



**ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ**  
**ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ**

**ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΜΗΧΑΝΩΝ**

***Σχεδιασμός και ανάλυση μονολιθικού αποσβεστήρα από νανοσύνθετο υλικό σε εμφύτευμα ολικής αρθροπλαστικής ισχίου με χρήση CAD-CAE.***

Διπλωματική Εργασία

ΜΑΥΡΙΔΗΣ-ΤΟΥΡΓΕΛΗΣ ΑΝΔΡΕΑΣ

Επιβλέπων : Επίκουρος Καθ. Β. Σπιτάς

ΑΘΗΝΑ 2016



## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην παρούσα διπλωματική εργασία πραγματοποιείται η ανάλυση και ο σχεδιασμός ενός μονολιθικού αποσβεστήρα από νανοσύνθετο υλικό για χρήση σε εμφυτεύματα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου, με στόχο την αύξηση του χρόνου ζωής τους, και συνεπώς την ελαχιστοποίηση των χειρουργείων αναθεώρησης γνωστά και ως revision surgeries. Αρχικά περιγράφεται η φύση του προβλήματος και οι λόγοι αστοχίας τέτοιων εμφυτευμάτων. Παράλληλα γίνεται και μια αναδρομή σε άλλες προτάσεις που έχουν γίνει για την επίλυση του εν λόγω προβλήματος. Στη συνέχεια αναλύεται η αρχή λειτουργίας τέτοιων υλικών ως strain rate independent dampers. Με βάση τα μοντέλα αυτά, καταστρώνεται μοντέλο του υλικού για ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων σε περιβάλλον ANSYS και επιβεβαιώνεται με κατάλληλα case studies η συμπεριφορά του μοντέλου που καταστρώθηκε ως strain rate independent damper. Παράλληλα χρησιμοποιούνται προχωρημένες μέθοδοι αντίστροφου σχεδιασμού για την δημιουργία 3D CAD μοντέλου ενός εμφυτεύματος ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου που χρησιμοποιείται στα τελικά μοντέλα. Η εν λόγω Διπλωματική Εργασία αποτελεί ένα proof of concept αφενός της δυνατότητας μοντελοποίησης με χρήση μη γραμμικών μοντέλων τέτοιων υλικών σε περιβάλλον πεπερασμένων στοιχείων, και αφετέρου της δυνατότητας χρήσης τους ως αποσβεστήρων σε εφαρμογές όπου η συχνότητες διέγερσης είναι ιδιαίτερα χαμηλές. Τέλος, παρουσιάζεται η σχεδιαστική πρόταση ενσωμάτωσης ενός τέτοιου υλικού σε ένα μόσχευμα καθώς και τα αποτελέσματα της αριθμητικής μοντελοποίησης της συμπεριφοράς του σε συνθήκες απλής βάρδισης σύμφωνα με εμβιομηχανικά δεδομένα της διεθνούς βιβλιογραφίας.



## ABSTRACT

Total hip arthroplasty has become a very common surgical procedure of immense value for the quality of life of the patient, especially when middle aged or younger people are concerned. Nevertheless, one of the major issues encountered regarding younger people, is the lifetime of the implant. Revision surgeries have to take place in order to replace a worn out implant, however, they are major and high risk procedures especially for elder patients with more than one health issues.

Aim of this Diploma Thesis is to address this issue by investigating the use of nanocomposites to implant design. Most specifically, an analysis is performed to model the strain rate independent hysteresis loop of such nanocomposites and the utilization of this effect to create a monolithic strain rate independent damper incorporated to a total hip arthroplasty implant. For the creation of the monolithic damper, CNT reinforced PEEK is used, that combines high structural strength and a considerable amount of energy dissipation density. The materials are modeled for FEA modeling, using advanced material models for FEA modelling. Rigorous analysis is performed to validate the FEA modelling of the material compared to experimental and other numerical data. A 3D model of an implant is created through means of advanced reverse engineering methods implementing laser scanner and CMM measurements.

Finally, a design proposal for the integration of such a monolithic damper into a total hip arthroplasty is presented. Moreover, using the material models and CAD models created, a simulation of the cyclic loading during standard walking conditions of an implant is performed and results are presented for the proof of concept.



## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Μια διπλωματική εργασία σηματοδοτεί το τέλος των σπουδών ενός νέου μηχανικού και την είσοδο του στον κόσμο της παραγωγής και τις βιομηχανίες αποτυπώνοντας σε ένα βαθμό την τεχνική του προσωπικότητα αλλά και την υπόσταση του ως νέου μηχανικού. Αποτελεί την κορύφωση μιας επίπονης και μακράς διαδικασίας απόκτησης γνώσης την οποία ακόμα και αν δεν αντιλαμβανόμαστε την αξία της την στιγμή που συμβαίνει μας διαμορφώνει καθοριστικά. Εδώ θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαιτέρως τον επιβλέποντα καθηγητή και δάσκαλο μου Επίκουρο Καθηγητή Βασίλη Σπιτά για την καθοριστική στήριξη του σε ένα μεγάλο και καθοριστικό κομμάτι αυτής της πορείας μου σε αυτή τη διαδικασία γνώσης. Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω ιδιαίτερα όλους τους φίλους και συναδέλφους του Εργαστηρίου Στοιχείων Μηχανών ΕΜΠ για την στήριξη τους και την βοήθεια τους στη εκπόνηση αυτής της εργασίας. Ενδεικτικά αναφέρω το Γιώργο Βασιλείου, Αριστοτέλη-Μωυσή Νταρούις, Χρίστο Βακουφτσή, Μιχάλη Νικολάκη και Μαρίνα Παπαχριστοπούλου. Ιδιαίτερα θέλω να ευχαριστήσω τον Δρ. Γιώργο Καισαρλή για την ανεκτίμητη βοήθεια του και την διάθεση του εξοπλισμού του εργαστηρίου Αντίστροφου Σχεδιασμού και Ταχείας Κατασκευής Πρωτοτύπων και Εργαλείων της σχολής Μηχανολόγων Μηχανικών του ΕΜΠ, όπως και τους συναδέλφους μηχανικούς Ν.Νικολόπουλο και Π.Δροσάτο του Ε.Κ.Ε.Τ.Α. για την διάθεση εξοπλισμού για την πραγματοποίηση των προσομοιώσεων που παρουσιάζονται. Ιδιαίτερη μνεία θα ήθελα να κάνω στον χειρουργό ορθοπεδικό κ. Επαμεινώνδα Τουργέλη για το έναυσμα, τον προβληματισμό που εν τέλει πήρε μορφή στο θέμα της διπλωματικής μου εργασίας. Τέλος θα ήθελα να πώ ένα τεράστιο ευχαριστώ στην οικογένεια μου για την αμέριστη στήριξη και συμπαράσταση τους όλα αυτά τα χρόνια.

Αφιερώνεται στον αδελφό μου, Λουκά



<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ</b>	<b>ΤΙΤΛΟΣ</b>	<b>ΣΕΛΙΔΑ</b>
<b>1</b>	<b>ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b>	
1.1	Γενική περιγραφή του προς αντιμετώπιση προβλήματος	
1.2	Μοτίβα φθοράς των μοσχευμάτων ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου	
1.3	Φορτία που παραλαμβάνει ένα μόσχευμα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου	
1.3.1	Μετρητική διάταξη για την εξαγωγή των δεδομένων κατά Bergmann	
1.3.2	Τοπικό σύστημα συντεταγμένων της μετρητικής διάταξης	
1.3.3	Προφίλ φορτίσεων ανά κύκλο βαδίσσεως	
<b>2.</b>	<b>ΠΡΟΤΕΙΝΟΜΕΝΕΣ ΛΥΣΕΙΣ ΚΑΙ ΣΧΕΔΙΑΣΤΙΚΕΣ ΕΠΙΛΟΓΕΣ</b>	
2.1	Στόχος της παρούσας εργασίας	
2.2	Ήδη υπάρχουσες λύσεις από τη διεθνή βιβλιογραφία	
2.3	Λύση εκλογής που προτείνεται	
2.3.1	Εκλογή υλικών	
2.3.2	Μακροσκοπική προσέγγιση του προβλήματος και σχεδιαστική πρόταση	
<b>3</b>	<b>ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΤΟΥ CAD ΜΟΝΤΕΛΟΥ</b>	
3.1	Παρουσίαση του μοσχεύματος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου που χρησιμοποιήθηκε	
3.2	Διαδικασίες που πραγματοποιήθηκαν για τη δημιουργία CAD από το μόσχευμα	
3.2.1	Αποτύπωση του stem με χρήση laser scanner	
3.2.2	Αποτύπωση της κεφαλής και του κώνου συναρμογής με χρήση μηχανής CMM	
3.2.3	Τελικό CAD μοντέλο του μοσχεύματος ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου	
<b>4</b>	<b>ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΠΡΟΚΑΤΑΡΚΤΙΚΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΓΙΑ FEM ΑΝΑΛΥΣΗ</b>	
4.1	Ανάλυση τασικού πεδίου στο υπάρχον εμφύτευμα με χρήση FEA	
4.2	Ανάλυση εμφυτεύματος με κώνο συναρμογής από PEEK	
4.3	Μοντελοποίηση του νανοσύνθετου υλικού PEEK-CNTs/ 1 <sup>ο</sup> Μοντέλο	
4.4	Μοντελοποίηση του νανοσύνθετου υλικού PEEK-CNTs/ 2 <sup>ο</sup> Μοντέλο	

- 5 ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΓΙΑ FEM ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΕ ΑΥΧΕΝΑ ΑΠΟ ΝΑΝΟΣΥΝΘΕΤΟ ΥΛΙΚΟ**
- 5.1 Δημιουργία Μοντέλου για FEM ανάλυση με αυχένα από νανοσύνθετο υλικό
- 5.2 Μοντέλο FEA για εμφύτευμα με αυχένα από CNT reinforced PEEK
- 6 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ, ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΜΕΛΕΤΕΣ**
- 6.1 Παρουσίαση των αποτελεσμάτων
- 6.2 Συμπεράσματα-Μελλοντικές βελτιώσεις

# 1.Εισαγωγή

## 1.1 Γενική περιγραφή του προς αντιμετώπιση προβλήματος.

Η ολική αρθροπλαστική του ισχίου, όπως και γενικότερα όλες οι χειρουργικές μέθοδοι τεχνητής ανακατασκευής αρθρώσεων, αποτελεί μία χειρουργική μέθοδο αποκατάστασης με τεράστιο αντίκτυπο στην ποιότητα ζωής εκατομμυρίων ανθρώπων παγκοσμίως. Είναι χαρακτηριστικό πως στις Η.Π.Α. πραγματοποιούνται ετησίως περίπου 400.000 επεμβάσεις ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου (total hip arthroplasty) [1]. Με την ραγδαία πρόοδο της τεχνολογίας σε υλικά και μεθόδους κατασκευής τα τελευταία χρόνια τα μοσχεύματα (implants) βελτιώνονται διαρκώς, γίνονται αποδοτικότερα και ελαφρύτερα, μειώνονται δραματικά οι χρόνοι χειρουργικής αποκατάστασης και βελτιώνεται αισθητά η λειτουργικότητα των τεχνητών αρθρώσεων συγκριτικά με αυτή ενός υγιούς ανθρώπου.

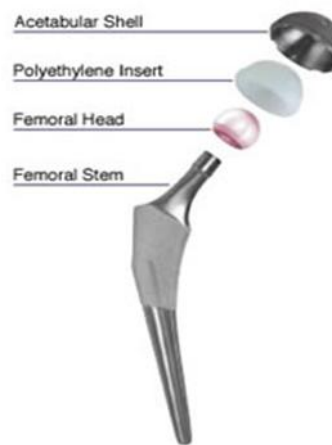
Παρόλη όμως την ραγδαία αυτή πρόοδο συνεχίζουν να υπάρχουν αρκετά προβλήματα όσον αφορά την διάρκεια ζωής των μοσχευμάτων. Είναι χαρακτηριστικό πως περίπου το 10% των 400.000 επεμβάσεων που πραγματοποιούνται ετησίως στις Η.Π.Α. είναι αναθεωρήσεις αντικατάστασης των μοσχευμάτων λόγω αυξημένης φθοράς των υλικών της τεχνητής άρθρωσης.

Αποτελεί πρόκληση λοιπόν η εύρεση μεθόδων και διατάξεων οι οποίες θα αυξήσουν τον χρόνο ζωής των μοσχευμάτων ολικής αρθροπλαστικής και πιο συγκεκριμένα των μοσχευμάτων ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου που αποτελεί και τη μεγαλύτερη άρθρωση του ανθρωπίνου σώματος. Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας αποτελεί η εύρεση μιας τέτοιας λύσης η οποία θα ακολουθεί συγκεκριμένα κριτήρια και θα συμβάλει στην επιθυμητή αύξηση του χρόνου ζωής ενός τέτοιου μοσχεύματος όπως θα αναλυθεί ενδελεχώς στις επόμενες παραγράφους.

## 1.2 Μοτίβα φθοράς των μοσχευμάτων ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου.

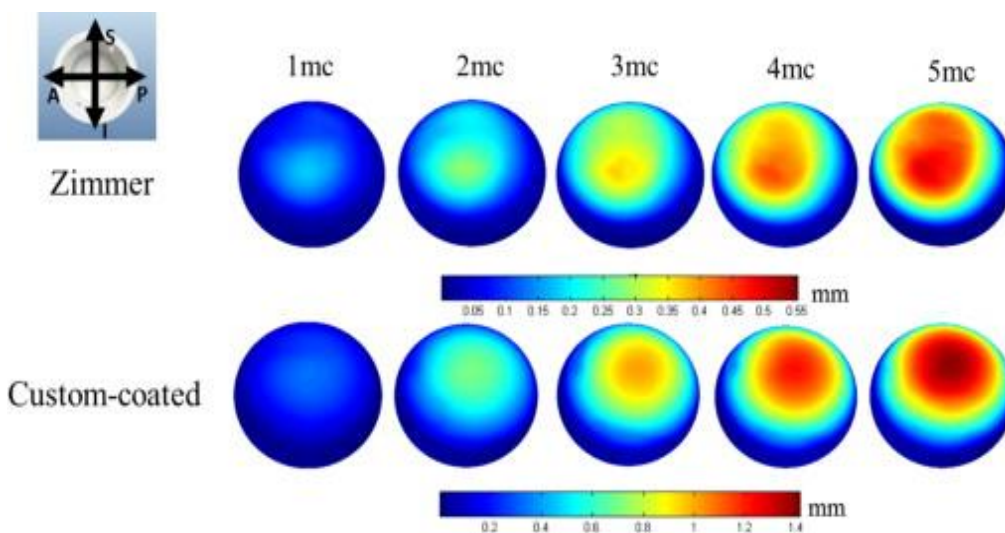
Τα μοσχεύματα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου αποτελούνται από τέσσερα κυρίως μέρη όπως φαίνεται και στην εικόνα:

- Το στέλεχος ( Femoral Stem).
- Την κεφαλή (Femoral Head).
- Την τεχνητή κοτύλη ( Acetabular Shell)
- Το κυπέλλιο πολυαιθυλενίου (Polyethylene Insert)



Σχήμα 1: Τυπικό μόσχευμα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου

Τα εξαρτήματα αυτά τοποθετούνται κατά τέτοιο τρόπο ώστε να υποκαταστήσουν την άρθρωση που όπως φαίνεται και στο παρακάτω σχήμα το κυπέλιο πολυαιθυλενίου παίζει τον ρόλο του χόνδρου της τεχνητής άρθρωσης (δηλαδή της επιφάνειας τριβής της κεφαλής που αποτελείται από χρωμιοκοβάλτιο) ώστε να είναι λειτουργική η άρθρωση. Δεδομένου λοιπόν πως το κυπέλιο πολυαιθυλενίου βρίσκεται μεταξύ της κεφαλής και της τεχνητής κοτύλης (που αποτελείται από κράμα τιτανίου), υπόκειται σε θλιπτικές φορτίσεις και αποτελεί την πιο ενδοτική συνιστώσα του συστήματος. Συνεπώς είναι και αυτό που φθείρεται γρηγορότερα δημιουργώντας σχετική κίνηση της κεφαλής μέσα στο κυπέλιο πολυαιθυλενίου και άρα κακή λειτουργία της άρθρωσης και πόνο στον ασθενή. Η τοποθέτηση της διάταξης και διάφορα μοτίβα φθοράς του κυπελίου πολυαιθυλενίου φαίνονται στα παρακάτω σχήματα:



Σχήμα 2: Μοτίβα φθοράς του κυπελίου ανά εκατομμύριο κύκλους για δυο διαφορετικές επιστρώσεις. Ο χρωματικός χάρτης απεικονίζει την φθορά σε mm ανά εκατομμύριο κύκλους λειτουργίας.



Σχήμα 3: Τοποθέτηση μοσχεύματος

Όπως είναι φανερό από τα παραπάνω και δεδομένης της διεθνούς βιβλιογραφίας [2], είναι βάσιμο να θεωρηθεί πως το κυπέλιο πολυαιθυλενίου είναι το εξάρτημα που φθείρεται ενώ τα υπόλοιπα εξαρτήματα πρακτικά δεν επηρεάζονται.

### 1.3 Φορτία που παραλαμβάνει ένα μόσχευμα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου

Η άρθρωση του ισχίου ως άρθρωση του μεγαλύτερου οστού του ανθρωπίνου σώματος (του μηριαίου οστού) είναι αυτή που παραλαμβάνει τα μεγαλύτερα φορτία κατά την βάδιση και οποιαδήποτε άλλη λειτουργία με εξαίρεση ίσως της άρθρωσης του γόνατος η οποία υποστηρίζεται από ελάχιστες μυϊκές ομάδες συγκριτικά με αυτήν του ισχίου.

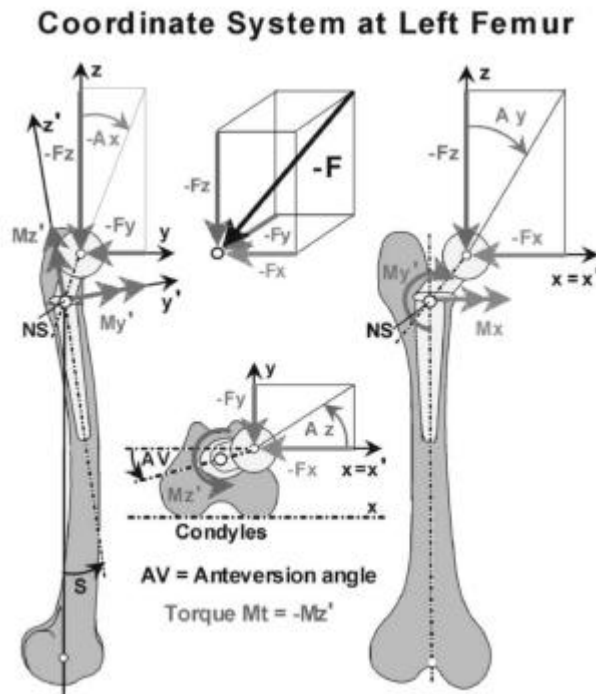
Η παρούσα διπλωματική εργασία βασίστηκε στην διεθνή βιβλιογραφία και ιδιαίτερα στα δεδομένα των Bergmann et.al. [3] όπου και παρουσιάζονται στις επόμενες παραγράφους του κεφαλαίου.

#### 1.3.1 Μετρητική διάταξη για την εξαγωγή των δεδομένων κατά Bergmann

Για τη διενέργεια μετρήσεων των φορτίων που παραλαμβάνει μια άρθρωση του ισχίου που έχει υποστεί ολική αρθροπλαστική χρησιμοποιήθηκαν δύο τύποι μόσχευμάτων ολικής αρθροπλαστικής εξοπλισμένα με μετρητικές διατάξεις οι οποίες πραγματοποιούν δειγματοληψία με ανάλυση 1% σε συχνότητα 200Hz [3]. Και οι δυο τύποι μόσχευμάτων έφεραν κεφαλή πολυκρυσταλικής αλουμίνας με στέλεχος τιτανίου και κυπέλιο πολυαιθυλενίου. Ο τύπος 1 ήταν τύπου (cemented) και χρησιμοποιήθηκε σε έναν ασθενή, ενώ οι τύπου 2 ήταν cementless και χρησιμοποιήθηκαν στους άλλους τρεις. Τα αποτελέσματα και για τους δυο τύπους μόσχευμάτων συμβαδίζουν σε ικανοποιητικό βαθμό επιβεβαιώνοντας τη γενική αξία των αποτελεσμάτων άρα και την καταλληλότητά τους για την παρούσα μελέτη.

### 1.3.2 Τοπικό σύστημα συντεταγμένων της μετρητικής διάταξης

Έχει μια ιδιαίτερη αξία να παρατεθεί το τοπικό σύστημα συντεταγμένων της μετρητικής διάταξης από την οποία εξήχθησαν τα δεδομένα και με βάση τα οποία αναλύονται οι φορτίσεις που χρησιμοποιήθηκαν στην παρούσα διπλωματική εργασία.



Σχήμα 4: Τοπικό σύστημα συντεταγμένων στο αριστερό ισχιακό οστό

Στο παραπάνω σχήμα παρουσιάζεται το σωματόδετο σύστημα συντεταγμένων με βάση το οποίο μετρούνται οι δυνάμεις από τις μετρητικές διατάξεις και συνεπώς την ακριβή τοπολογία των αποτελεσμάτων που παρατίθενται στα επόμενα κεφάλαια. Σημειώνεται πως οι φορτίσεις στο μοντέλο που θα παρουσιαστεί στο κεφάλαιο 5 αντιστοιχούν στην διάταξη όπως φαίνεται στα δεξιά του σχήματος.

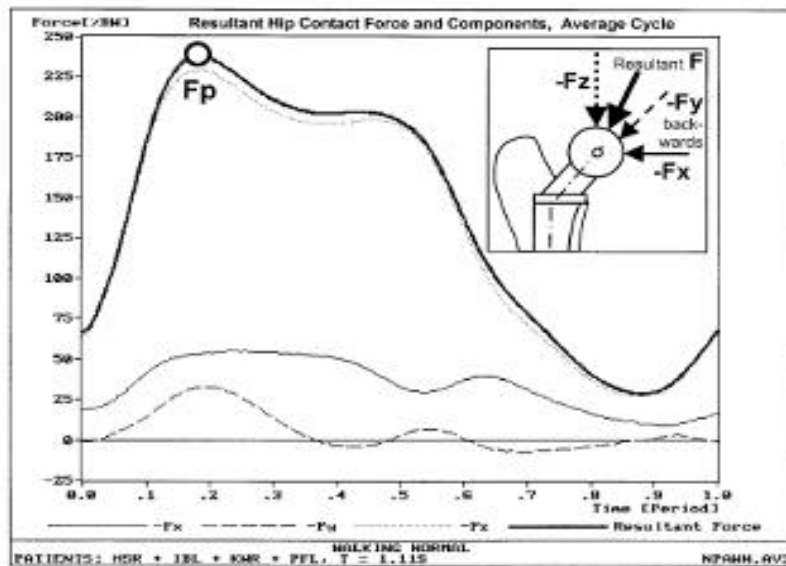
### 1.3.3 Προφίλ φορτίσεων ανά κύκλο βαδίσσεως

Αν και η μελέτη στην οποία βασίστηκαν τα δεδομένα της παρούσας εργασίας παρέχει δεδομένα (gait analysis) για σειρά δραστηριοτήτων εκτός της απλής βόδισης, ενδεικτικά αναφέρονται: ανάβαση και κατάβαση σκαλοπατιών, γρήγορη βόδιση, στάση σε ένα πόδι και χρήση καθίσματος. Βεβαίως, μια τόσο ενδελεχής ανάλυση είναι εκτός των πλαισίων της παρούσας διπλωματικής εργασίας και συνεπώς πραγματοποιήθηκε ανάλυση μόνο για τυπικές συνθήκες βόδισης. Η μελέτη πραγματοποιήθηκε σε τέσσερις ασθενείς των οποίων τα χαρακτηριστικά παρατίθενται στον αμέσως επόμενο πίνακα.

Patient	HSR	PFL	KWR	IBL
Gender	Male	Male	Male	Female
Age at implantation (years)	55	51	61	76
Operated joint	Right	Left	Right	Left
Measurement (months postoperatively)	14	11	12	31
Weights at measurement (N)				
Total body (BW)	860	980	702	800
Thigh	75.7	80.2	62.2	98.4
Shank	39.1	53.9	36.5	43.0
Foot	9.2	12.3	9.9	7.2
Lengths (cm)				
Body height	174	175.0	165.0	170
Thigh	43.3	41.0	39.3	47.5
Shank	38.1	41.0	40.0	40.9
Foot	30.0	27.5	29.0	26
Angles (degree)				
AV = Anteversion	4	23	-2	14
S = Femur shaft—implant shaft	10	7	9	9

Πίνακας 1: Χαρακτηριστικά των ασθενών στους οποίους διεξήχθη η μελέτη [3]

Για την μοντελοποίηση που πραγματοποιήσαμε χρησιμοποιήθηκε ο μέσος όρος των δεδομένων όπως δίνεται από την μελέτη [3] και αντιστοιχεί στον μέσο όρο των δεδομένων του gait analysis για τους τέσσερις παραπάνω ασθενείς σε συνθήκες τυπικής βάρδισης. Τα δεδομένα παρουσιάζονται στο αμέσως επόμενο διάγραμμα, η δύναμη εκφράζεται ως ποσοστό επί του σωματικού βάρους και ο χρόνος σαν κλάσμα επί της διάρκειας του κύκλου που είναι **1,11 seconds**.



