστού είναι η ακόλουθη.

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0$$

Οι εξισώσεις Navier-Stokes σε συνδυασμό με την εξίσωση της συνέχειας αποτελούν ένα σύστημα 4×4 . Το σύστημα αυτό, είναι εξαιρετικά σημαντικό για την επίλυση ρευστομηχανικών προβλημάτων, όχι μόνο με τον

κλασσικό αναλυτικό τρόπο, αλλά και με μεθόδους αριθμητικής επίλυσης και υπολογιστικής ρευστομηχανικής όπως θα φανεί και σε επόμενα κεφάλαια.

Στην παρούσα εργασία, επιλύονται οι εξισώσεις Navier Stokes μαζί με την εξίσωση της συνέχειας για ασυμπύεστο ρευστό, θεωρώντας το αίμα ως ασυμπύεστο, νευτώννιο ρευστό σταθερού ιξώδους.

2.2. Μόνιμη ροή σε κυλινδρικό σωλήνα

Οι εξισώσεις Navier-Stokes που αναφέρθηκαν παραπάνω μπορούν επιλυθούν μαθηματικά για ροή ρευστού στο εσωτερικό κυλινδρικού σωλήνα κυκλικής διατομής.

Θεωρούμε πως η ροή του ρευστού είναι παράλληλη στον άξονα z, αξονικά συμμετρική και μόνιμη. τότε με τις απλοποιήσεις που προκύπτουν, οι ακριβείς λύσεις των εξισώσεων Navier-Stokes είναι οι εξής.

$$0 = - \frac{\partial p}{\partial r}$$

$$0 = - \frac{1}{r} \frac{\partial p}{\partial \varphi}$$

$$0 = - \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 v_z}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial v_z}{\partial r} \right)$$

Από τις δύο πρώτες προκύπτει το συμπέρασμα πως $p = p(z)$, ότι δηλαδή η πίεση σε μία διατομή του κυλινδρικού σωλήνα είναι σταθερή.

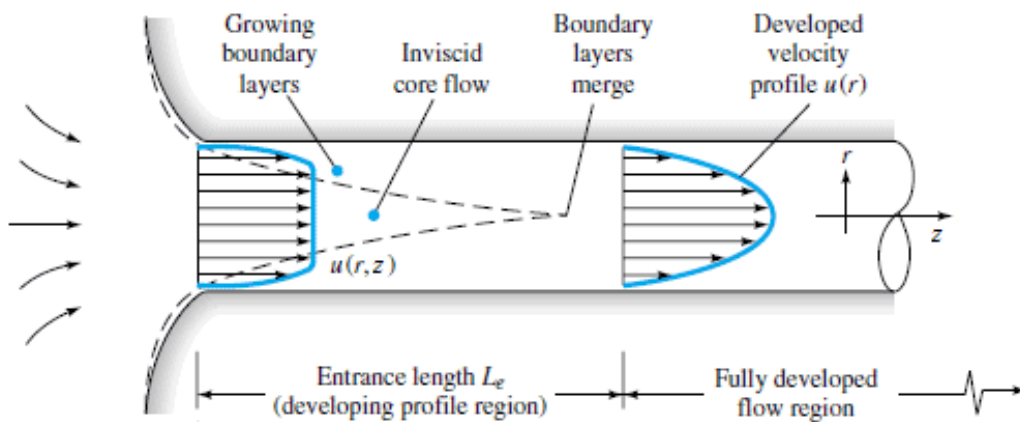
Η τρίτη εξίσωση Navier-Stokes χωρίζεται σε δύο επιμέρους εξισώσεις των οποίων οι τελικές λύσεις δίνονται από τις σχέσεις:

$$p = \frac{p_2 - p_1}{l} z + p_1$$

$$v_z = \frac{p_2 - p_1}{4l\mu} (r^2 - R^2)$$

Όπου p_1, p_2 η πιέσεις στις ακραίες διατομές του σωλήνα με την ροή να κινείται από τη διατομή 1 προς τη διατομή 2. R είναι η ακτίνα του κυλίνδρου και r είναι η ακτίνα του σημείου που υπολογίζουμε και μ το ιξώδες και l το μήκος του σωλήνα.

Από τις παραπάνω σχέσεις μπορούμε να εξάγουμε κάποια σημαντικά συμπεράσματα για τη μόνιμη ροή σε κυλινδρικό σωλήνα. Αρχικά, όπως αναφέρθηκε, η πίεση είναι σταθερή σε μία διατομή και μεταβάλλεται γραμμικά κατά μήκος του άξονα z του κυλίνδρου. Επιπλέον, η πίεση μειώνεται με τη φορά της ροής και επομένως ισχύει ότι $p_1 > p_2$. Τέλος, πολύ βασικό συμπέρασμα είναι το γεγονός πως η κατανομή της ταχύτητας κατά μήκος μιας διατομής είναι παραβολική, όταν η ροή είναι μόνιμη. Στα τοιχώματα, τα σωματίδια του ρευστού έχουν μηδενική ταχύτητα λόγω των τριβών με το τοίχωμα (συνθήκη μη ολίσθησης), ενώ στον κεντρικό άξονα του κυλίνδρου εμφανίζεται η μέγιστη ταχύτητα του ρευστού, όπως φαίνεται και στο σχήμα που ακολουθεί.



Εικόνα 2.1. Σχηματική αναπαράσταση του προφίλ της ταχύτητας για ροή στο εσωτερικό κυλινδρικού αγωγού.

Η μέγιστη ταχύτητα του ρευστού βρίσκεται για $r = 0$, από την παρακάτω σχέση.

$$v_{z \max} = \frac{p_1 - p_2}{4l\mu} R^2$$

Ενώ η μέση ταχύτητα, προκύπτει:

$$(v_z)_m = \frac{v_z \max}{2}$$

Η παροχή του όγκου δίνεται από την παρακάτω σχέση η οποία ονομάζεται και νόμος του Poiseuille, ο οποίος και τη βρήκε πειραματικά σε μελέτες που πραγματοποιούσε για ροή του αίματος σε τριχοειδή αγγεία.

$$\dot{V} = (v_z)_m \pi R^2 = \frac{p_1 - p_2}{8\mu l} \pi R^4$$

Τέλος, δίνονται και οι σχέσεις με τις οποίες υπολογίζονται η πτώση της πίεσης και η διατμητική τάση στο τοίχωμα.

$$\Delta p = p_1 - p_2 = \frac{64 l \rho}{Re D^2} (v_z)_m$$

$$\tau_w = \frac{p_1 - p_2}{2l} R$$

Όπου, D η διάμετρος του σωλήνα και Re ο αριθμός Reynolds που υπολογίζεται από τη σχέση:

$$Re = \frac{(v_z)_m D}{\nu}$$

2.3. Ροή σε καμπύλο αγωγό και δευτερεύουσα ροή

Έχει παρατηρηθεί, πως σε ροές ρευστών σε καμπύλους αγωγούς, προκύπτουν απώλειες οι οποίες είναι μεγαλύτερες από τις αντίστοιχες για ευθείς αγωγούς. Επομένως θα πρέπει να υπάρχει κάποιο φαινόμενο στη ροή το οποίο παρουσιάζεται μόνο όταν η γεωμετρία του αγωγού αναγκάζει το ρευστό να ακολουθήσει καμπύλη πορεία.

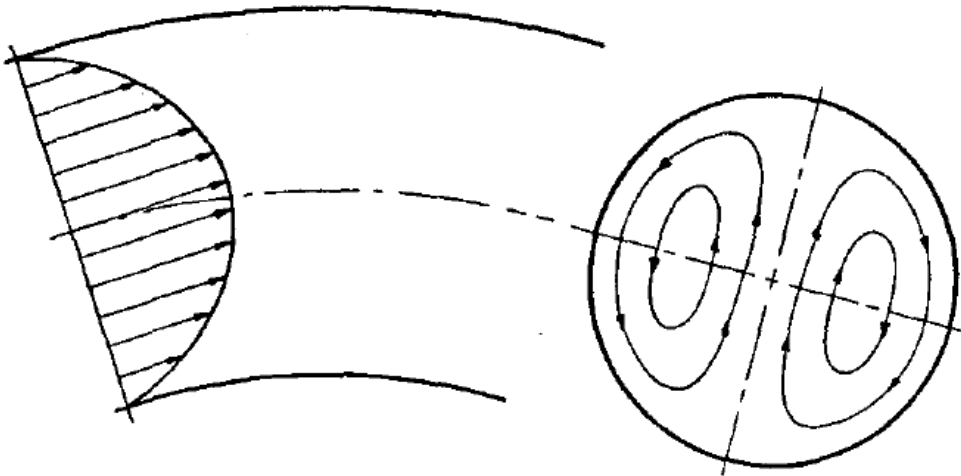
Πολλές μελέτες της κινηματικής των ρευστών γίνονται υποθέτοντας πως η κίνηση του ρευστού είναι μη περιστροφική. Η μη περιστροφική κίνηση χαρακτηρίζεται από μηδενική στροβιλότητα (*vorticity*), η οποία ορίζεται ως το διπλάσιο της γωνιακής ταχύτητας ενός σωματιδίου του ρευστού. Στην πράξη, η υπόθεση αυτή μπορεί να θεωρηθεί σωστή για ροές κατά τις οποίες η στροβιλότητα του ρευστού είναι αρκετά μικρή ώστε να επηρεάζει πολύ λίγο τις απώλειες και τη μορφή των γραμμών ροής και των διανυσμάτων της ταχύτητας.

Ωστόσο κατά τη μελέτη τη ροής σε καμπύλους αγωγούς δεν μπορούμε να λάβουμε την παραπάνω παραδοχή. Ο λόγος είναι πως συχνά στους καμπύλους αγωγούς, παρουσιάζεται έντονο το φαινόμενο της δευτερεύουσας ροής. Λόγω της καμπύλης τροχιάς του αγωγού, ασκούνται στα σωματίδια του ρευστού φυγόκεντρες δυνάμεις (*centrifugal forces*). Οι δυνάμεις αυτές έχουν την τάση να ωθούν τα σωματίδια προς την εξωτερική επιφάνεια του καμπύλου αγωγού και είναι ανάλογες με την ακτίνα της καμπύλης και με το τετράγωνο της ταχύτητας του σωματιδίου. Το μέτρο της φυγόκεντρου δύναμης δίνεται από τον παρακάτω τύπο.

$$F_c = m \frac{v^2}{r} = m \omega^2 r$$

Επειδή λοιπόν τα σωματίδια που βρίσκονται κοντά στον κεντρικό άξονα του αγωγού, έχουν μεγαλύτερο μέτρο της ταχύτητας, οι φυγόκεντρες δυνάμεις που ασκούνται σε αυτά είναι σαφώς μεγαλύτερες. Επομένως, κατά τη ροή ενός ρευστού σε καμπύλο αγωγό, σε τα σωματίδια αυτά έχουν την τάση, εκτός από την κανονική τους κίνηση, να πηγαίνουν προς την εξωτερική

επιφάνεια του αγωγού. Τα σωματίδια που βρίσκονται ήδη εκεί εκτοπίζονται προς την εσωτερική επιφάνεια και στη συνέχεια αναγκαστικά παίρνουν τη θέση τους στο κέντρο, λόγω της συνθήκης συνέχειας του ρευστού. Έτσι, αν εξετάσουμε μία διατομή του αγωγού, παρατηρούμε πως δημιουργούνται κλειστές ελλειπτικές πορείες με τα σωματίδια του ρευστού να εναλλάσσουν θέσεις μεταξύ τους, ακολουθώντας διαδρομή από το κέντρο της διατομής προς τα εξωτερικά τοιχώματα, τα εσωτερικά τοιχώματα και πάλι στο κέντρο. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται δευτερεύουσα ροή σε καμπύλους αγωγούς [25] [26].



Εικόνα 2.2. Σχηματική αναπαράσταση των γραμμών ροής της δευτερεύουσας ροής σε καμπύλο κλειστό αγωγό. Τα σωματίδια του ρευστού κινούνται από τον κεντρικό άξονα προς την εξωτερική επιφάνεια της καμπύλης. Στη συνέχεια ακολουθούν πορεία κοντά στα τοιχώματα και προς την εσωτερική πλευρά του καμπύλου αγωγού. Τέλος επανέρχονται στον κεντρικό άξονα.

3. ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΜΗΧΑΝΙΚΗ

3.1. Εισαγωγή στην Υπολογιστική Ρευστομηχανική

Η υπολογιστική ρευστομηχανική (computational fluid dynamics - CFD) είναι ένας κλάδος της μηχανικής των ρευστών ο οποίος χρησιμοποιεί αριθμητικές μεθόδους επίλυσης και αλγορίθμους ώστε να επιτύχει την επίλυση σύνθετων ρευστομηχανικών αλλά και άλλων προβλημάτων [27]. Η υπολογιστική ρευστομηχανική ουσιαστικά αντικαθιστά τους μαθηματικούς τύπους που διέπουν ένα πρόβλημα με ένα σύστημα απλών αλγεβρικών εξισώσεων. Το πλήθος αυτών των εξισώσεων συχνά είναι πολύ μεγάλο, γεγονός που περιορίζει πάντα την πρακτική εφαρμογή των CFD. Ωστόσο, η ανάπτυξη της πληροφορικής και των ηλεκτρονικών υπολογιστών, έθεσε νέα δεδομένα στην υπολογιστική διαδικασία των επιμέρους εξισώσεων. Ξαφνικά, συστήματα που απαιτούσαν πολύ κόπο και χρόνο, ήταν σε θέση να επιλυθούν με τη χρήση ηλεκτρονικών υπολογιστών. Αυτό με τη σειρά του οδήγησε σε μεγάλη εξέλιξη των υπολογιστικών μεθόδων αλλά και υπολογιστικών προγραμμάτων. Η μεγάλη ανάπτυξη της υπολογιστικής ρευστομηχανικής έγινε τη δεκαετία του 1970 λόγω της ανάγκης να μελετηθεί η αεροδυναμική αεροσκαφών σε διηχητικές ταχύτητες [28]. Εκείνη την περίοδο αναπτύχθηκαν σημαντικοί αλγόριθμοι οι οποίοι και επιλύουν τις εξισώσεις Navier-Stokes των ρευστών, που αναφέρονται σε προηγούμενο κεφάλαιο. Σήμερα υπάρχουν πολλά διαθέσιμα υπολογιστικά πακέτα τα οποία καθιστούν την υπολογιστική ρευστομηχανική, έναν από τους βασικότερους τομείς της μηχανικής των ρευστών.

Η υπολογιστική ρευστομηχανική έχει αποδειχθεί εξαιρετικά αποτελεσματική και βρίσκει εφαρμογές σε πολύ μεγάλο εύρος εφαρμογών. Παρακάτω αναφέρονται μόνο μερικές από αυτές [29]:

- Αεροδυναμική των αεροσκαφών, πυραύλων και των οχημάτων
- Υδροδυναμική των πλοίων και υποβρυχίων
- Παραγωγή ενέργειας σε εργοστάσια και σε αεριοστροβίλους
- Ροή των ρευστών κινητήρες και σε στροβιλομηχανές
- Ηλεκτρολογία, ηλεκτρονικές μηχανές και οι ψυκτικοί μηχανισμοί τους
- Παραγωγή αιολικής ενέργειας με ανεμογεννήτριες
- Πολιτική μηχανική και στατικές κατασκευές
- Περιβαλλοντική μηχανική και κατανομή των ρύπων
- Θερμικές αναλύσεις
- Μετεωρολογία
- Υδρολογία και ωκεανογραφία
- Χημικές αντιδράσεις και πρόβλεψή τους
- Βιοϊατρική ρευστομηχανική
- Μελέτη φυσικών φαινομένων

Υπάρχουν πολλές μέθοδοι επίλυσης προβλημάτων που υπάγονται στην υπολογιστική ρευστομηχανική. Η ακριβής μεθοδολογία διαφέρει ανάλογα με τη συγκεκριμένη μέθοδο που χρησιμοποιείται για την επίλυση του εκάστοτε προβλήματος. Υπάρχει ωστόσο ένας σκελετός βημάτων που ακολουθούνται, ο οποίος παραμένει σταθερός για όλες τις μεθόδους υπολογιστικής ρευστομηχανικής.

3.2. Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Όγκων (Finite Volume Method)

Οι μαθηματικές σχέσεις και οι διαφορικές εξισώσεις που διέπουν τη ροή των ρευστών και αναφέρονται σε προηγούμενο κεφάλαιο, δεν είναι δυνατό να λυθούν σε ένα μεγάλο μέρος των περιπτώσεων των ρευστομηχανικών προβλημάτων. Συγκεκριμένα, όσο πιο πολύπλοκο είναι ένα σύστημα, τόσο πιο δύσκολη γίνεται η αναλυτική μαθηματική του επίλυση· πρακτικά, για αρκετά σύνθετα προβλήματα αυτή καθίσταται αδύνατη. Για το

λόγο αυτό, στην πλειοψηφία των περιπτώσεων επιστρατεύονται μέθοδοι υπολογιστικής ρευστομηχανικής.

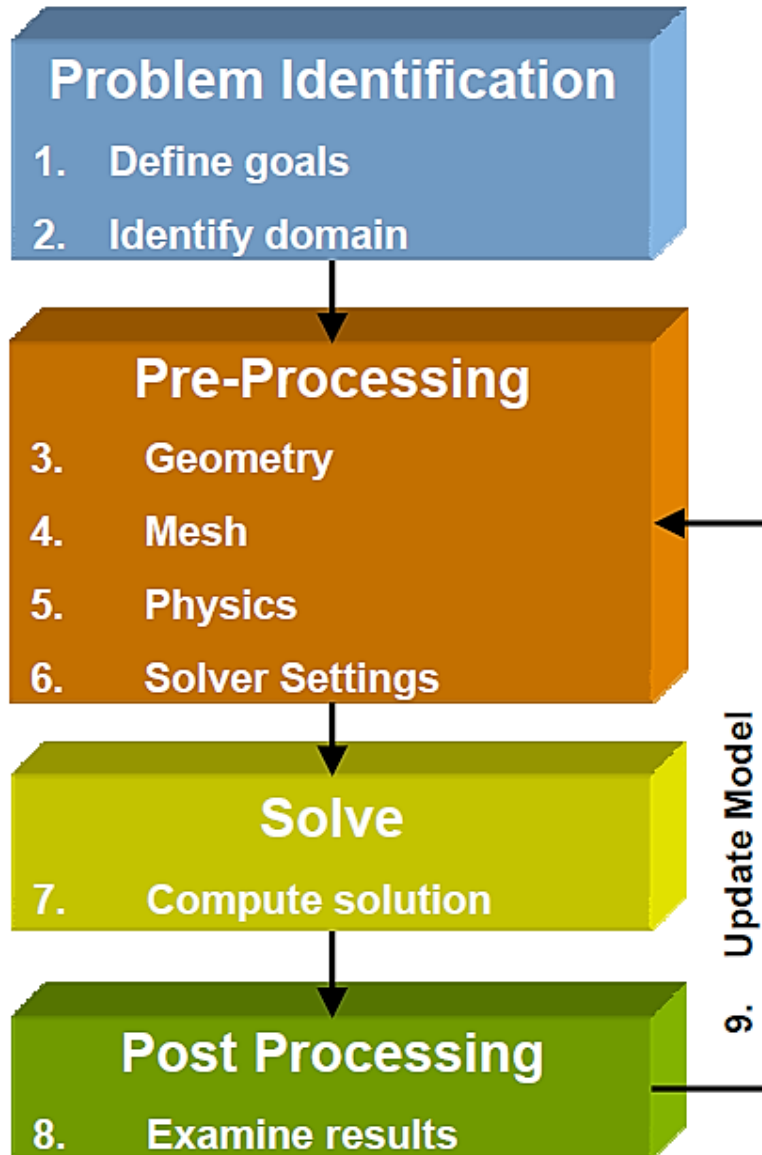
Στην παρούσα εργασία χρησιμοποιήθηκε η *Μέθοδος των Πεπερασμένων Όγκων (Μ.Π.Ο) – Finite Volume Method (F.V.M)*. Η υπολογιστική αυτή μέθοδος, χρησιμοποιείται για την προσέγγιση λύσεων μερικών διαφορικών εξισώσεων και μαζί με τις συγγενείς τις (*μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων και μέθοδος πεπερασμένων διαφορών*) αποτελούν πολύ σημαντικά εργαλεία επιστημονικού υπολογισμού. Η χρήση τους περιλαμβάνει ένα μεγάλο εύρος εφαρμογών σε βιομηχανία και επιστήμη, από την εκτίμηση αντλιών και transistors μέχρι τη μελέτη σεισμικών φαινομένων αλλά και μαύρων τρυπών [30]. Στην παρούσα εργασία μας απασχολεί η χρήση της μεθόδου για την επίλυση ρευστομηχανικών προβλημάτων και συγκεκριμένα για την μελέτη της ροής του αίματος στις ομφαλικές αρτηρίες.

Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Όγκων είναι μία τεχνική αριθμητικής επίλυσης, η οποία μετατρέπει τις μερικές διαφορικές εξισώσεις που εκφράζουν τις αρχές διατήρησης, σε αλγεβρικές εξισώσεις σε πεπερασμένους όγκους [31]. Στα ρευστομηχανικά προβλήματα οι εξισώσεις αυτές είναι το σύστημα εξισώσεων *Navier-Stokes*.

Για την εφαρμογή της Μεθόδου των Πεπερασμένων Όγκων απαραίτητη είναι η χρήση ηλεκτρονικού υπολογιστή. Αρχικά, θα πρέπει να ορισθεί ο γεωμετρικός τόπος για τον οποίο θα λυθεί το πρόβλημα. Αυτό συμβαίνει σε ειδικά προγράμματα σχεδίασης τα οποία ονομάζονται *computed aided design programs (CAD programs)*. Στη συνέχεια όπως και στη μέθοδο πεπερασμένων στοιχείων, απαιτείται η διακριτοποίηση του γεωμετρικού όγκου σε πολλούς επιμέρους μικρούς όγκους οι οποίοι και ονομάζονται στοιχειώδεις όγκοι, στοιχεία ή κελιά. Η διαδικασία αυτή ονομάζεται πλεγματοποίηση (*meshing*) και είναι απαραίτητη καθώς σε αυτούς τους στοιχειώδεις όγκους θα λυθούν οι επιμέρους αλγεβρικές εξισώσεις. Ουσιαστικά, επειδή δεν είναι δυνατή η επίλυση των εξισώσεων σε όλη τη γεωμετρία, επιλύονται ξεχωριστά σε κάθε στοιχειώδη όγκο με την απαίτηση των κοινών λύσεων στα κοινά σημεία και στις κοινές πλευρές των όγκων. Η πλεγματοποίηση γίνεται με ειδικά προγράμματα κατασκευής πλεγμάτων σε

ηλεκτρονικό υπολογιστή. Στη συνέχεια επιλέγεται το είδος της μελέτης συνήθως από κάποιο πακέτο προγράμματος όπως (παραδείγματος χάριν ρευστομηχανική ή στατική μηχανική) και ορίζονται οι φυσικές συνοριακές συνθήκες όπως η αρχική ταχύτητα του ρευστού στην είσοδο της ροής ή η πίεση σε κάποιο σημείο της γεωμετρίας. Τέλος το σύστημα των αλγεβρικών εξισώσεων των στοιχειωδών όγκων, επιλύεται σε ειδικά προγράμματα που ονομάζονται λύτες (*solvers*). Η διαδικασία της επίλυσης επαναλαμβάνεται πολλές φορές, με κάθε επανάληψη να λαμβάνει ως δεδομένα τα αποτελέσματα που υπολογίστηκαν στην προηγούμενη, μέχρι να επιτευχθεί σύγκλιση των αποτελεσμάτων. Τέλος, αφού τελειώσουν οι υπολογισμοί ο χρήστης επεξεργάζεται τα αποτελέσματα που προέκυψαν, πάλι σε ειδικά προγράμματα που ονομάζονται *post-processing programs*. Εδώ δεν πρέπει να ξεχνάμε πως η Μέθοδος των Πεπερασμένων Όγκων είναι μία μέθοδος προσομοίωσης της πραγματικότητας και πως ο μόνος τρόπος να ελεγχθούν τα αποτελέσματα είναι η σύγκριση με τα πραγματικά. Έτσι σε τελικό στάδιο είναι απαραίτητη η επαλήθευση των λύσεων και η διόρθωση των ενδεχόμενων λανθασμένων ρυθμίσεων κατά τη μοντελοποίηση του προβλήματος.

Τα βήματα που ακολουθούνται κατά τη Μέθοδο των Πεπερασμένων Όγκων και που περιγράφηκαν στην προηγούμενη παράγραφο παρουσιάζονται στο διάγραμμα που ακολουθεί [32].



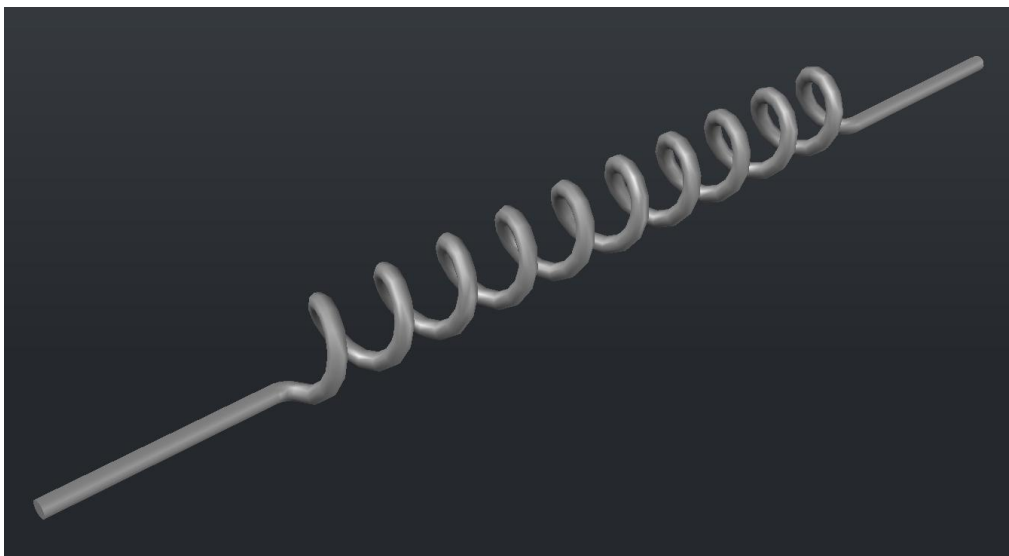
Διάγραμμα 3.1. Τα βήματα που ακολουθούνται κατά την Μέθοδο Πεπερασμένων Όγκων. Στο γαλάζιο πλαίσιο ο χρήστης ορίζει το πρόβλημα. Στο πορτοκαλί πλαίσιο ο χρήστης εργάζεται σε ειδικά προγράμματα όπου κατασκευάζει τη γεωμετρία, το πλέγμα και στη συνέχεια εισάγει τις φυσικές πληροφορίες που θα χρειαστούν για την επίλυση και τις υπολογιστικές ρυθμίσεις. Στη συνέχεια στο κίτρινο πλαίσιο εκτελούνται οι υπολογισμοί από το πρόγραμμα λύτη. Τέλος, στο πράσινο πλαίσιο, ο χρήστης επεξεργάζεται τα αποτελέσματα και επαληθεύει τις αρχικές του ρυθμίσεις.

4. ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ **ΟΜΦΑΛΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ**

4.1. Επιλογή των γεωμετριών των ομφαλικών αρτηριών

Σε αυτή την ενότητα θα παρουσιαστεί η μέθοδος που ακολουθήθηκε για τη γεωμετρική μοντελοποίηση των ομφαλικών αρτηριών. Για τον υπολογισμό των αποτελεσμάτων ήταν απαραίτητη η κατασκευή τριδιάστατων μοντέλων, κάθε ένα από τα οποία θα προσομοίωνε και μία διαφορετική ομφαλική αρτηρία. Επιλέχθηκαν 9 διαφορετικές αρτηρίες, οι οποίες διαφέρουν μεταξύ τους τόσο στον συνολικό αριθμό όσο και στην πυκνότητα των ελικώσεων. Κατ' αυτόν τον τρόπο κατέστη δυνατή η παρατήρηση της συμπεριφοράς της ροής ανάλογα με τον βαθμό ελίκωσης του κάθε μοντέλου αρτηρίας.

Όλα τα τριδιάστατα μοντέλα θεωρήθηκαν ελικοειδείς σωλήνες κυκλικής διατομής. Στην είσοδο και στην έξοδο του κάθε αγωγού προστέθηκαν ισομήκη, ευθεία τμήματα, ώστε η ροή να εισέρχεται και να εξέρχεται ομαλά στο ελικοειδές μέρος, αλλά και για να διατηρείται σταθερό το συνολικό μήκος του αγγείου.

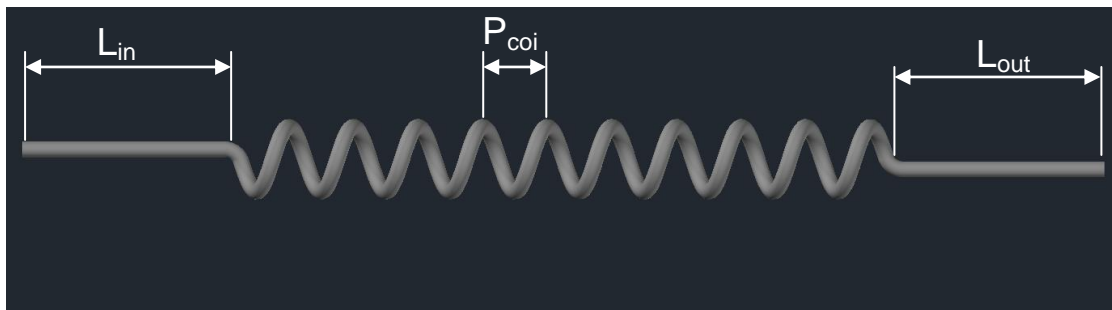


Εικόνα 4.1. Τριδιάστατο μοντέλο προσομοίωσης ομφαλικής αρτηρίας.

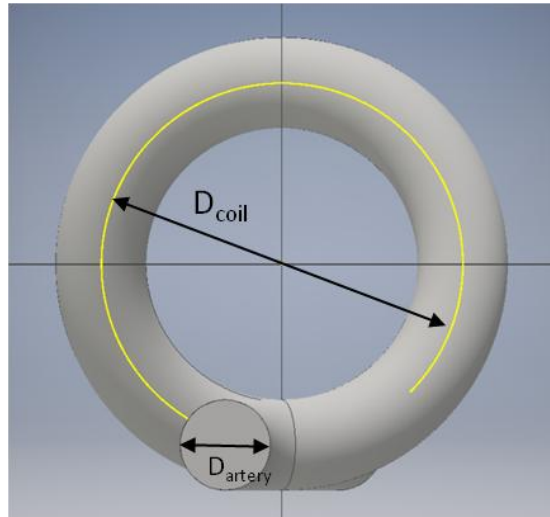
Η μελέτη αναφέρεται σε έμβρυα τα οποία βρίσκονται σε τελικό στάδιο κύησης. Επομένως, τα δεδομένα που λήφθηκαν υπ' όψιν για την μοντελοποίηση των ομφαλικών αρτηριών αντλήθηκαν από στοιχεία πραγματικών εμβρύων με ηλικία κύησης 40 εβδομάδων. Συνεπώς, το συνολικό μήκος της κάθε αρτηρίας, μεταξύ των εισόδων στον ομφάλιο λώρο και στον πλακούντα, θεωρήθηκε $L_{artery} = 600 \text{ mm}$, ενώ για τη διάμετρο της κάθε αρτηρίας λήφθηκε η τιμή $D_{artery} = 4 \text{ mm}$ η οποία θεωρήθηκε ομοιόμορφη και σταθερή κατά μήκος του αγγείου [13]. Επίσης, το μήκος της κάθε σπείρας θεωρήθηκε σταθερό για όλες τις προσομοιώσεις $L_{coil} = 50 \text{ mm}$. Οι ενώσεις οι οποίες συνδέουν τις δύο ακραίες σπείρες και τα ευθεία τμήματα εισόδου και εξόδου, δημιουργήθηκαν με ειδικά κατασκευασμένους συνδέσμους. Για τους συνδέσμους αυτούς επιλέχθηκε ακτίνα $R_e = 4 \text{ mm}$, αφού ελέγχθηκε ότι αυτό το μέγεθος δεν επηρεάζει τα αποτελέσματα των μετρήσεων. Τα παραπάνω δεδομένα διατηρήθηκαν σταθερά σε όλα τα μοντέλα.

Τα γεωμετρικά στοιχεία που μεταβάλλονται μεταξύ των μοντέλων είναι το βήμα και η διάμετρος της κάθε σπείρας P_{coil} και D_{coil} αντίστοιχα, όπως και οι λόγοι: $\lambda = \frac{P_{coil}}{D_{coil}}$ και $\beta = \frac{D_{coil}}{D_{artery}}$. Το μήκος της κάθε σπείρας συνδέει τις μεταβλητές P_{coil} και D_{coil} και εκφράζεται από την παρακάτω σχέση:

$$L_{coil} = \sqrt{(\pi D_{coil})^2 + (P_{coil})^2}$$



Εικόνα 4.2. Μήκος εισόδου (L_{in}), μήκος εξόδου (L_{out}) και βήμα σπείρας (P_{coil}).

