



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

Σχολή Πολιτικών Μηχανικών

Εργαστήριο Μεταλλικών Κατασκευών

Αποτίμηση επιτελεστικότητας μεταλλικών εμφυτευμάτων αρθροπλαστικής γόνατος

ΜΕΤΑΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Θεοδώρα Α. Μούκα

Επιβλέπων: Δημήτριος Βαμβάτσικος

Αθήνα, Ιούνιος 2016

ΕΜΚ ΜΕ 2016/02

Μούκα Θ. Α. (2016).
Αποτίμηση επιτελεσματικότητας μεταλλικών εμφυτευμάτων αρθροπλαστικής γόνατος
Μεταπτυχιακή Εργασία ΕΜΚ ΜΕ 2016/02
Εργαστήριο Μεταλλικών Κατασκευών, Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο, Αθήνα.

Mouka T. A. (2016).
Evaluation of performance of metallic implants used in total knee arthroplasty
MSc Thesis ΕΜΚ ΜΕ 2016/02
Institute of Steel Structures, National Technical University of Athens, Greece

Πίνακας περιεχομένων

| | |
|--|----|
| Περίληψη | 3 |
| Abstract | 4 |
| Ευχαριστίες | 5 |
| 1 Εισαγωγή | 7 |
| 2 OpenSim | 11 |
| 2.1 Εισαγωγή | 11 |
| 2.2 Scale Model | 12 |
| 2.3 Inverse Kinematics | 15 |
| 2.4 Inverse Dynamics | 17 |
| 2.5 Residual Reduction Algorithm | 20 |
| 2.6 Static Optimization | 23 |
| 2.7 JointReaction | 25 |
| 3 OpenSees | 29 |
| 3.1 Μοντέλο | 29 |
| 3.2 Αποτελέσματα | 32 |
| 4 Αποτίμηση | 39 |
| 4.1 Οριακή κατάσταση αστοχίας | 39 |
| 4.2 Ανάλυση κόπωσης | 42 |
| 4.3 Αποτελέσματα | 44 |
| 5 Συμπεράσματα | 47 |
| 6 Βιβλιογραφία | 49 |

Αποτίμηση επιτελεσματικότητας μεταλλικών εμφυτευμάτων αρθροπλαστικής γόνατος

Μούκα Θ. Α. (Επιβλέπων: Βαμβάτσικος Δ.)

Περίληψη

Η αρθροπλαστική γόνατος αποτελεί μία πολύ διαδεδομένη πρακτική αντιμετώπισης σοβαρών προβλημάτων στην άρθρωση του γόνατος. Παρ' όλ' αυτά, έχουν καταγραφεί αρκετά περιστατικά πρόωρης αστοχίας της πρόσθεσης. Μια τέτοια αστοχία καθιστά απαραίτητη μία επαναληπτική εγχείριση και κατά συνέπεια οδηγεί σε παράταση της ταλαιπωρίας του ασθενούς. Μία από τις κύριες αιτίες της αποτυχίας αυτής της εγχείρισης είναι η άσηπτη χαλάρωση του κνημιαίου εμφυτεύματος, δηλαδή η χαλάρωση του εμφυτεύματος χωρίς να έχει προηγηθεί μόλυνση. Στόχος της παρούσας έρευνας είναι η αναγνώριση των κρίσιμων σημείων απ' όπου ξεκινά η αστοχία, καθώς και των κυρίαρχων μηχανισμών αστοχίας. Ιδιαίτερη έμφαση δίνεται στο φαινόμενο της κόπωσης.

Πρώτο βήμα της έρευνας ήταν ο υπολογισμός των φορτίων που ασκούνται στο γόνατο ενός συγκεκριμένου ασθενούς χρησιμοποιώντας εξειδικευμένο λογισμικό, λαμβάνοντας υπ' όψιν, μεταξύ άλλων, το βάρος του ασθενούς. Στη συνέχεια τα υπολογισθέντα φορτία εισήχθησαν σε ένα δισδιάστατο ελαστικό μοντέλο ενός κνημιαίου εμφυτεύματος, μέσω του οποίου υπολογίστηκαν οι τάσεις που αναπτύσσονται στο μανδύα του οστικού τσιμέντου. Τέλος, μέσω ενός κώδικα που αναπτύχθηκε στο λογισμικό MATLAB ειδικά για τις ανάγκες της παρούσας εργασίας, έγινε ανάλυση κόπωσης του τσιμέντου καθώς και έλεγχος υπέρβασης της αντοχής του σε διάφορα στάδια, έτσι ώστε να προσδιοριστεί η εξέλιξη της αστοχίας από την έναρξή της έως τη χαλάρωση της πρόσθεσης. Με αυτό τον τρόπο εκτιμήθηκε η διάρκεια ζωής του εμφυτεύματος σε κόπωση. Το κρίσιμο σημείο έναρξης της αστοχίας του τσιμέντου προσδιορίστηκε κοντά στο μέσον του κνημιαίου πλατώ της πρόσθεσης. Η εν λόγω αστοχία αποδόθηκε στο φαινόμενο της κόπωσης και συνέβη σε 7.25 έτη μετά την εγχείριση και ανάρρωση του ασθενούς.

Η μεθοδολογία που χρησιμοποιήθηκε κρίνεται επαρκής για μία αρχική εκτίμηση της διάρκειας ζωής σε κόπωση ενός κνημιαίου εμφυτεύματος, και μάλιστα χωρίς να κρίνεται απαραίτητη η χρήση πιο πολύπλοκου μοντέλου (π.χ. πεπερασμένα στοιχεία).

NATIONAL TECHNICAL UNIVERSITY OF ATHENS
FACULTY OF CIVIL ENGINEERING
INSTITUTE OF STEEL STRUCTURES

MSc THESIS
EMK ME 2016/06

Evaluation of performance of metallic implants used in total knee arthroplasty

Mouka T. A. (supervised by Vamvatsikos D.)

Abstract

Total knee arthroplasty is a quite popular surgery, though quite a few incidents of failure have been reported. Such a failure leads to the requirement of a revision surgery, resulting to a prolongation of the ordeal for patients. Aseptic loosening of the tibial component (that is, loosening of the component without the precedence of an infection) is one of the main failure causes. Aim of the present study is to identify critical areas of failure and the prevalent failure mechanisms. Specific emphasis is given to fatigue.

As a first step, patient-specific loads on the knee joint were calculated using specialized software and taking into account the patient's weight. Subsequently, stress values in the cement mantle were estimated using a 2-D elastic model of a tibial component. Finally, both a fatigue analysis and an ultimate state analysis were run employing a specifically developed MATLAB code and fatigue life of the implant was estimated. The area near the middle of the tibial plateau of the prosthesis was identified as the area of cement failure initiation. Said failure was attributed to fatigue and started in 7.25 years after surgery and rehabilitation.

The methodology used in this study is considered to be sufficient for an initial estimation of fatigue life of a tibial compartment, without the need for complicated finite element models.

Ευχαριστίες

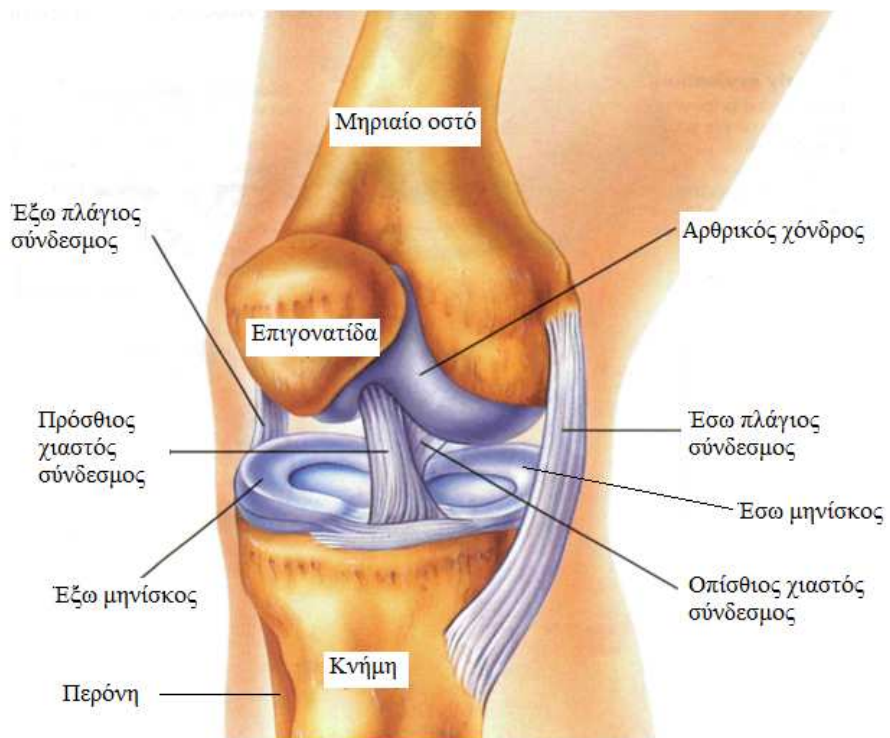
Θα ήθελα να ευχαριστήσω τον κ. Βαμβάτσικο για τη βοήθειά του και την εξαιρετική συνεργασία. Επίσης ευχαριστώ την οικογένειά μου, που είναι πάντα δίπλα μου.

1 Εισαγωγή

Η άρθρωση του γόνατος αποτελεί μία από τις πολυπλοκότερες αρθρώσεις του ανθρώπινου σώματος (Σχήμα 1.1). Περιλαμβάνει τέσσερα οστά: το μηριαίο, την επιγονατίδα, την κνήμη και την περόνη. Τα οστά συνδέονται μεταξύ τους με συνδέσμους (χιαστούς και πλάγιους), οι οποίοι σταθεροποιούν την άρθρωση δεσμεύοντας συγκεκριμένους βαθμούς ελευθερίας, ώστε να αποφεύγονται κινήσεις για τις οποίες δεν είναι σχεδιασμένη. Οι απολήξεις των οστών στην άρθρωση καλύπτονται με αρθρικό χόνδρο, ο οποίος μειώνει την τριβή μεταξύ τους και συνεισφέρει στην ομοιόμορφη κατανομή των φορτίων. Τέλος, στο κνημιαίο πλατώ (δηλαδή το πεπλατυσμένο άκρο του κνημιαίου οστού) βρίσκονται οι μηνίσκοι, οι οποίοι παρεμβάλλονται μεταξύ των αρθρούμενων οστών και λειτουργούν σαν ένα είδος αποσβεστήρα, απορροφώντας τους κραδασμούς και κατανέμοντας τα φορτία. Δηλαδή, η άρθρωση περιλαμβάνει φυσικό λιπαντικό και στοιχεία απομείωσης κραδασμών, ώστε να προφυλάσσονται τα αρθρούμενα οστά από τη φθορά που θα επέφερε σε διαφορετική περίπτωση η συνεχής τριβή μεταξύ τους.

Όμως, υπό τη συνεχή καταπόνηση κατά τις καθημερινές δραστηριότητες ο αρθρικός χόνδρος και οι μηνίσκοι τείνουν να φθείρονται και, κυρίως σε μεγαλύτερες ηλικίες, να εξασθενούν εντελώς. Σε αυτήν την περίπτωση τα οστά της άρθρωσης έρχονται σε άμεση επαφή και τρίβονται μεταξύ τους, με αποτέλεσμα να προκαλείται πόνος και δυσκαμψία στην άρθρωση. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται οστεοαρθρίτιδα και είναι αποτέλεσμα φυσικής φθοράς, μπορεί δε να επιταχυνθεί με την καταπόνηση και την παχυσαρκία ή λόγω κληρονομικής προδιάθεσης. Φθορά στο χόνδρο και τους μηνίσκους μπορεί επίσης να προκληθεί μετά από σοβαρό τραυματισμό της άρθρωσης, όπως για παράδειγμα ρήξη κάποιου συνδέσμου ή κάταγμα οστού (μετατραυματική αρθρίτιδα). Τέλος, εκφυλισμός του χόνδρου μπορεί να προκληθεί λόγω της χρόνιας φλεγμονής που εμφανίζεται σε πάσχοντες από ρευματοειδή αρθρίτιδα (αυτοάνοσο νόσημα).

Στα αρχικά στάδια οποιασδήποτε μορφής αρθρίτιδας το πρόβλημα τείνει να αντιμετωπίζεται με φαρμακευτική αγωγή, ξεκούραση ή και κάποιο βοήθημα βάδισης. Σε προχωρημένο στάδιο αυτές οι πρακτικές δεν επαρκούν, οπότε καθίσταται απαραίτητη χειρουργική επέμβαση, η οποία ονομάζεται αρthroπλαστική γόνατος. Το συνηθέστερο αίτιο για αυτήν την επέμβαση είναι η οστεοαρθρίτιδα [1]. Η αρthroπλαστική γόνατος μπορεί να είναι είτε ολική είτε μερική, ανάλογα με το εάν έχει καταστραφεί μόνο ένα τμήμα ή ολόκληρη η άρθρωση. Κατά τη μερική αρthroπλαστική γόνατος αντικαθίσταται το προσβεβλημένο από αρθρίτιδα τμήμα με ένα εμφύτευμα, ενώ το υγιές παραμένει ως έχει. Κατά την ολική αντικατάσταση γόνατος αντικαθίσταται ολόκληρη η άρθρωση, δηλαδή το κάτω άκρο του μηριαίου οστού, το άνω άκρο του κνημιαίου οστού και, εάν χρειάζεται, η επιγονατίδα. Στη θέση τους τοποθετούνται εμφυτεύματα, συνήθως μεταλλικά (Σχήμα 1.2) ή και πλαστικά, και, στις περισσότερες περιπτώσεις, ασφαρίζονται στα οστά με οστικό τσιμέντο (μεθακρυλικό πολυμεθυλένιο/polymethyl-methacrylate ή PMMA). Τα εμφυτεύματα διαφέρουν στη γεωμετρία και τα μεγέθη ανάλογα με την εταιρεία παραγωγής, όλες οι εταιρείες όμως παράγουν ένα εύρος μεγεθών έτσι ώστε να μπορεί να επιλεγεί το κατάλληλο για κάθε ασθενή, ανάλογα με το μέγεθος της άρθρωσής του.



Σχήμα 1.1: Ανατομία άρθρωσης του γόνατος



Σχήμα 1.2: Παράδειγμα εμφυτευμάτων ολικής αρθροπλαστικής γόνατος (AMPLITUDE ANATOMIC®)

Παρ' όλο που το οστικό τσιμέντο (PMMA) δε χρησιμοποιείται σε όλες τις περιπτώσεις, η εφαρμογή του είναι η συνήθης πρακτική μιας και, αν και πιο χρονοβόρα, έχει αποδειχθεί η αποτελεσματικότητά της στην πράξη [16]. Παρασκευάζεται επί τόπου κατά την εγχείριση, αναμιγνύοντας σκόνη πολυμερούς (μεθακρυλικό πολυμεθυλένιο) με υγρό μονομερές (μεθακρυλικό μεθύλιο) σε αναλογία περίπου 2:1. Στα συστατικά περιέχονται καταλύτες ώστε να γίνει ο πολυμερισμός σε θερμοκρασία δωματίου, καθώς και άλλα πρόσθετα, μεταξύ των οποίων μπορεί να είναι και αντιβιοτικά, προς αποφυγή μολύνσεων. Το προϊόν αυτής της διαδικασίας είναι αρχικά εύπλαστο, ώστε να μπορεί να γίνει η εισαγωγή του στο οστό, ενώ σε σχετικά σύντομο χρονικό διάστημα (της τάξης των μερικών λεπτών) σκληραίνει και γίνεται στερεό. Κατά τη σκλήρυνση εκλύεται θερμότητα και η θερμοκρασία στην πράξη μπορεί να φτάσει τους 56°C, με κίνδυνο να προκληθεί βλάβη στο οστό. Η περιεκτικότητα της σκόνης σε πολυμερές, τα επιμέρους συστατικά και το ιξώδες του τελικού προϊόντος ποικίλλουν ανάλογα με τον προμηθευτή. Επίσης, οι μηχανικές ιδιότητες του τσιμέντου επηρεάζονται επιπλέον από τη διαδικασία ανάμιξης (π.χ. με το χέρι ή σε κενό αέρος), η οποία καθορίζει σε μεγάλο βαθμό τα κενά που παραμένουν στη μάζα του τσιμέντου μετά τη σκλήρυνση. [2]

Γενικά η συγκεκριμένη επέμβαση έχει πολύ μεγάλα ποσοστά επιτυχίας, που φτάνουν ως και το 99% σήμερα [16], γι' αυτό και είναι τόσο διαδεδομένη. Η αστοχία, όταν προκύπτει, μπορεί να οφείλεται σε διάφορους λόγους όπως μόλυνση, λάθος στην τοποθέτηση του εμφυτεύματος, ανεπαρκή σταθεροποίηση του εμφυτεύματος, αποδυναμωμένο οστό κ.ά. [12]. Από τις πιο συνηθισμένες μορφές αστοχίας είναι η άσηπτη χαλάρωση του κνημιαίου εμφυτεύματος [4, 8, 12, 22, 24, 28], δηλαδή η χαλάρωση και αποσταθεροποίηση του εμφυτεύματος χωρίς να έχει προηγηθεί μόλυνση. Τέτοια περιστατικά έχουν παρατηρηθεί ουκ ολίγες φορές στο παρελθόν: Οι Knutson et al [12] αναφέρουν πως έως και στο 26% των επεμβάσεων αντικατάστασης γόνατος που μελέτησαν (μεταξύ των ετών 1974 έως το 1977) σε ασθενείς με ρευματοειδή αρθρίτιδα ή οστεοαρθρίτιδα παρατηρήθηκαν σημάδια χαλάρωσης μέσα σε 3 χρόνια από την επέμβαση. Οι Piedade et al [24] αναφέρουν ένα ποσοστό αποτυχίας 2.33% λόγω άσηπτης χαλάρωσης (μεταξύ Μαρτίου 1988 και Αυγούστου 2002), ενώ σύμφωνα με την έρευνα των Hazelwood et al [7] παρουσίασε χαλάρωση μόνο το 0.36% των κνημιαίων εμφυτευμάτων (εγχειρίσεις από Μάιο 2005 έως Δεκέμβριο 2010). Σύμφωνα με τα παραπάνω, τα ποσοστά αποτυχίας της συγκεκριμένης επέμβασης φαίνεται να ποικίλλουν, αν και υπάρχει σαφής βελτίωση με το χρόνο, και άρα με την εξέλιξη των χειρουργικών πρακτικών. Επίσης, η κάθε έρευνα αναφέρεται σε μία συγκεκριμένη κλινική, όπου μπορεί να χρησιμοποιούνται διαφορετικά εμφυτεύματα και τύποι οστικού τσιμέντου από τις υπόλοιπες, οπότε διαφορές στα ποσοστά επιτυχίας σε κάθε κλινική είναι αναμενόμενες.

Αρκετές έρευνες έχουν γίνει προκειμένου να προσδιοριστεί το πού και γιατί ξεκινάει η αστοχία. Από τις συνιστώσες του συστήματος εμφύτευμα-οστικό τσιμέντο-οστό η μικρότερης αντοχής είναι το τσιμέντο. Το σημείο έναρξης της αστοχίας εμφανίζεται είτε στη διεπιφάνεια εμφυτεύματος-τσιμέντου, είτε στη διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού, είτε στη μάζα του οστικού τσιμέντου. Δεν υπάρχει σαφής απάντηση ωστόσο στο ποια από αυτές τις περιοχές είναι η πιο κρίσιμη. Από τις έρευνες που υπάρχουν στη βιβλιογραφία προκύπτουν αντικρουόμενα αποτελέσματα. Οι van de Groes et al [5], Matassi et al [16] και O'Laughlin et al [22] υποστηρίζουν πως η κρίσιμη περιοχή είναι η διεπιφάνεια οστού-τσιμέντου, ενώ οι Hazelwood et al [7] και Norman et al [21] παρατήρησαν αστοχία στη διεπιφάνεια εμφυτεύματος-τσιμέντου. Τέλος, οι Hoey and Taylor [8], Jeffers et al [9] και Topoleski et al [27] αναφέρουν πως χαλάρωση του εμφυτεύματος μπορεί να επέλθει εξαιτίας αστοχίας του μανδύα του τσιμέντου λόγω κόπωσης.

Μετά τη χαλάρωση του εμφυτεύματος απαιτείται επαναληπτική εγχείριση ώστε να διορθωθεί το πρόβλημα. Η επαναληπτική εγχείριση έχει μεγαλύτερο βαθμό δυσκολίας από

την αρχική και είναι πιο επίπονη για τον ασθενή. Επίσης, έχει μικρότερα ποσοστά επιτυχίας από την αρχική εγχείριση. Έτσι, τυχόν αποτυχία της πρώτης εγχείρισης οδηγεί σε ακόμα μεγαλύτερη ταλαιπωρία για τον ασθενή. Στόχος της παρούσας εργασίας είναι ο προσδιορισμός των κυρίων μηχανισμών αστοχίας και της διάρκειας ζωής σε κόπωση των κνημιαίων εμφυτευμάτων, ως μέσο αντιμετώπισης του φαινομένου της άσηπτης χαλάρωσης.

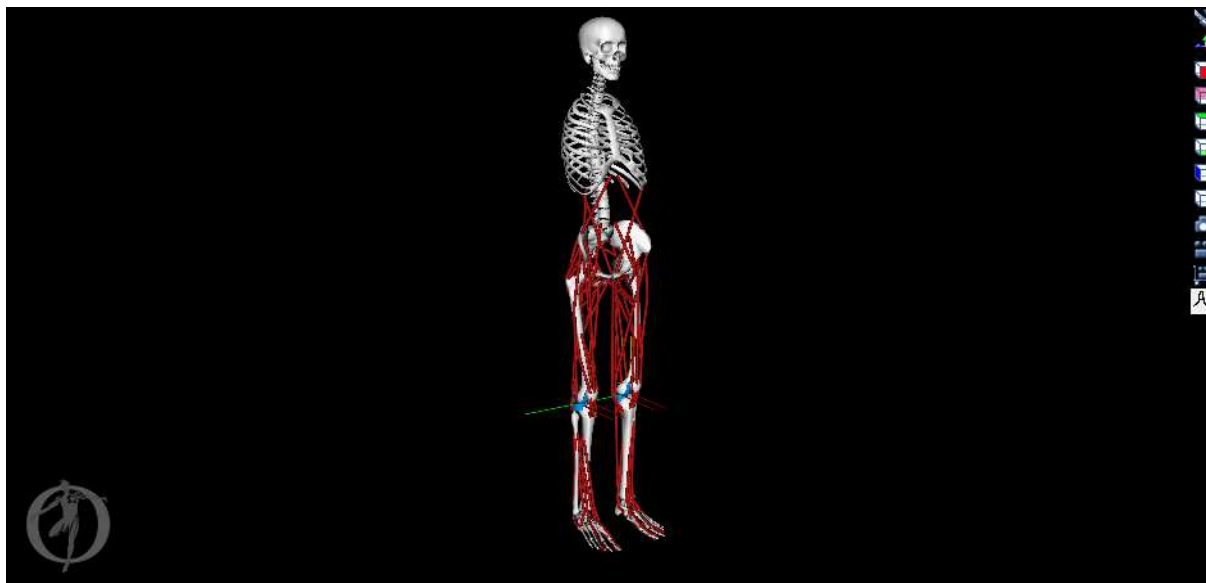
Πρώτο βήμα σε αυτήν την έρευνα είναι ο προσδιορισμός των φορτίων που ασκούνται στην άρθρωση του γόνατος κατά το βάδισμα. Η διερεύνηση έγινε για αυτά φορτία, με επιφύλαξη για υιοθέτηση φορτίων και υπό άλλες καθημερινές δραστηριότητες στο μέλλον (π.χ. ανάβαση σκάλας). Ο προσδιορισμός των φορτίων έγινε χρησιμοποιώντας το λογισμικό προσομοίωσης του μυοσκελετικού συστήματος OpenSim [3]. Στη συνέχεια δημιουργήθηκε ένα δισδιάστατο ελαστικό μοντέλο κνημιαίου εμφυτεύματος στο λογισμικό OpenSees [18], το οποίο φορτίστηκε με τη χρονοϊστορία των δυνάμεων που προέκυψε από το OpenSim για ένα κύκλο βαδίσματος, ώστε να προσδιοριστούν οι τάσεις που ασκούνται στο οστικό τσιμέντο. Τέλος, οι προκύπτουσες τάσεις χρησιμοποιήθηκαν για την ανάλυση οριακής κατάστασης αστοχίας και την ανάλυση κόπωσης, οι οποίες πραγματοποιήθηκαν μέσω ενός κώδικα που αναπτύχθηκε στο MATLAB [17] ειδικά για τις ανάγκες αυτής της διερεύνησης. Στα επόμενα κεφάλαια παρουσιάζονται αναλυτικά η παραπάνω διαδικασία και τα αποτελέσματα που προέκυψαν.

