



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΚΑΙ ΑΕΡΟΝΑΥΠΗΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΕΩΣ
ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΜΗΧΑΝΩΝ



ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**Τριβολογικός σχεδιασμός σε άρθρωση γονάτου
σε καθεστώς μεικτής λίπανσης**

Μανανάς Αθανάσιος

A.M: 1072350

Επιβλέπων

Νικολακόπουλος Παντελής, Καθηγητής

Διπλωματική εργασία υποβληθείσα στο Τμήμα Μηχανολόγων και Αεροναυπηγών του
Πανεπιστημίου Πατρών

ΠΑΤΡΑ, ΜΑΡΤΙΟΣ 2025

Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Μηχανολόγων και Αεροναυπηγών Μηχανικών

ΜΑΝΑΝΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ

© 2025 – Με την επιφύλαξη παντός δικαιώματος



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΚΑΙ ΑΕΡΟΝΑΥΠΗΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ
ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΙΚΟΣ ΤΟΜΕΑΣ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΥ ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΕΩΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ
ΜΗΧΑΝΩΝ

Η παρούσα διπλωματική εργασία παρουσιάστηκε

από τον

ΜΑΝΑΝΑ ΑΘΑΝΑΣΙΟ

A.M. 1072350

την 4^η Μαρτίου 2025

Η έγκριση της διπλωματικής εργασίας δεν υποδηλοί την αποδοχή των γνώμών του συγγραφέα.
Κατά τη συγγραφή τηρήθηκαν οι αρχές της ακαδημαϊκής δεοντολογίας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ**Τριβολογικός σχεδιασμός σε άρθρωση γονάτου
σε καθεστώς μεικτής λίπανσης****ΜΑΝΑΝΑΣ ΑΘΑΝΑΣΙΟΣ**

Στην παρούσα εργασία πραγματοποιείται ο τριβολογικός σχεδιασμός μίας τεχνητής άρθρωσης γονάτου σε καθεστώς μεικτής λίπανσης με χρήση του λογισμικού ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων (FEA) ANSYS. Η συζήτηση γύρω από τις τεχνητές αρθρώσεις έχει αρχίσει από τις αρχές του 20^{ου} αιώνα, ενώ με την πάροδο του χρόνου έχουν πραγματοποιηθεί πολλές υπολογιστικές και πειραματικές μελέτες. Σκοπός αυτών ήταν η βελτιστοποίηση της διάρκειας ζωής τους. Οι τεχνητές αρθρώσεις βρίσκουν εφαρμογή σε περιπτώσεις ανθρώπων που η φυσική τους άρθρωση έχει αστοχήσει, με αποτέλεσμα αδυναμία κίνησης της ή έντονου πόνου κατά της κίνησης αυτής. Ο λόγος αστοχίας της εκάστοτε άρθρωσης (τριβή μεταξύ των μερών της άρθρωσης λόγω έλλειψης λιπαντικού) καθιστά αναγκαία την περεταίρω μελέτη των τεχνητών αρθρώσεων και του κύκλου λειτουργίας της φυσικής άρθρωσης, με σκοπό την σωστή αντικατάσταση της δεύτερης. Αρχικά, μελετήθηκαν γενικά στοιχεία της άρθρωσης του γονάτου, όπως τα εμπλεκόμενα οστά, ο κύκλος βάδισης, η λίπανση της και των βιολιπαντικών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Στην συνέχεια, δόθηκε βάση σε εργαλεία όπως η εξίσωση Reynolds για την υδροδυναμική λίπανση και το μοντέλο Greenwood and Tripp για την κατανόηση των τραχυτήτων του μοντέλου, σε περιοχές όπου υπάρχει επαφή μεταξύ των λιπαινόμενων επιφανειών, αφού υπάρχει καθεστώς μεικτής λίπανσης. Για την υπολογιστική διαδικασία χρησιμοποιήθηκε το προγραμματιστικό μοντέλο MATLAB, για την πιστοποίηση του μοντέλου κατά Reynolds, ενώ για τον σχεδιασμό και την ανάλυση έγινε χρήση του πακέτου ANSYS με την εφαρμογή Discovery. Έτσι, δίνονται αναλυτικά διαγράμματα για την φόρτιση του μοντέλου, την κατανομή των πιέσεων και την στιβαρότητα του μοντέλου και των υλικών που επιλεχθήκαν κατά τον σχεδιασμό.

Λέξεις κλειδιά

Βιοτριβολογία, τεχνητές αρθρώσεις, τριβή, μεικτή λίπανση

Τμήμα Μηχανολόγων και Αεροναυπηγών Μηχανικών – Κατασκευαστικός Τομέας

ABSTRACT**Tribological design of knee joints
in mixed lubrication operational regime****Mananas Athanasios**

In this paper, the tribological design of an artificial knee joint under mixed lubrication regime is carried out using the finite element analysis (FEA) software ANSYS. The debate on artificial joints has been going on since the beginning of the 20th century and many computational and experimental studies have been carried out over the years. The aim of these has been to optimize their lifetime. Artificial joints find application in cases of people whose natural joint has failed, resulting in an inability to move it or severe pain when moving it. The reason for the failure of each joint (friction between the parts of the joint due to lack of lubricant) makes it necessary to study further the artificial joints and the operating cycle of the natural joint, with a view to the correct replacement of the latter. Initially, general elements of the knee joint were studied, such as the bones involved, the gait cycle, its lubrication and the bio-lubricants that can be used. Then, tools such as the Reynolds equation for hydrodynamic lubrication and the Greenwood and Tripp model were used to understand the roughness of the model, in areas where there is contact between lubricating surfaces, since a mixed lubrication regime exists. The MATLAB programming model was used for the computational process, for the Reynolds model validation, while the ANSYS package with the Discovery application was used for the design and analysis. Thus, analytical diagrams are given for the loading of the model, stress distribution and the robustness of the model and the materials selected during design.

Keywords

Biotribology, artificial joints, friction, mixed lubrication

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 1: Ακτίνες καμπυλότητας μοντέλου	42
Πίνακας 2: Ιδιότητες υλικών κατασκευής εξαρτημάτων τεχνητής άρθρωσης	45
Πίνακας 3: Βιβλιογραφικά δεδομένα τραχύτητας για την κνήμη	47
Πίνακας 4: Σύνολο δεδομένων μοντέλου	49
Πίνακας 5: Πίνακας αποτελεσμάτων από μοντέλο Greenwood and Tripp	54
Πίνακας 6: Υπολογισμός φορτίων για δραστηριότητες	74
Πίνακας 7: Πίνακας σύγκρισης φορτίσεων	79

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΕΙΚΟΝΩΝ

Εικόνα 1: Αναπαράσταση άρθρωσης γονάτου [5]	5
Εικόνα 2: Gait cycle [7]	8
Εικόνα 3: Σύσταση άρθρωσης τεχνητού γονάτου [13]	10
Εικόνα 4: Λεπτομερής απεικόνιση τεχνητής άρθρωσης [15]	11
Εικόνα 5: Σύγκριση αρθρικού γονάτου πριν και μετά την επέμβαση [17]	12
Εικόνα 6: Δημιουργία βιολιπαντικών [23]	17
Εικόνα 7: Καμπύλες ιξώδους για λάδι σόγιας [30]	20
Εικόνα 8: Σύγκριση λαδιού σόγιας με βιομηχανικά λάδια [30]	20
Εικόνα 9: Καμπύλες ιξώδους θερμοκρασίας για διάφορα λάδια [30]	21
Εικόνα 10: Καμπύλη διατμητική τάσης-ρυθμού διάτμησης ηλιέλαιο [30]	22
Εικόνα 11: Καμπύλη διατμητική τάσης-ρυθμού διάτμησης σογιέλαιο [30]	23
Εικόνα 12: Καμπύλη διατμητική τάσης-ρυθμού διάτμησης γιάτροφα [30]	23
Εικόνα 13: Καμπύλη διατμητική τάσης-ρυθμού διάτμησης απόβλητων λαδιών [30]	24
Εικόνα 14: Εφαρμογή βιολιπαντικού στην άρθρωση[34]	25
Εικόνα 15: Κατανομή πίεσης ανάλυσης Reynolds	30
Εικόνα 16: Κατανομή πίεσης-πιστοποίηση [35]	31
Εικόνα 17: Προφίλ επιφάνειας με μέση τραχύτητα, μέση τετραγωνική τιμή και βάθος κατανομής τραχύτητας [36]	32
Εικόνα 18: Καμπύλη Stribeck	34
Εικόνα 19: Γεωμετρική απεικόνιση τεχνητής άρθρωσης γονάτου [39]	38

Εικόνα 20: Γεωμετρική απεικόνιση τεχνητής άρθρωσης γονάτου με ελλειψοειδή σφαίρα πάνω σε επίπεδη επιφάνεια [39].....	39
Εικόνα 21: Γεωμετρική απεικόνιση τεχνητής άρθρωσης γονάτου με ελλειψοειδή σφαίρα σε εσοχή [40].....	40
Εικόνα 22: Άσκηση δύναμης στην άρθρωση	41
Εικόνα 23: Κατανομή κατακόρυφου φορτίου μαζί με γωνία κάμψης και έκτασης[41]	43
Εικόνα 24: Βιβλιογραφικά δεδομένα τραχύτητας για το μηριαίο εξάρτημα [42]	46
Εικόνα 25: Το μοντέλο σε περιβάλλον ANSYS.....	51
Εικόνα 26: Εφαρμογή υλικού για ένθετο κνήμης.....	52
Εικόνα 27: Εφαρμογή υλικού για κονδύλους.....	52
Εικόνα 28: Εφαρμογή υλικού για λιπαντικό.....	53
Εικόνα 29: Πίεση επαφής μοντέλου στο ANSYS	55
Εικόνα 30: Διακριτοποίηση μοντέλου	57
Εικόνα 31: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση μετατόπισης	58
Εικόνα 32: Διαγραμματική απεικόνιση μετατόπισης	58
Εικόνα 33: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση τάσης von Mises	59
Εικόνα 34: Διαγραμματική απεικόνιση τάσης von Mises	60
Εικόνα 35: Διαγραμματική απεικόνιση συντελεστή ασφαλείας	60
Εικόνα 36: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση τάσης λόγω ορθογώνιας πίεσης επαφής.....	61
Εικόνα 37: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση διάτμησης λόγω τριβής.....	61
Εικόνα 38: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας για μικρότερη διακριτοποίηση.....	62
Εικόνα 39: Διάγραμμα ισοδύναμης τάσης Misses για μικρότερη διακριτοποίηση.....	62

Εικόνα 40: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης για μικρότερη διακριτοποίηση	62
Εικόνα 41: Κατανομή τάσης-άξονας x	64
Εικόνα 42: Κατανομή τάσης-άξονας y	65
Εικόνα 43: Κατανομή τάσης-άξονας z	65
Εικόνα 44: Κατανομή τάσης-επίπεδο XY	66
Εικόνα 45: Κατανομή τάσης-επίπεδο XZ.....	66
Εικόνα 46: Κατανομή τάσης-επίπεδο YZ.....	66
Εικόνα 47: Κατανομή πρώτης κύριας τάσης (μέγιστης τάσης).....	67
Εικόνα 48: Κατανομή δεύτερης κύριας τάσης (μέσης τάσης).....	67
Εικόνα 49: Κατανομή τρίτης κύριας τάσης (ελάχιστης τάσης).....	67
Εικόνα 50: Κατανομής ελαστικής παραμόρφωσης-άξονας x.....	68
Εικόνα 51: Κατανομής ελαστικής παραμόρφωσης-άξονας y.....	68
Εικόνα 52: Κατανομής ελαστικής παραμόρφωσης-άξονας z.....	69
Εικόνα 53: Κατανομής ελαστικής παραμόρφωσης-επίπεδο XY	69
Εικόνα 54: Κατανομής ελαστικής παραμόρφωσης-επίπεδο XZ	69
Εικόνα 55: Κατανομής ελαστικής παραμόρφωσης-επίπεδο YZ	70
Εικόνα 56: Κατανομής πρώτης κύριας ελαστικής παραμόρφωσης (μέγιστη ελαστική παραμόρφωση).....	70
Εικόνα 57: Κατανομής δεύτερης κύριας ελαστικής παραμόρφωσης (μέση ελαστική παραμόρφωση).....	71
Εικόνα 58: Κατανομής τρίτης κύριας ελαστικής παραμόρφωσης (ελάχιστη ελαστική παραμόρφωση).....	71

Εικόνα 59: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση τάσης λόγω ορθογώνιας πίεσης επαφής (E=600MPa).....	72
Εικόνα 60: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση διάτμησης λόγω τριβής (E=600MPa).....	72
Εικόνα 61: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση τάσης λόγω ορθογώνιας πίεσης επαφής (E=1000MPa).....	73
Εικόνα 62: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση διάτμησης λόγω τριβής (E=1000MPa).....	73
Εικόνα 63: Διάγραμμα τάσης von Mises (A.Σ)	75
Εικόνα 64: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης (A.Σ)	75
Εικόνα 65: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας (A.Σ)	75
Εικόνα 66: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης (T).....	76
Εικόνα 67: Διάγραμμα τάσης von Mises (T).....	76
Εικόνα 68: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας (T)	76
Εικόνα 69: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης (K)	77
Εικόνα 70: Διάγραμμα τάσης von Mises (K)	77
Εικόνα 71: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας (K).....	77
Εικόνα 72: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης (A.Π)	78
Εικόνα 73: Διάγραμμα τάσης von Mises (A.Π)	78
Εικόνα 74: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας (A.Π).....	78
Εικόνα 75: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας για άτομο 150kg υπό ελαφριά άσκηση.....	80
Εικόνα 76: Κώδικας FDM Reynolds (1)	91
Εικόνα 77: Κώδικας FDM Reynolds (2)	92
Εικόνα 78: Έλεγχος λογοκλοπής μέσω Turnitin	93

ΣΥΜΒΟΛΙΣΜΟΙ

p	πίεση ρευστού φιλμ
h	πάχος του ρευστού φιλμ
ρ	πυκνότητα
CL	κεντρική γραμμή
R_p	έξαρση
R_v	βύθιση
R_a	μέση αριθμητική τραχύτητα
RMS	τραχύτητα μέσης τετραγωνικής τιμής
λ	ειδικό πάχος λιπαντικού φιλμ
h_{min}	ελάχιστο πάχος μεταξύ επιφανειών
σ	τραχύτητα μέσης τετραγωνικής τιμής
μ	συντελεστής τριβής ξηρής επιφάνειας
F_{cont}	δύναμη επαφής
N_a	η πυκνότητα των εξάρσεων της επιφάνειας
β	η ακτίνα καμπυλότητας των εξάρσεων
E	μέτρο ελαστικότητας
ν	συντελεστής Poisson
E'	σύνθετο μέτρο ελαστικότητας
F_n	στατιστική συνάρτηση Gauss
A	φαινομενική επιφάνεια επαφής

σ_s	η μέση τιμή των εξάρσεων των τραχυτήτων
A_{cont}	πραγματική επιφάνεια επαφής
N_{cont}	αριθμός εξάρσεων σε επαφή
m_n	στατιστικές τιμές Mc Cool
$R_{x,Fem}$	ακτίνα καμπυλότητας κονδύλου στην διεύθυνση x
$R_{y,Fem}$	ακτίνα καμπυλότητας κονδύλου στην διεύθυνση y
$R_{x,Tib}$	ακτίνα καμπυλότητας κνημιαίου οστού στην διεύθυνση x
$R_{y,Tib}$	ακτίνα καμπυλότητας κνημιαίου οστού στην διεύθυνση y
$R_{q,Fem}$	τραχύτητα μηριαίου οστού
$R_{q,Tib}$	τραχύτητα κνημιαίου οστού
F_m	Ασκούμενη δύναμη στον μέσο κόνδυλο
F_L	Ασκούμενη δύναμη στον έσω κόνδυλο

Περιεχόμενα

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	V
ABSTRACT.....	VII
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	IX
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΣΧΗΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	XI
ΣΥΜΒΟΛΙΣΜΟΙ	XVI
ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....	1
1.0 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	2
1.1 ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ.....	3
1.2 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΓΟΝΑΤΟΥ.....	3
1.2.1 ΟΣΤΑ	4
1.2.2 ΧΟΝΔΡΟΙ ΚΑΙ ΜΗΝΙΣΚΟΙ.....	4
1.2.3 ΣΥΝΔΕΣΜΟΙ.....	5
1.3 ΚΙΝΗΣΗ ΚΑΙ ΦΟΡΤΙΣΗ	6
1.3.1 ΒΑΘΜΟΙ ΕΛΕΥΘΕΡΙΑΣ.....	6
1.3.2 ΜΟΤΙΒΟ ΦΟΡΤΙΣΗΣ	6
1.3.3 GAIT CYCLE	7
1.4 ΑΡΘΡΩΠΛΑΣΤΙΚΗ ΓΟΝΑΤΟΥ.....	9
1.5 ΛΙΠΑΝΣΗ ΤΕΧΝΗΤΩΝ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ	13
1.5.1 ΜΕΙΚΤΗ ΛΙΠΑΝΣΗ στις ΤΕΧΝΗΤΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΙΣ.....	14
2.0 ΒΙΟΛΙΠΑΝΤΙΚΑ.....	16
2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΑ ΒΙΟΛΙΠΑΝΤΙΚΑ.....	16

2.2	ΕΙΔΗ ΒΙΟΛΙΠΙΝΑΤΙΚΩΝ	17
2.3	ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ	18
2.4	ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΙΞΩΔΟΥΣ.....	19
2.5	ΒΙΟΛΙΠΑΝΤΙΚΑ ΣΤΙΣ ΤΕΧΝΗΤΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΙΣ	25
2.5.1	ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ	25
3.0	ΕΞΙΣΩΣΗ REYNOLDS	26
3.1	ΑΝΑΛΥΣΗ REYNOLDS	27
3.2	ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ	29
3.3	ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ REYNOLDS.....	31
4.0	ΤΡΑΧΥΤΗΤΑ.....	32
4.1	ΤΡΑΧΥΤΗΤΑ ΣΕ ΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ	32
4.2	ΚΑΜΠΥΛΗ STRIBECK.....	33
4.2.1	ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΛΙΠΑΝΣΗΣ.....	35
4.3	GREENWOOD AND TRIPP ΜΟΝΤΕΛΟ	35
5.0	ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ	38
5.1	ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ	38
5.2	ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΔΥΑΝΜΗΣ	42
5.3	ΕΠΙΛΟΓΗ ΥΛΙΚΩΝ ΚΑΙ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ.....	44
5.4	ΤΡΑΧΥΤΗΤΕΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ	46
5.5	ΙΞΩΔΕΣ (ΑΡΘΡΙΚΟ ΥΓΡΟ).....	48
5.6	ΔΕΔΟΜΕΝΑ	49
6.0	ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΣΤΟ ANSYS	51

6.1	ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ.....	51
6.2	ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΚΑΤΑ GREENWOOD AND TRIPP	54
7.0	ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	56
7.1	ΒΑΣΙΚΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ.....	57
7.1.1	ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ	57
7.1.2	ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ	58
7.1.3	ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΤΑΣΗ VON MISES.....	59
7.1.4	ΠΙΕΣΗ ΕΠΑΦΗΣ.....	61
7.2	ΛΟΙΠΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ	64
7.2.1	ΤΑΣΕΙΣ.....	64
7.2.2	ΚΥΡΙΕΣ ΤΑΣΕΙΣ	67
7.2.3	ΕΛΑΣΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ	68
7.2.4	ΚΥΡΙΕΣ ΕΛΑΣΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ	70
7.3	ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΣΤΟ ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ.....	72
7.4	ΕΠΙΠΛΕΟΝ ΜΟΤΙΒΑ ΦΟΡΤΙΣΗΣ	74
7.4.1	ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ	80
	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	82
	ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ.....	83
	ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	84
	ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	91
	ΕΛΕΓΧΟΣ ΛΟΓΟΚΛΟΠΗΣ.....	93

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η συγκεκριμένη διπλωματική εργασία αποτελεί τμήμα του προγράμματος προπτυχιακών σπουδών του τμήματος των Μηχανολόγων και Αεροναυπηγών Μηχανικών του Πανεπιστημίου Πατρών. Εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Υπολογισμού και Σχεδιάσεως Στοιχείων Μηχανών με επιβλέποντα καθηγητή τον καθηγητή και Διευθυντή του εργαστηρίου κ. Νικολακόπουλο Παντελή, τον οποίον και θα ήθελα να ευχαριστήσω για την επιστημονική καθοδήγηση και υποστήριξη, στην διάρκεια εκπόνησης της εργασίας. Παράλληλα, θα ήθελα να ευχαριστήσω και όλους του καθηγητές, για τις γνώσεις που μου παρείχαν στην διάρκεια των σπουδών μου. Τέλος, ιδιαίτερες ευχαριστίες στην οικογένεια και στους φίλους και συμφοιτητές μου για την υποστήριξη σε όλο αυτό το ταξίδι των σπουδών στο τμήμα των Μηχανολόγων και Αεροναυπηγών Μηχανικών του Πανεπιστημίου Πατρών.

1.0 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η μελέτη της τριβολογία, η οποία ασχολείται με την τριβή και την φθορά των υλικών, καθώς και την λίπανση, έχει παίξει πολύ σημαντικό ρόλο στην μηχανική γενικά, καθώς και στις βιοϊατρική μηχανική. Τις τελευταίες δεκαετίες, η τριβολογική έρευνα έχει επεκταθεί εκτός των μηχανικών συστημάτων, δίνοντας μία βιολογική επέκταση στην επιστήμη, δημιουργώντας την βιοτριβολογία αναφέρεται πρώτη φορά από τον D. Dawson το 1970). Αυτός ο επιστημονικός κλάδος εξειδικεύεται στην κατανόηση των σύνθετων αλληλεπιδράσεων μεταξύ των βιολογικών επιφανειών και πιο συγκεκριμένα του ανθρώπινου σώματος, όπου η λειτουργία των αρθρώσεων εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τους λιπαντικούς μηχανισμούς. Ανάμεσα στα διάφορα βιολογικά συστήματα, η άρθρωση του γονάτου αναπαριστά ένα από τα πιο χαρακτηριστικά και επίλεκτα τριβολογικά περιβάλλοντα, δρώντας υπό την επήρεια διαφόρων φορτίων και μοτίβων κίνησης.

Η εξέλιξη της τριβολογίας στις βιοϊατρική μηχανική έχει λάβει μεγάλη ώθηση από την ανάγκη για βελτίωση και μακροζωία των τεχνητών και φυσικών αρθρώσεων. Οι πρώτες έρευνες εστίασαν περισσότερο στις μηχανικές ιδιότητες των υλικών των αρθρώσεων, αλλά νέες έρευνες έχουν αναμίξει βιοϊατρικούς και βιοχημικούς παράγοντες για να επιτύχουν μία πιο ολοκληρωτική κατανόηση την λειτουργίας των αρθρώσεων. Η ανάπτυξη των τεχνητών αρθρώσεων, για παράδειγμα, έχει επωφεληθεί σε σημαντικό βαθμό από τριβολογικά επιτεύγματα, οδηγώντας σε βελτίωση της αντοχής στην φθορά, στην μείωση της τριβής και την βελτίωση των λιπαντικών στρατηγικών.

Μία από τις πιο κρίσιμες πλευρές της τριβολογικής συμπεριφοράς των αρθρώσεων του γονάτου είναι η μεικτή λίπανση, ένα καθεστώς στο οποίο συνυπάρχουν τόσο υδροδυναμική όσο και οριακή λίπανση. Η μεικτή λίπανση είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με τις αρθρώσεις γόνατος λόγω του σύνθετου μηχανισμού λίπανσης που συναντάται σε αυτές και της πολύπλοκης αλληλεπίδρασης ανάμεσα σε αρθρικό υγρό, χόνδρους και την επιφάνεια του εμφυτεύματος. Έτσι, η περαιτέρω διερεύνηση αυτού του καθεστώτος λίπανσης είναι κομβική για την βελτιστοποίηση του σχεδιασμού και της απόδοσης του εμφυτεύματος.

1.1 ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ

Η άρθρωση του γονάτου είναι ένα πολύ σημαντικό κομμάτι του ανθρώπινου μυοσκελετικού συστήματος και είναι υπεύθυνη για την πραγματοποίηση της κίνησης και μεταφοράς φορτίου κατά τις καθημερινές δραστηριότητες. Όντας η μεγαλύτερη άρθρωση του σώματος, το γόνατο δέχεται πολύ μεγάλες πιέσεις και είναι επιρρεπής σε τραυματισμούς, με κυριότερο όλων την οστεοαρθρίτιδα [1], [2]. Για την αντιμετώπιση τέτοιων παθήσεων χρειάζεται να πραγματοποιηθεί μία επέμβαση που ονομάζεται αρthroπλαστική. Σε αυτήν ουσιαστικά αντικαθίσταται η υπάρχουσα τραυματισμένη άρθρωση με μία τεχνητή που αποτελείται από μεταλλικά, πλαστικά και άλλα μέλη. Η τριβολογία, που είναι η επιστήμη που μελετά την τριβή, την φθορά και την λίπανση, παίζει κρίσιμο ρόλο στον σχεδιασμό και την απόδοση που θα έχουν οι τεχνητές αρθρώσεις γονάτου. Η τριβολογική συμπεριφορά των υλικών των μοσχευμάτων και η γεωμετρία της άρθρωσης επιδρά άμεσα στην μακροζωία και την λειτουργικότητα της προσθετικής γονάτου [3], [4]. Παράγοντες όπως η επιλογή της φέρουσας επιφάνειας, οι μηχανισμοί λίπανσης και η κινηματική της άρθρωσης μπορούν να επηρεάσουν σημαντικά τα τριβολογικά χαρακτηριστικά μίας τεχνητής άρθρωσης γονάτου.

1.2 ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΓΟΝΑΤΟΥ

Η άρθρωση του γονάτου είναι μία από τις πιο μεγάλες και πιο περίπλοκες αρθρώσεις του ανθρώπινου σώματος, λειτουργώντας κυρίως ως επεξεργασμένος μεντεσές άρθρωσης. Επιτρέπει την κίνηση ενώ φέρει σημαντικά φορτία κατά την διάρκεια των δραστηριοτήτων όπως το περπάτημα, το τρέξιμο και η αναπήδηση. Η κατανόηση της ανατομίας του είναι απαραίτητη για την διάγνωση και την θεραπεία των παθήσεων που σχετίζονται με το γόνατο.

1.2.1 ΟΣΤΑ

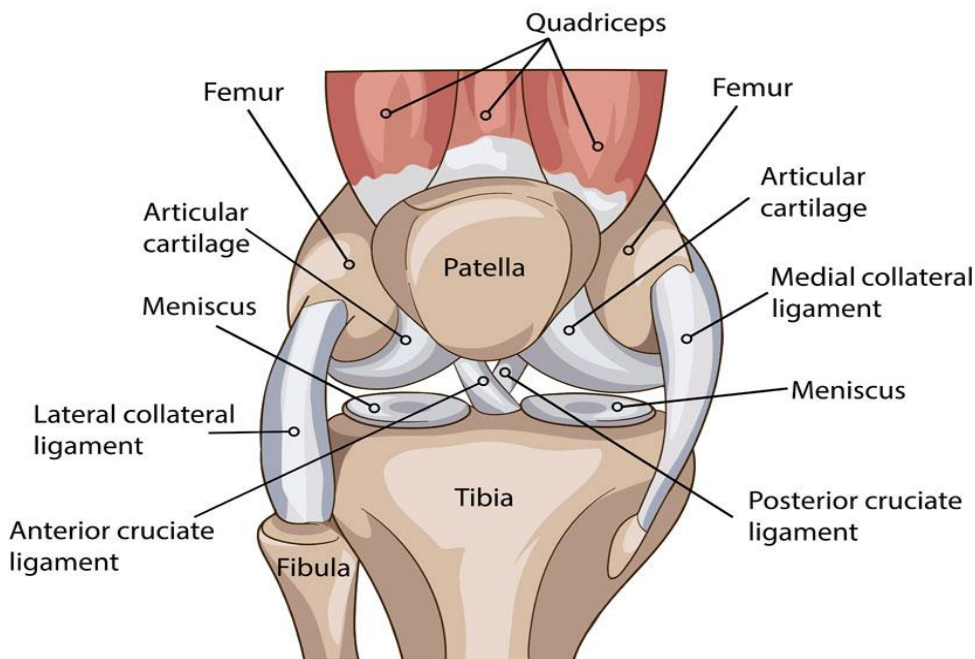
Η άρθρωση του γονάτου αποτελείται από τέσσερα κύρια κόκκαλα. Το μηριαίο οστό, το οποίο περιλαμβάνει δύο σφαιρικές άκρες γνωστές ως μηριαίοι κόνδυλοι που διαρθρώνονται με το κνημιαίο οστό και την επιγονατίδα. Το απομακρυσμένο άκρο του μηριαίου οστού είναι πιο μεγάλο και σχηματίζει ένα διπλό κόνδυλο, που πραγματοποιεί την κατανομή βάρους κατά την διάρκεια της κίνησης. Το κνημιαίο οστό, το οποίο στηρίζει το βάρος και αρθρώνει μαζί με το μηριαίο οστό στο εγγύς άκρο. Το κνημιαίο οροπέδιο αποτελείται από το έσω και το έξω κόνδυλο, τα οποία είναι διαμορφωμένα για να δέχονται τους μηριαίους κονδύλους. Η επιγονατίδα είναι σιγαμοειδές οστό που βρίσκεται στην επιγονατιδο-μηριαίο αύλακα του μηριαίου οστού. Προστατεύει την άρθρωση του γονάτου και βελτιώνει την λειτουργία του τετρακέφαλου τένοντα. Τέλος, η περόνη της κνήμης παρόλο που είναι παράλληλη με το κνημιαίο οστό και παρέχει σημεία ένωσης με ιστούς, η περόνη δεν συνεισφέρει άμεσα στην λειτουργία φόρτωσης της άρθρωσης του γονάτου.

1.2.2 ΧΟΝΔΡΟΙ ΚΑΙ ΜΗΝΙΣΚΟΙ

Οι αρθρικές επιφάνειες του γονάτου καλύπτονται με υαλώδη χόνδρο, ο οποίος μειώνει την τριβή και απορροφά τους κραδασμούς κατά την κίνηση. Το γόνατο περιέχει επίσης δύο ημισελήνοειδείς δομές χόνδρου γνωστές μηνίσκοι (έσω και έξω), οι οποίες σταθεροποιούν περαιτέρω την άρθρωση κατανέμουν το φορτίο και ενισχύουν την συνάφεια μεταξύ του μηριαίου και κνημιαίου οστού.

1.2.3 ΣΥΝΔΕΣΜΟΙ

Η άρθρωση του γονάτου σταθεροποιείται από ένα σύμπλεγμα από συνδέσμους οι οποίοι κατηγοριοποιούνται σε δύο κατηγορίες. Οι εξωκαψικοί σύνδεσμοι περιλαμβάνουν τον επιγονατιδικό σύνδεσμο, το έσω παράπλευρο σύνδεσμο (MCL), τον πλάγιο παράπλευρο σύνδεσμο (LCL), και άλλους. Παρέχουν σταθερότητα και περιορίζουν την υπερβολική κίνηση. Οι εσωκαψικοί σύνδεσμοι περιλαμβάνουν τον πρόσθιο χιαστό (ACL) και τον οπίσθιο χιαστό σύνδεσμο (PCL) είναι ζωτικής σημασίας για την διατήρηση της ευθυγράμμισης του μηριαίου οστού και της κνήμης κατά την διάρκεια της κίνησης. Ο πρόσθιος χιαστός εμποδίζει την πρόσθια μετακίνηση του κνημιαίου οστού σε σχέση με το μηριαίο, ενώ ο οπίσθιος εμποδίζει την οπίσθια κίνηση.



Εικόνα 1: Αναπαράσταση άρθρωσης γονάτου [5]

1.3 ΚΙΝΗΣΗ ΚΑΙ ΦΟΡΤΙΣΗ

1.3.1 ΒΑΘΜΟΙ ΕΛΕΥΘΕΡΙΑΣ

Η άρθρωση του γονάτου επιτρέπει την κάμψη και την έκταση, αλλά επιτρέπει επίσης ένας μικρό βαθμό για έσω και πλάγια περιστροφή ειδικά όταν το γόνατο είναι σε κάμψη. Αυτή η σύνθετη κίνηση είναι εφικτή λόγω της μοναδικής γεωμετρίας του μηριαίων και κνημιαίων κονδύλων, οι οποίοι επιτρέπουν την ομαλή διάρθρωση.

1.3.2 ΜΟΤΙΒΟ ΦΟΡΤΙΣΗΣ

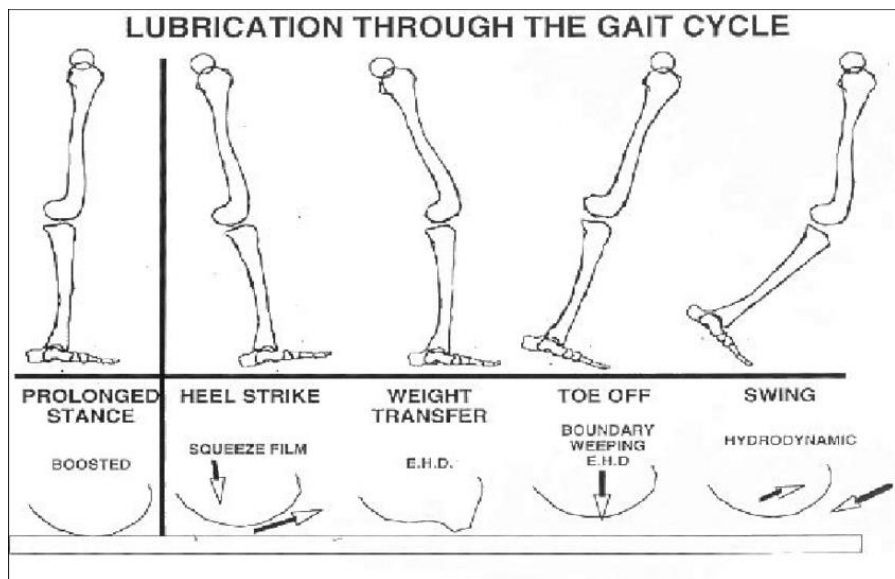
Το γόνατο έρχεται αντιμέτωπο με διάφορα μοτίβα φόρτισης κατά την διάρκεια των διαφόρων δραστηριοτήτων.

