



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ  
ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΟΛΩΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΚΑΤΑΣΚΕΥΩΝ & ΑΥΤΟΜΑΤΟΥ  
ΕΛΕΓΧΟΥ

**« ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΗ-ΓΡΑΜΜΙΚΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ  
ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΓΙΑ ΟΔΟΝΤΙΚΕΣ  
ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΕΙΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ANSYS »**

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ  
ΣΤΑ ΠΛΑΙΣΙΑ ΤΟΥ ΜΑΘΗΜΑΤΟΣ

ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ & ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ  
ΤΟΥ

**ΝΙΚΟΛΑΟΣ ΣΥΜΙΝΕΛΑΚΗΣ**

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ:

Δρ. ΧΡΗΣΤΟΦΟΡΟΣ ΠΡΟΒΑΤΙΔΗΣ, ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ ΕΜΠ

Αθήνα, Ιούλιος 2013



# Περιεχόμενα

Περίληψη.....	7
Abstract.....	9
Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή.....	11
Κεφάλαιο 2: Ανατομία και φυσιολογικά χαρακτηριστικά των φυσικών δοντιών.....	13
2.1 Εισαγωγή.....	13
2.2.1 Είδη δοντιών.....	14
2.2.2 Προσδιορισμός των επιφανειών των δοντιών.....	15
2.3 Το περιοδόντιο.....	16
2.3.1. Δομική οργάνωση του περιοδοντικού συνδέσμου.....	17
2.4 Η κάτω γνάθος.....	20
2.6 Κροταφογναθικές αρθρώσεις.....	20
Κεφάλαιο 3: Οδοντικές Μετακινήσεις.....	23
3.1 Φυσιολογία των οδοντικών μετακινήσεων.....	23
3.1.1 Ο ρόλος των οστεοβλαστών.....	23
3.1.2 Η διαδικασία της οδοντικής μετακίνησης.....	25
3.2 Μηχανική της κίνησης των δοντιών.....	27
3.2.1 Κέντρο περιστροφής.....	27
3.2.2 Κέντρο αντίστασης.....	29
Οι Sia και συν. εκτέλεσαν πειράματα σε τρία ανθρώπινα υποκείμενα και κατέληξαν ότι η θέση του κέντρου αντίστασης του άνω κεντρικού κοπήρα ήταν περίπου στο 0,77% του μήκους ρίζας από την κορυφή. (Sia S, 2007).....	30
3.2.3 Τύποι της μετακίνησης των δοντιών.....	30
Κεφάλαιο 4: Το υλικό της περιοδοντικής μεμβράνης.....	34
4.2 Γενική θεωρία μηχανικής συνεχούς μέσου.....	35
4.2.1 Γραμμική ελαστικότητα.....	40
4.2.2. Ιξωδοελαστικότητα.....	41
4.2.3. Υπερελαστικότητα.....	44
4.2.4 Πολυφασικά μοντέλα.....	47

4.3 Προτεινόμενο υλικό για τη συμπεριφορά του περιοδοντικού συνδέσμου (ΠΣ) στη διεθνή βιβλιογραφία .....	48
4.3.1 Qian και συνεργάτες (2008) .....	48
4.3.2 Vollmer et al. (1999) .....	49
4.3.4 Maceri και συνεργάτες (2007) .....	51
4.3.5 Natali και συνεργάτες (2004) .....	52
4.3.6 Bin και συνεργάτες .....	53
4.3.7 Borak και συνεργάτες .....	54
4.3.8 Παπαδοπούλου και συνεργάτες (2011) .....	54
4.3.9 Meyer et al. ....	55
4.3.10 Dorow και συνεργάτες .....	56
4.3.11 Bergomi και συνεργάτες (2007) .....	56
4.3.12 Sanctuary και συνεργάτες (2007) .....	57
4.3.13 Huang και συνεργάτες (2012) .....	58
4.3.14 Natali και συνεργάτες (2003) .....	59
4.3.15 Natali και συνεργάτες (2011) .....	60
Κεφάλαιο 5: Ανάλυση με την μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων .....	63
5.1 Γενικές αρχές των Πεπερασμένων Στοιχείων .....	63
Η αρχή των Δυνατών Έργων .....	64
5.3 Κατασκευή του Πλέγματος .....	66
5.3.1 Παραδείγματα Πλέγματος .....	70
5.4 Πειράματα που αναπαράχθηκαν .....	71
5.4.1 Μετατόπιση ως αποτέλεσμα της οριζόντιας δύναμης .....	71
Η καμπύλη είναι τώρα σε μια μορφή που μπορεί εύκολα να έρθει σε σύγκριση με τα αποτελέσματα της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων. Για να επιτραπεί αυτό η δύναμη που εφαρμόζεται θεωρήθηκε ότι αυξήθηκε γραμμικά σε 3N μετά από 3 δευτερόλεπτα, έτσι ώστε τα αποτελέσματα συγκριθούν με μια καμπύλη χρόνου-μετατόπισης, όπως γίνεται συχνά στην βιβλιογραφία .....	74
5.4.3 Δοκιμή εισχώρησης .....	75
Κεφάλαιο 6: Αποτελέσματα .....	76
6.1 Ιδιότητες υλικών .....	76
6.2 Αποτελέσματα μετατόπισης ως αποτέλεσμα της οριζόντιας δύναμης .....	77
6.3 Εξώθηση κοπτήρα .....	80

6.4 Δοκιμή διείσδυσης .....	81
6.5 Η θέση του κέντρου περιστροφής .....	82
Ένας κωδικός παραμετρική αναπτύχθηκε στην APDL ικανή για την τοποθεσία του Crot ανά πάσα στιγμή για οποιαδήποτε δεδομένη γεωμετρία των δοντιών. Το Crot βρισκόταν για μια ποικιλία μοντέλων υλικού και το αποτέλεσμα ήταν σύμφωνα με τη βιβλιογραφία. Η τοποθεσία κυμάνθηκε από 6,5 χιλιοστά για ένα bi-γραμμική σε 7,4 mm a hyperelastic περιοδοντικό σύνδεσμο. ....	82
Κεφάλαιο 7: Συζήτηση .....	83
Bibliography .....	84
Πίνακας Σχημάτων .....	86
Παράρτημα Α .....	88
Παράρτημα Β .....	94



## Περίληψη

Αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής είναι η συνέχιση της εικοσαετούς έρευνας του Τομέα Μηχανολογικών Κατασκευών πάνω στην μηχανική συμπεριφορά της Περιοδοντικής Μεμβράνης. Για το σκοπό αυτό έγινε τόσο ανασκόπηση των σημαντικότερων εξελίξεων της διεθνούς βιβλιογραφίας, όσο και υπολογιστική εφαρμογή αντιπροσωπευτικών μοντέλων μηχανικής συμπεριφοράς από σχετικές εργασίες της περιόδου 2000-2013 με χρήση του Ansys. Κατά την επισκόπηση της βιβλιογραφίας διαπιστώθηκε ότι γίνεται εκτεταμένη υιοθέτηση ολοένα και πιο σύνθετων μη γραμμικών μοντέλων.

