



Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας
Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών
Πολυτεχνική Σχολή

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΕΧΝΗΤΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ
ΓΟΝΑΤΟΥ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ**

ΣΟΦΙΑ Κ. ΤΣΟΛΕΡΙΔΟΥ

ΑΕΜ 1345

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ Δ. ΓΙΑΓΚΟΠΟΥΛΟΣ

ΙΟΥΛΙΟΣ 2016

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	i
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	iv
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	viii
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ.....	x
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	1
ABSTRACT.....	2
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	3
1 Η ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ.....	4
1.1 Γόνατο.....	4
1.2 Ανατομία γόνατος.....	4
1.2.1 Γενικά.....	4
1.2.2 Μηριαίο οστό.....	5
1.2.3 Κνήμη.....	6
1.2.4 Επιγονατίδα.....	6
1.2.5 Περόνη.....	7
1.2.6 Κνημομηριαία άρθρωση.....	7
1.2.7 Επιγονατιδομηριαία άρθρωση.....	7
1.2.8 Μηνίσκοι.....	8
1.2.9 Σύνδεσμοι.....	8
1.2.10 Τμήματα μακρών οστών.....	9
1.2.11 Οι άξονες του κάτω άκρου.....	10
1.3 Κινησιολογία του γόνατος.....	11
1.3.1 Γενικά.....	11
1.3.2 Επίπεδα κίνησης.....	11
1.3.3 Άξονες κίνησης.....	12

1.3.4	Κινήσεις της άρθρωσης του γόνατος.....	13
2	ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΓΟΝΑΤΟΣ	15
2.1	Γενικά.....	15
2.2	Είδη εμφυτευμάτων της άρθρωσης του γόνατος	15
2.2.1	Εμφυτεύματα μερικής και ολικής αρθροπλαστικής γόνατος.....	15
2.2.2	Εμφυτεύματα με διατήρηση ή μη του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου	18
2.2.3	Εμφυτεύματα με ή χωρίς τσιμέντο.....	19
2.2.4	Προθέσεις σταθερής και κινητής πλατφόρμας	20
2.3	Τα υλικά των εμφυτευμάτων ολικής αρθροπλαστικής γόνατος	21
2.4	Η διαδικασία της ολικής αρθροπλαστικής.....	22
3	ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ.....	24
4	ΤΟΜΕΣ ΟΣΤΩΝ ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ	29
4.1	Τομές οστών	29
4.1.1	Τομές μηρού	29
4.1.2	Τομή κνήμης.....	31
4.2	Σχεδιασμός εμφυτεύματος γόνατος	31
4.2.1	Σχεδιασμός μεταλλικού τμήματος του μηρού	31
4.2.2	Σχεδιασμός μεταλλικού τμήματος της κνήμης	38
4.2.3	Σχεδιασμός πλαστικού προθέματος.....	41
5	ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΚΑΙ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΔΕΞΙΟΥ ΑΚΡΟΥ	44
5.1	Πεπερασμένα στοιχεία.....	44
5.1.1	Ιστορία των πεπερασμένων στοιχείων.....	44
5.1.2	Γενικά.....	45
5.1.3	Διακριτοποίηση στοιχείων πεδίου	47
5.2	Απλοποιημένη ανάλυση τάσεων μεταξύ επιθέματος πολυαιθυλενίου και μεταλλικού προθέματος μηρού υπό την άσκηση υψηλών φορτίων.....	53
5.3	Ανάλυση πλήρους μοντέλου.....	60
5.4	Ανάλυση επιθέματος πολυαιθυλενίου με μεγαλύτερη καμπυλότητα	75
5.5	Μελέτη ολόκληρου του μοντέλου με το επανασχεδιασμένο επίθεμα πολυαιθυλενίου	81
6	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	85

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	87
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΕΙΚΟΝΩΝ	89

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1-1: Ανατομία δεξιού ποδιού.....	4
Εικόνα 1-2: Πρόσθια και οπίσθια όψη μηριαίου οστού	5
Εικόνα 1-3: Ανατομία κάτω μέρους του μηριαίου οστού.....	5
Εικόνα 1-4: Οστό της κνήμης	6
Εικόνα 1-5: Πάνω μέρος της κνήμης.....	6
Εικόνα 1-6: Πρόσθια και οπίσθια πλευρά επιγονατίδας.....	6
Εικόνα 1-7: Οστό της περόνης.....	7
Εικόνα 1-8: Κνημομηριαία και επιγονατιδομηριαία άρθρωση.....	7
Εικόνα 1-9: Μηνίσκοι κνήμης	8
Εικόνα 1-10: Χιαστοί και πλάγιοι σύνδεσμοι.....	9
Εικόνα 1-11: Επιγονατιδικός σύνδεσμος.....	9
Εικόνα 1-12: Ανατομία μακρού οστού.....	9
Εικόνα 1-13: Μηχανικός και ανατομικός (επιμήκης) άξονας.....	10
Εικόνα 1-14: Γωνία μεταξύ του μηχανικού και του ανατομικού (επιμήκη) άξονα.....	10
Εικόνα 1-15: Κινήσεις της άρθρωσης του γόνατος	11
Εικόνα 1-16: Επίπεδα κίνησης.....	12
Εικόνα 1-17: Άξονες κίνησης	12
Εικόνα 1-18: Εύρος κίνησης γόνατος	13
Εικόνα 1-19: Περιστροφική κίνηση γόνατος.....	13
Εικόνα 1-20: Προσαγωγή και απαγωγή άρθρωσης	14
Εικόνα 1-21: Προσθιοπίσθιες κινήσεις άρθρωσης	14
Εικόνα 2-1: Φθαρμένη άρθρωση-Έσωτερική όψη	16
Εικόνα 2-2: Τμήματα εμφυτεύματος μονοδιαμερισματικής αρθροπλαστικής	16
Εικόνα 2-4: Υγιές γόνατο-Γόνατο με αρθρίτιδα	17
Εικόνα 2-5: Τμήματα εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής	17
Εικόνα 2-6: Άρθρωση με εμφύτευμα ολικής αρθροπλαστικής.....	17
Εικόνα 2-7: Τμήματα εμφυτεύματος με οπίσθια σταθεροποίηση-Πλάγια και πρόσθια όψη	18
Εικόνα 2-8: Τμήματα εμφυτεύματος με διατήρηση οπίσθιου χιαστού.....	19
Εικόνα 2-9: Σταθεροποίηση εμφυτεύματος με τσιμέντο	19
Εικόνα 2-10: Σταθεροποίηση εμφυτεύματος χωρίς τσιμέντο	20
Εικόνα 2-11: Εμφύτευμα σταθερής πλατφόρμας.....	21
Εικόνα 2-12: Εμφύτευμα κινητής πλατφόρμας.....	21
Εικόνα 2-13: Ειδικοί οδηγοί τομής των οστών.....	22
Εικόνα 2-14: Τομές επί του μηρού και της	23
Εικόνα 3-1: Συσκευή σάρωσης VicraSCAN	24
Εικόνα 3-2: Μηριαίο οστό	24
Εικόνα 3-3: Οστό κνήμης.....	24
Εικόνα 3-4: Περόνη.....	25

Εικόνα 3–5: Επιγονατίδα	25
Εικόνα 3–6: Αρχικό ψηφιοποιημένο μοντέλο μηρού	25
Εικόνα 3–7: Αρχικό ψηφιοποιημένο μοντέλο κνήμης	25
Εικόνα 3–8: Αρχικό ψηφιοποιημένο μοντέλο περόνης	26
Εικόνα 3–9: Αρχικό ψηφιοποιημένο μοντέλο επιγονατίδας.....	26
Εικόνα 3–10: Τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο μηρού.....	26
Εικόνα 3–11: Τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο κνήμης	27
Εικόνα 3–12: Τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο περόνης.....	27
Εικόνα 3–13: Τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο επιγονατίδας	27
Εικόνα 3-14: Αρχικό μοντέλο μηρού σε μορφή CAD, με επιφάνειες NURBS.....	27
Εικόνα 3-15: Αρχικό μοντέλο κνήμης σε μορφή CAD, με επιφάνειες NURBS	28
Εικόνα 3-16: Αρχικό μοντέλο περόνης σε μορφή CAD, με επιφάνειες NURBS.....	28
Εικόνα 3-17: Αρχικό μοντέλο επιγονατίδας σε μορφή CAD, με επιφάνειες NURBS	28
Εικόνα 4–1: Κάτω επίπεδο μηρού πριν την τομή	29
Εικόνα 4–2: Κάτω επίπεδο μηρού μετά την τομή	30
Εικόνα 4–3: Τομή οπίσθιου επιπέδου-Πλάγια έξω όψη μηρού.....	30
Εικόνα 4–4: Τομή μπροστινού μέρους-Έξω όψη	30
Εικόνα 4–5: Τομές πάνω και κάτω γωνία.....	30
Εικόνα 4–6: Κνήμη πριν και μετά την τομή.....	31
Εικόνα 4–7: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος στον μηρό-Κάτω επίπεδο	32
Εικόνα 4–8: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος στον μηρό-Κάτω πλάγιο επίπεδο	33
Εικόνα 4–9: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος στον μηρό-Πίσω επίπεδο	33
Εικόνα 4–10: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος στον μηρό-Πάνω επίπεδο	34
Εικόνα 4–11: Επιπλέον τομές επί του μηρού	35
Εικόνα 4–12: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος μηρού	35
Εικόνα 4–13: Σχεδιασμός του μπροστινού επιπέδου του μεταλλικού προθέματος του μηρού.....	36
Εικόνα 4–14: Προφίλ Swept Cut	37
Εικόνα 4–15: Κατευθυντήρια γραμμή Swept Cut	37
Εικόνα 4–16: Εσωτερική μεριά μεταλλικού προθέματος μηρού.....	38
Εικόνα 4–17: Εξωτερική μεριά μεταλλικού προθέματος μηρού	38
Εικόνα 4–18: Ένωση μηρού με το μεταλλικό πρόθεμα.....	38
Εικόνα 4–19: Σχεδιασμός περιγράμματος μεταλλικού προθέματος επί της κνήμης.....	39
Εικόνα 4–20: Επιπλέον τομές κνήμης	40
Εικόνα 4–21: Διαστάσεις περιγράμματος μεταλλικού προθέματος κνήμης	40
Εικόνα 4–22: Εσωτερική μεριά μεταλλικού προθέματος κνήμης	41

Εικόνα 4–23: Τελικό σχέδιο μεταλλικού προθέματος κνήμης	41
Εικόνα 4–24: Αρχικός όγκος πλαστικού προθέματος	42
Εικόνα 4–25: Σχεδίαση του post του πλαστικού προθέματος	42
Εικόνα 4–26: Τελικό σχέδιο πλαστικού προθέματος	43
Εικόνα 4–27: Σύνδεση πλαστικού προθέματος με κνήμη	44
Εικόνα 5–1: Δομή πτερυγίου του πειράματος των Clough–Turner	45
Εικόνα 5–2: Δισδιάστατα πεπερασμένα στοιχεία.....	49
Εικόνα 5–3: Τρισδιάστατα πεπερασμένα στοιχεία.....	49
Εικόνα 5–4: Εξαεδρικό στοιχείο αποτελούμενο από πέντε τετραεδρικά στοιχεία.....	50
Εικόνα 5–5: Αξονοσυμμετρικά στοιχεία	50
Εικόνα 5–6: Πεπερασμένα στοιχεία με καμπυλωμένες πλευρές.....	51
Εικόνα 5–7: Θέση κόμβων στις ασυνέχειες.....	52
Εικόνα 5–8: Μοντέλο με οριακές συνθήκες στις 0°	54
Εικόνα 5–9: Μοντέλο με οριακές συνθήκες στις 45°	57
Εικόνα 5–10: Διακριτοποίηση μοντέλου με τετραεδρικά χωρικά στοιχεία	60
Εικόνα 5–11: Χωρικό τετραεδρικό στοιχείο	61
Εικόνα 5–12: Διακριτοποίηση επιφάνειας επιγονατιδικού συνδέσμου με επιφανειακά δισδιάστατα τριγωνικά στοιχεία	61
Εικόνα 5–13: Σημεία επαφής με στοιχεία RBE3.....	62
Εικόνα 5–14: Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 0° - Πρόσθια όψη.....	64
Εικόνα 5–15 Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 0° - Πλάγια εσωτερική όψη	64
Εικόνα 5–16: Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 30° –Πλάγια εσωτερική όψη	65
Εικόνα 5–17: Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 80° –Πλάγια εσωτερική όψη	65
Εικόνα 5–18: Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 120° –Πλάγια εσωτερική όψη	66
Εικόνα 5-19: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πλήρους μοντέλου στις 0°	66
Εικόνα 5-20: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος μηρού στις 0°	67
Εικόνα 5-21: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πολυαιθυλενίου στις 0°	67
Εικόνα 5-22: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος κνήμης στις 0°	67
Εικόνα 5-23: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πλήρους μοντέλου στις 80°	68
Εικόνα 5-24: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος μηρού στις 80°	68

Εικόνα 5-25: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πολυαιθυλενίου στις 80°	68
Εικόνα 5-26: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος κνήμης στις 80°	69
Εικόνα 5-27: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πλήρους μοντέλου στις 120°	69
Εικόνα 5-28: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος μηρού στις 120°	69
Εικόνα 5-29: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πολυαιθυλενίου στις 120°	70
Εικόνα 5-30: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος κνήμης στις 120°	70
Εικόνα 5-31: Τοποθέτηση μεταλλικού τμήματος του μηρού στο αρχικό (αριστερά) και στο επανασχεδιασμένο (δεξιά) επίθεμα πολυαιθυλενίου	75
Εικόνα 5-32: Μοντέλο επανασχεδιασμένου πολυαιθυλενίου με οριακές συνθήκες στις 0°	76
Εικόνα 5-33: Μοντέλο επανασχεδιασμένου πολυαιθυλενίου με οριακές συνθήκες στις 45°, σε 2500N.....	79
Εικόνα 5-34: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) των επιμέρους τμημάτων του επανασχεδιασμένου εμφυτεύματος στις 0°	82
Εικόνα 5-35: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) των επιμέρους τμημάτων του επανασχεδιασμένου εμφυτεύματος στις 30°	83
Εικόνα 5-36: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) των επιμέρους τμημάτων του επανασχεδιασμένου εμφυτεύματος στις 80°	84

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1. Σύγκριση των χαρακτηριστικών ιδιοτήτων του ανοξείδωτου χάλυβα, του κράματος κοβαλτίου-χρωμίου και του τιτανίου.	21
Πίνακας 5.1. Ιδιότητες υλικών του επιθέματος του πολυαιθυλενίου και του μεταλλικού προθέματος του μηρού που χρησιμοποιήθηκαν στους υπολογισμούς.	54
Πίνακας 5.2. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) του επιθέματος του πολυαιθυλενίου, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού του μεταλλικού προθέματος του μηρού, υπό την επίδραση διαφορετικού φορτίου στις 0ο.	55
Πίνακας 5.3. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) του μεταλλικού προθέματος του μηρού, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού, υπό την επίδραση διαφορετικού φορτίου.	56
Πίνακας 5.4. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) για το επίθεμα του πολυαιθυλενίου, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού του μεταλλικού προθέματος του μηρού, σε πέντε διαφορετικές γωνίες, στα 2500N.	58
Πίνακας 5.5. Ισοδύναμες τάσεις von-mises von-mises (MPa) για το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού, σε πέντε διαφορετικές γωνίες, στα 2500N.	59
Πίνακας 5.6. Τμήματα του μοντελοποιημένου σκελετού δεξιού άκρου με τις ιδιότητές τους.	63
Πίνακας 5.7. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) για το μέταλλο του μηρού σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.	71
Πίνακας 5.8. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) για το μέταλλο της κνήμης σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.	71
Πίνακας 5.9. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) για το επίθεμα του πολυαιθυλενίου σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.	72
Πίνακας 5.10. Μετατοπίσεις (mm) μηριαίου οστού σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.	72
Πίνακας 5.11. Μετατοπίσεις (mm) για το μέταλλο του μηρού σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.	73
Πίνακας 5.12. Μετατοπίσεις (mm) για το μέταλλο της κνήμης σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.	73
Πίνακας 5.13. Μετατοπίσεις (mm) για το επίθεμα του πολυαιθυλενίου σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.	74
Πίνακας 5.14. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) επανασχεδιασμένου επιθέματος πολυαιθυλενίου, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού του μεταλλικού προθέματος του μηρού, υπό την επίδραση διαφορετικού φορτίου στις 0ο.	76
Πίνακας 5.15. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) του μεταλλικού προθέματος του μηρού, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού, υπό την επίδραση διαφορετικού φορτίου.	77
Πίνακας 5.15. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) επανασχεδιασμένου επιθέματος πολυαιθυλενίου, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού του μεταλλικού προθέματος του μηρού, σε πέντε διαφορετικές γωνίες, στα 2500N.	79
Πίνακας 5.16. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) μεταλλικού προθέματος, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού, σε πέντε διαφορετικές γωνίες, στα 2500N.	80

Πίνακας 5.17. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) μεταλλικού προθέματος, για τρεις διαφορετικές γωνίες κάμψης.....	84
--	----

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΩΝ

Διάγραμμα 5-1: Γραφική αναπαράσταση των τάσεων που δέχεται το επίθεμα πολυαιθυλενίου, για τα τέσσερα διαφορετικά υλικά του μεταλλικού προθέματος, στις 0°	55
Διάγραμμα 5-2: Γραφική αναπαράσταση των τάσεων που δέχεται το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερα διαφορετικά υλικά, στις 0°.....	56
Διάγραμμα 5-3: Γραφική αναπαράσταση των τάσεων που δέχεται το επίθεμα πολυαιθυλενίου, για τέσσερα διαφορετικά υλικά του μεταλλικού προθέματος, στα 2500N.....	58
Διάγραμμα 5-4: Γραφική αναπαράσταση των τάσεων που δέχεται το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερα διαφορετικά υλικά, στα 2500N.....	59
Διάγραμμα 5-5: Γραφική αναπαράσταση των τάσεων που δέχεται το επανασχεδιασμένο επίθεμα πολυαιθυλενίου, για τα τέσσερα διαφορετικά υλικά του μεταλλικού προθέματος, στις 0°	77
Διάγραμμα 5-6: Γραφική αναπαράσταση των τάσεων που δέχεται το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερα διαφορετικά υλικά, στις 0°.....	78
Διάγραμμα 5-7: Γραφική αναπαράσταση των τάσεων που δέχεται το επανασχεδιασμένο επίθεμα πολυαιθυλενίου, για τέσσερα διαφορετικά υλικά του μεταλλικού προθέματος, στα 2500N	80
Διάγραμμα 5-8: Γραφική αναπαράσταση των τάσεων που δέχεται το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερα διαφορετικά υλικά, στα 2500N.....	81

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η άρθρωση του γόνατος αποτελεί μία από τις μεγαλύτερες και πολυπλοκότερες αρθρώσεις του ανθρωπίνου σώματος και είναι αυτή που δέχεται τις μεγαλύτερες πιέσεις κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων. Σε κάποιες περιπτώσεις ανθρώπων, όταν η αρθρίτιδα έχει φτάσει σε προχωρημένο επίπεδο, κρίνεται απαραίτητη η αντικατάσταση της άρθρωσης του γόνατος, δηλαδή η εκτέλεση της διαδικασίας της αρθροπλαστικής γόνατος. Άλλοτε γίνονται ολικές και άλλοτε μερικές αρθροπλαστικές γόνατος, ανάλογα πάντα με την κατάσταση της άρθρωσης του ασθενούς.

Σκοπός της παρούσας εργασίας, είναι να σχεδιαστεί μια τεχνητή άρθρωση γόνατος, του δεξιού ανθρωπίνου άκρου, η οποία θα μπορεί να προσομοιώνει τη φυσική κίνηση κάμψης του γόνατος και να μελετηθεί μέσω της μεθόδου πεπερασμένων στοιχείων η αντοχή της σε διάφορες περιπτώσεις φόρτισης. Αρχικά, αναπτύχθηκε η τρισδιάστατη ψηφιοποιημένη αναπαράσταση όλων των οστών, που συνθέτουν την άρθρωση του γόνατος, μέσω μιας συσκευής τρισδιάστατης σάρωσης (3D Laser Scanner) και τη χρήση κατάλληλου λογισμικού.

Σε αυτήν την εργασία επιλέχτηκε η σχεδίαση ενός εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής γόνατος, το οποίο αποτελείται από τρία τμήματα, δύο μεταλλικά προθέματα και το επίθεμα του πολυαιθυλενίου (UHMWPE). Τα τμήματα που συνθέτουν το εμφύτευμα του γόνατος, σχεδιάστηκαν με βάση τις τομές που εκτελέστηκαν κατά προσέγγιση επί του μηριαίου οστού και της κνήμης. Τα σχέδια καθώς και οι τομές των οστών εκτελέστηκαν σε κατάλληλο σχεδιαστικό πρόγραμμα CAD.

Στη συνέχεια, ακολούθησε το στάδιο της μοντελοποίησης με πεπερασμένα στοιχεία. Η μοντελοποίηση του δεξιού άκρου με το εμφύτευμα ολικής αρθροπλαστικής γόνατος πραγματοποιήθηκε με το λογισμικό ANSA. Επίσης, για την καλύτερη προσέγγιση, ως προς τη δομή ενός φυσικού γόνατος, σχεδιάστηκαν οι πλάγιοι σύνδεσμοι, ο επιγονατιδικός σύνδεσμος καθώς επίσης και το σκληρό μέρος των οστών. Έπειτα, αποδόθηκαν οι ιδιότητες των υλικών και οι οριακές συνθήκες στο μοντέλο.

Οι περιπτώσεις που εξετάστηκαν αφορούν την κάμψη του ενός μόνο γονάτου για τέσσερα διαφορετικά βάρη ανθρώπου στα 60kg, 70kg, 80kg και 90kg και για ένα εύρος μοιρών κάμψης από 0° – 120° , με βήμα 10° . Η επίλυση του στατικού γραμμικού προβλήματος έγινε στο υπολογιστικό πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων Epilysis. Η μετέπειτα ανάλυση των αποτελεσμάτων των τάσεων και μετατοπίσεων πραγματοποιήθηκε στο λογισμικό πακέτο μΕΤΑ.

ABSTRACT

Knee joint is one of the largest and most complex synovial joints in the body and is the one that receives the most pressure during daily activities. In some cases, when arthritis has reached an advanced level, it is necessary to replace the knee joint, ie the execution of the procedure of knee replacement. According to the condition of the patient's joint, the knee replacement is divided into two categories, either total or unicompartmental (partial) knee replacement.

The aim of this study was initially to design an artificial knee joint of the human's right limb, which could simulate the natural bending movement of the knee and to examine the linear and non-linear static analysis of the model at various loading conditions. Before the design of the knee implant, the process of the digitized three-dimensional representation of all bones composing the knee joint was performed through a three-dimensional scanning device (3D Laser Scanner) using the appropriate software.

In this study, the design of a knee implant for total knee replacement was selected, which consists of three parts, two metallic prefixes and a polyethylene (UHMWPE) part. The parts composing the knee implant have been designed according the intersections executed in the femur and tibia. Both the drawings and the bone intersections were performed in a suitable CAD program.

Afterwards, the stage of modeling with finite elements was followed. 3D modeling software ANSA was used for the modeling of the right limb with the knee implant. Also, for the best approach of the structure of a natural knee, lateral collateral, medial collateral and patellar ligaments as well as the cortical part of the bones were designed. Then, material properties and boundary conditions in the model were attributed.

The cases that were examined related with bending of one knee only for four different human weights of 60kg, 70kg, 80kg and 90kg with the degrees of flexion ranging from 0° – 120° with 10° increment. The solution of linear static problem was held through the finite element computer program Epilysis. Subsequent analysis of the stress and displacement results held in μ ETA software package.

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Ευχαριστώ θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μου κ. Γιαγκόπουλο Δημήτριο για την πολύτιμη βοήθειά του και τη συνεχή καθοδήγησή καθόλη τη διάρκεια εκπόνησης της παρούσας εργασίας καθώς επίσης και τον Αλέξανδρο Αϊρόπουλο για την πολύτιμη συνδρομή του κατά τη διάρκεια της τρισδιάστατης ψηφιοποίησης του ομοιώματος.

Ευχαριστώ τους φίλους μου Μαρίνο, Αχιλλέα, Αλέξανδρο, τον Λιάκο για την φιλοξενία του, τους Παναγιώτηδες, την Αρχοντία, τη Μαρία, την Ελένη και την Σωτηρία για την παρέα και τις στιγμές που ζήσαμε τα τελευταία χρόνια.

Τέλος, ευχαριστώ την οικογένειά μου για την στήριξη, την αγάπη και την υπομονή τους όλα αυτά τα χρόνια.

1 Η ΑΡΘΡΩΣΗ ΤΟΥ ΓΟΝΑΤΟΣ

1.1 Γόνατο

Το γόνατο αποτελεί τη μεγαλύτερη, πολυπλοκότερη και πιο ενδιαφέρουσα άρθρωση του ανθρωπίνου σώματος. Τα γόνατα παίζουν σημαντικό ρόλο στη στήριξη, στη βάδιση και στις καθημερινές δραστηριότητές μας. Καθημερινά ωστόσο επιβαρύνονται προκειμένου να ανταπεξέλθουν στις διάφορες καταπονήσεις, οι οποίες μπορούν να οδηγήσουν στην πρόωρη φθορά τους ή στον άμεσο τραυματισμό τους [1].

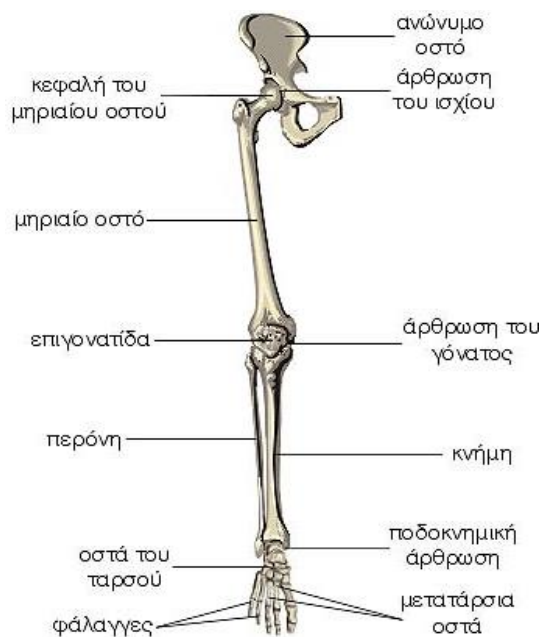
1.2 Ανατομία γόνατος

1.2.1 Γενικά

Η άρθρωση του γόνατος αποτελείται από τέσσερα οστά:

- 1) Το Μηριαίο οστό (μηρό)
- 2) Την Κνήμη
- 3) Την Επιγονατίδα
- 4) Την Περώνη

Η ανατομία του γόνατος είναι γενικά σύνθετη, όπως φαίνεται και στην εικόνα 1-1. Τα οστά από τα οποία αποτελείται η άρθρωση του γόνατος σχηματίζουν μεταξύ τους δύο αρθρώσεις, την κνημομηριαία και την επιγονατιδομηριαία άρθρωση.



Εικόνα1-1: Ανατομία δεξιού ποδιού {1}

Τα οστά μεταξύ τους δεν έχουν άμεση επαφή, διότι παρεμβάλλεται ο αρθρικός χόνδρος. Ο χόνδρος χαρακτηρίζεται για τη μεγάλη του αντοχή στη φθορά και παράλληλα για τη μικρή του ικανότητα αναγέννησης, όταν υποστεί κάποιους τραυματισμούς. Ο μηρός και η κνήμη φέρουν όλο το βάρος του σώματος, ενώ ο ρόλος της επιγονατίδας και της περόνης είναι η παροχή προστασίας, υποστήριξης και καλύτερης κινητικότητας. Επιπλέον, η άρθρωση του γόνατος περιλαμβάνει και δύο μηνίσκους, τον έσω και τον έξω, και πέντε κύριους συνδέσμους, δύο πλάγιους, δύο χιαστούς και τον επιγονατιδικό σύνδεσμο. Στην παρακάτω εικόνα φαίνονται τα οστά τα οποία συνθέτουν την άρθρωση του γόνατος [1, 2].

1.2.2 Μηριαίο οστό

Το μηριαίο οστό αποτελεί το σκελετικό υπόβαθρο του μηρού. Είναι το μακρύτερο, βαρύτερο και ισχυρότερο ανθρώπινο οστό και το μήκος του είναι ανάλογο με το ύψος του ανθρώπου. Αποτελείται από τρία μέρη όπως φαίνεται και στην παρακάτω εικόνα 1-2, το άνω άκρο, το σώμα και το κάτω άκρο.

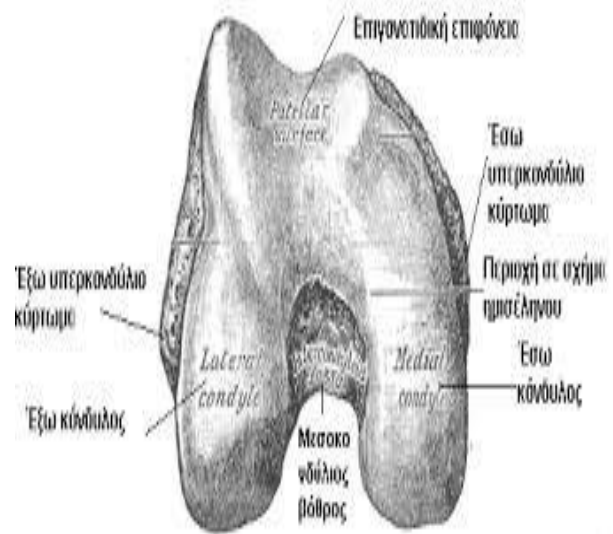
Στο άνω άκρο υπάρχει η κεφαλή, η οποία συνδέεται με την κοτύλη σχηματίζοντας την άρθρωση του ισχίου.

Το σώμα του μηριαίου οστού έχει λεία μπροστινή όψη, ενώ στην οπίσθια όψη υπάρχει η τραχιά γραμμή.

Το κάτω άκρο αποτελείται από τον έσω και έξω κόνδυλο, οι οποίοι ενώνονται μπροστά μεταξύ τους με την αρθρική επιφάνεια της επιγονατίδας στη μηριαία τροχλία και αρθρώνονται με το άνω άκρο της κνήμης, όπως φαίνεται και στην εικόνα 1-3 [3].



Εικόνα 1-2: Πρόσθια και οπίσθια όψη μηριαίου οστού {2}



Εικόνα 1-3: Ανατομία κάτω μέρος του μηριαίου οστού {3}

1.2.3 Κνήμη

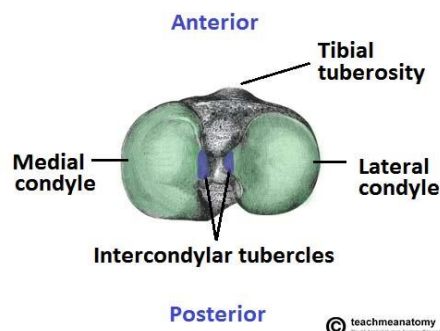
Η κνήμη είναι το δεύτερο μεγαλύτερο οστό του ανθρώπου. Βρίσκεται στην εσωτερική πλευρά της άρθρωσης και η περόνη στην εξωτερική. Στην εικόνα 1-4 παρουσιάζεται η ανατομία της κνήμης, από την εσωτερική μεριά της.

Το **άνω τμήμα** της κνήμης είναι πλατύ και έχει δύο κονδύλους οι οποίοι συντάσσονται με τους κονδύλους του μηριαίου οστού, όπως φαίνεται στην εικόνα 1-5, ενώ η έξω επιφάνειά της ενώνεται με την περόνη.

Το **κάτω τμήμα** έχει την περνιαία εντομή για την άρθρωση με το κάτω άκρο της περόνης. Η κάτω αρθρική επιφάνεια αρθρώνεται με το σώμα του αστραγάλου με την ποδοκνημική άρθρωση [3].



Εικόνα 1-4: Οστό της κνήμης {4}



Εικόνα 1-5: Πάνω μέρος της κνήμης {5}

1.2.4 Επιγονατίδα

Η επιγονατίδα έχει τριγωνικό σχήμα, με τη βάση του τριγώνου προς τα πάνω και την κορυφή προς τα κάτω, είναι σχετικά μικρό αλλά το μεγαλύτερο σησαμοειδές οστό και καλύπτει την πρόσθια επιφάνεια του γόνατος. Η βάση της είναι πλατειά και τραχιά και η οπίσθια επιφάνειά της αρθρώνεται με το μηριαίο οστό. Ο ρόλος της επιγονατίδας είναι να προστατεύει την άρθρωση του γόνατος και να δρα σαν μοχλοβραχίονας για τους μύες του ποδιού. Στην εικόνα 1-6 φαίνεται χαρακτηριστικά η πρόσθια και οπίσθια όψη της επιγονατίδας [3].



Εικόνα 1-6: Πρόσθια και οπίσθια πλευρά επιγονατίδας {6}

1.2.5 Περώνη

Η περόνη μοιράζεται το βάρος του σώματος με την κνήμη. Στην ουσία δεν αποτελεί μέρος της άρθρωσης του γόνατος, συνεισφέρει όμως, μαζί με την κνήμη, στη σταθερότητα της ποδοκνημικής άρθρωσης (αστράγαλος). Στην εικόνα 1-7 φαίνεται η ανατομία του οστού της περόνης [2].



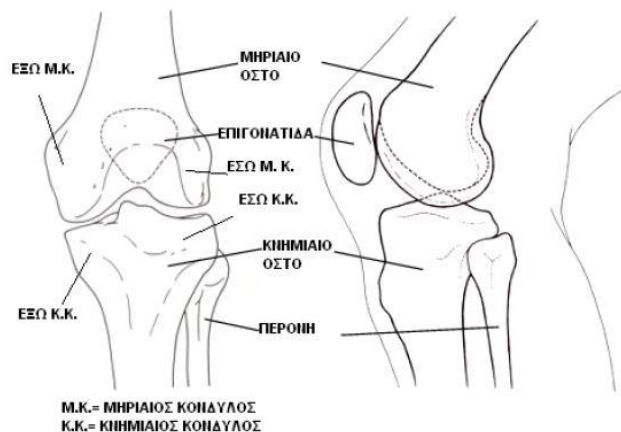
Εικόνα 1-7: Οστό της περόνης {7}

1.2.6 Κνημομηριαία άρθρωση

Στην κνημομηριαία άρθρωση, στο κάτω άκρο του μηρού οι δύο μηριαίοι κόνδυλοι, ο έσω και ο έξω, έρχονται σε επαφή με τις κνημιαίες γλίνες, μεταξύ των οποίων παρεμβάλλονται δύο ινοχόνδρινοι μηνίσκοι.

1.2.7 Επιγονατιδομηριαία άρθρωση

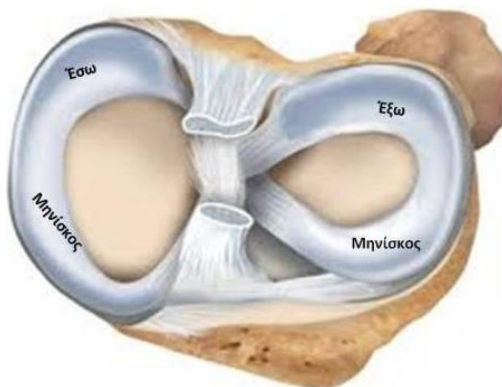
Στην επιγονατιδομηριαία άρθρωση η επιγονατίδα έρχεται σε επαφή με την τροχίλια του κάτω άκρου του μηριαίου οστού. Η κνημομηριαία και επιγονατιδομηριαία άρθρωση φαίνονται στην εικόνα 1-8.



Εικόνα 1-8: Κνημομηριαία και επιγονατιδομηριαία άρθρωση {8}

1.2.8 Μηνίσκοι

Το γόνατο έχει δύο μηνίσκους, τον έσω και τον έξω μηνίσκο όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 1-9 και το σχήμα τους έχει σεληνοειδή μορφή. Παρεμβάλλονται μεταξύ των αρθρικών επιφανειών των μηριαίων και κνημιαίων κονδύλων και παίζουν σημαντικό ρόλο στην εμβιομηχανική της άρθρωσης του γόνατος. Παράλληλα, αμβλύνουν τις πιέσεις και απορροφούν τους κραδασμούς, που ασκούνται στην άρθρωση του γόνατος, και επιτρέπουν την ομοιόμορφη κατανομή των φορτίων στις αρθρικές επιφάνειες [4].



Εικόνα 1-9: Μηνίσκοι κνήμης {9}

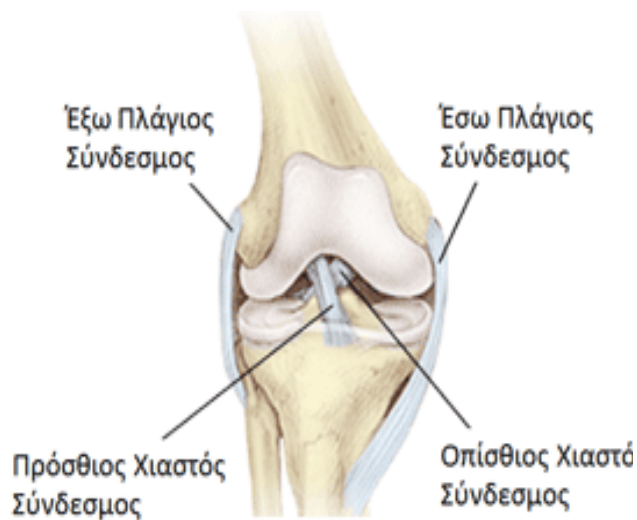
1.2.9 Σύνδεσμοι

Οι σύνδεσμοι παρέχουν σταθερότητα στην άρθρωση του γόνατος. Συνολικά στο γόνατο υπάρχουν πέντε κύριοι σύνδεσμοι, οι οποίοι ενώνονται με τον μηρό και την κνήμη: ο έσω (MCL) και ο έξω (LCL) πλάγιος σύνδεσμος, ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος, όπως φαίνεται και στην εικόνα 1-10 και ο επιγονατιδικός σύνδεσμος, όπως φαίνεται στην εικόνα 1-11.

