

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ



Πτυχιακή διατριβή
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ ΣΤΗΝ
ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΚΑΡΩΤΙΔΑ

Μοχάμαντ Ιμάν Κχοζεϊμέ

Λεμεσός 2011

ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΚΥΠΡΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΕΠΙΣΤΗΜΗΣ
ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΥΛΙΚΩΝ

Πτυχιακή διατριβή
ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΗ ΡΕΥΣΤΟΔΥΝΑΜΙΚΗ ΣΤΗΝ
ΑΝΘΡΩΠΙΝΗ ΚΑΡΩΤΙΔΑ

Μοχάμαντ Ιμάν Κχοζεϊμέ
Επιβλέπων καθηγητής
Δρ. Αντρέας Αναγιωτός

Λεμεσός 2011

Πνευματικά δικαιώματα

Copyright © Μοχάμαντ Ιμάν Κχοζεϊμέ, 2011

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Η έγκριση της πτυχιακής διατριβής από το Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών του Τεχνολογικού Πανεπιστημίου Κύπρου δεν υποδηλώνει απαραίτητως και αποδοχή των απόψεων του συγγραφέα εκ μέρους του Τμήματος.

Το μεγαλύτερο ευχαριστώ το οφείλω στα πιο αγαπημένα μου πρόσωπα, τη μητέρα μου Σιοχρέ Αχσάν, και τα αδέρφια μου Αμίν και Μοήν, που δεν διστάζουν να μου προσφέρουν την βοήθεια τους στο ταξίδι προς την επιτυχία και είναι πάντα στο πλευρό μου σε δύσκολες στιγμές, υποστηρίζοντας με συναισθηματικά και οικονομικά.

Θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα τον επιβλέποντα καθηγητή, Δρ. Ανδρέα Αναγιωτό που μου εμπιστεύτηκε το συγκεκριμένο θέμα και με υποστήριξε στη διεκπεραίωση της. Ευχαριστώ επίσης, όσους με βοήθησαν στη πτυχιακή μου διατριβή, και ιδιαίτερα τους κυρίους Νικόλα Αριστοκλέους και Χάρη Ρατακρίσαν για τις χρήσιμες συμβουλές που μου πρόσφεραν.

Δεν θα μπορούσα να μην αναφέρω την ευγνωμοσύνη που νιώθω απέναντι στους Μυρτώ Πιπερίδου, Οδυσσέα Αζναουρίδη, Βασιλική Αντωνίου και Αντρέα Ζαβού και όλους τους υπόλοιπους φίλους μου για την πολύτιμη ηθική υποστήριξη που μου προσφέρουν και για όλες τις υπέροχες στιγμές που περνούμε μαζί.

سپاس گذار مادر بی نظیر، شهره احسن و برادران گرامی، محمد امین و معین خزیمه که هرچه در توان داشته را برای موفقیت من دریغ نکرده و همیشه در لحظات دشوار در کنار من ایستادگی کرده اند از صمیم قلب به دستاهای شان بوسه میزنم. نباید لحظات خاطره انگیز و حمایت های عاطفی آقایان اشکان و آرش شریفی، محمد حاج اکبری و سایر دوستان خوبم را فراموش کنم و قدر دان تمام محبت ها بی دریغ شان هستم.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Αθηροσκλήρωση είναι μια ασθένεια που εστιάζεται στα σημεία καμπυλότητας του αγγείου και της αρτηριακής διακλάδωσης, και προκαλεί πολύπλοκη ροή. Συνεπώς, τα χαρακτηριστικά της ροής του αίματος είναι μερικοί παράγοντες για τη δημιουργία της συγκεκριμένης νόσου μέσα στις αρτηρίες. Στην παρούσα εργασία ταξινομούνται και περιγράφονται τα χαρακτηριστικά και οι παράμετροι της ροής του αίματος πάνω στην ανθρώπινη καρωτίδα, με λεπτομερή αναφορά σχετικά με (α) Γεωμετρικές Παραμέτρους, οι οποίες περιγράφουν τη γεωμετρία των αρτηριών και (β) Αιμοδυναμικές Παραμέτρους, οι οποίες επικεντρώνονται σε ταχύτητες της ροής και δυνάμεις που δημιουργούνται στα τοιχώματα του αγγείου, είτε στιγμιαία είτε καθ'όλο τον καρδιακό κύκλο.

Συγκεκριμένα περιγράφονται διάφοροι τρόποι για τη μελέτη και την ποσοτικοποίηση σχετικά με τις αλλαγές των χαρακτηριστικών της ροής, που εκτελέστηκαν από διάφορους μελετητές με σύντομη περιγραφή των σημαντικότερων σημείων. Ένας από αυτούς τους τρόπους είναι η ανακατασκευή της γεωμετρίας και της αιμοδυναμικής της καρωτίδας, χρησιμοποιώντας τρισδιάστατα μοντέλα και υπολογιστική Ρευστοδυναμική (CFD – Computational Fluid Dynamics) αντιστοίχως.

Στόχος της εργασίας είναι η κατασκευή μοντέλου της ανθρώπινης καρωτίδας και η υπολογιστική προσομοίωση της ροής του αίματος, με σκοπό την συσχέτιση των αιμοδυναμικών παραμέτρων με τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του αγγείου. Στο αρχικό στάδιο, απεικονίζονται τρισδιάστατες εικόνες από την καρωτίδα κάποιων εθελοντών με την μέθοδο MR Imaging, και στη συνέχεια οι συγκεκριμένες εικόνες επεξεργάζονται στο λογισμικό ANSYS ICEM CFD για τη δημιουργία πλέγματος. Τέλος, καθορίζοντας τις αρχικές συνθήκες, προσομοιώνεται η ροή με τη βοήθεια του λογισμικού ANSYS FLUENT.

Λέξεις-Κλειδιά : Αθηροσκλήρωση, Αιμοδυναμική, Υπολογιστική Ρευστοδυναμική.

ABSTRACT

Atherosclerosis is a disease that focuses on points of curvature and blood vessel branching and causes complex flow. Therefore, the characteristics of blood flow are some factors in creating this disease in the arteries. In this work, the characteristics and parameters of blood flow on the human carotid artery, are ordered and described with a detailed report on (a) geometrical parameters, which describe the geometry of the arteries and (b) hemodynamic parameters, which focus on flow velocity and forces generated on the vessel walls, either momentary or throughout the cardiac cycle.

The present paper describes several ways to study and quantify the changes in flow characteristics, carried out by scholars with a brief description of important points. One of these ways is to reconstruct the geometry and hemodynamics of the carotid artery, using three-dimensional models and computational Fluid Dynamics (CFD).

The aim of this paper is the modeling of human carotid and computational simulation of the blood flow to the correlation of hemodynamic parameters with geometric characteristics of the vessel. In the initial stage, three-dimensional images of the carotid volunteers are depicted using MR Imaging, and then these images are edited in ANSYS ICEM CFD software to create a grid. Finally, defining the initial conditions, the flow is simulated using the software ANSYS FLUENT.

Keywords: Atherosclerosis, Hemodynamics, Computational Fluid Dynamics.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ	iv
ABSTRACT	iv
ΠΙΝΑΚΑΣ ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΩΝ	vi
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ	viii
ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ	xxiii
ΕΙΣΑΓΩΓΗ	xiii
1 Αθηροσκλήρωση	1
1.1 Παράγοντες.....	1
1.1.1 Ανθρώπινη Συμπεριφορά.....	2
1.1.2 Ο παράγοντας «φύλο»	2
1.1.3 Ο κληρονομικός παράγοντας	3
1.1.3 Αναγκαιότητα Μελέτης	3
2 Μηχανική της Αγγειακής ροής.....	5
2.1 Αριθμητικά Αποτελέσματα	5
2.2 Μοντέλο διακλάδωσης	6
2.3 Προφίλ της αξονικής Ταχύτητας.....	7
3 Επίδραση της θέσης του κεφαλιού	10
3.1 Παράμετροι ροής του αίματος.....	10
3.1.1 Γεωμετρικές Παράμετροι.....	11
3.1.2 Αιμοδυναμικές Παράμετροι.....	12
3.2 Αποτελέσματα	13
3.2.1 Γεωμετρικές και Αιμοδυναμικές διαφορές	13
3.2.1 Αιμοδυναμική.....	13
4 Επίδραση της γωνίας διακλάδωσης.....	15
4.1 Σύγκριση Ταχυτήτων ροής.....	15
4.1.1 Αξονική Ταχύτητα.....	15

4.1.2	Δευτερεύοντες Ταχύτητες.....	16
4.1.3	Αρνητικές ταχύτητες στον κόλπο(sinus).....	17
4.2	Σύγκριση Διατμητικών Τάσεων	17
4.3	Συμπεράσματα.....	18
5	CFD - Υπολογιστική Ρευστοδυναμική.....	19
5.1	Τεχνικές	19
5.1.1	Άλλες τεχνικές.....	19
5.2	Μεθοδολογία	19
5.2.1	Παράδειγμα Μεθοδολογίας	20
5.3	Παράδειγμα ολοκληρωμένης μελέτης CFD.....	21
5.3.1	Αποτελέσματα.....	21
6	Αιμοδυναμική Προσομοίωση της καρωτίδας	25
6.1	Δεδομένα / Αρχικές Συνθήκες.....	26
6.1.1	Στοιχεία Καρωτίδας.....	26
6.2	ANSYS ICEM CFD Tutorials.....	27
6.2.1	Συμβάσεις.....	27
6.2.2	Σύνοψη των βημάτων	28
	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ	58
	ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ.....	66
	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	67
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	68
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ	71
Π1	Womersley Number	71
Π2	Νευτώνικό ρευστό.....	71
Π3	Μη Νευτώνικό ρευστό	72
Π4	Ενδοθηλιακά κύτταρα	73

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ

Σχήμα 1.1: Στάδια ανάπτυξης της Αθηρωματικής Πλάκας

Σχήμα 2.1: (a) Η κοιματομορφής της παλμικής ροής στη είσοδο της CCA και στην έξοδο της εξωτερικής καρωτίδας (External Carotid Artery - ECA), (b) Η κοιματομορφής της παλμικής πίεσης στην έξοδο της εσωτερικής καρωτίδας

Σχήμα 2.2: Μοντέλο διακλάδωσης της καρωτίδας

Σχήμα 2.3: Αξονικό προφίλ ταχύτητας της ροής στο επίπεδο συμμετρίας κατά τη συστολική φάση επιβράδυνσης ($t/tr = 0.245$)

Σχήμα 2.4: Αξονικό προφίλ της ροής στο midsinus στην θέση B

Σχήμα 2.5: Αξονικό προφίλ της ροής στο midsinus στην θέση C

Σχήμα 3.1: Κεντρικοί άξονες του αγγείου

Σχήμα 3.2: Καθορισμός του shape factor

Σχήμα 3.3: Επιφανειακά πλέγματα σε 2 θέσεις του κεφαλιού

Σχήμα 4.1: Προφίλ της αξονικής ταχύτητας στη διατομή της διακλάδωσης κατά τη διάρκεια της συστολικής επιβράδυνση $t / tr = 0,14$, για τέσσερα διαφορετικά μοντέλα

Σχήμα 4.2: Δύο ανθρώπινα μοντέλα της καρωτίδας σε διαφορετικές γωνίες διακλάδωσης

Σχήμα 4.3: Μέγεθος της μέγιστης δευτερεύουσας ταχύτητας στη θέση της μέγιστης διαμέτρου (D) του sinus

Σχήμα 5.1: Επιλεγμένα πλαίσια από ένα 60-frames/s simulated path line visualization της υπολογιστικής παλμικής πεδίου ταχύτητας

Σχήμα 5.2: MRI και CFD απεικονίσεις των δευτερεύουσων ταχυτήτων στις επιλεγμένες φάσεις του καρδιακού κύκλου

Σχήμα 5.3: Επιφανειακή χάρτες του πάχους των τοιχωμάτων (THK, mm), WSS κατά μέσο όρο του χρόνου - (dyne / cm²), και OSI (αδιάστατη) για 2 εθελοντές

Σχήμα 6.1: Ανακατασκευή της ανθρώπινης καρωτίδας από εικόνα MRA και πρόσθεση κυλινδρικών επεκτάσεων

Σχήμα 6.2: Λεπτομερής απεικόνιση της επιφάνειας

Σχήμα 6.3: Αριστερά, σημεία στην περίμετρο του κύκλου. Δεξιά, κέντρο INLET

Σχήμα 6.4: Καθορισμός Local Coordinate System

Σχήμα 6.5: Εργαλεία μετασχηματισμού, τοπικού και καθολικού συστήματος συντεταγμένων

Σχήμα 6.6: Εργαλεία για δημιουργία και τροποποίηση επιφανειών

Σχήμα 6.7: Σημείο διαχωρισμού επιφάνειας στο επίπεδο 0 0 1

Σχήμα 6.8: Η επιφάνεια χωρίστηκε σε ξεχωριστές οντότητες σε κάθε απότομη κλίση της γεωμετρίας

Σχήμα 6.9: Κατάτμηση Καμπυλών

Σχήμα 6.10: Διαγραφή Καμπύλων και γραμμών

Σχήμα 6.11: Δημιουργία επιφάνειας από τις Καμπύλες

Σχήμα 6.12: Καμπύλες που καθορίζουν την είσοδο και τους εξόδους

Σχήμα 6.13: 3D μοντέλο της διακλάδωσης με κλειστές πλευρές

Σχήμα 6.14: Εργαλεία επιλογής της γεωμετρίας

Σχήμα 6.15: Δημιουργία Τμήματος

Σχήμα 6.16: Επιλογή του τοίχου

Σχήμα 6.17: Ορισμός του υλικού όγκου

Σχήμα 6.18: Ορισμός του υλικού όγκου μέσα στο μοντέλο

Σχήμα 6.19: Δημιουργία αρχικού Block

Σχήμα 6.20: Δημιουργία και χωρισμός block στη γεωμετρία

Σχήμα 6.21: Διαγραφή των Block

Σχήμα 6.22: Συγχώνευση Κορυφών

Σχήμα 6.23: Τελικό Blocking. Σχηματισμό Υ.

Σχήμα 6.24: Εργαλεία ένωσης του Blocking

Σχήμα 6.25: Συσχέτιση Ακρών με τις Καμπύλες

Σχήμα 6.26: Επίδειξη Συσχέτισης

Σχήμα 6.27: Εργαλεία ένωσης του Blocking

Σχήμα 6.28: Αυτόματη ένωση ακρών και καμπυλών

Σχήμα 6.29: Blocking στο σημείο διακλάδωσης. Blocking στην έξοδο

Σχήμα 6.30: Τελικό Blocking

Σχήμα 6.31: Εργαλείο O-grid

Σχήμα 6.32: Επιλεγμένα Blocks και Πρόσωπα

Σχήμα 6.33: Blocking με O-Grid Δομή

Σχήμα 6.34: Ορισμός Παραμέτρων Άκρης

Σχήμα 6.35: Edge Parameters

Σχήμα 6.36: Ramp Function

Σχήμα 6.37: Ορισμός Παραμέτρων Άκρης

Σχήμα 6.38: Παράθυρο διαλόγου Mesh

Σχήμα 6.39: Pre-Mesh

Σχήμα 6.40: Pre-Mesh. Απότομη αλλαγή πυκνότητας στοιχείων

Σχήμα 6.41: Pre-Mesh. Παραμόρφωση Στοιχείων

Σχήμα 6.42: Αρχικό Blocking στο σημείο παραμόρφωσης. Blocking στο σημείο παραμόρφωσης έχει χωριστεί σε τρία Block για επιδιόρθωση

Σχήμα 6.43: Διορθωμένο Pre-Mesh

Σχήμα 6.44: Εργαλείο ελέγχου ποιότητας Pre-Mesh

Σχήμα 6.45: Quality Histogram

Σχήμα 6.46: Εργαλείο Scan-Planes

Σχήμα 6.47: Επίπεδο Σάρωσης

Σχήμα 6.48: Πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων για την ανθρώπινη Καρωτίδα

Σχήμα 6.49: Solver Setup

Σχήμα 6.50: Δημιουργία και Αποθήκευση msh file

Σχήμα 7.1: Προφίλ της Αξονικής ταχύτητας της ροής στο επίπεδο συμμετρίας

Σχήμα 7.2: Προφίλ της Αξονικής ταχύτητας σε τομές κατά μήκος του μοντέλου

Σχήμα 7.3: Απεικονίσεις των δευτερεύουσων ταχυτήτων για την μέγιστη διάμετρο του κόλπου

Σχήμα 7.4: Επιφανειακοί χάρτες της μανομετρικής πίεσης

Σχήμα 7.5: Μανομετρική Πίεση κατά μήκος της καρωτίδας

Σχήμα 7.6: Επιφανειακοί χάρτες της WSS

Σχήμα 7.7: WSS κατά μήκος της καρωτίδας. Θέση μηδέν είναι η είσοδος της ροής

Σχήμα 8.1: Νευτώνικό Ρευστό

Σχήμα 8.2: Στρώμα των ενδοθηλιακών κυττάρων

ΣΥΝΤΟΜΟΓΡΑΦΙΕΣ

CFD	Computational Fluid Dynamics (Υπολογιστική Ρευστοδυναμική)
WSS	Wall Shear Stress (Διατμητικές τάσεις τοιχωμάτων)
OSI	Oscillatory Shear Index (Δείκτης ταλαντευόμενης διάτμησης)
PRT	Particle Residence Time (χρόνος παραμονής σωματιδίων)
USI	Ultrasound Imaging (Υπερηχογράφημα)
MRI	Magnetic Resonance Imaging (Μαγνητική τομογραφία)
MRA	Magnetic Resonance Angiography (Μαγνητική αγγειογραφία)
CCA	Common Carotid Artery (Κοινή Καρωτίδα)
ICA	Internal Carotid Artery (Εσωτερική Καρωτίδα)
ECA	External Carotid Artery (Εξωτερική Καρωτίδα)
THK	Vessel wall Thickness (Πάχους των τοιχωμάτων του αγγείου)

ΣΥΜΒΟΛΑ

D	Διάμετρος Αρτηρίας, cm
μ	Ιξώδες, kg/m.s
Re	Τιμή Reynolds
α	Womersley number
ν	Poisson's ratio
t	Χρόνος, s
t_p	Χρόνος για ένα καρδιακό κύκλο, s
\bar{Q}	Ρυθμός Ροής, ml/s
ρ	Πυκνότητα, Kg/m ³
P	Πίεση, Pa
v	Ταχύτητα ροής, m/s
\vec{u}	Ταχύτητα παράλληλη με το αγγειακό τοίχωμα, m/s
u	Διάνυσμα Ταχύτητας
y	Απόσταση από το αγγειακό τοίχωμα, cm
T	Καρδιακός κύκλος
$\vec{\tau}$	Στιγμιαία WSS, N/m ² , dyne / cm ²

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η αιμοδυναμική της Αθηροσκλήρωσης δείχνει ότι τα χαρακτηριστικά της ροής του αίματος επηρεάζουν την δημιουργία των ασθενειών μέσα στις αρτηρίες. Πολυάριθμες μελέτες έχουν γίνει βασισμένες στο ότι η αθηροσκληρωτική νόσος εμφανίζεται σε αρτηριακές διακλαδώσεις και σε περιοχές υψηλής καμπυλότητας. Οι Levesque & Nerem (1985) εκτέλεσαν μελέτες ροής πάνω σε καλλιεργημένα ενδοθηλιακά κύτταρα βοοειδών και παρατήρησαν ότι (α) τα ενδοθηλιακά κύτταρα προσανατολίζονται με τη κατεύθυνση της ροής κάτω από την επιρροή των διατμητικών τάσεων, (β) υπάρχει μια σημαντική συσχέτιση μεταξύ των βαθμών ευθυγράμμισης και του σχήματος των ενδοθηλιακών κυττάρων, (γ) τα ενδοθηλιακά κύτταρα επιμηκύνονται όταν εκτίθενται σε μεγαλύτερες διατμητικές τάσεις.

Οι μηχανισμοί μέσω των οποίων οι διατμητικές τάσεις μεταβάλλουν τις ενδοθηλιακές λειτουργίες σε κυτταρικό, μοριακό και γενετικό επίπεδο, έχουν διευκρινιστεί ήδη στο παρελθόν. Παρόλα αυτά, πολλά άγνωστα παραμένουν όσο αφορά τον ρόλο της μηχανικής των ρευστών στην ανάπτυξη και την εξέλιξη της αθηροσκλήρωσης. Ένας λόγος ήταν η δυσκολία εντοπισμού και παρακολούθησης των σχέσεων μεταξύ των τοπικών παραγόντων ρευστοδυναμικής με την ανάπτυξη της πλάκας βάση ενός εθελοντή. Μέθοδοι απεικόνισης όπως η μαγνητική τομογραφία (MRI) και το υπερηχογράφημα (USI) μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την μέτρηση του πάχους του τοιχώματος (ένας αθηρωματικός δείκτης) και των ταχυτήτων του αίματος, από τις οποίες παράγωγοι είναι οι διατμητικές τάσεις των τοιχωμάτων (WSS – Wall Shear Stress) άμεσα. Απαραίτητη προϋπόθεση επιτυχούς ανάλυσης σε αυτήν την έρευνα αποτελεί η συσχέτιση των τμημάτων με χαμηλές και ταλαντευόμενες WSS, καθώς και άλλους παραμέτρους της ροής, όπως τον δείκτη ταλαντευόμενης διάτμησης (OSI - oscillatory shear index) και τον χρόνο παραμονής σωματιδίων (PRT - particle residence time), με τα τμήματα που παρατηρείται πιο έντονα το πρόβλημα της ασθένειας. Ωστόσο οι δυσκολίες που συνδέονται με τον ποσοτικό προσδιορισμό των ταχυτήτων του αίματος σε περιοχές με περίπλοκη ροή, περιόρισε στο παρελθόν την εφαρμογή της απεικονιστικής μόνο προσέγγισης σε σχετικά ευθύγραμμα τμήματα της κοιλιακής αορτής, της μηριαίας αρτηρίας και της κοινής καρωτίδας.

Μια εναλλακτική προσέγγιση είναι η ανακατασκευή ενός σύνθετου πολύπλοκου πεδίου ροής μέσω υπολογιστικής ρευστοδυναμικής (CFD), και της ανάλυσης των μοντέλων που προέρχονται από τα απεικονιζόμενα ιατρικά δεδομένα. Προσομοιώσεις από υπολογιστική ρευστοδυναμική μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη λήψη αναλυτικών πληροφοριών της ροής, συμπεριλαμβανομένων και των διατμητικών τάσεων στα τοιχώματα, διαφορά της πίεσης, στάσιμες και ανακυκλούμενες περιοχές, χρόνοι παραμονής σωματιδίων, αναταράξεις κτλ. Ωστόσο λόγω της ισχυρής εξάρτησης των χαρακτηριστικών της ροής από τη γεωμετρία του αγγείου, δεν είναι δυνατόν να παρατηρηθούν ενδιαφέρουσες λειτουργίες της ροής σε απλουστευμένα ή εξιδανικευμένα αρτηριακά μοντέλα. Επιπλέον στην περίπτωση μεγάλων αρτηριών όπως η καρωτίδα, η ενδοτικότητα των τοιχωμάτων (wall compliance) μπορεί να έχει σημαντικές επιπτώσεις στον ρυθμό της ροής του αίματος, και ειδικά στη κατανομή των διατμητικών τάσεων που ασκείται στα τοιχώματα. Σε αντίθεση, η ρεαλιστική μοντελοποίηση μπορεί να αποδώσει νέα στοιχεία για την αρτηριακή ροή του αίματος. Επιπρόσθετα για σκοπούς σχεδίασης στη διάγνωση και στη χειρουργική, ειδικά ρεαλιστικά μοντέλα του ασθενή είναι ιδιαίτερα χρήσιμα λόγω των μεγάλων ανατομικών και φυσιολογικών διακυμάνσεων μεταξύ των ατόμων. Το ζητούμενο και ο κύριος στόχος της μελέτης είναι η ρεαλιστική διαμόρφωση της ανατομίας του αγγείου, η χρήση σωστών φυσιολογικών συνθηκών ροής και ο υπολογισμός της ενδοτικότητας του τοιχώματος του αγγείου. Ένα επαναλαμβανόμενο πρόβλημα που δημιουργείται όταν επιχειρούνται αυτού του είδους προσομοιώσεις, είναι η έλλειψη πληροφοριών για την επιβολή των σωστών φυσιολογικών συνθηκών και για την εγκυρότητα των αριθμητικών αποτελεσμάτων.

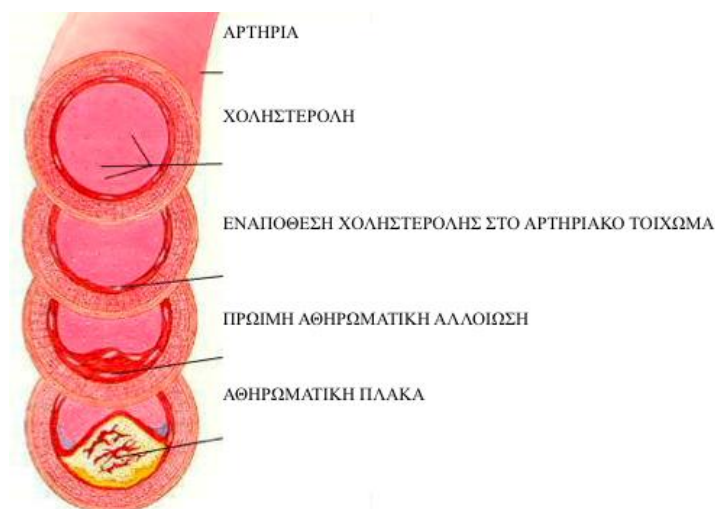
Στο πρώτο κεφάλαιο της μελέτης, γίνεται σύντομη περιγραφή της αθηρωματικής νόσου, των παραγόντων που την προκαλούν και των λόγων οι οποίοι οδηγούν σε αναγκαιότητα μελέτης αυτής της ασθένειας. Τα επόμενα τρία κεφάλαια αναφέρονται σε διάφορες μελέτες που εκτελέστηκαν από επιστήμονες πάνω στο συγκεκριμένο θέμα. Περιγράφεται η μηχανική της ροής και τα διάφορα χαρακτηριστικά της καρωτίδας που επηρεάζουν τη ροή και την ταχύτητα του αίματος μέσα στην αρτηρία και προκαλούν διατμητικές τάσεις. Επίσης αναλύεται η επίδραση της θέσης του κεφαλιού και γωνίας διακλάδωσης, στην αιμοδυναμική της καρωτίδας. Η Υπολογιστική ρευστομηχανική, είναι η μεθοδολογία που θα ακολουθηθεί και είναι το κύριο θέμα του 5^{ου} κεφαλαίου. Στα πλαίσια του κεφαλαίου επίσης περιγράφονται δύο παρόμοιες μελέτες που εκτελέστηκαν με την μέθοδο CFD, και παρουσιάζονται σε συντομία τα αποτελέσματα των μελετητών. Το

υπόλοιπο μέρος της εργασίας αφιερώνεται σε όλες τις ενέργειες και διαδικασίες που ακολούθησε ο μελετητής. Για την διευκόλυνση των ενδιαφερόμενων στη περαιτέρω έρευνα με την συγκεκριμένη μεθοδολογία (O-grid), ένα εγχειρίδιο προσφέρεται στο έκτο κεφάλαιο, το οποίο δείχνει πολύ αναλυτικά τα στάδια δημιουργίας του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων στο λογισμικό ANSYS ICEM CFD. Και τέλος παρουσιάζονται λεπτομερώς τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα από την υπολογιστική ανάλυση της ανθρώπινης καρωτίδας ενός εθελοντή, σε διάφορες θέσης του κεφαλιού.

1 Αθηροσκλήρωση

Αθηροσκλήρωση είναι η νόσος όπου οι αθηρωματικές πλάκες αναπτύσσονται στην εσωτερική επιφάνεια των αρτηριών. Αυτό με την σειρά του προκαλεί στένωση ή και απόφραξη του αρτηριακού αγγείου, σκλήρυνση και απώλεια της ελαστικότητας του. Οι αρτηρίες μεγάλου και μεσαίου μεγέθους είναι αυτές που συνήθως προσβάλλονται από την συγκεκριμένη ασθένεια. Οι πλάκες της αθηροσκλήρωσης αποτελούνται από λιπίδια, φλεγμονώδη κύτταρα, ινώδη ιστό και θρόμβους.

Η Αθηροσκλήρωση μπορεί να είναι αποτέλεσμα πρωτογενούς γενετικής διαταραχής ή και να οφείλεται στην ανθρώπινη συμπεριφορά. Προσβάλλει συνήθως τα άτομα που τρώνε πολύ, καπνίζουν και κάνουν καθιστική ζωή. Με αυτόν τον τρόπο η πιθανότητα συγκέντρωσης λιπιδίων και χοληστερίνης στο αίμα αυξάνεται. Η προσβολή από την στένωση δεν είναι του ίδιου βαθμού για όλες τις αρτηρίες του σώματος ή και από άτομο σε άτομο. Η πιο συχνή περίπτωση είναι η στένωση των στεφανιαίων αρτηριών που τροφοδοτούν με αίμα την καρδιά, με αποτέλεσμα τη στεφανιαία ανεπάρκεια. Σε άλλα άτομα μπορεί να υπάρχει σοβαρή στένωση των αρτηριών που τροφοδοτούν με αίμα τον εγκέφαλο (π.χ. Καρωτίδα) και είναι αιτία αγγειακού εγκεφαλικού επεισοδίου.



Σχήμα 1.1: Στάδια ανάπτυξης της Αθηρωματικής Πλάκας

Το αθήρωμα ξεκινά να δημιουργείται κάτω από τα ενδοθηλιακά κύτταρα, σε όλους τους ανθρώπους από πολύ μικρή ηλικία. Οι λιποπρωτεΐνες, είναι τα υπεύθυνα σωματίδια για το σχηματισμό του αθηρώματος. Μεταφέρουν τη χοληστερίνη, εγκλωβίζοντας την κάτω από το ενδοθήλιο των αρτηριών με αποτέλεσμα την πρόκληση φλεγμονής και ανάπτυξη ινώδους ιστού. Όταν η επιφάνεια των πλακών είναι ανώμαλη ή και η ροή του αίματος είναι χαμηλή, τότε οι αιματικοί θρόμβοι προσκολλούν πάνω στις πλάκες. Επιπλέον, με την σκλήρυνση των πλακών από το ασβέστιο, το μέγεθος τους αυξάνεται με την πάροδο του χρόνου, και μπορεί η αρτηρία να αποφραχθεί πλήρως. Η αιφνίδια αρτηριακή απόφραξη, θεωρείται ο επικρατέστερος μηχανισμός πρόκλησης οξείων ισχαιμικών συμπτωμάτων. Σε περίπτωση που ραγίσει η πλάκα, μπορεί να αποκολληθεί και να προκαλέσει εμβολή σε άλλα σημεία του αρτηριακού δικτύου.