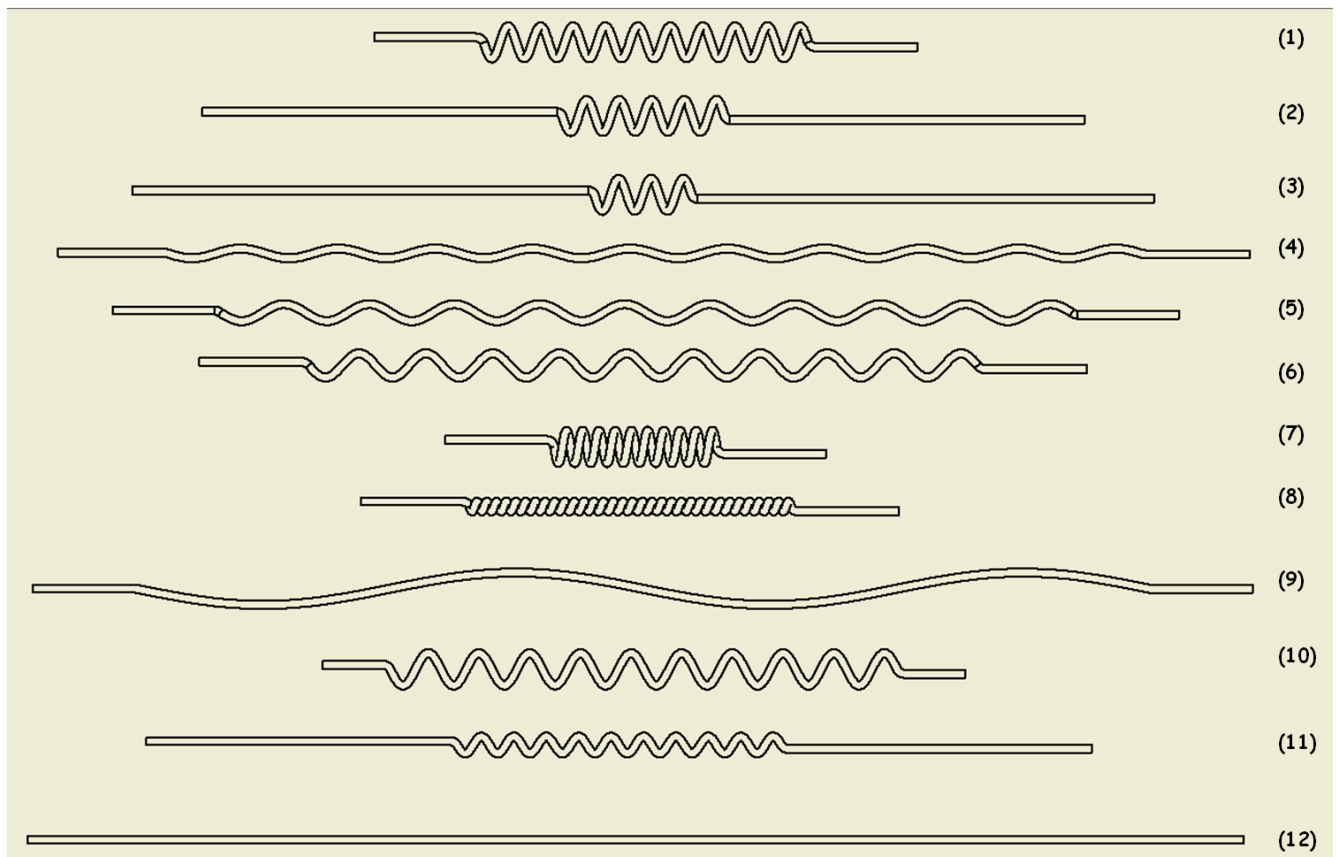


Εικόνα 4.3. Διάμετρος της σπείρας (D_{coil}) και διάμετρος της αρτηρίας (D_{artery}).

Παρακάτω δίνονται πίνακας με τα στοιχεία του κάθε τριδιάστατου μοντέλου ομφαλικής αρτηρίας καθώς και εικόνα με όλα τα μοντέλα συγκεντρωμένα.

Πίνακας 4.1. Τα γεωμετρικά στοιχεία όλων των μοντέλων προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν.

case #	UCI (Ncoils/cm)	N coils	Pitch (mm)	Dcoil (mm)	$\lambda =$ P/Dcoil	X coiling total (mm)	L coiling total (mm)	Lin = Lout (mm)
1	0,625	10	16	16	1	160	528	50
2	0,625	5	16	16	1	80	264	175
3	0,625	3	16	16	1	48	158	225
4	0,208	10	48	4,8	10	480	503	50
5	0,238	10	42	8,4	5	420	496	50
6	0,303	10	33	12	2,75	330	501	50
7	1,25	10	8	16	0,5	80	509	50
8	2,083	33	4,8	4,8	1	158	522	50
9	0,04	2	250	16	15,63	500	510	50
10	0,40	10	25	16	1,56	250	561	30
11	0,625	10	16	8,4	1,90	160	309	150
12	0	0	-	-	-	0	0	-



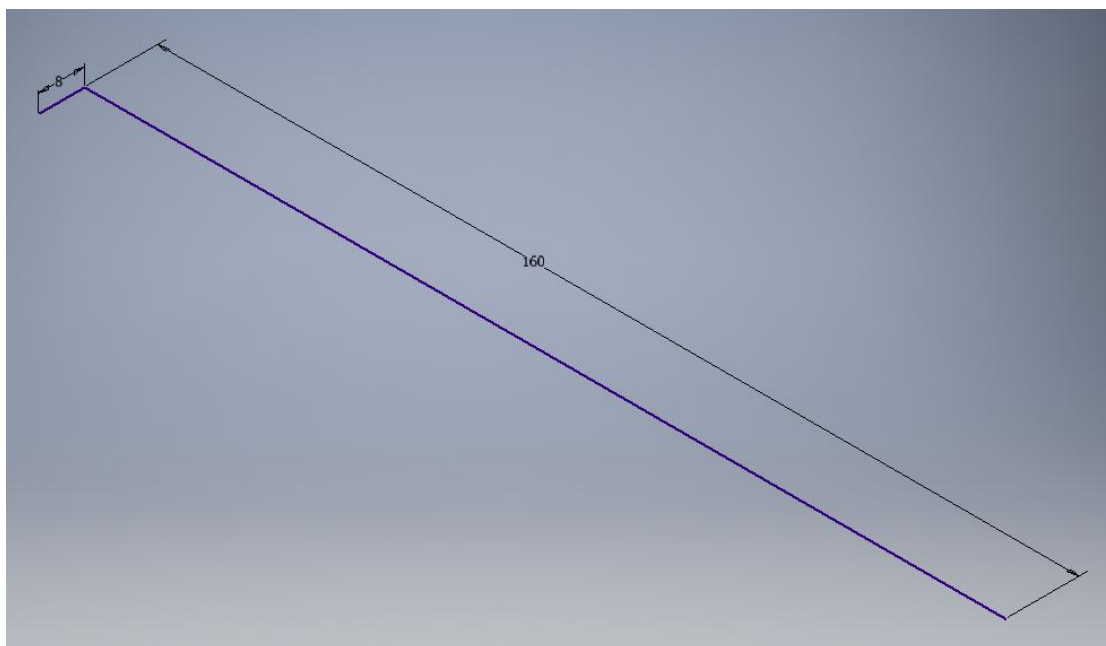
Εικόνα 4.4. Σχέδιο των δώδεκα περιπτώσεων που χρησιμοποιήθηκαν για την προσομοίωση ης ροής του αίματος σε ομφαλικές αρτηρίες.

4.2. Κατασκευή τριδιάστατων μοντέλων σε πρόγραμμα CAD

Η κατασκευή των γεωμετριών των τριδιάστατων μοντέλων των ομφαλικών αρτηριών έγινε με τη χρήση του προγράμματος *Autodesk Inventor Professional 2016*. Οι γεωμετρίες κατασκευάστηκαν αρχικά ως αυτόνομα εξαρτήματα (parts) και αποθηκεύτηκαν σε αρχεία τύπου .ipt. Το κάθε μοντέλο αρτηρίας αποτελείται από τρία μέρη: το ελικοειδές στο κέντρο, τα τμήματα εισόδου-εξόδου στα άκρα και τους συνδέσμους που ενώνουν τα παραπάνω μέρη.

Αρχικά κατασκευάστηκε το ελικοειδές τμήμα. Σε πρώτο στάδιο σχεδιάστηκαν δύο ευθύγραμμα τμήματα σε δισδιάστατο σχέδιο (2D sketch). Το πρώτο ευθύγραμμο τμήμα, σχεδιάστηκε με σαφώς μεγαλύτερο μήκος από

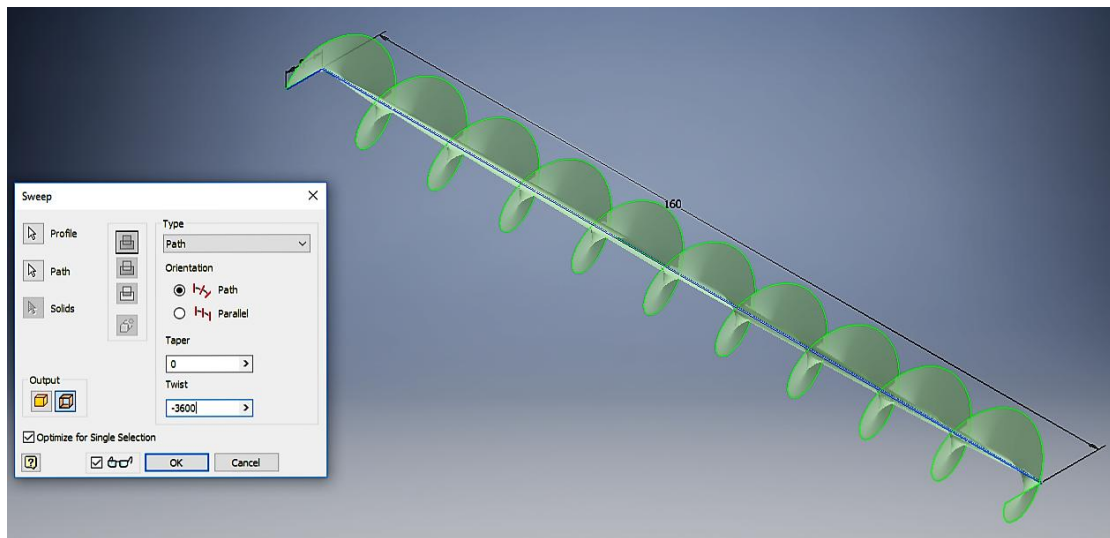
το δεύτερο (160 mm για την περίπτωση 1). Το μήκος αυτό ορίστηκε ως $x_{coiling}$ και αναφέρεται στο τμήμα που η αρτηρία πραγματοποιεί ελίκωση. Το δεύτερο ευθύγραμμο τμήμα σχεδιάστηκε κάθετα στο πρώτο και πρόκειται για την ακτίνα της σπείρας $R_{coil} = D_{coil}/2$ ($R_{coil} = 8$ mm για την περίπτωση 1).



Εικόνα 4.5. Σχέδιο 2D. Το μεγάλο ευθύγραμμο τμήμα είναι το μήκος του μοντέλου που πραγματοποιεί ελίκωση $x_{coiling}$. Το μικρό ευθύγραμμο τμήμα είναι η ακτίνα της σπείρας R_{coil} .

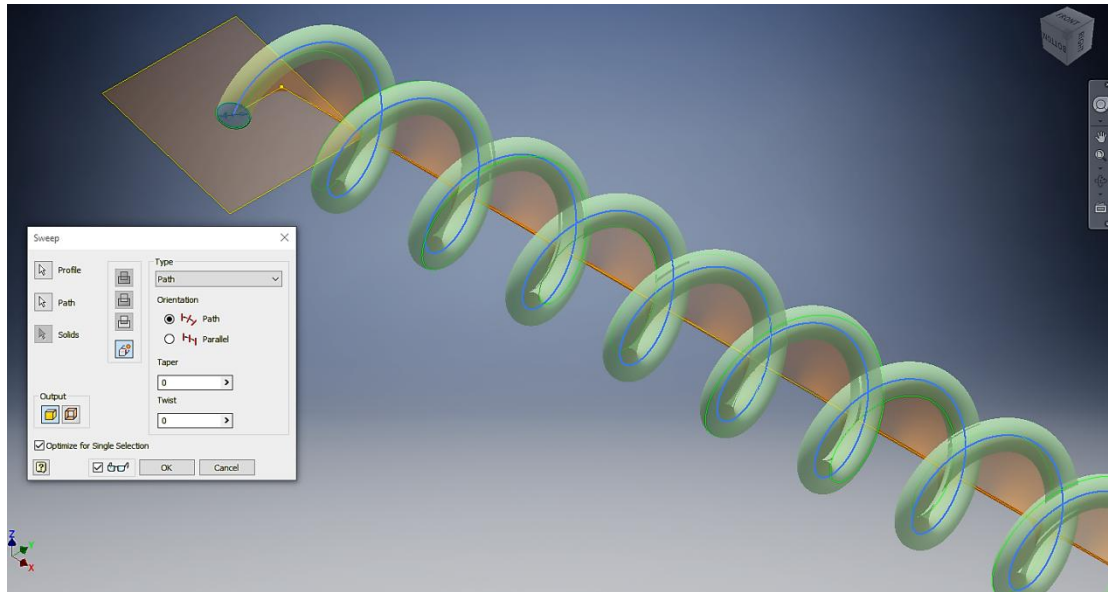
Στη συνέχεια χρησιμοποιήθηκε η εντολή *sweep* με σκοπό την κατασκευή της γραμμής ελίκωσης. Ορίζοντας ως προφίλ (*profile*) την ακτίνα της σπείρας R_{coil} και ως μονοπάτι (*path*) το ευθύγραμμο τμήμα $x_{coiling}$, δημιουργήθηκε μια επιφάνεια. Για να εμφανιστεί η ελίκωση, συμπληρώθηκε και η τιμή στην παράμετρο *twist*. Στην τιμή αυτή, ο χρήστης καταγράφει τον αριθμό των μοιρών, με τις 360° να αποτελούν μία πλήρη περιστροφή. Έτσι εάν για την κατασκευή του γεωμετρικού μοντέλου χρειάζονται πχ: δύο πλήρεις σπείρες η παράμετρος *twist* πρέπει να λάβει την τιμή 720° , για τρεις σπείρες 1080° και ούτω καθ' εξής. Το πρόσημο των μοιρών καθορίζει εάν η φορά της ελίκωσης θα είναι αριστερόστροφη (αρνητικό) ή δεξιόστροφη (θετικό). Επειδή γενικά, η ελίκωση των ομφαλικών αρτηριών έχει αριστερόστροφη φορά [1], η παράμετρος *twist* έλαβε για όλες τις περιπτώσεις αρνητική τιμή. Έτσι για την

περίπτωση 1 όπου ο αριθμός των σπειρών είναι $N_{coil} = 10$, η παράμετρος $twist$ της εντολής $sweep$ έλαβε την τιμή $-(3 * 360) = -3600^\circ$.



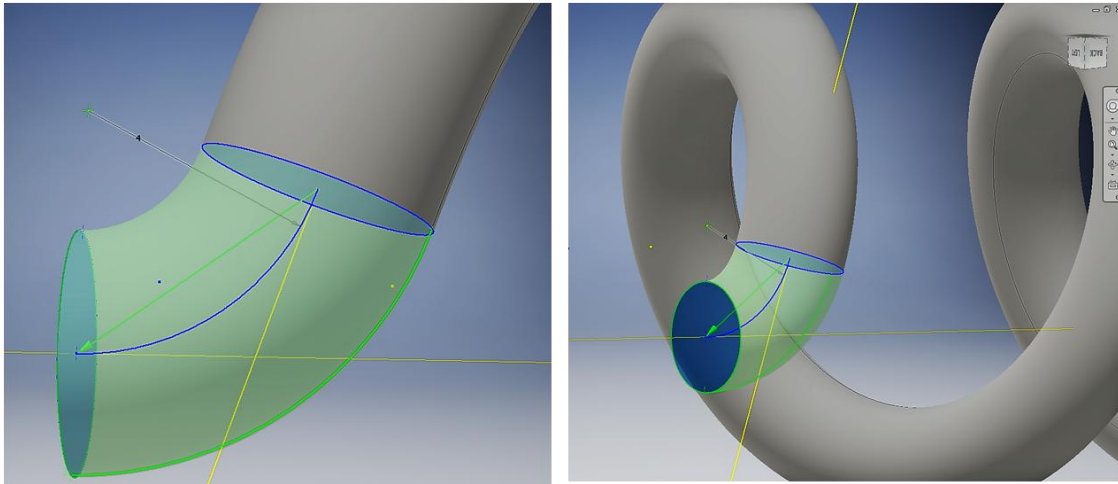
Εικόνα 4.6. Η γραμμή ελίκωσης όπως προέκυψε μετά την πρώτη εντολή $sweep$ για την περίπτωση 1, με $profile$ την ακτίνα $R_{coil} = 8\text{ mm}$, $path$ το ευθύγραμμο τμήμα $x_{coiling} = 160\text{ mm}$, και τιμή της παραμέτρου $twist = -3600^\circ$.

Κατόπιν χρησιμοποιήθηκε και πάλι η εντολή $sweep$. Αυτή τη φορά ως $profile$ χρησιμοποιήθηκε μία κυκλική επιφάνεια στην αρχή της ήδη κατασκευασμένης γραμμής ελίκωσης. Η κυκλική επιφάνεια αυτή αντιπροσώπευε τη διατομή της ομφαλικής αρτηρίας. Ο κύκλος που όρισε την επιφάνεια αυτή, σχεδιάστηκε με κέντρο το άκρο της γραμμής ελίκωσης και κάθετα σε αυτή, με διάμετρο $d = D_{artery} = 4\text{ mm}$. Ως $path$ χρησιμοποιήθηκε η ίδια η γραμμή ελίκωσης. Αυτή τη φορά δεν χρειάστηκε η παράμετρος $twist$.



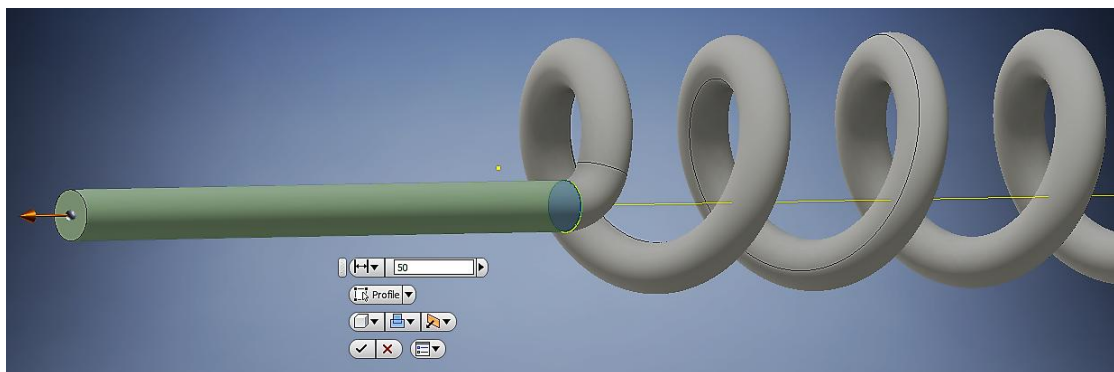
Εικόνα 4.7. Η κατασκευή του ελικοειδούς τμήματος του γεωμετρικού μοντέλου έγινε με χρήση της εντολής *sweep* για δεύτερη φορά. Ως *profile* χρησιμοποιήθηκε η κυκλική επιφάνεια στην αρχή της γραμμής ελίκωσης, ενώ ως *path* η ίδια η γραμμή ελίκωσης.

Επόμενο βήμα ήταν η δημιουργία των συνδέσμων. Για την κατασκευή τους χρησιμοποιήθηκε η εντολή *loft* με την οποία ενώθηκαν δύο κυκλικές επιφάνειες. Η πρώτη ήταν το άκρο της ελίκωσης ενώ η δεύτερη σχεδιάστηκε κάθετη στον οριζόντιο άξονα x . Ως *path* ορίστηκε ένα τόξο κύκλου ακτίνας 4 mm, το οποίο συνέδεε τα κέντρα των δύο παραπάνω κυκλικών επιφανειών. Το τόξο αυτό επίσης, σχεδιάστηκε με την ιδιότητα να εφάπτεται στους κάθετους άξονες των κυκλικών επιφανειών, ακριβώς στα κέντρα των επιφανειών αυτών.



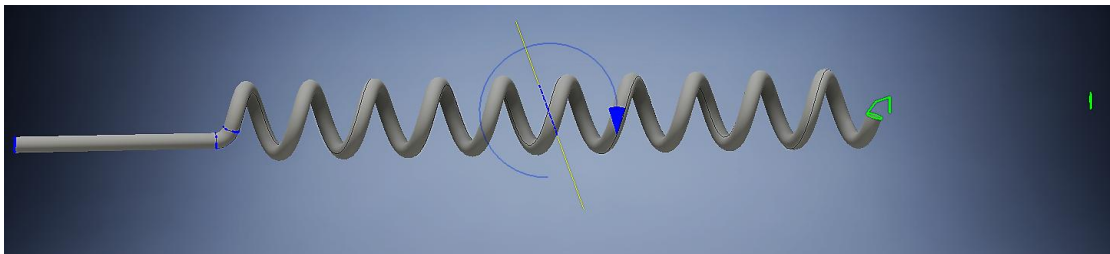
Εικόνα 4.8. Κατασκευή του συνδέσμου με την εντολή *Loft*. Η εντολή αυτή συνδέει τις δύο κυκλικές επιφάνειες μέσω ενός μονοπατιού (*path*). Εδώ, ως *path* χρησιμοποιήθηκε το εικονιζόμενο τόξο κύκλου, ακτίνας 4mm, με την ιδιότητα να εφάπτεται στους κάθετους στις δύο κυκλικές επιφάνειες άξονες.

Στη συνέχεια ακολούθησε η κατασκευή του τμήματος εισόδου. Το τμήμα αυτό του αγωγού είναι ένας απλός κυλινδρικός αγωγός, ο οποίος και κατασκευάστηκε με την εντολή *extrude*. Ως επιφάνεια προς εξαγωγή, ορίστηκε η ελεύθερη κυκλική επιφάνεια του συνδέσμου, ενώ το μήκος L_{in} ορίστηκε ανάλογα με την περίπτωση ώστε το συνολικό μήκος του αγωγού να παραμένει σταθερό και ίσο με $L_{tot} = 600\text{ mm}$ (στην περίπτωση 1, έχουμε $L_{in} = 50\text{ mm}$).



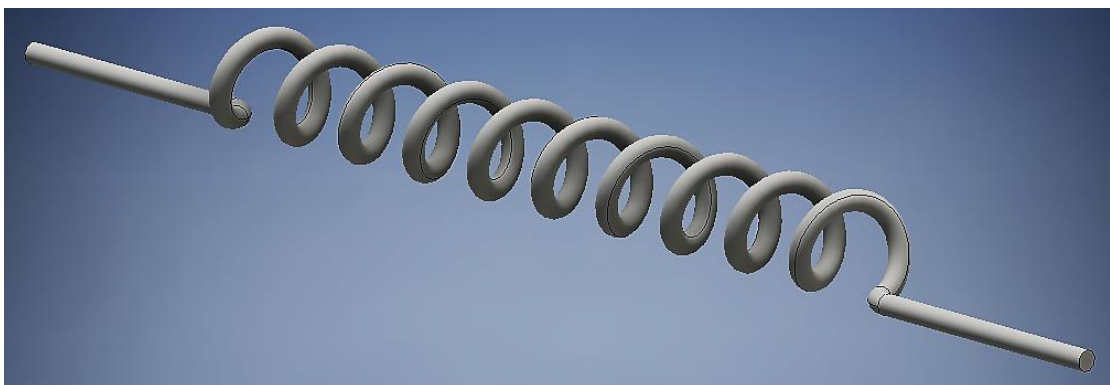
Εικόνα 4.9. Κατασκευή του τμήματος εισόδου του μοντέλου της αρτηρίας, με χρήση της εντολής *Extrude*.

Έως τώρα με την διαδικασία που έχει ακολουθηθεί, έχουν κατασκευαστεί μόνο το τμήμα εισόδου και ο σύνδεσμός του. Το τελικό στάδιο για την κατασκευή του γεωμετρικού μοντέλου της ομφαλικής αρτηρίας, ήταν η δημιουργία συνδέσμου και ευθέος τμήματος και στην πλευρά της εξόδου. Αν και τα τμήματα αυτά, θα μπορούσαν να κατασκευαστούν από την αρχή, ακολουθήθηκε μία σαφώς πιο σύντομη διαδικασία. Τα ήδη κατασκευασμένα αυτά μέρη της πλευράς εισόδου αναπλάσθηκαν συμμετρικά στην πλευρά της εξόδου. Αυτό έγινε με τη εντολή *circular pattern*, κατά την οποία ζητήθηκε από το πρόγραμμα να δημιουργήσει εκ νέου τον σύνδεσμο και το τμήμα εισόδου περιστρεμμένα κατά 180° σε σχέση με άξονα περιστροφής που περνούσε από το κέντρο του μοντέλου.



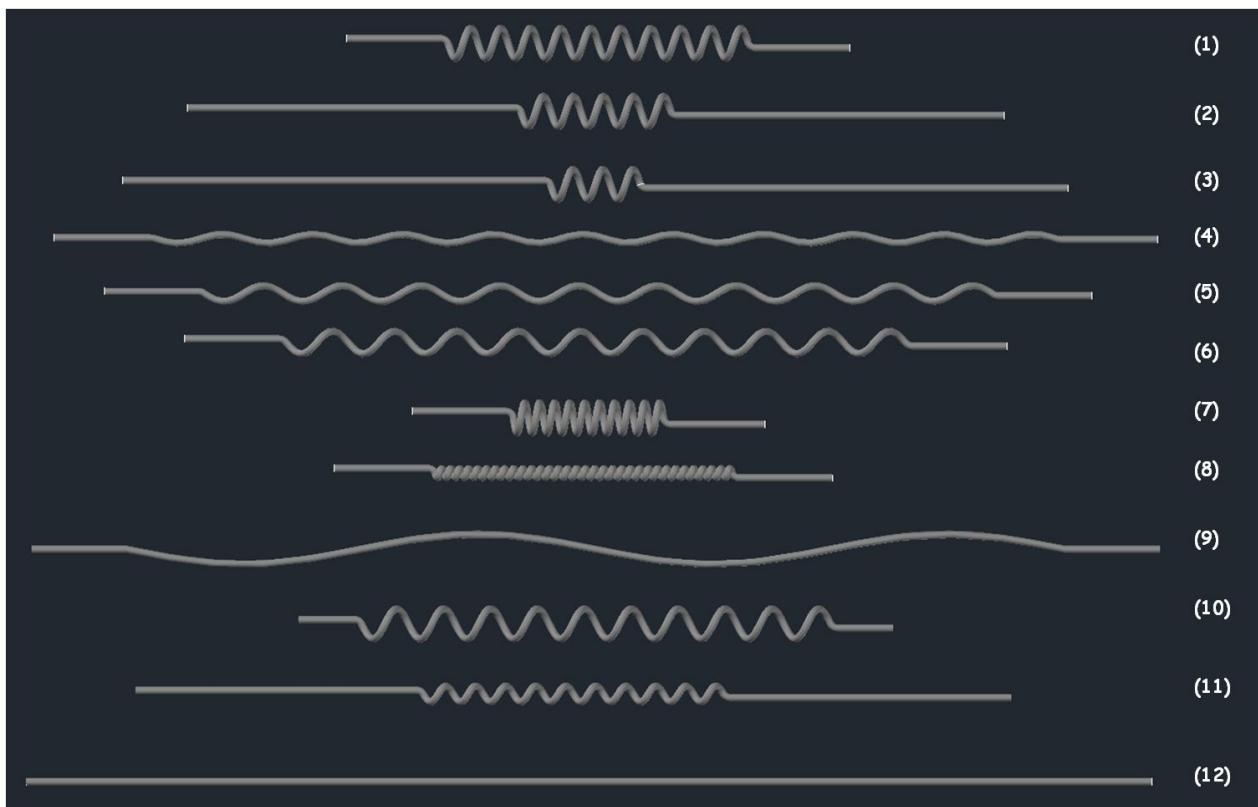
Εικόνα 4.10. Κατασκευή του ευθέος τμήματος εξόδου και του συνδέσμου του με χρήση της εντολής *circular pattern*.

Έτσι προέκυψε η τελική γεωμετρία του ενός μοντέλου προσομοίωσης της ομφαλικής αρτηρίας (περίπτωση 1).



Εικόνα 4.11. Τελική γεωμετρία του μοντέλου. Περίπτωση 1.

Η ίδια διαδικασία ακολουθήθηκε και για τα υπόλοιπα μοντέλα, αλλάζοντας κάθε φορά τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά ανάλογα με την περίπτωση. Στην παρακάτω εικόνα παρατίθενται συγκεντρωμένες οι δώδεκα περιπτώσεις γεωμετριών που χρησιμοποιήθηκαν για την προσομοίωση της ροής του αίματος στις ομφαλικές αρτηρίες.



Εικόνα 4.12. Τα δώδεκα γεωμετρικά μοντέλα με τα διαφορετικά είδη και βαθμούς ελίκωσης, που χρησιμοποιήθηκαν για την προσομοίωση ομφαλικών αρτηριών.

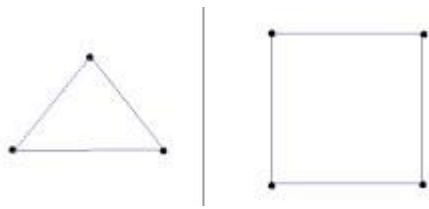
5. ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΤΩΝ ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ ΤΩΝ ΟΜΦΑΛΙΚΩΝ ΑΡΤΗΡΙΩΝ

5.1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΗΝ ΠΛΕΓΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ

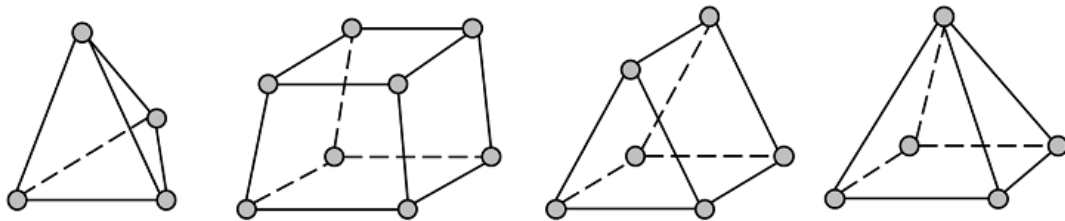
Με τον όρο πλεγματοποίηση εννοούμε τη διακριτοποίηση ενός γεωμετρικού τόπου σε απλές μικρές στοιχειώδεις επιφάνειες και όγκους. Τα παραπάνω ονομάζονται και στοιχεία, ενώ στο σύνολό τους συνθέτουν το πλέγμα (mesh). Η διαδικασία αυτή είναι απαραίτητη ώστε να μπορέσει να μοντελοποιηθεί το πεδίο της ροής.

Οι στοιχειώδεις αυτές επιφάνειες είναι συνήθως τρίγωνα ή τετράπλευρα, ενώ οι όγκοι μπορεί να είναι τετράεδρα, εξαέδρα, πυραμίδες, πρίσματα ή συνδυασμός των παραπάνω, ανάλογα με την γεωμετρία που χρειάζεται να καλυφθεί. Οι μαθηματικές εξισώσεις επιλύονται για κάθε στοιχείο του πλέγματος ξεχωριστά με την απαίτηση της συνέχειας των λύσεων στους κοινούς κόμβους, ακμές και επιφάνειες των γειτονικών στοιχείων του πλέγματος.

Τα πλέγματα μπορούν να κατηγοριοποιηθούν βάσει κριτηρίων όπως οι διαστάσεις τους, η επιλογή των στοιχείων τους η δομή τους και η μέθοδος δημιουργίας τους. Με τον όρο διαστάσεις, εννοούμε όχι το μέγεθος του πλέγματος αλλά εάν αυτό είναι δισδιάστατο ή τριδιάστατο. Τα δισδιάστατα στοιχεία (τρίγωνα και τετράπλευρα) χρησιμεύουν στην πλεγματοποίηση δισδιάστατων εφαρμογών αλλά και για τις επιφάνειες των τριδιάστατων γεωμετρικών τόπων. Το είδος των στοιχείων αναφέρεται στο σχήμα και στο μέγεθος των στοιχειωδών όγκων και επιφανειών και μπορεί να μεταβάλλεται ανάλογα με την εφαρμογή και τη γεωμετρία.



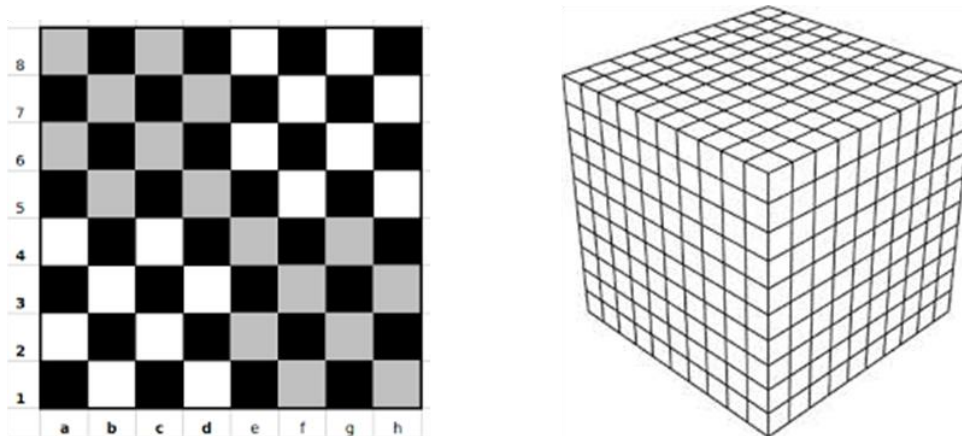
Εικόνα 5.1. Δισδιάστατα στοιχεία: τρίγωνο, τετράπλευρο



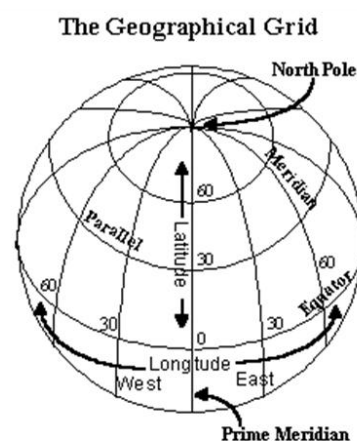
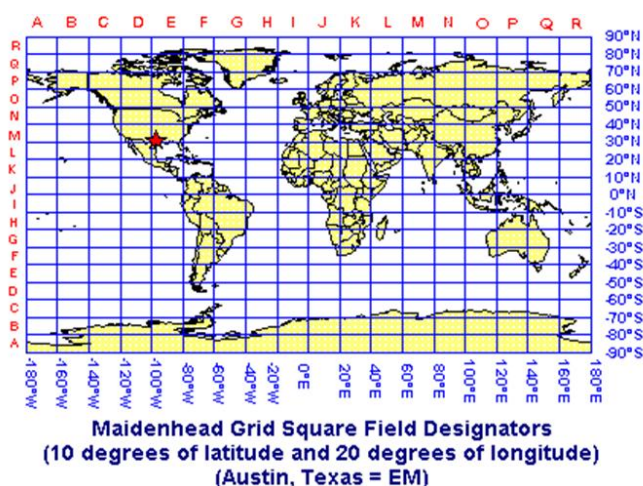
Εικόνα 5.2. Τριδιάστατα στοιχεία: τετράεδρο, εξάεδρο, τριγωνικό πρίσμα, πυραμίδα.