2 OpenSim

2.1 Εισαγωγή

Το OpenSim [3] αποτελεί ένα ελεύθερο λογισμικό προσομοίωσης του μυοσκελετικού συστήματος. Η λογική του προγράμματος είναι η εξής: Τα οστά προσομοιώνονται με άκαμπτα σώματα τα οποία συνδέουν τις αρθρώσεις. Οι μύες προσομοιώνονται με στοιχεία παρόμοια με στοιχεία καλωδίου και καταλήγουν στις αρθρώσεις, έχοντας έτσι τη δυνατότητα να τους ασκούν δυνάμεις. Οι δυνάμεις που ασκούν οι μύες στις αρθρώσεις (οι οποίες έχουν συγκεκριμένους βαθμούς ελευθερίας και περιορισμούς στην κίνηση, που ανταποκρίνονται στην πραγματική φυσιολογία του ανθρώπινου σώματος), προκαλούν την κίνησή τους. Ο συνδυασμός των κινήσεων των αρθρώσεων (μετατοπίσεων και στροφών, κατά περίπτωση, οι οποίες αντιστοιχούν στους βαθμούς ελευθερίας του μοντέλου), συγκροτεί στην κίνηση του μοντέλου, η οποία έχει στόχο την προσομοίωση της αντίστοιχης πραγματικής κίνησης του ανθρώπινου σώματος. Υπάρχουν ήδη κάποια έτοιμα μοντέλα, κυρίως των κάτω άκρων, τα οποία διανέμονται μαζί με το πρόγραμμα. Για τις ανάγκες της συγκεκριμένης εργασίας χρησιμοποιήθηκε το μοντέλο των Lerner et al [13] (Σχήμα 2.1), το οποίο επιτρέπει ακριβή προσομοίωση της άρθρωσης του γόνατος και της γωνίας που σχηματίζει το μηριαίο οστό με την κνήμη (κνημομηριαία γωνία) και έτσι θεωρήθηκε το καταλληλότερο για τους σκοπούς της συγκεκριμένης έρευνας.

Προκειμένου κάποιο μοντέλο να αντιστοιχεί σε κάποιο συγκεκριμένο ασθενή, πρέπει να καλιμπραριστεί στα κιλά, το ύψος και την κίνηση του ασθενούς, μέσω του παραθύρου διαλόγου “Scale model”. Στη συνέχεια, μέσω της ανάλυσης “Inverse Kinematics”, υπολογίζονται οι γωνίες που σχηματίζουν οι κόμβοι (αρθρώσεις) κατά την κίνηση και παράγεται ένα αρχείο κίνησης. Αυτό εισάγεται στην επόμενη ανάλυση, “Inverse Dynamics”, μαζί με τις δυνάμεις που ασκεί το έδαφος στο υποκείμενο κατά το βάδισμα και πρέπει να έχουν μετρηθεί πειραματικά. Με την ανάλυση “Inverse Dynamics” υπολογίζεται η δύναμη που πρέπει να ασκείται σε κάθε άρθρωση (κόμβο του μοντέλου), ώστε να προκύπτει η συγκεκριμένη κίνηση (που προσδιορίστηκε με την Inverse Kinematics). Όμως, μετά από αυτές τις δύο αναλύσεις τείνει να μην ικανοποιείται ο δεύτερος νόμος του Νεύτωνα $F=ma$, με αποτέλεσμα να απαιτείται η εφαρμογή στο μοντέλο επιπρόσθετων (παραμενουσών) δυνάμεων F_{res} ώστε $F+F_{res}=ma$ [10]. Αυτές οι δυνάμεις μπορεί να είναι πολύ μεγάλες και σε αυτήν την περίπτωση η προσομοίωση δεν είναι ρεαλιστική. Γι’ αυτό το λόγο απαιτείται στη συνέχεια η ανάλυση RRA (Residual Reduction Algorithm), ώστε να μειωθούν οι παραμένουσες δυνάμεις. Κατόπιν, με τα πιο σωστά δυναμικά και κινηματικά δεδομένα που προέκυψαν, επιστρατεύεται η ανάλυση “Static Optimization”, μέσω της οποίας εκτιμώνται οι δυνάμεις που ασκούν οι μύες στις αρθρώσεις. Τέλος, με τα δεδομένα που προέκυψαν από τις προηγούμενες αναλύσεις, χρησιμοποιείται η ανάλυση “JointReaction”, μέσω της οποίας υπολογίζονται οι εσωτερικές δυνάμεις στην υπό εξέταση άρθρωση, π.χ. στη συγκεκριμένη περίπτωση οι δυνάμεις που ασκεί το μηριαίο οστό στην κνήμη, οι οποίες είναι και αυτές που απαιτούνται για τη συνέχιση της παρούσας έρευνας. Στις επόμενες παραγράφους περιγράφεται αναλυτικά η διαδικασία αυτή, που τελικά αποσκοπεί στον υπολογισμό των φορτίων που ασκούνται στην άρθρωση του γόνατος. Για όλες τις αναλύσεις που αναφέρθηκαν παραπάνω χρησιμοποιήθηκε το OpenSim v3.3.



Σχήμα 2.1: Μοντέλο των κάτω άκρων στο OpenSim (Lerner et al [13])

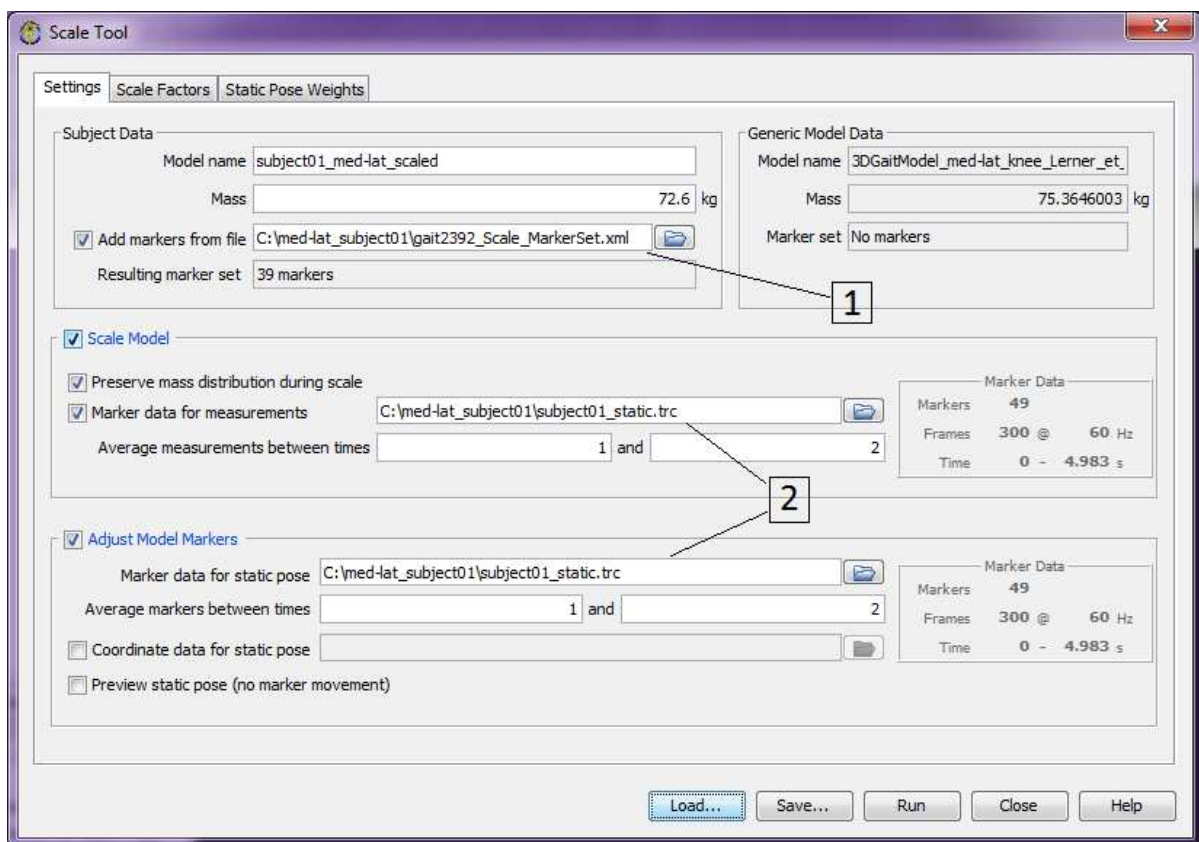
2.2 Scale Model

Όπως προαναφέρθηκε, χρησιμοποιήθηκε το υπάρχον μοντέλο των Lerner et al [13] (Σχήμα 2.1), το οποίο προσομοιώνει τα κάτω άκρα και δίνει έμφαση στην ακριβέστερη προσομοίωση της άρθρωσης του γόνατος. Οποιοδήποτε αρχικό μοντέλο όμως χρειάζεται να τεθεί υπό κατάλληλη κλίμακα, ώστε να αντιστοιχεί στα ανθρωπομετρικά στοιχεία (π.χ. ύψος, βάρος) του ατόμου που εξετάζεται σε κάθε περίπτωση. Αυτή η διαδικασία γίνεται με το Scale Tool του OpenSim (Σχήμα 2.2) (Tools→Scale Model...). Σε αυτό το παράθυρο εισάγεται αρχικά το βάρος του ασθενούς, καθώς και ένα αρχείο .xml, το οποίο προσδιορίζει τις θέσεις “εικονικών” αισθητήρων στο μοντέλο (Σχήμα 2.2 {1}), οι οποίοι αντιστοιχούν σε πραγματικούς αισθητήρες που τοποθετούνται στον ασθενή κατά τη διάρκεια των απαραίτητων μετρήσεων. Συγκεκριμένα, οι αισθητήρες τοποθετούνται κυρίως στις αρθρώσεις του ασθενή (πολλές φορές περισσότεροι από ένας όταν πρόκειται για αρθρώσεις που έχουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον για την υπό μελέτη κίνηση), και η θέση τους καταγράφεται κάθε χρονική στιγμή με ειδική κάμερα. Προκειμένου να προσδιοριστούν τα ανθρωπομετρικά στοιχεία του, ο ασθενής τοποθετείται αρχικά σε όρθια στάση και καταγράφονται οι θέσεις των αισθητήρων για κάποιο χρονικό διάστημα (της τάξης των μερικών δευτερολέπτων). Τα δεδομένα αυτά καταγράφονται σε ένα αρχείο .trc (Σχήμα 2.2 {2}). Το όνομα του κάθε αισθητήρα πρέπει να είναι το ίδιο στα δύο αρχεία (δηλαδή η ονομασία του κάθε εικονικού αισθητήρα στο πρώτο αρχείο να είναι ίδια με αυτή του αντίστοιχου πραγματικού στο δεύτερο αρχείο), ώστε να κάνει σωστά την αντιστοίχιση το πρόγραμμα. Επίσης, για τα σημεία για τα οποία δεν υπάρχουν τέτοιου είδους μετρήσεις μπορεί να εισαχθεί χειροκίνητα συντελεστής κλίμακας, στην καρτέλα “Scale Factors” του Scale Tool (Σχήμα 2.3). Στην τρίτη καρτέλα του Scale Tool (Static Pose Weights, Σχήμα 2.4) προσδιορίζονται οι συντελεστές βαρύτητας για κάθε βαθμό ελευθερίας ή θέση αισθητήρα. Για τα σημεία που παίζουν σημαντικό ρόλο στην υπό εξέταση κίνηση (π.χ. κίνηση του γόνατος) ορίζεται μεγάλος συντελεστής βαρύτητας ώστε το πρόγραμμα να τα αποδώσει κατά την ανάλυση με μεγαλύτερη ακρίβεια. Όταν ολοκληρωθούν οι ρυθμίσεις της ανάλυσης, υπάρχει δυνατότητα αποθήκευσής τους με την εντολή “Save...”, ώστε η παραπάνω διαδικασία ρύθμισης των παραμέτρων της ανάλυσης να γίνει μόνο μία φορά. Για να επαναληφθεί η ανάλυση με τις αποθηκευμένες ρυθμίσεις, αυτές υπάρχει δυνατότητα να επαναφορτωθούν μέσω του παραθύρου διαλόγου “Load...”

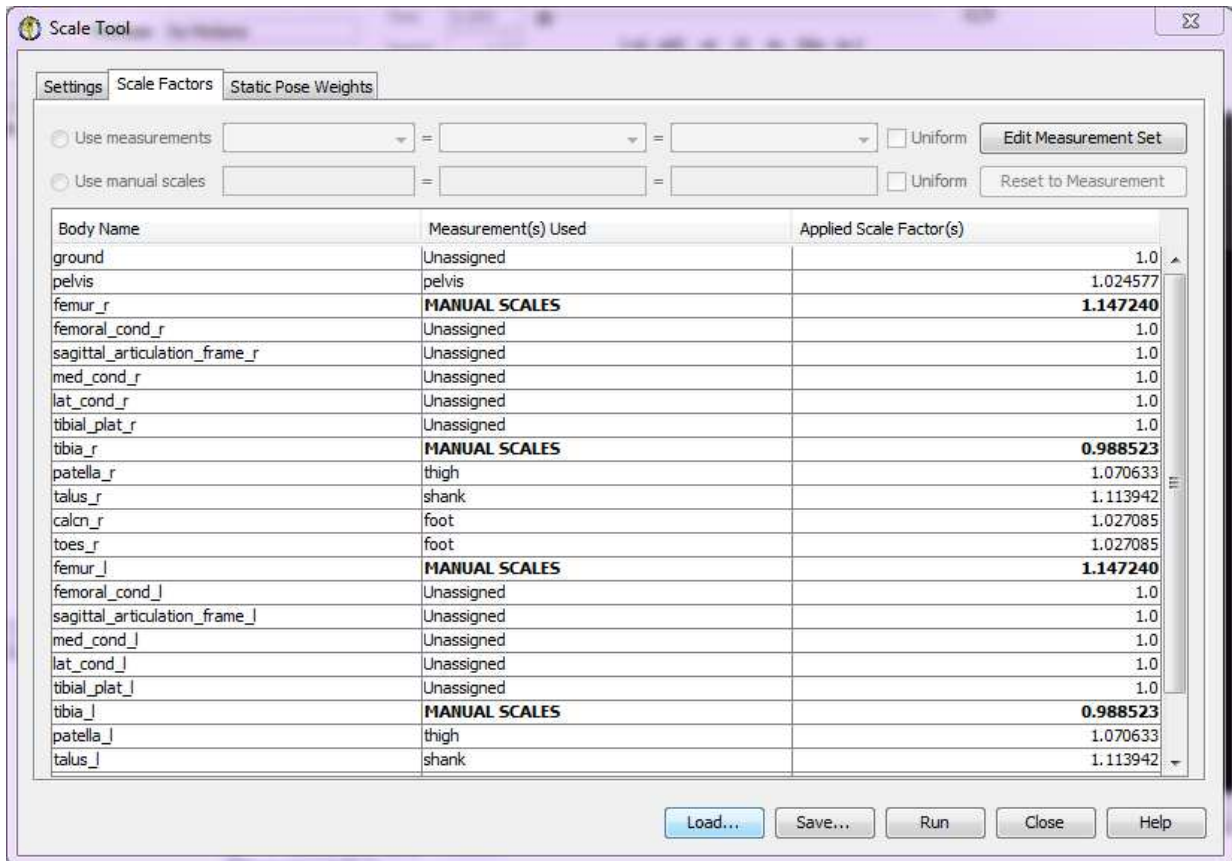
στο κάτω μέρος του παραθύρου του Scale Tool. Η ίδια δυνατότητα υπάρχει και για οποιαδήποτε άλλη ανάλυση στο OpenSim. [3]

Όταν ολοκληρωθούν οι ρυθμίσεις, πραγματοποιείται η ανάλυση με την εντολή “Run”. Κατά τη συγκεκριμένη ανάλυση το πρόγραμμα υπολογίζει συντελεστές κλίμακας για τα διάφορα μέρη του σώματος (π.χ. μηρός, κνήμη κ.λπ.) συγκρίνοντας τις θέσεις των πραγματικών και των εικονικών αισθητήρων. Επίσης, προσαρμόζει τα μητρώα μάζας και αδράνειας ώστε να αντιστοιχούν στα δεδομένα ανθρωπομετρικά στοιχεία. Η συγκεκριμένη διαδικασία είναι ύψιστης σημασίας για την ακρίβεια των επόμενων αναλύσεων. [3]

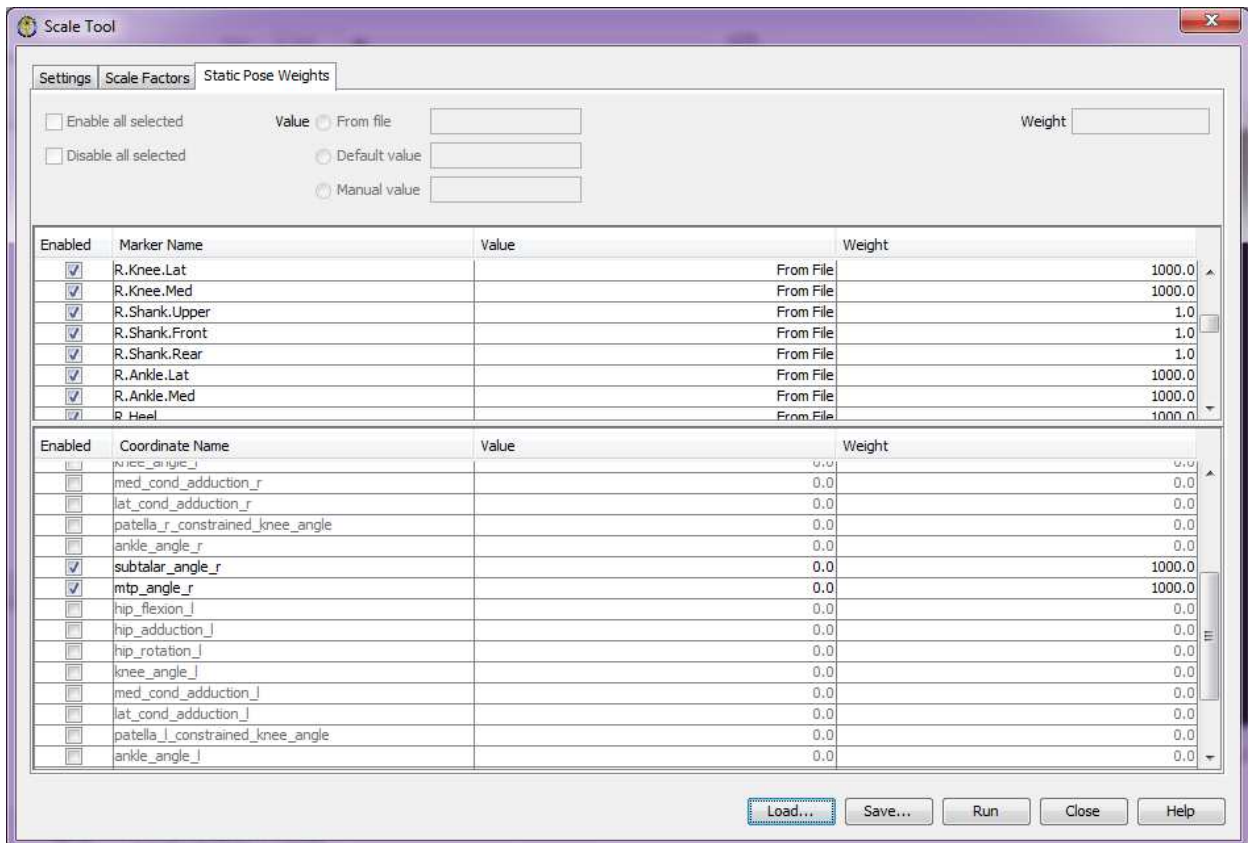
Στην παρούσα έρευνα χρησιμοποιήθηκαν τα ήδη υπάρχοντα δεδομένα που διανέμονται μαζί με το OpenSim. Πρόκειται για μετρήσεις σε άτομο βάρους 72.6kg. Οι συντελεστές κλίμακας και οι συντελεστές βαρύτητας που χρησιμοποιήθηκαν είναι οι προτεινόμενοι για το συγκεκριμένο άτομο από τους δημιουργούς του προγράμματος. Το προσαρμοσμένο μοντέλο σε σύγκριση με το αρχικό φαίνεται στο Σχήμα 2.5, ενώ το προσαρμοσμένο μοντέλο, όπου διακρίνεται η στάση του υποκειμένου κατά τις μετρήσεις, καθώς και οι θέσεις των αισθητήρων, φαίνεται στο Σχήμα 2.6. Παρατηρείται πως το υποκείμενο των συγκεκριμένων μετρήσεων είναι πιο μεγαλόσωμο από αυτό που θα αντιστοιχούσε στο αρχικό, μη προσαρμοσμένο μοντέλο. Συνεπώς, η αποκόμιση ρεαλιστικών, αξιοποιήσιμων αποτελεσμάτων δε θα ήταν δυνατή εάν χρησιμοποιούνταν το αρχικό μοντέλο χωρίς να έχει προσαρμοστεί στα μέτρα του πραγματικού υποκειμένου. Το προσαρμοσμένο μοντέλο αποθηκεύεται μέσω της εντολής “Save Model...” του μενού “File”, ώστε να γίνουν σε αυτό οι επόμενες αναλύσεις.