1.1 Παράγοντες

1.1.1 Ανθρώπινη Συμπεριφορά

Κατά τον 19^ο αιώνα, η επιβίωση άνω της ηλικίας των 60 ετών δεν ήταν πολύ συνηθισμένο φαινόμενο. Στα τέλη της δεκαετίας του '40, οι επιστήμονες έκαναν ανασκόπηση των στοιχείων από τις συχνότητες των θανάτων σε διάφορες χώρες. Από την παρατήρηση τους, διαπίστωσαν πώς τα καρδιακά νοσήματα έχουν άμεση σχέση με τον τρόπο ζωής.

Σε χώρες όπως οι ΗΠΑ και η Μ. Βρετανία, το 40% της ενέργειας ενός μέσου ανθρώπου οφείλεται στα λίπη [ygeiaonline.gr]. Επομένως, η διατροφή του ατόμου είναι ένας παράγοντας. Σε τέτοιες χώρες η συχνότητα θανάτων από αρτηριακά νοσήματα είναι πολύ ψηλή. Στην συνέχεια, ανακάλυψαν πώς το κάπνισμα είναι ένας άλλος σπουδαίος παράγοντας, λόγω του ότι αυξάνει την αρτηριακή πίεση. Η έλλειψη σωματικής άσκησης, ο σακχαρώδης διαβήτης και η παχυσαρκία φαίνεται επίσης ότι αυξάνουν το ενδεχόμενο της νόσου.

1.1.2 Ο παράγοντας «φύλο»

Οι άντρες έχουν τέσσερις φορές περισσότερες πιθανότητες να πεθάνουν από στεφανιαία νόσο από ότι οι γυναίκες, για ηλικίες κάτω των 60. Αυτό οφείλεται στις ορμόνες του φύλου, και συγκεκριμένα σχετίζονται με τον προστατευτικό ρόλο των οιστρογόνων και της προγεστερόνης που αποτελούν τις κύριες φυλετικές ορμόνες της γυναίκας. Η προγεστερόνη είναι στεροειδής ορμόνη, δηλαδή συντίθεται από τη χοληστερόλη. Τα οιστρογόνα έχουν την ιδιότητα να ελαττώνουν το νευροπεπτίδιο Υ (μια ισχυρή ορεξιογόνο νευροορμόνη του εγκεφάλου), με αποτέλεσμα να μειώσουν την όρεξη. Ένα άλλο χαρακτηριστικό των οιστρογόνων είναι ο πολλαπλασιασμός των μεγάλων λιποκυττάρων στους γλουτούς και στα κάτω άκρα, ενώ αντίθετα η μείωση των λιποκυττάρων στην κοιλιά. Αυτός είναι ο λόγος που οι γυναίκες συσσωρεύουν περισσότερο λίπος στη λεκάνη και λιγότερο στη κοιλιά σε σχέση με τους άντρες. Επίσης έχουν την δυνατότητα κατακράτησης άλατος και νερού σε μικρό βαθμό.

1.1.3 Ο κληρονομικός παράγοντας

Ορισμένα άτομα κληρονομούν μια προδιάθεση προς καρδιακά νοσήματα και εγκεφαλικά επεισόδια. Σε τέτοιες περιπτώσεις, τα επίπεδα χοληστερίνης και άλλων λιπιδίων στο αίμα, βρίσκεται σε αυξημένα επίπεδα λόγω του μεταβολισμού των λιπών στον οργανισμό. Τα συγκεκριμένα άτομα πρέπει να παίρνουν αγωγή για την αντιμετώπιση των υψηλών επιπέδων χοληστερίνης. Οποσδήποτε, πριν δοθεί αγωγή, πρέπει καταρχήν να διαπιστωθούν οι διαταραχές. Ο έλεγχος της χοληστερίνης πριν την ηλικία των 20 είναι απαραίτητο για αυτή την ομάδα ανθρώπων.

1.2 Αναγκαιότητα Μελέτης

Όπως προαναφέρθηκε, η αθηροσκλήρωση είναι ασθένεια που εστιάζεται σε σημεία καμπυλότητας του αγγείου και της αρτηριακής διακλάδωσης, με αποτέλεσμα την δημιουργία μιας πολύπλοκης ροής. Αυτό αποδεικνύει πώς, η ανάπτυξη της πλάκας είναι άμεσα συνδεδεμένη με την γεωμετρία της αρτηρίας και τα χαρακτηριστικά της ροής του αίματος.

Επομένως θα ήταν ορθό η αιμοδυναμική και η γεωμετρία των αρτηριών να θεωρούνται επίσης ως παράγοντες για την θετική αθηρογόνη συμπεριφορά μέσα στις αρτηρίες. Με αυτόν τον σκεπτικό, θα πρέπει να αναγνωρίζεται η σχέση μεταξύ των τοπικών παραγόντων της ρευστοδυναμικής και της ανάπτυξης της πλάκας βάση ενός ασθενή και παράλληλα με τον έλεγχο της χοληστερίνης να γίνεται προδιάγνωση και διάγνωση των αρτηριών βάση στην αιμοδυναμική και στην γεωμετρία της αρτηρίας. Υπάρχει η ανάγκη δημιουργίας μιας αξιόπιστης μεθόδου, ώστε η προδιάγνωση και διάγνωση των αρτηριών να είναι εφικτή, εύκολη και παράλληλα να κοστίζει ελάχιστα.

2 Μηχανική της Αγγειακής ροής

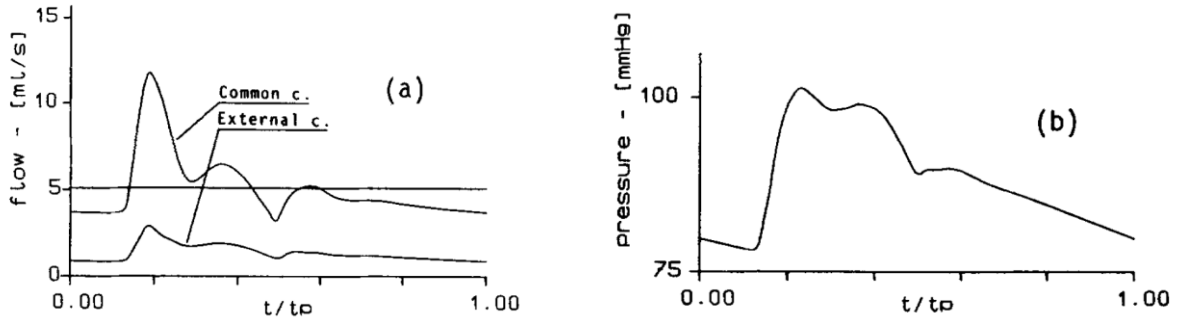
Οι Perktold K. & Rappitsch G. (1995), εκτέλεσαν υπολογιστική προσομοίωση από τοπική ροή αίματος και μηχανική αγγείων σε ένα συμμορφούμενο μοντέλο της διακλάδωσης της καρωτίδας. Για τον υπολογισμό της επίδρασης του πεδίου ροής και τον καθορισμό των μηχανικών τάσεων πάνω στα τοιχώματα της αρτηρίας, ανέπτυξαν ένα αριθμητικό μοντέλο για την ροή του αίματος σε ανθρώπινη καρωτίδα στο σημείο της διακλάδωσης. Για την ανάλυση της ροής, εφάρμοσαν τις χρονικά εξαρτώμενες, τρισδιάστατες, ασυμπίεστες εξισώσεις Navier - Stokes για μη νευτωνικά ρευστά [βλέπε παράρτημα 3]. Οι υπολογισμοί έγιναν με τη μέθοδο της διόρθωσης της πίεσης χρησιμοποιώντας πεπερασμένα στοιχεία. Η μελέτη έδειξε τα χαρακτηριστικά που εμφανίζονται στη διακλάδωση κατά τη ροή, όπως έντονα ασύμμετρα αξονικά ταχύτητα στο κοίλωμα της καρωτίδας, μεγάλες κλίσεις της ταχύτητας στο εσωτερικό διαχωριστικό τοίχωμα και διαχωρισμό της ροής στα τοιχώματα της διακλάδωσης. Επίσης παρατηρήθηκαν έντονες δευτερεύουσες ταχύτητες στο κοίλωμα της καρωτίδας (sinus). Τα πιο ενδιαφέροντα σημεία είναι πως, κατά τον διαχωρισμό της ροής παρατηρήθηκε ότι οι ταχύτητες μειώθηκαν στο τοίχωμα του κοιλώματος ενώ αυξήθηκαν στη πλευρά της διακλάδωσης, η τιμή της διατμητικής τάσης στο τοίχωμα μειώθηκε κατά 25%, και οι καμπυλότητες καθώς και οι διακλαδώσεις των μεγάλων και μεσαίου μεγέθους αρτηριών επηρεάστηκαν σοβαρά από την αθηροσκλήρωση. Έρευνες αποδεικνύουν πως υπάρχει μια σχέση μεταξύ της ασθένειας με την ακανόνιστη ροή σε αυτές τις περιοχές και ότι οι δυνάμεις του ρευστού επηρεάζουν άμεσα τις ενδοθηλιακές λειτουργίες.

2.1 Αριθμητικά Αποτελέσματα

Οι υπολογισμοί έγιναν κάτω από φυσιολογικές καταστάσεις. Η κυματομορφή παλμού της ροής, ο λόγος διαίρεσης της ροής στην εσωτερική καρωτίδα (Internal Carotid Artery – ICA) προς την εξωτερική καρωτίδα (External Carotid Artery – ECA) και η κυματομορφή παλμού πίεσης (Σχήμα 2.1) έχουν δημοσιευθεί από Osenberg (1991). Η μέση τιμή της ροής στη κοινή αρτηρία (Common Carotid Artery - CCA) είναι $5,1 \text{ mls}^{-1}$. Χρησιμοποιήθηκαν για την διαστολική διάμετρο της κοινής αρτηρίας $D = 0,62 \text{ cm}$, μια αντιπροσωπευτική κοινή

αναφορά του ιξώδους $\mu = 0,035\text{cm}^{-2} \text{ s}^{-1}$ και Μέση τιμή Reynolds $Re = 300$. Σημείο αναφοράς του womersley number $\alpha_{ref} = 4,8$ και Poisson's ratio $\nu = 0,49$.

Poisson's ratio $\nu = 0,49$ expresses nearly incompressible isotropic wall material. [Reneman et al. 1985].

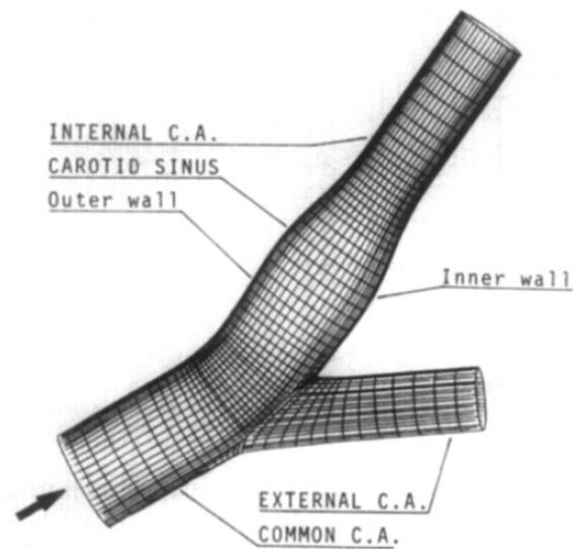


Σχήμα 2.1: (a) Η κομματομορφή της παλμικής ροής στη είσοδο της CCA και στην έξοδο της εξωτερικής καρωτίδας (External Carotid Artery - ECA), (b) Η κομματομορφή της παλμικής πίεσης στην έξοδο της εσωτερικής καρωτίδας, [Perktold K. & Rappitsch G. 1995]

2.2 Μοντέλο διακλάδωσης

Η μελέτη έγινε σε τρισδιάστατο μοντέλο, με βάση το μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε από τους Ku et al. (1989), (Σχήμα 2.2). Η διαμόρφωση ορίζεται ως την διαστολική αναφορά της γεωμετρίας.

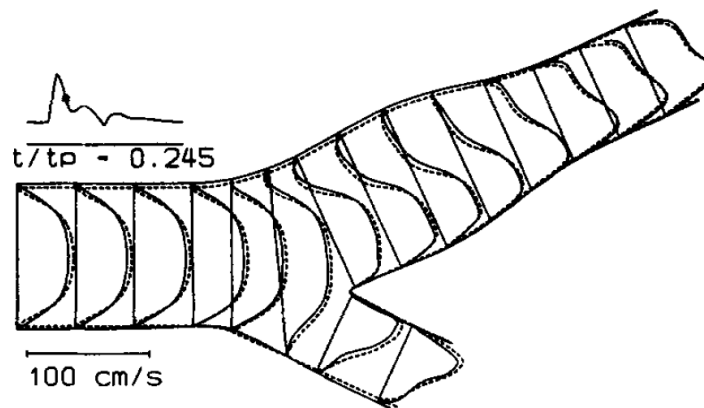
Οι ουσιώδεις γεωμετρικοί παράμετροι είναι: διάμετρος κοινής καρωτίδας 0,62 cm, μέγιστη διάμετρος στον κόλπο (sinus) 0,66 cm, διάμετρος εσωτερικής καρωτίδας 0,44 cm, και διάμετρος εξωτερικής καρωτίδας 0,36 cm. Το πάχος του τοιχώματος στο CCA μέχρι το τέλος του κόλπου είναι 0,031 cm, στη εσωτερική καρωτίδα είναι 0,022 cm και στο ECA είναι 0,020 cm.



Σχήμα 2.2: Μοντέλο διακλάδωσης της καρωτίδας [Perktold K. & Rappitsch G. 1995]

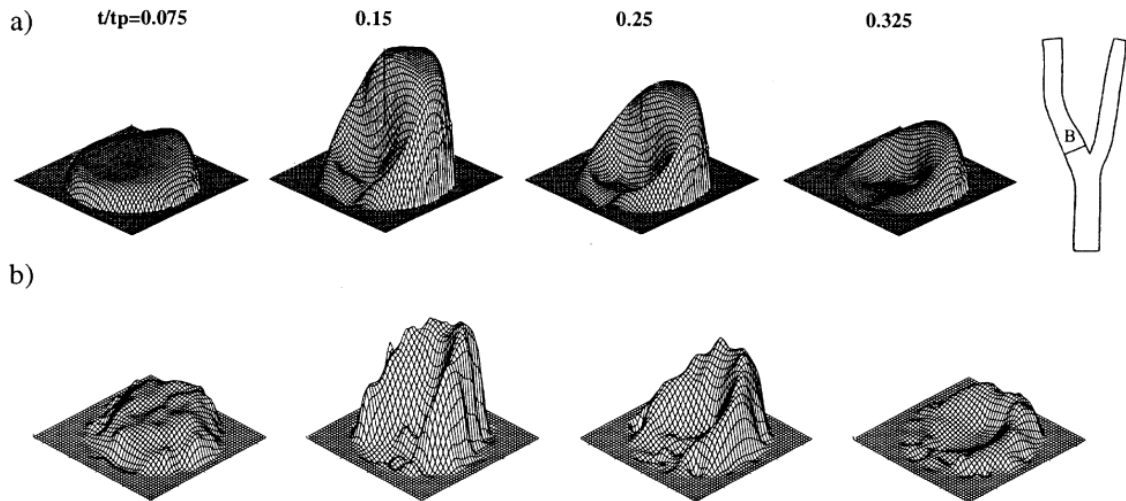
2.3 Προφίλ της αξονικής Ταχύτητας

Η διακλάδωση της καρωτίδας, χωρίστηκε σε πολλές τομές ώστε να δημιουργείται προφίλ της ταχύτητας σε κάθε τομή. Η περίοδος του παλμού χωρίστηκε σε 112 χρονικές προσαυξήσεις, και για το κάθε ένα έγινε η υπολογιστική προσομοίωση της ροής. Το γενικό χαρακτηριστικό είναι η ύπαρξη του προφίλ μιας έντονης ασύμμετρης αξονικής ταχύτητας στο εγγύς σημείο της διακλάδωσης με απότομες κλίσεις της ταχύτητας στα τοιχώματα του διαχωριστή (Σχήμα 2.3)

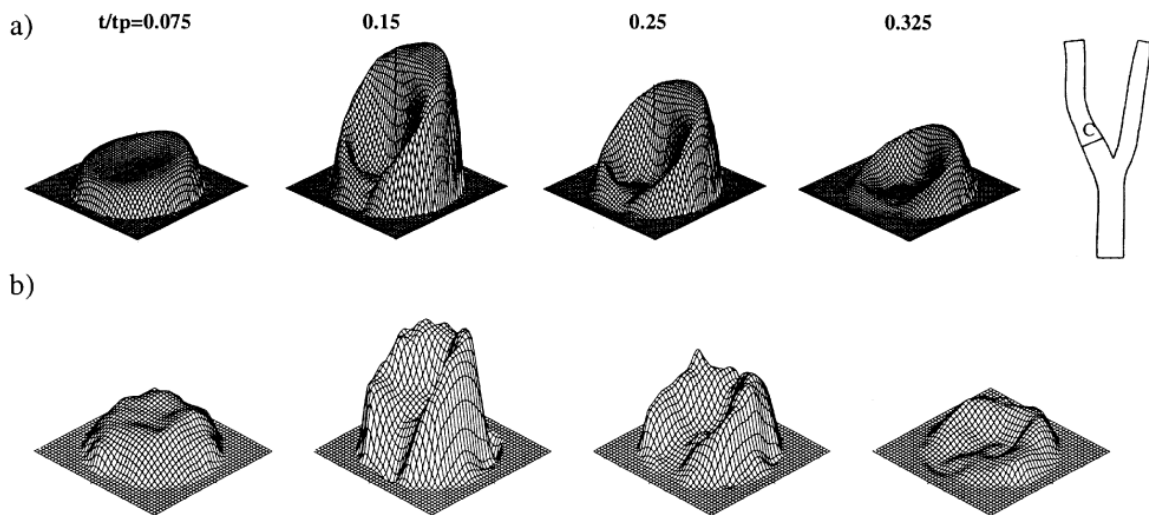


Σχήμα 2.3: Προφίλ της Αξονικής ταχύτητας της ροής στο επίπεδο συμμετρίας κατά τη συστολική φάση επιβράδυνσης ($t/t_p = 0.245$), [Perktold K. & Rappitsch G. 1995]

Κατά την συστολική επιβράδυνση, η πίεση ελαττώνεται και το αγγείο συστέλλεται και η εξωτερική αξονική ταχύτητα αυξάνεται. Οι δευτερεύουσες κινήσεις είναι αποτέλεσμα της διακλάδωσης οι οποίες μεγιστοποιούνται στη μέγιστη διάμετρο του sinus. Στο σημείο διακλάδωσης, αντίθετα ρεύματα εκτείνονται σε όλη την περιφέρεια της κοινής και εσωτερικής αρτηρίας. Οι Botnar R. et al. (2000), εκτέλεσαν αριθμητικές προσομοιώσεις της ροής του αίματος στην αρτηρία σε σύγκριση με τις άμεσες μετρήσεις ροής του αίματος από την απεικόνιση μαγνητικού τομογράφου (MRI), προκειμένου να εξακριβωθεί ότι και οι δύο προσεγγίσεις παρέχουν παρόμοια αποτελέσματα. Χρησιμοποίησαν ανατομικό μοντέλο της αρτηριακής διακλάδωσης με ένα αντίστοιχο υπολογιστικό μοντέλο. Διατομές του προφίλ της αξονικής ταχύτητας υπολογίστηκαν και μετρήθηκαν για midsinus και endsinus σε ICA. Στις δύο τοποθεσίες παρατηρήθηκαν ασύμμετρα προφίλ της ταχύτητας με αργές ταχύτητες στο εξωτερικό τοίχωμα, μεσαίες ταχύτητες στα πλευρικά τοιχώματα και υψηλές ταχύτητες στο τοίχωμα του διαχωριστή (Σχήματα 2.4, 2.5).



Σχήμα 2.4: Αξονικό προφίλ της ροής στο midsinus στην θέση B εντός της εσωτερικής καρωτίδας κατά την πρόωμη συστολική επιτάχυνση (during early systolic acceleration) ($t/t_p = 0,075$), mid systolic peak flow ($t/t_p = 0,15$), late systolic deceleration ($t/t_p = 0,25$) and end systolic flow reversal ($t/t_p = 0,325$). a) Αριθμητική προσομοίωση. (b) μετρήσεις της μαγνητικής τομογραφίας. Τα προφίλ της ροής είναι εξαιρετικά ασύμμετρα. Με τις δύο προσεγγίσεις, οι μικρές ταχύτητες παρατηρήθηκαν στο εξωτερικό, μέσες ταχύτητες στα πλευρικά τοιχώματα και υψηλές ταχύτητες στο διαχωριστή ροής (εσωτερικό) τοίχωμα, [Botnar et al. 2000]



Σχήμα 2.5: Αξονικό προφίλ της ροής στο midsinus στην θέση C εντός της εσωτερικής καρωτίδας κατά την πρόωμη συστολική επιτάχυνση (during early systolic acceleration) ($t/t_p = 0,075$), mid systolic peak flow ($t/t_p = 0,15$), late systolic deceleration ($t/t_p = 0,25$) and end systolic flow reversal ($t/t_p = 0,325$). a) Αριθμητική προσομοίωση. (b) μετρήσεις της μαγνητικής τομογραφίας. Τα προφίλ της ροής είναι εξαιρετικά ασύμμετρα. Με τις δύο προσεγγίσεις, οι μικρές ταχύτητες παρατηρήθηκαν στο εξωτερικό, μέσες ταχύτητες στα πλευρικά τοιχώματα και υψηλές ταχύτητες στο διαχωριστή ροής (εσωτερικό) τοίχωμα, [Botnar et al. 2000]

Επιπρόσθετα η σύγκριση της αξονικής ταχύτητας μεταξύ των προσομοιώσεων και των *in vitro* μετρήσεων, έδειξαν ακριβώς τα ίδια αποτελέσματα. Παρατηρήθηκε διαφορά λιγότερο του 10% στις μετρήσεις των δευτερευουσών ταχυτήτων. Σύγκριση μεταξύ των μετρήσεων της ταχύτητας ροής και των διανομών της πλάκας σε δείγματα από ανθρώπινη καρωτίδα, έδειξε ότι στο εξωτερικό τοίχωμα του καρωτιδικού κόλπου, όπου η διατμητική τάση του τοιχώματος (Wall Shear Stress - WSS) και οι ταχύτητες της ροής είναι χαμηλές, το πάχος της πλάκας είναι μέγιστο ενώ στο διαχωριστικό τοίχωμα, όπου η αναπτυσσόμενη WSS και οι ταχύτητες ροής είναι υψηλές, το πάχος της πλάκας είναι ελάχιστη [Zarins et al., 1983].

3 Επίδραση της θέσης του κεφαλιού

Οι Glor F.P. et al. (2004), μελέτησαν και ποσοτικοποίησαν τις αλλαγές στη γεωμετρία της καρωτίδας και ανάλυσαν τις επιπτώσεις της στην αιμοδυναμική της καρωτίδας ως αποτέλεσμα της περιστροφής της κεφαλής. Η τρισδιάστατη γεωμετρία της καρωτίδας δημιουργήθηκε χρησιμοποιώντας τρισδιάστατο υπερηχογράφημα (3D ultrasound – US) , και οι αιμοδυναμικές της καρωτίδας υπολογίστηκαν, συνδυάζοντας το 3D US με την υπολογιστική ρευστοδυναμική. Παρατήρησαν πως οι διατομές, δεν άλλαξαν σημαντικά με τη περιστροφή του κεφαλιού, αλλά οι κεντρικοί άξονες των αγγείων της καρωτίδας μεταβλήθηκαν έντονα. Η ροή μέσα στη CCA άλλαξε σημαντικά σε ατομικό επίπεδο, αλλά σαν μέσο όρο από εννέα ασθενείς, η αλλαγή της ροής στη CCA ήταν σχετικά μικρή. Βρέθηκε πώς οι WSS και OSI (βλέπε σελ. 11) αλλάζουν σημαντικά με την περιστροφή του κεφαλιού, αλλά οι διακυμάνσεις δεν ήταν εφικτό να προβλεφθούν χωρίς την αξιολόγηση της τροποποιημένης γεωμετρίας και της ροής στη διακλάδωση για μεμονωμένες περιπτώσεις.

Η περιστροφή του κεφαλιού συνοδεύεται από σημαντικές αλλαγές στα πρότυπα ροής του αίματος και τα προφίλ της ταχύτητας του αίματος σε αρτηρίες της σπονδυλικής, καθώς και στα ICA, αν και η συνολική αιματική ροή διατηρείται σταθερή. Τα πρότυπα της ροής του αίματος σε αυτές τις αρτηρίες διαφέρουν σε αριστερή ή και σε δεξιά καρωτίδα. Για παράδειγμα η περιστροφή του κεφαλιού προς τα αριστερά, έδειξε αύξηση της ροής του αίματος στη δεξιά αρτηρία, αλλά για την αριστερή αρτηρία δεν παρατηρήθηκε καμία διαφορά ή αλλαγή [Refshange K.M. 1994].

Η υπόθεση της έρευνας ήταν πώς, η περιστροφή του κεφαλιού δημιουργεί αλλαγές στη γεωμετρία και στην αιμοδυναμική της καρωτίδας. Ο κίνδυνος για την εμφάνιση της αθηροσκλήρωσης στην καρωτίδα είναι συνδεδεμένο με χαμηλή WSS και υψηλή OSI.

3.1 Παράμετροι ροής του αίματος

Η επίδραση από την αλλαγή της θέσης του κεφαλιού, πήρε ποσοτικές τιμές από τρεις γεωμετρικές και τρεις αιμοδυναμικές παραμέτρους.

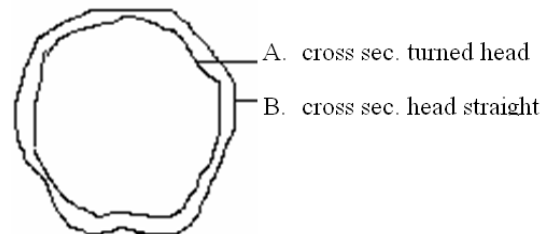
3.1.1 Γεωμετρικές Παράμετροι

1. Μέση επιφάνεια του αγγείου: Το εμβαδό της διατομής των CCA, ICA και ECA πήραν μέσες τιμές κατά μήκος της κεντρικής γραμμής των αντιστοιχών.
2. Κεντρικός άξονας: Είναι καμπύλη μέσα στο χώρο και περνά από το κέντρο της διατομής του αγγείου στο εγκάρσιο επίπεδο (Σχήμα 3.1).
3. Σύγκριση των διατομών: Τα σχήματα των διατομών συγκρίθηκαν μεταξύ των δύο σαρώσεων (ίσια θέση του κεφαλιού και σε περιστροφή) για να ποσοτικοποιηθεί η διαφορά μεταξύ τους (Σχήμα 3.2). Η ποσοτικοποίηση γίνεται με αυτόν τον τρόπο:
 - Συγκρίνονται με βάση το εμβαδό του ενός
 - Τα κέντρα τους ευθυγραμμίζονται
 - Η περιοχή εντός των δύο περιοχών συμβολίζεται με A
 - Η περιοχή εκτός των δύο περιοχών συμβολίζεται με B
 - Ο δείκτης $B / (A + B)$ ορίζεται ως shape factor

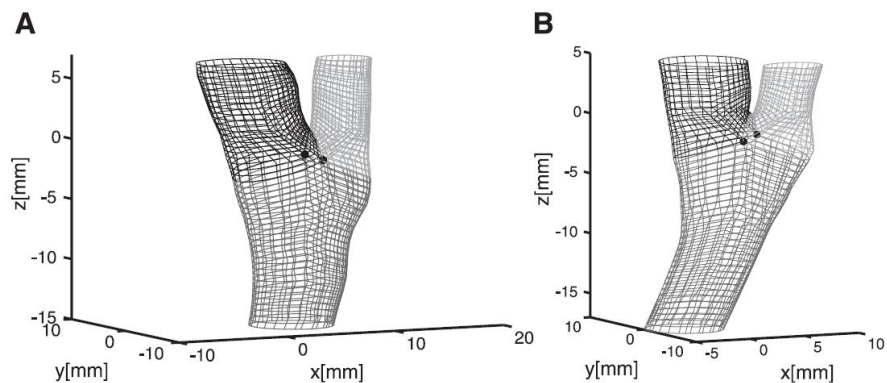
Είναι 0% για μια τέλεια αντιστοιχία ανάμεσα σε δύο σχήματα.



Σχήμα 3.1: Κεντρικοί άξονες του αγγείου. Μαύρο, Straight scan; Γκριζο, Turned scan [Glor et al. 2004]



Σχήμα 3.2: Καθορισμός του shape factor



Σχήμα 3.3: Επιφανειακά πλέγματα στις 2 θέσεις του κεφαλιού, Ίσια (A) και αριστερή στροφή (B) [Glor et al. 2004]

3.1.2 Αιμοδυναμικές Παράμετροι

1. Οι ταχύτητες αποτελούν προφανείς παράμετροι για την σύγκριση της ροής. Ένας παράμετρος που εξαρτάται από την ταχύτητα ορίστηκε ως η μέγιστη ταχύτητα (V_{max}) σε κάθε χρονικό διάστημα και σε κάθε διατομή κατά μέσο όρο του καρδιακού κύκλου και κατά μήκος της υπό εξέτασης αρτηρίας (CCA, ICA, ECA)
2. Η πιο κοινή παράμετρος αιμοδυναμικής πάνω στα τοιχώματα είναι η στιγμιαία WSS. Για στρωτή ροή, η στιγμιαία WSS μπορεί να υπολογιστεί από τον τύπο:

$$\vec{\tau} = \mu \cdot \frac{\partial \vec{u}}{\partial y}$$

Όπου: μ είναι το δυναμικό ιξώδες, \vec{u} είναι η ταχύτητα παράλληλη με τον τοίχο και y είναι η κανονική απόσταση από τον αγγειακό τοίχωμα.