Ως εκ τούτου, στην εργασία αυτή δόθηκε έμφαση στην υπολογιστική εφαρμογή και τροποποίηση των κυριότερων τύπων μη γραμμικής συμπεριφοράς. Αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της παραπάνω εφαρμογής έγινε μέσω της σύγκρισής τους με τρεις σημαντικές πειραματικές μελέτες από την βιβλιογραφία. Η σύγκριση αυτή κατέδειξε ότι η συμπεριφορά της Περιοδοντικής Μεμβράνης σε ορισμένες συνθήκες φόρτισης μπορεί να προσεγγισθεί αρκετά ικανοποιητικά μέσω της χρήσης κατάλληλων μη γραμμικών μοντέλων. Αναμφισβήτητα όμως διαφαίνεται ότι απαιτείται η συνέχιση της ερευνητικής δραστηριότητας ώστε να ενσωματωθεί το σύνολο ιδιοτήτων σε ένα μοντέλο υλικής συμπεριφοράς.





## Abstract

The object of this project is the continuation of two decades of Department of Mechanical Design's research concerning the mechanical behavior of the periodontal ligament.

For this purpose both an overview of important developments in the literature, and computational application representative models of mechanical behavior relevant operations of the period 2000-2013 using Ansys were undertaken. The international literature overview revealed widespread adoption of increasingly complex non linear material models.

Therefore, this work was focused on the computational application and modification of the main types of nonlinear behavior. The evaluation of the results of the above application was made via comparison with three major experimental studies from the literature. The comparison showed that the behavior of the periodontal ligament in certain loading conditions can be approximated quite well through the use of suitable nonlinear models. However, continuing research activity is needed in order to incorporate the sum of attributes in a future model of material behavior.



## Κεφάλαιο 1: Εισαγωγή

Το πεδίο της μελέτης γύρω από κίνηση των δοντιών έχει διάφορες επιπτώσεις τόσο στην σωματική όσο και στην ψυχική υγεία. Είναι γνωστό ότι η διάταξη και η θέση των δοντιών έχει μεγάλη σημασία για τη λειτουργία του μασητικού συστήματος και ότι, όταν για οποιοδήποτε λόγο η θέση τους δεν είναι σωστή μπορεί να προκύψουν διάφορα προβλήματα υγείας. Επιπλέον, η αισθητική σημασία που κατέχουν τα δόντια δεν μπορεί να υπερεκτιμηθεί. Όπως ήταν αναμενόμενο, υπάρχει ένα ειδικό πεδίο της επιστήμης που ασχολείται με τον έλεγχο της θέσης των δοντιών, αυτό είναι το πεδίο της Ορθοδοντικής το οποίο ήταν και το πρώτο πεδίο ειδικότητας που αναγνωρίστηκε στην Οδοντιατρική.

Η μετακίνηση των δοντιών είναι το κέντρο εκτεταμένης έρευνας για πολλές δεκαετίες τώρα δεδομένου ότι υπάρχει μεγάλο κίνητρο για την κατανόηση όλων των μηχανισμών που εμπλέκονται στη διαδικασία. Σύμφωνα με την εν λόγω έρευνα, ο περιοδοντικός σύνδεσμος ("PDL») παίζει καθοριστικό ρόλο στην ρύθμιση της στήριξης και κίνησης των δοντιών, αυτό το γεγονός έχει θέσει το PDL στο κέντρο των ερευνητικών προσπαθειών. Ο περιοδοντικός σύνδεσμος είναι ένα μαλακός συνδετικός ιστός που ενώνει τη ρίζα του δοντιού με το φατνιακό οστόν.

Πρόσφατα έχει αποδειχθεί επιστημονικά ότι η αρχική υπόθεση ήταν σωστή και ότι το περιοδοντικός σύνδεσμος είναι πράγματι πολύ σημαντικός για την κατανόηση της κινητικότητας των δοντιών. Είναι πλέον γενικά αποδεκτό ότι ο περιοδοντικό σύνδεσμος ("PDL») είναι υπεύθυνος για την υποστήριξη του δοντιού κατά την μασητική και ορθοδοντική φόρτιση. Επιπλέον, ως το πιο παραμορφώσιμο συστατικό του περιοδοντίου, καθορίζει το αρχικό στάδιο της κινητικότητας των δοντιών. Επιπλέον, η παραμόρφωση και οι τάσεις εντός του PDL θεωρείται ότι διέπουν τη διαδικασία της οστικής ανακατασκευής καθορίζοντας έτσι την μακροπρόθεσμη-ορθοδοντική μετακίνηση των δοντιών.

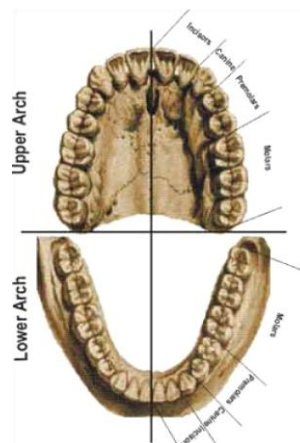
Τα παραπάνω στοιχεία σε συνδυασμό με τη συνεχώς αυξανόμενη χρήση των ψηφιακών μοντέλων στην Ορθοδοντική, η μετάβαση της βιομηχανίας από αναλογική σε ψηφιακή τήρηση αρχείων, καθώς και η ανάπτυξη του λογισμικού με σκοπό την πρόβλεψη των αποτελεσμάτων της θεραπείας των ασθενών, έχει οδηγήσει στην ανάγκη για γνώσεις σχετικά με τη συμπεριφορά του υλικού του PDL.



# Κεφάλαιο 2: Ανατομία και φυσιολογικά χαρακτηριστικά των φυσικών δοντιών

## 2.1 Εισαγωγή

Τα ανθρώπινα δόντια μπορούν να χωριστούν σε δύο ομάδες οι οποίες εμφανίζονται σε διαφορετική ηλικία. Το πρώτο σύνολο εμφανίζεται στην παιδική ηλικία και ακολουθεί η εμφάνιση του δεύτερου συνόλου, σε πρώιμο ακόμη στάδιο, για να αντικαταστήσει τα προηγούμενα δόντια. Τα πρώτα δόντια που αντικαθιστώνται ονομάζονται νεογιλά, ενώ τα δόντια που ανήκουν στη δεύτερη σειρά ονομάζονται μόνιμα. Τα δόντια είναι σταθερά τοποθετημένα σε δύο σχηματισμούς των οστών του κρανίου: την άνω γνάθο και την κάτω γνάθο. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω του περιοδοντίου. Η κάτω γνάθος και η άνω γνάθος, μαζί με τα στοιχεία που τις απαρτίζουν, αποτελούν το κάτω και το άνω οδοντικό τόξο, αντίστοιχα. Τέλος, το μασητικό σύστημα συμπληρώνεται από τις κροταφογναθικές αρθρώσεις που επιτρέπουν τον απαραίτητο βαθμό ελευθερίας κίνησης της κάτω γνάθου και των σχετικών μυών οι οποίοι παράγουν το σύστημα των δυνάμεων που απαιτούνται για τη μάσηση, την κατάποση, την ομιλία κλπ.