Διάγραμμα 1: Μέση δύναμη στο μόσχευμα συναρτήσεσι του χρόνου ως συσταμένη αλλά και ανά συνιστώσα [3]

## 2. Προτεινόμενες λύσεις και σχεδιαστικές επιλογές

### 2.1 Στόχος της παρούσας εργασίας

Με βάση τα όσα παρουσιάστηκαν στο προηγούμενο κεφάλαιο, γίνεται σαφές πως η κύρια φθορά ενός μοσχεύματος ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου οφείλεται κυρίως σε φαινόμενα τριβής μεταξύ του κυπέλιου πολυαιθυλενίου και της κεφαλής του μοσχεύματος, με το κυπέλιο πολυαιθυλενίου να βρίσκεται στην δυσμενέστερη θέση από πλευράς μηχανικών ιδιοτήτων και συνεπώς να θεωρείται πως μόνο αυτό φθείρεται [2] λόγω αφενός της μεγάλης διαφοράς των μέτρων ελαστικότητας μεταξύ του χρωμιοκοβαλτίου, της κεφαλής του μοσχεύματος και του πολυαιθυλενίου αλλά και της τριβής, που αν και δεν μπορεί να θεωρηθεί ξηρά τριβή λόγω της ελαιώδους φύσης του πολυαιθυλενίου, ακολουθεί νόμους τριβής που οδηγούν στο συμπέρασμα πως το πολυαιθυλένιο εκφυλίζεται ταχύτατα, συναρτήσει της σχετικής ταχύτητας μεταξύ των δυο σωμάτων και της δύναμης που αναπτύσσεται στη διεπιφάνεια [3].

Δεδομένου πως δεν υπάρχει δυνατότητα παρέμβασης στην σχετική ταχύτητα μεταξύ των δυο σωμάτων, εφόσον αυτό θα επηρέαζε την ικανότητα βάρδισης του παραλήπτη του μοσχεύματος και συνεπώς δεν θα υπήρχε καμία βελτίωση στην συμπεριφορά της διάταξης. Η λύση η οποία προτείνεται είναι αυτή της δημιουργίας ενός συστήματος ισοδύναμου ελατηρίου-αποσβεστήρα ενσωματωμένου μέσα στο εξάρτημα του μοσχεύματος, ούτως ώστε να παραλαμβάνει και να απορροφά ποσοστό της φόρτισης που παρουσιάστηκε στα παραπάνω διαγράμματα με αποτέλεσμα να ανακουφίζει την διεπιφάνεια της κεφαλής με το κυπέλιο. Ένας τέτοιος αποσβεστήρας θα πρέπει να πληροί τα παρακάτω χαρακτηριστικά δεδομένης της φύσης της εφαρμογής αλλά και ότι η συγκεκριμένη διάταξη αποτελεί ένα χειρουργικά τοποθετούμενο εμφύτευμα μέσα στο ανθρώπινο σώμα.

- Ιστοσυμβατότητα
- Μη ύπαρξη κινούμενων μερών. Συνεπώς αποκλείονται λύσεις με χρήση ελατηρίων που απαιτούν μεγάλες μετατοπίσεις.
- Δεν δύναται να υπάρχει αποσβεστήρας με έλαια δεδομένου πως είναι τοξικά αλλά υπάρχει και κίνδυνος διαρροών.
- Αποφυγή συμβιβασμών αναφορικά με την δυσκαμψία και την σταθερότητα της όλης διάταξης.



## 2.2 Ήδη υπάρχουσες λύσεις από την διεθνή βιβλιογραφία

Με βάση τους παραπάνω στόχους απορρίφθηκαν ήδη προτεινόμενες λύσεις της διεθνούς βιβλιογραφίας οι οποίες παρατίθενται στον παρακάτω πίνακα με την ανάλογη αιτιολογία.

<p><b>Damped prosthesis forming a substitute for the coxo-femoral articulation [4]</b></p>		<p>Χρησιμοποιούνται καμπτικά ελατήρια τοποθετημένα μέσα σε κοίλο κυπέλλο για να αποσβέσουν φορτία</p>	<p>Μειώνει την δυσκαμψία του κυπέλλου. Δημιουργούνται διάκενα όπου δύναται να αναπτυχθούν οστεώσεις, ινώσεις κλπ.</p>
<p><b>Modular hip implant with shock absorption system [5]</b></p>		<p>Χρήση κλασσικού συστήματος ελατηρίου αποσβεστήρα στον αυχένα που στερεώνεται με κοχλία συγκράτησης και κοίλο αυχένα με εξωτερικό σπείρωμα</p>	<p>Το ελατήριο απαιτεί μεγάλο εύρος κίνησης. Τα σπειρώματα δυσκολεύουν την χειρουργική τοποθέτηση και η διάταξη αυτή δημιουργεί διάκενα με ανάλογες επιπτώσεις</p>
<p><b>Insertion of vibration-damping elements in prosthetic systems for the manipulation and damping of natural frequencies [6]</b></p>		<p>Χρήση ελαστικών στοιχείων απόσβεσης, είτε μεταξύ κώνου και κεφαλής, είτε σε διπλή κοτύλη για την απόσβεση κραδασμών και κρουστικών φαινομένων</p>	<p>Μεγάλη πολυπλοκότητα και αύξηση του αριθμού των εξαρτημάτων χωρίς αντίστοιχα μεγάλα οφέλη. Το περιβάλλον είναι ιδιαίτερα εχθρικό σε ελαστομερή που συνήθως αποτελούν τέτοιους αποσβεστήρες</p>
<p><b>Shock absorbent prosthetic hip joint [7]</b></p>		<p>Χρήση ελατηρίου αποσβεστήρα εσωτερικά του στελέχους του μοσχεύματος με αντιστήριξη σε πλάκα κοχλιωμένη στα πλάγια του μηριαίου οστού</p>	<p>Τεράστιος κίνδυνος τραυματισμού του μηριαίου οστού λόγω υπερφόρτισης στις κοχλιώσεις. Αυξημένη επεμβατικότητα του χειρουργείου</p>
<p><b>Magnetic suspension hip joint: an ideal design of an artificial joint [8]</b></p>		<p>Χρήση μαγνητών νεοδυμίου για τη δημιουργία διακένου μεταξύ κεφαλής κοτύλης και εκμηδενισμού του φορτίου</p>	<p>Αποκλεισμός του ασθενή από απεικονίσεις μαγνητικής τομογραφίας, αυξημένο κόστος</p>

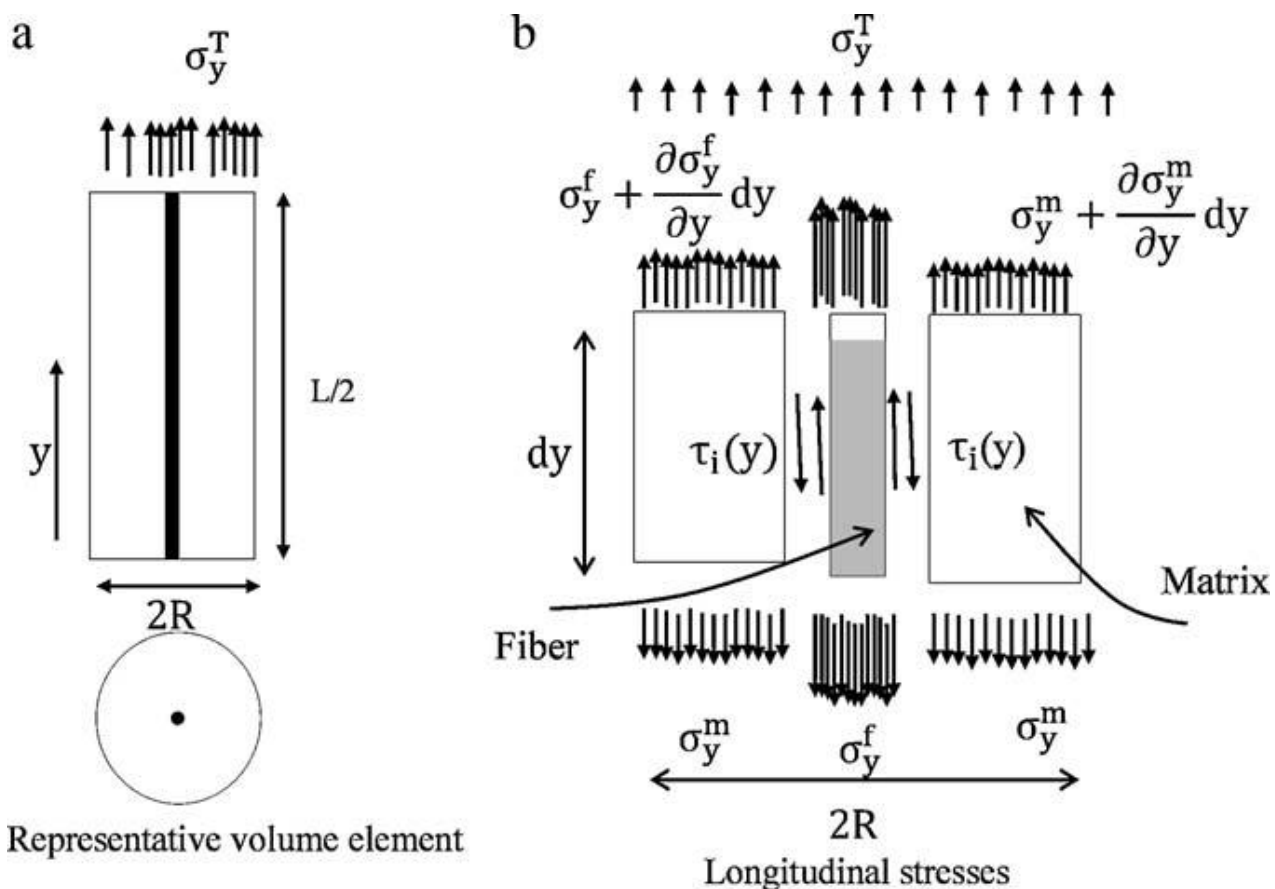
Πίνακας 2: Υπάρχουσες λύσεις από την διεθνή βιβλιογραφία.

## 2.3 Λύση εκλογής που προτείνεται

### 2.3.1 Εκλογή υλικών

Ως λύση εκλογής επιλέχθηκε η χρήση CNT reinforced PEEK δεδομένης της υστερητικής συμπεριφοράς που παρουσιάζει όπως τεκμηριώνεται και από τους Dwaikat και Spritas&Spritas [9] αλλά και της ισοσυμβατότητας του PEEK με το ανθρώπινο σώμα [10]. Παράλληλα, η ενίσχυση CNT προσδίδει στο νανοσύνθετο και ένα αρκετά μεγάλο μέτρο ελαστικότητας σε σχέση με το καθαρό PEEK ώστε να παραμένει δύσκαμπτο και συνεπώς να μπορεί να παραλαμβάνει αρκετά μεγάλα φορτία. Η συγκεκριμένη συμπεριφορά του CNT reinforced PEEK τεκμηριώνεται επαρκώς με βάση το παρακάτω μοντέλο:

Ας θεωρήσουμε έναν αντιπροσωπευτικό όγκο ελέγχου ενός κυλίνδρου με μία ίνα ενίσχυσης ομόκεντρα τοποθετημένη με τον κύλινδρο όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:

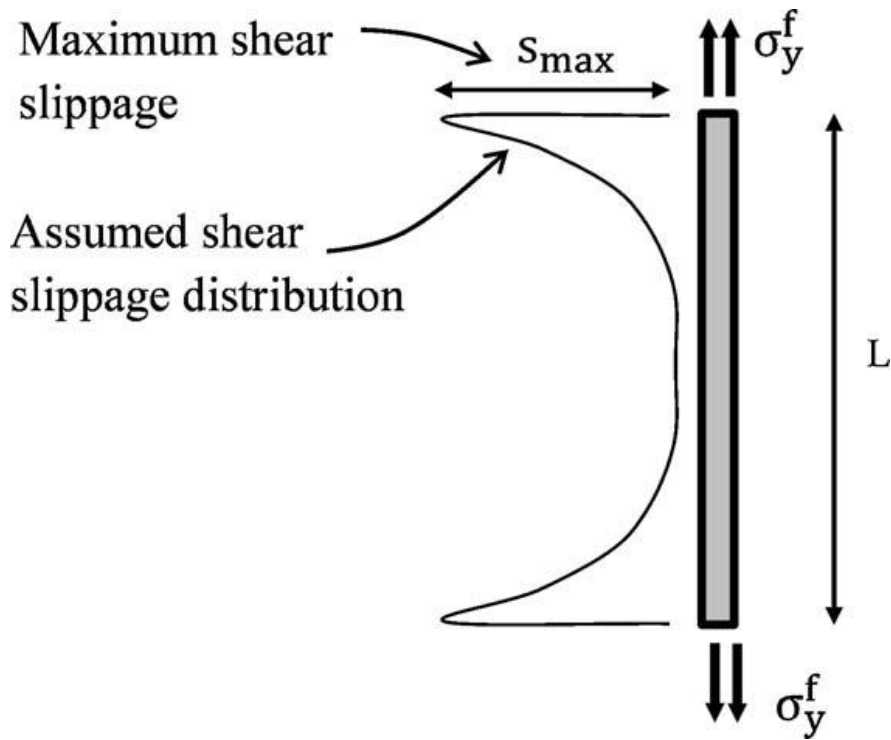


Σχήμα 5: Κατανομή τάσεων σε έναν αντιπροσωπευτικό όγκο ελέγχου του υλικού.

Γίνεται σαφές, πως ο παραπάνω όγκος ελέγχου συμπεριφέρεται σαν μια διάταξη ελατηρίων σε παράλληλη σύνδεση, δεδομένης της συμβιβαστότητας των μετατοπίσεων που πρέπει να ισχύει έως ότου η διατμητική τάση που αναπτύσσεται στην διεπιφάνεια μεταξύ των παρειών των δύο κυλίνδρων ξεπεράσει μία οριακή τιμή της αναπτυσσόμενης τριβής μεταξύ των δύο κυλίνδρων και έχουμε ολίσθηση της μήτρας (matrix) πάνω στην ίνα (fiber). Ορίζουμε την ολίσθηση ως :

$$s_y = s_{max} \frac{y}{L/2}^n, \quad 0 \leq y \leq \frac{L}{2} \quad (1)$$

Και η οποία επεξηγείται στο παρακάτω σχήμα όπου γίνεται κατανοητή η κατανομή της ολίσθησης που αναπτύσσεται στην διεπιφάνεια σύμφωνα με το μοντέλο διατμητικής υστέρησης (shearlag):



Σχήμα 6: Κατανομή της ολίσθησης στην διεπιφάνεια

Παράλληλα, θεωρείται το πρόβλημα τελείως αξονοσυμμετρικό θεωρώντας ομοιόμορφες κατανομές τάσεων στην ακτινική και περιφερειακή διεύθυνση και αμελώντας την επίδραση γειτονικών όγκων ελέγχου.

Από τις εξισώσεις ισορροπίας στην διαμήκη διεύθυνση μεταξύ ίνας και μήτρας θεωρώντας την διατμητική τάση σταθερή πάνω στο απειροστό μήκος της διεπιφάνειας ίνας και μήτρας προκύπτουν για την ίνα και την μήτρα του αντιπροσωπευτικού όγκου ελέγχου αντίστοιχα:

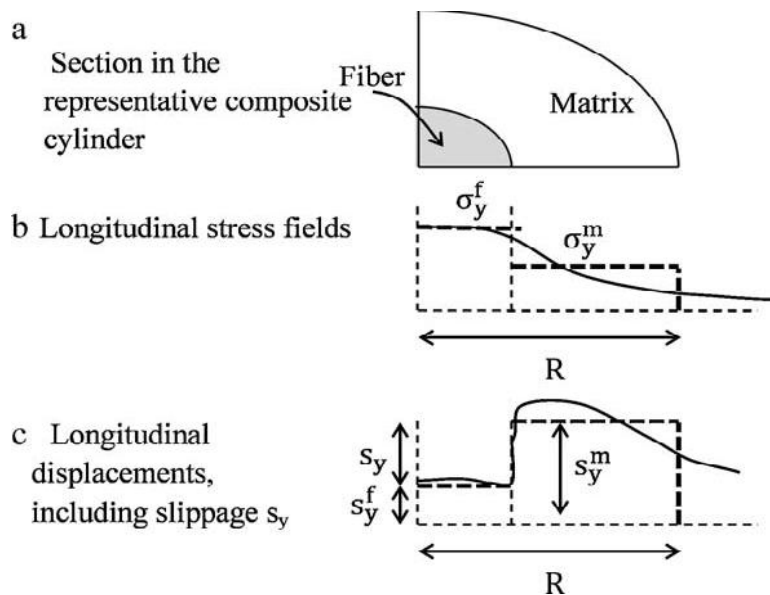
$$\sigma_y^f + \frac{\partial \sigma_y^f}{\partial y} dy \pi r_f^2 + 2\pi r_f \tau_i dy - \sigma_y^f \pi r_f^2 = 0, \quad \frac{\partial \sigma_y^f}{\partial y} = -\frac{2}{r_f} \tau_i \quad (2)$$

$$\sigma_y^m + \frac{\partial \sigma_y^m}{\partial y} dy \pi (R^2 - r_f^2) - 2\pi r_f \tau_i dy - \sigma_y^m \pi (R^2 - r_f^2) = 0, \quad \frac{\partial \sigma_y^m}{\partial y} = -\frac{2r_f}{R^2 - r_f^2} \tau_i \quad (3)$$

Επίσης η συμβιβαστικότητα των μετατοπίσεων που αναφέρθηκε νωρίτερα και πρέπει να ικανοποιείται σημαίνει πως η ολίσθηση της μήτρας πρέπει να ισούται με την παραμόρφωση της ίνας συν την ολίσθηση που λαμβάνει χώρα στην διεπιφάνεια:

$$s_y^m = s_y^f + s_y \quad (4)$$

Στο παρακάτω σχήμα φαίνονται και οι κατανομές των τάσεων που προκύπτουν από τις παραπάνω εξισώσεις:

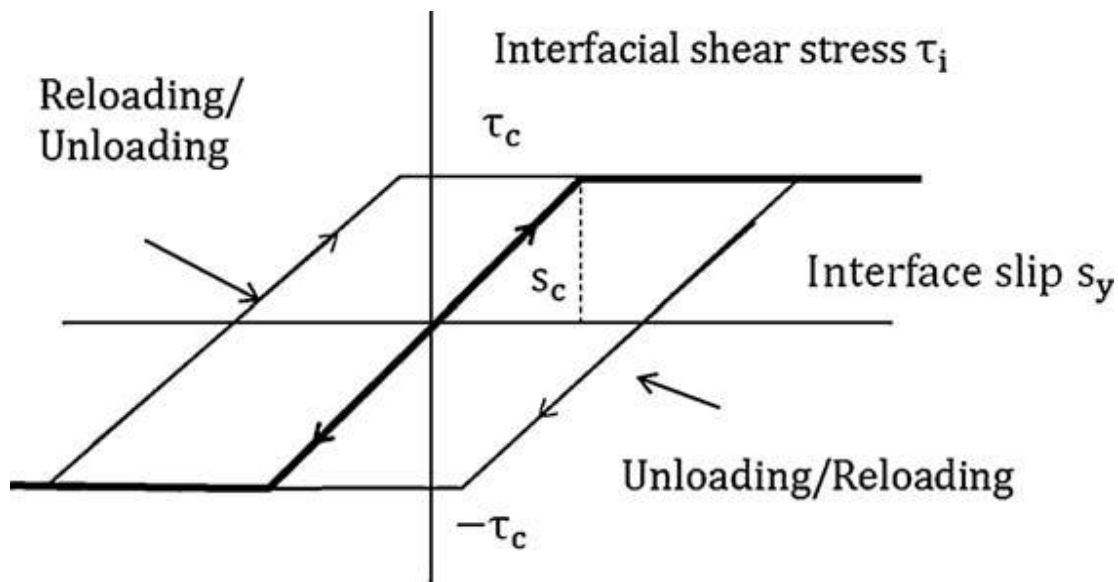


Σχήμα 7: Τεταρτημόριο του αντιπροσωπευτικού όγκου ελέγχου και κατανομές τάσεων και μετατοπίσεων μεταξύ ίνας και μήτρας

Όπως όμως αναφέρθηκε νωρίτερα, ολίσθηση προκύπτει μετά από μία κρίσιμη τιμή της διατμητικής τάσης και συγκεκριμένα όταν αυτή ξεπεράσει την μέγιστη στατική τριβή που αναπτύσσεται στην διεπιφάνεια. Συγκεκριμένα η διατμητική τάση για περίπτωση ολίσθησης και μη περιγράφεται από το παρακάτω σύνολο εξισώσεων όπου με δείκτη **C** σημειώνονται οι κρίσιμες τιμές για τις οποίες αρχίζει η ολίσθηση:

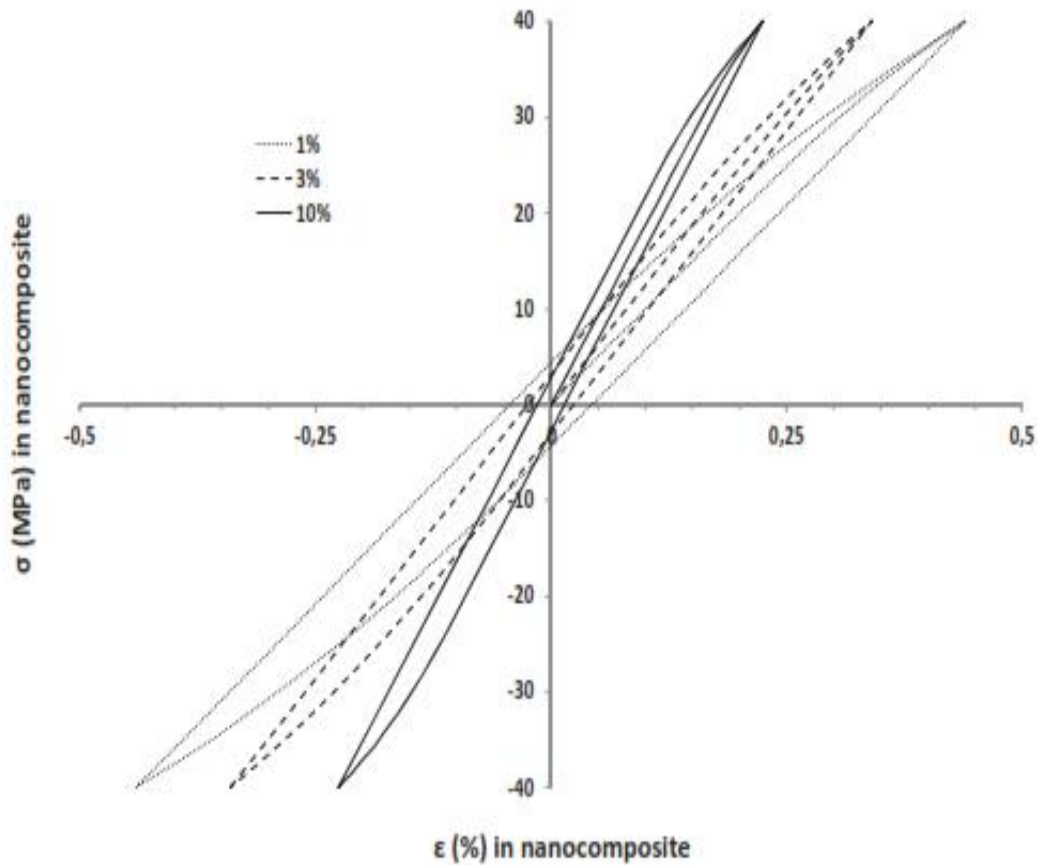
$$\tau_i s_y = \begin{cases} \frac{\tau_c}{s_c} s_y, & \frac{s_y}{s_c} < 1 \\ \frac{\tau_c}{s_c} s_c, & \frac{s_y}{s_c} \geq 1 \end{cases} \quad (5)$$

Όπου ο λόγος  $\frac{\tau_c}{s_c}$  αποτελεί μέτρο της «δυσκαμψίας» του σύνθετου υλικού στην διεπιφάνεια του όσον αφορά την ολίσθηση. Με βάση και τις τελευταίες εξισώσεις προκύπτει πώς το εν λόγω σύνθετο υλικό ακολουθεί μια μορφή διπαραμετρικού νόμου οσονοφορά το stick-slip φαινόμενο το οποίο φαίνεται στο παρακάτω σχήμα:



Σχήμα 8: Σχέση διατμητικής τάσης στην διεπιφάνεια συναρτήσεως της ολίσθησης κατά την κυκλική φόρτιση του στοιχείου αντιπροσωπευτικού όγκου σε εφελκυσμό και θλίψη

Βέβαια, όπως έγινε σαφές και από τις εξισώσεις (2) και (3), υπάρχει ισχυρή σχέση μεταξύ των διατμητικών τάσεων στην διεπιφάνεια και των ορθών και συγκεκριμένα η σχέση μεταξύ τους θα είναι διπαραμετρική. Προκύπτει λοιπόν μετά και από περαιτέρω ανάλυση όπως περιγράφεται στα [1], [2] πώς και η καμπύλη  $\sigma(\epsilon)$  του υλικού θα έχει διπαραμετρική μορφή και συγκεκριμένα όπως προκύπτει από την βιβλιογραφία τέτοια η οποία θα επιβεβαιώνει την υστερητική συμπεριφορά του υλικού που έχει προβλεφθεί λόγω του stick-slip φαινομένου όπως φαίνεται και στα παρακάτω διαγράμματα για CNT reinforced PEEK με διάφορες περιεκτικότητες σε CNT:



Διάγραμμα 2: Καμπύλες τάσεων παραμορφώσεων CNT reinforced PEEK για περιεκτικότητες σε CNT 1,3,10 % κατ' όγκο.