Η WSS ορίζεται σαν τη εφαπτομενική δύναμη που ασκείται από ένα κινούμενο ρευστό σε έναν τοίχωμα.

3. Το OSI ορίζεται ως :

$$OSI = \frac{1}{2} \cdot \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \vec{\tau} dt \right|}{\int_0^T |\vec{\tau}| dt} \right)$$

Όπου T : καρδιακός κύκλος

$\vec{\tau}$: στιγμιαία WSS

Η OSI μπορεί να θεωρηθεί φυσικός ως κλάσμα του καρδιακού κύκλου, κατά την οποία η γωνία μεταξύ των στιγμιαίων WSS και time averaged-WSS είναι $> 90^\circ$. Η θεωρητική μέγιστη (0,5) είναι κατά προσέγγιση, όταν η στιγμιαία WSS κυμαίνεται γύρω στο μηδέν. (Time averaged WSS is the WSS averaged over a cardiac cycle).

Οι τιμές των μέσων όρων για WSS και OSI δεν επαρκούν από μόνοι τους ως δείκτες για atherogenecity. Επίσης μπορεί να θεωρηθεί σημαντικό ο εντοπισμός της περιοχής του τοιχώματος του αγγείου που δημιουργούνται WSS και OSI πάνω από ορισμένα όρια

3.2 Αποτελέσματα

Είναι ενδιαφέρον πώς τα ψηλά φυσιολογικά ποσοστά για shear stress ($> 1,5 \text{ N/m}^2$) φαίνεται να επηρεάζουν την ενδοθηλιακή ηρεμία και να προστατεύουν από την νόσο της αθηροσκλήρωσης. Αλλά μεγάλες τιμές WSS, πάνω από 400 N/m^2 προκαλούν άμεση ζημιά στα ενδοθηλιακά κύτταρα. Επίσης, είναι γνωστό ότι οι περιοχές στις οποίες ο OSI είναι αυξημένος, είναι επιρρεπείς σε ενδοθηλιακή πάχυνση. Δεν έχουν βρεθεί ακόμα σαφή όρια για «καλές» ή «κακές» τιμές OSI.

3.2.1 Γεωμετρικές και Αιμοδυναμικές διαφορές

Τα αποτελέσματα από τα shape factors έδειξαν πιο χαμηλές τιμές από τα κατώτατα όρια, επομένως οι αλλαγές στο σχήμα των διατομών θεωρούνται σημαντικές. Αν και οι διατομές και τα σχήματα επηρεάστηκαν πολύ λίγο με την περιστροφή του κεφαλιού, οι κεντρικές γραμμές των αγγείων παρουσίασαν σημαντικές διαφορές για τους εθελοντές, δηλαδή μεγάλες αποστάσεις μεταξύ των κεντρικών γραμμών σε straight και tuned scan.

3.2.2 Αιμοδυναμική

Ο μέσος ρυθμός ροής στη δεξιά CCA άλλαξε σημαντικά όταν το κεφάλι ήταν στραμμένο προς τα αριστερά. Η εξέταση των ατομικών δεδομένων κατέδειξαν πως μερικοί είχαν μια απότομη αύξηση στο μέσο ρυθμό ροής όταν έστριψαν το κεφάλι, ενώ άλλοι είχαν μια απότομη μείωση του μέσου ρυθμού ροής. Ωστόσο, ο μέσος όρος του ρυθμού ροής για όλα τα δείγματα έδειξε σχετικά μια μικρή αλλαγή. Από τα αποτελέσματα, φάνηκαν επίσης πως οι αλλαγές στο V_{\max} με την περιστροφή του κεφαλιού δεν πρέπει να αγνοούνται. Η μέση αλλαγή στο V_{\max} βρέθηκε να είναι $>10\%$. Είναι σημαντικό να γνωρίζουμε τι αλλάζει το V_{\max} και πιθανόν η αλλαγή να οφείλεται στη μεταβολή της κεντρικής γραμμής ή στον ρυθμό ροής. Οι προσομοιώσεις επαναλήφθηκαν με τα ίδια ποσοστά ρυθμού ροής, με οριακές συνθήκες και για τις δύο θέσεις του κεφαλιού και η αλλαγή στο V_{\max} ήταν αρκετά μικρότερη του 10% ,

κάτι που απέδειξε πως η αλλαγή στον ρυθμό ροής σε αντίθεση με τη μετατόπιση της κεντρικής γραμμής, προκαλεί περισσότερες αλλαγές στην ταχύτητα.

Από τα αποτελέσματα ήταν ξεκάθαρο πώς η WSS και ο OSI αλλάζουν σημαντικά με την περιστροφή του κεφαλιού. Ωστόσο, δεν υπήρχε άμεση σχέση μεταξύ της θέσης του κεφαλιού και τα αιμοδυναμικά αποτελέσματα. Ο ρυθμός ροής, συνδυάζεται με τον OSI. Με την αύξηση του ρυθμού της ροής, ο OSI μειώνεται, γι' αυτό ψηλές τιμές OSI εμφανίζονται σε σημεία με αργή και ανακυκλούμενη ροή. Η WSS αυξάνεται με την αύξηση του ρυθμού της ροής. Όταν η αλλαγή στην κεντρική γραμμή είναι μεγάλη, η WSS σε outer wall είναι χαμηλότερη, δηλαδή όταν το κεφάλι γυρίζει αριστερά, μια μεγαλύτερη περιοχή είναι εκτεθειμένη σε WSS μεγαλύτερο του $0,4 \text{ N/m}^2$, το οποίο είναι προτεινόμενο όριο για αθηρογόνη κυτταρική συμπεριφορά [Malek A.M. et al, Hemodynamic shear stress and its role in atherogenesis, 1999]. Εκτός από την σύνθεση της πλάκας, οι αιμοδυναμικές δυνάμεις της πλάκας είναι κύριες παράμετροι κατά την πρόβλεψη της ρήξης της πλάκας. Η πλάκα μπορεί να είναι ακίνδυνη σε μια θέση του κεφαλιού, αλλά θα μπορούσε να υφίσταται σοβαρές δυνάμεις σε μια άλλη θέση.

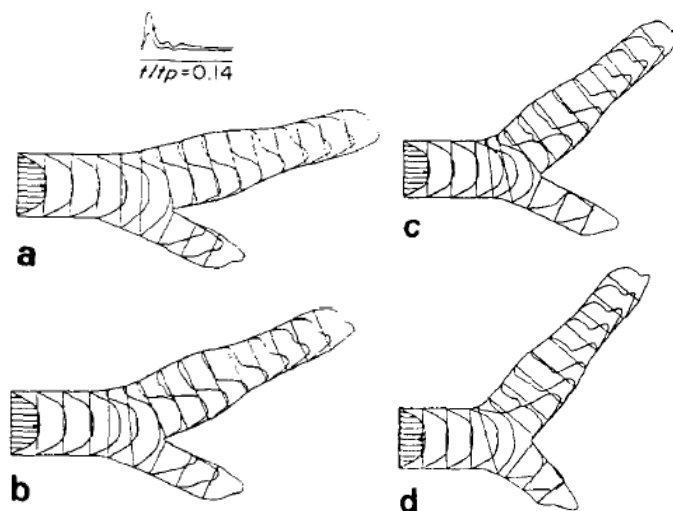
4 Επίδραση της γωνίας διακλάδωσης

Οι Perktold K. et al. 1991, εκτέλεσαν μια αριθμητική μελέτη των φαινομένων της ροής κάτω από διαφορετικές γωνίες διακλάδωσης της καρωτίδας. Η μελέτη αυτή, επικεντρώνεται πάνω στην ροή και στα χαρακτηριστικά των τάσεων στον κόλπο της καρωτίδας. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι, η σύνθεση της ροής στον κόλπο επηρεάζεται από τη γωνία διακλάδωσης. Το μέγεθος της αντίστροφης ροής, η επέκταση της ζώνης ανακύκλωσης στην εξωτερική περιοχή του κόλπου, η διάρκεια του διαχωρισμού της ροής κατά τη διάρκεια του κύκλου παλμού καθώς και η συνακόλουθη WSS είναι σαφώς διαφορετικά στη μικρή γωνία και στη μεγάλη γωνία διακλάδωσης. Απέδειξαν ότι τα φαινόμενα της αιμοδυναμικής, τα οποία είναι σημαντικά στην αθηρογένεση, είναι πιο εμφανείς στη μεγάλη γωνία διακλάδωσης.

4.1 Σύγκριση Ταχυτήτων ροής

4.1.1 Αξονική Ταχύτητα

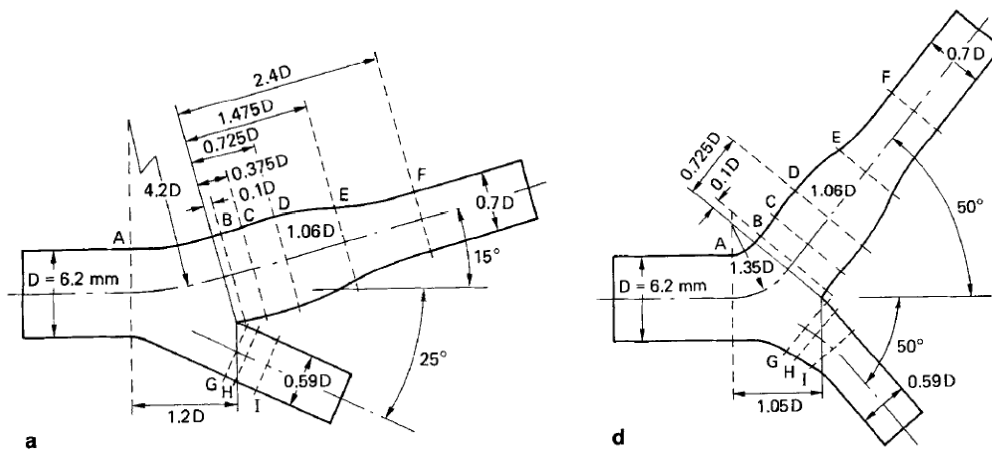
Κατά τη διάρκεια της επιβραδυνόμενης κυκλοφορίας ($t/t_p = 0,14$), στη εξωτερική περιοχή του sinus (outer sinus region), εμφανίζεται διαχωρισμός και ανακύκλωση της ροής. Το μέγεθος της αντίστροφης (αρνητικής) ταχύτητας και το μήκος της περιοχής στην οποία εμφανίζεται, αυξάνεται με την αύξηση της γωνίας διακλάδωσης (Σχήμα 4.1).



Σχήμα 4.1: Προφίλ της αξονικής ταχύτητας στη διατομή της διακλάδωσης κατά τη διάρκεια της συστολικής επιβράδυνση $t / t_p = 0,14$, για τέσσερα διαφορετικά μοντέλα, [Perktold K. Et al. 1991]

4.1.2 Δευτερεύουσες Ταχύτητες

Επίσης το προφίλ της αξονικής ταχύτητας, απεικονίζει ένα πιο περίπλοκο πεδίο ροής στο sinus όσο αυξάνεται η γωνία διακλάδωσης. Από την σύγκριση των δευτερεύουσων ταχυτήτων κατά την συστολική επιβράδυνση ($t/t_p = 0,14$) και κατά την διαστολική φάση ($t/t_p = 0,8$), καταδεικνύεται μια αύξηση στις δευτερεύουσες ταχύτητες με την αύξηση της γωνίας διακλάδωσης. Είναι γνωστό ότι οι δευτερεύουσες ταχύτητες είναι αποτέλεσμα της διακλάδωσης και των καμπύλων στην αρτηρία. Η τιμή της μέγιστης δευτερεύουσας ταχύτητας στο σημείο D (Σχήμα 4.2) που είναι η μέγιστη διάμετρος του sinus, υπολογίστηκε κατά του κύκλου παλμού. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι, κατά την συστολική επιτάχυνση (υπάρχει μέγιστος ρυθμός ροής) και κατά την διαστολική φάση, η μέγιστη δευτερεύουσα ταχύτητα, διπλασιάζεται περίπου από την μικρή γωνία μέχρι την μεγάλη γωνία διακλάδωσης, ενώ κατά την επιβραδυνόμενη ροή ($t/t_p = 0,14$) μικρές διαφορές εμφανίζονται (Σχήμα 4.3).



Σχήμα 4.2: Δύο ανθρώπινα μοντέλα της καρωτίδας σε διαφορετικές γωνίες διακλάδωσης, [Perktold K. Et al. 1991]

Maximum magnitude of secondary velocity in cm s^{-1} location D				
t/t_p	CAR 1	CAR 2	CAR 3	CAR 4
0.05	2.7	3.6	5.0	5.9
0.10	9.9	12.8	16.6	18.3
0.14	16.1	17.3	17.0	15.7
0.23	6.2	7.2	7.5	7.1
0.29	5.1	6.3	7.3	7.5
0.36	4.2	5.5	6.8	7.4
0.46	3.5	4.8	6.2	7.0
0.80	2.4	3.3	4.4	5.1

Σχήμα 4.3: Μέγεθος της μέγιστης δευτερεύουσας ταχύτητας στη θέση της μέγιστης διαμέτρου (D) του sinus, [Perktold K. Et al. 1991]

Αυτό που είναι αξιοσημείωτο είναι πώς, όσο αυξάνεται η γωνία διακλάδωσης, αυξάνεται και ο στροβιλισμός για $t/t_p = 0,14$. Ο στροβιλισμός μειώνεται κατά το μήκος του sinus και φτάνει σε μια ελάχιστη τιμή στο σημείο E, η οποία είναι αποτέλεσμα της απότομης μείωσης της διατομής στο τέλος του sinus, και της υψηλής αξονικής ταχύτητας στη περιοχή του εσωτερικού τοίχου του sinus.

4.1.3 Αρνητικές ταχύτητες στον κόλπο

Στο εξωτερικό τοίχωμα του sinus, εμφανίζονται αρνητικές ροές και χαμηλές ταχύτητες άρα και χαμηλή διατμητική τάση. Αυτό έχει μεγάλη σημασία για την απόθεση των θρόμβων αιμοπεταλίων και της εμφάνισης πρόωρης αθηρωματικής βλάβης. Η έκταση της αρνητικής ταχύτητας αυξάνεται κατά την φάση της συστολής και φτάνει στο μέγιστο μήκος κατά την συστολική επιβράδυνση, περίπου στο $t/t_p = 0,16$.

4.2 Σύγκριση Διατμητικών Τάσεων

Η διατμητική τάση εμφανίζεται σε διαφορετικές περιοχές, στο inner και outer wall και side walls καθ'όλη τη διάρκεια του παλμικού κύκλου. Η μέγιστη διατμητική τάση εμφανίζεται στο εσωτερικό τοίχωμα του sinus (B) για την καρωτίδα με μικρή γωνία διακλάδωσης, κατά την συστολική επιβράδυνση ($t/t_p = 0,18$) με τιμή 14 N/m^2 . Η μέγιστη αρνητική διατμητική τάση εμφανίζεται σε outer wall στο σημείο που μεγιστοποιείται η διάμετρος του κόλπου (D), για την καρωτίδα με μεγάλη γωνία διακλάδωσης, κατά την συστολική επιβράδυνση ($t/t_p = 0,16$) με τιμή $2,6 \text{ N/m}^2$. Καθ'όλη την διάρκεια του κύκλου παλμού, η μέγιστη διατμητική τάση πάνω στα πλάγια τοιχώματα εμφανίζονται στην περίπτωση του μοντέλου με μεγάλη γωνία διακλάδωσης. Στο σημείο B, είναι τέσσερις φορές μεγαλύτερο κατά τη συστολική φάση και περίπου δύο φορές μεγαλύτερο κατά την διαστολική φάση, σε σύγκριση με το μοντέλο με την μικρή γωνία διακλάδωσης.

4.3 Συμπεράσματα

Από κλινικής απόψεως, είναι γνωστό ότι οι μεγάλες γωνίες διακλάδωσης έχουν δυσμενείς χαρακτηριστικά στην ανάπτυξη της αθηροσκλήρωσης. Είναι τεκμηριωμένο ότι ο διαχωρισμός της ροής, η ανακύκλωση της ροής και επομένως η χαμηλή διατμητική τάση στα τοιχώματα, προάγουν την ανάπτυξη των αθηρωματικών βλαβών. Έχει αναφερθεί ότι σε μεγαλύτερες γωνίες διακλάδωσης, η αθηρωματική πλάκα βρίσκεται σε μικρό μήκος, στην αρχή της εσωτερικής καρωτίδας, ενώ στις μικρότερες γωνίες διακλάδωσης η πλάκα βρίσκεται σε μεγαλύτερο μήκος από το τέλος της κοινής καρωτίδας μέχρι την αρχή της εσωτερικής καρωτίδας.

5 CFD - Υπολογιστική Ρευστοδυναμική

Είναι ένας κλάδος της μηχανικής των ρευστών που χρησιμοποιεί αριθμητικές μεθόδους και αλγόριθμους για την επίλυση και την ανάλυση των προβλημάτων που αφορούν τη ροή των ρευστών. Χρησιμοποιούνται υπολογιστές για την εκτέλεση εκατομμυρίων υπολογισμών που απαιτούνται για την προσομοίωση της αλληλεπίδρασης των υγρών και αερίων με τις επιφάνειες που ορίζονται από τις συνοριακές συνθήκες. Η θεμελιώδης βάση όλων σχεδόν των προβλημάτων υπολογιστικής ρευστοδυναμικής είναι οι εξισώσεις Navier-Stokes, τα οποία καθορίζουν τη ροή του ρευστού μονοφασικά. Αυτές οι εξισώσεις μπορούν να απλοποιηθούν με την άρνηση κάποιων όρων που περιγράφουν αποδόσεις της στροβιλότητας. Έτσι, οι εξισώσεις μπορούν να γραμμικοποιηθούν για να παραχθούν δυναμικές εξισώσεις (Linearized Potential Equations).

5.1 Τεχνικές

Η βασική θεωρία στο CFD είναι η αντιμετώπιση ενός συνεχούς ρευστού, με ένα διακριτοποιημένο τρόπο σε ένα υπολογιστή. Μια μέθοδος είναι η διακριτοποίηση του χωρικού πεδίου σε μικρά κύτταρα, ώστε να σχηματιστεί ένα πλέγμα όγκου, και στη συνέχεια να εφαρμοστεί ο κατάλληλος αλγόριθμος για την επίλυση των εξισώσεων κίνησης.

5.1.1 Άλλες τεχνικές:

- Υδροδυναμική ρεόντων σωματιδίων (Smoothed Particle Hydrodynamics), μια lagrangian μέθοδος επίλυσης των προβλημάτων του ρευστού.
- Φασματική Μέθοδος (Spectral Method)
- Μέθοδος Πλέγματος του Boltzman (LBM – Lattice Boltzman Method)

5.2 Μεθοδολογία

1. Κατά την προεπεξεργασία

- Η γεωμετρία (φυσικά όρια) του προβλήματος καθορίζεται

- Ο όγκος που καταλαμβάνει το ρευστό, χωρίζεται σε επιμέρους κύτταρα (πλέγμα), που μπορεί να είναι ομοιόμορφη ή μη
 - Η φυσική προσομοίωση ορίζεται (εξισώσεις κίνησης, ενθαλπία, ακτινοβολία, κα)
 - Ορίζονται οι συνοριακές συνθήκες, τα οποία συνεπάγονται προσδιορίζοντας την συμπεριφορά του ρευστού και τις ιδιότητες στα όρια του προβλήματος
2. Ξεκινά η προσομοίωση (simulation) και οι εξισώσεις επιλύονται επαναληπτικά ως σταθερή κατάσταση ή παροδική.
 3. Τέλος, ένα postprocessor χρησιμοποιείται για την ανάλυση και οπτικοποίηση της λύσης των εξισώσεων.

5.2.1 Παράδειγμα Μεθοδολογίας

Οι Cebzal J.R. et al. (2001), κατασκεύασαν υπολογιστικά ρευστοδυναμικά μοντέλα της καρωτίδας με τη μέθοδο της μαγνητικής τομογραφίας (Magnetic Resonance Angiography - MRA) με τη χρήση ενός διαμορφώσιμου μοντέλου και ενός αλγόριθμο συγχώνευσης της επιφάνειας (surface merging algorithm). Το άθροισμα των στιγμιαίων ροών μετρήθηκε στην ICA και στην ECA, και διέφερε από εκείνη στην CCA, υποδεικνύοντας ότι η χωρητικότητα του τοιχώματος πρέπει να μοντελοποιηθεί. Μετά δημιούργησαν ένα πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων από το γεωμετρικό μοντέλο ως μια επιφάνεια υποστήριξης. Μόλις έγινε το πλέγμα πάνω στην επιφάνεια, χρησιμοποίησαν μια μέθοδο για να γεμίσει τον εσωτερικό χώρο του μοντέλου με τετραεδρικά στοιχεία. Η ροή του αίματος μοντελοποιήθηκε μαθηματικά χρησιμοποιώντας τις εξαρτώμενες από τον χρόνο εξισώσεις Navier – Stokes για ένα ασυμπίεστο ρευστό.

$$\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} - \nu \Delta \mathbf{u} + \frac{1}{\rho} \nabla p = 0,$$

$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$

Αποτελέσματα

Η μεθοδολογία δοκιμάστηκε σε άκαμπτο μοντέλο της καρωτίδας με στένωση 65% στην ICA, υπό σταθερές συνθήκες ροής. Το προφίλ της ταχύτητας από τις εικόνες MRA για

την διατομή στο σημείο στένωσης, συγκρίθηκαν με αντίστοιχο προφίλ της ταχύτητας από εικόνες CFD. Παρατηρήθηκε ότι τα προφίλ της ταχύτητας ταιριάζουν πολύ με μια διαφορά της τάξης του 10% για τη μέγιστη ταχύτητα. Από την οπτικοποίηση της ροής φάνηκε πώς, πάνω από την στένωση δημιουργείται μια μεγάλη περιοχή ανακύκλωσης του αίματος. Επίσης παρατηρήθηκε μεγάλη αύξηση των διατμητικών τάσεων στο τοίχωμα της στένωσης το οποίο οφείλεται στην επιτάχυνση της ροής. Από την ολοκλήρωση (integration) των προφίλ της ταχύτητας, προέκυψαν οι καμπύλες του ρυθμού ροής και φαινόταν πως το σύνολο της ροής στο ICA και ECA διαφέρουν πολύ από την ροή στο CCA. Αυτές οι αλλαγές στη κυματομορφή της ροής οφείλονται στην περιπλοκότητα των τοιχωμάτων της αρτηρίας και δεν μπορούν να αγνοηθούν στη μοντελοποίηση των πεπερασμένων στοιχείων. Πρέπει να σημειωθεί ότι, παρόλο που η διαφορά των στιγμιαίων ρευμάτων δεν έδινε μηδέν ($Q_{CCA} - Q_{ICA} - Q_{ECA} \neq 0$), η διαφορά στη συνολική ροή κατά τη διάρκεια του καρδιακού κύκλου μηδενιζόταν.

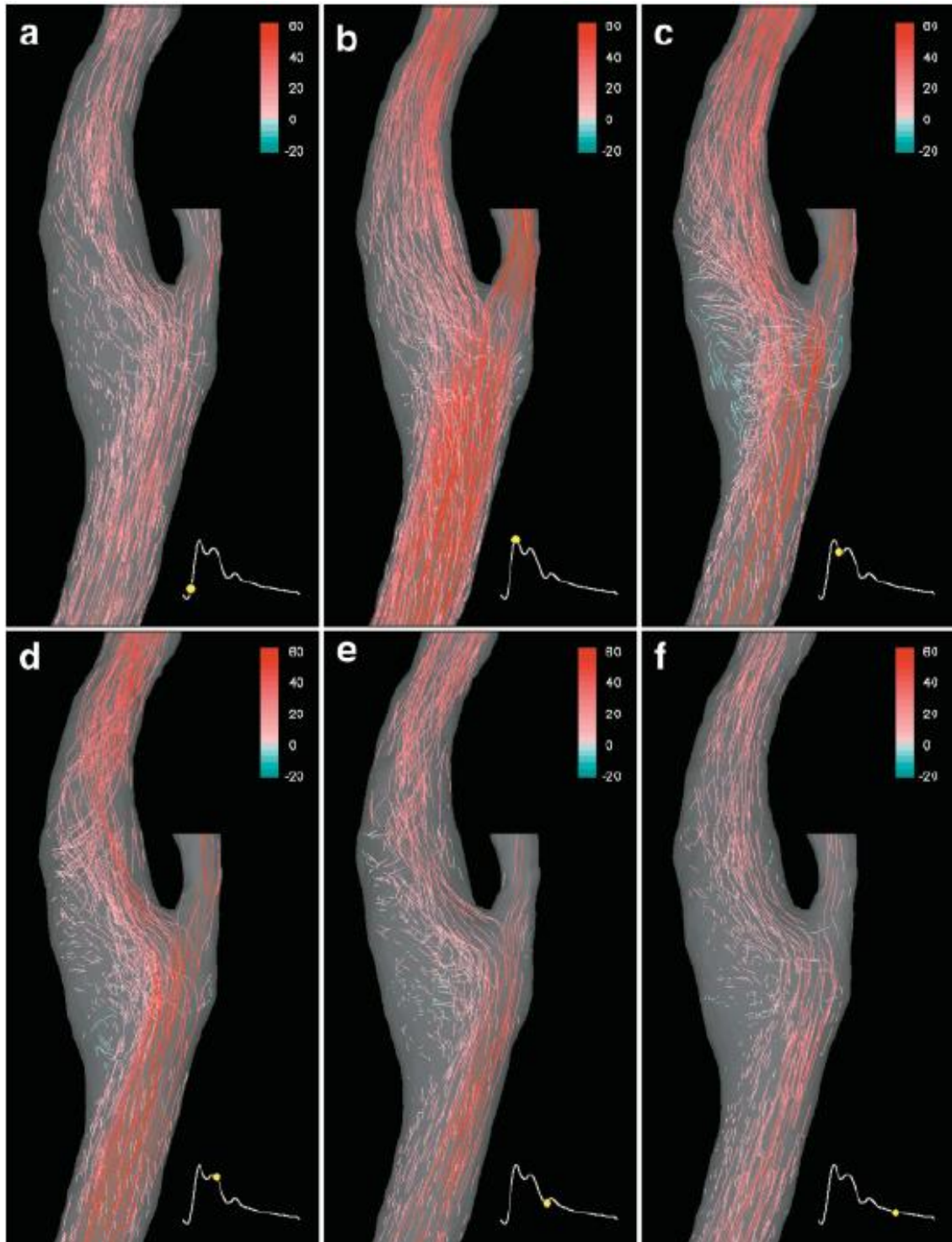
5.3 Παράδειγμα ολοκληρωμένης μελέτης CFD

Οι Steinman D.A. et al. (2002), μελέτησαν και παρουσίασαν μια νέα προσέγγιση για μη επεμβατική ανακατασκευή του πάχους του τοιχώματος της αρτηρίας και την τοπική αιμοδυναμική στην διακλάδωση της καρωτίδας. Τρισδιάστατα μοντέλα των ορίων του αγγείου και των τοιχωμάτων, από τα οποία το πάχος των τοιχωμάτων μπορούσε να μετρηθεί, ανακατασκευάστηκαν από μαγνητική τομογραφία (Magnetic Resonance Imaging - MRI). Οι ρυθμοί της ροής εισόδου/εξόδου που είναι χρονικά μεταβαλλόμενα, μετρήθηκαν μέσω του MRI, και μαζί με τα όρια του αγγείου χρησιμοποιήθηκαν ως input για την υπολογιστική ρευστοδυναμική προσομοίωση των ειδικών προτύπων ροής και των WSS.

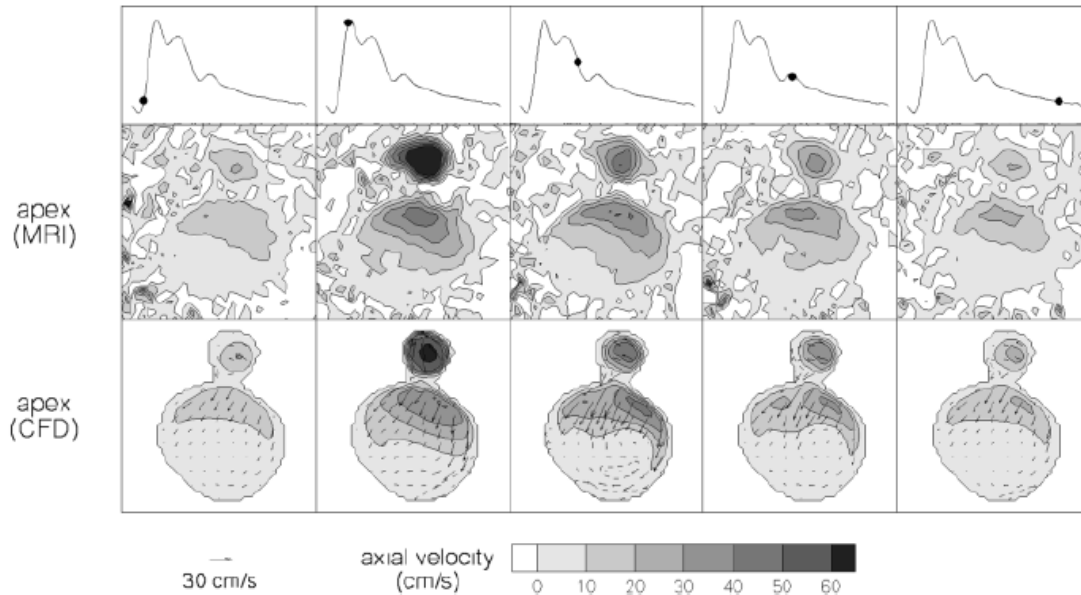
5.3.1. Αποτελέσματα

Αξονικές και Δευτερεύουσες Ταχύτητες

Μεγάλες συνιστώσες της ταχύτητας στο επίπεδο ήταν παρόν, δείχνοντας ισχυρές δευτερεύουσες ταχύτητες να κατευθύνονται μακριά από το διαχωριστικό τοίχο και να σχηματίζονται γύρω από την περιφέρεια (Σχήμα 5.2). Οι δευτερεύουσες συνιστώσες της ταχύτητας ήταν πιο εμφανείς σε ολόκληρη την διαστολή.