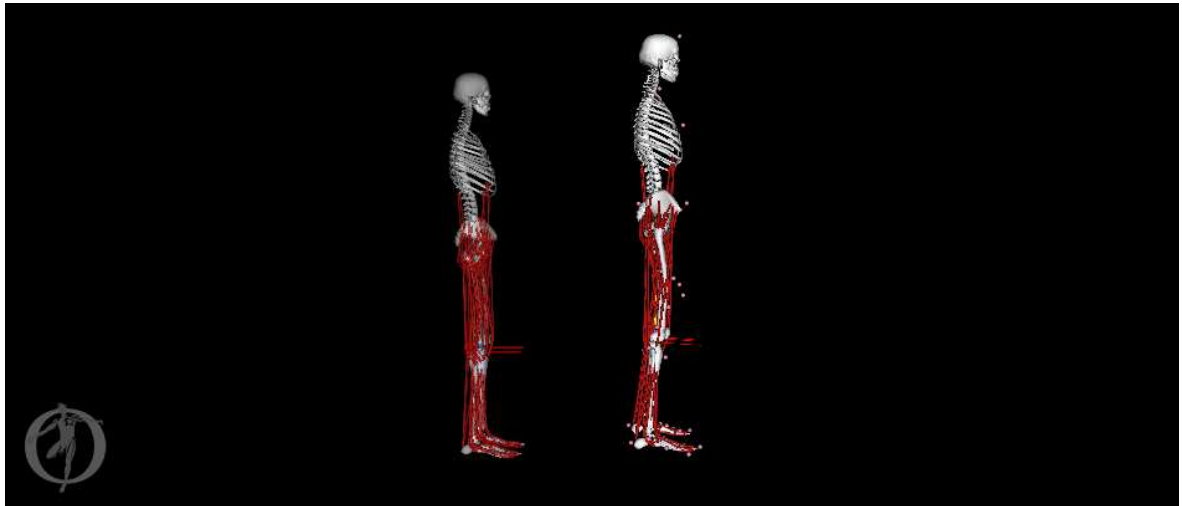
Σχήμα 2.2: Scale Tool-Settings



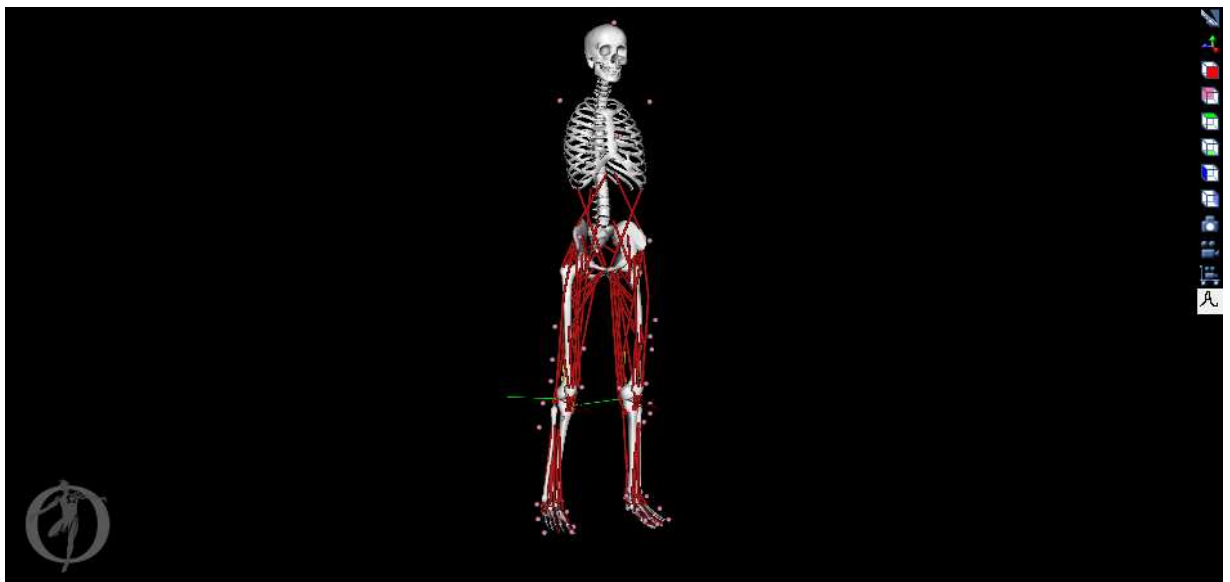
Σχήμα 2.3: Scale Tool-Scale Factors



Σχήμα 2.4: Scale Tool-Static Pose Weights



Σχήμα 2.5: Αρχικό (αριστερά) και προσαρμοσμένο μέσω του Scaling (δεξιά) μοντέλο



Σχήμα 2.6: Προσαρμοσμένο μοντέλο μετά το Scaling.

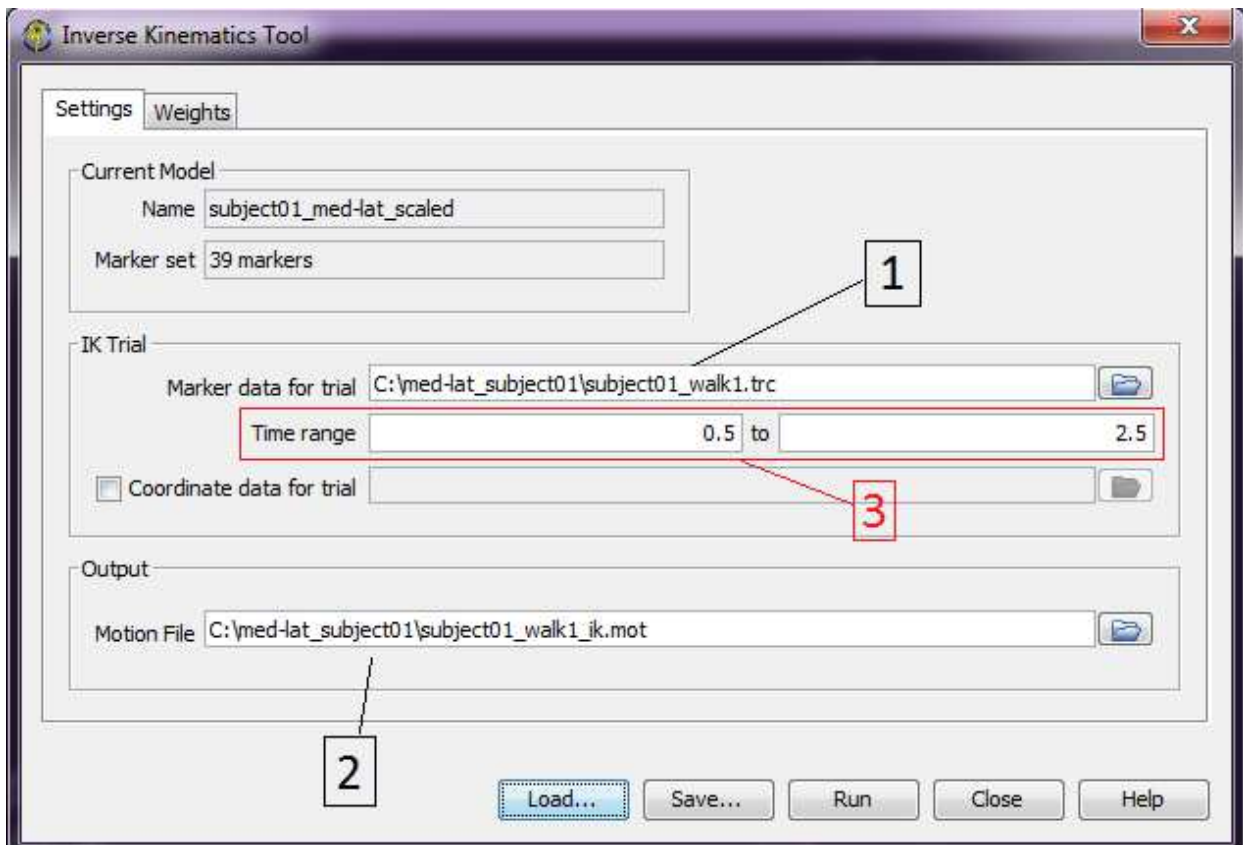
2.3 Inverse Kinematics

Η ανάλυση Inverse Kinematics γίνεται μέσω του παραθύρου διαλόγου “Inverse Kinematics Tool” (Tools→Inverse Kinematics...) (Σχήμα 2.7). Μέσω αυτής της ανάλυσης λύνεται ουσιαστικά ένα πρόβλημα βελτιστοποίησης, το οποίο βρίσκει το ελάχιστο δυνατό σφάλμα μεταξύ εικονικών και πραγματικών (Σχήμα 2.7 {1}, αρχείο .trc) αισθητήρων κάθε χρονική στιγμή, ώστε να προσδιοριστεί η κίνηση του μοντέλου που αντιπροσωπεύει όσο το δυνατόν καλύτερα την πραγματική, και υπολογίζει τις αντίστοιχες γωνίες (διάνυσμα q) που πρέπει να σχηματίζουν οι αρθρώσεις στο μοντέλο για να προκύπτει αυτή η κίνηση. Δηλαδή, έχοντας ως σημείο αναφοράς μία μετρημένη πειραματικά κίνηση, η οποία εισάγεται στο πρόγραμμα ως συντεταγμένες (πραγματικών) αισθητήρων κάθε χρονική στιγμή του βαδίσματος, προσπαθεί να προσαρμόσει τις συντεταγμένες των εικονικών αισθητήρων ώστε να είναι όσο το δυνατόν πιο κοντά σε αυτές των πραγματικών. Πιο συγκεκριμένα, επιλέγονται σε κάθε χρονική στιγμή εκείνες οι συντεταγμένες εικονικών αισθητήρων για τις οποίες ελαχιστοποιείται το άθροισμα της παράστασης (2.1):

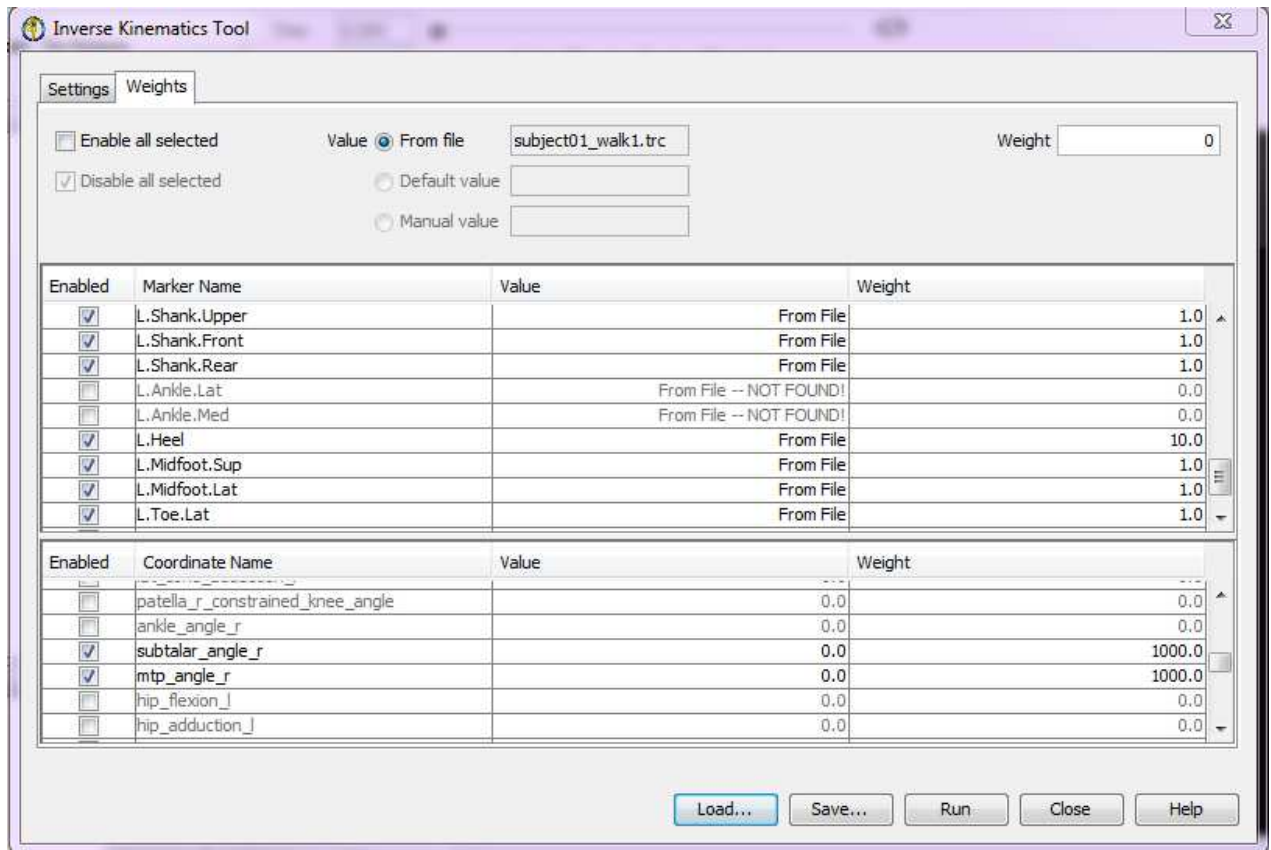
$$\sum_{i=1}^n w_i \|x_{i,exp} - x_i(q)\|^2, \quad (2.1)$$

όπου n ο αριθμός των αισθητήρων, w_i ο συντελεστής βαρύτητας για κάθε αισθητήρα (Σχήμα 2.8, ομοίως με το Scale Tool), $x_{i,exp}$ η πειραματική μέτρηση των συντεταγμένων του πραγματικού αισθητήρα κατά την υπό εξέταση κίνηση, $x_i(q)$ οι συντεταγμένες του εικονικού αισθητήρα και q το διάνυσμα που έχει ως συντεταγμένες τις γωνίες των αρθρώσεων κατά την κίνηση. Οι προκύπτουσες γωνίες καταγράφονται σε ένα αρχείο κίνησης (.mot, Σχήμα 2.7 {2}). [3]

Ομοίως με την προηγούμενη ανάλυση (Scaling), για τις ανάγκες της συγκεκριμένης έρευνας χρησιμοποιήθηκε το ήδη υπάρχον αρχείο πειραματικών μετρήσεων βαδίσματος (Σχήμα 2.7 {1}) και οι προτεινόμενοι συντελεστές βαρύτητας. Η υπό εξέταση κίνηση είναι το απλό βάδισμα και στη συγκεκριμένη περίπτωση το υποκείμενο βαδίζει με ταχύτητα που έχει επιλέξει ο ίδιος. Η προκύπτουσα από αυτήν την ανάλυση κίνηση αντιστοιχεί στο χρονικό διάστημα πειραματικών μετρήσεων από 0.5sec έως 2.5sec (Σχήμα 2.7 {3}), το οποίο περιλαμβάνει έναν πλήρη κύκλο βαδίσματος (δηλαδή από τη στιγμή που πατάει το ένα πόδι στο έδαφος μέχρι να ξαναπατήσει το ίδιο πόδι, το οποίο αντιστοιχεί σε διάρκεια δύο βημάτων). Το αρχείο κίνησης που προκύπτει (Σχήμα 2.7 {2}) χρησιμοποιείται κατόπιν στην επόμενη ανάλυση, Inverse Dynamics.



Σχήμα 2.7: Inverse Kinematics Tool



Σχήμα 2.8: Inverse Kinematics Tool-Weights

2.4 Inverse Dynamics

Με την ανάλυση Inverse Dynamics υπολογίζονται οι δυνάμεις που πρέπει να ασκούνται σε κάθε άρθρωση ώστε να προκύπτει η κίνηση που προσδιορίστηκε από την προηγούμενη ανάλυση (Inverse Kinematics). Συγκεκριμένα, επιλύονται με επαναληπτική διαδικασία οι εξισώσεις κίνησης του μοντέλου, για τις οποίες απαιτείται το μητρώο μάζας που υπολογίστηκε κατά το Scaling (παρ. 2.2), καθώς επίσης και οι μετρημένες πειραματικά δυνάμεις που ασκεί το έδαφος στο υποκείμενο κατά το βήδισμα (αντιδράσεις εδάφους). Όλες οι παραπάνω ρυθμίσεις εφαρμόζονται μέσω του Inverse Dynamics Tool (Tools→Inverse Dynamics..., Σχήμα 2.9). Σε αυτό το παράθυρο εισάγεται το αρχείο κίνησης που προέκυψε από την προηγούμενη ανάλυση (Σχήμα 2.9 {1}) και επιλέγεται να φιλτραριστούν τα δεδομένα (Σχήμα 2.9 {2}). Γενικά, όταν η κίνηση που εισάγεται έχει προκύψει από την ανάλυση Inverse Kinematics, στις περισσότερες περιπτώσεις χρειάζεται φιλτράρισμα για να μειωθεί ο θόρυβος στα δεδομένα και έτσι να αποφευχθούν κάποια προβλήματα σύγκλισης της ανάλυσης. Στην καρτέλα External Loads (Σχήμα 2.10) εισάγεται το αρχείο με τα εξωτερικά φορτία που ασκούνται στο υποκείμενο, δηλαδή στη συγκεκριμένη περίπτωση μόνο οι αντιδράσεις εδάφους. Άλλα εξωτερικά φορτία θα μπορούσαν να είναι π.χ. αντιδράσεις από κάποιο στηθαίο ή βοήθημα περπατήματος (π.χ. μαστούνι). Το συγκεκριμένο αρχείο προσδιορίζει χρονοϊστορία φορτίων (για την ακρίβεια παραπέμπει σε αρχείο, συνήθως .mot ή .sto, το οποίο περιέχει τη χρονοϊστορία) και το σημείο στο οποίο ασκούνται.

Από την ανάλυση Inverse Dynamics προκύπτει ένα αρχείο .sto με τις δυνάμεις σε κάθε κόμβο (άρθρωση). Γενικά, εφ' όσον έχουν χρησιμοποιηθεί τόσο μετρημένες δυνάμεις (αντιδράσεις στο έδαφος), όσο και κινηματικά στοιχεία και το μητρώο μάζας θεωρείται

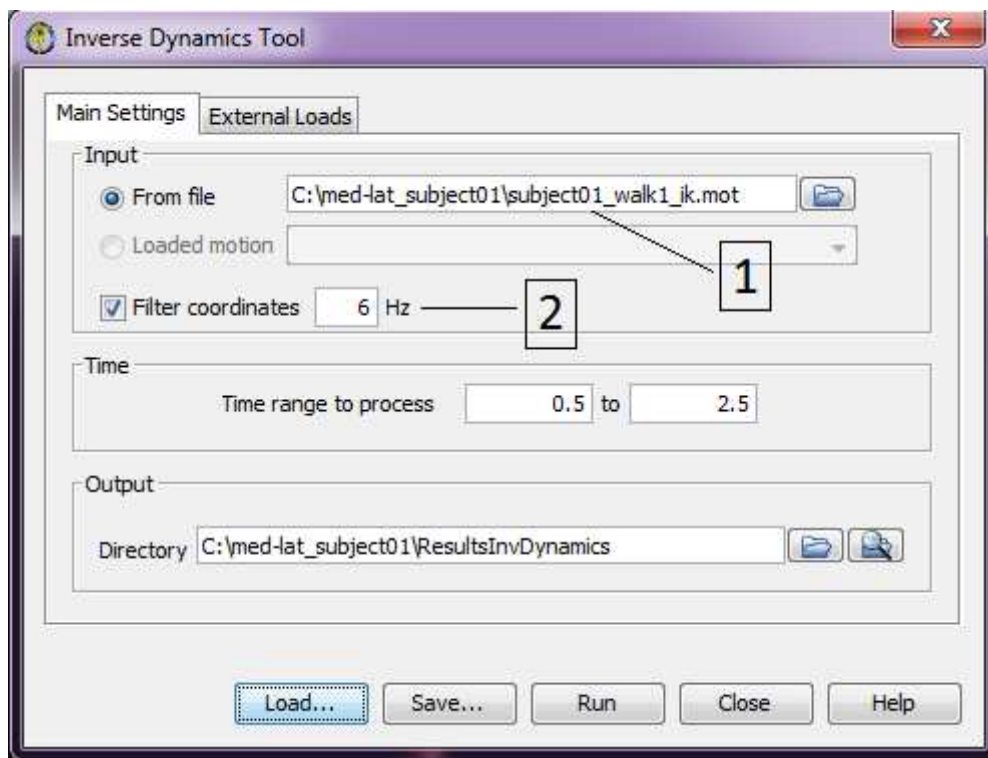
γνωστό, το πρόβλημα είναι υπέρ-προσδιορισμένο (υπάρχουν περισσότερες εξισώσεις απ' ό,τι άγνωστοι). Μιας και μπορεί να υπάρχουν σφάλματα κατά τις μετρήσεις και επίσης το μοντέλο δεν είναι ακριβές αντίγραφο του υποκειμένου, αυτό έχει σαν αποτέλεσμα η εξίσωση 2.2 να μην ικανοποιείται.

$$\vec{F}_{exp} = m \cdot \vec{a}, \quad (2.2)$$

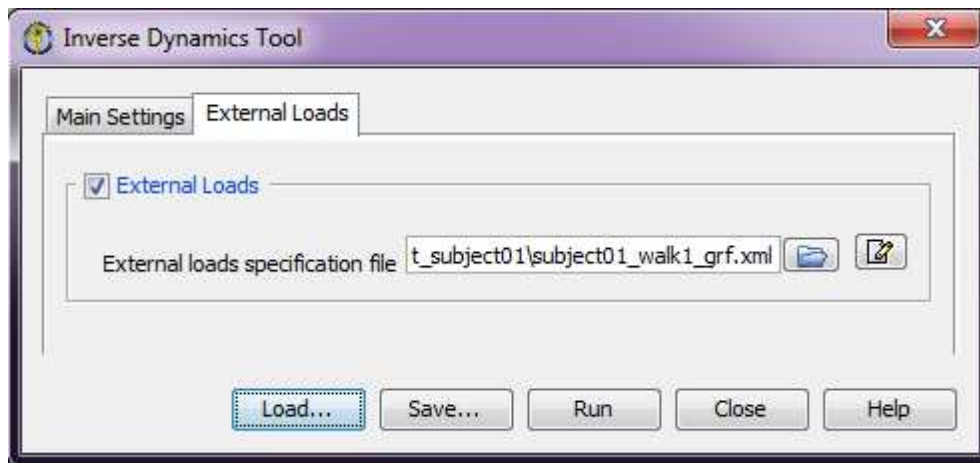
όπου F_{exp} (experimental) οι πειραματικώς μετρημένες δυνάμεις. Προκειμένου τα αποτελέσματα να είναι συμβατά με το δεύτερο νόμο του Νεύτωνα, πρέπει η εξίσωση 2.2 να πάρει τη μορφή:

$$\vec{F}_{exp} + \vec{F}_{residual} = m \cdot \vec{a}, \quad (2.3)$$

όπου $F_{residual}$ οι λεγόμενες παραμένουσες δυνάμεις. Όταν αυτές είναι αρκετά μεγάλες, η προσομοίωση δεν αντιστοιχεί στην πραγματικότητα και τα αποτελέσματα της ανάλυσης δε μπορούν να θεωρηθούν αξιόπιστα. [3]

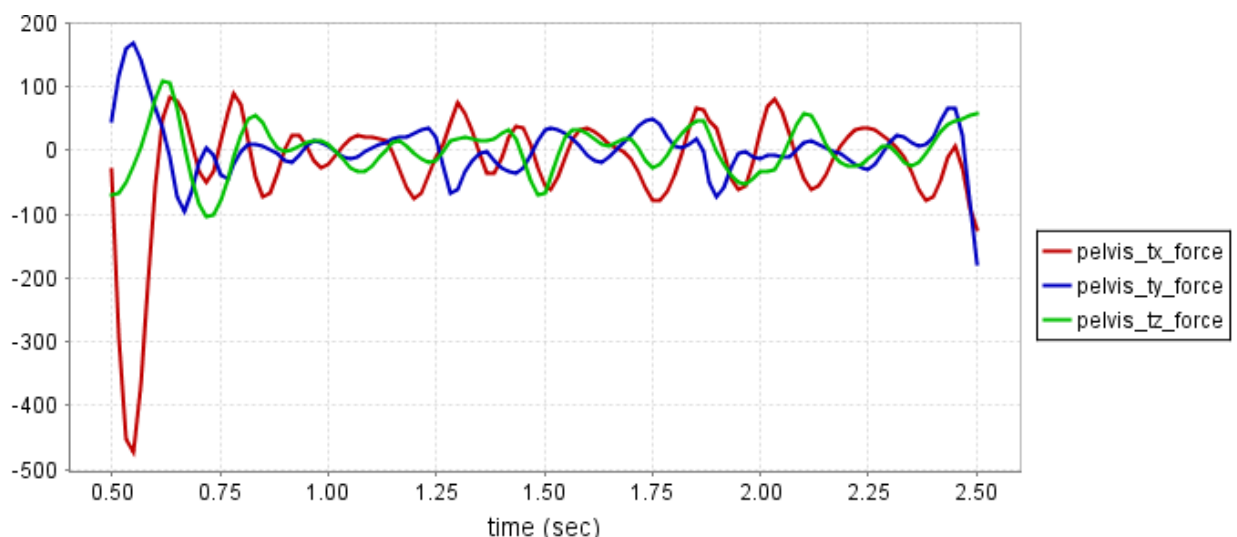


Σχήμα 2.9: Inverse Dynamics Tool

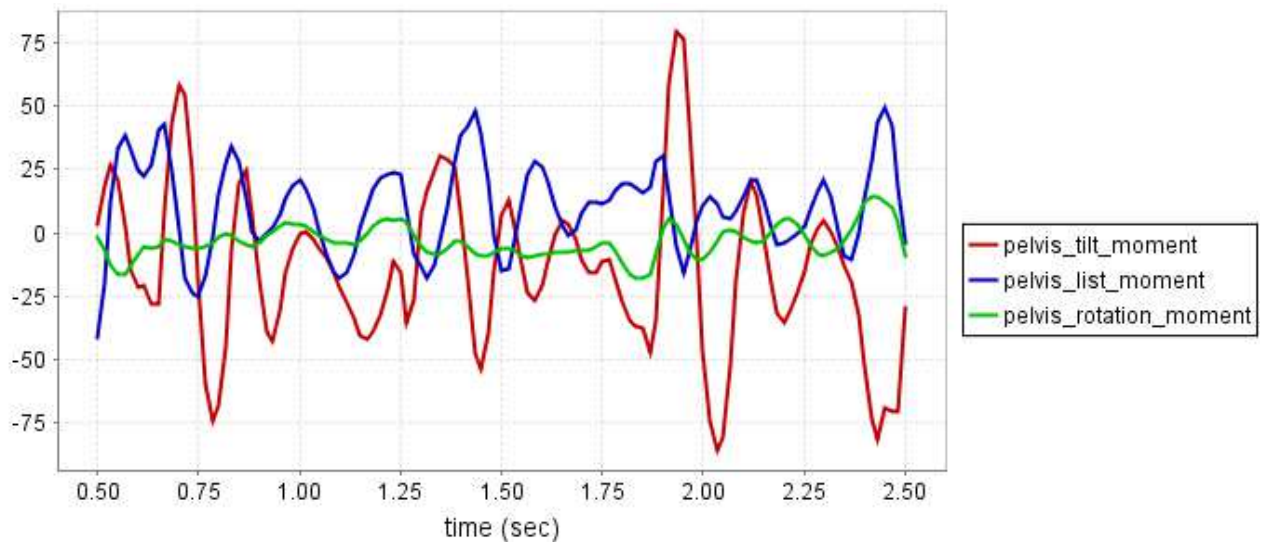


Σχήμα 2.10: Inverse Dynamics Tool-External Loads

Οι παραμένουσες δυνάμεις, αφού υπολογιστούν, εφαρμόζονται στο κέντρο μάζας του μοντέλου, το οποίο βρίσκεται στη λεκάνη. Πρόκειται για τρεις δυνάμεις και τρεις ροπές, οι οποίες στο αρχείο των αποτελεσμάτων της ανάλυσης Inverse Dynamics αναφέρονται ως `pelvis_tx_force`, `pelvis_ty_force`, `pelvis_tz_force` και `pelvis_tilt_moment`, `pelvis_list_moment`, `pelvis_rotation_moment` αντίστοιχα. Οι ιστορίες τους για το χρονικό διάστημα που αναλύθηκε φαίνονται στα σχήματα 2.11 και 2.12. Παρατηρείται πως είναι αρκετά μεγάλες (δείτε και πίνακα 2.1), και άρα χρειάζεται διόρθωση στα δεδομένα του προβλήματος. Επίσης, στο σχήμα 2.11 φαίνεται πως για το διάστημα από 0.5sec έως περίπου 0.6sec μάλλον υπάρχει κάποιο πρόβλημα στα πειραματικά δεδομένα με αποτέλεσμα να απαιτούνται μεγάλες παραμένουσες δυνάμεις προκειμένου να ικανοποιηθεί η εξίσωση 2.3. Αυτά τα προβλήματα θα επιχειρηθεί να αντιμετωπιστούν στην επόμενη ανάλυση, RRA (Residual Reduction Algorithm).