Συγκεκριμένα η εν λόγω απορρόφηση ενέργειας περιγράφεται από την παρακάτω σχέση [11] :

$$\Delta U = \int (\phi \sigma d\epsilon) dV \quad (5)$$

Παράλληλα παρατηρείται από την μορφολογία των διαγραμμάτων πώς μπορεί να προσεγγιστεί με διπαραμετρικές ή πολυπαραμετρικές καμπύλες σε ικανοποιητικό βαθμό την συμπεριφορά ενός τέτοιου σύνθετου υλικού αγνοώντας τα μη γραμμικά φαινόμενα κατά την στιγμή που ξεκινάει να ολισθαίνει η μήτρα πάνω στην ίνα, συνεπώς μπορούμε να πούμε πώς είναι δυνατό να θεωρήσουμε πώς αφού υπάρξει ολίσθηση πλέον το υλικό συμπεριφέρεται σαν καθαρό PEEK ενώ πριν την  $\sigma_c$  που αντιστοιχεί στην  $\tau_c$ ως σύνθετο στο οποίο δεν λαμβάνει χώρα καμία ολίσθηση.

### 2.3.2 Μακροσκοπική προσέγγιση του προβλήματος και σχεδιαστική πρόταση

Με βάση τις ιδιότητες του υλικού που αναλύθηκαν παραπάνω προκύπτει η δυνατότητα δημιουργίας ενός συστήματος ελατηρίου-αποσβεστήρα σε μια ολοκληρωμένη μορφή η οποία μπορεί πλέον να ενσωματωθεί σε ένα μόσχευμα πληρώνοντας όλα τα κριτήρια τα οποία τέθηκαν στην αρχή του κεφαλαίου. Το επόμενο βήμα που πραγματοποιήθηκε είναι με βάση τα δεδομένα φόρτισης του εμφυτεύματος να γίνει μια ανάλυση των τασικών πεδίων κατά την διάρκεια της βάδισης ενός τυπικού ασθενή και να διερευνηθούν οι δυνατότητες ενσωμάτωσης ενός τέτοιου αποσβεστήρα στο εμφύτευμα. Με μια πρώτη ματιά αποκλείστηκε η αντικατάσταση του κυπελίου πολυαιθυλενίου με το εν λόγω υλικό δεδομένου του πολύ υψηλού συντελεστή τριβής του ΡΕΕΚ . Για τον ίδιο λόγο αποκλείστηκε και η αντικατάσταση της σφαιρικής κεφαλής. Επίσης δεν θα αποτελούσε βέλτιστη λύση η αντικατάσταση του στελέχους, δεδομένου ότι βρίσκεται εγκιβωτισμένο μέσα στο μηριαίο οστό και συνεπώς θα εξαλείφονταν οι όποιες δυνατότητες απόσβεσης του υλικού οι οποίες βασίζονται σε μικροπαραμορφώσεις. Αποτελούσε μονόδρομο λοιπόν η ενσωμάτωση του αποσβεστήρα στον κώνο συναρμογής η οποία, όπως θα αναλυθεί σε επόμενο κεφάλαιο, θα είχε την μορφή χιτωνίου γύρω από πυρήνα τιτανίου.

Για την ανάλυση χρησιμοποιήθηκε το λογισμικό ANSYS ενώ το μοντέλο δημιουργήθηκε από την αποτύπωση πραγματικού εμφυτεύματος με laser scanner και την επεξεργασία του νέφους σημείων που προέκυψε όσον αφορά το stem. Για την κεφαλή και τον κώνο συναρμογής έγιναν μετρήσεις με χρήση CMM.

### 3. Δημιουργία του CAD μοντέλου

#### 3.1 Παρουσίαση του μοσχεύματος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου που χρησιμοποιήθηκε

Για την δημιουργία των CADμοντέλων χρησιμοποιήθηκε ένα πραγματικό μόσχευμα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου και συγκεκριμένα το μοντέλο Lubinus SPII της εταιρίας LINK. Θα ήταν ιδανικό να υπήρχε η δυνατότητα να χρησιμοποιηθεί μια σειρά διαφορετικών μοσχευμάτων ούτως ώστε να υπάρχει μεγαλύτερο πλήθος δεδομένων ανεξάρτητων από την συγκεκριμένη γεωμετρία, αλλά αυτό είναι κάτι που δεν κατέστη δυνατό λόγω οικονομικών και άλλων παραγόντων. Το συγκεκριμένο μόσχευμα ολικής αρθροπλαστικής αποτελεί ένα μόσχευμα που εφαρμόζεται με χρήση χειρουργικής κονίας, και περιλαμβάνει σώμα (stem) από κράμα τιτανίου μήκους 200mm γωνία κλίσης κώνου συναρμογής με το σώμα  $126^\circ$ , σφαιρική κεφαλή CoCr διαμέτρου 28mm με διάμετρο 14mm στο τρήμα συναρμογής με τον κώνο και κυπέλιο πολυαιθυλενίου [12]. Αξίζει να σημειωθεί πως το συγκεκριμένο μοντέλο μοσχεύματος ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου παρουσιάζει εξαιρετική αντοχή με ποσοστά επιβίωσης του μοσχεύματος 98,3% στη δεκαετία [13].



Σχήμα 9: Μόσχευμα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου

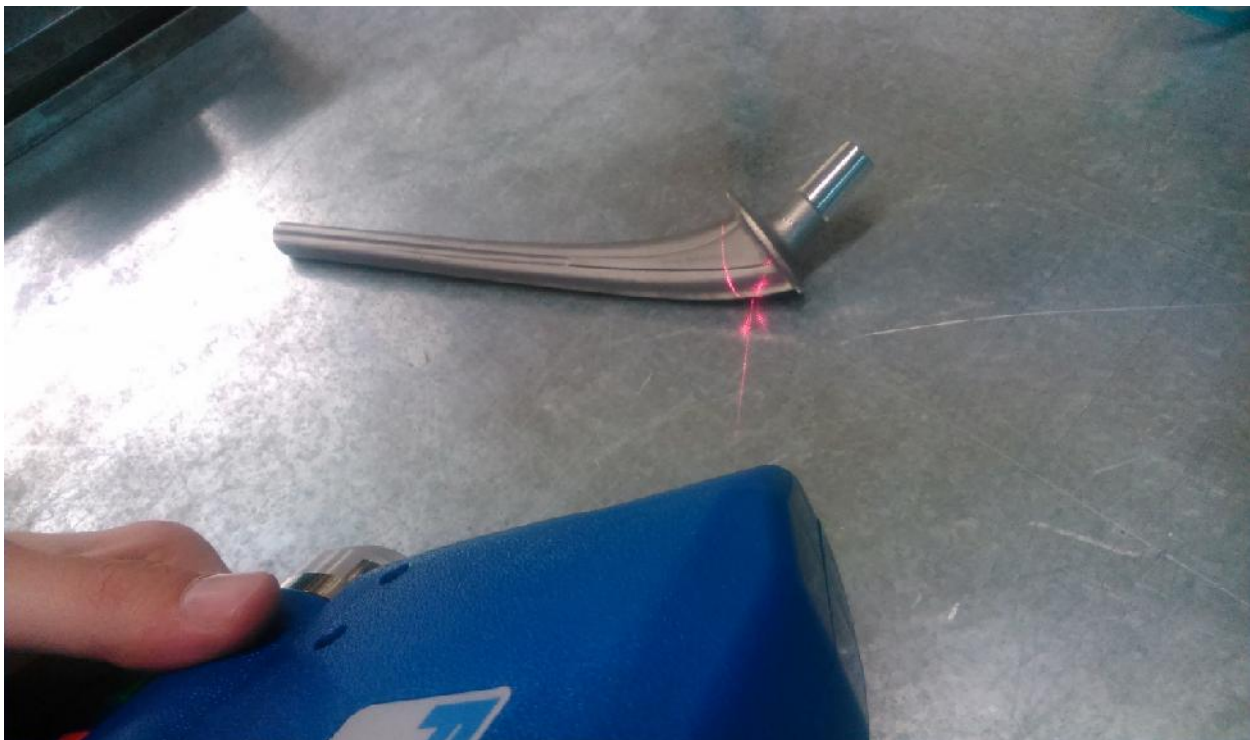


## 3.2 Διαδικασίες που πραγματοποιήθηκαν για την δημιουργία CAD από το μόσχευμα

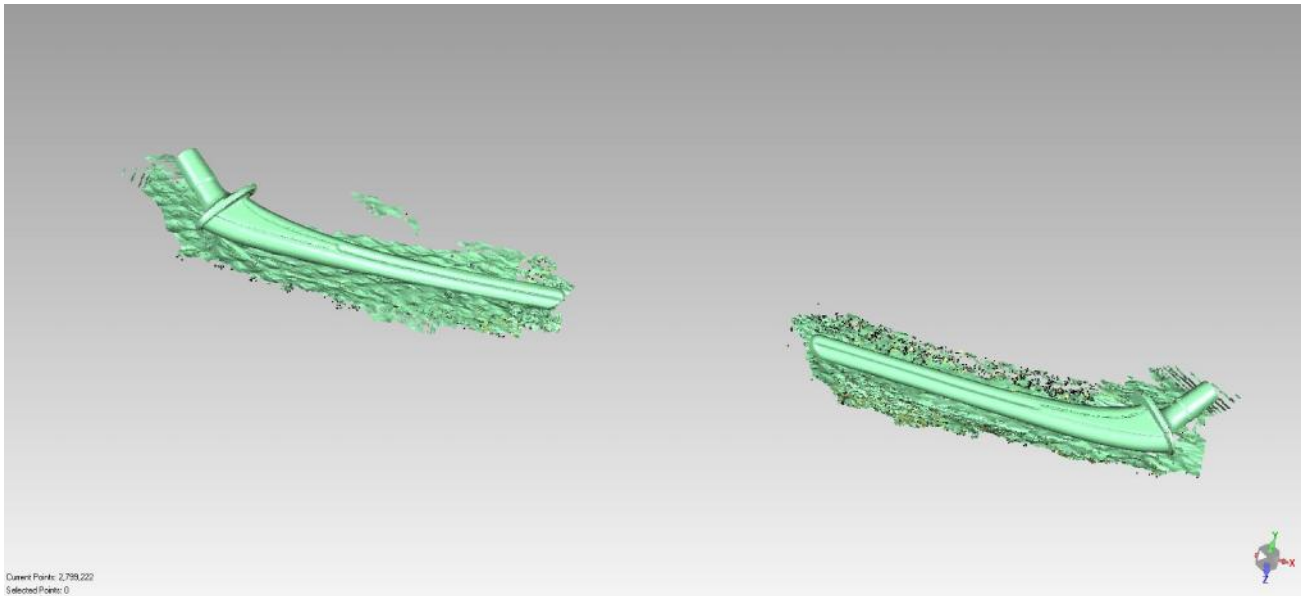
Παρόλο που υπήρξε πρόσβαση σε ένα πραγματικό μόσχευμα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου, δεν κατέστη δυνατό να βρεθούν έτοιμα CAD μοντέλα για να προχωρήσουμε στην μοντελοποίηση με χρήση FEM. Έπρεπε λοιπόν να δημιουργηθεί ένα CAD μοντέλο που να ανταποκρίνεται στην πραγματική γεωμετρία του μοσχεύματος. Αυτό πραγματοποιήθηκε με την πολύτιμη βοήθεια του **Δρ. Γ. Καϊσαρλή** και χρήση του εξοπλισμού του **εργαστηρίου Αντίστροφου Σχεδιασμού και Ταχείας Κατασκευής Πρωτοτύπων και Εργαλείων του ΕΜΠ**. Σε πρώτη φάση, έπρεπε να αναγνωρισθούν τα σημεία της γεωμετρίας που απαιτούνταν η υψηλότερη ακρίβεια και να εκλεγεί η μέθοδος αποτύπωσης της γεωμετρίας. Επιλέχθηκε το πρόβλημα να αντιμετωπιστεί υβριδικά, με την χρήση lasers scanner για την αποτύπωση του stem και την χρήση CMM με ακίδα επαφής για τα μέρη του μοσχεύματος που απαιτούνταν υψηλότερη ακρίβεια για την ανάλυση, όπως την κεφαλή και τον κώνο συναρμογής.

### 3.2.1 Αποτύπωση του stem με χρήση laser scanner

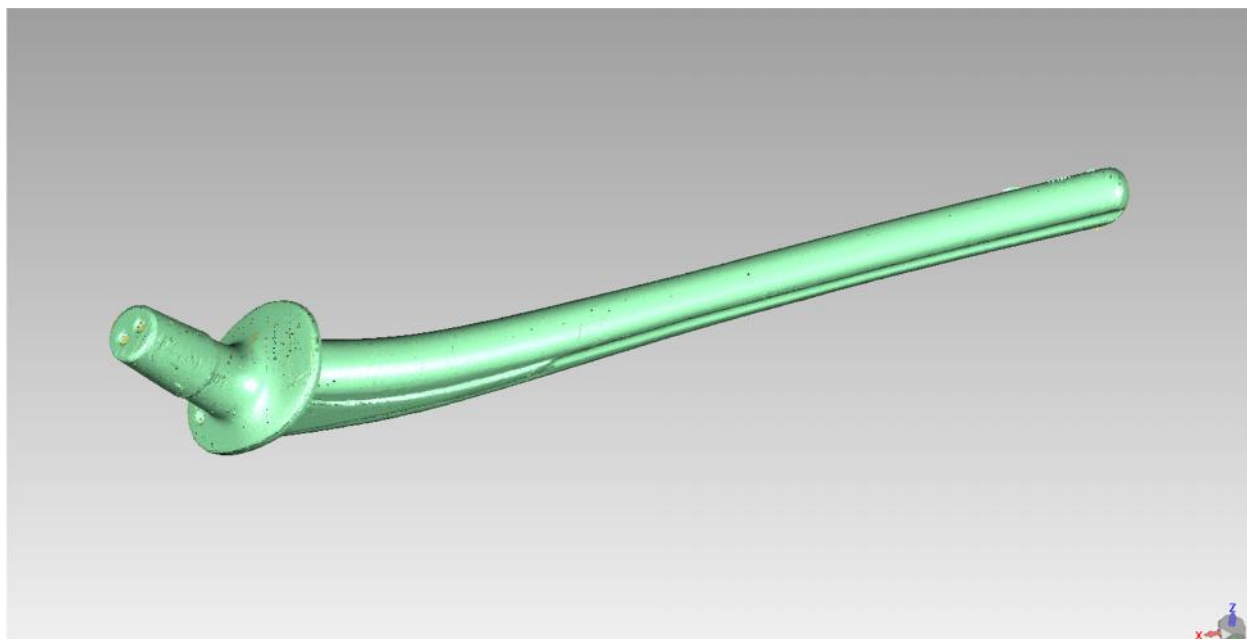
Όπως αναφέρθηκε, προκρίθηκε σαν μέθοδος για το στέλεχος (stem) του μοσχεύματος η αποτύπωση του με χρήση laser scanner και η δημιουργία μοντέλου CAD από το νέφος που προέκυψε με χρήση του πακέτου Geomagic [14]. Η διαδικασία που ακολουθήθηκε μετά την αποτύπωση ήταν α. ο καθαρισμός από τον θόρυβο και τα σφάλματα μέτρησης, β. η ευθυγράμμιση των δυο (cloudpoints) όπως φαίνεται στα σχήματα 11 και 12, και η παρεμβολή με επιφάνειες NURBS του νέφους σημείων για την εξαγωγή του στερεού μοντέλου όπως φαίνεται στο σχήμα 13.



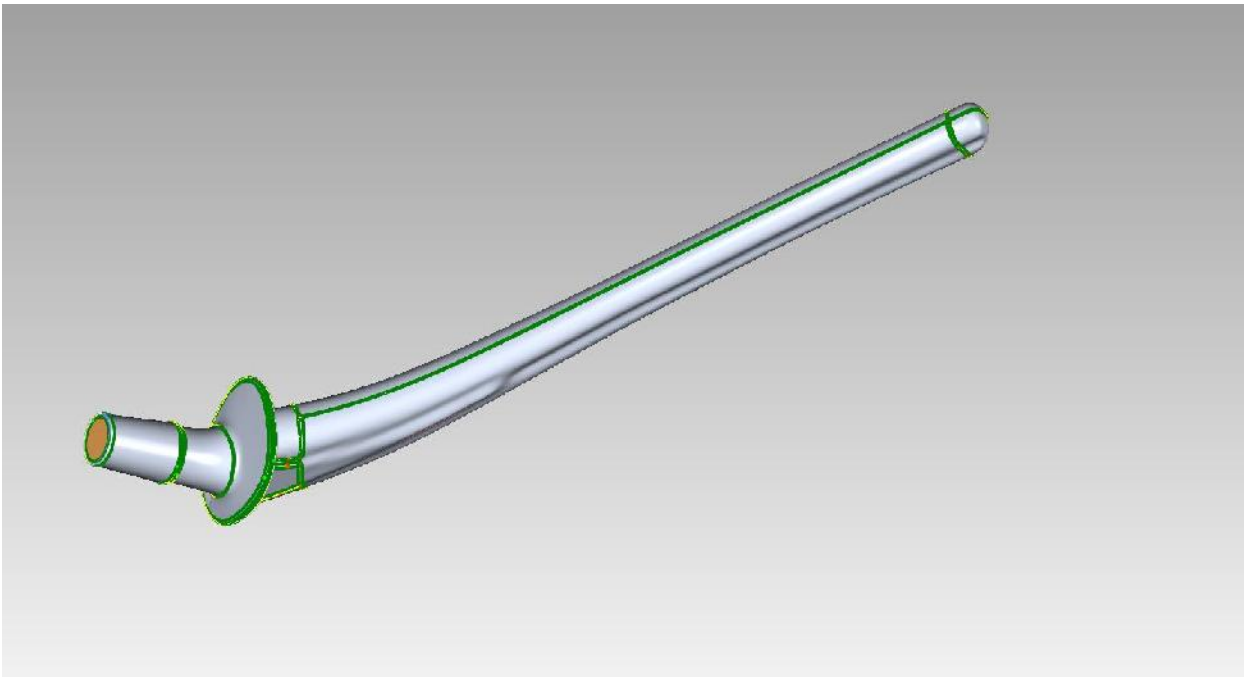
Σχήμα 10: Διαδικασία αποτύπωσης με χρήση laser scanner



Σχήμα 11: Πηγαίο αρχείο νέφους σημείων πλήθους 2.799.222 σημείων



Σχήμα 12: Επεξεργασμένο νέφος σημείων για την δημιουργία στερεού μοντέλου



Σχήμα 13: Επιφάνειες που προέκυψαν με χρήση NURBS στο λογισμικό Geomagic

Εν τέλει, από το πακέτο Geomagic προέκυψε ένα μοντέλο CAD σε μορφή STEP το οποίο εισήχθη στο πακέτο στερεάς μοντελοποίησης Solidworks για περαιτέρω επεξεργασία και την τελική κατασκευή του μοντέλου που χρησιμοποιήθηκε για την FEM ανάλυση. Το τελικό μοντέλο παρουσιάζεται στο τέλος του κεφαλαίου. Να σημειωθεί πως η γεωμετρία του κώνου που φαίνεται στα παραπάνω σχήματα αγνοήθηκε δεδομένης της σημασίας που παίζει στην συναρμογή με την κεφαλή και για την μοντελοποίηση της χρησιμοποιήθηκαν δεδομένα από μετρήσεις με CMM. Προστέθηκε στην τελική γεωμετρία με την δημιουργία επιπέδου (referenceplane) στο Geomagic στο επιθυμητό επίπεδο για την επίτευξη της επιθυμητής ακρίβειας.

### 3.2.2 Αποτύπωση της κεφαλής και του κώνου συναρμογής με χρήση μηχανής CMM

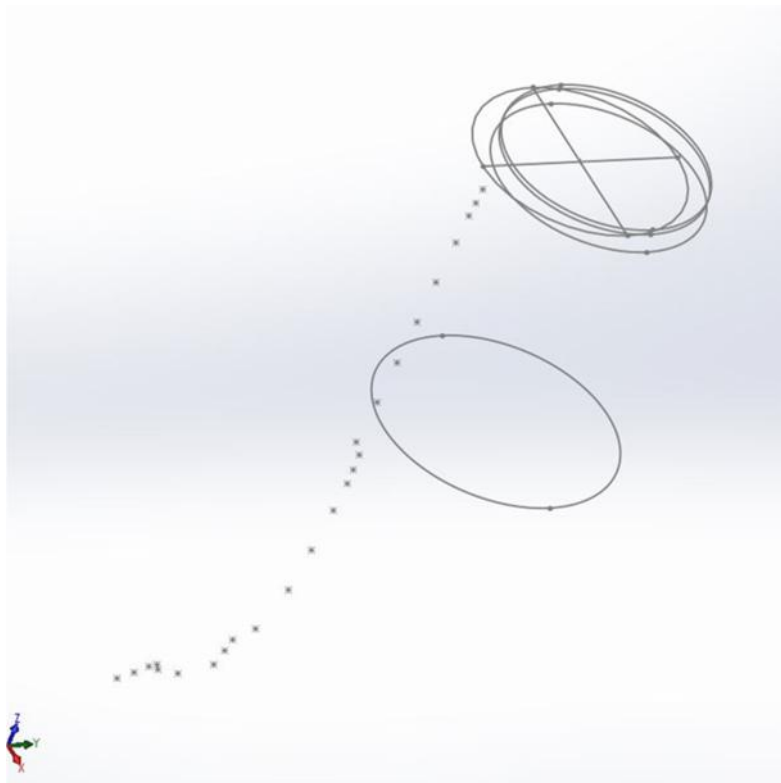
Δεδομένης της μορφολογίας του μοσχεύματος και του επιθυμητού στόχου που είναι η μείωση της φθοράς του πολυαιθυλενίου, θεωρήθηκε εξαιρετικής σημασίας η κωνική συναρμογή μεταξύ κεφαλής και κώνου ως αυτή η οποία μεταφέρει τα φορτία και ως το πιο συγκεντρωμένο στοιχείο μεταφοράς δυνάμεων στην εν λόγω κατασκευή. Με βάση αυτό, θεωρήθηκε αναγκαία η ακριβέστερη αποτύπωση των διαστάσεων με χρήση της Bridged CMM του εργαστηρίου Αντίστροφου Σχεδιασμού και Ταχείας Κατασκευής Πρωτοτύπων και Εργαλείων της σχολής μας και την πολύτιμη συμβολή του Δρ. Γ.Καϊσαρλή. Η δυσκολία αποτύπωσης του κώνου κυρίως είχε να κάνει με την στήριξη του μοσχεύματος στην βάση της CMM. Παρόλα αυτά, τέτοιου είδους προβλήματα αντιμετωπίστηκαν επιτυχώς και προέκυψαν οι παρακάτω μετρήσεις.