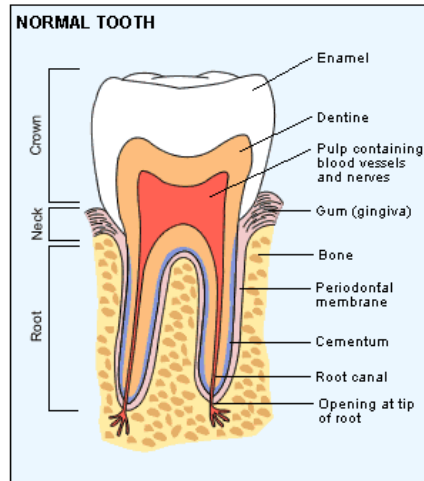
Σχήμα 2.1 Τα άνω και κάτω οδοντικά τόξα

## 2.2 Δόντια

Όλα τα δόντια μπορεί να χωριστούν σε τρία κύρια μέρη: την μύλη, τον αυχένα και τη ρίζα. Ο όρος μύλη ισχύει για το ανώτατο τμήμα του δοντιού, το μόνο μέρος που είναι άμεσα ορατό. Η μύλη είναι καλυμμένη με σμάλτο που είναι η σκληρότερη ουσία στο ανθρώπινο σώμα, αν και ανίκανη για αναδιαμόρφωση ή επισκευή, και το σχήμα της καθορίζει τη λειτουργία του δοντιού. Η ρίζα είναι το τμήμα που είναι ενσωματωμένο στο οδοντικό φατνίο (φατνιακή διαδικασία) και καλύπτεται από μια ευαίσθητη, οστέινη ουσία, την οστέινη. Ο αυχένος είναι το τμήμα μεταξύ της ρίζας και της κορώνας που περιβάλλεται από τα υγιή ούλα.


Πιο λεπτομερώς, μια κατακόρυφη τομή σε ένα οποιοδήποτε δόντι θα αποκαλύψει μια κοιλότητα που αρχίζει από το εσωτερικό της στεφάνης και τη ρίζα ή τις ρίζες οι οποίες καταλήγουν σε ένα λεπτό άνοιγμα στην άκρη. Αυτή η κοιλότητα, που ονομάζεται πολφική κοιλότητα, περιέχει τον πολφό, ένα χαλαρό συνδετικό ιστό πυκνοκατοικημένο από νεύρα και αιμοφόρα αγγεία που

εισέρχονται στο δόντι από το εν λόγω άνοιγμα. Ο πολφός είναι υπεύθυνος για την αισθητηριακή λειτουργία, το σχηματισμό της οδοντίνης και την θρέψη του δοντιού. Το εναπομένον στερεό τμήμα του δοντιού αποτελείται από οδοντίνη, ένα ενασβεστωμένο ιστό. Τέλος η μύλη και η ρίζα ενώνονται στην οστεϊνοαδαμαντινική σύναψη (CEJ), η οστεΐνη και η οδοντίνη ενώνονται στην οστεϊνοοδοντινική σύναψη και η οδοντίνη και η αδαμαντίνη ενώνονται στην οδοντινοαδαμαντινική σύναψη (DEJ).




### 2.2.1 Είδη δοντιών


Οι άνθρωποι έχουν διαφορετικούς τύπους δοντιών με βάση τη θέση και τη μορφολογία, και κάθε τύπος συνδέεται με μια συγκεκριμένη λειτουργία.

- 

**Τομείς** — τα τέσσερα πρόσθια δόντια τόσο στην άνω όσο και στην κάτω γνάθο είναι οι τομείς. Οι τομείς που γεινιάζουν με τη μέση γραμμή (νοητή διαχωριστική γραμμή που χωρίζει κάθε γνάθο συμμετρικά σε δεξιά και αριστερή πλευρά) ονομάζονται κεντρικοί τομείς, ενώ οι υπόλοιποι τέσσερις τομείς είναι οι πλάγιοι τομείς. Όλοι οι τομείς είναι πλατειά, επίπεδα δόντια με ένα στενό άκρο και έτσι λειτουργούν σαν εργαλείο κοπής ή διάτμησης των τροφίμων. Έχουν μια μακριά, σχεδόν κωνική ρίζα.

Incisor
- 

**Κυνόδοντες** — βρίσκονται στις γωνίες του οδοντικού τόξου (συνολικά τέσσερις). Οι κυνόδοντες έχουν τη μεγαλύτερη ρίζα και είναι επομένως πολύ σταθεροί μέσα στο στόμα. Είναι παχείς και καταλήγουν σε μια αιχμηρό σημείο, ιδανικό για την σχίσμο και τη διάτμηση των τροφίμων.

Canine
- 

**Προγόμφιοι** — Δίπλα σε κάθε κυνόδοντα βρίσκονται δύο προγόμφιοι (συνολικά οκτώ). Οι προγόμφιοι είναι μια διασταύρωση μεταξύ κυνόδοντα και γομφίου. Έχουν αιχμηρά σημεία για τη διάτμηση και το σχίσμο, αλλά έχουν επίσης και μια ευρύτερη επιφάνεια για τη μάσηση και τη σύνθλιψη. Στην άνω σιαγόνα, οι πρώτοι προγόμφιοι (άμεσα δίπλα στα κυνόδοντες) έχουν δύο ρίζες, και οι δεύτεροι προγόμφιοι έχουν μία ρίζα. Στην κάτω γνάθο, όλοι οι προγόμφιοι έχουν μία ρίζα.

Premolar



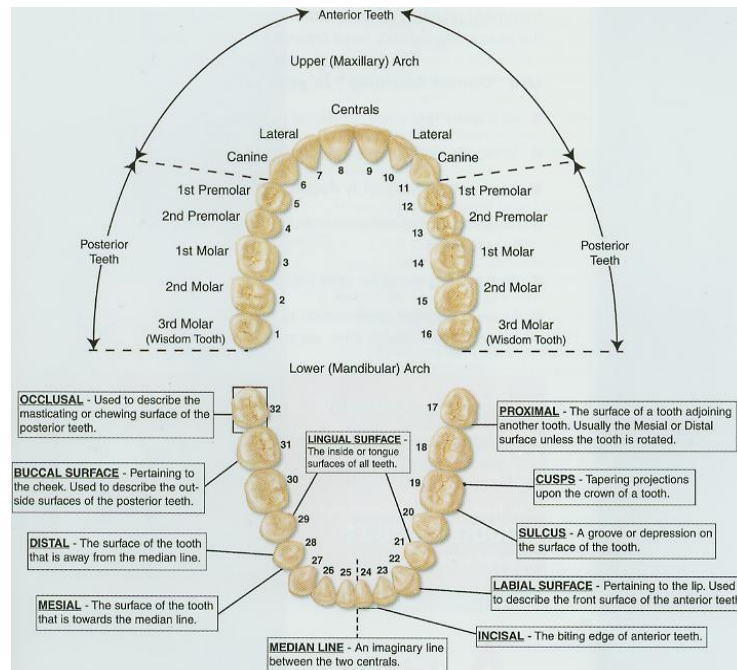
Molar

- **Γομφίοι** — Τα τελευταία τρία δόντια και στις δύο πλευρές των σιαγόνων, άνω και κάτω, είναι οι γομφίοι (συνολικά 12). Αριθμούνται πρώτοι, δεύτεροι ή τρίτοι γομφίοι ανάλογα με την τοποθεσία τους. Οι τρίτοι γομφίοι, που ονομάζεται επίσης και φρονιμίτες, είναι τα τελευταία δόντια, τα πιο απομακρυσμένα πίσω στο στόμα σε όλες τις πλευρές. Οι γομφίοι είναι πλατιά δόντια με μεγάλες επιφάνειες και έχουν σχεδιαστεί για τη σύνθλιψη, την άλεση και το μάσημα των τροφίμων. Στην άνω γνάθο, οι γομφίοι έχουν τρεις καλά διαχωρισμένες ρίζες· στην κάτω γνάθο, οι γομφίοι έχουν δύο ρίζες.

### 2.2.2 Προσδιορισμός των επιφανειών των δοντιών

Οποιοδήποτε σημείο στην επιφάνεια του δοντιού μπορεί να προσδιοριστεί με τη χρήση και το συνδυασμό των εξής χαρακτηριστικών επιφανειών των δοντιών.