- **Στατικά φορτία:** Σε όρθια θέση, το γόνατο φέρει το βάρος του σώματος και οι δυνάμεις μοιράζονται κατά μήκος των μηριαίων και κνημιαίων επιφανειών. Η σωστή ευθυγράμμιση των μηχανικών και των ανατομικών αξόνων είναι ζωτικής σημασίας για την ομοιόμορφη κατανομή του φορτίου. Οι αποκλίσεις μπορεί να οδηγήσουν σε αυξημένη τάση σε συγκεκριμένα τμήματα με πιθανά αποτελέσματα παθήσεις όπως η οστεοαρθρίτιδα.
- **Δυναμικά φορτία:** Κατά την διάρκεια δραστηριοτήτων όπως το περπάτημα ή το τρέξιμο, το γόνατο υφίσταται δυναμική φόρτιση, η οποία περιλαμβάνει θλιπτικές δυνάμεις διατμητικές δυνάμεις και στρεπτικές δυνάμεις. Οι μηνίσκοι διαδραματίζουν πολύ σημαντικό ρόλο στην κατανομή του φορτίου, συμβάλλοντας στην μείωση των μέγιστων πιέσεων στον αρθρικό χόνδρο και ενισχύοντας τη σταθερότητα της άρθρωσης.

Εκτός από την πιο μεγάλη άρθρωση του ανθρώπινου σώματος, όπως αναφέρθηκε νωρίτερα, η άρθρωση του γονάτου αποτελεί και μία πολύ περίπλοκη άρθρωση του σώματος. Είναι μία αρθρική άρθρωση που συνδέει τρία οστά μεταξύ τους. Τα οστά αυτά είναι το μηριαίο οστό, την κνήμη και την επιγονατίδα. Η άρθρωση του γονάτου αποτελείται από δύο κύριες αρθρώσεις: την κνημομηριαία άρθρωση (είναι η άρθρωση μεταξύ κνήμης και μηριαίου οστού, η οποία αποτελεί την κύρια άρθρωση του γονάτου που φέρει βάρος) και η επιγονατιδομηριαία άρθρωση (είναι η άρθρωση μεταξύ επιγονατίδας και μηριαίου οστού, στην οποία η επιγονατίδα λειτουργεί ως τροχαλία αυξάνοντας το μηχανικό πλεονέκτημα του τετρακέφαλου μυός) [3], [2]. Η σταθεροποίηση της άρθρωσης επιτυγχάνεται με πολλούς συνδέσμους. Οι σύνδεσμοι αυτοί χωρίζονται σε δύο κατηγορίες στους εξωαρθρικούς και εσωαρθρικούς. Στην πρώτη κατηγορία ανήκουν: σύνδεσμος επιγονατίδας, εσωτερικός και πλάγιος αμφιβληστροειδής επιγονατίδας, έσω-πλάγιος σύνδεσμος, έξω-πλάγιος σύνδεσμος, προσθιοπλάγιος σύνδεσμος. Στην δεύτερη κατηγορία ανήκουν: πρόσθιος χιαστός σύνδεσμος, οπίσθιος χιαστός σύνδεσμος, εσωτερικοί και πλάγιοι μηνίσκοι [6], [2].

1.3.3 GAIT CYCLE

Η κατασκευή μίας τεχνητής άρθρωσης γονάτου πρέπει να είναι πολύ λεπτομερής, αφού είναι απαραίτητο ο ασθενής στον οποίο θα χρησιμοποιηθεί το μόσχευμα να μπορεί να πραγματοποιεί τις κινήσεις που έκανε και πριν την εμφάνιση της οστεοαρθρίτιδας. Για τον λόγο έχει αναπτυχθεί το gait cycle. Μέσω αυτού αναλύεται η κίνηση που πραγματοποιεί το πόδι κατά την διάρκεια του περπατήματος. Αυτό δίνει την δυνατότητα να μελετηθούν οι απαιτούμενες κινήσεις του γονάτου, οι γωνίες που αναπτύσσει η άρθρωση με τα οστά και οι ανάγκες για λίπανση.



Εικόνα 2: Gait cycle [7]

Το διάγραμμα του κύκλου βάδισης (gait cycle) χωρίζεται σε 5 φάσεις και αξίζει να γίνει μία αναφορά στην λίπανση της κάθε φάσης. Αρχικά, στην φάση παρατεταμένης στήριξης (prolonged stance) παρατηρείται ενισχυμένη λίπανση ενός της άρθρωσης, ενώ επιπλέον υπάρχει και ομοιόμορφη κατανομή του λιπαντικού. Στην φάση αρχικής επαφής (heel strike) υπάρχει συμπίεση αρθρικού υγρού και σχηματισμός ενός φιλμ λιπαντικού εντός της άρθρωσης. Έτσι, παρατηρείται λίπανση με συμπιεσμένη μεμβράνη. Στην επόμενη φάση, φάση μεταφοράς φορτίου (weight transfer) αναπτύσσεται ελαστοϋδροδυναμική λίπανση, ενώ είναι η φάση μεταφοράς του φορτίου από το έδαφος προς την άρθρωση γονάτου. Ακολούθως, η επόμενη φάση είναι η απογείωση του πέλματος (toe-off) με οριακή και ελαστοϋδροδυναμική λίπανση. Αξίζει εδώ να σημειωθεί ότι η οριακή λίπανση χαρακτηρίζεται με τον όρο “boundary weeping” όπου δηλαδή υπάρχει οριακή λίπανση και το αρθρικό υγρό εισέρχεται με έκκριση από τον χόνδρο στην άρθρωση. Τέλος, η αιώρηση είναι η τελευταία φάση του κύκλου. Αναπτύσσεται υδροδυναμική λίπανση, ενώ επιτυγχάνεται πλήρης διαχωρισμός των εμπλεκόμενων επιφανειών της άρθρωσης και η ροή του λιπαντικού γίνεται ελεύθερα.

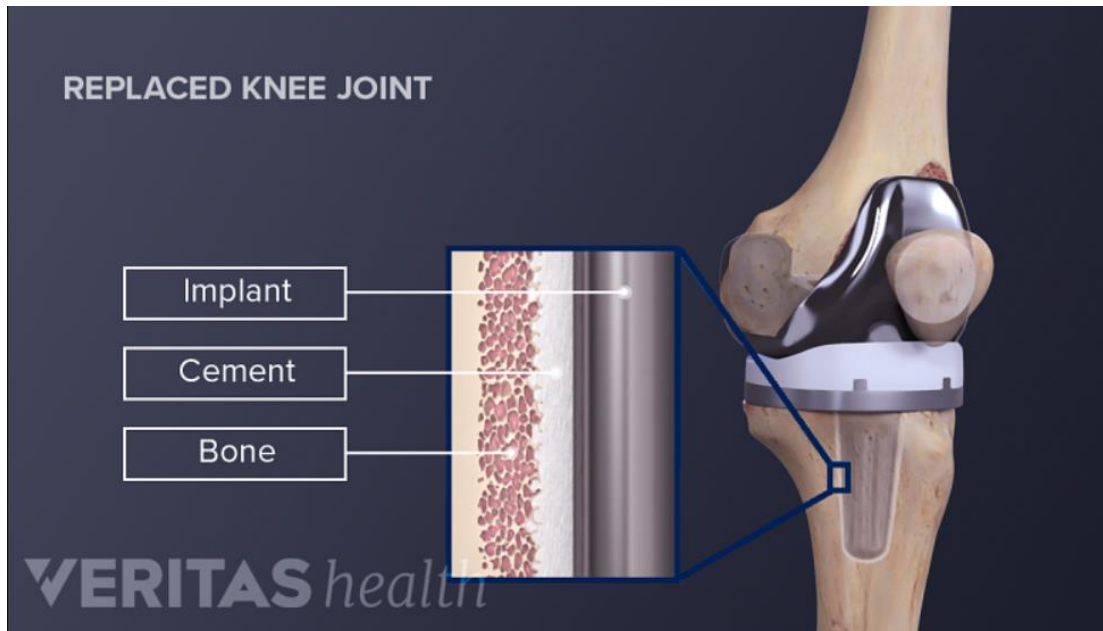
1.4 ΑΡΘΡΩΠΛΑΣΤΙΚΗ ΓΟΝΑΤΟΥ

Η αρθροπλαστική γόνατος γνωστή και ως ολική αντικατάσταση γόνατος, είναι μία σημαντική διαδικασία που μπορεί να βελτιώσει αισθητά την ποιότητα ζωής ατόμων που πάσχουν από πόνους στο γόνατο και περιορισμούς στην κινητικότητα από παθήσεις όπως η οστεοαρθρίτιδα, ρευματοειδής αρθρίτιδα, μετά-τραυματική αρθρίτιδα και αγγειακή νέκρωση. Το κύριο όφελος είναι η ανακούφιση του ασθενή από τον πόνο που προκαλεί η αρθρίτιδα στις καθημερινές δραστηριότητες του ατόμου (περπάτημα, ανέβασμα σκάλας, ήρεμος ύπνος).

Η οστεοαρθρίτιδα καταστρέφει το χόνδρο της άρθρωσης του γονάτου, οι επιφάνειες γίνονται πιο σκληρές και το γόνατο δεν κινείται ομαλά προκαλώντας δυσφορία και πόνο. Μετά την αντικατάσταση της άρθρωσης του γονάτου ο σύνδεσμος μπορεί να κινηθεί ελεύθερα επαναφέροντας την κινητικότητα του ασθενή. Έτσι, αυξάνεται η αυτονομία του ασθενή. Η αρθροπλαστική δίνει την δυνατότητα για να έναν πιο υγιή τρόπο ζωής, καθώς επιτρέπει την δυνατότητα άσκησης στον ασθενή, αφού πρώτα πραγματοποιηθούν οι κατάλληλες φυσιοθεραπείες.

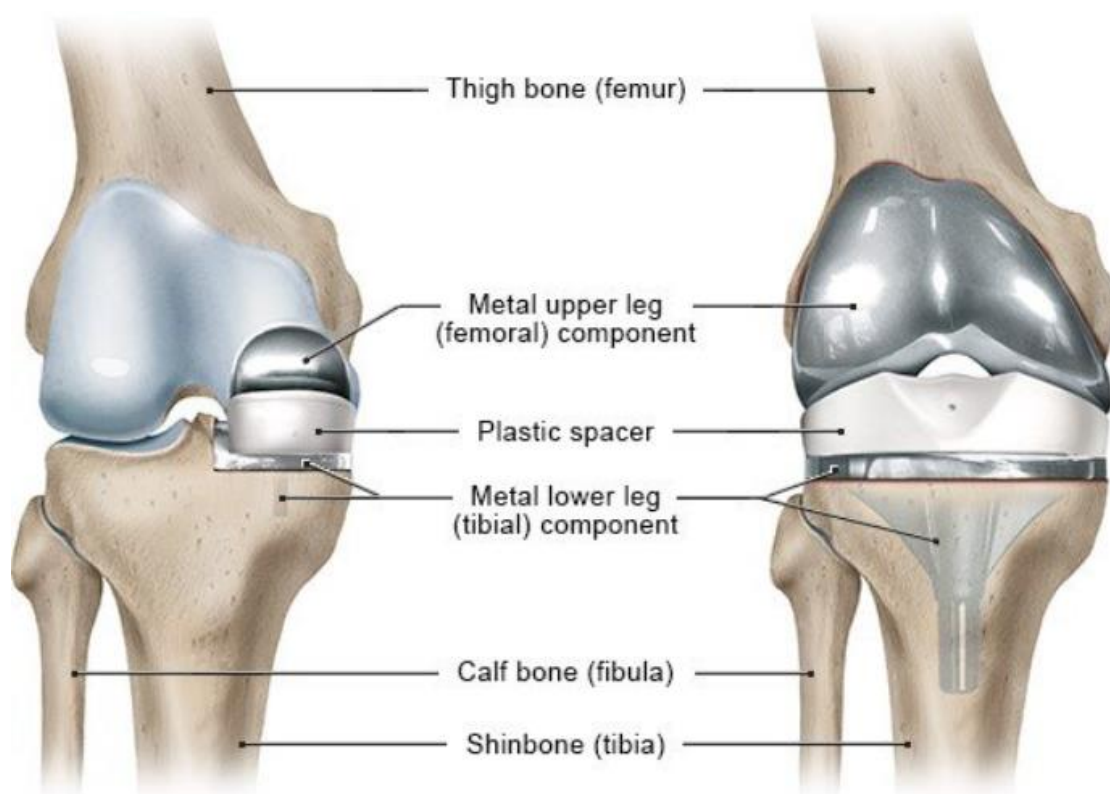
Συνολικά, ο στόχος της αρθροπλαστικής είναι να απαλλάξει από τον πόνο και να επαναφέρει την λειτουργικότητα της άρθρωσης μετά από την ζημιά λόγω της αρθρίτιδας, ενώ με την κατάλληλη προσοχή και φροντίδα μία τεχνητή άρθρωση μπορεί να διαρκέσει 15-20 χρόνια.[8], [9],[10].

Κατά την διάρκεια της επέμβασης, ο χειρουργός αφαιρεί τα κατεστραμμένα χόνδρο και κόκκαλο και τοποθετεί τα νέα μεταλλικά και πλαστικά εξαρτήματα για να επαναφέρει την ευθυγράμμιση και την λειτουργικότητα της άρθρωσης του γονάτου. Το μόσχευμα συνήθως αποτελείται από τρεις συνιστώσες: 1) Ένα κνημιαίο εξάρτημα για την επανεμφάνιση της κορυφής του οστού της κνήμης 2) Ένα μηριαίο εξάρτημα για την επανεμφάνιση του άκρου του μηριαίου οστού 3) Ένα επιγονατίδιο εξάρτημα για την επανεμφάνιση της κάτω πλευράς της επιγονατίδας. Τα εξαρτήματα είναι συνήθως εφαρμοσμένα πάνω στο κόκκαλο με τσιμέντο, αλλά υπάρχουν και εξαρτήματα χωρίς τσιμέντο δίνοντας την δυνατότητα για ανάπτυξη ιστού. Τέλος, πραγματοποιούνται ράμματα [9], [11], [12].

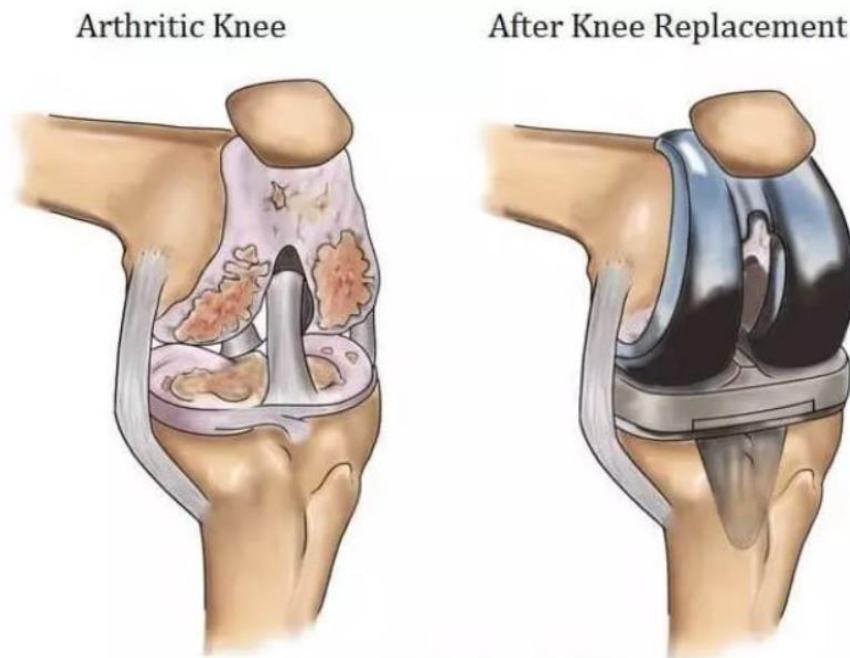


Εικόνα 3: Σύσταση άρθρωσης τεχνητού γονάτου [13]

Η αντικατάσταση της άρθρωσης του γονάτου είναι μία συνήθης χειρουργική επέμβαση και πραγματοποιείται για να μειώσει την αίσθηση του πόνου και να επαναφέρει την κινητικότητα στους ασθενείς που υποφέρουν από οστεοαρθρίτιδα. Η τριβολογική απόδοση μίας τεχνητής άρθρωσης γονάτου είναι πολύ κρίσιμη για να διασφαλίσει την επιτυχή λειτουργία της σε βάθος χρόνου. Τα μοσχεύματα λειτουργούν κάτω από καθεστώς μεικτής λίπανσης, όπου συνυπάρχουν τόσο η οριακή όσο και η υδροδυναμική λίπανση [14], [15]. Η κατανόηση και η βελτίωση της τριβολογικής συμπεριφοράς σε αυτό το καθεστώς είναι απαραίτητη για την ελαχιστοποίηση της φθοράς και την μεγιστοποίηση της αντοχής της τεχνητής άρθρωσης. Τα υπολογιστικά μοντέλα έχουν γίνει ένα πολύ ισχυρό εργαλείο για την έρευνα της συμπεριφοράς των μοσχευμάτων στο γόνατο σε μεικτή λίπανση. Αυτά τα μοντέλα ενσωματώνουν παράγοντες όπως η γεωμετρία των επαπτόμενων επιφανειών, οι ιδιότητες των υλικών, τα φορτία και η ρεολογία του αρθρικού υγρού για την πρόβλεψη του πάχους του φιλμ, της τριβής και της φθοράς [15], [16].



Εικόνα 4: Λεπτομερής απεικόνιση τεχνητής άρθρωσης [15]



Εικόνα 5: Σύγκριση αρθρικού γονάτου πριν και μετά την επέμβαση [17]

Η αρθροπλαστική του γονάτου αν και είναι πολύ αποδοτική δεν έρχεται χωρίς τα πιθανά προβλήματα της. Οι πιθανές μολύνσεις είναι οι πιο πιθανές επιπλοκές κατά το χειρουργείο, καθώς μπορούν να βλάψουν οστά και μύες και να αποδυναμώσουν το μόσχευμα που μπορεί να οδηγήσει ακόμα και σε επαναληπτικό χειρουργείο με σκοπό την αντικατάσταση του μολυσμένου κομματιού και ιστού. Παρόλα αυτά, είναι πιθανόν να χρειαστεί επαναληπτικό χειρουργείο ανεξάρτητα, καθώς με την πάροδο του χρόνου το μόσχευμα μπορεί να χαλαρώσει, κυρίως λόγω φθοράς, μόλυνσης ή σχισίματος, και να περιορίζει τον ασθενή. Κάποιος τραυματισμός σε ιστό είναι πιθανό να αναγκάσει σε συμπληρωματικό χειρουργείο καθώς θα χρειαστεί επανατοποθέτηση του μοσχεύματος για να μην περιορίζονται οι κινήσεις του ασθενή. Να σημειωθεί επιπλέον ότι μετά το χειρουργείο μπορεί να προκύψουν κατάγματα στα οστά γύρω από την τεχνητή άρθρωση. Σημαντικό να αναφερθεί όμως ότι τα πιθανά αυτά προβλήματα εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από την ηλικία και την υγεία του ασθενή και πάντα λαμβάνονται κατάλληλα μέτρα πρόληψης πριν από τέτοιες επεμβάσεις [18].

1.5 ΛΙΠΑΝΣΗ ΤΕΧΝΗΤΩΝ ΑΡΘΡΩΣΕΩΝ

Το φυσικό λιπαντικό στην άρθρωση του γονάτου, ονομάζεται αρθρικό υγρό και παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην λίπανση της άρθρωσης. Η σύνθεση του, συμπεριλαμβανομένων των πρωτεϊνών και του pH, επηρεάζει τον σχηματισμό των λιπαινόμενων φιλμ και του τζελ με υψηλό ιξώδες. Αντίθετα στις τεχνητές αρθρώσεις χρησιμοποιούνται κατά βάση βιολιπαντικά τα οποία και θα μελετηθούν εκτενώς στην συνέχεια της εργασίας. Να σημειωθεί ότι το αρθρικό υγρό που δρα στις φυσικές αρθρώσεις γονάτου δεν είναι διαθέσιμες σε τεχνητές αρθρώσεις. Αντίθετα, το αρθρικό υγρό που σχηματίζεται μετά την εμφύτευση δρα ως λιπαντικό.

Η λίπανση των τεχνητών αρθρώσεων του γονάτου βασίζονται σε συνδυασμό λιπαντικών μηχανισμών για να μειώσουν την τριβή και την φθορά.

1) Οριακή λίπανση

- Όταν η άρθρωση είναι στάσιμη ή κινείται αργά, με τις επιφάνειες να είναι διαχωρισμένες από μία λεπτή δεσμίδα μορίων λιπαντικού προσροφημένα στις φέρουσες επιφάνειες.
- Αυτό το οριακό φιλμ αποτρέπει άμεση επαφή των μεταλλικών και πλαστικών εξαρτημάτων

2) Μεικτή λίπανση

- Σε υψηλότερες ταχύτητες και φορτία οι επιφάνειες διαχωρίζονται από συνδυασμό οριακής λίπανσης και ενός πιο παχύρευστου ρευστού φιλμ
- Το ρευστό φιλμ παράγεται από την κίνηση της άρθρωσης με τρόπο παρόμοιο με την υδροδυναμική λίπανση στις μηχανές

3) Λίπανση ρευστού φιλμ

- Σε πολύ υψηλές ταχύτητες οι επιφάνειες της άρθρωσης είναι εντελώς διαχωρισμένες από ένα παχύ ρευστό φιλμ, ελαχιστοποιώντας την απευθείας επαφή
- Παρόλο που επιτυγχάνεται σπάνια σε τεχνητές αρθρώσεις γονάτου σε σχετικά αργές κινήσεις της άρθρωσης και σε διακοπτόμενο φορτίο

Οι πειραματικές μελέτες έχουν συνεισφέρει σε σημαντικό βαθμό στους μηχανισμούς λίπανσης με πολύ σημαντικές πληροφορίες για την λειτουργία της άρθρωσης του γονάτου. Τεχνικές όπως ο φθορισμός που προκαλείται από λέιζερ έχουν επιτρέψει την άμεση οπτική παρατήρηση των διεπαφών επαφής και το σχηματισμό λιπαντικού φιλμ. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι τα βασικά συστατικά του αρθρικού υγρού όπως η γ-σφαιρίνη, τα φωσφολιπίδια και το υαλουρονικό οξύ αλληλεπιδρούν για να σχηματίσουν ένα οριακό λιπαντικό φιλμ που ενισχύεται από την προσρόφηση της λευκωμίνης.

Παράγοντες που μπορούν να επηρεάσουν την λίπανση της τεχνητής άρθρωσης είναι το υλικό του μοσχεύματος και ο σχεδιασμός με την γεωμετρία της άρθρωσης. Πιο αναλυτικά η αλληλεπίδραση των υλικών του μοσχεύματος όπως σε περιπτώσεις μέταλλο με μέταλλο ή μέταλλο με πλαστικό μπορεί να επηρεάσει τους μηχανισμούς λίπανσης. Ο σύνδεσμος μέταλλο σε μέταλλο πχ τείνει να έχει μεγαλύτερη τριβή σε σύγκριση με τον αντίστοιχο μέταλλο σε πλαστικό. Όσον αφορά τον σχεδιασμό και την γεωμετρία των μερών της τεχνητής άρθρωσης, όπως τις φέρουσες επιφάνειες, μπορεί να επηρεάσουν την απόδοση της λίπανσης. Ακόμη παράγοντες όπως τραχύτητα επιφάνειας, καθαρότητα και συμμόρφωση μπορούν να παίξουν σημαντικό ρόλο.

1.5.1 ΜΕΙΚΤΗ ΛΙΠΑΝΣΗ ΣΤΙΣ ΤΕΧΝΗΤΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΙΣ

Η μεικτή λίπανση στην οποία το καθεστώς θα επικεντρωθεί η παρούσα εργασία είναι πολύ σημαντική στον σχεδιασμό και στην λειτουργικότητα της τεχνητής άρθρωσης γόνατος, καθώς πρόκειται για τον λιπαντικό μηχανισμό που λειτουργεί μεταξύ των φερόμενων επιφανειών των μοσχευμάτων. Αυτό το καθεστώς συνδυάζει δύο λιπαντικές καταστάσεις, την υδροδυναμική λίπανση, όπου το ρευστό φιλμ διαχωρίζει τις επιφάνειες και την οριακή λίπανση, όπου υπάρχει άμεση επαφή μεταξύ των επιφανειών λόγω ανεπαρκούς πάχους ρευστού φιλμ [16].

Μεικτή λίπανση πραγματοποιείται όταν οι λιπαντικές συνθήκες δεν είναι καθαρά υδροδυναμικές ή οριακές αλλά ένας συνδυασμός των δύο. Αυτή η κατάσταση είναι πολύ συνήθης στις τεχνητές αρθρώσεις γόνατος, όπου η αλληλεπίδραση μεταξύ του μοσχεύματος και τον γύρω αρθρικών υγρών μπορούν να οδηγήσουν σε διάφορες λιπαντικές καταστάσεις ανάλογα με τις συνθήκες κίνησης και φορτίου. Η παρουσία του αρθρικού υγρού, το οποίο έχει μία σύνθετη

ρεολογική συμπεριφορά παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην διατήρηση ενός επαρκούς λιπαντικού φιλμ κατά την διάρκεια της κίνησης της άρθρωσης [15], [16].

Στα πλαίσια των τεχνητών αρθρώσεων, η μεικτή λίπανση είναι απαραίτητη για την ελαχιστοποίηση της φθοράς και της τριβής μεταξύ των φερόμενων επιφανειών. Οι αρθρώσεις του γονάτου αντιμετωπίζουν σύνθετες καταστάσεις φόρτισης και κίνησης στις καθημερινές δραστηριότητες, οι οποίες μπορούν να οδηγήσουν σε διακυμάνσεις στο πάχος του λιπαντικού φιλμ του λιπαντικού. Όταν το πάχος του λιπαντικού είναι επαρκές, κυριαρχεί η υδροδυναμική λίπανση, παρέχοντας διαχωρισμό μεταξύ των επιφανειών. Ωστόσο, κατά την ύπαρξη υψηλών φορτίων ή χαμηλών ταχυτήτων, το φιλμ μπορεί να γίνει αρκετό λεπτό για να υπάρξει μετάβαση από υδροδυναμική οριακή λίπανση αυξάνοντας το ρίσκο για φθορά και βλάβη στις επιφάνειες του μοσχεύματος [14], [15], [16].

Οι ερευνητές έχουν αναπτύξει διάφορα μοντέλα για να προσομοιώσουν την μεικτή λίπανση των αρθρώσεων του γονάτου. Αυτά τα μοντέλα βοηθούν στην πρόβλεψη της τριβολογικής απόδοσης των αρθρώσεων κάτω από διαφορετικές συνθήκες. Για παράδειγμα, υπολογιστικά μοντέλα μπορούν να αναλύσουν παράγοντες όπως την γεωμετρία των επιφανειών επαφής, τις ιδιότητες των υλικών και τις συνθήκες φόρτισης για να βελτιώσουν τον σχεδιασμό του μοσχεύματος για καλύτερη λιπαντική απόδοση.

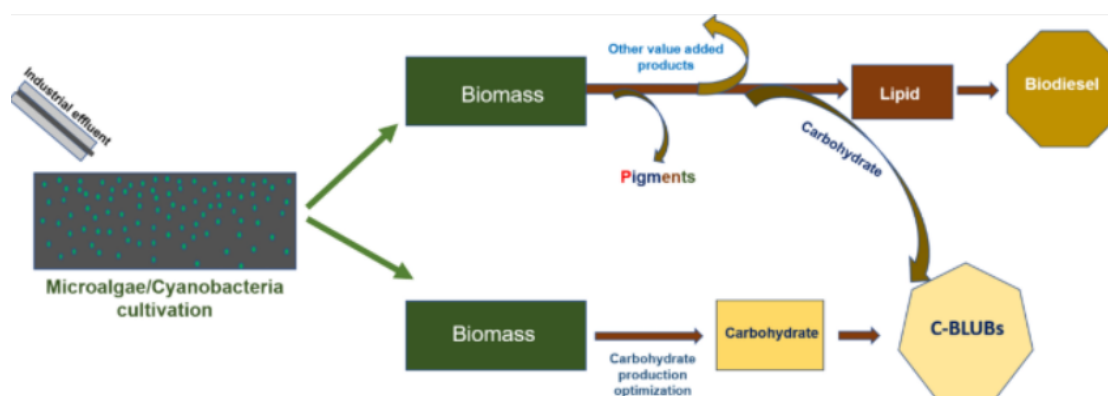
2.0 ΒΙΟΛΙΠΑΝΤΙΚΑ

2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΑ ΒΙΟΛΙΠΑΝΤΙΚΑ

Τα βιολιπαντικά είναι λιπαντικά που προέρχονται από βιολογικές πηγές, συνήθως έλαια από λαχανικά και λειτουργούν ως μία εναλλακτική στα παραδοσιακά λιπαντικά με βάση το πετρέλαιο. Τα βιολιπαντικά παρέχουν σημαντικά πλεονεκτήματα συμπεριλαμβανομένων:

- Βιοδιασπώμενα και μειώνουν τις περιβαλλοντικές επιπτώσεις
- Βελτιωμένες ιδιότητες λίπανσης και μειωμένη τριβή
- Δυνατότητα χρήσης σε εφαρμογές αυτοκινήτων

Τα βιολιπαντικά αποτελούνται κυρίως από έλαια όπως το φοινικέλαιο και σογιέλαιο. Αυτά τα έλαια έχουν λιπαντικές ιδιότητες λόγω της χημικής τους σύστασης, η οποία περιλαμβάνει λιπαρά οξέα και τριγλυκερίδια. Συγκριτικά με τα ορυκτέλαια, τα βιολιπαντικά προσφέρουν: υψηλότερο δείκτη ιξώδους, χαμηλότερη αστάθεια, υψηλότερα σημεία ανάφλεξης και σημεία πυρκαγιάς, καθώς και καλύτερες λιπαντικές ιδιότητες. Εν αντιθέσει με τα πλεονεκτήματα που προσφέρουν, τα βιολιπαντικά έχουν χαμηλότερη οξειδωτική σταθερότητα, υψηλότερο κόστος, ενώ και οι ιδιότητες τους σε χαμηλές θερμοκρασίες είναι φτωχές. Για να διευρυνθεί το εύρος χρήσης των βιολιπαντικών και να αντιμετωπιστούν οι περιορισμοί που έχουν, αναμειγνύονται με άλλα ορυκτέλαια ή συνθετικά πρόσθετα, εισάγονται σε αυτά πρόσθετα για την μείωση της φθοράς και τριβής και χρησιμοποιούνται πορώδη υλικά για την παγίδευση προϊόντων οξείδωσης και την παράταση της διάρκειας ζωής του λιπαντικού. Γενικά ο στόχος όλων των παραπάνω είναι να βελτιώσουν τις λιπαντικές ιδιότητες, την οξειδωτική σταθερότητα και την αποτελεσματικότητα τους σε σχέση με την τιμή τους για ευρεία χρήση και σε διάφορες εφαρμογές [19],[20],[21],[22].



Εικόνα 6: Δημιουργία βιολιπαντικών [23]

2.2 ΕΙΔΗ ΒΙΟΛΙΠΙΝΑΤΙΚΩΝ

Τα βιολιπαντικά χωρίζονται σε δύο μεγάλες κατηγορίες, τα φυσικά και τα συνθετικά έλαια. Τα φυσικά χωρίζονται σε δύο επί μέρους κατηγορίες τα φυτικά και από λίπη ζώων.

1. Φυσικά έλαια

Φυτικά έλαια:

- Σογιέλαιο: με υψηλή λιπαντική ικανότητα και υψηλή προσκολλησιμότητα σε μέταλλα
- Καστορέλαιο: χαμηλή αστάθεια και καλές λιπαντικές ικανότητες
- Έλαιο γιάτροφας: χρησιμοποιείται στην βιομηχανία λόγω των μοναδικών ιδιοτήτων του και την υψηλή περιεκτικότητα σε ελαϊκό οξύ
- Φοινικέλαιο: επιδρασικό στην μείωση εκπομπών όταν χρησιμοποιείται σε μηχανές [24], [25]

Ζωικά λίπη: Τα ζωικά λίπη μπορούν να χρησιμοποιηθούν σαν βιολιπαντικά, αλλά χρησιμοποιούνται πολύ λιγότερο από τα φυτικά έλαια.