Στα πλάγια της άρθρωσης βρίσκονται οι πλάγιοι σύνδεσμοι, με τον έσω πλάγιο σύνδεσμο να σταθεροποιεί την εσωτερική μεριά του γόνατος και τον έξω πλάγιο την εξωτερική μεριά, περιορίζοντας την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο (βλέπε Τμ. 1.3.2).

Οι χιαστοί βρίσκονται στο κέντρο της άρθρωσης του γόνατος. Ο πρόσθιος χιαστός είναι πολύ σημαντικός σταθεροποιητής του μηριαίου οστού πάνω στην κνήμη και ταυτόχρονα συμβάλλει στο να αποφευχθεί οποιαδήποτε περιστροφική ή μεταφορική μετατόπιση της κνήμης κατά τη διάρκεια διαφόρων δραστηριοτήτων. Ο οπίσθιος χιαστός συμβάλλει στην αποφυγή ολίσθησης της κνήμης προς τα πίσω. Και οι δύο χιαστοί περιορίζουν την κίνηση του γόνατος ως προς το οβελιαίο επίπεδο.

Ο επιγονατιδικός σύνδεσμος είναι ένας ισχυρός σύνδεσμος ο οποίος ενώνει το κάτω μέρος της επιγονατίδας με την κνήμη [5, 6].



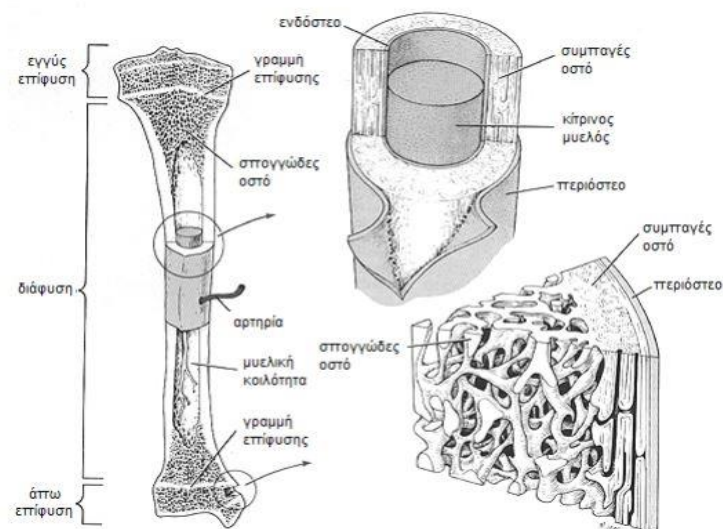
Εικόνα 1-10: Χιαστοί και πλάγιοι σύνδεσμοι {10}



Εικόνα 1-11: Επιγονατιδικός σύνδεσμος {11}

1.2.10 Τμήματα μακρών οστών

Στην εικόνα 1-12 παρουσιάζεται η μορφολογία ενός μακρού οστού. Οι περιοχές στις οποίες χωρίζεται το οστό είναι το συμπαγές και το σπογγώδες. Γενικά, οι περιοχές οι οποίες διακρίνουν το οστό είναι η επίφυση και η διάφυση. Στην περιοχή της επίφυσης κυριαρχεί το σπογγώδες οστό ενώ στην περιοχή της διάφυσης το συμπαγές. Και οι δύο περιοχές, στο εξωτερικό τους τμήμα, περιβάλλονται από έναν υμένα που ονομάζεται περιόστεο, εξασφαλίζοντας με αυτόν τον τρόπο την απομόνωση του εσωτερικού τμήματος του οστού από το περιβάλλον [7].

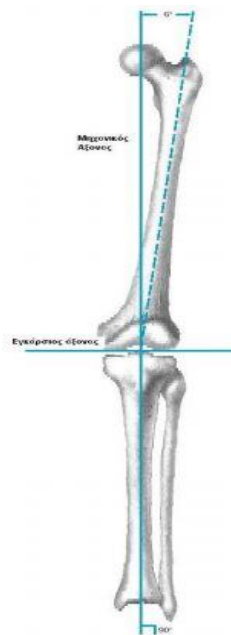


Εικόνα 1-12: Ανατομία μακρού οστού {12}

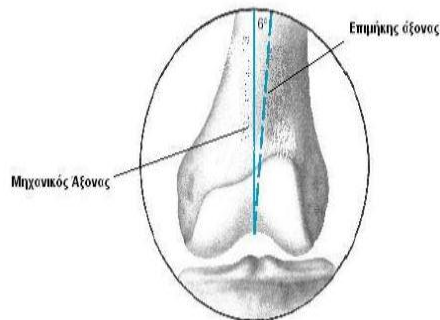
1.2.11 Οι άξονες του κάτω άκρου

Οι άξονες του μηριαίου οστού και της κνήμης είναι δύο, ο μηχανικός και ο ανατομικός. Ο μηχανικός άξονας της κνήμης είναι παράλληλος με τον ανατομικό. Αντίθετα, στο μηριαίο οστό ο ανατομικός άξονας βρίσκεται κατά μήκος του οστού, ενώ ο μηχανικός διέρχεται από το κέντρο της μηριαίας κεφαλής και το κέντρο της άρθρωσης του γόνατος.

Η γωνία που σχηματίζεται μεταξύ των δύο αξόνων αποτελεί τη γωνία εφαρμογής των μυϊκών δυνάμεων στην άρθρωση του γόνατος. Στην εικόνα 1-13 φαίνονται οι άξονες του μηριαίου οστού και της κνήμης καθώς και η γωνία που σχηματίζουν μεταξύ τους, όπως φαίνεται στην εικόνα 1-14. Η συνεχόμενη γραμμή αποτελεί τον μηχανικό άξονα, ενώ η διακεκομμένη τον ανατομικό άξονα [2, 8].



Εικόνα 1-13: Μηχανικός και ανατομικός (επιμήκης) άξονας {8}



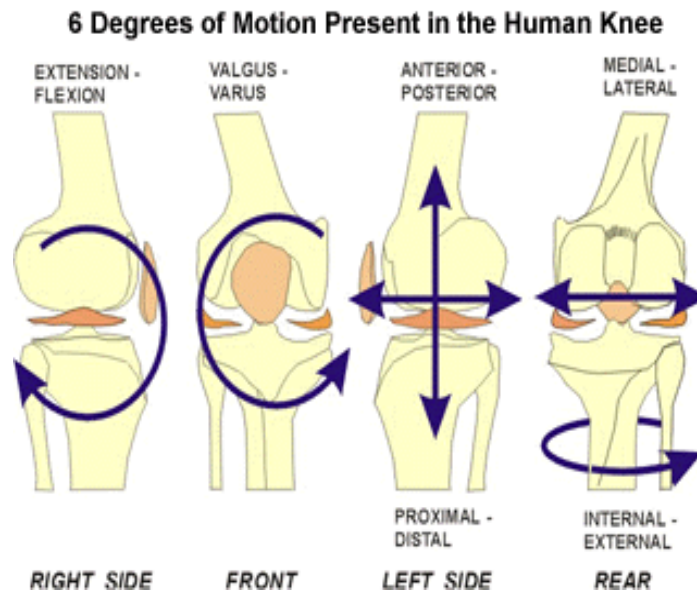
Εικόνα 1-14: Γωνία μεταξύ του μηχανικού και του ανατομικού (επιμήκη) άξονα {8}

1.3 Κινησιολογία του γόνατος

1.3.1 Γενικά

Οι κινήσεις της άρθρωσης του γόνατος εκτελούνται από την κνημομηριαία και την επιγονατιδομηριαία άρθρωση. Οι αρθρώσεις αυτές συμβάλλουν, εκτός από την εκτέλεση της κίνησης και στο να επιτελεστεί σωστά η σημαντική λειτουργία του γόνατος. Στο γόνατο υπάρχουν έξι βαθμοί ελευθερίας, όπως φαίνεται και στην εικόνα 1-15, τρεις βαθμοί μετατόπισης και τρεις περιστροφικοί. Οι κινήσεις που εκτελούνται στην άρθρωση του γόνατος είναι οι εξής:

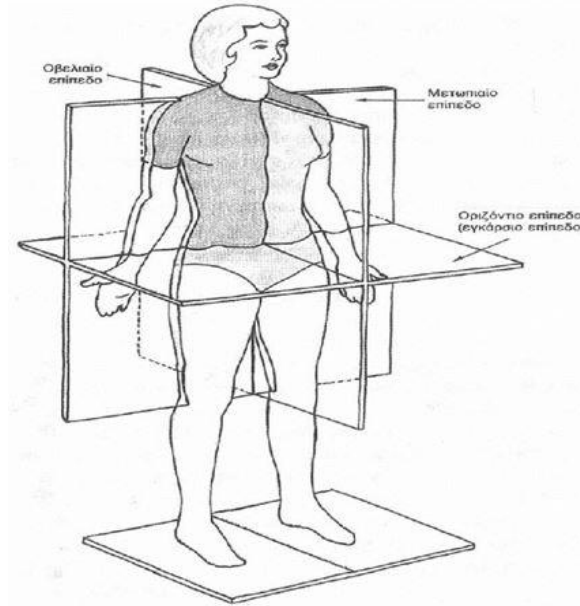
- 1) Η κάμψη
- 2) Η έκταση
- 3) Οι στροφικές κινήσεις
- 4) Οι πλάγιες κινήσεις
- 5) Οι προσθοπίσθιες κινήσεις
- 6) Η πλάγια ολίσθηση



Εικόνα 1-15: Κινήσεις της άρθρωσης του γόνατος {13}

1.3.2 Επίπεδα κίνησης

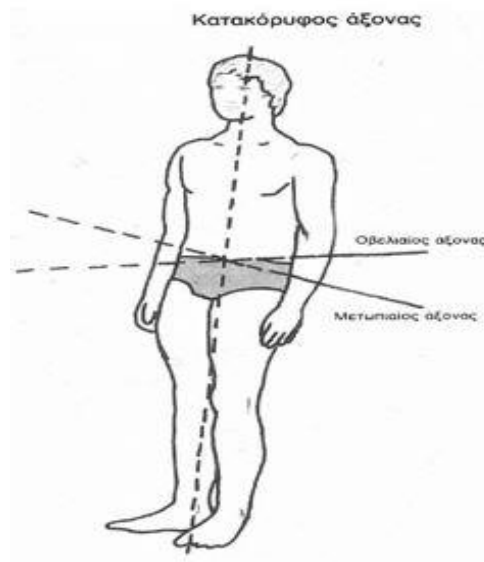
Η κίνηση του σώματος πραγματοποιείται σε τρία επίπεδα: το μετωπιαίο, το οβελιαίο και το οριζόντιο. Το **μετωπιαίο επίπεδο** χωρίζει το σώμα σε πρόσθιο και οπίσθιο μέρος. Με το **οβελιαίο επίπεδο** το σώμα χωρίζεται σε δεξιό και αριστερό μέρος, ενώ με το **οριζόντιο επίπεδο** το σώμα χωρίζεται σε άνω και κάτω μέρος. Στην εικόνα 1-16 φαίνονται χαρακτηριστικά τα επίπεδα κίνησης [6].



Εικόνα 1-16: Επίπεδα κίνησης {14}

1.3.3 Άξονες κίνησης

Οι άξονες κίνησης είναι τρεις, όπως φαίνεται στην εικόνα 1-17. Είναι ο **οβελιαίος ή προσθιοπίσθιος άξονας** ο οποίος τέμνει κάθετα το μετωπιαίο επίπεδο, ο **πρόσθιος ή μετωπιαίος άξονας** ο οποίος τέμνει κάθετα το οβελιαίο επίπεδο και τέλος ο **κατακόρυφος άξονας** ο οποίος τέμνει κάθετα το εγκάρσιο επίπεδο [6].

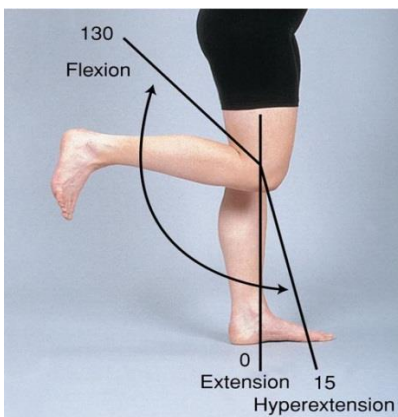


Εικόνα 1-17: Άξονες κίνησης {14}

1.3.4 Κινήσεις της άρθρωσης του γόνατος

Κάμψη-Έκταση

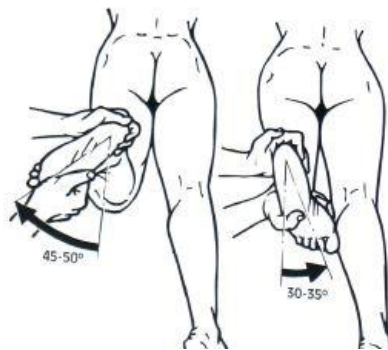
Η κίνηση της κάμψης και της έκτασης πραγματοποιείται στο οβελιαίο επίπεδο. Δεν αποτελεί μια απλή κίνηση αλλά μια σύνθετη κίνηση ολίσθησης-κύλισης των μηριαίων κονδύλων επί των κνημιαίων. Το φυσιολογικό εύρος της κίνησης του γόνατος κατά την έκταση-κάμψη κυμαίνεται από 0° - 130° , ενώ κατά την έκταση-υπερέκταση από 0° - 15° , όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 1-18 [8].



Εικόνα 1-18: Εύρος κίνησης γόνατος {15}

Περιστροφικές κινήσεις

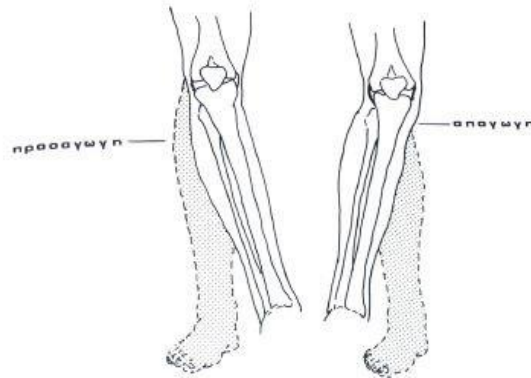
Όταν το πόδι είναι τεντωμένο δεν παρατηρείται καμία περιστροφή της άρθρωσης, διότι οι σύνδεσμοι βρίσκονται σε διάταση. Από τις 90° και μετά οι σύνδεσμοι χαλαρώνουν και έτσι το γόνατο μπορεί να εκτελέσει έσω στροφή εύρους από 0° - 30° και έξω στροφή εύρους 0° - 40° , όπως φαίνεται στην εικόνα 1-19. Το μεγαλύτερο εύρος στροφής παρουσιάζεται στις 90° . Από αυτές τις μοίρες και μετά, όταν το γόνατο εκτελέσει είτε κάμψη είτε έκταση, το εύρος της έσω ή της έξω στροφής μειώνεται.



Εικόνα 1-19: Περιστροφική κίνηση γόνατος {16}

Πλάγιες κινήσεις

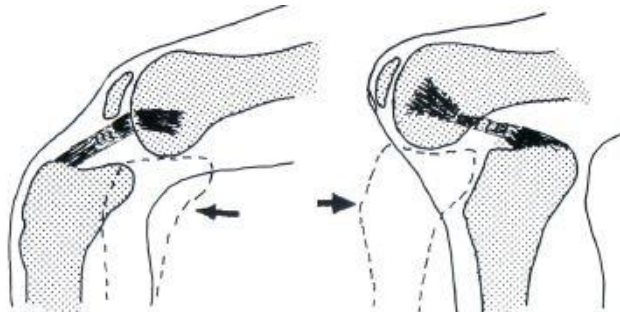
Οι πλάγιες κινήσεις της άρθρωσης ονομάζονται προσαγωγή και απαγωγή και η εκτέλεσή τους είναι πιο εμφανής όταν το γόνατο είναι σε κάμψη 90° . Στις 90° το εύρος κίνησης κυμαίνεται από 4° – 9° , ενώ όταν η άρθρωση βρίσκεται σε έκταση το εύρος κίνησης είναι 2° – 5° . Οι πλάγιες κινήσεις ελέγχονται από τους πλάγιους και τους χιαστούς συνδέσμους. Στην εικόνα 1-20 φαίνεται η προσαγωγή και η απαγωγή της άρθρωσης.



Εικόνα 1-20: Προσαγωγή και απαγωγή άρθρωσης {16}

Προσθιοπίσθιες κινήσεις

Όταν οι χιαστοί σύνδεσμοι είναι αρκετά χαλαροί, τότε η εμφάνιση των προσθιοπίσθιων κινήσεων κατά την κάμψη του γόνατος είναι έντονη. Αντίθετα, όταν οι χιαστοί σύνδεσμοι είναι φυσιολογικοί, οι κινήσεις αυτές δεν είναι εύκολα αντιληπτές. Στην εικόνα 1-21 φαίνονται οι προσθιοπίσθιες κινήσεις.



Εικόνα 1-21: Προσθιοπίσθιες κινήσεις άρθρωσης {16}

Πλάγια ολίσθηση

Πλάγια ολίσθηση δεν παρατηρείται στην άρθρωση του γόνατος λόγω της εξαιρετικής κατασκευής της άρθρωσης [9].

2 ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΓΟΝΑΤΟΣ

2.1 Γενικά

Η αρthroπλαστική του γόνατος είναι μια χειρουργική επέμβαση, κατά την οποία η ολική άρθρωση του γόνατος ή ένα μέρος αυτής αντικαθίσταται με μεταλλικά και πλαστικά εμφυτεύματα. Συγκεκριμένα, η φθαρμένη χόνδρινη περιοχή του κάτω άκρου του μηρού ή/και του πάνω άκρου της κνήμης αντικαθίσταται με μεταλλικό εμφύτευμα, ενώ πάνω στο μεταλλικό εμφύτευμα της κνήμης τοποθετείται ένα πλαστικό πρόθεμα. Σε κάποιες περιπτώσεις κρίνεται απαραίτητη και η τοποθέτηση εμφυτεύματος στο πίσω μέρος της επιγονατίδας.

Οι κύριοι λόγοι οι οποίοι οδηγούν σε αυτήν την επέμβαση, ύστερα από μια σειρά αποτυχημένων συμβατικών θεραπειών, όπως η χορήγηση φαρμάκων, η απώλεια βάρους ή η φυσιοθεραπεία, είναι η προχωρημένη αρθρίτιδα. Στις περιπτώσεις αρθρίτιδας οι χόνδρινες επιφάνειες της κνήμης, του μηριαίου οστού και του μηνίσκου φθείρονται, με αποτέλεσμα να αυξάνεται η τριβή των οστών μεταξύ τους και να δυσχεραίνεται η κίνηση του ασθενούς σε απλές καθημερινές δραστηριότητες [5].

2.2 Είδη εμφυτευμάτων της άρθρωσης του γόνατος

Στην αγορά σήμερα κυκλοφορούν διάφορα είδη εμφυτευμάτων, ανάλογα με τις ανάγκες του ασθενούς. Τα εμφυτεύματα μπορεί να ποικίλουν ως προς το μέγεθος και τον σχεδιασμό τους, καθώς επίσης ως προς το υλικό κατασκευής και τον τρόπο στερέωσής τους στην άρθρωση. Τέλος, τα εμφυτεύματα σχεδιάζονται με τέτοιο τρόπο, ούτως ώστε να προσεγγίζουν όσο το δυνατόν περισσότερο την ανατομία καθώς και τη φυσική κίνηση της άρθρωσης του γόνατος.

2.2.1 Εμφυτεύματα μερικής και ολικής αρthroπλαστικής γόνατος

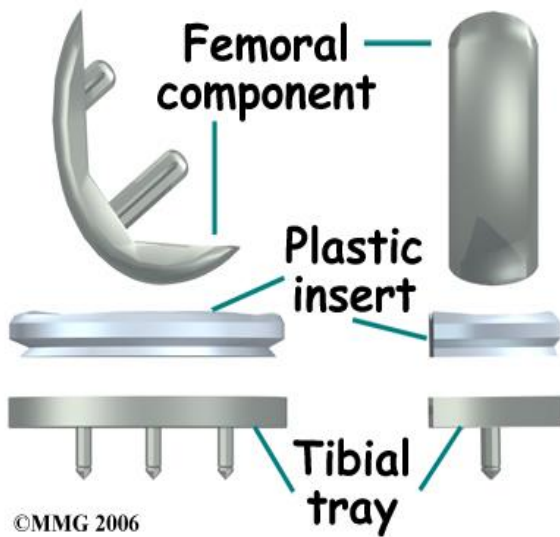
Ανάλογα με τη φθορά, που έχει υποστεί η άρθρωση του ασθενούς, πραγματοποιείται είτε **μονοδιαμερισματική** είτε **ολική** αρthroπλαστική γόνατος.

Μονοδιαμερισματική αρthroπλαστική γόνατος: Σε μερικές περιπτώσεις η άρθρωση του γόνατος φθείρεται μόνο από τη μια μεριά, συγκεκριμένα φθείρεται η έσω μεριά της άρθρωσης. Στην εικόνα 2-1 φαίνεται χαρακτηριστικά η φθαρμένη περιοχή της άρθρωσης.

Σε αυτές τις περιπτώσεις, η επέμβαση περιορίζεται μόνο σε αυτήν την περιοχή, αφήνοντας άθικτη την έξω μεριά της άρθρωσης, όπως επίσης και τους χιαστούς συνδέσμους. Στις εικόνες 2-2/3, απεικονίζονται τα τμήματα από τα οποία αποτελείται ένα εμφύτευμα μονοδιαμερισματικής αρthroπλαστικής.



Εικόνα 2-1: Φθαρμένη άρθρωση-Εσωτερική όψη {17}

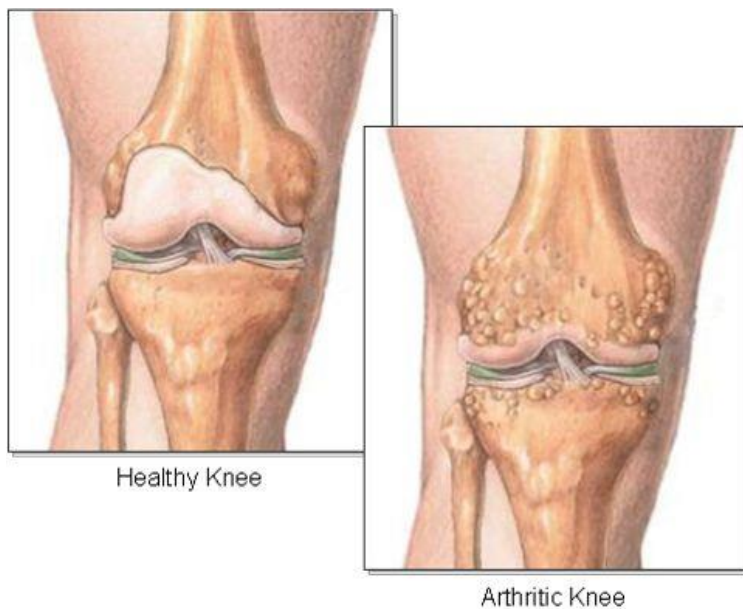


Εικόνα 2-2: Τμήματα εμφυτεύματος μονοδιαμερισματικής αρθροπλαστικής {17}



Εικόνα 2-3: Άρθρωση με εμφύτευμα μονοδιαμερισματικής αρθροπλαστικής {18}

Ολική αρθροπλαστική γόνατος: Όταν η φθορά δεν περιορίζεται μόνο σε μια περιοχή της άρθρωσης αλλά σε ολόκληρη, τότε είναι απαραίτητη η επέμβαση της ολικής αρθροπλαστικής γόνατος. Στην παρακάτω εικόνα 2-4 φαίνεται χαρακτηριστικά η άρθρωση του γόνατος πριν και μετά την αρθρίτιδα.



Εικόνα 2-4: Υγιές γόνατο–Γόνατο με αρθρίτιδα {19}

Σε αυτές τις περιπτώσεις αφαιρείται όλη η φθαρμένη περιοχή και αντικαθίσταται με τα μέρη του εμφυτεύματος. Τα τμήματα από τα οποία αποτελείται ένα εμφύτευμα ολικής αρθροπλαστικής καθώς και το πως εφαρμόζει στην άρθρωση φαίνονται στις εικόνες 2-5/6 αντίστοιχα.



Εικόνα 2-5: Τμήματα εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής {20}



Εικόνα 2-6: Άρθρωση με εμφύτευμα ολικής αρθροπλαστικής {21}

2.2.2 Εμφυτεύματα με διατήρηση ή μη του οπίσθιου χιαστού συνδέσμου

Ανάλογα με την κατάσταση στην οποία βρίσκεται ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος του ασθενούς, ο γιατρός πρέπει να κρίνει, αν θα διατηρηθεί ή θα αφαιρεθεί ο σύνδεσμος και τέλος να επιλέξει το αντίστοιχο κατάλληλο εμφύτευμα.

Εμφυτεύματα με οπίσθια σταθεροποίηση: Σε αυτού του είδους τα εμφυτεύματα το πλαστικό (πολυαιθυλένιο) πρόθεμα έχει μια ανυψωμένη επιφάνεια με μια ειδικά διαμορφωμένη θέση (post), η οποία ταιριάζει σε μια ειδική γραμμή του μηριαίου εμφυτεύματος (cam). Ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος αφαιρείται προκειμένου να εφαρμόσουν σωστά τα τμήματα του εμφυτεύματος στην άρθρωση. Η ανυψωμένη επιφάνεια σε συνδυασμό με την ειδική γραμμή του μηριαίου εμφυτεύματος συμβάλλουν στο να αποφευχθεί μια υπερβολική προσθιολίσθηση του μηρού επί της κνήμης, κατά την κάμψη του γόνατος. Στην εικόνα 2-7 διακρίνουμε τα τμήματα του εμφυτεύματος.



Εικόνα 2-7: Τμήματα εμφυτεύματος με οπίσθια σταθεροποίηση-Πλάγια και πρόσθια όψη {22, 23}

Εμφυτεύματα με διατήρηση του οπίσθιου χιαστού: Σε αυτήν την κατηγορία εμφυτευμάτων ο οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος διατηρείται, παρέχοντας στο γόνατο τη δυνατότητα εκτέλεσης μιας πιο φυσικής κίνησης, σε σύγκριση με την προηγούμενη κατηγορία. Σε αυτού του είδους τα εμφυτεύματα το post του πολυαιθυλενίου και το cam του μηριαίου εξαρτήματος δε σχεδιάζονται. Τα εμφυτεύματα αυτά προορίζονται σε ασθενείς, των οποίων ο οπίσθιος χιαστός είναι αρκετά υγιής ούτως ώστε να προσδίδει σταθερότητα κατά την κάμψη-έκταση της άρθρωσης του γόνατος. Στην εικόνα 2-8 διακρίνουμε τα τμήματα από τα οποία αποτελείται ένα εμφύτευμα αυτού του είδους.

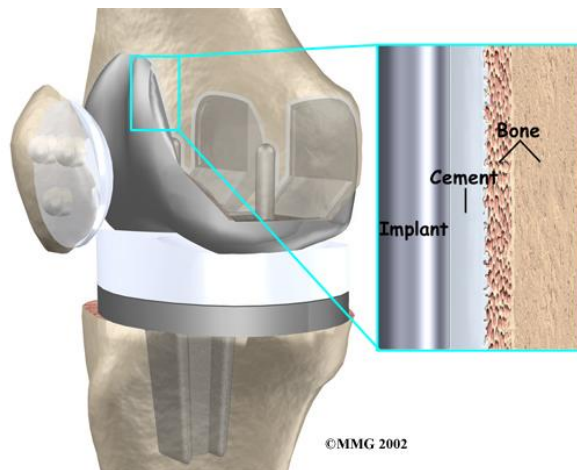


Εικόνα 2-8: Τμήματα εμφυτεύματος με διατήρηση οπίσθιου χιαστού {23}

2.2.3 Εμφυτεύματα με ή χωρίς τσιμέντο

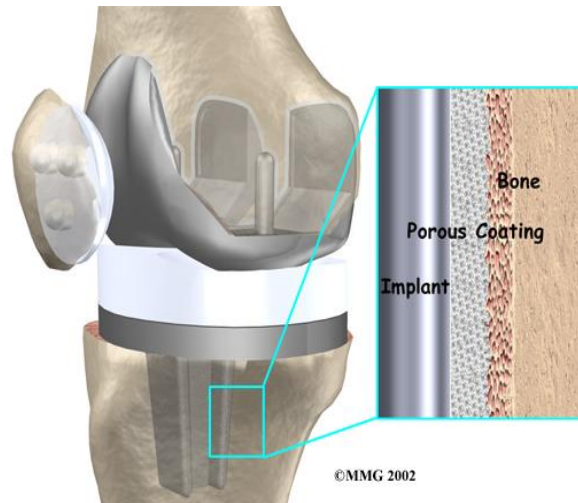
Υπάρχουν δύο τύποι σταθεροποίησης του εμφυτεύματος πάνω στην άρθρωση του γόνατος.

Σταθεροποίηση με τσιμέντο: Γίνεται με την παρεμβολή ενός οστικού τσιμέντου (πολυμερές του μεθακρυλικού μεθυλεστέρα) με γρήγορη ξήρανση, το οποίο συγκρατεί το εμφύτευμα, καλύπτοντας τον κενό χώρο μεταξύ οστού και εμφυτεύματος, όπως φαίνεται στην εικόνα 2-9. Αυτή η μέθοδος είναι και η πιο διαδεδομένη.



Εικόνα 2-9: Σταθεροποίηση εμφυτεύματος με τσιμέντο {24}

Σταθεροποίηση χωρίς τσιμέντο: Βασίζεται στην ανάπτυξη νέου οστού στην ειδική επιφάνεια του εμφυτεύματος. Η ειδική επιφάνεια αυτής της πρόθεσης είναι κατασκευασμένη από πορώδες ειδικό υλικό (π.χ. υδροξυαπατίτη), όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 2-10.



Εικόνα 2-10: Σταθεροποίηση εμφυτεύματος χωρίς τσιμέντο {24}

Υπάρχει και η υβριδική οστεοσύνθεση, για τις ολικές αρθροπλαστικές γόνατος, κατά την οποία το πρόθεμα του μηρού τοποθετείται χωρίς τσιμέντο, ενώ το πρόθεμα της κνήμης και της επιγονατίδας τοποθετούνται με τσιμέντο.

2.2.4 Προθέσεις σταθερής και κινητής πλατφόρμας

Τα εμφυτεύματα στις ολικές αρθροπλαστικές γόνατος χωρίζονται σε δύο κατηγορίες:

Στους περισσότερους ασθενείς τοποθετούνται εμφυτεύματα **σταθερής πλατφόρμας**. Σε αυτήν την κατηγορία το πλαστικό πρόθεμα προσαρμόζεται σταθερά στο μεταλλικό μέρος του εμφυτεύματος της κνήμης, με το μηριαίο εμφύτευμα να κυλάει πάνω σε αυτήν την επιφάνεια.

Οι προθέσεις **κινητής πλατφόρμας**, όπως και οι αντίστοιχες σταθερής πλατφόρμας, αποτελούνται από τρία τμήματα, το μεταλλικό πρόθεμα μηρού και κνήμης και το πλαστικό πρόθεμα, έτσι ώστε να προσεγγίζουν όσο το δυνατό περισσότερο τη φυσική κίνηση του γόνατος. Σε αυτού του είδους τα εμφυτεύματα, το πολυαιθυλένιο μπορεί να περιστρέφεται ως προς τη μεταλλική πρόθεση της κνήμης, παρέχοντας στους ασθενείς μεγαλύτερο εύρος περιστροφής στις κινήσεις του γόνατος .

Συγκριτικά με τα εμφυτεύματα σταθερής πλατφόρμας, τα εμφυτεύματα κινητής πλατφόρμας απαιτούν περισσότερη στήριξη από τους μαλακούς ιστούς, όπως είναι οι σύνδεσμοι του γόνατος. Αυτό συμβαίνει, διότι αν οι μαλακοί σύνδεσμοι είναι αρκετά χαλαροί, τότε υπάρχει σοβαρή πιθανότητα εξάρθρωσης του γόνατος. Επιπρόσθετα, τα εμφυτεύματα κινητής πλατφόρμας κοστίζουν πολύ περισσότερο από αυτά της σταθερής. Έως σήμερα, δεν υπάρχει κάποια επιστημονική μελέτη που να αποδεικνύει ότι τα εμφυτεύματα κινητής πλατφόρμας παρέχουν μεγαλύτερη ανθεκτικότητα ή καλύτερη λειτουργία του γόνατος. Στις εικόνες 2-11/12 φαίνονται τα εμφυτεύματα σταθερής και κινητής πλατφόρμας αντίστοιχα [10].



Εικόνα 2-11: Εμφύτευμα σταθερής πλατφόρμας {25}



Εικόνα 2-12: Εμφύτευμα κινητής πλατφόρμας {25}

2.3 Τα υλικά των εμφυτευμάτων ολικής αρθροπλαστικής γόνατος

Οι επιλογές των υλικών για τα εμφυτεύματα της άρθρωσης του γόνατος είναι περιορισμένες. Τα υλικά που χρησιμοποιούνται πρέπει να είναι βιοσυμβατά, δηλαδή να μην υπάρχει το ενδεχόμενο απόρριψης του εμφυτεύματος από το σώμα καθώς επίσης να παρουσιάζουν μεγάλη αντοχή στη διάβρωση. Λόγω αυτών των αναγκαίων προϋποθέσεων, οι κατασκευαστές κατέληξαν είτε στη χρήση του κράματος κοβαλτίου-χρωμίου (Co-Cr) είτε στη χρήση τιτανίου. Στον Πίνακα 2-1 παρουσιάζεται η σύγκριση των χαρακτηριστικών ιδιοτήτων του ανοξείδωτου χάλυβα, του κράματος κοβαλτίου-χρωμίου και του τιτανίου.

Πίνακας 2.1. Σύγκριση των χαρακτηριστικών ιδιοτήτων του ανοξείδωτου χάλυβα, του κράματος κοβαλτίου-χρωμίου και του τιτανίου.

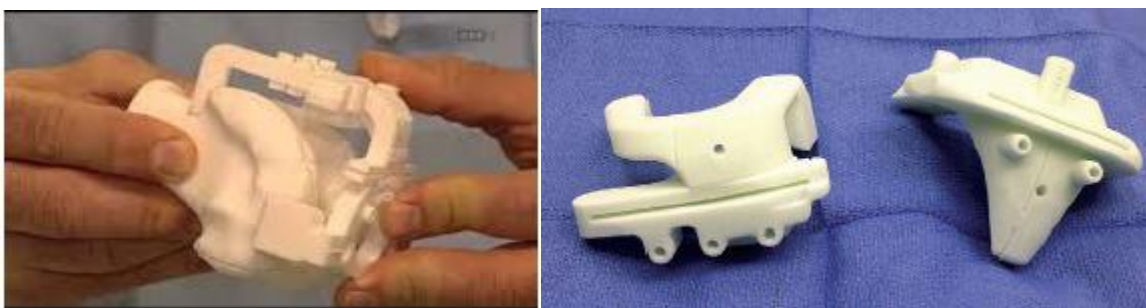
Χαρακτηριστικά	S-Steel	Cobalt-Chrome	Titanium
Σκληρότητα	Υψηλή	Μέτρια	Χαμηλή
Αντοχή	Μέση	Μέτρια	Υψηλή
Αντίσταση στη διάβρωση	Χαμηλή	Μέτρια	Υψηλή
Βιοσυμβατότητα	Χαμηλή	Μέτρια	Υψηλή

Πιο συγκεκριμένα, το μεταλλικό πρόθεμα του μηριαίου οστού κατασκευάζεται ως συνήθως από κράμα Co-Cr, διότι το κράμα αυτό χαρακτηρίζεται για τη σκληρότητα και την ανθεκτικότητά του. Επιπλέον, μπορεί να αντέξει τα μεγάλα φορτία που ασκούνται στο γόνατο κατά τη διάρκεια καθημερινών δραστηριοτήτων. Τέλος, το κράμα αυτό έχει τη δυνατότητα να αποκτήσει λεία και γυαλιστερή επιφάνεια και να διατηρηθεί αναλλοίωτο για μεγάλο χρονικό διάστημα, γεγονός που συνεισφέρει στην ομαλή κύλιση του εμφυτεύματος του μηριαίου οστού επί του πλαστικού τμήματος. Για τον λόγο αυτό, αποφεύγεται η χρήση μεταλλικού προθέματος στο μηριαίο οστό από τιτάνιο, διότι δεν μπορεί να διατηρήσει για μεγάλο χρονικό διάστημα αυτήν τη γυαλιστερή επιφάνεια, με αποτέλεσμα το μέταλλο και το πλαστικό να τρίβονται κατά την κίνηση και να φθείρονται σταδιακά.

Το μεταλλικό πρόθεμα στην κνήμη μπορεί να είναι φτιαγμένο είτε από κράμα Co-Cr είτε από τιτάνιο. Και τα δύο υλικά είναι εξίσου κατάλληλα. Το πλαστικό πρόθεμα της κνήμης είναι κατασκευασμένο από πολυαιθυλένιο υπερυψηλού μοριακού βάρους (UHMWPE). Το πολυαιθυλένιο αυτό είναι βιοσυμβατό και παρουσιάζει σημαντική αντίσταση στην οποιαδήποτε φθορά που μπορεί να παρουσιαστεί [11].