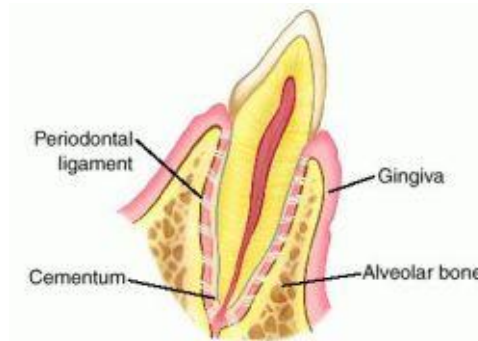
- Ακροριζικό: αφορά το ακρορίζιο ή τη ρίζα του δοντιού.
- χειλικό: περιγράφει την εμπρόσθια επιφάνεια των προσθίων δοντιών.
- γλωσσικό: είναι το εσωτερικό τμήμα (προς τη γλώσσα) όλων των δοντιών.
- άπω: η επιφάνεια του δοντιού πέραν της μέσης γραμμής.
- εγγύς: οι επιφάνειες προς τη μέση γραμμή.
- κοπτικό: το τμήμα του δοντιού που είναι ορατό από την πλευρά όπου βρίσκεται η κοπτική άκρη



Σχήμα 2.2.2-1 Χαρακτηριστικές επιφάνειες των δοντιών

## 2.3 Το περιοδόντιο

Το περιοδόντιο μπορεί να οριστεί ως μια συλλογή ιστών που παρέχουν υποστήριξη στο δόντι και ως τέτοιο αποτελείται από την οστεΐνη της ρίζας, το φατνίο ή οστούν, τα ούλα και τέλος τον περιοδοντικό σύνδεσμο.



Σχημα 2.3 Το περιοδόντιο

**Οστεΐνη** : είναι ένας ενασβεστωμένος οδοντικός ιστός που καλύπτει τις ρίζες των ανθρώπινων δοντιών, πηγάει από την οστεΐνοαδαμαντινική σύναψη και τελειώνει στην κορυφή της ρίζας. Πάνω σε αυτήν συνδέονται οι ίνες κολλαγόνου που απαιτούνται για την υποστήριξη. Η οστεΐνη είναι το προϊόν εξειδικευμένων κυττάρων που ονομάζονται οστεΐνοκύτταρα και βρίσκονται εντός της ρίζας. Δεν έχει αγγεία και είναι λιγότερο σκληρή από την οδοντίνη. Η χημική σύσταση της είναι 45% -50% ανόργανη.

**Το φατνιακό οστούν** είναι το τμήμα της άνω και κάτω γνάθου, όπου οι ρίζες των δοντιών ενσωματώνονται και υποστηρίζονται. Αποτελείται από δύο τύπους οστών: το φλοιώδες οστό και το δοκιδωτό-σπογγώδες οστό. Το φλοιώδες είναι πυκνό, παρέχει αντοχή και προστασία και με αυτό συνδέονται οι σκελετικοί μύες, ενώ το δοκιδωτό οστό βρίσκεται στο εσωτερικό και είναι το λιγότερο πυκνό, σπογγώδες οστούν.

**Τα ούλα** είναι ο μαλακός ιστός γύρω από τα δόντια που είναι συνεχής με το βλεννογόνο της στοματικής κοιλότητας· το σημείο σύνδεσής τους ονομάζεται ουλοβλεννογονία ένωση ή σύναψη. Περιβάλλουν τα δόντια και τα προστατεύουν. Σε σύγκριση με το μαλακό ιστό των χειλιών και τα παρειών, το μεγαλύτερο μέρος των ούλων είναι στενά συνδεδεμένο με το υποκείμενο οστούν πράγμα που βοηθά την αντίσταση στην τριβή των τροφίμων που διέρχεται από πάνω τους.

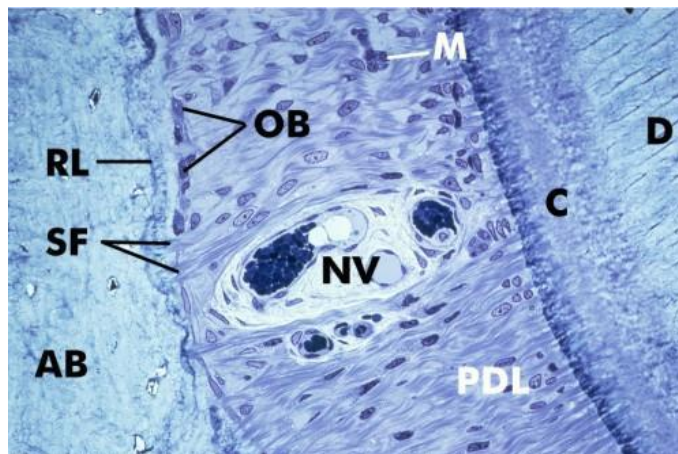
**Ο περιοδοντικός σύνδεσμος** είναι ένας λεπτός, πυκνός, ινώδης ιστός που συνδέει την οστεΐνη στο φατνιακό οστό. Κανονικά, τα δόντια δεν έρχονται σε άμεση επαφή με το οστούν: το δόντι αιωρείται στην υποδοχή του από τις ίνες του συνδέσμου. Αυτή η διάταξη επιτρέπει σε κάθε δόντι περιορισμένη κίνηση υπό την επίδραση φορτίων. Οι ίνες δρουν ως απορροφητές κραδασμών για τις διάφορες δυνάμεις που επηρεάζουν τα δόντια κατά τη διάρκεια της μάσησης ή άλλης δραστηριότητα που πιέζει τα δόντια. Μέσα υπάρχουν επίσης νευρικές απολήξεις που επιτρέπουν την αίσθηση της πίεσης και του πόνου.



### 2.3.1. Δομική οργάνωση του περιοδοντικού συνδέσμου

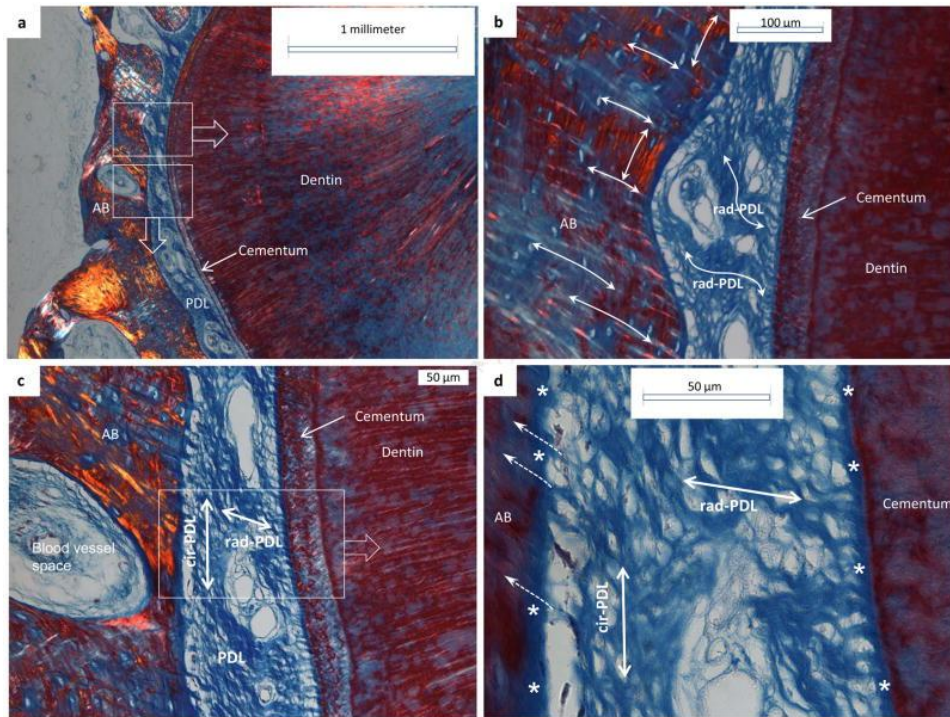
Ο περιοδοντικός σύνδεσμος αποτελείται από κύτταρα, ίνες, θεμέλια ουσία και αιμοφόρα αγγεία.