2. Συνθετικά έλαια

Τα συνθετικά βιολιπαντικά είναι χημικά επεξεργασμένα για συγκεκριμένες ιδιότητες και περιλαμβάνουν:

- Εστέρες: Προερχόμενοι από την αντίδραση λιπαρών οξέων με αλκοόλες, οι εστέρες προτιμώνται για την βιοδιασπασιμότητα τους και την απόδοση τους σε χαμηλές θερμοκρασίες. Συχνά χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές που απαιτείται υψηλή θερμικά σταθερότητα. [24], [25]
- Πολυαλφολεφίνες: Αυτά οι συνθετικοί υδρογονάνθρακες αντιγράφουν τις ιδιότητες των ορυκτελαίων, αλλά προσφέρουν καλύτερη απόδοση όσον αφορά το ιξώδες και την σταθερότητα. [24]
- Εστολίδες: Πρόκειται για διακλαδώσεις εστέρων που σχηματίζονται από λιπαρά οξέα που παρουσιάζουν υδρολυτική σταθερότητα σε σύγκριση με τα παραδοσιακά τριγλυκερίδια. [25]
- Ρευστά χωρίς υδρογονάνθρακες

2.3 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Τα βιολιπαντικά μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε διάφορες περιπτώσεις συμπεριλαμβανομένων:

- Λάδια μηχανής: μπορούν να μειώσουν τις βλαβερές εκπομπές και βελτιώνει την απόδοση της μηχανής
- Υδραυλικά ρευστά: χρησιμοποιείται σε μηχανήματα, όπου ενδιαφέρει η επίδραση στο περιβάλλον
- Γράσα: κατάλληλα για εφαρμογές που απαιτούν λίπανση μεγάλης χρονικής διάρκειας σε ακραίες συνθήκες. [26], [27]

2.4 ΚΑΜΠΥΛΕΣ ΙΞΩΔΟΥΣ

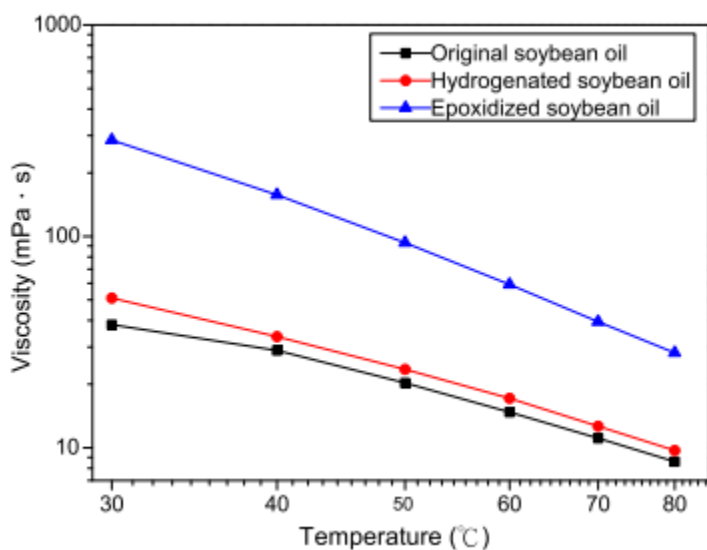
Τα βιολιπαντικά έχουν συνήθως υψηλές τιμές δεικτών ιξώδους, το οποίο σημαίνει ότι το ιξώδες τους αλλάζει λιγότερο με την μεταβολή της θερμοκρασίας σε σύγκριση με τα κλασσικά λιπαντικά. Αυτό οφείλεται στην ύπαρξη μεγάλων ποσοτήτων μη κορεσμένων λιπαρών οξέων στα φυτικά έλαια, τα οποία σχηματίζουν άτομα τριγλυκερόλης. Το ιξώδες των βιολιπαντικών είναι μία σημαντική ιδιότητα που επηρεάζει την απόδοση τους. Τα φυτικά έλαια έχουν γενικά κινηματικό ιξώδες $30\text{--}40\text{ mm}^2/\text{s}$ στους 40°C , όμως στο καστορέλαιο είναι μεγαλύτερο με τιμή περίπου στα $220\text{ mm}^2/\text{s}$, λόγω της ομάδας υδροξυλίου. Για να ρυθμιστεί το ιξώδες των βιολιπαντικών μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφορες προσθετικές ουσίες για να επιτευχθούν συγκεκριμένα απαιτήσεις. Τα πολυμερή του αιθυλενίου είναι ένα είδος προσθέτων που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την ρύθμιση του ιξώδους του βιολιπαντικού. Το ιξώδες των βιολιπαντικών μετριέται συνήθως στους $40^\circ\text{C}\text{--}100^\circ\text{C}$, με τις τιμές να χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό του δείκτη ιξώδους. Τα βιολιπαντικά που παράγονται από διαφορετικά φυτικά έλαια μέσω μετεστεροποίησης φαίνεται να έχουν δείκτες ιξώδους παρόμοιους με αυτούς που υπάρχουν στην βιβλιογραφία [9], [28], [29].

Έχουν μελετηθεί πολλά από τα φυτικά έλαια για να βρεθούν οι ιδιότητες τους και κυρίως για την εύρεση του ιξώδους, το οποίο όπως εξηγήθηκε είναι μία πολύ σημαντική ιδιότητα για τα λιπαντικά. Στο άρθρο [30] μελετήθηκε το παραγόμενο λάδι από το φυτό σόγια και πραγματοποιήθηκαν πειράματα για να μελετηθεί το ιξώδες και ο δείκτης ιξώδους. Το συγκεκριμένο έλαιο επιλέχθηκε, καθώς είναι φιλικό προς το περιβάλλον, είναι ανανεώσιμο και βιοδιασπώμενο, το σημείο φλόγας είναι πολύ υψηλό, έχει πολύ σταθερό ιξώδες σε σχέση με άλλα λιπαντικά, άρα μεγαλύτερο δείκτη ιξώδους, ενώ πολύ σημαντικό είναι το γεγονός πως το λάδι σόγιας είναι πολύ φθηνότερο ως βιολιπαντικό από άλλα που χρησιμοποιούνται στην βιομηχανία.

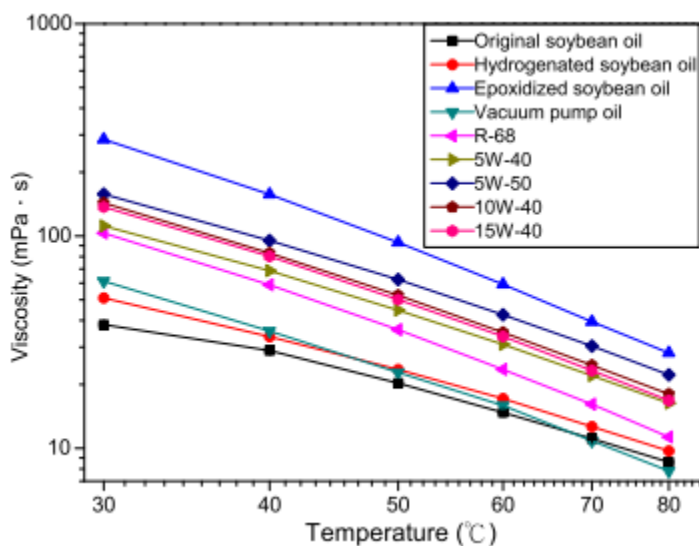
Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 10, αλλά αναφέρθηκε και νωρίτερα με διάφορα πρόσθετα μπορεί να ρυθμιστεί το ιξώδες του βιολιπαντικού. Με υδρογόνωση του λαδιού σόγιας (κόκκινη καμπύλη) αυξάνεται το ιξώδες του λαδιού ελαφρώς σε σχέση με την αρχική του κατάσταση (μαύρη καμπύλη). Αισθητή διαφορά φαίνεται στην οξείδωση του λαδιού (μπλε καμπύλη) όπου το

ιξώδες του εποξειδομένου λαδιού σόγιας έχει περίπου δεκαπλασιάσει το ιξώδες του σε σχέση με την αρχική κατάσταση.

Βλέποντας τώρα τις 3 καταστάσεις λαδιού σόγιας που παρουσιάζονται στην Εικόνα 10 και συγκρίνοντας τες με άλλα λάδια τις βιομηχανίας προκύπτει το διάγραμμα της Εικόνας 11 όπου φαίνεται ότι το τελικό εποξειδομένο λάδι σόγιας έχει αισθητά καλύτερο ιξώδες από λάδια όπως το 10w-40 και το 15w-40, τα οποία χρησιμοποιούνται κατά κόρον στην βιομηχανία.



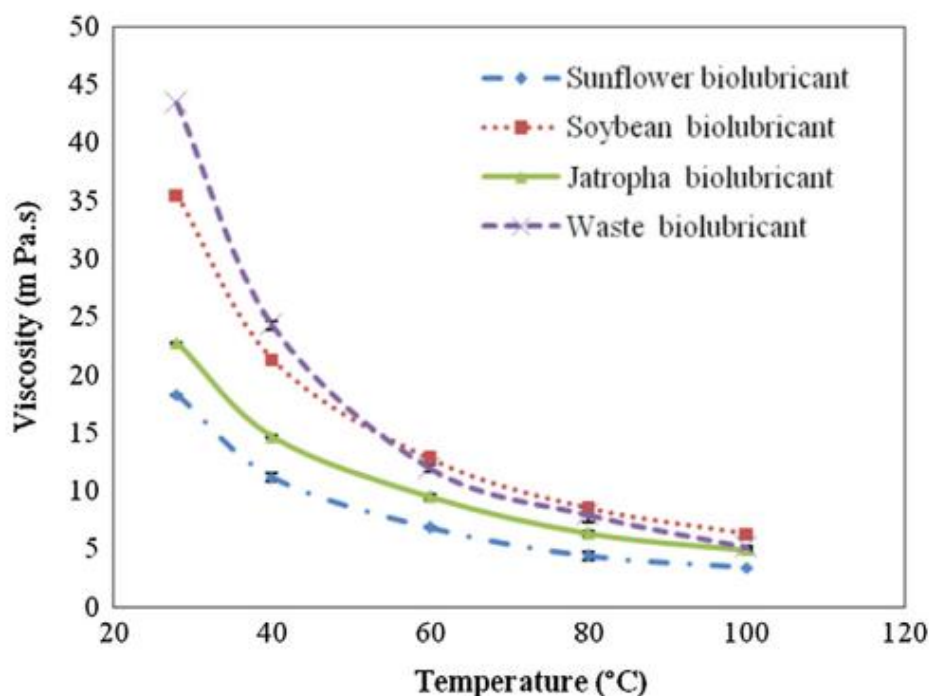
Εικόνα 7: Καμπύλες ιξώδους για λάδι σόγιας [30]



Εικόνα 8: Σύγκριση λαδιού σόγιας με βιομηχανικά λάδια [30]

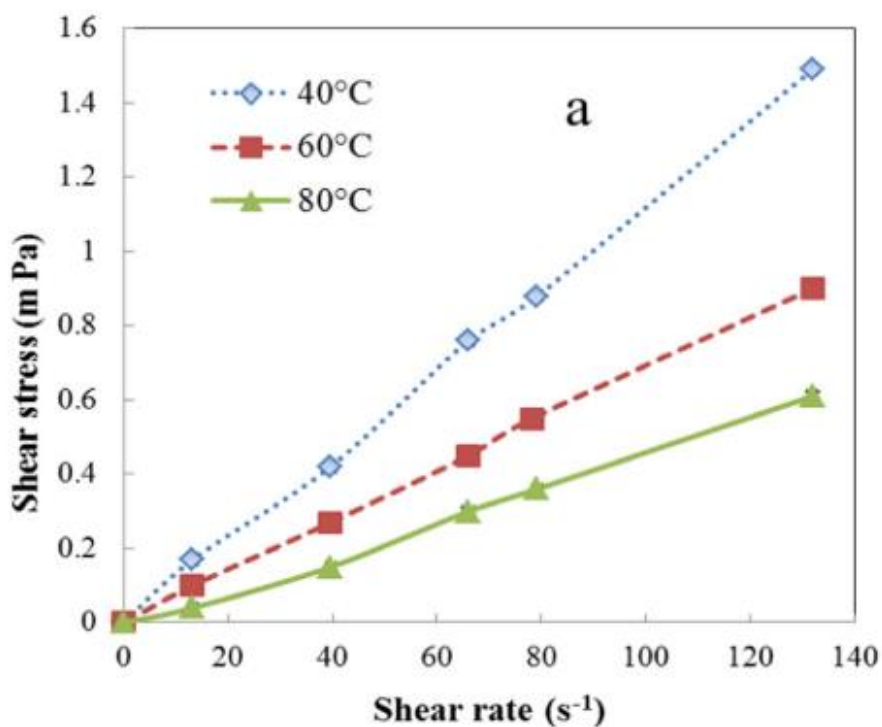
Άλλες έρευνες έχουν ασχοληθεί με την σύγκριση των βιολιπαντικών μεταξύ τους μέσω πειραμάτων. Έτσι, μπορεί να γίνει η σύγκριση ανάμεσα στο λάδι σόγιας και σε έλαια όπως το καστορέλαιο, ηλιέλαιο, το λάδι του φυτού γιάτροφα και υπολείμματα λαδιών που χρησιμοποιούνται στην μαγειρική. Στο άρθρο [31] έχουν πραγματοποιηθεί τέτοια πειράματα για την σύγκριση βιολιπαντικών.

Για την απαραίτητη σύγκριση θα χρησιμοποιηθούν και εδώ αρχικά, διαγράμματα ιξώδους-θερμοκρασίας. Όπως διατυπώθηκε και νωρίτερα το λάδι σόγιας αποτελεί μία πολύ καλή εναλλακτική για τα μηχανέλαια. Γίνεται έκδηλο και στην Εικόνα 12 ότι το λάδι σόγιας είναι μία από τις καλύτερες επιλογές από τα βιολιπαντικά. Αυτό που αξίζει να σημειωθεί είναι ότι τα υπολείμματα από άλλα λάδια που χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις όπως το μαγείρεμα (waste-μωβ καμπύλη) μπορούν να δώσουν μία εξαιρετική εναλλακτική λίπανσης και μάλιστα σε θερμοκρασίες μέχρι τους 55°C προσφέρουν το μεγαλύτερο ιξώδες σε σχέση με τα άλλα βιολιπαντικά που μελετήθηκαν. Συνολικά, όλα αυτά τα βιολιπαντικά που μελετήθηκαν είναι πολύ καλές επιλογές για λίπανση.

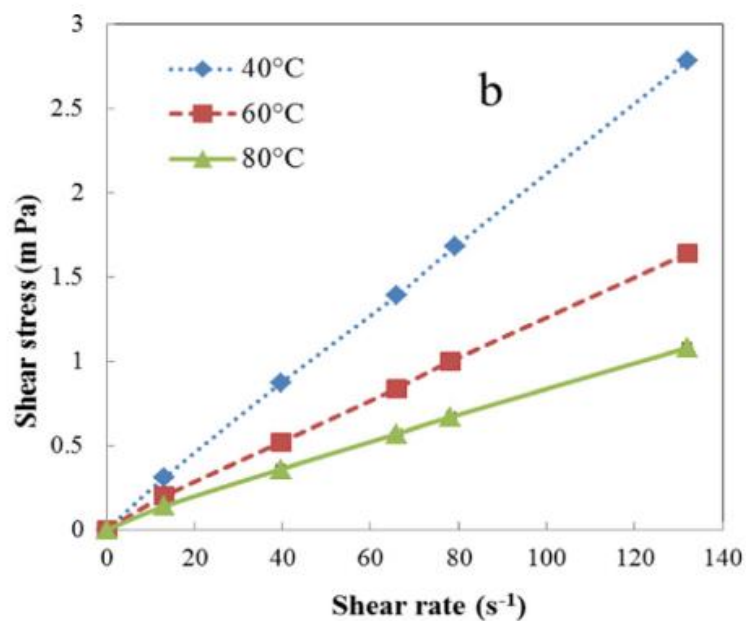


Εικόνα 9: Καμπύλες ιξώδους θερμοκρασίας για διάφορα λάδια [30]

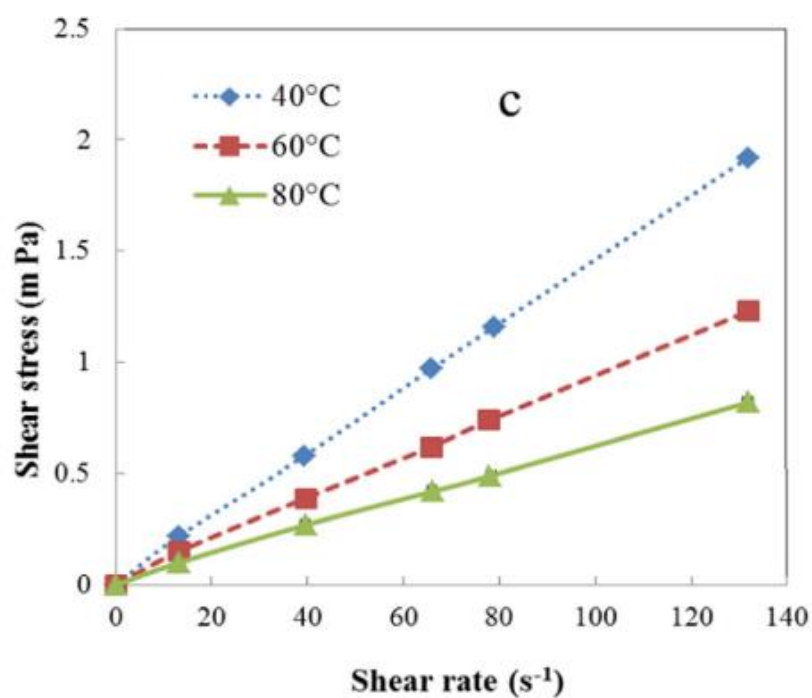
Ένας μηχανικός δίνει μεγάλη βάση στις ρεολογικές ιδιότητες των λιπαντικών. Η ρεολογική συμπεριφορά μετράται κατά βάση από την σχέση μεταξύ του ρυθμού διάτμησης και τη διατμητική τάση. Πιο συγκεκριμένα ο ρυθμός διάτμησης αφορά τον ρυθμό κατά τον οποίο οι ρευστές επιφάνειες ρέουν η μία πάνω στην άλλη, ενώ η διατμητική τάση είναι η δύναμη ανά επιφάνεια. Ελέγχθηκαν και τα τέσσερα λιπαντικά σε 3 θερμοκρασίες 40, 60 και 80°C.



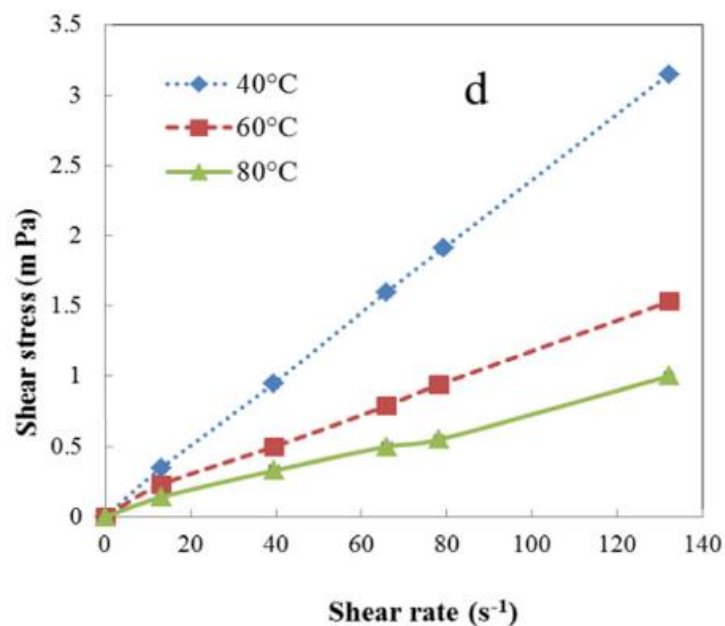
Εικόνα 10: Καμπύλη διατμητική τάσης-ρυθμού διάτμησης ηλιέλαιο [30]



Εικόνα 11: Καμπύλη διατμητική τάσης-ρυθμού διάτμησης σογιέλαιο [30]



Εικόνα 12: Καμπύλη διατμητική τάσης-ρυθμού διάτμησης γιάτροφα [30]



Εικόνα 13: Καμπύλη διατμητική τάσης-ρυθμού διάτμησης απόβλητων λαδιών [30]

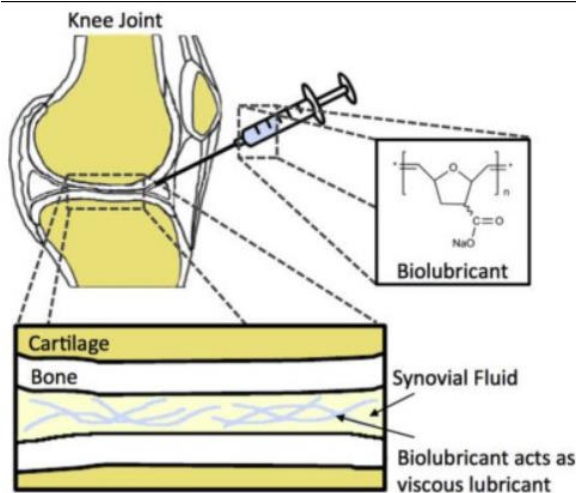
Από τις εικόνες 13-16 παρατηρείται μία γραμμική αύξηση της διατμητικής τάσης με αύξηση του ρυθμού διάτμησης, όπου η κλίση δίνεται από το ιξώδες του ρευστού. Η σχέση μεταξύ των δύο μεγεθών είναι γραμμική παρά την αύξηση της θερμοκρασίας, το οποίο σημαίνει ότι τα λάδια συμπεριφέρονται ως νευτώνεια ρευστά και υπακούν στον νόμο των νευτώνειων ρευστών $\tau = \mu \cdot \gamma$, με το τ (mPa) να συμβολίζει την διατμητική τάση, το μ (mPa *s) το ιξώδες του ρευστού και το γ (s⁻¹) ο ρυθμός διάτμησης. Αυτό σημαίνει ότι το λάδι θα έχει σταθερό ιξώδες ακόμα και αν ρέει πιο γρήγορα και άρα μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν υδραυλικό βιολιπαντικό.

2.5 ΒΙΟΛΙΠΑΝΤΙΚΑ ΣΤΙΣ ΤΕΧΝΗΤΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΙΣ

2.5.1 ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ

Τα βιολιπαντικά στις τεχνητές αρθρώσεις γονάτου είναι μία ευρέως χρησιμοποιούμενη δράση. Ο στόχος τους είναι να βελτιώσουν την απόδοση και την μακροζωία του εμφυτεύματος, καθώς σε σύγκριση με αυτά τα παραδοσιακά λιπαντικά μπορούν να οδηγήσουν σε αυξημένη τριβή και φθορά στην επιφάνεια του συνδέσμου.

Τα βιολιπαντικά που προέρχονται από φυσικές πηγές όπως τα φυτικά έλαια μπορούν να προσφέρουν βελτιωμένες ιδιότητες και μειωμένη τριβή σε σύγκριση με τα παραδοσιακά λιπαντικά όπως οι οροί των βοοειδών όταν χρησιμοποιούνται για δοκιμές φθοράς ορθοπεδικών υλικών εμφυτευμάτων. Επίσης, έχουν την δυνατότητα να προστατεύσουν τον χόνδρο και να επιβραδύνουν της εξέλιξης της οστεοαρθρίτιδας, καθυστερώντας ενδεχομένως την ανάγκη για χειρουργική επέμβαση αντικατάστασης γόνατος. Επιπλέον πλεονέκτημα των βιολιπαντικών, είναι ότι μπορούν να παραμείνουν περισσότερο χρόνο στις αρθρώσεις συγκριτικά με τα ιξώδη συμπληρώματα με βάση το υαλουρονικό οξύ. Να σημειωθεί εδώ ότι τα βιολιπαντικά έχουν την ικανότητα να χρησιμοποιηθούν και σε μικρότερες αρθρώσεις όπως δάχτυλα και αστραγάλους, γεγονός που δείχνει την γενικότερη συμβατότητα τους με τις ορθοπεδικές εφαρμογές [32], [33].



Εικόνα 14: Εφαρμογή βιολιπαντικού στην άρθρωση[34]

3.0 ΕΞΙΣΩΣΗ REYNOLDS

Η εξίσωση του Reynolds είναι μία βασική εξίσωση στην ρευστομηχανική και κυρίως στην θεωρία της λίπανσης, στην οποία περιγράφει την κατανομή της πίεσης σε λεπτά φιλμ ροής. Προκύπτει από την παραγωγή των εξισώσεων Navier-Stokes κάτω από συγκεκριμένες υποθέσεις, όπως την κυριαρχία των δυνάμεων ιξώδους έναντι των αδρανειακών και αμελητέων δυνάμεων του σώματος και οι διακυμάνσεις της πίεσης κατά μήκος του ρευστού φιλμ [15], [16]. Η εξίσωση Reynolds φαίνεται παρακάτω.

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\rho h^3}{12\mu} \frac{\partial p}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\rho h^3}{12\mu} \frac{\partial p}{\partial y} \right) = \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\rho h(u_a + u_b)}{2} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\rho h(u_a + u_b)}{2} \right) + \rho(\omega_a - \omega_b) - \rho u_a \frac{\partial h}{\partial x} - \rho u_a \frac{\partial h}{\partial y} + h \frac{\partial p}{\partial t}$$

Όπου:

- p : πίεση ρευστού φιλμ
- x, y : συντεταγμένες για το πλάτος και το μήκος
- z : η συντεταγμένη για το πάχος του ρευστού φιλμ
- h : πάχος του ρευστού φιλμ
- ρ : πυκνότητα
- u, v, w : οι ταχύτητες του οριακού σώματος στους x, y, z αντιστοίχως
- a, b : δείκτες για το άνω και κάτω οριακό σώμα αντίστοιχα

Για μεικτή λίπανση, η οποία περιλαμβάνει και υδροδυναμική και οριακή λίπανση, η εξίσωση του Reynolds χρειάζεται να τροποποιηθεί λόγω των σύνθετων αλληλεπιδράσεων μεταξύ του λιπαντικού και των σκληρών επιφανειών. Αυτό συνήθως πραγματοποιείται με χρήση της μέσης ροής λιπαντικού ή των αριθμητικών προσεγγίσεων.

3.1 ΑΝΑΛΥΣΗ REYNOLDS

Η εξίσωση Reynolds που παρουσιάστηκε πριν μπορεί να γραφτεί:

$$\frac{\partial}{\partial \bar{x}} \left(\bar{h}^3 \frac{\partial \bar{p}}{\partial \bar{x}} \right) + \frac{X^2}{Z^2} \frac{\partial}{\partial \bar{z}} \left(\bar{h}^3 \frac{\partial \bar{p}}{\partial \bar{z}} \right) = \frac{C}{X} \frac{\partial \bar{h}}{\partial \bar{x}} \quad (3-1)$$

Όπου

$$\frac{\partial}{\partial \bar{x}} \left(\bar{h}^3 \frac{\partial \bar{p}}{\partial \bar{x}} \right) = \frac{\bar{h}_{i+0,5,j}^3 * \bar{p}_{i+1,j} + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 * \bar{p}_{i-1,j} - (\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3) * \bar{p}_{i,j}}{(\Delta \bar{x})^2} \quad (3-2)$$

$$\frac{\partial}{\partial \bar{z}} \left(\bar{h}^3 \frac{\partial \bar{p}}{\partial \bar{z}} \right) = \frac{\bar{h}_{i,j+0,5}^3 * \bar{p}_{i,j+1} + \bar{h}_{i,j-0,5}^3 * \bar{p}_{i,j-1} - (\bar{h}_{i,j+0,5}^3 + \bar{h}_{i,j-0,5}^3) * \bar{p}_{i,j}}{(\Delta \bar{z})^2} \quad (3-3)$$

$$\frac{\partial \bar{h}}{\partial \bar{x}} = \frac{\bar{h}_{i+1,j} - \bar{h}_{i-1,j}}{2 \Delta \bar{x}} \quad (3-4)$$

$$\bar{p}_{i,j} = A_{i,j} * \bar{p}_{i,j+1} + B_{i,j} * \bar{p}_{i,j-1} + C_{i,j} * \bar{p}_{i+1,j} + D_{i,j} * \bar{p}_{i-1,j} + E_{i,j} \quad (3-5)$$

Με αντικατάσταση στην (3-1) προκύπτει:

$$\begin{aligned} & (\bar{h}_{i+0,5,j}^3 * \bar{p}_{i+1,j} + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 * \bar{p}_{i-1,j} - (\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3) * \bar{p}_{i,j}) + \frac{X^2}{Z^2} \\ & * \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 (\bar{p}_{i,j+1} + \bar{p}_{i,j-1} - 2\bar{p}_{i,j}) = \frac{C}{X} \frac{\Delta \bar{x}}{2} (\bar{h}_{i+1,j} - \bar{h}_{i-1,j}) \Leftrightarrow \end{aligned}$$

Με διαχωρισμό για την απομόνωση της μέσης πίεσης στην τρέχουσα θέση είναι:

$$\begin{aligned} & (\bar{h}_{i+0,5,j}^3 * \bar{p}_{i+1,j} + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 * \bar{p}_{i-1,j}) + \frac{X^2}{Z^2} * \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 (\bar{p}_{i,j+1} + \bar{p}_{i,j-1}) - \frac{C}{X} \frac{\Delta \bar{x}}{2} (\bar{h}_{i+1,j} - \bar{h}_{i-1,j}) \\ & = (\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3) \bar{p}_{i,j} \Leftrightarrow \end{aligned}$$

Λύνοντας ως προς την μέση πίεση στην τρέχουσα θέση είναι:

$$\bar{p}_{i,j} = \left(\frac{\bar{h}_{i+0,5,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 \right)} * \bar{p}_{i+1,j} + \frac{\bar{h}_{i-0,5,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 \right)} \right. \\ \left. * \bar{p}_{i-1,j} \right) + \frac{\frac{X^2}{Z^2} * \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 \right)} * (\bar{p}_{i,j+1} + \bar{p}_{i,j-1}) \\ - \frac{C}{X} \frac{\Delta \bar{x}}{2} \frac{(\bar{h}_{i+1,j} - \bar{h}_{i-1,j})}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 \right)}$$

Κάνοντας αντιστοίχιση της τελευταίας έκφρασης με την (3-5) προκύπτουν οι συντελεστές A, B, C, D και E. Έτσι, είναι:

$$A_{i,j} = \frac{\frac{X^2}{Z^2} * \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 \right)}$$

$$B_{i,j} = \frac{\frac{X^2}{Z^2} * \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 \right)}$$

$$C_{i,j} = \frac{\bar{h}_{i+0,5,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 \right)}$$

$$D_{i,j} = \frac{\bar{h}_{i-0,5,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 \right)}$$

$$E_{i,j} = \frac{C}{X} \frac{\Delta \bar{x}}{2} \frac{(\bar{h}_{i+1,j} - \bar{h}_{i-1,j})}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \left(\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} \right)^2 \bar{h}_{i,j}^3 \right)}$$

Λαμβάνοντας ίσες αποστάσεις στην διακριτοποίηση του x και του z μπορεί να γραφτεί ότι:

$$\frac{\Delta \bar{x}}{\Delta \bar{z}} = 1$$

Οπότε μπορεί να απαλειφθεί από τις προηγούμενες σχέσεις δίνοντας τελικά:

$$\begin{aligned} A_{i,j} &= \frac{\frac{X^2}{Z^2} * \bar{h}_{i,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \bar{h}_{i,j}^3 \right)} \\ B_{i,j} &= \frac{\frac{X^2}{Z^2} * \bar{h}_{i,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \bar{h}_{i,j}^3 \right)} \\ C_{i,j} &= \frac{\bar{h}_{i+0,5,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \bar{h}_{i,j}^3 \right)} \\ D_{i,j} &= \frac{\bar{h}_{i-0,5,j}^3}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \bar{h}_{i,j}^3 \right)} \\ E_{i,j} &= \frac{C}{X} \frac{\Delta \bar{x}}{2} \frac{(\bar{h}_{i+1,j} - \bar{h}_{i-1,j})}{\left(\bar{h}_{i+0,5,j}^3 + \bar{h}_{i-0,5,j}^3 + \frac{2X^2}{Z^2} \bar{h}_{i,j}^3 \right)} \end{aligned}$$

3.2 ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΙΚΑ ΜΟΝΤΕΛΑ

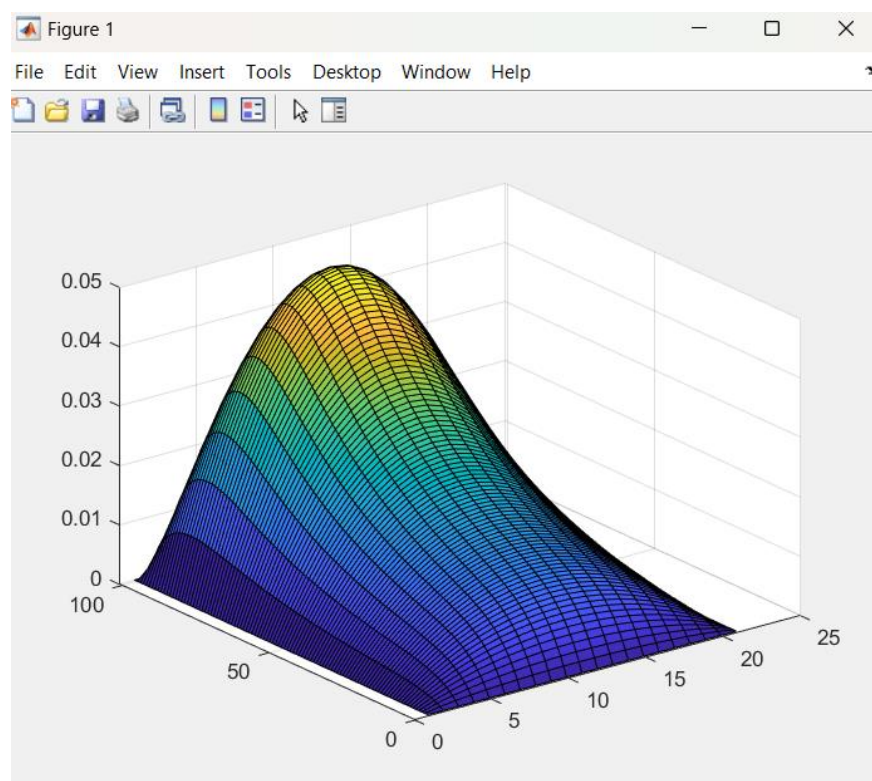
Όπως έχει σημειωθεί και νωρίτερα τα υπολογιστικά μοντέλα παίζουν σημαντικό ρόλο στην μελέτη της τριβολογικής συμπεριφοράς των μοσχευμάτων στο γόνατο. Η εξίσωση του Reynolds είναι πολύ σημαντική στην λίπανση ενός τεχνητού γονάτου, καθώς περιγράφει την ροή του ρευστού και την κατανομή της πίεσης στο λιπαντικό κενό ανάμεσα στις επιφάνειες επαφής. Αυτό είναι σημαντικό για να μπορέσουν να γίνουν κατανοητοί οι μηχανισμοί λίπανσης και η συμπεριφορά φθοράς του συνόλου των μοσχευμάτων που χρησιμοποιούνται για την οστεοαρθρίτιδα.