Σχήμα 5.1: Επιλεγμένα πλαίσια από ένα 60-frames/s simulated pathline visualization της υπολογιστικής παλμικής πεδίου ταχύτητας. Σε κάθε πλαίσιο, μια pathline αντιπροσωπεύει την ταχύτητα και την τροχιά ενός σωματιδίου διαγράφοντας χρόνο έκθεσης για πάνω από 1/60 s. Μικρότερα pathlines είναι αποτέλεσμα βραδύτερων κινούμενων σωματιδίων, και κυρτά ή στριμμένα pathlines δείχνουν ισχυρή δευτεροβάθμια ταχύτητα ροής. Οι pathlines είναι κωδικοποιημένα με χρώματα σύμφωνα με αξονική ταχύτητα, όπως ορίζεται από τον πίνακα των ταχυτήτων (σε cm/s) στο επάνω δεξιά γωνία του κάθε πλαισίου. Οι Ταχύτερη κίνηση των σωματιδίων έχει πιο βαθιά χρώματα, ενώ η αργή ροή φαίνεται ελαφρύτερα. Αντίθετη ροή (δηλαδή, η ροή κατευθύνεται μακριά από το κεφάλι) υπογραμμίζεται από αποχρώσεις του μπλε και όχι την κόκκινη που χρησιμοποιούνται για τη ροή προς το κεφάλι, [Steinman D.A. et al. 2002]



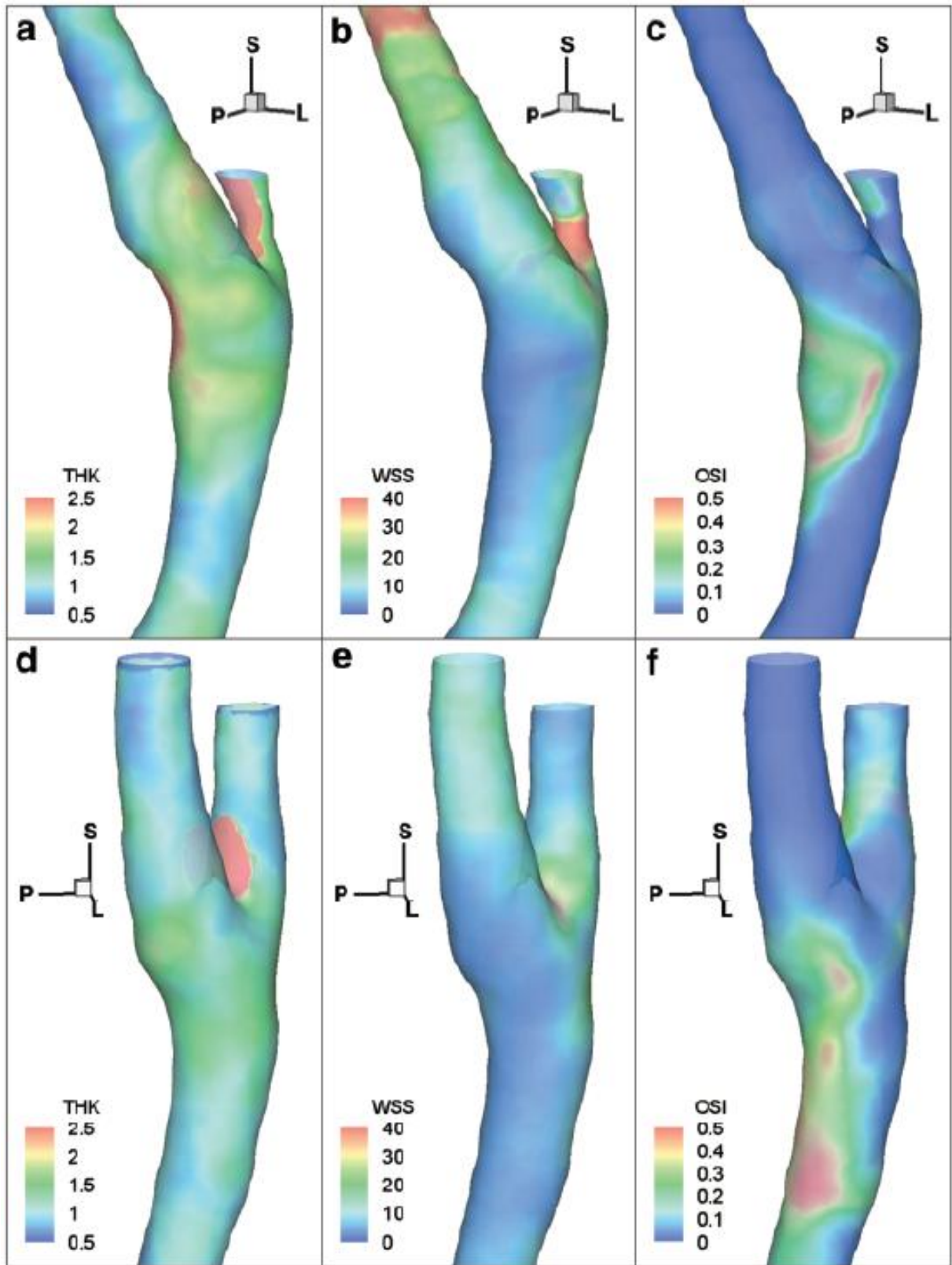
Σχήμα 5.2: MRI και CFD απεικονίσεις των δευτερεύουσων ταχυτήτων στις επιλεγμένες φάσεις του καρδιακού κύκλου, [Steinman D.A. et al. 2002]

THK, WSS, OSI

Παρουσιάζονται διαγράμματα του πάχους των τοιχωμάτων (THK – wall Thickness), και μέσοι όροι των WSS και των OSI στο χρόνο (Σχήμα 5.3). Καταδεικνύουν μια ποιοτική αντιστοιχία μεταξύ των χαμηλών και των ταλαντευόμενων διατμητικών τάσεων με το αυξημένο πάχος του τοιχώματος στο κόλπο της καρωτίδας. Συγκεκριμένα, το αυξημένο πάχος του τοιχώματος στο εξωτερικό τοίχωμα του κόλπου της καρωτίδας αντιστοιχεί γενικά σε περιοχές με χαμηλό μέσο όρο WSS και ψηλό OSI.

Συμπέρασμα

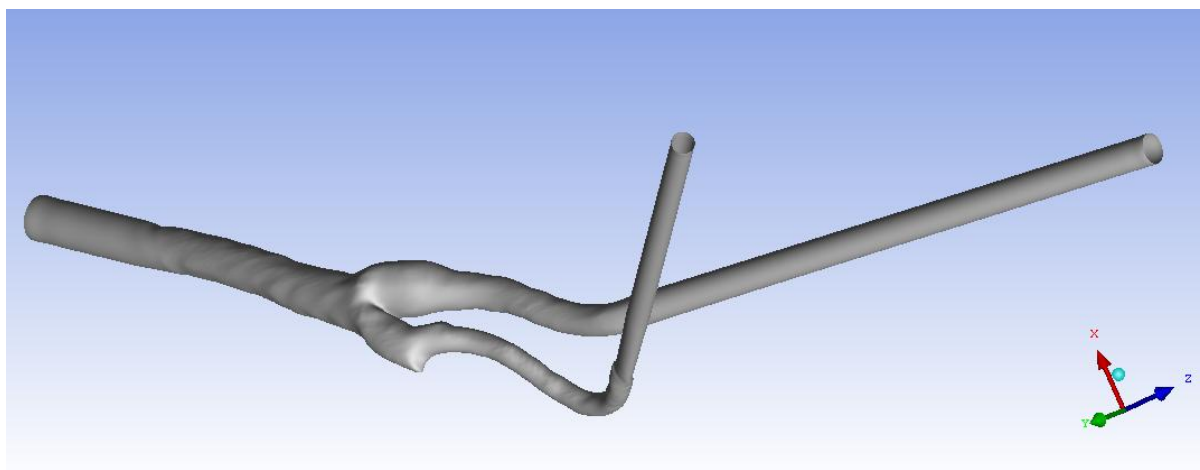
Συγκεντρώνοντας δεδομένα για τις διατμητικές τάσεις και το πάχος του τοιχώματος με την μορφή των διαγραμμάτων διασποράς (scatter plots), επιβεβαιώνεται ότι δεν υπάρχει προφανής σχέση μεταξύ των τιμών διάτμησης και του πάχους τοιχώματος. Επομένως είναι πιθανό ότι δεν υπάρχει κάποια σχέση μεταξύ της τοπικής αιμοδυναμικής και του πάχους του τοιχώματος. Είναι επίσης πιθανό ότι ανακρίβειες και ασάφειες στο αρχείο προέλευσης, ή προσεγγίσεις που έγιναν κατά τη διάρκεια της μοντελοποίησης, μπορεί να έχουν κρυμμένη κάποια σαφή σχέση μεταξύ των αιμοδυναμικών μεταβλητών και του πάχους του τοιχώματος.



Σχήμα 5.3: Επιφανειακή χάρτες του πάχους των τοιχωμάτων (THK, mm), WSS κατά μέσο όρο του χρόνου - (dyne / cm²), και OSI (αδιάστατη) για 2 εθελοντές, [Steinman D.A. et al. 2002]

6 Αιμοδυναμική Προσομοίωση της καρωτίδας

Πραγματικά τρισδιάστατα μοντέλα της ανθρώπινης καρωτίδας, από τα οποία οι διαστάσεις όπως το μήκος και το πάχος του τοιχώματος μπορούν να υπολογιστούν, ανακατασκευάζονται από εικόνες MRI των εθελοντών, σε διαφορετικές θέσεις του κεφαλιού (Αριστερά, Δεξιά και Ίσια). Κυλινδρικές επεκτάσεις (extensions) ροής ενώθηκαν με επιφάνειες διέλασης κατά μήκος των φυσιολογικών εισροών και εκροών για διευκόλυνση της επιβολής των πλήρως ανεπτυγμένων συνοριακών συνθηκών ταχύτητας (σχήμα 6.1). Δημιουργείται το πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων χρησιμοποιώντας μια μέθοδο για να γεμίσει την επιφάνεια και τον εσωτερικό χώρο του μοντέλου με εξαεδρικά στοιχεία ως επιφάνεια υποστήριξης. Χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό ANSYS ICEM CFD για δημιουργία των πεπερασμένων στοιχείων. Οι προσομοιώσεις έχουν διεξαχθεί χρησιμοποιώντας το λογισμικό ANSYS FLUENT, καθορίζοντας αρχικές συνθήκες όπως το ιξώδες, τη πυκνότητα και άλλοι παράμετροι του αίματος. Το λογισμικό Tecplot χρησιμοποιήθηκε για το post processing των αποτελεσμάτων, δημιουργία των σχημάτων και των διαγραμμάτων.



Σχήμα 6.1: Ανακατασκευή της ανθρώπινης καρωτίδας από εικόνα MRA και πρόσθεση κυλινδρικών επεκτάσεων

6.1 Δεδομένα / Αρχικές Συνθήκες

$$\rho = 1,05 \text{ gr/cm}^3$$

$$\mu = 3,5 \times 10^{-3} \text{ kg / m.s}$$

$$\text{Re} = 340$$

$$\alpha = 4,1$$

$$T = 310,16 \text{ }^\circ\text{C}$$

6.1.1 Στοιχεία Καρωτίδας

Για υπολογισμό της ταχύτητας εισόδου σε κάθε στροφή του κεφαλιού, χρησιμοποιήθηκε η εξίσωση Reynolds:

$$\text{Re} = \frac{\rho v D}{\mu}$$

Όπου: ρ : Πυκνότητα Αίματος

v : Ταχύτητα Αίματος στη είσοδο της καρωτίδας (CCA)

D : Διάμετρος Εισόδου (CCA)

μ : Ιξώδες Αίματος

Αριστερή στροφή

$$R_{\text{inlet}} = 3,06 \text{ mm} , v = 0,185 \text{ ms}^{-1} , \text{Poή} = 5,438 \text{ mls}^{-1}$$

Δεξιά στροφή

$$R_{\text{inlet}} = 2,96 \text{ mm} , v = 0,191 \text{ ms}^{-1} , \text{Poή} = 5,265 \text{ mls}^{-1}$$

Ουδέτερο / Ίσιο κεφάλι

$$R_{\text{inlet}} = 3,4 \text{ mm} , v = 0,167 \text{ ms}^{-1} , \text{Poή} = 6,05 \text{ mls}^{-1}$$

6.2 ANSYS ICEM CFD Tutorials

Σε αυτό το Tutorial, ο χρήστης θα εισάγει STL file στο ANSYS ICEM CFD. Μετά που θα δημιουργήσει καμπύλες (curves) από την γεωμετρία, ο χρήστης θα ορίσει το κέντρο της εισόδου ροής (inlet) και θα μεταφέρει την γεωμετρία έτσι ώστε το κέντρο να είναι η αρχή των αξόνων και τα επίπεδα X και Y να είναι παράλληλα με το Inlet, ενώ το Z-axis θα είναι προς τα μέσα της γεωμετρίας. Στη συνέχεια θα τεμαχίσει τα surfaces και θα εισάγει curves από αυτές. Μετά ο χρήστης θα δημιουργήσει επιφάνειες στο Inlet και στα Outlets για να πετύχει μια κλειστή γεωμετρία για τον ορισμό του όγκου μέσα στο οποίο υπάρχει ροή (material points) και να είναι εφικτό ο χωρισμός της γεωμετρίας σε κομμάτια (INLET, OUT-ICA, OUT-ECA, WALL). Με την χρήση της μεθόδου Blocking θα παρέχει ένα περιβάλλον για την προβολή της βάσης του πλέγματος. Από εκεί και πέρα αφού καθορίσει τους παραμέτρους του πλέγματος (meshing parameters) για το μοντέλο, θα παράγει το τελικό πλέγμα για το σχήμα.

Για το λόγο ότι τα εργαλεία και οι εντολές που προσφέρονται μέσα στο λογισμικό ANSYS ICEM CFD είναι στην αγγλική γλώσσα, προτιμήθηκε η χρήση των όρων όπως αναφέρονται στο λογισμικό για αποφυγή οποιασδήποτε σύγχυσης. Σε ελάχιστες περιπτώσεις υπάρχει η μετάφραση των εντολών σε ελληνική γλώσσα.

6.2.1 Συμβάσεις

Μερικές από τις βασικές συμβάσεις που χρησιμοποιούνται σε αυτό το σεμινάριο είναι τα εξής:

- Η εικόνα στα αριστερά του κειμένου (εδώ, Blocking) προτείνει ότι θα πρέπει να επιλέξετε την επιλογή από το δέντρο οθόνη (display tree).



Blocking

- Το βέλος με το κείμενο LMB στο πλαίσιο, προτείνει ότι πρέπει να κάνετε κλικ στο αριστερό κουμπί του ποντικιού για να ενεργοποιήσετε ή να απενεργοποιήσετε μια επιλογή (εδώ, Vertices).



→ Vertices

- Το βέλος με το κείμενο RMB στο πλαίσιο, προτείνει ότι πρέπει να κάνετε κλικ στο δεξιό κουμπί του ποντικιού για να ενεργοποιήσετε ή να απενεργοποιήσετε μια επιλογή (εδώ, Numbers).

RMB → Numbers



6.2.2 Σύνοψη των βημάτων

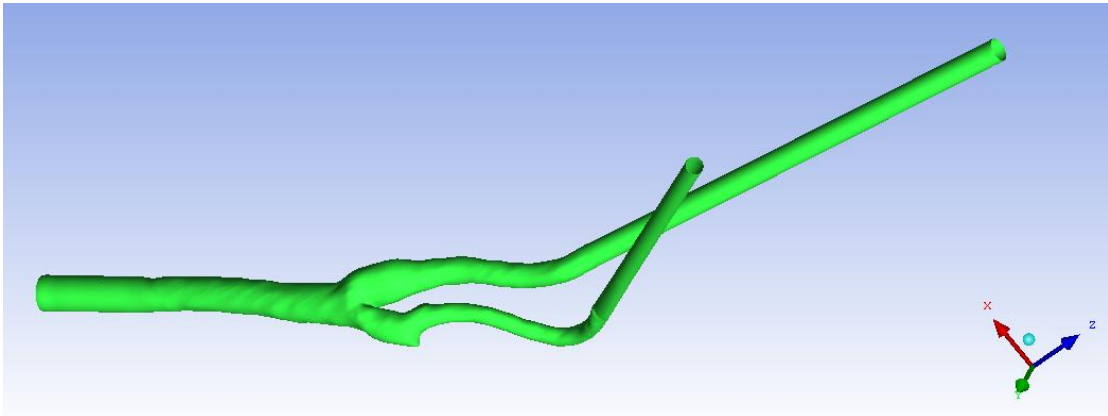
Converting STL file to Geometry file
 Extracting the curves
 Transform Geometry to GCS
 Segmenting the surfaces
 Extracting the curves
 Segmenting the curves
 Cleaning the Curves
 Creating surfaces from the curves
 Assigning the parts
 Defining the material points
 Blocking the Geometry
 Merging Vertices
 Projecting the Edges to the Curves
 Moving the Vertices
 Creating an O-Grid in the Blocking
 Generating the Pre-Mesh
 Checking the Pre-Mesh Quality
 Converting Pre-Mesh to Unstruct Mesh
 Converting to msh file

(a) Converting STL file to Geometry file

1. Ξεκινήστε το λογισμικό ANSYS ICEM CFD
2. Επιλέξτε **File > Import Geometry > STL**




3. Επιλέξτε το μοντέλο (*.stl) και πατήστε **open**
4. Για να δείτε τα surfaces

 Surfaces  → Solid






Σχήμα 6.2: Λεπτομερής απεικόνιση της επιφάνειας

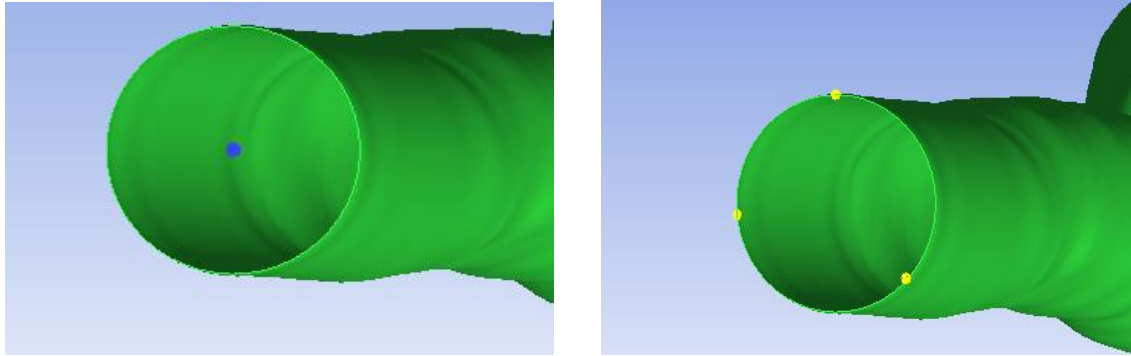
(b) Extracting the curves

1. Επιλέξτε **Geometry > Create/Modify Curve**  **> Extract Curves from Surface** 
2. Επιλέξτε  και με το αριστερό κουμπί του mouse επιλέξτε την επιφάνεια του μοντέλου και τελειώστε την επιλογή πιέζοντας το μεσαίο κουμπί του mouse.

(c) Transform Geometry to GCS

Δημιουργήστε ένα point στο κέντρο του inlet

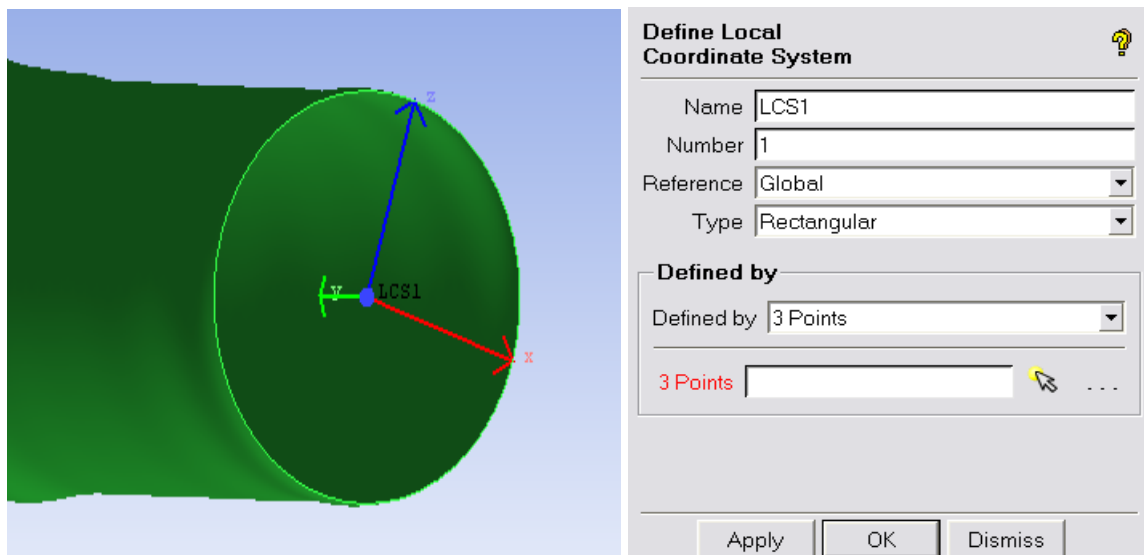
1. **Create point**  **> Center of 3 points/Arc**  **> points > select location(s)** 
2. Επιλέξτε 3 σημεία στην περίμετρο του κύκλου και θα εμφανιστεί ένα point στο κέντρο του inlet.



Σχήμα 6.3: αριστερά, σημεία στην περίμετρο του κύκλου. Δεξιά, κέντρο INLET

3. Επιλέξτε **Local Coordinate Systems**  > **Defined by 3 Points** > select **location(s)** 

Επιλέξτε το Point στο κέντρο inlet για πρώτο σημείο και στη συνέχεια άλλα δύο σημεία στη περίμετρο του inlet και πατήστε μεσαίο κουμπί του mouse.





Σχήμα 6.4: Καθορισμός Local Coordinate System



Βεβαιωθείτε ότι ο ένας άξονας βρίσκεται προς τα μέσα της γεωμετρίας. Σε περίπτωση που είναι προς τα έξω πρέπει να επιλέξετε το πρώτο point (center point of inlet), από την άλλη κατεύθυνση απενεργοποιώντας πρώτα τα Surfaces.

4. Αλλάξτε άξονες αν είναι απαραίτητο

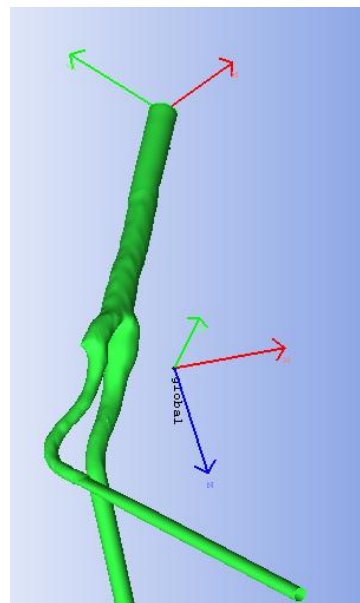
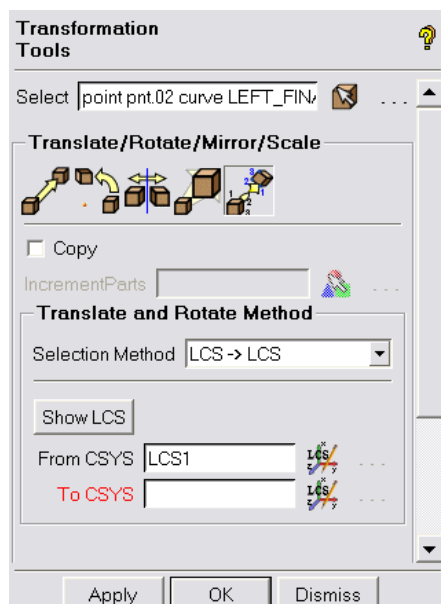
 Local Coord Systems → LCS1 > Flip Axes.

5. Μεταφορά γεωμετρίας

i. **Transform Geometry**  > **Select geometry**  και πατήστε «a» στο keyboard για επιλογή όλων των αντικειμένων





ii. Επιλέξτε **Translate and Rotate**  > **Selection Method LCS -> LCS** > **show LCS**  και θα εμφανιστεί το GCS.

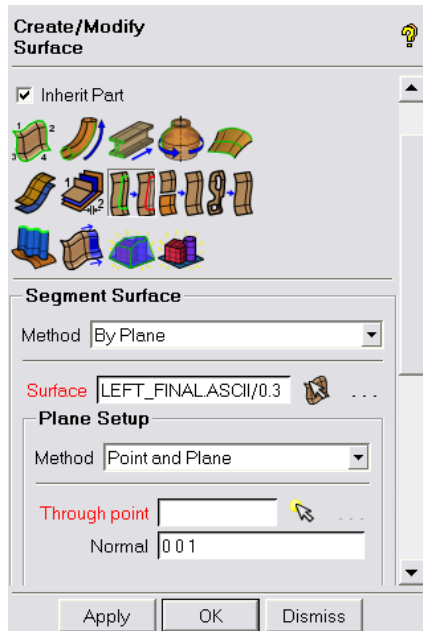
iii. Επιλέξτε για **From CSYS** το LCS1 και για **To CSYS** το global, και η γεωμετρία θα μεταφερθεί από τοπικό σύστημα συντεταγμένων σε παγκόσμιο σύστημα συντεταγμένων.



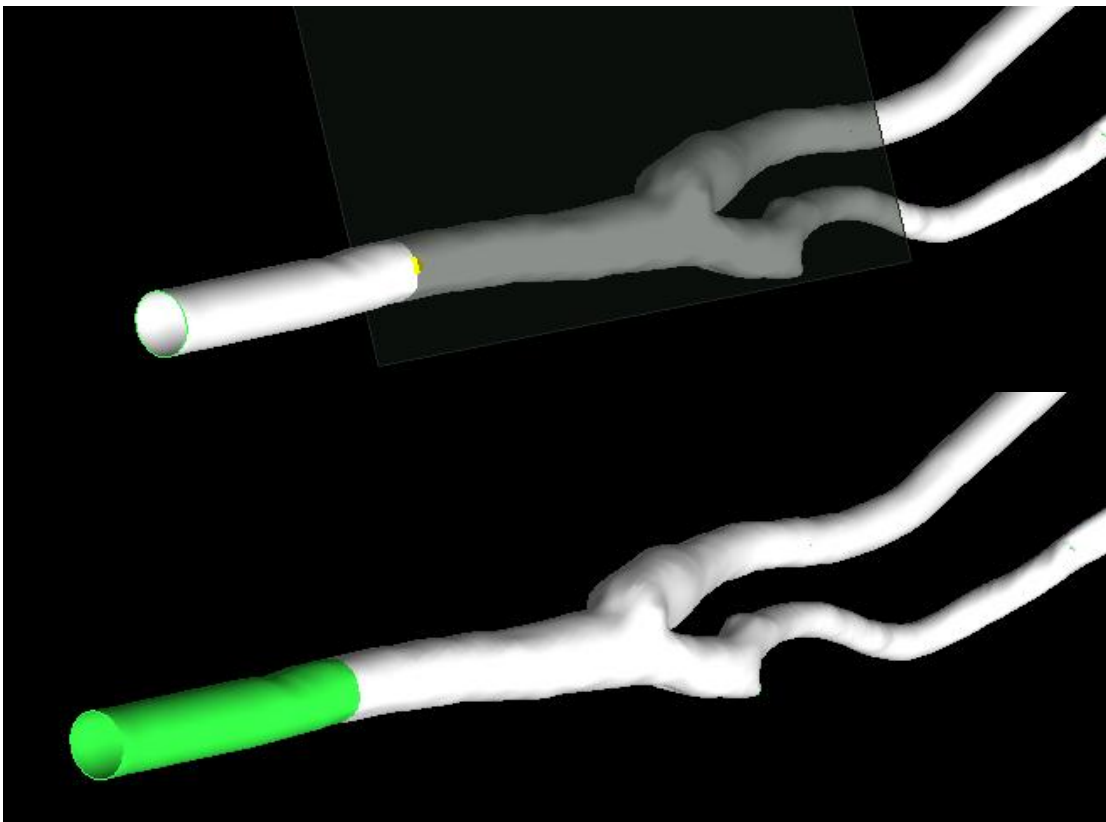
Σχήμα 6.5: Εργαλεία μετασχηματισμού, τοπικό και παγκόσμιο συστήματα συντεταγμένων

(d) Segmenting the surfaces

1. **Geometry** > **Create/Modify Surface**  > **Segment/Trim Surface** 
2. Επιλέξτε **method: by plane**, επιλέξτε  και πατήστε πάνω στην επιφάνεια και αμέσως το μεσαίο κουμπί για επιβεβαίωση.
3. Επιλέξτε  και εισάγεται απαραίτητες συντεταγμένες στο **Normal**, (here, 0 0 1).



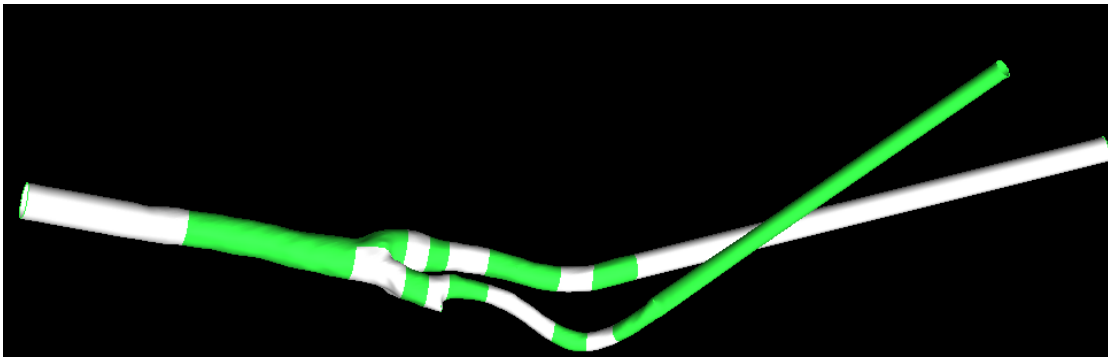
Σχήμα 6.6: Εργαλεία για δημιουργία και τροποποίηση επιφανειών



Σχήμα 6.7: Πάνω, σημείο διαχωρισμού επιφάνειας στο επίπεδο 0 0 1. Κάτω φαίνεται ότι δημιουργήθηκαν δύο ξεχωριστές οντότητες

Η επιφάνεια της γεωμετρίας πρέπει να κόβεται στο μήκος του σε κάθε απότομη κλίση που παίρνει. Αυτό θα το πετύχετε αλλάζοντας συνεχώς τις συντεταγμένες στο κουτί Normal. Είναι

πολύ σημαντικό και χρειάζεται προσοχή για την ποιότητα του πλέγματος και απαραίτητο για την μέθοδο που θα ακολουθήσει με *Blocking*.