Τα κυτταρικά συστατικά του περιοδοντικού συνδέσμου είναι ικανά να αναπαράγονται και να αναδιαμορφώνονται σε όλους τους απαραίτητους τύπους ιστών. Οι τύποι κυττάρων είναι : οι οστεοβλάστες, οι οστεοκλάστες, οι ινοβλάστες τα επιθηλιακά υπολείμματα του Malassez, μη διαφοροποιημένα μεσεγχυματικά κύτταρα, οστεϊνοβλάστες και οστεϊνοκλάστες, καθώς και νευραγγειακά στοιχεία. Οι οστεοβλάστες και οι οστεοκλάστες συνδέονται λειτουργικά με το φατνιακό οστόν, με παρόμοιο τρόπο οι οστεϊνοβλάστες και οι οστεϊνοκλάστες συνδέονται λειτουργικά με την οστεΐνη. Οι ινοβλάστες είναι τα κυρίαρχα κύτταρα του περιοδοντικού συνδέσμου και ανταποκρίνονται σε καταστάσεις φόρτισης αναδιαμορφώνοντας ή επισκευάζοντας το δίκτυο των ινών. Τα μη διαφοροποιημένα μεσεγχυματικά κύτταρα που βρίσκονται γύρω από τα αιμοφόρα αγγεία μπορούν να διαφοροποιηθούν σε οστεοβλάστες, οστεϊνοβλάστες ή ινοβλάστες.



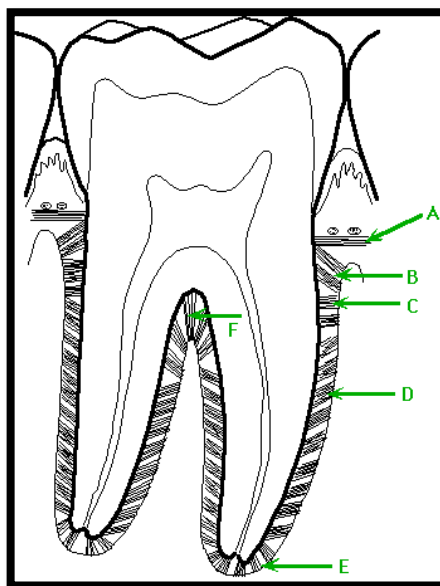
Σχήμα 2.3.1-1 AB → φατνιακό οστό, C→ Οστεΐνη, D → δεντίνη, M → επιθηλιακά υπολείμματα Malassez, NV → νευραγγειακά στοιχεία, OB → οστεοβλάστες, PDL → περιοδοντικός σύνδεσμος, SF → ίνες του Sharpey

Μια εικόνα 5 μm πάχους απασβεστιωμένων τομών χρωματισμένων με την τριχρωματική χρωστική του Masson δείχνει τον πλούσιο σε κολλαγόνο ιστό του περιοδοντικού συνδέσμου (με έντονη μπλέ χρώση blue), το φατνιακό οστόν με πολλές περιοχές αιμοφόρων αγγείων, την οστεΐνη και την οδοντίνη. Κάτω από πολωμένο φως, ο περιοδοντικός σύνδεσμος που εισχωρεί στο φατνιακό οστόν έχει μια δομή δίκην υφασμένου υφάσματος. Επιπλέον, στις εικόνες 1b and 1c φαίνονται οι περιοχές με τα αιμοφόρα αγγεία στο φατνιακό οστόν και τον περιοδοντικό σύνδεσμο σαν διατρήσεις στους αντίστοιχους ιστούς.



Σχήμα 2.3.1-1. (a) Polarized light microscopy of a Masson's trichrome stained section illustrating alveolar bone (AB), periodontal ligament (PDL), cementum and dentin at a lower resolution. (b, c) Higher resolution micrographs illustrate bone containing radial fibers and circumferential fibers (double headed arrows). (d) Higher resolution micrograph illustrating cir-PDL and rad-PDL (double-headed arrows) in addition to a 5 μm thin collagenous tissue circumferential to bone and cementum (asterisks). The dashed arrows illustrate PDL-inserts in AB. (Sunita P. Ho, 2010 )

Το μεγαλύτερο μέρος του περιοδοντικού συνδέσμου από ίνες κολλαγόνου γνωστές ως ίνες του Sharpey. Το υπόλοιπο τμήμα περιέχει θεμέλια ουσία και υγρό των ιστών. Οι ίνες είναι οργανωμένες σε δεμάτια και ταξινομούνται σε κατηγορίες ανάλογα με τον προσανατολισμό τους. Οι βασικές ίνες είναι: Α) οι διάμεσες, (Β) η φατνιακή ακρολοφία, (Γ) οι οριζόντιες, (Δ) οι λοξές (Ε) οι ακροριζικές, και (ΣΤ) οι μεταξύ των ριζών.



Σχήμα 2.3.1-2 Κύριοι προσανατολισμοί των ινών της περιοδοντικής μεμβράνης

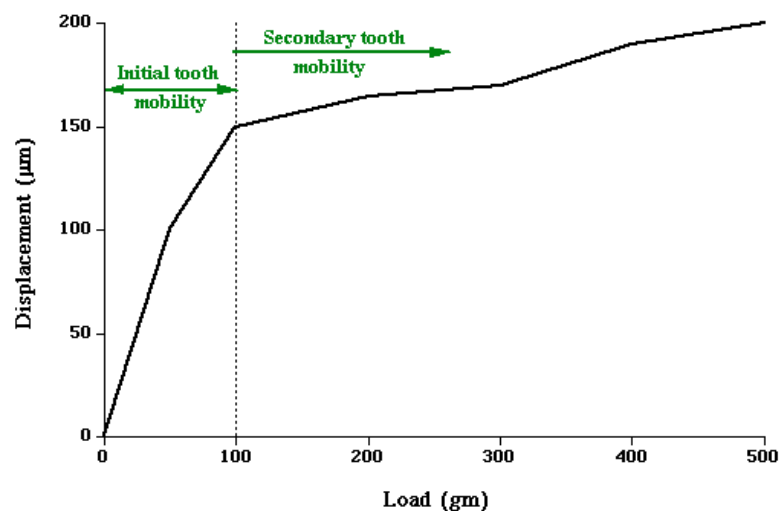
Η θεμέλια ουσία είναι μία βασική συνιστώσα του περιοδοντικού συνδέσμου. Τα βασικά συστατικά της είναι το υαλουρονικό οξύ, οι γλυκοπρωτεΐνες, και οι πρωτεογλυκάνες. Το υαλουρονικό οξύ και το πολυσακχαρικό τμήμα των πρωτεογλυκανων είναι οι γλυκοζαμινογλυκάνες (GAGs). Οι γλυκοζαμινογλυκάνες είναι ελεύθερα πολυμερή που αποτελούνται από επαναλαμβανόμενες δισακχαρικές μονάδες.