Στα πλαίσια αυτών που αναφέρθηκαν παραπάνω πραγματοποιήθηκε η ανάλυση της εξίσωσης Reynolds και χρησιμοποιήθηκε η μέθοδος των πεπερασμένων διαφορών (FDM). Ο κώδικας φαίνεται στην αντίστοιχη ενότητα.

Ως δεδομένα χρησιμοποιήθηκαν:

Μήκος (L_b)	0,12 m
Ακτίνα (R_b)	0,1 m
Ασκούμενη δύναμη (F_w)	1962 N
Γωνιακή ταχύτητα (ω)	3000 rpm
Συντελεστής ιξώδους (η)	0,04
Ακτινική χάρη (c)	0,6 m
Πλέγμα	100*20

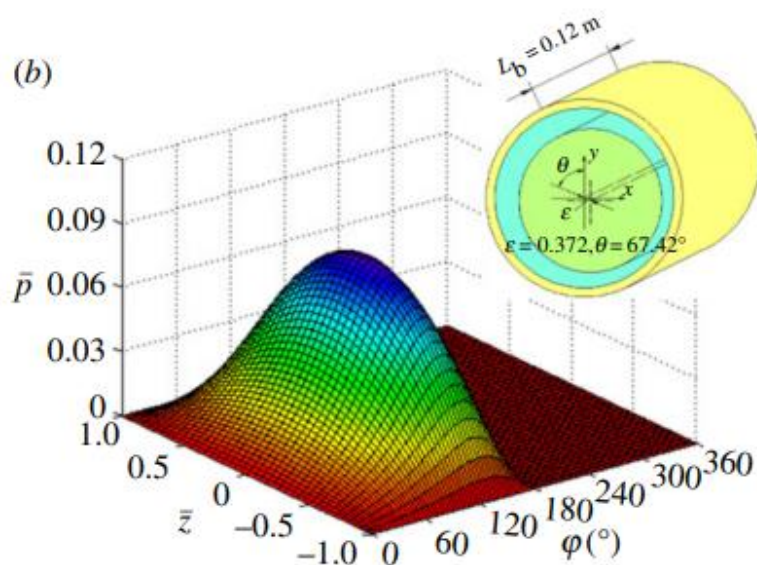
Το διάγραμμα που προκύπτει φαίνεται παρακάτω.



Εικόνα 15: Κατανομή πίεσης ανάλυσης Reynolds

3.3 ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ REYNOLDS

Για την πιστοποίηση του μοντέλου χρησιμοποιήθηκε η μελέτη των W. Zhou, X. Wei, G. Wu με τίτλο “A super linear iteration method for calculation of finite length journal bearing’s static equilibrium” [35]. Το πείραμα στην συγκεκριμένη μελέτη έγινε για διαφορετικές τιμές. Εδώ φαίνεται μόνο για την περίπτωση που ταυτίζεται με τα δικά μας δεδομένα. Όπως φαίνεται και στο διάγραμμα που ακολουθεί η κατανομή πίεση είναι πολύ κοντά με κορυφή λίγο κάτω από τα 0,05. Στην εικόνα 9 φαίνεται και το αντίστοιχο διάγραμμα.



Εικόνα 16: Κατανομή πίεσης-πιστοποίηση [35]

4.0 ΤΡΑΧΥΤΗΤΑ

Σε πολλές μελέτες και εργασίες γίνεται η θεώρηση ότι οι επιφάνειες που εμπλέκονται είναι λείες, δηλαδή έχουν μηδενική τραχύτητα, κάτι τέτοιο δεν ισχύει στην πραγματική ζωή, όμως μιας και οι περισσότερες επιφάνειες στην φύση εμφανίζουν τραχύτητα. Η απλοποίηση αυτή γίνεται για να είναι πιο εύκολη η μελέτη του εκάστοτε προβλήματος, παρόλα αυτά πολλές φορές δεν παρουσιάζονται σημαντικές αποκλίσεις, όταν γίνεται η καταχρηστική θεώρηση ότι οι επιφάνειες είναι λείες.

4.1 ΤΡΑΧΥΤΗΤΑ ΣΕ ΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ

Η μορφή μίας επιφάνειας στην πραγματικότητα μοιάζει με το προφίλ που φαίνεται παρακάτω στην εικόνα:



Εικόνα 17: Προφίλ επιφάνειας με μέση τραχύτητα, μέση τετραγωνική τιμή και βάθος κατανομής τραχύτητας [36]

Όπου:

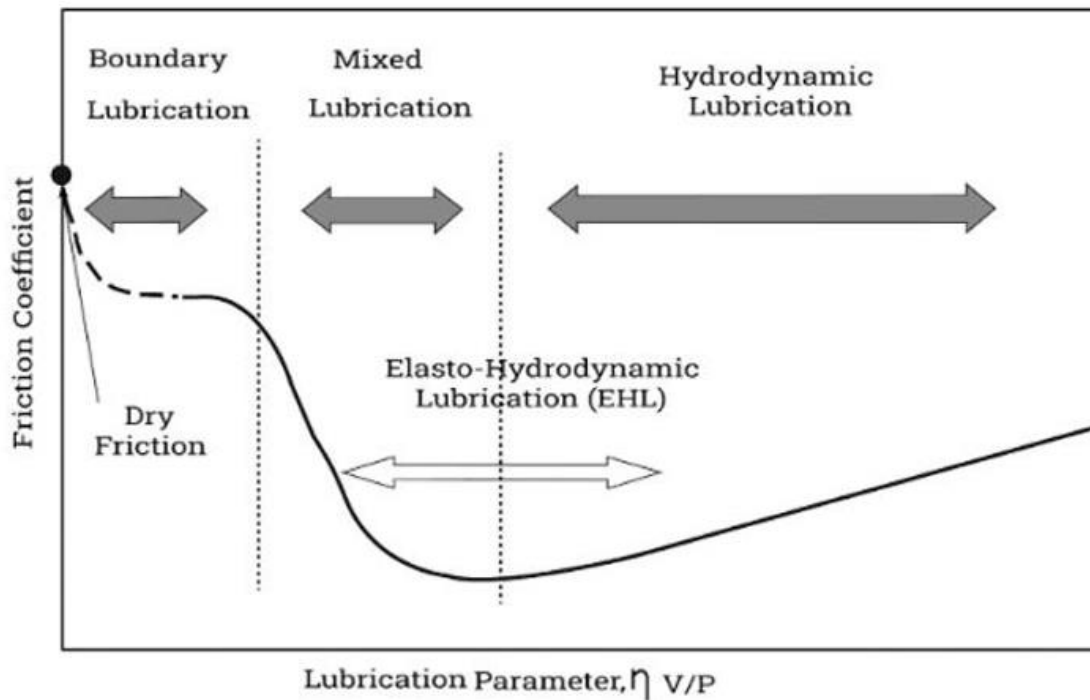
- **Κεντρική γραμμή (CL):** Η ευθεία που χωρίζει την επιφάνεια σε δύο περιοχές με ίσο εμβαδόν
- **Έξαρση (R_p):** Η κορυφή που είναι πάνω από το γενικό επίπεδο, έχοντας θετικό υψόμετρο
- **Βύθιση (R_v):** Η εσοχή που είναι χαμηλότερα από το υπόλοιπο επίπεδο, έχοντας αρνητικό υψόμετρο
- **R_a :** Η μέση αριθμητική τραχύτητα, η οποία συμβολίζει την μέση τιμή της κάθετης απόκλισης. Υπολογίζεται από τον τύπο: $R_a = \frac{1}{L} \int_0^L |y| dx$
- **RMS:** Η τραχύτητα μέσης τετραγωνικής τιμής, η οποία είναι η τετραγωνική ρίζα της αριθμητικής μέσης τιμής του τετραγώνου των αποκλίσεων. Υπολογίζεται από τον τύπο:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{L} \int_0^L y^2 dx}$$

4.2 ΚΑΜΠΥΛΗ STRIBECK

Η καμπύλη του Stribeck (Stribeck curve) είναι ένα πολύ σημαντικό εργαλείο στην λίπανση των επιφανειών. Η βασική της λειτουργίας είναι ο διαχωρισμός των περιοχών λίπανσης σε σχέση με την δυσκολία κίνησης των εμπλεκόμενων επιφανειών (συντελεστής τριβής), καθώς μεταβάλλεται ο παράγοντας $\eta v/F$ που συνδυάζει τρεις παραμέτρους λειτουργίας:

- η : δυναμικό ιξώδες
- v : σχετική ταχύτητα κίνησης των δύο επιφανειών
- F : μηχανική φόρτιση συστήματος



Εικόνα 18: Καμπύλη Stribeck

Κάθε λιπαντική περιοχή έχει ειδικό πάχος λιπαντικού φιλμ λ , το οποίο είναι ο λόγος του ελάχιστου πάχους μεταξύ δύο λείων επιφανειών προς την τετραγωνική ρίζα των τετραγώνων των ταχυτήτων του. Ο τύπος φαίνεται παρακάτω:

$$\lambda = \frac{h_{min}}{\sigma} = \frac{h_{min}}{\sqrt{R_{q,1}^2 + R_{q,2}^2}} \quad (4-1)$$

Όπου R_q είναι η τραχύτητα μέσης τετραγωνικής τιμής της εκάστοτε επιφάνειας (1 και 2).

4.2.1 ΠΕΡΙΟΧΕΣ ΛΙΠΑΝΣΗΣ

Η πρώτη περιοχή που προκύπτει από την καμπύλη του Stribeck είναι η περιοχή οριακής λίπανσης και είναι για τιμές πάχους λιπαντικού $0,005-0,1\mu\text{m}$ και ειδικό πάχος λιπαντικού $\lambda < 1$. Ο συντελεστής τριβής (μ) σε αυτές τις περιπτώσεις είναι: $0,03 < \mu < 0,2$.

Στην μικτή περιοχή λίπανσης (την οποία θα έχουμε και στο μοντέλο μας) παρατηρούμε πάχος λιπαντικού με τιμές $0,01-1\mu\text{m}$ και ειδικός πάχος $1 < \lambda < 4$. Στην περιοχή αυτή ο συντελεστής τριβής είναι $0,02 < \mu < 0,15$.

Στην ελαστοϋδροδυναμική περιοχή το πάχος του λιπαντικού παίρνει τιμές $0,01-10\mu\text{m}$ και με ειδικό πάχος λιπαντικού $3 < \lambda < 10$. Ο συντελεστής τριβής στην περίπτωση αυτή είναι $0,01 < \mu < 0,1$.

Η τελευταία περιοχή είναι η περιοχή υδροδυναμικής λίπανσης. Στην περιοχή αυτή το πάχος του λιπαντικού είναι $1-100\mu\text{m}$ και το ειδικό πάχος λιπαντικού $10 < \lambda < 100$. Τέλος, ο συντελεστής τριβής σε αυτή την περιοχή είναι $0,001 < \mu < 0,01$.

4.3 GREENWOOD AND TRIPP ΜΟΝΤΕΛΟ

Το μοντέλο των Greenwood και Tripp [37] αποτελεί ένα πολύ σημαντικό θεωρητικό υπόβαθρο για την ανάλυση του μηχανισμού επαφής των σκληρών επιφανειών. Αναπτύχθηκε το 1970 και βασίστηκε στην προηγούμενη μελέτη των Greenwood και Williamson επικεντρώνοντας την προσοχή της στο πως η τραχύτητα της επιφάνειας επηρεάζει την τριβή και την επιφάνεια επαφής με δύο φαινομενικά λείων επιφανειών. Το μοντέλο βασίζεται σε δύο βασικές ιδέες. Αναπαριστά τις τραχιές επιφάνειες σαν μία συλλογή όμοιων εξάρσεων, οι οποίες αλληλοεπιδρούν όταν οι δύο επιφάνειες έρχονται σε επαφή και υποθέτει ότι οι επιφάνειες μπορούν να συμπεριφερθούν σαν φαινομενικά επίπεδες, με την τραχύτητα να χαρακτηρίζεται σαν στατιστική κατανομή των υψών των εξάρσεων, συνήθως με μοντελοποίηση από την κατανομή Gauss. Για το μοντέλο ισχύουν:

- **Δύναμη επαφής** για δύο παράλληλες επιφάνειες σε απόσταση d

$$F_{cont} = \frac{16\sqrt{2}}{15} \pi (N_\alpha \beta \sigma)^2 \sqrt{\frac{\sigma}{\beta}} E' A F_{5/2} \left(\frac{d}{\sigma_s} \right) \quad (4-2)$$

Όπου,

- N_α : η πυκνότητα των εξάρσεων της επιφάνειας
- β : η ακτίνα καμπυλότητας των εξάρσεων
- E' : το σύνθετο μέτρο ελαστικότητας των δύο παράλληλων επιφανειών. Για τον υπολογισμό του ισχύει:

$$\frac{1}{E'} = \frac{1-\nu_1^2}{E_1} + \frac{1-\nu_2^2}{E_2} \quad (4-3)$$

- A : η φαινομενική επιφάνεια επαφής των σωμάτων
- $F_{5/2}$: η στατιστική συνάρτηση της κατανομής Gauss του ύψους των εξάρσεων. Για τον υπολογισμό της ισχύει ο γενικός τύπος:

$$F_n(u) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_u^\infty (s-u)^n e^{-\frac{s^2}{2}} ds \quad (4-4)$$

- σ : η τραχύτητα μέσης τετραγωνικής τιμής (δίνεται από την σχέση στο προηγούμενο υποκεφάλαιο)
- σ_s : η μέση τιμή των εξάρσεων των τραχυτήτων

Μέσω του μοντέλου μπορούν να υπολογιστούν ακόμα η πραγματική επιφάνεια επαφής, όπως και ο αριθμός των εξάρσεων υπό επαφή από τις σχέσεις που φαίνονται παρακάτω:

$$A_{cont} = (\pi N_\alpha \beta \sigma)^2 A F_2 \left(\frac{d}{\sigma_s} \right) \quad (4-5)$$

$$N_{cont} = 4\pi N_\alpha \beta \sigma A F_1 \left(\frac{d}{\sigma_s} \right) \quad (4-6)$$

Για τον υπολογισμό των συντελεστών του μοντέλου ο Mc Cool [38] πρότείνει τις ακόλουθες στατιστικές σχέσεις:

$$N_\alpha = \frac{m_4/m_2}{6\pi\sqrt{3}} \quad (4-7)$$

$$\beta = 0,375 \sqrt{\frac{\pi}{m_4}} \quad (4-8)$$

Για το β στην βιβλιογραφία φαίνεται συχνά να χρησιμοποιείται ο τύπος: $\beta = \frac{\sigma}{0.001}$ (4-10)

$$\sigma_s = \sqrt{1 - \frac{0.9868}{a}} * \sqrt{m_0} \quad (4-11)$$

$$\alpha = \frac{m_0 m_4}{m_2^2} \quad (4-12)$$

Όπου,

$$m_0 = AVG[z^2(x)] \quad (4-13)$$

$$m_2 = AVG \left[\left(\frac{dz(x)}{dx} \right)^2 \right] \quad (4-14)$$

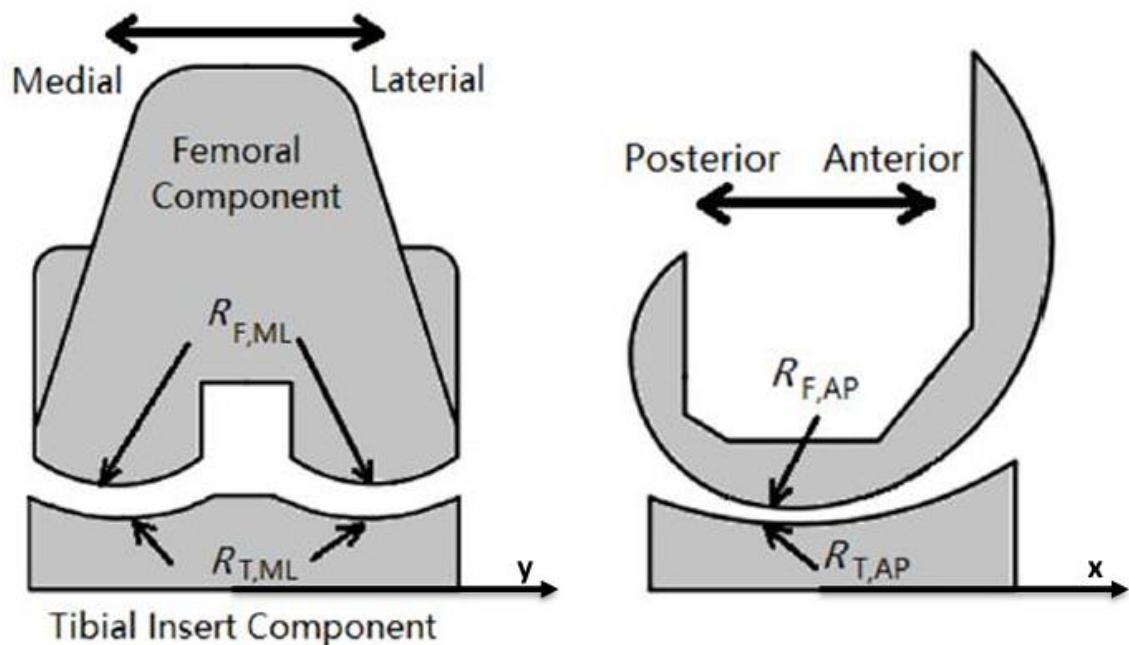
$$m_4 = AVG \left[\left(\frac{d^2 z(x)}{dx^2} \right)^2 \right] \quad (4-15)$$

με $z(x)$ την τυχαία μεταβλητή Gauss.

5.0 ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ

5.1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

Μια τεχνητή άρθρωση γονάτου μπορεί να παρουσιασθεί όπως φαίνεται στην εικόνα που ακολουθεί:

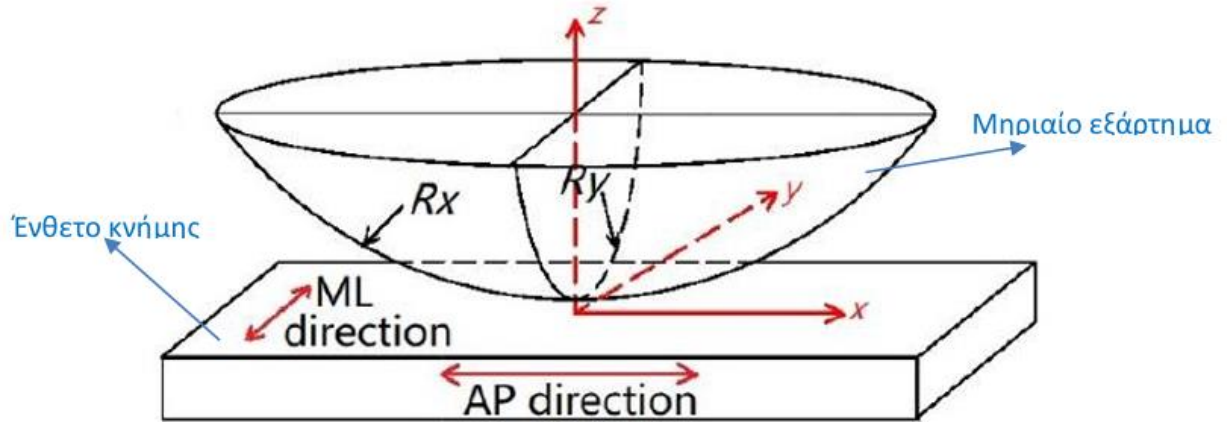


Εικόνα 19: Γεωμετρική απεικόνιση τεχνητής άρθρωσης γονάτου [39]

Στην εικόνα φαίνονται οι καμπυλότητες της άρθρωσης καθώς και οι γεωμετρικές ιδιαιτερότητες σε κάθε κατεύθυνση.

Από βιβλιογραφικές αναφορές [40], η περιγραφή του μοντέλου που θα χρησιμοποιηθεί μπορεί να περιγραφεί με δύο πιθανές γεωμετρίες.

- 1) Ελλειψοειδής σφαίρα πάνω σε επίπεδη επιφάνεια (ellipsoidal ball on plane surface)



Εικόνα 20: Γεωμετρική απεικόνιση τεχνητής άρθρωσης γονάτου με ελλειψοειδή σφαίρα πάνω σε επίπεδη επιφάνεια [39]

Για τον υπολογισμό της ισοδύναμης ακτίνας ισχύει:

$$\frac{1}{R_{eff}} = \frac{1}{R_x} + \frac{1}{R_y}$$

Η ακτίνα καμπυλότητας της κάτω επιφάνειας θεωρείται άπειρη, αφού η επιφάνεια είναι επίπεδη. Με R_x συμβολίζεται η ακτίνα καμπυλότητας στην διεύθυνση του άξονα x (Anterior-Posterior) και με R_y η ακτίνα καμπυλότητας στην διεύθυνση του άξονα y (Medial-Lateral), έτσι η ισοδύναμη ακτίνα για την συγκεκριμένη γεωμετρία μπορεί να υπολογιστεί με τις σχέσεις:

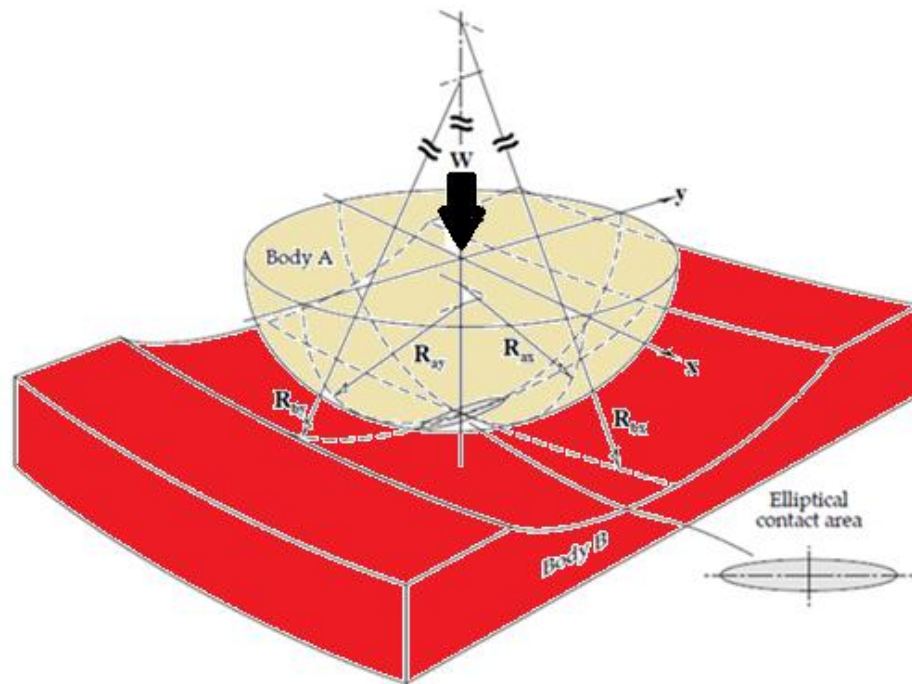
$$\begin{aligned} \frac{1}{R_x} &= \frac{1}{R_{x,up}} + \frac{1}{R_{x,down}} = \frac{1}{R_{x,Fem}} + \frac{1}{R_{x,Tib}} = \frac{1}{R_{x,Fem}} + \frac{1}{\infty} = \frac{1}{R_{x,Fem}} \\ \frac{1}{R_y} &= \frac{1}{R_{y,up}} + \frac{1}{R_{y,down}} = \frac{1}{R_{y,Fem}} + \frac{1}{R_{y,Tib}} = \frac{1}{R_{y,Fem}} + \frac{1}{\infty} = \frac{1}{R_{y,Fem}} \end{aligned}$$

Με $R_{x,Fem}$, $R_{y,Tib}$, $R_{y,Fem}$, $R_{x,Tib}$ να είναι οι ακτίνες καμπυλότητας στις διευθύνσεις x και y αντίστοιχα για το μηριαίο (Femur) και κνημιαίο (Tibia) οστό.

Συνεπώς από την σχέση :

$$\frac{1}{R_{eff}} = \frac{1}{R_{x,Fem}} + \frac{1}{R_{y,Fem}}$$

2) Ελλειψοειδής σφαίρα σε εσοχή (ellipsoidal ball in socket)



Εικόνα 21: Γεωμετρική απεικόνιση τεχνητής άρθρωσης γονάτου με ελλειψοειδή σφαίρα σε εσοχή [40]

Για την ισοδύναμη ακτίνα ισχύει ότι και πριν:

$$\frac{1}{R_{eff}} = \frac{1}{R_x} + \frac{1}{R_y}$$

Η ακτίνα καμπυλότητας στην διεύθυνση του άξονα-x (Anterior-Posterior) συμβολίζεται με R_x και στην διεύθυνση του άξονα-y (Medial-Lateral) με R_y τότε η ισοδύναμη ακτίνα για την συγκεκριμένη γεωμετρία είναι:

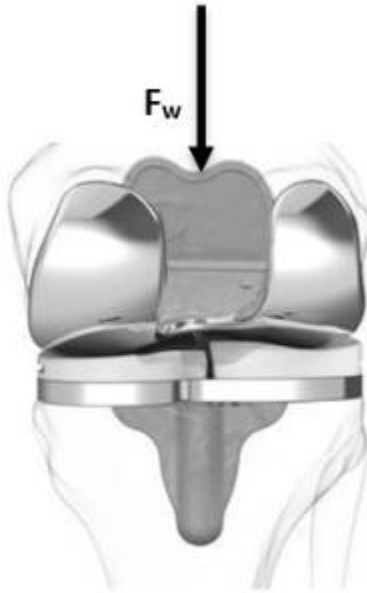
$$\frac{1}{R_x} = \frac{1}{R_{ax}} - \frac{1}{R_{bx}} = \frac{1}{R_{x,Fem}} - \frac{1}{R_{x,Tib}}$$

$$\frac{1}{R_y} = \frac{1}{R_{ay}} - \frac{1}{R_{by}} = \frac{1}{R_{y,Fem}} - \frac{1}{R_{y,Tib}}$$

Έτσι τελικά είναι:

$$\frac{1}{R_{eff}} = \frac{1}{R_{x,Fem}} - \frac{1}{R_{x,Tib}} + \frac{1}{R_{y,Fem}} - \frac{1}{R_{y,Tib}}$$

Με $R_{x,Fem}$, $R_{y,Tib}$, $R_{y,Fem}$, $R_{x,Tib}$ να είναι οι ακτίνες καμπυλότητας στις διευθύνσεις x και y αντίστοιχα για το μηριαίο (Femur) και κνημιαίο (Tibia) οστό.



Εικόνα 22: Άσκηση δύναμης στην άρθρωση

Στην τεχνητή άρθρωση τα σημεία επαφής του μηριαίου εξαρτήματος με το κνημιαίο είναι δύο. Το πρώτο είναι ο μεσαίος μηριαίος κόνδυλος (medial femoral condyle) με το αντίστοιχο κομμάτι της κνήμης (αριστερό κομμάτι της άρθρωσης). Το δεύτερο είναι ο έσω μηριαίος κόνδυλος (lateral femoral condyle) με το αντίστοιχο κομμάτι της κνήμης (δεξί κομμάτι της άρθρωσης). Η δύναμη που ασκείται στην άρθρωση (F_w) δεν κατανέμεται και στους δύο κονδύλους ομοιόμορφα. Για τον λόγο αυτό το μοντέλο που σχεδιάστηκε αποτελείται από δύο ελλειψοειδή σφαίρες, οι οποίες εφάπτονται σε μία εσοχή. Έτσι, η κάθε σφαίρα αντιστοιχεί σε ένα κόνδυλο και η κάθε εσοχή στα σημεία επαφής των κονδύλων με την κνήμη. Στην συνέχεια θα παρουσιασθούν οι ακτίνες καμπυλότητας, οι οποίες υιοθετήθηκαν για την μοντελοποίηση.

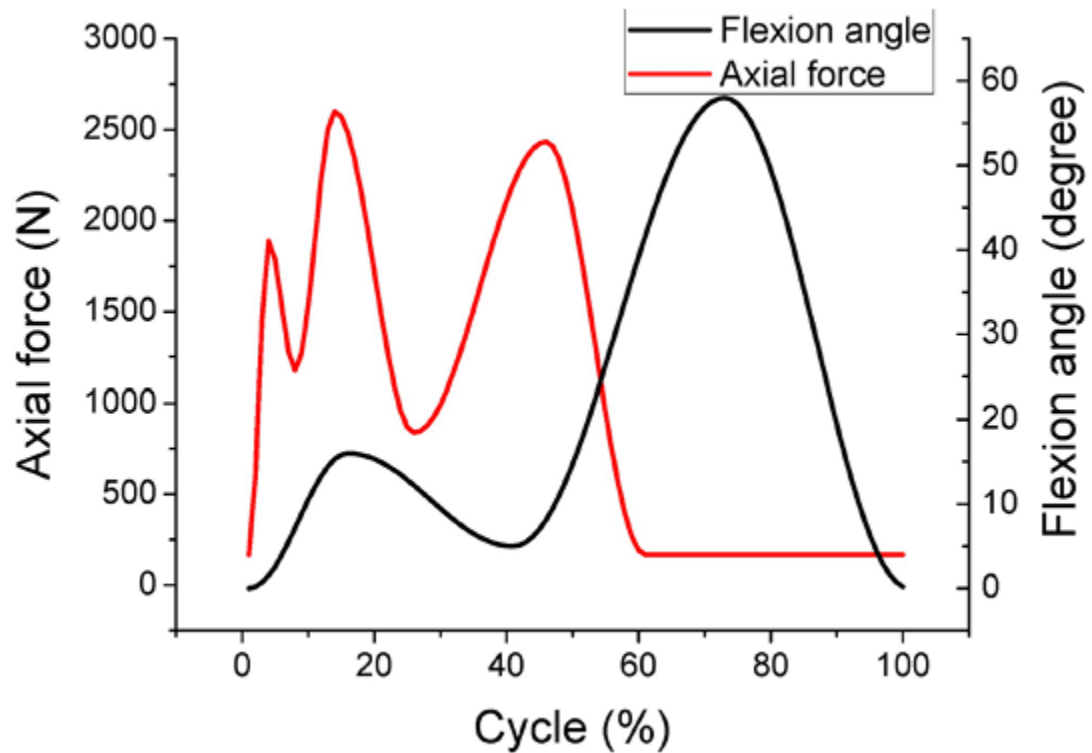
Πίνακας 1: Ακτίνες καμπυλότητας μοντέλου

Ακτίνα καμπυλότητας	Τιμή (mm)
$R_{x,Fem}$	33
$R_{y,Fem}$	18
$R_{x,Tib}$	45
$R_{y,Tib}$	21

5.2 ΚΑΤΑΝΟΜΗ ΔΥΑΝΜΗΣ

Κατά την διάρκεια ενός κύκλου βάρδισης (gait cycle), η κάθετη δύναμη που ασκείται δεν είναι σταθερή, ενώ όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα δεν είναι ομοιόμορφη και στους δύο κονδύλους. Μελέτες έχουν δείξει ότι περίπου το 60% της συνολικής κάθετης δύναμης ασκείται στον μέσο κόνδυλο με την επαφή του με το ένθετο της κνήμης (medial condyle), ενώ το υπόλοιπο 40% στην αντίστοιχη επαφή του έσω κονδύλου με την κνήμη (lateral condyle).