Με βάση τη δομή τους τα πλέγματα κατηγοριοποιούνται σε δομημένα (structured) και μη δομημένα (unstructured).

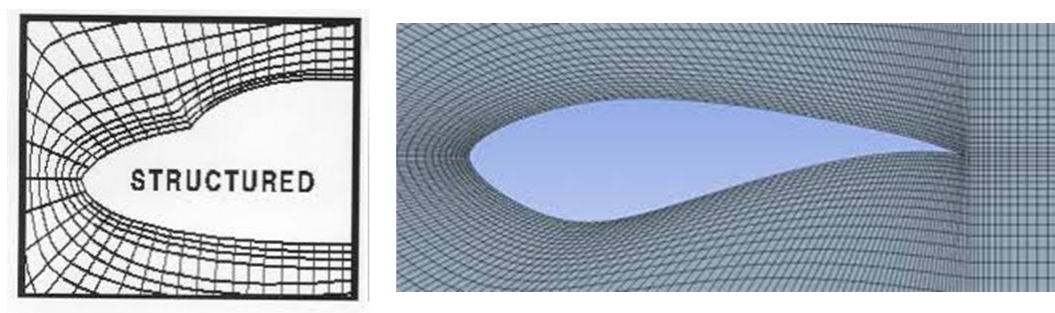
Δομημένο θεωρείται ένα πλέγμα του οποίου όλες οι εσωτερικές κορυφές (κόμβοι) των στοιχείων είναι τοπογραφικά παρόμοιες. Έτσι επιτρέπουν την εύκολη αρίθμηση και τον καθορισμό των θέσεων των κόμβων και των στοιχείων του πλέγματος, συνήθως με χρήση απλών συντεταγμένων. Το γεγονός αυτό με τη σειρά του καθιστά πολύ εύκολη τη χρήση των δεδομένων του πλέγματος, όπως για παράδειγμα ποιες κορυφές μοιράζονται ένα στοιχείο. Απλουστευμένα, τα δομημένα πλέγματα θα μπορούσαν να χαρακτηριστούν ως πιο «τακτικά» από τα μη δομημένα, γεγονός που τους προσδίδει πολλά πλεονεκτήματα όπως ταχύτητα υπολογισμού και εύκολη πρόσβαση σε δεδομένα. Τα δομημένα πλέγματα χρησιμοποιούνται και σε πολλές εφαρμογές και εκτός υπολογιστικών μεθόδων. Χαρακτηριστικό παράδειγμα δισδιάστατου δομημένου πλέγματος αποτελεί μία σκακιέρα, ενώ τριδιάστατου ένα κανονικό κυβικό πλέγμα (regular cubical grid).



Εικόνα 5.3. Η σκακιέρα και το κανονικό κυβικό πλέγμα (regular cubical grid) αποτελούν δύο παραδείγματα 2D και 3D δομημένων πλεγμάτων αντίστοιχα. Οι ακριβείς θέσεις των κόμβων και των στοιχείων του πλέγματος μπορούν εύκολα να προσδιοριστούν με τη γνώση γραμμής και στήλης ή των συντεταγμένων i, j, k .

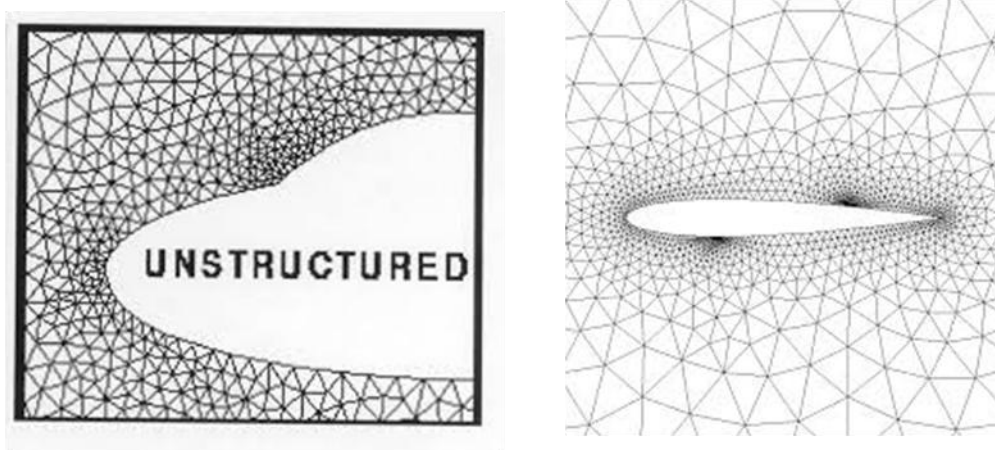


Εικόνα 5.4. Πλεγματοποίηση χρησιμοποιείται και στη γεωγραφία. Στις παραπάνω εικόνες φαίνεται η διακριτοποίηση των επιφανειών του παγκόσμιου χάρτη και της επιφάνειας της Γης με δομημένα πλέγματα.

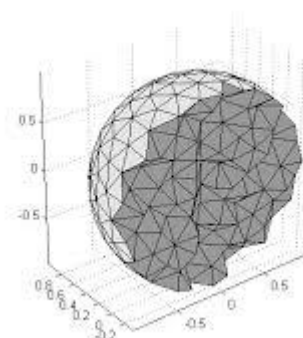


Εικόνα 5.5. Δισδιάστατα δομημένα πλέγματα σε περιοχή γύρω από αεροτομή. Οι κορυφές των στοιχείων είναι τοπογραφικά παρόμοιες.

Μη δομημένο θεωρείται το πλέγμα του οποίου οι κορυφές των στοιχείων βρίσκονται σε αυθαίρετα σημεία στο γεωμετρικό τόπο και δεν υπάρχει συγκεκριμένος τρόπος ή μοτίβο ώστε να καθοριστούν οι γειτνιάσεις του κάθε στοιχείου του πλέγματος [33] [34]. Για το λόγο αυτό τα μη δομημένα πλέγματα καθιστούν αναγκαία την χρήση περισσότερων πόρων κατά τους υπολογισμούς καθώς απαιτείται η αποθήκευση των σχέσεων του κάθε στοιχείου ξεχωριστά με τα γειτονικά του. Παρ' όλα αυτά, τα μη δομημένα πλέγματα χρησιμοποιούνται πολύ συχνά, καθώς προσφέρουν ομαλότερη μετάβαση των στοιχείων τους, ενώ μπορούν να προσαρμόζονται ευκολότερα σε πολύπλοκες γεωμετρίες. Κατ' αντιστοιχία θα μπορούσαμε να πούμε, ότι τα μη δομημένα πλέγματα είναι πιο «ακατάστατα», γεγονός που τα κάνει όμως και περισσότερο ευέλικτα.



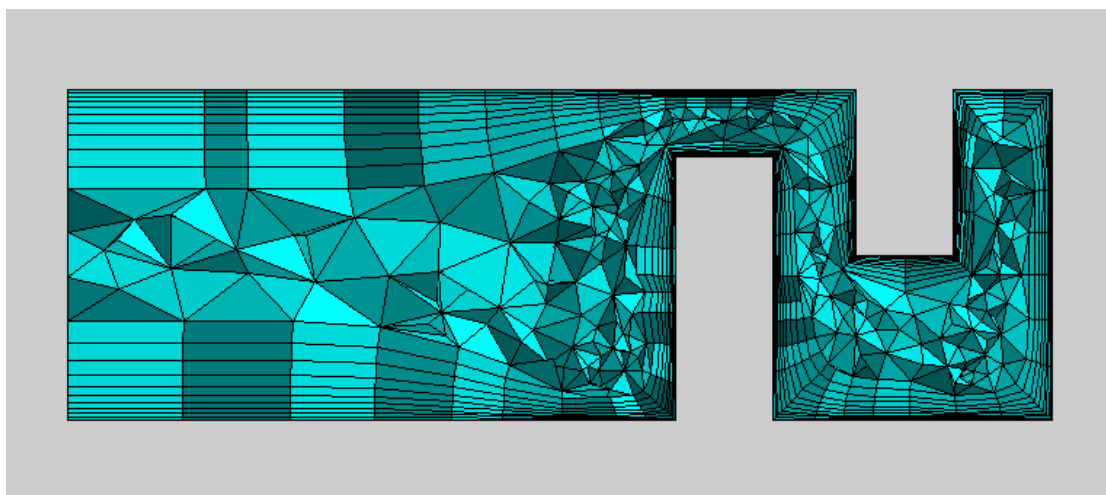
Εικόνα 5.6. Δισδιάστατα μη δομημένα πλέγματα σε περιοχή γύρω από αεροτομή. Οι κορυφές των στοιχείων ακολουθούν αυθαίρετη κατανομή.



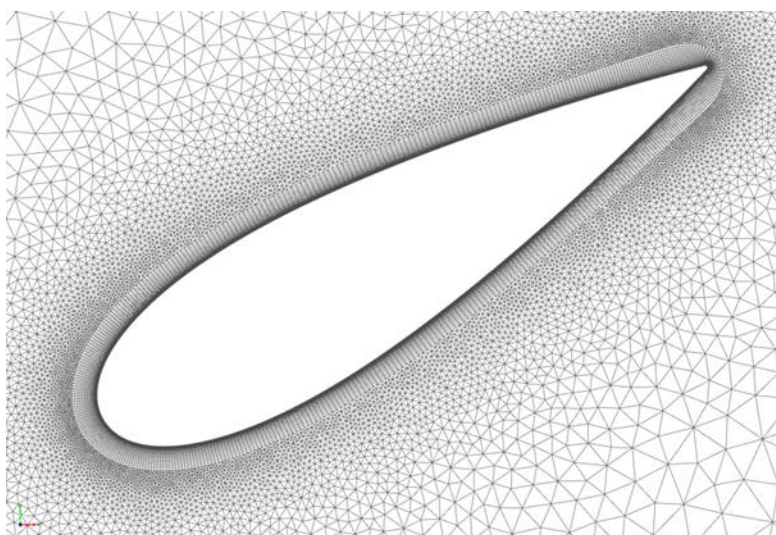
Εικόνα 5.7. Τριδιάστατο μη δομημένο πλέγμα, αποτελούμενο από τετράεδρα.

Ένα πλέγμα μπορεί επίσης να είναι υβριδικό, δηλαδή να περιέχει τμήματα δομημένου όπως και μη δομημένου πλέγματος. Αυτός ο τύπος

μπορεί να προσφέρει πολύ καλά αποτελέσματα καθώς, θεωρητικά τουλάχιστον, είναι σε θέση να συνδυάσει τα προτερήματα και των δύο δομών. Ωστόσο, αρκετές φορές στην πράξη αποδεικνύεται δύσκολη η κατασκευή υβριδικών πλεγμάτων, ιδίως για πολύπλοκες γεωμετρίες, ενώ μπορεί να εμφανιστεί πρόβλημα και στην περιοχή σύνδεσης των δύο διαφορετικών ειδών πλεγμάτων. Επίσης, απαιτείται και γνώση της δομής από το πρόσωπο που θα εκτελέσει τους υπολογισμούς [35].



Εικόνα 5.8. Το υβριδικό συνδυάζει δομημένο και μη δομημένο πλέγμα. Στις περιοχές κοντά στην επιφάνεια χρησιμοποιείται δομημένο πλέγμα (εξάεδρα πρίσματα στοιχεία), ενώ στο εσωτερικό της γεωμετρίας χρησιμοποιείται μη δομημένο πλέγμα (τετράεδρα στοιχεία).

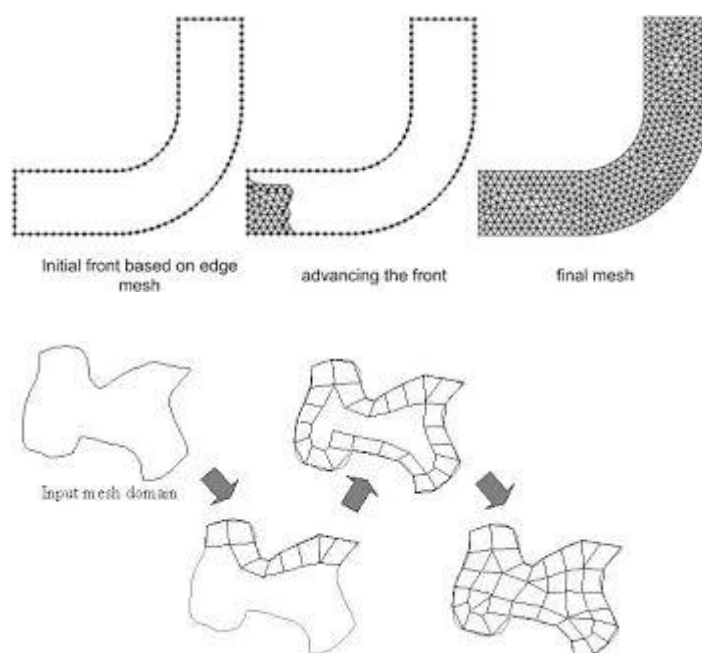


Εικόνα 5.9. Υβριδικό πλέγμα σε αεροτομή

5.2. ΜΕΘΟΔΟΙ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ

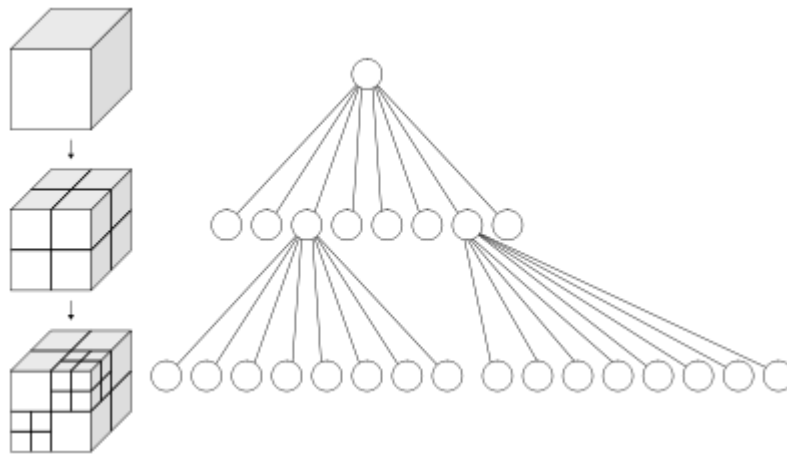
Όσον αφορά τις μεθόδους δημιουργίας των πλεγμάτων, μπορούμε να τις χωρίσουμε σε τρεις κύριες κατηγορίες [33], οι οποίες και θα περιγραφούν εν συντομία.

Η πρώτη, είναι οι *μέθοδοι προωθούμενου μετώπου* (advancing front methods), όπου τα στοιχεία του πλέγματος δημιουργούνται ένα προς ένα ξεκινώντας από την περιοχή των συνοριακών συνθηκών και συνεχίζοντας προς το εσωτερικό του γεωμετρικού τόπου (ή το εξωτερικό αν πρόκειται για εξωτερικό χώρο), μέχρι να καλυφθεί όλος με στοιχεία. Αυτές οι μέθοδοι χαρακτηρίζονται από εξαιρετικά υψηλής ποιότητας στοιχεία στις επιφάνειες των οριακών συνθηκών, ωστόσο η ποιότητα των στοιχείων φθίνει αισθητά στο εσωτερικό της γεωμετρίας ιδιαίτερα στα σημεία όπου τα μέτωπα συναντιούνται μεταξύ τους. Για το λόγο αυτό οι μέθοδοι *προωθούμενου μετώπου* χρησιμοποιούνται με επιτυχία για τον υπολογισμό ρευστομηχανικών προβλημάτων εξωτερικών επιφανειών όπως η ροή αέρα γύρω από αεροτομή.



Εικόνα 5.10. Σχηματική αναπαράσταση της κατασκευής πλέγματος με τη μέθοδο προωθούμενου μετώπου.

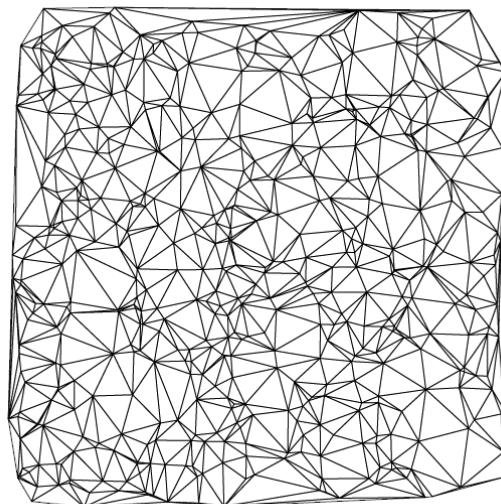
Στη δεύτερη κατηγορία ανήκουν οι αλγόριθμοι *Grid* οι οποίοι χρησιμοποιούν ένα δομημένο πλέγμα ως οδηγό για να υποδιαιρέσουν ένα γεωμετρικό τόπο. Τέτοιοι αλγόριθμοι είναι οι *Quadtree* (συνήθως για δισδιάστατα πλέγματα) και *Octree* (για τριδιάστατα πλέγματα). Συγκεκριμένα ο αλγόριθμος *Quadtree* διαιρεί μία επιφάνεια σε τέσσερις υποδιαιρέσεις (κλαδιά) ενώ ο *Octree*, ο οποίος χρησιμοποιήθηκε και στην παρούσα εργασία, λειτουργεί υποδιαιρώντας διαδοχικά κάθε όγκο στα οκτώ. Έτσι μετά από κάθε υποδιαίρεση κατά *Octree* ένας όγκος δημιουργεί οκτώ κλαδιά (εξού και το όνομα *oct-tree*) ενώ μετά από n υποδιαιρέσεις ο αρχικός όγκος θα έχει χωριστεί σε 8^n υπο-όγκους [36].



Εικόνα 5.11. Υποδιαιρέσεις όγκου και δημιουργία δομημένου πλέγματος *Octree*

Τα πλέγματα που δημιουργούνται με αυτές τις μεθόδους έχουν εξαιρετικά στοιχεία στο εσωτερικό του χώρου, αλλά σαφώς χειρότερα κοντά στις περιοχές των οριακών συνθηκών. Πλεονεκτήματα των μεθόδων αυτών είναι η ταχύτητα, η ευκολία παραλληλισμού των στοιχείων (εφόσον χρησιμοποιούν δομημένο πλέγμα) και η σταθερότητα με την οποία παράγουν ορθά πλέγματα ακόμα και σε περιπτώσεις στις οποίες η γεωμετρία δεν έχει ορισθεί σωστά ή και σε ενδεχόμενη διαρροή δεδομένων από το πρόγραμμα CAD κατασκευής της γεωμετρίας. Το κυριότερο πρόβλημα των παραπάνω αλγορίθμων συνίσταται στην αδυναμία τους να παράγουν στοιχεία των οποίων οι ακμές δεν θα συμβαδίζουν με την δομή του πλέγματος.

Η Τρίτη κατηγορία μεθόδων πλεγματοποίησης είναι οι αλγόριθμοι *Delaunay*. Οι αλγόριθμοι αυτοί κατασκευάζουν πλέγματα χρησιμοποιώντας την τεχνική της τριγωνοποίησης *Delaunay*. Κατά την τεχνική αυτή δημιουργούνται τρίγωνα (για 2D πλέγματα) και τετράεδρα (3D πλέγματα) με τη χρήση στοιχείων από ήδη υπάρχον πλέγμα. Η τριγωνοποίηση *Delaunay* χρησιμοποιεί εσωτερικά σημεία και περιγεγραμμένους κύκλους στα τριγωνικά στοιχεία. Η τεχνική αυτή είναι αρκετά πολύπλοκη για να περιγραφεί αναλυτικά στην παρούσα εργασία. Τα αποτελέσματά της ωστόσο, μπορούν να παρουσιαστούν εν συντομία. Ένα από αυτά είναι η επίτευξη ομοιομορφίας του πλέγματος, καθώς προλαμβάνεται η δημιουργία πολύ μικρών ακμών και επομένως πολύ λεπτών στοιχείων. Επίσης οι μέγιστες γωνίες των τριγώνων μικραίνουν, ενώ οι ελάχιστες μεγαλώνουν, με αποτέλεσμα όλα τα τρίγωνα να τείνουν, όσο το δυνατόν τους επιτρέπεται, προς ισόπλευρα. Οι μέθοδοι *Delaunay*, όπως και οι μέθοδοι *Quadtree* και *Octree* κατασκευάζουν τα ποιοτικότερα στοιχεία τους στο εσωτερικό ενός κλειστού γεωμετρικού χώρου, ενώ τα χειρότερης ποιότητας κοντά στις περιοχές όπου ορίζονται οι συνοριακές συνθήκες. Πλεονέκτημά τους είναι ότι μπορούν να σχεδιαστούν ώστε να παρέχουν μαθηματικά εγγυημένη κατασκευή έγκυρου πλέγματος για σχεδόν κάθε γεωμετρικό σχήμα.



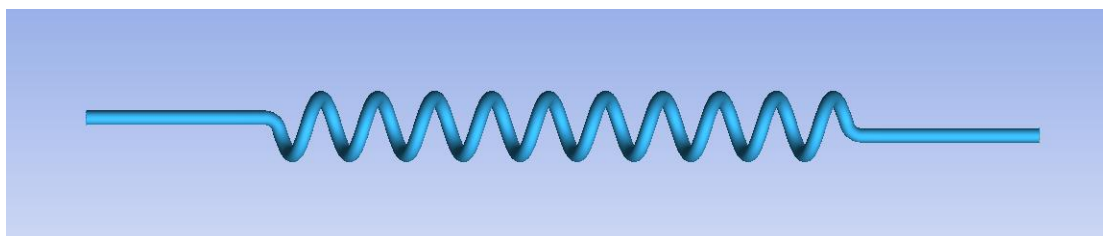
Εικόνα 5.12. Τριγωνοποίηση *Delaunay*

5.3. ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ

Στην παρούσα εργασία όλα τα πλέγματα δημιουργήθηκαν στο πρόγραμμα *Ansys ICEM CFD*. Η επιλογή της κατάλληλης μεθόδου πλεγματοποίησης αλλά και η σωστή ρύθμιση των ιδιοτήτων του πλέγματος είναι εξαιρετικά σημαντική, καθώς μπορεί να επηρεάσει τον υπολογιστικό χρόνο επίλυσης, τη σύγκλιση, αλλά και το βασικότερο, την ακρίβεια των αποτελεσμάτων.

5.3.1. Εισαγωγή και τμηματοποίηση της γεωμετρίας

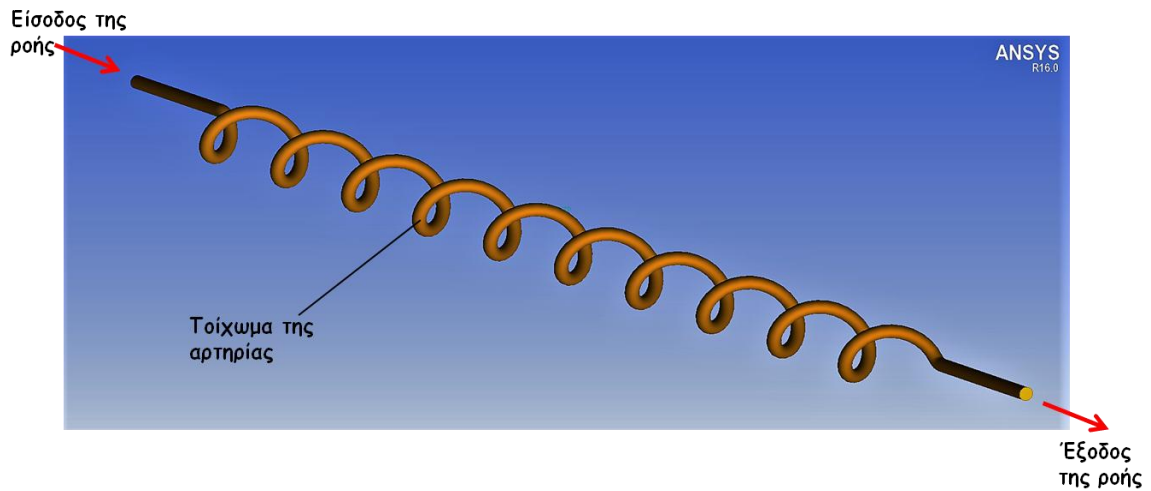
Το πρώτο στάδιο ήταν η εισαγωγή των γεωμετριών των ομφαλικών αρτηριών στο πρόγραμμα. Οι γεωμετρίες αυτές, αν και κατά την κατασκευή τους είχαν αποθηκευτεί σε αρχεία της μορφής .ipt, έπρεπε να μετατραπούν σε άλλου τύπου αρχεία ώστε να είναι δυνατή η εισαγωγή τους στο πρόγραμμα. Υπήρχαν πολλοί υποψήφιοι τύποι αρχείων όπως CATIA, Parasolid, IGES, Nastran, STL, κ.α. Έπειτα από αρκετές δοκιμές επιλέχθηκε η μορφή STL καθώς υποστηριζόταν καλύτερα από το *Ansys ICEM CFD*.



Εικόνα 5.13. Γεωμετρία εισαχθείσα στο πρόγραμμα *Ansys ICEM CFD* σε αρχείο τύπου .stl

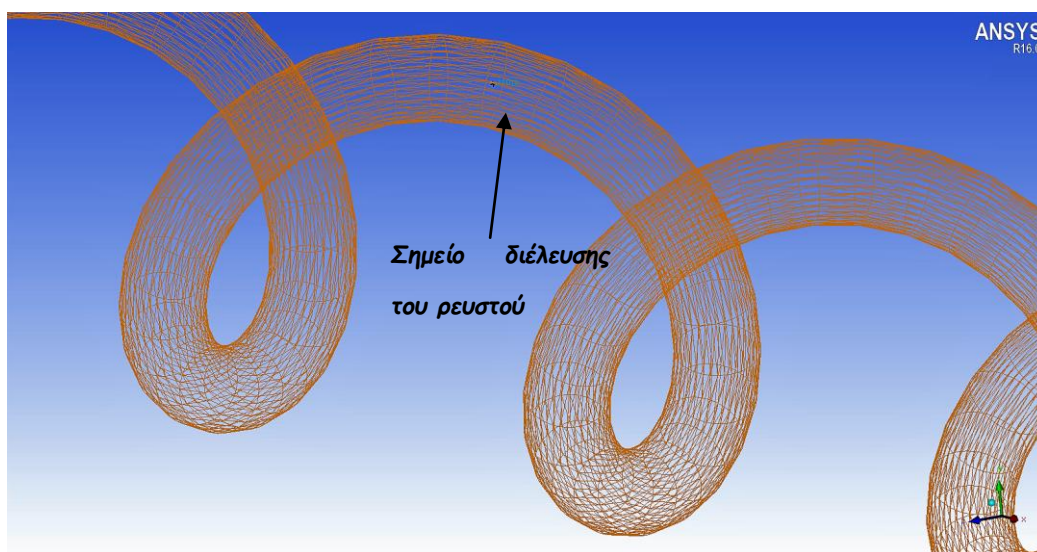
Στη συνέχεια, έπρεπε να οριστούν οι επιφάνειες της γεωμετρίας και συγκεκριμένα το τοίχωμα της αρτηρίας, η είσοδος και η έξοδος της ροής. Το στάδιο αυτό ήταν αναγκαίο ώστε να είναι δυνατή αργότερα η εισαγωγή των οριακών συνθηκών. Ωστόσο το πρόγραμμα *Ansys ICEM CFD* αντιλαμβάνεται την εισαχθείσα γεωμετρία ως μία και μοναδική ενιαία επιφάνεια. Έτσι για τον ορισμό και την τμηματοποίηση των επιφανειών χρησιμοποιήθηκε το κριτήριο των 35 μοιρών. Το κριτήριο αυτό ορίζει ως ξεχωριστή επιφάνεια οποιοδήποτε

τμήμα της γεωμετρίας χωρίζεται από τα διπλανά του με γωνία 35 μοίρες ή μεγαλύτερη. Έτσι, ορίστηκαν τελικώς, ως ξεχωριστά τμήματα (parts) της εισαχθείσας γεωμετρίας, η είσοδος της ροής (inlet), η έξοδος (outlet), και το τοίχωμα της αρτηρίας (artery wall).



Εικόνα 5.14. Τα ξεχωριστά τμήματα της γεωμετρίας: τοίχωμα της αρτηρίας, είσοδος της ροής και έξοδος της ροής.

Επόμενο βήμα ήταν η δημιουργία ενός σημείου στην εσωτερική κοιλότητα του σωλήνα. Το σημείο αυτό υποδεικνύει στο πρόγραμμα τη θέση του ρευστού και έτσι του καθιστά σαφές ότι για την επικείμενη προσομοίωση το αίμα θα βρίσκεται στο εσωτερικό της αρτηρίας.



Εικόνα 5.15. Εισαγωγή σημείου του ρευστού στην εσωτερική κοιλότητα της γεωμετρίας.

5.3.2. Δημιουργία πλεγμάτων

Για κάθε γεωμετρικό μοντέλο αρτηρίας χρησιμοποιήθηκαν δύο μέθοδοι πλεγματοποίησης ώστε να είναι δυνατή η σύγκριση των μεταξύ τους αποτελεσμάτων. Συγκεκριμένα επιλέχθηκε η μέθοδος *Octree* για την κατασκευή δομημένου πλέγματος και η μέθοδος *Delaunay*, η οποία με αφετηρία το ήδη υπάρχον πλέγμα τύπου *Octree* δημιουργεί ένα μη δομημένο.

Επειδή, όπως αναφέρθηκε ήδη, οι παραπάνω αλγόριθμοι δεν παράγουν τα καλύτερα στοιχεία τους κοντά στην επιφάνεια των γεωμετρικών τόπων, κατασκευάστηκαν επιπρόσθετες στιβάδες πρισμάτων με σκοπό να δοθεί μεγαλύτερη ακρίβεια κοντά στα τοιχώματα.

5.3.2.1. Δημιουργία του πλέγματος *Octree*

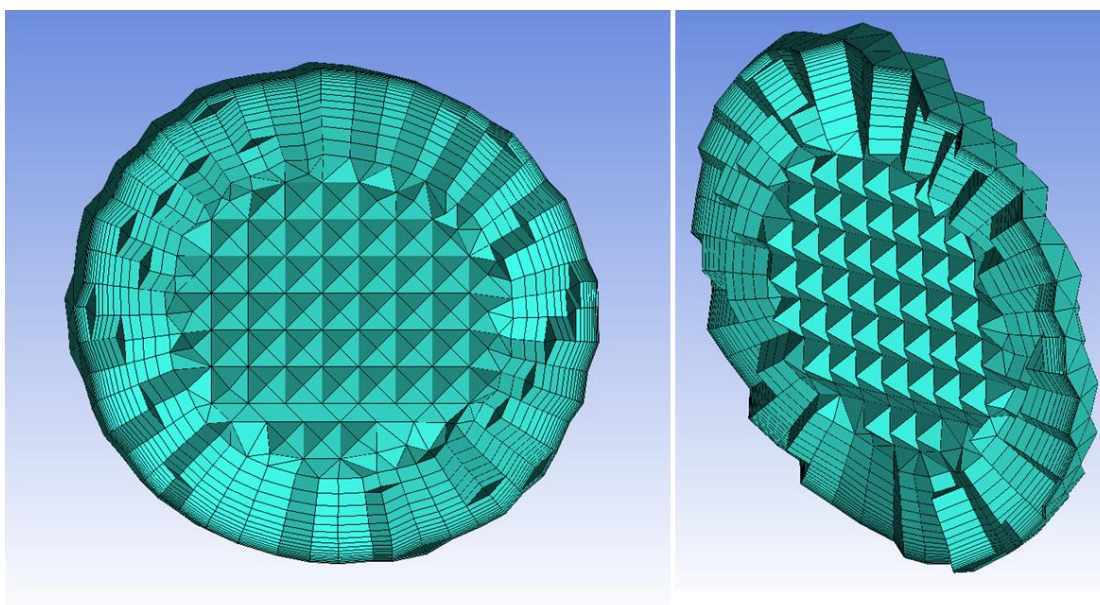
Αρχικά κατασκευάστηκε το πλέγμα τύπου *Octree*. Για τη δημιουργία του ακολουθήθηκε συγκεκριμένη διαδικασία με διαδοχικά βήματα, στα οποία ορίστηκαν τα χαρακτηριστικά του πλέγματος. Τα κυριότερα από αυτά είναι το μέγεθος του μέγιστου στοιχείου (max element), το ελάχιστο όριο μεγέθους στοιχείου του πλέγματος (min size limit), και η λεπτότητα (refinement).