2.4 Η διαδικασία της ολικής αρθροπλαστικής

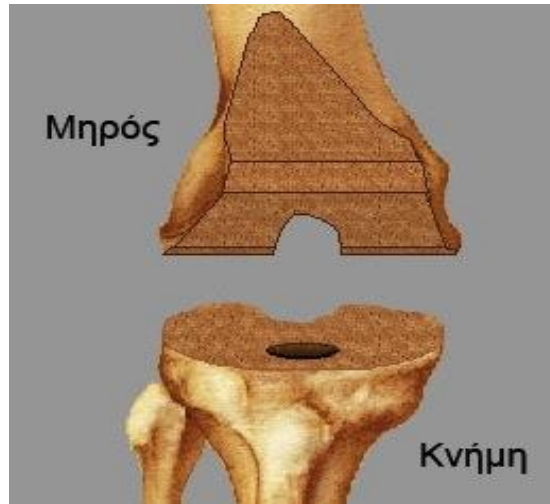
Προεγχειρητικά, γίνεται έλεγχος του μηχανικού και ανατομικού άξονα του ασθενούς καθώς και η βλάβη του συγκεκριμένου γόνατος. Έπειτα, με τη χρήση ενός λογισμικού γίνεται μια τρισδιάστατη αναπαράσταση του πάσχοντος γόνατος, με σκοπό να καθοριστεί το μέγεθος και η τοποθέτηση του εμφυτεύματος. Στη συνέχεια, κατασκευάζεται το πρόπλασμα του πάσχοντος γόνατος και βάσει της γεωμετρίας του κατασκευάζονται ειδικοί οδηγοί, όπως φαίνονται στην εικόνα 2-13, οι οποίοι «κουμπώνουν» πάνω στην κνήμη και τον μηρό και επιτρέπουν στον γιατρό να εκτελέσει τις τομές στο γόνατο με τη μέγιστη δυνατή ακρίβεια [12].



Εικόνα 2-13: Ειδικοί οδηγοί τομής των οστών {26, 27}

Κατά την επέμβαση πραγματοποιείται στο πρόσθιο τμήμα του γόνατος μια τομή και, αφού ολοκληρωθεί, ο χειρουργός τοποθετεί την επιγονατίδα στην άκρη. Στη συνέχεια, αφού διορθώσει τους άξονες του γόνατος, ξεκινάει τις τομές επί του μηρού και της κνήμης με ένα ειδικό πριόνι, απομακρύνοντας τη φθαρμένη χόνδρινη περιοχή. Στο κάτω άκρο του μηρού

πραγματοποιούνται τομές σε πέντε επίπεδα, ενώ στο άνω άκρο της κνήμης εκτελείται τομή σε ένα επίπεδο. Στην εικόνα 2-14 φαίνονται οι τομές επί του μηριαίου οστού και της κνήμης.



Εικόνα 2-14: Τομές επί του μηρού και της κνήμης {28}

Τέλος, στα σημεία αυτά τοποθετούνται τα μεταλλικά προθέματα και ανάμεσά τους το πλαστικό κομμάτι, που συνδέεται με την κνήμη, υποκαθιστώντας τον ρόλο του χόνδρου και των μηνίσκων [13].

3 ΨΗΦΙΟΠΟΙΗΣΗ ΟΜΟΙΩΜΑΤΟΣ

Η ψηφιοποίηση του ομοιώματος πραγματοποιήθηκε με τη χρήση συσκευής τριδιάστατης σάρωσης τύπου VicraSCAN (NDI) και στη συνέχεια ακολούθησε η επεξεργασία των δεδομένων σάρωσης στο λογισμικό Geomagic Studio 2013. Στην εικόνα 3-1 φαίνεται η συσκευή σάρωσης που χρησιμοποιήθηκε.



Εικόνα 3-1: Συσκευή σάρωσης VicraSCAN

Το ομοίωμα αποτελείται από τέσσερα τμήματα, τον μηρό, την κνήμη, την περόνη και την επιγονατίδα. Στο καθένα από αυτά επικολλήθηκαν μικρού μεγέθους αυτοκόλλητα, τα οποία λειτουργούν ως σημεία αναφοράς του μοντέλου και ως ανακλαστήρες για τη δέσμη του λέιζερ της συσκευής σάρωσης προκειμένου να διαβάσει και να απεικονίσει τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά του μοντέλου. Στις εικόνες 3-2 - 3-4 παρουσιάζονται τα κομμάτια του ομοιώματος που σαρώθηκαν.



Εικόνα 3-2: Μηριαίο οστό



Εικόνα 3-3: Οστό κνήμης

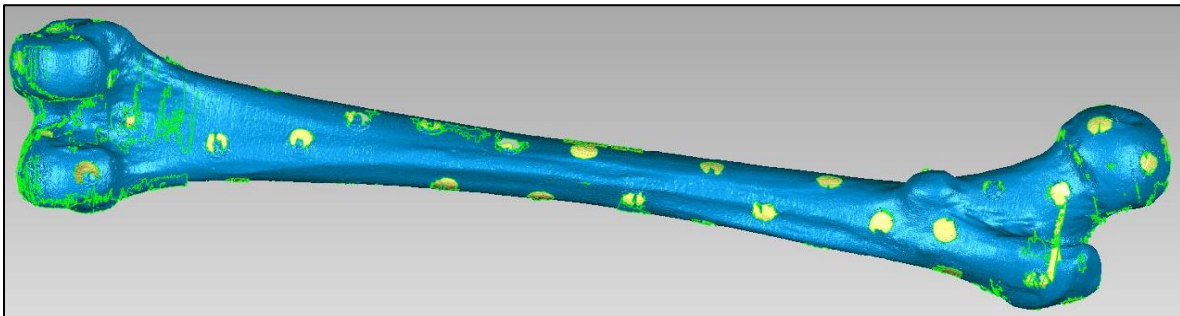


Εικόνα 3-4: Περόνη

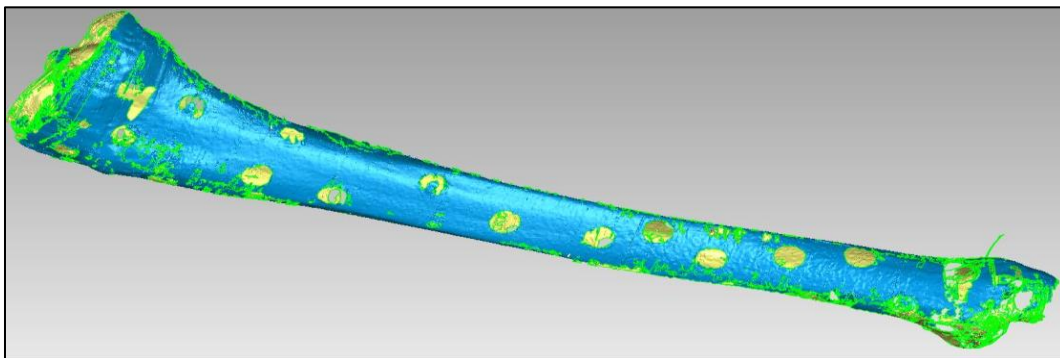


Εικόνα 3-5: Επιγονατίδα

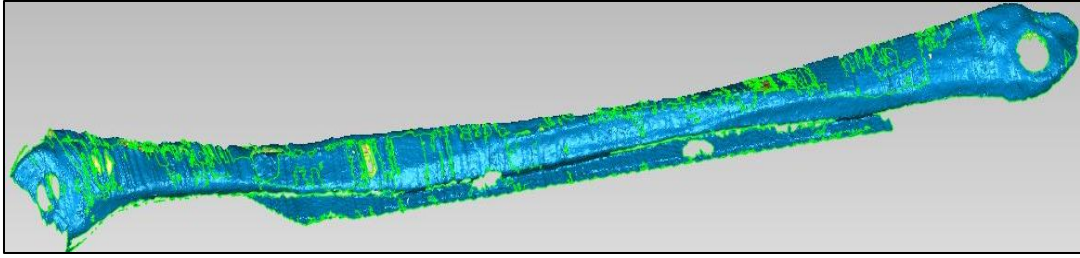
Κατά τη διάρκεια της σάρωσης, η συσκευή σάρωσης πρέπει να κινείται αργά και σταθερά κατά μήκος του μοντέλου που σαρώνεται. Κάθε φορά που σαρώνεται μια επιφάνεια γίνεται μια μικρή περιστροφή του μοντέλου και συνεχίζεται η σάρωση έως ότου ολοκληρωθεί. Μετά τη σάρωση των επιμέρους τμημάτων δημιουργείται η πρώτη ψηφιοποιημένη αναπαράστασή τους. Η αρχική ψηφιοποιημένη πληροφορία της γεωμετρίας των επιμέρους τμημάτων παρουσιάζεται στις εικόνες 3-6 – 3-9.



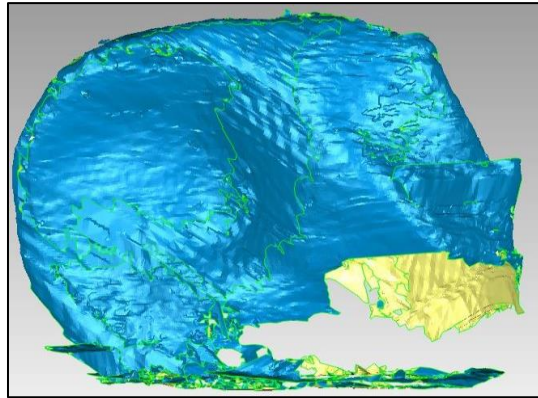
Εικόνα 3-6: Αρχικό ψηφιοποιημένο μοντέλο μηρού



Εικόνα 3-7: Αρχικό ψηφιοποιημένο μοντέλο κνήμης

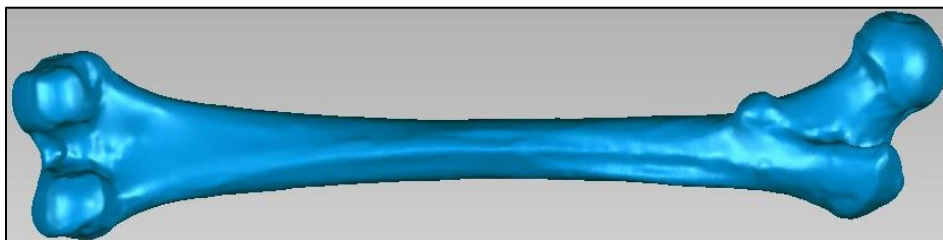


Εικόνα 3-8: Αρχικό ψηφιοποιημένο μοντέλο περόνης

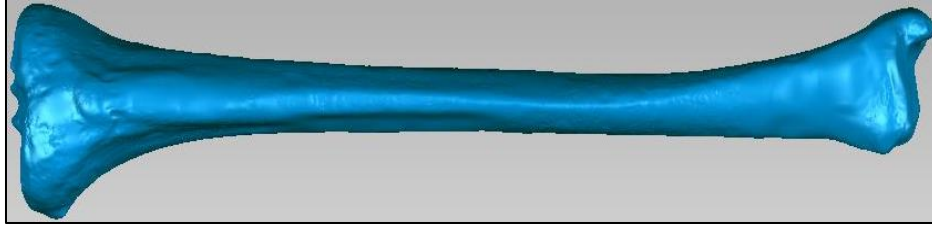


Εικόνα 3-9: Αρχικό ψηφιοποιημένο μοντέλο επιγονατίδας

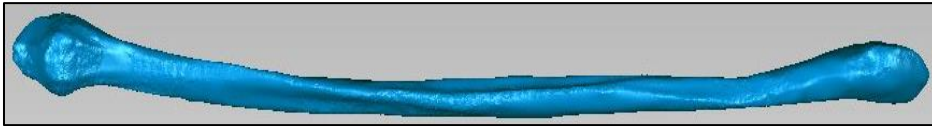
Λόγω της πολυπλοκότητας της γεωμετρίας των τμημάτων, αρκετές περιοχές χρειάστηκε να επανασαρωθούν για να καλυφθεί όσο το δυνατόν μεγαλύτερο εύρος της επιφάνειας του κάθε μοντέλου, με αποτέλεσμα, όπως φαίνεται και παραπάνω, να υπάρχουν πάνω από μια διαφορετικές επιφάνειες σε κάποια σημεία. Με το πέρας της σάρωσης δημιουργείται ένα νέφος σημείων, το οποίο καλύπτει την γεωμετρία των τμημάτων και στη συνέχεια πραγματοποιήθηκε μείωση του θορύβου, δηλαδή η απομάκρυνση όλων των ατελειών, μέσω κατάλληλων εργαλείων που προσφέρει το λογισμικό. Στη συνέχεια αφαιρέθηκαν οι περιττές επιφάνειες και τα κενά καλύφθηκαν με νέες επιφάνειες. Στις εικόνες 3-10 – 3-13 φαίνονται τα τελικά αρχεία στερεολιθογραφίας STL, τα οποία είναι έτοιμα για περαιτέρω επεξεργασία σε σχεδιαστικό λογισμικό πρόγραμμα CAD. Να τονιστεί ότι το μοντέλο του δεξιού άκρου σε αυτό το στάδιο μελέτης αποτελείται από τριγωνικά στοιχεία τα οποία καθορίζουν την εξωτερική επιφάνεια του μοντέλου του δεξιού άκρου.



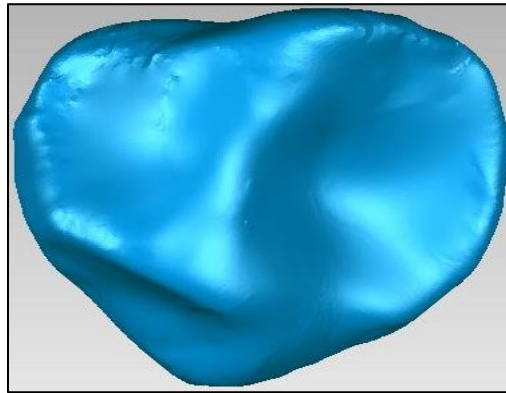
Εικόνα 3-10: Τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο μηρού



Εικόνα 3-11: Τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο κνήμης

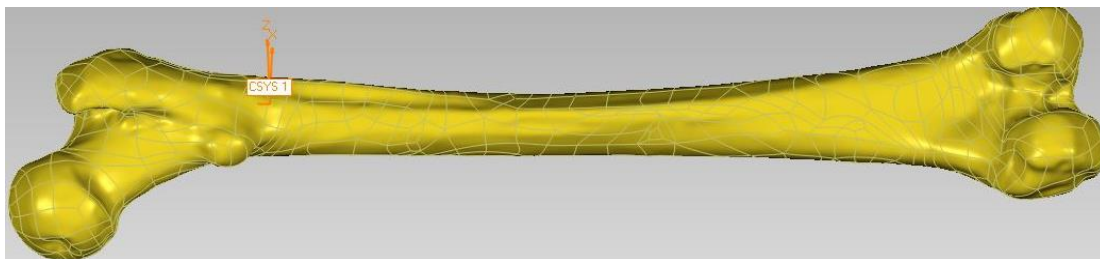


Εικόνα 3-12: Τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο περόνης

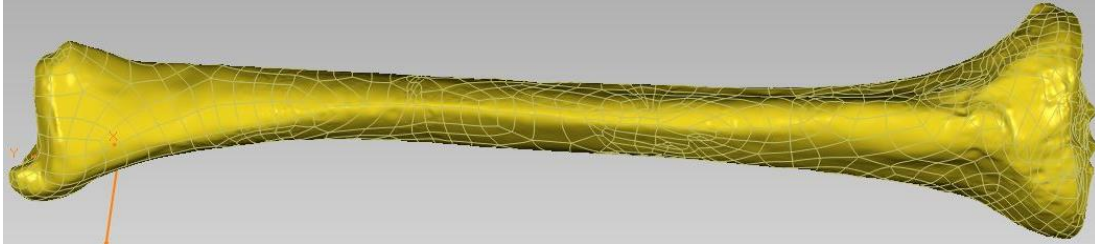


Εικόνα 3-13: Τελικό ψηφιοποιημένο μοντέλο επιγονατίδας

Μετά από την δημιουργία του τελικού ψηφιοποιημένου μοντέλου, ακολούθησε η διαδικασία ανάπτυξης του σχεδιαστικού μοντέλου CAD. Η μέθοδος η οποία χρησιμοποιήθηκε για την σχεδίαση του μοντέλου σε μορφή CAD ήταν η εξαγωγή μικρών επιφανειών τύπου NURBS. Οι επιφάνειες αυτές εξήχθησαν απευθείας από το ψηφιοποιημένο μοντέλο στερεολιθογραφίας. Στις εικόνες 3-14 - 3-17 φαίνονται τα τμήματα του μοντέλου με καμπύλες επιφάνειες NURBS.



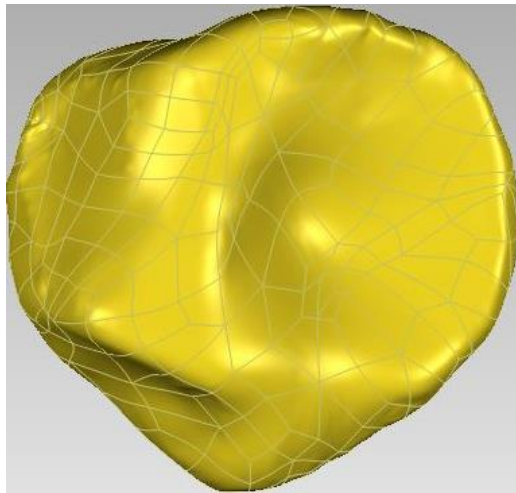
Εικόνα 3-14: Αρχικό μοντέλο μηρού σε μορφή CAD, με επιφάνειες NURBS



Εικόνα 3-15: Αρχικό μοντέλο κνήμης σε μορφή CAD, με επιφάνειες NURBS



Εικόνα 3-16: Αρχικό μοντέλο περόνης σε μορφή CAD, με επιφάνειες NURBS



Εικόνα 3-17: Αρχικό μοντέλο επιγονατίδας σε μορφή CAD, με επιφάνειες NURBS

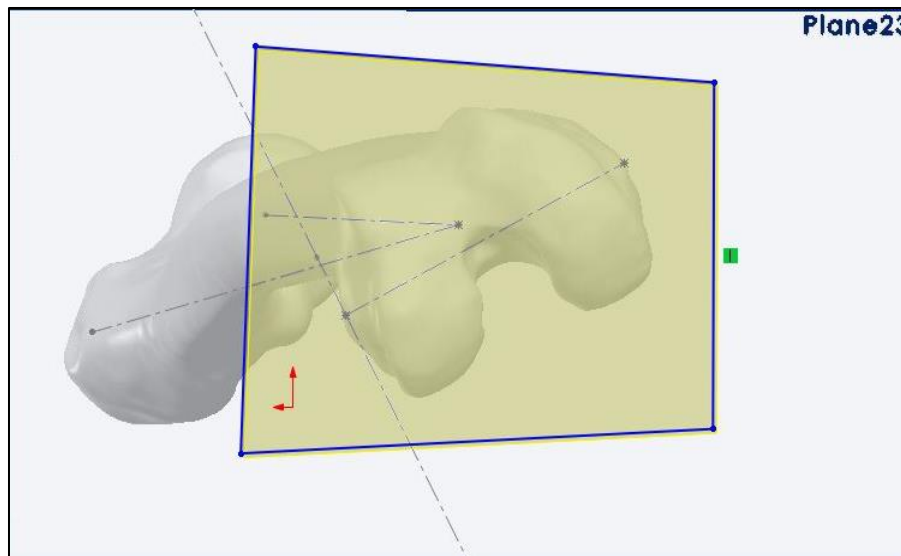
4 ΤΟΜΕΣ ΟΣΤΩΝ ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ

4.1 Τομές οστών

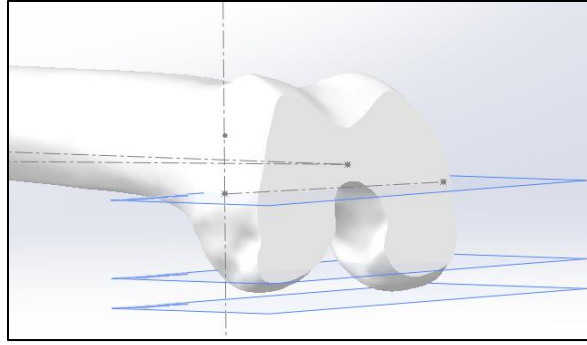
Πριν την εισαγωγή του εμφυτεύματος ο χειρουργός πρέπει να αφαιρέσει τις φθαρμένες και καταπονημένες περιοχές της άρθρωσης του γόνατος, εκτελώντας τομές επί του μηρού και της κνήμης. Για τον λόγο αυτό είναι απαραίτητη η διαδικασία εκτέλεσης τομών, ως προς τα ψηφιοποιημένα οστά, πριν τη διαδικασία σχεδιασμού του εμφυτεύματος. Οι τομές των οστών πραγματοποιήθηκαν στο σχεδιαστικό πρόγραμμα Solidworks 2014 κατά προσέγγιση. Για τις τομές σε κάθε επιφάνεια, αρχικά δημιουργείται ένα επίπεδο, κάθετα ως προς την επιφάνεια που θα αφαιρεθεί και έπειτα πάνω σε κάθε επίπεδο σχεδιάζεται μια επιφάνεια, αυθαίρετου σχήματος. Αυτή η επιφάνεια αυθαίρετου σχήματος είναι απαραίτητη για να εκτελεστεί η εντολή Extrude Cut, εντολή με την οποία αφαιρείται η φθαρμένη περιοχή.

4.1.1 Τομές μηρού

Οι τομές στον μηρό πραγματοποιήθηκαν σε πέντε διαφορετικά επίπεδα. Η πρώτη τομή εκτελέστηκε στο κάτω μέρος του μηρού, ορίζοντας ένα επίπεδο κάθετα στον μηχανικό του άξονα. Έπειτα, με την εντολή Extrude Cut αφαιρέθηκαν 11mm από τον μηρό. Στις εικόνες 4-1/2, φαίνεται χαρακτηριστικά το μοντέλο πριν και μετά την εκτέλεση της τομής του.

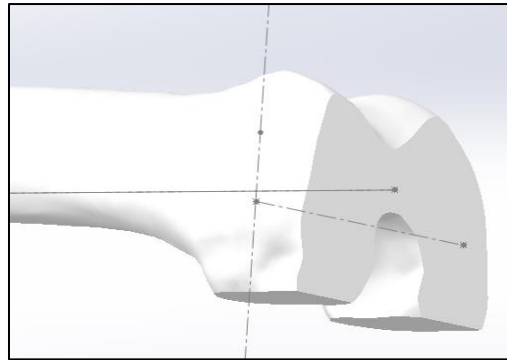


Εικόνα 4-1: Κάτω επίπεδο μηρού πριν την τομή



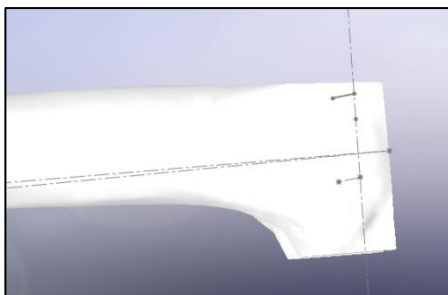
Εικόνα 4-2: Κάτω επίπεδο μηρού μετά την τομή

Στη συνέχεια δημιουργήθηκε ένα νέο επίπεδο, κάθετο στο προηγούμενο, για την εκτέλεση της τομής του πίσω μέρους του μηρού. Το επίπεδο αυτό τοποθετήθηκε εφαπτόμενά ως προς το πιο κοντινό σημείο του μηρού και στην πορεία αφαιρέθηκαν 9mm. Στην εικόνα 4-3 φαίνεται χαρακτηριστικά το αποτέλεσμα της τομής.



Εικόνα 4-3: Τομή οπίσθιου επιπέδου-Πλάγια έξω όψη μηρού

Στην πορεία πραγματοποιήθηκε η τομή του μπροστινού μέρους του μηρού με κλίση 93° ως προς το αρχικό, ως προς τον μηχανικό του άξονα, κάθετο επίπεδο. Από το μπροστινό μέρος αφαιρέθηκαν 6mm, όπως φαίνεται στην εικόνα 4-4. Έπειτα, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 4-5, ακολούθησαν οι τομές στην πάνω και κάτω γωνία του μηρού.



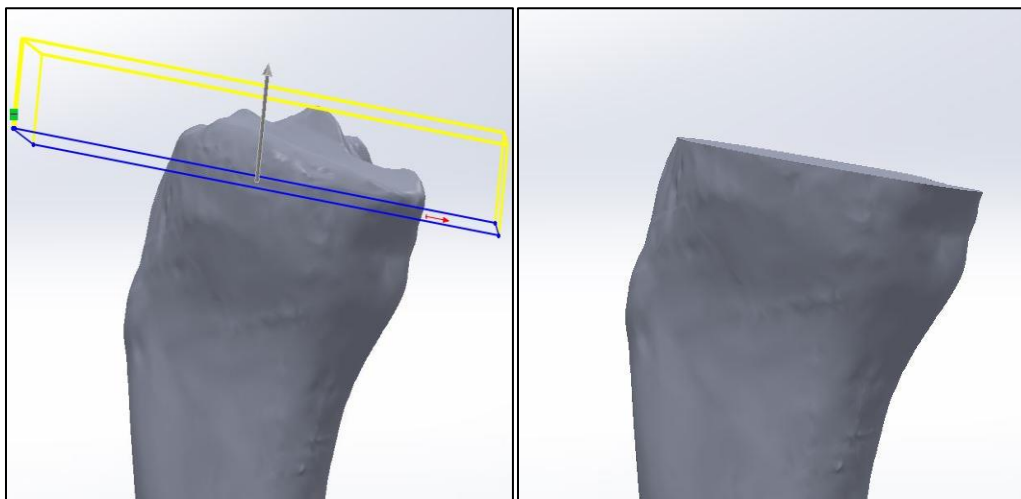
Εικόνα 4-4: Τομή μπροστινού μέρους-Έξω όψη



Εικόνα 4-5: Τομές πάνω και κάτω γωνία

4.1.2 Τομή κνήμης

Με αντίστοιχο τρόπο πραγματοποιήθηκε και η τομή στην κνήμη. Αρχικά δημιουργήθηκε ένα επίπεδο κάθετο στον μηχανικό του άξονα. Στη συνέχεια, δημιουργήθηκε ένα νέο επίπεδο, πάνω σε αυτό, με μια κλίση 7° προς τα πίσω. Το επίπεδο αυτό τοποθετήθηκε εφαπτόμενά, κατά προσέγγιση, ως προς το βαθύτερο σημείο του εσωτερικού μέρους της κνήμης. Από αυτό το σημείο δημιουργήθηκε ένα νέο επίπεδο, παράλληλο ως προς το προηγούμενο, κατά 4 mm προς τα κάτω, έτοιμο για την εκτέλεση της εντολής Extrude Cut. Στην εικόνα 4-6 φαίνεται χαρακτηριστικά η κνήμη πριν και μετά την τομή [14].



Εικόνα 4-6: Κνήμη πριν και μετά την τομή

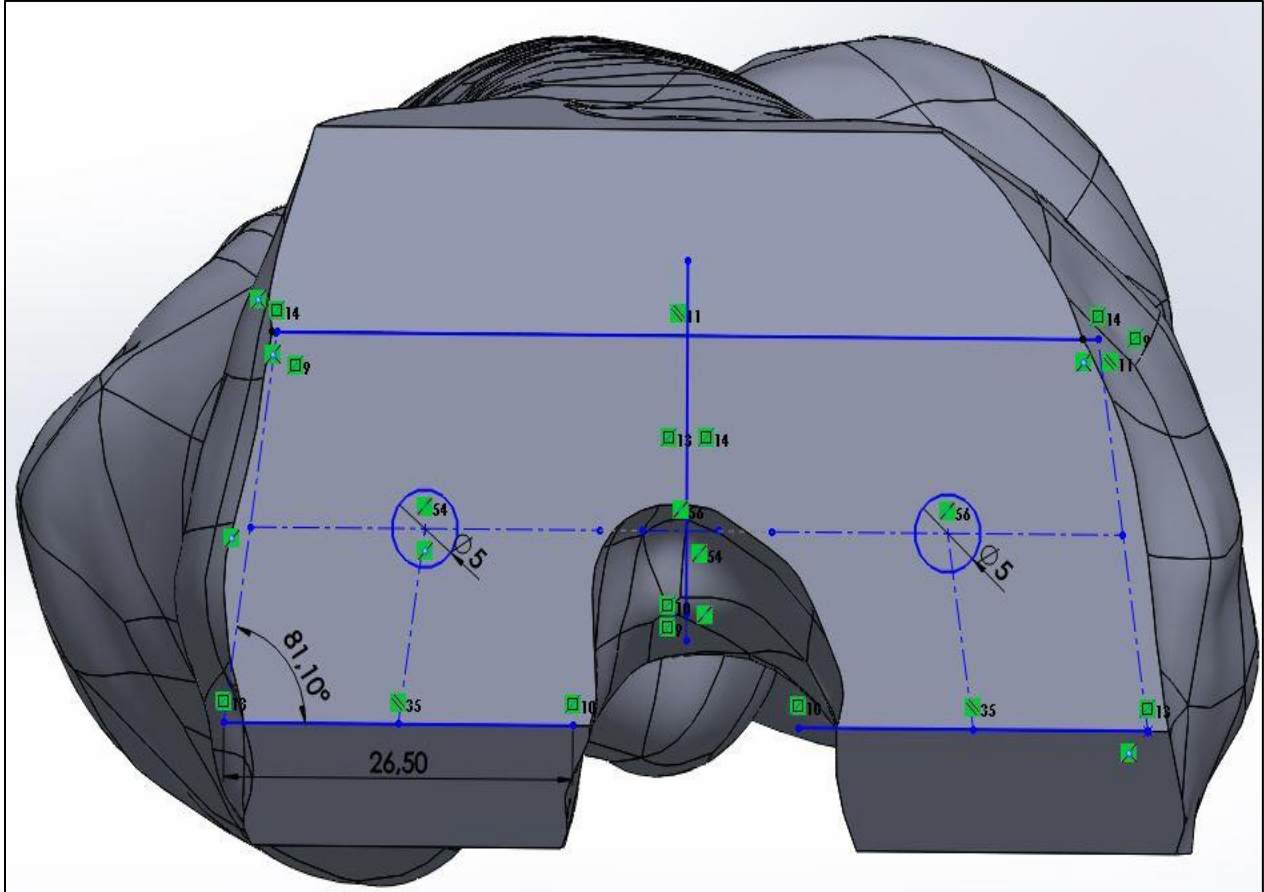
4.2 Σχεδιασμός εμφυτεύματος γόνατος

Ο σχεδιασμός του εμφυτεύματος πραγματοποιήθηκε στο σχεδιαστικό πρόγραμμα Solidworks 2014. Ο σχεδιασμός των μεταλλικών τμημάτων του εμφυτεύματος εκτελέστηκε βάσει της γεωμετρίας του μηρού και της κνήμης στα σημεία τομής, ενώ ο σχεδιασμός του πλαστικού προθέματος εκτελέστηκε βάσει της γεωμετρίας του μεταλλικού μέρους της κνήμης.

4.2.1 Σχεδιασμός μεταλλικού τμήματος του μηρού

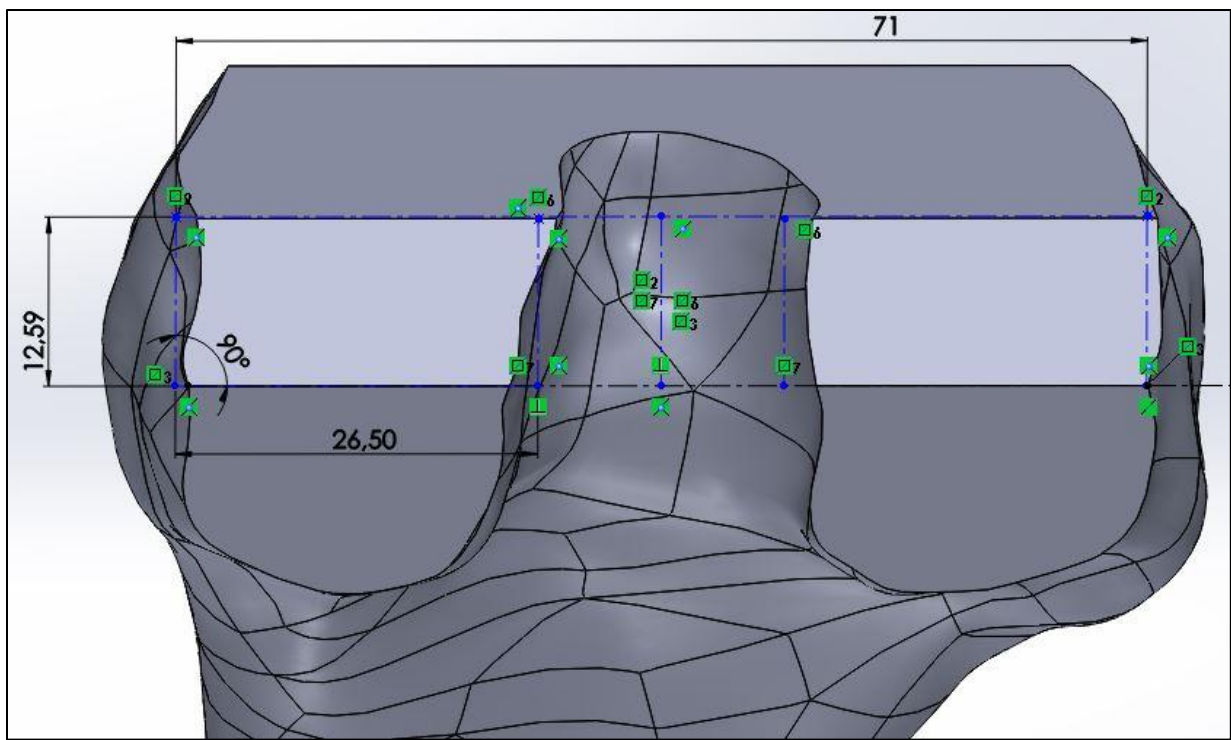
Ο σχεδιασμός του μεταλλικού μέρους του μηρού βασίστηκε, πέρα από τη γεωμετρία στα σημεία τομής του μηρού, στην ανάγκη να καλύπτει την περιοχή στα σημεία τομής, όσο το δυνατόν περισσότερο, καθώς επίσης και να ακουμπάει γερά στα περιφερειακά σημεία. Αυτό είναι απαραίτητο διότι περιφερειακά των σημείων τομής βρίσκεται το σκληρό μέρος του οστού και εσωτερικά το σπογγώδες. Γίνεται κατανοητό επομένως, πως στην περίπτωση που το εμφύτευμα δεν πληροί αυτήν την αρχή σχεδίασης υπάρχει σοβαρός κίνδυνος να βυθιστεί το εμφύτευμα μέσα στο σπογγώδες τμήμα του οστού.

Για τη δημιουργία του μεταλλικού προθέματος του μηρού σχεδιάστηκαν αρχικά οι διαστάσεις της εσωτερικής μεριάς του προθέματος, πάνω στις τομές του μηρού. Επιπλέον, με αυτόν τον τρόπο καθορίζεται και η θέση του μετάλλου πάνω στον μηρό. Η αρχή έγινε από το κάτω μέρος του μηρού, όπως φαίνεται στην εικόνα 4-7.

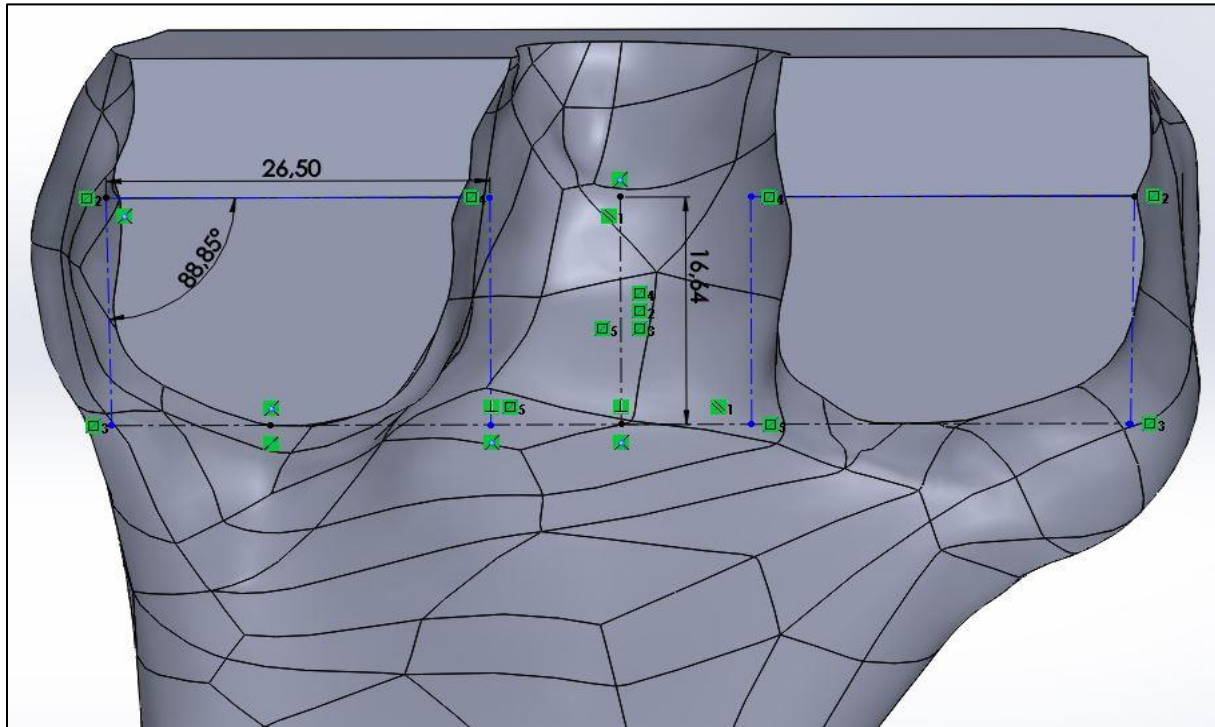


Εικόνα 4-7: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος στον μηρό-Κάτω επίπεδο

Οι διαστάσεις που πρόκειται να δοθούν στο μεταλλικό μέρος του μηρού, όπως επίσης και τη συμμετρία του σε αυτό το σημείο, στα επόμενα επίπεδα, φαίνονται στις εικόνες 4-8/9. Οι κύκλοι σχεδιάστηκαν για να καθορίσουν τη θέση των πείρων του μεταλλικού μέρους, καθώς επίσης και τη θέση των οπών του μηρού σε αυτό το σημείο, για την υποδοχή των πείρων.