Σχήμα 6.8: Η επιφάνεια χωρίστηκε σε ξεχωριστές οντότητες (εδώ, 18), σε κάθε απότομη κλίση της γεωμετρίας.

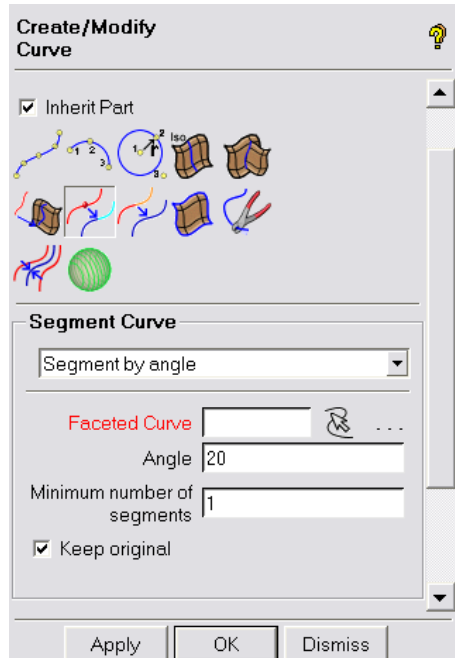
(e) Extracting the Curves

Ακολουθήστε τα ίδια βήματα στο μέρος (b)

(f) Segmenting the curves

Σε αυτό το στάδιο ο χρήστης χρειάζεται να τεμαχίσει τα curves σε μοναδικές οντότητες.

1. Επιλέξτε **Geometry > Create/ Modify Curve**  **> Segment Curve**  **> Segment by angle.**
2. Επιλέξτε το curve, ενεργοποιήστε **Keep original** και πατήστε **Apply**.

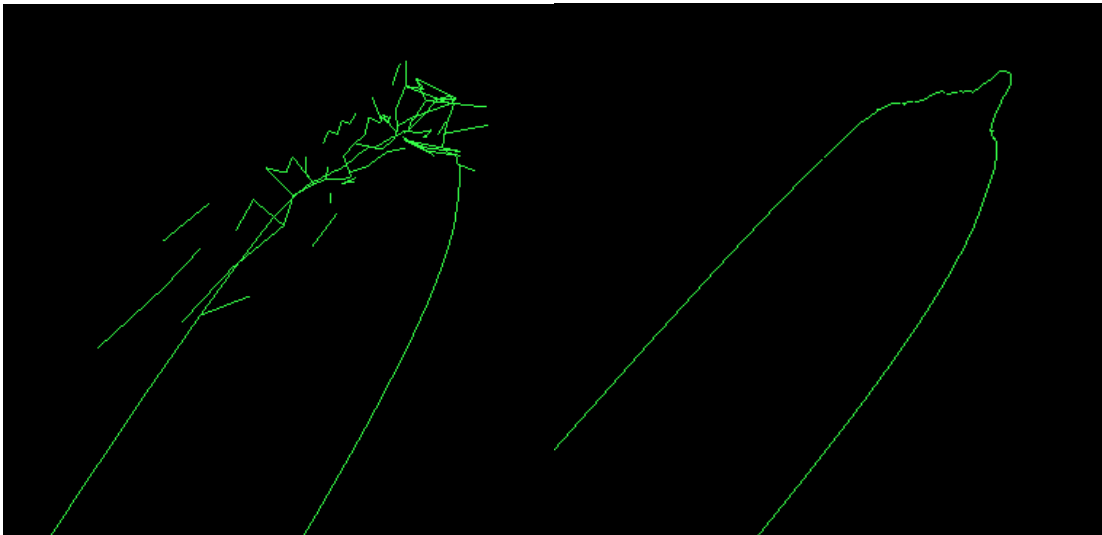


Σχήμα 6.9: Κατάτμηση Καμπυλών

(g) Cleaning the Curves

Διαγράψετε όλες τις μικρές γραμμές, όπως στην εικόνα.

Delete curve 



Σχήμα 6.10: Διαγραφή Καμπύλων και γραμμών

(h) Creating surfaces from the curves

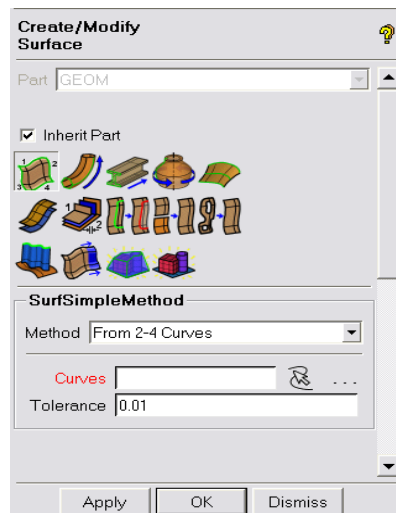
1) **Geometry > Create/Modify Surface**  > **Simple Surface** 

2) Απενεργοποιήστε τα surfaces

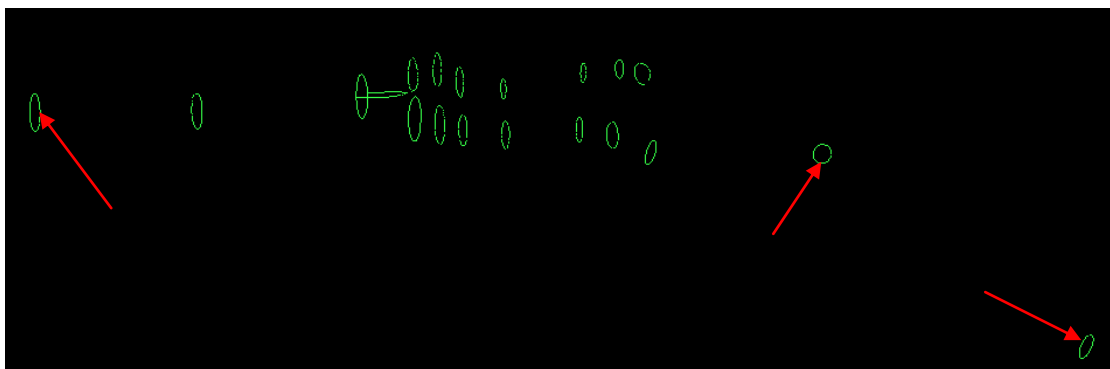
 Surfaces

3) Επιλέξτε **method : From 2-4 curves** και **tolerance : 0.01** και διαλέξτε με το αριστερό κουμπί του mouse ένα από τους κύκλους που φαίνονται στο σχήμα, και πατήστε μεσαίο κουμπί mouse για επιβεβαίωση.

4) Επαναλάβετε το και για τους άλλους δύο κύκλους.




Σχήμα 6.11: Δημιουργία επιφάνειας από τις Καμπύλες

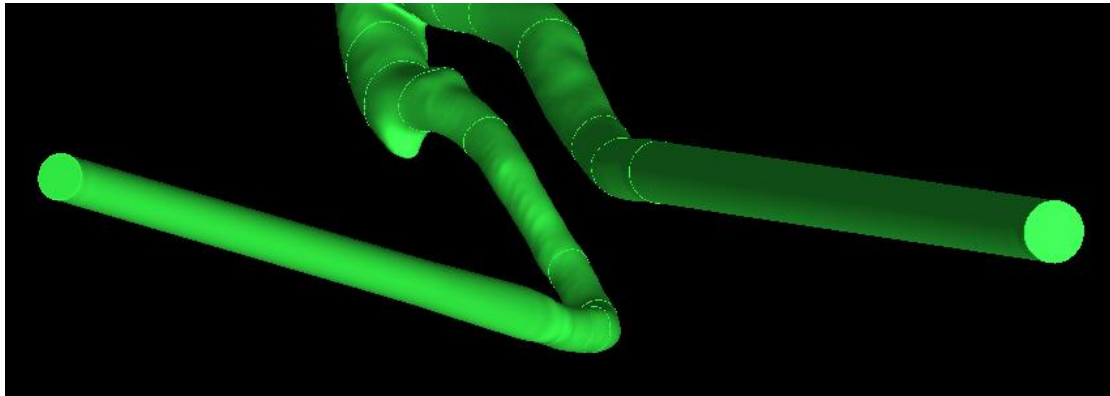


Σχήμα 6.12: Καμπύλες που καθορίζουν την είσοδο και τους εξόδους

5) Ενεργοποιήστε τα surfaces

 Surfaces **RMB** → Solid

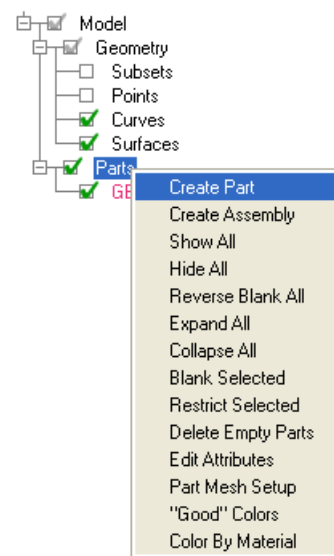
Το μοντέλο πρέπει να βρίσκεται στο στάδιο όπως φαίνεται στο Σχήμα 6.13.



Σχήμα 6.13: 3D μοντέλο της διακλάδωσης με κλειστές πλευρές (Φαίνονται οι δύο έξοδοι).



(i) Assigning the parts




1) → Parts → Create Part



2) Δημιουργήστε ένα καινούριο Part

i. Ονομάστε WALL αυτό το Part

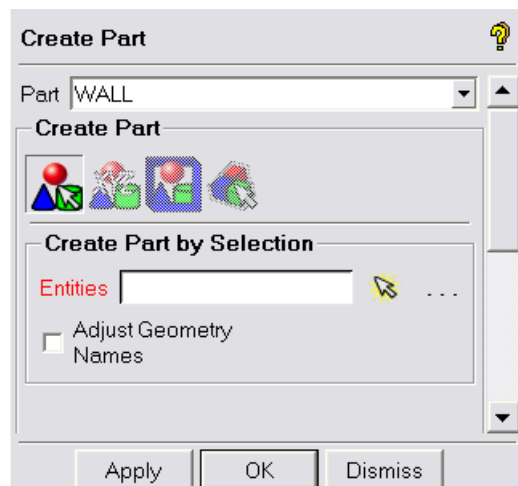
ii. Διατηρήστε την επιλογή  (**create part by selection**) και πατήστε  (**select entities**). Θα εμφανιστεί το **Select geometry** Toolbar.

iii. Απενεργοποιήστε **Toggle Selection of Points** , **Toggle Selection of Curves** , **Toggle Selection of bodies** , για αποφυγή επιλογής άλλων οντοτήτων.

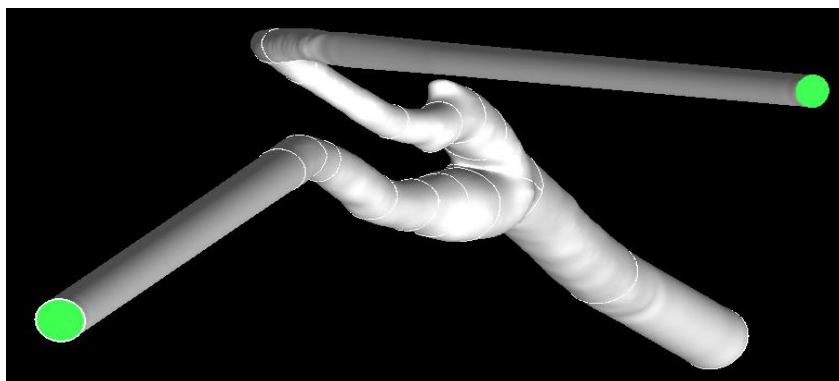


Σχήμα 6.14: Εργαλεία επιλογής της γεωμετρίας

- iv. Επιλέξτε όλη την επιφάνεια όπως φαίνεται με άσπρο χρώμα στο σχήμα και πατήστε **Apply**
- v. Επαναλάβετε την διαδικασία και δημιουργήστε ακόμα τρία Parts που είναι οι επιφάνειες που κλείνουν τις άκρες της καρωτίδας και ονομάστε τα INLET, OUT-ICA, OUT-ECA (στο σχήμα φαίνονται δύο από αυτά με πράσινο χρώμα).










Σχήμα 6.15: Δημιουργία Τμήματος





Σχήμα 6.16: Επιλογή του τοίχου

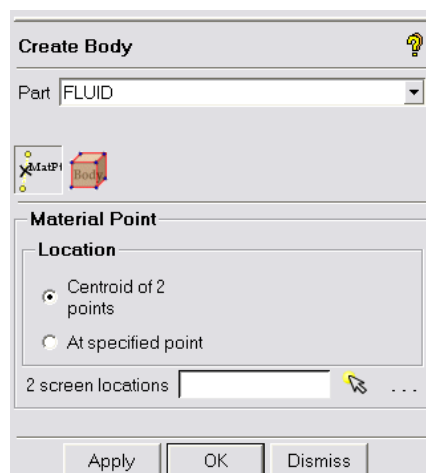
- 3) Δημιουργήστε και άλλα parts επιλέγοντας όλα τα curves
 - i. Ονομάστε Curves αυτό το **Part**

- ii. Διατηρήστε την επιλογή  (**create part by selection**) και πατήστε  (**select entities**). Θα εμφανιστεί το **Select geometry** Toolbar.
- iii. Απενεργοποιήστε **Toggle Selection of Points** , **Toggle Selection of Surfaces** , **Toggle Selection of bodies** , για αποφυγή επιλογής άλλων οντοτήτων.
- iv. Ενεργοποιήστε **Toggle Selection of Curves** 
- v. Από το **select geometry** Toolbar, πατήστε  για επιλογή όλων των curves και πατήστε **Apply**

(j) Defining the material points

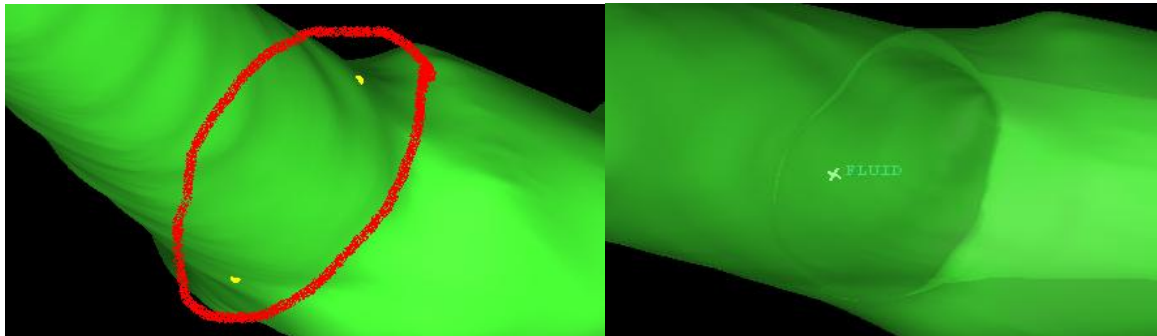
Ο χρήστης χρειάζεται να καθορίσει material points μέσα από το σχήμα (όγκος) για να μπορεί το λογισμικό να δημιουργήσει το πλέγμα αργότερα. Το σώμα μέσα στον όγκο θα ονομαστεί FLUID.

1. Επιλέξτε **Geometry > Select Body**  > **Material Point**  > **Centroid of two points**



Σχήμα 6.17: Ορισμός του υλικού όγκου

2. Επιλέξτε τις επιφάνειες με τρόπο ώστε το κέντρο των δύο σημείων να βρίσκεται μέσα στον όγκο όπως φαίνεται στο σχήμα αριστερά και πατήστε **Apply**. Γυρίστε την εικόνα και σιγουρευτείτε ότι το FLUID βρίσκεται μέσα στον όγκο.



Σχήμα 6.18: Ορισμός του υλικού όγκου μέσα στο μοντέλο

(k) Blocking the Geometry

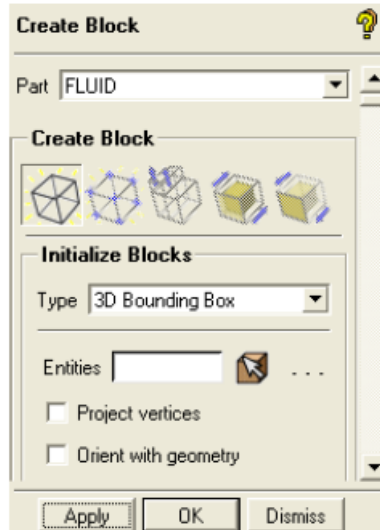
Η στρατηγική του Blocking για την 3D γεωμετρία της καρωτίδας περιλαμβάνει τη δημιουργία πολλών τετραγώνων από το αρχικό Block. Μία για κάθε ένα κύλινδρο (τα surfaces που δημιουργήθηκαν στο μέρος e), οι οποίες αποτελούν ένα σχηματισμό Y. Θα πρέπει να δημιουργήσετε ένα O-Grid για να βελτιωθεί η ποιότητα των Πεπερασμένων στοιχείων.

Η δυνατότητα Blocking στο ANSYS ICEM CFD παρέχει ένα περιβάλλον για την προβολή της βάσης του πλέγματος. Όλες οι επιφάνειες των Blocks, προβλέπεται να συνδεθούν με την πλησιέστερη επιφάνεια της γεωμετρίας ώστε να επιτρέπεται ο ορισμός των εσωτερικών τοιχωμάτων. Σε γενικές γραμμές, δεν υπάρχει καμία ανάγκη για καθορισμό της ένωσης των επιφανειών του Block με τις επιφάνειες της γεωμετρίας, κάτι που μειώνει το χρόνο για την παραγωγή δομικών πλεγμάτων.

1. Δημιουργήστε το αρχικό Block

Blocking > Create Block  > Initialize Blocks 

- i. Στο κουτί **Part**, επιλέξτε Fluid
- ii. Παραμείνετε στην επιλογή **3D Bounding Box** στο κουτί **Type**
- iii. Πατήστε **Apply**



Σχήμα 6.19: Δημιουργία αρχικού μπλοκ


2. Διαιρέσετε το αρχικό Block σε sub-blocks

Blocking > Split Block  > Split Block 

i. Δείξτε αριστερή όψη για καλύτερη απεικόνιση

View > Left

ii. Διαιρέστε το Block κάθετα

a) Πατήστε  (select edge(s)) και επιλέξτε ένα από τις οριζόντιες άκρες (edges)

b) Τοποθετήστε το καινούριο edge κοντά σε ένα από τα segmentation curves

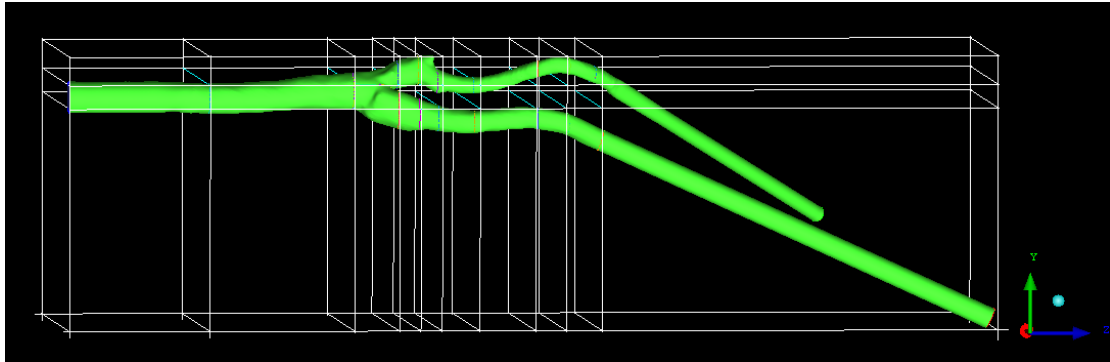
c) Πατήστε μεσαίο κουμπί του mouse για την αποδοχή της θέσης

iii. Διαιρέστε το Block οριζόντια

a) Πατήστε  (select edge(s)) και επιλέξτε ένα από τις κάθετες άκρες (edges)

b) Τοποθετήστε το καινούριο edge κοντά στην επιφάνεια του ICA ή του ECA που βρίσκεται προς τα μέσα


c) Πατήστε μεσαίο κουμπί του mouse για την αποδοχή της θέσης

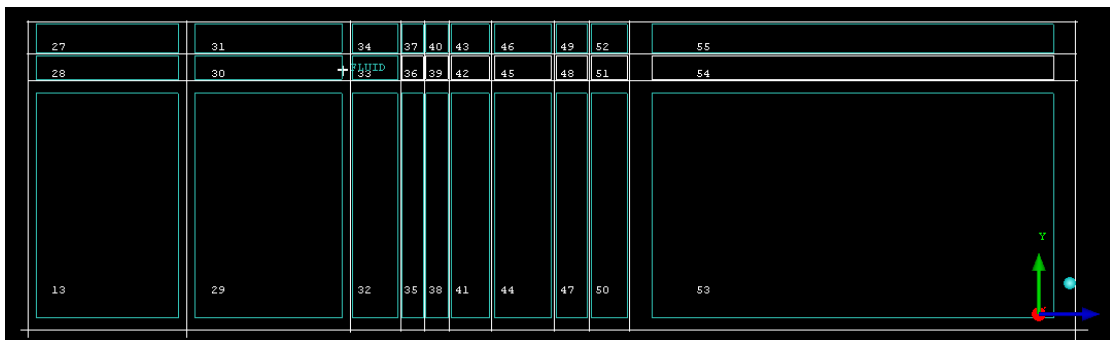


Σχήμα 6.20: Δημιουργία και χωρισμός block στη γεωμετρία

3. Διαγράψτε μη απαραίτητα Blocks





Blocking > Delete Block 

Πατήστε  (select block(s)), και επιλέξτε τα block που φαίνονται στο σχήμα με αριθμούς 36, 39, 42, 45, 48, 51, 54.

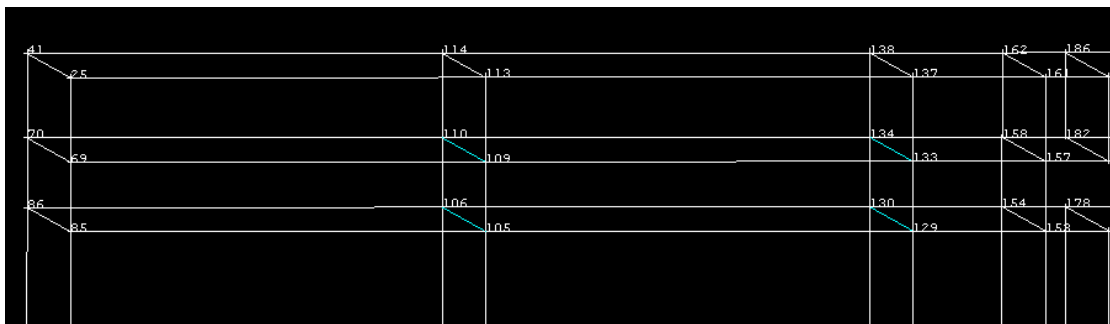


Σχήμα 6.21: Διαγραφή των Block

(I) Merging Vertices

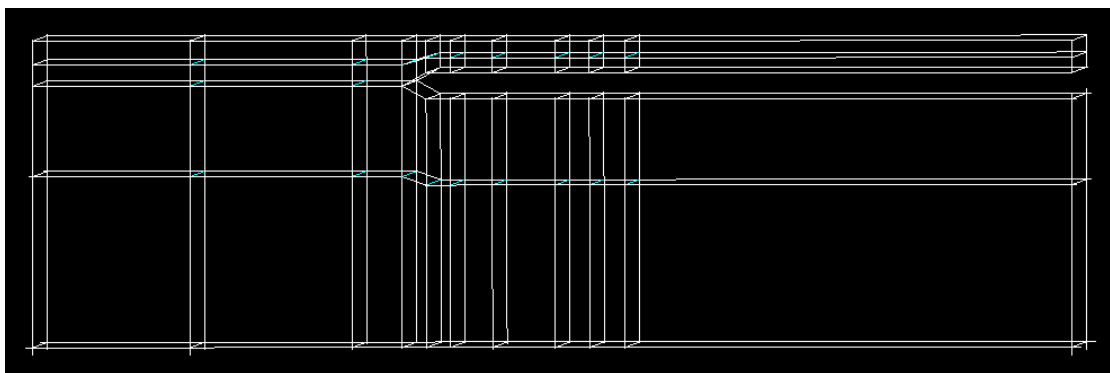
1. Merge Vertices  > Merge Vertices 
2. Επιλέξτε 2 Vertices
3. Ενεργοποιήστε Merge to Average
4.  Blocking [RMB] → Vertices [LMB] → Numbers
5. Πατήστε  (select vert(s)) και ενώσετε τα σημεία μεταξύ τους.

Σε αυτήν την περίπτωση, 70 με 86, 69 με 85, 110 με 106, 109 με 105, 134 με 130, 133 με 129, 158 με 154 και 157 με 158.



Σχήμα 6.22: Συγγώνευση Κορυφών

Διαιρέστε το Block οριζόντια για ακόμη μια φορά ώστε τα blocks γύρω από το ICA και ECA να γίνουν εξάγωνα αντί τετράγωνα. Αυτό θα βοηθήσει παρακάτω στην Μετακίνηση των κορυφών και στην καλύτερη εφαρμογή των πλευρών στην επιφάνεια της γεωμετρίας.



Σχήμα 6.23: Τελικό Blocking. Σχηματισμό Y.

(m) Projecting the Edges to the Curves

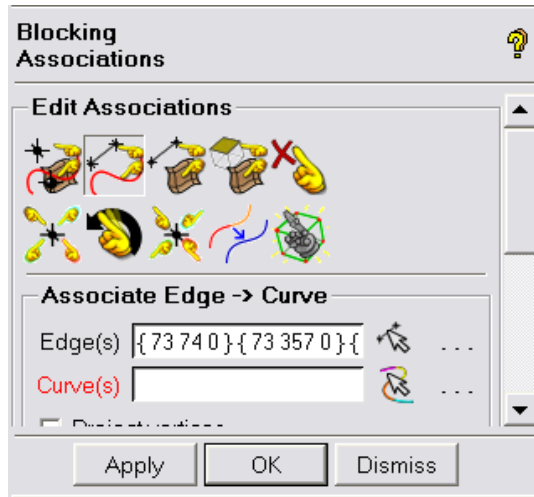
1. Ενεργοποιήστε τα Curves

 Geometry LMB → Curves

2. Απενεργοποιήστε τα Surfaces

 Geometry LMB → Surfaces


3. Blocking > Associate  > Associate Edge to Curve 




Σχήμα 6.24: Εργαλεία ένωσης του Blocking

4. Συνδέσετε κάθε κύκλο (curve), με τις άκρες του block (στο ICA & ECA είναι 6 άκρες για κάθε κύκλο και στο CCA είναι 10 άκρες για κάθε κύκλο). Στο σχήμα φαίνεται το curve (κύκλος) γύρω από το inlet που βρίσκεται στο CCA και οι 10 άκρες (Edges) που συνδέονται με αυτό φαίνονται με πράσινο χρώμα.