Σύμφωνα με το πρότυπο ISO14243-63 δίνεται η κατανομή της δύναμης που ασκείται στο γόνατο συναρτήσει του χρόνου σε ποσοστό του συνολικού βαδίσματος. Όλα αυτά φαίνονται στην παρακάτω εικόνα:



Εικόνα 23: Κατανομή κατακόρυφου φορτίου μαζί με γωνία κάμψης και έκτασης[41]

5.3 ΕΠΙΛΟΓΗ ΥΛΙΚΩΝ ΚΑΙ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ

Σε μία τεχνητή άρθρωση γονάτου μπορούν να εμφανιστούν δύο πιθανοί συνδυασμοί υλικών [36]:

1. Σκληρά υλικά πάνω σε μαλακά υλικά (hard on soft material). Στην περίπτωση του μοντέλου που μελετάται το σκληρό αντιστοιχεί στους μηριαίους κονδύλους, ενώ το μαλακό υλικό στο κνημιαίο εξάρτημα. Χαρακτηριστικά παραδείγματα:

- Μέταλλο πάνω σε πολυμερές (metal on polymer)
- Κεραμικό πάνω σε πολυμερές (ceramic on polymer)

2. Σκληρά υλικά πάνω σε σκληρά υλικά (hard on hard material). Χαρακτηριστικά παραδείγματα:

- Μέταλλο πάνω σε μέταλλο (metal on metal)
- Κεραμικό πάνω σε κεραμικό (ceramic on ceramic)

Στον πίνακα που ακολουθεί παρουσιάζονται υλικά και οι ιδιότητες με βάση αυτούς τους πιθανούς συνδυασμούς υλικών επί υλικών. Τα υλικά αυτά αποτελούν πιθανές επιλογές για την επιλογή των κατάλληλων υλικών για το μοντέλο.

Πίνακας 2: Ιδιότητες υλικών κατασκευής εξαρτημάτων τεχνητής άρθρωσης[39]

Κατηγορία	Υλικά	Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	Συντελεστής Poisson	Πυκνότητα (kg/m ³)
Μέταλλα	Stainless Steel	210	0.3	7900
	Titanium alloys	110	0.3	4500
	CoCrMo/CoCr alloys	230	0.3	8900
Κεραμικά	Alumina	380	0.26	3900
	Zirconia	210	0.3	5600
Πολυμερή	PEEK	3-4	0.25	1300
	UHMWPE	0.5-1	0.4-0.46	900
	PCU	0.024	0.49	1200

Γίνεται εύκολα αντιληπτό ότι λόγω του μεγάλου μέτρου δυσκαμψίας των μετάλλων, έναντι των άλλων υλικών, με μία επιλογή ενός τέτοιο υλικού το αντίστοιχο εξάρτημα μπορεί να θεωρηθεί δύσκαμπτο με μηδενική παραμόρφωση που καθιστά πιο εύκολη την μελέτη του μοντέλου. Έτσι, θα γίνει η επιλογή των κονδύλων του μηριαίου οστού να είναι από κράματα τιτανίου με μέτρο ελαστικότητας $E=110$ GPa, συντελεστή Poisson $\nu=0.3$ και πυκνότητα $\rho=4500$ kg/m³. Για το ένθετο της κνήμης θα επιλεγθεί το πολυμερές UHMWPE με μέτρο ελαστικότητας 800 MPa, συντελεστή Poisson $\nu=0.4$ και πυκνότητα $\rho=900$ kg/m³. Με τις συγκεκριμένες επιλογές πάμε σε μοντέλο hard on soft material και με την παραδοχή ότι οι κόνδυλοι είναι άκαμπτοι, λόγω του μεγάλου μέτρου ελαστικότητας του κράματος τιτανίου, όλη η παραμόρφωση απορροφάται από το πολυμερές.

5.4 ΤΡΑΧΥΤΗΤΕΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ

Οι τιμές των μέσων τραχυτήτων και άλλων λοιπών μεγεθών δίνονται από την βιβλιογραφία σε πίνακες και σχετικά διαγράμματα. Για τις επιλογές των υλικών της φέρουσας τεχνητής άρθρωσης γονάτου (μεταλλικό μηριαίο εξάρτημα και ένθετο κνήμης από πολυμερές UHMWPE) τα σχετικά στοιχεία φαίνονται παρακάτω:



Εικόνα 24: Βιβλιογραφικά δεδομένα τραχύτητας για το μηριαίο εξάρτημα [42]

Πίνακας 3: Βιβλιογραφικά δεδομένα τραχύτητας για την κνήμη[42]

Patient	Tibial spacer			
	R_a	R_{sk}	R_q	R_t
1	0.302	0.144	0.436	3.553
2	1.648	-0.236	2.317	17.193
3	0.543	0.473	0.848	9.048
4	0.744	-0.628	1.113	8.252
5	0.172	2.246	0.315	3.733
6	0.735	-0.711	1.068	8.410
7	0.298	0.343	0.44	3.24
8	0.646	-1.042	0.91	7.087
9	0.739	-0.732	1.092	9.276
10	0.332	-0.238	0.56	4.953
11	1.082	-0.075	1.51	10.909

Για το παρόν μοντέλο επιλέχθηκαν:

- Τραχύτητα μηριαίου εξαρτήματος: $R_{q,Fem}=0.075\mu m$
- Τραχύτητα κνήμης: $R_{q,Tib}=2.317\mu m$

5.5 ΙΞΩΔΕΣ (ΑΡΘΡΙΚΟ ΥΓΡΟ)

Όπως έχει αναφερθεί και νωρίτερα το λιπαντικό που ρέει ανάμεσα στις αρθρώσεις ονομάζεται αρθρικό υγρό (synovial fluid) και δρα σε καθεστώς μεικτής λίπανσης. Το συγκεκριμένο μέγεθος χαρακτηρίζεται από ένα μέγεθος που ονομάζεται ιξώδες λιπαντικού. Το αρθρικό υγρό γενικά παρουσιάζει μη νευτώνεια συμπεριφορά, καθώς το ιξώδες του μειώνεται με αύξηση των ρυθμό διάτμησης, επιτρέποντας του να ρέει πιο εύκολα. Σε χαμηλές τιμές διάτμησης, όμως διατηρεί σχετικά σταθερή και υψηλή τραχύτητα για να μην φθείρει τους συνδέσμους. Βιβλιογραφικά έχουν υπάρξει πολλές προσεγγίσεις για την λειτουργία του αρθρικού υγρού και σε πολλά περιπτώσεις θεωρείται σταθερό. Αυτό θα γίνει και στο συγκεκριμένο μοντέλο με τιμή ίση με $0,002 \text{ Pa}\cdot\text{s}$. Μια τέτοια τιμή φαίνεται να προσεγγίζει ικανοποιητικά το ιξώδες του ανθρώπινου σώματος.

5.6 ΔΕΔΟΜΕΝΑ

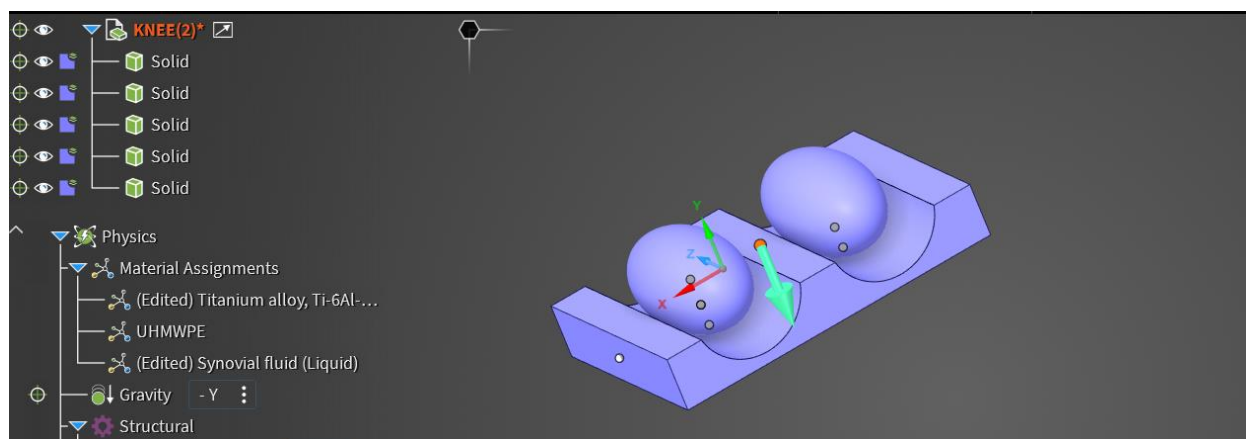
Στον πίνακα που ακολουθεί περιέχονται όλες οι τιμές των μεγεθών που χρησιμοποιήθηκαν για το μοντέλο:

Πίνακας 4: Σύνολο δεδομένων μοντέλου

Μέγεθος	Τιμή
Ακτίνα καμπυλότητας κονδύλων διεύθυνση-x ($R_{x,Fem}$)	33 mm
Ακτίνα καμπυλότητας κονδύλων διεύθυνση-y ($R_{y,Fem}$)	18 mm
Ακτίνα καμπυλότητας κνήμης διεύθυνση-x ($R_{x,Tib}$)	45 mm
Ακτίνα καμπυλότητας κνήμης διεύθυνση-y ($R_{y,Tib}$)	21 mm
Τραχύτητα μηριαίου οστού ($R_{q,Fem}$)	0,075 μm
Τραχύτητα κνήμης ($R_{q,Tib}$)	2,317 μm
Ακτίνα εξάρσεων (β)	$2,3182 \cdot 10^{-4}$ m
Ιξώδες	0,002 Pa*s
Μέτρο ελαστικότητας UHWMPE (E_1)	800 MPa
Μέτρο ελαστικότητας κράματος τιτανίου (E_2)	110 GPa
Συντελεστής Poisson UHWMPE (ν_1)	0,4
Συντελεστής Poisson κράματος τιτανίου (ν_2)	0,3
Συντελεστής τριβής ξηρής επιφάνειας (μ)	0,1

6.0 ΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΣΤΟ ANSYS

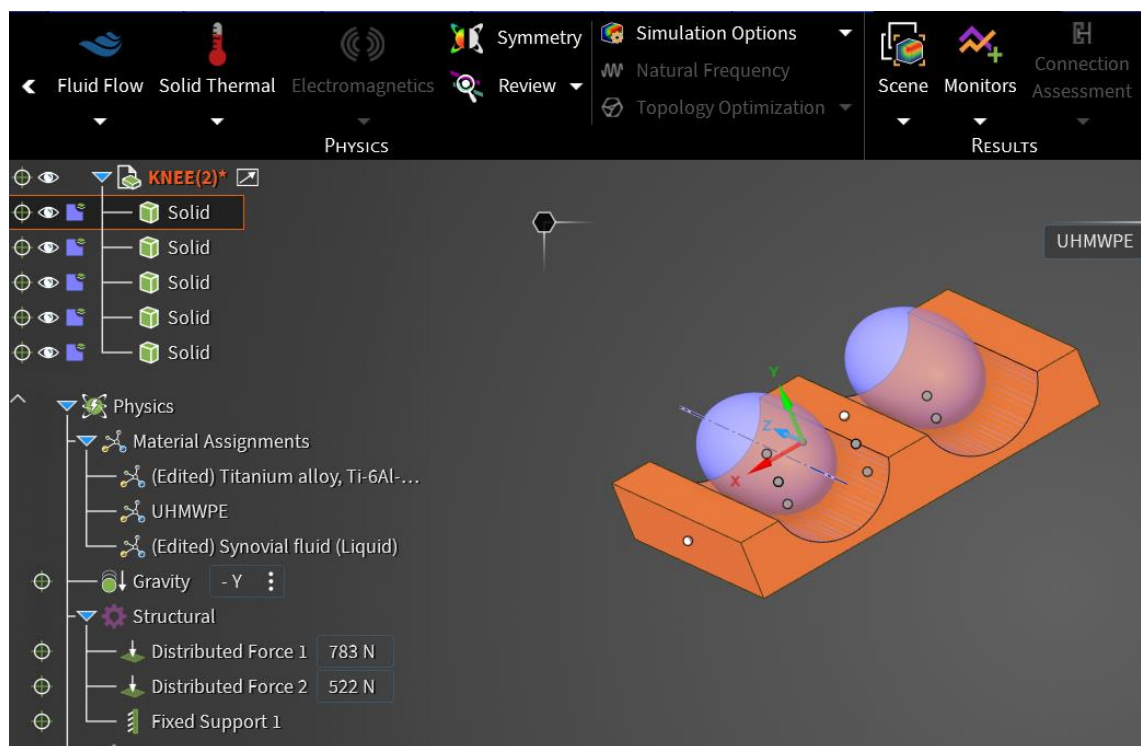
Για τον σχεδιασμό και τους απαραίτητους υπολογισμούς που θα πραγματοποιηθούν χρησιμοποιήθηκε το πακέτο ANSYS και η εφαρμογή Discovery. Με βάση όλα όσα αναφέρθηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο με γενική εποπτεία από τον σχεδιασμό του μοντέλου στο ANSYS φαίνεται παρακάτω.



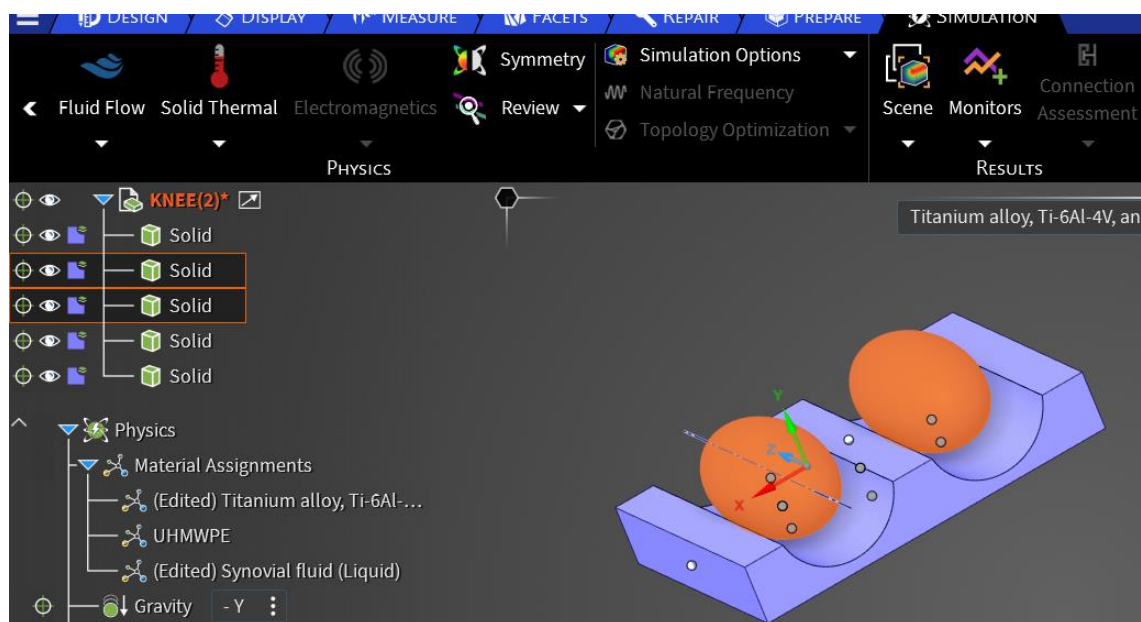
Εικόνα 25: Το μοντέλο σε περιβάλλον ANSYS

6.1 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ

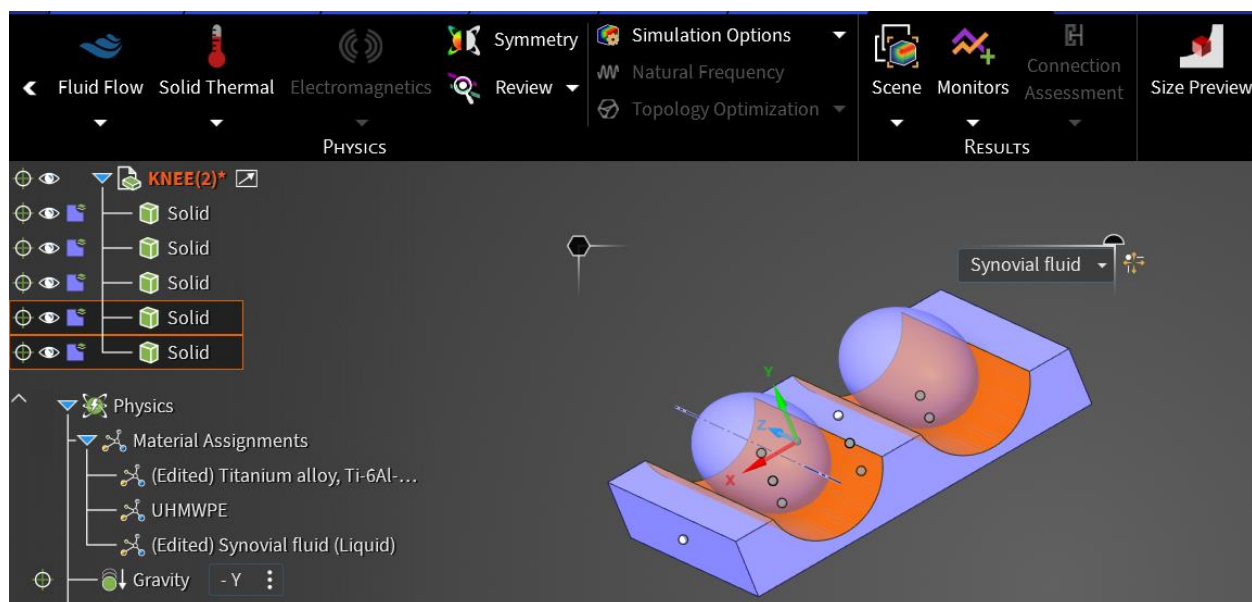
Για τον σχεδιασμό του μοντέλου χρησιμοποιήθηκαν τα δεδομένα που αναγράφονται στον Πίνακα 4, ενώ στην περίπτωση του UHMWPE έγινε προσθήκη υλικού (με ένταξη των δεδομένων χειροκίνητα), καθώς το συγκεκριμένο υλικό δεν ήταν διαθέσιμο στην βιβλιοθήκη του ANSYS. Το ίδιο συνέβη και με το λιπαντικό, καθώς δεν υπήρχε δυνατότητα ένταξης αρθρικού υγρού από την βιβλιοθήκη, για αυτό και τοποθετήθηκε χειροκίνητα.



Εικόνα 26: Εφαρμογή υλικού για ένθετο κνήμης



Εικόνα 27: Εφαρμογή υλικού για κονδύλους



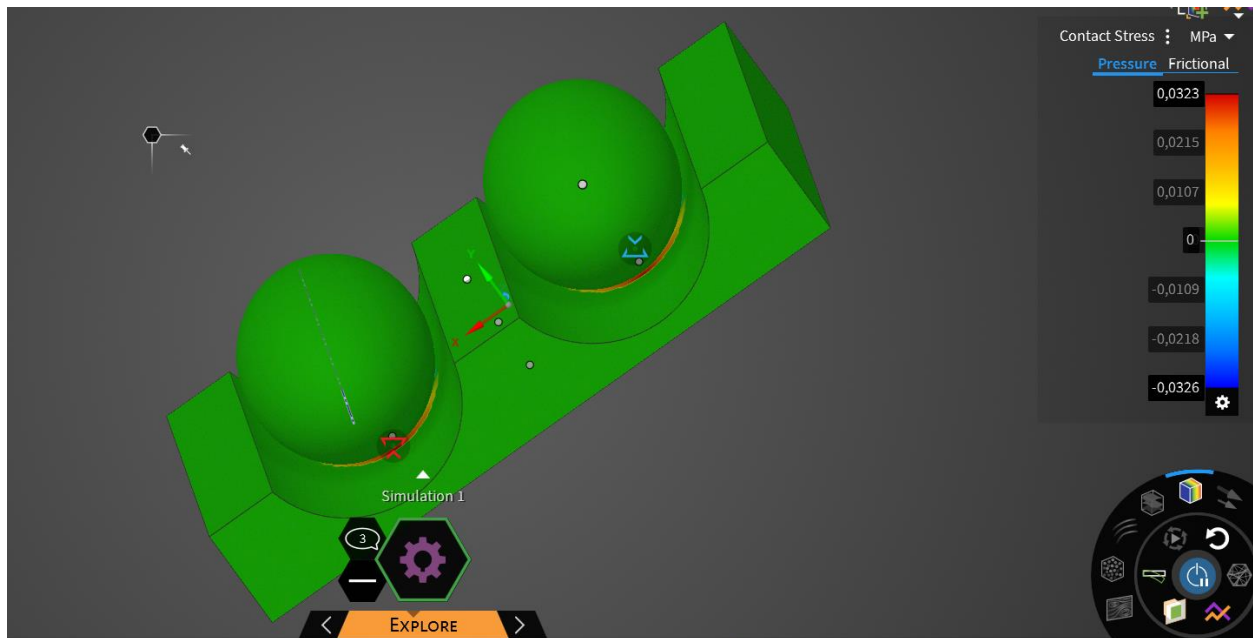
Εικόνα 28: Εφαρμογή υλικού για λιπαντικό

6.2 ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΚΑΤΑ GREENWOOD AND TRIPP

Με βάση τους θεωρητικούς τύπους που παρουσιάσθηκαν στην ενότητα 4.3 θα μπορέσει να γίνει η πιστοποίηση του μοντέλου που σχεδιάσθηκε, με βάση το μοντέλο του Greenwood και Tripp. Όπως αναφέρθηκε και στην ενότητα 4.3 για τον υπολογισμό της πίεσης επαφής θα χρησιμοποιηθούν οι κατάλληλες σχέσεις (βλ. Ενότητα 4.3). Τα αποτελέσματα που προέκυψαν φαίνονται παρακάτω:

Πίνακας 5: Πίνακας αποτελεσμάτων από μοντέλο Greenwood and Tripp

<u>ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ</u>
$E' = 944 \text{ MPa}$
$A = 5,76 \cdot 10^{-4} \text{ m}^2$
$\sigma = 2,3182 \cdot 10^{-6}$
$\beta = 8,896 \cdot 10^{-3}$
$m_0 = 5,374 \cdot 10^{-12}$
$m_2 = 10^{-4}$
$m_4 = 5582,33$
$N_a = 1,71 \cdot 10^6$
$\alpha = 3$
$\sigma_s = 1,899 \cdot 10^{-6}$
$F_1 = 0,396, F_2 = 0,282, F_{5/2} = 0,214$
$F_{\text{cont}} = 11.07 \text{ N}$
$A_{\text{cont}} = 1.99 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2$
$N_{\text{cont}} = 172$
$P_{\text{cont}} = 0,032341 \text{ MPa}$



Εικόνα 29: Πίεση επαφής μοντέλου στο ANSYS

Για τον υπολογισμό του σφάλματος θα χρησιμοποιηθούν οι τύποι:

$$Absolute Error = |Measured value - True value| = |0,0323 - 0,032341| = 4,1 \cdot 10^{-5} \quad (6-1)$$

$$Relative Error = \frac{Absolute Error}{True value} * 100\% = 0,01\% \quad (6-2)$$

Θεωρείται ότι το σφάλμα είναι μέσα στα αποδεκτά πλαίσια και μπορεί να οφείλεται σε υπολογιστικές προσεγγίσεις, καθώς και λάθη λόγω ακρίβειας του ANSYS. Έτσι, πιστοποιείται το μοντέλο κατά Greenwood και Tripp.

7.0 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

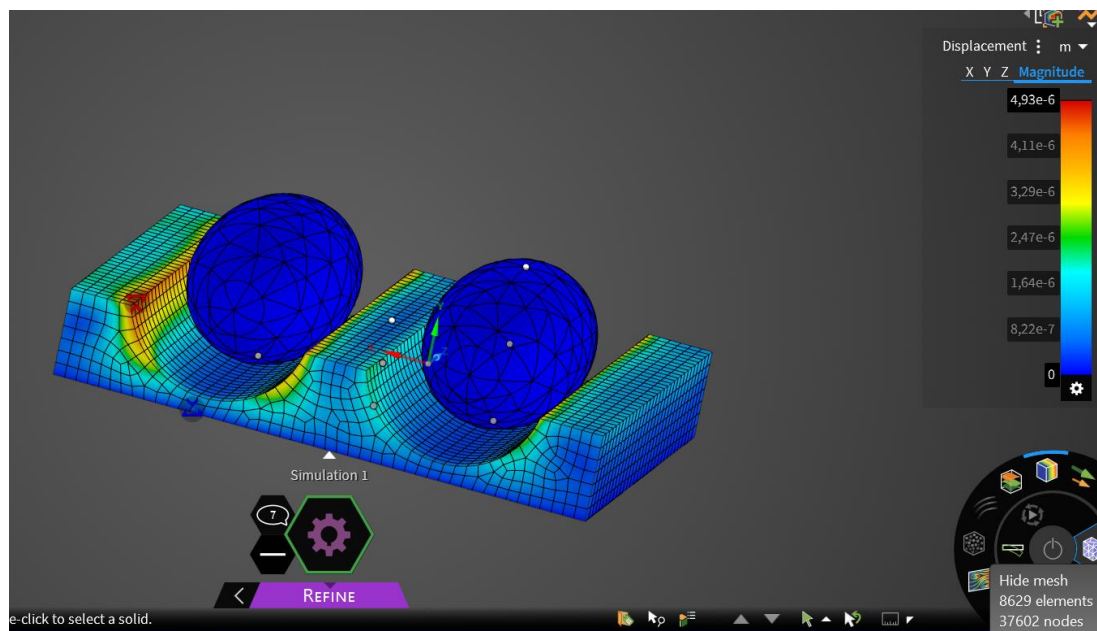
Για να μπορέσει να μελετηθεί η τεχνητή άρθρωση χρειάζεται να ερευνηθεί πως αντιδρά το μοντέλο σε συνθήκες μέσης φόρτισης ενός γονάτου. Για την άσκηση των δυνάμεων ισχύει ότι η συνολική δύναμη που ασκείται στην άρθρωση κατά την βάδιση είναι 1,9 φορές το βάρος του ανθρώπινου βάρους, ενώ κατά την διάρκεια του κύκλου βάδισης σε ένα υγιές γόνατο η δύναμη που ασκείται στον μέσο κόνδυλο είναι μεγαλύτερη από αυτή που ασκείται στον έσω (lateral condyle)[43]. Συνήθως στην βιβλιογραφία, όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα, γίνεται η θεώρηση ότι το 60% της δύναμης ασκείται στον μέσο κόνδυλο του μηριαίου οστού, ενώ στον έσω κόνδυλο ασκείται το 40% της δύναμης. Υπό αυτό το πρίσμα θα γίνει και η μελέτη σε αυτή την εργασία, μελετώντας την περίπτωση ενός μέσου ανθρώπου μάζας 70 κιλών. Για την συγκεκριμένη μάζα προκύπτει μία συνολική δύναμη 1305N, άρα 783N στον μέσο και 522N στον έσω κόνδυλο.

Μέγεθος	Τιμή
Ιξώδες	0,002 Pa*s
Μέτρο ελαστικότητας UHWMPE (E_1)	800 MPa
Μέτρο ελαστικότητας κράματος τιτανίου (E_2)	110 GPa
Συντελεστής Poisson UHWMPE (ν_1)	0,4
Συντελεστής Poisson κράματος τιτανίου (ν_2)	0,3
Συντελεστής τριβής ξηρής επιφάνειας (μ)	0,1
Ασκούμενη δύναμη στον μέσο κόνδυλο (F_m)	783 N
Ασκούμενη δύναμη στον έσω κόνδυλο (F_L)	522 N

Στις εικόνες που ακολουθούν φαίνονται τα αποτελέσματα που προκύπτουν για την συγκεκριμένη φόρτιση στο μοντέλο.

7.1 ΒΑΣΙΚΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ

7.1.1 ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ

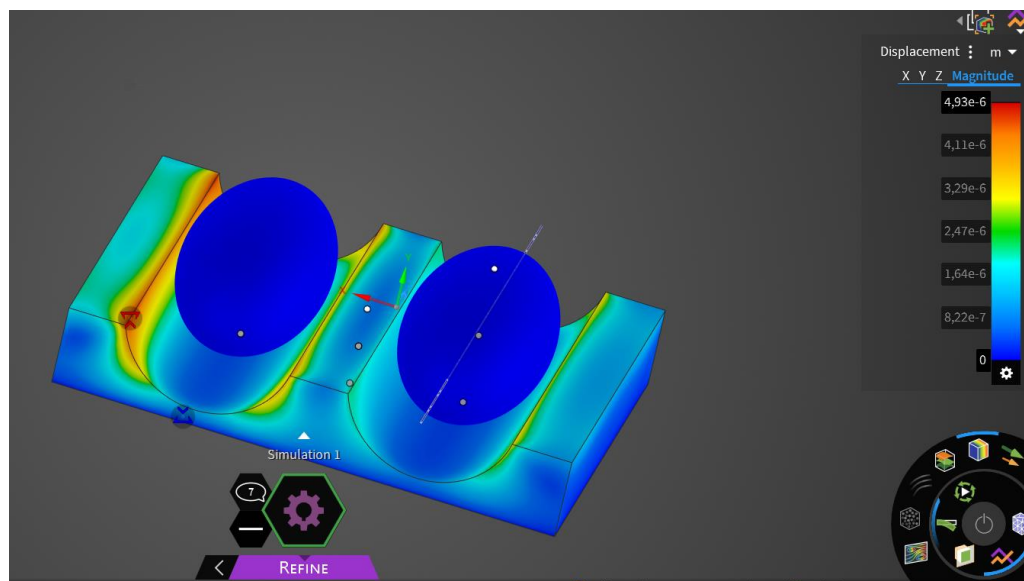


Εικόνα 30: Διακριτοποίηση μοντέλου

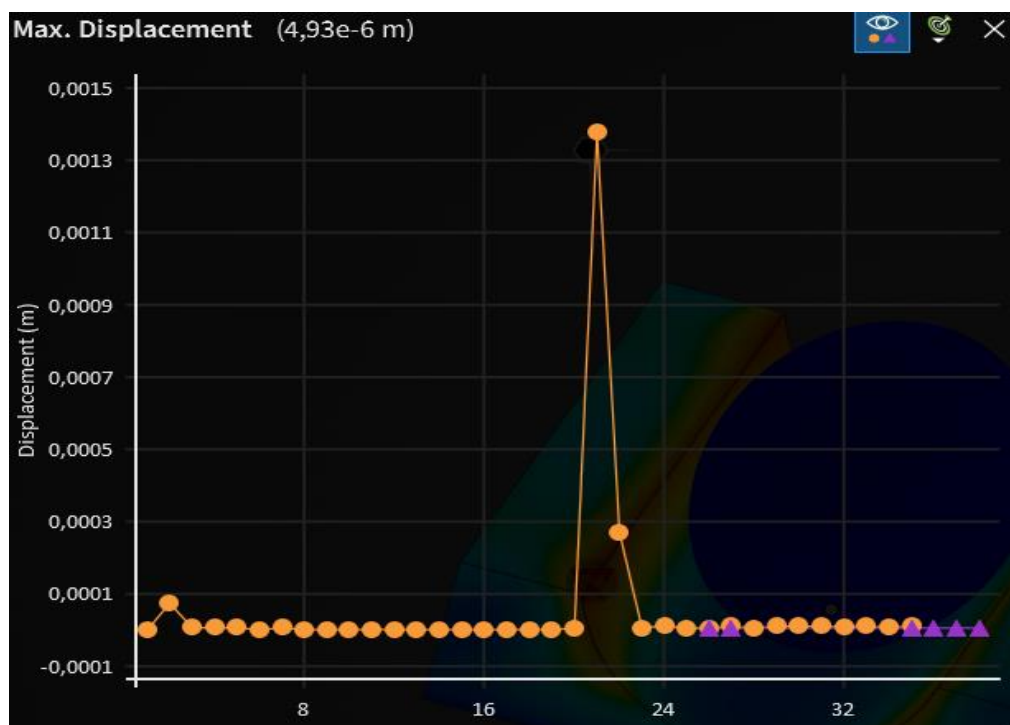
Αρχικά δίνεται η διακριτοποίηση που έγινε στο μοντέλο. Όπως φαίνεται και από την παραπάνω εικόνα το μοντέλο χωρίστηκε σε 8629 στοιχεία και 37602 κόμβους και αποτελείται από 3-κομβά και 4-κομβά στοιχεία. Η διακριτοποίηση έγινε αυτόματα από το ANSYS και απλώς επιλέχθηκε το μέγεθος της. Προφανώς όσο καλύτερη διακριτοποίηση γίνει τόσο μεγαλύτερη ακρίβεια θα έχουν τα αποτελέσματα που θα προκύψουν. Η συγκεκριμένη διακριτοποίηση κρίνεται ικανοποιητική για να βγουν ακριβή αποτελέσματα.

Η συγκεκριμένη διακριτοποίηση επιλέχθηκε, καθώς είναι ικανή να δώσει σχετική ακρίβεια στην επίλυση του μοντέλου, σε σύγκριση με κάποια διακριτοποίηση μικρότερης ακρίβειας, χωρίς να αυξάνει πολύ παράλληλα τον υπολογιστικό χρόνο που χρειάζεται το πρόγραμμα. Στην συνέχεια θα γίνει και μία σύγκριση με τα αντίστοιχα αποτελέσματα για μικρότερη ακρίβεια διακριτοποίησης.