Εικόνα 4-8: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος στον μηρό-Κάτω πλάγιο επίπεδο

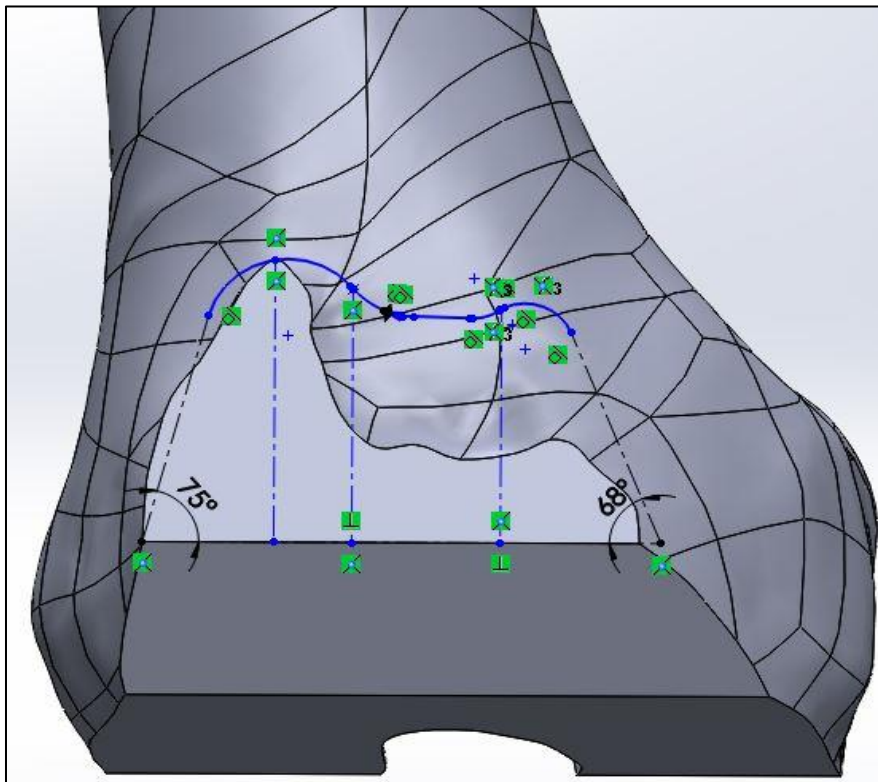


Εικόνα 4-9: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος στον μηρό-Πίσω επίπεδο

Στη συνέχεια, ακολούθησε ο σχεδιασμός του μεταλλικού μέρους πάνω στον μηρό στα επόμενα δύο επίπεδα, που οδηγούν προς το πίσω μέρος του μηρού. Και σε αυτά τα επίπεδα γίνονται ευδιάκριτες οι διαστάσεις καθώς και η συμμετρία του μεταλλικού μέρους

Η συμμετρία του σχεδιασμού του μεταλλικού τμήματος του μηρού ακολουθείται μέχρι και το πλάγιο επίπεδο, ανάμεσα στο μπροστινό και το κάτω επίπεδο τομής. Σε αυτό το πλάγιο επίπεδο δε σχεδιάστηκε η γεωμετρία του μεταλλικού προθέματος του μηρού, καθότι η τελική του γεωμετρία δόθηκε κατά τον σχεδιασμό του μετάλλου, όπως θα αναλυθεί παρακάτω.

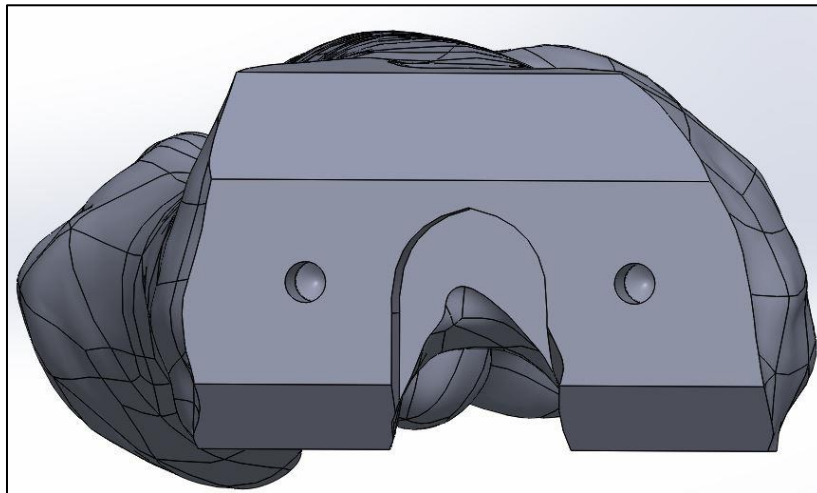
Επιπλέον, σχεδιάστηκε το τελευταίο τμήμα του μεταλλικού μέρους του μηρού, πάνω στο μπροστινό επίπεδο τομής του μηρού, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 4-10. Στην παρακάτω εικόνα φαίνεται χαρακτηριστικά η καμπυλότητα καθώς και οι γωνίες που προσδόθηκαν σε αυτό το τμήμα. Οι καμπύλες σχεδιάστηκαν με την εντολή Spline.



Εικόνα 4-10: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος στον μηρό-Πάνω επίπεδο

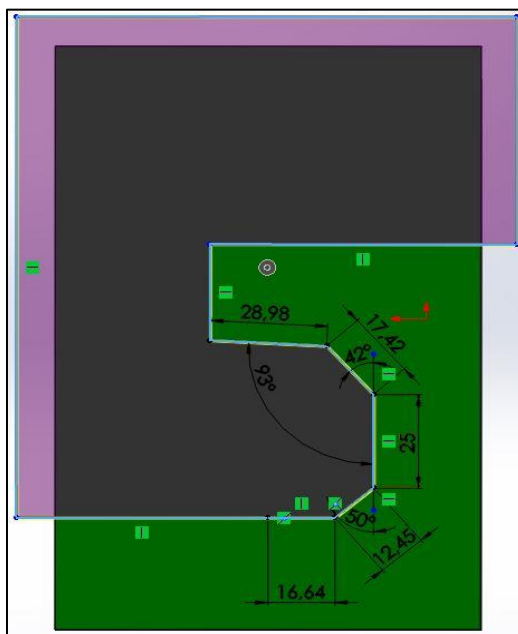
Τέλος, ακολούθησε ο σχεδιασμός των δύο οπών, στο κάτω μέρος του μηρού, όπως διακρίνεται στην εικόνα 4-11. Με την εντολή Extrude Cut δόθηκε βάθος 10mm και στο πέρας της κάθε τομής μια καμπυλότητα ύψους 2mm με την εντολή Dome. Επιπρόσθετα, αφαιρέθηκε ένα μέρος του μηριαίου οστού κατά 8mm προς τα κάτω, ανάμεσα στους κονδύλους, προκειμένου η ανυψωμένη περιοχή του πλαστικού προθέματος, η σχεδίαση του οποίου θα

αναλυθεί παρακάτω, να εφαρμόσει σωστά, χωρίς να βρίσκει εμπόδια. Οι καμπύλες σχεδιάστηκαν με την εντολή Spline.



Εικόνα 4-11: Επιπλέον τομές επί του μηρού

Έπειτα, ακολούθησε η σχεδίαση του μεταλλικού προθέματος του μηρού. Αρχικά, σχεδιάστηκε ένα κουτί, αυθαίρετου μεγέθους. Πάνω σε αυτό το κουτί σχεδιάστηκαν οι γωνίες τομής του μηρού. Στη συνέχεια, με την εντολή Extrude Cut, αφαιρέθηκε η εσωτερική μεριά του κουτιού παίρνοντας τη μορφή του μηρού στα σημεία τομής. Στην εικόνα 4-12 φαίνεται χαρακτηριστικά το κουτί με τις γωνίες τομής πριν την εφαρμογή της εντολής Extrude Cut [15].

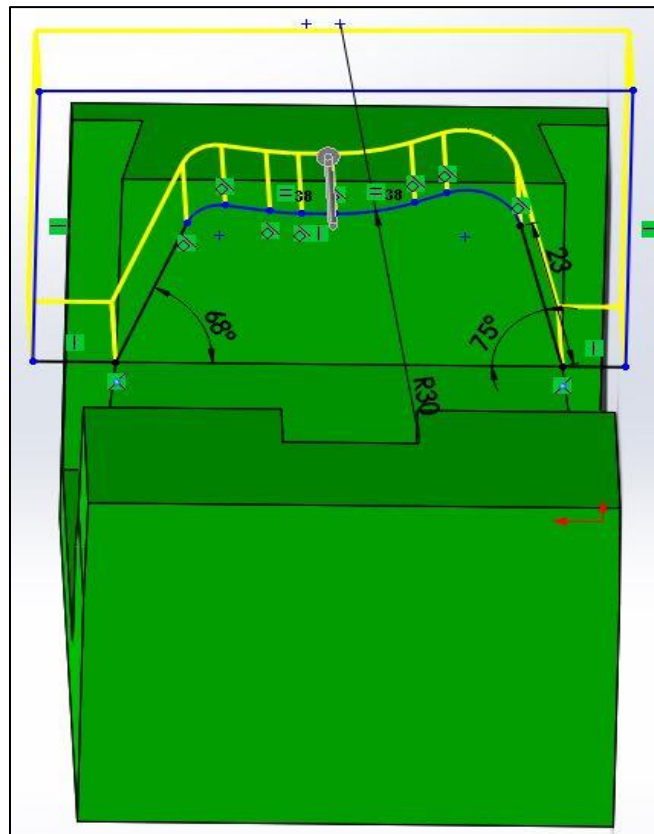


Εικόνα 4-12: Σχεδιασμός εσωτερικού μέρους μεταλλικού προθέματος μηρού

Μπορεί κανείς να παρατηρήσει παραπάνω το μήκος του εμφυτεύματος σε κάθε επίπεδο, καθώς και τις γωνίες τομής του μηρού. Στην πορεία αφαιρέθηκαν τα υπόλοιπα περισσευούμενα τμήματα του κουτιού μέχρι να πάρει μια πρώτη μορφή του τελικού σχεδίου του εμφυτεύματος. Μετά σχεδιάστηκαν οι πείροι του εμφυτεύματος. Αρχικά, σχεδιάστηκαν δύο κύκλοι διαμέτρου 5 mm και στην πορεία με την εντολή Extrude Boss δόθηκε ύψος 10mm. Εν συνεχεία, δόθηκε καμυλότητα στους πείρους με την εντολή Dome με μέγιστο ύψος 2mm.

Έπειτα, δημιουργήθηκε ένα κενό στο μεταλλικό πρόθεμα, το οποίο αντιπροσωπεύει το κενό που υπάρχει ανάμεσα στους κονδύλους του μηρού. Οι διαστάσεις αυτού του κενού είναι ίδιες με τις διαστάσεις που επιλέχθηκαν για την περαιτέρω τομή του μηρού στο κάτω μέρος, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως.

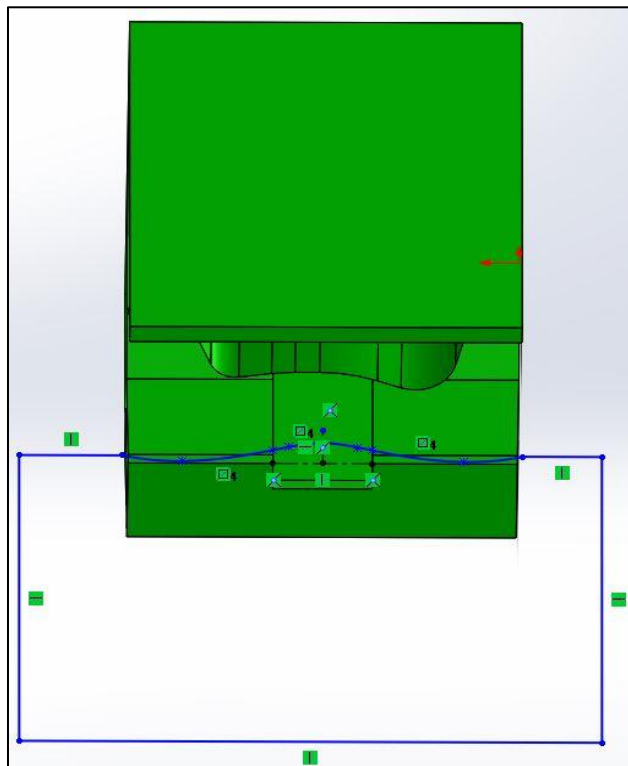
Στη συνέχεια αφαιρέθηκε ένα μέρος του μπροστινού τμήματος, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα 4-13, δίνοντας παράλληλα μια καμυλότητα. Αυτή η καμυλότητα σχεδιάστηκε με στόχο να προσεγγίζει όσο το δυνατόν περισσότερο το κομμάτι του μηρού που αφαιρέθηκε.



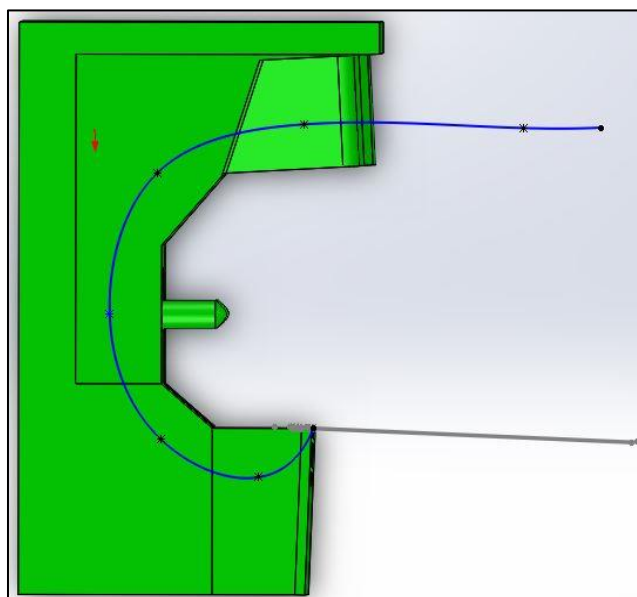
Εικόνα 4-13: Σχεδιασμός του μπροστινού επιπέδου του μεταλλικού προθέματος του μηρού

Κατόπιν, δόθηκε καμυλότητα στο πρόθεμα με την εντολή Swept Cut. Για την εκτέλεση της συγκεκριμένης εντολής σχεδιάστηκε αρχικά ένα προφίλ στο πίσω μέρος του προθέματος, όπως διακρίνεται στην εικόνα 4-14, το οποίο αντιπροσωπεύει την καμυλότητα που θα έχει το τελικό

σχέδιο. Μετέπειτα, σχεδιάστηκε μια κατευθυντήρια γραμμή, απαραίτητη για την εκτέλεση της εντολής, όπως φαίνεται στην εικόνα 4-15.

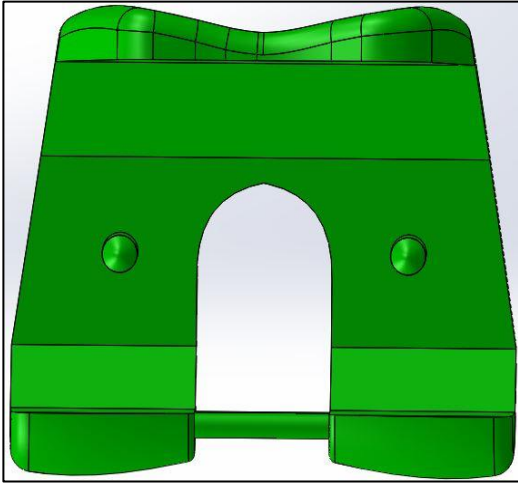


Εικόνα 4-14: Προφίλ Swept Cut

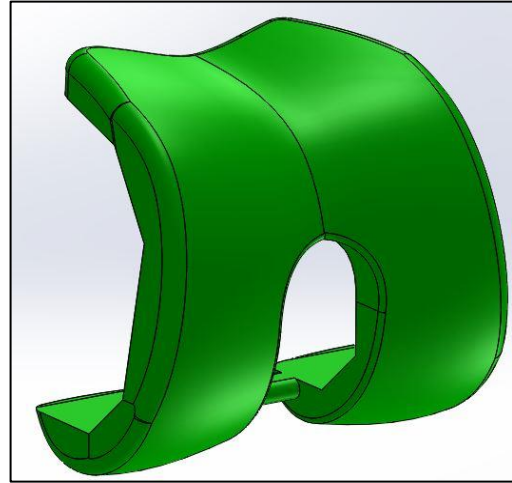


Εικόνα 4-15: Κατευθυντήρια γραμμή Swept Cut

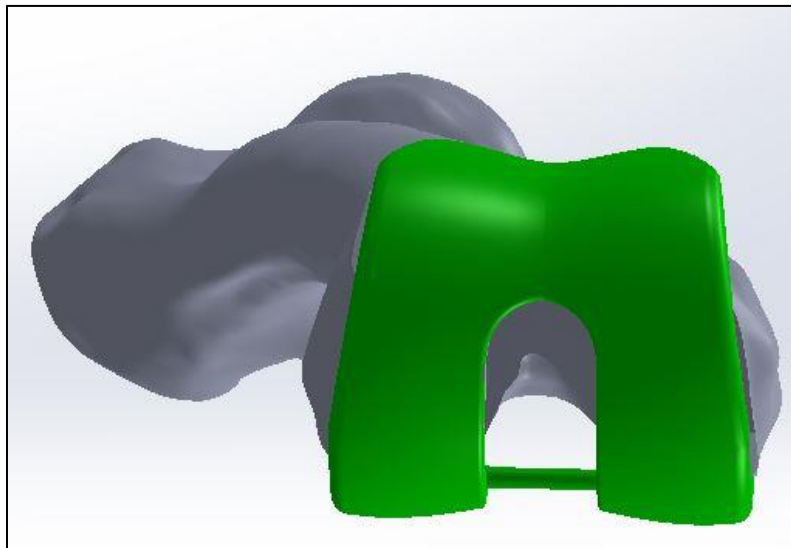
Στη συνέχεια έγινε μια ομαλοποίηση των ακμών στα σημεία τομής, με την εντολή Fillet. Τέλος, ακολούθησε η σχεδίαση της ειδικής γραμμής του μεταλλικού προθέματος (cam). Το τελικό σχέδιο παρουσιάζεται στις εικόνες 4-16 – 4-18.



Εικόνα 4-16: Εσωτερική μεριά μεταλλικού προθέματος μηρού



Εικόνα 4-17: Εξωτερική μεριά μεταλλικού προθέματος μηρού



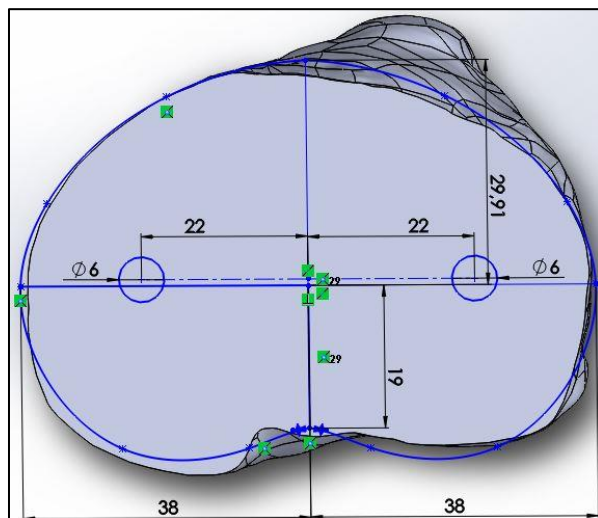
Εικόνα 4-18: Ένωση μηρού με το μεταλλικό πρόθεμα

4.2.2 Σχεδιασμός μεταλλικού τμήματος της κνήμης

Ο σχεδιασμός του μεταλλικού μέρους της κνήμης βασίστηκε, όπως και στην περίπτωση του μηρού, πέρα από τη γεωμετρία της κνήμης στο επίπεδο τομής της, στην ανάγκη να καλύπτει την περιοχή όσο το δυνατόν περισσότερο καθώς επίσης και να ακουμπάει γερά στα περιφερειακά σημεία. Αυτό είναι απαραίτητο διότι περιφερειακά του επιπέδου τομής βρίσκεται το σκληρό

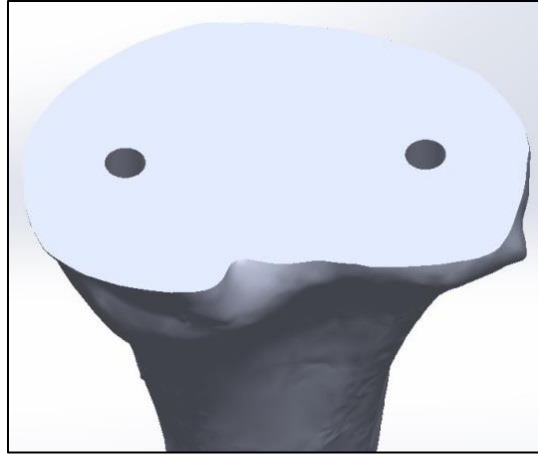
μέρος του οστού και εσωτερικά το σπογγώδες. Γίνεται κατανοητό επομένως, πως στην περίπτωση που το εμφύτευμα δεν πληροί αυτήν την αρχή σχεδίασης υπάρχει σοβαρός κίνδυνος να βυθιστεί το εμφύτευμα μέσα στο σπογγώδες τμήμα του οστού.

Για τη δημιουργία του μεταλλικού προθέματος της κνήμης σχεδιάστηκαν αρχικά κάποιες καμπύλες πάνω στην τομή της κνήμης, οι οποίες καλύπτουν σε ικανοποιητικό επίπεδο την επιφάνεια της τομής. Αυτές οι καμπύλες αντιπροσωπεύουν ταυτόχρονα και τη γεωμετρία του προθέματος, στο σημείο σύνδεσής του με την κνήμη. Οι καμπύλες σχεδιάστηκαν με την εντολή Spline. Στην εικόνα 4-19 μπορεί κανείς να προσέξει την καμπύλη που δόθηκε, τη συμμετρία της καθώς και την επιφάνεια που θα καλύπτει το πρόθεμα επί της κνήμης.



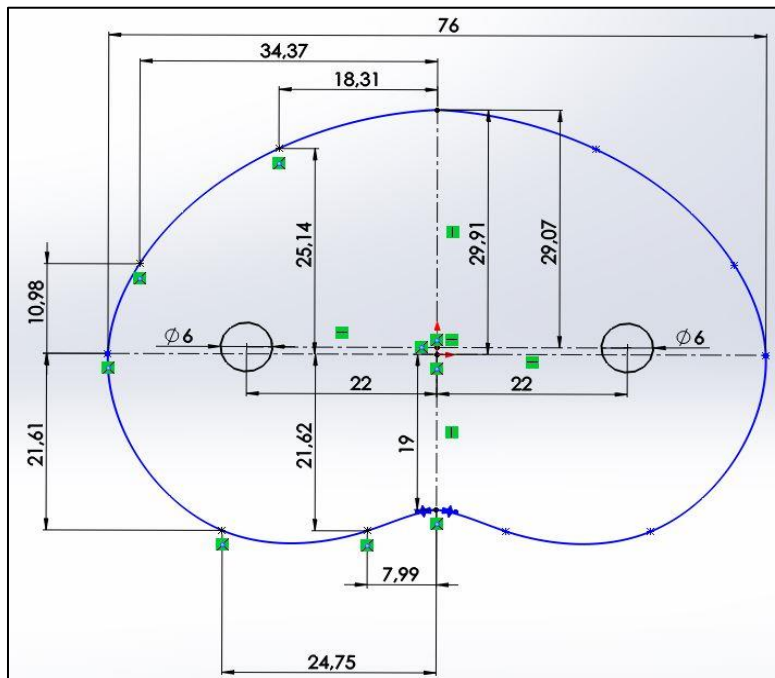
Εικόνα 4-19: Σχεδιασμός περιγράμματος μεταλλικού προθέματος επί της κνήμης

Μετά ακολούθησε ο σχεδιασμός δύο οπών για την υποδοχή των πείρων από το μεταλλικό μέρος του εμφυτεύματος της κνήμης. Αρχικά, σχεδιάστηκαν δύο κύκλοι διαμέτρου 6mm και στην πορεία με την εντολή Extrude Cut δόθηκε βάθος 10mm. Τέλος, δόθηκε καμπυλότητα στο πέρας των οπών με την εντολή Dome, με μέγιστο βάθος 2mm, όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 4-20.



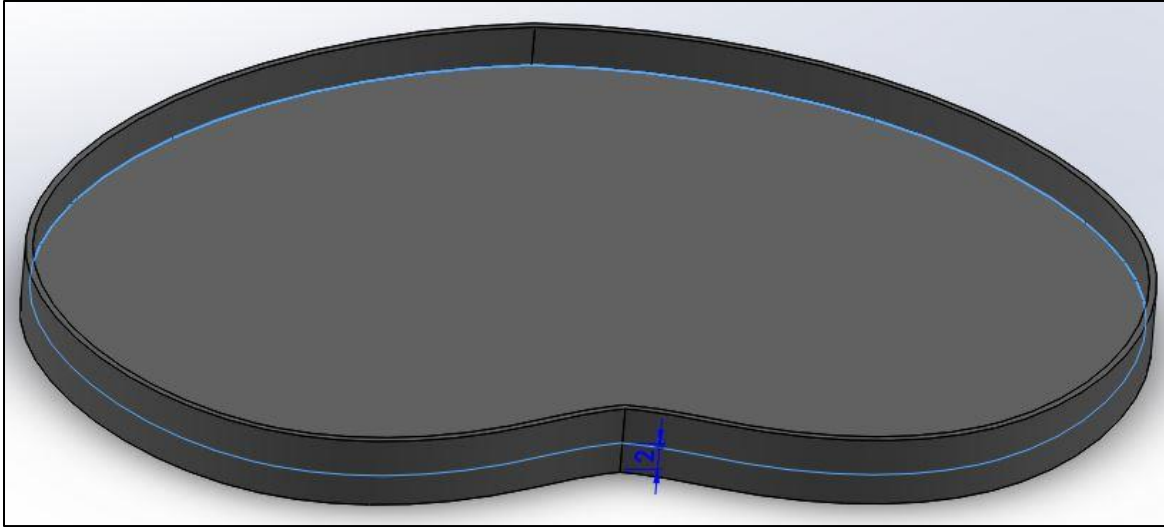
Εικόνα 4-20: Επιπλέον τομές κνήμης

Ακολούθησε στην πορεία η σχεδίαση του μεταλλικού προθέματος της κνήμης. Αρχικά, σχεδιάστηκαν σε ένα επίπεδο οι καμπύλες που αναφέρθηκαν προηγουμένως. Στην εικόνα 4-21, φαίνεται το περίγραμμα του προθέματος αναλυτικά.



Εικόνα 4-21: Διαστάσεις περιγράμματος μεταλλικού προθέματος κνήμης

Στη συνέχεια δόθηκε ύψος 5mm και πάχος, προς την εξωτερική μεριά του περιγράμματος, 0,5mm με την εντολή Extrude-Thin. Έπειτα σχεδιάστηκε ο πάτος του προθέματος, με πάχος 2mm με την εντολή Extrude Boss, όπως φαίνεται στην εικόνα 4-22.



Εικόνα 4-22: Εσωτερική μεριά μεταλλικού προθέματος κνήμης

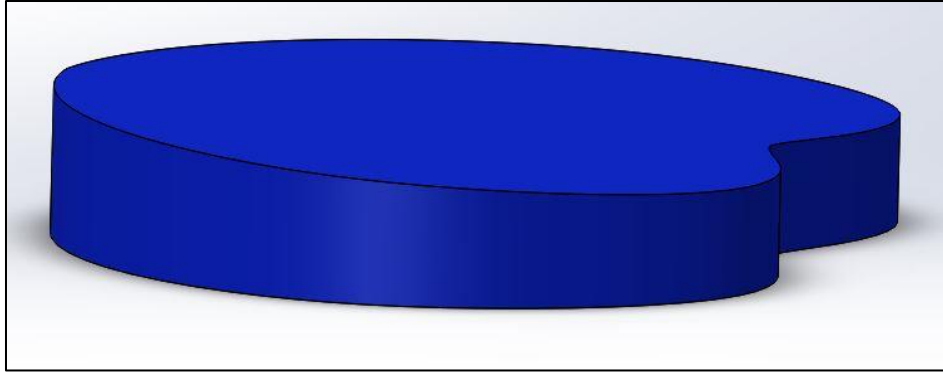
Τέλος, σχεδιάστηκαν οι πείροι με ύψος 10mm, ενώ στο άκρο τους δόθηκε καμπύλη ύψους 2mm. Οι εντολές που χρησιμοποιήθηκαν ήταν Extrude Boss και Dome, αντίστοιχα. Στην εικόνα 4-23 φαίνονται οι τελικές αλλαγές κατά τον σχεδιασμό του.



Εικόνα 4-23: Τελικό σχέδιο μεταλλικού προθέματος κνήμης

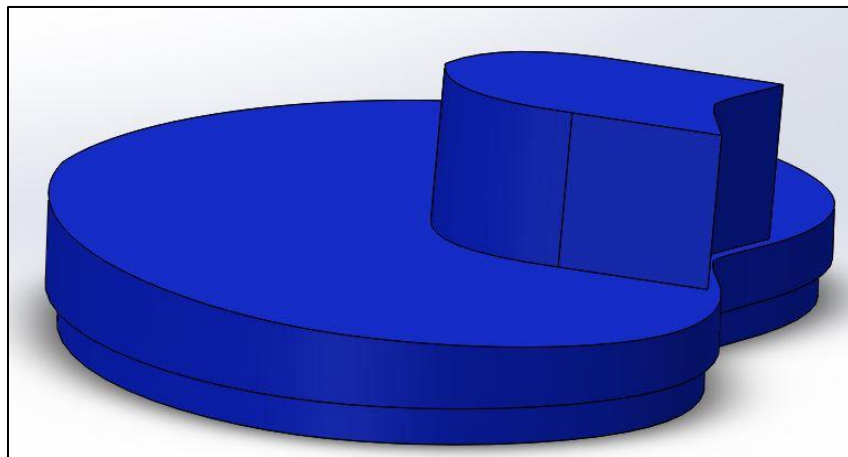
4.2.3 Σχεδιασμός πλαστικού προθέματος

Ο σχεδιασμός του πλαστικού προθέματος βασίστηκε στη γεωμετρία του μεταλλικού μέρους της κνήμης. Αρχικά, σχεδιάστηκαν οι καμπύλες του προθέματος, ίδιες με τις καμπύλες που σχεδιάστηκαν για το μεταλλικό μέρος της κνήμης, όπως παρουσιάστηκε στην εικόνα 4.13. Έπειτα, με την εντολή Extrude Boss δόθηκε όγκος στο πλαστικό πρόθεμα, με μέγιστο ύψος 10mm και παράλληλα μία οπίσθια κλίση 3°, όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 4-24.



Εικόνα 4-24: Αρχικός όγκος πλαστικού προθέματος

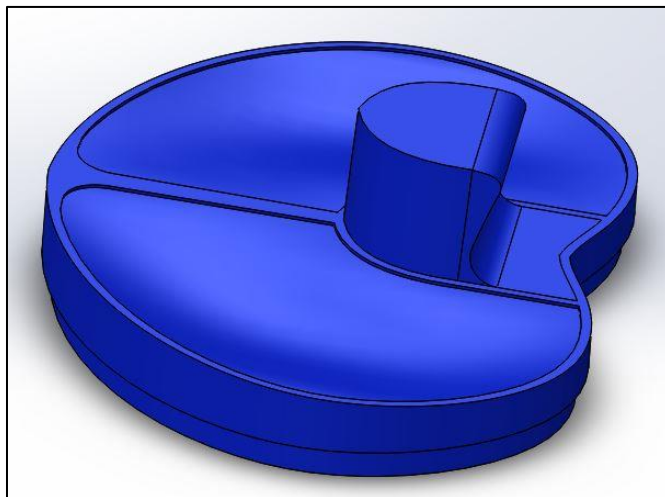
Ακολούθησε η σχεδίαση της ανυψωμένης περιοχής του πλαστικού (post). Αρχικά, σχεδιάστηκε η καμπυλότητα της περιοχής αυτής και μετέπειτα δόθηκε ύψος 12mm. Το πλάτος που δόθηκε σε αυτήν την επιφάνεια ήταν λίγο μικρότερο σε σχέση με την τομή που πραγματοποιήθηκε στο κάτω μέρος του μηρού. Ο λόγος που σχεδιάστηκε κατά αυτόν τον τρόπο, είναι για να υπάρχει μια ελευθερία κίνησης για έσω και έξω στροφή καθώς και πλάγια ολίσθηση του μηρού επί της κνήμης, όπως συμβαίνει και κατά τη φυσική κίνηση του γόνατος. Στη συνέχεια, δόθηκε επιπλέον όγκος 0,5mm περιφερειακά του πλαστικού προθέματος. Ο όγκος αυτός δόθηκε 3mm πιο πάνω από τη βάση του προθέματος. Αυτό έγινε για να «κουμπώσει» το πλαστικό πρόθεμα στο μέταλλο της κνήμης. Στην εικόνα 4-25 φαίνεται χαρακτηριστικά αυτή η αλλαγή.



Εικόνα 4-25: Σχεδίαση του post του πλαστικού προθέματος

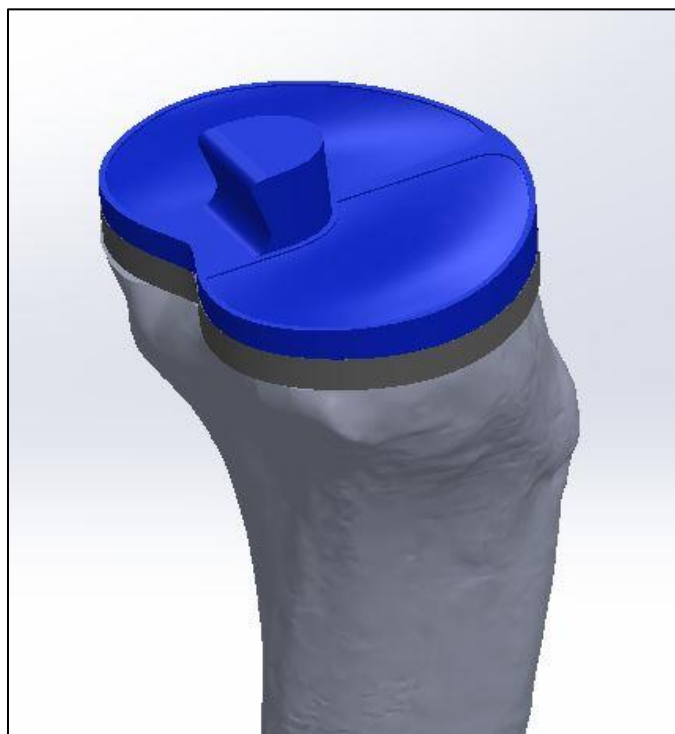
Έπειτα, σχεδιάστηκαν στην πάνω επιφάνεια του πλαστικού καμπύλες, προκειμένου προσδώσουν βάθος αριστερά και δεξιά του προθέματος, οι οποίες θα αναπαριστούν τους μηνίσκους της κνήμης. Στη συνέχεια, αφαιρέθηκε ένα μέρος από την πίσω μεριά του post, δίνοντάς του παράλληλα μια καμπυλότητα. Αυτό έγινε προκειμένου, το cam του μεταλλικού προθέματος του μηρού να ακουμπάει ομαλά στο post κατά την κάμψη του γόνατος. Τέλος,

δόθηκε μια ελαφριά καμπυλότητα αριστερά και δεξιά του προθέματος, στα βάθη που σχεδιάστηκαν προηγουμένως. Η καμπυλότητα δόθηκε με την εντολή Freeform και συμβάλλει στην ομαλή κίνηση του μεταλλικού μέρους του μηρού επί του πλαστικού, κατά τη διάρκεια της κάμψης. Το τελικό σχέδιο του πολυαιθυλενίου φαίνεται στην εικόνα 4-26.



Εικόνα 4-26: Τελικό σχέδιο πλαστικού προθέματος

Στην εικόνα 4-27 φαίνεται η σύνδεση του πλαστικού με το μεταλλικό πρόθεμα της κνήμης καθώς και η ένωσή τους με την κνήμη [16].



5 ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΚΑΙ ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΔΕΞΙΟΥ ΑΚΡΟΥ

5.1 Πεπερασμένα στοιχεία

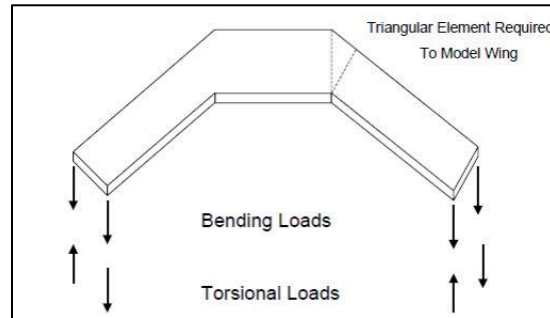
5.1.1 Ιστορία των πεπερασμένων στοιχείων

Οι αρχές της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων αναπτύχθηκαν από τον Γερμανό μαθηματικό Ritz το 1909 και στην πορεία ακολούθησε ο Ρώσος μαθηματικός Galerkin το 1915, ο οποίος ανέπτυξε σε βάθος τη θεωρία των πεπερασμένων στοιχείων. Η απουσία των ηλεκτρονικών υπολογιστών εκείνη την εποχή καθυστέρησε τη διάδοση και την περαιτέρω ανάπτυξη της μεθόδου.

Η ιδέα της ανάπτυξης της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων γεννήθηκε στην αεροναυπηγική, λόγω της ανάγκης εύρεσης λύσης στα διάφορα προβλήματα της κατασκευής των αεροσκαφών, με τα οποία έρχονταν αντιμέτωποι οι ερευνητές. Το 1941, ο Hrenikoff εισήγαγε την καλούμενη *μέθοδο του πλαισίου (framework method)* με την οποία ένα επίπεδο ελαστικό μέσο μπορούσε να αντικατασταθεί με ένα ισοδύναμο σύστημα ράβδων και δοκών. Το 1941 έρχεται ο Γερμανός μαθηματικός Courant να λύσει το πρόβλημα της στρέψης με την αρχή της ελάχιστης δυναμικής ενέργειας (minimum potential energy) με τη χρήση τριγωνικών στοιχείων, δίνοντας στη μέθοδο το όνομα Rayleigh–Ritz. Δυστυχώς, εκείνη την εποχή δεν υπήρχε ηλεκτρονικός υπολογιστής για να εφαρμόσει τη θεωρία του και ξεχάστηκε έως ότου ανακαλύφθηκε ο υπολογιστής και νέοι επιστήμονες θεμελίωσαν ξανά τη μέθοδο [17].