Ο περιοδοντικός σύνδεσμος αιματώνεται κυρίως με αγγεία που εισέρχονται στον χώρο του μέσω του φατνιακού οστού, αλλά , και από τα ακροριζικά αγγεία και τα αγγεία των ούλων. Τα κύρια αιμοφόρα αγγεία εντός του περιοδοντικού συνδέσμου ακολουθούν παράλληλη πορεία με τον επιμήκη άξονα του δοντιού και μεταξύ των δεματίων κολλαγόνων ινών πλησίον του φατνιακού οστού. Αυτά τα βασικά αγγεία δημιουργούν ένα επίπεδο δίκτυο τριχοειδών δίκην καλαθιού, που περιβάλλει τη ρίζα.

### 2.3.2. Λειτουργίες και αντιδράσεις του περιοδοντικού συνδέσμου

Τα δόντια πολύ συχνά υποβάλλονται σε μία ποικιλία δυνάμεων που ασκούνται στον περιοδοντικό σύνδεσμο. Αυτές οι δυνάμεις είναι πηγή μετακινήσεων και, ως εκ τούτου, ο περιοδοντικός σύνδεσμος πιέζεται ανάλογα. Τα αποτελέσματα αυτών των δυνάμεων μπορεί να είναι προσωρινά ή μόνιμα, επιζήμια ή όχι με βάση τις επιπτώσεις τους στον περιοδοντικό σύνδεσμο.

Η δραστηριότητα των κυττάρων εντός του περιοδοντικού συνδέσμου είναι συνάρτηση της μηχανικής καταπόνησης, δηλαδή των πιέσεων και εντάσεων ως αποτέλεσμα των δυνάμεων που επενεργούν. Ωστόσο, αυτό δεν σημαίνει ότι η αντίδραση εξαρτάται μόνο από το μέγεθος των δυνάμεων διότι η συχνότητα και η διάρκεια είναι επίσης καθοριστικής σημασίας: οι διακοπτόμενες δυνάμεις επιφέρουν οστικούς σχηματισμούς, η συνεχής πίεση προκαλεί οστική απορρόφηση και συχνές, σύντομες σε διάρκεια δυνάμεις προκαλούν παρόμοιες αντιδράσεις. Αυτή η αντίδραση δεν είναι χωρίς περιορισμούς: όταν οι δυνάμεις υπερβαίνουν ένα ορισμένο όριο προκαλείται βλάβη.

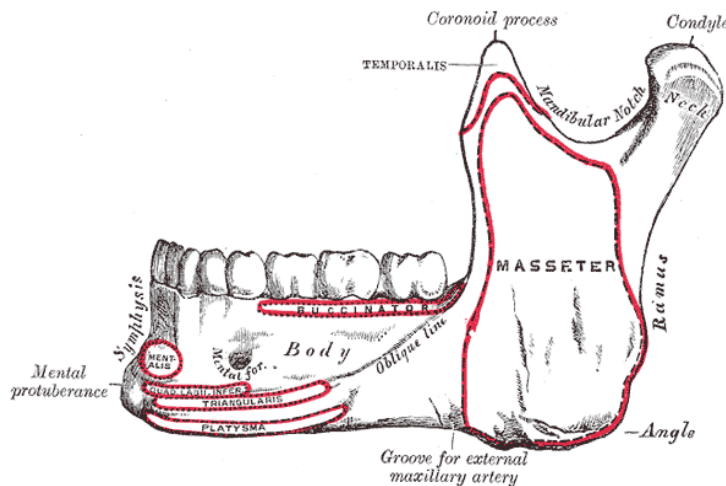


Σχήμα 2.3.2-1. Ενδεικτική οδοντική μετακίνηση ανάλογα με το φορτίο και το στάδιο

Επειδή, προφανώς, η προσαρμοστική διαδικασία αναδιαμόρφωσης δεν μπορεί με κανένα τρόπο να θεωρηθεί στιγμιαία, η κινητικότητα του δοντιού χωρίζεται σε δύο μέρη, το πρώτο είναι η αρχική μηχανική κινητικότητα που οφείλεται στις υλικές ιδιότητες του περιοδοντικού συνδέσμου κυρίως, και του περιοδοντίου ως σύνολο, και η δεύτερη είναι η δευτερεύουσα οδοντική κινητικότητα που διέπεται από την προσαρμοστική διαδικασία εντός του περιοδοντικού συνδέσμου.

## 2.4 Η κάτω γνάθος

Η κάτω γνάθος είναι ότι το μεγαλύτερο και ισχυρότερο οστόν του προσώπου, και χρησιμεύει για την υποδοχή των κάτω δοντιών. Αποτελείται από ένα καμπύλο, οριζόντιο τμήμα, το σώμα, και δύο τμήματα κάθετα, τους κλάδους της κάτω γνάθου, οι οποίοι ενώνονται με τα άκρα του σώματος της κάτω γνάθου σχεδόν σε ορθή γωνία. Η κάτω γνάθος είναι απαραίτητη για την κίνηση του στόματος. Τα τμήματα της κάτω γνάθου είναι το σώμα, οι δύο κλάδοι, η φατνιακή απόφυση, η κόνδυλος και η κορωνοειδής απόφυση. Το κάτω φατνιακό νεύρο διατρέχει το γναθιαίο τμήμα τμήματος (άνοιγμα) και παρέχει αίσθηση στα δόντια.



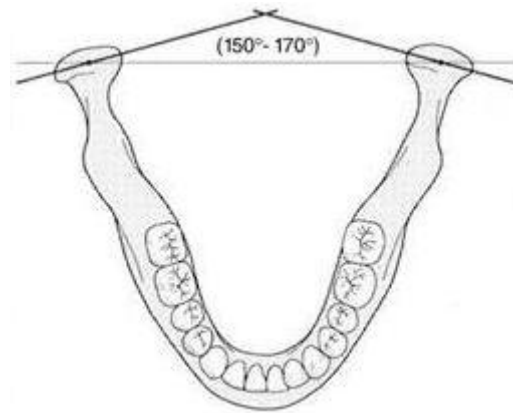
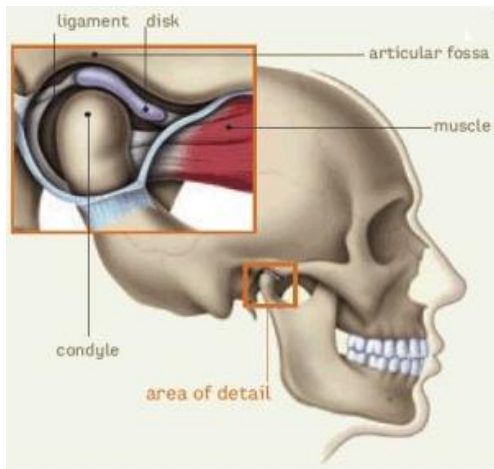
## 2.5 Άνω γνάθος

Σχήμα 2.4-1. Η κάτω γνάθος

Η άνω γνάθος αποτελείται από δυο ξεχωριστά οστά που ενώνονται για να σχηματίσουν από κοινού την άνω γνάθο, που βρίσκεται πάνω από την κάτω γνάθο και κάτω από την οφθαλμική κόγχη. Η λειτουργία της άνω γνάθου είναι να παρέχει προστασία στο πρόσωπο, να υποστηρίζει τις τροχιές, να κρατά το άνω ήμισυ των δοντιών στη θέση τους, και να σχηματίζει το έδαφος της ρινός. Η άνω γνάθος χωρίζεται στις ακόλουθες συνιστώσες: το σώμα, τη ζυγωματική απόφυση, τη μετωπιαία απόφυση, τη φατνιακή απόφυση, την υπερώια απόφυση, το υποκόγχιο τμήμα, και το ιγμόρειο άντρο. Η φατνιακή απόφυση είναι γνωστή ως ζυγωματικό τόξο της άνω γνάθου και είναι το τμήμα της άνω γνάθου που συγκρατούν τα επάνω δόντια στη θέση τους.