Συγκεκριμένη προσοχή πρέπει να δοθεί στις διαστάσεις του μέγιστου και του ελάχιστου στοιχείου, καθώς αυτά τα δύο μεγέθη ουσιαστικά καθορίζουν και την πυκνότητα και επομένως και τον συνολικό αριθμό των στοιχείων του πλέγματος. Είναι προφανές, ότι όσο μικρότερες οριστούν οι διαστάσεις των ακμών των στοιχείων, τόσο μεγαλύτερος θα είναι και ο τελικός αριθμός των στοιχείων που θα προκύψουν και επομένως τόσο μεγαλύτερη θα είναι και η ακρίβεια της τελικής λύσης. Ωστόσο ένας υπερβολικά μεγάλος αριθμός στοιχείων θα καθυστερούσε πάρα πολύ την υπολογιστική διαδικασία. Έτσι ανάλογα και με τις δυνατότητες υπολογισμού, παρουσιάζεται η ανάγκη να βρεθεί η «χρυσή τομή» ανάμεσα στην ακρίβεια των αποτελεσμάτων και στον χρόνο υπολογισμού. Επίσης πρέπει να επισημανθεί ότι ειδικά κατά την κατασκευή πλεγμάτων *Octree* και για λειτουργικούς λόγους, είναι προτιμητέο από το ίδιο το πρόγραμμα κατασκευής του πλέγματος, να δίνονται σε αυτά τα

δύο μεγέθη (max element και min size limit), τιμές οι οποίες είναι δυνάμεις του αριθμού δύο. Για τον λόγο αυτό επιλέχθηκαν οι τιμές $2^{-5} = 0,03125$ και $2^{-6} = 0,015625$ αντίστοιχα.

Ακολούθως, ορίστηκαν οι παράμετροι των πρισμάτων, όπως ο αριθμός των στοιβάδων (number of layers), ο τρόπος ανάπτυξης (growth law), το αρχικό τους ύψος (initial height), ο ρυθμός αύξησης του ύψους (height ratio), η μέγιστη γωνία (max prism angle), το ortho weight και τα βήματα εξομάλυνσης (number of smoothing steps). Όταν όλες οι ρυθμίσεις ήταν έτοιμες, δόθηκε εντολή γένεσης του πλέγματος *Octree*.

Στη συνέχεια, ακολούθησε εξομάλυνση του πλέγματος και έλεγχος για σφάλματα, όπως για παράδειγμα κορυφές μη συνδεδεμένες με το υπόλοιπο πλέγμα.



Εικόνα 5.16. Πλέγμα τύπου Octree (δομημένο) στο εσωτερικό, συνδυασμένο με 16 πρισματικές στιβάδες στην περιοχή κοντά στην επιφάνεια, όπως φαίνεται σε εγκάρσια τομή στο μοντέλο της αρτηρίας.

Παρακάτω δίνονται οι πίνακες με τα χαρακτηριστικά και τις παραμέτρους των πλεγμάτων τύπου *Octree*, για τα δώδεκα διαφορετικά μοντέλα αρτηριών που χρησιμοποιήθηκαν. Αρχικά παρατίθεται ένας διπλός πίνακας, όπου παρουσιάζονται τα χαρακτηριστικά και οι παράμετροι των πλεγμάτων *Octree* που παραμένουν σταθερά για όλες τις γεωμετρίες. Το αριστερό τμήμα του πίνακα αναφέρεται στα τετράεδρα που βρίσκονται στο εσωτερικό του πλέγματος, ενώ το δεξί στα πρίσματα που βρίσκονται κοντά στην επιφάνεια. Να σημειωθεί ότι για μερικά μεγέθη, η τιμή μηδέν συνεπάγεται αυτόματη ρύθμιση των παραμέτρων από το πρόγραμμα *Ansys ICEM CFD*. Ένα παράδειγμα είναι το συνολικό ύψος των πρισμάτων (*total height = 0*) το οποίο δεν θα μπορούσε προφανώς να λάβει μηδενική τιμή.

Πίνακας 5.1. Τα χαρακτηριστικά και οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν για την δημιουργία των πλεγμάτων των γεωμετρικών μοντέλων.

Σταθερά χαρακτηριστικά και παράμετροι των πλεγμάτων *Octree*

Global mesh Size	
Scale factor	1
Max element	0,03125
Min size limit	0,015625
Elements in gap	1
Refinement	18

Prisms Meshing Parameters	
Growth law	exponential
Initial height	0
Height ratio	1,2
Total height	0
Min prism quality	0,01
Ortho weight	0,25
Fillet ratio	0,1
Max prism angle	180
Prism height limit factor	0
Smoothing options	
Number of surface smoothing steps	0
Number of volume smoothing steps	0
Max directional smoothing steps	12
First layer smoothing steps	1

Πίνακας 5.2. Αριθμοί στοιχείων και κόμβων των πλεγμάτων τύπου *Octree*.

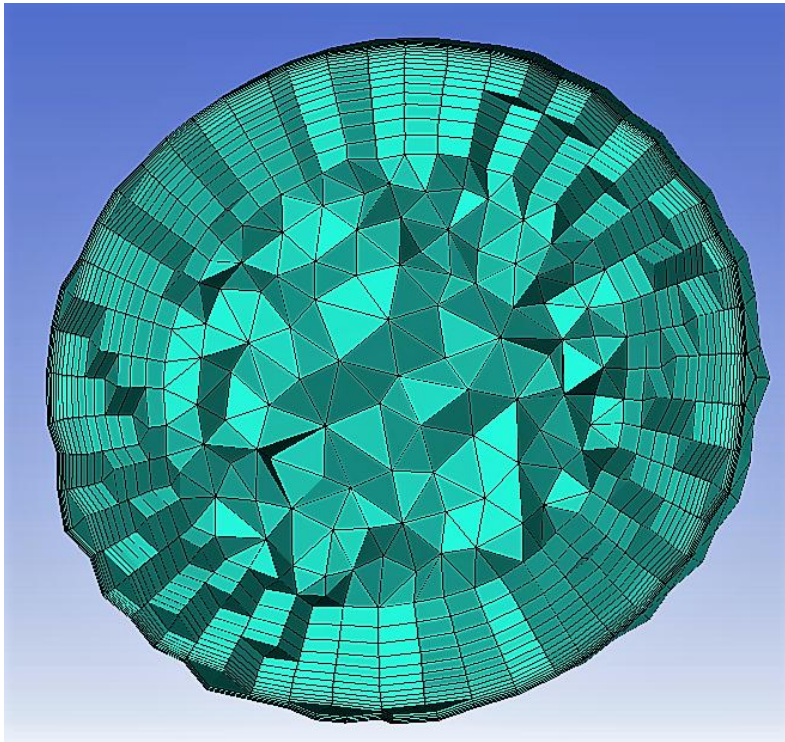
Case	Elements	Nodes
1	6135998	2485030
2	5705399	2296017
3	5725676	2485030
4	5907660	2296017
5	5809901	2361735
6	5921034	2406613
7	5881787	2381585
8	5327576	2041265
9	4596388	1789102
10	5172707	1985005
11	4719716	1836371
12	4927871	2009562

5.3.2.2. Δημιουργία του πλέγματος *Delaunay*.

Όπως προαναφέρθηκε, η ακρίβεια των αποτελεσμάτων που προκύπτουν από τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων βασίζεται εν πολλοίς στη σωστή πλεγματοποίηση του γεωμετρικού τόπου. Ωστόσο κάθε μέθοδος δημιουργίας πλέγματος παρουσιάζει πολλά και διαφορετικά πλεονεκτήματα γεγονός που καθιστά δύσκολη την επιλογή της βέλτιστης. Για το λόγο αυτό, δημιουργήθηκαν επιπρόσθετα και τα πλέγματα τύπου *Delaunay* ώστε να συγκριθούν τα αποτελέσματα με αυτά της μεθόδου *Octree*.

Η πλεγματοποίηση με τη μέθοδο *Delaunay* χρησιμοποιεί το ήδη υπάρχον πλέγμα *Octree* (δομημένο πλέγμα), για να δημιουργήσει με βάση αυτό ένα νέο. Το νέο αυτό πλέγμα ονομάζεται πλέγμα *Delaunay* και είναι μη δομημένο. Έτσι, διατηρώντας όλες τις προηγούμενες ρυθμίσεις και παραμέτρους σταθερές, προέκυψε το νέο αυτό πλέγμα στη θέση του παλιού. Ωστόσο, η αλλαγή αυτή επηρέασε μόνο το τμήμα που αποτελείτο από τετράεδρα. Τα πρίσματα κατόπιν ειδικής εντολής παρέμειναν ακριβώς ίδια όπως και στο πλέγμα *Octree*. Το νέο αυτό πλέγμα που προέκυψε μπορεί να θεωρηθεί υβριδικό, καθώς περιέχει και στοιχεία μη δομημένου πλέγματος (τετράεδρα *Delaunay*) αλλά και στοιχεία δομημένου (πρίσματα *Octree*).

Στη συνέχεια ακολούθησε και πάλι εξομάλυνση του πλέγματος και έλεγχος για σφάλματα, όπως ακριβώς και στο πλέγμα *Ocree*.



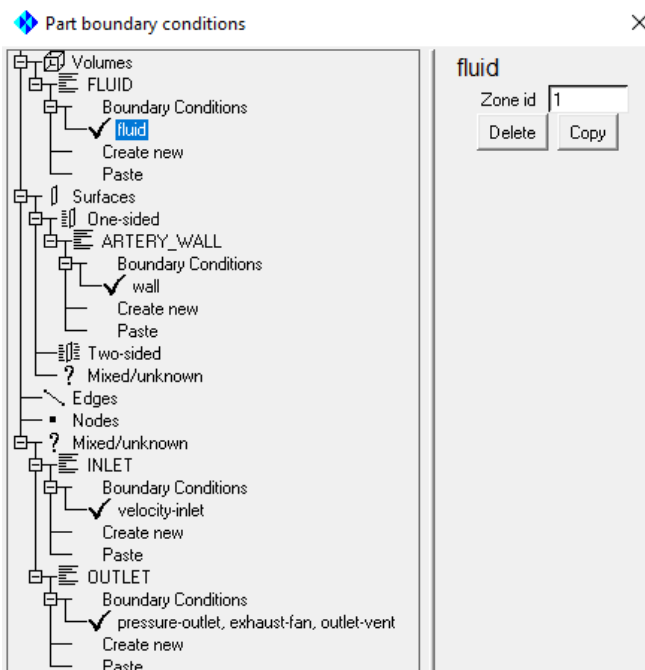
Εικόνα 5.17. Πλέγμα τύπου *Delaunay* σε συνδυασμό με 16 πρισματικές στιβάδες, όπως φαίνεται σε εγκάρσια τομή στο μοντέλο της αρτηρίας.

Πίνακας 5.3. Αριθμοί στοιχείων και κόμβων των πλεγμάτων τύπου *Ocree*.

Case	Elements	Nodes
1	5634784	2402700
2	5164480	2207341
3	4917778	2109629
4	5160755	2205761
5	5374659	2290246
6	5477599	2333651
7	5405295	2303374
8	4858601	1964189
9	4153493	1699666
10	4658509	1900254
11	4264937	1744572
12	4453035	1909105

5.3.3. Ορισμός των οριακών συνθηκών στο Πρόγραμμα Κατασκευής Πλέγματος και εξαγωγή αρχείων για το Πρόγραμμα Λύτη.

Το επόμενο βήμα της διαδικασίας που ακολουθήθηκε στο πρόγραμμα *Ansys ICEM CFD*, ήταν η εισαγωγή των οριακών συνθηκών. Τα ξεχωριστά τμήματα της γεωμετρίας και συγκεκριμένα, το αίμα, το τοίχωμα της αρτηρίας, η είσοδος και η έξοδος της ροής, ορίστηκαν ως ρευστό (fluid), τοίχωμα (wall), είσοδος ταχύτητας (velocity-inlet) και έξοδος πίεσης (pressure-outlet, exhaust-fan, outlet-vent) αντίστοιχα. Ταυτόχρονα, για κάθε ξεχωριστό τμήμα, ορίστηκαν και οι αριθμοί της κάθε ζώνης (zone id). Το στάδιο αυτό ήταν απαραίτητο ώστε να μπορέσουν να εκτελεστούν αργότερα οι υπολογισμοί στο πρόγραμμα υπολογισμού *Ansys FLUENT*.



Εικόνα 5.18. Ορισμός οριακών συνθηκών στο *Ansys ICEM CFD*

Κατόπιν, ακολούθησε η εξαγωγή των αρχείων από το *Ansys ICEM* ώστε να χρησιμοποιηθούν από το *Ansys FLUENT*. Τα αρχεία που προέκυψαν ήταν της μορφής .rij, .uns και .tin. Επίσης αποθηκεύτηκε το ίδιο το πλέγμα σε μορφή .msh.

6. ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

6.1. Αριθμητική-Υπολογιστική προσομοίωση ροής αίματος με χρήση εμπορικού λογισμικού

Όλα τα παραπάνω στάδια προετοιμασίας, όπως η κατασκευή των γεωμετρικών μοντέλων ή η δημιουργία των πλεγμάτων, προηγήθηκαν ώστε να καταστεί τελικά δυνατή η επίλυση των μερικών διαφορικών εξισώσεων που διέπουν τη ροή του ρευστού. Όπως προαναφέρθηκε, για την επίλυση των μαθηματικών αυτών σχέσεων, η μέθοδος που ακολουθείται σε αυτή την εργασία είναι η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων. Το βασικότερο μειονέκτημα της μεθόδου αυτής είναι ότι απαιτεί μεγάλη ποσότητα υπολογισμών, γεγονός που καθιστά απαραίτητη την χρήση ηλεκτρονικών υπολογιστών αλλά και υπολογιστικών προγραμμάτων.

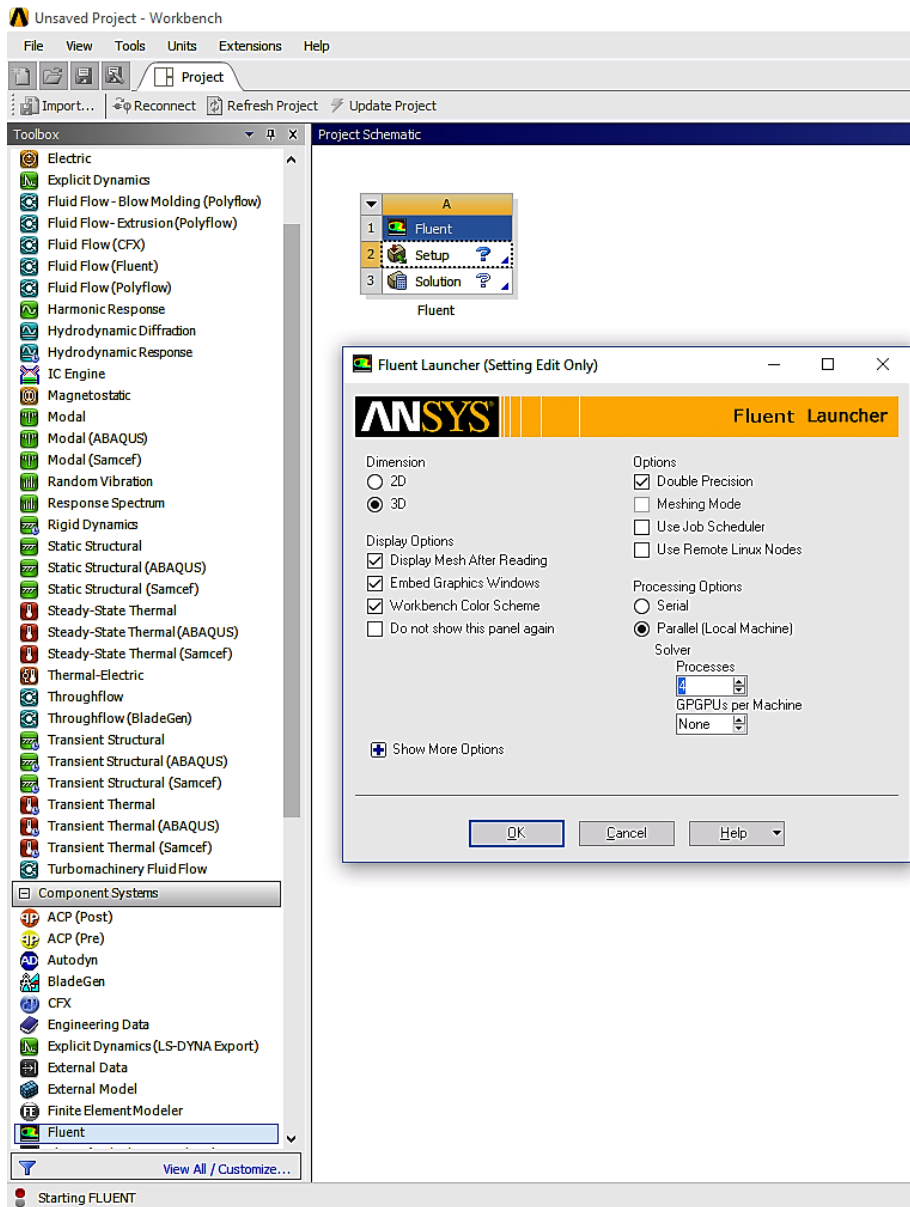
Η υπολογιστική εφαρμογή που χρησιμοποιήθηκε για τη διεκπεραίωση των υπολογισμών είναι το πρόγραμμα *ANSYS FLUENT* (πρόγραμμα λύτης), ενώ η πλατφόρμα εργασίας που συντονίζει της επιμέρους εφαρμογές ήταν το *ANSYS WORKBENCH* (συντονιστική πλατφόρμα).

6.2. Συντονιστική πλατφόρμα

Μόλις τελείωσε η διαδικασία κατασκευής των πλεγμάτων, τέθηκε σε λειτουργία το πρόγραμμα *Ansys Workbench*. Το πρόγραμμα αυτό είναι ουσιαστικά μια πλατφόρμα, η οποία συντονίζει και συγχρονίζει τις υπόλοιπες εφαρμογές του πακέτου *Ansys* όπως το *ICEM CFD* όπου εισάγονται οι γεωμετρίες και κατασκευάζονται τα πλέγματα, το *Fluent* όπου εκτελούνται οι υπολογισμοί και το *CFD-Post* όπου ο χρήστης επεξεργάζεται τα αποτελέσματα. Έτσι, όταν συμβαίνει μια αλλαγή σε κάποια από τις επιμέρους εφαρμογές, πχ: στο *Fluent* και στην επίλυση του προβλήματος, θα

ενημερωθεί μέσω του *Workbench* και το *CFD-Post* και επομένως θα αλλάξουν και τα αποτελέσματα. Σε αυτή την πλατφόρμα είναι δυνατόν να συντονιστεί σαφώς μεγαλύτερος αριθμός εφαρμογών, απλώς αυτές οι τρεις χρειάστηκαν στην παρούσα εργασία.

Αρχικά επιλέχθηκε το σύστημα της ανάλυσης που θα επακολουθούσε. Η επιλογή έγινε μέσω πολλών πεδίων ανάλυσης όπως ηλεκτρική, στατική μηχανική, θερμική, μαγνητοστατική και άλλα. Μέσω του *Component System* επιλέχθηκε η ρευστομηχανική ανάλυση *Fluent*. Το *component* αυτό σύρθηκε στην επιφάνεια εργασίας του *Workbench* και δημιουργήθηκε ένα αυτόνομο σύστημα (*standalone system*). Στη συνέχεια, μέσω του *setup* ορίστηκε το πρόβλημα ως τριδιάστατο, διπλή ακρίβεια (*double precision*), όπως και παράλληλη χρήση τεσσάρων επεξεργαστών για τους υπολογισμούς της εφαρμογής *Fluent*.



Εικόνα 6.1. Ρυθμίσεις σχετικές με τη λειτουργία της εφαρμογής *Fluent* μέσω του *Workbench*.

6.3. Πρόγραμμα Λύτης

Το πρόγραμμα *Ansys Fluent* αποτελεί το υπολογιστικό εργαλείο αυτής της μελέτης. Είναι δηλαδή το πρόγραμμα λύτης (*solver*). Η επίλυση όλων των εξισώσεων και η παραγωγή των αποτελεσμάτων έγινε σε αυτή την εφαρμογή.

Το πρώτο στάδιο ήταν η εισαγωγή στο *Fluent*, του ήδη κατασκευασμένου πλέγματος το οποίο είχε αποθηκευτεί σε αρχείο της μορφής *.msh*. Το πλέγμα ύστερα ελέγχθηκε και από το *Fluent* με την εντολή *check*.

6.3.1. Ρύθμιση των Οριακών Συνθηκών και των Υλικών

6.3.1.1. Ρυθμίσεις για σταθερή ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας.

Μετά τον έλεγχο, σειρά είχε ο ορισμός των οριακών συνθηκών. Αρχικά, έγινε η παραδοχή πως το τοίχωμα της ομφαλικής αρτηρίας είναι μη παραμορφώσιμο. Αυτό δεν είναι απολύτως ακριβές, καθώς τα τοιχώματα των αρτηριών είναι ελαστικά και μπορούν να μεταβάλλονται στις αυξομειώσεις της πίεσης του αίματος στο εσωτερικό τους. Ωστόσο, για να ενταχθεί η παράμετρος της ελαστικότητας των αγγείων στην ανάλυση μας, θα έπρεπε να κατασκευαστούν ειδικά δυναμικά πλέγματα με την ιδιότητα να μεταβάλλονται μαζί με τη γεωμετρία της επιφάνειας των αγγείων. Το γεγονός αυτό θα καθιστούσε αφ' ενός την διαδικασία της πλεγματοποίησης δυσκολότερη και πολυπλοκότερη και αφ' εταίρου την υπολογιστική διαδικασία σαφώς πιο χρονοβόρα. Επιπλέον, η παραδοχή αυτή κρίθηκε ότι δεν επηρεάζει σημαντικά τα αποτελέσματα της μελέτης, ενώ έχει γίνει χρήση της και σε άλλες αντίστοιχες υπολογιστικές μελέτες [13]. Επίσης, για την επιφάνεια του τοιχώματος της αρτηρίας χρησιμοποιήθηκε η συνθήκη της μη ολίσθησης (*no-slip condition*). Η συνθήκη αυτή αναγκάζει τα στοιχεία του ρευστού, που

βρίσκονται ακριβώς στο εσωτερικό όριο του τοιχώματος, να έχουν την ίδια ταχύτητα με το τοίχωμα, δηλαδή μηδενική.

Ως ρευστό χρησιμοποιήθηκε το ανθρώπινο αίμα. Το αίμα παρουσιάζει εξαιρετικό ενδιαφέρον ως ρευστό, καθώς αν και σε γενικές γραμμές μπορεί να θεωρηθεί μη-Νευτώνειο ρευστό συμπεριφέρεται στην πλειοψηφία των περιπτώσεων ως Νευτώνειο. Συγκεκριμένα οι μη Νευτώνειες ιδιότητες του εμφανίζονται μόνο σε πολύ στενά αγγεία (με διάμετρο μικρότερη των 100 μ m). Έτσι για αγγεία μεγαλύτερα των 100 μ m, όπως είναι και η ομφαλική αρτηρία, το αίμα μπορεί να θεωρηθεί Νευτώνειο ρευστό με το ιξώδες του να κυμαίνεται μεταξύ 0,003 και 0,004 kg m⁻¹ s⁻¹ και τον αριθμό *Reynolds* να είναι περίπου ίσος με 0,5. [37] Στην παρούσα εργασία θεωρήθηκαν ως φυσιολογικές τιμές η πυκνότητα του αίματος σταθερή και ίση με $\rho = 1050 \text{ kg/m}^3$, ενώ το ιξώδες ίσο με $\mu = 0,0033 \text{ kg m}^{-1}\text{s}^{-1}$ [13] [38].

Στη συνέχεια, ορίστηκαν οι οριακές συνθήκες εισόδου και εξόδου. Ήδη προηγουμένως στο πρόγραμμα *ICEM CFD* είχε διευκρινιστεί ότι η μεταβλητή της εισόδου θα ήταν η ταχύτητα του ρευστού, ενώ η μεταβλητή της εξόδου θα ήταν η πίεση. Για υπολογιστικούς λόγους, η πίεση στην έξοδο ορίστηκε $p_{out} = 0$, επιτρέποντας έτσι τον υπολογισμό της απαιτούμενης πίεσης εισόδου p_{in} ώστε να γίνει δυνατή η ροή του αίματος στην ομφαλική αρτηρία. Όσον αφορά την είσοδο της ροής, ορίστηκε ως οριακή συνθήκη η ταχύτητα του ρευστού. Σε πρώτο στάδιο, θεωρήθηκε σταθερή ταχύτητα εισόδου και ίση με $U_{in} = 35 \text{ cm/s}$. Η ταχύτητα αυτή προέκυψε από το γεγονός ότι η παροχή του αίματος σε κάθε ομφαλική αρτηρία σε έμβρυα ηλικίας 40 εβδομάδων είναι περίπου $Q_{artery} = 265 \text{ mL/min}$ [39] [40].

6.3.1.2. Ρυθμίσεις για μεταβαλλόμενη ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας.

Σε δεύτερο στάδιο, μελετήθηκε η ροή του αίματος με μεταβαλλόμενη ταχύτητα εισόδου. Ως γνωστόν η καρδιά ωθεί το αίμα στις αρτηρίες με παλμούς και όχι με σταθερή ροή. Η μελέτη λοιπόν της ροής με

μεταβαλλόμενη ταχύτητα εισόδου του ρευστού, έγινε ώστε να συμπεράνουμε αν και κατά πόσο επηρεάζει αυτή την κυκλοφορία στις ομφαλικές αρτηρίες. Η μορφή του προφίλ της ταχύτητας του αίματος στην είσοδο προέκυψε από τις σχέσεις που παρουσιάζονται παρακάτω.

$$v_1 = \frac{v_S - v_D}{t_s} t + v_D \quad : \quad 0 \leq t < t_s$$

$$v_2 = \frac{v_S(T - t) + v_D(t - t_s)}{T - t_s} \quad : \quad t_s \leq t < T$$

Όπου, v_1 και v_2 οι ταχύτητες του αίματος κατά τη φάση της συστολής και της διαστολής αντίστοιχα. v_S είναι η μέγιστη συστολική ταχύτητα την οποία έχει το αίμα τη χρονική στιγμή t_s , ενώ v_D η ελάχιστη διαστολική ταχύτητα την οποία έχει το ρευστό στην αρχή και στο τέλος του κάθε καρδιακού παλμού. T είναι η περίοδος του καρδιακού παλμού.

Η μέση ταχύτητα προκύπτει ακολούθως

$$v_m = \frac{1}{T} \left[v_D T + \frac{1}{2} T (v_S - v_D) \right] = v_D + \frac{v_S - v_D}{2} = \frac{v_S + v_D}{2}$$

Και υπολογίζεται από τον τύπο της παροχής όγκου που διέρχεται από κυκλική διατομή.

$$v_m = \frac{Q}{\pi R^2}$$

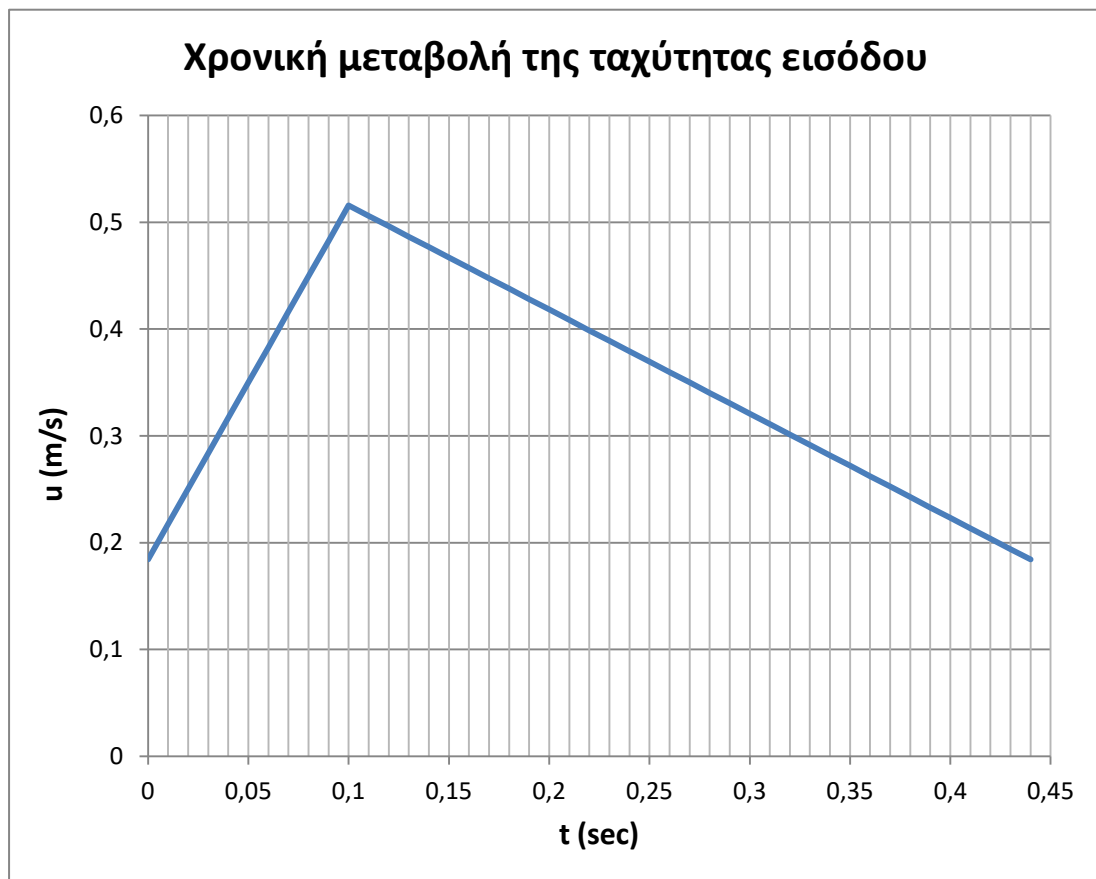
Όπου Q η παροχή όγκου του αίματος από κάθε αρτηρία και R η ακτίνα της αρτηρίας.

Για τις παραπάνω σχέσεις λάβαμε όπως και πριν $Q = 265 \text{ mL}/\text{min}$ και $R = 2 \text{ mm}$, καθώς τόση έχουμε λάβει την ακτίνα της αρτηρίας κατά την κατασκευή των γεωμετρικών μοντέλων. Επίσης, λάβαμε τους λόγους $\frac{t_s}{T} = 0,227$ και $\frac{v_S}{v_D} = 2,8$ έπειτα από εκτιμήσεις καθώς αυτές οι τιμές βρίσκονται μέσα στα φυσιολογικά πλαίσια όπως περιγράφονται στη βιβλιογραφία. Για την

εκτίμηση της περιόδου T , βασιστήκαμε στο γεγονός πως το εύρος των φυσιολογικών τιμών των καρδιακών παλμών για έμβρυα στην 40^η εβδομάδα της κύησης, είναι μεταξύ 110 και 150 παλμοί / λεπτό (πηγή).

Οι τιμές των βασικών χαρακτηριστικών της μεταβαλλόμενης ταχύτητας εισόδου, που προκύπτουν είναι οι εξής:

- $v_m = 0,35 \text{ m/s}$
- $v_m = 0,35 \text{ m/s}$
- $v_m = 0,35 \text{ m/s}$
- $T = 0,44 \text{ sec}$
- $t_s = 0,1 \text{ sec}$



Διάγραμμα 6.1. Η ταχύτητα του αίματος στην είσοδο που χρησιμοποιήθηκε στις προσομοιώσεις για παλλόμενη ροή.

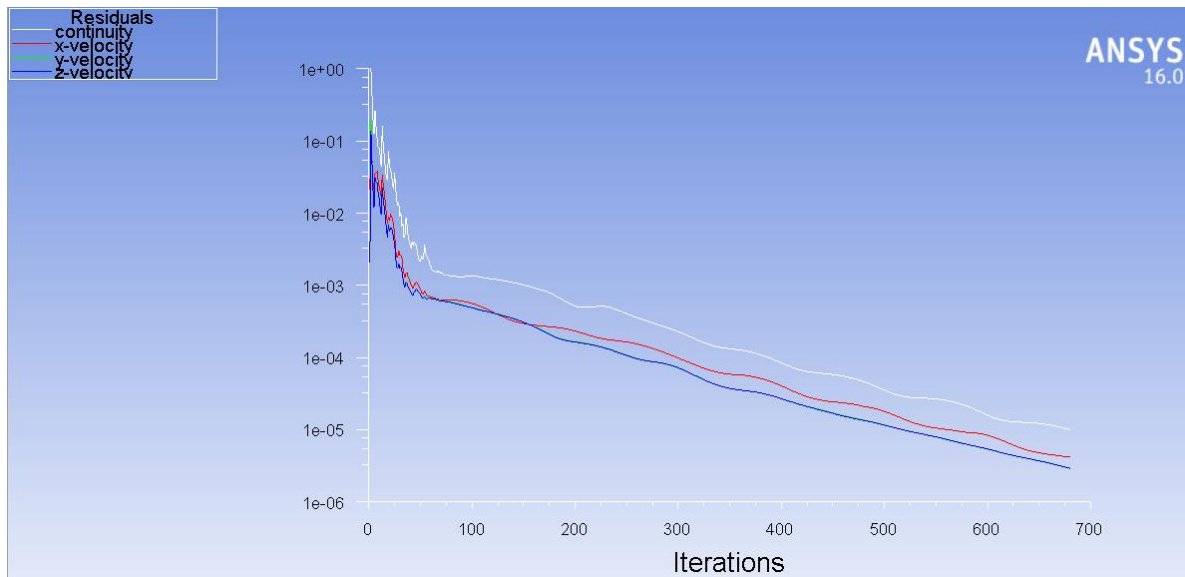
6.3.2. Ρύθμιση των Υπολογιστικών Μεθόδων Επίλυσης

Αφού ορίστηκαν πλήρως οι οριακές συνθήκες, σειρά είχε ο ορισμός της μεθόδου της υπολογιστικής διαδικασίας. Παρακάτω αναλύεται η διαδικασία που ακολουθήθηκε για τη ρύθμιση του προγράμματος Fluent, με χρήση της ορολογίας των τεχνικών και των μεθόδων του προγράμματος.

Στην επιλογή *solution methods*, ορίσθηκε ως *Pressure Velocity Coupling* η μέθοδος “Simple”, ενώ στον τομέα *Spatial Discretization* ορίσθηκαν ως *Gradient* η μέθοδος “Last Squares Cell Based”, ως *Pressure* η μέθοδος “Second Order” και ως *Momentum* η μέθοδος “Second Order Upwind”. Στην ενότητα *Solution Controls* διατηρήθηκαν οι προκαθορισμένες ρυθμίσεις. Στην ενότητα *Solution Initialization* επιλέχθηκε η μέθοδος “Standard Initialization” με αφετηρία την είσοδο (*compute from inlet*) της αρτηρίας. Κατόπιν δόθηκε στο πρόγραμμα η εντολή *Initialize*.