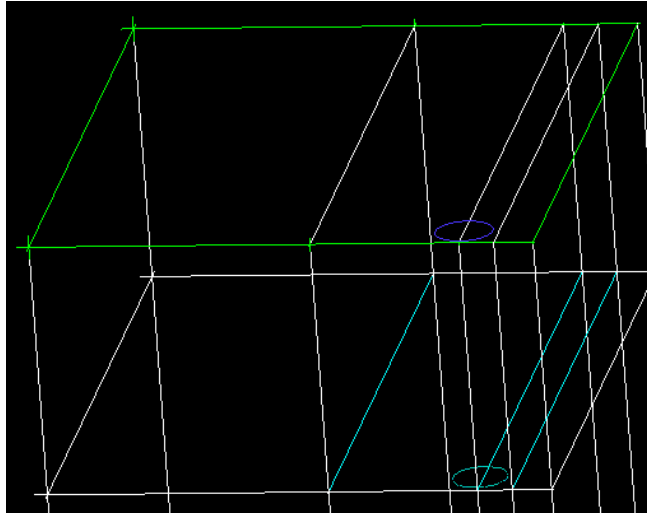
i. Επιλέξτε τις απαραίτητες Άκρες (Edges)

- a) Επιλέξτε  (**Select Edge(s)**)
- b) Επιλέξτε τις άκρες όπως φαίνονται με πράσινο στο σχήμα
- c) Πατήστε μεσαίο κουμπί του mouse για την αποδοχή της επιλογής

ii. Επιλέξτε τις απαραίτητες γραμμές (Curves)

- a) Επιλέξτε  (**Select Curve(s)**)
- b) Επιλέξτε τον κύκλο όπως φαίνονται με μπλέ στο σχήμα
- c) Πατήστε μεσαίο κουμπί του mouse για την αποδοχή της επιλογή

iii. Πατήστε **Apply**

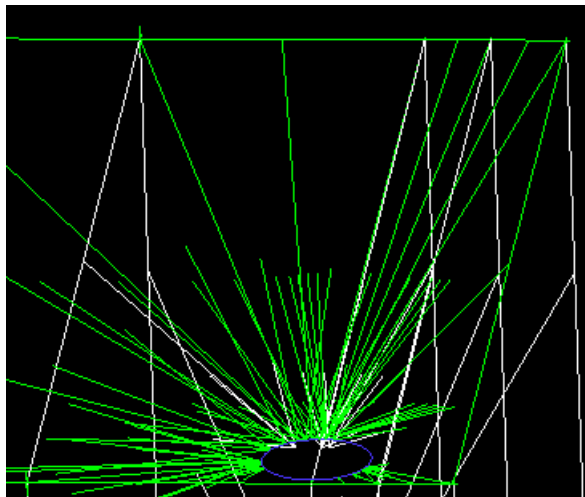


Σχήμα 6.25: Συσχέτιση Ακρών με τις Καμπύλες

5. Παρομοίως συνεχίστε την ίδια διαδικασία για σύνδεση όλων των κύκλων με τις άκρες.
6. Βεβαιωθείτε πώς η σύνδεση έχει γίνει με σωστό τρόπο




 Blocking  → Edges  → Show Association

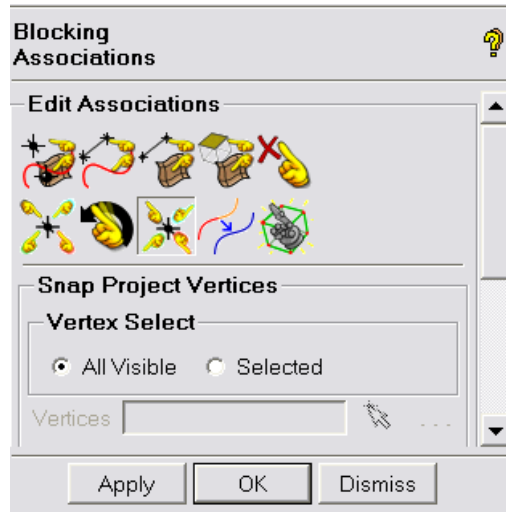
Τα πράσινα βέλη επιβεβαιώνουν την ένωση των Edges με τον κύκλο



Σχήμα 6.26: Επίδειξη Συσχέτισης

(n) Moving the Vertices

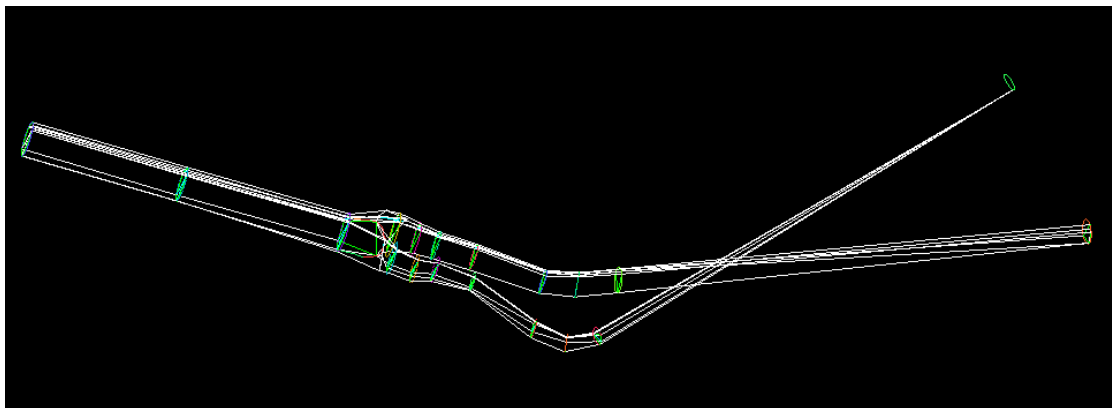
 Blocking > Associate  > Snap project vertices 



Σχήμα 6.27: Εργαλεία ένωσης του Blocking

1. Παραμένετε στην επιλογή **All Visible** για **Vertex Select**.
2. Πατήστε **Apply**.

Θα παρατηρήσετε την αλλαγή όπως φαίνεται στην εικόνα. Πρέπει όμως να μετακινήσετε τα Vertices ώστε να πετύχετε ομοιόμορφο σχήμα.



Σχήμα 6.28: Αυτόματη ένωση ακρών και καμπυλών

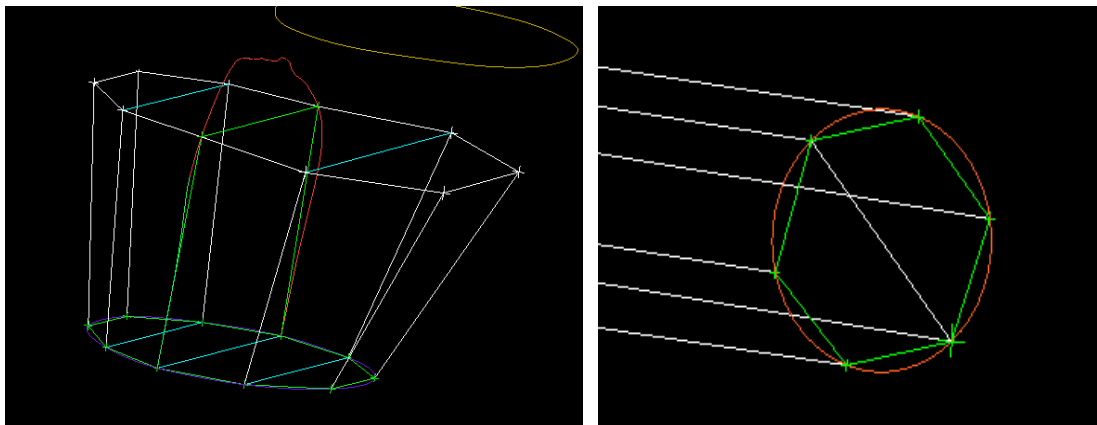
3. Μετακινήστε τα Vertices

Blocking > Move Vertex  > Move Vertex 

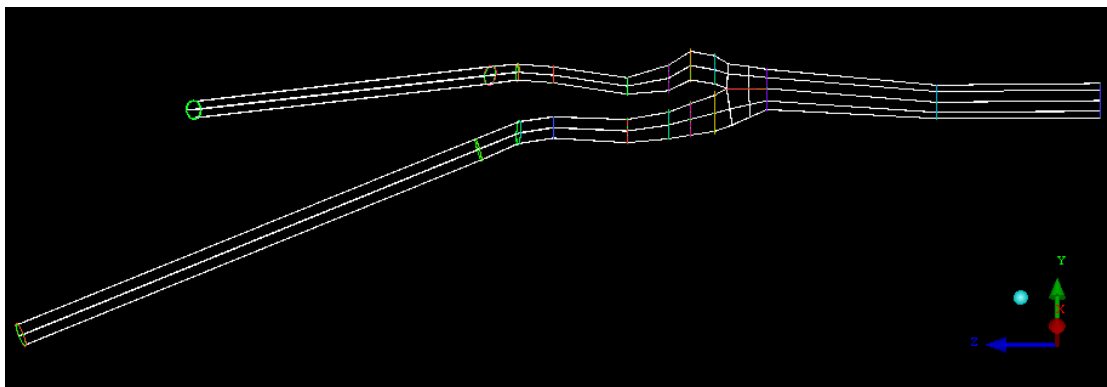
- i. Πατήστε  (**Select vert(s)**) και επιλέξτε ένα Vertex

- ii. Μετακινήστε τα Vertices κατά περιφέρεια του κύκλου ώστε όλα τα Edges να έχουν περίπου το ίδιο μήκος. (Προσπαθήστε να πετύχετε ένα τέλειο εξάγωνο στο ICA & ECA, και ένα συμμετρικό πολύγωνο (10 γωνίες) στο CCA).
- iii. Παρομοίως, μετακινήστε όλα τα vertices και για τους υπόλοιπους κύκλους.

Σημείωση: Πρέπει η μετακίνηση των Vertices να αρχίσει από το σημείο διακλάδωσης.



Σχήμα 6.29: Αριστερά, Blocking στο σημείο διακλάδωσης. Δεξιά, Blocking στην έξοδο.



Σχήμα 6.30: Τελικό Blocking

4. Αποθηκεύσετε το blocking.

File > Blocking > Save Blocking As...




5. Δώστε ονομασία (*.blk) ώστε να μπορέσετε να χρησιμοποιήσετε το Block αργότερα και για άλλα μοντέλα κερδίζοντας χρόνο. Για να φορτώσετε το Block σε άλλα μοντέλα:

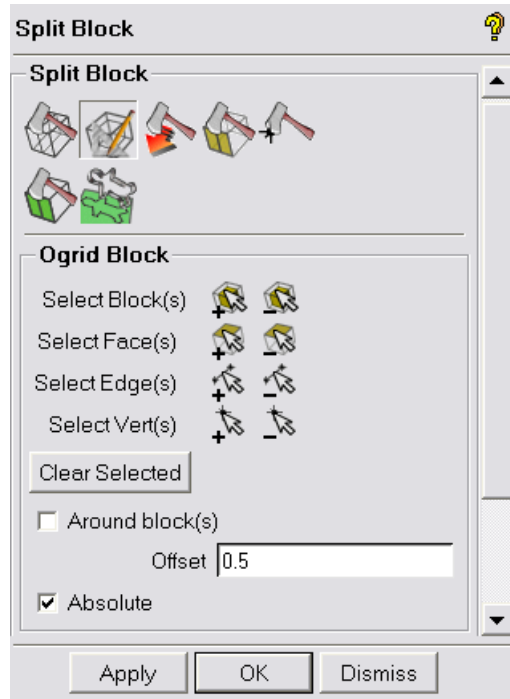
File > Blocking > Open Blocking...

(o) Creating an O-Grid in the Blocking

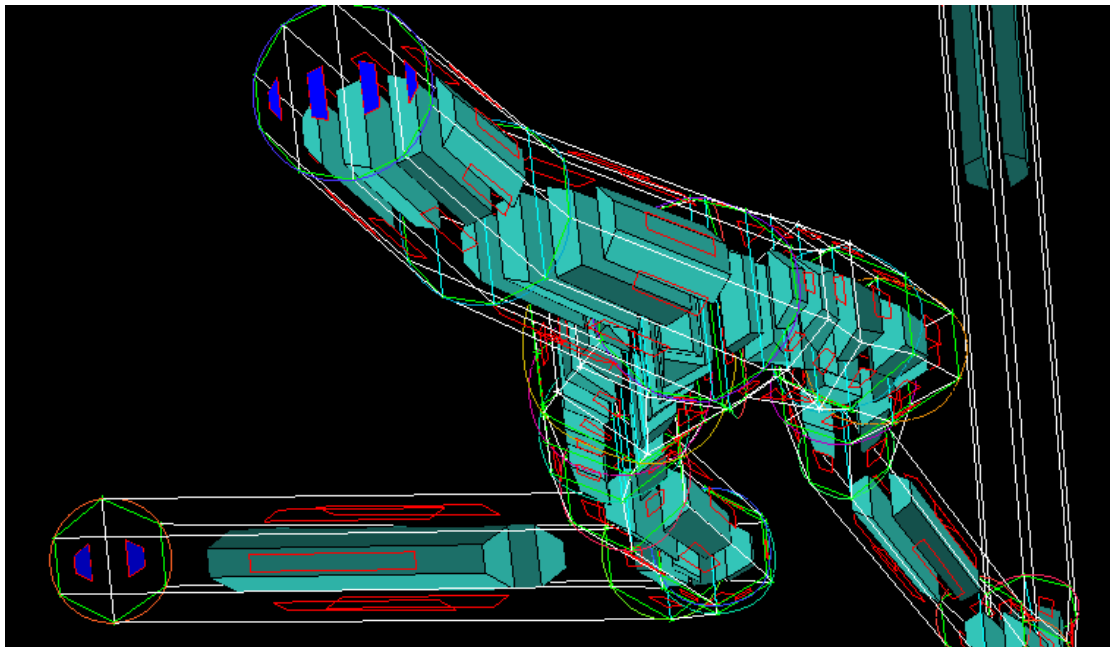
Σε αυτό το βήμα, θα δημιουργήσετε μια εσωτερική O-Grid για την βελτίωση των γωνιών στις άκρες του μπλοκ. Αυτή είναι η καλύτερη μέθοδος για τον καθορισμό των κακών γωνιών στις άκρες κατά κυλινδρική γεωμετρία. Το ANSYS CFD ICEM έχει ένα ειδικό εργαλείο O-Grid ώστε να είναι εύκολο να επιτευχθεί ακόμη και για περίπλοκη γεωμετρία. Πριν προχωρήσουμε σε αυτό το βήμα, βεβαιωθείτε ότι οι κορυφές (vertices) της επιφάνειας είναι ευθυγραμμισμένες όπως εσείς τα θέλετε και τα εσωτερικά άκρα (edges) είναι ίσια. Το εργαλείο O-Grid αντισταθμίζει (δημιουργεί όφσσετ) τα όρια και θα καταλήξετε με διπλάσιο αριθμό κορυφών (Vertices). Είναι βολικό να ρυθμίσετε το μπλοκ της επιφάνειας σας σε ιδανικές τοποθεσίες πριν από δημιουργία O-Grid παρά μετά.

Blocking > Split Block  > Ogrid Block 

1. Πατήστε  (**Select block(s)**).
2. Πατήστε **Select all appropriate visible objects**  από το **selection toolbar**.
3. Πατήστε  (**Select face(s)**) και επιλέξτε τα πρόσωπα (Inlet, OUT-ICA & OUT-ECA).

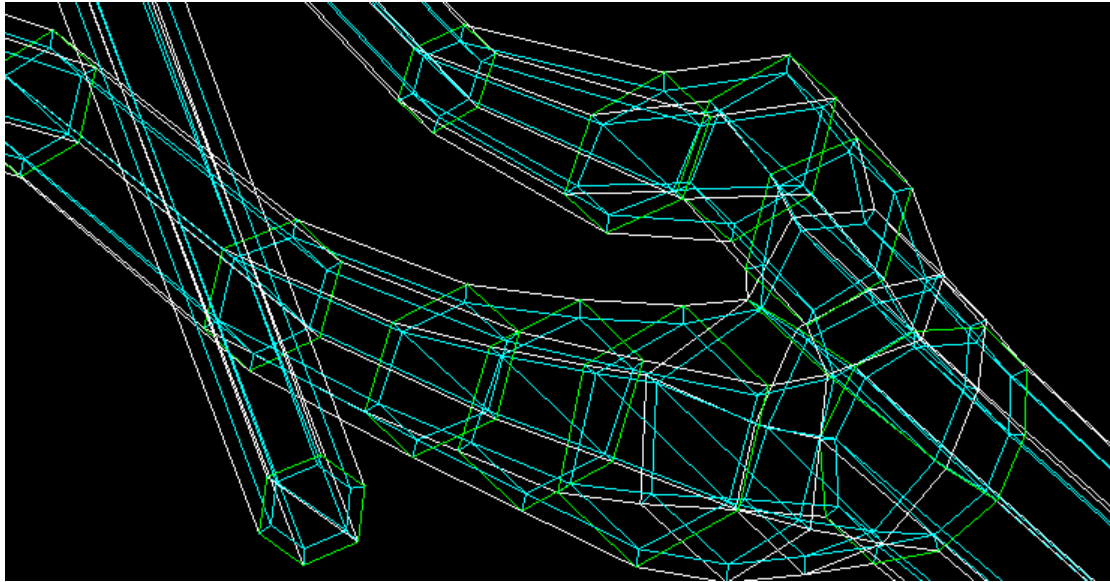


Σχήμα 6.31: Εργαλείο O-grid



Σχήμα 6.32: Επιλεγμένα Blocks και Πρόσσωπα

4. Πατήστε μεσαίο κουμπί του mouse για αποδοχή της επιλογής.
5. Στο κουτί Offset εισάγετε 0,5 και ενεργοποιήστε το Absolute






Σχήμα 6.33: Blocking με O-Grid Δομή

(p) Generating the Pre-Mesh

Σε αυτό το στάδιο, θα ορίσετε τον αριθμό των πεπερασμένων στοιχείων από το οποίο θέλετε να αποτελείται το τελικό πλέγμα. Θα επιλέξετε τα άκρα (Edges) των Block, και θα τα μοιράσετε στον κατάλληλο αριθμό που θέλετε.

1. Ορίσετε τον αριθμό των στοιχείων

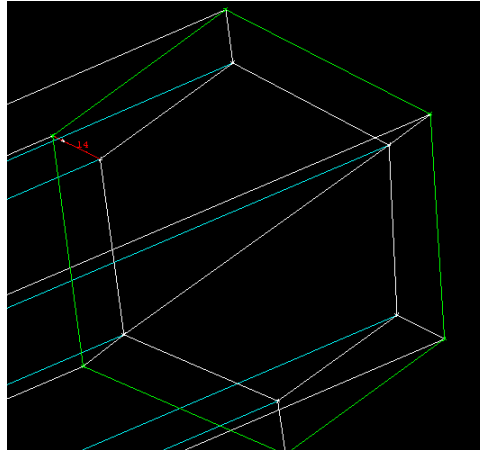
Blocking > Pre-Mesh Params  > Edge Params  > Select Edge(s) 

- i. Επιλέξτε το edge όπως φαίνεται στο σχήμα
- ii. Στο κουτί **Nodes**, εισάγεται 14
- iii. Από το **Mesh-Law** επιλέξετε **From-graph**
- iv. Από την γραφική, επιλέξετε **Functions > Ramp** και μετακινήστε την γραμμή όπως φαίνεται στο σχήμα
- v. Ενεργοποιήστε το **Copy Parameters**, και επιλέξτε **To All Parallel Edges**

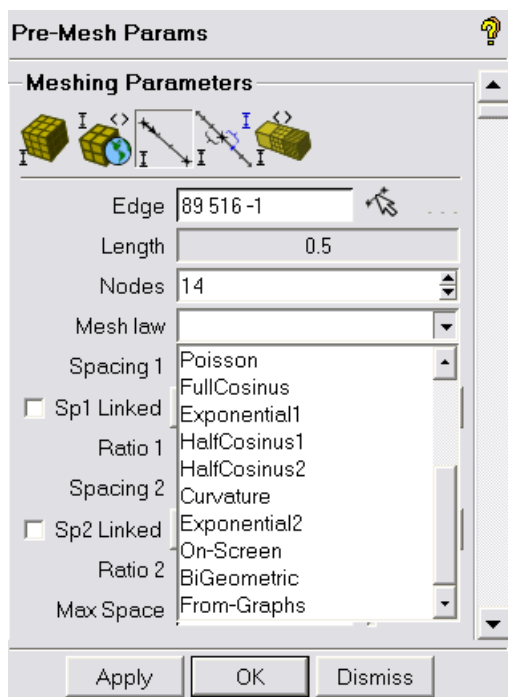
Οι παράμετροι θα αντιγραφούν σε όλες τις παράλληλες άκρες

- vi. Πατήστε **Apply**

- vii. Επαναλάβετε τα ίδια βήματα για τις υπόλοιπες άκρες (Edges), αλλάζοντας τον αριθμό των κόμβων (Nodes). Επίσης για **Functions** αντί να επιλέξετε **Ramp**, πρέπει να επιλέξετε **Constant**.



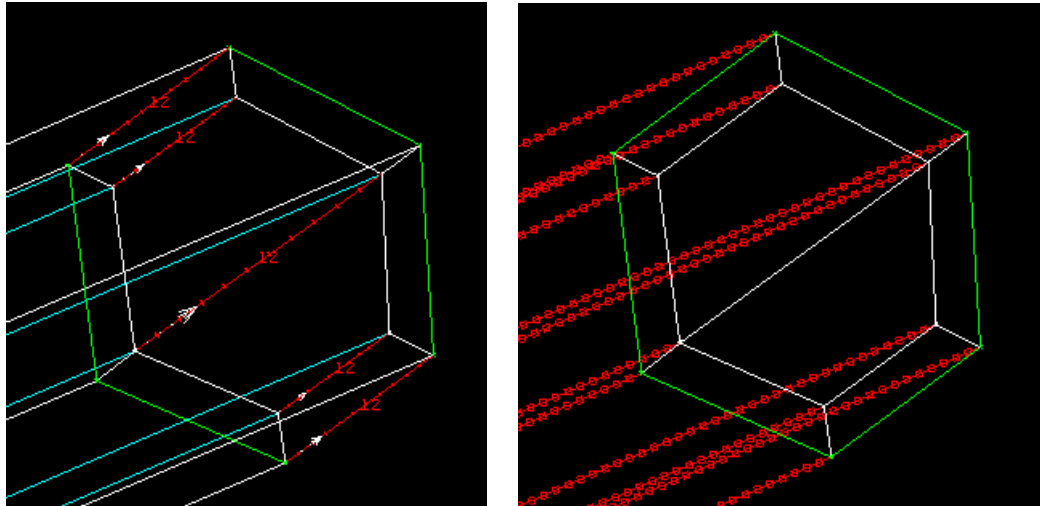
Σχήμα 6.34: Ορισμός Παραμέτρων Άκρης



Σχήμα 6.35: Edge Parameters



Σχήμα 6.36: Ramp Function

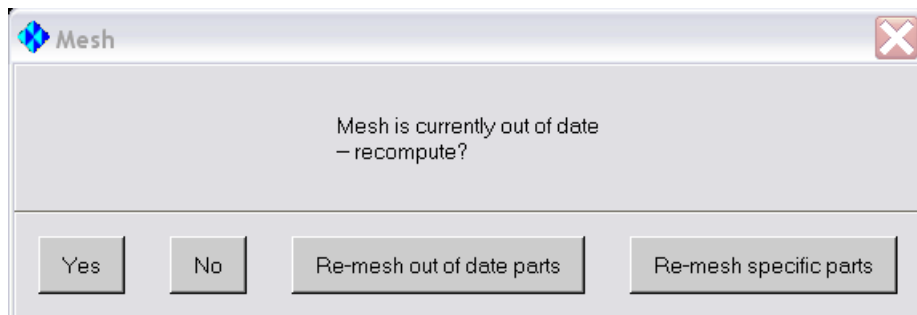


Σχήμα 6.37: Ορισμός Παραμέτρων Άκρης

2. Δημιουργήσετε το Pre-Mesh

- i. Blocking  → Pre-Mesh



Το παράθυρο διαλόγου **Mesh** θα εμφανιστεί. Σας ρωτά εάν θέλετε να επανακτήσετε το Pre-Mesh (Mesh is currently out of date – recompute?). Κάντε κλικ στο κουμπί **Yes**.

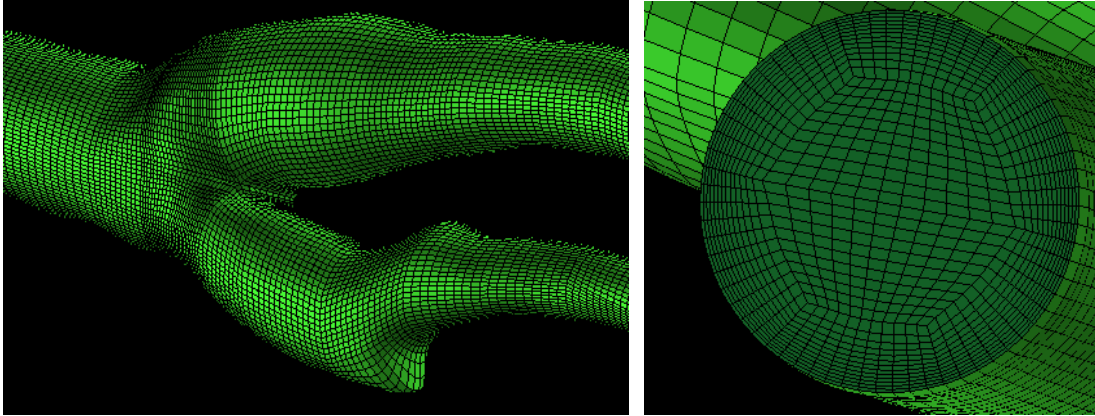


Σχήμα 6.38: Παράθυρο διαλόγου Mesh

- ii. Για να φαίνεται καλύτερα το αποτέλεσμα μετατρέψτε το σχήμα σε **Solid & Wire** και απενεργοποιήστε τα **Edges**

- a) Blocking  → Pre-Mesh  → Solid & Wire

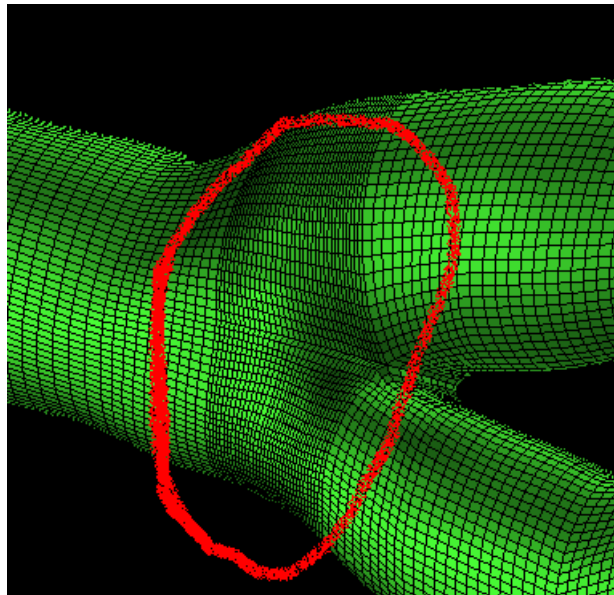
- b)  Blocking  → Edges



Σχήμα 6.39: Pre-Mesh

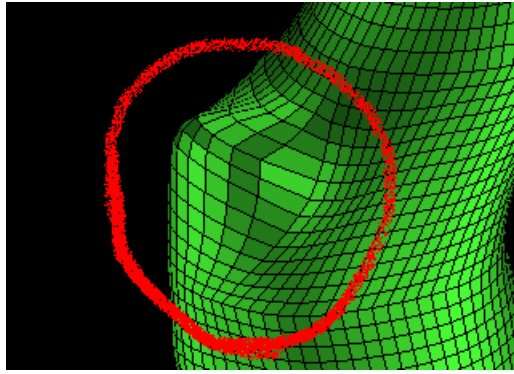
3. Διορθώστε πιθανά λάθη στο Pre-Mesh

Κάποια προβλήματα μπορεί να εμφανιστούν όπως αυτά φαίνονται στα παρακάτω σχήματα. Αυτά πρέπει οπωσδήποτε να διορθωθούν ώστε να είναι δυνατόν η περαιτέρω προσομοίωση του πλέγματος.



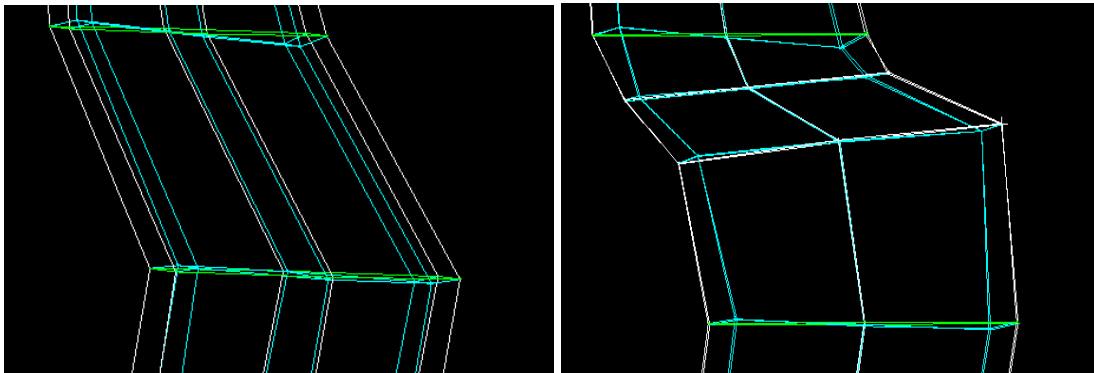
Σχήμα 6.40: Pre-Mesh. Απότομη αλλαγή πυκνότητας στοιχείων

Η πυκνότητα του mesh δεν πρέπει να αλλάζει απότομα. Διορθώσετε την πυκνότητα, αλλάζοντας τους παραμέτρους των edge όπως στο βήμα 1.

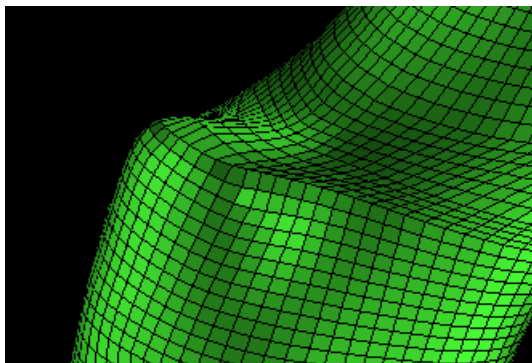


Σχήμα 6.41: Pre-Mesh. Παραμόρφωση Στοιχείων

Τα στοιχεία δεν ενώθηκαν με κατάλληλο τρόπο στην επιφάνεια της γεωμετρίας και αυτό προκαλεί παραμόρφωση στο σχήμα τους και οφείλεται στο Blocking. Για την διόρθωση πρέπει να μετακινήσετε τις κορυφές (vertices) στο block εκείνης της περιοχής όπως στο μέρος (n) ή να σπάσετε το Block για καλύτερη προσέγγιση, όπως στο μέρος (k).



Σχήμα 6.42: Αριστερά, αρχικό Blocking στο σημείο παραμόρφωσης. Δεξιά, Blocking στο σημείο παραμόρφωσης έχει χωριστεί σε τρία Block για επιδιόρθωση.



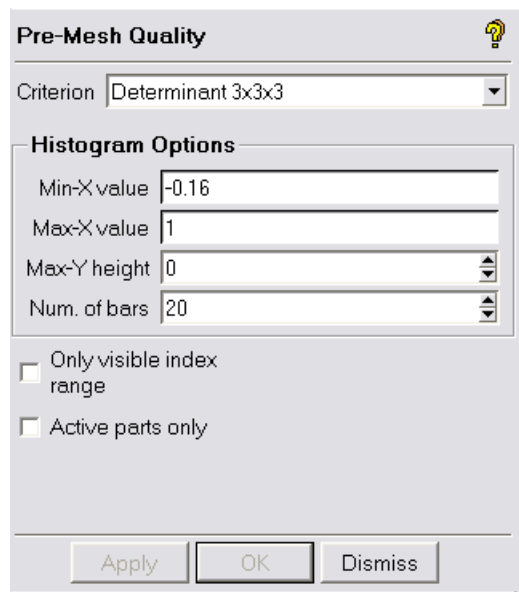
Σχήμα 6.43: Διορθωμένο Pre-Mesh

(q) Checking the Pre-Mesh Quality

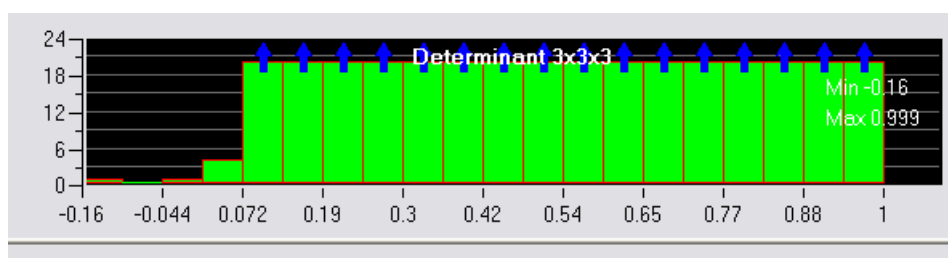
Blocking > Pre-Mesh Quality Histograms 

1. Επιλέξτε **Angle** στο κουτί **Criterion** και πατήστε **Apply**.
2. Επιλέξτε **Determinant 3x3x3** στο κουτί **Criterion** και πατήστε **Apply**.
3. Επιλέξτε **Quality** στο κουτί **Criterion** και πατήστε **Apply**.