Μία δεκαετία αργότερα, οι Αμερικανοί Turner και Clough αντιμετώπισαν για πρώτη φορά μη ορθογώνιες περιοχές. Τα πειράματά τους επικεντρώθηκαν στον υπολογισμό της επιρροής των στρεπτικών και καμπτικών συντελεστών ελαστικότητας σε φτερά αεροσκάφους. Μελέτησαν στατικά το παρακάτω πτερύγιο, όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 5-1, αλλά τα

αποτελέσματα δεν ήταν σε συμφωνία με αυτά που εξήχθησαν από την ανάλυση της κατασκευής με μονοδιάστατα στοιχεία [18].



Εικόνα 5-1: Δομή πτερυγίου του πειράματος των Clough–Turner {29}

Η έρευνα αυτή οδήγησε στη δημιουργία τριγωνικών στοιχείων για τη μοντελοποίηση της κατασκευής.

Το 1955 έρχεται ο Έλληνας Ι. Αργύρης, ο οποίος έγραψε ένα βιβλίο με θέμα ‘Ενεργειακά θεωρήματα και η μέθοδος των μητρώων’ και εισήγαγε τις αρχές των πεπερασμένων στοιχείων. Ένα χρόνο μετά, στο ίδιο πλαίσιο, οι Clough και Turner έδειξαν ότι μία πιο άμεση υποκατάσταση των ιδιοτήτων στα μητρώα δυσκαμψίας μπορεί να γίνει θεωρώντας ότι τα στοιχεία (elements) σε ένα συνεχές μέσο συμπεριφέρονται με έναν απλούστερο τρόπο. Η έρευνά τους επικεντρώθηκε σε δοκούς, δικτυώματα και άλλα στοιχεία, στη δομική και μηχανική ανάλυση. Η μέθοδος που χρησιμοποίησαν για την προσομοίωση των συνεχών μέσω περιείχε τη χρήση δισδιάστατων και τρισδιάστατων στοιχείων, γεγονός που αποτελεί χαρακτηριστικό της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων μέχρι και σήμερα.

Μέσα στα επόμενα χρόνια, η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων εξελίχθηκε σημαντικά, οδηγώντας στην επίλυση γραμμικών και μη γραμμικών προβλημάτων σχετικών με τη σταδιακή κατασκευή, το κλείσιμο ραγισμάτων, τη μετάδοση θερμότητας, τη ροή των ρευστών σε πορώδη μέσα, τη δυναμική ανάλυση απόκρισης. Παράλληλα, με την ανάπτυξη της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων έγινε αναγκαία η ανάπτυξη ειδικών προγραμμάτων για την επίλυση πολύπλοκων προβλημάτων. Έτσι, μέσα στη δεκαετία του 1970 εμφανίστηκαν τα πρώτα υπολογιστικά πακέτα όπως Nastran, SAP και άλλα, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων [19].

5.1.2 Γενικά

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων αποτελεί σήμερα τη σημαντικότερη μέθοδο της υπολογιστικής μηχανικής. Η ανάπτυξή της μπορεί να θεωρηθεί ως η συμβολή τριών βασικών επιστημονικών περιοχών: Των ενεργειακών μεθόδων της μηχανικής (energy methods), της θεωρίας προσεγγίσεων των μαθηματικών (approximation theory) αλλά και των πληροφοριακών

συστημάτων σχεδιασμού CAD (Computer Aided Design). Η αξία της μεθόδου έγκειται στη δυνατότητά της να παρουσιάζεται ως ένα ενιαίο εργαλείο για τη στατική και δυναμική, γραμμική και μη γραμμική ανάλυση των κατασκευών από ραβδωτούς, επιφανειακούς και χωρικούς φορείς ή ο συνδυασμός τους για τυχαία γεωμετρία, φόρτιση και συνοριακές συνθήκες.

Στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, ο πραγματικός φορέας της ύλης αναπαρίσταται ως ένα σύνολο υποδιαιρέσεων που ονομάζονται πεπερασμένα στοιχεία. Εφόσον η πραγματική μεταβολή της μεταβλητής (π.χ. μετατόπιση, τάση, θερμοκρασία, πίεση ή ταχύτητα) μέσα στο συνεχές μέσο δεν είναι γνωστή, θεωρείται ότι η διακύμανσή της μπορεί να προσεγγιστεί από μία απλή συνάρτηση. Αυτές οι προσεγγιστικές συναρτήσεις, γνωστές και ως μοντέλα παρεμβολής, ορίζονται σε σχέση με τις τιμές των μεταβλητών στους κόμβους. Όταν οι εξισώσεις για ολόκληρο το συνεχές μέσο είναι γνωστές, οι νέοι άγνωστοι θα είναι οι κομβικές τιμές και η μεταβλητή που διερευνούμε. Λύνοντας τις εξισώσεις, οι οποίες είναι συνήθως σε μορφή μητρώων (πινάκων), μπορούν να υπολογιστούν οι κομβικές τιμές της μεταβλητής. Όταν γίνουν γνωστές αυτές οι τιμές, οι προσεγγιστικές συναρτήσεις καθορίζουν τη μεταβλητή σε όλη την κατασκευή (στο σύνολο των στοιχείων).

Η επίλυση ενός γενικότερου προβλήματος συνεχούς μέσου με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων ακολουθεί πάντα μια βηματική διαδικασία. Αναφορικά με τα προβλήματα στατικής των κατασκευών, η διαδικασία μπορεί να διατυπωθεί με τα εξής ακόλουθα βήματα:

- **Διακριτοποίηση της δομής**

Το πρώτο βήμα στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων είναι να διαιρεθεί η δομή σε υποδιαιρέσεις ή στοιχεία. Με αυτόν τον τρόπο, η δομή θα μοντελοποιηθεί με κατάλληλα πεπερασμένα στοιχεία. Ο αριθμός, ο τύπος, το μέγεθος και η διάταξη των στοιχείων θα αποφασιστεί.

- **Επιλογή κατάλληλου μοντέλου παρεμβολής ή μετατόπισης**

Επειδή η επίλυση της μετατόπισης μιας περίπλοκης κατασκευής, κάτω από κάποιες συνθήκες φόρτισης, δεν μπορεί να προβλεφθεί αναλυτικά, υποθέτουμε κάποια κατάλληλη λύση μέσα σε ένα στοιχείο, για να προσεγγιστεί η άγνωστη λύση. Η υποθετική λύση πρέπει να είναι απλή υπολογιστικά και ταυτόχρονα να πληροί ορισμένες προϋποθέσεις σύγκλισης. Γενικά, η λύση ή το μοντέλο παρεμβολής έχει μορφή πολυωνύμου.

- **Παραγωγή των μητρώων στιβαρότητας και των διανυσμάτων φορτίου του στοιχείου**

Από το θεωρητικό μοντέλο μετατόπισης, τη μήτρα στιβαρότητας K και το διάνυσμα φορτίου P του στοιχείου μπορούν να υπολογισθούν είτε με τη χρήση των συνθηκών ισορροπίας είτε με την εφαρμογή μιας κατάλληλης αρχής μεταβολών.

- **Συγκέντρωση των εξισώσεων των στοιχείων για τη λήψη των συνολικών εξισώσεων ισορροπίας**

Δεδομένου ότι η δομή αποτελείται από αρκετά πεπερασμένα στοιχεία, τα μεμονωμένα μητρώα στιβαρότητας καθώς και τα διανύσματα φορτίου πρέπει να συγκεντρωθούν με κατάλληλο τρόπο και το σύνολο των εξισώσεων ισορροπίας να διαμορφωθεί ως εξής:

$$[K]\vec{\Phi} = \vec{P}$$

όπου $[K]$ είναι το ολικό μητρώο στιβαρότητας, Φ το διάνυσμα των κομβικών μετατοπίσεων και P το διάνυσμα των κομβικών δυνάμεων για όλη τη δομή.

- **Επίλυση ως προς τις άγνωστες μετατοπίσεις κόμβων**

Οι ολικές εξισώσεις ισορροπίας πρέπει να τροποποιηθούν για να λάβουν υπόψη και τις οριακές συνθήκες του προβλήματος. Μετά την ενσωμάτωση των οριακών συνθηκών, οι εξισώσεις ισορροπίας εκφράζονται ως:

$$[K]\vec{\Phi} = \vec{P}$$

Για γραμμικά προβλήματα, το διάνυσμα Φ μπορεί να λυθεί αρκετά εύκολα. Στα μη γραμμικά προβλήματα η λύση λαμβάνεται με μία σειρά βημάτων, με κάθε βήμα να περιλαμβάνει την τροποποίηση του μητρώου στιβαρότητας $[K]$ ή και το διάνυσμα φόρτισης.

- **Υπολογισμός παραμορφώσεων και τάσεων των στοιχείων**

Από τις γνωστές κομβικές μετατοπίσεις κόμβων, μπορούν να υπολογισθούν οι παραμορφώσεις και οι τάσεις του στοιχείου με τη χρήση των απαραίτητων εξισώσεων μηχανικής κατασκευών.

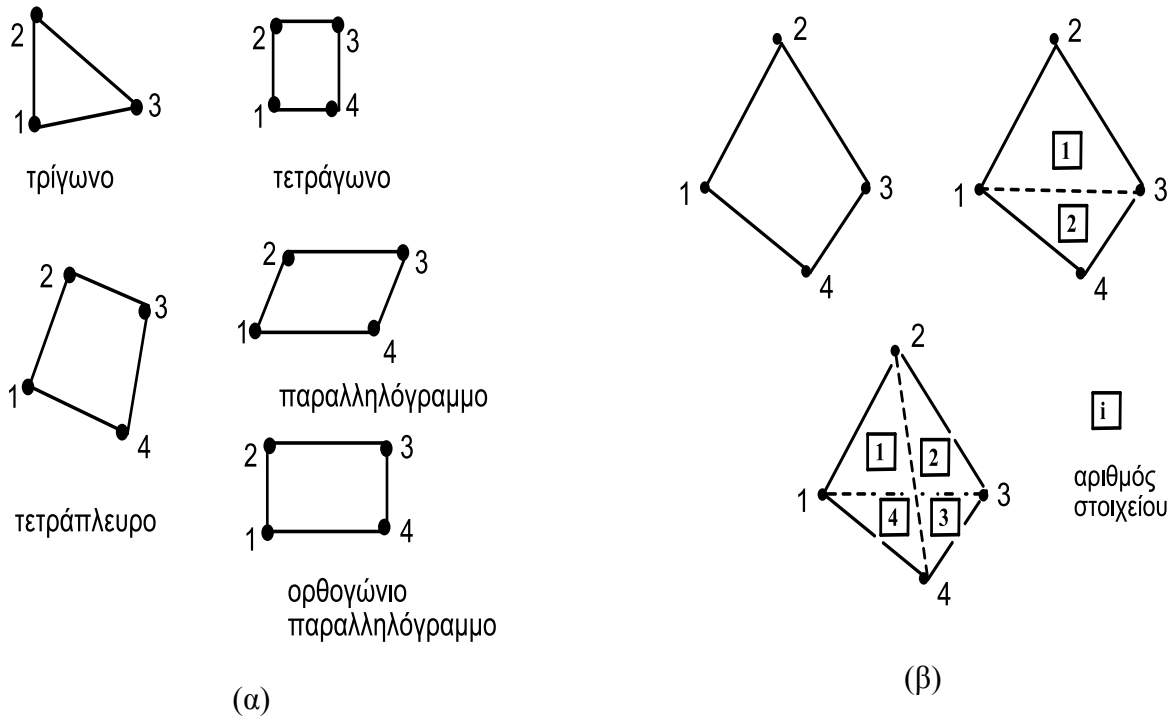
5.1.3 Διακριτοποίηση στοιχείων πεδίου

Το πρώτο βήμα που περιλαμβάνει η ανάλυση των πεπερασμένων στοιχείων είναι η διακριτοποίηση των ακανόνιστων τομέων σε υποτομείς, γνωστοί και ως πεπερασμένα στοιχεία. Για τη διαμόρφωση ενός τομέα με πεπερασμένα στοιχεία μπορεί να χρησιμοποιηθούν διαφορετικές μέθοδοι. Διαφορετικές μέθοδοι συνεπάγονται και διαφορετικά ποσά υπολογιστικού χρόνου και κατά συνέπεια οδηγούν σε διαφορετικές προσεγγιστικές λύσεις.

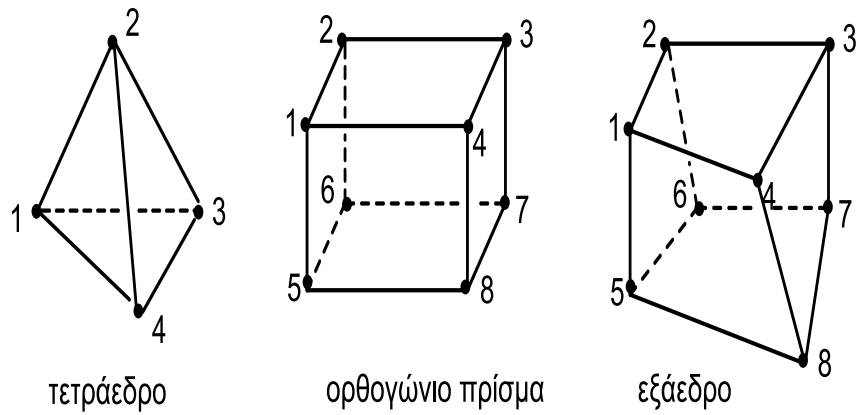
Τα σχήματα, τα μεγέθη, ο αριθμός και οι διαμορφώσεις των στοιχείων πρέπει να επιλεγούν προσεκτικά προκειμένου η προσομοίωση του αρχικού σώματος να γίνει όσο το δυνατό καλύτερα, χωρίς αύξηση της υπολογιστικής προσπάθειας που απαιτείται για τη λύση. Τις περισσότερες φορές, η επιλογή του τύπου του στοιχείου καθορίζεται από τη γεωμετρία του σώματος καθώς και από τον αριθμό των ανεξάρτητων συντεταγμένων που είναι απαραίτητες για να περιγράψουν το σύστημα. Αν η γεωμετρία, οι ιδιότητες του υλικού και η μεταβλητή πεδίου του προβλήματος μπορούν να περιγραφούν με όρους μόνο μιας χωρικής συντεταγμένης, τότε μπορούν να χρησιμοποιηθούν μονοδιάστατα ή γραμμικά στοιχεία. Για μία απλή ανάλυση, τα μονοδιάστατα στοιχεία υποτίθεται ότι έχουν δύο κόμβους, ένα σε κάθε άκρο, με την αντίστοιχη τιμή της μεταβλητής να επιλέγεται ως άγνωστος (βαθμός ελευθερίας).

Όταν η διαμόρφωση και οι υπόλοιπες λεπτομέρειες του προβλήματος μπορούν να περιγραφούν με όρους δύο ανεξάρτητων χωρικών συντεταγμένων, τότε μπορούν να χρησιμοποιηθούν τα δισδιάστατα στοιχεία, όπως φαίνονται στην εικόνα 5-2 (α). Το βασικό στοιχείο που χρησιμοποιείται στη δισδιάστατη ανάλυση είναι το τριγωνικό στοιχείο. Παρά το γεγονός ότι ένα τετράπλευρο στοιχείο μπορεί να ληφθεί από τον συνδυασμό δύο ή τεσσάρων τριγωνικών στοιχείων, όπως φαίνεται στην εικόνα 5-2 (β), η χρήση τους σε κάποιες περιπτώσεις φαίνεται να παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα. Για την καμπτική ανάλυση στις πλάκες χρησιμοποιούνται πολλαπλοί βαθμοί ελευθερίας σε κάθε κόμβο.

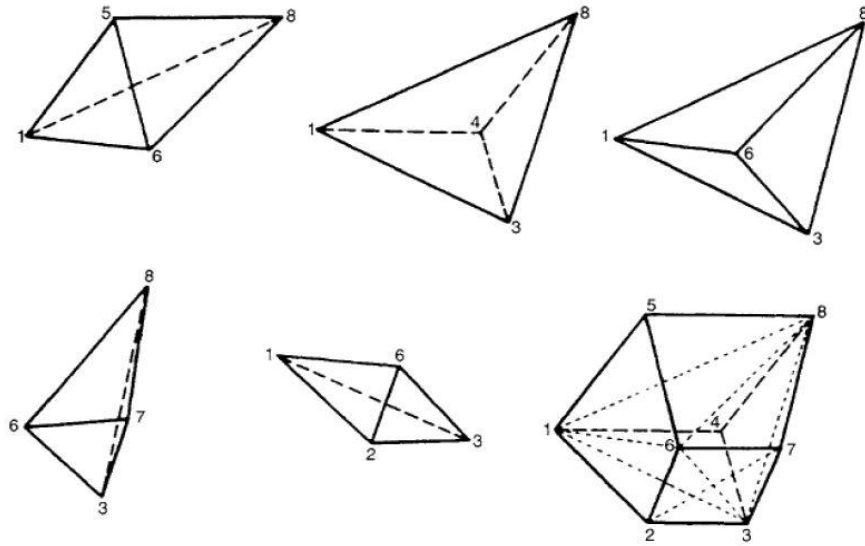
Στην περίπτωση που η γεωμετρία, οι ιδιότητες των υλικών και άλλες παράμετροι του σώματος μπορούν να περιγραφούν από τρεις ανεξάρτητες χωρικές συντεταγμένες, μπορεί κάποιος να εξιδανικεύσει το σώμα χρησιμοποιώντας τρισδιάστατα στοιχεία, όπως φαίνονται στην εικόνα 5-3. Το βασικό τρισδιάστατο στοιχείο, ανάλογο του τριγωνικού στην περίπτωση του δισδιάστατου προβλήματος, είναι το τετραεδρικό στοιχείο. Σε κάποιες περιπτώσεις, η χρήση του εξαεδρικού στοιχείου, το οποίο μπορεί να προκύψει από τη συναρμολόγηση πέντε τετραέδρων, όπως φαίνεται στην εικόνα 5-4, παρουσιάζει πλεονεκτήματα. Κάποια προβλήματα, τα οποία είναι όντως τρισδιάστατα, μπορούν να περιγραφούν με μία ή δύο μόνο ανεξάρτητες συντεταγμένες. Τέτοιου είδους προβλήματα μπορούν να εξιδανικευτούν με τη χρήση ενός αξονοσυμμετρικού ή τύπου δακτυλίου στοιχείου, όπως φαίνεται στην εικόνα 5-5. Για τη διακριτοποίηση των προβλημάτων, που αφορούν καμπύλες γεωμετρίας, είναι χρήσιμα πεπερασμένα στοιχεία με καμπύλες πλευρές. Στην εικόνα 5-6 φαίνονται τα πεπερασμένα στοιχεία με καμπύλες πλευρές. Τα πεπερασμένα στοιχεία με ευθείες πλευρές είναι γνωστά και ως γραμμικά στοιχεία, ενώ αυτά με καμπύλες πλευρές ονομάζονται στοιχεία μεγαλύτερης τάξης.



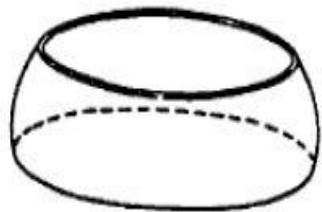
Εικόνα 5-2: Δισδιάστατα πεπερασμένα στοιχεία {30}



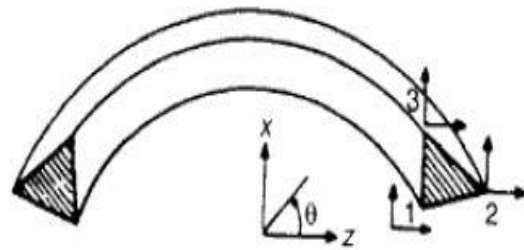
Εικόνα 5-3: Τρισδιάστατα πεπερασμένα στοιχεία {30}



Εικόνα 5-4: Εξαεδρικό στοιχείο αποτελούμενο από πέντε τετραεδρικά στοιχεία {30}

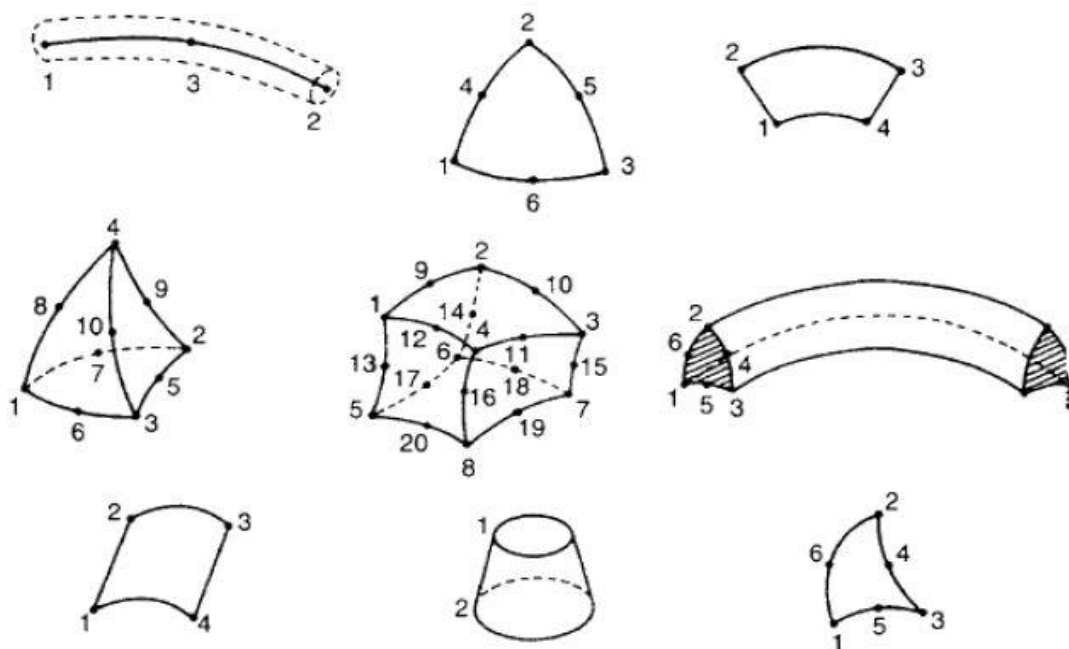


Μονοδιάστατο αξονοσυμμετρικό
στοιχείο



Δισδιάστατο αξονοσυμμετρικό
στοιχείο

Εικόνα 5-5: Αξονοσυμμετρικά στοιχεία {30}



Εικόνα 5-6: Πεπερασμένα στοιχεία με καμπυλωμένες πλευρές {30}

Το δίκτυο των στοιχείων και των κόμβων που διακριτοποιεί μια περιοχή αναφέρεται ως πλέγμα. Όσο περισσότερα στοιχεία τοποθετούνται σε μια περιοχή τόσο αυξάνεται και η πυκνότητα του πλέγματος σε εκείνο το σημείο. Γενικά, όταν η πυκνότητα του πλέγματος αυξάνεται σε περιοχές στις οποίες εμφανίζονται μεγάλες μεταβολές των παραμέτρων που μας ενδιαφέρουν, τότε τα αποτελέσματα βελτιώνονται. Για παράδειγμα, περιοχές όπου εμφανίζονται υψηλές τάσεις, είναι σημαντικό να επαναπλεγματοποιηθούν, με μεγαλύτερη πυκνότητα πλέγματος.

Η παραγωγή του πλέγματος μπορεί να πραγματοποιηθεί με τρεις τρόπους, τη χειροκίνητη, την ημιαυτόματη και την πλήρως αυτοματοποιημένη δημιουργία πλέγματος.

- **Χειροκίνητη δημιουργία πλέγματος**

Αυτή η μέθοδος έχει περισσότερο εκπαιδευτικό χαρακτήρα πλέον διότι αποτελεί μία κοπιαστική και απαιτητική μέθοδο δημιουργίας πλέγματος. Συνήθως, χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις κάποιων ειδικών περιοχών της κατασκευής που εξετάζεται, στις οποίες είναι απαραίτητη η ακρίβεια, κατά συνέπεια ο μελετητής θα πρέπει να επιλέξει μόνος του το πλέγμα.

- **Ημιαυτόματη δημιουργία πλέγματος**

Η τεχνική αυτή θεωρείται ημιαυτόματη διότι επιτρέπει στον μελετητή να πλεγματοποιεί περιοχές της κατασκευής, τις οποίες έχει διαχωρίσει χρησιμοποιώντας κάποιες αυστηρά ορισμένες οριακές συνθήκες.

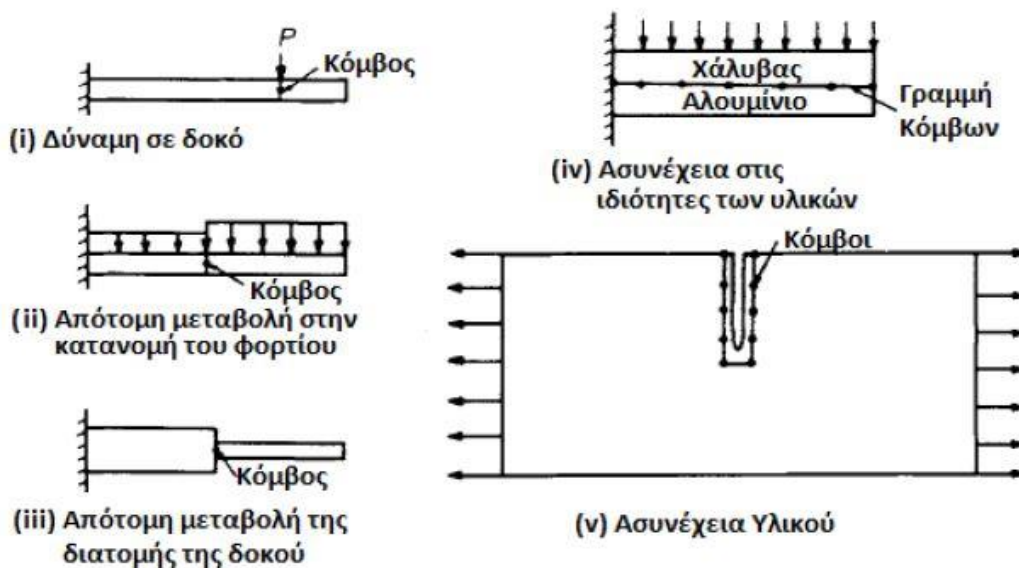
- Πλήρως αυτοματοποιημένη δημιουργία πλέγματος

Οι σχεδιαστές λογισμικού επικεντρώνουν τις προσπάθειές τους στην ανάπτυξη μίας πλήρως αυτοποιημένης δημιουργίας πλέγματος και, σε ορισμένες περιπτώσεις, στην αυτόματη τελειοποίηση του πλέγματος (mesh refinement). Σκοπός είναι να μειωθεί ο προεπεξεργαστικός χρόνος και η προσπάθεια του σχεδιαστή για να καταλήξει σε ένα καλά δομημένο πλέγμα. Όταν καθοριστούν οι οριακές συνθήκες, μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφορες μέθοδοι διακριτοποίησης με ένα στοιχείο.

Ο τύπος των στοιχείων στις περισσότερες περιπτώσεις είναι εμφανής. Όταν συμβαίνει το αντίθετο, πρέπει κανείς να επιλέξει τον τύπο των στοιχείων με βάση την κρίση του. Υπάρχουν περιπτώσεις στις οποίες θα πρέπει ο χρήστης να χρησιμοποιήσει δύο ή και περισσότερα είδη στοιχείων για εξιδανίκευση.

Το μέγεθος των στοιχείων, με τη σειρά του, επηρεάζει άμεσα τη σύγκλιση της λύσης. Όσο πιο μικρό είναι το μέγεθος των στοιχείων τόσο πιο ακριβής θα είναι και η τελική λύση και ταυτόχρονα πιο χρονοβόρα. Ένα άλλο χαρακτηριστικό, που σχετίζεται με το μέγεθος των στοιχείων, είναι η αναλογία διαστάσεων των στοιχείων. Η αναλογία περιγράφει το σχήμα του στοιχείου στη συνάθροιση των στοιχείων.

Στην περίπτωση που το σώμα που μελετάται δεν έχει απότομες αλλαγές στη γεωμετρία, τις ιδιότητες των υλικών και τις εξωτερικές συνθήκες, μπορεί να διαιρεθεί σε ίσες υποδιαίρεσεις, με την απόσταση των κόμβων να είναι ομοιόμορφη. Στην αντίθετη περίπτωση, όταν υπάρχουν ασυνέχειες στο πρόβλημα, οι κόμβοι πρέπει να εισαχθούν στις ασυνέχειες, όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην εικόνα 5-7 [20].



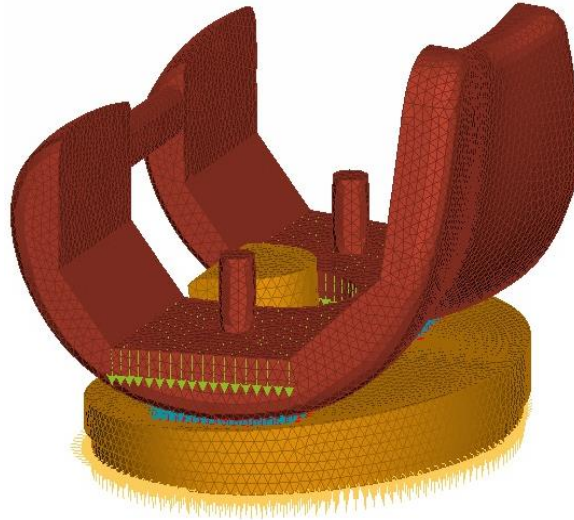
Εικόνα 5-7: Θέση κόμβων στις ασυνέχειες [30]

5.2 Απλοποιημένη ανάλυση τάσεων μεταξύ επίθεματος πολυαιθυλενίου και μεταλλικού προθέματος μηρού υπό την άσκηση υψηλών φορτίων

Στα πεπερασμένα στοιχεία πρέπει να οριστούν οι ιδιότητες υλικών. Αυτές οι ιδιότητες είναι το μέτρο ελαστικότητας του Young (E), η πυκνότητα (ρ), ο λόγος Poisson (ν). Σκοπός σε αυτήν την ενότητα είναι να εξεταστούν οι ιδιότητες των υλικών του μεταλλικού προθέματος προκειμένου να επιλεγεί στο τέλος το κατάλληλο υλικό, για τη μελέτη ολόκληρου του μοντέλου. Επίσης, γίνεται μελέτη των τάσεων που μπορεί να εμφανίσει το επίθεμα πολυαιθυλενίου και το μέταλλο του μηρού για τέσσερα διαφορετικά υλικά παρασκευής του, υπό την επίδραση υψηλών φορτίων, σε διαφορετικές γωνίες κάμψης. Η μελέτη περιορίστηκε ανάμεσα στο μεταλλικό πρόθεμα του μηρού και το επίθεμα του πολυαιθυλενίου και τα στάδια αυτής βασίστηκαν σε βιβλιογραφικά δεδομένα. Η μοντελοποίηση του πολυαιθυλενίου και του προθέματος του μηρού πραγματοποιήθηκε στον προ-επεξεργαστή ANSA pre-processor της BETA CAE systems S.A. Το επίθεμα του πολυαιθυλενίου και πρόθεμα του μηρού ορίστηκαν ως συμπαγή και η διακριτοποίησή τους έγινε με χωρικά τετραεδρικά στοιχεία (solid elements). Το μήκος της κάθε πλευράς των τετραεδρικών στοιχείων κυμαίνεται στα 2mm και προσαρμόζεται κάθε φορά αναλόγως, προκειμένου να υπάρχει απόλυτη εφαρμογή των στοιχείων στην εκάστοτε γεωμετρία

1^η Περίπτωση

Στην πρώτη περίπτωση μελέτης, το φορτίο ασκήθηκε κάθετα ως προς το επίπεδο του μεταλλικού προθέματος με τους πείρους, στην ουσία κάθετα ως προς το κάτω μέρος του UHMWPE. Ο σκοπός αυτής της ανάλυσης είναι να ελεγχθεί η αντοχή του εμφυτεύματος κάτω από την επίδραση υψηλών φορτίων. Η μελέτη αυτή πραγματοποιήθηκε για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού του μετάλλου και για ένα εύρος φορτίου 600–5000N. Τα 5000N που ασκήθηκαν, που είναι και το μέγιστο φορτίο αυτής της μελέτης, αντιπροσωπεύουν περίπου οχτώ φορές το φυσιολογικό βάρος ενός ανθρώπου, το οποίο κυμαίνεται γύρω στα 60–75kg. Στην κάτω επιφάνεια του πολυαιθυλενίου ορίστηκε πάκτωση με SPC (single point constraint). Η επαφή ανάμεσα στο μέταλλο του μηρού και το UHMWPE ορίστηκε με RBE3 στοιχεία. Στην εικόνα 5-8 φαίνεται χαρακτηριστικά το μοντέλο αυτής της μελέτης.



Εικόνα 5-8: Μοντέλο με οριακές συνθήκες στις 0°

Οι ιδιότητες υλικών που αποδόθηκαν στο μεταλλικό πρόθεμα του μηρού, όπως και στο επίθεμα πολυαιθυλενίου UHMWPE φαίνονται στον πίνακα 5-1.

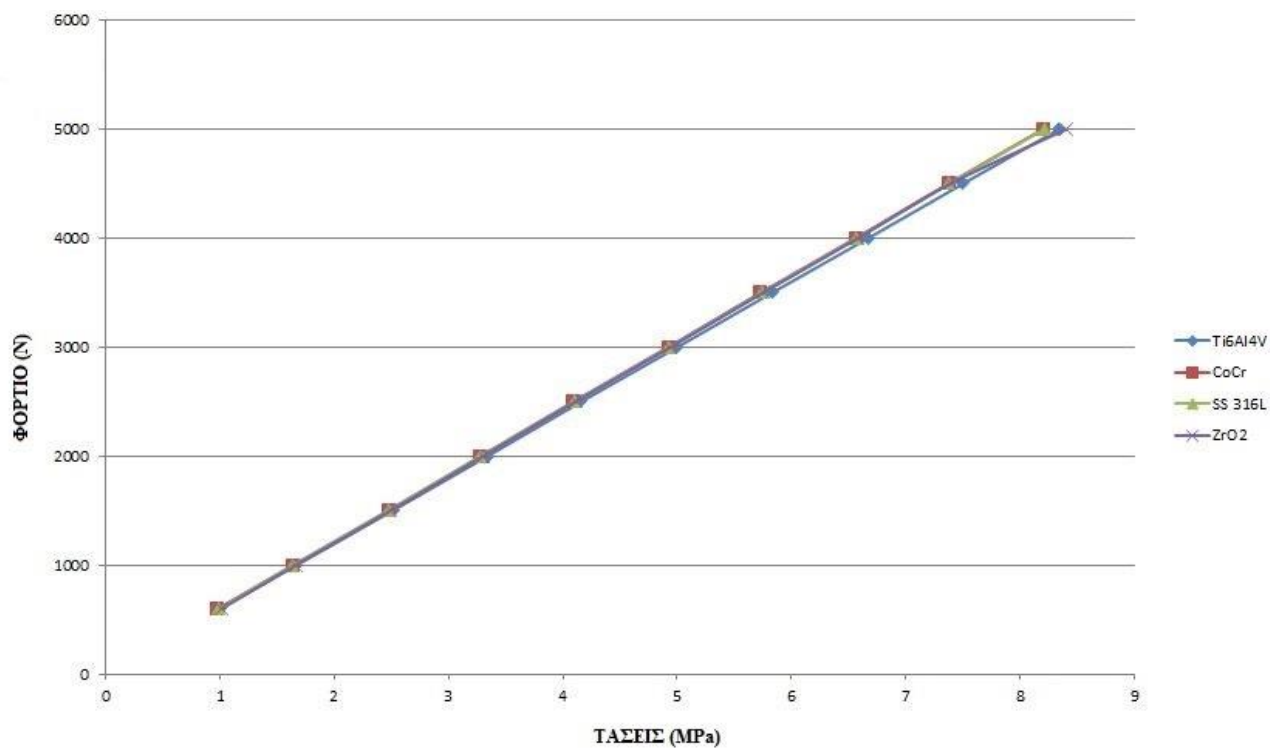
Πίνακας 5.1. Ιδιότητες υλικών του επιθέματος του πολυαιθυλενίου και του μεταλλικού προθέματος του μηρού που χρησιμοποιήθηκαν στους υπολογισμούς.

Υλικό	ρ (Kg/m ³)	E (MPa)	ν
UHMWPE	900	2000	0.3
Ti ₆ Al ₄ V	4000	113000	0.34
CoCr	7000	210000	0.3
316L SS	8000	197000	0.3
ZrO ₂	6040	220000	0.3

Τα αποτελέσματα των τάσεων στις 0°, τόσο για το πολυαιθυλένιο όσο και για το μέταλλο του μηρού φαίνονται στους πίνακες 5-2/3 και στα διαγράμματα 5-1/2, για τα τέσσερα διαφορετικά υλικά του μετάλλου.

Πίνακας 5.2. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) του επιθέματος του πολυαιθυλενίου, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού του μεταλλικού προθέματος του μηρού, υπό την επίδραση διαφορετικού φορτίου στις 0°.