Σχήμα 14: Διαδικασία αποτύπωσης με CMM

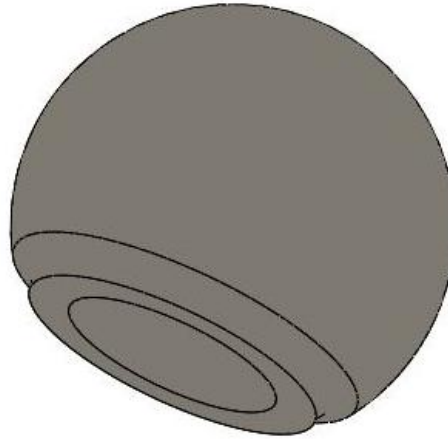


Σχήμα 15: Σημεία αναφοράς για το σχεδιασμό της κεφαλής συμπεριλαμβανομένης της κωνικής διαμόρφωσης με χρήση CMM

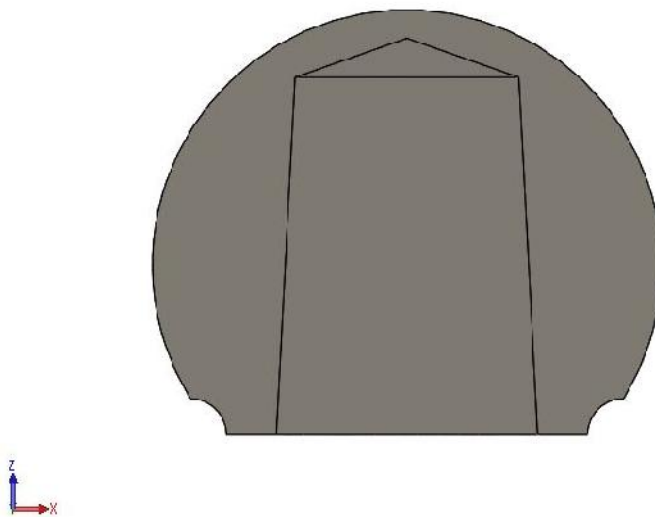


Σχήμα 16: Αντίστοιχες μετρήσεις για την γεωμετρία του κώνου συναρμογής και την θέση του σε σχέση με το stem

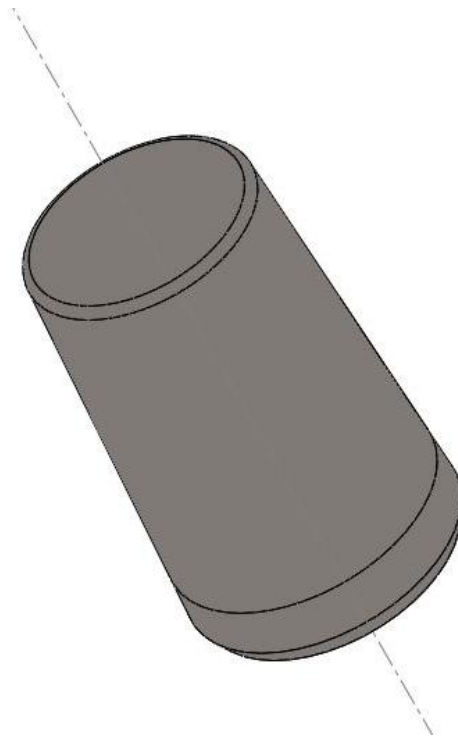
Εν συνεχεία, τα παραπάνω δεδομένα επεξεργάστηκαν στο λογισμικό Solidworks για να προκύψουν τα στερεά μοντέλα των τεμαχίων από τα οποία αποτελείται το μόσχευμα ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου και προέκυψαν τα παρακάτω 3D μοντέλα.



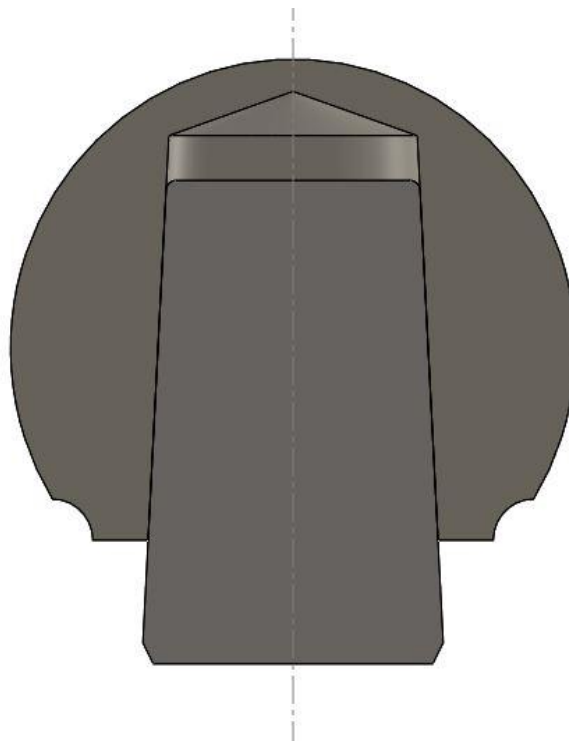
Σχήμα 17: Ισομετρική όψη της κεφαλής



Σχήμα 18: Πρόοψη της κεφαλής σε τομή όπου φαίνεται η κωνική διαμόρφωση



Σχήμα 19: Ισομετρική όψη του κώνου συναρμογής



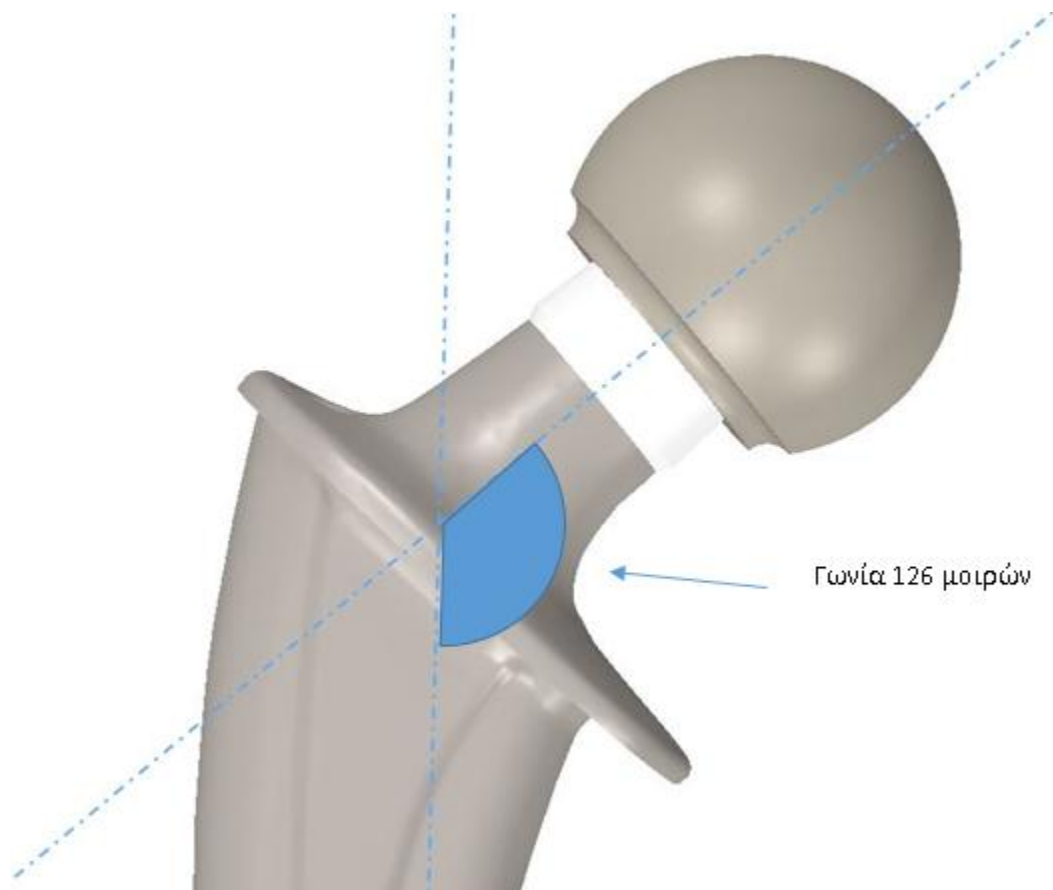
Σχήμα 20: Πρόοψη σε τομή του συναρμολογήματος κώνου κεφαλής

Αξίζει να γίνει αναφορά στην συναρμογή μεταξύ κώνου και σφαίρας. Σύμφωνα με την διεθνή βιβλιογραφία, το standard practice στο σχεδιασμό μοσχευμάτων ολικής αρθροπλαστικής ισχίου είναι η δημιουργία μιας αφ' εαυτού σταθερής σύνδεσης μέσω κωνικής σφικτής συναρμογής (Morse Taper). Πράγματι στο μόσχευμα που μετρήθηκε η όποια διαφορά στην γωνία κώνου σφαίρας και αρσενικού κώνου είναι εντός του πεδίου ανοχών κλάσης IT5 με βάση το British Standard [15] για κωνικές συναρμογές όπου για αυτήν την κλάση η μικρότερη

μπορεί να θεωρηθεί αφ' εαυτού σταθερή η σύνδεση μιας σφιχτής συναρμογής. Άρα μπορεί να θεωρηθεί ίδια ημιγωνία κώνου για τον κώνο και την κωνική διαμόρφωση της σφαίρας. Αυτό μας βοηθά ιδιαίτερα στην ανάλυση που θα ακολουθήσει δεδομένου πώς στον μεν αυχένα τιτανίου λόγω του μεγάλου συντελεστή τριβής μεταξύ τιτανίου και ανοξείδωτου χάλυβα μπορεί να θεωρηθεί πώς μεταξύ των δυο τεμαχίων δεν υπάρχει καμία σχετική κίνηση συνεπώς έχουμε Bonded contact. Η μοντελοποίηση της προέκτασης που προκύπτει από το Interference fit, εκτιμώντας την δύναμη που μπορεί να ασκηθεί από ένα κρουστικό φορτίο στο χειρουργείο δεδομένου πώς η συναρμογή επιτυγχάνεται με χρήση ενός σφυριού. Προσεγγίστηκε με την μετατόπιση της σφαίρας σε σχέση με τον κώνο κατά **0,01mm** και εφόσον  $\cos(4^\circ) \approx 1$  όπου  $4^\circ$  η ημιγωνία κώνου. Τότε επιτυγχάνεται Interference περίπου **0,01mm**. Στην περίπτωση του αυχένα από PEEK κρίθηκε αναγκαία η πραγματοποίηση contact analysis , που παρουσιάζεται στο κεφάλαιο 4, για να προσδιοριστεί το interference fit ώστε να μην υπάρχει ολίσθηση ικανή να αλλοιώσει τα αποτελέσματα της μελέτης.

### 3.2.3 Τελικό CAD μοντέλο του μοσχεύματος ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου

Τέλος, όπως προαναφέρθηκε έγινε συναρμολόγηση του κώνου στο σώμα του μοσχεύματος σε επίπεδο 3D μοντέλου ούτως ώστε να θεωρούνται ένα σώμα σε κατάλληλη θέση ώστε να παραμένει η γωνία των  $126^\circ$  μεταξύ κώνου και μέσης γραμμής του μοσχεύματος όπως περιγράφονται από τον κατασκευαστή και φαίνεται στην εικόνα 14. Στην εικόνα 15 παρουσιάζεται το τελικό συναρμολόγημα που αποτελεί την βάση για την FEM ανάλυση.



Σχήμα 21: Γωνία αξόνων κώνου και στελέχους  $126^\circ$





Σχήμα 22: Τελικό συναρμολόγημα που χρησιμοποιήθηκε

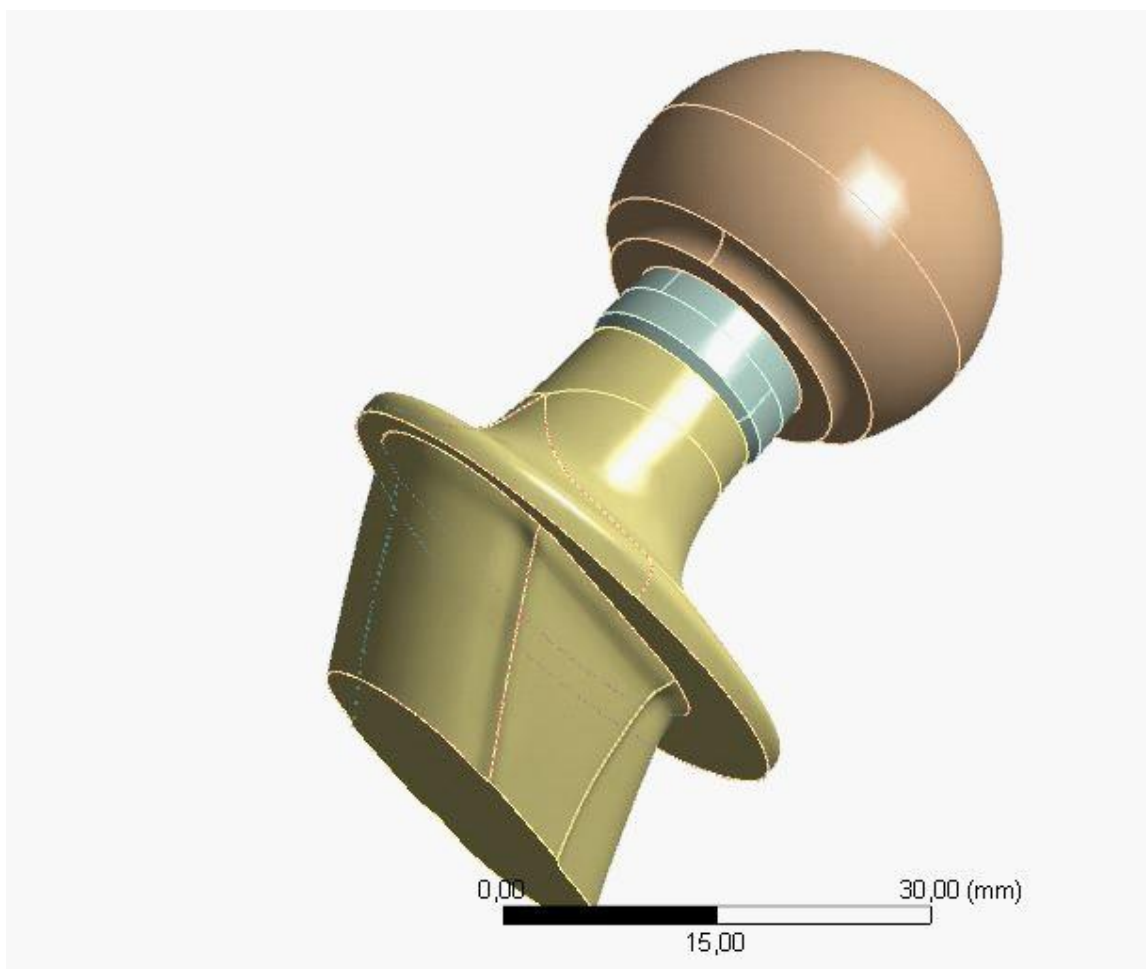
## 4. Δημιουργία προκαταρκτικού μοντέλου για FEM ανάλυση

### 4.1 Ανάλυση τασικού πεδίου στο υπάρχον εμφύτευμα με χρήση FEA

Προκειμένου να διερευνηθεί η προτεινόμενη λύση ήταν αναγκαίος ο προσδιορισμός της εντατικής κατάστασης του εμφυτεύματος σε συνθήκες απλής βάρδισης. Θεωρήθηκε για τις ανάγκες της παρούσας μοντελοποίησης ότι το μόσχευμα αποτελείται από τα παρακάτω υλικά:

- Stem και κώνος συναρμογής από κράμα τιτανίου
- Κεφαλή από ανοξείδωτο χάλυβα

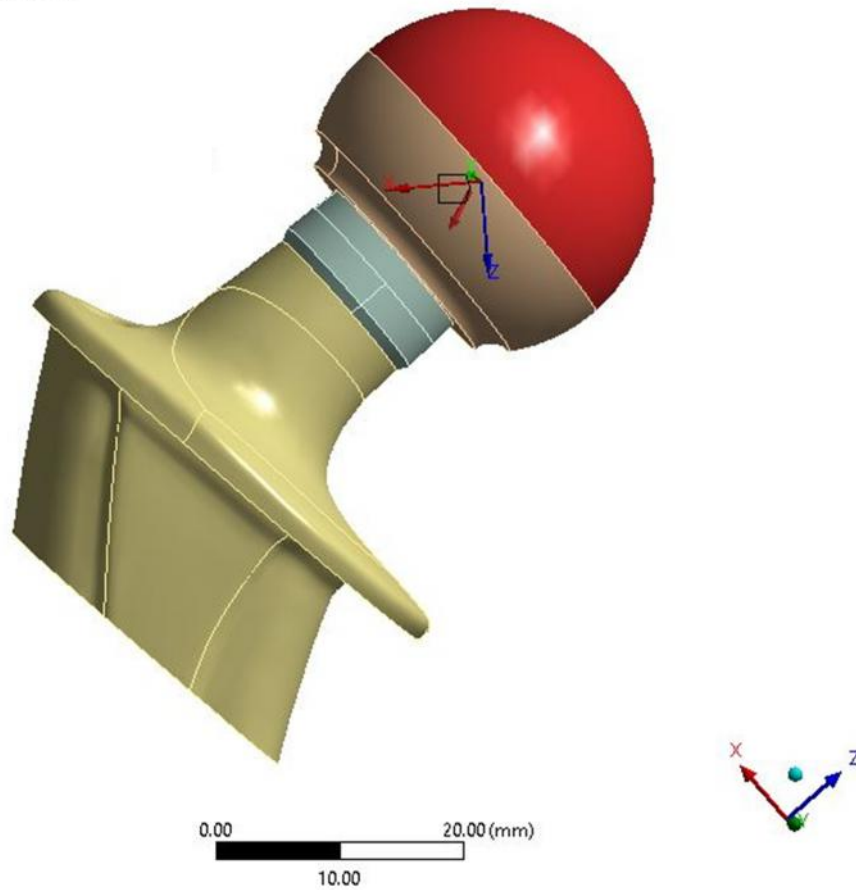
Με βάση τα παραπάνω υλικά και προσεγγίζοντας τη σφιχτή συναρμογή μεταξύ κεφαλής και κώνου ως interference μέτρου **0,01mm** μεταξύ κώνου και κωνικής διαμόρφωσης σφαίρας (βλ. κεφ3). Επίσης, πάρθηκε υπόψιν ο συντελεστής τριβής μεταξύ τιτανίου και χάλυβα ίσος με  $\mu=0,25$ . Με βάση τις παραπάνω παραδοχές, καταστρώθηκε το παρακάτω μοντέλο στο λογισμικό ANSYS και έγινε transient μελέτη με βάση τα δεδομένα του gait analysis (βλ. Διάγραμμα 1). Να σημειωθεί πως για την αναγωγή των μονάδων από ποσοστό του σωματικού βάρους σε **N** πάρθηκε υπόψιν το μέσο σωματικό βάρος των τεσσάρων ασθενών της μελέτης, που όπως προκύπτει από τον πίνακα 1 κεφάλαιο 1 είναι **83,6Kg**. Το Μοντέλο παρουσιάζεται στο επόμενο σχήμα.



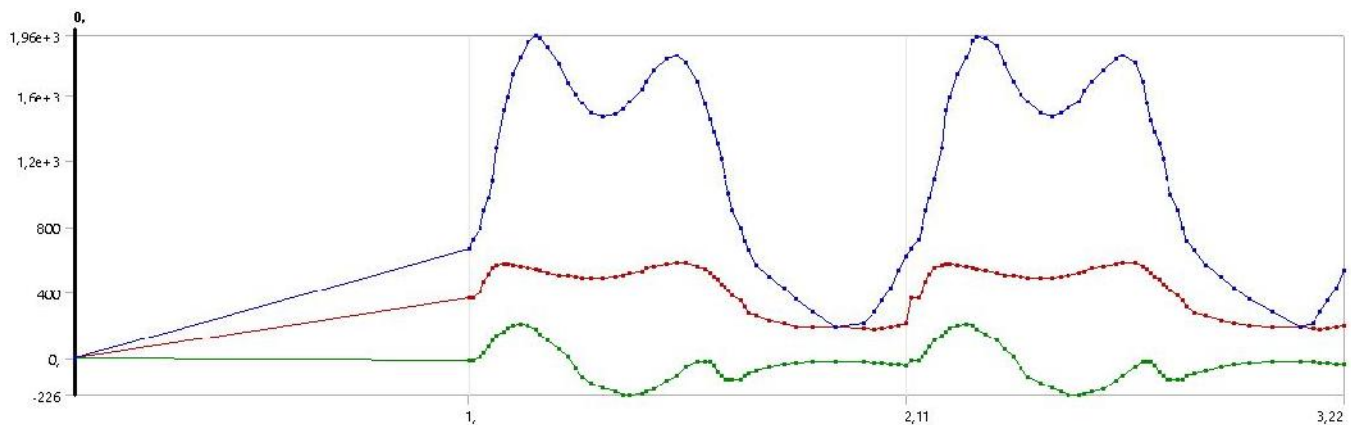
Σχήμα 23: Μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε για FEA

Ακολουθούντα σχήματα που παρουσιάζεται η φόρτιση τα χαρακτηριστικά του πλέγματος.

A: Transient Structural Ti Neck  
Remote Force

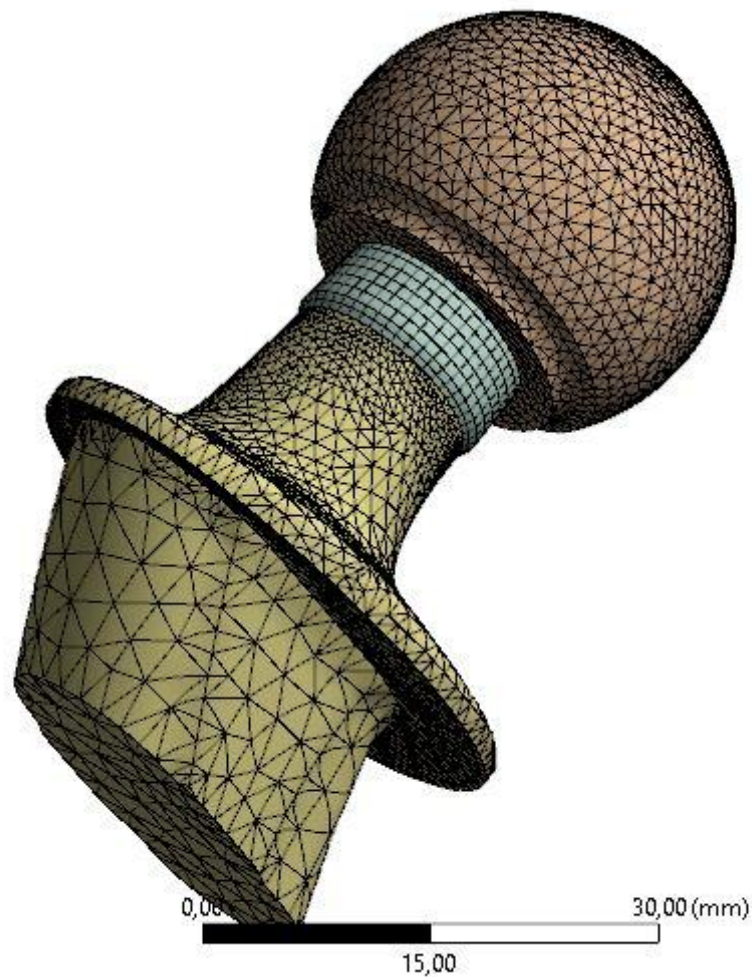


Σχήμα 24: Διεύθυνση της συνισταμένης δύναμης στο σωματόδετο σύστημα συντεταγμένων της κεφαλής

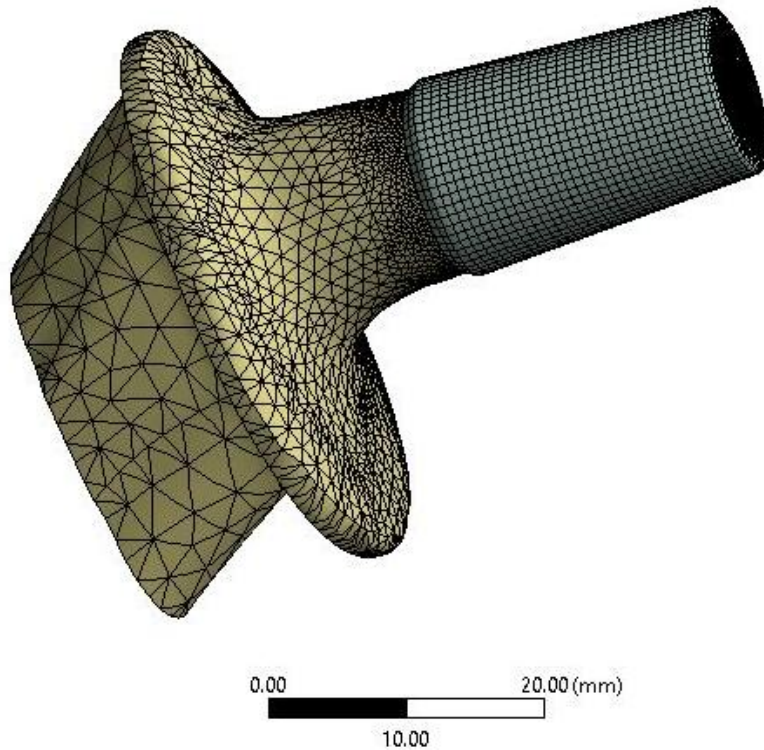


Διάγραμμα 3: Προφίλ φορτίσεων ανά συνιστώσα συναρτήσει του χρόνου Z μπλε χρώμα, Y πράσινο, X κόκκινο. Οι διευθύνσεις αντιστοιχούν στο σωματόδετο σύστημα συντεταγμένων της κεφαλής.