Σημείωση: Από το Histogram των πιο πάνω κριτηρίων, πρέπει να παρατηρήσετε όσο το δυνατόν χαμηλότερα ποσά στις πρώτες τρεις με τέσσερις μπάρες. Αυτό επιβεβαιώνει την καλή ποιότητα του πλέγματος.



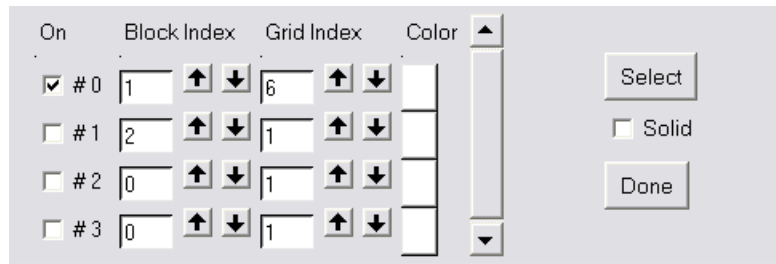
Σχήμα 6.44: Εργαλείο ελέγχου ποιότητας Pre-Mesh



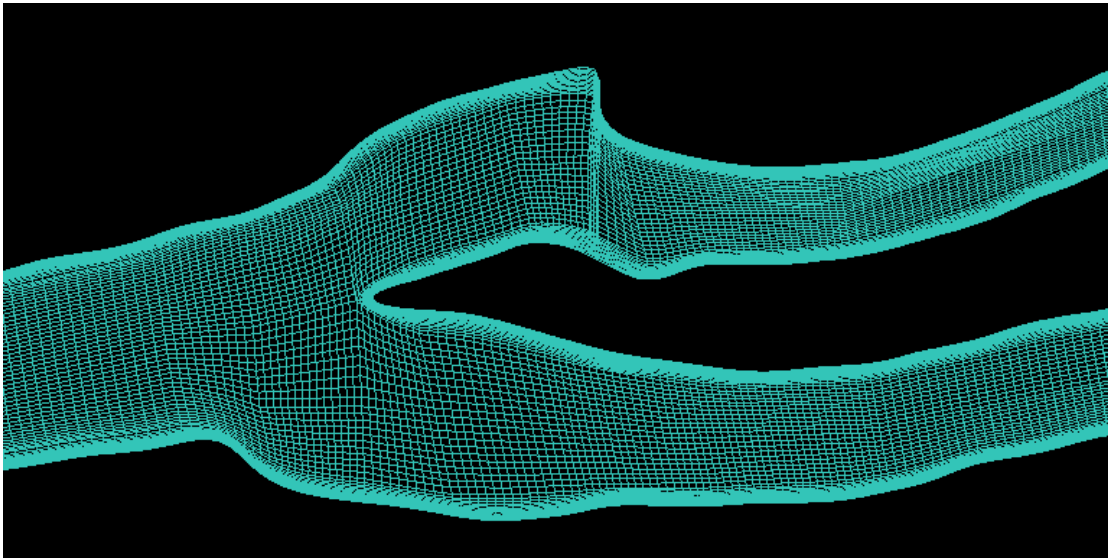
Σχήμα 6.45: Quality Histogram

4. Ελέγξτε τα Scan-Planes

 Blocking → Pre-Mesh → Scan-Planes



Σχήμα 6.46: Εργαλείο Scan-Planes



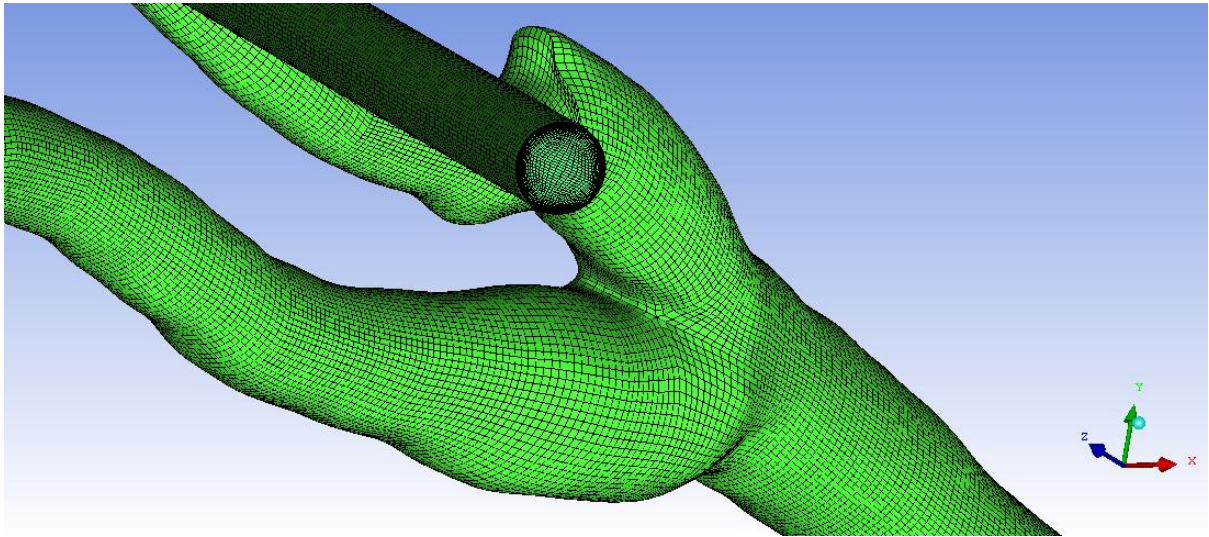
Σχήμα 6.47: Επίπεδο Σάρωσης

Σημείωση: Με την ενεργοποίηση του Scan-Planes έχετε την δυνατότητα να παρατηρήσετε διατομές του πλέγματος, σε όποιο άξονα επιθυμείτε. Σημαντικό είναι να παρατηρήσετε ομοιομορφία στα σχήματα των στοιχείων και η αλλαγή της πυκνότητας των στοιχείων να μην είναι απότομη.

(r) Converting Pre-Mesh to Unstruct Mesh

Μετά από τις απαραίτητες διορθώσεις του Pre-Mesh, αυτό που παραμένει να κάνετε είναι να το μετατρέψετε σε Unstruct Mesh.

1.  Blocking  → Pre-Mesh  → Convert to Unstruct mesh



Σχήμα 6.48: Πλέγμα πεπερασμένων στοιχείων για την ανθρώπινη Καρωτίδα

2. Saving the mesh

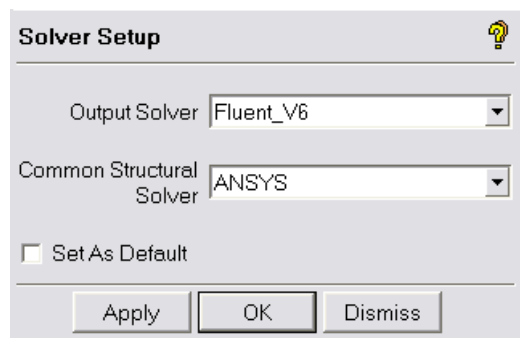
File > save project as > ...

(s) **Converting to msh file**

Σε αυτό το στάδιο, το πλέγμα μετατρέπεται σε κατάλληλη μορφή (format), ώστε να εισάγεται στο λογισμικό ANSYS FLUENT.

 > **Select solver** 

1. Για **Output Solver** επιλέξτε **Fluent_V6** και για **Common Structural Solver** επιλέξτε **ANSYS** και πατήστε **Apply**.

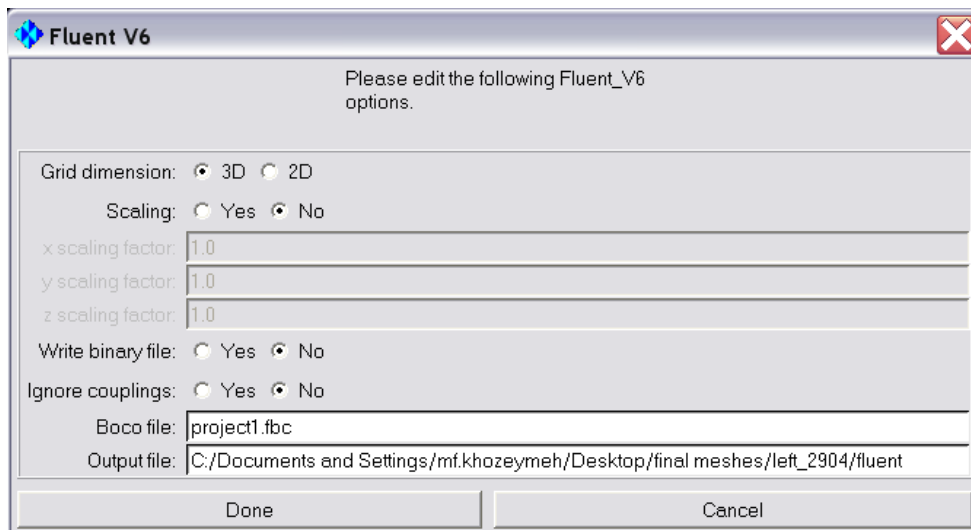


Σχήμα 6.49: Solver Setup

2. Δημιουργία και Αποθήκευση msh file

Output > Write Input 

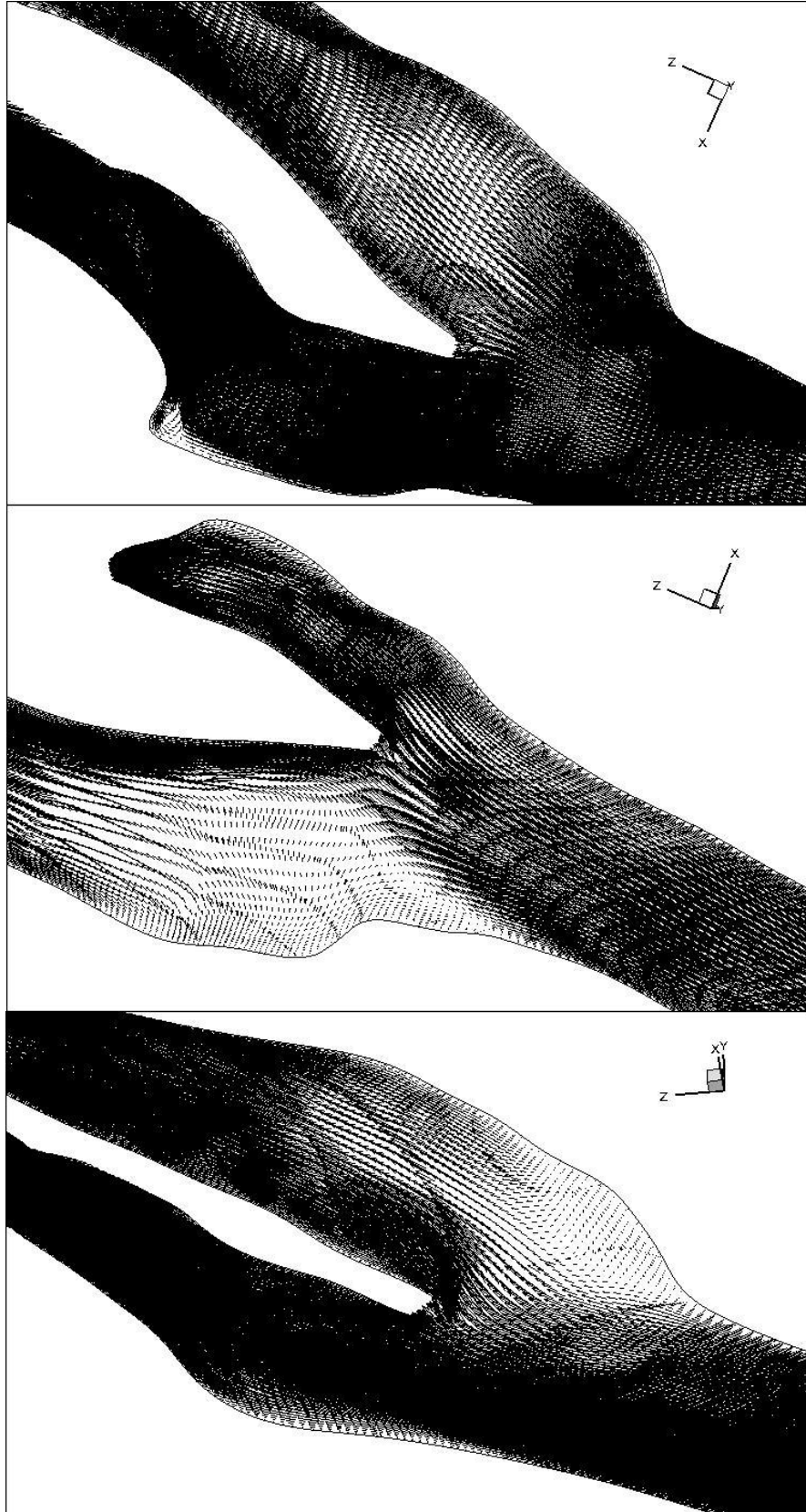
- i. Πατήστε **Yes** για αποθήκευση
- ii. Ανοίξετε το **uns file** που εμφανίζεται
- iii. Πατήστε **Done** στο παράθυρο που εμφανίζεται και το **fluent.msh** file δημιουργείται στη διεύθυνση που φαίνεται στο **Output file**.



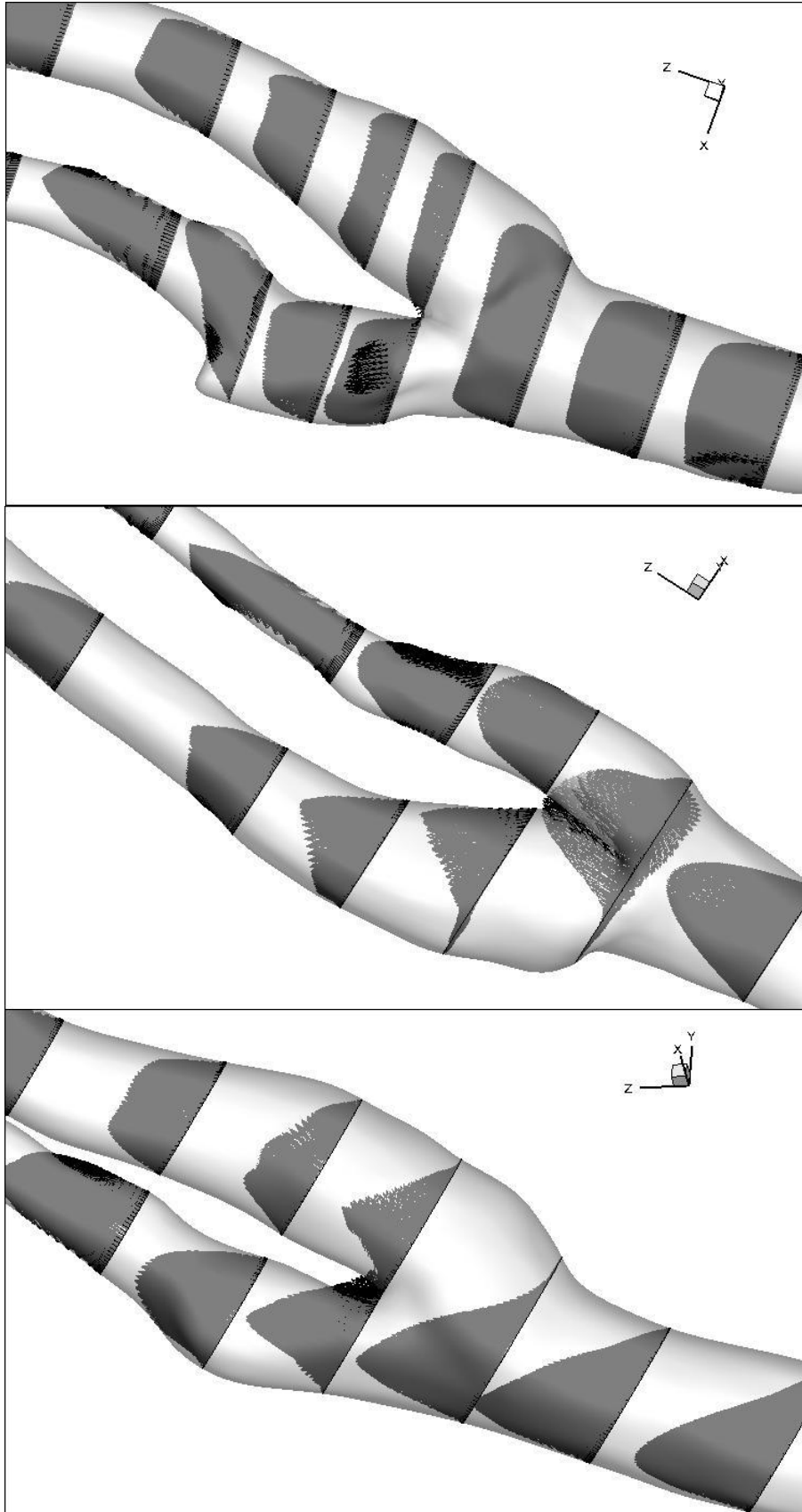
Σχήμα 6.50: Δημιουργία και Αποθήκευση msh file

ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

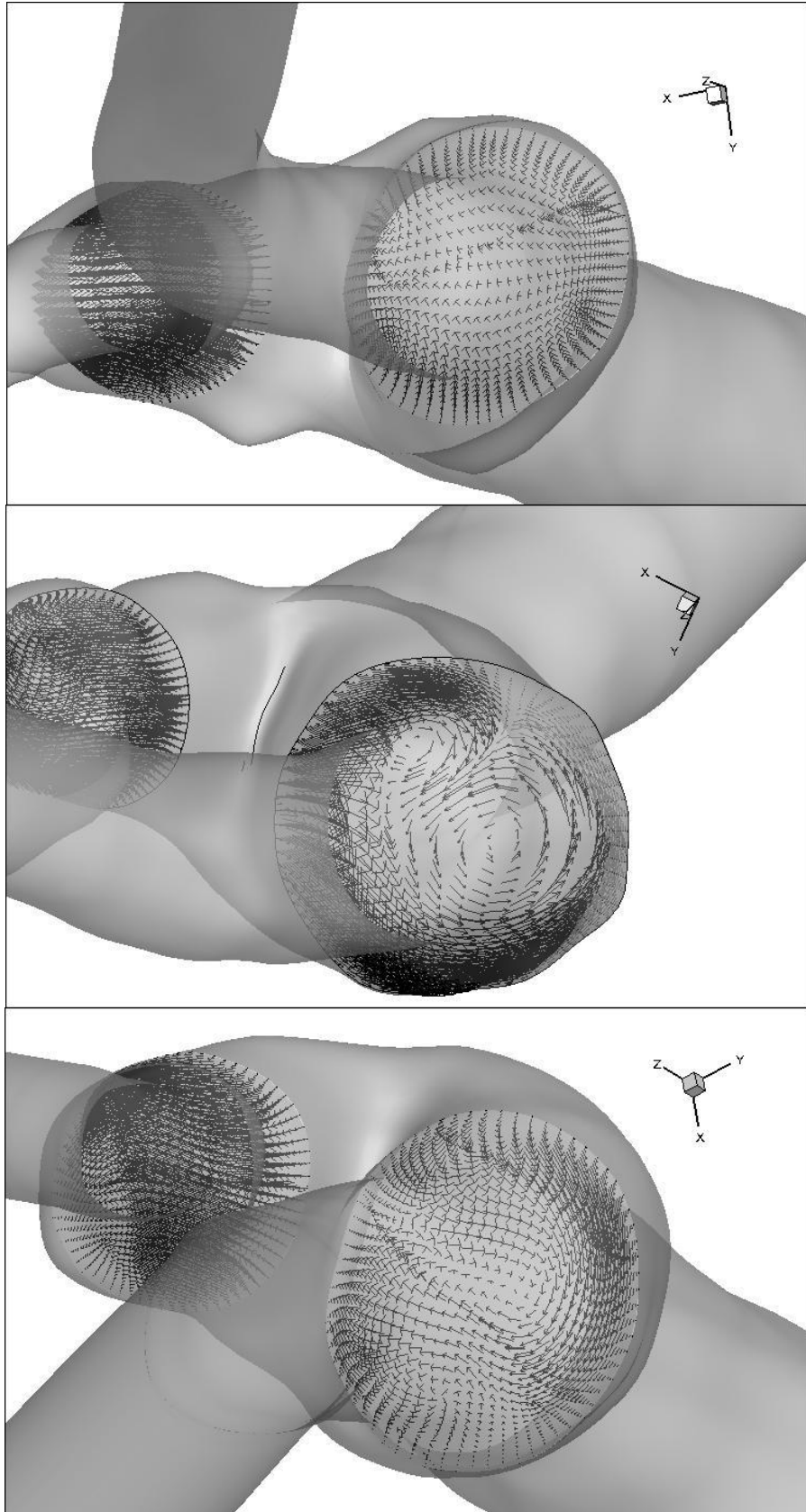
Η υπόθεση της έρευνας βασίζεται στο γεγονός ότι η περιστροφή του κεφαλιού δημιουργεί αλλαγές στη γεωμετρία και την αιμοδυναμική της καρωτίδας. Ο κίνδυνος για την εμφάνιση της αθηροσκλήρωσης στην καρωτίδα είναι συνδεδεμένο με χαμηλή WSS και υψηλή OSI. Στα παρακάτω αποτελέσματα, διακρίνονται οι παράμετροι της ροής, όπως η αξονική ταχύτητα, οι δευτερεύουσες ταχύτητες, η διαφορά της πίεσης και τα σημεία με χαμηλό WSS. Βρέθηκε πώς η WSS αλλάζει σημαντικά με την περιστροφή του κεφαλιού, όμως δεν υπάρχουν ενδείξεις για OSI εφόσον, οι προσομοιώσεις έγιναν με σταθερές αρχικές συνθήκες ροής (Steady State Flow). Για παρουσίαση του OSI, κατά την εκτέλεση των προσομοιώσεων, πρέπει να λαμβάνεται υπόψη ο καρδιακός κύκλος και να υπάρχει παλμική ροή (Pulsatile Flow) στη είσοδο της CCA.



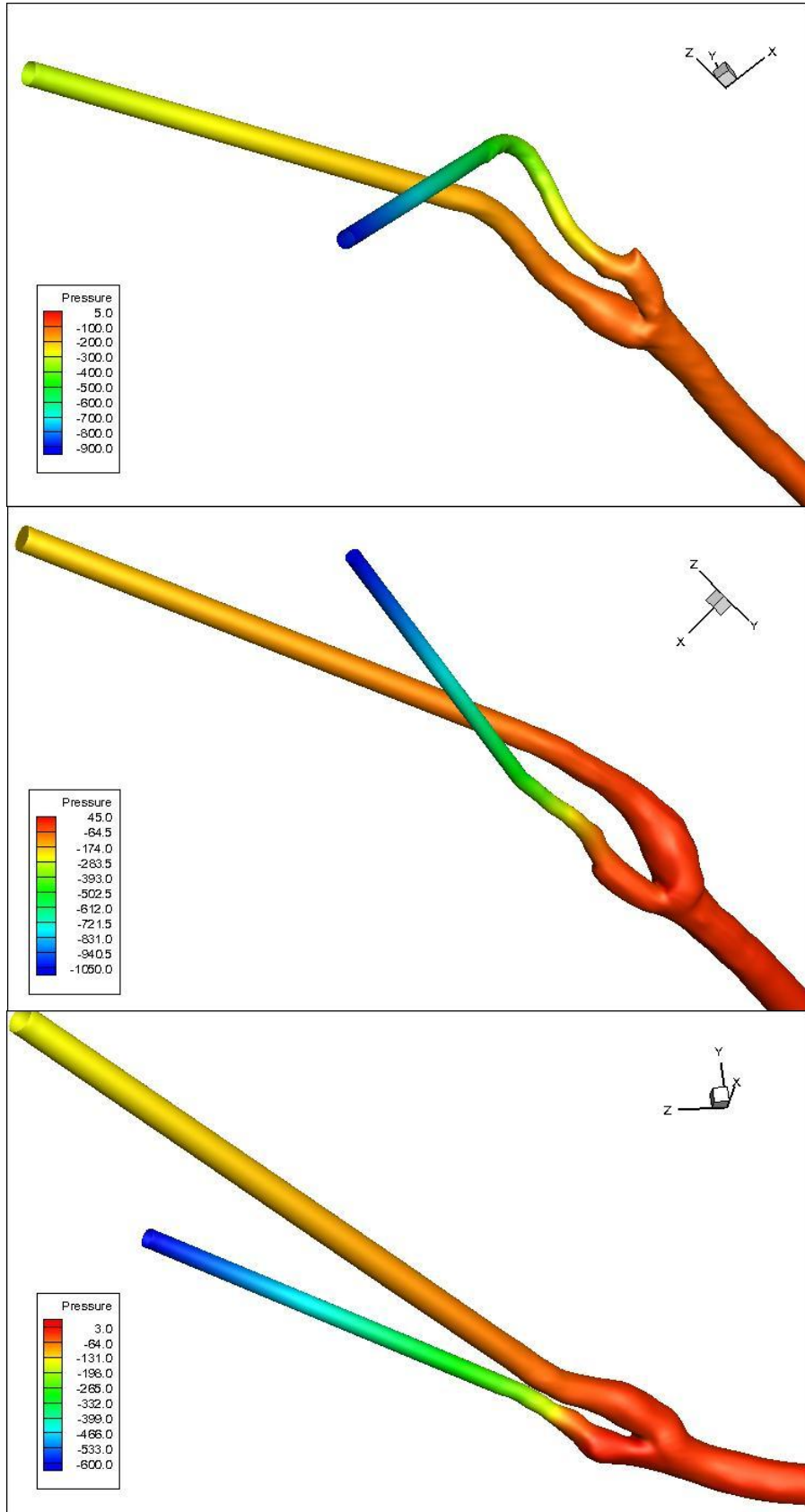
Σχήμα 7.1: Προφίλ της Αξονικής ταχύτητας της ροής στο επίπεδο συμμετρίας. Η πάνω, η μεσαία και η κάτω εικόνα αντιστοιχούν με αριστερά, ίσια και δεξιά στάση του κεφαλιού.



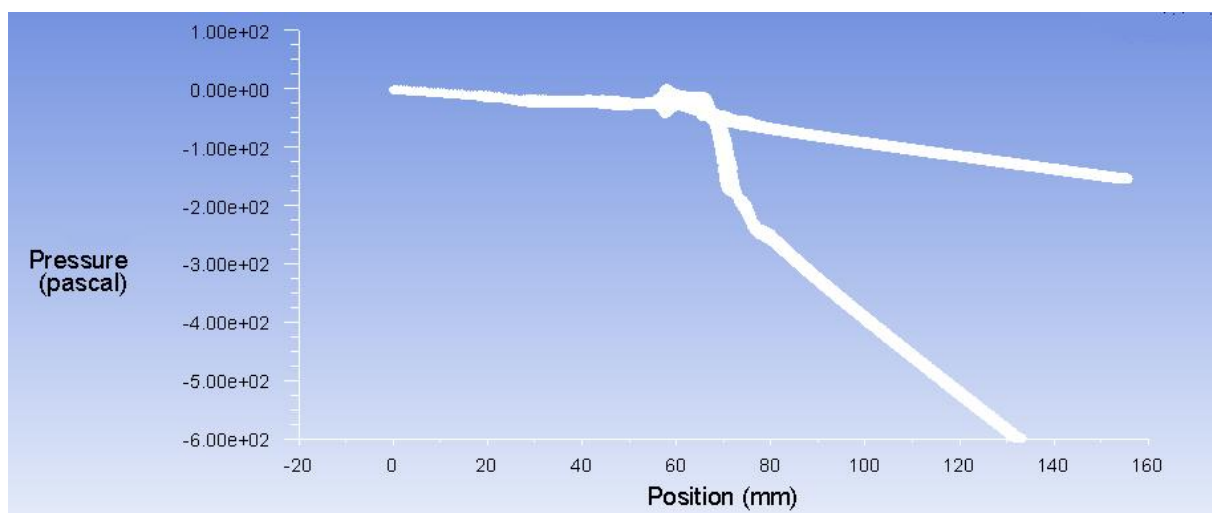
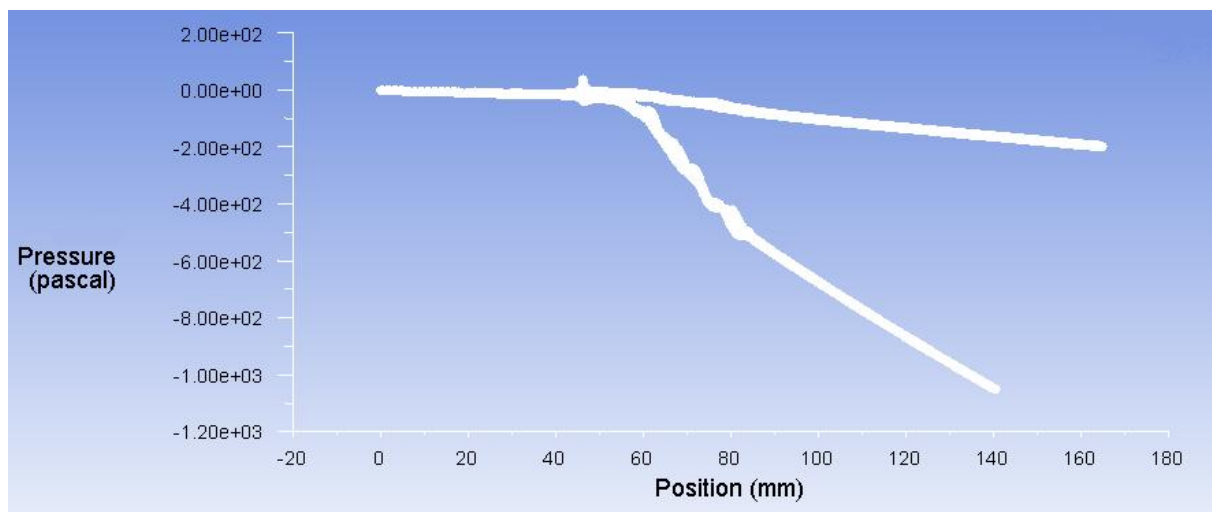
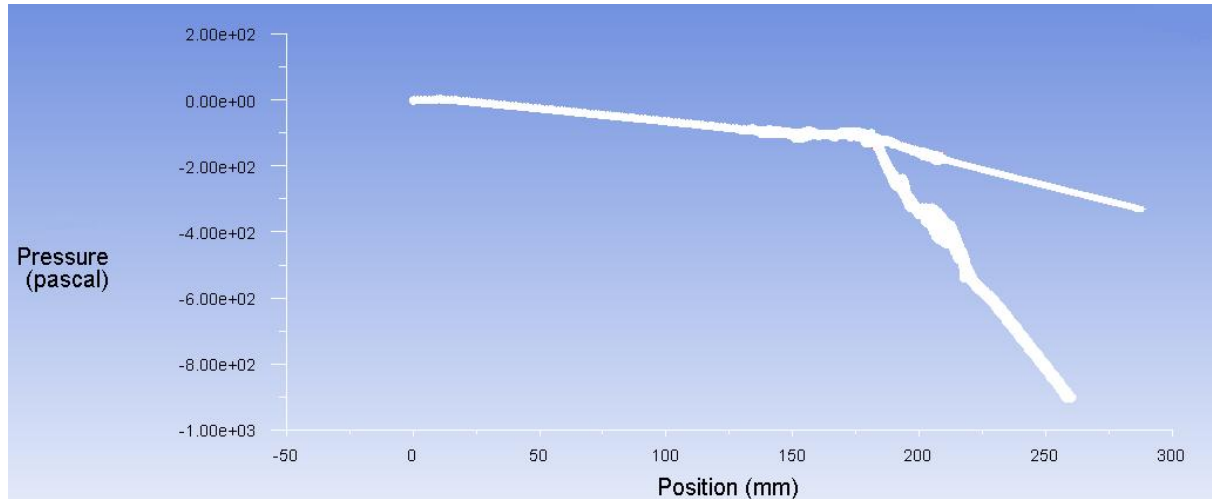
Σχήμα 7.2: Προφίλ της Αξονικής ταχύτητας σε τομές κατά μήκος του μοντέλου. Η πάνω, η μεσαία και η κάτω εικόνα αντιστοιχούν με αριστερά, ίσια και δεξιά στάση του κεφαλιού.