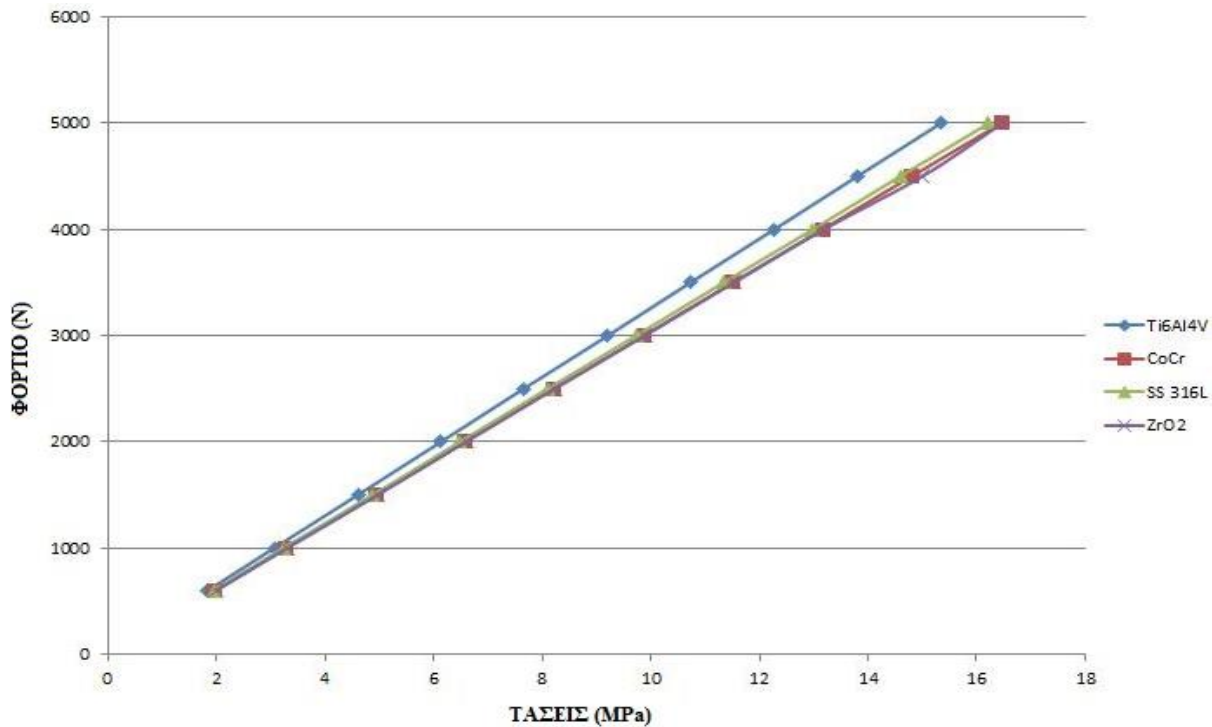
Force (N)	Ti6Al4V	CoCr	SS 316L	ZrO2
600	1	0,98	0,99	1,01
1000	1,67	1,64	1,64	1,66
1500	2,51	2,47	2,47	2,49
2000	3,34	3,28	3,28	3,3
2500	4,16	4,09	4,1	4,11
3000	5	4,92	4,93	4,94
3500	5,83	5,73	5,74	5,75
4000	6,67	6,56	6,57	6,58
4500	7,5	7,37	7,38	7,39
5000	8,34	8,2	8,21	8,4



Διάγραμμα 5-1: Γραφική παράσταση των τάσεων που δέχεται το επίθεμα πολυαιθυλενίου, για τα τέσσερα διαφορετικά υλικά του μεταλλικού προθέματος, στις 0°

Πίνακας 5.3. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) του μεταλλικού προθέματος του μηρού, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού, υπό την επίδραση διαφορετικού φορτίου.

Force (N)	Ti6Al4V	CoCr	SS 316L	ZrO2
600	1,85	1,98	1,95	2
1000	3,07	3,29	3,24	3,31
1500	4,61	4,95	4,88	4,97
2000	6,14	6,58	6,49	6,6
2500	7,66	8,21	8,1	8,23
3000	9,21	9,87	9,73	9,89
3500	10,73	11,51	11,34	11,53
4000	12,27	13,16	12,98	13,18
4500	13,8	14,8	14,59	15
5000	15,34	16,45	16,22	16,47



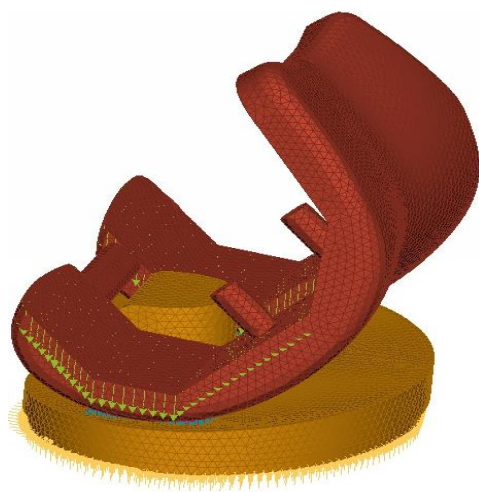
Διάγραμμα 5-2: Γραφική παράσταση των τάσεων που δέχεται το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερα διαφορετικά υλικά, στις 0°

Από το διάγραμμα 5-1, παρατηρούμε ότι οι μέγιστες τάσεις που δέχεται το πολυαιθυλένιο UHMWPE είναι όταν το υλικό του μεταλλικού προθέματος του μηρού έχει ιδιότητες κράματος Ti_6Al_4V , ενώ αντίστοιχα οι ελάχιστες τάσεις που δέχεται το πολυαιθυλένιο UHMWPE είναι όταν το υλικό έχει ιδιότητες κράματος CoCr.

Αντίστοιχα, από το διάγραμμα 5-2 μπορούμε να παρατηρήσουμε, στην περίπτωση του μεταλλικού προθέματος του μηρού, ότι οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται όταν το μέταλλο έχει ιδιότητες ZrO_2 , ενώ οι ελάχιστες τάσεις εμφανίζονται στην περίπτωση που το μέταλλο έχει ιδιότητες κράματος Ti_6Al_4V . Και στις δύο περιπτώσεις, η συμπεριφορά των τάσεων για τα διάφορα φορτία είναι γραμμική.

2^η Περίπτωση

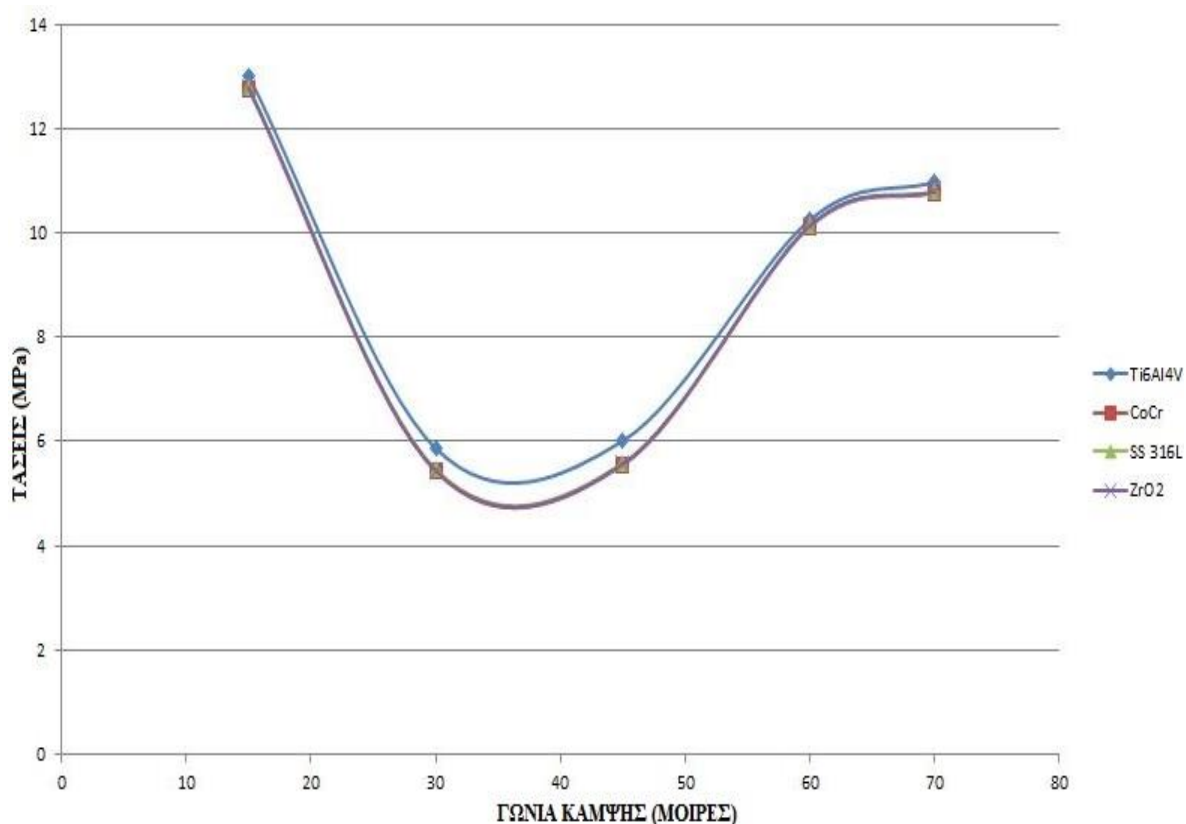
Στην δεύτερη περίπτωση της μελέτης, το μοντέλο του εμφυτεύματος αναλύθηκε για διάφορες γωνίες κάμψης, υπό την άσκηση σταθερού φορτίου 2500N, φορτίο που ισοδυναμεί με τέσσερις φορές το φυσιολογικό βάρος ενός ανθρώπου. Και σε αυτήν την περίπτωση μελέτης, η ανάλυση έγινε για τέσσερα διαφορετικά υλικά παρασκευής του μεταλλικού προθέματος του μηρού. Οι ιδιότητες αυτών των υλικών είναι ίδιες με αυτές της προηγούμενης ανάλυσης. Η ανάλυση έγινε στις 15° , 30° , 45° , 60° και στις 70° . Όπως στην πρώτη περίπτωση μελέτης, έτσι και εδώ, στην κάτω επιφάνεια του πολυαιθυλενίου ορίστηκε πάκτωση με SPC (single point constraint). Η επαφή ανάμεσα στο μέταλλο του μηρού και το UHMWPE ορίστηκε με RBE3 στοιχεία. Το φορτίο, σε όλες τις περιπτώσεις κάμψης, ασκήθηκε στα τελευταία τρία επίπεδα του μεταλλικού προθέματος, κατακόρυφα πάντα ως προς το κάτω μέρος του UHMWPE. Στην εικόνα 5-9 φαίνεται χαρακτηριστικά το μοντέλο στις 45° με τα RBE3 στοιχεία και τις οριακές συνθήκες. Τα αποτελέσματα των τάσεων, τόσο για το επίθεμα του πολυαιθυλενίου όσο και για το μέταλλο του μηρού, φαίνονται στους πίνακες 5-4/5 και τα διαγράμματα 5-3/4, για τα τέσσερα διαφορετικά υλικά.



Εικόνα 5-9: Μοντέλο με οριακές συνθήκες στις 45°

Πίνακας 5.4. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) για το επίθεμα του πολυαιθυλενίου, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού του μεταλλικού προθέματος του μηρού, σε πέντε διαφορετικές γωνίες, στα 2500N.

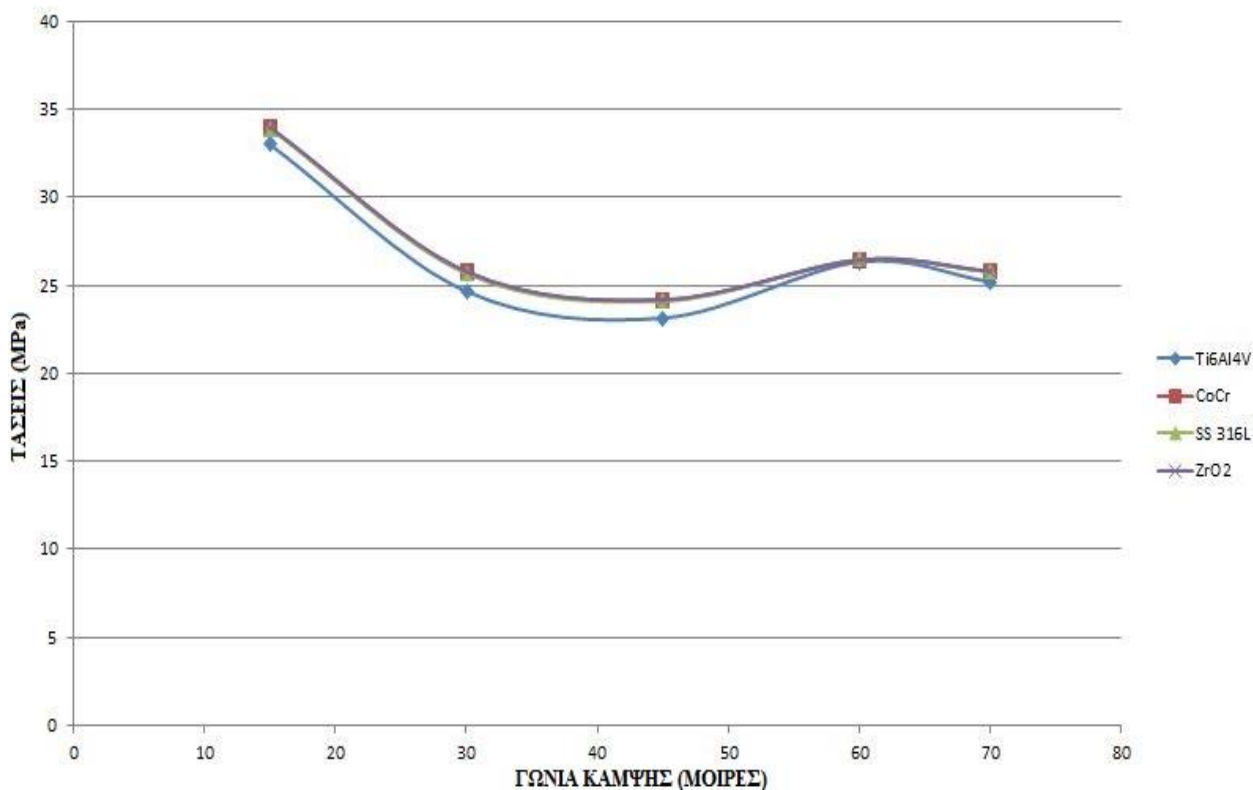
Γωνίες (μοίρες)	Ti6Al4V	CoCr	SS 316L	ZrO2
15°	13,02	12,76	12,79	12,78
30°	5,87	5,43	5,47	5,45
45°	6,01	5,55	5,58	5,57
60°	10,25	10,12	10,13	10,14
70°	10,98	10,78	10,8	10,8



Διάγραμμα 5-3: Γραφική παράσταση των τάσεων που δέχεται το επίθεμα πολυαιθυλενίου, για τέσσερα διαφορετικά υλικά του μεταλλικού προθέματος, στα 2500N

Πίνακας 5.5. Ισοδύναμες τάσεις von-mises von-mises (MPa) για το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού, σε πέντε διαφορετικές γωνίες, στα 2500N.

Γωνίες (μοίρες)	Ti6Al4V	CoCr	SS 316L	ZrO2
15°	32,99	33,95	33,9	33,97
30°	24,65	25,76	25,67	25,78
45°	23,14	24,16	24,09	24,18
60°	26,33	26,42	26,46	26,44
70°	25,19	25,78	25,75	25,8



Διάγραμμα 5-4: Γραφική παράσταση των τάσεων που δέχεται το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερα διαφορετικά υλικά, στα 2500N

Όπως και στην 1^η περίπτωση μελέτης, έτσι και εδώ από το διάγραμμα 5-3, παρατηρούμε ότι οι μέγιστες τάσεις που δέχεται το πολυαιθυλένιο UHMWPE είναι όταν το μεταλλικό πρόθεμα του

μηρού έχει ιδιότητες κράματος Ti_6Al_4V , ενώ αντίστοιχα οι ελάχιστες τάσεις που δέχεται το πολυαιθυλένιο UHMWPE είναι όταν το μέταλλο έχει ιδιότητες κράματος CoCr. Παρατηρούμε επίσης, ότι στις 30° και 45° η τάση και στις τέσσερις περιπτώσεις πέφτει απότομα ενώ στις 60° αυξάνεται απότομα. Επίσης, η μεγαλύτερη τάση εμφανίζεται στις 15° σε όλες τις περιπτώσεις.

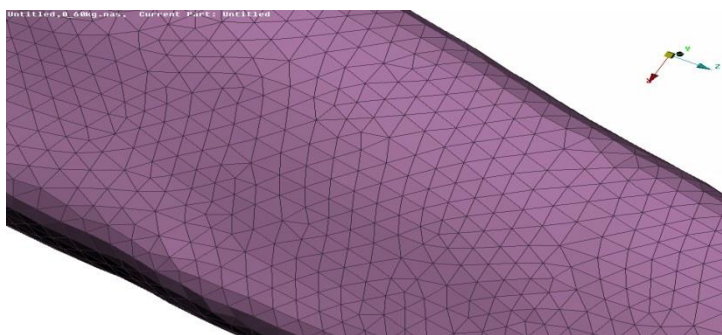
Αντίστοιχα, από το διάγραμμα 5-4 φαίνεται στην περίπτωση του μεταλλικού προθέματος του μηρού ότι οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται όταν το μέταλλο έχει ιδιότητες ZrO_2 , ενώ οι ελάχιστες τάσεις εμφανίζονται στην περίπτωση που το μέταλλο έχει ιδιότητες κράματος Ti_6Al_4V . Και σε αυτήν την περίπτωση η μέγιστη τάση εμφανίζεται στις 15° ενώ η ελάχιστη τάση εμφανίζεται στις 45° .

Από τα παραπάνω αποτελέσματα θεωρήθηκε πως το μέταλλο με ιδιότητες κράματος CoCr είναι το πιο ιδανικό υλικό σε σχέση με τα υπόλοιπα, διότι σε όλες τις περιπτώσεις μελέτης το επίθεμα του πολυαιθυλενίου εμφάνιζε τις μικρότερες τάσεις.

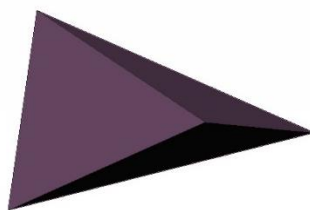
5.3 Ανάλυση πλήρους μοντέλου

Η μοντελοποίηση του δεξιού άκρου με το εμφύτευμα ολικής αρθροπλαστικής γόνατος πραγματοποιήθηκε στον προ-επεξεργαστή ANSA pre-processor της BETA CAE systems S.A.

Το αρχικό σχέδιο αποτελείται συνολικά από τέσσερα οστά, το μηριαίο οστό, την κνήμη, την περόνη και την επιγονατίδα και τρία τμήματα, τα οποία συνθέτουν το εμφύτευμα του γόνατος. Και τα επτά αυτά τμήματα (parts) ορίστηκαν ως συμπαγή και η διακριτοποίησή τους έγινε με χωρικά τετραεδρικά στοιχεία (solid elements). Το μήκος της κάθε πλευράς των τετραεδρικών στοιχείων κυμαίνεται στα 2mm και προσαρμόζεται κάθε φορά αναλόγως, προκειμένου να υπάρχει απόλυτη εφαρμογή των στοιχείων στην εκάστοτε γεωμετρία. Ενδεικτικά, παρουσιάζεται στην εικόνα 5-10 ένα μέρος της κνήμης ενώ στην εικόνα 5-11 διακρίνεται το μέγεθος ενός τετραεδρικού στοιχείου μετά τη διαδικασία της διακριτοποίησης.

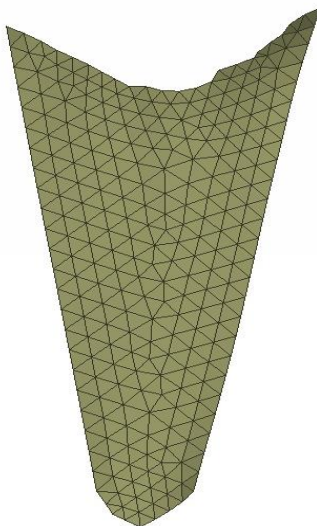


Εικόνα 5-10: Διακριτοποίηση μοντέλου με τετραεδρικά χωρικά στοιχεία



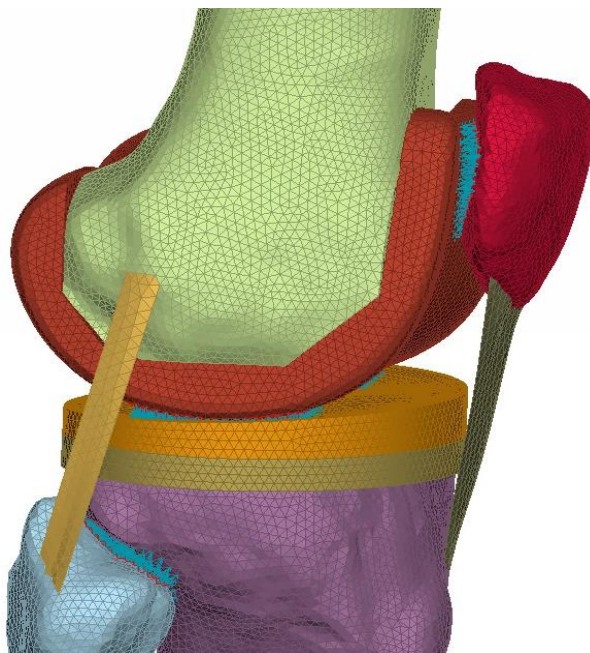
Εικόνα 5-11: Χωρικό τετραεδρικό στοιχείο

Θεωρήθηκε απαραίτητο, προκειμένου το μοντέλο της συγκεκριμένης μελέτης να προσεγγίζει όσο το δυνατόν περισσότερο τις ιδιότητες ενός φυσικού ποδιού, να σχεδιαστούν οι πλάγιοι σύνδεσμοι, ο σύνδεσμος της επιγονατίδας καθώς επίσης και το σκληρό μέρος των οστών, του μηρού, της κνήμης και της περόνης. Τα τμήματα του μοντέλου, που αναφέρθηκαν προηγουμένως, ορίστηκαν ως επιφανειακά στοιχεία (shell elements). Θα πρέπει να σημειωθεί σε αυτό το σημείο ότι οι πλάγιοι και ο επιγονατιδικός σύνδεσμος επανασχεδιάζονταν κάθε φορά που άλλαζε η γωνία κάμψης του μηρού επί της κνήμης. Στις επιφάνειες, οι οποίες ορίστηκαν ως το σκληρό μέρος των οστών, δόθηκε πάχος 4mm [21]. Αντίστοιχα, στις επιφάνειες για την αναπαράσταση των συνδέσμων δόθηκε πάχος 1mm και η διακριτοποίησή τους έγινε με επιφανειακά δισδιάστατα τριγωνικά στοιχεία, με το μήκος της κάθε πλευράς να κυμαίνεται στα 2mm και αναλόγως να προσαρμόζεται, όπου είναι απαραίτητο. Ενδεικτικά, δίνεται στην εικόνα 5-12 η μορφή του επιγονατιδικού συνδέσμου, μετά τη διακριτοποίησή του με επιφανειακά δισδιάστατα τριγωνικά στοιχεία.



Εικόνα 5-12: Διακριτοποίηση επιφάνειας επιγονατιδικού συνδέσμου με επιφανειακά δισδιάστατα τριγωνικά στοιχεία

Τα μέρη του μοντέλου που είναι σε επαφή μοντελοποιήθηκαν με στοιχεία RBE3 θεωρώντας προσεγγιστικά ότι έχουν μεταξύ τους στέρεη σύνδεση. Η μοντελοποίηση με αυτά τα στοιχεία έγινε για την αναπαράσταση της επαφής της περόνης με την κνήμη, της επιγονατίδας με το μεταλλικό μέρος του μηρού και τέλος για την επαφή του πολυαιθυλενίου με το μεταλλικό μέρος του μηρού. Στην εικόνα 5-13 μπορεί να διακρίνει κανείς τα στοιχεία RBE3 στα σημεία επαφής.










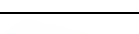





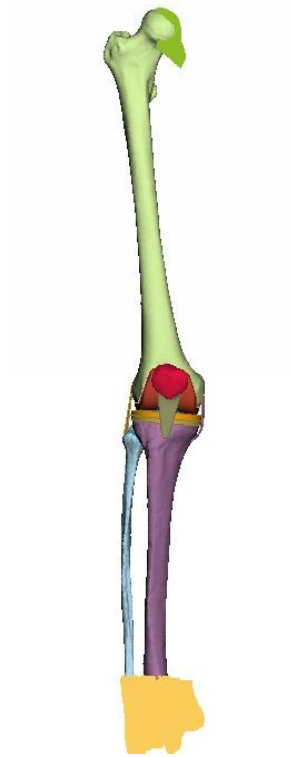
Εικόνα 5-13: Σημεία επαφής με στοιχεία RBE3

Σε αυτήν την περίπτωση, εξετάζεται ολόκληρο το μοντέλο του δεξιού άκρου. Οι οριακές συνθήκες που ορίστηκαν για αυτό το μοντέλο αφορούν την πάκτωση, στην άρθρωση του αστραγάλου με SPC (single point constraint) και την εφαρμογή της δύναμης του βάρους, στην κεφαλή του μηριαίου οστού, κατακόρυφα ως προς το ορζόντιο επίπεδο. Κατά την περιστροφή του μηριαίου οστού επί της κνήμης, η διεύθυνση της δύναμης ορίστηκε να είναι πάντα κάθετη και ως προς τον αστράγαλο, για την αναπαράσταση μιας πιο ισορροπημένης κάμψης του γόνατος. Το πρόβλημα θεωρείται στατικό. Μελετήθηκαν οι περιπτώσεις κάμψης του γόνατος από τις 0° – 120° ανά 10° , για τέσσερα διαφορετικά βάρη, 90kg, 80kg, 70kg και 60kg, δηλαδή μελετήθηκαν συνολικά 56 διαφορετικές περιπτώσεις. Στις εικόνες 5-14 – 5-18, φαίνεται το τελικό μοντέλο με τις οριακές συνθήκες ενδεικτικά για τις 0° , 30° , 80° και 120° . Με βάση την ανάλυση που πραγματοποιήθηκε στην προηγούμενη ενότητα ορίστηκαν τα υλικά για το μέταλλο της κνήμης, του μηρού και για το πλαστικό επίθεμα. Στη μελέτη αυτήν ορίστηκαν συνολικά 13 διαφορετικά parts, τα οποία συνθέτουν το ολικό μοντέλο της μελέτης. Στον πίνακα 5-6 δίνονται οι ιδιότητες του σκληρού μέρος των οστών [22], του σπογγώδους μέρος των οστών [23], των συνδέσμων [24,25] καθώς και των τμημάτων που συνθέτουν το εμφύτευμα του γόνατος.

Για το μέταλλο του μηρού χρησιμοποιήθηκαν ιδιότητες κράματος Co-Cr [25], ενώ για το μέταλλο της κνήμης ιδιότητες κράματος Ti₆Al₄V. Τέλος, για το πλαστικό τμήμα δόθηκαν ιδιότητες πολυαιθυλενίου υψηλού μοριακού βάρους (UHMWPE). Να σημειωθεί σε αυτό το σημείο ότι οι ιδιότητες των οστών και των συνδέσμων είναι σχετικές και διαφέρουν από άνθρωπο σε άνθρωπο ανάλογα με το φύλο, την ηλικία, το βάρος, τις συνθήκες ζωής και την κληρονομικότητα του ατόμου, καθώς επίσης τον βαθμό της οστεοπόρωσης του ατόμου.

Πίνακας 5.6. Τμήματα του μοντελοποιημένου σκελετού δεξιού άκρου με τις ιδιότητές τους.

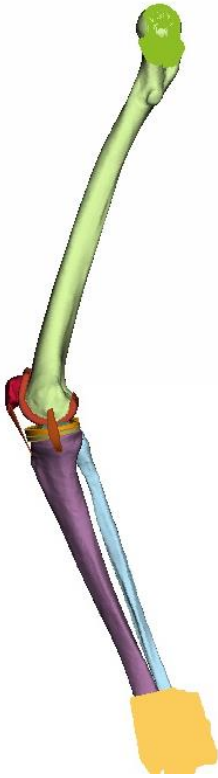
Όνομασία τμημάτων	Τμήματα	Στοιχείο	Μέτρο ελαστικότητας Young E (MPa)	Λόγος Poisson ν	Πυκνότητα ρ (ton/mm ³)	Πάχος t (mm)
Σπογγώδες μέρος μηριαίου οστού		Χωρικό	300	0,30	1E-9	
Σπογγώδες μέρος κνήμης		Χωρικό	300	0,30	1E-9	
Σπογγώδες μέρος περόνης		Χωρικό	300	0,30	1E-9	
Επιγονατίδα		Χωρικό	15000	0,30	2E-9	
Μεταλλικό μέρος μηρού		Χωρικό	210000	0,30	7E-9	
Πολυαιθυλένιο		Χωρικό	2000	0,30	9E-10	
Μεταλλικό μέρος κνήμης		Χωρικό	113000	0,34	4E-9	
Σκληρό μέρος μηρού		Επιφανειακό	17000	0,30	1,60E-9	4
Σκληρό μέρος κνήμης		Επιφανειακό	17000	0,30	1,60E-9	4
Σκληρό μέρος περόνης		Επιφανειακό	17000	0,30	1,65E-9	4
LCL		Επιφανειακό	250	0,45	1E-9	1
MCL		Επιφανειακό	400	0,45	1E-9	1
Επιγονατιδικός σύνδεσμος		Επιφανειακό	500	0,45	1,6E-9	1



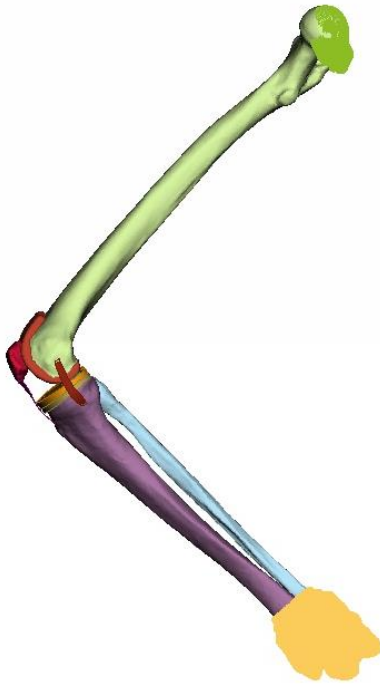
Εικόνα 5-14: Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 0° - Πρόσθια όψη



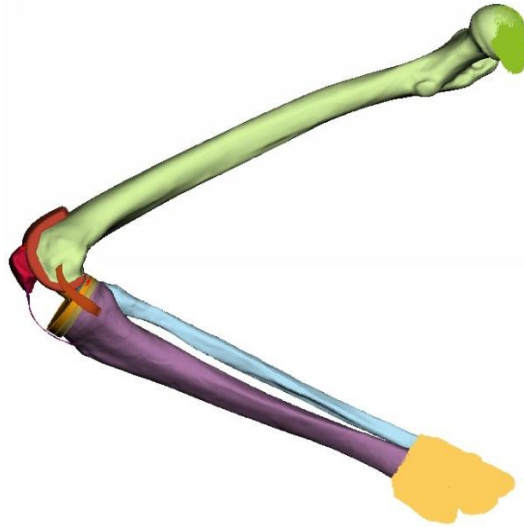
Εικόνα 5-15 Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 0° - Πλάγια εσωτερική όψη



Εικόνα 5-16: Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 30°-Πλάγια εσωτερική όψη

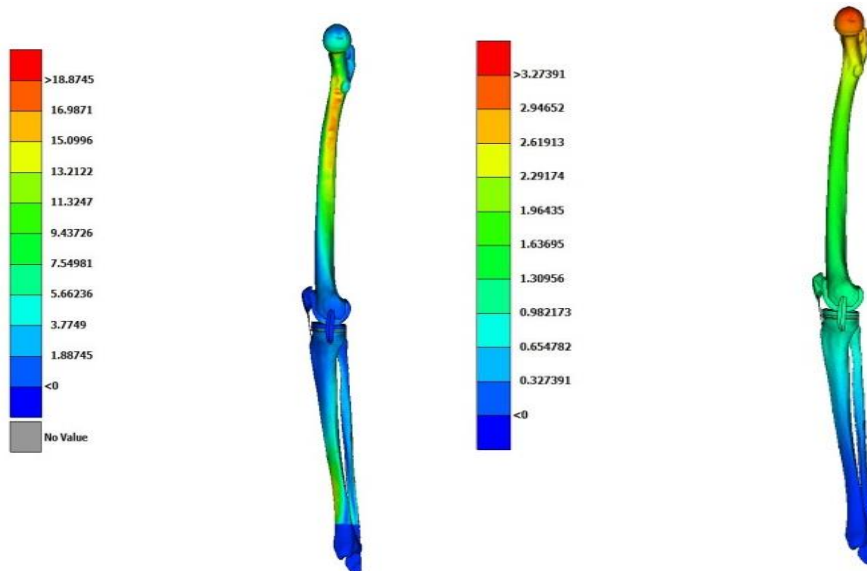


Εικόνα 5-17: Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 80°-Πλάγια εσωτερική όψη

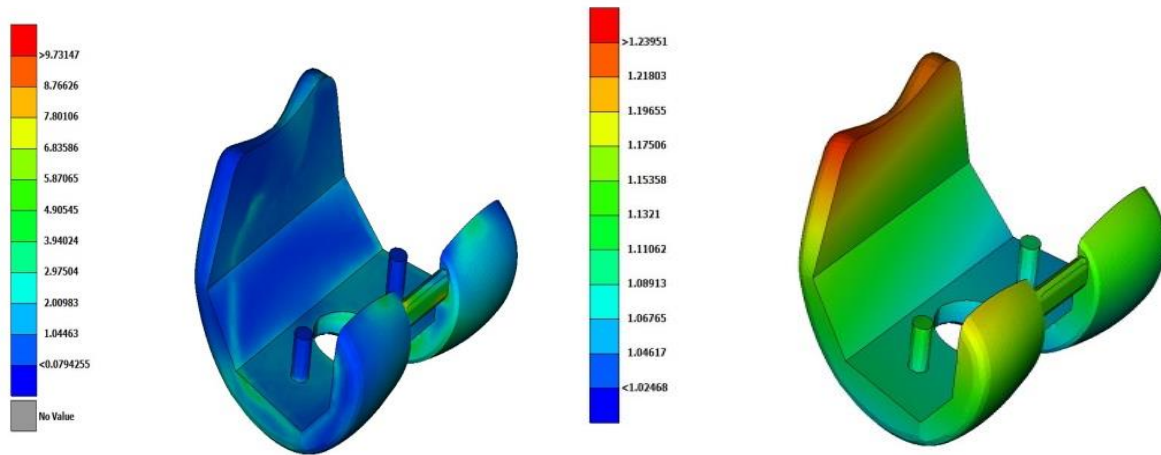


Εικόνα 5-18: Πλήρες μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων σε κάμψη 120° –Πλάγια εσωτερική όψη

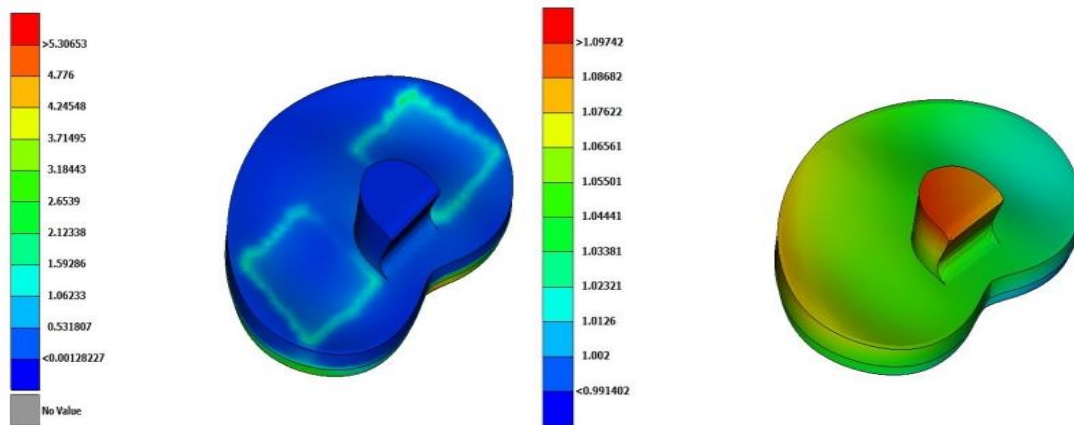
Η επίλυση για όλα τα μοντέλα έγινε με τον λύτη Epilysis του λογισμικού πακέτου ANSA pre-processing και η ανάλυση των αποτελεσμάτων πραγματοποιήθηκε στο λογισμικό πακέτο μετα post-processor, της BETA CAE Systems S.A. Στις εικόνες 5-19 – 5-30, παρουσιάζονται οι τάσεις και οι μετατοπίσεις του συνολικού μοντέλου καθώς και των επιμέρους τμημάτων της άρθρωσης ανάλογα με την γωνία κάμψης και το φορτίο. Πιο συγκεκριμένα, παρατίθενται οι τάσεις και οι παραμορφώσεις για το μέγιστο φορτίο (90kg) και για διάφορες γωνίες κάμψης.