7.1.2 ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ



Εικόνα 31: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση μετατόπισης

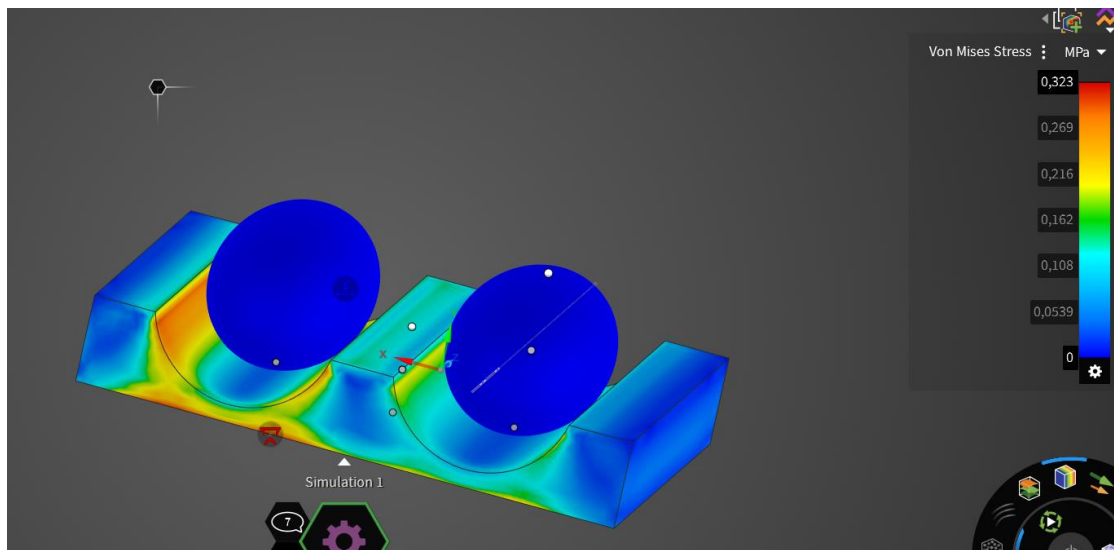


Εικόνα 32: Διαγραμματική απεικόνιση μετατόπισης

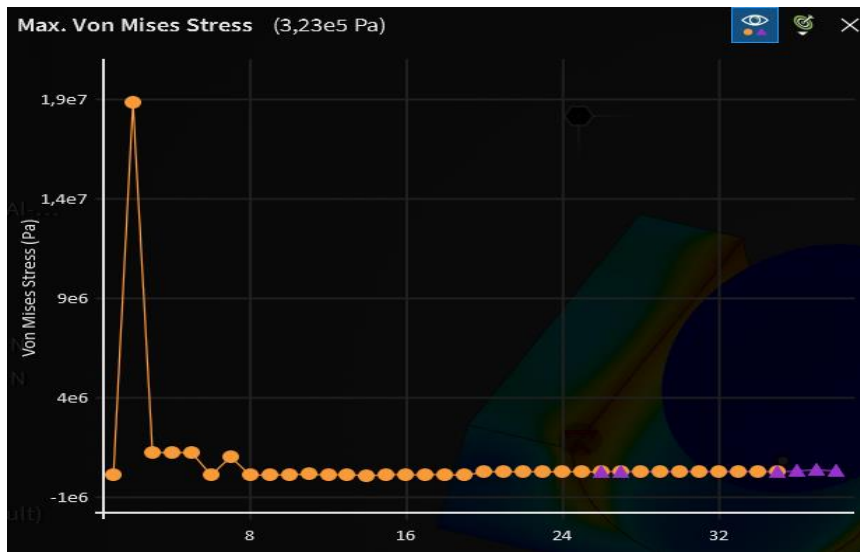
Στο διάγραμμα της εικόνας φαίνεται στον άξονα y η μέγιστη μετατόπιση σε σχέση με τις επαναλήψεις του επιλυτή (solver iterations) στον άξονα-x. Παρατηρείται ότι μετά την 24 επανάληψη σταθεροποιείται κοντά στην τιμή 0.

Όπως φαίνεται στις δύο εικόνες η μετατόπιση των μελών του μοντέλου είναι πάρα πολύ μικρή. Η μέγιστη μετατόπιση είναι της τάξης του $0,493 \cdot 10^{-5}$ μέτρα και εμφανίζεται στους κονδύλους (femur condyles). Η πολύ μικρή αυτή μετατόπιση είναι κάτι που δεν επηρεάζει το μοντέλο, αφού δεν αλλάζει την διάταξη και συνεπώς μία τέτοια τεχνητή άρθρωση θα μπορούσε να ανταπεξέλθει σε συνθήκες ομαλής βάρδισης. Είναι προφανές ότι σε περίπτωση που η μετατόπιση ήταν μεγαλύτερη θα προκαλούσε πρόβλημα στον ασθενή και δεν θα ήταν σταθερή η άρθρωση, με πιθανά αποτελέσματα πόνους και φθορές των υπολοίπων συνεργαζόμενων μερών.

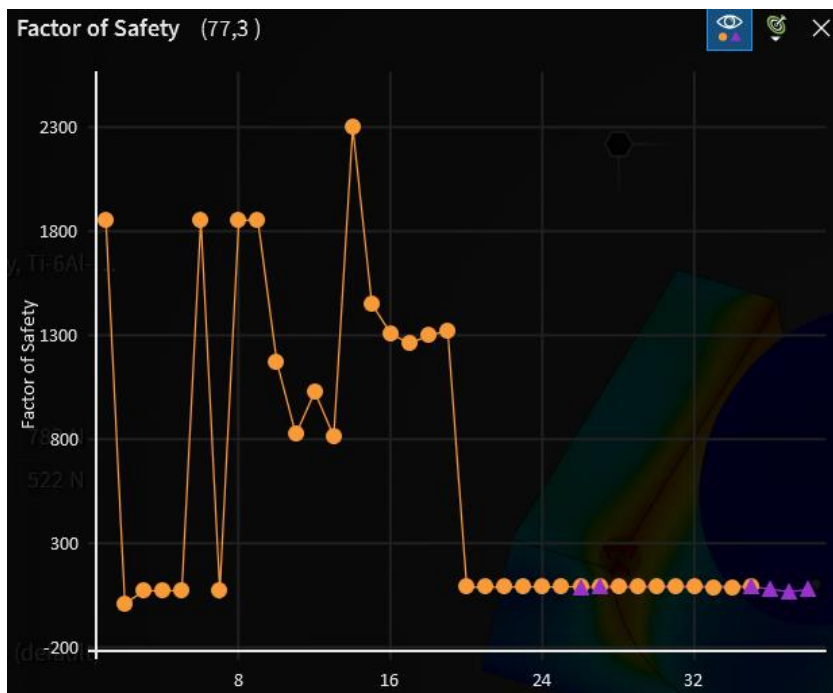
7.1.3 ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΤΑΣΗ VON MISES



Εικόνα 33: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση τάσης von Mises



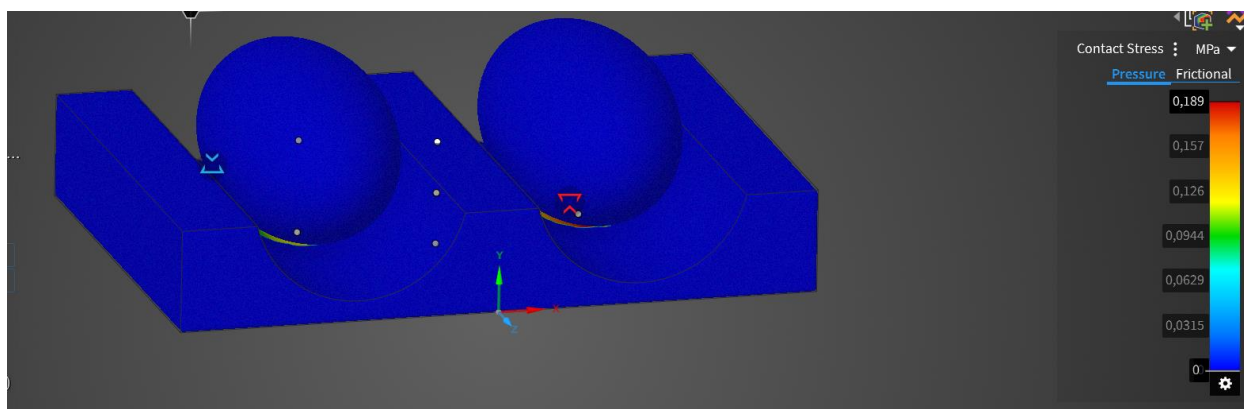
Εικόνα 34: Διαγραμματική απεικόνιση τάσης von Mises



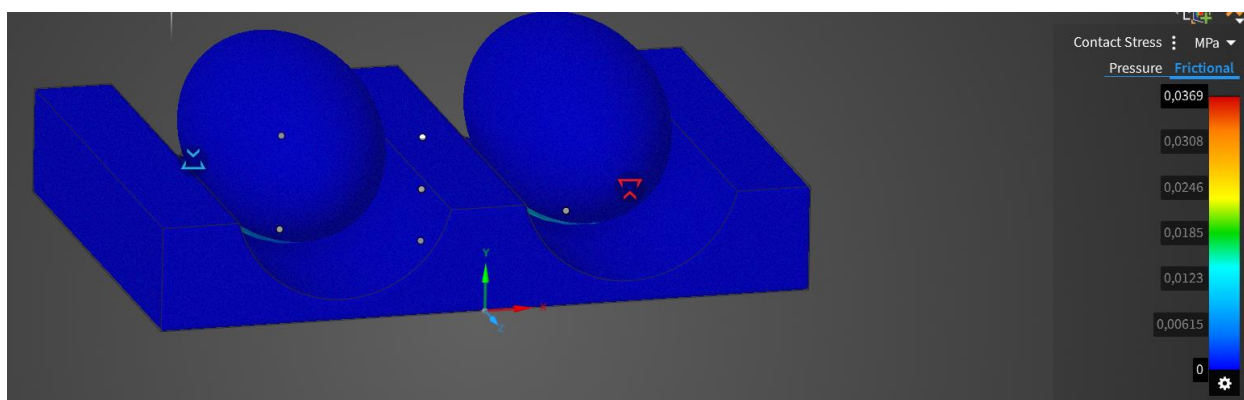
Εικόνα 35: Διαγραμματική απεικόνιση συντελεστή ασφαλείας

Όπως και στο διάγραμμα με την μέγιστη μετατόπιση, στο διάγραμμα η τάση von Mises δίνεται συναρτήσει των solver iterations και παρατηρείται σταθεροποίηση αυτής μετά την 8^η επανάληψη. Στον υπολογισμό της ισοδύναμης τάσης von Mises φαίνεται να σταθεροποιείται σε μια τιμή της τάξης 0,323 MPa. Η τιμή της πίεσης αυτή δεν προκύπτει προβλήματα αστοχίας των υλικών που χρησιμοποιούνται κάτι το οποίο φαίνεται και από τον πολύ μεγάλο συντελεστή ασφαλείας. Έτσι είναι ασφαλές θεωρηθεί ότι το μοντέλο είναι ασφαλές και κατάλληλο για χρήση.

7.1.4 ΠΙΕΣΗ ΕΠΑΦΗΣ



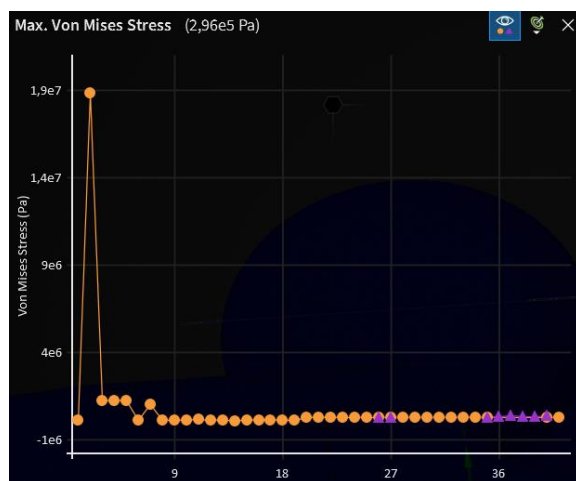
Εικόνα 36: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση τάσης λόγω ορθογώνιας πίεσης επαφής



Εικόνα 37: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση διάτμησης λόγω τριβής

Στις εικόνες παραπάνω απεικονίζονται οι δύο πιέσεις επαφής. Η πρώτη προκύπτει από την επαφή του κάθε ζεύγους επιφανειών με μέγιστη τιμή 0,189 MPa, ενώ η δεύτερη αφορά την τριβή μεταξύ των εμπλεκόμενων επιφανειών φτάνοντας μέχρι και τιμές της τάξης του 0,0369 MPa. Είναι εμφανές ότι η πίεση λόγω καθαρής επαφής των σωμάτων είναι πολύ μεγαλύτερη από την πίεση λόγω τριβής.

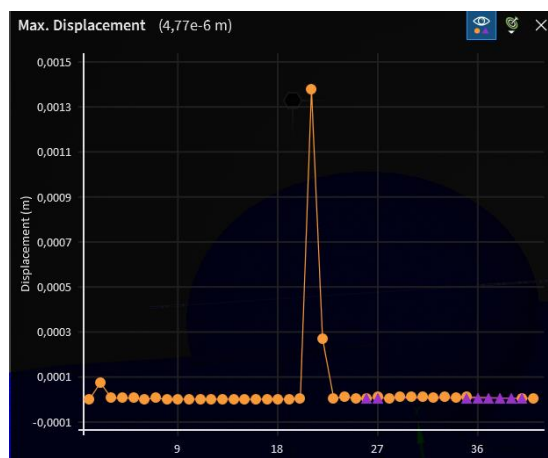
Για να φανεί η σημαντικότητα της διακριτοποίησης που επιλέχθηκε παρατίθενται τα διαγράμματα που προκύπτουν για την ακριβώς μικρότερη επιλογή διακριτοποίησης. Όστε να συγκριθούν τα αποτελέσματα και να φανεί στο σφάλμα.



Εικόνα 39: Διάγραμμα ισοδύναμης τάσης Misses για μικρότερη διακριτοποίηση



Εικόνα 38: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας για μικρότερη διακριτοποίηση



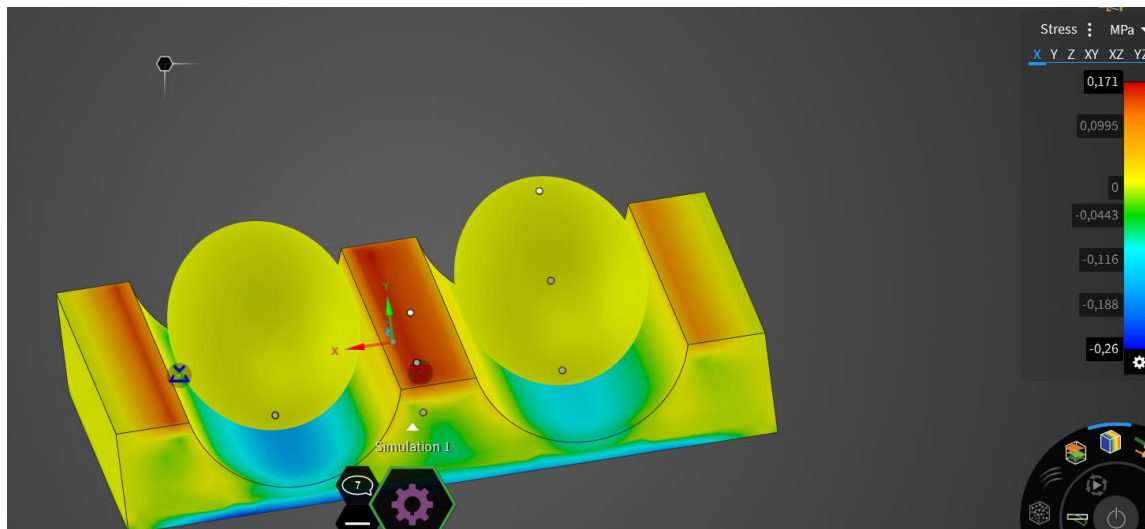
Εικόνα 40: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης για μικρότερη διακριτοποίηση

Όπως φαίνεται η ισοδύναμη τάσης von Mises, με μικρότερη διακριτοποίηση είναι ίση με 0,296 MPa, δηλαδή κατά περίπου 0,027 MPa το οποίο οδηγεί σε έναν συντελεστή ασφαλείας 84,5, από το αντίστοιχο 77,3 που προέκυψε με πιο ακριβή διακριτοποίηση. Στην συγκεκριμένη περίπτωση δεν δημιουργεί πρόβλημα, γιατί και οι δύο περιπτώσεις δείχνουν ότι το μοντέλο είναι στιβαρό, παρόλα αυτά σε περιπτώσεις πιο έντονης φόρτισης που θα μελετηθούν στην συνέχεια μπορεί να οδηγήσει σε ψευδή αποτελέσματα σχετικά με την ασφάλεια του μοντέλου. Να σημειωθεί εδώ ότι δεν μπορεί να μελετηθεί η περίπτωση μεγαλύτερης ακρίβειας

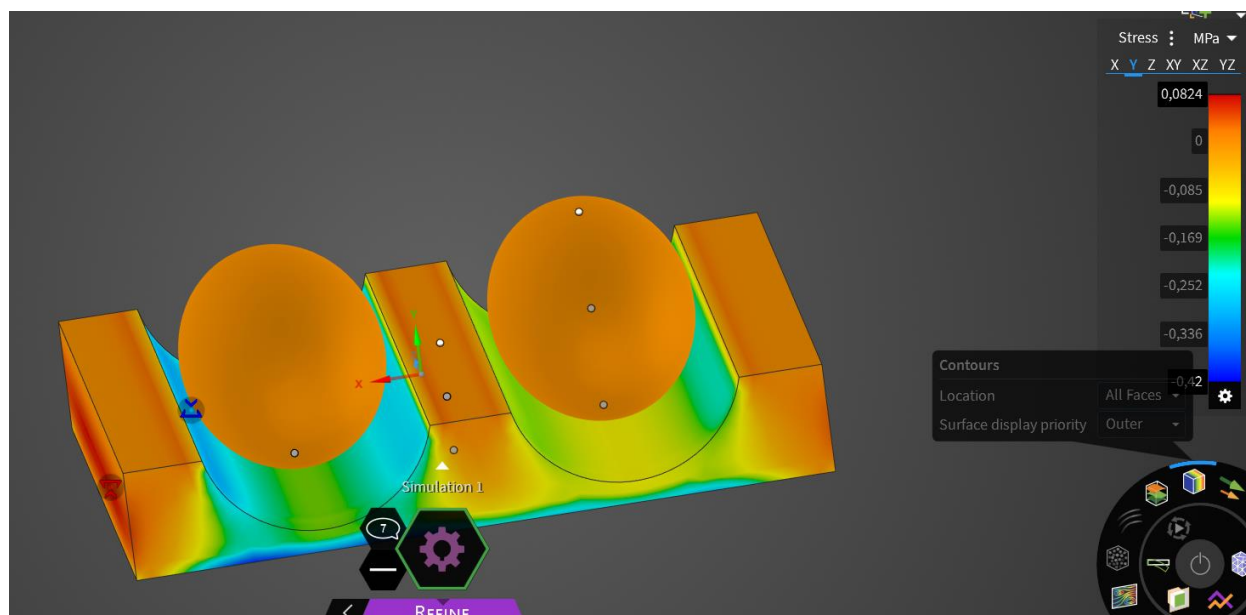
7.2 ΛΟΙΠΑ ΔΙΑΓΡΑΜΜΑΤΑ

Το πακέτο του ANSYS δίνει ακόμη και τα διαγράμματα που ακολουθούν και παρέχονται για λόγους πληρότητας. Τα διαγράμματα δείχνουν την κατανομή της τάσης και της ελαστικής παραμόρφωσης στους 3 άξονες καθώς και στα επίπεδα που σχηματίζουν αυτοί. Επιπλέον, δίνονται οι κύριες τάσεις και παραμορφώσεις. Τα διαγράμματα αυτά δίνουν την δυνατότητα για καλύτερη κατανόηση της καταπόνησης της άρθρωσης κατά μήκος της

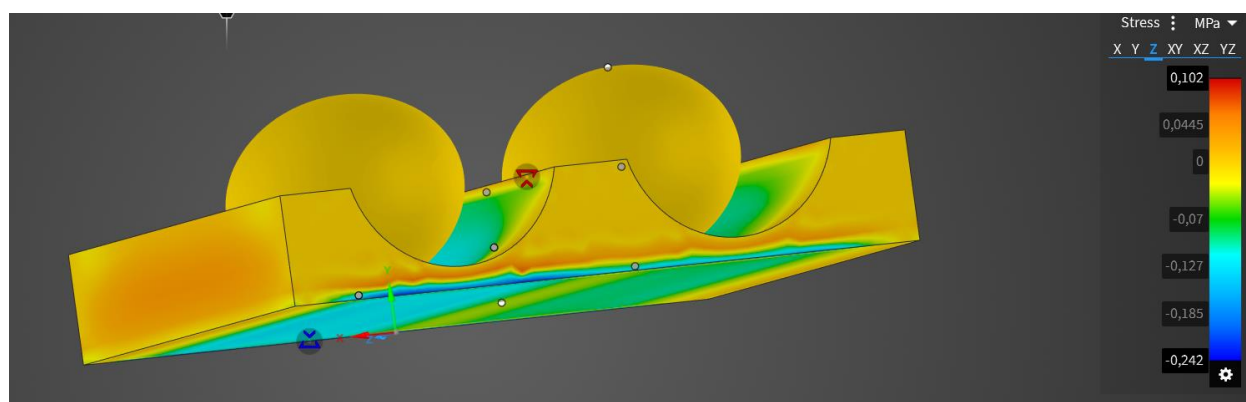
7.2.1 ΤΑΣΕΙΣ



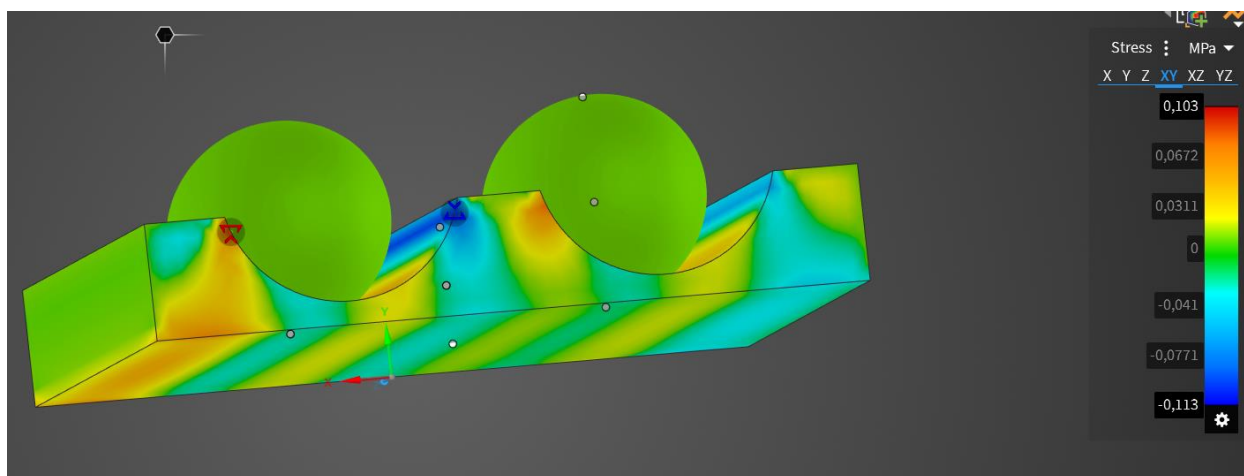
Εικόνα 41: Κατανομή τάσης-άξονας x



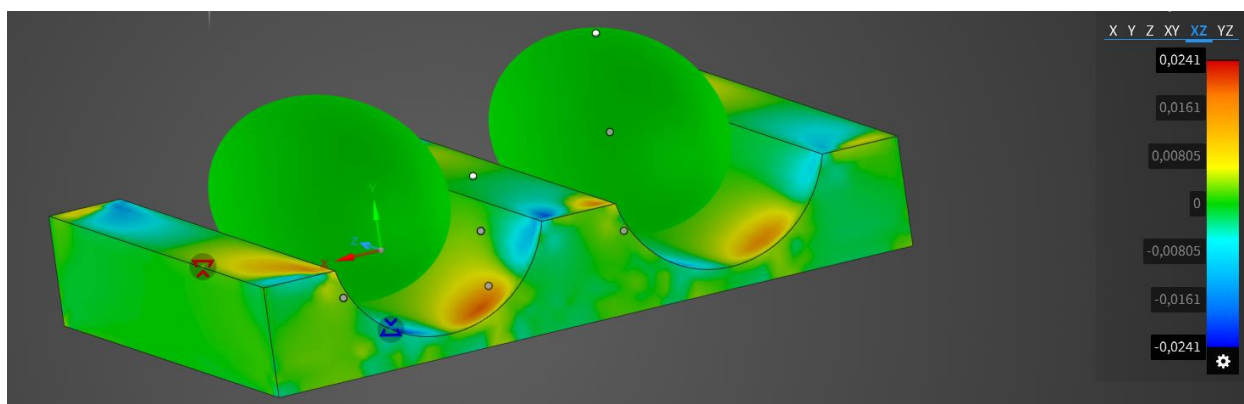
Εικόνα 42: Κατανομή τάσης-άξονας y



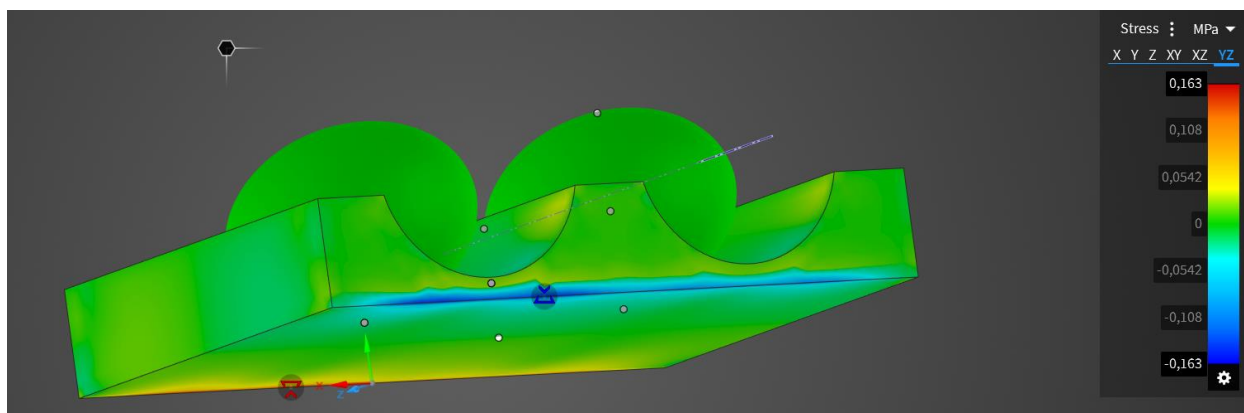
Εικόνα 43: Κατανομή τάσης-άξονας z



Εικόνα 44: Κατανομή τάσης-επίπεδο XY

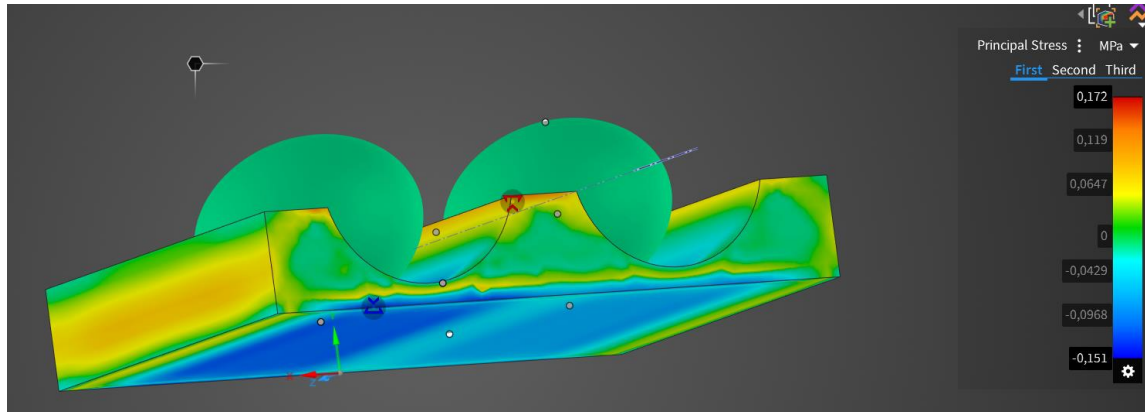


Εικόνα 45: Κατανομή τάσης-επίπεδο XZ

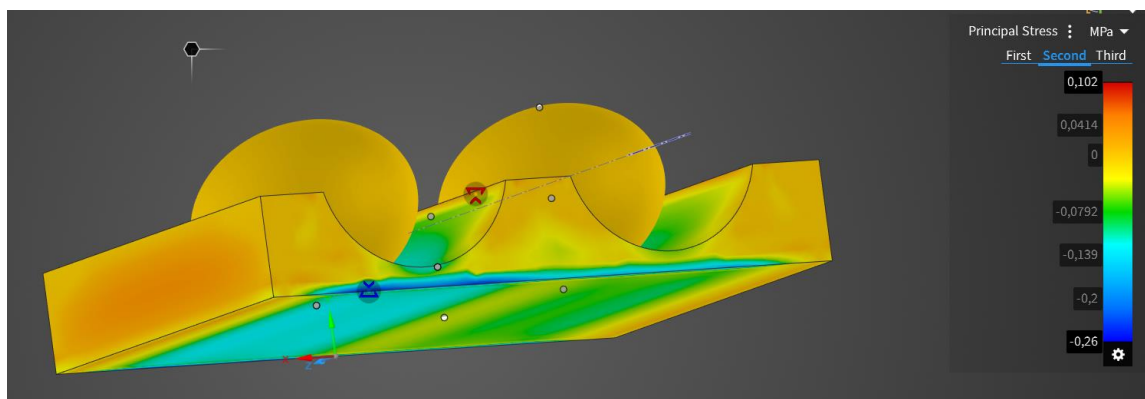


Εικόνα 46: Κατανομή τάσης-επίπεδο YZ

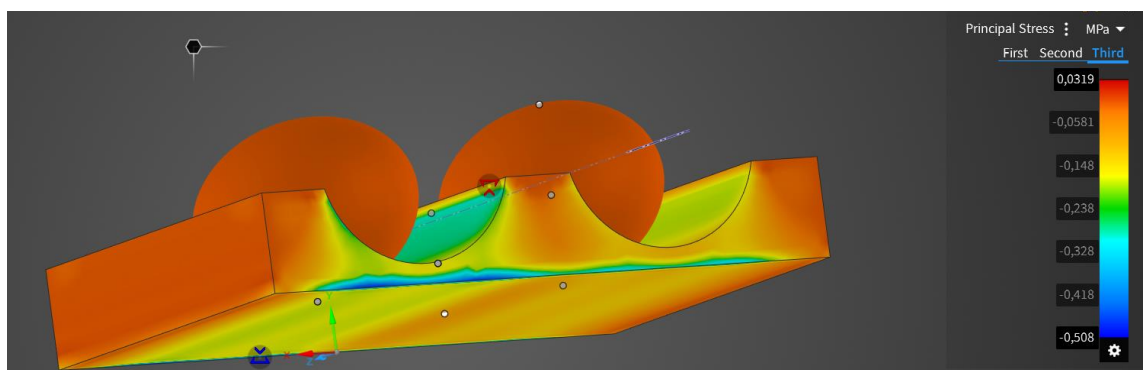
7.2.2 ΚΥΡΙΕΣ ΤΑΣΕΙΣ



Εικόνα 47: Κατανομή πρώτης κύριας τάσης (μέγιστης τάσης)

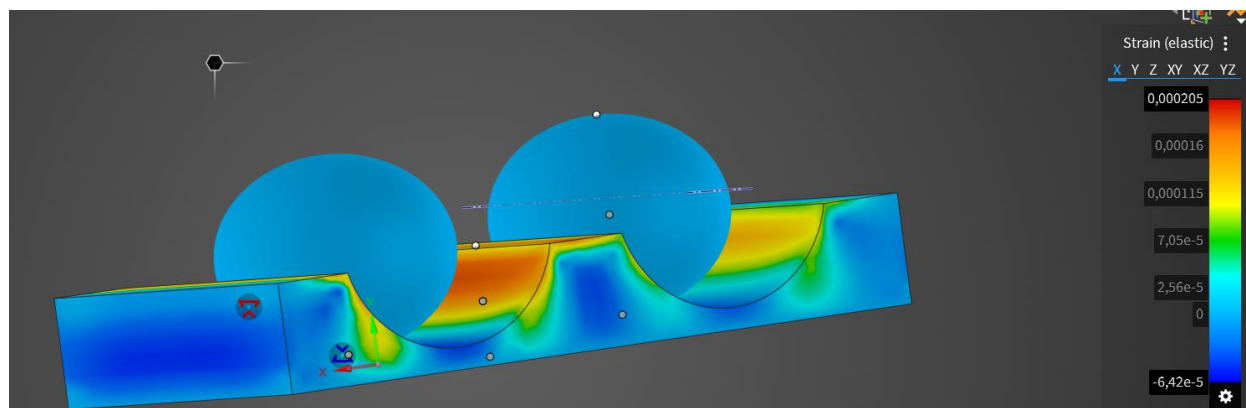


Εικόνα 48: Κατανομή δεύτερης κύριας τάσης (μέσης τάσης)