Στη συνέχεια, ρυθμίστηκαν τα όρια σύγκλισης μέσω των *residuals: continuity, x-velocity, y-velocity* και *z-velocity*. Τα τέσσερα αυτά *residuals*, αναφέρονται στους αγνώστους των εξισώσεων του συστήματος που επιλύεται από το πρόγραμμα (εξισώσεις Navier-Stokes και εξίσωση συνέχειας). Οι τιμές των *residuals* δηλώνουν κατά πόσο έχει αλλάξει η τιμή των αποτελεσμάτων του κάθε αγνώστου μεταξύ δύο επαναλήψεων (*iterations*). Έτσι όσο μειώνονται οι τιμές τους, τόσο μικρότερη γίνεται και η μεταβολή των αποτελεσμάτων για κάθε επανάληψη. Όταν με το πέρασμα των επαναλήψεων, μειώνονται οι τιμές των *residuals* τότε οι λύσεις των εξισώσεων του συστήματος Navier-Stokes τείνουν να σταθεροποιηθούν και λέμε πως η διαδικασία της επίλυσης συγκλίνει. Για πολύ μικρά *residuals*, οι τιμές των αποτελεσμάτων πρακτικά σταθεροποιούνται οπότε και λέμε πως η διαδικασία της επίλυσης έχει φτάσει σε επαρκές σημείο σύγκλισης και δεν χρειάζονται άλλες επαναλήψεις. Το όριο των *residuals* για την απαιτούμενη σύγκλιση ρυθμίζεται από τον χρήστη του προγράμματος επίλυσης και διαφέρει ανάλογα με την εφαρμογή και την ακρίβεια που χρειάζεται. Επίσης σε μερικές περιπτώσεις μπορεί να μην επιτυγχάνεται σύγκλιση των λύσεων.

Στην παρούσα εργασία για όλους τους υπολογισμούς ορίστηκαν τα όρια σύγκλισης των residuals στην τιμή 10^{-5} .



Διάγραμμα 6.2. Το διάγραμμα residuals-επαναλήψεων είναι ένα χρήσιμο εργαλείο που μας βοηθά να ελέγξουμε αν έχει επιτευχθεί σύγκλιση της λύσης. Στο διάγραμμα φαίνεται πως όσο πληθαίνουν οι επαναλήψεις τόσο μειώνονται και οι τιμές των residuals, γεγονός που σημαίνει πως η διαδικασία της επίλυσης συγκλίνει. Η υπολογιστική διαδικασία στην παρούσα εργασία ρυθμίστηκε έτσι, ώστε η επίλυση να σταματάει όταν όλα τα residuals γίνουν μικρότερα ή ίσα της τιμής 10^{-5} . Εδώ χρειάστηκαν 680 επαναλήψεις για να επιτευχθεί η απαιτούμενη σύγκλιση.

Για τους υπολογισμούς με μεταβαλλόμενη ταχύτητα στην είσοδο της ροής, χρειάστηκε να εισαχθεί αρχείο τύπου .txt με τις τιμές του προφίλ της ταχύτητας εισόδου. Τέλος, δόθηκε η εντολή υπολογισμού *calculate* και ξεκίνησε η υπολογιστική διαδικασία.

7. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ - ΣΧΟΛΙΑΣΜΟΣ

Σε αυτό το κεφάλαιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των υπολογιστικών προσομοιώσεων που έγιναν στο πρόγραμμα *Ansys Fluent*. Η επεξεργασία των αποτελεσμάτων έγινε σε πρόγραμμα που επίσης ανήκει στο πακέτο *Ansys* και ονομάζεται *Results-CFD-Post*. Η έκθεση των αποτελεσμάτων χωρίζεται σε δύο βασικές ενότητες: Τις λύσεις που προέκυψαν για σταθερή ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας και τις λύσεις και αυτές που προέκυψαν για μεταβαλλόμενη ταχύτητα εισόδου.

Τα αιμοδυναμικά μεγέθη που μας ενδιαφέρουν περισσότερο κατά την εξέταση των αποτελεσμάτων, είναι η πίεση του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας, τα διανύσματα της ταχύτητας που εκφράζουν τη ροή του αίματος κατά μήκος του αγγείου, και οι διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα της αρτηρίας. Τα παραπάνω μεγέθη συγκρίνονται μεταξύ τους για διάφορες περιπτώσεις με σκοπό να ελεγχθεί, εάν και με ποιο τρόπο αυτά επηρεάζονται από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των μοντέλων που χρησιμοποιήθηκαν. Επίσης, για τη σταθερή ταχύτητα στην είσοδο, γίνεται μία σύγκριση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν από τα δύο είδη πλεγμάτων που χρησιμοποιήθηκαν (*Octree* και *Delaunay*). Τέλος, για ορισμένα μεγέθη γίνεται σύγκριση με τα αποτελέσματα προηγούμενης εργασίας του έτους 2010, κατά την οποία οι Karlan, Jaffa, Timor και Elad είχαν πραγματοποιήσει αντίστοιχες προσομοιώσεις για μερικά από τα μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν και στην παρούσα εργασία (περιπτώσεις #1 έως #8 και ευθύγραμμος κυλινδρικός σωλήνας #12) [13].

Για την καλύτερη παρατήρηση και κατανόηση των αποτελεσμάτων και τη σχέση τους με τις διάφορες γεωμετρίες, παρατίθεται εκ νέου ο πίνακας με τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των μοντέλων προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν.

Πίνακας 7.1. Τα γεωμετρικά στοιχεία όλων των μοντέλων προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν.

case #	UCI (Ncoils/cm)	N coils	Pitch (mm)	Dcoil (mm)	$\lambda =$ P/Dcoil	X coiling total (mm)	L coiling total (mm)	Lin = Lout (mm)
1	0,625	10	16	16	1	160	528	50
2	0,625	5	16	16	1	80	264	175
3	0,625	3	16	16	1	48	158	225
4	0,208	10	48	4,8	10	480	503	50
5	0,238	10	42	8,4	5	420	496	50
6	0,303	10	33	12	2,75	330	501	50
7	1,25	10	8	16	0,5	80	509	50
8	2,083	33	4,8	4,8	1	158	522	50
9	0,04	2	250	16	15,63	500	510	50
10	0,40	10	25	16	1,56	250	561	30
11	0,625	10	16	8,4	1,90	160	309	150
12	0	0	-	-	-	0	0	-

7.1. Σταθερή ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας

Σε πρώτο στάδιο παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τους υπολογισμούς που έγιναν θεωρώντας πως η ταχύτητα εισόδου είναι κάθετη στη διατομή εισόδου, ομοιόμορφα κατανομημένη, σταθερή και ίση με $v_{in} = 0,35 \text{ cm/sec}$.

7.1.1. Πίεση στην είσοδο της αρτηρίας

Από τα μεγέθη που υπολογίσθηκαν, η πίεση που επικρατεί στην είσοδο της αρτηρίας είναι ίσως το σημαντικότερο για τη διεξαγωγή χρήσιμων συμπερασμάτων.

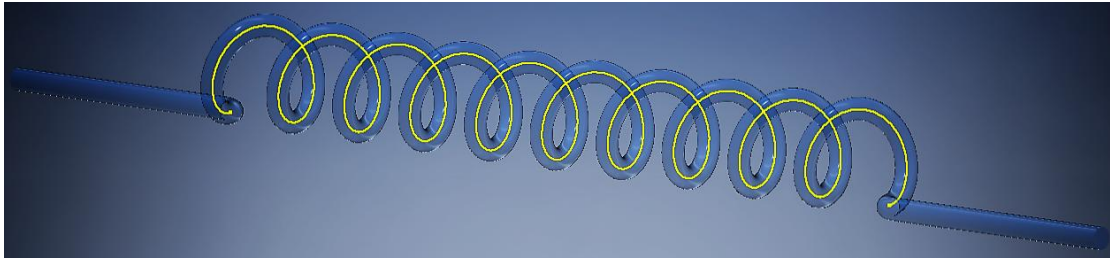
Μία από τις συνοριακές συνθήκες που ορίστηκαν για τους υπολογισμούς στην παρούσα εργασία, είναι πως η πίεση στην έξοδο της αρτηρίας θα είναι σταθερή και ίση με μηδέν: $p_{out} = 0$. Η πίεση αυτή στην έξοδο (δηλαδή στο άκρο του αγγείου που συνδέεται με τον πλακούντα) δεν είναι μηδενική στην πραγματικότητα, αλλά τέθηκε έτσι ώστε να συγκριθεί με την εκάστοτε πίεση στην είσοδο της αρτηρίας. Μας ενδιαφέρει δηλαδή, η διαφορά της πίεσης (ή αλλιώς πτώση πίεσης) ανάμεσα στα δύο άκρα της αρτηρίας.

$$\Delta p = p_{in} - p_{out} = p_{in} - 0 = p_{in}$$

Η πίεση αυτή, είναι η απαραίτητη πίεση που θα πρέπει να υπάρχει στην είσοδο της αρτηρίας ώστε να επιτευχθεί η ροή του αίματος με τη συγκεκριμένη ταχύτητα. Εκφράζει ουσιαστικά, τη δυσκολία που θα έχει η καρδιά του εμβρύου στην ώθηση του αίματος προς τον πλακούντα, μέσω του ομφάλιου λώρου. Επομένως, για μεγάλες μετρούμενες πιέσεις εισόδου p_{in} , υπάρχει αυξημένο φορτίο στην καρδιακή λειτουργία του εμβρύου. Το γεγονός αυτό, θα μπορούσε να οδηγήσει σε μειωμένη ροή του αίματος στον ομφάλιο λώρο και ίσως καρδιακές δυσλειτουργίες στο έμβρυο.

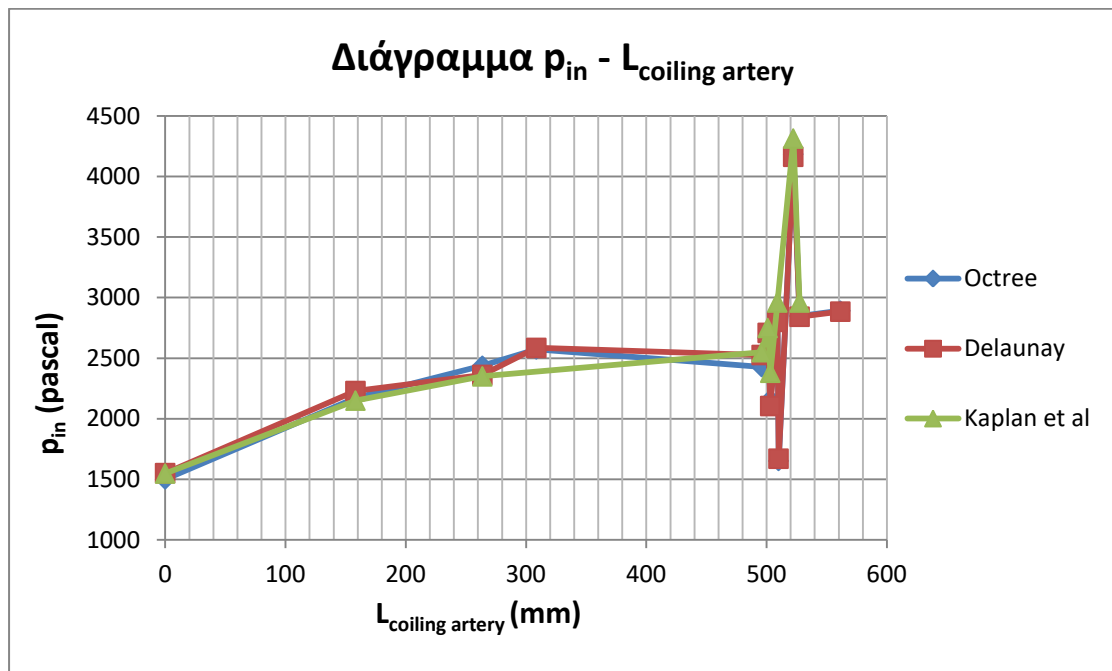
Είναι γνωστό από τη θεωρία πως η πτώση της πίεσης για ροή σε καμπύλους σωλήνες είναι μεγαλύτερη από την αντίστοιχη για ευθύγραμμους. Επομένως, είναι λογικό πως στις ελικωμένες αρτηρίες η πίεση στην είσοδο θα είναι αυξημένη. Μία υπόθεση που θα μπορούσε να γίνει είναι πως η πτώση της πίεσης εξαρτάται αποκλειστικά από το μήκος του ελικωμένου τμήματος του αγγείου $L_{coiling\ artery}$. Το μήκος αυτό υπολογίζεται πολλαπλασιάζοντας το μήκος της κάθε σπείρας L_{coil} με των συνολικό αριθμό των σπειρών N_{coils} .

$$L_{coiling\ artery} = N_{coils} \cdot L_{coil} = N_{coils} \sqrt{(\pi D_{coil})^2 + (P_{coil})^2}$$



Εικόνα 7.1. Με κίτρινο χρώμα βλέπουμε το ελικωμένο τμήμα της αρτηρίας, το μήκος του οποίου ονομάζουμε $L_{coiling\ artery}$ (περίπτωση #1).

Στο παρακάτω διάγραμμα παρουσιάζονται οι πιέσεις εισόδου p_{in} που υπολογίστηκαν για κάθε μοντέλο προσομοίωσης, σε σχέση με το συνολικό μήκος ελίκωσης $L_{coiling\ artery}$.

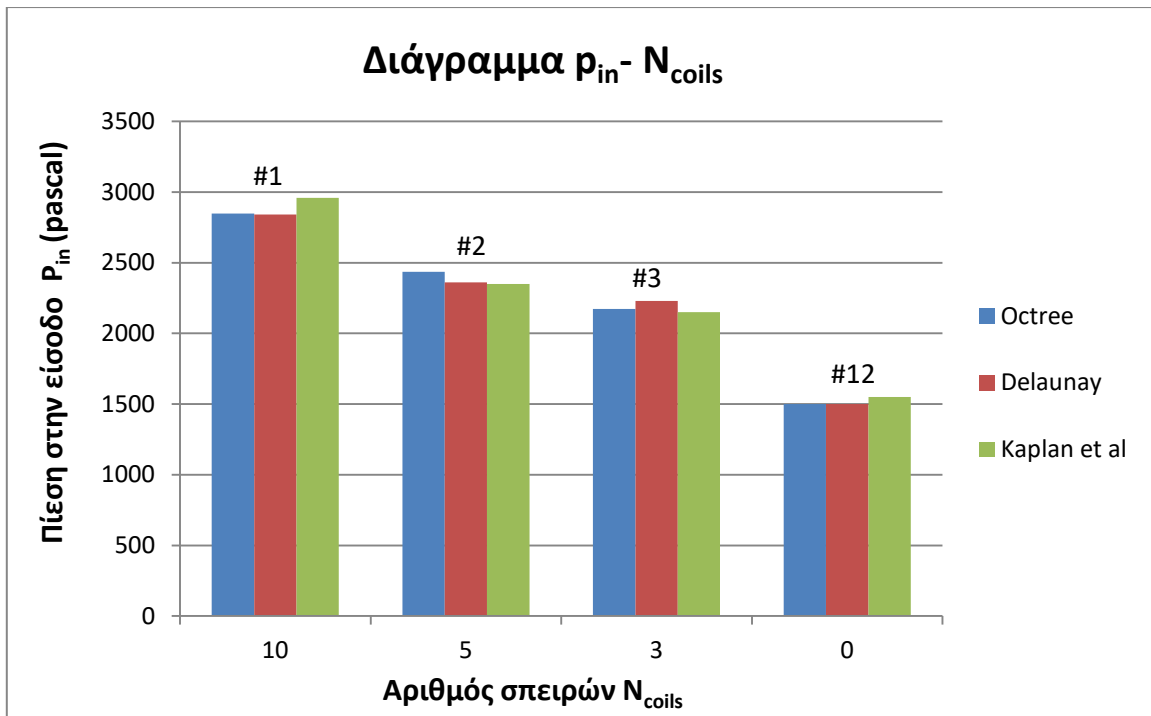


Διάγραμμα 7.1. Με τη χρήση αυτού του διαγράμματος, ερευνάται εάν ισχύει η υπόθεση πως η πτώση της πίεσης εξαρτάται αποκλειστικά από το μήκος του ελικωμένου τμήματος του αγγείου.

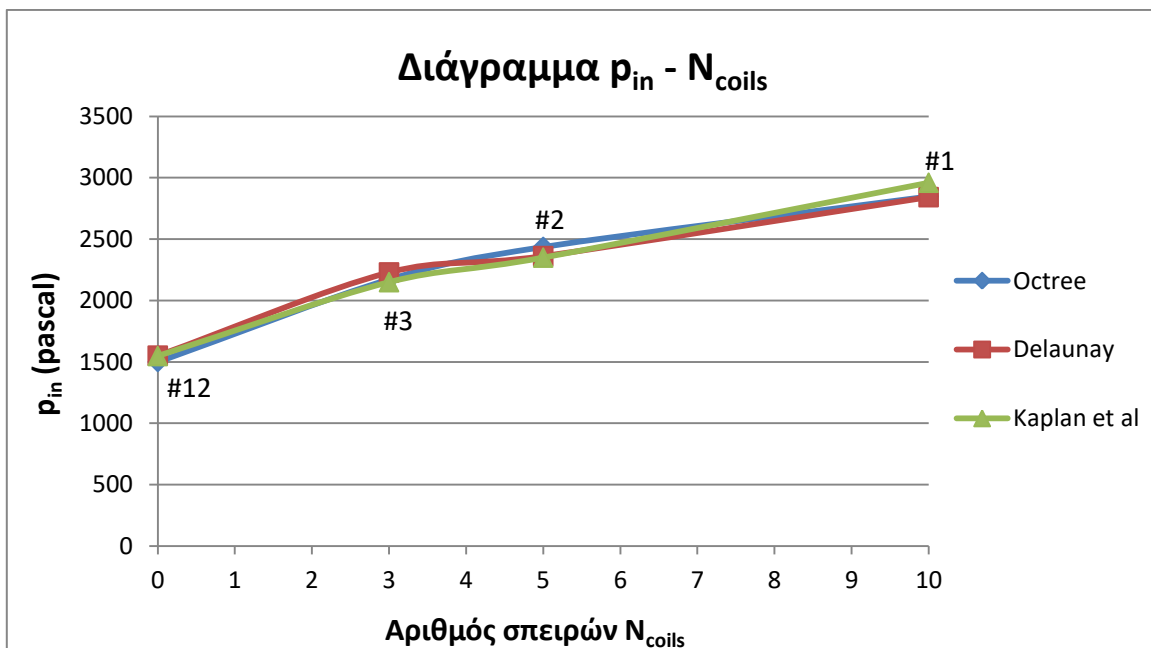
Από το **διάγραμμα 3**, καθίσταται σαφές πως η πίεση στην είσοδο της αρτηρίας δεν εξαρτάται αποκλειστικά από το συνολικό μήκος του ελικωμένου τμήματος του κάθε αγγείου, καθώς δεν υπάρχει κάποια συσχέτιση μεταξύ των

δύο αυτών μεγεθών. Επομένως, θα πρέπει να μελετήσουμε τα επιμέρους γεωμετρικά χαρακτηριστικά των ελικώσεων ώστε να καταλήξουμε σε κάποιο συμπέρασμα. Για το λόγο αυτό, παρουσιάζονται στη συνέχεια τα διαγράμματα που δείχνουν πως μεταβάλλεται η υπολογισθείσα πίεση εισόδου σε σχέση με τα διάφορα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των μοντέλων προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν.

Αρχικά συγκρίνονται οι πιέσεις στην είσοδο σε σχέση με τον συνολικό αριθμό των σπειρών των γεωμετρικών μοντέλων N_{coils} . Στη σύγκριση αυτή συμπεριλήφθηκαν τα μοντέλα των αρτηριών που είχαν ίδια τα υπόλοιπα γεωμετρικά χαρακτηριστικά τους (UCI , D_{coil} , P_{coil} και επομένως και τον δείκτη λ), ώστε να είναι «καθαρή» η ενδεχόμενη συσχέτιση των δύο μεγεθών που θα προέκυπτε. Τα μοντέλα προσομοίωσης που επιλέχθηκαν ήταν οι περιπτώσεις #1, #2, #3, καθώς είχαν όλες: $UCI = 0,625$ coils/cm, $D_{\text{coil}} = 16$ mm, $P_{\text{coil}} = 16$ mm και $\lambda = 1$. Επίσης, συμπεριλήφθηκε και η περίπτωση #12 (κυλινδρικός αγωγός χωρίς ελίκωση), ως σημείο αναφοράς. Για τις γεωμετρικές αυτές παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τα διαφορετικά είδη πλεγμάτων (Octree - Delaunay), τα οποία συγκρίνονται με τα αποτελέσματα προηγούμενης εργασίας των Karlan et al κατά την οποία είχε διεξαχθεί μελέτη για μερικά από τα παραπάνω γεωμετρικά μοντέλα προσομοίωσης [13].



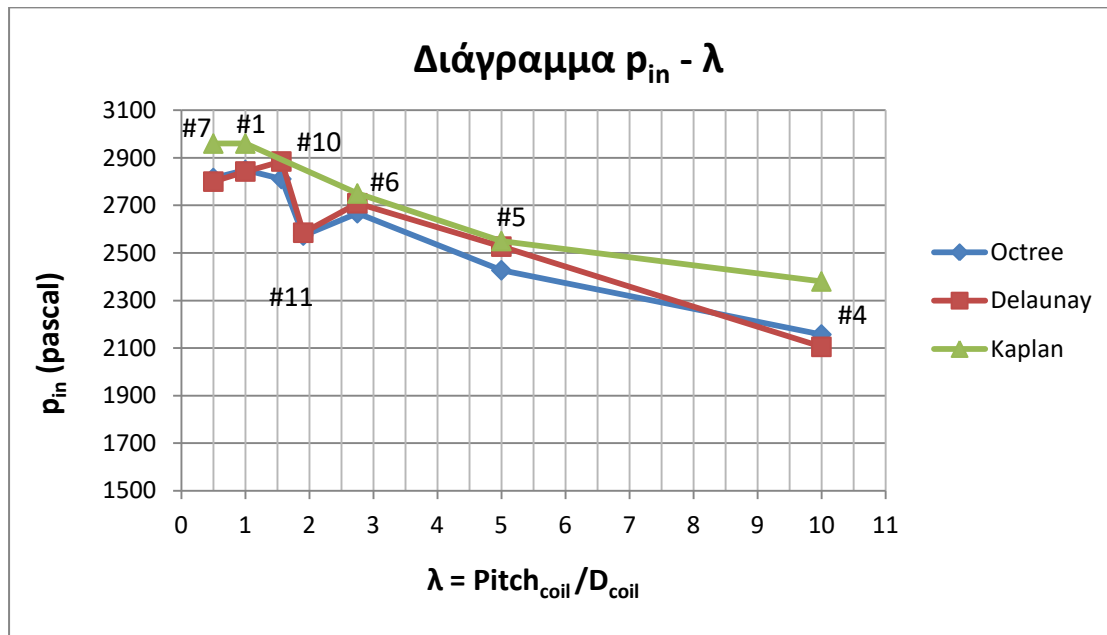
Διάγραμμα 7.2.



Διάγραμμα 7.3. Στα διαγράμματα 7.2 και 7.3, φαίνεται η σχέση της πίεσης του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας P_{in} με το συνολικό αριθμό των σπειρών της αρτηρίας N_{coils} . Οι περιπτώσεις #1, #2 και #3 έχουν όλες $\lambda=1$, $UCI=0,625$ coils/cm, $D_{coil}=16$ mm, και $P_{coil}=16$ mm. Η περίπτωση #12 είναι ο ευθύς κυλινδρικός αγωγός χωρίς ελίκωση. Με διαφορετικά χρώματα για κάθε στήλη δίνονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τα δύο πλέγματα (Octree και Delaunay), όπως και τα αποτελέσματα που προέκυψαν από προηγούμενη εργασία των Kaplan et al.

Στα παραπάνω διαγράμματα παρατηρείται μία σαφής συσχέτιση της πίεσης στην είσοδο της αρτηρίας και του αριθμού των σπειρών των γεωμετρικών μοντέλων. Μάλιστα, από το *διάγραμμα 7.3* διαπιστώνουμε πως υπάρχει μία σχεδόν γραμμική σχέση μεταξύ των περιπτώσεων #3, #2 και #1, οι οποίες έχουν κοινά γεωμετρικά χαρακτηριστικά εκτός από τον αριθμό των σπειρών τους N_{coils} . Η μέση αύξηση της πίεσης ανά σπείρα υπολογίσθηκε μέσω της γραμμής τάσης, ίση με $\Delta p_{coil} = 122,5 \text{ pascal} / coil$.

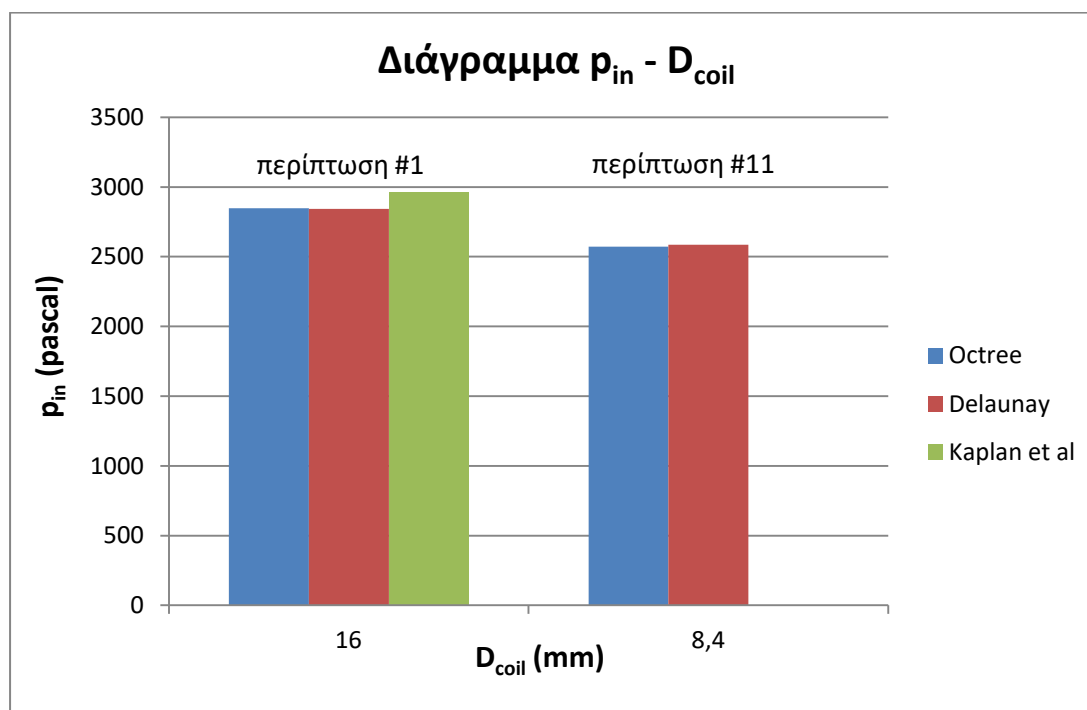
Στη συνέχεια συγκρίνονται ως προς την πίεση εισόδου, τα μοντέλα με ίσο συνολικό αριθμό σπειρών $N_{coils} = 10$, αλλά διαφορετικούς δείκτες λ . Θυμίζουμε πως λ , ορίζεται ο λόγος του βήματος της κάθε σπείρας P_{coil} ως προς τη διάμετρο της σπείρας D_{coil} : $\lambda = P_{coil} / D_{coil}$. Για τη σύγκριση αυτή λάβαμε τις περιπτώσεις: #1, #4, #5, #6, #7, #10 και #11 με τιμές του δείκτη λ : 1, 10, 5, 2,75, 0,50, 1,56 και 1,90 αντίστοιχα. Όπως και προηγουμένως, παρουσιάζονται τα αποτελέσματα για τα δύο διαφορετικά πλέγματα που χρησιμοποιήθηκαν, σε σχέση με αυτά των Kaplan et al.



Διάγραμμα 7.4. Πιέσεις στην είσοδο σε σχέση με τον λόγο $\lambda = \text{pitch} / D_{coil}$. Οι περιπτώσεις που παρουσιάζονται στο διάγραμμα έχουν όλες ίσο αριθμό σπειρών $N_{coils} = 10$.

Από το *διάγραμμα 7.4.* παρατηρούμε ότι σε γενικές γραμμές, όσο αυξάνεται η τιμή του λ , μειώνεται η πίεση στην είσοδο της αρτηρίας. Ωστόσο, το συμπέρασμα αυτό δεν φαίνεται να ισχύει για όλες τις περιπτώσεις και ειδικά για την περιοχή των τιμών του λ 0,5 έως 2. Με μία προσεκτικότερη ματιά στον *πίνακα 1.* παρατηρούμε πως, για τις περιπτώσεις που επιλέχθηκαν στο παραπάνω διάγραμμα, τα γεωμετρικά μοντέλα #1, #7 και #10 έχουν ίση διάμετρο της σπείρας $D_{coil} = 16$ mm. Οι υπόλοιπες περιπτώσεις (#4, #5, #6, #11), των διαγραμμάτων 3.A και 3.B, έχουν διαμέτρους σπείρας 4,8 mm, 8,4 mm, 12 mm και πάλι 8,4mm αντίστοιχα. Επομένως η αύξηση της πίεσης στην είσοδο της αρτηρίας θα μπορούσε να σχετίζεται με την διάμετρο της σπείρας D_{coil} και όχι με τον δείκτη λ .

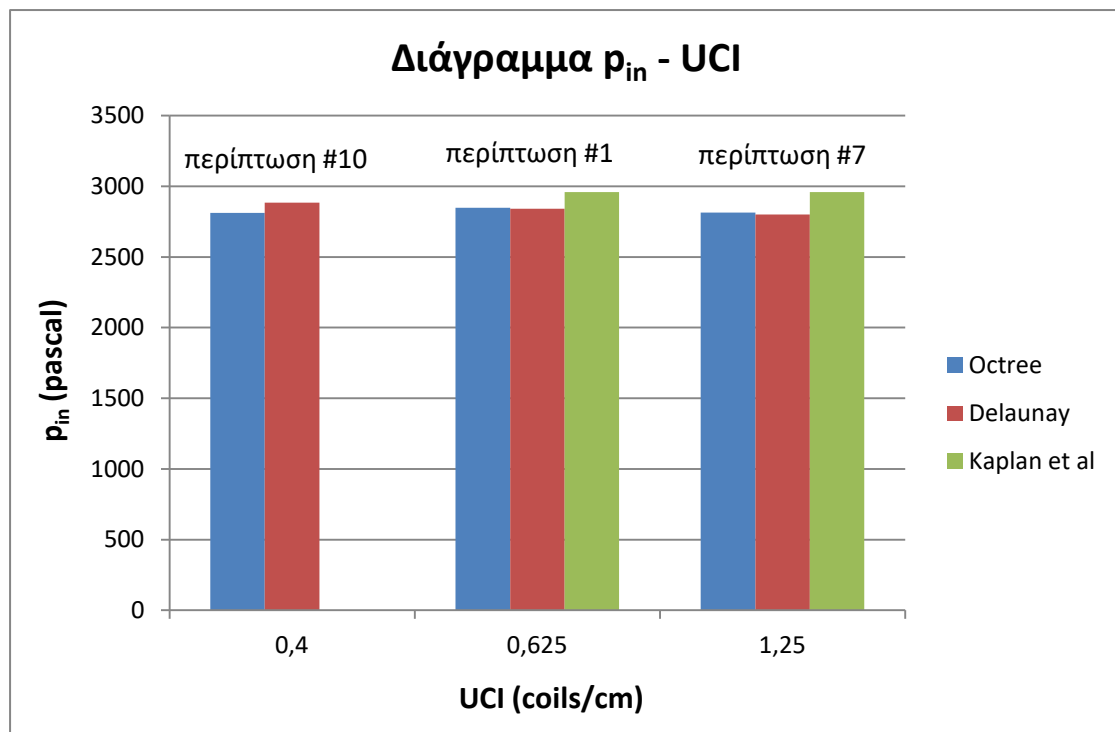
Για να εξακριβώσουμε εάν η διάμετρος της σπείρας ασκεί επιρροή στην πτώση της πίεσης, συγκρίνουμε παρακάτω τις περιπτώσεις #1 και #11 οι οποίες έχουν κοινό αριθμό σπειρών $N_{coils} = 16$ mm όπως και συντελεστή $UCI = 0,625$ αλλά διαφορετικές D_{coil} .



Διάγραμμα 7.5. Σύγκριση των πιέσεων στην είσοδο δύο μοντέλων (#1 και #11) σε σχέση με τη διάμετρο των σπειρών τους D_{coil} . Τα δύο αυτά μοντέλα έχουν ίσο αριθμό σπειρών ($N_{coils}=10$) και ίσο δείκτη ομφαλικής ελίκωσης ($UCI = 0,625$ coils/cm).

Από το διάγραμμα 6. παρατηρούμε πως πράγματι, για δύο πανομοιότυπες ελικοειδείς γεωμετρίες με μοναδική διαφορά τη διάμετρο της σπείρας, η πίεση εισόδου αυξάνεται για τη μεγαλύτερη διάμετρο.

Στη συνέχεια, εξετάζεται η σχέση της πίεσης στην είσοδο με τον δείκτη ομφαλικής ελίκωσης UCI. Για το λόγο αυτό, συγκρίνονται τρία μοντέλα αρτηριών (περιπτώσεις #1, #7 και #10) με ίσο συνολικό αριθμό σπειρών ($N_{coil} = 10$) όπως και ίση διάμετρο σπείρας ($D_{coil} = 16$ mm), αλλά διαφορετικούς δείκτες ομφαλικής ελίκωσης UCI, όπως και λόγους λ.