Σχήμα 2.11: Παραμένουσες δυνάμεις μετά την ανάλυση Inverse Dynamics (σε N)



Σχήμα 2.12: Παραμένουσες ροπές μετά την ανάλυση Inverse Dynamics (σε Nm)

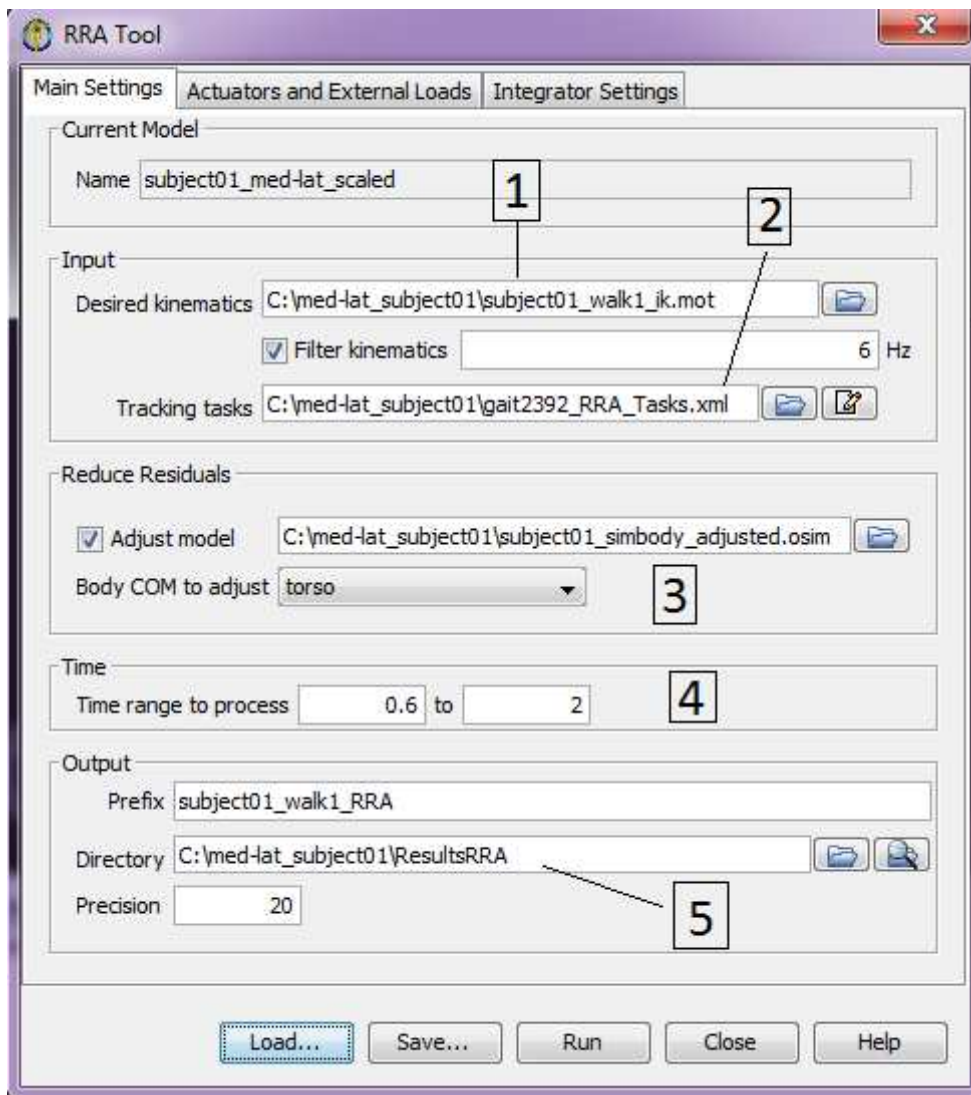
2.5 Residual Reduction Algorithm

Η ανάλυση RRA (Residual Reduction Algorithm) στοχεύει στην επίλυση του προβλήματος των μεγάλων παραμενουσών δυνάμεων, οι οποίες υποδεικνύουν μη ρεαλιστική προσομοίωση. Συγκεκριμένα, ο αλγόριθμος αλλάζει λίγο τη μάζα του θώρακα στο μοντέλο και την κίνηση που προέκυψε από την Inverse Kinematics, ώστε το άθροισμα των υπολογιζόμενων δυνάμεων στις αρθρώσεις να είναι πιο κοντά στις μετρημένες αντιδράσεις στο έδαφος και άρα να μην απαιτούνται μεγάλες παραμένουσες δυνάμεις για να ικανοποιείται η εξίσωση 2.3. Δηλαδή, η ανάλυση επιτρέπει μετατροπές στην επιτάχυνση και στο κέντρο μάζας του μοντέλου, όπου ασκούνται οι παραμένουσες δυνάμεις, ώστε να ικανοποιείται η εξίσωση 2.3 με τις μικρότερες δυνατές τιμές παραμενουσών δυνάμεων. Μέσα στα αποτελέσματα της ανάλυσης είναι, μεταξύ άλλων, το καινούργιο μοντέλο με το τροποποιημένο μητρώο μάζας και το αρχείο με την τροποποιημένη κίνηση. [3, 10]

Οι ρυθμίσεις της RRA εφαρμόζονται μέσω του παραθύρου διαλόγου RRA Tool (Tools→Reduce Residuals..., Σχήμα 2.13). Στην πρώτη καρτέλα (Main Settings, Σχήμα 2.13) εισάγεται το αρχείο της υπό προσομοίωση κίνησης, το οποίο είχε προκύψει από την Inverse Kinematics (Σχήμα 2.13 {1}) και ένα αρχείο .xml (Σχήμα 2.13 {2}) που προσδιορίζει ποιες γωνίες (βαθμούς ελευθερίας) αρθρώσεων να παρακολουθήσει το πρόγραμμα κατά την ανάλυση, καθώς και τους συντελεστές βαρύτητάς τους. Προφανώς, από τις γωνίες των αρθρώσεων προσδιορίζεται η κίνηση του μοντέλου. Εάν για κάποια γωνία υπάρχει μεγάλη βεβαιότητα, για αυτήν ορίζεται μεγάλος συντελεστής βαρύτητας, το οποίο σημαίνει ότι η RRA θα προσπαθήσει να αλλάξει τα συγκεκριμένα δεδομένα κίνησης όσο το δυνατόν λιγότερο γιατί είναι πολύ κοντά στην πραγματικότητα. Το αντίθετο ισχύει για τις γωνίες για τις οποίες υπάρχει μεγάλη αβεβαιότητα. Για παράδειγμα, οι γωνίες και οι μετακινήσεις τις λεκάνης (η οποία, αν και δεν είναι άρθρωση κανονικά, αρθρώνεται με το έδαφος κατά την προσομοίωση για να αποδοθεί η σχετική τους κίνηση) έχουν τη μεγαλύτερη αβεβαιότητα και συνεπώς το μικρότερο συντελεστή βαρύτητας, επιτρέποντας στον αλγόριθμο να επέμβει σε μεγάλο βαθμό προς διόρθωσή τους. Στην ίδια καρτέλα επιλέγεται να προσαρμοστεί το μητρώο μάζας του μοντέλου Σχήμα 2.13 {3}) και ορίζονται το χρονικό διάστημα των μετρήσεων στο οποίο θα εφαρμοστεί η ανάλυση Σχήμα 2.13 {4}) και ο φάκελος στον οποίο θα αποθηκευτούν τα αποτελέσματα Σχήμα 2.13 {5}). Στη συγκεκριμένη ανάλυση επιλέχθηκε να παραλειφθεί το χρονικό διάστημα

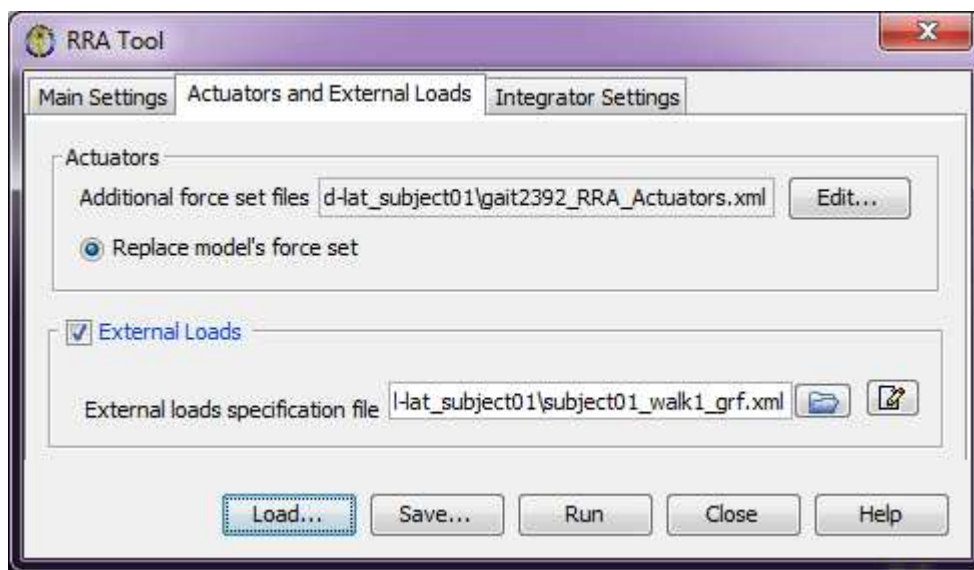
από 0.5sec έως 0.6sec ώστε να μη ληφθούν υπ' όψιν τα προβληματικά δεδομένα που έδιναν πολύ μεγάλες παραμένουσες δυνάμεις κατά την Inverse Dynamics (παρ. 2.4).

Στην επόμενη καρτέλα του RRA Tool (Actuators and External Loads, Σχήμα 2.14) εισάγονται τα αντικείμενα που προκαλούν την κίνηση (actuators, αντικαθιστούν τους μύες κατά τη συγκεκριμένη ανάλυση) και τυχόν εξωτερικά φορτία (στη συγκεκριμένη περίπτωση μόνο οι αντιδράσεις του εδάφους). Σε κάθε βαθμό ελευθερίας του μοντέλου αντιστοιχεί ένας actuator, δηλαδή μία δύναμη που τον ενεργοποιεί. Με αυτόν τον τρόπο αντικαθιστούνται οι μύες του μοντέλου διότι, εάν χρησιμοποιούνταν μύες για την εφαρμογή δυνάμεων που κινούν τις αρθρώσεις, περισσότερες από μία δυνάμεις θα προέκυπταν για κάθε βαθμό ελευθερίας. Αυτό θα καθυστερούσε πολύ την ανάλυση ή και θα την καθιστούσε αδύνατη. Για κάθε actuator ορίζεται στο αρχείο η μέγιστη τιμή της δύναμης που μπορεί να δώσει, καθώς και το πού ασκείται (σε ποιο βαθμό ελευθερίας). Για τους παραμένοντες (residual) actuators, δηλαδή αυτούς που αφορούν τις παραμένουσες δυνάμεις, ορίζονται προφανώς μικρές μέγιστες δυνάμεις, ώστε να μην προκύψουν μεγάλες τιμές παραμενουσών δυνάμεων. [3]



Σχήμα 2.13: RRA Tool-Main Settings

Τα αποτελέσματα της RRA με το μεγαλύτερο ενδιαφέρον είναι το μοντέλο με το τροποποιημένο μητρώο μάζας (adjusted), η τροποποιημένη κίνηση (...Kinematics_q), οι παραμένουσες δυνάμεις (στο αρχείο ...Actuation_force.sto) και το σφάλμα των συντεταγμένων της τροποποιημένης κίνησης σε σχέση με τις αρχικές (...pErr). Οι μέσες παραμένουσες δυνάμεις φαίνονται στο παράθυρο μηνυμάτων του προγράμματος μετά το πέρας της ανάλυσης, καθώς και στο αρχείο "...avgResiduals.txt". Όλα τα παραπάνω αρχεία τα δημιουργεί το πρόγραμμα στο φάκελο που έχει οριστεί από το χρήστη κατά τη ρύθμιση των παραμέτρων της ανάλυσης (Σχήμα 2.13 {5}). Για να είναι αξιόπιστα τα αποτελέσματα της ανάλυσης θα πρέπει οι παραμένουσες δυνάμεις και το σφάλμα να έχουν χαμηλές τιμές (Πίνακας 2.1). Σύμφωνα με αυτά τα κριτήρια, τα αποτελέσματα της RRA της παρούσας έρευνας είναι αποδεκτά (Πίνακας 2.2). Συνεπώς, μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην επόμενη ανάλυση, Static Optimization. [3]



Σχήμα 2.14: RRA Tool-Actuators and External Loads

Πίνακας 2.1: Αξιολόγηση αποτελεσμάτων ανάλυσης RRA [3]

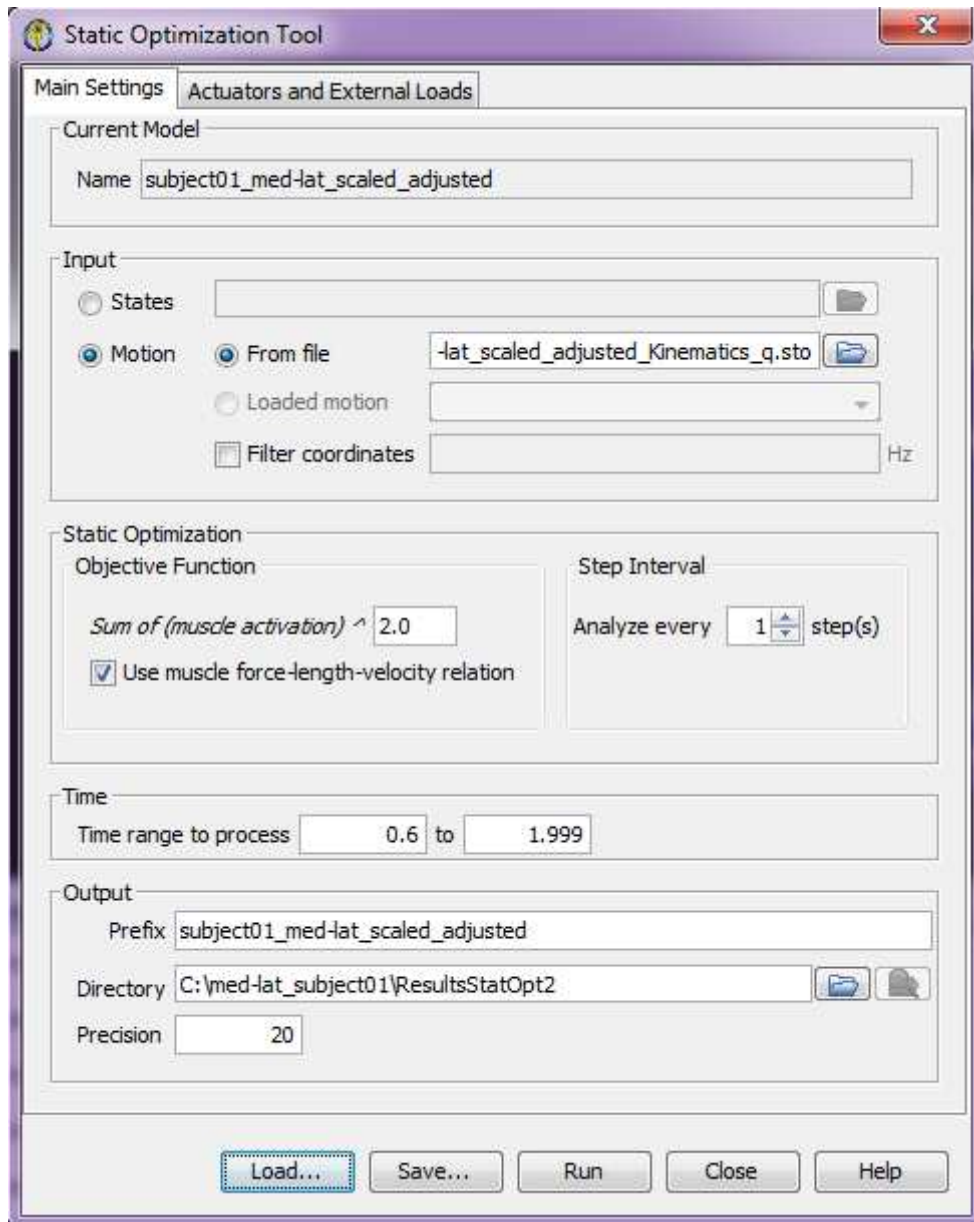
| | Αποτελέσματα | | |
|---------------------------------|--------------|----------|-------------|
| | Πολύ καλά | ΟΚ | Μη αποδεκτά |
| Μέγιστη παραμένουσα δύναμη | 0-10 N | 10-25 N | >25 N |
| Μέση παραμένουσα δύναμη | 0-5 N | 5-10 N | >10 N |
| Μέγιστη παραμένουσα ροπή | 0-50 Nm | 50-75 Nm | >75 Nm |
| Μέση παραμένουσα ροπή | 0-30 Nm | 30-50 Nm | >50 Nm |
| Μέγιστο σφάλμα μετατόπισης pErr | 0-2 cm | 2-5 cm | >5 cm |
| Μέσο σφάλμα μετατόπισης pErr | 0-2 cm | 2-4 cm | >4 cm |
| Μέγιστο σφάλμα στροφής pErr | 0-2° | 2-5° | >5° |
| Μέσο σφάλμα στροφής pErr | 0-2° | 2-5° | >5° |

Πίνακας 2.2: Αποτελέσματα ανάλυσης RRA

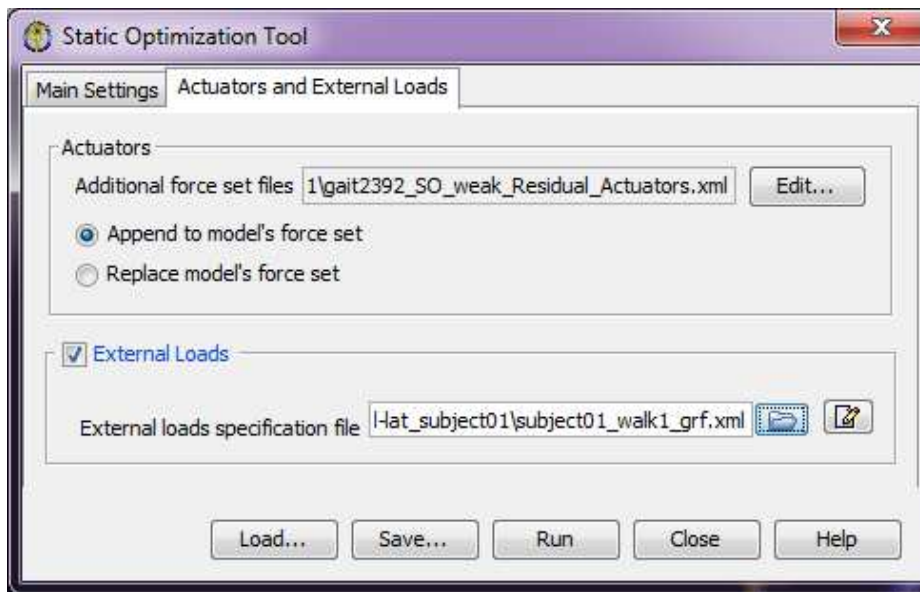
| | Αποτέλεσμα | Χαρακτηρισμός |
|---------------------------------|------------|---------------|
| Μέγιστη παραμένουσα FX | 4.14 N | Πολύ καλή |
| Μέση παραμένουσα FX | 0.62 N | Πολύ καλή |
| Μέγιστη παραμένουσα FY | -16.17 N | OK |
| Μέση παραμένουσα FY | -3.51 N | Πολύ καλή |
| Μέγιστη παραμένουσα FZ | 2.82 N | Πολύ καλή |
| Μέση παραμένουσα FZ | 0.31 N | Πολύ καλή |
| Μέγιστη παραμένουσα MX | -35.23 Nm | Πολύ καλή |
| Μέση παραμένουσα ροπή MX | -1.00 Nm | Πολύ καλή |
| Μέγιστη παραμένουσα MY | -14.67 Nm | Πολύ καλή |
| Μέση παραμένουσα ροπή MY | -3.64 Nm | Πολύ καλή |
| Μέγιστη παραμένουσα MZ | 36.25 Nm | Πολύ καλή |
| Μέση παραμένουσα ροπή MZ | -1.80 Nm | Πολύ καλή |
| Μέγιστο σφάλμα μετατόπισης pErr | -2.1 cm | OK |
| Μέσο σφάλμα μετατόπισης pErr | -0.009 cm | Πολύ καλό |
| Μέγιστο σφάλμα στροφής pErr | -0.007° | Πολύ καλό |
| Μέσο σφάλμα στροφής pErr | -0.00024° | Πολύ καλό |

2.6 Static Optimization

Μέσω της ανάλυσης Static Optimization μπορούν να υπολογιστούν οι δυνάμεις που ασκούν οι μύες. Οι δυνάμεις αυτές έχουν σημασία για την παρούσα έρευνα διότι φορτίζουν τις αρθρώσεις και άρα τα φορτία στο γόνατο εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τις τιμές τους. Οι παράμετροι αυτής της ανάλυσης μπορούν να ρυθμιστούν είτε από το παράθυρο διαλόγου “Static Optimization Tool” (Tools→Static Optimization..., Σχήμα 2.15) είτε, σε παλιότερες εκδόσεις του OpenSim (στην παρούσα έρευνα χρησιμοποιείται η έκδοση 3.3), από το παράθυρο διαλόγου “Analyze Tool” (Tools→Analyze...), όπου στην καρτέλα Analyses επιλέγεται Static Optimization. Στην καρτέλα Main Settings του Static Optimization Tool εισάγεται το διορθωμένο αρχείο κίνησης που προέκυψε από την RRA (Σχήμα 2.15). Στην καρτέλα Actuators and External Loads (Σχήμα 2.16) εισάγεται ένα αρχείο στο οποίο προσδιορίζονται παραμένοντες actuators (οι οποίοι μπορούν να πάρουν μικρές τιμές). Οι παραμένοντες actuators προστίθενται στο μοντέλο και δεν αντικαθιστούν τους μύες του μοντέλου, σε αντίθεση με προηγούμενες αναλύσεις. Αυτό συμβαίνει διότι σε αυτήν την ανάλυση ορίζονται από το χρήστη μόνο οι παραμένοντες actuators, οι οποίοι συμπληρώνουν δυναμικά το μοντέλο και διορθώνουν τυχόν ατέλειες της προσομοίωσης και όχι ολόκληρο το σύστημα δυνάμεων του μοντέλου. Δηλαδή, στη Static Optimization προφανώς χρειάζεται το μυϊκό σύστημα του μοντέλου ως έχει, προκειμένου να προσδιοριστούν από την ανάλυση οι δυνάμεις που ασκούν οι μύες στις αρθρώσεις. Επίσης, σε αυτήν την καρτέλα εισάγεται το αρχείο με τις μετρημένες πειραματικά αντιδράσεις στο έδαφος. Το μοντέλο στο οποίο εφαρμόζεται η ανάλυση είναι αυτό που προέκυψε από την RRA και έχει τροποποιημένο μητρώο μάζας σε σχέση με το αρχικό που είχε προκύψει από το scaling. Μετά το πέρας της ανάλυσης δημιουργείται μεταξύ άλλων ένα αρχείο .sto στο οποίο έχει καταγραφεί η χρονοϊστορία των δυνάμεων των μυών του μοντέλου (...force.sto). Αυτό θα χρησιμοποιηθεί στην τελευταία ανάλυση, JointReaction.