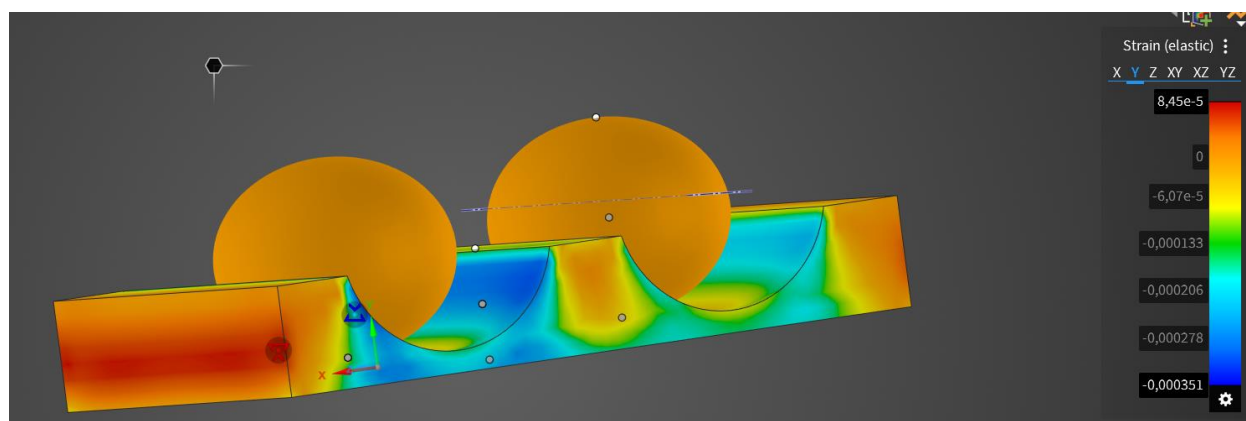


Εικόνα 49: Κατανομή τρίτης κύριας τάσης (ελάχιστης τάσης)

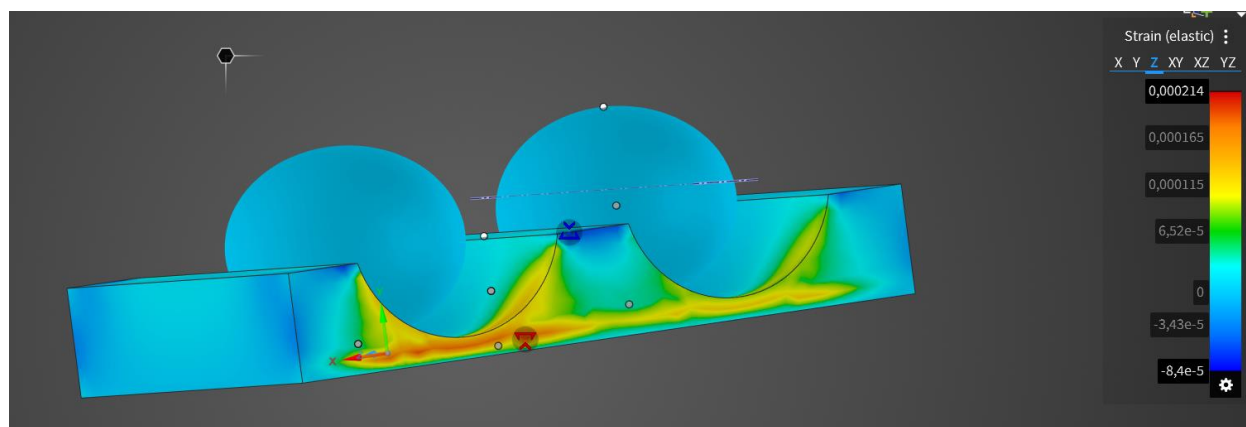
7.2.3 ΕΛΑΣΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ



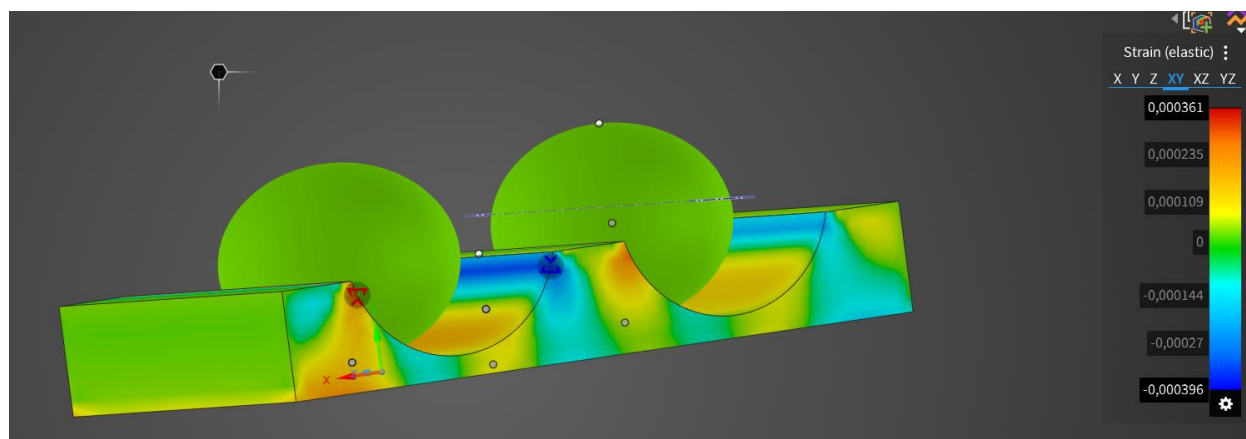
Εικόνα 50: Κατανομή ελαστικής παραμόρφωσης-άξονας x



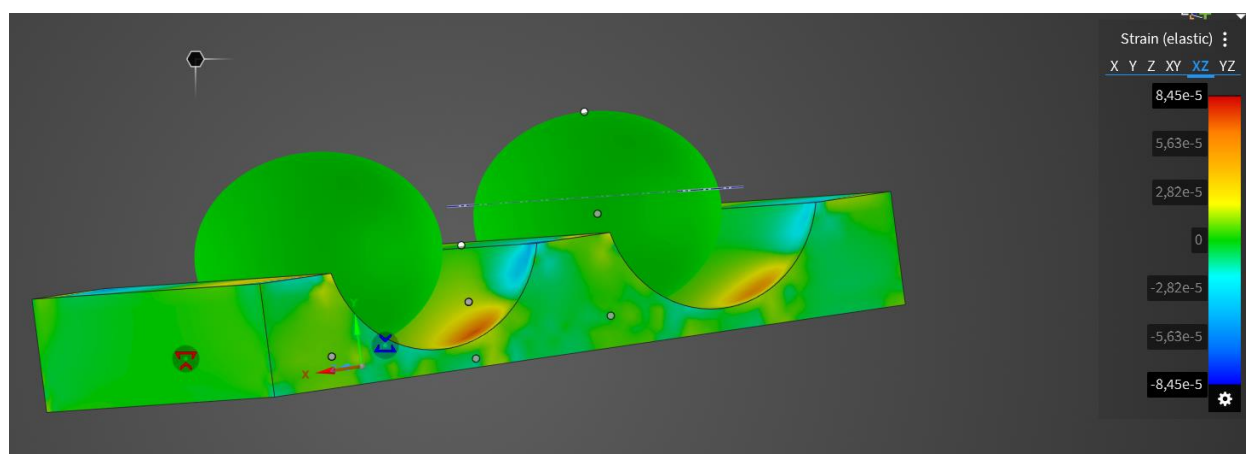
Εικόνα 51: Κατανομή ελαστικής παραμόρφωσης-άξονας y



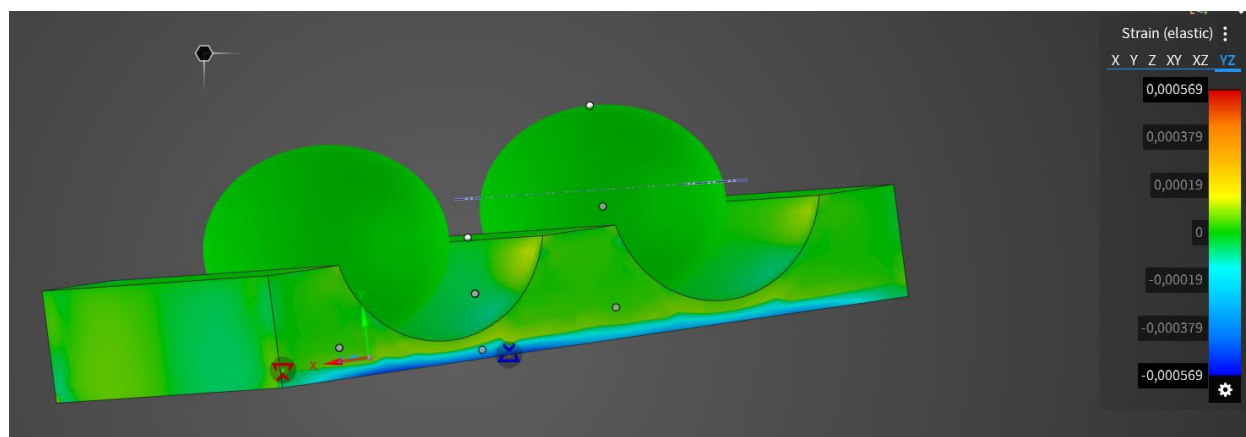
Εικόνα 52: Κατανομή ελαστικής παραμόρφωσης-άξονας z



Εικόνα 53: Κατανομή ελαστικής παραμόρφωσης-επίπεδο XY

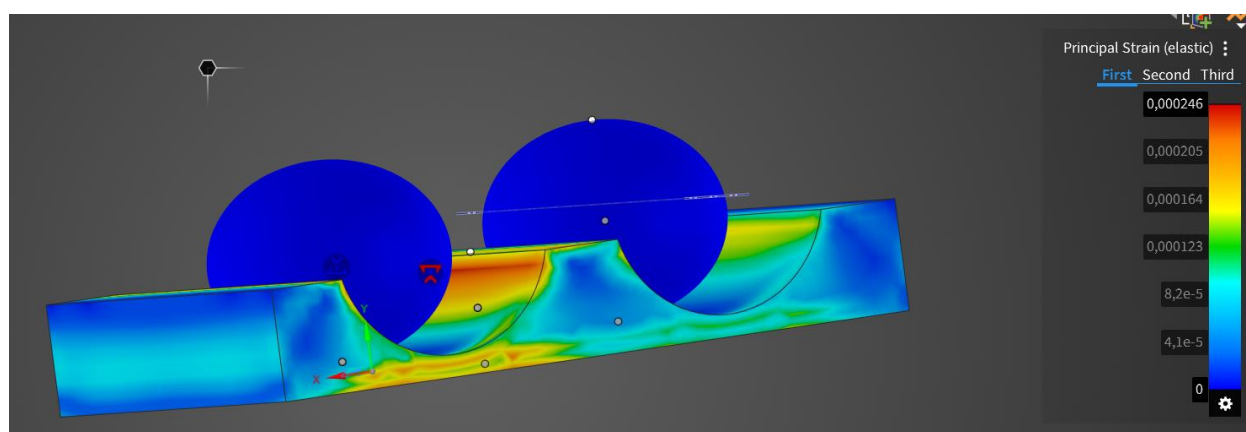


Εικόνα 54: Κατανομή ελαστικής παραμόρφωσης-επίπεδο XZ

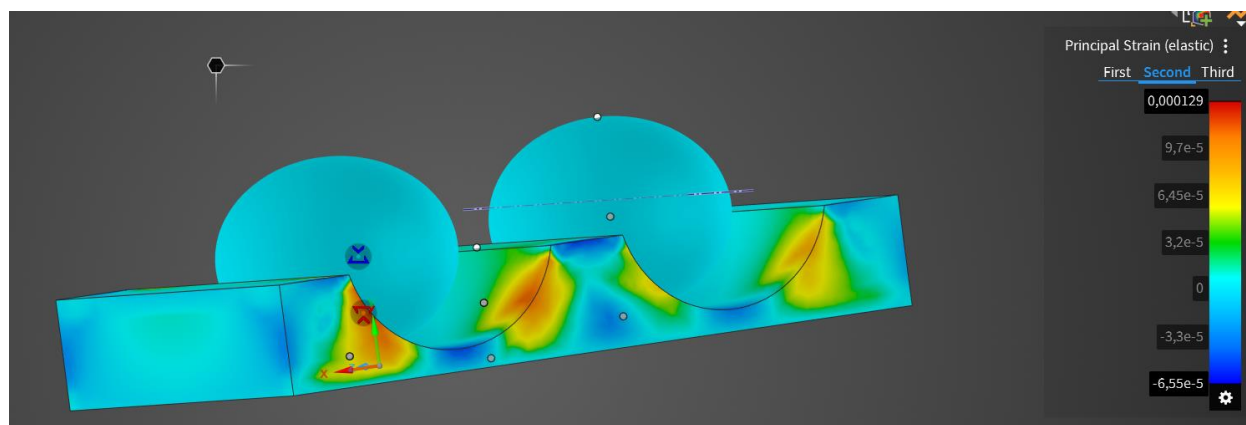


Εικόνα 55: Κατανομή ελαστικής παραμόρφωσης-επίπεδο YZ

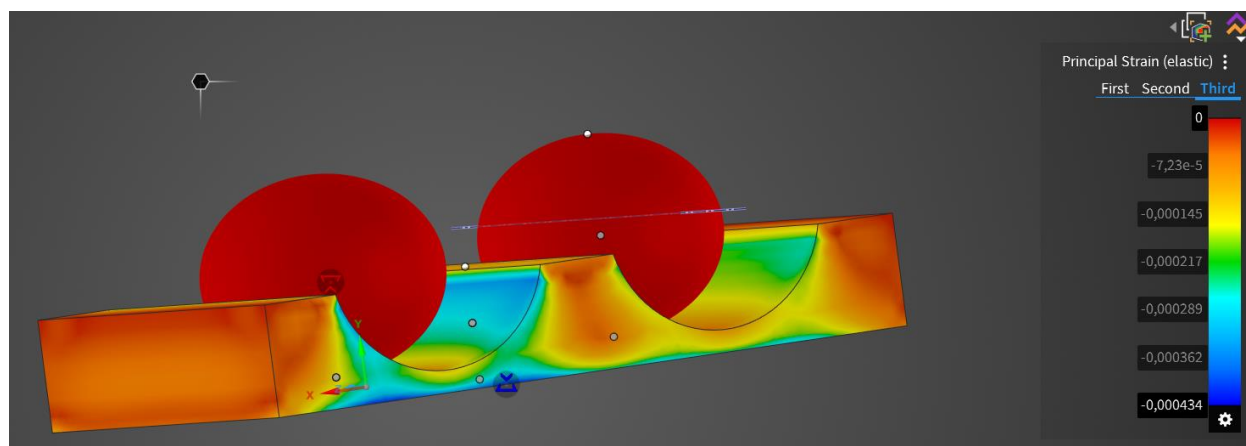
7.2.4 ΚΥΡΙΕΣ ΕΛΑΣΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΙΣ



Εικόνα 56: Κατανομή πρώτης κύριας ελαστικής παραμόρφωσης (μέγιστη ελαστική παραμόρφωση)



Εικόνα 57: Κατανομή δεύτερης κύριας ελαστικής παραμόρφωσης (μέση ελαστική παραμόρφωση)

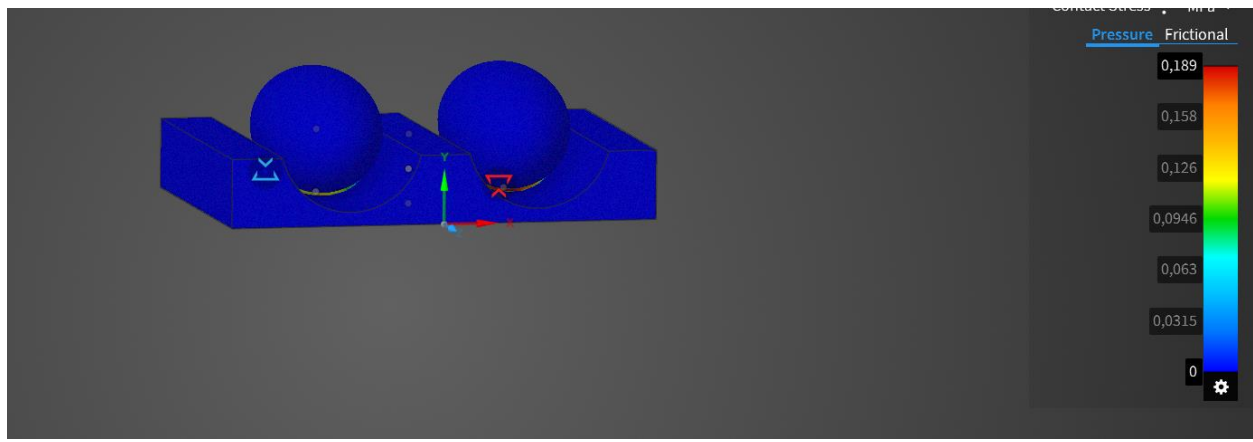


Εικόνα 58: Κατανομή τρίτης κύριας ελαστικής παραμόρφωσης (ελάχιστη ελαστική παραμόρφωση)

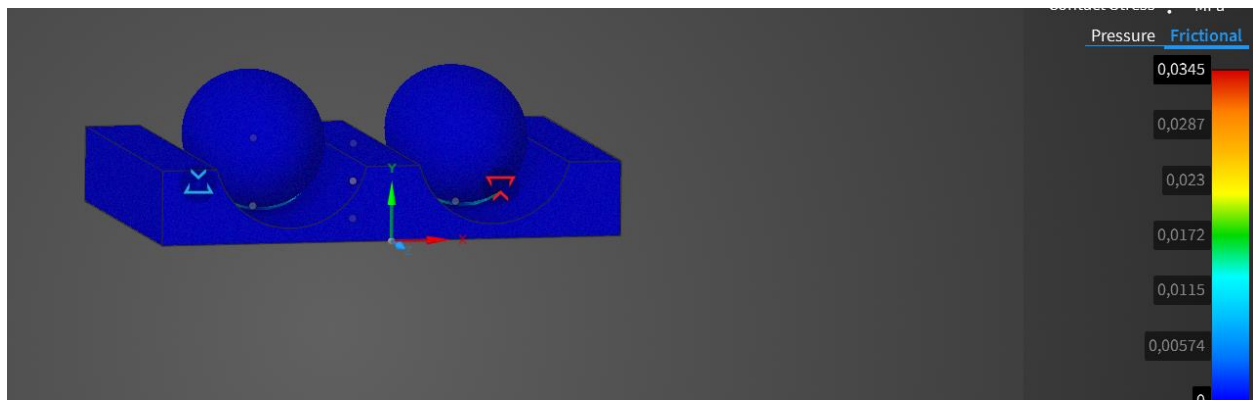
7.3 ΜΕΤΑΒΟΛΕΣ ΣΤΟ ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ

Για την καλύτερη κατανόηση του μοντέλου θα πραγματοποιηθούν δύο ακόμα προσομοιώσεις, μεταβάλλοντας το μέτρο ελαστικότητας του υλικού του ενθέτου κνήμης (UHMWPE).

Για $E=600\text{MPa}$

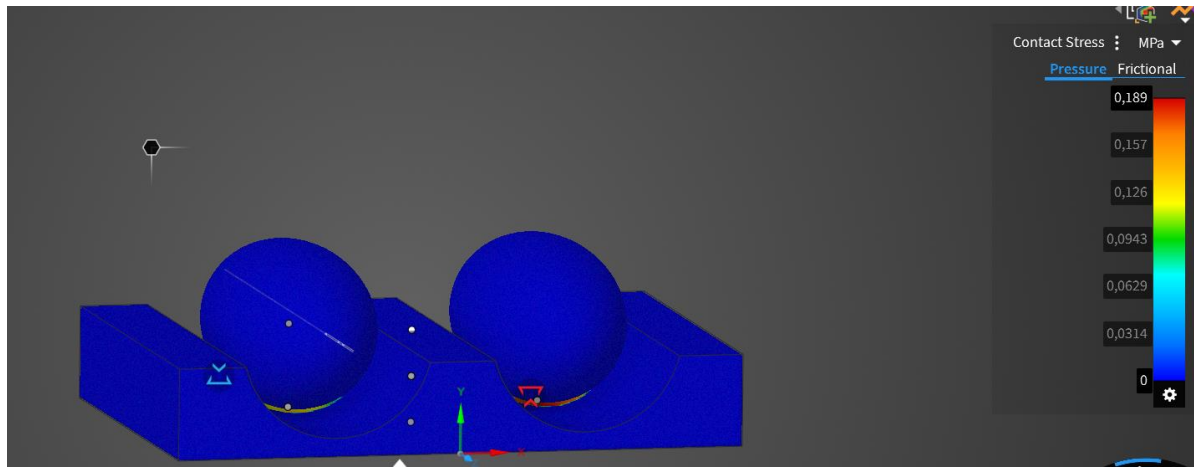
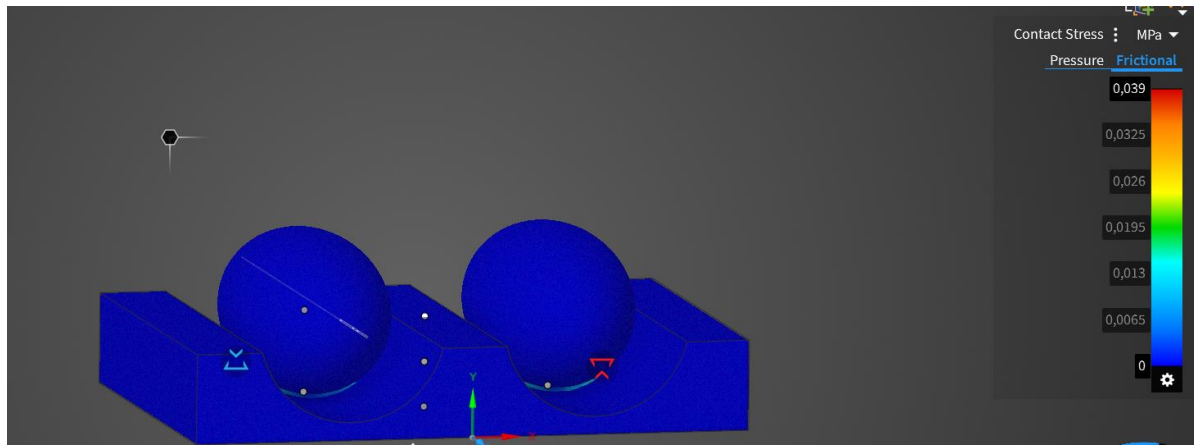


Εικόνα 59: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση τάσης λόγω ορθογώνιας πίεσης επαφής ($E=600\text{MPa}$)



Εικόνα 60: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση διάτμησης λόγω τριβής ($E=600\text{MPa}$)

Για την συγκεκριμένη μεταβολή παρατηρείται ότι μειώνεται η πίεσης επαφής, αλλά μόνο λόγω τριβής, καθώς λόγω ορθογώνιας πίεσης παραμένει σταθερή.

Για $E=1000\text{MPa}$ **Εικόνα 61: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση τάσης λόγω ορθογώνιας πίεσης επαφής ($E=1000\text{MPa}$)****Εικόνα 62: Χρωματική και σχηματική απεικόνιση διάτμησης λόγω τριβής ($E=1000\text{MPa}$)**

Για την συγκεκριμένη μεταβολή παρατηρείται αυτό που αναμενόταν, ότι με την αύξηση του μέτρου ελαστικότητας αυξάνεται η πίεση επαφής λόγω τριβής, ενώ πάλι λόγω ορθογώνιας πίεσης παραμένει σταθερή.

7.4 ΕΠΙΠΛΕΟΝ ΜΟΤΙΒΑ ΦΟΡΤΙΣΗΣ

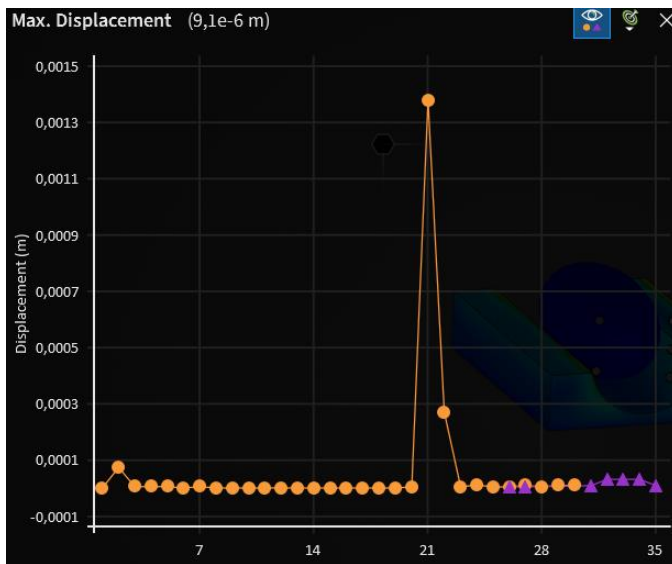
Για να υπάρξει μία πιο ολοκληρωμένη εικόνα της στιβαρότητας της άρθρωσης θα μελετηθούν διαφορετικές καταστάσεις που μπορεί να βρεθεί ένας άνθρωπος για να μελετηθεί η ανθεκτικότητα της τεχνητής άρθρωσης. Παρακάτω δίνεται ένας πίνακας με τον τρόπο υπολογισμού της κάθε φόρτισης, ενώ για λόγους πληρότητας έχει περιληφθεί και η βάδιση που μελετήθηκε πριν.

Πίνακας 6: Υπολογισμός φορτίων για δραστηριότητες

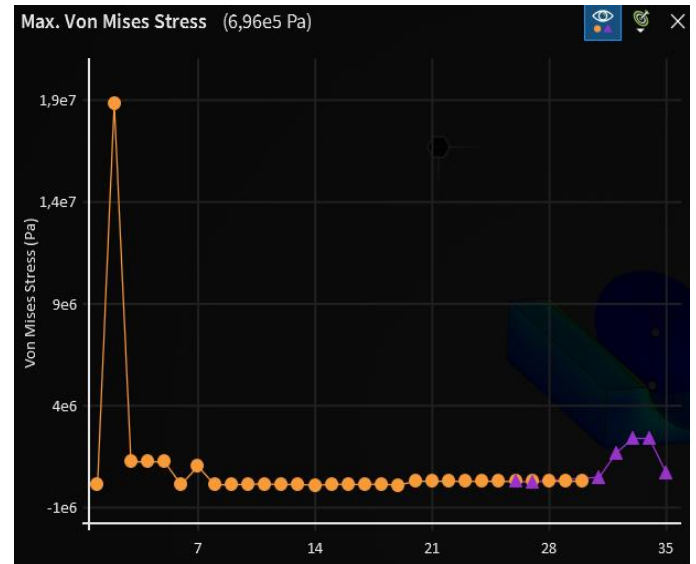
ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ	ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΦΟΡΤΙΟΥ	ΣΥΝΟΛΙΚΟ ΦΟΡΤΙΟ (N)	ΦΟΡΤΙΟ ΜΕΣΑΙΟΥ ΚΟΝΔΥΛΟΥ (N)	ΦΟΡΤΙΟ ΕΣΩ ΚΟΝΔΥΛΟΥ (N)
ΒΑΔΙΣΗ	1,9 x ΒΑΡΟΣ	1305	873	522
ΑΝΑΒΑΣΗ ΣΚΑΛΩΝ	3,5 x ΒΑΡΟΣ	2404	1442	962
ΤΡΕΞΙΜΟ	4-6 x ΒΑΡΟΣ	2750-4125	1650-2475	1100-1650
ΚΑΘΙΣΜΑΤΑ (SQUATING)	7-8 x ΒΑΡΟΣ	4807-5494	2884-3297	1923-2197
ΑΛΜΑ ΚΑΙ ΠΡΟΣΓΕΙΩΣΗ	9-12 x ΒΑΡΟΣ	6180-8240	3708-4944	2472-3296

Στις περιπτώσεις των τριών τελευταίων δραστηριοτήτων θα μελετηθούν οι μεγαλύτερες τιμές για λόγους ασφαλείας. Παρακάτω φαίνονται τα αποτελέσματα για κάθε προσομοίωση δραστηριότητας.

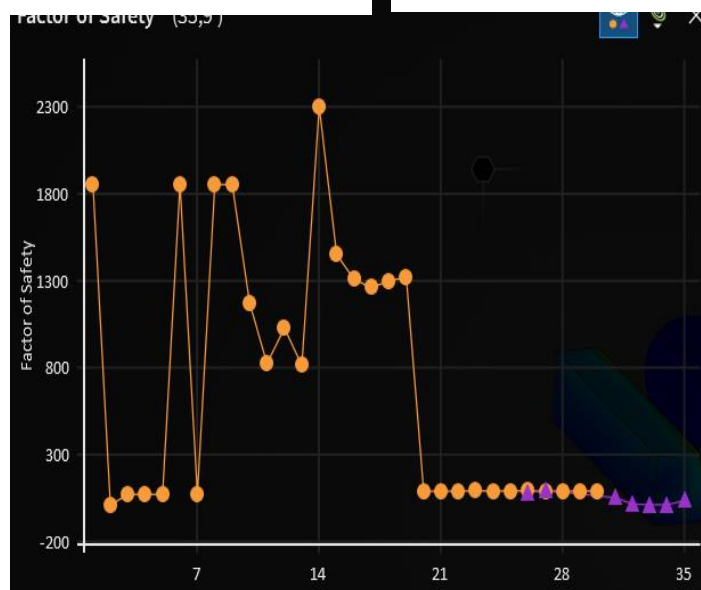
ΑΝΑΒΑΣΗ ΣΚΑΛΩΝ



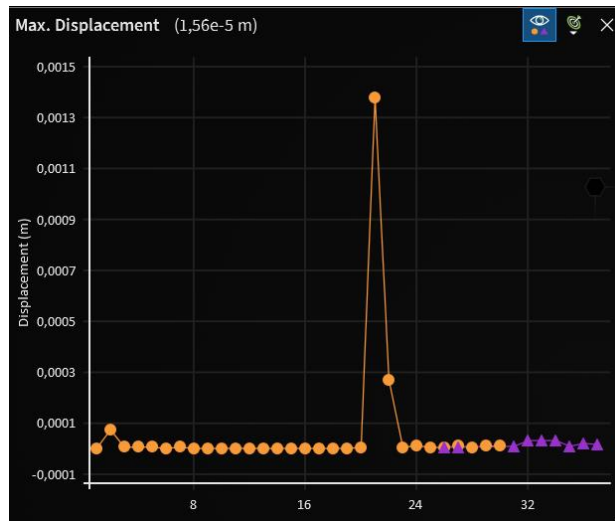
Εικόνα 64: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης (Α.Σ)



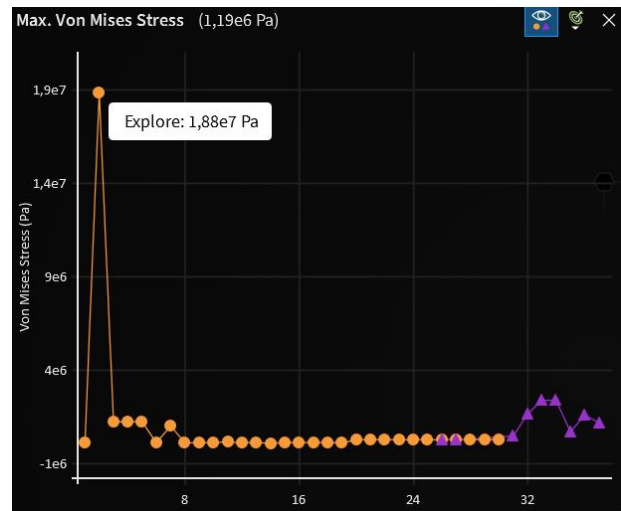
Εικόνα 63: Διάγραμμα τάσης von Mises (Α.Σ)



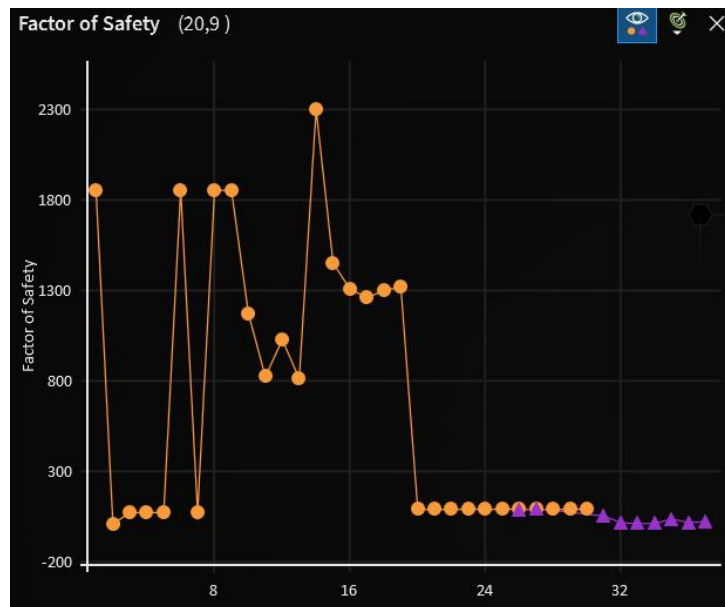
Εικόνα 65: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας (Α.Σ)

ΤΡΕΞΙΜΟ

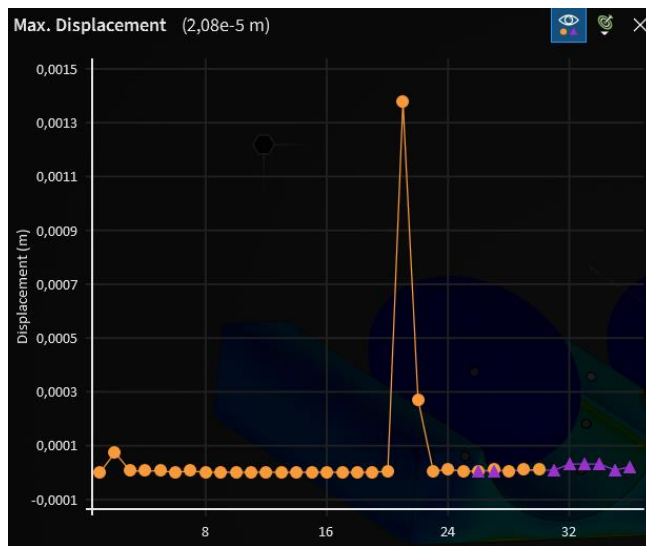
Εικόνα 66: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης (T)