Το σύστημα θεωρήθηκε πακτωμένο στο τμήμα του stem που βρίσκεται μέσα στο ισχιακό οστό. Τα φορτία θεωρήθηκε πώς ασκούνται στο γεωμετρικό κέντρο της σφαιρικής κεφαλής και η επίπεδη επιφάνεια στην κορυφή του ισχιακού οστού θεωρήθηκε πώς καταπονείται μόνο σε συμπίεση. Όσον αφορά την συναρμογή μεταξύ κεφαλής και κώνου, θεωρήθηκε πώς συναρμόζονται με ένα Interference fit (βλ. Κεφάλαιο 3) το οποίο υπολογίστηκε με βάση την ανάλυση που έγινε στο κεφάλαιο 3 παράγραφο 3.2.2. Με βάση αυτό, θεωρήθηκε πώς υπάρχει interference της τάξης των 10μm στην περίπτωση του κώνου τιτανίου και των 20μm στην περίπτωση κώνου από PEEK ή νανοσύνθετο υλικό. Εν συνεχεία πραγματοποιήθηκε contact analysis σε περιβάλλον ANSYS, ώστε να διαπιστωθεί αν υπάρχει ολίσθηση του ενός σώματος πάνω στο άλλο. Τα αποτελέσματα αυτής της ανάλυσης παρουσιάζονται στο κεφάλαιο 5, Σχ.36.



Σχήμα 25: Υπολογιστικό πλέγμα για την FEA Ανάλυση



Σχήμα 26 : Υπολογιστικό πλέγμα στον κώνο συναρμογής

Αναφορικά με το υπολογιστικό πλέγμα, αυτό αποτελείται από 53253 στοιχεία με 116720 κόμβους. Όπως φαίνεται και από το σχήμα, χρησιμοποιήθηκαν τετραεδρικά στοιχεία Tet10 για τις γεωμετρίες της κεφαλής και του stem, τα οποία θα μπορούσαν να αντιμετωπιστούν και ως πλήρως ανένδοτα στοιχεία. Για τον αυχένα, που αποτελεί και την περιοχή ενδιαφέροντος, χρησιμοποιήθηκαν εξαεδρικά εικοσακομβικά Hex20. Σημειώνεται πως πραγματοποιήθηκε ανάλυση ευαισθησίας πλέγματος με κριτήριο το element size των εξαεδρικών στοιχείων του κώνου συναρμογής και χρήση των mesh metrics του περιβάλλοντος ANSYS. Για element size μικρότερο του 1,2mm υπήρξαν ταυτόσημα αποτελέσματα με απόκλιση κάτω του 0,1%. Πραγματοποιήθηκαν runs μέχρι και για element size 0,5mm όμως στα μοντέλα χρησιμοποιήθηκε element size 0,9mm για εξοικονόμηση υπολογιστικών πόρων [17]. Τα αποτελέσματα που εξήχθησαν από το μοντέλο με υλικό αυχένα το τιτάνιο παρουσιάζονται στα επόμενα σχήματα.

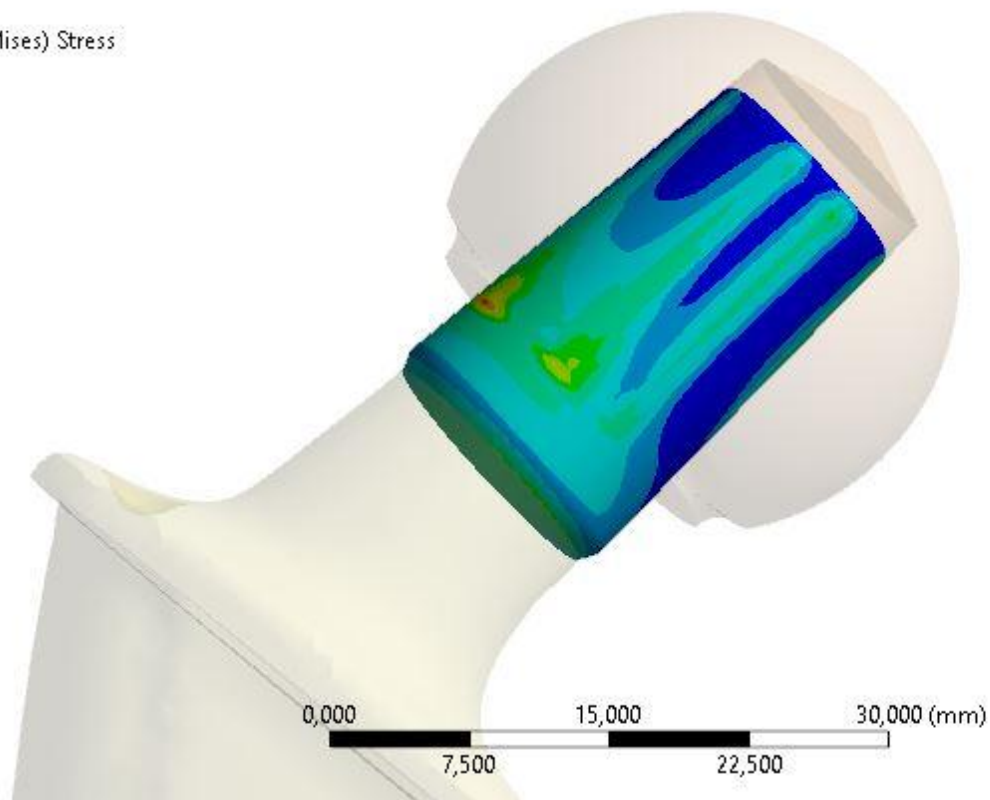
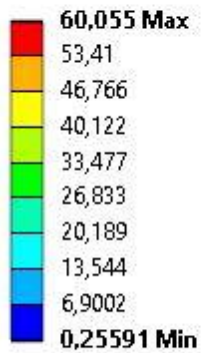
### A: Transient Structural Ti Neck

Equivalent Stress

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1,16

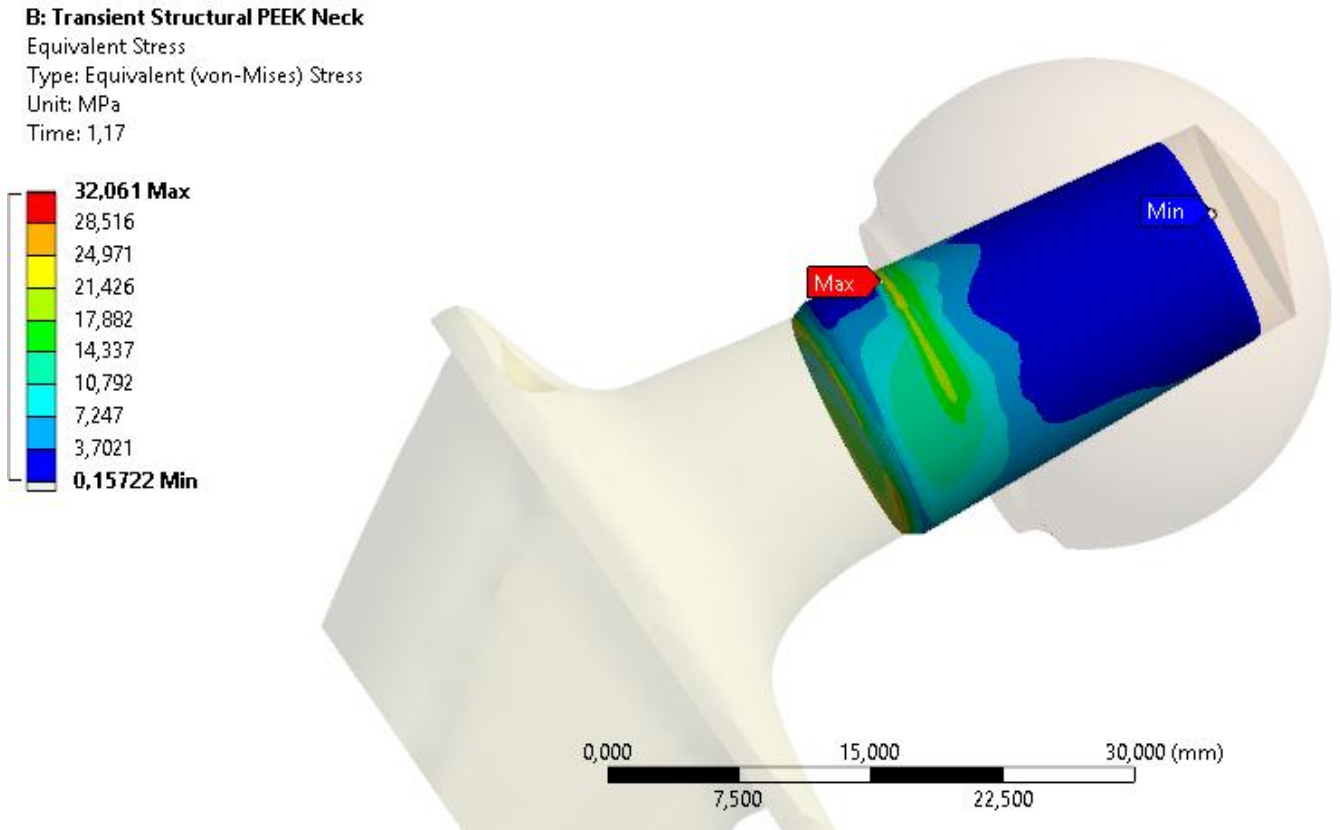


Σχήμα 27 : Μέγιστη Ισοδύναμη ορθή τάση κατά von-Mises που εμφανίζεται σε αυχένα τιτανίου

Συμπεραίνουμε πώς οι τιμές των καταπονήσεων στον κώνο συναρμογής είναι αρκετά μικρές ενώ οι ακραίες τιμές τάσεων παρατηρούνται στα άκρα της επιφάνειας συναρμογής. Με βάση τα παραπάνω αποτελέσματα πραγματοποιήθηκε μια ακόμα ανάλυση με τα ίδια ακριβώς χαρακτηριστικά αλλάζοντας όμως το υλικό του κώνου από τιτάνιο σε PEEK ώστε να διερευνηθεί κατά πόσο η ιξωδοελαστική συμπεριφορά του PEEK μπορεί να συνεισφέρει στο επιθυμητό damping.

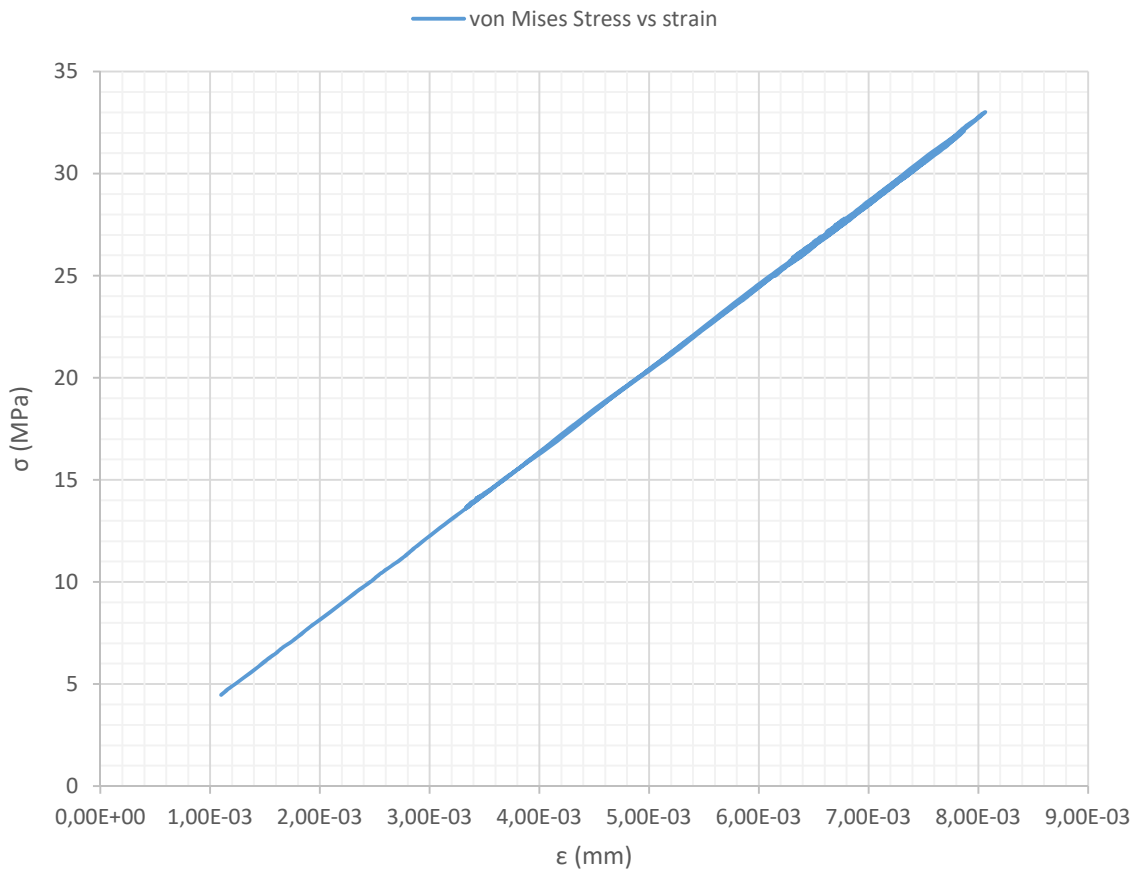
## 4.2 Ανάλυση εμφυτεύματος με κώνο συναρμογής από PEEK

Το μοντέλο που χρησιμοποιήθηκε για την διερεύνηση της συμβολής του PEEK είναι ακριβώς ίδιο με αυτό του τιτανίου. Τα αποτελέσματα από το συγκεκριμένο μοντέλο παρουσιάζονται στα επόμενα σχήματα.



Σχήμα 28 : Μέγιστη Ισοδύναμη ορθή τάση κατά von-Mises που εμφανίζεται σε αυχένα PEEK. Η μέγιστες τιμές μπορούν να αγνοηθούν ως αριθμητικά σφάλματα λόγω του αριθμητικού πλέγματος.

Όπως ήταν αναμενόμενο, το PEEK εμφανίζει χαμηλότερες τιμές μέγιστης τάσης ως ενδοτικότερο από το τιτάνιο. Από τον χρωματικό χάρτη προκύπτει ότι η αντίστοιχες μέγιστες τιμές τις τάσης κατά von Mises είναι αρκετά χαμηλές. Παράλληλα επιβεβαιώνεται πώς το PEEK συμβάλει ελάχιστα στην απόσβεση λόγω της ιξωδοελαστικής συμπεριφοράς του όπως φαίνεται και από το παρακάτω διάγραμμα δύναμης-παραμόρφωσης στην κύρια διεύθυνση της φόρτισης (άξονας Z του σωματόδετου συστήματος συντεταγμένων του σχ 1.4)



Διάγραμμα 4: Ισοδύναμη ορθή τάση συναρτήσει παραμόρφωσης για τον αυχένα από PEEK

Παρατηρούμε πως η μορφή του διαγράμματος είναι γραμμική. Συμπεραίνουμε λοιπόν πως η συνεισφορά της ιξωδοελαστικής συμπεριφοράς του PEEK είναι μηδενική γεγονός που εξηγείται με βάση την πολύ μικρή συχνότητα του φαινομένου  $f < 1Hz$  εφόσον η διάρκεια ενός κύκλου είναι 1,11sec.

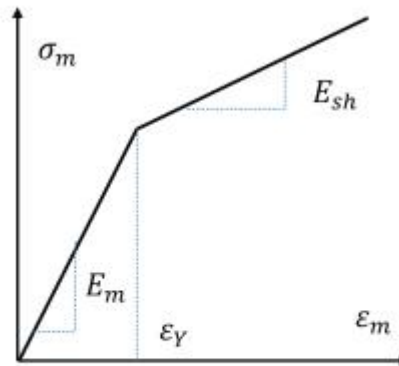
### 4.3 Μοντελοποίηση του νανοσύνθετου υλικού PEEK-CNTs/ 1ο Μοντέλο

Προκύπτει λοιπόν άμεσα η ανάγκη να μοντελοποιηθεί το stick-slip φαινόμενο του νανοσύνθετου υλικού σε ένα μοντέλο για FEA. Είναι σαφές πως το υλικό που θα προκύψει θα έχει ορθοτροπικά χαρακτηριστικά μια και θα έχει αυξημένο μέτρο ελαστικότητας στην διεύθυνση των ινών εως ότου αναπτυχθεί ορθή τάση  $\sigma_c$  που αντιστοιχεί στην  $\tau_c$  όπως αναλύθηκε στο κεφάλαιο 1.

Για νανοσύνθετο με περιεκτικότητα σε CNT 1%, 3%, 10% κατά όγκο η αντίστοιχη  $\sigma_c$  είναι αντίστοιχα **6,7 MPa, 11,0 MPa, 21,7 MPa** [13]. Από το διάγραμμα 2.1 είναι εμφανές ότι το διάγραμμα τάσεων παραμορφώσεων για περιεκτικότητα 1% είναι αυτό που θα συνεισφέρει τα μέγιστα στο damping, δεδομένου ότι η κλειστή καμπύλη κυκλικής φόρτισης για περιεκτικότητα 1% περικλείει την μεγαλύτερη επιφάνεια για



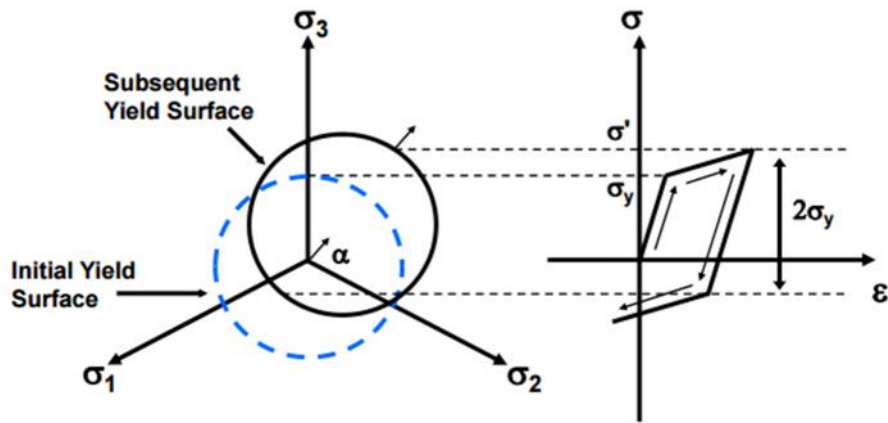
καταπονήσεις με χαμηλές τιμές τάσεων όπως αυτές που αναπτύσσονται στην μεγαλύτερη επιφάνεια και συνεπώς όγκο του αυχένα. Πραγματοποιήθηκε ανάλυση για νανοσύνθετο με περιεκτικότητα CNTs 1% κατ' όγκο. Η καμπύλη υστέρησης αρχικά προσεγγίστηκε ως μία διπαραμετρική γραμμική καμπύλη, όπως περιγράφεται από τους M.M.S Dwaikat, C.Spitas, V.Spitas [12] και παρουσιάζεται στο επόμενο σχήμα.



(a) Bi-linear plasticity model

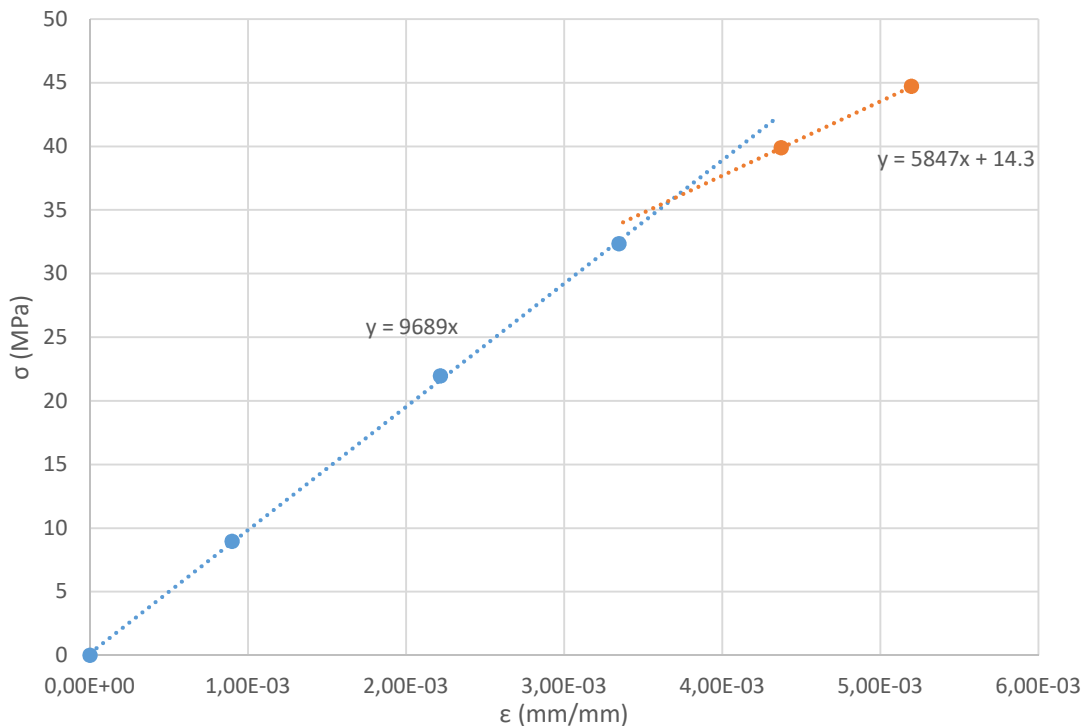
Σχήμα 29: Διπαραμετρική καμπύλη τάσεων παραμορφώσεων του νανοσύνθετου όπου  $E_m$  το μέτρο ελαστικότητας του νανοσύνθετου και  $E_{sh}$  το μέτρο ελαστικότητας της μήτρας μετά την ολίσθηση

Προκρινόμενου να εισαχθεί το συγκεκριμένο μοντέλο υλικού στο ANSYS χρησιμοποιήθηκε το μοντέλο του Bilinear Kinematic Hardening [18]. Ενα υλικό σε κυκλική φόρτιση όταν ξεπερνά το όριο διαρροής του σε μία φόρτιση παραμορφώνεται και ανατάσσει την εσωτερική του δομή κατά τέτοιο τρόπο ώστε να μπορεί να παραλάβει ακόμα μεγαλύτερες τάσεις. Αυτή την συμπεριφορά περιγράφουν διάφορα μοντέλα πλαστικότητας όπως και αυτό που επιλέχθηκε. Επίσης, το εν λόγω μοντέλο παρουσιάζει και το πλεονέκτημα πώς μπορεί να περιγράψει και ορθοτροπικά υλικά που εμφανίζουν τέτοια συμπεριφορά αλλά και να ενσωματώνει το φαινόμενο Bauschinger που είναι απαραίτητο για να μοντελοποιηθεί το φαινόμενο της υστέρησης κατά την κυκλική φόρτιση. Με βάση το παραπάνω μοντέλο, αυτό το φαινόμενο παρίσταται στο πεδίο των κύριων τάσεων ως μια μετατόπιση της επιφάνειας φόρτισης στην διεύθυνση της φόρτισης, ώστε το υλικό να συνεχίσει να συμπεριφέρεται σαν ελαστικό με άλλο πλέον μέτρο ελαστικότητας. Σε περιβάλλον ANSYS αυτό το μοντέλο δίνει τη δυνατότητα να μοντελοποιηθούν και ορθοτροπικά υλικά όπως το εν λόγω νανοσύνθετο.



Σχήμα 30: Περιγραφή του Kinematic Hardening στο πεδίο των κύριων τάσεων [17]

Για τον προσδιορισμό των μηχανικών ιδιοτήτων του μακρο-μοντέλου που κατασκευάστηκε χρησιμοποιήθηκαν καμπύλες που παρέχονται στην βιβλιογραφία [13] για τις διάφορες περιεκτικότητες CNTs στην μήτρα από ΡΕΕΚ. Με βάση διάφορα σημεία αυτών των καμπύλων έγινε η διγραμμική προσέγγιση για την παραμετροποίηση του μοντέλου Bilinear Kinematic Hardening στο ANSYS. Η εν λόγω προσέγγιση παρουσιάζεται στο παρακάτω διάγραμμα.