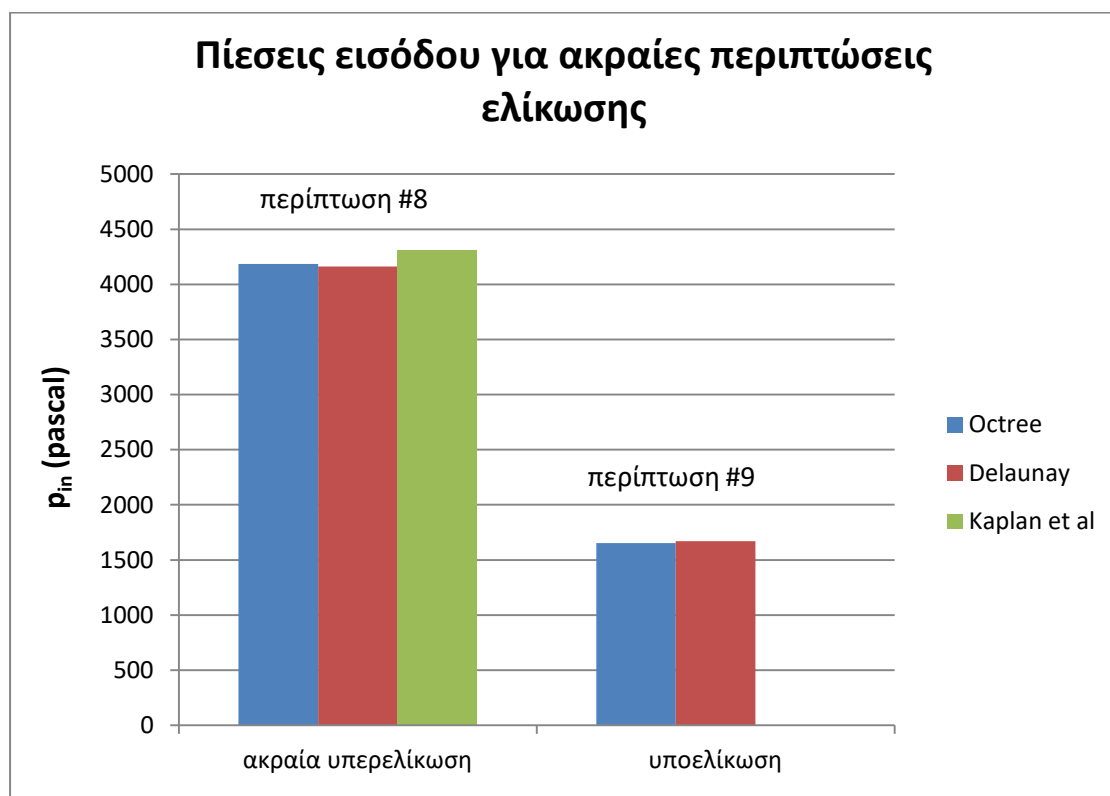


Διάγραμμα 7.6. Σύγκριση των πιέσεων στην είσοδο p_{in} , τριών περιπτώσεων (#1, #7 και #10) σε σχέση με τον δείκτη ομφαλικής ελίκωσης UCI. Οι τρεις αυτές περιπτώσεις έχουν ίσο αριθμό σπειρών ($N_{coils} = 10$) και ίσες διαμέτρους σπειρών ($D_{coil} = 16$ mm).

Παρατηρούμε πως υπάρχει ελάχιστη διακύμανση μεταξύ των τιμών παρόλο που ο δείκτης UCI για την περίπτωση #7 είναι διπλάσιος από αυτόν της περίπτωσης #1 και υπερτριπλάσιος της περίπτωσης #10. Επομένως, από το παραπάνω διάγραμμα φαίνεται πως η πίεση στην είσοδο της αρτηρίας δεν εξαρτάται από τον δείκτη ομφαλικής ελίκωσης, αυτόν καθ' εαυτόν. Βεβαίως,

αυτό το συμπέρασμα δεν πρέπει να ερμηνευθεί λανθασμένα, καθώς στην παραπάνω σύγκριση αναφερόμαστε στον δείκτη ομφαλικής ελίκωσης UCI για συγκεκριμένο αριθμό συνολικών σπειρών N_{coils} . Επομένως, εννοούμε ουσιαστικά πως η πυκνότητα της ελίκωσης δεν επηρεάζει σημαντικά την πίεση στην είσοδο της αρτηρίας. Από ιατρική άποψη ωστόσο, ο ομφάλιος λώρος δεν περιορίζεται σε συγκεκριμένο αριθμό σπειρών. Έτσι, συχνά ένας υπερελικωμένος ομφάλιος λώρος με μεγάλο δείκτη UCI θα έχει και αυξημένο συνολικό αριθμό σπειρών ο οποίος ήδη είδαμε πως σχετίζεται άμεσα με την πίεση του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας.

Τέλος, παρατίθενται οι πιέσεις εισόδου που υπολογίσθηκαν για τα γεωμετρικά μοντέλα #8 και #9 του πίνακα 1. Τα μοντέλα αυτά αποτελούν ειδικές περιπτώσεις υπερελίκωσης και υποελίκωσης αντίστοιχα, καθώς χαρακτηρίζονται από ακραίες τιμές του δείκτη ελίκωσης ($UCI_{\#8} = 2,08$ coils/cm και $UCI_{\#9} = 0,04$ coils/cm), όπως και του συνολικού αριθμού σπειρών ($N_{\text{coils}\#8} = 33$ και $N_{\text{coils}\#9} = 2$).



Διάγραμμα 7.7. Ειδικές περιπτώσεις υπερελίκωσης (#8) και υποελίκωσης (#9).

Παρατηρούμε πως η πίεση στην είσοδο της αρτηρίας για την περίπτωση #8 είναι σαφώς μεγαλύτερη από αυτές που βρέθηκαν για τα άλλα γεωμετρικά μοντέλα. Το αποτέλεσμα αυτό ήταν αναμενόμενο, λόγω του μεγάλου συνολικού αριθμού σπειρών N_{coils} . Επίσης κατ' αντιστοιχία η πίεση για την περίπτωση της υποελίκωσης είναι αρκετά χαμηλή και αρκετά κοντινή σε αυτή που μετρήθηκε για τον ευθύ κυλινδρικό σωλήνα.

Οι τιμές των πιέσεων στην είσοδο της αρτηρίας που προέκυψαν για τις ελικωμένες αρτηρίες, κυμαίνονται μεταξύ των 1652 και 4184 Pascal, δηλαδή αντιστοιχούν σε εύρος 12,4 έως 31,4 mm Hg. Το εύρος αυτό έρχεται σε συμφωνία με τις καταγεγραμμένες μετρήσεις της βιβλιογραφίας, οι οποίες προκύπτουν εάν από την συστολική πίεση στην στις έσω λαγόνιες αρτηρίες (30-40 mm Hg) αφαιρέσουμε την πίεση της φλέβας στον πλακούντα η οποία έχει μετρηθεί ίση με 6 mm Hg σε τελειόμηνα έμβρυα [40] [18].

Τέλος, με βάση τους υπολογισμούς για τις παραπάνω πιέσεις στην είσοδο των αρτηριών, έγινε και η συνολική εκτίμηση των λύσεων που προέκυψαν από τα δύο διαφορετικά είδη πλεγμάτων (Octree και Delaunay). Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τα διαφορετικά αυτά είδη πλεγμάτων σε γενικές γραμμές συμβαδίζουν. Σημειώνεται ότι οι λύσεις της μεθόδου Delaunay παρουσιάζουν μικρότερη μέση απόκλιση σε σχέση με τα αποτελέσματα της εργασίας των Kaplan et al. Για λόγους σύγκρισης με την προηγούμενη αυτή μελέτη, θα συνεχισθεί η παρουσίαση των υπόλοιπων χαρακτηριστικών της ροής (γραμμές ροής, ισοταχείς καμπύλες, διανύσματα ταχυτήτων και διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα) με τα αποτελέσματα των πλεγμάτων Delaunay.

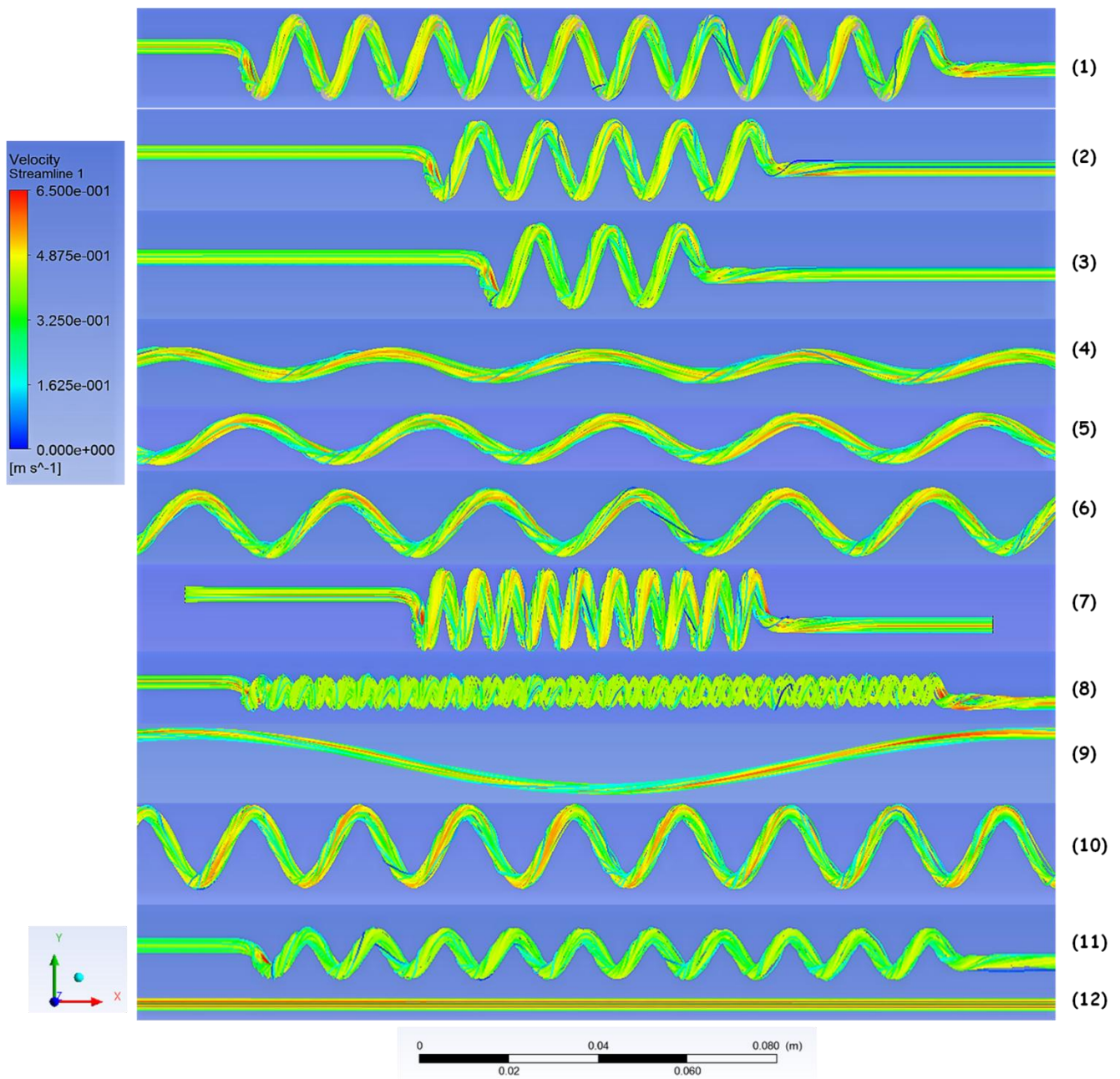
7.1.2. Ροή του αίματος στην ομφαλική αρτηρία

Η ροή του αίματος στην ομφαλική αρτηρία μπορεί να μελετηθεί με αρκετούς τρόπους. Στην παρούσα εργασία επιλέχθηκε να απεικονιστούν οι γραμμές ροής (*streamlines*) σε όλο το μήκος της αρτηρίας καθώς και οι κατανομές της ταχύτητας σε τομές του αγγείου, τόσο με διανύσματα (*vectors*) όσο και με ισοταχείς χρωματικές καμπύλες (*contours*).

7.1.2.1. Γραμμές ροής

Οι γραμμές ροής (*stream lines*) του πεδίου ροής λόγω του ορισμού τους, όπως αναφέρεται και στο κεφάλαιο της μηχανικής των ρευστών, είναι εφαπτομενικές με το διάνυσμα της ταχύτητας του ρευστού, για τη χρονική στιγμή στην οποία αναφέρονται. Μέσω των γραμμών ροής μπορούμε να αντλήσουμε χρήσιμες πληροφορίες, όπως για παράδειγμα σε ποιες περιοχές και χρονικές στιγμές αναπτύσσονται μέγιστες και ελάχιστες ταχύτητες ή σε ποιά σημεία και πότε η ροή είναι στρωτή ή τυρβώδης.

Σε αυτήν την ενότητα, αναφερόμαστε στην περίπτωση κατά την οποία, η ταχύτητα του ρευστού στην είσοδο είναι σταθερή. Επομένως, η ροή του ρευστού είναι μόνιμη και εκφράζεται από τις γραμμές της ροής ανεξαρτήτως χρονικής στιγμής. Επιπλέον, για σταθερές ροές οι γραμμές ροής εκφράζουν τις τροχιές των σωματιδίων του ρευστού και τις διαδρομές που αυτά ακολουθούν μέσα στην αρτηρία. Παρακάτω παρατίθενται οι γραμμές ροής όπως αποτυπώθηκαν από το πρόγραμμα *Results-CFD-Post*.



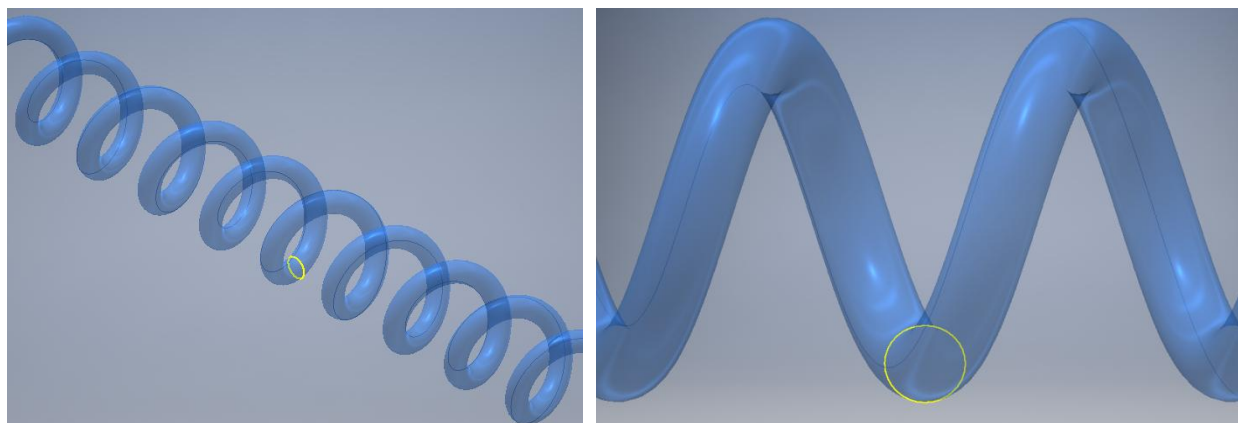
Εικόνα 7.2. Γραμμές ροής στα μοντέλα προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν για σταθερή ταχύτητα του αίματος στην είσοδο του αγγείου.

Παρατηρούμε πως η ροή του ρευστού είναι στρωτή στις προσομοιώσεις που πραγματοποιήθηκαν. Επίσης, στις γεωμετρίες με χαμηλό δείκτη ελίκωσης και κυρίως στον ευθύγραμμο κυλινδρικό αγωγό (#12) και στην περίπτωση υποελίκωσης (#9), φαίνονται εντονότερες οι κόκκινες γραμμές κοντά στον κεντρικό άξονα, γεγονός που σημαίνει πως

αναπτύσσονται οι μέγιστες ταχύτητες που αναπτύσσονται εκεί είναι μεγαλύτερες.

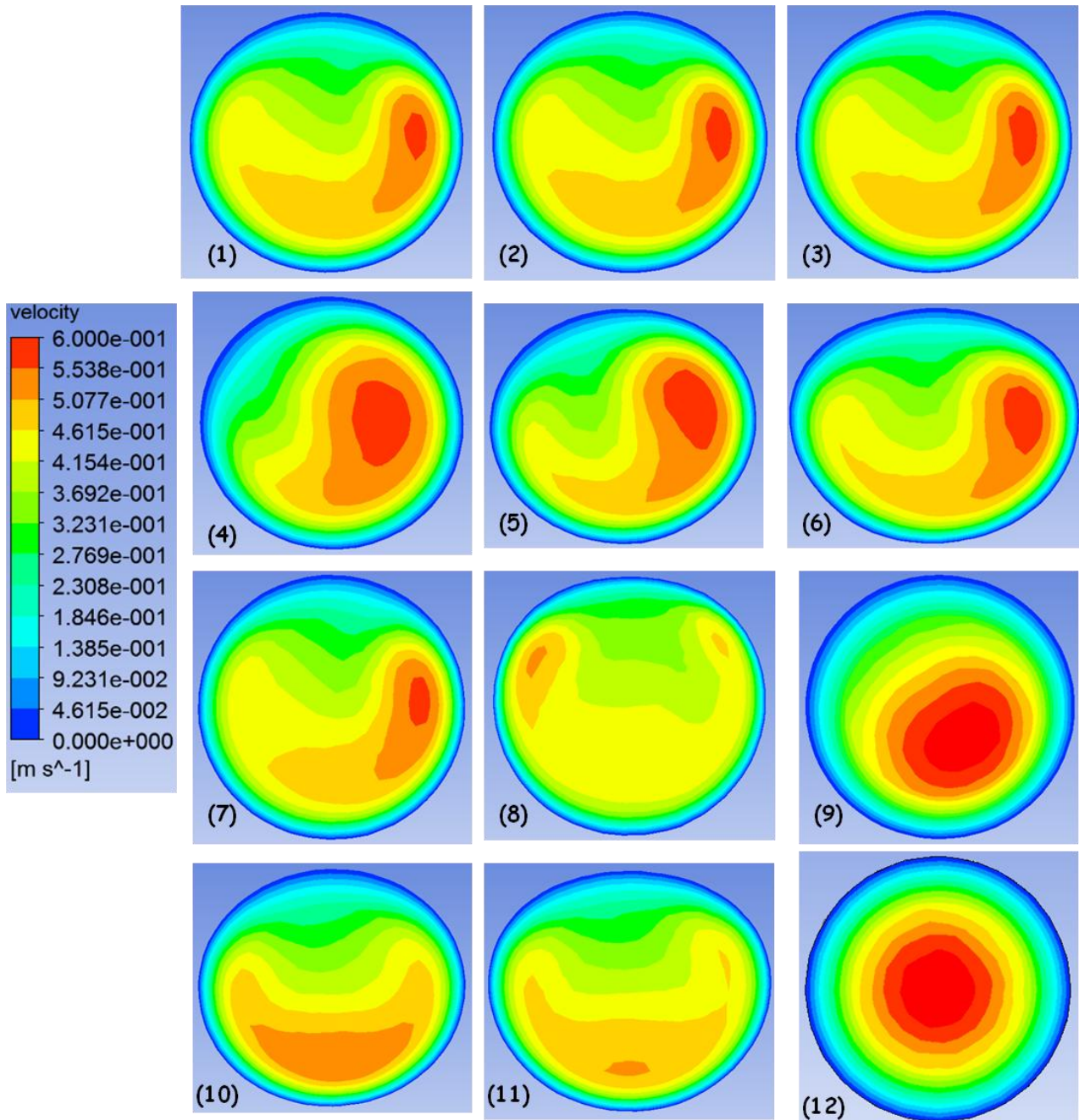
7.1.2.2. Κατανομή της ταχύτητας μέσω ισοταχών χρωματικών καμπυλών

Οι ισοταχείς χρωματικές καμπύλες (*velocity contours*) χρησιμεύουν στην παρατήρηση της μορφής της κατανομής της ταχύτητας σε κάποια συγκεκριμένη διατομή του γεωμετρικού μοντέλου της αρτηρίας. Οι διατομές που χρησιμοποιήθηκαν, σχεδιάστηκαν στο μέσο των αρτηριακών μοντέλων, ώστε η ροή του ρευστού να επηρεάζεται όσο το δυνατόν λιγότερο από τους συνδέσμους που βρίσκονται στις άκρες των ελικωμένων τμημάτων. Στο σχήμα που ακολουθεί φαίνεται μία τέτοια τομή όπως σχεδιάστηκε για την περίπτωση #1.



Εικόνα 7.3. Παράδειγμα διατομής στο μέσο του μοντέλου της ομφαλικής αρτηρίας (περίπτωση 1). Η διατομή αυτή χρησιμοποιήθηκε για τη μελέτη της κατανομής της ταχύτητας μέσω ισοταχών καμπυλών και των διανυσμάτων της ταχύτητας.

Παρακάτω παρουσιάζονται οι ισοταχείς καμπύλες των δώδεκα γεωμετρικών μοντέλων που χρησιμοποιήθηκαν.



Εικόνα 7.4. Κατανομή της ταχύτητας όπως παρουσιάζεται σε ισοταχείς καμπύλες, για τα δώδεκα γεωμετρικά μοντέλα προσομοίωσης, σε διατομές όπως φαίνεται στην εικόνα 7.3. Όλα τα σωματίδια του ρευστού έχουν ίσο μέτρο ταχύτητας σε κάθε κλειστή καμπύλη που χωρίζει δύο χρωματικές ζώνες.

Από τις ισοταχείς καμπύλες παρατηρούμε πως στις περισσότερες γεωμετρίες με έντονη ελίκωση, τείνουν να αναπτυχθούν μεγαλύτερες ταχύτητες προς το εξωτερικό της ελίκωσης. Επιπλέον, στις περιπτώσεις αυτές, οι κλειστές αυτές καμπύλες αποκτούν ένα σχήμα που θυμίζει «μισοφέγγαρο». Αυτό μπορεί να εξηγηθεί από τις φυγόκεντρες δυνάμεις που ασκούνται στα σωματίδια του ρευστού λόγω της ελίκωσης.

Πιο συγκεκριμένα, το φαινόμενο αυτό παρατηρείται εντονότερο για τις περιπτώσεις (#1, #2, #3, #6 και #10). Οι περιπτώσεις αυτές έχουν και τις μεγαλύτερες διαμέτρους σπείρας ($D_{coil} = 16 \text{ mm}$ για τις περιπτώσεις #1, #2, #3, #10 και $D_{coil} = 12 \text{ mm}$ για την #6). Επίσης παρατηρούμε πως η χαρακτηριστική αυτή μορφή των ισοταχών καμπυλών, εμφανίζεται λιγότερο έντονα στις περιπτώσεις #4 και #8 οι οποίες έχουν και τη μικρότερη διάμετρο σπείρας ($D_{coil \#4} = D_{coil \#8} = 4,8 \text{ mm}$). Για τον ευθύγραμμο κυλινδρικό σωλήνα (περίπτωση #12) δεν ισχύει τίποτα από τα παραπάνω και το προφίλ της ταχύτητας είναι αυτό που αναμενόταν από τη θεωρία, με τις μέγιστες ταχύτητες στο κέντρο της διατομής και τις ελάχιστες κοντά στα τοιχώματα. Τέλος, παρατηρούμε πως η κατανομή της ταχύτητας στην περίπτωση της υποελικωμένης αρτηρίας (περίπτωση #9) είναι σχετικά παρόμοια με αυτήν του ευθύγραμμου κυλινδρικού σωλήνα, με τη διαφορά πως οι μέγιστες ταχύτητες έχουν μετατοπιστεί λίγο σε σχέση με τον κεντρικό άξονα της διατομής.

Από τις παραπάνω παρατηρήσεις μπορεί να προκύψει το συμπέρασμα, πως η κατανομή της ταχύτητας εξαρτάται από τη διάμετρο των σπειρών του αγγείου D_{coil} , με τις περιοχές της διατομής όπου αναπτύσσονται μεγαλύτερες ταχύτητες να μετακινούνται προς το εξωτερικό της ελίκωσης για μεγάλες διαμέτρους σπειρών. Το γεγονός αυτό δεν είναι τυχαίο, καθώς είναι γνωστό πως η φυγόκεντρος δύναμη σε κυκλική τροχιά είναι ανάλογη με την ακτίνα του κύκλου.

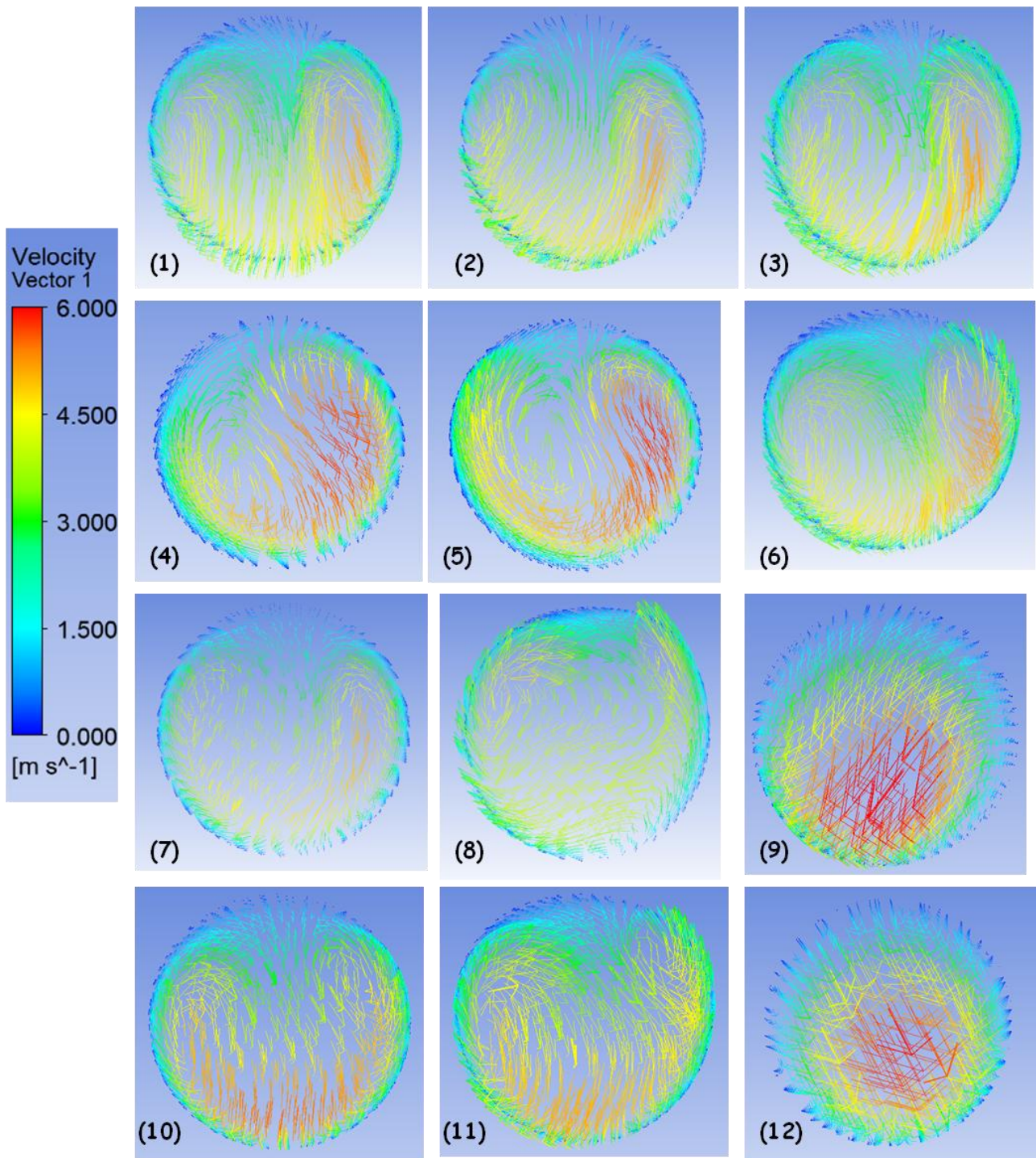
Εκτός από τη διάμετρο της σπείρας D_{coil} , παρατηρείται και κάποια μεταβολή της κατανομής της ταχύτητας για τους διαφορετικούς λόγους λ . Οι περιπτώσεις #4, #5, #6 και #7 κατά τις οποίες μειώνεται σταδιακά ο λόγος λ από 10 σε 0,5 παρουσιάζουν και αντίστοιχη σταδιακή μεταβολή της

κατανομής της ταχύτητάς τους. Πιο συγκεκριμένα με τη μείωση του λ το μέτρο της μέγιστης ταχύτητας στη διατομή μειώνεται, ενώ ταυτόχρονα αναπτύσσονται υψηλές ταχύτητες προς την εξωτερική πλευρά της ελίκωσης.

Όσον αφορά τα υπόλοιπα γεωμετρικά χαρακτηριστικά, δεν παρατηρήθηκε κάποια άλλη συσχέτιση με τη μορφή των ισοταχών καμπυλών. Πιο συγκεκριμένα, το φαινόμενο αυτό δεν επηρεάζεται από τον συνολικό αριθμό των σπειρών N_{coils} καθώς οι περιπτώσεις #1, #2 και #3 παρουσιάζουν παρόμοια μορφή καμπυλών, παρότι διαφέρουν στον αριθμό των σπειρών ($N_{\text{coils}} \#1 = 10$, $N_{\text{coils}} \#2 = 5$ και $N_{\text{coils}} \#3 = 3$). Επίσης δεν φαίνεται να υπάρχει κάποια συσχέτιση με τον δείκτη UCI.

7.1.2.3. Διανύσματα ταχυτήτων και δευτερεύουσα ροή

Παρακάτω απεικονίζονται τα διανύσματα (*vectors*) της ταχύτητας του ρευστού. Τα διανύσματα αυτά μελετούνται στις ίδιες διατομές, όπως περιγράφονται στην προηγούμενη παράγραφο και στην εικόνα 7.3. Το χρώμα και το μέγεθος του κάθε διανύσματος, εκφράζει το μέτρο της ταχύτητας που έχει ένα σωματίδιο του ρευστού στη συγκεκριμένη θέση, ενώ η διεύθυνση και η φορά δείχνουν την τριδιάστατη κίνησή του στον χώρο. Τα διανύσματα της ταχύτητας στις διατομές αυτές, προσφέρονται ιδανικά για να παρατηρήσουμε τη δευτερεύουσα ροή, η οποία ως φαινόμενο αναλύθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο της μηχανικής των ρευστών.



Εικόνα 7.5. Απεικόνιση των διανυσμάτων της ταχύτητας για τα δώδεκα γεωμετρικά μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν για τις προσομοιώσεις ροής με σταθερή ταχύτητα εισόδου. Η διατομές των αγγείων στις οποίες γίνεται η μελέτη των διανυσμάτων περιγράφεται στην εικόνα 7.3.

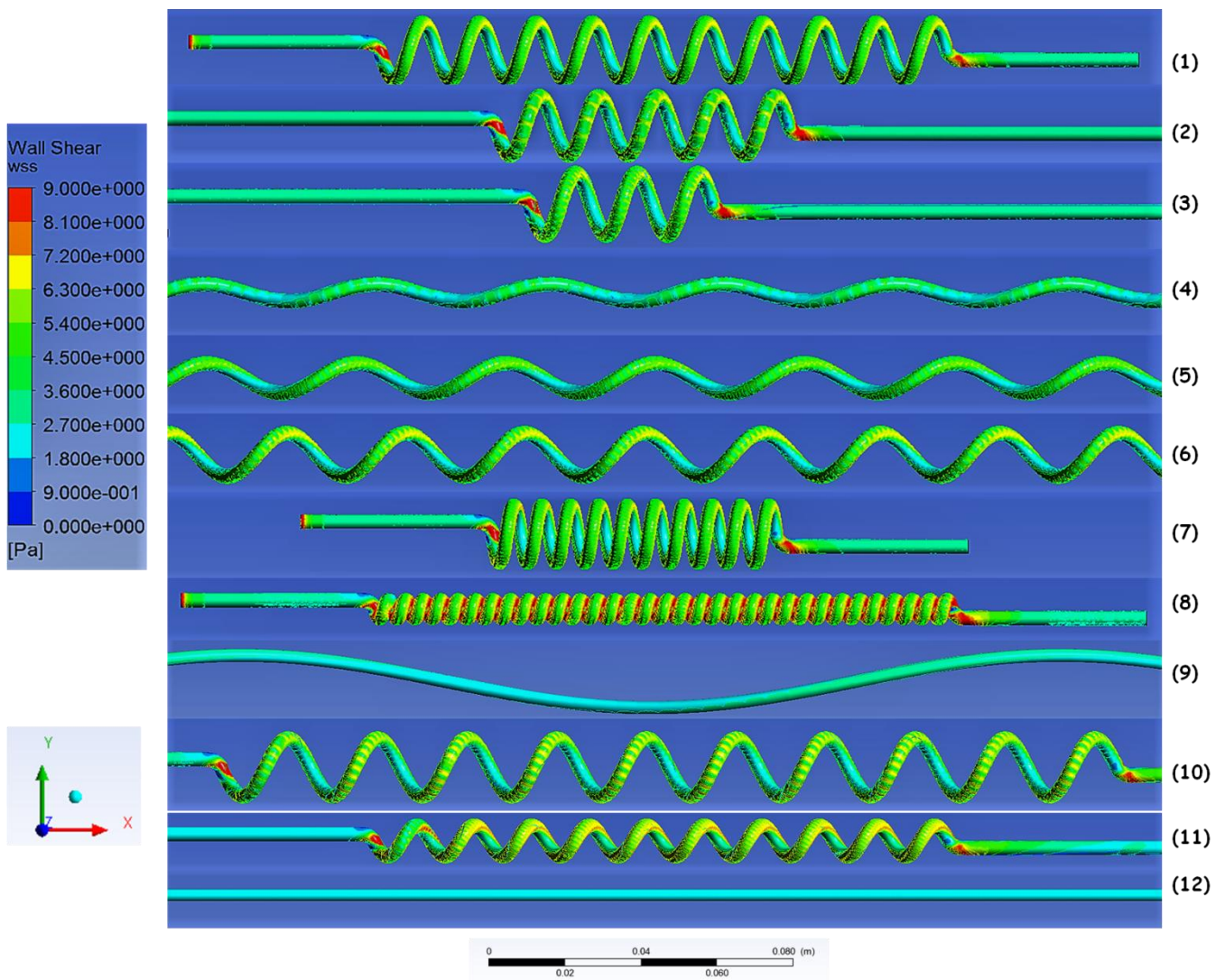
Από τις παραπάνω εικόνες των διανυσμάτων της ταχύτητας παρατηρούμε έντονη την παρουσία της δευτερεύουσας ροής του αίματος στις αρτηρίες. Το γεγονός αυτό συμβαδίζει με τις θεωρητικές μελέτες για ροές σε καμπύλους αγωγούς [26] [25], όπως είναι τα ελικοειδή μοντέλα αρτηριών που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα εργασία. Θυμίζουμε πως δευτερεύουσα ροή σε μία διατομή καμπύλου σωλήνα, είναι η τάση των σωματιδίων του ρευστού να μεταφέρονται από την εσωτερική προς την εξωτερική πλευρά της καμπύλης περνώντας από το κέντρο της διατομής, λόγω της φυγόκεντρου δύναμης. Στη συνέχεια τα σωματίδια μετακινούνται κοντά στα τοιχώματα της αρτηρίας και επιστρέφουν στην εσωτερική πλευρά της ελίκωσης.