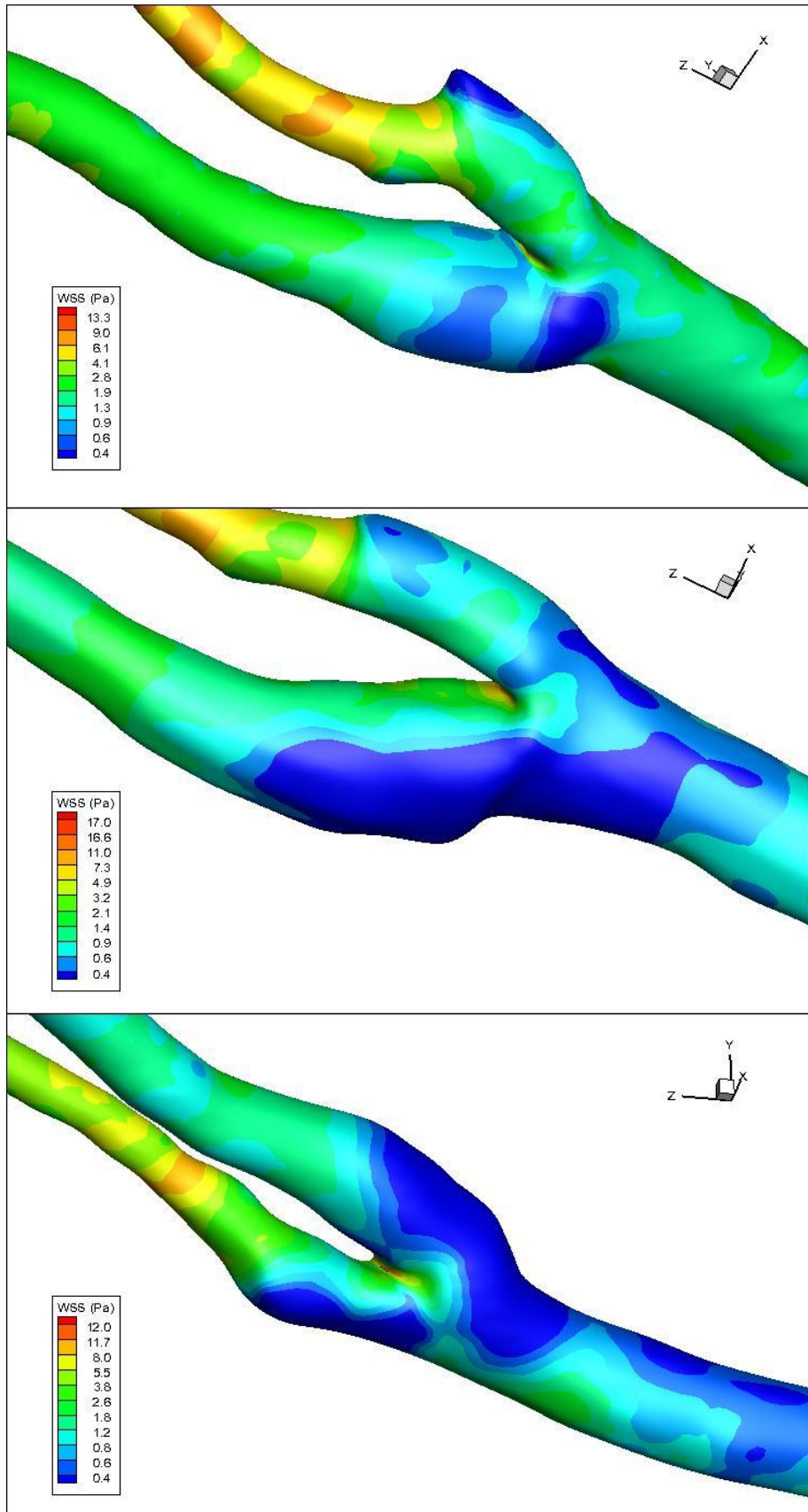
Σχήμα 7.3: Απεικονίσεις των δευτερεύουσων ταχυτήτων για την μέγιστη διάμετρο του κόλλου. Η πάνω, η μεσαία και η κάτω εικόνα αντιστοιχούν με αριστερά, ίσια και δεξιά στάση του κεφαλιού.



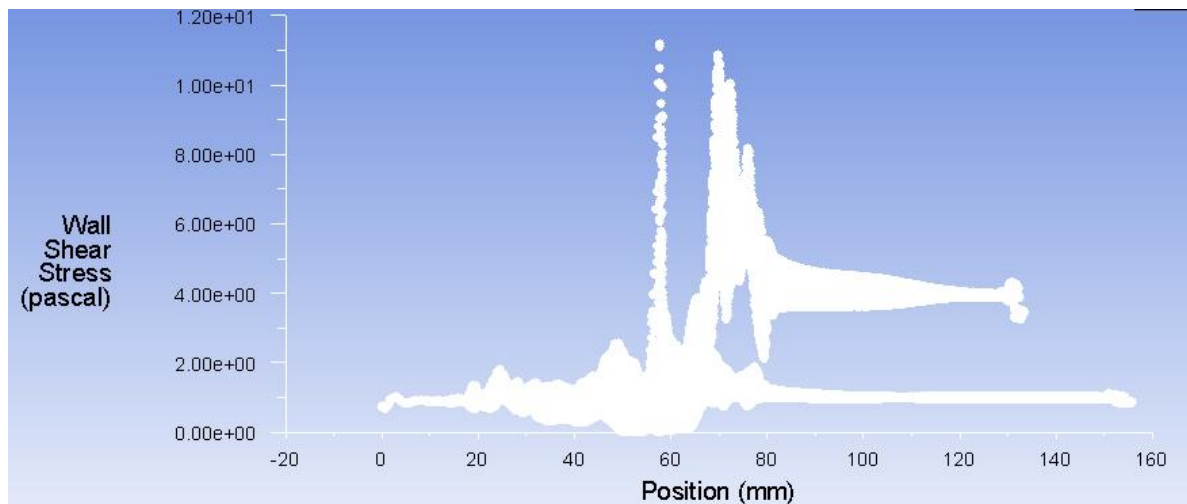
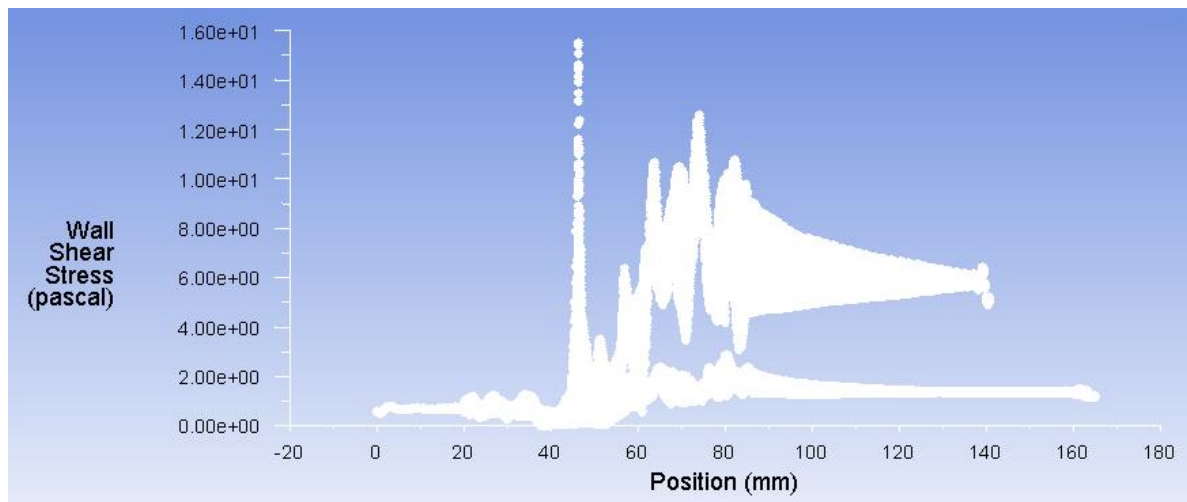
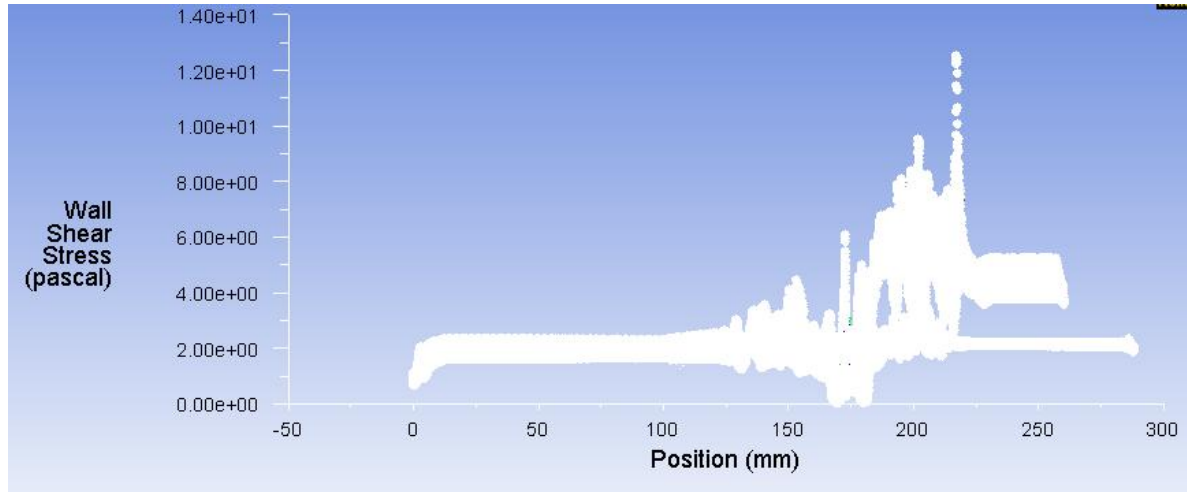
Σχήμα 7.4: Επιφανειακοί χάρτες της μονομετρικής πίεσης (Pascal). Η πάνω, η μεσαία και η κάτω εικόνα αντιστοιχούν με αριστερά, ίσια και δεξιά στάση του κεφαλιού.



Σχήμα 7.5: Μανομετρική Πίεση κατά μήκος της καρωτίδας. Θέση μηδέν είναι η είσοδος της ροής. Η πάνω, η μεσαία και η κάτω εικόνα αντιστοιχούν με αριστερά, ίσια και δεξιά στάση του κεφαλιού.



Σχήμα 7.6: Επιφανειακοί χάρτες της WSS. Η πάνω, η μεσαία και η κάτω εικόνα αντιστοιχούν με αριστερά, ίσια και δεξιά στάση του κεφαλιού.



Σχήμα 7.7: WSS κατά μήκος της καρωτίδας. Θέση μηδέν είναι η είσοδος της ροής. Η πάνω, η μεσαία και η κάτω εικόνα αντιστοιχούν με αριστερά, ίσια και δεξιά στάση του κεφαλιού.

ΑΝΑΛΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ

Τα αποτελέσματα από τη ρευστοδυναμική προσομοίωση δείχνουν τα χαρακτηριστικά της ροής του αίματος στη διακλάδωση της καρωτίδας. Σε αυτό το σημείο παρατηρείται έντονη ασύμμετρη αξονική ταχύτητα, ενώ στις εξόδους της καρωτίδας το προφίλ της αξονικής ταχύτητας είναι συμμετρικό. Στο κοίλωμα της καρωτίδας και στο διαχωριστικό τοίχωμα, υπάρχουν απότομες κλίσεις της ταχύτητας, ενώ οι μέγιστες δευτερεύουσες ταχύτητες παρατηρούνται στη περιοχή που μεγιστοποιείται η διάμετρος του κοιλώματος. Κατά τον διαχωρισμό της ροής, οι τιμές της ταχύτητας και των WSS στη ICA μειώνεται, και αντιθέτως αυξάνονται ραγδαία στη ECA. Αυτό οφείλεται στη αλλαγή της διατομής στο σημείο διαχωρισμού και αποδεικνύει την άμεση σχέση της ταχύτητας ροής του αίματος με την διατμητική τάση στα τοιχώματα του αγγείου. Στα αποτελέσματα φαίνονται επίσης τα διαγράμματα μανομετρικής πίεσης. Η μηδενική πίεση είναι στο σημείο όπου ξεκινά η ροή κατά τις προσομοιώσεις (inlet). Με τις αλλαγές στη διατομή κατά μήκος του μοντέλου, υπάρχει αυξομείωση στη πίεση που ασκείται στα τοιχώματα του αγγείου.

Η WSS είναι η πιο σημαντική παράμετρος που εξετάζεται σε αυτήν την μελέτη, εφόσον η χαμηλή WSS δείχνει τις περιοχές όπου υπάρχει περισσότερη πιθανότητα να δημιουργηθεί η αθηρωματική πλάκα. Από την σύγκριση των τριών μοντέλων, παρατηρήθηκε πώς όταν το κεφάλι βρίσκεται σε αριστερή στάση, μια μικρότερη περιοχή είναι εκτεθειμένη σε WSS χαμηλότερο του $0,4 \text{ N/m}^2$ σε σχέση με τις άλλες δύο στάσεις (ίσια και δεξιά). Οι τιμές κάτω από αυτό αυξάνουν την αθηρογόνη κυτταρική συμπεριφορά (Glor et al, 2004).

Η μεγαλύτερη αλλαγή είναι η μεταβολή των κεντρικών αξόνων του αγγείου κατά την περιστροφή του κεφαλιού. Η μεταβολή των κεντρικών αξόνων όμως, δεν προκαλεί σημαντικές αλλαγές στη ταχύτητα και στην ροή του αίματος μέσα στη αρτηρία (Glor et al, 2004). Οι αλλαγές στη ταχύτητα και στην ροή του αίματος είναι αποτελέσματα της μικρής αλλαγής στη διατομή του αγγείου καθ'όλο το μήκος του μοντέλου. Παρόλα αυτά η αλλαγή της ροής στη κοινή αρτηρία είναι σχετικά μικρή ($0,393 \pm 0,074 \text{ ml/s}$).

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Με την περιστροφή του κεφαλιού, υπάρχουν σημαντικές αλλαγές στη γεωμετρία της καρωτίδας και αυτό επιβεβαιώνεται από την παρατήρηση των αλλαγών στις διατομές και στους κεντρικούς άξονες. Η μεταβολή στη γεωμετρία της καρωτίδας, προκαλεί με την σειρά του αλλαγές στην ταχύτητα, στην πίεση και στη ροή εισόδου. Οι διατμητικές τάσεις στα τοιχώματα επίσης αλλάζουν σημαντικά κατά μήκος του μοντέλου και παρατηρείται μια άμεση σχέση μεταξύ της ταχύτητας και των WSS. Στα σημεία όπου η τιμές της ταχύτητας είναι χαμηλές, δημιουργούνται χαμηλές WSS. Ο κίνδυνος για την εμφάνιση της αθηροσκλήρωσης στην καρωτίδα είναι συνδεδεμένο με τις περιοχές με χαμηλές WSS. Επομένως, οι καμπυλότητες και οι διακλαδώσεις των μεγάλων και μεσαίου μεγέθους αρτηριών, κατά τις οποίες η ταχύτητα ροής μειώνεται ραγδαία, επηρεάζονται σοβαρά από την αθηροσκλήρωση.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Σημειώσεις του καθηγητή Αντρέα Αναγιωτό

ANSYS ICEM CFD User Guide & Tutorials

ANSYS Fluent User Guide & Tutorials

Tecplot User Guide & Tutorials

Άρθρα Περιοδικού

Antiga, L & Steiman DA 2004, ‘Robust and Objective Decomposition and Mapping of Bifurcation Vessels’, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 23, no. 6, pp. 704 – 713.

Botnar, R, Rappitch, G, Scheidegger, MB, Liepsch, D, Perktold, K, & Boesiger, P 2000, ‘Hemodynamics in the carotid artery bifurcation: A comparison between numerical simulations and in Vitro MRI measurements’, *Journal of Biomechanics* 33, pp. 137 – 144.

Cebral, JR, Yim, PJ, Soto, O, Marcos, H, Lohner, R & Choyke, PL 2001, ‘New methods for computational fluid dynamics modeling of carotid Artery from Magnetic Resonance Angiography’, *School of computational sciences*, George Mason University.

Gijssen, FGH, Van de Vosse, FN & Janssen, JD 1999, ‘The influence of the non-Newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model’, *Journal of Biomechanics* 32, pp. 601 – 608.

Glor, FP, Ariff, B, Hughes, AD, Verdonck, PR, Barrat, DC, Augst, AD, Tham, SA & Xn, XY 2004, ‘Influence of head position on carotid hemodynamic in young adults’, *American Journal of Physiology Heart and Circulatory Physiology* 287, pp. 1670 – 1681.

Ku, DN, Giddens, DP, Zarins, CK & Glagov S 1985, ‘Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress’, *Journal of the American Heart Association*, vol. 5, no. 3, pp. 293 – 302.

Perktold, k, & Rappitsch, G, 1995, ‘Computer simulation of local blood flow and vessel mechanics in a compliant carotid artery bifurcation model’, *Journal of Biomechanics*, vol. 28, no. 7, pp. 845 – 856.

Perktold, K, Resch, M, & Peter, RO 1991, ‘Three dimensional numerical analysis of pulsatile flow and wall shear stress in the carotid artery bifurcation’, *Journal of Biomechanics*, vol. 24, no. 6, pp. 409 – 420.

Perktold, K, Peter, RO, Resch, M & Langs, G 1991, ‘Pulsatile non Newtonian blood flow in three dimensional carotid bifurcation models: a numerical study of flow phenomena under different bifurcation angles’, *Journal of Biomedical Engineering*, vol. 13, pp. 508 – 515.

Steinman, DA, Thomas, JB, Ludak, HM, Milner, JS, Rutt, BK & Spence, JD 2002, ‘Reconstruction of carotid bifurcation Hemodynamics and wall thickness Using computational fluid dynamics and MRI’, *Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 47, pp. 149 – 159.

Ιστοσελίδες

Computational fluid Dynamics, viewed 15 September 2010,
<en.wikipedia.org/wiki/computational_fluid_dynamics>

Womersley Number, viewed 20 September 2010,
<en.wikipedia.org/wiki/womersley_number>

Newtonian Fluid, viewed 30 April 2011, <http://en.wikipedia.org/wiki/Newtonian_fluid>

Non-Newtonian Fluid, viewed 30 April 2011, <http://en.wikipedia.org/wiki/Non-Newtonian_fluid>

Αθηροσκλήρωση, viewed 28 April 2011,
<http://www.ygeiaonline.gr/index.php?option=com_content&view=article&catid=82:2008-12-12-11-01-57&id=461:2008-12-12-13-17-29>

Αθηροσκλήρωση, viewed 28 April 2011,

<http://www.grigoriadoumaria.gr/index.php?option=com_content&view=article&id=24&Itemid=43>

Endothelium, viewed 14 September 2010, <<http://en.wikipedia.org/wiki/Endothelium>>

Fluent Learning Modulus, viewed 26 April 2011,

<<http://confluence.cornell.edu/display/simulation/fluent+learning+modulus>>

Normal Human Body Temperature, viewed 26 April 2011,

<http://en.wikipedia.org/wiki/Normal_human_body_temperature>

Bhaskaran, R & Collins, L, *Introduction to CFD Basics*, viewed 26 April 2011,

<<https://confluence.cornell.edu/display/SIMULATION/FLUENT+-+Introduction+to+CFD+Basics>>

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑΤΑ

[1] Αριθμός Womersley είναι ένας αδιάστατος αριθμός στη Βιορρευστομηχανική. Είναι αδιάστατη έκφραση της παλμικής συχνότητας ροής σε σχέση με τις επιδράσεις του ιξώδους. Ονομάστηκε στην τιμή του John R. Womersley (1907-1958). Γράφεται με εξής τρόπο:

$$\alpha = R(\omega\rho/\mu)^{1/2}$$

Όπου: R: κλίμακα μήκους (π.χ. ακτίνα ενός σωλήνα)

ω : γωνιακή συχνότητα των ταλαντώσεων

ρ : πυκνότητα ρευστού

μ : δυναμικό ιξώδες ρευστού

Όταν α είναι μικρό (1 ή λιγότερο), σημαίνει πώς η συχνότητα των δονήσεων είναι πολλά χαμηλή, ώστε το παραβολικό προφίλ της ταχύτητας έχει χρόνο να αναπτυχθεί σε κάθε κύκλο, και η ροή θα είναι πολύ κοντά σε φάση με τη διαφορά της πίεσης. Όταν α είναι μεγάλο (10 και άνω), η συχνότητα των δονήσεων είναι αρκετά μεγάλη έτσι ώστε το προφίλ της ταχύτητας είναι σχετικά επίπεδο, και η μέση ροή υστερείται της διαφοράς της πίεσης κατά περίπου 90°.

Σε ένα δίκτυο διανομής, η ροή που προχωρεί από ένα μεγάλο σωλήνα σε πολλούς μικρούς σωλήνες (π.χ. καρωτίδα), η συχνότητα, η πυκνότητα και το δυναμικό ιξώδες είναι σταθερό σε όλο το δίκτυο, αλλά αλλάζουν οι ακτίνες των σωληνώσεων. Συνεπώς ο αριθμός Womersley είναι μεγάλος σε μεγάλους σωλήνες και μικρός σε μικρούς.

[2] Το νευτώνειο ρευστό (Newtonian fluid), θεωρείται ένα ρευστό, κατά το οποίο η καμπύλη της τάσης προς παραμόρφωση είναι γραμμική και περνά από την αρχή των αξόνων. Η σταθερά της αναλογικότητας είναι γνωστή ως το ιξώδες.

Για ένα νευτώνειο ρευστό, το ιξώδες, εξ'ορισμού, εξαρτάται μόνο από τη θερμοκρασία και την πίεση (και επίσης τη χημική σύνθεση του υγρού, εφόσον το υγρό δεν είναι μια καθαρή ουσία), όχι από τις δυνάμεις που ενεργούν επάνω σε αυτό.

Ορισμός

Μια απλή εξίσωση για να περιγράψει τη συμπεριφορά του νευτώνειου ρευστού είναι:

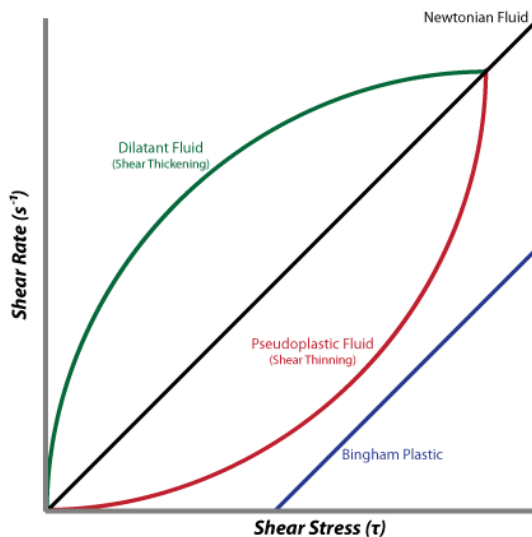
$$\tau = \mu \frac{du}{dy}$$

όπου

τ , η διατμητική τάση που ασκείται από το ρευστό [Pa]

μ , είναι το ιξώδες του ρευστού - μια σταθερά της αναλογικότητας [Pa • s]

$\frac{du}{dy}$ είναι η κλίση της ταχύτητας κάθετο προς την κατεύθυνση της διάτμησης, ή ισοδύναμα του ποσοστού της παραμόρφωσης [s⁻¹]



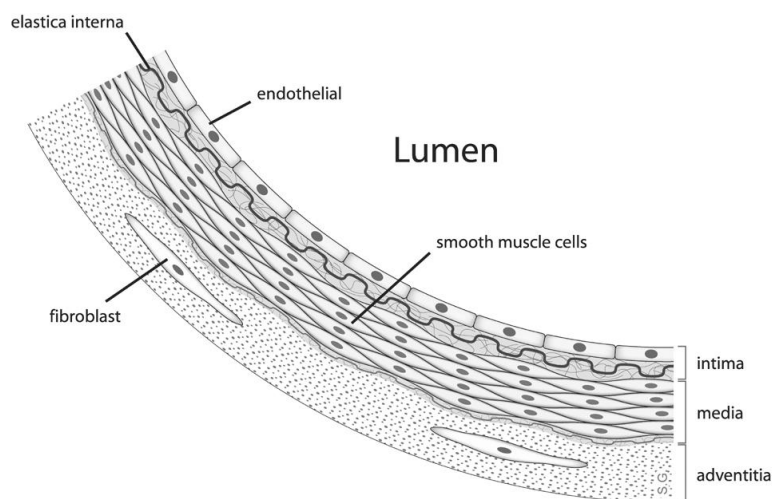
Σχήμα 8.1: Νευτώνειο Ρευστό

[3] Ένα μη νευτώνειο ρευστό είναι ρευστό του οποίου οι ιδιότητες της ροής διαφέρουν από εκείνες των Νευτώνειων ρευστών. Συνήθως το ιξώδες των μη Νευτώνειων ρευστών δεν είναι ανεξάρτητο από το αντίστοιχο ρυθμό διάτμησης. Ωστόσο, υπάρχουν κάποια μη-Νευτώνεια ρευστά με ιξώδες ανεξαρτήτου διάτμησης, που εμφανίζουν φυσιολογικές

διαφορές στη τάση ή άλλα μη Νευτώνεια συμπεριφορά. Πολλά άλατα και λιωμένα πολυμερή είναι μη-Νευτώνεια ρευστά, όπως και πολλά συνήθεις ουσίες όπως το κέτσαπ, η οδοντόπαστα, τα χρώματα, το αίμα, και το σαμπουάν. Σε ένα μη-Νευτώνειο ρευστό, η σχέση μεταξύ της διατμητικής τάσης και της διατμητικής παραμόρφωσης μπορεί ακόμη και να είναι εξαρτούμενη από τον χρόνο. Ως εκ τούτου, ένα σταθερό συντελεστή του ιξώδους δεν μπορεί να προσδιορισθεί. Επομένως, αν και η έννοια του ιξώδους χρησιμοποιείται συνήθως σε ρευστομηχανική για το χαρακτηρισμό των διατμητικών ιδιοτήτων ενός υγρού, μπορεί να είναι ανεπαρκής για να περιγράψει τα μη Νευτώνεια ρευστά.

Τέτοια ρευστά είναι καλύτερα να μελετώνται μέσα από διάφορες άλλες ρεολογικές ιδιότητες που σχετίζονται με τη τάση και το ποσοστό παραμόρφωσης υπό πολλές διαφορετικές συνθήκες ροής, όπως ταλαντευόμενης διάτμησης, ή extensional ροής, οι οποίες υπολογίζονται χρησιμοποιώντας διαφορετικές συσκευές ή rheometers.

[4] Το ενδοθήλιο είναι το λεπτό στρώμα των κυττάρων που εφάπτεται στη εσωτερική επιφάνεια των αιμοφόρων αγγείων, που αποτελούν τη διεπαφή μεταξύ της κυκλοφορίας του αίματος μέσα στο αγγείο και το υπόλοιπο του τοιχώματος του αγγείου. Τα κύτταρα αυτά ονομάζονται ενδοθηλιακά κύτταρα. Ενδοθηλιακά κύτταρα υπάρχουν σε ολόκληρο το κυκλοφοριακό σύστημα, από την καρδιά προς τα μικρότερα τριχοειδή. Τα κύτταρα αυτά είναι υπεύθυνα για την μείωση του στροβιλισμού της ροής του αίματος, επιτρέποντας στο υγρό να αντλείται μακρύτερα.



Σχήμα 8.2: Στρώμα των ενδοθηλιακών κυττάρων