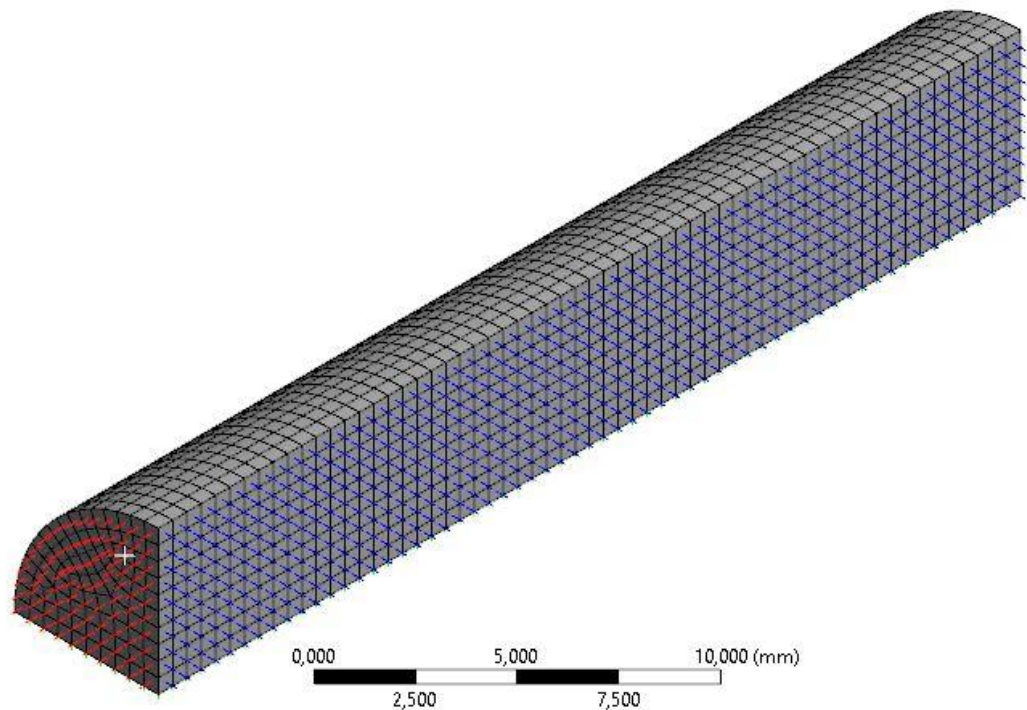
Διάγραμμα 5: Διπαραμετρική προσέγγιση καμπύλης ελαστικότητας ΡΕΕΚ-CNTvf1%. Ο συντελεστής του αγνώστου  $x$  της εξίσωσης αναδρομής δίνει το μέτρο ελαστικότητας για το συγκεκριμένο τμήμα ενώ το σημείο τομής ορίζει μονοσήμαντα την κρίσιμη τάση ολίσθησης  $\sigma_c$

Για να διαπιστωθεί αν πράγματι μια τέτοια μοντελοποίηση ανταποκρίνεται στη συμπεριφορά του υλικού όπως περιγράφεται στην διεθνή βιβλιογραφία καταστρώθηκε ένα μοντέλο ενός στερεού διατομής τεταρτοκυκλίου ακτίνας 5mm ύψους 30mm όπου έγιναν υπολογισμοί σε δοκιμή μονοαξονικού εφελκυσμού για την φόρτιση με ίνες παράλληλες και κάθετες στην διεύθυνση της φόρτισης. Αντίστοιχα η στήριξη στη βάση του όπως και στις δύο επίπεδες παράπλευρες επιφάνειες, θεωρήθηκαν κυλίσεις ώστε να μην περιοριστεί η όποια επίδραση του φαινομένου Poisson για την περίπτωση που οι ίνες είναι κάθετες στην φόρτιση. Αγνοήθηκε η μεταβολή της περιφερειακής πίεσης στην ίνα λόγω φαινομένου Poisson. Στα επόμενα σχήματα παρουσιάζονται οι γεωμετρίες του δοκιμίου σε περιβάλλον ANSYS και τα ανάλογα αποτελέσματα σε μορφή διαγραμμάτων.

#### Element Orientation

Element Orientation

- X Axis
- Y Axis
- Z Axis

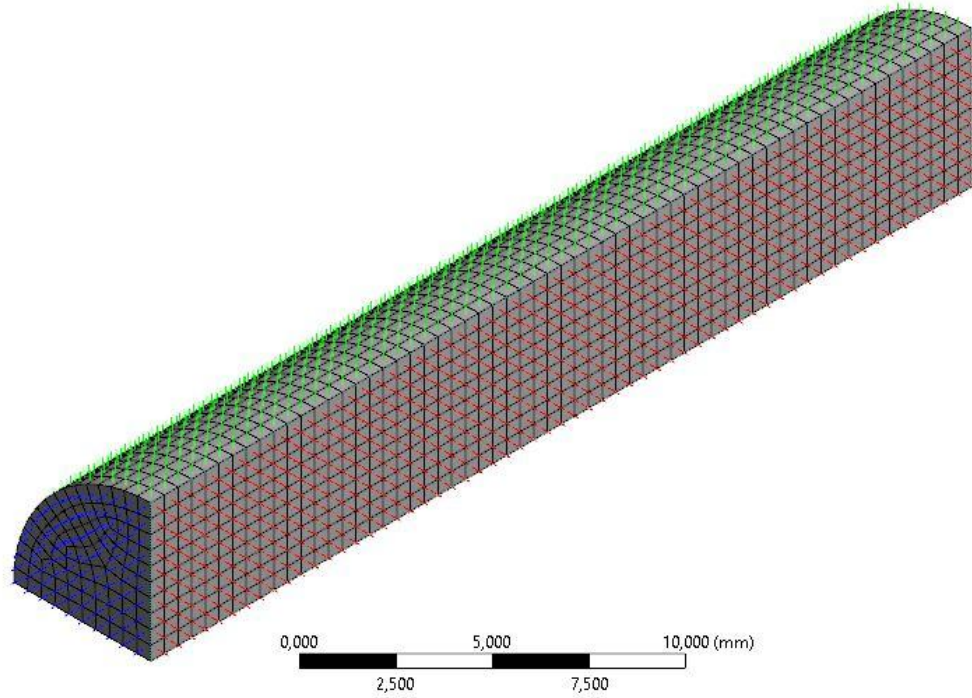


Σχήμα 31: Προσανατολισμός των FE για εφελκυσμό ομοαξονικά με την ενίσχυση. X η διεύθυνση της ενίσχυσης.

**Element Orientation**

Element Orientation

- X Axis
- Y Axis
- Z Axis



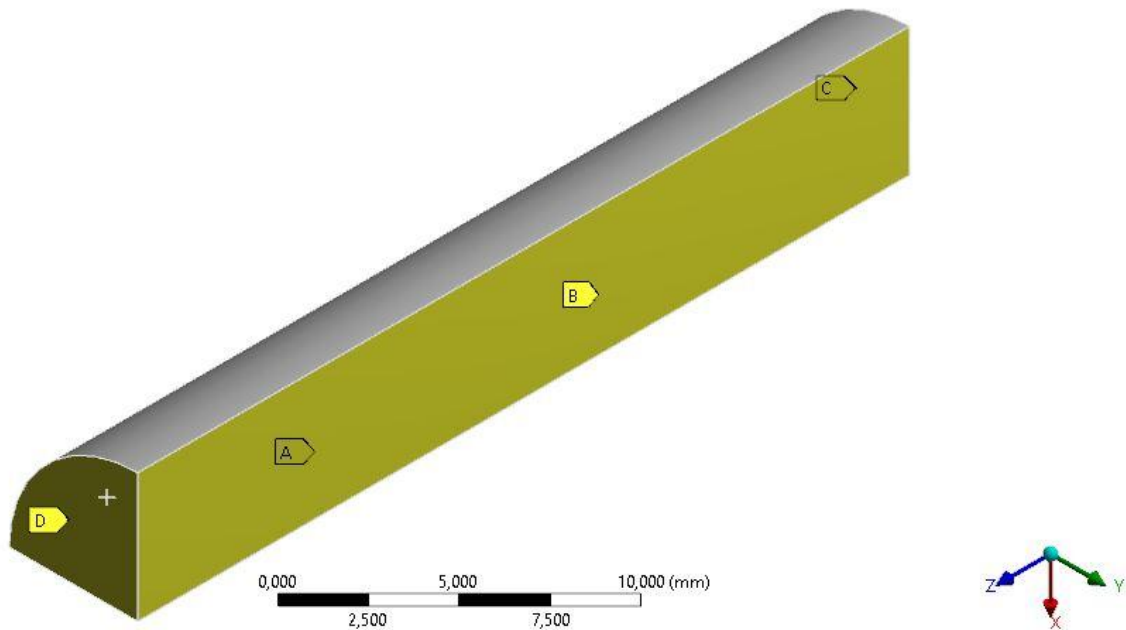
Σχήμα 32: Προσανατολισμός των FE για εφελκυσμό κάθετα στην ενίσχυση. X η διεύθυνση της ενίσχυσης.

**G: Orthotropic multilinear model**

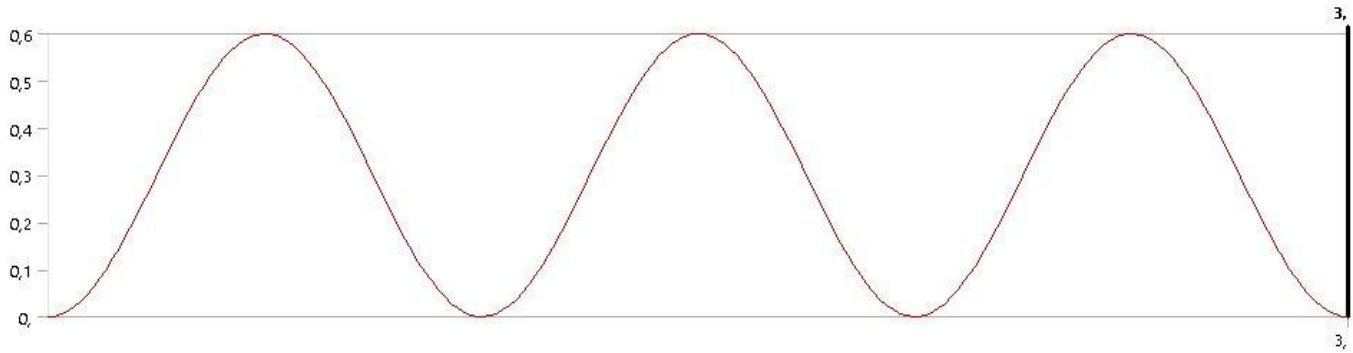
Transient

Time: 3, s

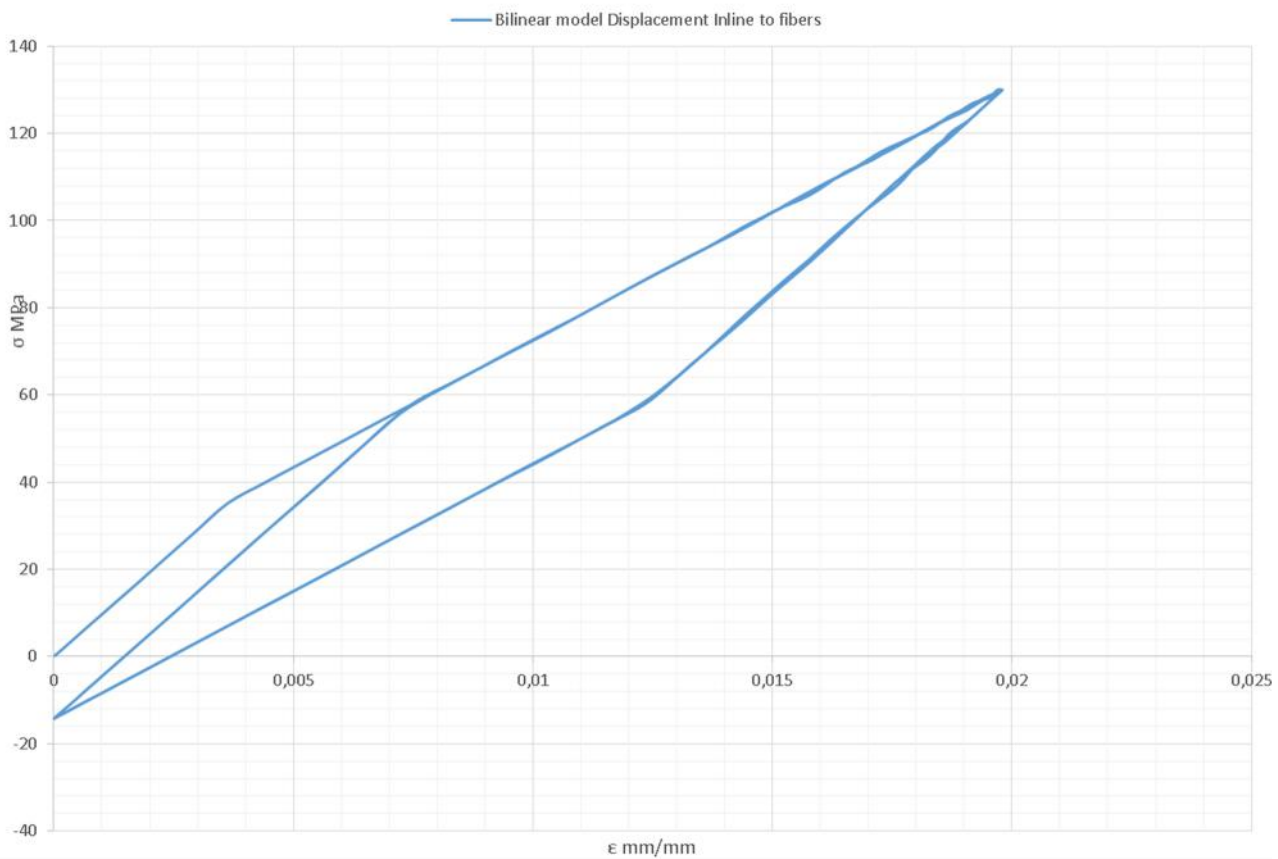
- A Displacement
- B Displacement 2
- C Displacement 3
- D Displacement 4



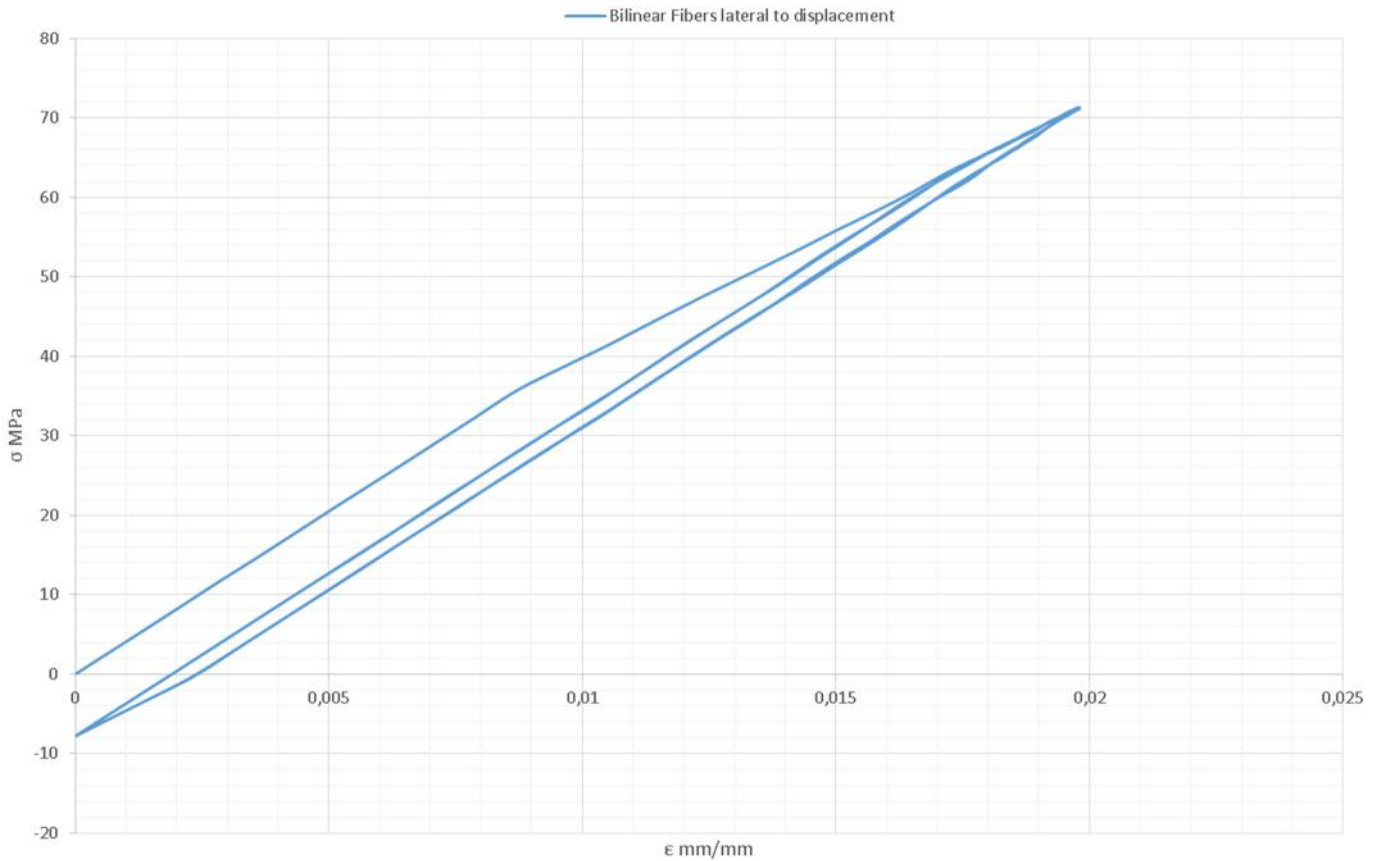
Σχ:33 Συνοριακές συνθήκες μοντέλου: A,B, Cκυλίσεις, DΕπιφάνεια εφαρμογής του εναλλασσόμενου εφελκυσμού παράλληλο στον διαμήκη άξονα του δοκιμίου



Διάγραμμα 6: Προφίλ του εναλλασσόμενου εφελκυσμού με συχνότητα 1Hz.



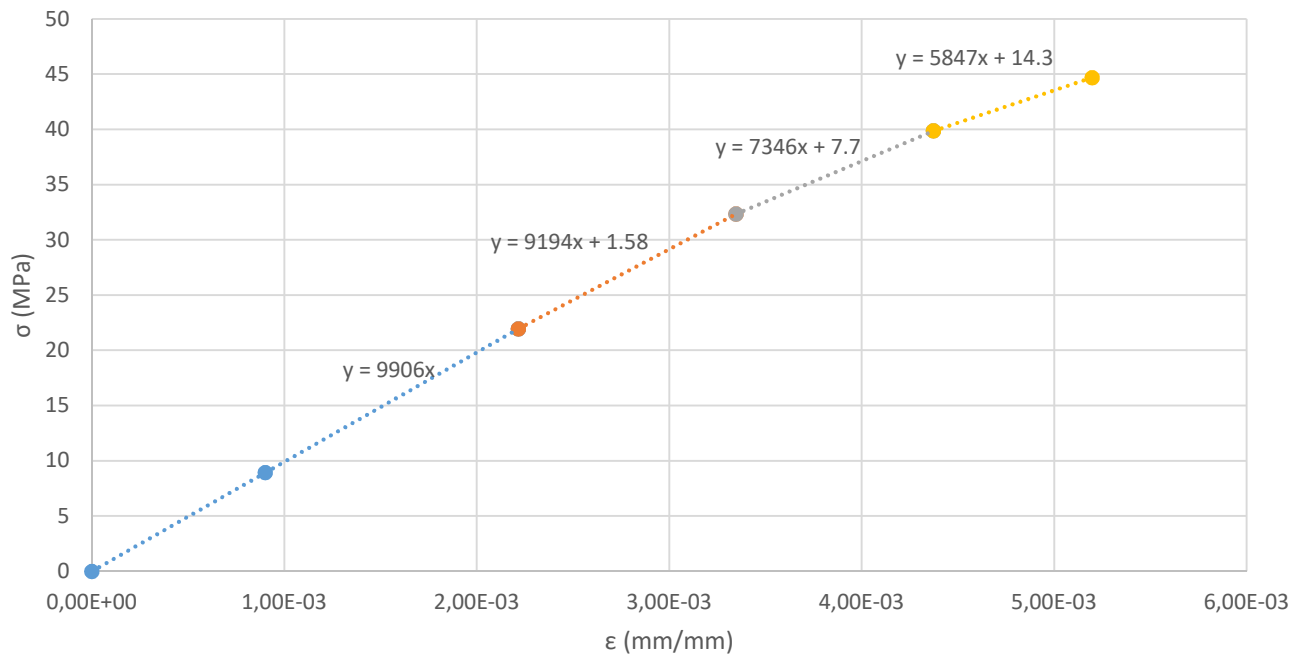
Διάγραμμα 7: Καμπύλη τάσεων παραμορφώσεων του υλικού σε μονοαξονικό εφελκυσμό παράλληλο στις ίνες του νανοσύνθετου



Διάγραμμα 8: Καμπύλη τάσεων παραμορφώσεων του υλικού σε μονοαξονικό εφελκυσμό κάθετο στις ίνες του νανο-σύνθετου

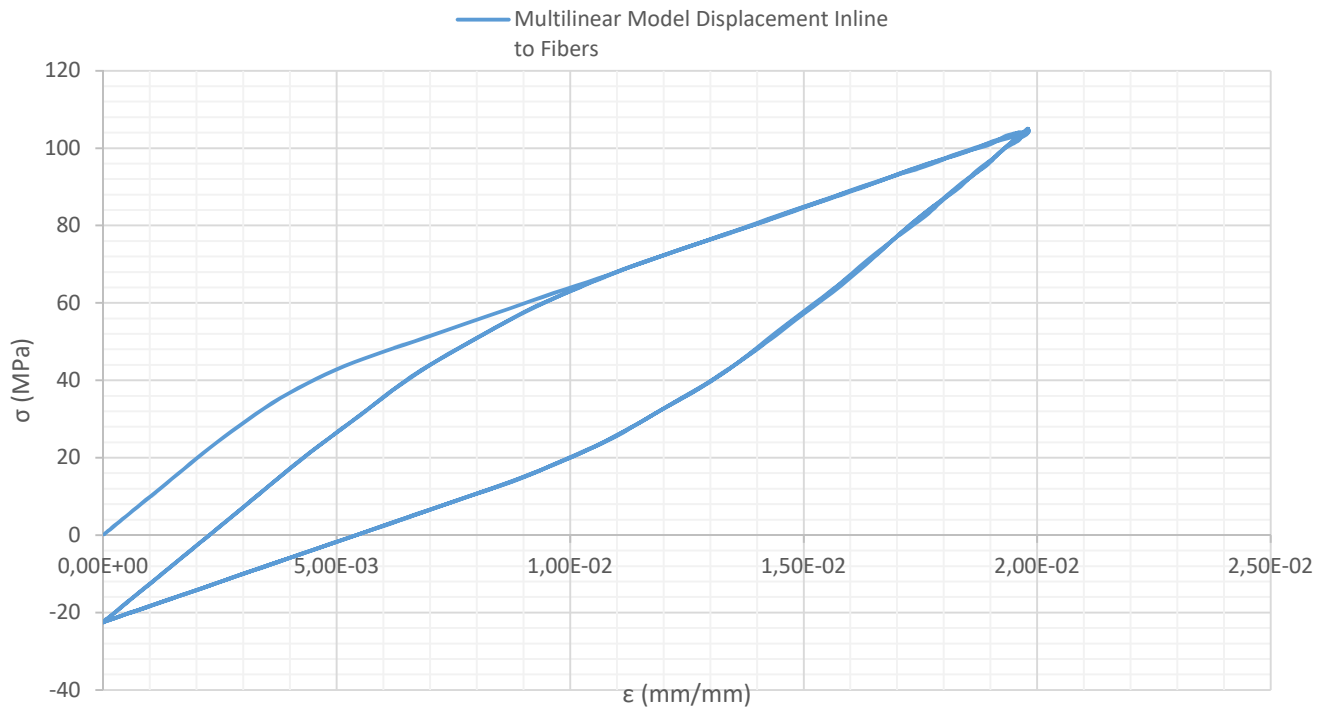
#### 4.4 Μοντελοποίηση του νανοςύνθετου υλικού PEEK-CNTs/2ο Μοντέλο

Παρόλο που το προηγούμενο μοντέλο έδωσε αρκετά καλά αποτελέσματα, θεωρήθηκε αναγκαίο να καταστρωθεί ένα νέο μοντέλο το οποίο θα προσεγγίζει λεπτομερέστερα την συμπεριφορά του νανοςύνθετου υλικού. Δεδομένου πώς ένα διπαραμετρικό μοντέλο αγνοούσε την σταδιακή πτώση του μέτρου ελαστικότητας και κατά συνέπεια δημιουργούσε μια πολύ μεγάλη περιοχή όπου το υλικό συμπεριφερόταν γραμμικά αλλά με πολύ χαμηλό μέτρο ελαστικότητας και συνεπώς η επιφάνεια που περιέκλειε η καμπύλη υστέρησης υπήρχε η περίπτωση να είναι αρκετά μεγαλύτερη από την πραγματική. Το μοντέλο καταστρώθηκε και πάλι για 1% περιεκτικότητα σε PEEK. Αυτή τη φορά όμως χρησιμοποιήθηκε προσέγγιση με τέσσερα γραμμικά τμήματα όπως φαίνεται στο παρακάτω διάγραμμα.