Σχήμα 2.15: Static Optimization Tool-Main Settings



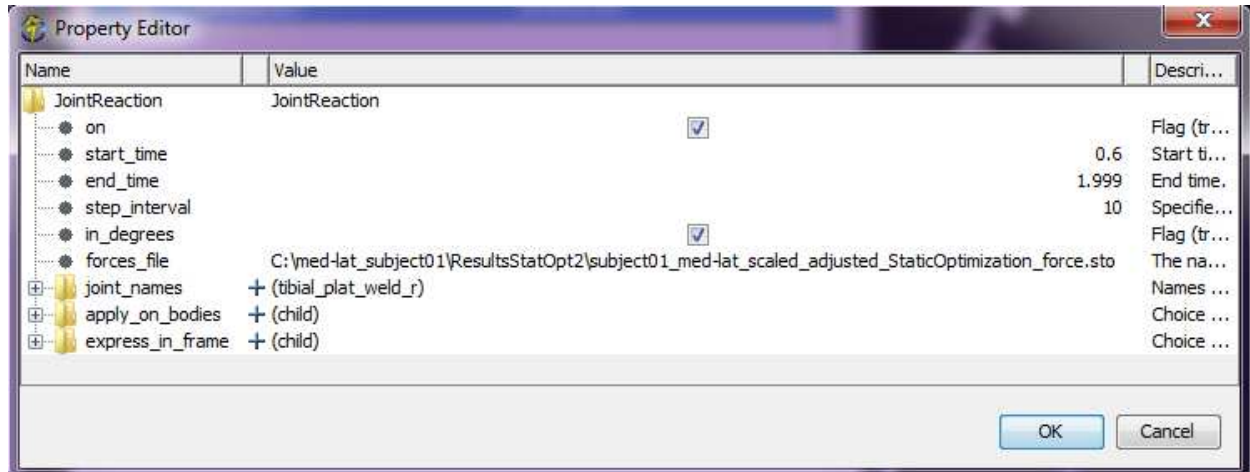
Σχήμα 2.16: Static Optimization Tool-Actuators and External Loads

2.7 JointReaction

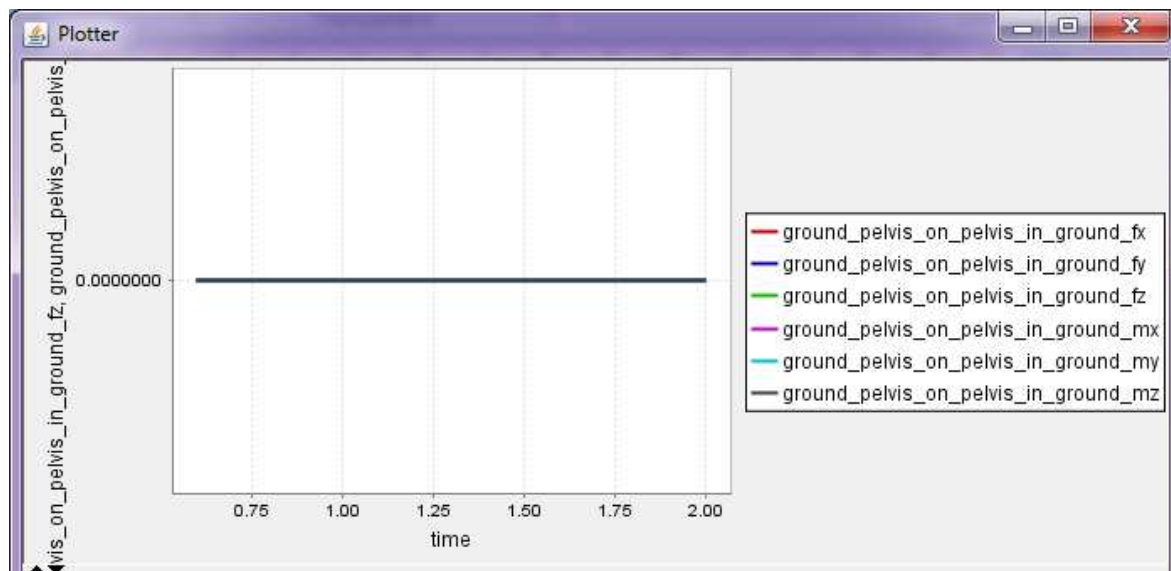
Η τελευταία ανάλυση, JointReaction, είναι αυτή που θα εκτιμήσει τελικά τις δυνάμεις στην άρθρωση του γόνατος. Λαμβάνει υπ' όψιν τόσο το βάρος των μελών και τις επιταχύνσεις λόγω της κίνησης όσο και τις δυνάμεις που ασκούν οι μύες στα αρθρούμενα μέλη. Οι παράμετροι αυτής της ανάλυσης εισάγονται μέσω του παραθύρου διαλόγου Analyze Tool (Tools→Analyze...). Οι παράμετροι στις καρτέλες Main Settings και Actuators and External Loads είναι ίδιες με αυτές της Static Optimization. Στην καρτέλα Analyses επιλέγεται μέσω του κουμπιού Add> η ανάλυση JointReaction. Επιλέγοντάς την στη λίστα και πατώντας το κουμπί Edit εμφανίζεται το παράθυρο διαλόγου Property Editor (Σχήμα 2.17), μέσω του οποίου εφαρμόζονται πρόσθετες ρυθμίσεις. Η πιο σημαντική είναι ο ορισμός του αρχείου που περιέχει τις δυνάμεις των μυών, το οποίο είναι αυτό που προέκυψε από τη Static Optimization. Για να γίνει αυτό πρέπει να εισαχθεί η διαδρομή του αρχείου δίπλα από την ένδειξη forces_file. Μέσω αυτού του παραθύρου διαλόγου μπορούν επίσης να επιλεγούν οι αρθρώσεις για τις οποίες η ανάλυση θα υπολογίσει τις δυνάμεις, καθώς και το σύστημα συντεταγμένων στο οποίο θα αναφέρονται. Οι προεπιλεγμένες ρυθμίσεις είναι να υπολογιστούν οι δυνάμεις για όλες τις αρθρώσεις του μοντέλου, με σύστημα συντεταγμένων αυτό του εδάφους. Στη συγκεκριμένη ανάλυση επιλέχθηκε να υπολογιστούν μόνο οι δυνάμεις που ασκούνται στο κνημιαίο πλατώ του δεξιού γόνατος, με σύστημα αναφοράς αυτό της κνήμης. Όμως, εάν ζητηθεί και ο υπολογισμός των φορτίων στην άρθρωση εδάφους-λεκάνης (ground-pelvis) μπορεί να αποκτηθεί μία ένδειξη για το εάν τα αποτελέσματα είναι στη σωστή κατεύθυνση. Η άρθρωση αυτή είναι ελεύθερη να κινηθεί στο χώρο και άρα οι αντιδράσεις σε αυτήν θα πρέπει να είναι 0. Εάν αυτό ισχύει, αποτελεί μία ένδειξη ότι τα αποτελέσματα είναι καλά (Σχήμα 2.18).

Στα σχήματα 2.19 έως 2.21 φαίνονται τα αποτελέσματα της JointReaction που θα χρησιμοποιηθούν ως φόρτιση στο μοντέλο κνημιαίου εμφυτεύματος που δημιουργήθηκε στο OpenSees. Επειδή το εν λόγω (δισδιάστατο) μοντέλο τοποθετείται στο μετωπιαίο επίπεδο (δηλαδή το κάθετο επίπεδο που χωρίζει το ανθρώπινο σώμα σε πρόσθιο και οπίσθιο μισό), χρησιμοποιήθηκαν μόνο οι δυνάμεις που ασκούνται σε αυτό το επίπεδο. Οι χρονοϊστορίες των υπολοίπων δυνάμεων φαίνονται στα σχήματα 2.22 έως 2.24. Η σύμβαση των αξόνων στα σχήματα είναι αυτή του μοντέλου στο OpenSees. Στο OpenSim ο άξονας y ταυτίζεται με αυτόν του OpenSees, ενώ οι άξονες x και z αντιστοιχούν στους z

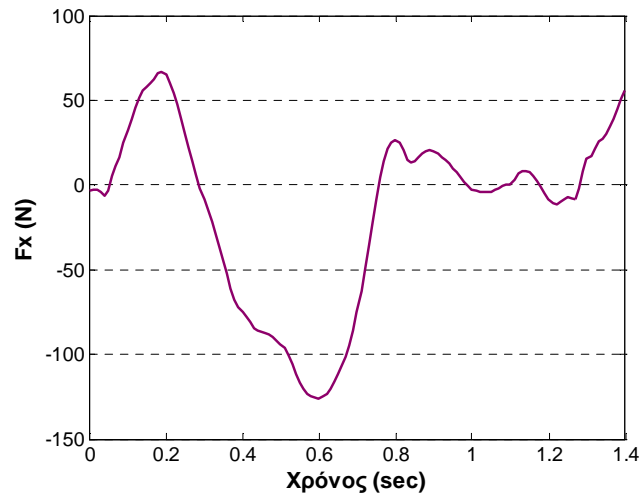
και $-x$ του OpenSees. Ιδιαίτερο ενδιαφέρον παρουσιάζει το γεγονός ότι η μέγιστη τιμή της κατακόρυφης δύναμης F_y μπορεί να φτάσει τιμές τετραπλάσιες του βάρους του υποκειμένου.



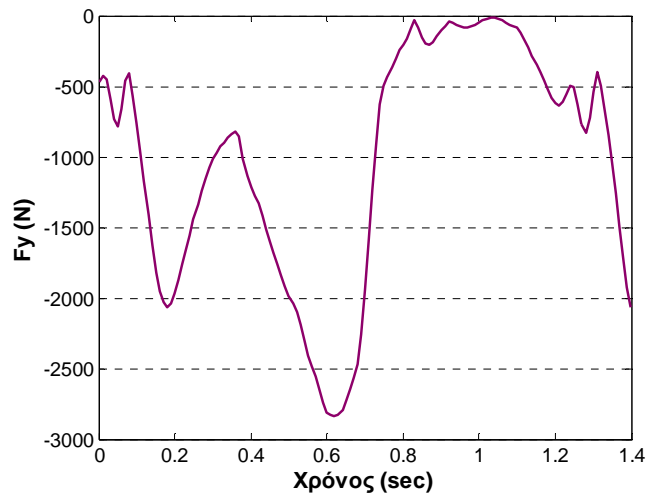
Σχήμα 2.17: JointReaction-Property Editor



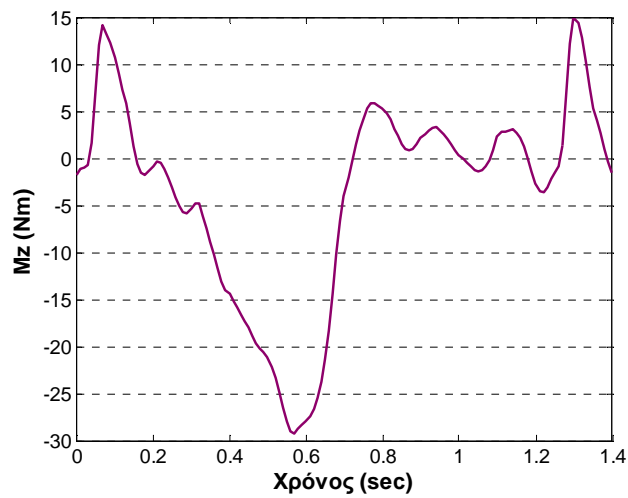
Σχήμα 2.18: Αντιδράσεις στην άρθρωση εδάφους-λεκάνης



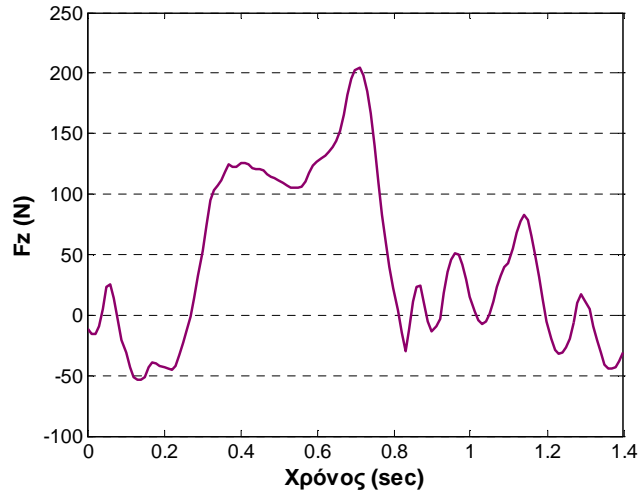
Σχήμα 2.19: Χρονοϊστορία οριζόντιας δύναμης στο μετωπιαίο επίπεδο για έναν κύκλο βαδίσματος



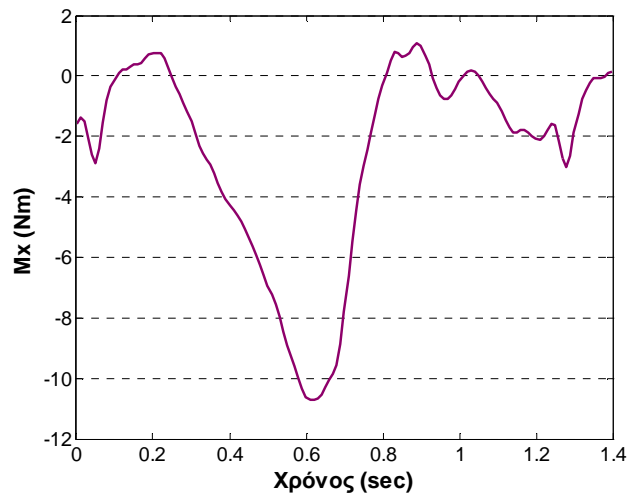
Σχήμα 2.20: Χρονοϊστορία κατακόρυφης δύναμης για έναν κύκλο βαδίσματος



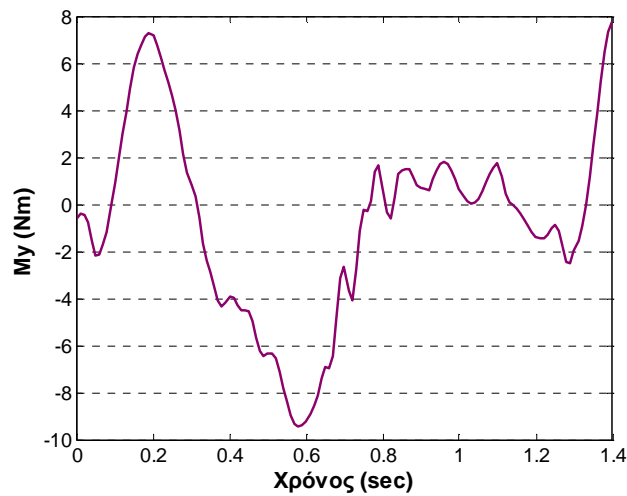
Σχήμα 2.21: Χρονοϊστορία ροπής στο μετωπιαίο επίπεδο για έναν κύκλο βαδίσματος



Σχήμα 2.22: Χρονοϊστορία οριζόντιας δύναμης στο οβελιαίο επίπεδο για έναν κύκλο βαδίσματος



Σχήμα 2.23: Χρονοϊστορία ροπής στο οβελιαίο επίπεδο για έναν κύκλο βαδίσματος



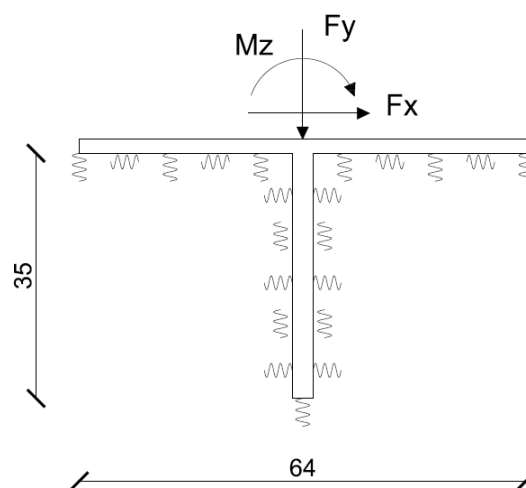
Σχήμα 2.24: Χρονοϊστορία ροπής στο οριζόντιο επίπεδο για έναν κύκλο βαδίσματος

3 OpenSees

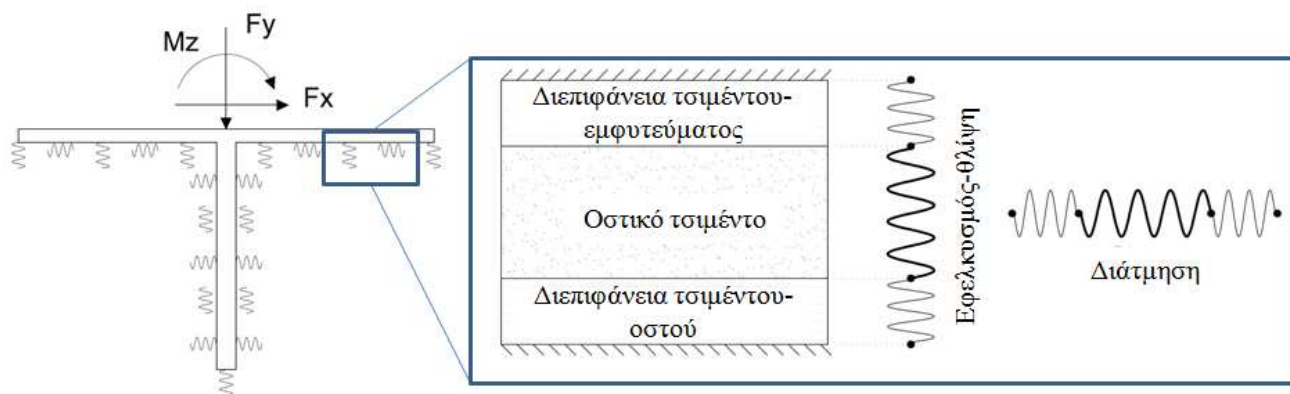
3.1 Μοντέλο

Προκειμένου να μειωθεί κατά το δυνατόν το υπολογιστικό κόστος, αποφασίστηκε η δημιουργία ενός δισδιάστατου ελαστικού μοντέλου για το κνημιαίο εμφύτευμα. Το μοντέλο αναπτύχθηκε στο πρόγραμμα OpenSees [18] και απεικονίζεται σχηματικά στο σχήμα 3.1. Αντιπροσωπεύει ένα μεταλλικό εμφύτευμα μεσαίου μεγέθους, με απλοποιημένη γεωμετρία. Το εμφύτευμα προσομοιώθηκε με ελαστικά BeamColumn Elements (καμπτόμενα στοιχεία δοκού-υποστυλώματος), ενώ το οστικό τσιμέντο με ZeroLength Elements (ελαστικά ελατήρια). Για το εμφύτευμα υποτέθηκε μέτρο ελαστικότητας 210000MPa και για το οστικό τσιμέντο 2200MPa [5, 23]. Τα ελατήρια τοποθετήθηκαν ανά 2mm, δηλαδή προέκυψαν συνολικά 69 ελατήρια και 50 στοιχεία δοκού-υποστυλώματος. Το κάθε ZeroLength Element ενσωματώνει το μανδύα του οστικού τσιμέντου καθώς και τις διεπιφάνειες, τσιμέντο-εμφύτευμα και τσιμέντο-οστό. Δηλαδή, καθένα από αυτά τα τρία στοιχεία προσομοιώθηκε με ένα ελαστικό ελατήριο και τα επιμέρους ελατήρια τοποθετήθηκαν σε σειρά ώστε να σχηματίσουν ένα σύνθετο στοιχείο (Σχήμα 3.2). Τα στοιχεία αυτά τοποθετήθηκαν κατά μήκος του ορίου εμφυτεύματος-οστού σε δύο διευθύνσεις, ώστε να ληφθούν υπ' όψιν τόσο η θλίψη και ο εφελκυσμός στις διεπιφάνειες, όσο και η διάτμηση (Σχήμα 3.2).

Όσον αφορά τα μέτρα ελαστικότητας που χρησιμοποιήθηκαν, οι διεπιφάνειες έχουν διαφορετική δυσκαμψία σε θλίψη και εφελκυσμό, μιας και είναι πολύ ευαίσθητες σε εφελκυστική καταπόνηση αλλά όχι σε θλιπτική. Οι τιμές των δυσκαμψιών αυτών λήφθηκαν από τη βιβλιογραφία [5] και φαίνονται στον πίνακα 3.1. Παρατηρείται πως η διεπιφάνεια τσιμέντου-εμφυτεύματος είναι πιο δύσκαμπτη από τη διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού.