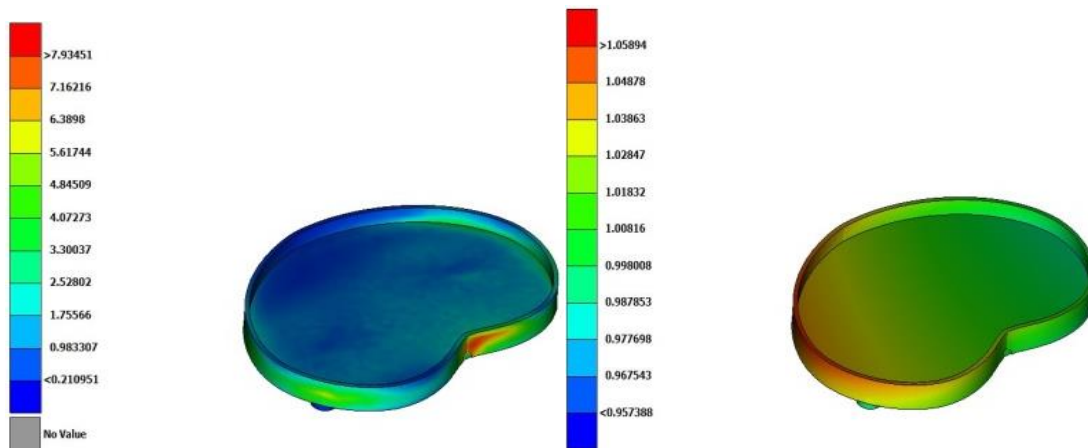
Εικόνα 5-19: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πλήρους μοντέλου στις 0°



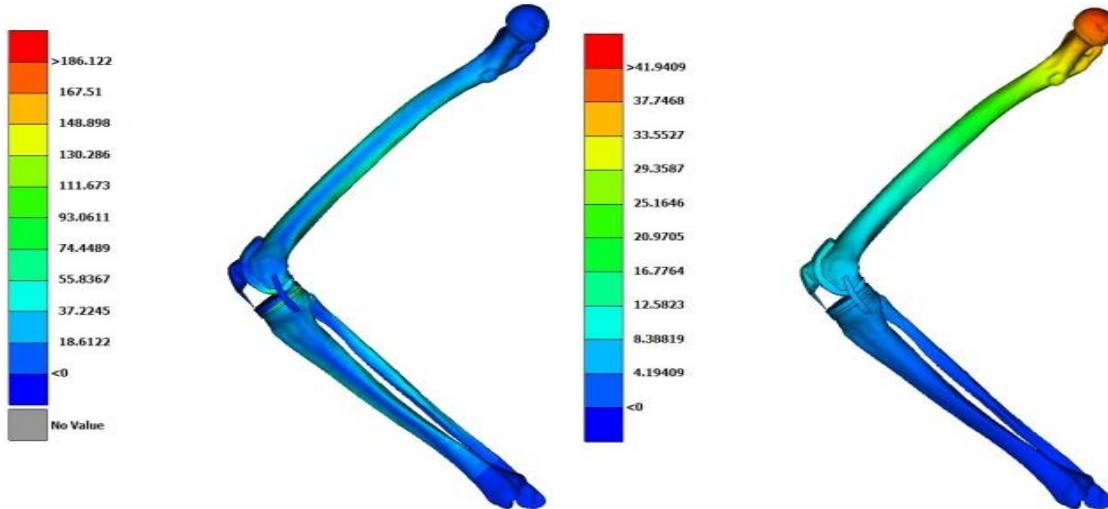
Εικόνα 5-20: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος μηρού στις 0°



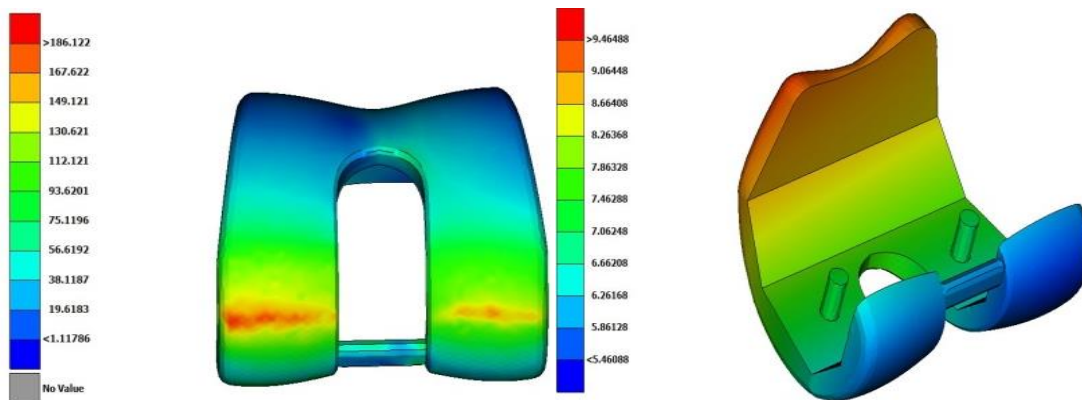
Εικόνα 5-21: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πολυαιθυλενίου στις 0°



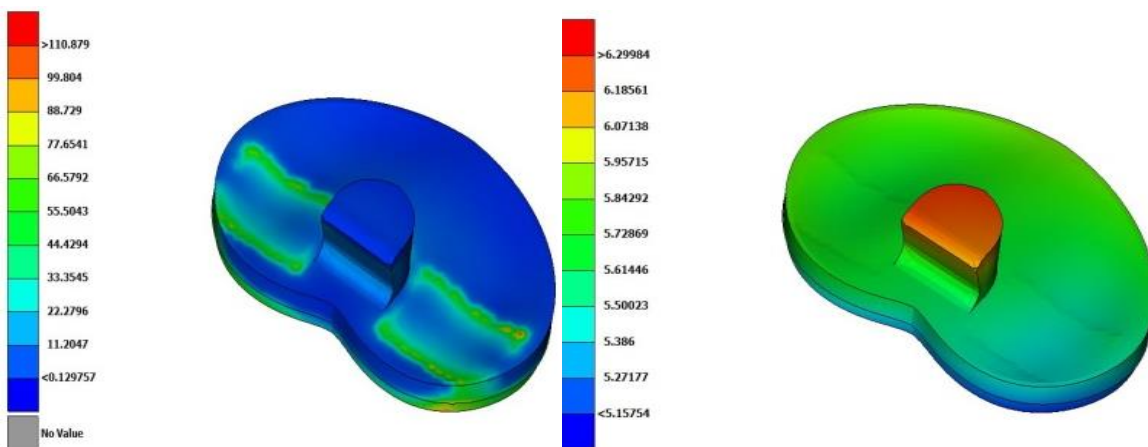
Εικόνα 5-22: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος κνήμης στις 0°



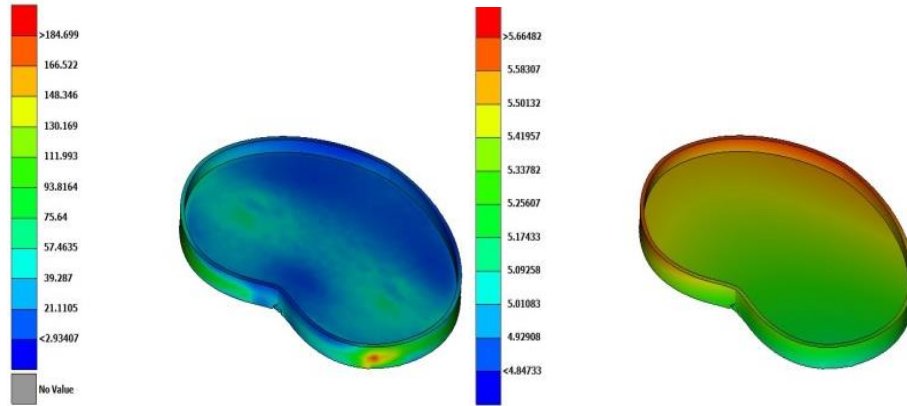
Εικόνα 5-23: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πλήρους μοντέλου στις 80°



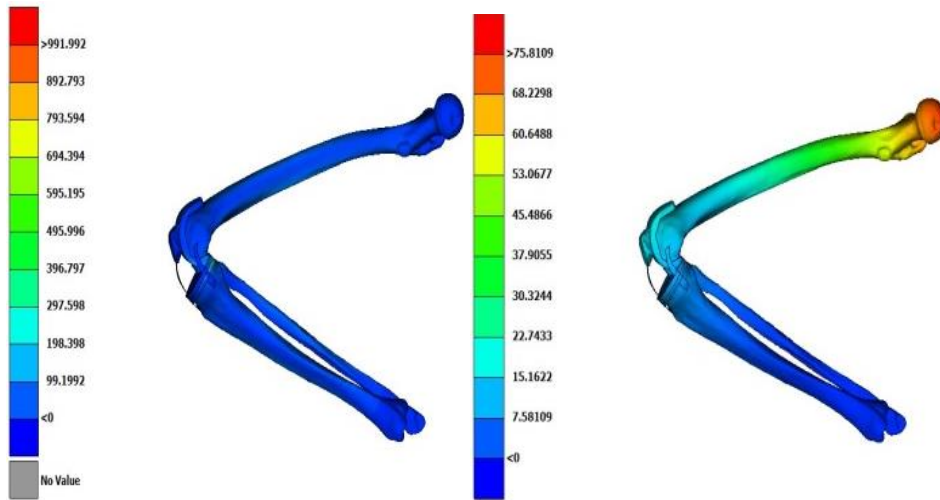
Εικόνα 5-24: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος μηρού στις 80°



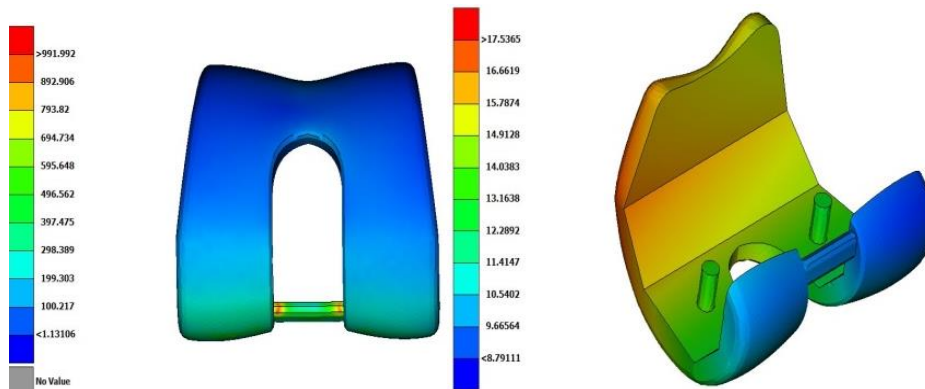
Εικόνα 5-25: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πολυαιθυλενίου στις 80°



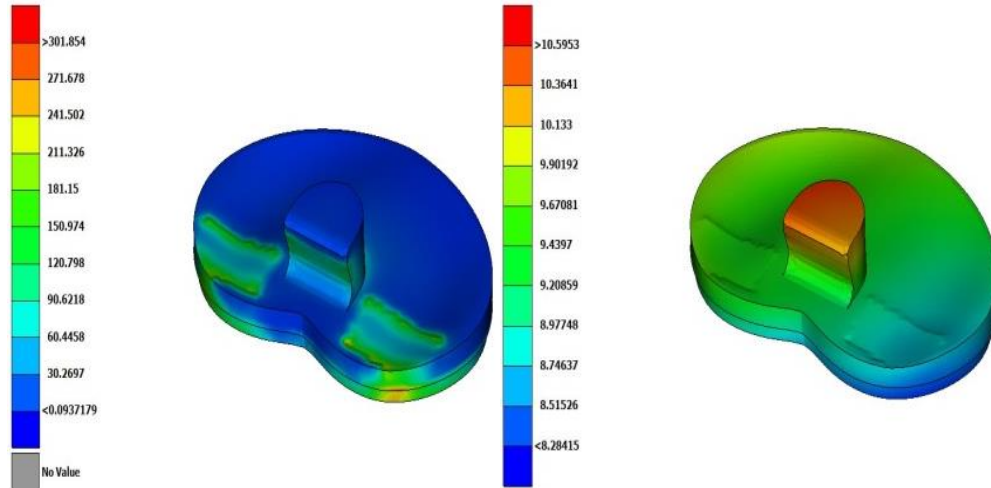
Εικόνα 5-26: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος κνήμης στις 80°



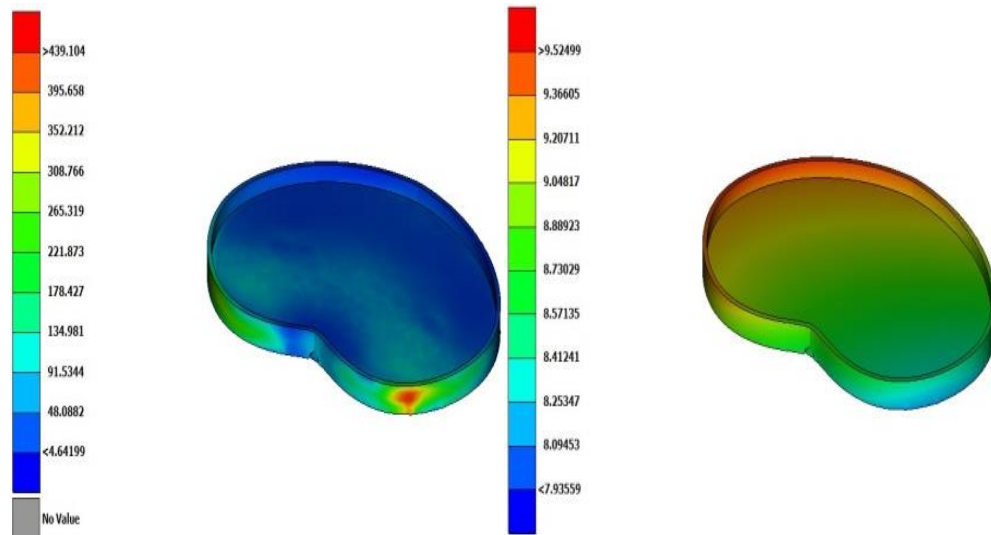
Εικόνα 5-27: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πλήρους μοντέλου στις 120°



Εικόνα 5-28: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος μηρού στις 120°



Εικόνα 5-29: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) πολυαιθυλενίου στις 120°



Εικόνα 5-30: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) και μετατοπίσεις (mm) μεταλλικού προθέματος κνήμης στις 120°

Στους πίνακες 5.7 - 5.13 που ακολουθούν παρουσιάζονται αναλυτικά τα αποτελέσματα των τάσεων και των παραμορφώσεων του πλήρους και των επιμέρους τμημάτων του μοντέλου, για όλες τις γωνίες και τα φορτία που μελετήθηκε.

Πίνακας 5.7. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) για το μέταλλο του μηρού σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.

Γωνίες (μοίρες)	Βάρος (kg)			
	90	80	70	60
0	9,73	8,65	7,56	6,48
10	36,91	32,87	28,74	24,65
20	61,62	54,86	47,99	41,15
30	81,67	72,73	63,60	54,53
40	113,02	100,65	88,01	75,46
50	125,90	112,11	98,04	84,06
60	147,90	131,40	114,90	98,52
70	163,40	145,70	127,41	109,24
80	186,12	165,61	143,62	124,57
90	492,10	438,24	383,22	328,59
100	538,98	478,00	419,73	359,89
110	882,31	785,74	687,10	589,13
120	992,00	883,42	772,50	662,37

Πίνακας 5.8. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) για το μέταλλο της κνήμης σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.

Γωνίες (μοίρες)	Βάρος (kg)			
	90	80	70	60
0	7,93	7,05	6,16	5,29
10	31,58	28,12	24,59	21,09
20	47,73	42,51	37,17	37,87
30	54,61	48,63	42,53	36,46
40	92,01	81,94	71,65	61,43
50	98,81	88,00	76,95	65,98
60	122,74	109,05	95,36	81,76
70	148,23	132,00	115,43	98,97
80	184,70	164,34	142,53	123,62
90	246,40	219,43	191,88	164,52
100	294,06	261,87	229,00	196,35
110	312,44	278,25	243,31	208,62
120	439,10	391,05	341,95	293,20

Πίνακας 5.9. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) για το επίθεμα του πολυαιθυλενίου σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.

Γωνίες (μοίρες)	Βάρος (kg)			
	90	80	70	60
0	5,31	4,71	4,12	3,53
10	18,19	16,21	14,17	12,15
20	23,94	23,98	20,98	17,99
30	31,86	28,35	24,79	21,25
40	50,94	45,37	39,67	34,02
50	56,76	50,55	44,20	37,90
60	67,62	60,08	52,54	45,05
70	98,02	87,29	76,33	65,45
80	110,88	98,65	85,56	74,21
90	191,36	170,41	149,02	127,78
100	205,53	183,03	160,50	137,23
110	256,40	228,33	199,67	171,20
120	301,85	268,82	235,07	201,56

Πίνακας 5.10. Μετατοπίσεις (mm) μηριαίου οστού σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.

Γωνίες (μοίρες)	Βάρος (kg)			
	90	80	70	60
0	3,27	2,91	2,54	2,18
10	11,44	10,18	8,91	7,64
20	17,02	15,16	13,26	11,37
30	19,9	17,72	15,50	13,29
40	29,67	26,42	23,10	19,80
50	31,39	27,95	24,44	20,96
60	34,80	30,91	27,03	23,18
70	39,12	34,83	30,45	26,11
80	41,94	37,32	32,36	28,10
90	62,68	55,82	48,81	41,85
100	64,77	57,68	50,44	43,25
110	80,56	71,74	62,74	59,79
120	75,81	67,51	59,04	50,62

Πίνακας 5.11. Μετατοπίσεις (mm) για το μέταλλο του μηρού σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.

Γωνίες (μοίρες)	Βάρος (kg)			
	90	80	70	60
0	1,24	1,10	0,96	0,83
10	2,32	2,06	1,80	1,55
20	3,68	3,28	2,87	2,46
30	4,15	3,70	3,23	2,77
40	7,02	6,25	5,47	4,69
50	6,93	6,17	5,40	4,63
60	7,95	7,06	6,18	5,30
70	8,35	7,44	6,50	5,57
80	9,46	8,42	7,30	6,33
90	13,70	12,20	10,67	9,15
100	14,00	12,46	10,90	9,34
110	17,35	15,45	13,51	11,59
120	17,54	15,62	13,66	11,71

Πίνακας 5.12. Μετατοπίσεις (mm) για το μέταλλο της κνήμης σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.

Γωνίες (μοίρες)	Βάρος (kg)			
	90	80	70	60
0	1,06	0,94	0,82	0,71
10	1,68	1,49	1,31	1,12
20	2,63	2,34	2,04	1,75
30	2,86	2,54	2,22	1,91
40	4,68	4,17	3,64	3,12
50	4,33	3,86	3,37	2,89
60	5,01	4,45	3,90	3,34
70	4,83	4,30	3,76	3,23
80	5,67	5,04	4,37	3,80
90	7,02	6,25	5,47	4,69
100	7,31	6,51	5,70	4,88
110	17,35	15,45	13,51	11,59
120	17,54	15,62	13,66	11,71

Πίνακας 5.13. Μετατοπίσεις (mm) για το επίθεμα του πολυαιθυλενίου σε διαφορετικές γωνίες με την επίδραση διαφορετικού βάρους.

Γωνίες (μοίρες)	Βάρος (kg)			
	90	80	70	60
0	1,10	0,98	0,85	0,73
10	1,81	1,61	1,41	1,21
20	2,82	2,52	2,20	1,89
30	3,08	2,74	2,40	2,06
40	5,10	4,50	3,94	3,38
50	4,73	4,21	3,68	3,16
60	5,52	4,91	4,30	3,68
70	5,45	4,85	4,24	3,64
80	6,30	5,60	4,86	4,22
90	8,02	7,15	6,25	5,36
100	8,22	7,32	6,40	5,49
110	9,72	8,66	7,57	6,49
120	10,6	9,44	8,25	7,07

Οι μέγιστες τάσεις που εμφανίζει το μοντέλο, σε όλες τις περιπτώσεις αφορούν το μέταλλο του μηρού, εκτός από την περίπτωση των 0°, στην οποία και για τα τέσσερα διαφορετικά βάρη η μέγιστη τάση εμφανίζεται στο μηριαίο οστό, με 18,87MPa στα 90Kg, 16,77MPa στα 80Kg, 14,66MPa στα 70Kg και τέλος 12,57MPa στις 60Kg

Παρατηρούμε ότι από τις 90° και μετά οι τάσεις των επιμέρους τμημάτων του εμφυτεύματος αυξάνονται κατά πολύ, με το μέταλλο του μηρού να ξεπερνάει το όριο διαρροής του για τα 90kg, καθότι το όριο διαρροής για το κράμα Co-Cr είναι στα 450MPa [26]. Αντίστοιχα, για τα 80kg το όριο διαρροής ξεπερνιέται στις 100°, ενώ για τα 70kg και 60kg ξεπερνιέται στις 110°.

Στην περίπτωση του μεταλλικού προθέματος της κνήμης, παρόλο που και εδώ αυξάνονται οι τάσεις αρκετά από τις 90° και μετά, το κράμα Ti₆Al₄V εξακολουθεί να παραμένει εντός του ορίου διαρροής του, που είναι στα 830MPa [27].

Τέλος, στην περίπτωση του πολυαιθυλενίου, παρατηρούμε ότι στα 60kg μέχρι και τις 30° το όριο διαρροής του είναι σε ασφαλή επίπεδα, ενώ στα υπόλοιπα κιλά, από τις 30° και έπειτα οι τάσεις που εμφανίζονται ξεπερνάνε κατά πολύ το όριο διαρροής του, το οποίο κυμαίνεται στα 24MPa.

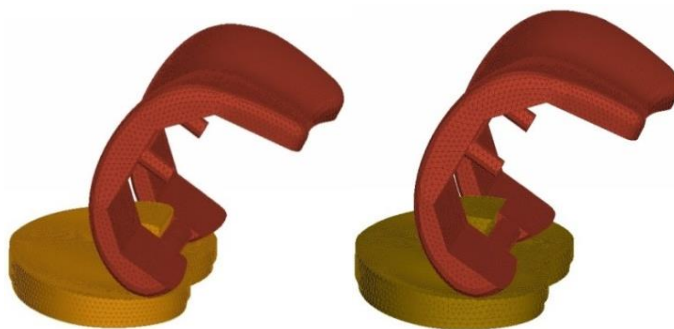
Οι μετατοπίσεις των επιμέρους τμημάτων του εμφυτεύματος είναι σχετικά μικρές και σε λογικά πλαίσια. Προκύπτει ότι μέχρι τις 80° οι μετατοπίσεις των επιμέρους τμημάτων αυξάνονται

σταδιακά αργά, ενώ από τις 90° και μετά αυξάνονται σχετικά απότομα. Οι μετατοπίσεις στο μηριαίο οστό ωστόσο φαίνεται να είναι σχετικά υψηλές, όμως λόγω των οριακών συνθηκών που τέθηκαν, ασκώντας δηλαδή το φορτίο σε όλες τις περιπτώσεις στην κεφαλή του μηριαίου οστού, είναι λογικό να εμφανίζονται οι μεγαλύτερες μετατοπίσεις σε αυτό το σημείο.

5.4 Ανάλυση επιθέματος πολυαιθυλενίου με μεγαλύτερη καμπυλότητα

Το γεγονός, ότι οι τάσεις κάποιων υλικών, στην προηγούμενη μελέτη, ξεπερνάνε το όριο διαρροής τους σε κάποιες περιπτώσεις, όπως επίσης και το ότι οι μετατοπίσεις σε κάποια σημεία είναι αρκετά υψηλές, μπορεί να οφείλονται στο ότι δεν έχει γίνει αναπαράσταση των μυών του σκελετού του κάτω άκρου, πράγμα το οποίο θα συνέβαλε στην καλύτερη κατανομή των τάσεων και παραμορφώσεων σε όλο το μοντέλο. Επιπλέον, να τονιστεί ξανά πως η μελέτη αφορά την κάμψη του ενός γονάτου μόνο, γεγονός που είναι λογικό να εμφανίζει υψηλές τάσεις σε μεγάλες γωνίες κάμψης. Επίσης, ένας άλλος λόγος για τον οποίο είναι πιθανό να εμφανίστηκαν οι υψηλές αυτές τιμές, είναι ο σχεδιασμός του πλαστικού προθέματος του εμφυτεύματος. Παρά το γεγονός, ότι το πλαστικό επίθεμα έχει μια σχετική καμπυλότητα, σημαντική για την κατανομή των τάσεων, η ανυψωμένη επιφάνεια που σχεδιάστηκε φαίνεται να μη δίνει αρκετά περιθώρια στο μέταλλο του μηρού να ακουμπάει σε σχετικά μεγάλη περιοχή στην καμπύλη επιφάνεια του πλαστικού προθέματος όσο αυξάνεται η κάμψη του γόνατος από τις 90° και μετά.

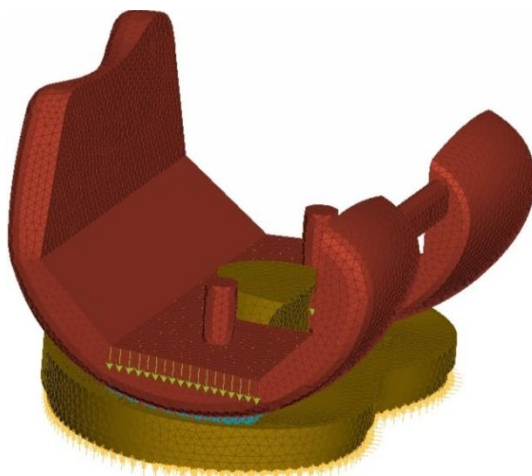
Για το λόγο αυτό, κρίθηκε απαραίτητο να επανασχεδιαστεί το επίθεμα του πολυαιθυλενίου με μεγαλύτερη καμπυλότητα, με σκοπό να μελετηθεί η επίδραση της καμπυλότητας στην ανάπτυξη τάσεων. Στο νέο επίθεμα η ανυψωμένη επιφάνεια σχεδιάστηκε ξανά, αλλά αυτή τη φορά λίγο πιο κεντρικά. Με αυτόν τον τρόπο, το μέταλλο του μηρού θα ακουμπάει περισσότερο προς την καμπύλη επιφάνεια του επιθέματος του πολυαιθυλενίου απ' ό,τι στο προηγούμενο σχέδιο. Ενδεικτικά, στην εικόνα 5-31 φαίνεται η διαφορά της τοποθέτησης του μεταλλικού προθέματος του μηρού επί του πλαστικού επιθέματος, στο αρχικό και στο επανασχεδιασμένο σχέδιο, στις 120°.



Εικόνα 5-31: Τοποθέτηση μεταλλικού τμήματος του μηρού στο αρχικό (αριστερά) και στο επανασχεδιασμένο (δεξιά) επίθεμα πολυαιθυλενίου

Σε αυτήν την περίπτωση μελέτης του νέου πολυαιθυλενίου, οι οριακές συνθήκες οι οποίες εφαρμόστηκαν, τα σημεία επαφής μεταξύ των υλικών καθώς και οι περιπτώσεις μελέτης των τεσσάρων διαφορετικών υλικών του μεταλλικού προθέματος του μηρού ορίστηκαν ακριβώς με τον ίδιο τρόπο και τις ίδιες τιμές, όπως στην περίπτωση της ενότητας 5.2.

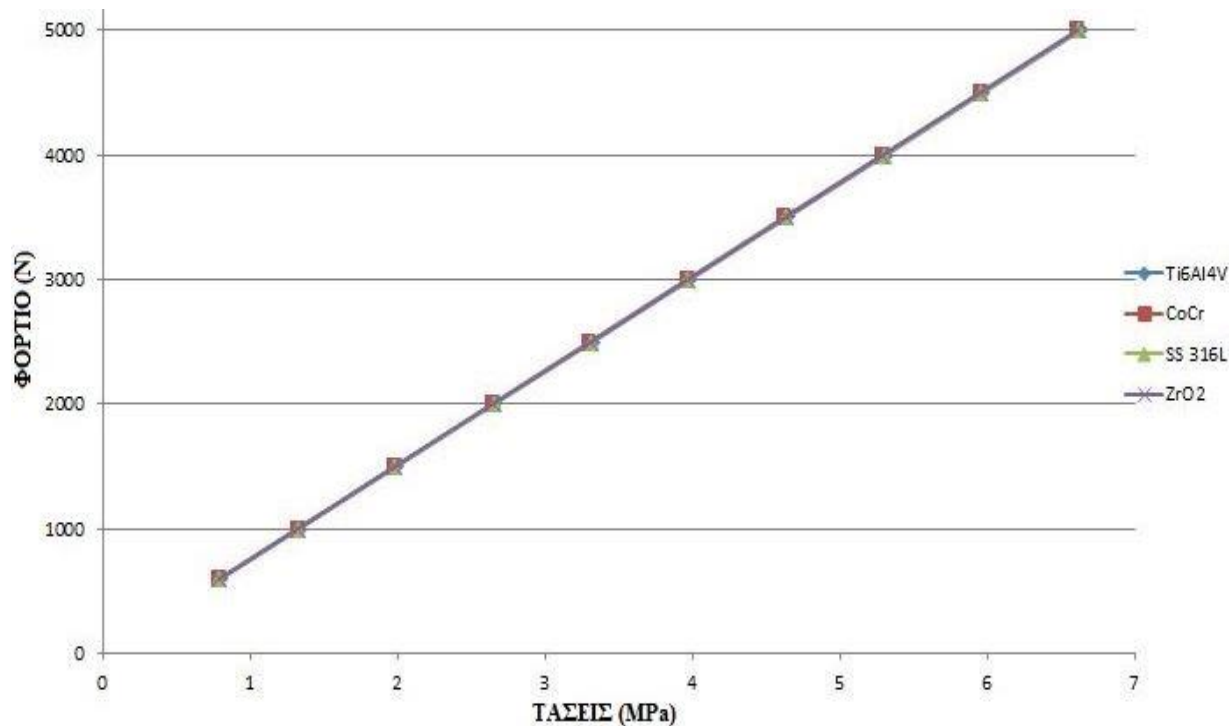
Χαρακτηριστικά, στην εικόνα 5-32 παρουσιάζεται η τοποθέτηση του μεταλλικού προθέματος πάνω στο επανασχεδιασμένο πολυαιθυλένιο, στην περίπτωση της ανάλυσης για ένα εύρος φορτίου από 600-5000N, στις 0°. Στους πίνακες 5-14/15 και τα διαγράμματα 5-5/6 δίνονται τα αποτελέσματα των τάσεων της συγκεκριμένης μελέτης τόσο για το νέο πολυαιθυλένιο όσο και το μέταλλο του μηρού.



Εικόνα 5-32: Μοντέλο επανασχεδιασμένου πολυαιθυλενίου με οριακές συνθήκες στις 0°

Πίνακας 5.14. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) επανασχεδιασμένου επιθέματος πολυαιθυλενίου, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού του μεταλλικού προθέματος του μηρού, υπό την επίδραση διαφορετικού φορτίου στις 0°.

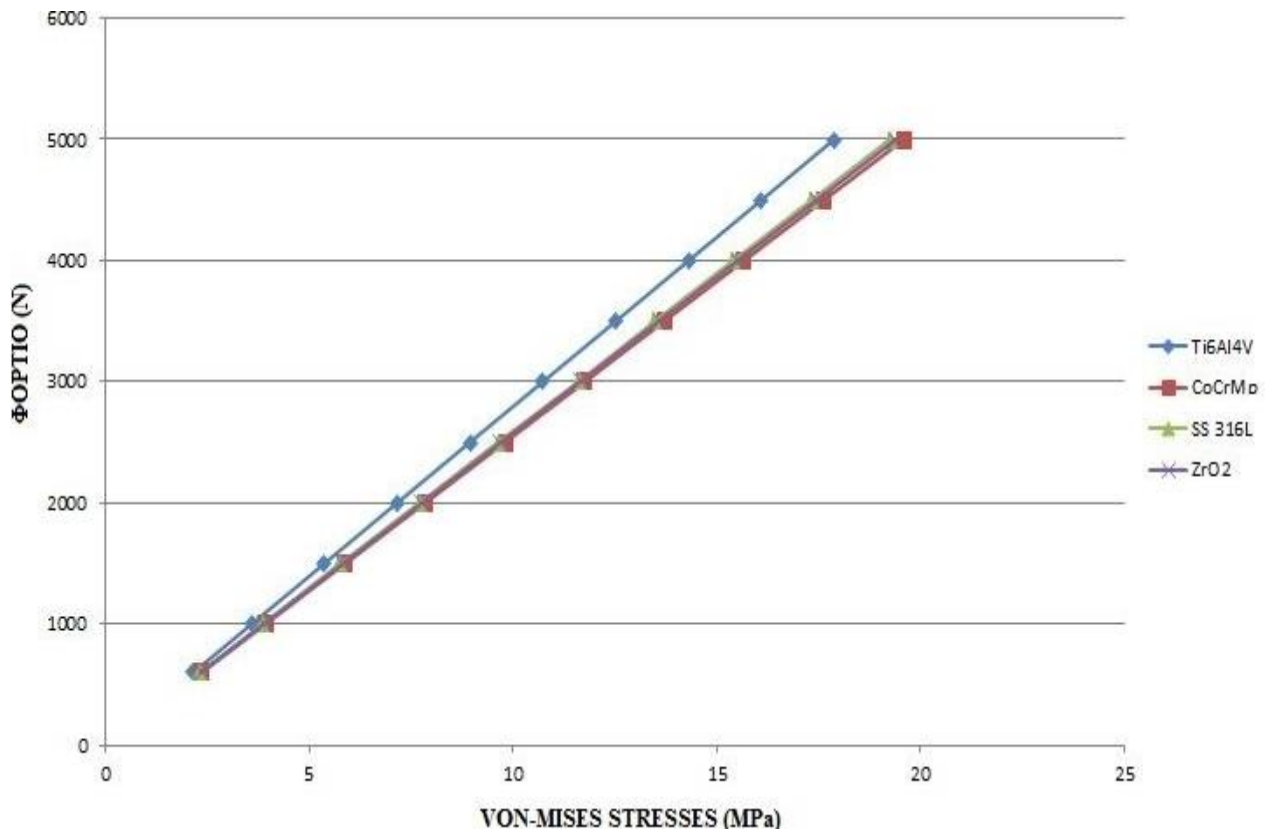
Force (N)	Ti6Al4V	CoCr	SS 316L	ZrO2
600	0,8	0,79	0,79	0,81
1000	1,33	1,31	1,32	1,32
1500	1,99	1,97	1,98	1,98
2000	2,65	2,63	2,65	2,64
2500	3,32	3,3	3,31	3,31
3000	3,98	3,96	3,97	3,97
3500	4,64	4,62	4,63	4,63
4000	5,31	5,28	5,3	5,29
4500	5,97	5,94	5,96	5,95
5000	6,63	6,60	6,62	6,61



Διάγραμμα 5-5: Γραφική παράσταση των τάσεων που δέχεται το επανασχεδιασμένο επίθεμα πολυαιθυλενίου, για τα τέσσερα διαφορετικά υλικά του μεταλλικού προθέματος, στις 0°

Πίνακας 5.15. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) του μεταλλικού προθέματος του μηρού, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού, υπό την επίδραση διαφορετικού φορτίου.

FORCE (N)	Ti ₆ Al ₄ V	CoCr	SS 316L	ZrO ₂
600	2,15	2,35	2,31	2,33
1000	3,58	3,92	3,85	3,88
1500	5,37	5,88	5,76	5,82
2000	7,15	7,84	7,7	7,76
2500	8,94	9,8	9,63	9,7
3000	10,73	11,76	11,6	11,64
3500	12,52	13,71	13,48	13,58
4000	14,31	15,67	15,4	15,52
4500	16,1	17,63	17,33	17,46
5000	17,88	19,6	19,25	19,4

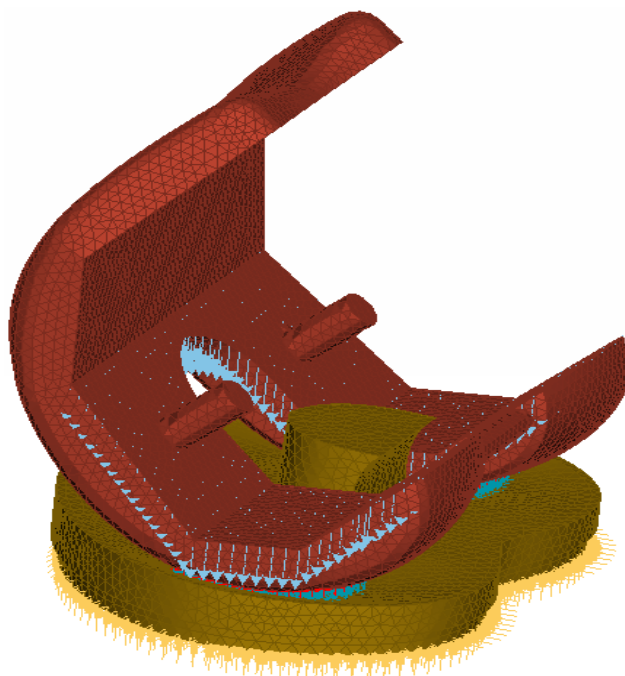


Διάγραμμα 5-6: Γραφική παράσταση των τάσεων που δέχεται το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερα διαφορετικά υλικά, στις 0°

Από τα αποτελέσματα των τάσεων που εμφανίζει το νέο πολυαιθυλένιο, όπως φαίνονται και στον πίνακα 5-14, παρατηρούμε ότι οι τάσεις που δέχεται έχουν μειωθεί. Και σε αυτήν την περίπτωση, οι ελάχιστες τάσεις στο νέο πολυαιθυλένιο εμφανίζονται όταν το μέταλλο του μηρού έχει ιδιότητες κράματος CoCr ενώ οι μέγιστες όταν έχει ιδιότητες Ti₆Al₄V.

Αντίθετα, στην περίπτωση των τάσεων του μεταλλικού προθέματος, παρατηρείται μία μικρή αύξηση των τιμών, σε σύγκριση με τις τάσεις που εμφανίζονταν με το παλιό πολυαιθυλένιο. Όπως και στην προηγούμενη ανάλυση με το παλιό πολυαιθυλένιο, έτσι και εδώ, οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται όταν το μέταλλο του μηρού έχει ιδιότητες ZrO₂, ενώ οι ελάχιστες τάσεις εμφανίζονται στην περίπτωση που το μέταλλο έχει ιδιότητες κράματος Ti₆Al₄V. Και στις δύο περιπτώσεις, η συμπεριφορά των τάσεων για τα διάφορα φορτία είναι γραμμική.