## 2.6 Κροταφογναθικές αρθρώσεις

Η κροταφογναθική άρθρωση είναι η άρθρωση μεταξύ του κονδύλου της κάτω γνάθου και του πλακώδους τμήματος του κροταφικού οστού. Η άρθρωση επιτρέπει τις βασικές κινήσεις της κάτω γνάθου. Οι εν λόγω κινήσεις μπορεί να περιγραφούν ως ένας συνδυασμός μιας περιστροφής (άνοιγμα ή το κλείσιμο του στόματος), μια προς τα εμπρός ή προς τα πίσω κίνηση της γνάθου και οι κινήσεις τριβής κατά την διάρκεια της μάσησης.



Σχήμα 2.6.1 Οι κροταφογναθικές αρθρώσεις



## Κεφάλιο 3: Οδοντικές Μετακινήσεις

Οι κινήσεις των δοντιών είναι μια φυσική διαδικασία. Είναι το αποτέλεσμα της προσπάθειας του σώματος να κρατήσει τα δόντια σωστά ευθυγραμμισμένα εξασφαλίζοντας έτσι τη σωστή λειτουργία τους. Αν και πολλά είδη δυνάμεων, για παράδειγμα κατά τη διάρκεια της μάσησης, ασκούνται στα δόντια, είναι ιδιαίτερα χρήσιμο να εξεταστεί η κίνηση των δοντιών σύμφωνα με ορθοδοντικές δυνάμεις. Αυτό οφείλεται σε προφανείς πρακτικές εφαρμογές και, επιπλέον, το γεγονός ότι οι ορθοδοντικές δυνάμεις είναι πολύ πιο εύκολο να μετρηθούν και να συμμετάσχουν σε πειραματισμούς. Εδώ θα εξετάσουμε τη φυσιολογία καθώς και τις μηχανικές κινήσεις πίσω από την κίνηση των δοντιών.

### 3.1 Φυσιολογία των οδοντικών μετακινήσεων

Όταν εφαρμόζεται μία δύναμη στα δόντια και τις γύρω περιοδοντικούς ιστούς τους, μπορεί να ενεργοποιηθεί μια σειρά βιολογικών αντιδράσεων και επομένως αναδιαμόρφωση του φατνιακού οστού, και στη προκαλείται η κίνηση των δοντιών. Η ορθοδοντική είναι επομένως ένα από τα στοιχεία που έχουν τη στενότερη συνεργασία με την εμβιομηχανική στον τομέα της ιατρικής επιστήμης.

Οι κινήσεις των δοντιών πραγματοποιούνται μέσω της εφαρμογής των μηχανικών δυνάμεων στα δόντια. Συγκεκριμένα, σε ορισμένες περιοχές το δόντι ωθείται προς το οστό, ενώ σε άλλες το δόντι κινείται μακριά από το οστό με αποτέλεσμα περιοχές πίεσης και έντασης στον περιοδοντικό σύνδεσμο. Η αναδιαμόρφωση των οστών που είναι η αιτία της μόνιμης κίνησης είναι το προϊόν της αντίδρασης των κλαστικών κυττάρων, οστεοβλαστών, οστεοκυττάρων οστεϊνοβλαστών και ινοβλαστών, στην κυτταρική πίεση. Μεσολαβητές όπως διάφορες κυτοκίνες, αυξητικοί παράγοντες και παράγωγα αραχιδονικού οξέος όπως οι προσταγλανδίνες και τα λευκοτριένια συμμετέχουν επίσης στη διαδικασία ως μόρια αλληλεπίδρασης μεταξύ των κυττάρων. (Alberto Consolaro, 2010)

Διάφορα μοντέλα έχουν καθιερωθεί για να διερευνήσουν τις ιστολογικές αντιδράσεις που προκαλούνται από τις ορθοδοντικές δυνάμεις. Το τύπου 1 κολλαγόνο αποτελεί το 78-85% του συνόλου των κολλαγόνων του περιοδοντικού συνδέσμου και διαδραματίζει σημαντικό ρόλο στον περιοδοντικό σύνδεσμο για την σταθεροποίηση της οστεϊνοοδοντινικής σύναψης και την υποστήριξη της μασητικής δύναμης. Τα κύτταρα που παίζουν καθοριστικό ρόλο στην ορθοδοντική μετακίνηση των δοντιών έχουν καλλιεργηθεί και υποστεί δυνάμεις *in vitro*, και έχουν μελετηθεί οι επακόλουθες βιοχημικές αλλαγές. Είναι πλέον αποδεκτό ότι οι οστεοβλάστες ρυθμίζουν τόσο την οστεογένεση όσο και τις οστεοκλαστικές δραστηριότητες.

#### 3.1.1 Ο ρόλος των οστεοβλαστών

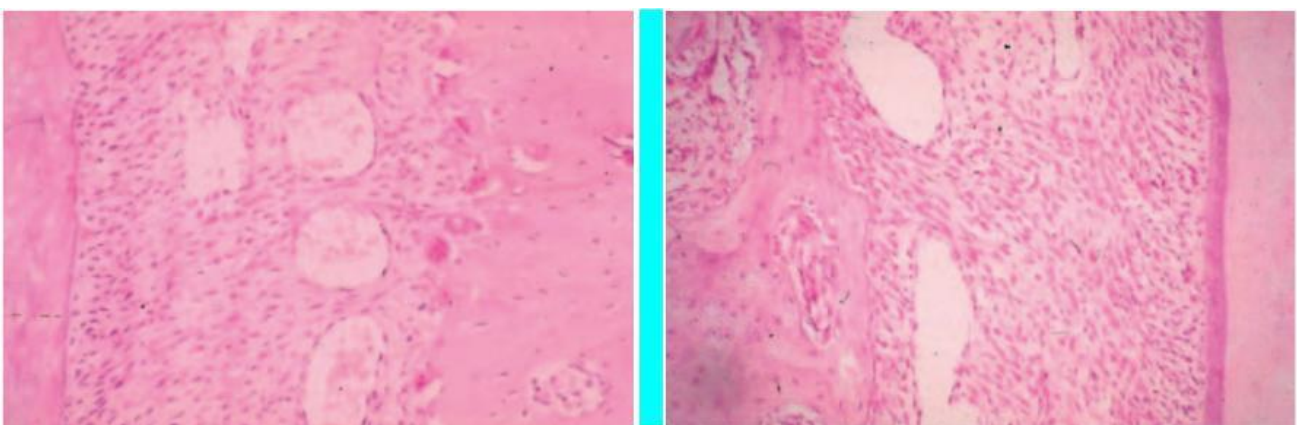
Κατά την διαφοροποίηση και την ωρίμανσή του, ένας οστεοβλάστης εκκρίνει μια ποικιλία πρωτεϊνών οστεογένεσης, μεταξύ των οποίων πιο σημαντικές είναι η αλκαλική φωσφατάση (ALP) και η οστεοκαλσίνη (OC) . Παράγει επίσης ορισμένες σημαντικές ρυθμιστικές πρωτεΐνες, όπως ο παράγοντας διαφοροποίησης των οστεοκλαστών (ODF), και μόρια προσκόλλησης τύπου I (ICAM-1). (Z. Zhao 2008).