Παρατηρούμε πως, όπως και στις ισοταχείς καμπύλες, η δευτερεύουσα ροή είναι, σε γενικές γραμμές, έντονη για τις ελικοειδείς γεωμετρίες με μεγάλη διάμετρο σπείρας D_{coil} (περίπτώσεις #1, #2, #3 και #10).

Αξίζει να σημειωθεί επίσης, πως για τις περιπτώσεις με τους μεγαλύτερους δείκτες UCI (#7 και #8) η δευτερεύουσα ροή φαίνεται πως εξασθενεί. Μάλιστα στην ακραία γεωμετρία υπερελίκωσης (περίπτωση #8), η δευτερεύουσα ροή δεν έχει ακριβώς τη συνηθισμένη της μορφή κατά την οποία δημιουργούνται δύο κλειστές ελλειπτικές τροχιές. Επιπλέον, στην περίπτωση της υποελικωμένης αρτηρίας (περίπτωση #9) η δευτερεύουσα ροή είναι σχεδόν αμελητέα, ενώ δεν παρατηρείται καθόλου στον ευθύ κυλινδρικό αγωγό (περίπτωση #9).

7.1.3. Διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα της αρτηρίας

Ένα επίσης σημαντικό στοιχείο της ροής του αίματος στις ομφαλικές αρτηρίες, είναι οι διατμητικές τάσεις (τ_w) που ασκούνται στα τοιχώματα των αγγείων. Παρακάτω παρουσιάζονται οι κατανομές των διατμητικών τάσεων εκφρασμένες με χρωματικές καμπύλες για τα 12 μοντέλα προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν.

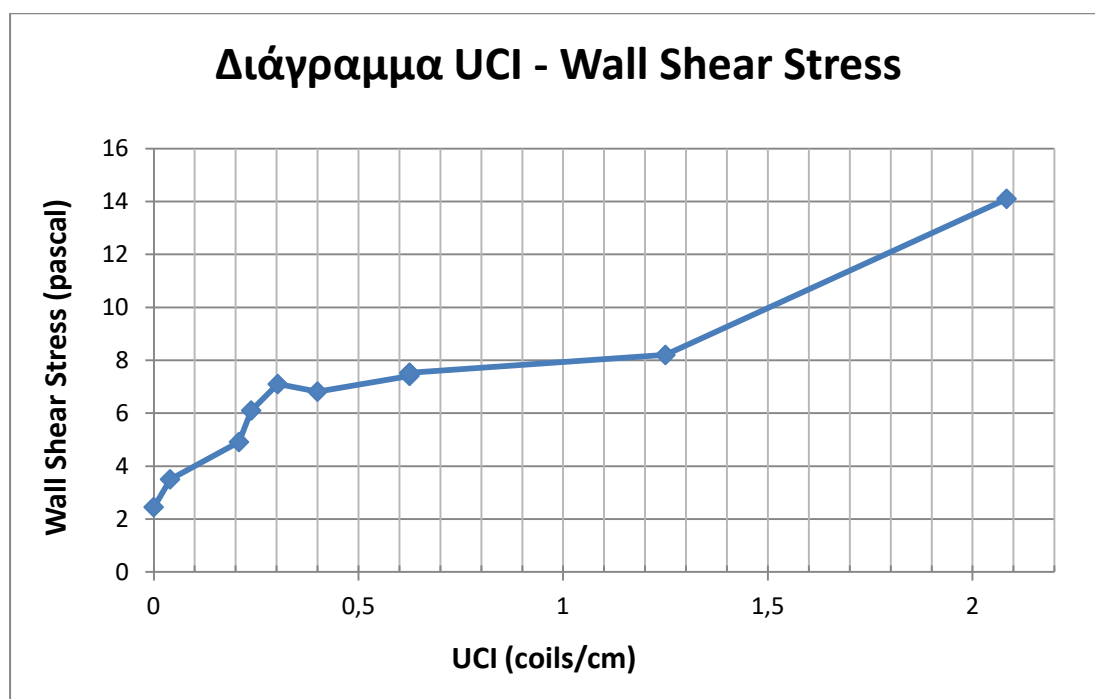


Εικόνα 7.6. Διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα της αρτηρίας, για τα 12 μοντέλα προσομοίωσης που χρησιμοποιήθηκαν.

Παρατηρούμε πως οι μέγιστες διατμητικές τάσεις εμφανίζονται στην εξωτερική πλευρά της ελίκωσης και στο μπροστινό τοίχωμα της κάθε σπείρας. Φαίνεται να υπάρχει δηλαδή, κάποια αντιστοιχία με τις κατανομές των ταχυτήτων που εξετάστηκαν νωρίτερα, καθώς οι μεγαλύτερες διατμητικές τάσεις αναπτύσσονται στα σημεία των τοιχωμάτων που βρίσκονται πιο κοντά στις μέγιστες ταχύτητες του ρευστού.

Σχετικά με τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του κάθε μοντέλου, παρατηρούμε πως υπάρχει συσχέτιση των μέγιστων τιμών των διατμητικών

τάσεων με τον δείκτη ελίκωσης UCI. Πιο συγκεκριμένα ο ευθύς κυλινδρικός σωλήνας και η υποελικωμένη αρτηρία (περίπτωσης #12 και #9) εμφανίζουν χαμηλές μέγιστες τιμές διατμητικών τάσεων (2,45 και 3,5 Pascal αντίστοιχα). Οι μεγαλύτερες μέγιστες τιμές διατμητικών τάσεων αναπτύσσονται στην ακραία περίπτωση υπερελίκωσης (περίπτωση #8, $\tau_{w max} = 14,1 Pascal$). Παρακάτω δίνεται διάγραμμα στο οποίο παρουσιάζονται οι μέγιστες τιμές των διατμητικών τάσεων σε σχέση με τους δείκτες ελίκωσης UCI.



Διάγραμμα 7.8. Μεταβολή των διατμητικών τάσεων στο τοίχωμα της αρτηρίας (wall shear) σε σχέση με τον δείκτη ελίκωσης UCI.

Στο παραπάνω διάγραμμα χρησιμοποιήθηκαν οι μέγιστες τιμές των διατμητικών τάσεων σε κάθε μοντέλο προσομοίωσης στην ελικωμένη του περιοχή (δεν λήφθηκαν υπ' όψιν ωστόσο οι διατμητικές τάσεις στους συνδέσμους). Παρατηρούμε πως οι διατμητικές τάσεις αυξάνονται όσο μεγαλώνει και ο δείκτης UCI. Δεν παρατηρείται κάποια άλλη συσχέτιση μεταξύ των διατμητικών τάσεων και των γεωμετρικών χαρακτηριστικών, καθώς ούτε ο αριθμός των σπειρών N_{coils} , ούτε η διάμετρος της κάθε σπείρας D_{coil} επηρεάζουν σημαντικά τις τιμές τους.

7.2. Μεταβαλλόμενη ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας

Σε αυτή την ενότητα παρουσιάζονται τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την προσομοίωση παλλόμενης ροής στις ομφαλικές αρτηρίες. Για τους υπολογισμούς σε αυτήν την περίπτωση, η σταθερή ταχύτητα εισόδου αντικαταστάθηκε από μία χρονική συνάρτηση της ταχύτητας, τα χαρακτηριστικά της οποίας και η μέθοδος με την οποία προέκυψαν, περιγράφονται στην παράγραφο: 6.3.1.2 *Ρυθμίσεις για μεταβαλλόμενη ταχύτητα του αίματος στην είσοδο της αρτηρίας*. Θυμίζουμε τα βασικά χαρακτηριστικά του προφίλ ταχύτητας στην είσοδο τα οποία είναι τα εξής:

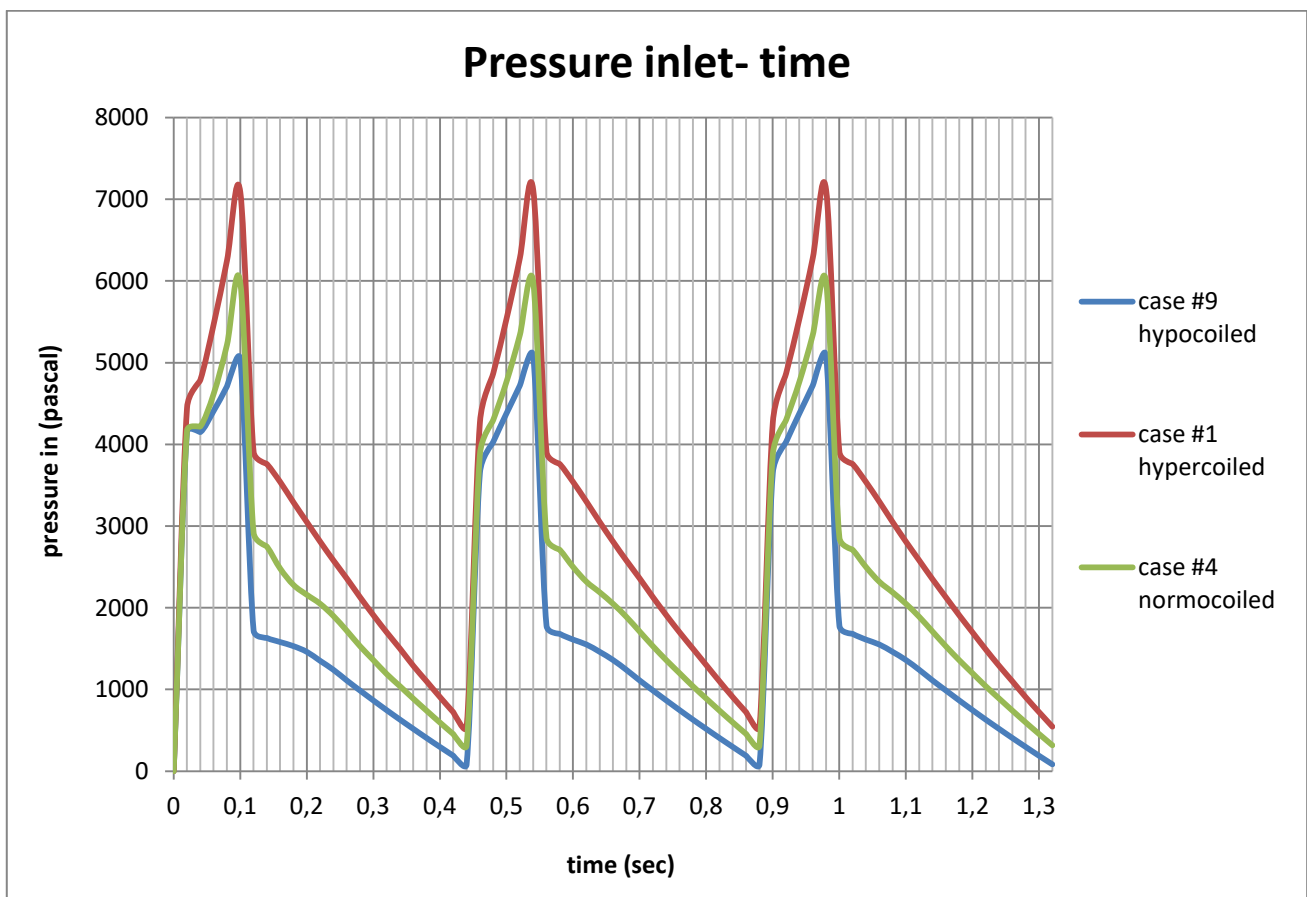
- $v_m = 0,35 \text{ m/s}$
- $v_s = 0,5158 \text{ m/s}$
- $v_m = 0,1842 \text{ m/s}$
- $T = 0,44 \text{ sec}$
- $t_s = 0,1 \text{ sec}$

Τα γεωμετρικά μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν είναι οι περιπτώσεις #1, #4 και #9. Η επιλογή τους έγινε με κριτήριο τον δείκτη ομφαλικής ελίκωσης UCI, έτσι ώστε να είναι δυνατή η σύγκριση των ομφαλικών αρτηριών με υποελίκωση (#9) και υπερελίκωση (#1) σε σχέση με την φυσιολογική ελίκωση (#4). Επίσης στην ενότητα αυτή γίνεται και σύγκριση με τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων για την σταθερή ταχύτητα εισόδου, έτσι ώστε να ελεγχθεί η ισχύς των συμπερασμάτων που προέκυψαν από αυτές.

7.2.1. Πίεση στην είσοδο της αρτηρίας

Όπως και στην περίπτωση της σταθερής ταχύτητας εισόδου, έτσι και εδώ, η πίεση στην έξοδο της αρτηρίας έχει ληφθεί μηδενική. Επομένως η πτώση της πίεσης Δp ισούται με την πίεση που υπολογίζεται στην είσοδο p_{in} .

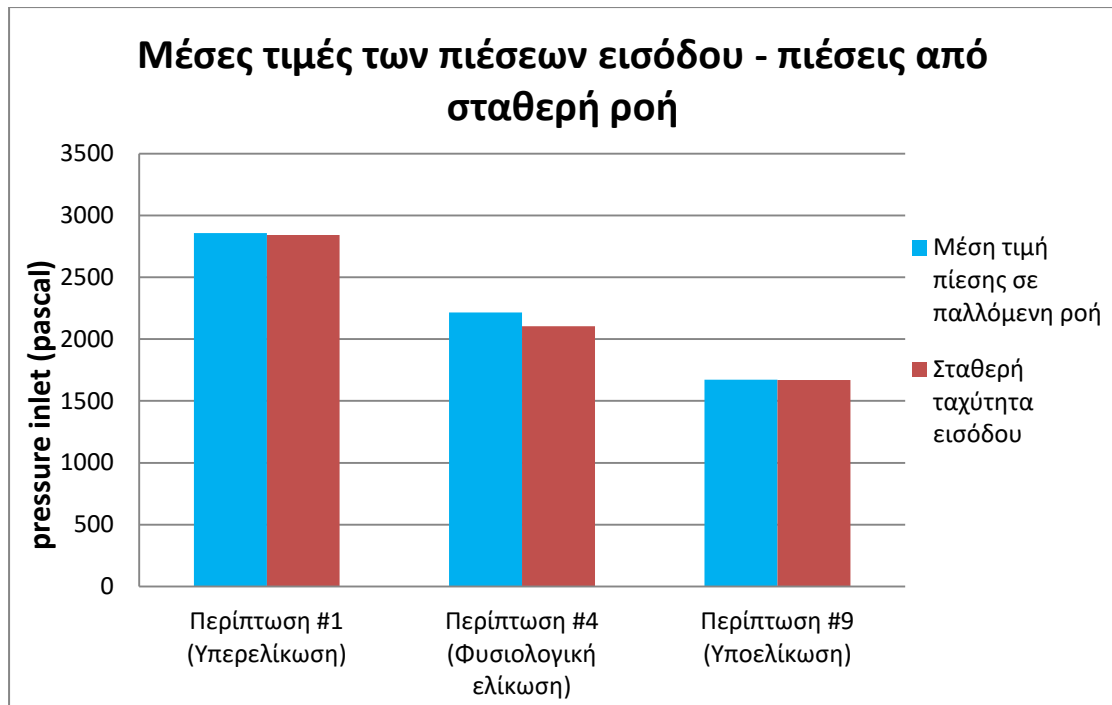
Παρατηρούμε πως η πίεση στην είσοδο της αρτηρίας δεν παραμένει σταθερή όπως προηγουμένως για την προσομοίωση με σταθερή ταχύτητα εισόδου, αλλά μεταβάλλεται και αυτή σε σχέση με το χρόνο. Παρακάτω δίνεται το διάγραμμα της μεταβολής της πίεσης εισόδου σε σχέση με το χρόνο για τις τρεις διαφορετικές περιπτώσεις ελίκωσης.



Διάγραμμα 7.9. Χρονική μεταβολή της πίεσης στην είσοδο των αρτηριών για τις περιπτώσεις #1, #4 και #9.

Αρχικά παρατηρούμε πως μεταξύ του δεύτερου και του τρίτου παλμού υπάρχουν ελάχιστες διαφορές στην χρονική μεταβολή της πίεσης. Δηλαδή, ως προς την πίεση εισόδου, η ροή γίνεται μόνιμα μεταβαλλόμενη. Επιπλέον, όλες οι γεωμετρίες έχουν παρόμοιες καμπύλες που χαρακτηρίζονται από απότομες μεταβολές της πίεσης αμέσως μετά τις αλλαγές της φάσης του καρδιακού παλμού. Πιο συγκεκριμένα, παρατηρείται κατακόρυφη αύξηση της πίεσης, μόλις αλλάξει η φάση του καρδιακού παλμού από διαστολική σε συστολική. Το μέγιστο επιτυγχάνεται τη χρονική στιγμή $t_s = 0,1 \text{ sec}$, την ίδια στιγμή δηλαδή που είναι μέγιστη και η ταχύτητα του αίματος στην είσοδο. Στη συνέχεια πάλι με την αλλαγή της φάσης του καρδιακού παλμού από συστολική σε διαστολική, η πίεση μειώνεται κατακόρυφα για μερικά εκατοστά του δευτερολέπτου, ενώ στη συνέχεια αποκτά ομαλότερη κλίση μέχρι να φτάσει την ελάχιστη τιμή της στο τέλος του καρδιακού παλμού τη στιγμή $t = T = 0,44 \text{ sec}$.

Όπως και στην ροή για σταθερή ταχύτητα εισόδου έτσι και εδώ, από τις τρεις γεωμετρίες παρουσιάζονται μεγαλύτερες πιέσεις για την περίπτωση #1 (υπερελίκωση) και μικρότερες για την περίπτωση #9 (υποελίκωση). Για να μπορέσουμε ωστόσο να ελέγξουμε αν και κατά πόσο ισχύουν τα συμπεράσματα που προέκυψαν από τις προσομοιώσεις για την σταθερή ταχύτητα εισόδου, θα συγκρίνουμε τις πιέσεις εισόδου που παρουσιάστηκαν στην προηγούμενη παράγραφο, με τις μέσες πιέσεις που προέκυψαν στην παλλόμενη ροή.



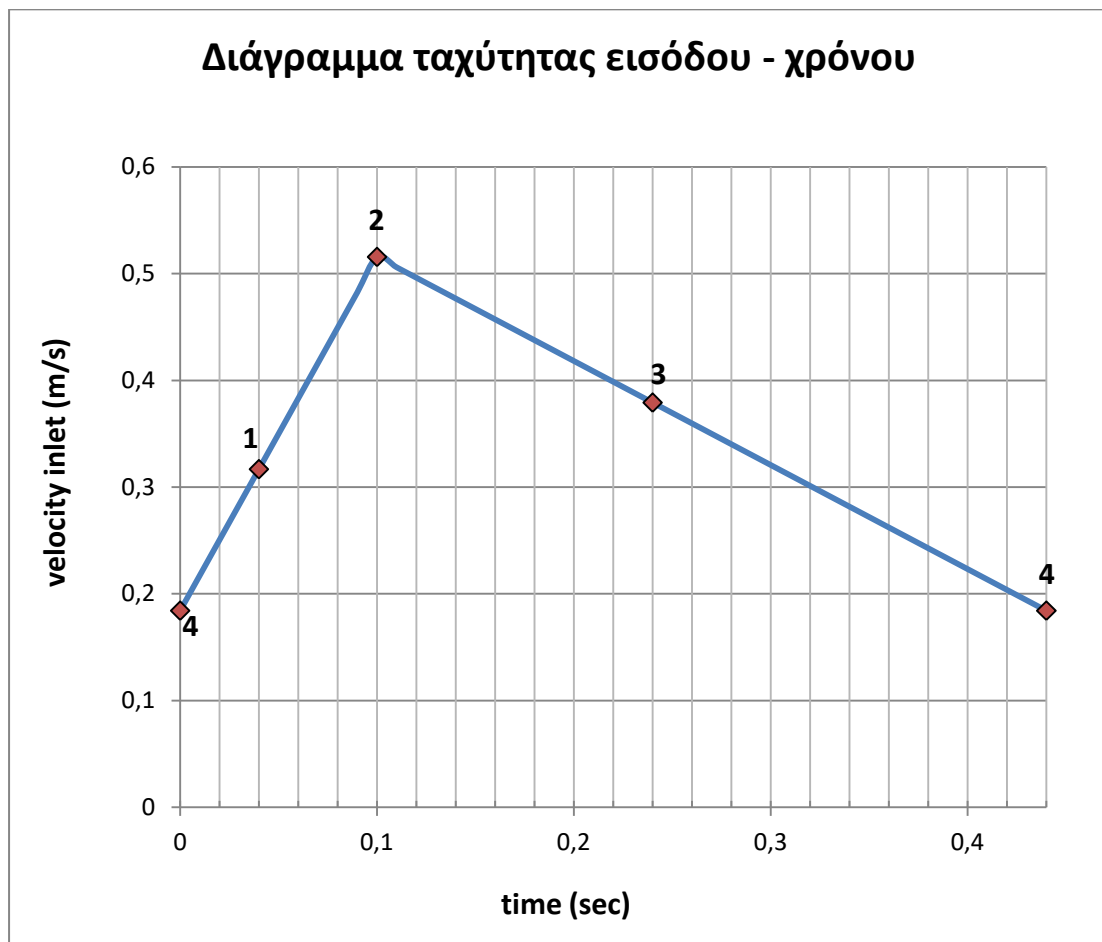
Διάγραμμα 7.10. Σύγκριση των μέσων τιμών που προέκυψαν από τους υπολογισμούς για μεταβαλλόμενη ταχύτητα εισόδου, με τα αποτελέσματα που προέκυψαν στους υπολογισμούς για σταθερή ταχύτητα εισόδου.

Παρατηρούμε πως τα αποτελέσματα των δύο προσομοιώσεων βρίσκονται αρκετά κοντά μεταξύ τους. Το γεγονός αυτό σημαίνει πως οι πιέσεις που υπολογίσθηκαν στην προηγούμενη παράγραφο για σταθερή ταχύτητα στην είσοδο της αρτηρίας, αντιστοιχούν περίπου στις μέσες τιμές των υπολογισμών για παλλόμενη ροή. Επομένως, τα συμπεράσματα δεν επηρεάζονται σημαντικά από την αλλαγή αυτή στις συνθήκες της ροής.

Για τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά της ροής, επειδή δεν μπορούμε να τα παρακολουθήσουμε σε όλη τη διάρκεια του χρονικού παλμού, επιλέξαμε τέσσερις χρονικές στιγμές για τις οποίες και θα παρουσιασθούν τα υπόλοιπα αποτελέσματα. Οι χρονικές στιγμές αυτές είναι οι εξής:

- $t_1 = 0,04 \text{ sec}$ Κατά τη συστολική φάση. Η ταχύτητα εισόδου εκείνη τη χρονική στιγμή είναι ίση με $v_1 = 0,3168 \text{ m/s}$
- $t_2 = t_s = 0,10 \text{ sec}$ Κατά την οποία η ταχύτητα είναι μέγιστη και ίση με $v_2 = v_s = 0,5158 \text{ m/s}$

- $t_3 = 0,24 \text{ sec}$ Κατά τη φάση της διαστολής. Η ταχύτητα της εισόδου εκείνη τη στιγμή είναι $v_3 = 0,3793 \text{ m/s}$ και τέλος,
- $t_4 = 0,44 \text{ sec}$ Κατά την οποία η ταχύτητα είναι ελάχιστη και ίση με $v_4 = v_D = 0,1842 \text{ m/s}$



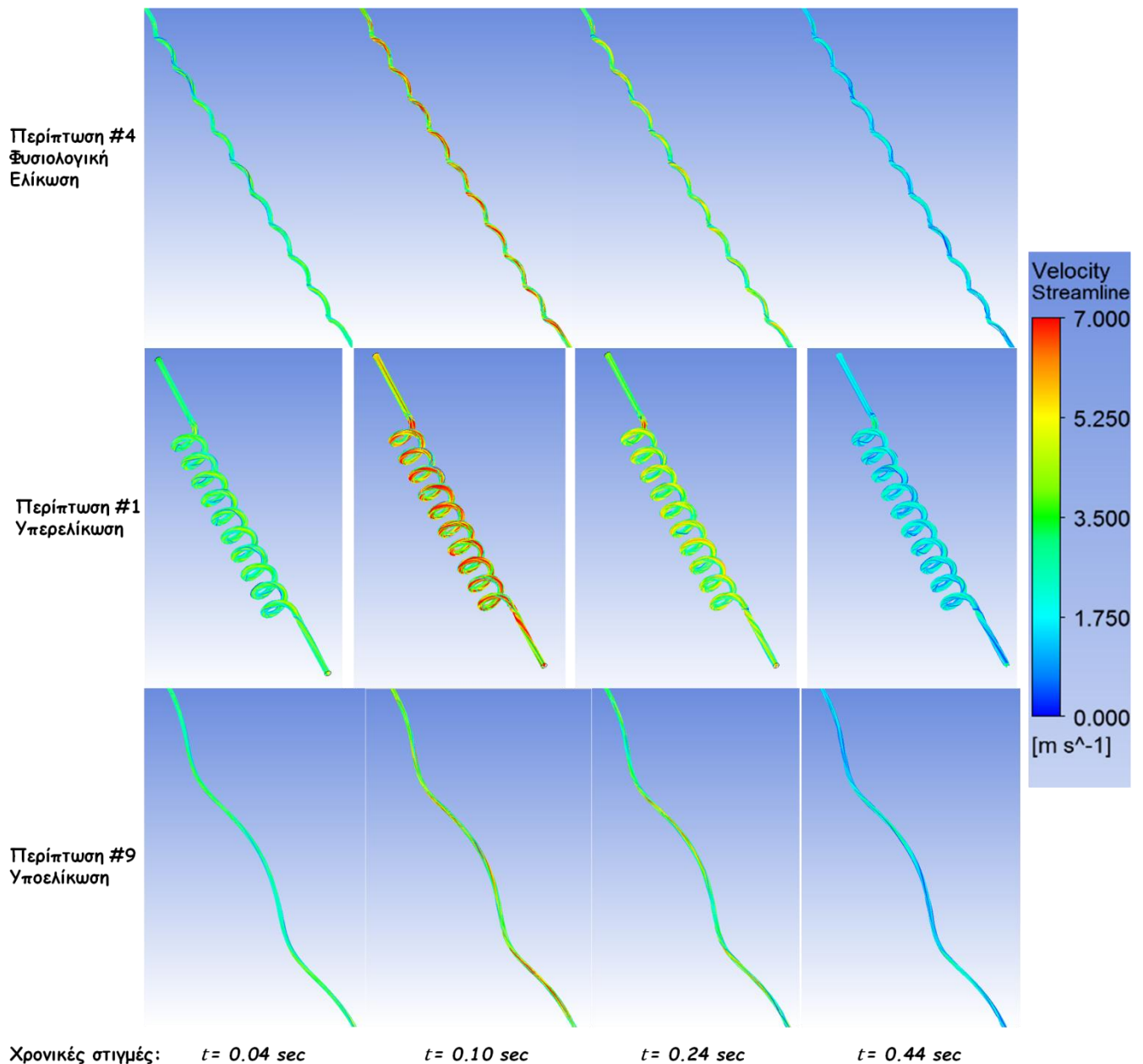
Διάγραμμα 7.11. Οι χρονικές στιγμές που επιλέχθηκαν για την παρουσίαση των αποτελεσμάτων.

7.2.2. Ροή του αίματος στην ομφαλική αρτηρία

Όπως και στην σταθερή κυκλοφορία του αίματος, η ροή θα μελετηθεί παρατηρώντας τις γραμμές ροής, την κατανομή της ταχύτητας μέσω ισοταχών καμπυλών σε συγκεκριμένη διατομή και τα διανύσματα της ταχύτητας στην ίδια διατομή.

7.2.2.1. Γραμμές ροής

Παρακάτω παρουσιάζονται οι γραμμές ροής για τα γεωμετρικά μοντέλα #4 (φυσιολογική ελίκωση), #1 (υπερελίκωση) και #9 (υποελίκωση), για τις χρονικές στιγμές t_1 , t_2 , t_3 και t_4 που αναφέρθηκαν.



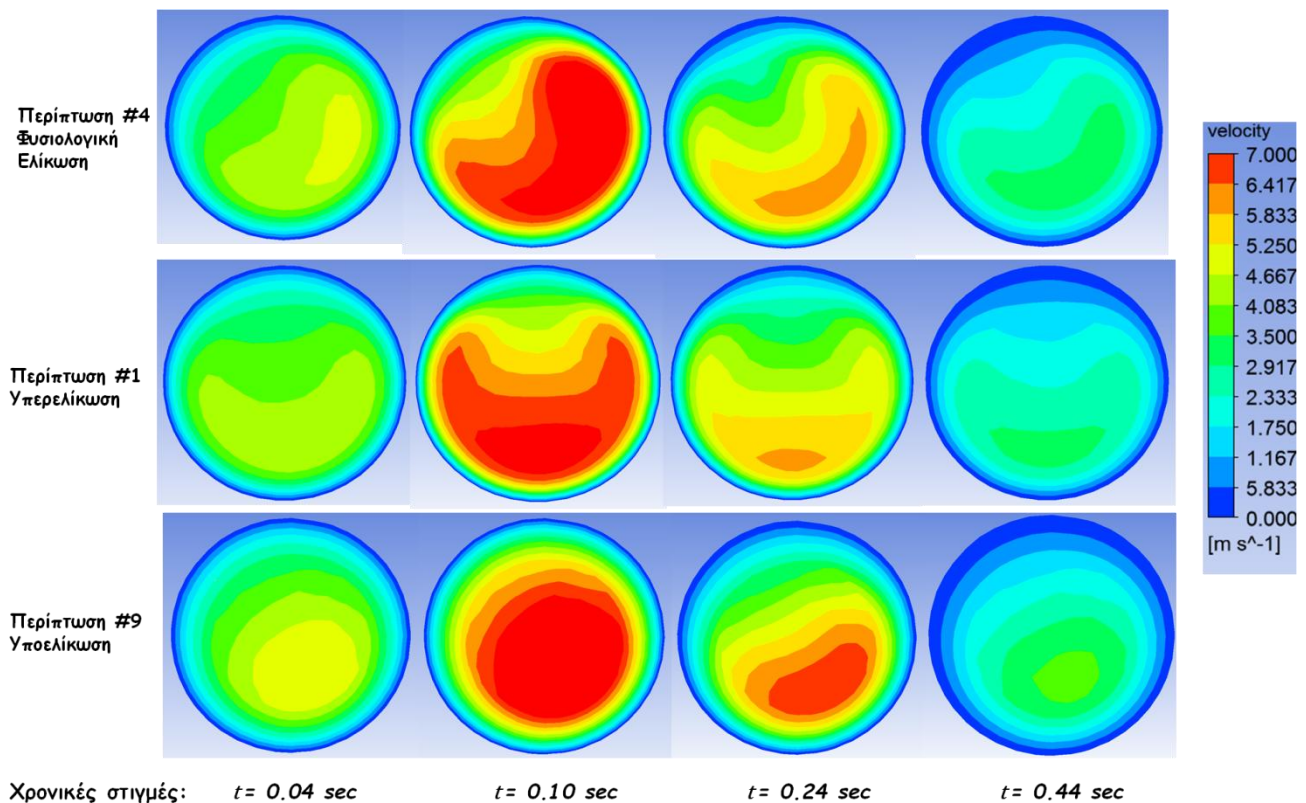
Εικόνα 7.7. Οι γραμμές ροής για τις τρεις περιπτώσεις (#4, #1, #9) και για τις τέσσερις χρονικές στιγμές (t_1 , t_2 , t_3 και t_4) του καρδιακού παλμού.

Αρχικά, παρατηρούμε πως οι χρωματικές μεταβολές των γραμμών ροών ακολουθούν τη μεταβολή της ταχύτητας εισόδου. Επίσης παρατηρούμε πως στην περίπτωση #1 οι χρωματικές αλλαγές φαίνονται εντονότερα από ότι στις άλλες περιπτώσεις, ενώ στην περίπτωση #9 λιγότερο έντονα. Ο λόγος που συμβαίνει αυτό είναι πως οι μέγιστες ταχύτητες (κόκκινες γραμμές ροής) βρίσκονται πιο κοντά στο εσωτερικό του αγγείου για την περίπτωση #9 της υποελίκωσης, ενώ αντιθέτως στην περίπτωση #1 της υπερελίκωσης, μετακινούνται προς την εξωτερική επιφάνεια και έτσι γίνονται πιο εύκολα ορατές. Τέλος, από τις γραμμές τις ροής παρατηρούμε πως δεν υπάρχει σε καμία γεωμετρία, χρονική στιγμή και σημείο της ροής στο οποίο να δημιουργείται τυρβώδης ροή.