Σχήμα 3.1: Σχηματική απεικόνιση του μοντέλου στο OpenSees κνημιαίου εμφυτεύματος (διαστάσεις σε mm)



Σχήμα 3.2: Σχηματική απεικόνιση των ελατηρίων του μοντέλου στο OpenSees

Πίνακας 3.1: Δυσκαμψίες διεπιφανειών

| | Δυσκαμψία σε εφελκυσμό MPa/mm | Δυσκαμψία σε θλίψη MPa/mm | Διατμητική δυσκαμψία MPa/mm |
|------------------------------------|-------------------------------|---------------------------|-----------------------------|
| Διεπιφάνεια εμφυτεύματος-τσιμέντου | 57.3 | 5730.0 | 151.4 |
| Διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού | 37.4 | 3740.0 | 38.4 |

Μιας και το μοντέλο είναι δισδιάστατο, τα ελατήρια δεν είναι επιφανειακά αλλά το καθένα προσομοιώνει σε μία διάσταση ένα κομμάτι μιας επιφάνειας. Για να υπολογιστεί λοιπόν η σταθερά του κάθε ελατηρίου για κάθε μορφή καταπόνησης, πολλαπλασιάστηκε το εμβαδό της επιφάνειας που αντιπροσωπεύει με την αντίστοιχη επιφανειακή δυσκαμψία του πίνακα 3.1. Προφανώς αυτό το εμβαδό είναι διαφορετικό για το πλατώ του εμφυτεύματος και διαφορετικό για το στέλεχος. Συγκεκριμένα, για το πλατώ θεωρήθηκε ένα ενιαίο πλάτος ίσο με 56mm, πράγμα που δε συνάδει ακριβώς με την πραγματική γεωμετρία του εμφυτεύματος αλλά δεν είναι και πολύ μακριά από την πραγματικότητα. Για το στέλεχος θεωρήθηκε ενιαία κυκλική διατομή διαμέτρου 15mm. Οι τιμές αυτές λήφθηκαν από κατάλογο εταιρείας κατασκευής τέτοιων εμφυτευμάτων. Η προσέγγιση που έγινε για τη γεωμετρία του πλατώ οφείλεται στο ότι δε βρέθηκαν ακριβέστερα στοιχεία για αυτή τη γεωμετρία. Σύμφωνα λοιπόν με τα παραπάνω, για τα μεν ελατήρια του πλατώ προέκυψε εμβαδό $2mm \cdot 56mm = 112mm^2$, για τα δε ελατήρια του στελέχους $2mm \cdot \pi \cdot 15mm / 2 = 47.12mm^2$. Η διαίρεση διά 2 έγινε λόγω του ότι τοποθετήθηκαν ελατήρια και από τις δύο πλευρές του στελέχους, με αποτέλεσμα η επιφάνεια που αντιπροσωπεύει το κάθε ελατήριο να είναι η μισή της περιφέρειας του κυλίνδρου. Τέλος, στη βάση του στελέχους τοποθετήθηκε ένα ελατήριο που αντιπροσωπεύει εμβαδό $\pi \cdot 15^2 mm / 4 = 176.71mm^2$. Οι σταθερές των ελατηρίων που αντιπροσωπεύουν τις δύο διεπιφάνειες υπολογίστηκαν πολλαπλασιάζοντας τις επιφανειακές δυσκαμψίες του πίνακα 3.1 με το αντίστοιχο από τα παραπάνω εμβαδά. Όσον αφορά τις σταθερές των ελατηρίων που αντιπροσωπεύουν το μανδύα του οστικού τσιμέντου, αυτές υπολογίστηκαν ομοίως πολλαπλασιάζοντας το μέτρο ελαστικότητας και το μέτρο διάτμησης με την αντίστοιχη επιφάνεια. Αυτό προκύπτει με θεώρηση πάχους του μανδύα του τσιμέντου ίσου με 1mm [5] ως εξής:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \Leftrightarrow \sigma \cdot A = E \cdot A \cdot \varepsilon \Leftrightarrow F = E \cdot A \cdot \frac{\Delta l}{l} = E \cdot A \cdot \frac{\Delta l}{1mm} \quad (3.1)$$

και επειδή

$$F = K \cdot \Delta l \quad (3.2)$$

προκύπτει

$$K = E \cdot A/mm . \quad (3.3)$$

Για θεώρηση διαφορετικού πάχους μανδύα προφανώς απαιτείται η αντίστοιχη διόρθωση. Ομοίως υπολογίζεται η αντίστοιχη σταθερά σε διάτμηση. Για τον υπολογισμό του μέτρου διάτμησης λήφθηκε λόγος του Poisson $\nu=0.4$ [23] και συνεπώς:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} = \frac{2200MPa}{2(1+0.4)} = 785.71MPa . \quad (3.4)$$

Οι τιμές που προέκυψαν για τις σταθερές των ελατηρίων φαίνονται στον πίνακα 3.2. Παρατηρείται πως ο μανδύας είναι πολύ πιο δύσκαμπτος σε εφελκυσμό και διάτμηση απ' ό,τι οι διεπιφάνειες, ενώ το αντίθετο ισχύει για τη θλίψη.

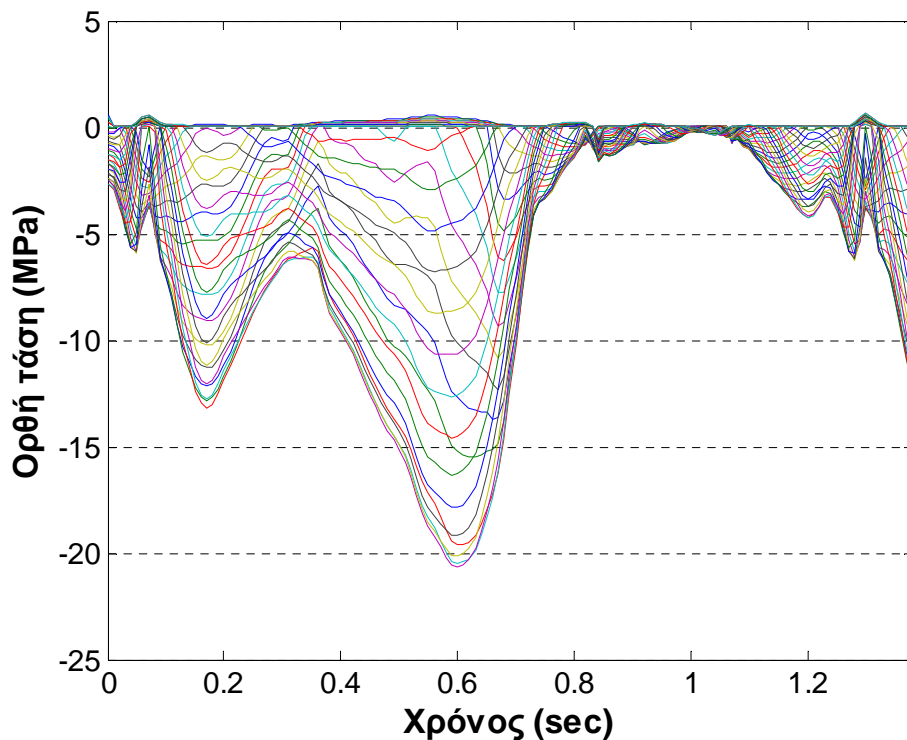
Πίνακας 3.2: Σταθερές ελατηρίων

| | Εφελκυσμός kN/mm | Θλίψη kN/mm | Διάτμηση kN/mm |
|---|---------------------|----------------|-------------------|
| Πλατώ | | | |
| Διεπιφάνεια εμφυτεύματος- τσιμέντου | 6.42 | 641.76 | 16.96 |
| Διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού | 4.19 | 418.88 | 4.30 |
| Μανδύας οστικού τσιμέντου | 246.4 | 246.4 | 87.00 |
| Στέλεχος | | | |
| Διεπιφάνεια εμφυτεύματος- τσιμέντου | 2.70 | 270.02 | 3.23 |
| Διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού | 1.76 | 176.24 | 1.81 |
| Μανδύας οστικού τσιμέντου | 103.66 | 103.66 | 37.02 |
| Βάση | | | |
| Διεπιφάνεια εμφυτεύματος- τσιμέντου | 10.13 | 1012.54 | 26.75 |
| Διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού | 6.61 | 660.90 | 6.79 |
| Μανδύας οστικού τσιμέντου | 388.76 | 388.76 | 138.84 |

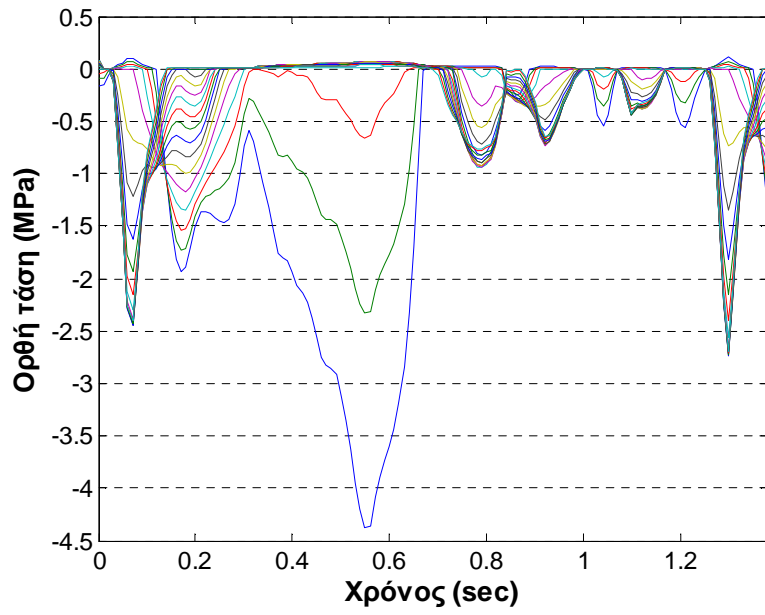
Όσον αφορά τις ροπές αδράνειας των διατομών των στοιχείων δοκού-στύλου που χρησιμοποιήθηκαν για την προσομοίωση του εμφυτεύματος, υπολογίστηκαν για το μεν πλατώ θεωρώντας ορθογωνική διατομή ύψους 10mm και πλάτους 56mm, για το δε στέλεχος θεωρώντας κυκλική διατομή διαμέτρου 15mm. Έτσι προέκυψαν για το οριζόντιο τμήμα του εμφυτεύματος (πλατώ) $I_h=4666.7\text{mm}^4$ και για το κατακόρυφο τμήμα (στέλεχος) $I_v=2485.0\text{mm}^4$.

3.2 Αποτελέσματα

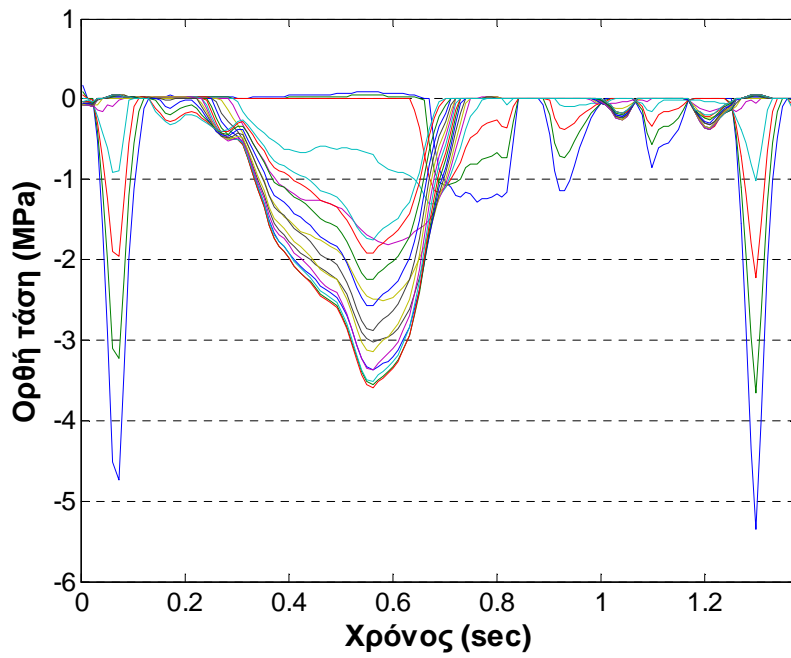
Το μοντέλο φορτίστηκε στον κεντρικό κόμβο του πλατώ με τις χρονοϊστορίες των σχημάτων 2.19 έως 2.21, οι οποίες δρουν ταυτόχρονα. Τρέχοντας την ανάλυση με τα παραπάνω δεδομένα προέκυψαν οι δυνάμεις στα ελατήρια, οι οποίες, εφ' όσον τα ελατήρια είναι σε σειρά, είναι ίδιες για τις δύο διεπιφάνειες και για το μανδύα οστικού τσιμέντου. Οι δυνάμεις αυτές μετατράπηκαν σε τάσεις διαιρώντας με το αντίστοιχο εμβαδό της επιφάνειας που αντιπροσωπεύει το κάθε ελατήριο. Η μετατροπή αυτή έγινε μέσω του λογισμικού MATLAB [17]. Οι χρονοϊστορίες τάσεων που προέκυψαν για όλα τα στοιχεία φαίνονται στα σχήματα 3.3 έως 3.7. Παρατηρείται πως οι χρονοϊστορίες ορθής τάσης στα στοιχεία του πλατώ και διατμητικής τάσης σε αυτά του στελέχους ακολουθούν το προφίλ της κατακόρυφης δύναμης (Σχήμα 2.20). Επίσης, η χρονοϊστορία διατμητικής τάσης στα στοιχεία του πλατώ ακολουθεί το προφίλ της ροπής στο μετωπιαίο επίπεδο (Σχήμα 2.21). Διαπιστώνεται ακόμη πως οι ορθές τάσεις είναι κυρίως θλιπτικές, πράγμα αναμενόμενο λόγω του μικρού μέτρου ελαστικότητας σε εφέλκυσμό του οστικού τσιμέντου και των διεπιφανειών του.



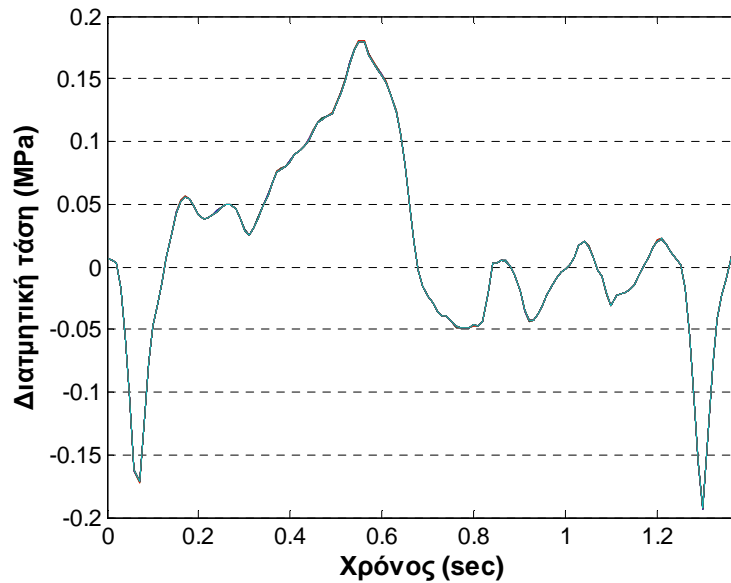
Σχήμα 3.3: Χρονοϊστορίες ορθών τάσεων για τα στοιχεία του πλατώ



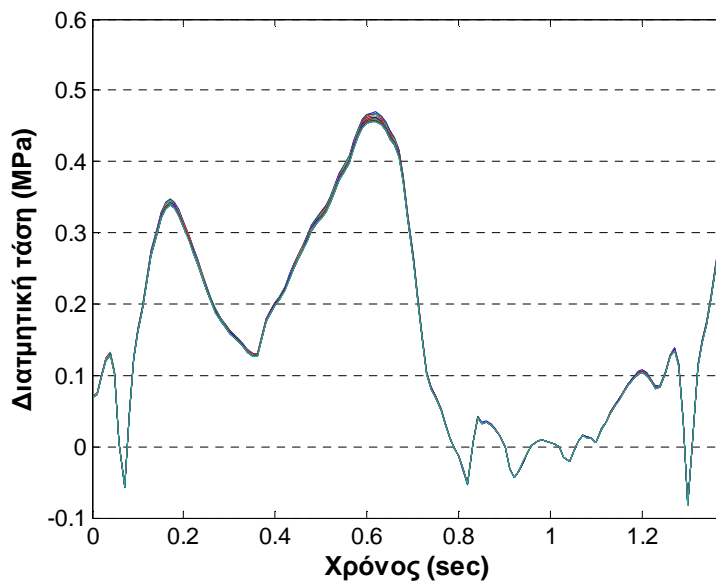
Σχήμα 3.4: Χρονοϊστορίες ορθών τάσεων για τα στοιχεία δεξιά του στελέχους (έσω πλευρά)



Σχήμα 3.5: Χρονοϊστορίες ορθών τάσεων για τα στοιχεία αριστερά του στελέχους (έξω πλευρά)

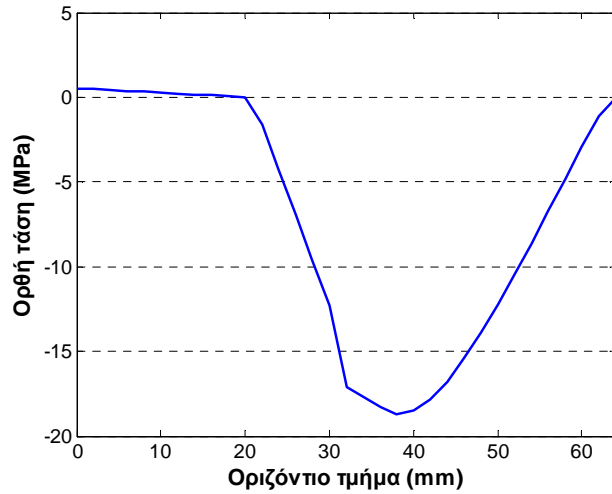


Σχήμα 3.6: Χρονοϊστορίες διαμητικών τάσεων για τα στοιχεία του πλατώ

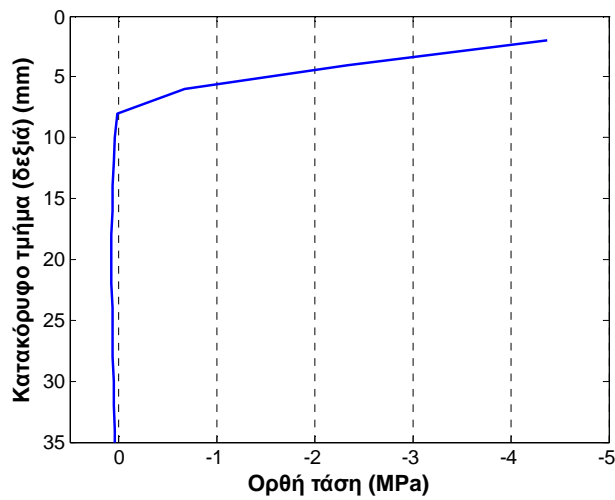


Σχήμα 3.7: Χρονοϊστορίες διαμητικών τάσεων για τα στοιχεία του στελέχους (ίδια εικόνα εκατέρωθεν)

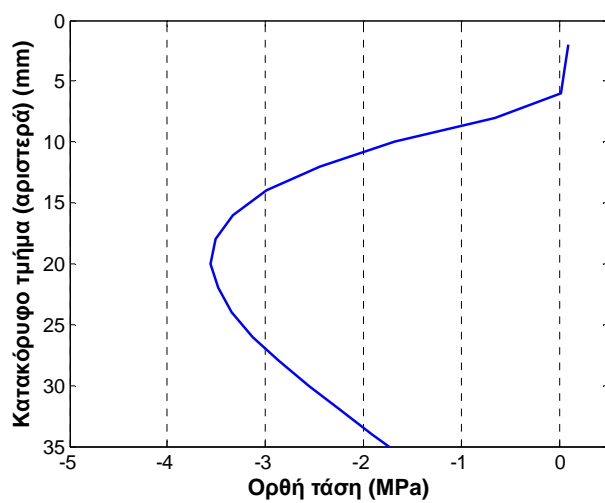
Όσον αφορά τις τάσεις εκατέρωθεν του στελέχους, προφανώς όταν ένα στοιχείο που βρίσκεται στη μία πλευρά θλίβεται, το αντίστοιχό του στην άλλη πλευρά εφελκύεται. Σε αυτό, όπως και στην αδυναμία ανάπτυξης μεγάλων εφελκυστικών τάσεων, οφείλεται η μορφή των διαγραμμάτων 3.4 και 3.5. Για να γίνει πιο κατανοητή η κατανομή των τάσεων κατά μήκος του στελέχους, παρατίθεται το προφίλ ορθών τάσεων κάτω από το πλατώ (Σχήμα 3.8) και εκατέρωθεν του στελέχους (Σχήματα 3.9 και 3.10) τη χρονική εμφάνιση της μέγιστης θλιπτικής τάσης στην έσω πλευρά του κατακόρυφου τμήματος του εμφυτεύματος ($t=0.55\text{sec}$). Τη συγκεκριμένη στιγμή το εμφύτευμα τείνει να στρίψει δεξιόστροφα (από την έξω προς την έσω πλευρά), συνεπώς στο άνω τμήμα του στελέχους τα έσω στοιχεία θλίβονται και τα έξω εφελκύνονται, ενώ στο μεσαίο και κάτω τμήμα συμβαίνει το αντίθετο.



Σχήμα 3.8: Προφίλ ορθών τάσεων κατά μήκος του πλατώ τη χρονική στιγμή $t=0.55$ sec

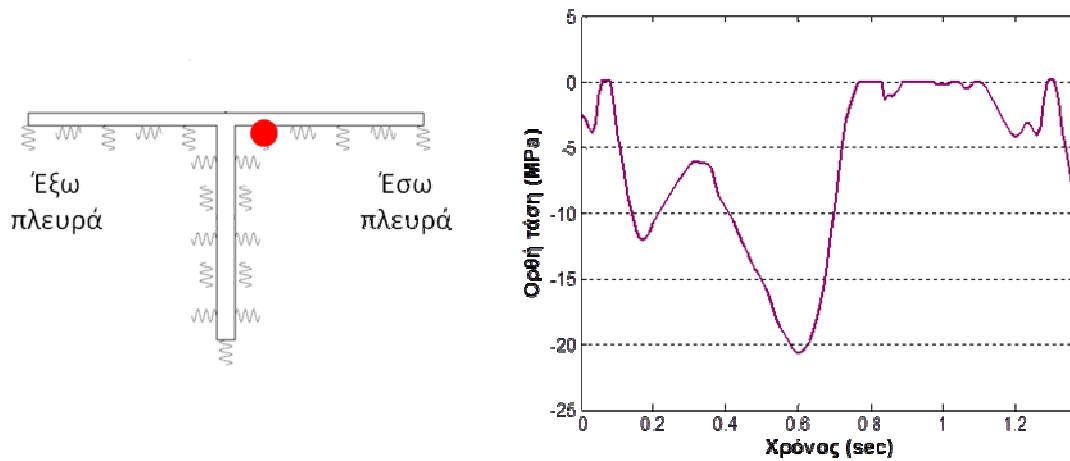


Σχήμα 3.9: Προφίλ ορθών τάσεων δεξιά (έσω πλευρά) του στελέχους τη χρονική στιγμή $t=0.55$ sec

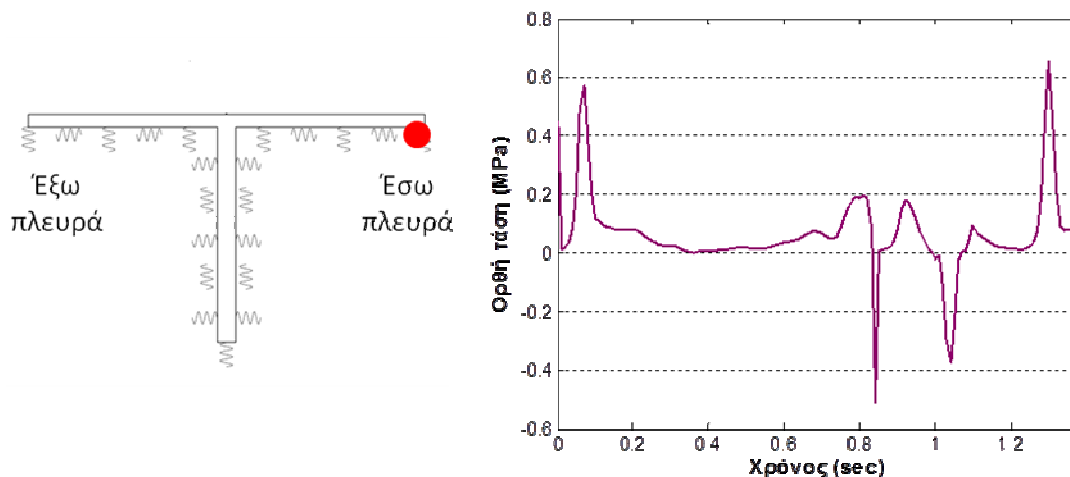


Σχήμα 3.10: Προφίλ ορθών τάσεων αριστερά (έξω πλευρά) του στελέχους τη χρονική στιγμή $t=0.55$ sec

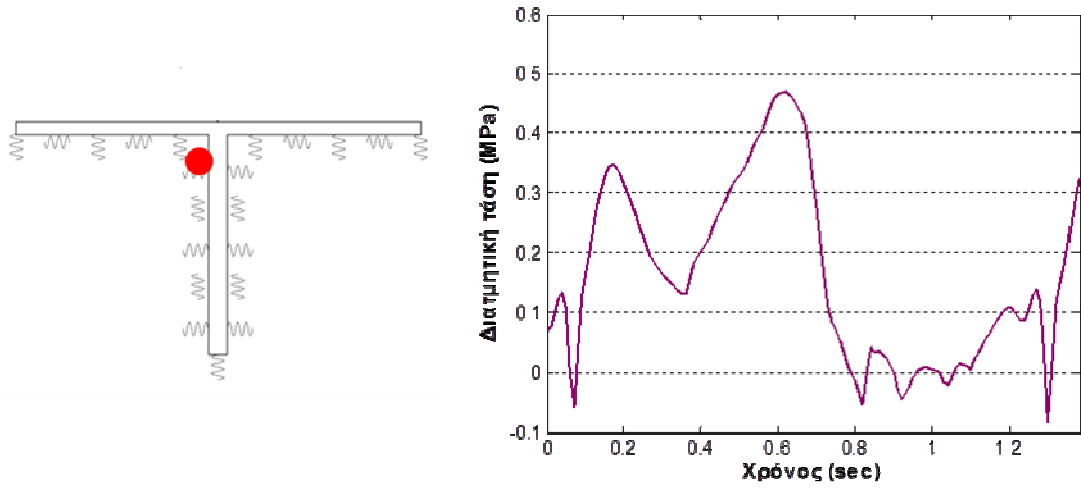
Οι χρονοϊστορίες τάσεων που προέκυψαν χρησιμοποιήθηκαν στη συνέχεια στις αναλύσεις κόπωσης και οριακής κατάστασης αστοχίας. Ενδεικτικά θα αναφερθούν εδώ τα σημεία όπου προέκυψαν οι μέγιστες τιμές τάσεων. Συγκεκριμένα, η μέγιστη τιμή θλιπτικής τάσης ($\sigma_c = 20.6\text{MPa}$) παρατηρήθηκε κάτω από το κνημιαίο πλατώ, 4mm εσωτερικά του στελέχους, η μέγιστη τιμή εφελκυστικής τάσης ($\sigma_t = 0.65\text{MPa}$) κάτω από το εσώτερο σημείο του πλατώ και μέγιστη τιμή διατμητικής τάσης ($\tau = 0.46\text{MPa}$) στο πλησιέστερο στην άρθρωση σημείο του στελέχους. Τα σημεία αυτά, μαζί με τις χρονοϊστορίες τάσεων που τους αντιστοιχούν, απεικονίζονται στα σχήματα 3.11 έως 3.13.