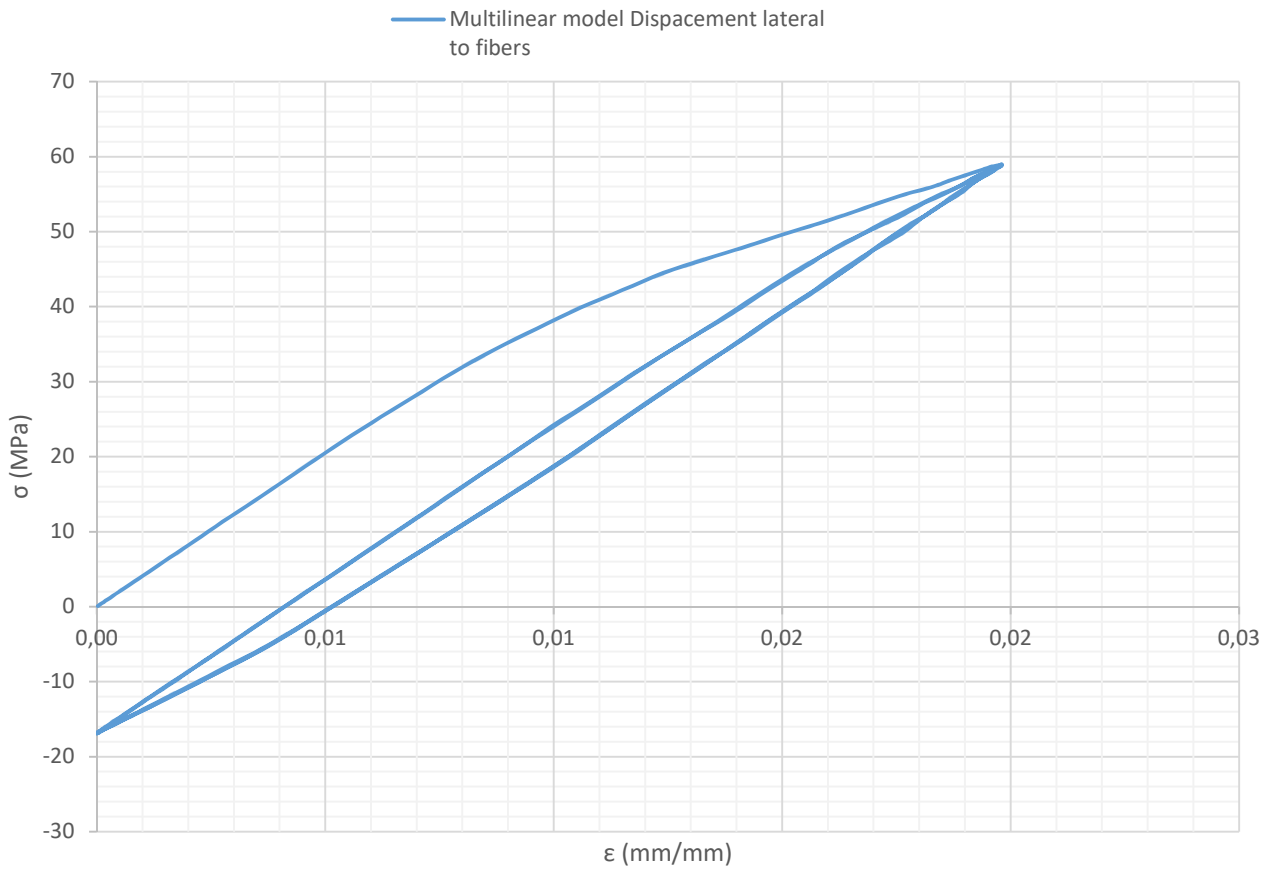


Διάγραμμα 9: Πολυπαραμετρική (4 γραμμικά τμήματα) προσέγγιση καμπύλης ελαστικότητας PEEK-CNT νf1% ο συντελεστής του αγνώστου  $x$  δίνει το μέτρο ελαστικότητας για το συγκεκριμένο τμήμα/ το σημείο τομής ορίζει μονοσήμαντα την  $\sigma_c$  για κάθε μεταβολή του μέτρου ελαστικότητας.

Τα μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων που χρησιμοποιήθηκαν είναι ακριβώς ίδια με αυτά της περίπτωσης για την διπαραμετρική προσέγγιση. Τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται στα επόμενα διαγράμματα προσεγγίζουν σε ικανοποιητικότερο βαθμό την πειραματική καμπύλη δεδομένων μας χωρίς όμως να παρουσιάζουν μεγάλη απόκλιση όπως θα γίνει εμφανές και στην συνέχεια. Ακολουθεί και ένα συγκριτικό διάγραμμα των δυο μοντέλων υλικού.

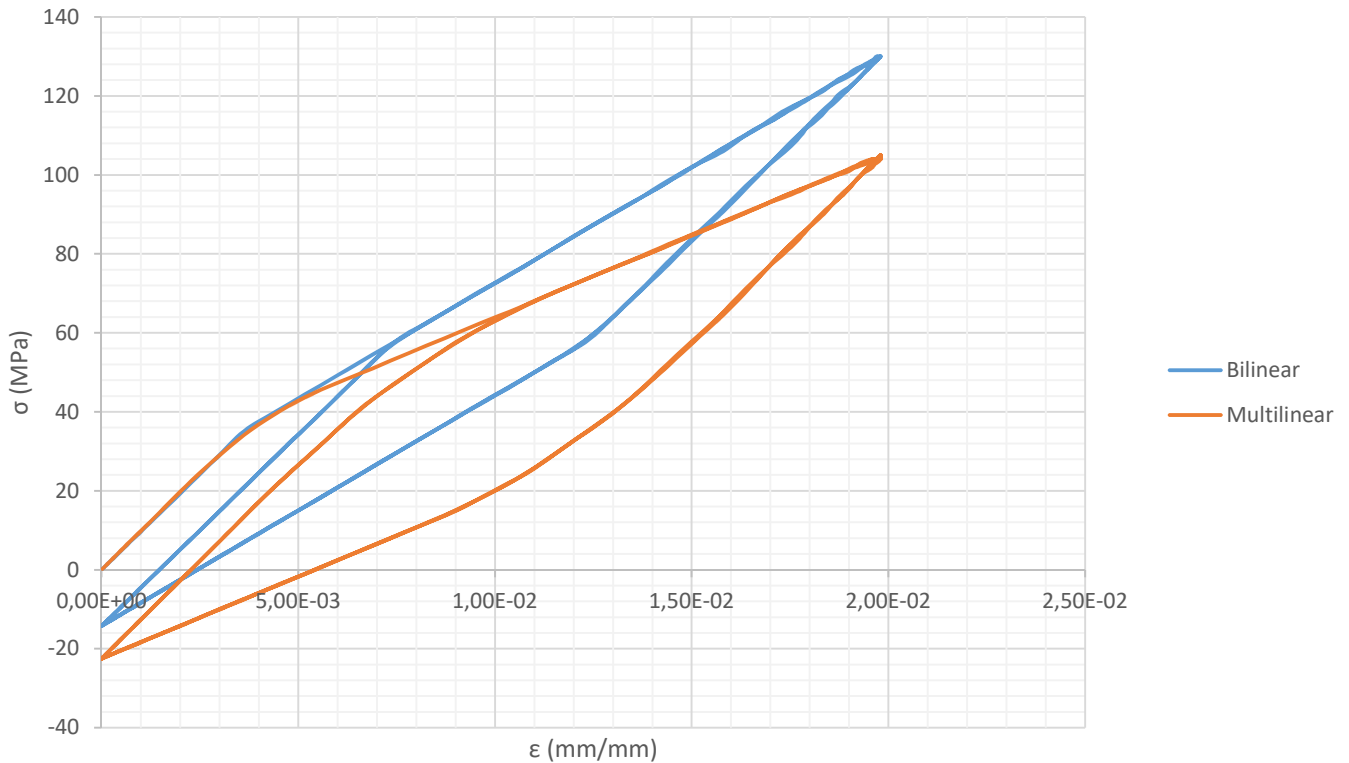


Διάγραμμα 10: Καμπύλη τάσεων παραμορφώσεων του υλικού σε μονοαξονικό εφελκυσμό παράλληλο στις ίνες του νανოსύνθετου



Διάγραμμα 11: Καμπύλη τάσεων παραμορφώσεων του υλικού σε μονοαξονικό εφελκυσμό κάθετο στις ίνες του νανოსύνθετου





Διάγραμμα 12: Σύγκριση των δυο υλικών για το ίδιο μοντέλο και ίδιες συνθήκες

Παρατηρείται πώς το πολυπαραμετρικό μοντέλο σε σχέση με το διπαραμετρικό προσεγγίζει σε ικανοποιητικότερο βαθμό το ανιόντα κλάδο [13]. Παράλληλα, φαίνεται πώς η διπαραμετρική καμπύλη υπερεκτιμούσε το μέτρο ελαστικότητας του νανοσύνθετου ενώ παράλληλα υποτιμούσε την δυνατότητα απορρόφησης ενέργειας.

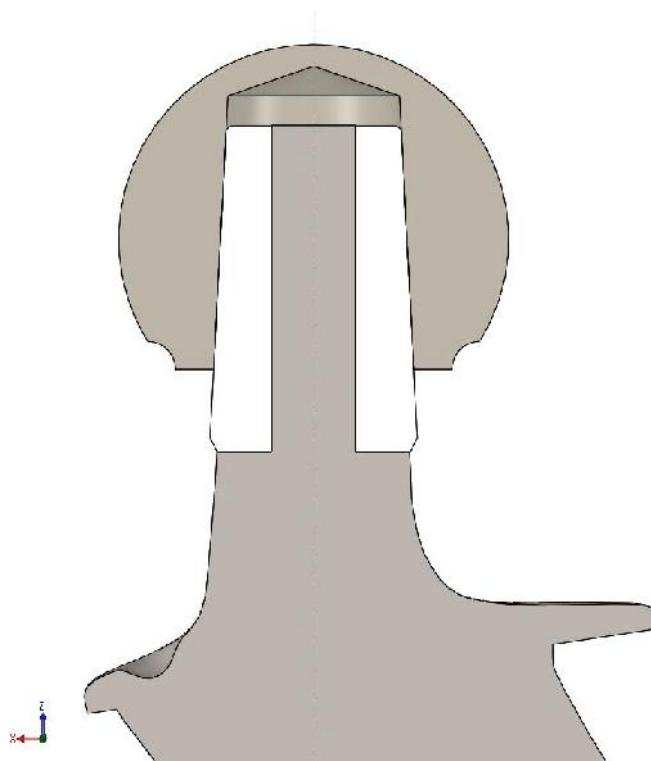
# 5. Δημιουργία Μοντέλου για FEM ανάλυση με αυχένα από νανοσύνθετο υλικό

## 5.1 Ενσωμάτωση του αυχένα από CNT reinforced PEEK

Από τα προηγούμενα γίνεται σαφές πώς η υστερητική συμπεριφορά ενός αυχένα από CNT reinforced PEEK θα έχει μεν ευεργετικά χαρακτηριστικά ως προς τη δημιουργία ενός strain rate independent damping, αλλά σε καμία περίπτωση δεν θα μπορούσε το νανοσύνθετο να παραλάβει τα καμπτικά φορτία που μπορεί να παραλάβει ένας αυχέννας τιτανίου χωρίς σοβαρές παραμορφώσεις. Παράλληλα ο αυχέννας από νανοενισχυμένο υλικό θα έπρεπε να ενσωματωθεί με κάποιον απλό και ασφαλή τρόπο στο εμφύτευμα. Με βάση τα παραπάνω έγιναν οι παρακάτω σχεδιαστικές επιλογές:

- Το νανοενισχυμένο θα έχει την μορφή χιτωνίου το οποίο θα συνδέεται μέσω σφικτής συναρμογής στο στέλεχος του εμφυτεύματος.
- Η σύνδεση θα γίνεται μέσω κατάλληλα διαμορφωμένου πυρήνα από τιτάνιο ο οποίος θα συμβάλει και στην δυσκαμψία του σύνθετου πλέον αυχένα του εμφυτεύματος.

Η μορφή του πυρήνα εκλέχθηκε να είναι κυλινδρική και διαστασιολογήθηκε με βάση την μέγιστη καμπτική καταπόνηση που αναπτύσσεται στον αυχένα όπως προκύπτει από τα δύο μοντέλα που παρουσιάστηκαν στην αρχή του κεφαλαίου 4. Με συντελεστή ασφαλείας 2 προκύπτει πως η ελάχιστη διάμετρος πυρήνα είναι 6mm [19]. Ακολουθεί σχέδιο του συναρμολογήματος σε τομή.



Σχ:34 Τομή της διάταξης με αυχένα τιτανίου D=6mm

## 5.2 Μοντέλο FEA για εμφύτευμα με αυχένα από CNT reinforced PEEK

Με βάση την διάταξη που παρουσιάστηκε δημιουργήθηκε υπολογιστικό μοντέλο σε περιβάλλον ANSYS με ακριβώς τις ίδιες συνοριακές συνθήκες που αναλύθηκαν στο κεφάλαιο 4. Η επαφή του χιτωνίου με τον πυρήνα τιτανίου και του κώνου με την σφαίρα θεωρήθηκε frictional. Η μοντελοποίηση της προέντασης αναλύεται στη συνέχεια. Το μοντέλο παρουσιάζεται στα ακόλουθα σχήματα

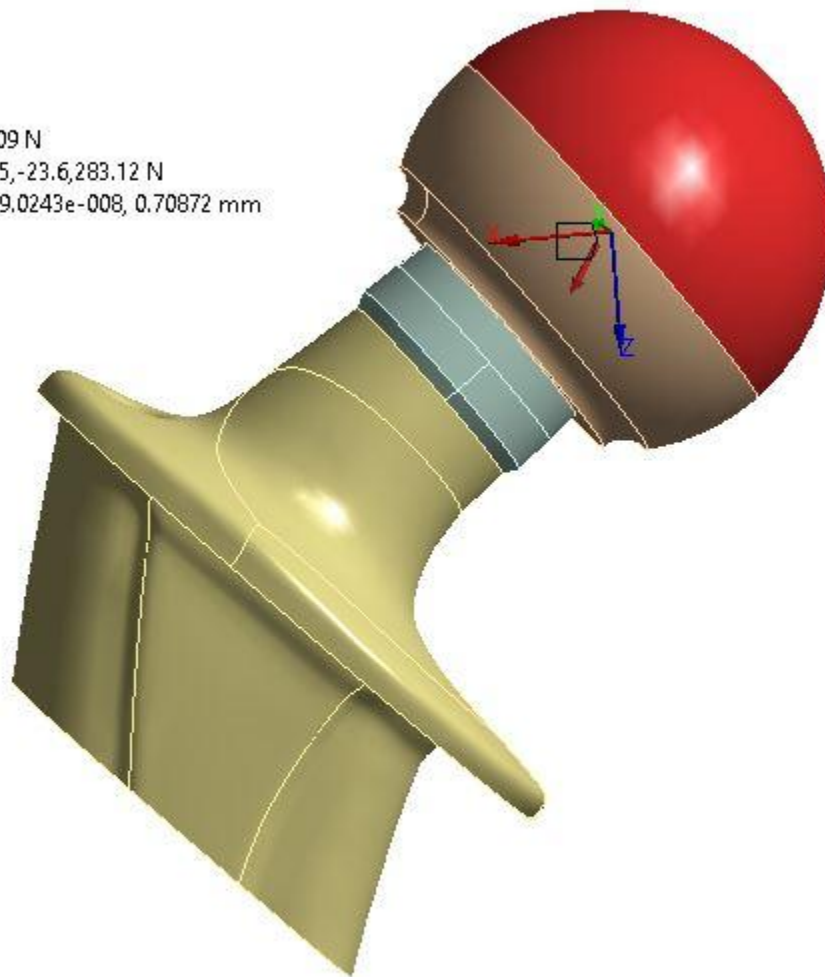
### A: Transient Structural Ti Neck

Remote Force

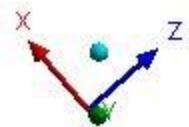
Time: 1.87 s

1/7/2016 6:29 μμ

Remote Force: 341.09 N  
Components: 188.75, -23.6, 283.12 N  
Location: 0.97546, -9.0243e-008, 0.70872 mm

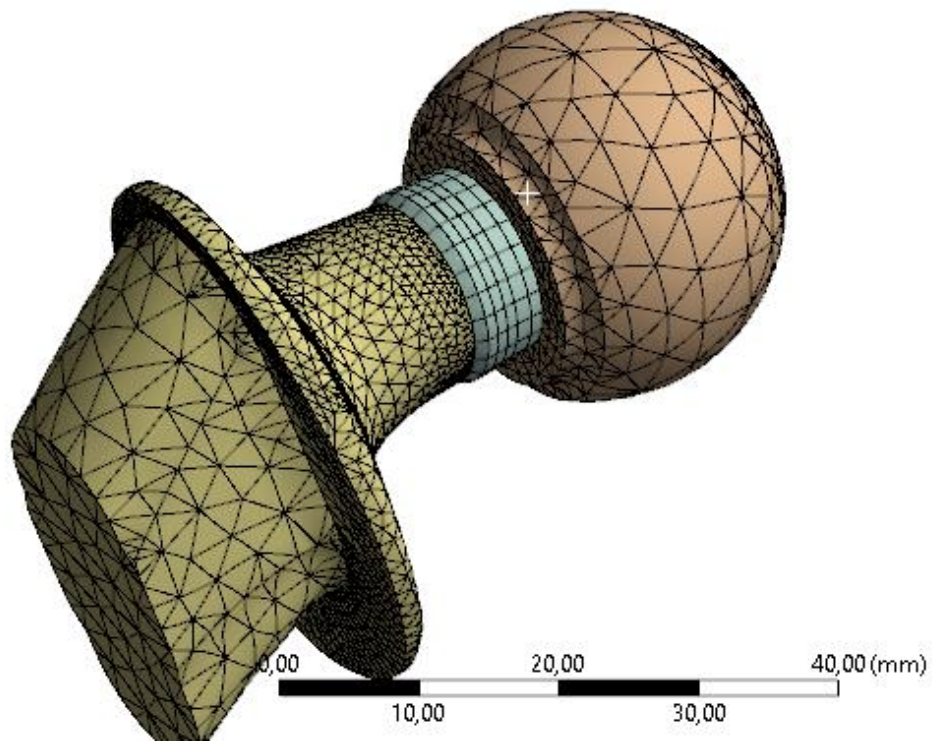


0.00 20.00 (mm)  
10.00



Σχήμα 35: Μοντέλο για ανάλυση FEA

Το αριθμητικό πλέγμα για το εν λόγω μοντέλο αποτελείται από 26570 στοιχεία και 54722 κόμβους και εδώ στην περιοχή ενδιαφέροντος χρησιμοποιήθηκαν εξαεδρικά εικοσακομβικά στοιχεία Hex 20 ενώ στις υπόλοιπες περιοχές τετραεδρικά και πυραμιδοειδή. Η περιοχή ενδιαφέροντος αποτελείται από 4032 στοιχεία και 18264 κόμβους με μέγεθος στοιχείου 0,9mm. Ακολουθεί σχήμα με το υπολογιστικό πλέγμα:



Σχήμα 36: Υπολογιστικό πλέγμα

Η επαφή του κώνου με την σφαίρα προσεγγίστηκε με ένα interference fit το οποίο όπως αναλύθηκε στην παράγραφο 4.1 μοντελοποιήθηκε θεωρώντας μια μόνιμη μετατόπιση της σφαίρας κατά τον άξονα του κώνου και προς το στέλεχος. Με βάση αυτήν πραγματοποιήθηκε contact analysis για κώνο από καθαρό ΡΕΕΚ δεδομένου πως εκεί θα αναπτυχθούν οι χαμηλότερες τιμές τάσεων εφόσον είναι το ενδοτικότερο υλικό. Τα αποτελέσματα επιβεβαιώνουν την απουσία ολίσθησης στο μέγιστο φορτίο όπως φαίνεται στο επόμενο σχήμα

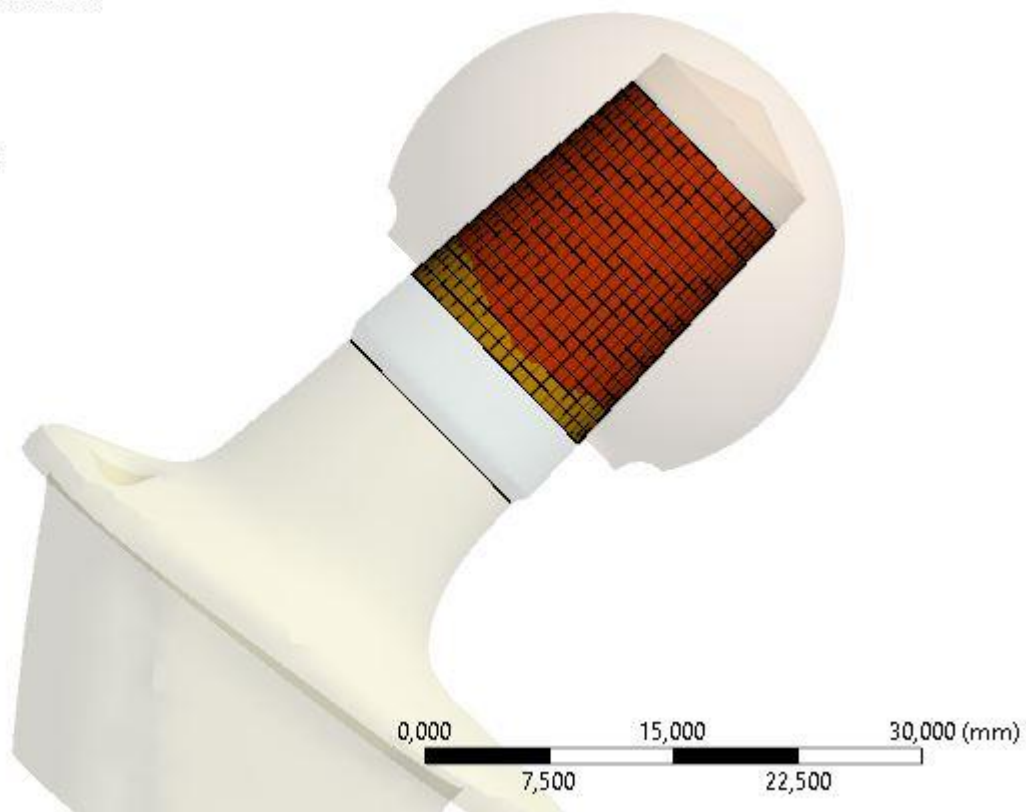
### C: Static Structural PEEK Neck

Status

Type: Status

Time: 2,11

- Over Constrained
- Far
- Near
- Sliding
- Sticking

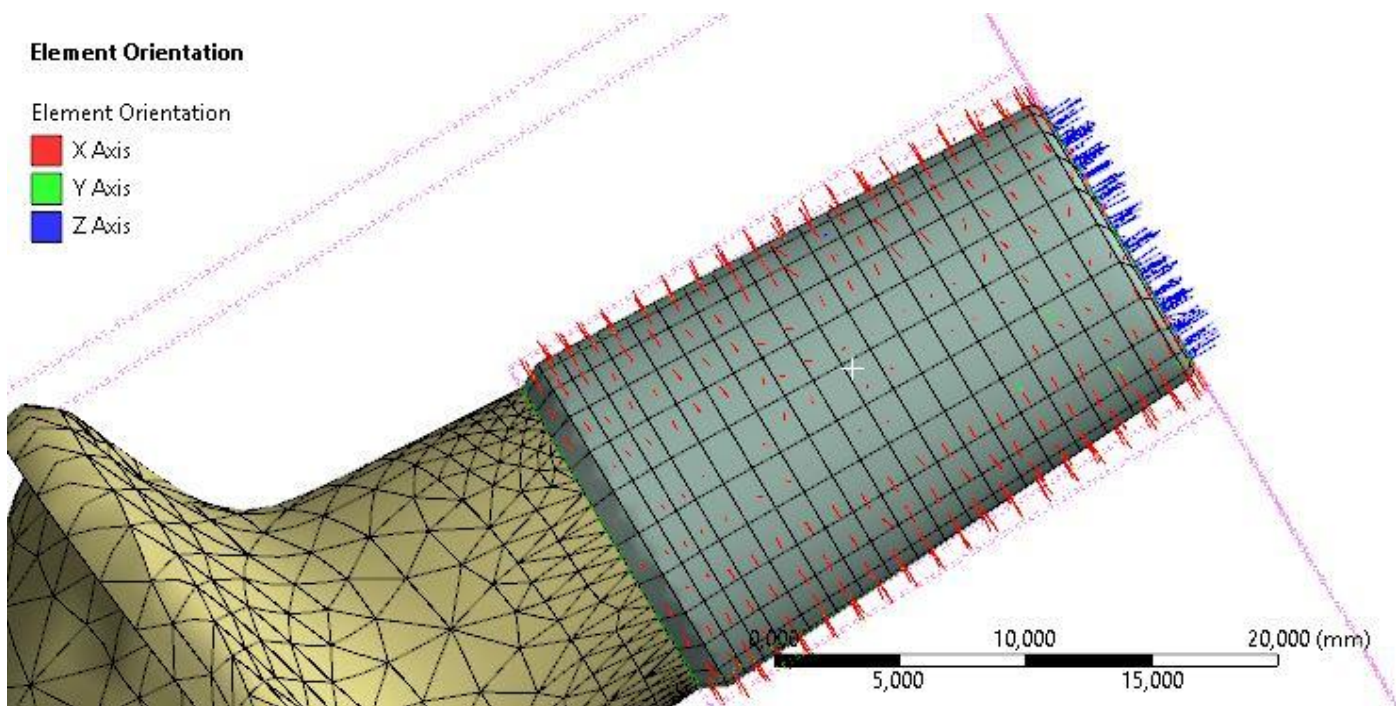


Σχήμα 37: Περιοχές ολίσθησης και μη ολίσθησης σε αυχένα από PEEK για το μέγιστο φορτίο.