7.2.2.2. Κατανομή της ταχύτητας μέσω ισοταχών χρωματικών καμπυλών

Εξετάζουμε τώρα την κατανομή των ταχυτήτων σε διατομές των αγγείων όπως περιγράψαμε και στην προηγούμενη ενότητα και όπως φαίνεται και στην εικόνα 7.3, μέσω των ισοταχών χρωματικών καμπυλών.

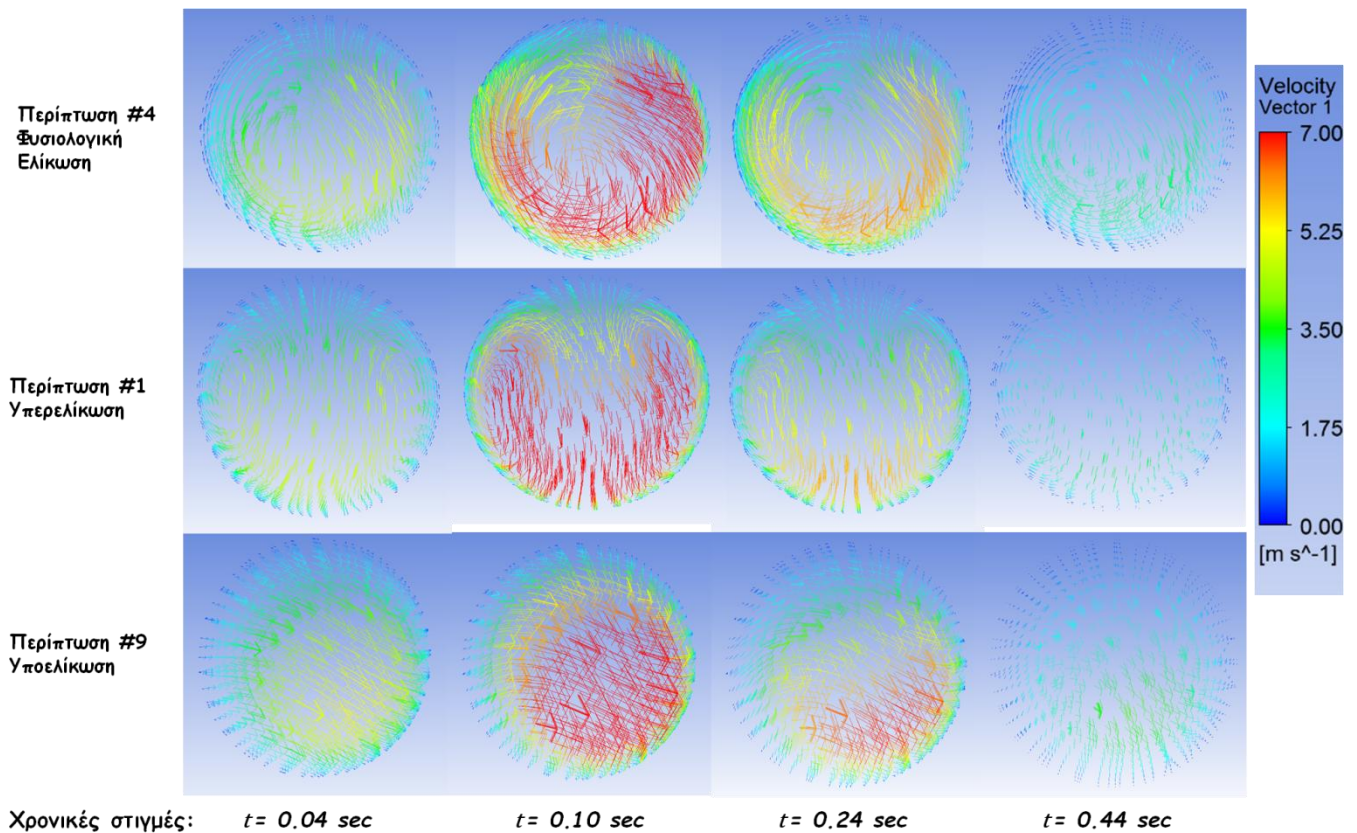
Παρακάτω παρουσιάζονται οι ισοταχείς καμπύλες όπως προέκυψαν από την επεξεργασία των αποτελεσμάτων, για τις περιπτώσεις φυσιολογικής ελίκωσης #4, υπερελίκωσης #1 και υποελίκωσης #9. Τα στιγμιότυπα που παρουσιάζονται είναι αυτά αναφέρθηκαν προηγουμένως και χρησιμοποιήθηκαν και για τις γραμμές ροής.



Εικόνα 7.8. Κατανομή της ταχύτητας όπως παρουσιάζεται σε ισοταχείς καμπύλες, για τα τρία γεωμετρικά μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν στην προσομοίωση παλλόμενης ροής και σε τέσσερα διαφορετικά στιγμιότυπα του καρδιακού παλμού. Οι διατομές στις οποίες μελετάται η ταχύτητα φαίνονται στην εικόνα 7.3. Οι χρωματικές μεταβολές στο σχήμα εκφράζουν την αλλαγή του μέτρου της ταχύτητας του αίματος.

Παρατηρούμε ότι όπως και στην σταθερή ροή, για τις ελικωμένες γεωμετρίες σχηματίζονται οι γνωστές πλέον κατανομές της ταχύτητας που θυμίζουν μισοφέγγαρο, ειδικά για την περίπτωση #1. Το φαινόμενο αυτό δεν παρατηρείται σε καμία χρονική στιγμή για την περίπτωση #9. Επίσης, παρατηρούμε πως στην περίπτωση #9 αναπτύσσονται μεγαλύτερες μέγιστες ταχύτητες. Αυτό φαίνεται εντονότερα στη χρονική στιγμή $t_3 = 0,24\ sec$, όπου είναι εμφανές πως η μέγιστη ταχύτητα του αίματος για την περίπτωση της υποελίκωσης είναι μεγαλύτερη από αυτές για τις δύο άλλες περιπτώσεις.

7.2.2.3. Διανύσματα ταχυτήτων και δευτερεύουσα ροή



Εικόνα 7.9. Απεικόνιση των διανυσμάτων της ταχύτητας για τα τρία γεωμετρικά μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν για την προσομοίωση παλλόμενης ροής. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται για διαφορετικά στιγμιότυπα του καρδιακού παλμού του εμβρύου. Οι διατομές στις οποίες μελετώνται τα διανύσματα περιγράφονται στην εικόνα 7.3. Το χρώμα και το μέγεθος των διανυσμάτων αντιστοιχεί στο μέτρο της ταχύτητας.

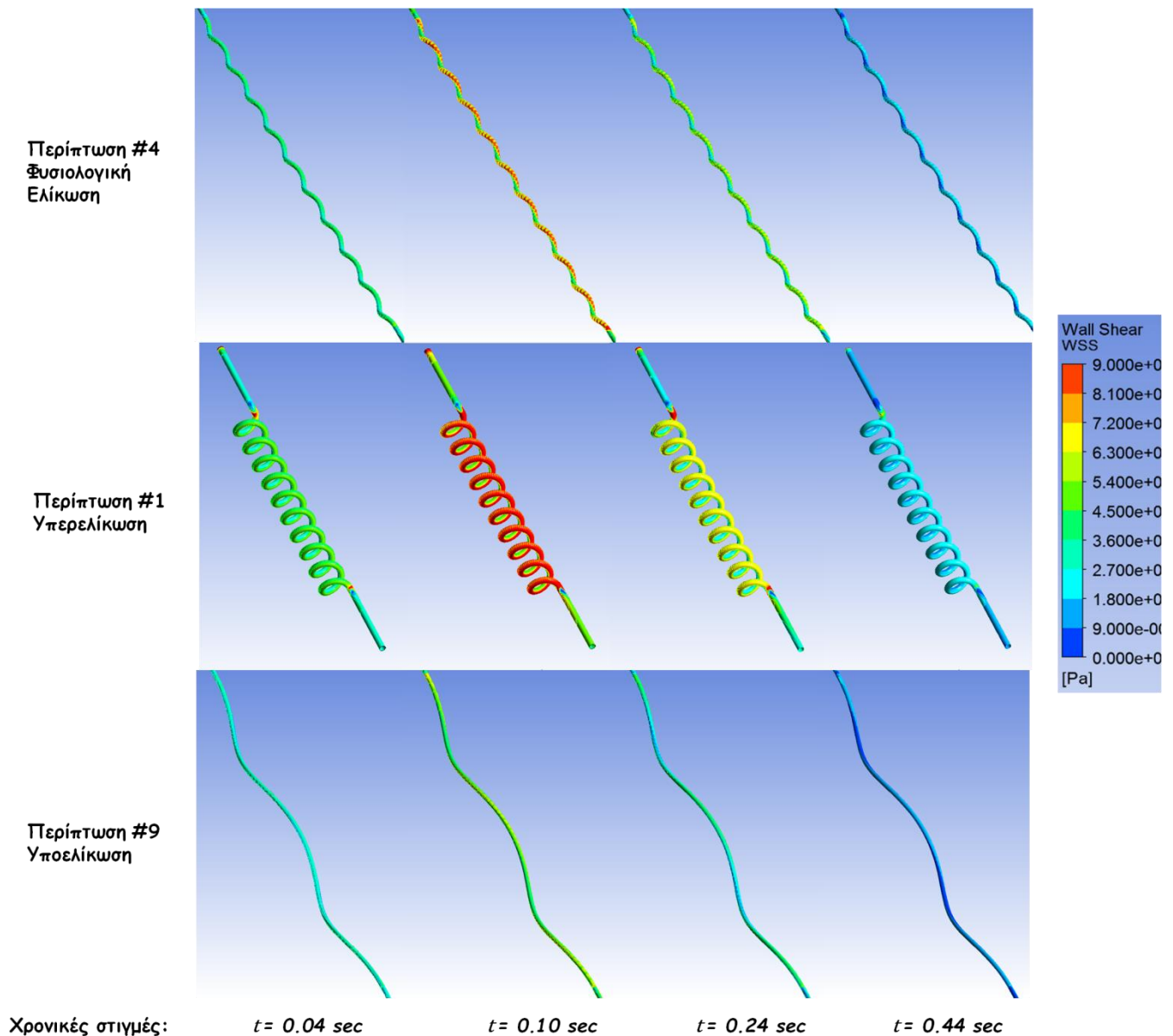
Παρατηρούμε πως τα μέτρα των διανυσμάτων της ταχύτητας ακολουθούν τη χρονική μεταβολή της ταχύτητας εισόδου, παρουσιάζοντας μέγιστες ταχύτητες τη χρονική στιγμή $t_2 = 0,10 \text{ sec}$ και ελάχιστες τη χρονική στιγμή $t_4 = 0,44 \text{ sec}$.

Σχετικά με τις δευτερεύουσες ροές, παρατηρούμε ότι δεν φαίνεται να επηρεάζονται από το χρονικό στιγμιότυπο στο οποίο εξετάζουμε τα διανύσματα καθώς δεν αλλάζει η διεύθυνση και η φορά τους, αλλά μόνο το μέτρο τους. Στην περίπτωση #1 εμφανίζεται η μορφή της δευτερεύουσας ροής που παρατηρήθηκε και στη μελέτη της σταθερής ταχύτητας εισόδου, με τα

σωματίδια που βρίσκονται στο κέντρο της διατομής να μετακινούνται προς την εξωτερική πλευρά της ελίκωσης και από εκεί μέσω των τοιχωμάτων στην εσωτερική πλευρά, σχηματίζοντας δύο ελλειπτικές τροχιές ίσου περίπου εμβαδού. Στην περίπτωση #4, η διαφορά είναι πως η μία από τις δύο ελλειπτικές τροχιές έχει επεκταθεί πολύ σε βάρος της άλλης καλύπτοντας σχεδόν όλη τη διατομή και δημιουργώντας στροβιλισμό. Τέλος στην περίπτωση #9, το φαινόμενο της δευτερεύουσας ροής είναι σχεδόν αμελητέο.

7.2.3. Διατμητικές τάσεις στο τοίχωμα

Κλείνοντας το μέρος της παρουσίασης των αποτελεσμάτων, παρατίθεται και η εικόνα των χρωματικών μεταβολών των διατμητικών τάσεων στα τοιχώματα των αρτηριών. Όπως και για τα υπόλοιπα αιμοδυναμικά μεγέθη που παρουσιάστηκαν για τις προσομοιώσεις παλλόμενης ροής, έτσι και οι διατμητικές τάσεις μελετώνται στα γεωμετρικά μοντέλα #1, #4 και #9, και για τις χρονικές στιγμές t_1 , t_2 , t_3 και t_4 .



Εικόνα 7.10. Διατμητικές τάσεις στα τοιχώματα των αρτηριών. Παρουσιάζονται τα τρία γεωμετρικά μοντέλα που χρησιμοποιήθηκαν για την προσομοίωση παλλόμενης ροής, σε τέσσερα διαφορετικά χρονικά στιγμιότυπα.

Από την παραπάνω εικόνα γίνεται σαφές το γεγονός ότι οι διατμητικές τάσεις στα τοιχώματα των αρτηριών, σχετίζονται άμεσα τόσο με την ελίκωση του αγγείου, όσο και με τη χρονική στιγμή του καρδιακού παλμού. Πιο συγκεκριμένα, βλέπουμε πως οι διατμητικές τάσεις, όπως παρατηρούνται σε αυτά τα τέσσερα στιγμιότυπα, μεταβάλλονται χρονικά ανάλογα με την ταχύτητα της εισόδου. Επίσης, παρατηρούμε πως οι διατμητικές τάσεις που αναπτύσσονται στα τοιχώματα αυξάνονται, όσο μεγαλώνει και ο συντελεστής

της αγγειακής ομφαλικής ελίκωσης UCI. Τέλος, μπορούμε να διαπιστώσουμε πως για μεγαλύτερη ελίκωση, εκτός από αυξημένες τιμές των διατμητικών τάσεων, προκύπτουν και εντονότερες μεταβολές των διατμητικών τάσεων κατά τον καρδιακό κύκλο.

8. ΣΥΖΗΤΗΣΗ – ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η παρούσα μελέτη βασίστηκε σε προγενέστερη εκτενή ιατρική βιβλιογραφία, σύμφωνα με την οποία υπάρχουν αντιφατικά αποτελέσματα και διχογνωμία ως προς την επίδραση της αγγειακής υποελίκωσης ή υπερελίκωσης του ομφάλιου λώρου, στη φυσιολογική ανάπτυξη του εμβρύου και την ομαλή εξέλιξη της κύησης.

Σ' αυτήν την υπολογιστική μελέτη πραγματοποιήθηκε προσομοίωση της ροής του αίματος στις ομφαλικές αρτηρίες, προκειμένου να διενεργηθεί ποσοτική ανάλυση των αιμοδυναμικών τους στοιχείων σε διαφορετικά γεωμετρικά μοντέλα αγγειακής ελίκωσης του ομφάλιου λώρου. Έγιναν ξεχωριστές προσομοιώσεις για σταθερή και παλλόμενη ροή του αίματος στην ομφαλική αρτηρία. Τα μοντέλα προσομοίωσης κατασκευάστηκαν έτσι ώστε να καταστεί δυνατή η συσχέτιση των επιμέρους γεωμετρικών τους χαρακτηριστικών με τις αιμοδυναμικές παραμέτρους που μελετήθηκαν.

Από τα αποτελέσματα της μελέτης μας προκύπτουν τα ακόλουθα συμπεράσματα:

Ως προς τη ροή του αίματος για **σταθερή ταχύτητα εισόδου**:

Η πίεση στην είσοδο της αρτηρίας, η οποία απαιτείται ώστε να οδηγηθεί η ροή του αίματος μέσω του ομφάλιου λώρου στον πλακούντα, αυξάνεται σημαντικά με τον συνολικό αριθμό των σπειρών της αγγειακής ελίκωσης του ομφάλιου λώρου αλλά και με τη διάμετρο των σπειρών αυτών.

Επίσης, προέκυψε πως η κατανομή των ταχυτήτων, σε μία διατομή της αρτηρίας εξαρτάται από τη διάμετρο των σπειρών και τον λόγο βήματος προς διάμετρο σπείρας.

Η δευτερεύουσα ροή παρατηρήθηκε πως εξασθενεί στις περιπτώσεις με πολύ χαμηλό ή πολύ υψηλό δείκτη ομφαλικής ελίκωσης.

Οι διατμητικές τάσεις στα τοιχώματα της αρτηρίας σχετίζονται με τον δείκτη ομφαλικής ελίκωσης και ως προς το μέτρο τους αλλά και ως προς την κατανομή τους στην επιφάνεια της αρτηρίας.

Ως προς την **παλλόμενη ροή** του αίματος στην ομφαλική αρτηρία:

Η μεταβολή της πίεσης στην είσοδο της αρτηρίας είναι ιδιαίτερα απότομη για μερικά εκατοστά του δευτερολέπτου αμέσως μετά τις αλλαγές φάσης του καρδιακού παλμού του εμβρύου, από συστολική σε διαστολική και αντίστροφα. Επίσης οι μέσες τιμές της πίεσης εισόδου, όπως προκύπτουν από τα χρονικά μεταβαλλόμενα διαγράμματά της, βρίσκονται πολύ κοντά στις τιμές που είχαν υπολογιστεί για σταθερή ταχύτητα εισόδου. Επομένως, δεν θα ήταν αυθαίρετο να συμπεράνουμε πως όσον αφορά τις πιέσεις στην είσοδο της αρτηρίας, οι προσομοιώσεις για σταθερή ροή εκφράζουν τη μέση κατάσταση που επικρατεί και για την παλλόμενη ροή. Άρα και τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά που προέκυψαν από αυτές, επηρεάζουν πράγματι σημαντικά την αιμοδυναμική κατάσταση της ροής του αίματος στην αρτηρία.

Η κατανομή της ταχύτητας του αίματος στην παλλόμενη ροή φαίνεται πως εξαρτάται πως επίσης εξαρτάται από τη διάμετρο της αρτηρίας και το λόγο λ , ενώ παρατηρείται έντονο και το φαινόμενο της δευτερεύουσας ροής στις περιπτώσεις φυσιολογικής ελίκωσης και υπερελίκωσης.

Παρατηρήθηκαν υψηλές μεταβολές στις διατμητικές τάσεις που ασκούνται στα τοιχώματα των αρτηριών. Οι τάσεις αυτές εξαρτώνται τόσο από τον δείκτη αγγειακής ομφαλικής ελίκωσης UCI, όσο και από τη χρονική στιγμή του καρδιακού παλμού κατά την οποία εξετάζονται. Επιπλέον, με την αύξηση του δείκτη ομφαλικής ελίκωσης εκτός από αυξημένες μέγιστες τιμές των διατμητικών τάσεων παρατηρήθηκαν και μεγαλύτερες διαφορές ανάμεσα στη μέγιστη και την ελάχιστη διατμητική τάση της κάθε αρτηρίας.

Η **κλινική σημασία** των παραπάνω αποτελεσμάτων, μπορεί να είναι υψηλής σημασίας, δεδομένου ότι οι μεταβολές στους αιμοδυναμικούς παράγοντες είναι δυνατόν να επηρεάσουν την εμβρυϊκή κυκλοφορία του αίματος.

Η πίεση στην είσοδο της αρτηρίας, στο εμβρυικό άκρο του ομφάλιου λώρου, επηρεάζει και την παροχή του αίματος στις ομφαλικές αρτηρίες. Η μέγιστη τιμή που μπορεί να λάβει περιορίζεται από τις μέγιστες δυνάμεις που είναι ικανή να ασκήσει η καρδιά του εμβρύου. Επομένως, εάν η πίεση αυξηθεί λόγω της ελίκωσης τόσο ώστε η καρδιά να μην είναι σε θέση να ανταπεξέλθει στο αυξημένο αυτό φορτίο, το αποτέλεσμα θα είναι να μειωθεί η παροχή του αίματος προς τον πλακούντα. Το γεγονός αυτό είναι αρκετά ανησυχητικό, ειδικά αν λάβουμε υπ' όψιν πως η μη φυσιολογική ελίκωση του ομφάλιου λώρου έχει συσχετιστεί με επιπλοκές της κύησης. Επίσης, υπάρχει σχετικό βιβλιογραφικό έλλειμμα όσον αφορά σε νεκροτομικές μελέτες για πιθανή υπερτροφία της καρδιάς εμβρύων που κατέληξαν ενδομήτρια και παρουσίαζαν υπερελίκωση του ομφάλιου λώρου.

Φαίνεται όμως ότι οι μεταβολές της ροής και των πιέσεων είναι δυνατόν να επηρεάσουν έμμεσα και την ανάπτυξη του πρώιμου εμβρύου και να προκαλέσουν δυνητικά δομικές καρδιαγγειακές ανωμαλίες [40] [41]. Όταν η αναπτυσσόμενη καρδιά του πρώιμου εμβρύου αρχίζει να συστέλλεται για πρώτη φορά, έχει ήδη το σχήμα καμπύλου μη ευθέως σωλήνα, την ανάπτυξη και διαμόρφωση του οποίου επηρεάζουν η αιματική ροή, οι ασκούμενες πιέσεις και διατμητικές δυνάμεις τάσης [40] [41]. Πειραματικές μελέτες σε έμβρυα zebrafish έχουν καταδείξει ότι οι διαταραχές στη ροή και τις πιέσεις στην αναπτυσσόμενη καρδιά προκαλούν παθολογική διάπλαση [42].

Αυτές οι πληροφορίες αποκτούν ιδιαίτερο ενδιαφέρον στην περίπτωση της υποελίκωσης του λώρου. Οι υπολογισμοί της μελέτης μας έδειξαν χαμηλές απαιτούμενες πιέσεις εισόδου και διατμητικές τάσεις σε μοντέλα ευθείας και υποελικωμένης ομφαλικής αρτηρίας, πράγμα το οποίο υποδηλώνει ότι, στην περίπτωση της υποελίκωσης, η εμβρυϊκή καρδιά υφίσταται πολύ ελαττωμένο φορτίο σε σχέση με το φυσιολογικό. Η διαταραχή αυτή είναι δυνατόν να προκαλέσει ή να συντελέσει στην πρόκληση παθολογικής καρδιαγγειακής διάπλασης. Το στοιχείο αυτό έρχεται σε συμφωνία με βιβλιογραφικά δεδομένα που συσχετίζουν την υποελίκωση του λώρου με συγγενείς ανωμαλίες συχνότερα από την υπερελίκωση (Πίνακας 1.1). Η κλινική σημασία των μεταβολών των διατμητικών δυνάμεων σχετίζεται επίσης με τα βιοχημικά σήματα που δέχονται οι μηχανοϋποδοχείς των

ενδοθηλιακών κυττάρων που επενδύουν τα τοιχώματα των αγγείων. Σημαντικές μεταβολές των τάσεων αυτών καταλήγουν σε διαταραχή της διακυτταρικής επικοινωνίας του ενδοθηλίου και επακόλουθες παθολογικές καταστάσεις, π.χ. προδιάθεση για θρομβώσεις σε μεγαλύτερα αγγεία, διαταραχή της αγγειογένεσης σε περιφερικά αγγεία κ.ά. Εξ άλλου είναι γνωστό ότι η αύξηση των διατμητικών τάσεων μπορεί να προκαλέσει αρτηριοσκλήρυνση [43] [44].

Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα της μελέτης μας έδειξαν ότι εκτός από το δείκτη ομφαλικής ελίκωσης UCI, ο οποίος συνήθως λαμβάνεται υπ' όψιν στις διάφορες μελέτες, υπάρχουν και άλλα γεωμετρικά χαρακτηριστικά τα οποία προκύπτουν ως σημαντικοί αιμοδυναμικοί παράγοντες, όπως ο συνολικός αριθμός των σπειρών σε όλο το μήκος του ομφάλιου λώρου, η διάμετρος των σπειρών της αγγειακής ελίκωσης και ο λόγος του βήματος της σπείρας προς τη διάμετρο της σπείρας. Τα γεωμετρικά αυτά στοιχεία είναι δυνατόν να επηρεάζουν την αιμοδυναμική των ομφαλικών αρτηριών προκαλώντας μεταβολές στην πίεση της εισόδου της αρτηρίας, στην κατανομή της ταχύτητας του αίματος και στις διατμητικές τάσεις των τοιχωμάτων του αγγείου.

Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την προσομοίωση για σταθερή ταχύτητα στην είσοδο της αρτηρίας, βρίσκονται σε συμφωνία και ενισχύουν περαιτέρω αντίστοιχα αποτελέσματα προηγούμενης μελέτης των Kaplan et al (2010). Τα αποτελέσματα που προέκυψαν από την προσομοίωση της παλλόμενης ροής στη μελέτη μας, έχουν μεγαλύτερη βαρύτητα λόγω της εγγύτητάς τους με την πραγματική αιμοδυναμική κατάσταση των ομφαλικών αρτηριών *in vivo*.

Στις μέχρι τώρα ιατρικές μελέτες συσχέτισης της ομφαλικής αγγειακής ελίκωσης με την κλινική έκβαση της κύησης έχει ληφθεί κυρίως υπ' όψιν ο δείκτης ομφαλικής ελίκωσης UCI. Το γεγονός αυτό θα μπορούσε να είναι και μία από τις αιτίες των αντιφατικών αποτελεσμάτων που έχουν προκύψει από τις μελέτες αυτές. Προοπτικές μελέτες *in vivo* οι οποίες θα λαμβάνουν υπ' όψιν και τα υπόλοιπα γεωμετρικά χαρακτηριστικά που προέκυψαν ως

σημαντικά στην παρούσα μελέτη, είναι δυνατόν να διευκρινίσουν περαιτέρω την πραγματική επίδραση της ομφαλικής ελίκωσης στην κλινική έκβαση της κύησης.

9. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] Γ. Μπαμπινιώτης, "Λεξικό της Νέας Ελληνικής Γλώσσας," Αθήνα, ΚΕΝΤΡΟ ΛΕΞΙΚΟΛΟΓΙΑΣ, 1998, p. 1431.
- [2] D. Schuler-Maloney, "Fetal and Placental Indications for Placental Examination: Absence or Minimal Umbilical Cord Twisting and Vascular Coiling," *AAPA*, pp. 8-10, Vol 29; No 2 6 2001.
- [3] R. Lacro, K. Jones and K. Benirschke, "The umbilical cord twist: origin, direction and relevance," *Am J Obstet Gynecol*, pp. 833-838, Vol 157 (4 Pt 1) October 1987.
- [4] A. H. Shapiro, "Bath-tub vortex," *Nature* 196, pp. 1080-1081, 1962.
- [5] S. Gupta and F. J. Krishnan, "Umbilical coiling index," *The Journal of Obstetrics and Gynecology of India*, pp. 315-319, Vol(56), No.4 July/August 2006.
- [6] N. S. Patil, S. R. Kulkarni and R. Lohitashwa, "Umbilical Cord Coiling Index and Perinatal Outcome," *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, pp. 1675-1677, Vol.7 No(8) Aug 2013.
- [7] H. Edmonds, "The spiral twist of normal umbilical cords in twins and singletons," *Am. Obstet Gynecol*, pp. 102-120, Vol.67 No(1) January 1954.
- [8] T. J. Strong, J. Elliott and T. Radin, "Non-coiled umbilical blood vessels: a new marker for the fetus at risk," *Obstet Gynecol*, pp. 409-411, Vol.81 No(3) March 1993.
- [9] M. Predanic, S. Perni, S. Chasen, R. Baergen and F. Chervenak, "Assessment of Umbilical Cord Coiling During the Routine Fetal Sonographic Anatomic Survey in the Second Trimester," *J Ultrasound Med*, pp. 185-191, Vol 24 2005.

- [10] M. Kashanian, A. Akbarian and J. Kouhpayehzadh, "The umbilical coiling index and adverse perinatal outcome," *International Journal of Gynecology and Obstetrics*, pp. 8-13, 2006.
- [11] M. Predanic, S. Perni, S. Chasen, R. Baergen and F. Chervenak, "Ultrasound evaluation of abnormal umbilical cord coiling in second trimester of gestation in association with adverse pregnancy outcome," *American Journal of Obstetrics & Gynecology*, pp. 387-394, 2005.
- [12] T. J. Strong, D. Jarles, J. Vega and D. Feldman, "The umbilical coiling index," *Am J Obset Gynecol*, pp. 29-32, Vol170 1994.
- [13] A. D. Kaplan, A. J. Jaffa, I. E. Timor and D. Elad, "Hemodynamic Analysis of Arterial Blood Flow in the Coiled Umbilical Cord," *Reproductive Sciences*, Vol. 17, p. 260, 17 March 2010.
- [14] J. Nishio, Y. Nakai, M. Mine, M. Imanaka and S. Ogita, "Characteristics of blood flow in intrauterine growth-restricted fetuses with hypercoiled cord," *Ultrasound Obset Gynecol*, pp. 171-175, 1999.
- [15] M. W. de Laat, E. D. van Alderen, A. Franx, G. H. Visser, M. L. Bots and P. G. Nikkels, "The umbilical coiling index in complicated pregnancy," *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, pp. 66-72, Vol 130 2007.
- [16] D. Trevisnuto, N. Doglioni, Z. Vincenzo and S. Chiarelli, "Overcoiling of the Umbilical Cord," *J Pediatr*, p. 112, 2007.
- [17] M. Ezimokhai and L. Thomas, "Maternal risk factors for abnormal vascular coiling of the umbilical cord," *Am J Perinatal*, pp. 441-445, 2000.
- [18] G. Machin, J. Ackerman and E. Gilbert-Barness, "Abnorman umbilical cord coiling is associated with adverse perinatal outcomes," *Pediatr Dev Pathol*, pp. 462-471, (3) 2000.
- [19] M. Ezimokhai, D. Rizk and L. Thomas, "Abnormal vascular coiling of the

umbilical cord in gestational diabetes mellitus," *Arch Physiol Biochem*, pp. 209-214, Vol109 (3) July 2001.

[20] J. Rana, G. Ebert and K. Kappy, "Adverse perinatal outcome in patients with an abnormal umbilical coiling index," *Obstet Gynecol*, pp. 573-577, Vol 85 1995.

[21] T. Ercal, S. Lacin, S. Altunyurt, V. Sygili and O. Cinar, "Umbilical coiling index: is it a marker for the fetus at risk," *Br J Clin Pract*, pp. 254-256, 50(5) July-August 1996.

[22] T. Chitra, Y. Sushanth and S. Raghavan, "Umbilical Coiling Index as a Marker of Perinatal Outcome: An Analytical Study," *Obstetrics and Gynecology International*, 2012.

[23] Y. S. Jo, D. K. Jang and G. Lee, "The Sonographic Umbilical Cord Coiling in Late Second Trimester of Gestation and Perinatal Outcomes," *International Journal of Medical Sciences*, pp. 594-598, 2011.

[24] K. Benirschke and P. Kaufmann, "Anatomy and pathology of the umbilical," in *Pathology of the human placenta*, New York, Springer, 1995, pp. 335-397.

[25] R. W. Detra, *The Secondary Flow in Curved Pipes*, Zurich: Leemann AG, 1953.

[26] H. Cuming, *The Secondary Flow in Curved Pipes*, London: Her Majesty's Stationery Office, 1955.

[27] "Computational fluid dynamics," Wikipedia, 29 August 2016. [Online]. Available: https://en.wikipedia.org/wiki/Computational_fluid_dynamics. [Accessed 22 September 2016].

[28] Σ. Τσαγγάρης, *Μηχανική των Ρευστών*, Αθήνα: Εκδόσεις Συμείων, 2005.

[29] H. Versteeg and W. Malalasekera, *An Introduction to Computational Fluid Dynamics: The Finite Volume Method. Second Edition*, Harlow: Pearson

Education, 2007.

- [30] J. R. Shewchuk, "Chapter 1," in *Lecture Notes on Delaunay Mesh Generation*, Berkeley, Department of Electrical Engineering and Computer Sciences University of California at Berkeley, 2012, pp. 1-2.
- [31] F. Moukalled, L. Mangani and M. Darwish, *The Finite Volume Method in Computational Fluid Dynamics*, Springer, 2015.
- [32] Ansys Inc, "Introduction to CFD Methodology: Introduction to ANSYS FLUENT," 2010.
- [33] J. R. Shewchuk, *Lecture Notes on Delaunay Mesh Generation*, Berkeley, 2012.
- [34] M. Bern and P. Plassmann, "Mesh Generation," *Handbook of Computational Geometry. Elsevier Science*, 2000.
- [35] "CFD-online: Mesh Classification," 15 5 2007. [Online]. Available: http://www.cfd-online.com/Wiki/Mesh_classification#Hybrid_Meshes. [Accessed 17 9 2016].
- [36] "Wikipedia: Octree," 16 9 2016. [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Octree>. [Accessed 10 10 2016].
- [37] N. Bessonov, A. Sequeira, S. Simakov, Y. Vassilevskii and V. Volpert, "Methods of Blood Flow Modeling," *Math. Model. Nat. Phenom. Vol. 11*, pp. 2-8, 2016.
- [38] K. C, *Biofluid Dynamics: Principles and Selected Applications*, Taylor & Francis, 2006.
- [39] Z. Gordon, O. Eytan, A. Jaffa and D. Elad, "Hemodynamic model for analysis of Hyrtl anastomosis in the human placenta," *Am J Physiol Regul Integr Comp* , pp. 977-982, 2007.
- [40] T. Kiserud, "Physiology of the fetal circulation," 2005, pp. 493-503.

- [41] R. E. Poelmann, A. C. Gittenberger-de Groot and B. P. Hierck, "The development of the heart and microcirculation: role of shear," *Med Biol Eng Comput*, pp. 479-484, 2008.
- [42] J. Hove, R. Koster, A. Forouhar, G. Acevedo-Bolton, S. Fraser and M. Gharib, "Intracardiac fluid forces are an essential epigenetic factor for embryonic cardiogenesis," *Nature*. 421(6919), pp. 172-177, 9 Jan 2003.
- [43] K. Cunningham and A. Gotlieb, "The role of shear stress in the pathogenesis of atherosclerosis," *Lab invest*, p. 942, 85 (7) Jul 2005.
- [44] N. Maalej, J. Holden and J. Folts, "Effect of Shear Stress on Acute Platelet Thrombus Formation in Canine Stenosed Carotid Arteries: An In Vivo Quantitative Study," *Journal of Thrombosis and Thrombolysis*, pp. 231-238, Vol 5. (3) May 1998.