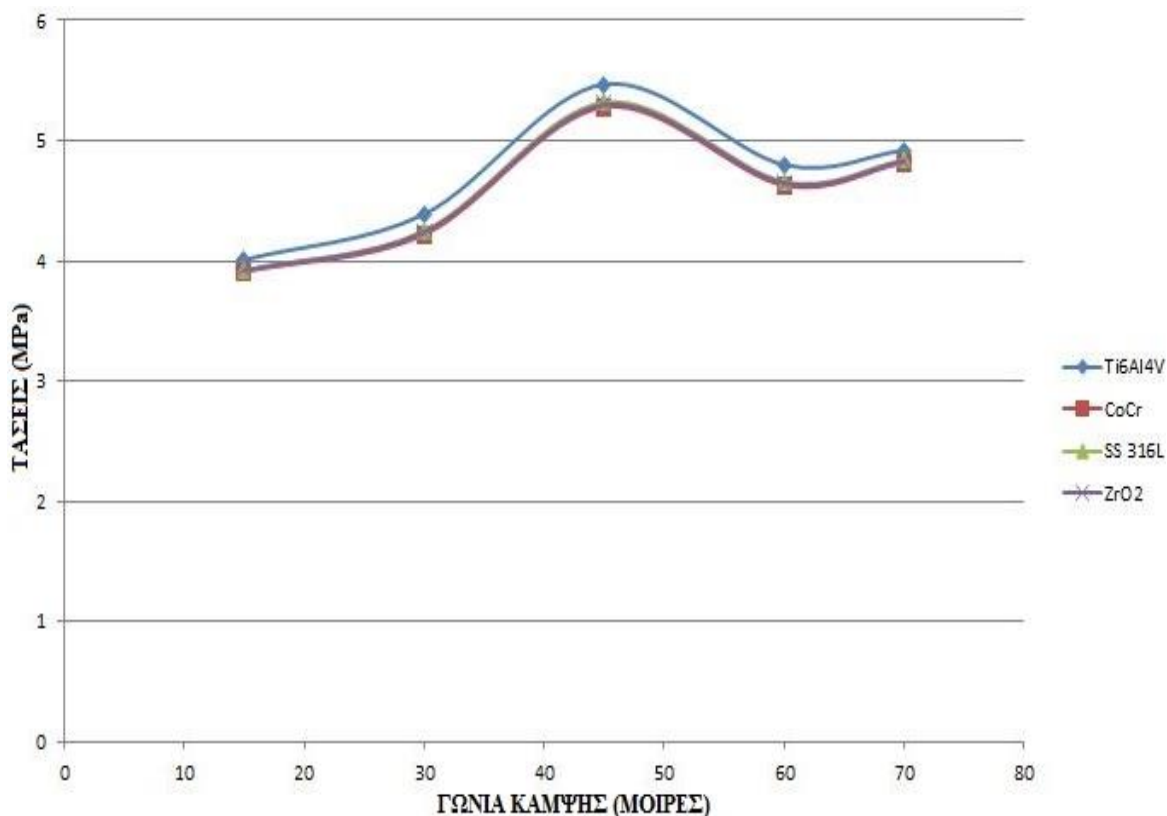
Στην δεύτερη περίπτωση μελέτης, πραγματοποιήθηκε ανάλυση των τάσεων σε πέντε διαφορετικές γωνίες κάμψης, στις 15°, 30°, 45°, 60° και 70° του μεταλλικού προθέματος του μηρού επί του νέου πολυαιθυλενίου, υπό την άσκηση σταθερού φορτίου 2500N. Ενδεικτικά, στην εικόνα 5-33 δίνεται το μοντέλο στις 45°. Στους πίνακες 5-15/16 και τα διαγράμματα 5-7/8 δίνονται τα αποτελέσματα των τάσεων της συγκεκριμένης μελέτης τόσο για το νέο πολυαιθυλένιο όσο και το μέταλλο του μηρού.



Εικόνα 5-33: Μοντέλο επανασχεδιασμένου πολυαιθυλενίου με οριακές συνθήκες στις 45°, σε 2500N

Πίνακας 5.15. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) επανασχεδιασμένου επιθέματος πολυαιθυλενίου, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού του μεταλλικού προθέματος του μηρού, σε πέντε διαφορετικές γωνίες, στα 2500N.

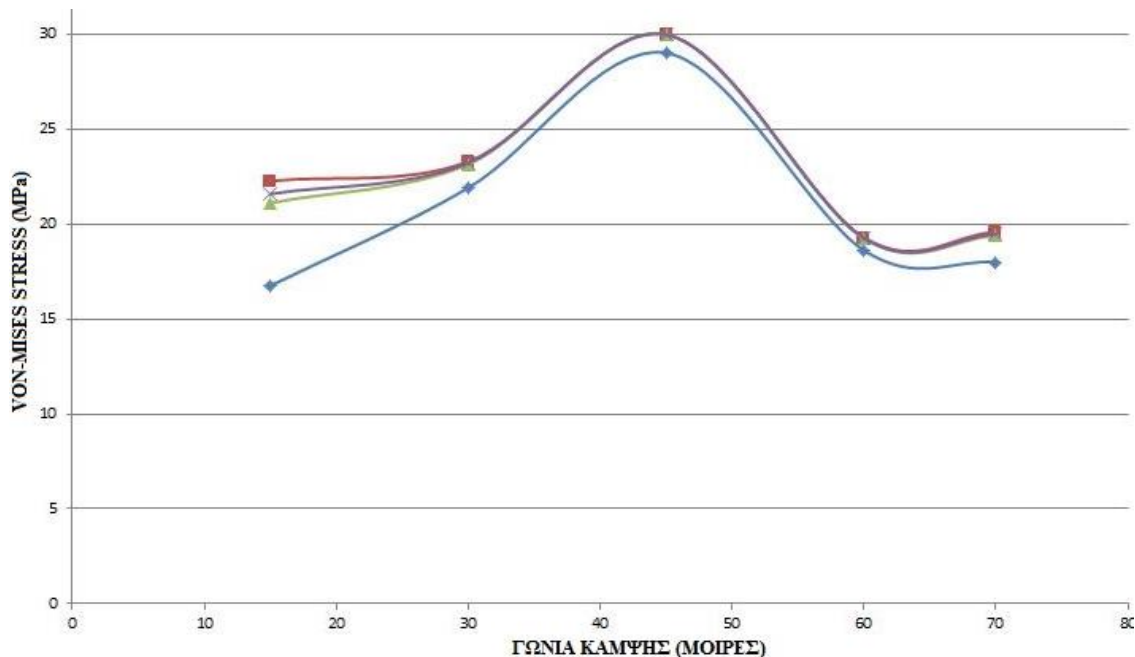
Γωνίες (μοίρες)	Ti6Al4V	CoCrMo	SS 316L	ZrO2
15°	4,01	3,91	3,92	3,92
30°	4,39	4,22	4,25	4,24
45°	5,47	5,28	5,32	5,3
60°	4,8	4,63	4,66	4,65
70°	4,92	4,82	4,84	4,83



Διάγραμμα 5-7: Γραφική παράσταση των τάσεων που δέχεται το επανασχεδιασμένο επίθεμα πολυαιθυλενίου, για τέσσερα διαφορετικά υλικά του μεταλλικού προθέματος, στα 2500N

Πίνακας 5.16. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) μεταλλικού προθέματος, για τέσσερις διαφορετικές ιδιότητες υλικού, σε πέντε διαφορετικές γωνίες, στα 2500N.

Γωνίες (μοίρες)	Ti ₆ Al ₄ V	CoCrMo	SS 316L	ZrO ₂
15°	16,76	22,27	21,11	21,59
30°	21,91	23,29	23,16	23,22
45°	29,01	29,98	29,97	29,97
60°	18,61	19,29	19,23	19,26
70°	17,99	19,58	19,38	19,46



Διάγραμμα 5-8: Γραφική παράσταση των τάσεων που δέχεται το μεταλλικό πρόθεμα, για τέσσερα διαφορετικά υλικά, στα 2500N

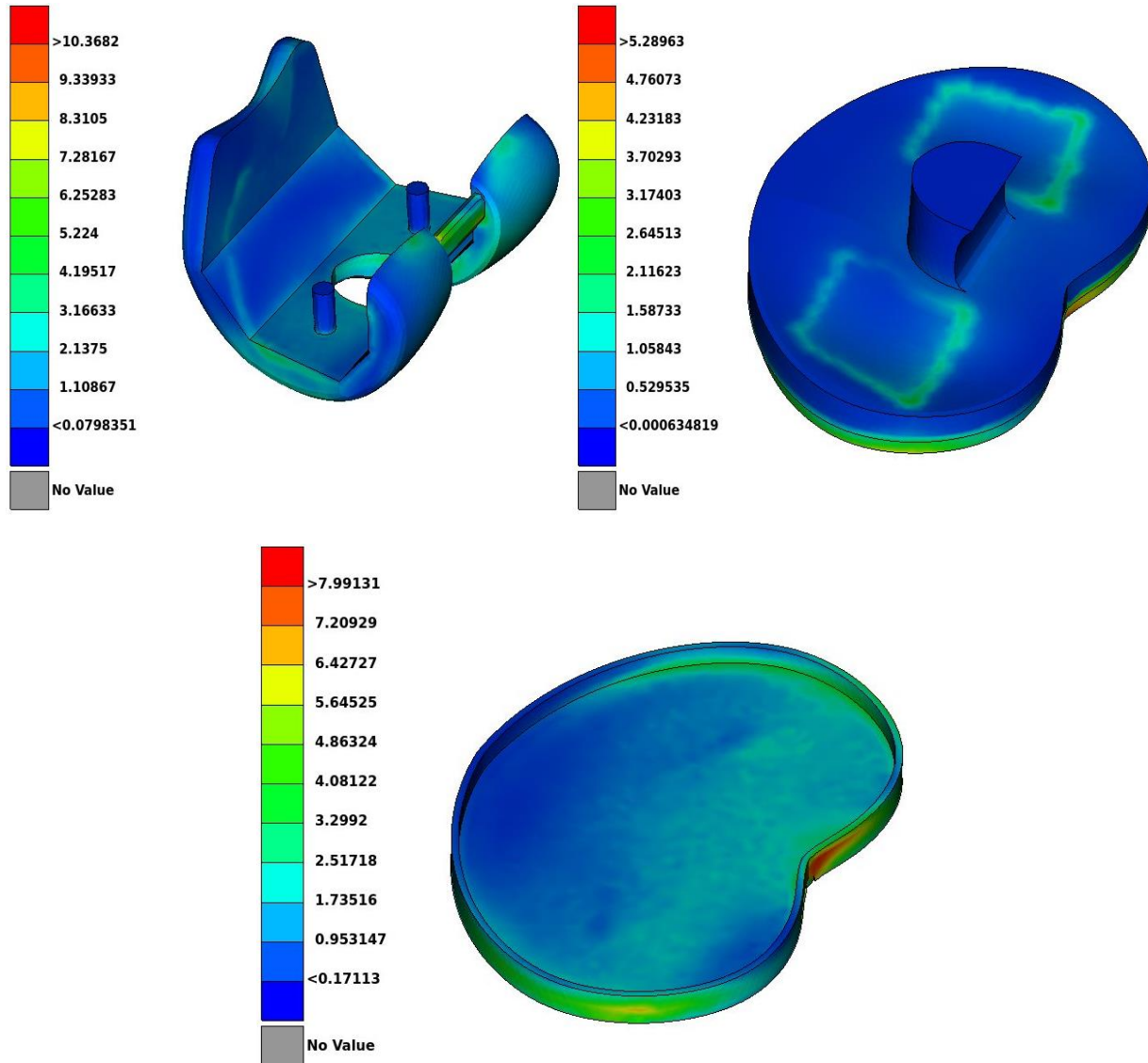
Από τα αποτελέσματα του πίνακα 5-15 παρατηρούμε ότι υπάρχει μείωση των τιμών των τάσεων στο επανασχεδιασμένο πολυαιθυλένιο. Στις 30° και 45° οι τιμές των τάσεων προσεγγίζουν αρκετά τις αντίστοιχες τιμές με το αρχικό σχέδιο, όμως από τις 45° και έπειτα, στις οποίες εμφανίζονται και οι μέγιστες τάσεις, παρατηρείται μείωση των τιμών τους, σε αντίθεση με τη μελέτη του αρχικού σχεδίου. Και σε αυτήν την περίπτωση, οι ελάχιστες τάσεις στο επανασχεδιασμένο πολυαιθυλένιο εμφανίζονται όταν το μέταλλο του μηρού έχει ιδιότητες κράματος CoCr ενώ οι μέγιστες όταν έχει ιδιότητες Ti₆Al₄V.

Στην περίπτωση της ανάλυσης των αποτελεσμάτων του μεταλλικού προθέματος του μηρού, οι μέγιστες τάσεις εμφανίζονται στις 45°, οι τιμές των οποίων ξεπερνάνε τις αντίστοιχες τιμές των τάσεων του αρχικού σχεδίου. Στις υπόλοιπες γωνίες κάμψης παρατηρούμε εμφανή μείωση των τιμών των τάσεων.

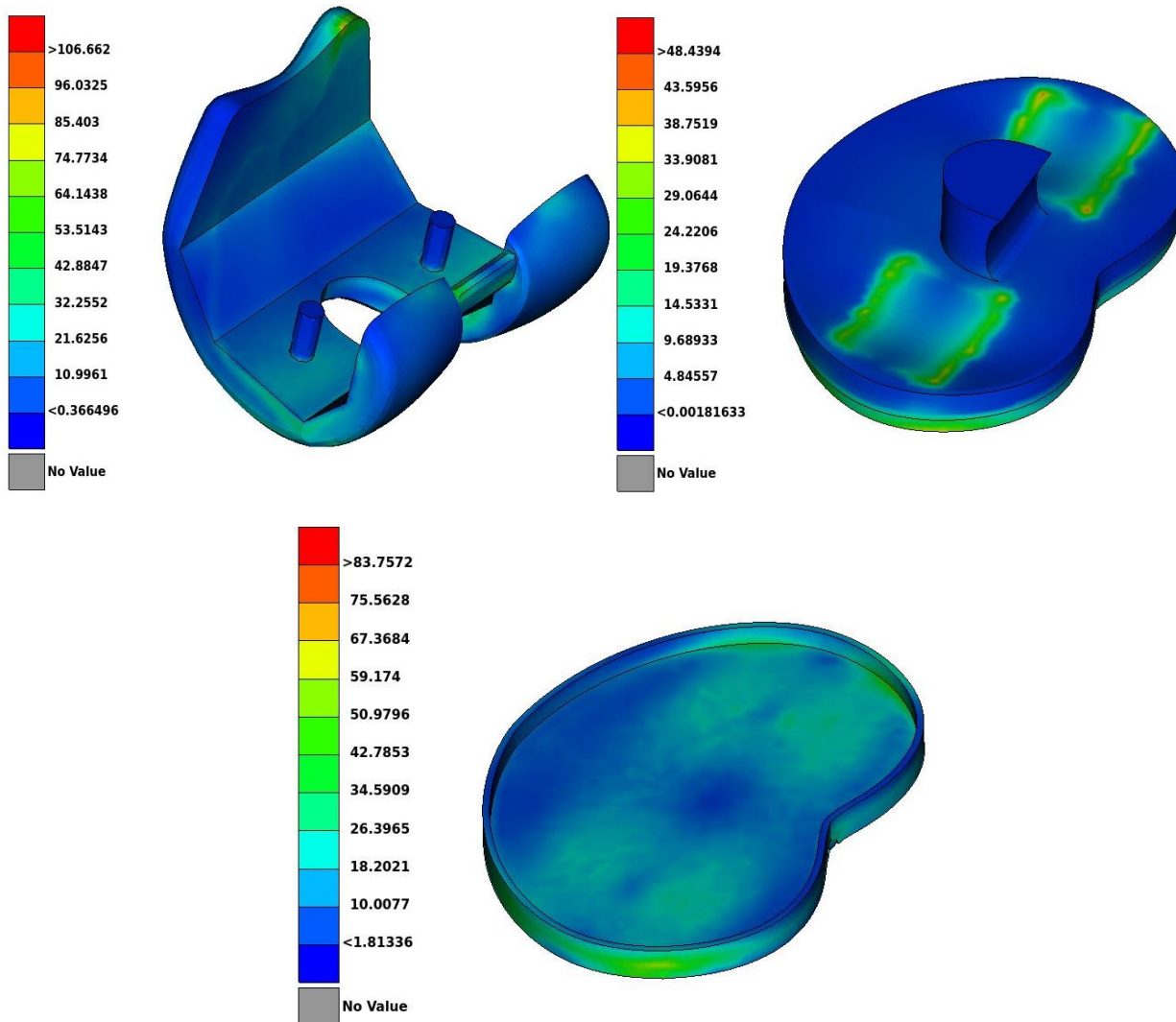
5.5 Μελέτη ολόκληρου του μοντέλου με το επανασχεδιασμένο επίθεμα πολυαιθυλενίου

Λόγω του ότι στην προηγούμενη μελέτη τα αποτελέσματα των τάσεων με το επανασχεδιασμένο επίθεμα του πολυαιθυλενίου μειώθηκαν, θεωρήθηκε απαραίτητο να εξεταστεί ολόκληρο το μοντέλο, με το επανασχεδιασμένο επίθεμα. Οι περιπτώσεις στις οποίες εξετάστηκε το μοντέλο ήταν ενδεικτικά στις 0°, 30° και 80° για τα 90kg. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε σε αυτήν την

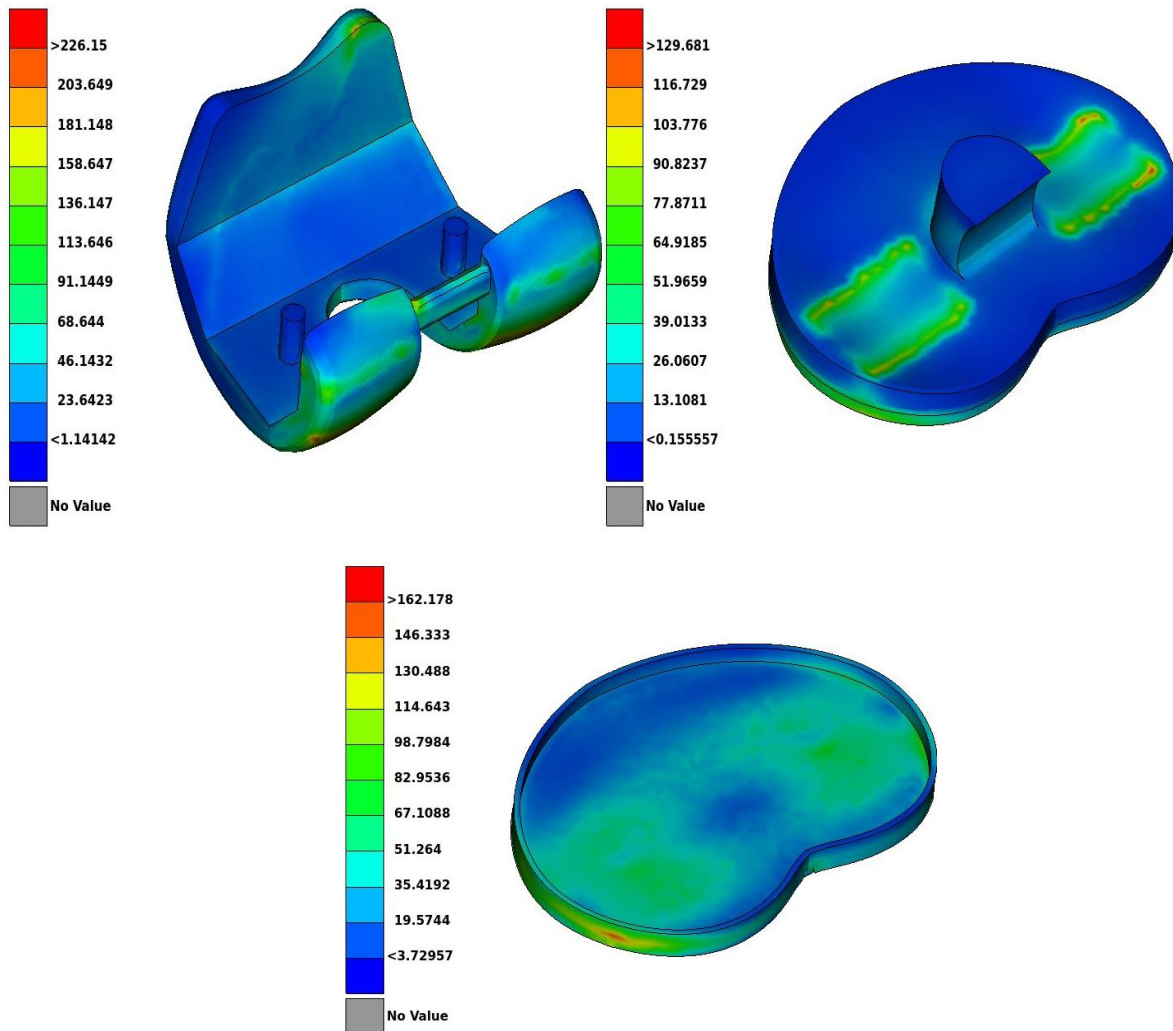
περίπτωση μελέτης είναι ίδια με τη μελέτη που πραγματοποιήθηκε στην ενότητα 5-3. Στις εικόνες 5-34 – 5-36, παρουσιάζονται αποτελέσματα στα οποία φαίνονται οι αναπτυσσόμενες τάσεις για τις εξεταζόμενες γωνίες, στα 90kg.



Εικόνα 5-34: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) των επιμέρους τμημάτων του επανασχεδιασμένου εμφυτεύματος στις 0°



Εικόνα 5-35: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) των επιμέρους τμημάτων του επανασχεδιασμένου εμφυτεύματος στις 30°



Εικόνα 5-36: Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) των επιμέρους τμημάτων του επανασχεδιασμένου εμφυτεύματος στις 80°

Στον πίνακα 5-17 συνοψίζονται τα αποτελέσματα των τάσεων για τις αναλύσεις με το επανασχεδιασμένο εμφύτευμα.

Πίνακας 5.17. Ισοδύναμες τάσεις von-mises (MPa) μεταλλικού προθέματος, για τρεις διαφορετικές γωνίες κάμψης

Γωνία κάμψης	Μεταλλο Μηρού	Μεταλλο κνήμης	Πολυαιθυλένιο
0°	10,37	8	5,29
30°	106,66	83,76	48,44
80°	226,15	162,18	129,7

Από τα αποτελέσματα της τελευταίας ανάλυσης προκύπτει ότι η απλοποιημένη μοντελοποίηση ανάμεσα στο πολυαιθυλένιο και το μέταλλο του μηρού φαίνεται να μας δίνει λάθος αποτελέσματα γιατί η πιο αναλυτική προσέγγιση του πλήρους μοντέλου δε συμβαδίζει με τα αποτελέσματα της πρώτης προσέγγισης. Επιπλέον, ενώ από την απλοποιημένη προσέγγιση προκύπτει ότι το επανασχεδιασμένο μοντέλο φαίνεται να μειώνει τις τάσεις, όταν το ίδιο το μοντέλο εξετάζεται στο πλήρες σύστημα οι τάσεις αυξάνονται. Συνεπώς αποδεικνύεται ότι η πρώτη απλοποιημένη προσέγγιση δίνει μη ακριβή συμπεράσματα.

6 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην παρούσα εργασία, αρχικά, έγινε η ψηφιοποίηση του ομοιώματος και στη συνέχεια εκτελέστηκαν οι τομές των οστών. Βάσει αυτών των τομών, σχεδιάστηκαν τα τμήματα που απαρτίζουν το εμφύτευμα ολικής αρθροπλαστικής γονάτου, με οπίσθιο σταθεροποιητή. Μετέπειτα, πραγματοποιήθηκε η διακριτοποίηση του μοντέλου και σχεδιάστηκαν οι σύνδεσμοι της άρθρωσης, όπως επίσης και το συμπαγές τμήμα των οστών. Στη συνέχεια, μοντελοποιήθηκε το δεξί άκρο για διάφορες γωνίες κάμψης, θέτοντας ταυτόχρονα τις οριακές συνθήκες, την πάκτωση και την άσκηση φορτίου. Οι γωνίες κάμψης στις οποίες έγινε η μελέτη για ολόκληρο το δεξί άκρο είναι από 0° - 120° . Η μελέτη έγινε για τέσσερα διαφορετικά βάρη, στα 60kg, 70kg, 80kg, και 90kg.

Προτού οριστούν οι ιδιότητες των υλικών, έγινε μία μελέτη ανάμεσα στο επίθεμα του πολυαιθυλενίου και το πρόθεμα του μηρού. Η μελέτη αυτή αποσκοπεί στον εντοπισμό του πιο ιδανικού υλικού για το πρόθεμα του μηρού, το οποίο θα παράγει τις μικρότερες τιμές τάσης στο πολυαιθυλένιο. Τα υλικά τα οποία εξετάστηκαν για το πρόθεμα του μηρού είναι το κράμα Ti_6Al_4V , το κράμα CoCr, SS 316L και ZrO_2 . Η μελέτη αυτή χωρίζεται σε δύο περιπτώσεις ανάλυσης. Η πρώτη περίπτωση ανάλυσης αφορά το μοντέλο στις 0° για ένα εύρος φορτίου από 600-5000N και η δεύτερη περίπτωση ανάλυσης αφορά το μοντέλο σε πέντε διαφορετικές γωνίες κάμψης του προθέματος του μηρού, στις 15° , 30° , 45° , 60° και 70° , για σταθερό φορτίο στα 2500N. Και στις δύο περιπτώσεις ανάλυσης το φορτίο ασκήθηκε στην εσωτερική μεριά του προθέματος του μηρού. Από τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης διαπιστώθηκε πως όταν το πρόθεμα του μηρού έχει ιδιότητες κράματος CoCr, το επίθεμα του πολυαιθυλενίου εμφανίζει τις μικρότερες τιμές τάσης. Για αυτόν τον λόγο, το κράμα CoCr θεωρήθηκε το πιο ιδανικό υλικό για το πρόθεμα του μηρού.

Έπειτα, ορίστηκαν οι ιδιότητες των υλικών για το επίθεμα του πολυαιθυλενίου και για το μέταλλο της κνήμης. Ταυτόχρονα, ορίστηκαν οι ιδιότητες για το σπογγώδες και το συμπαγές μέρος των οστών καθώς και για τους συνδέσμους που απαρτίζουν την άρθρωση.

Από τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων, φάνηκε ότι από τις 90° και μετά οι τάσεις των επιμέρους τμημάτων του εμφυτεύματος αυξάνονται κατά πολύ, με το μέταλλο του μηρού να ξεπερνάει το όριο διαρροής του για τα 90kg, καθότι το όριο διαρροής για το κράμα Co-Cr είναι

στα 450MPa. Αντίστοιχα, για τα 80kg το υλικό παραμένει εντός του ορίου διαρροής του μέχρι και τις 100°, ενώ για τα 70kg και 60kg ξεπερνιέται στις 110°. Στην περίπτωση του μεταλλικού προθέματος της κνήμης, παρόλο που και εδώ αυξάνονται οι τάσεις αρκετά από τις 90° και μετά, το κράμα Ti₆Al₄V εξακολουθεί να παραμένει εντός του ορίου διαρροής του, που είναι στα 830MPa. Τέλος, στην περίπτωση του πολυαιθυλενίου, το όριο διαρροής του παραμένει σε ασφαλή επίπεδα μέχρι και τις 30°. Από εκεί και πέρα παρατηρείται μια αύξηση των τιμών τάσης.

Για τον λόγο αυτό, κρίθηκε απαραίτητος ο επανασχεδιασμός του πολυαιθυλενίου. Στο επανασχεδιασμένο πολυαιθυλένιο δόθηκε μεγαλύτερη καμπυλότητα και η ανυψωμένη επιφάνεια σχεδιάστηκε πιο κεντρικά, προκειμένου το πρόθεμα του μηρού να έχει μεγαλύτερη επιφάνεια επαφής με το επανασχεδιασμένο πολυαιθυλένιο. Το επανασχεδιασμένο πολυαιθυλένιο, όπως και στην περίπτωση του αρχικού σχεδίου, έτσι και εδώ εξετάστηκε ανάμεσα σε αυτό και το πρόθεμα του μηρού, για τις ίδιες περιπτώσεις ανάλυσης. Από τα αποτελέσματα που εξήχθησαν διαπιστώθηκε ότι οι τιμές των τάσεων που εμφανίζονται στο πολυαιθυλένιο είναι πολύ μικρότερες από τις αντίστοιχες τιμές του αρχικού σχεδίου.

Τέλος, έγινε μία τελευταία ανάλυση ολόκληρου του μοντέλου στις 0°, 30° και 80° με το νέο επίθεμα πολυαιθυλενίου. Τα αποτελέσματα των τάσεων για τα επιμέρους τμήματα του εμφυτεύματος παρουσίασαν μία σημαντική αύξηση των τιμών τους. Από τα αποτελέσματα της τελευταίας ανάλυσης έγινε κατανοητό πως η περίπτωση μελέτης ολόκληρου του μοντέλου είναι πιο ολοκληρωμένη σε σχέση με την αρχική απλοποιημένη ανάλυση που πραγματοποιήθηκε ανάμεσα στο επίθεμα και το μεταλλικό πρόθεμα. Αυτό διότι, κατά τη μελέτη του επανασχεδιασμένου επιθέματος οι τάσεις εμφάνισαν σημαντική πτώση σε σύγκριση με το αρχικό σχέδιο, γεγονός που σημαίνει πως ενώ θα έπρεπε να μειώνονται και οι τάσεις σε ολόκληρο το μοντέλο με το επανασχεδιασμένο επίθεμα, συμβαίνει το αντίθετο.

Ως μελλοντική έρευνα προτείνεται να γίνει μη γραμμική ανάλυση του πλήρους συστήματος με στοιχεία επαφής. Σε αυτήν την περίπτωση, θα μπορούσε κανείς να εξάγει πιο ακριβή αποτελέσματα και συμπεράσματα για τη συμπεριφορά των τμημάτων του εμφυτεύματος, στις διάφορες γωνίες κάμψης και φορτίσεις που ασκούνται. Επίσης, ενδιαφέρον θα παρουσίαζε η μοντελοποίηση των μυών, προκειμένου να η κατανομή του φορτίου να είναι πιο ομοιόμορφη σε όλο το σύστημα.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Νταβλούρος Ε., **2014**. Νανομηχανικές ιδιότητες επιφανειών με χρήση AFM και Nanoindenter. Τμήμα Φυσικής, Αριστοτέλειο Πανεπιστήμιο Θεσσαλονίκης.
- [2] Μυστριώτη Π., **2006**. Συστήματα πλοήγησης στην ολική αρθροπλαστική γόνατος: Ένας νέος ορίζοντας. Σ.Τ.Ε.Φ. Π.Σ.Ε. Τεχνολογία Ιατρικών Συστημάτων. Α.Τ.Ε.Ι. Ηρακλείου Κρήτης.
- [3] Drake R.L., Vogl W., Mitchell A.W.M., **2007**. Ανατομία Gray's. Εκδόσεις Πασχαλίδης.
- [4] Shi J., **2007**. Finite element analysis of total knee replacement considering gait cycle load and malalignment. University of Wolverhampton.
- [5] Appley G., Solomon L., **2010**. System of Orthopaedics and Fractures. London.
- [6] Γιαννάκης Ι., **2007**. Φυσικοθεραπευτική προσέγγιση σε χονδρομαλάκυνση της επιγονατίδας. Α.Τ.Ε.Ι. Θεσσαλονίκης.
- [7] Καραμπά Ι., **2011**. Ανάπτυξη αναλυτικής μεθοδολογίας για την εκτίμηση της ποιότητας των οστών, Πανεπιστήμιο Πατρών
- [8] Κατσένης Δ., **2003**. Η εφαρμογή των κυκλικών συστημάτων εξωτερικής οστεοσύνθεσης στην αντιμετώπιση των υψηλής ενέργειας καταγμάτων του άνω πέρατος της κνήμης. Πανεπιστήμιο Πατρών.
- [9] Λεοντούδη Μ., **2009**. Η συμβολή της φυσικοθεραπείας στην αποκατάσταση του κάτω άκρου μετά από πλαστική του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Α.Τ.Ε.Ι. Θεσσαλονίκης.
- [10] Χατζηχριστόφης Σ., Αρθροπλαστική γόνατος.
- [11] Μητρούση Μ., **2012**. Μελέτη νανομηχανικών επιφανειακών ιδιοτήτων εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής γόνατος με την τεχνική της νανοεισχώρησης.
- [12] <http://www.greekorthopaedic.gr>
- [13] <https://hipkneesurgery.gr>
- [14] Robalo T. J. F., **2011**. Analysis of bone remodeling in the tibia after total knee prosthesis. University of Lisbon, Biomedical Engineering.
- [15] Ashish Sharma, **2015**. Design of knee prosthesis and analysis.
- [16] Tarnita, D., Popa, D., Tarnita, D. N., Grecu, D., Negru, M., **2006**. The virtual model of the prosthetic tibial components. *Rom J Morphol Embryol.* 47, 339–344.
- [17] Γκότσης, Π., **2005**. Πεπερασμένα στοιχεία, Εκδόσεις ΖΗΤΗ, Θεσσαλονίκη.

- [18] Clough, R. W., **1990**. Original Formulation of the Finite Element Method. *Finite Elem. Anal. Design*, 7, 89–101
- [19] Turner M.J., Clough R. W., Martin H. C., Topp L. J., **1956**. Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures. *J. Aeron. Sci.*, 23, 805–823.
- [20] Rao S., **2004**. The Finite Element Method in Engineering. Fourth Edition. Elsevier
- [21] Treece G.M., Gee A.H., Mayhew P.M., Poole K.E.S., **2010**. High resolution cortical bone thickness measurement from CT data. *Med Image Anal.* 14, 276–290.
- [22] Bahraminasab M., Sahari B.B., Edwards K.L., Farahmand F., Hong T. S., Naghibi H., **2013**. Material tailoring of the femoral component in a total knee replacement to reduce the problem of aseptic loosening. *Mater. Design*, 52, 441–451.
- [23] Enab T. A., Bondok N. E., **2012**. Material selection in the design of the tibia tray component of cemented artificial knee using finite element method. *Mater. Design*, 44, 454–460.
- [24] Semadeni R., Schmitt K.-U., **2009**. Numerical simulations to assess different rehabilitation strategies after ACL rupture in a skier. *J. Sport Rehabil*, 18, 427–437.
- [25] Hashemi J., Chandrashekar N., Slauterbeck J., **2005**. The mechanical properties of the human patellar tendon are correlated to its mass density and are independent of sex. *Clin. Biomech.*, 20, 645–652.
- [26] <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/Arcam-ASTM-F75-Cobalt-Chrome.pdf>
- [27] Γαλάνης Ν., Μανωλάκος Δ., **2013**. Χρήση βιοϋλικών στην ορθοπαιδική. 9^ο ΠΕΣΧΜ ΑΘΗΝΑ. Εργαστήριο Κατεργασιών των Υλικών, Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών, Ε.Μ.Π.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ ΕΙΚΟΝΩΝ

- {1} <http://www.pelmasoft.com/article.php?id=213>
- {2} <http://algebrafunsheets.com/blog/2011/11/18/linear-equations-and-forensics/>
- {3} Κασελούρης Ε., **2008**. Εμβιομηχανική μελέτη τάσεων και παραμορφώσεων σε μηριαίο οστούν φέροντος ενδομυελικό ήλο τύπου Fi, με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Πανεπιστήμιο Πατρών.
- {4} <https://anatomicalinnovations.com/product/real-human-tibia-bone/>
- {5} <http://teachmeanatomy.info/lower-limb/bones/the-tibia>
- {6} Λεοντούδη Μ., **2009**. Η συμβολή της φυσικοθεραπείας στην αποκατάσταση του κάτω άκρου μετά από πλαστική του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Α.Τ.Ε.Ι. Θεσσαλονίκης.
- {7} <http://www.medical-development.gr/bone.php>
- {8} Μυστριώτη Π., **2006**. Συστήματα πλοήγησης στην ολική αρθροπλαστική γόνατος: Ένας νέος ορίζοντας. Σ.Τ.Ε.Φ. Π.Σ.Ε. Τεχνολογία Ιατρικών Συστημάτων. Α.Τ.Ε.Ι. Ηρακλείου Κρήτης.
- {9} <http://www.papaloucasn.com>
- {10} <http://www.kouloumentas.gr/knee.php/>
- {11} Γιαννάκης Ι., **2007**. Φυσικοθεραπευτική προσέγγιση σε χονδρομαλάκυνση της επιγονατίδας. Α.Τ.Ε.Ι. Θεσσαλονίκης.
- {12} Καραμπά Ι., **2011**. Ανάπτυξη αναλυτικής μεθοδολογίας για την εκτίμηση της ποιότητας των οστών, Πανεπιστήμιο Πατρών
- {13} <http://white-smoke.wikifoundry.com/page/Analysis+of+knee+biomechanics,+geometry+and+kinematics>
- {14} <http://docplayer.gr/156133-Apo-to-vivlio-toy-dr-petroy-a-poylmenti.html>
- {15} <http://thomasbondphysio.blogspot.gr/2014/09/knee-injuries.html>
- {16} Λεοντούδη Μ., **2009**. Η συμβολή της φυσικοθεραπείας στην αποκατάσταση του κάτω άκρου μετά από πλαστική του πρόσθιου χιαστού συνδέσμου. Α.Τ.Ε.Ι. Θεσσαλονίκης.
- {17} <http://www.houstonmethodist.org/orthopedics/where-does-it-hurt/knee/unicompartmental-knee-replacement/>
- {18} <http://www.arthrex.com/knee/ibalance-uka-surgical-technique>
- {19} <http://www.boneclinic.com.sg/2011/07/total-knee-replacement/>

- {20} <http://www.lakewashingtonpt.com/lwpt%20knee.html>
- {21} <http://surgicalwatch.com/knee-replacements>
- {22} <http://www.vadinimplants.com/healthcare-professionals/knee-solutions/maxrom-total-knee-replacement-system/>
- {23} <http://bonesmart.org/knee/types-of-total-knee-implants/>
- {24} <http://www.houstonmethodist.org/orthopedics/where-does-it-hurt/knee/artificial-joint-replacement/>
- {25} <http://www.fhorthopedics.com/fhk,19569,en.html>
- {26} <http://www.greekorthopaedic.gr/oliki-arthroplastiki-gonatos-rompotikes-texnikes/>
- {27} W.M. Mihalko, Chapter 7. Arthroplasty of the knee in *Campbell's Operative Orthopaedics*, twelfth Ed., Vol. 1. S.T. Canale and J.H. Beaty, Eds. Elsevier, **2013**, Philadelphia, USA.
- {28} <http://www.iator.gr/2016/04/18/oliki-arthroplastiki-gonatos-2/>
- {29} Clough, R. W., **1990**. Original Formulation of the Finite Element Method. *Finite Elem. Anal. Design*, 7, 89–101
- {30} Rao S., **2004**. The Finite Element Method in Engineering. Fourth Edition. Elsevier