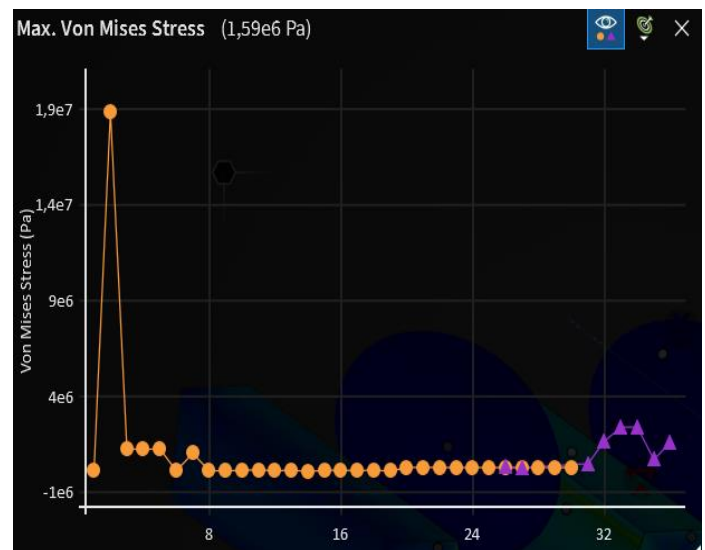
Εικόνα 67: Διάγραμμα τάσης von Mises (T)



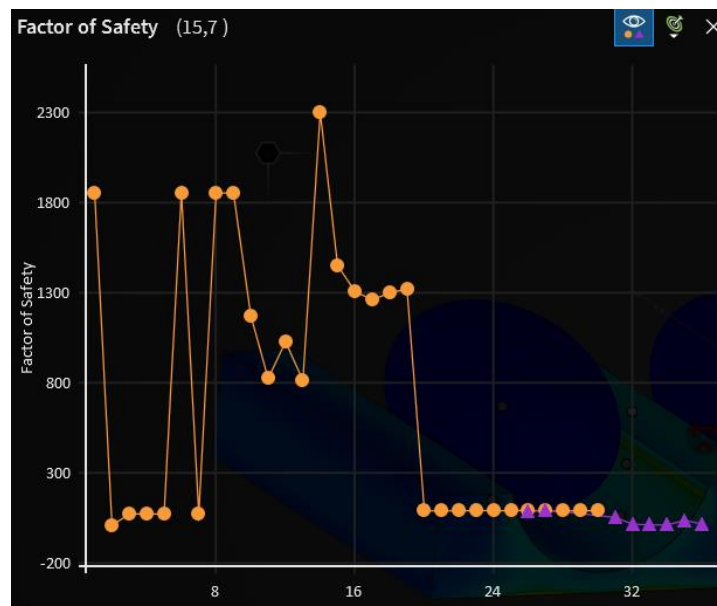
Εικόνα 68: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας (T)

ΚΑΘΙΣΜΑΤΑ

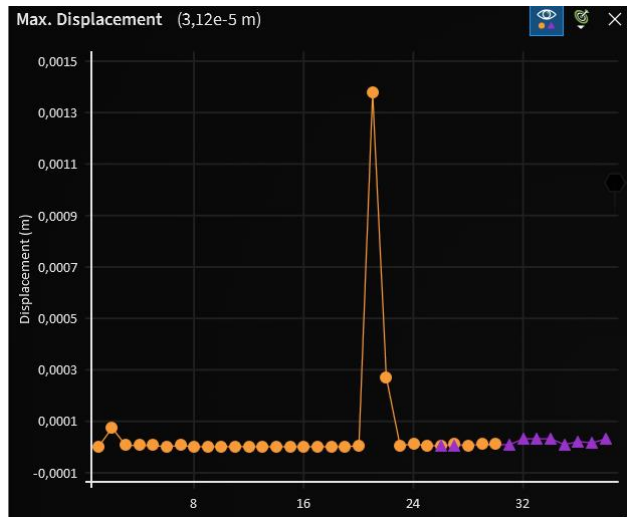
Εικόνα 69: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης (K)



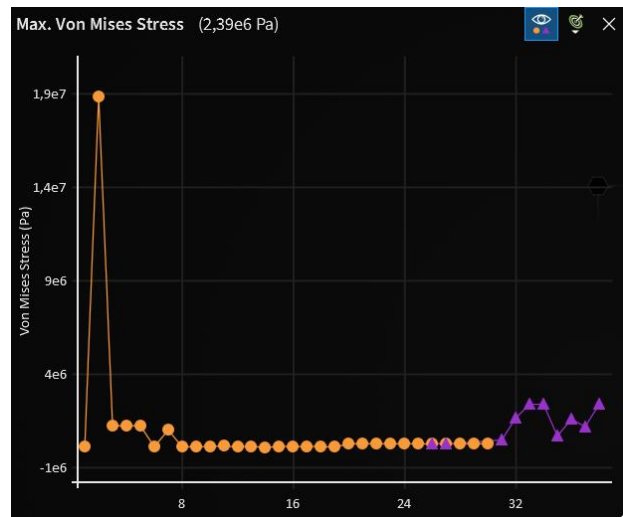
Εικόνα 70: Διάγραμμα τάσης von Mises (K)



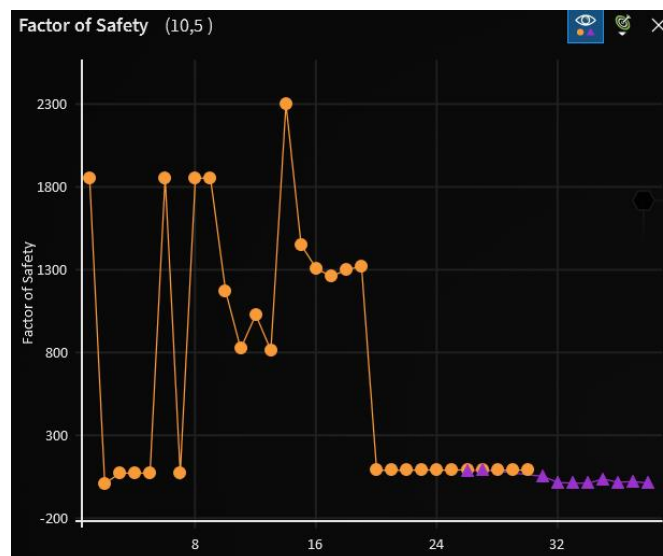
Εικόνα 71: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας (K)

ΑΛΛΑ ΚΑΙ ΠΡΟΣΓΕΙΩΣΗ

Εικόνα 72: Διάγραμμα μέγιστης μετατόπισης (Α.Π)



Εικόνα 73: Διάγραμμα τάσης von Mises (Α.Π)



Εικόνα 74: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας (Α.Π)

Παρακάτω γίνεται σύνοψη των αποτελεσμάτων για τις διαφορετικές φορτίσεις και σύγκριση των αποτελεσμάτων.

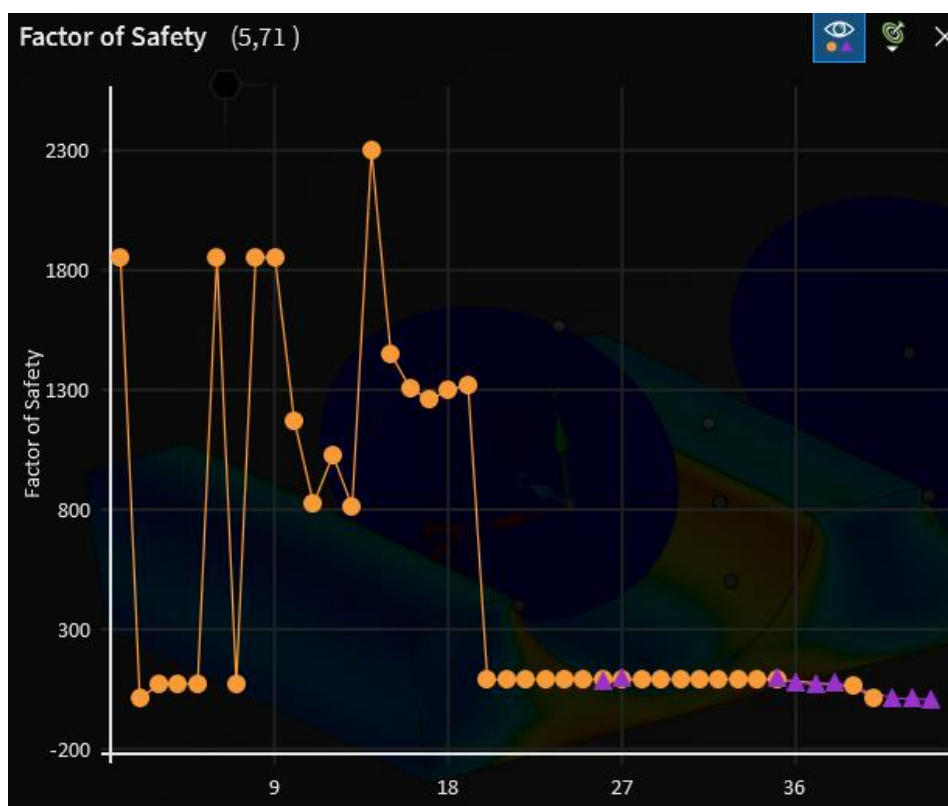
Πίνακας 7: Πίνακας σύγκρισης φορτίσεων

ΔΡΑΣΤΗΡΙΟΤΗΤΑ	ΦΟΡΤΙΑ ΣΤΟ ΜΕΣΑΙΟ ΚΟΝΔΥΛΟ (N)	ΦΟΡΤΙΑ ΣΤΟΝ ΕΣΩ ΚΟΝΔΥΛΟ (N)	ΜΕΓΙΣΤΗ ΤΑΣΗ VON MISES (MPa)	ΜΕΓΙΣΤΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ (m)	ΣΥΝΤΕΛΕΣΤΗΣ ΑΣΦΑΛΕΙΑΣ
ΒΑΔΙΣΗ	873	522	0,323	0,00000493	77,3
ΑΝΑΒΑΣΗ ΣΚΑΛΩΝ	1442	962	0,696	0,0000091	35,9
ΤΡΕΞΙΜΟ	2475	1650	1,19	0,0000156	20,9
ΚΑΘΙΣΜΑΤΑ (SQUATING)	3297	2197	1,59	0,0000208	15,7
ΑΛΜΑ ΚΑΙ ΠΡΟΣΓΕΙΩΣΗ	4944	3296	2,39	0,00003125	10,5

Όπως ήταν αναμενόμενο με την αύξηση του φορτίου στους κονδύλους αυξάνεται τόσο η μέγιστη μετατόπιση, όσο και η ισοδύναμη τάση von Mises, ενώ ο συντελεστής ασφαλείας μειώνεται. Αυτό είναι απολύτως λογικό, καθώς όλα τα άλλα δεδομένα (επιφάνεια επαφής, συντελεστής τριβής, ιδιότητες λιπαντικού και υλικών) παραμένουν σταθερές. Αξίζει να σημειωθεί εδώ όπως αναφέρθηκε και νωρίτερα ότι η μετατοπίσεις είναι εξαιρετικά μικρές και δεν δημιουργούν πρόβλημα στο μοντέλο. Ακόμη, να σημειωθεί ότι παρά την μείωση του συντελεστή ασφαλείας με την πιο έντονη άσκηση δεν εντοπίζεται κάποια στιγμή που να είναι ανησυχητική για την στιβαρότητα της άρθρωσης, το οποίο δείχνει σωστή μελέτη στα υλικά και στις ιδιότητες τους.

7.4.1 ΓΕΩΜΕΤΡΙΚΗ ΒΕΛΤΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ

Όπως σημειώθηκε και νωρίτερα οι μετρήσεις που προέκυψαν αφορούν ένα παράδειγμα ενός ανθρώπου που μάζας 70 κιλών. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει όμως να εξετασθεί ποια είναι τα όρια αυτής της άρθρωσης που σχεδιάσθηκε, δηλαδή το ανώτατο όριο που μπορεί να ζυγίζει ένας άνθρωπος και να μπορεί να λειτουργήσει με αυτή την τεχνητή άρθρωση. Μετά από δοκιμές που έτρεξαν για διάφορες τιμές ανθρώπινης μάζας φαίνεται πως η άρθρωση μπορεί να υποστηρίξει μέχρι και ανθρώπους 150 κιλών και να λειτουργεί χωρίς να υπάρξει πρόβλημα αστοχίας της.



Εικόνα 75: Διάγραμμα συντελεστή ασφαλείας για άτομο 150kg υπό ελαφριά άσκηση

Όπως προκύπτει από το διάγραμμα του συντελεστή ασφαλείας φαίνεται ότι για ελαφριά άσκηση ενός ατόμου 150 κιλών ο συντελεστής ασφαλείας είναι στο 5,71. Η τιμή αυτή δείχνει ότι η άρθρωση είναι απόλυτα λειτουργική υπό αυτό το φορτίο. Αν η τιμή του συντελεστή ασφαλείας μειωθεί περεταίρω θα υπάρξει θέμα αστοχίας της άρθρωσης, οπότε καλό θα ήταν να μην υπάρξει καταπόνηση με μεγαλύτερα φορτία.

Είναι σημαντικό όμως, ότι φαίνεται να λειτουργεί σε ένα ευρύ φάσμα μάζας, καθώς μέχρι και τα 150 κιλά καλύπτει ένα πολύ μεγάλο μέρος των ανθρώπων. Έτσι, μπορεί να δοθεί μία λύση σε πολλούς ανθρώπους που θα χρειαστούν την μεταμόσχευση μίας τεχνητής άρθρωσης.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Από την παρουσίαση και ανάλυση των αποτελεσμάτων που προέκυψαν στο προηγούμενο κεφάλαιο προκύπτουν τα εξής συμπεράσματα:

- 1) Η επιλογή των υλικών πολυαιθυλενίου (UHMWPE) και του κράματος τιτανίου δίνει μία στιβαρή και αξιόπιστη τεχνητή άρθρωση ικανή να αντικαταστήσει την φυσική τεχνητή άρθρωση.
- 2) Το μοντέλο της τεχνητής άρθρωσης δίνει την δυνατότητα όχι μόνο για απλή κίνηση αλλά και ελαφριά άσκηση.
- 3) Υπάρχει σχετική μετατόπιση των μελών της άρθρωσης, αλλά είναι τόσο μικρή που δεν φαίνεται να δημιουργεί πρόβλημα.
- 4) Με την αύξηση του μέτρου ελαστικότητας του πολυαιθυλενίου παρατηρείται αύξηση της πίεσης λόγω τριβής, ενώ αντίστοιχα μείωση επιτυγχάνεται με την μείωση αυτού.
- 5) Η αντοχή της τεχνητής άρθρωσης εξαρτάται όπως ήταν αναμενόμενο από το βάρος του ασθενή, καθώς σε περίπτωση υπέρβαρου ασθενή τα φορτία αυξάνονται σημαντικά με αποτέλεσμα την πιθανότητα αστοχίας της, ειδικά υπό άσκηση. Φαίνεται να μπορούν να καλυφθούν οι ανάγκες για άτομα μέχρι 150 κιλά.
- 6) Η αντοχή της άρθρωσης εξαρτάται από πάχος του λιπαντικού, καθώς στην προσομοίωση παραμένει σταθερό δεν παρατηρείται πρόβλημα, σε ενδεχόμενη μείωση αυτού η τριβή θα αυξηθεί με αποτέλεσμα την πιο γρήγορη φθορά και αύξηση πιθανότητα θραύσης.

ΠΡΟΤΑΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΕΛΟΝΤΙΚΗ ΕΡΕΥΝΑ

Το μοντέλο που μελετήθηκε μπορεί να βελτιωθεί σημαντικά, δίνοντας μεγαλύτερη ακρίβεια, με τον συνυπολογισμό ορισμένων παραμέτρων που φαίνονται παρακάτω:

- 1) Να γίνει πιο προσεγμένη μελέτη του φορτίου που ασκείται σε κάθε κόνδυλο και όχι η απλουστευμένη παραδοχή ότι το 60% ασκείται στο μεσαίο κόνδυλο, ενώ το 40% στο έσω κόνδυλο.
- 2) Να ληφθούν ακριβέστερες μετρήσεις για το μέγεθος και την γεωμετρία της άρθρωσης.
- 3) Να γίνει πιο ακριβής μέτρηση του προφίλ του μοντέλου και να χρησιμοποιηθούν πιο ακριβείς εξισώσεις από αυτές που παρέχονται από το μοντέλο Greenwood and Tripp, καθώς είναι στατιστικές σχέσεις και εμπεριέχουν σφάλμα.
- 4) Να ληφθεί υπόψη η ταχύτητα κίνησης της άρθρωσης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] K. Abougabal, M. Elsayed, A. Khalifa, and A. Marzouk, “CLINICAL, MRI, AND ARTHROSCOPIC CORRELATION IN MENISCAL INJURIES OF THE KNEE,” 2020. [Online]. Available: www.ejor.sohag-univ.edu.eg
- [2] M. Sabalbal, M. Johnson, and V. McAlister, “Absence of the genicular arterial anastomosis as generally depicted in textbooks,” *Ann R Coll Surg Engl*, vol. 95, no. 6, pp. 405–409, 2013, doi: 10.1308/003588413X13629960046831.
- [3] B. Olufemi Samuel Ashaolu, “HUMAN SYNOVIAL JOINTS AND MODELLING OF HUMAN KNEE JOINT A THESIS SUBMITTED TO THE GRADUATE SCHOOL OF APPLIED SCIENCES OF NEAR EAST UNIVERSITY.”
- [4] K. Simou, “NANOPARTICLE-BASED FORMULATION FOR THE TREATMENT OF OSTEOARTHRITIS: A TRIBOLOGICAL STUDY,” 2022.
- [5] A. Sajedi, “Mechanical Design of an Auxiliary Fixation Technique to Make Single Bundle Graft for ACL Reconstruction,” 2023. doi: 10.13140/RG.2.2.16626.68803/1.
- [6] D. Dissertations, E. Anne Craig, and E. Anne, “Trace: Tennessee Research and Creative Exchange Bones Of The Knee Joint And Individual Features That can Be Used For Forensic Identification Recommended Citation,” 1994. [Online]. Available: https://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/4029
- [7] R. Prem chand, B. S. Halemani, K. M. Chandrasekhar, Y. P. Ravitej, T. Hemanth Raju, and S. Udayshankar, “Investigation and analysis for mechanical properties of banana and E

- glass fiber reinforced hybrid epoxy composites,” *Mater Today Proc*, vol. 47, pp. 2509–2515, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2021.05.044.
- [8] “Arthroplasty - Wikipedia.” Accessed: Oct. 01, 2024. [Online]. Available: <https://en.wikipedia.org/wiki/Arthroplasty>
- [9] “Knee Replacement Surgery Procedure | Johns Hopkins Medicine.” Accessed: Oct. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/knee-replacement-surgery-procedure>
- [10] “Knee replacement - Mayo Clinic.” Accessed: Oct. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/knee-replacement/about/pac-20385276>
- [11] “Mayo Clinic leading the way in TKA technology - Mayo Clinic.” Accessed: Oct. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/medical-professionals/orthopedic-surgery/news/mayo-clinic-leading-the-way-in-tka-technology/mac-20558274>
- [12] “Advances in hip and knee replacement - Mayo Clinic Health System.” Accessed: Oct. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.mayoclinichealthsystem.org/hometown-health/speaking-of-health/advances-in-hip-and-knee-replacement>
- [13] “<https://www.heraeus-medical.com/en/patients/joint-replacement/>.”
- [14] S. Khot and R. Guttal, “Mechanics of Bio-tribology in Bionic Joints- Analytical Approach,” *IOP Conf Ser Mater Sci Eng*, vol. 1070, no. 1, p. 012113, Feb. 2021, doi: 10.1088/1757-899X/1070/1/012113.
- [15] H. Butt, L. Nissim, L. Gao, C. Myant, G. de Boer, and R. Hewson, “Transient mixed lubrication model of the human knee implant,” *Biosurf Biotribol*, vol. 7, no. 4, pp. 206–218, Dec. 2021, doi: 10.1049/BSB2.12020.

-
- [16] L. Gao, X. Lu, X. Zhang, Q. Meng, and Z. Jin, “Lubrication Modelling of Artificial Joint Replacements: Current Status and Future Challenges,” *Lubricants* 2022, Vol. 10, Page 238, vol. 10, no. 10, p. 238, Sep. 2022, doi: 10.3390/LUBRICANTS10100238.
- [17] M. Blewis, G. Nugent-Derfus, T. Schmidt, B. Schumacher, and R. Sah, “A model of synovial fluid lubricant composition in normal and injured joints,” *Eur Cell Mater*, vol. 13, pp. 26–39, Mar. 2007, doi: 10.22203/eCM.v013a03.
- [18] “Knee Replacement Complications | Problems After Knee Surgery.” Accessed: Oct. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.drugwatch.com/knee-replacement/complications/>
- [19] M. Wang, “Biolubricants and Biolubrication,” 2014.
- [20] A. Bahari, T. Slatter, and R. Lewis, “Thesis Investigation into Tribological Performance of Vegetable Oils as Biolubricants at Severe Contact Conditions,” 2017.
- [21] H. M. Mobarak *et al.*, “The prospects of biolubricants as alternatives in automotive applications,” *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, vol. 33, pp. 34–43, May 2014, doi: 10.1016/J.RSER.2014.01.062.
- [22] D. Kania, R. Yunus, R. Omar, S. Abdul Rashid, and B. Mohamad Jan, “A review of biolubricants in drilling fluids: Recent research, performance, and applications,” *J Pet Sci Eng*, vol. 135, pp. 177–184, Nov. 2015, doi: 10.1016/J.PETROL.2015.09.021.
- [23] D. Borah, S. Gopalakrishnan, and T. Nooruddin, “Carbohydrate Biolubricants from Algae and Cyanobacteria,” *J Polym Environ*, vol. 29, no. 11, pp. 3444–3458, 2021, doi: 10.1007/s10924-021-02144-z.
- [24] J. A. Cecilia, D. B. Plata, R. M. A. Saboya, F. M. T. de Luna, C. L. Cavalcante, and E. Rodríguez-Castellón, “An Overview of the Biolubricant Production Process: Challenges

- and Future Perspectives,” *Processes* 2020, Vol. 8, Page 257, vol. 8, no. 3, p. 257, Feb. 2020, doi: 10.3390/PR8030257.
- [25] J. Salimon, B. M. Abdullah, R. M. Yusop, and N. Salih, “Synthesis, reactivity and application studies for different biolubricants,” *Chem Cent J*, vol. 8, no. 1, pp. 1–11, Mar. 2014, doi: 10.1186/1752-153X-8-16/FIGURES/4.
- [26] “Understanding Types of Lubricants: Biolubricants - Petroleum Service Company.” Accessed: Oct. 01, 2024. [Online]. Available: <https://petroleumservicecompany.com/blog/understanding-biolubricants/>
- [27] “Types of Biolubricants – www.biosmeermiddelen.com.” Accessed: Oct. 01, 2024. [Online]. Available: <https://biosmeermiddelen.com/en/types-of-biolubricants/>
- [28] J. A. Cecilia, D. B. Plata, R. M. A. Saboya, F. M. T. de Luna, C. L. Cavalcante, and E. Rodríguez-Castellón, “An Overview of the Biolubricant Production Process: Challenges and Future Perspectives,” *Processes* 2020, Vol. 8, Page 257, vol. 8, no. 3, p. 257, Feb. 2020, doi: 10.3390/PR8030257.
- [29] J. M. Encinar, S. Nogales, and J. F. González, “Biodiesel and biolubricant production from different vegetable oils through transesterification,” *Engineering Reports*, vol. 2, no. 12, p. e12190, Dec. 2020, doi: 10.1002/ENG2.12190.
- [30] C. C. Ting and C. C. Chen, “Viscosity and working efficiency analysis of soybean oil based bio-lubricants,” *Measurement*, vol. 44, no. 8, pp. 1337–1341, Oct. 2011, doi: 10.1016/J.MEASUREMENT.2011.04.005.

- [31] N. K. Attia, S. A. El-Mekkawi, O. A. Elardy, and E. A. Abdelkader, “Chemical and rheological assessment of produced biolubricants from different vegetable oils,” *Fuel*, vol. 271, p. 117578, Jul. 2020, doi: 10.1016/J.FUEL.2020.117578.
- [32] J. Salimon, N. Salih, and E. Yousif, “Biolubricants: Raw materials, chemical modifications and environmental benefits,” May 2010. doi: 10.1002/ejlt.200900205.
- [33] “Interdisciplinary group creating biolubricants to combat arthritis | Cornell Chronicle.” Accessed: Oct. 01, 2024. [Online]. Available: <https://news.cornell.edu/stories/2023/07/interdisciplinary-group-creating-biolubricants-combat-arthritis>
- [34] M. Blewis, G. Nugent-Derfus, T. Schmidt, B. Schumacher, and R. Sah, “A model of synovial fluid lubricant composition in normal and injured joints,” *Eur Cell Mater*, vol. 13, pp. 26–39, Mar. 2007, doi: 10.22203/eCM.v013a03.
- [35] W. Zhou, X. Wei, L. Wang, and G. Wu, “A superlinear iteration method for calculation of finite length journal bearing’s static equilibrium position,” *R Soc Open Sci*, vol. 4, no. 5, May 2017, doi: 10.1098/rsos.161059.
- [36] Π. “Νικολακόπουλος, Π. Ψυλλάκη, *ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ – ΤΡΙΒΟΛΟΓΙΑ, ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΜΗΧΑΝΩΝ ΚΑΙ ΕΠΙΦΑΝΕΙΑΚΕΣ ΚΑΤΕΡΓΑΣΙΕΣ*. Εκδόσεις Τζιόλα, 2020.
- [37] J. A. Greenwood and J. H. Tripp, “The elastic contact of rough spheres,” *Journal of Applied Mechanics, Transactions ASME*, vol. 34, no. 1, pp. 153–159, 1964, doi: 10.1115/1.3607616.
- [38] X. Zhang, Y. Xu, and R. L. Jackson, “A mixed lubrication analysis of a thrust bearing with fractal rough surfaces,” *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J:*

- Journal of Engineering Tribology*, vol. 234, no. 4, pp. 608–621, Apr. 2020, doi: 10.1177/1350650119867242.
- [39] L. Gao, X. Lu, X. Zhang, Q. Meng, and Z. Jin, “Lubrication Modelling of Artificial Joint Replacements: Current Status and Future Challenges,” *Lubricants*, vol. 10, no. 10, p. 238, Sep. 2022, doi: 10.3390/lubricants10100238.
- [40] “Gwidon W. Stachowiak” and “Andrew W. Batchelor,” *Engineerin Tribology*, 4th Edition. Butterworth Heinemann, 1993.
- [41] X.-H. Wang *et al.*, “The impact of variations in input directions according to ISO 14243 on wearing of knee prostheses,” *PLoS One*, vol. 13, no. 10, p. e0206496, Oct. 2018, doi: 10.1371/journal.pone.0206496.
- [42] A. Ruggiero, M. Merola, and S. Affatato, “On the biotribology of total knee replacement: a new roughness measurements protocol on in vivo condyles considering the dynamic loading from musculoskeletal multibody model,” *Measurement*, vol. 112, pp. 22–28, Dec. 2017, doi: 10.1016/j.measurement.2017.08.008.
- [43] D. Kumar, K. T. Manal, and K. S. Rudolph, “Knee joint loading during gait in healthy controls and individuals with knee osteoarthritis,” *Osteoarthritis Cartilage*, vol. 21, no. 2, pp. 298–305, Feb. 2013, doi: 10.1016/j.joca.2012.11.008.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

Ο κώδικας που ακολουθεί δίνει την ανάλυση της εξίσωσης Reynolds σε πεπερασμένες διαφορές με τη χρήση του λογισμικού MATLAB. Ο κώδικας είναι σχεδιασμένος για την ανάλυση της εξίσωσης Reynolds με λιπαντικό λάδι 10W40 σε πεπερασμένες διαφορές υπολογίζοντας την μέγιστη τιμή της πίεσης.

```
1 - close all;
2 - clear
3 - clc;
4
5 - %% Initial conditions
6 - C=0.6; %clearance
7 - Lb=0.12;
8 - Rb=0.1; %radius
9 - Fw=1962;
10 - W=3000;
11 - n=0.04; %viscosity
12
13 - %% Grid
14 - N=100;
15 - M=20;
16 - Z1=Lb;
17 - X1=Rb;
18 - delxbar=1/N;
19 - delzbar=1/M;
20 - const1=X1*X1/(Z1*Z1);
21 - iter=1000;
22 - for I=1:N+1
23 -     for J=1:M+1
24 -         p(I,J)=0.0;
25 -     end
26 - end
27 - %% Boundary Conditions
28 - for K=1:iter
29 -     sumij=0.0;
30 -     for I=2:N
31 -         X(I)= 1/N*(I-1);
32 -         h=2/3*(2-X(I));
33 -         hm05=2/3*(2-X(I)-0.5*delxbar);
```

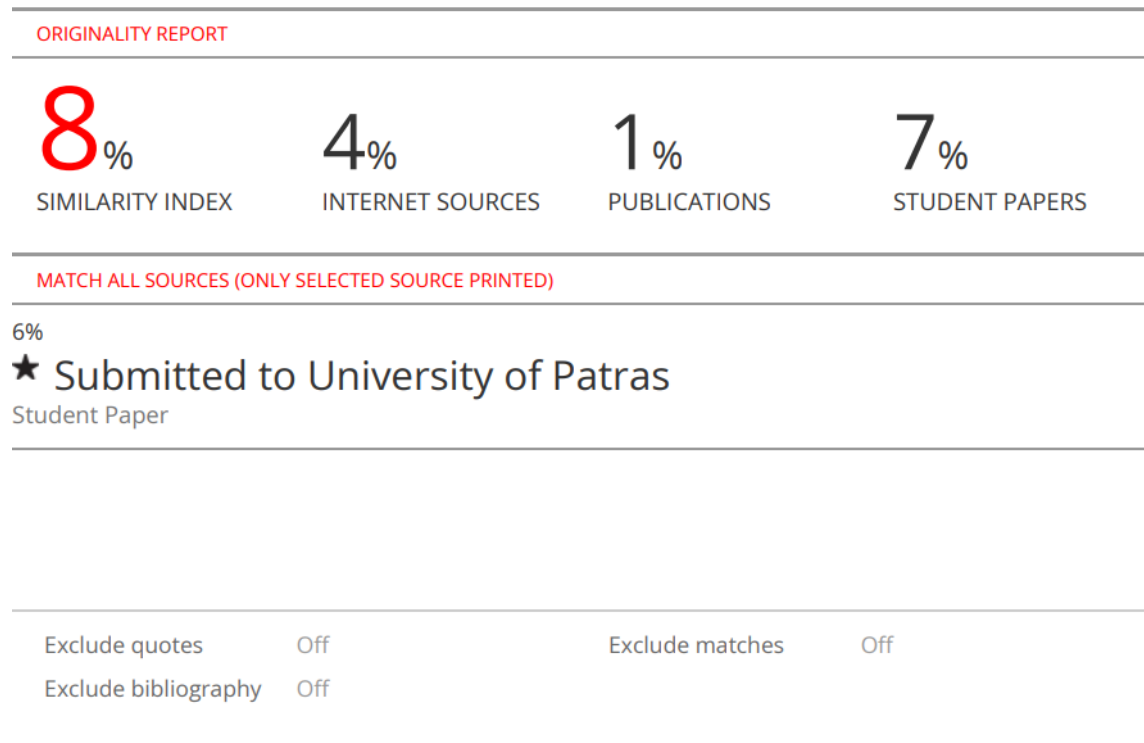
Εικόνα 76: Κώδικας FDM Reynolds (1)

```

33 - hm05=2/3*(2-X(I)-0.5*delxbar);
34 - hp05=2/3*(2-X(I)+0.5*delxbar);
35 - hm1=2/3*(2-X(I)-delxbar);
36 - hp1=2/3*(2-X(I)+delxbar);
37
38 - h3=h*h*h;
39 - h3m05=hm05*hm05*hm05;
40 - h3p05=hp05*hp05*hp05;
41
42 - const2=(h3p05+h3m05+2*const1*h3);
43
44 - A1=const1*h3/const2;
45 - A2=h3p05/const2;
46 - A3=h3m05/const2;
47 - E=-0.5*delxbar*(hp1-hm1)*C/(const2*X1);
48
49 - for J=2:M
50 -     Z(J)=1/M*(J-1);
51 -     p(I,J)=A1*p(I,J+1)+A1*p(I,J-1)+A2*p(I+1,J)+A3*p(I-1,J)-E;
52 -     sumij=sumij+p(I,J);
53 - end
54 - end
55
56 - sum(K+1)=sumij;
57 - percentage=abs(sum(K+1)-sum(K))/abs(sum(K+1));
58
59 - if percentage<0.001
60 -     break
61 - end
62 - end
63
64 - y=K;
65 - surf(v)

```

Εικόνα 77: Κώδικας FDM Reynolds (2)

ΕΛΕΓΧΟΣ ΛΟΓΟΚΛΟΠΗΣ**Εικόνα 78: Έλεγχος λογοκλοπής μέσω Turnitin**