Σχήμα 3.11: Χρονοϊστορία ορθής τάσης στο σημείο εμφάνισης μέγιστης θλιπτικής τάσης (σημειώνεται με κόκκινο κύκλο)



Σχήμα 3.12: Χρονοϊστορία ορθής τάσης στο σημείο εμφάνισης μέγιστης εφελκυστικής τάσης (σημειώνεται με κόκκινο κύκλο)



Σχήμα 3.13: Χρονοϊστορία τάσης στο σημείο εμφάνισης μέγιστης διαμητικής τάσης (σημειώνεται με κόκκινο κύκλο)

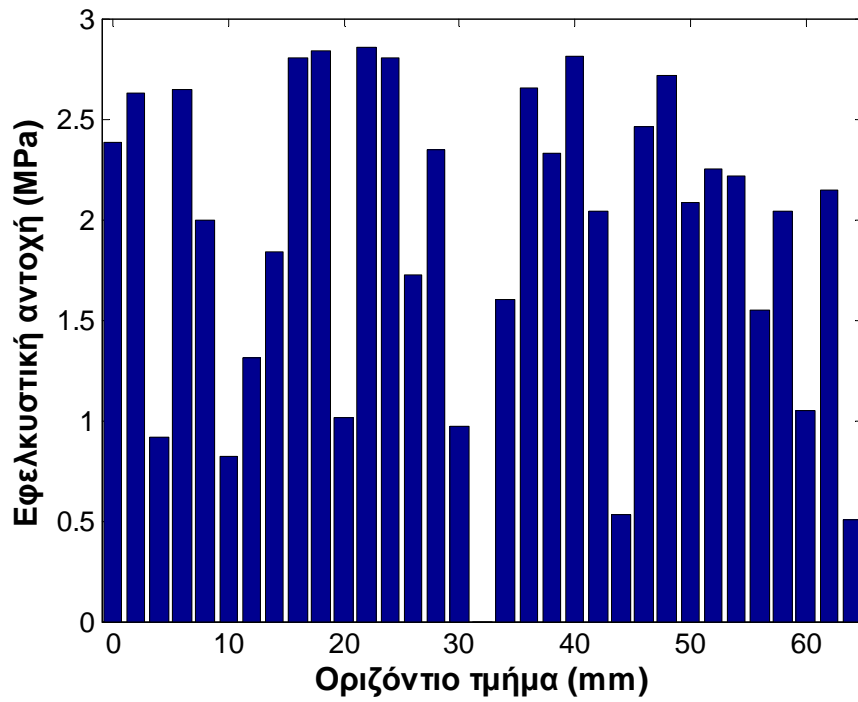
4 Αποτίμηση

4.1 Οριακή κατάσταση αστοχίας

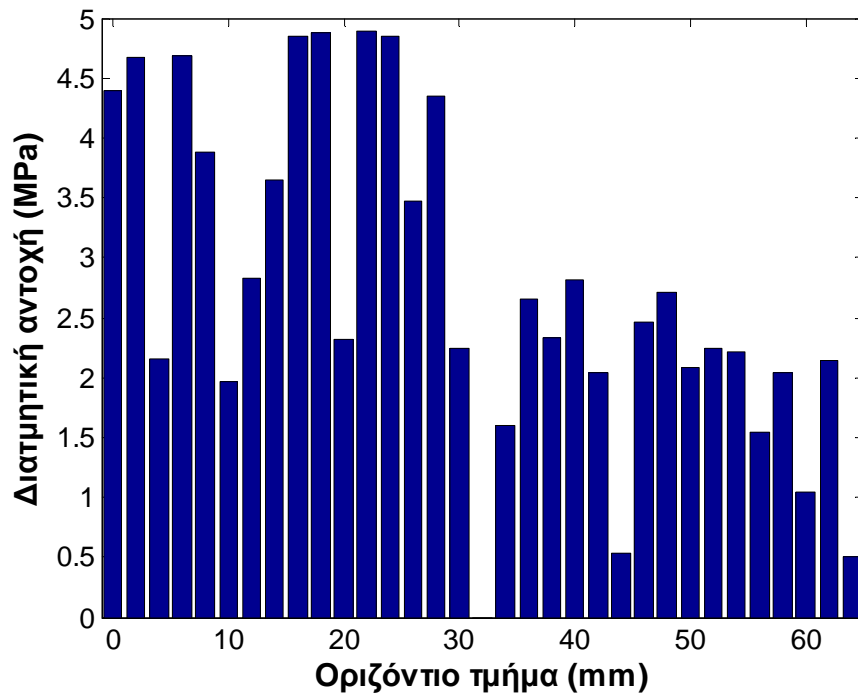
Η ανάλυση οριακής κατάστασης αστοχίας πραγματοποιήθηκε μέσω ενός κώδικα στο λογισμικό MATLAB [17], που αναπτύχθηκε ειδικά για τις ανάγκες της παρούσας έρευνας. Σε πρώτη φάση εξετάστηκε μόνο η διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού, η οποία σύμφωνα με τα διάφορα αποτελέσματα της βιβλιογραφίας παρουσιάζει μικρότερη αντοχή τόσο από τη διεπιφάνεια τσιμέντου-εμφυτεύματος όσο και από το μανδύα του τσιμέντου [5, 6]. Επειδή η αντοχή του οστικού τσιμέντου γενικά και των διεπιφανειών αυτών ειδικότερα εξαρτάται από πολλές παραμέτρους που έχουν να κάνουν μεταξύ άλλων και με το χειρισμό του υλικού κατά την εγχείριση, τελικά σε κάθε σημείο της διεπιφάνειας μπορεί να προκύπτει διαφορετική αντοχή. Πιο ευαίσθητες είναι οι αντοχές σε εφελκυσμό και διάτμηση, ενώ η αντοχή σε θλίψη δεν παρουσιάζει ιδιαίτερη διαφοροποίηση. Γι' αυτό το λόγο εκτιμήθηκε ως πιο ρεαλιστικό να θεωρηθεί διαφορετική αντοχή σε εφελκυσμό και διάτμηση για κάθε ελατήριο, ενώ η αντοχή σε θλίψη διατηρήθηκε ίδια για όλα τα στοιχεία. Οι τιμές των αντοχών λήφθηκαν από τη βιβλιογραφία (εφελκυστική $S_t=1.79 \pm 0.82$ MPa, διατμητική $S_s=3.85 \pm 1.87$ MPa, θλιπτική $S_c=70$ MPa) [6] και αντιστοιχούν σε διεπιφάνεια τσιμέντου-σπογγώδους οστού (cancellous bone), που είναι και το σύνηθες σε αυτές τις περιπτώσεις. Οι μεταβλητές των αντοχών (εφελκυστικής και διατμητικής) θεωρήθηκε ότι ακολουθούν κανονική κατανομή, ενώ εισήχθησαν στην κατανομή ανώτατο και κατώτατο όριο προκειμένου να περικυκλώνουν οι «ουρές» της, προς αποφυγή εμφάνισης αρνητικών ή υπερβολικά μεγάλων τιμών. Τα εν λόγω όρια εκτιμήθηκαν με βάση πειραματικά αποτελέσματα των Mann et al [14, 15] και φαίνονται στον πίνακα 4.1. Η κατανομή των τιμών αντοχής που προέκυψαν φαίνονται στα σχήματα 4.1 έως 4.4.

Πίνακας 4.1: Όρια τιμών αντοχής για τη διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού

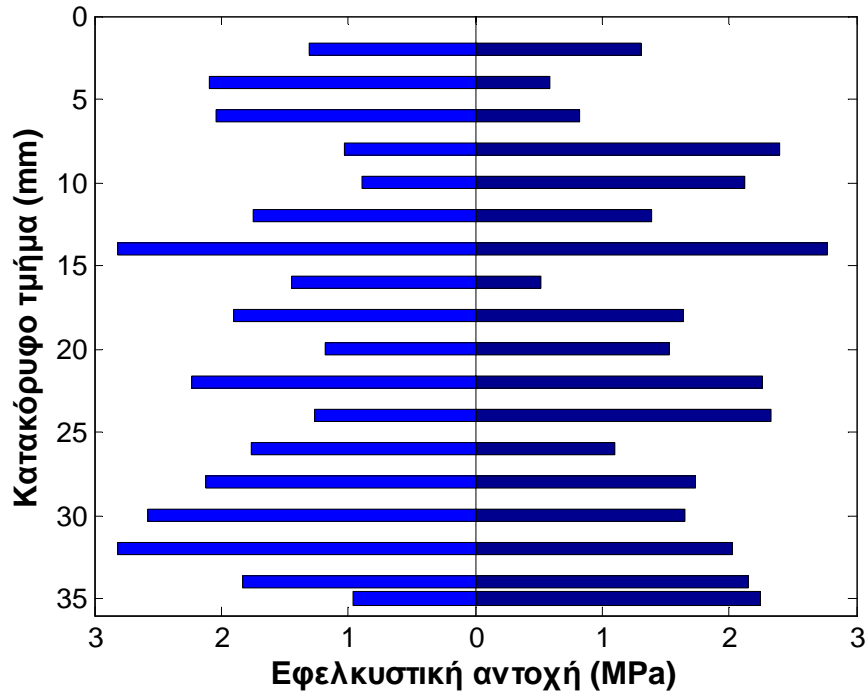
| | S_t (MPa) | S_s (MPa) |
|---------------|----------------|----------------|
| Κατώτατο όριο | 0.25 | 0.5 |
| Ανώτατο όριο | 3.0 | 5.0 |



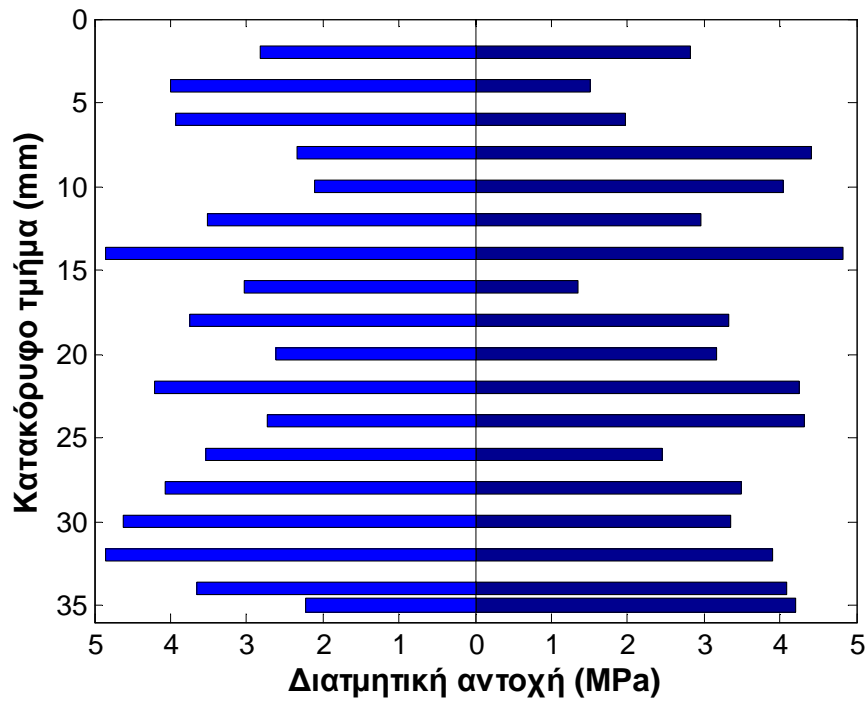
Σχήμα 4.1: Κατανομή εφελκυστικής αντοχής στοιχείων κατά μήκος του πλατώ



Σχήμα 4.2: Κατανομή διατμητικής αντοχής στοιχείων κατά μήκος του πλατώ



Σχήμα 4.3: Κατανομή εφελκυστικής αντοχής στοιχείων δεξιά δεξιά (έξω πλευρά) και αριστερά (έσω πλευρά) του στελέχους



Σχήμα 4.4: Κατανομή διατμητικής αντοχής στοιχείων δεξιά (έξω πλευρά) και αριστερά (έσω πλευρά) του στελέχους

Όσον αφορά το κριτήριο αστοχίας, γενικά υπάρχει διχογνωμία στη βιβλιογραφία σχετικά με το ποιο είναι καταλληλότερο. Οι van de Groes et al [5] χρησιμοποιούν το κριτήριο Hoffmann για θλιπτική καταπόνηση και ένα γραμμικό κριτήριο για εφελκυστική καταπόνηση στη διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού, ενώ οι Mann et al [15] προτείνουν ένα ελλειπτικό κριτήριο (Tsai-Hill) ως αντιπροσωπευτικότερο για τη συγκεκριμένη διεπιφάνεια, έχοντας διερευνήσει όμως μόνο την εφελκυστική καταπόνηση. Τέλος, οι Zelle et al [29] προτείνουν ένα γραμμικό κριτήριο αστοχίας, αλλά για τη διεπιφάνεια τσιμέντου-εμφυτεύματος. Στην παρούσα εργασία, το κριτήριο Hoffmann παρατηρήθηκε να είναι εξαιρετικά δυσμενές, λόγω του ότι η εφελκυστική αντοχή του υλικού (η οποία για την υπό εξέταση διεπιφάνεια είναι πολύ μικρή) υπεισέρχεται στο κριτήριο τόσο κατά την εφελκυστική όσο και κατά τη θλιπτική καταπόνηση. Έτσι, εάν χρησιμοποιηθεί το κριτήριο Hoffmann, η διεπιφάνεια φαίνεται να αστοχεί αμέσως σε πολλαπλά σημεία, πράγμα που δεν είναι συμβατό με την πραγματικότητα. Συνεπώς επιλέχθηκε το κριτήριο Tsai-Hill, στο οποίο υπεισέρχεται μόνο η εφελκυστική ή η θλιπτική αντοχή του υλικού, ανάλογα με το πρόσημο της δρώσας τάσης, επειδή αυτό παράγει τα πιο ρεαλιστικά αποτελέσματα. Για τη συγκεκριμένη περίπτωση καταπόνησης το κριτήριο αυτό απλοποιείται εμφανώς και παίρνει τη μορφή των ανισώσεων 4.1 και 4.2 για εφελκυστική και θλιπτική καταπόνηση της διεπιφάνειας αντίστοιχα.

$$\sigma \geq 0 \rightarrow \frac{\sigma^2}{S_t^2} + \frac{\tau^2}{S_s^2} < 1 \quad (4.1)$$

$$\sigma < 0 \rightarrow \frac{\sigma^2}{S_c^2} + \frac{\tau^2}{S_s^2} < 1 \quad (4.2)$$

Το παραπάνω κριτήριο εφαρμόστηκε σε όλα τα στοιχεία και σε κάθε βήμα της ιστορίας φόρτισης. Ένα στοιχείο θεωρήθηκε ότι αστοχεί εάν σε κάποιο βήμα μία από τις παραπάνω ανισώσεις σταματήσει να ισχύει.

4.2 Ανάλυση κόπωσης

Η ανάλυση κόπωσης, όπως και η ανάλυση οριακής κατάστασης αστοχίας, πραγματοποιήθηκε μέσω ενός κώδικα στο λογισμικό MATLAB [17]. Ελλείπει επαρκών δεδομένων για τη συμπεριφορά του οστικού τσιμέντου σε κόπωση υπό σύνθετη καταπόνηση, στη συγκεκριμένη ανάλυση λήφθηκαν υπ' όψιν μόνο οι ιστορίες ορθών τάσεων, δηλαδή αγνοήθηκαν οι διατμητικές τάσεις. Οι κύκλοι φόρτισης (cycles) για κάθε ιστορία και τα εύρη τους (amplitudes) προσδιορίστηκαν με τη μέθοδο της αδιάλειπτης ροής (rainflow counting method). Για το σκοπό αυτό χρησιμοποιήθηκε ο αλγόριθμος στο MATLAB του A. Niesłony [20].

Επόμενο βήμα ήταν η χρήση κατάλληλης καμπύλης τάσης-κύκλων (S-N curve), προς προσδιορισμό των κύκλων που οδηγούν στη αστοχία (N_f) για κάθε εύρος τάσης ($\Delta\sigma$). Υπάρχουν κάποιες τέτοιες καμπύλες στη βιβλιογραφία για διάφορους τύπους οστικού τσιμέντου (Jeffers et al [9], Murphy and Prendergast [19], Sheafi [25], Tanner et al [26]), ενώ ελάχιστα στοιχεία υπάρχουν για τη συμπεριφορά των διεπιφανειών εμφυτεύματος-τσιμέντου και τσιμέντου-οστού (Kim et al [11]). Καθεμία από αυτές τις καμπύλες δίνει τελείως διαφορετικά αποτελέσματα. Αυτό μπορεί να αποδοθεί γενικά στη μεγάλη διασπορά που παρουσιάζουν τα δεδομένα στην περίπτωση της κόπωσης, ακόμα και για υλικά των οποίων οι ιδιότητες χαρακτηρίζονται από μικρότερη διασπορά σε σχέση με αυτές του οστικού τσιμέντου. Επιχειρήθηκε επίσης να κανονικοποιηθούν οι καμπύλες ώστε να λαμβάνεται υπ' όψιν η αντοχή του κάθε τμήματος της διεπιφάνειας, αλλά χωρίς

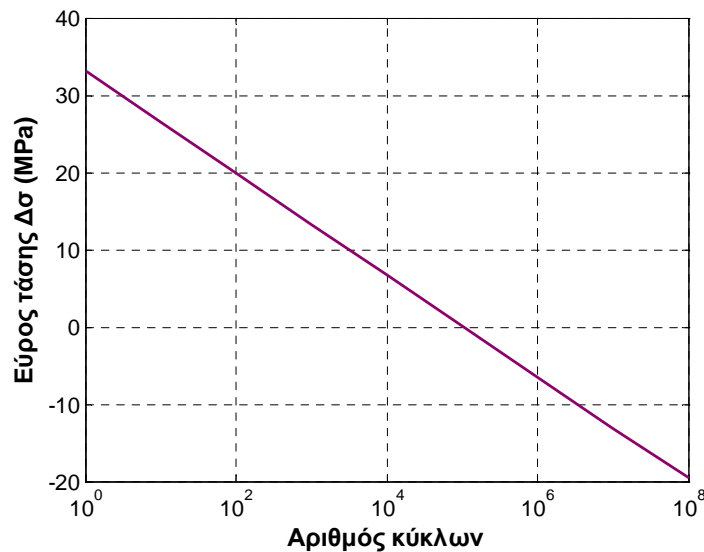
επιτυχία από άποψη ρεαλισμού των αποτελεσμάτων. Μία από τις αιτίες αυτού θα μπορούσε να είναι ότι οι περισσότερες από τις καμπύλες αυτές έχουν εξαχθεί από πειραματικά αποτελέσματα που διεξήχθησαν σε δοκίμια οστικού τσιμέντου και όχι διεπιφανειών του. Τελικά επιλέχθηκε η καμπύλη των Murphy and Prendergast [19] για τσιμέντο του οποίου η ανάμιξη έχει γίνει σε κενό αέρος, λόγω του ότι ήταν αυτή που έδωσε τα πιο ρεαλιστικά αποτελέσματα. Η εν λόγω καμπύλη, με εξίσωση αυτή της σχέσης 4.3 φαίνεται στο σχήμα 4.5.

$$\Delta\sigma = -2.86 \log(N_f) + 33.06 \quad (4.3)$$

Στη συνέχεια, με βάση την παραπάνω καμπύλη, υπολογίστηκε η συσσώρευση βλάβης στο κάθε στοιχείο. Αυτό έγινε με βάση τη σχέση των Palmgren-Miner:

$$D = \sum_{i=1}^n \frac{N_i}{N_f(\Delta\sigma_i)}, \quad (4.4)$$

όπου D η συσσώρευση βλάβης, N_i ο αριθμός των κύκλων φόρτισης για κάθε εύρος τάσης, N_f ο αριθμός κύκλων φόρτισης που αντιστοιχεί στην αστοχία για κάθε εύρος τάσης και $\Delta\sigma_i$ το αντίστοιχο εύρος τάσης. Ο αριθμός των κύκλων φόρτισης υπολογίστηκε για μέσο χρόνο βαδίσματος μισή ώρα τη μέρα. Στην πρώτη ανάλυση υπολογίστηκε ο χρόνος που χρειάζεται για να αστοχήσει το πρώτο στοιχείο λόγω κόπωσης. Αστοχία λόγω κόπωσης επέρχεται όταν για κάποιο στοιχείο $D=1$. Στη συνέχεια επαναλήφθηκε η ανάλυση στο OpenSees με το συγκεκριμένο στοιχείο, καθώς και όσα -αν κάποια- είχαν αστοχήσει λόγω υπέρβασης της αντοχής τους (οριακή κατάσταση), να έχουν το 1% της αρχικής τους δυσκαμψίας. Οι καινούργιες, διαφοροποιημένες χρονοϊστορίες τάσεων που προέκυψαν από τη δεύτερη ανάλυση στο OpenSees χρησιμοποιήθηκαν κατόπιν σε νέες αναλύσεις οριακής κατάστασης και κόπωσης έως ότου αστοχήσει το δεύτερο στοιχείο σε κόπωση κ.ο.κ., μέχρι την αστοχία όλων των στοιχείων.