## 6. Αποτελέσματα, Συμπεράσματα-Μελλοντικές εργασίες

### 6.1 Παρουσίαση των αποτελεσμάτων

Στην συνέχεια παρουσιάζονται υπό την μορφή διαγραμμάτων τα αποτελέσματα της ανάλυσης για το πολυπαραμετρικό μοντέλο υλικού και δυο διευθύνσεις CNT's , κάθετα στον άξονα του κώνου και υπο γωνία 45 μοιρών. Αρχικά παρουσιάζονται οι διευθύνσεις των ινών για κάθε περίπτωση, στη συνέχεια η τάση κατά von Mises ώστε να δοθεί μια εποπτική εικόνα του πεδίου καταπονήσεων και τέλος προβάλλεται η καμπύλη υστέρησης για τους δυο προσανατολισμούς ινών, κάνοντας αναγωγή των τάσεων με βάση το KMOT [19] και δημιουργώντας το διάγραμμα ως την αναλογία μεταξύ της απόλυτης τιμής της  $\sigma_3$  (στο σύστημα συντεταγμένων των elements ) συναρτήσεως της ισοδύναμης παραμόρφωσης.



Σχήμα 38: Προσανατολισμός στοιχείων στην κάθετη διεύθυνση

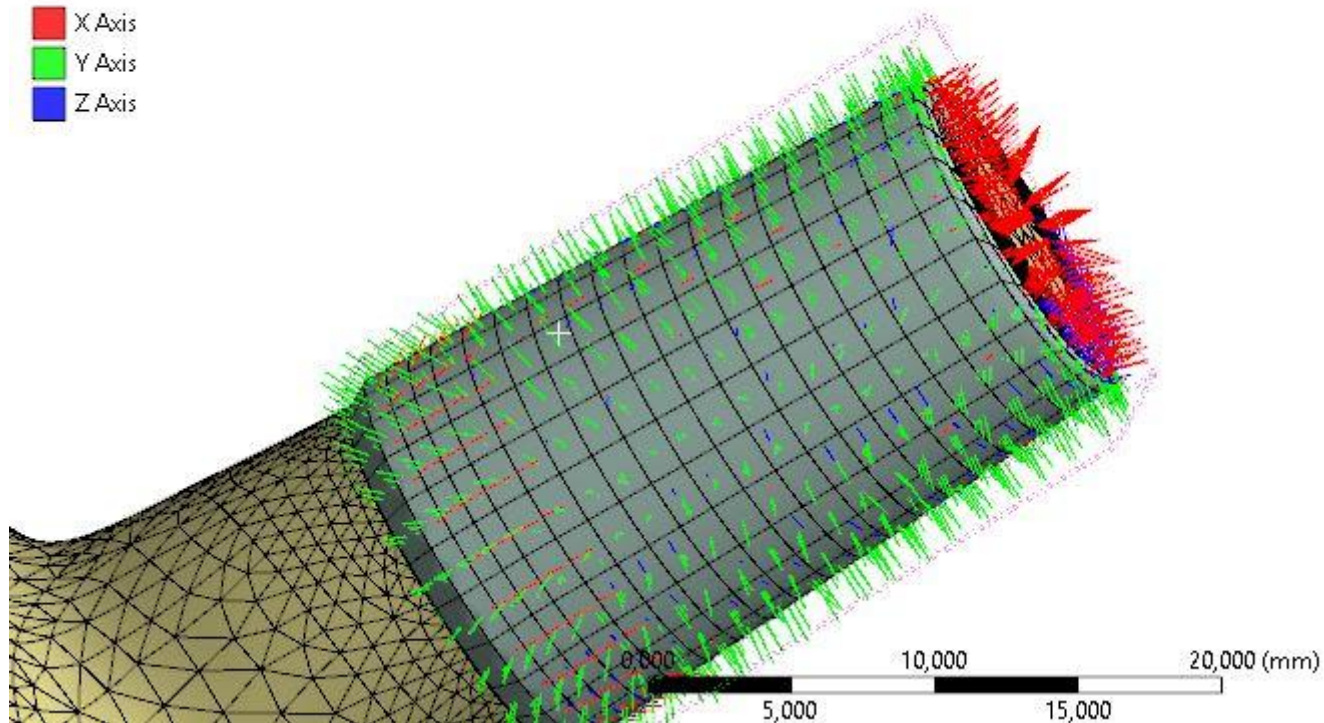
### Element Orientation

Element Orientation

X Axis

Y Axis

Z Axis



Σχήμα 39: Προσανατολισμός στοιχείων υπό γωνία περίπου 45 μοιρών

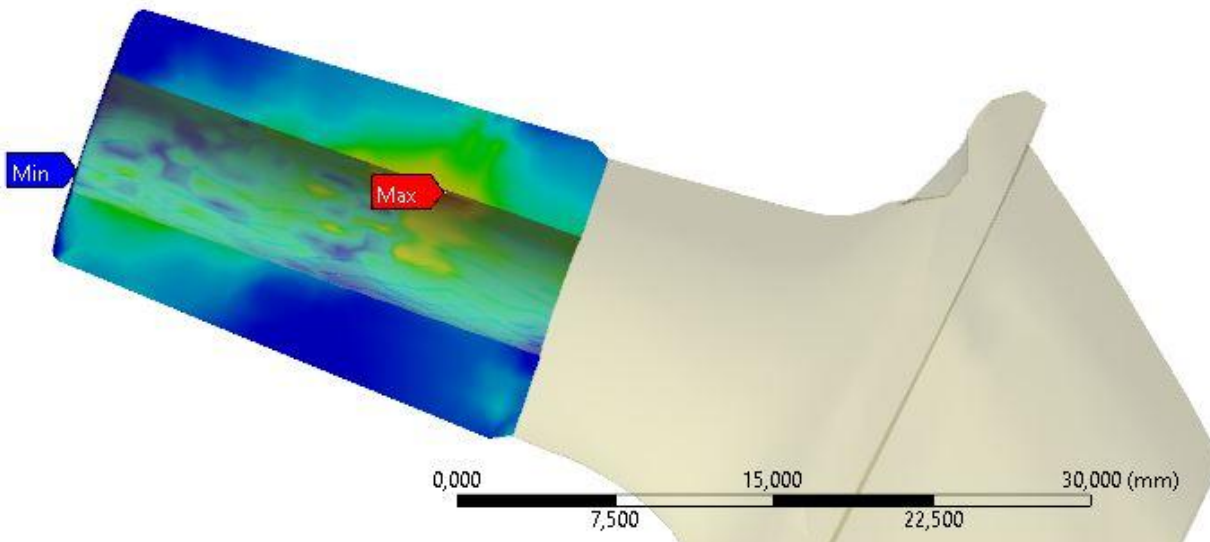
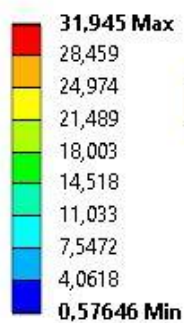
**A: Transient Structural Hip Implant REV1 multilinear lateral direction**

Equivalent Stress

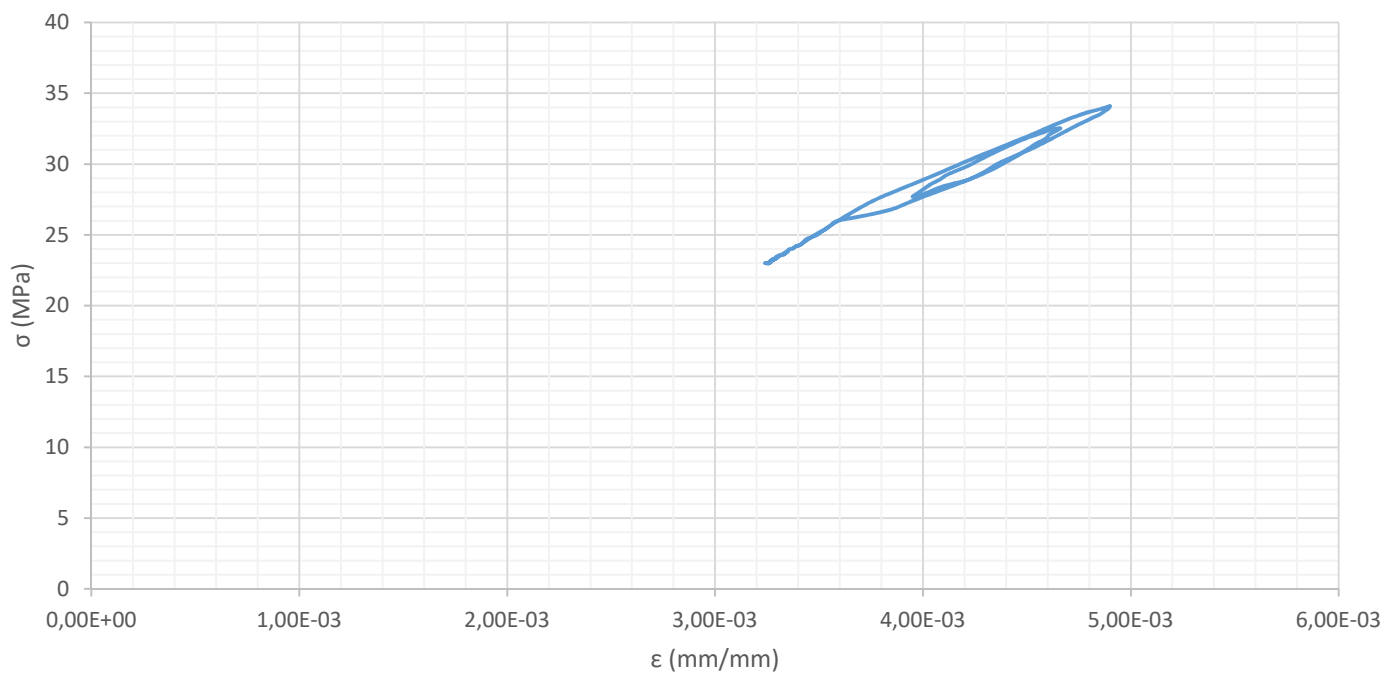
Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1,17



Σχήμα 40: Πεδίο καταπονήσεων στον αυχένα για την μέγιστη φόρτιση με ίνες κάθετα στην παράπλευρη επιφάνεια του κώνου



Διάγραμμα 13: Υστερητική καμπύλη τάσεων-παραμορφώσεων για ίνες κάθετα στην παράπλευρη επιφάνεια του κώνου



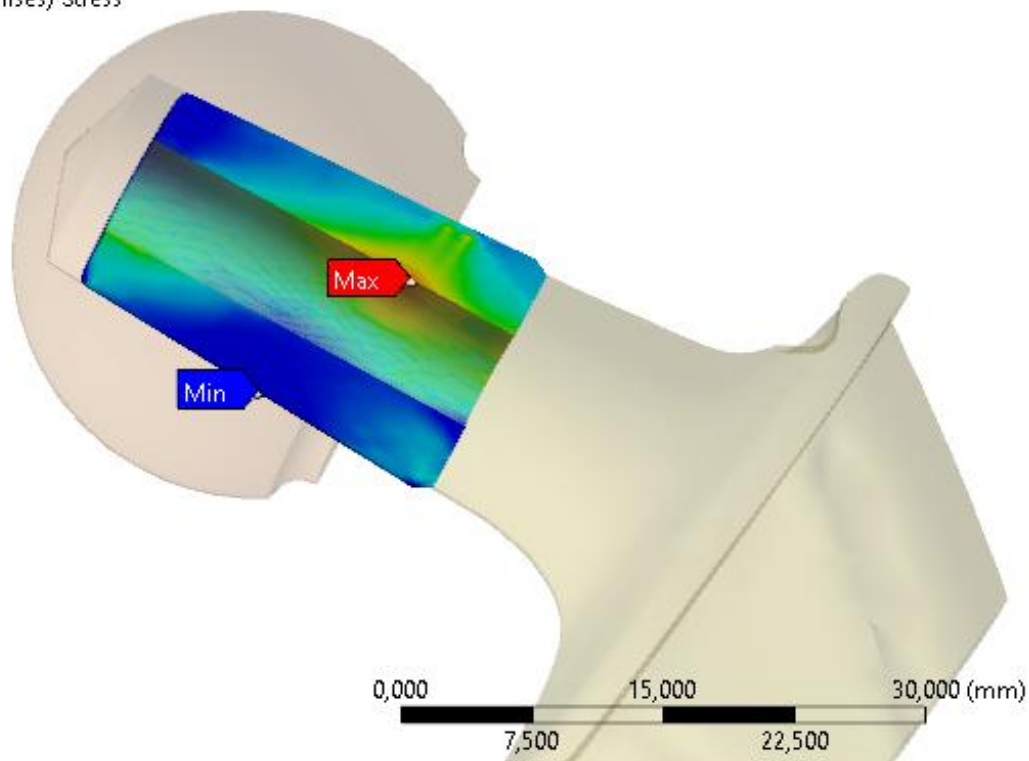
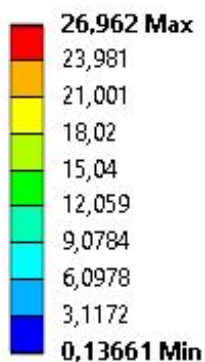
### C: Transient Structural Hip Implant REV1 multilinear case study direction

Equivalent Stress

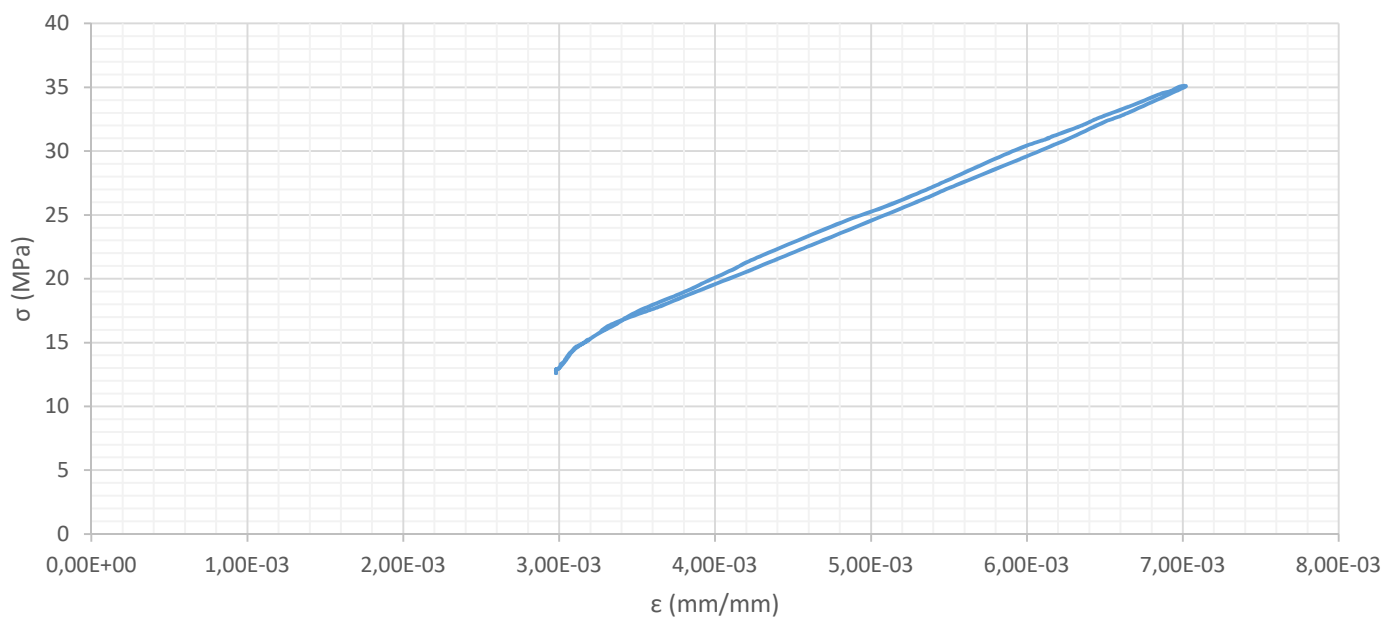
Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1,19



Σχήμα 41: Πεδίο καταπονήσεων στον αυχένα με ίνες υπό γωνία περίπου 45 μοιρών



Διάγραμμα 14: Υστερητική καμπύλη τάσεων-παραμορφώσεων για ίνες υπό γωνία περίπου 45°

Από τα διαγράμματα τάσεων παραμορφώσεων είναι εμφανής η υστερητική συμπεριφορά του νανοσύνθετου. Και συνεπώς η δυνατότητα αξιοποίησης του ως αποσβέστηρα.

## 6.2 Συμπεράσματα-Μελλοντικές βελτιώσεις

Από την ανάλυση που πραγματοποιήθηκε προκύπτει αφενός ότι η υστερητική συμπεριφορά του νανοσύνθετου όπως περιγράφεται [10,13] μπορεί να αξιοποιηθεί για την δημιουργία ενός μονολιθικού αποσβεστήρα ο οποίος να είναι ανεξάρτητος της ταχύτητας επιβολής της παραμόρφωσης και συνεπώς να παρέχει σταθερή απόσβεση ανά κύκλο φόρτισης. Παρόλα κρίνεται απαραίτητο να βελτιωθούν τα αριθμητικά μοντέλα αλλά και τα μοντέλα υλικών, ούτως ώστε να μπορούν να βγουν ασφαλέστερα συμπεράσματα για την συμπεριφορά του υλικού όσον αφορά την διεύθυνση των CNTs αλλά και την περιεκτικότητα του νανοσύνθετου σε ενίσχυση

Η εργασία αυτή έχει ως στόχο να αποτελέσει την απαρχή μιας ερευνητικής διαδικασίας για την τεκμηρίωση της δυνατότητας χρήσης των νανοσύνθετων ως αποσβεστήρες και την χρήση τους σε εμφυτεύματα αρθροπλαστικής.

Με βάση τα παραπάνω τίθενται σαν μελλοντικοί στόχοι:

- Βελτιστοποίηση των αριθμητικών μοντέλων με βάση αυτά που ήδη αναπτύχθηκαν.
- Ανάπτυξη ακριβέστερων μοντέλων υλικών για ανάλυση με πεπερασμένα στοιχεία.
- Αναλυτικότερη διερεύνηση της σημασίας του προσανατολισμού των ινών στην απόσβεση του νανοσύνθετου.
- Βελτιστοποίηση της εκλογής περιεκτικότητας και προσανατολισμού ινών με βάση ποσοτικά metrics για την απορρόφηση ενέργειας.
- Βελτιστοποίηση του σχεδιασμού ενσωμάτωσης του νανοσύνθετου στο εμφύτευμα σε πιο αποδοτική περιοχή
- Πειραματική επιβεβαίωση των αποτελεσμάτων.

# Βιβλιογραφικές Αναφορές

[1]: <http://www.cdc.gov/nchs/fastats/inpatient-surgery.htm>

[2]: Effect of progressive wear on the contact mechanics of hip replacements – Does the realistic surface profile matter? Ling Wang<sup>a</sup>, Wenjian Yang<sup>a</sup>, Xifeng Peng<sup>a</sup>, Dichen Li<sup>a</sup>, Shuangpeng Dong<sup>b</sup>, Shu Zhang<sup>b</sup>, Jinyu Zhu<sup>c</sup>, Zhongmin Jin<sup>a, d</sup>, *Journal of Biomechanics* **Volume 48, Issue 6**, 13 April 2015, Pages 1112–1118

[3]: Hip contact forces and gait patterns from routine activities  
G. Bergmann<sup>a,\*,1</sup>, G. Deuretzbacher<sup>b</sup>, M. Heller<sup>c</sup>, F. Graichen<sup>a</sup>, A. Rohlmann<sup>a</sup>, J. Strauss<sup>b</sup>, G.N. Duda<sup>c</sup>, *Journal of Biomechanics* **34 (2001) 859–871**

[4]: A comparative study of wear laws for soft-on-hard hip implants using a mathematical wear model L. Mattei<sup>a</sup>, F. Di Puccio<sup>a</sup>, E. Ciulli<sup>a</sup>, *Tribology International* **Volume 63**, July 2013, Pages 66–77 The International Conference on BioTribology 2011

[5]: Damped prosthesis forming a substitute for the coxo-femoral articulation US 3064645 A

[6]: Modular hip implant with shock absorption system US 6336941 B1

[7]: Insertion of vibration-damping elements in prosthetic systems for the manipulation and damping of natural frequencies US 8226728 B2

[8]: Shock absorbent prosthetic hip joint US 5389107 A

[9]: Magnetic suspension hip joint: an ideal design of an artificial joint. Dai M1, Nie T. *Chin Med J (Engl)*. 2010 Dec;123(23):3451-4.

[10]: A model for elastic hysteresis of unidirectional fibrous nano composites incorporating stick-slip  
M.M.S. Dwaikat<sup>a</sup>, C. Spitas<sup>a</sup>, V. Spitas<sup>b</sup>, *Materials Science and Engineering A* **530 (2011) 349–356**

[11]: Histocompatibility of composite material polyetheretherketone /hydroxyapatite/carbon fiber, LIU Xue-yong<sup>1</sup>, LIU Ji-quan<sup>1</sup>, DENG Chun-bo<sup>1</sup>, WU Dong-chao<sup>1</sup>, SUI Guo-xin<sup>2</sup> (1. Department of Orthopaedic Surgery, Shengjing Hospital of China Medical University, Shenyang 110004, Liaoning, China; 2. Institute of Metal Research, Chinese Academy of Sciences, Shenyang 110016, Liaoning, China), *《Biomedical Engineering and Clinical Medicine》* 2010-06

[12]: Predicting nonlinear stress–strain curves of unidirectional fibrous composites in consideration of stick–slip M.M.S. Dwaikata<sup>a</sup>, C. Spitas<sup>a</sup>, V. Spitas<sup>b</sup>, *Composites: Part B* **44 (2013) 501–507**

[13]: Modeling of the Elastic Damping Response of a Carbon Nanotube–Polymer Nanocomposite in the Stress-Strain Domain Using an Elastic Energy Release Approach Based on Stick-Slip.  
Vasilios Spitas<sup>a</sup>, Christos Spitas<sup>a</sup> & Paul Michelis<sup>b</sup>, *Mechanics of Advanced Materials and Structures*.

[14]: Lubinus SPII® Anatomically Adapted Total Hip System, Manual

[15]: Excellent results with the cemented Lubinus SP II 130-mm femoral stem at 10 years of follow-up 932 hips followed for 5–15 years  
Wybren Prins<sup>1</sup>, Remco Meijer<sup>1</sup>, Boudewijn J Kollen<sup>2</sup>, Cees CPM Verheyen<sup>1</sup>, and Harmen B Ettema<sup>1</sup>, *Acta Orthopaedica* **2014; 85 (3): 276–279**

[16]: BS 4500:2009: Limits and fits – Guidance for system of cone (taper) fits and tolerances for cones from C = 1:3 to 1:500, lengths from 6 mm to 630 mm and diameters up to 500 mm

[17]: Προβατίδης, Χριστόφορος Γ. Πεπερασμένα στοιχεία στην ανάλυση κατασκευών Θεσσαλονίκη : Τζιόλα, 2015.

[18]: Lecture 5 Rate Independent Plasticity ANSYS Mechanical ANSYS Mechanical Structural Nonlinearities L5-1 ANSYS, Inc. Proprietary © 2010 ANSYS, Inc. All rights reserved. Release 13.0 December 2010

[19]: Παπαδόπουλος, Χρήστος Α. Στοιχεία μηχανών - 2η έκδ. - Θεσσαλονίκη : Τζιόλα, 2012.