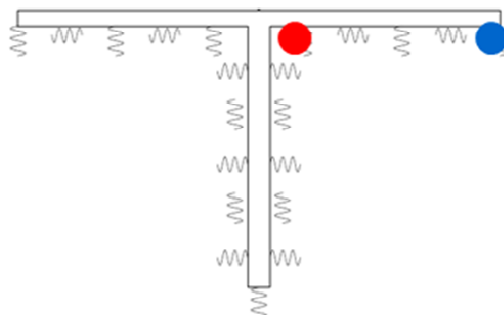
Σχήμα 4.5: Καμπύλη S-N των Murphy and Prendergast [19] για οστικό τσιμέντο του οποίου η ανάμιξη έχει γίνει σε κενό αέρος

4.3 Αποτελέσματα

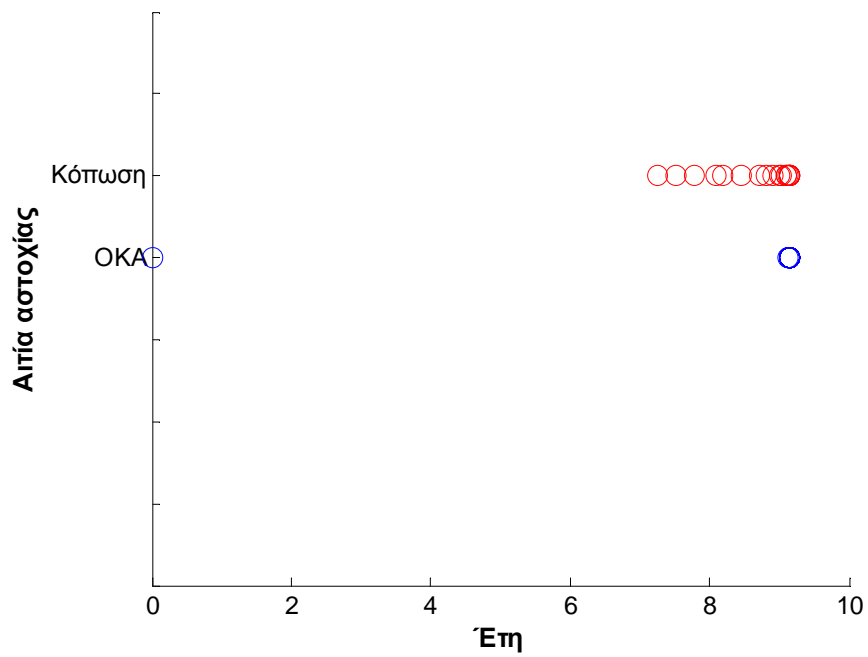
Από τις παραπάνω αναλύσεις προέκυψε πως το πρώτο στοιχείο που αστοχεί είναι το σημείο εμφάνισης της μέγιστης εφελκυστικής τάσης, δηλαδή το ακραίο σημείο κάτω από το πλατώ, στην έσω πλευρά (Σχήμα 4.6). Η αστοχία του συγκεκριμένου σημείου επέρχεται λόγω υπέρβασης της οριακής του κατάστασης. Η αστοχία αυτή είναι αναμενόμενη μιας και, εκτός του ότι σε αυτήν την περιοχή παρουσιάζεται η μέγιστη εφελκυστική τάση, τυχαίνει επίσης να της έχουν αποδοθεί μικρές τιμές αντοχών, όπως φαίνεται στα σχήματα 4.1 και 4.2. Συνεπώς, η συγκεκριμένη περιοχή είναι κρίσιμη σε οριακή κατάσταση αστοχίας, αν και με κάποια επιφύλαξη ότι ίσως να μην ήταν τόσο ευαίσθητη εάν είχε τύχει να έχει μεγαλύτερη αντοχή.

Επόμενο στοιχείο που αστοχεί είναι το σημείο εμφάνισης της μέγιστης θλιπτικής τάσης (δηλαδή η περιοχή κάτω από το κνημιαίο πλατώ που βρίσκεται 4mm εσωτερικά του στελέχους, Σχήμα 4.6). Αυτή η αστοχία επέρχεται λόγω κόπωσης, και σύμφωνα με την ανάλυση, συμβαίνει σε 7.25 έτη μετά την εγχείριση και αποκατάσταση του ασθενούς. Συνεπώς, κρίσιμη περιοχή για την κόπωση αποτελεί αυτό το σημείο, πράγμα αναμενόμενο μιας και εκεί αναπτύσσεται, σε καθημερινή βάση, κατά τη διάρκεια απλού βαδίσματος, η μέγιστη θλιπτική τάση ($\sigma_c = 20.6\text{MPa}$). Η τιμή αυτή της θλιπτικής τάσης αποτελεί σχεδόν το 30% της θλιπτικής αντοχής του οστικού τσιμέντου για το συγκεκριμένο ασθενή, ο οποίος μάλιστα δεν είναι υπέρβαρος. Εάν ο ασθενής είχε παραπάνω κιλά, τα αποτελέσματα θα μπορούσαν να είναι αρκετά δυσμενέστερα, αν και αυτό το πρόβλημα θα μπορούσε να μετριαστεί με χρήση μεγαλύτερου εμφυτεύματος.

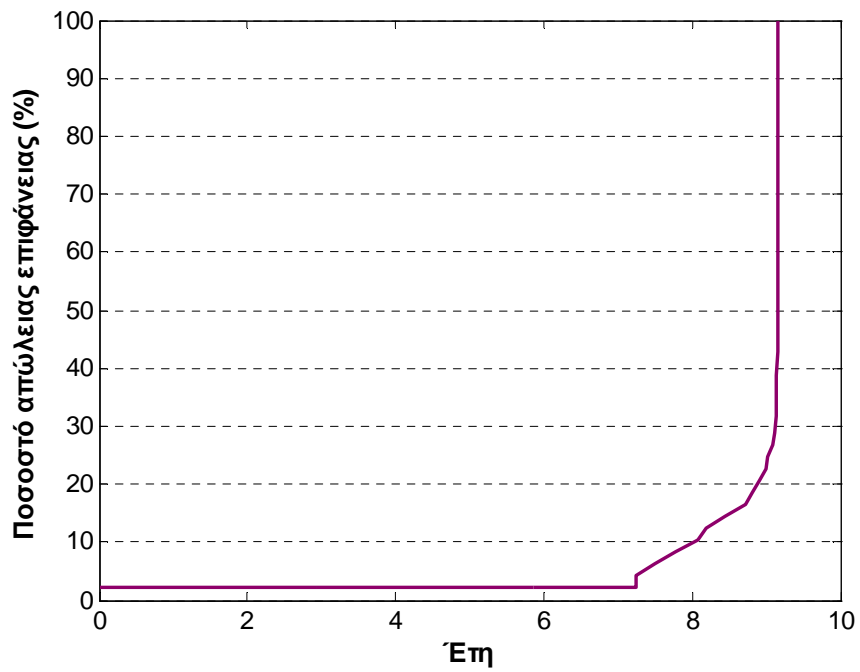
Στη συνέχεια αστοχούν διαδοχικά, επίσης λόγω κόπωσης, οι διπλανές σε αυτό το σημείο περιοχές, με την αστοχία να προχωράει ταχύτερα προς την έσω πλευρά και με λιγότερο ταχύ ρυθμό προς την έξω πλευρά. Μέχρι τα 9.125 έτη μόνο το κεντρικό τμήμα του πλατώ έχει αστοχήσει (με την εξαίρεση του μεμονωμένου ακραίου στοιχείου), και μάλιστα αποκλειστικά λόγω κόπωσης. Μετά από αυτή τη στιγμή φαίνεται να αστοχούν σε οριακή κατάσταση οι περιοχές στην έσω πλευρά του στελέχους που τυχαίνει να έχουν μικρή αντοχή και, κατόπιν, ταχύτατα σε κόπωση οι υπόλοιπες περιοχές του στελέχους. Ακολουθεί αστοχία λόγω οριακής κατάστασης των υπολοίπων περιοχών του πλατώ. Ολοκληρωτική αποκόλληση του εμφυτεύματος φαίνεται να επέρχεται στα 9.155 έτη μετά την εγχείριση και αποκατάσταση του ασθενούς, δηλαδή σε περίπου 2 έτη από την έναρξη αστοχίας σε κόπωση. Το χρονοδιάγραμμα αστοχίας των διαφόρων περιοχών συναρτήσει της αιτίας της αστοχίας φαίνεται στο σχήμα 4.7, ενώ το ποσοστό απώλειας επιφάνειας οστικού τσιμέντου συναρτήσει του χρόνου φαίνεται στο σχήμα 4.8.



Σχήμα 4.6: Κρίσιμες περιοχές λόγω κόπωσης (σημειώνεται με κόκκινο) και οριακής κατάστασης αστοχίας (σημειώνεται με μπλε)



Σχήμα 4.7: Χρονοδιάγραμμα αστοχίας των τμημάτων της επιφάνειας του οστικού τσιμέντου συναρτήσει της αιτίας αστοχίας τους



Σχήμα 4.8: Ποσοστό απώλειας επιφάνειας οστικού τσιμέντου συναρτήσει το χρόνου

Τα αποτελέσματα αυτά φαίνεται να είναι σχετικά δυσμενή σε σχέση με το τι συμβαίνει συνήθως στην πραγματικότητα. Αυτό μπορεί να οφείλεται στις παραδοχές των αναλύσεων, στη μεγάλη διασπορά των μηχανικών ιδιοτήτων του οστικού τσιμέντου αλλά και στην έλλειψη αντιπροσωπευτικότερων δεδομένων σχετικά με τη συμπεριφορά του σε κόπωση. Με μεγαλύτερη ακρίβεια στην προσομοίωση και καλύτερα δεδομένα για τις ιδιότητες των υλικών κατά πάσα πιθανότητα τα αποτελέσματα θα ήταν πιο ρεαλιστικά. Παρ' όλ' αυτά η μεθοδολογία που περιγράφεται στην παρούσα εργασία κρίνεται επαρκής για μία αρχική εκτίμηση της συμπεριφοράς και της διάρκειας ζωής σε κόπωση των συγκεκριμένων εμφυτευμάτων.

5 Συμπεράσματα

Γενικά, η πρόβλεψη του σημείου έναρξης της αστοχίας στα εμφυτεύματα αρθροπλαστικής γόνατος αποτελεί πρόκληση. Σύμφωνα με τη βιβλιογραφία, η αστοχία μπορεί να ξεκινήσει είτε στο μανδύα του οστικού τσιμέντου είτε στη διεπιφάνεια εμφυτεύματος-τσιμέντου είτε στη διεπιφάνεια τσιμέντου οστού. Γενικά οι διεπιφάνειες φαίνεται να είναι πιο επιρρεπείς, ενώ μικρότερη αντοχή έχει η διεπιφάνεια τσιμέντου-οστού [5, 11]. Συνεπώς θα έπρεπε να είναι η πρώτη που αστοχεί, όμως στην πράξη έχει παρατηρηθεί πως η αποκόλληση συνήθως ξεκινάει στη διεπιφάνεια τσιμέντου-εμφυτεύματος. Μία εξήγηση για το γεγονός αυτό θα μπορούσε να είναι το ότι το οστό αποτελείται από ζωντανό ιστό και άρα έχει την ικανότητα να επιδιορθώνει τυχόν μικρορωγμές που προκύπτουν στη διεπιφάνεια οστού-τσιμέντου υπό τα συνήθη φορτία της καθημερινής ζωής [11]. Το γεγονός αυτό υπονοεί πως η συγκεκριμένη διεπιφάνεια μπορεί να μην είναι η κρίσιμότερη όσον αφορά την αστοχία του εμφυτεύματος.

Αντίθετα, οι κρίσιμες για την αστοχία περιοχές είναι σαφέστερα καθορισμένες. Συγκεκριμένα, η κρίσιμότερη περιοχή όσον αφορά την υπέρβαση της αντοχής της διεπιφάνειας είναι η έσω πλευρά του κνημιαίου πλατώ. Σε αυτήν την περιοχή προκύπτει η μεγαλύτερη τιμή εφελκυστικής τάσης και, μιας και οι διεπιφάνειες είναι ιδιαίτερα ευαίσθητες σε εφελκυστική καταπόνηση, τείνει να αποκολλάται πολύ σύντομα. Όσον αφορά την αντοχή σε κόπωση, κρίσιμη περιοχή είναι η περιοχή εμφάνισης της μέγιστης θλιπτικής τάσης, η οποία, σύμφωνα με την προσομοίωση της συγκεκριμένης εργασίας, βρίσκεται κάτω από το κνημιαίο πλατώ, περί των 4mm έσω του στελέχους του κνημιαίου εμφυτεύματος.

Όσον αφορά το χρόνο ζωής σε κόπωση των εμφυτευμάτων αρθροπλαστικής γόνατος, παρατηρείται πως, εάν δεν προϋπάρχει κάποιο εγγενές ελάττωμα στο μανδύα του οστικού τσιμέντου, πρόωρη αστοχία (δηλαδή αστοχία μέσα στα πρώτα ένα με δύο χρόνια από την εγχείριση) δεν είναι ιδιαίτερα πιθανή. Σύμφωνα με τα δεδομένα της συγκεκριμένης προσομοίωσης, η αστοχία σε κόπωση ξεκινάει σε 7.25 χρόνια από την εγχείριση και αποκατάσταση του ασθενούς, ενώ χρειάζεται να περάσουν σχεδόν 2 χρόνια μέχρι να αποκολληθεί πλήρως το εμφύτευμα (πράγμα που συμβαίνει σε 9.125 χρόνια από την εγχείριση). Παρ' όλ' αυτά, ο χρόνος ζωής των εμφυτευμάτων μπορεί να ποικίλλει, μιας και εξαρτάται από πολλούς παράγοντες, όπως η διαφοροποίηση της αντοχής του μανδύα του οστικού τσιμέντου στα διάφορα σημεία του, η γεωμετρία του εμφυτεύματος ή το βάρος του ασθενούς. Σημαντικό ρόλο επίσης παίζει ο τρόπος ζωής του ασθενούς, ο οποίος επηρεάζει σημαντικά τα φορτία που ασκούνται στην άρθρωση του γόνατος. Ακόμη, πρόβλημα στην ακριβή εκτίμηση αποτελεί η αβεβαιότητα στις ιδιότητες σε κόπωση του οστικού τσιμέντου μιας και, εκτός από τη διασπορά που χαρακτηρίζει γενικά τα δεδομένα κόπωσης σε όλα τα υλικά, για το συγκεκριμένο υλικό οι ιδιότητες αυτές επίσης εξαρτώνται από τη μέθοδο ανάμιξης, το ιξώδες, τη διείδυση του υλικού κατά την έγχυσή του κατά τη διάρκεια της εγχείρισης, το ποσοστό της ενσωμάτωσης του τσιμέντου στο οστό στη διεπιφάνειά τους κ.ά. Ανεξαρτήτως αυτών όμως, είναι σαφές πως τα φορτία που δρουν στην άρθρωση του γόνατος κατά τη διάρκεια των καθημερινών δραστηριοτήτων είναι ιδιαίτερα υψηλά και οδηγούν σε μεγάλες τάσεις στο οστικό τσίμεντο, που συχνά φτάνουν ένα σημαντικό ποσοστό της αντοχής του. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας, η μέγιστη τιμή της θλιπτικής τάσης φτάνει τα 20.6MPa, δηλαδή το 29.4% της θλιπτικής αντοχής της διεπιφάνειας. Παρόμοια στοιχεία έχουν προκύψει και

από άλλες έρευνες (π.χ. van de Groes et al [5]) και το γεγονός αυτό μπορεί να οδηγήσει σε μειωμένη διάρκεια ζωής σε κόπωση. Ακόμη, το ότι φαίνεται να χρειάζονται σχεδόν δύο έτη από την έναρξη της αστοχίας έως την ολοκληρωτική αποκόλληση του εμφυτεύματος μπορεί στην πραγματικότητα να μην είναι απόλυτα ακριβές, διότι είναι πιθανό σε κάποιο σημείο μετά από την έναρξη της αστοχίας η αποκόλληση να έχει προχωρήσει αρκετά ώστε να επιτρέπεται κίνηση του εμφυτεύματος στο μετωπιαίο επίπεδο, πράγμα που επιδεινώνει και επιταχύνει τη χαλάρωση.

Συμπερασματικά, τα αποτελέσματα της παρούσας έρευνας κρίνονται επαρκή για μία αρχική εκτίμηση της διάρκειας ζωής ενός τέτοιου είδους εμφυτεύματος, αν και υπάρχουν σαφώς περιθώρια βελτίωσης στην ακρίβεια των αποτελεσμάτων εάν υπάρξουν ακριβέστερα στοιχεία σχετικά με τη γεωμετρία του εμφυτεύματος και την αντοχή και τις ιδιότητες σε κόπωση του οστικού τσιμέντου και των διεπιφανειών του. Παρ' όλ' αυτά οι δυνατότητες αυτής της μεθοδολογίας είναι πάρα πολλές, μιας και μπορεί να προσαρμοστεί σε κάθε ασθενή ξεχωριστά, λαμβάνοντας υπ' όψιν το βάρος του, τον τρόπο ζωής του και τα συγκεκριμένα ανθρωπομετρικά χαρακτηριστικά του, αυξάνοντας στο μέγιστο την αποτελεσματικότητα της θεραπείας και της αποκατάστασής του. Επίσης, η μεθοδολογία που προτείνεται εδώ μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη διερεύνηση πολλών διαφορετικών περιπτώσεων ταυτόχρονα, ώστε να εξαχθούν στατιστικά στοιχεία και γενικά συμπεράσματα για τα συγκεκριμένα εμφυτεύματα, όπως π.χ. οι πιθανότητες αστοχίας τους ανάλογα με τον τρόπο ζωής του ασθενούς ή η συμπεριφορά τους στην περίπτωση που υπάρχει κάποιο αρχικό ελάττωμα στο μανδύα του οστικού τσιμέντου. Αυτά τα ζητήματα, καθώς και βελτίωση του μοντέλου που αναπτύχθηκε εδώ, αποτελούν θέματα διερεύνησης για το μέλλον.

6 Βιβλιογραφία

1. Ardestani M.M., Moazen M., Chen Z., Zhang J., Jin Z. (2015). “A real-time topography of maximum contact pressure distribution at medial tibiofemoral knee implant during gait: Application to knee rehabilitation.” *Neurocomputing*, 154, 174-188.
2. Chaudhry S., Dunlop D. (2012). “Bone cement in arthroplasty”, *Orthopaedics and trauma*, 26(6), 391-396.
3. Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., Thelen D.G. (2007). “OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement.” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54(11), 1940-1950. [URL <http://opensim.stanford.edu/>]
4. Foran J.R.H., Whited B.W., Sporer S.M. (2011). “Early aseptic loosening with a precoated low-profile tibial component: A case series.” *The Journal of Arthroplasty*, 26(8), 1445-1450.
5. van de Groes S., de Waal-Malefijt M., Verdonschot N. (2014). “Probability of mechanical loosening of the femoral component in high flexion total knee arthroplasty can be reduced by rather simple surgical techniques.” *The Knee*, 21, 209-215.
6. van de Groes S.A.W., de Waal Malefijt M., Verdonschot N. (2013). “Influence of preparation techniques to the strength of the bone-cement interface behind the flange in total knee arthroplasty.” *The Knee*, 20, 186-190.
7. Hazelwood K.J., O'Rourke M., Stamos V.P., McMillan R.D., Beigler D., Robb W.J. III (2015). “Case series report: Early cement-implant interface fixation failure in total knee replacement.” *The Knee*, 22(5), 424-428.
8. Hoey D.A., Taylor D. (2009). “Statistical distribution of the fatigue strength of porous bone cement.” *Biomaterials*, 30, 6309-6317.
9. Jeffers J.R.T., Browne M., Taylor M. (2005), “Damage accumulation, fatigue and creep behavior of vacuum mixed bone cement,” *Biomaterials*, 26, 5532-5541.
10. John C.T., Anderson F.C., Guendelman E., Arnold A.S., Delp S.L. (2006). “An algorithm for generating muscle-actuated simulations of long-duration movements.” *Biomedical Computation at Stanford (BCATS) Symposium*, Stanford University, 21 October 2006, Poster Presentation.
11. Kim D.-G., Miller M.A., Mann K.A. (2004). “Creep dominates tensile fatigue damage of the cement-bone interface.” *Journal of Orthopaedic Research*, 22, 633-640.
12. Knutson K., Jónsson G., Langer Andersen J., Lárusdóttir H., Lidgren L. (1981). “Deformation and loosening of the tibial component in knee arthroplasty with unicompartamental endoprostheses.” *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 52(6), 667-673.
13. Lerner Z., DeMers M., Delp S., Browning R. (2015). “How tibiofemoral alignment and contact locations affect predictions of medial and lateral tibiofemoral contact forces.” *Journal of Biomechanics*, 48(4), 644-650.
14. Mann K.A., Ayers D.C., Werner F.W., Nicoletta R.J., Fortino M.D. (1997). “Tensile strength of the cement-bone interface depends on the amount of bone interdigitated with PMMA cement.” *Journal of Biomechanics*, 30(4), 339-346.
15. Mann K.A., Mocarski R., Damron L.A., Allen M.J., Ayers D.C. (2001). “Mixed-mode failure response of the cement-bone interface.” *Journal of Orthopaedic Research*, 19, 1153-1161.

16. Matassi F., Carulli C., Civinni R., Innocenti M. (2013). "Cemented versus cementless fixation in total knee arthroplasty." *Joints*, 1(3), 121-125.
17. MATLAB version 7.12.0, The Mathworks Inc. (2011), Natick, Massachusetts, United States
18. McKenna F., Fenves G.L., Scott M.H. (2000). "Open system for earthquake engineering simulation." University of California, Berkeley, CA. [URL <http://opensees.berkeley.edu/>]
19. Murphy B.P., Prendergast P.J. (2000). "On the magnitude and variability of fatigue strength of acrylic bone cement." *International Journal of Fatigue*, 22, 855-864.
20. Nieslony A. (2009). "Determination of fragments of multiaxial service loading strongly influencing the fatigue of machine components." *Mechanical Systems and Signal Processing*, 23(8), 2712-2721.
21. Norman T.L., Thyagarajan G., Saligrama V.C., Gruen T.A., Blaha J.D. (2001). "Stem surface roughness alters creep induced subsidence and 'taper-lock' in a cemented femoral hip prosthesis." *Journal of Biomechanics*, 34, 1325-1333.
22. O'Laughlin R., Abbruzzese K., Lee D., Gordon Allan D., Paliwal M. (2013). "Failure analysis of surrogate tibial constructs with medium and fast setting bone cements." *Engineering failure analysis*, 32, 312-321.
23. Orr J.F., Dunne N.J., Quinn J.C. (2003). "Shrinkage stresses in bone cement." *Biomaterials*, 24(17), 2933-2940.
24. Piedade S.R., Pinaroli A., Servien E., Neyret P. (2009). "Revision after early aseptic failures in primary total knee arthroplasty." *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 17, 248-253.
25. Sheafi E.A.M. (2015). "Effects of various test regimes on fatigue behaviour of PMMA bone cement: a comparative study." PhD Thesis, University of Glasgow.
26. Tanner K.E., Wang J.-S., Kjellson F., Lidgren L. (2010). "Comparison of two methods of fatigue testing bone cement." *Acta Biomaterialia*, 6, 943-952.
27. Topoleski L.D.T., Ducheyne P., Cukler J.M. (1990), "A fractographic analysis of in vivo poly(methyl methacrylate) bone cement failure mechanisms," *Journal of Biomedical Materials Research*, 24(2), 135-154.
28. Vanlommel J., Luyckx J.P., Labey L., Innocenti B., De Corte R. Bellemans J. (2011). "Cementing the tibial component in total knee arthroplasty: Which technique is the best?" *The Journal of Arthroplasty*, 26(3), 492-496.
29. Zelle J., Janssen D., Peeters S., Brouwer C., Verdonschot N. (2011). "Mixed-mode failure strength of implant-cement interface specimens with varying surface roughness." *Journal of Biomechanics*, 44, 780-783.