Τα οστεοκύτταρα (οστεοβλάστες ενσωματωμένοι σε ενασβεστωμένο οστικό δίκτυο) θεωρούνται οι ανιχνευτές των μεταβολών μηχανικής καταπόνησης λόγω της σταθερής θέσης τους σε ένα άκαμπτο δίκτυο. Η αλλαγή αυτή σηματοδοτείται στους οστεοβλάστες που έχουν τους υποδοχείς για πολλές ρυθμιστικές ορμόνες και αυξητικούς παράγοντες. Επιπλέον, η συγκρότηση και ενεργοποίηση των οστεοκλαστών στις περιοχές απορρόφησης των δοντιών ενεργοποιείται από τους οστεοβλάστες μέσω διαφόρων ορμονών που έχουν αναγνωριστεί όπως η οστεοπρωτεγερίνη (OPG) και (OPGL).

Η OPG αναστέλλει ενώ η OPGL διεγείρει τη διαφοροποίηση των οστεοκλαστών και ενεργοποιεί τα ώριμα κύτταρα. Οι οστεοβλάστες επίσης εκκρίνουν μεταλλοπρωτεϊνάσες του εξωκυττάρου διάμεσου δικτύου (MMPs) οι οποίες είναι υπεύθυνες για την απομάκρυνση του οστεοειδούς εκθέτοντας έτσι την ενασβεστωμένη στιβάδα στους οστεοκλάστες για απόρροφηση.

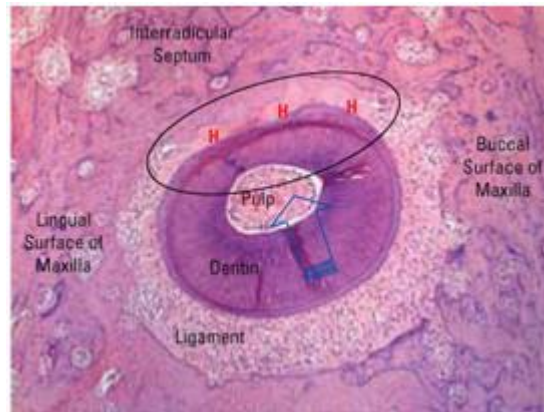
Όταν μια δύναμη εφαρμόζεται επί της μεμβράνης ενός οστεοβλάστη δρομολογούνται ορισμένες αντιδράσεις: αυξάνονται η κυκλική μονοφωσφορική αδενοσίνη (AMP), η φωσφορική ινοσιτόλη και το ενδοκυτταρικό ασβέστιο, αυτοί οι μεσολαβητές προκαλούν αντίδραση στον πυρήνα η οποία είτε οδηγεί σε παραγωγή των παραγόντων των υπεύθυνων για τη στρατολόγηση και την ενεργοποίηση των οστεοκλαστών, ή σε αυξητικούς παράγοντες οστικής ανάπτυξης.

Τέλος τα ένζυμα μεμβράνης (φωσφολιπάση A2) ενεργοποιούν το αραχιδονικό οξύ στην παραγωγή των προσταγλανδινών και των λευκοτριενίων, ενώσεις που έχουν και οι δύο εμπλακεί στις κινήσεις των δοντιών. Εν κατακλείδι, αυτές οι αντιδράσεις περιλαμβάνουν οστά που καθορίζονται στις περιοχές έντασης και οστά που απορροφώνται σε περιοχές πίεσης.(D. Roberts-Harry, 2004)



Σχήμα 3.1.1-1. Αριστερά: σημείο της περιοδοντικής μεμβράνης που βρίσκεται υπό πίεση. Δεξιά: : σημείο της περιοδοντικής μεμβράνης που εφελκύεται. Νέο οστό δημιουργείται καθώς το οστό μετακινείται(D. Roberts, 2004)

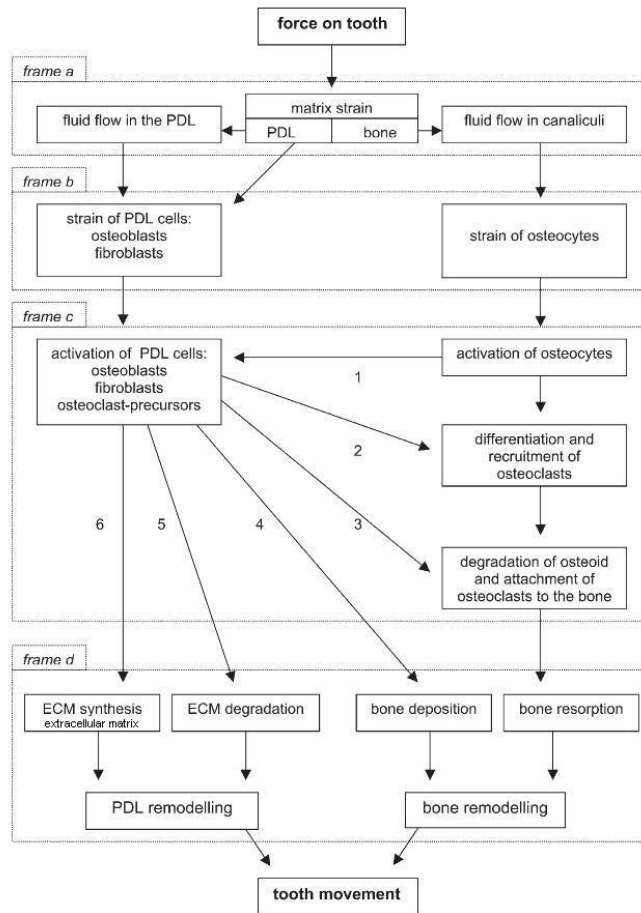




Σχήμα 3.1.1-2. Απορρόφηση οστού ως αποτέλεσμα μίας δύναμης (Consolaro, 2010)

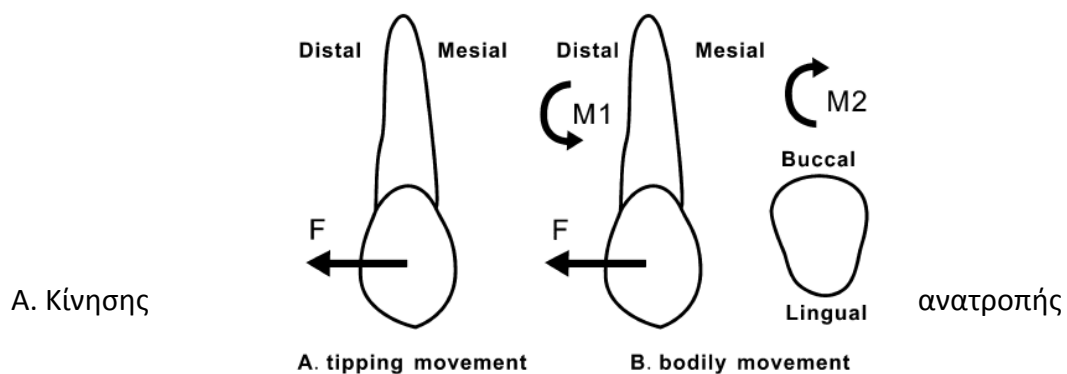
### 3.1.2 Η διαδικασία της οδοντικής μετακίνησης

Η αλυσίδα των γεγονότων που οδηγούν στην κίνηση των δοντιών περιγράφεται από ένα θεωρητικό μοντέλο, σε τέσσερα στάδια. Αυτά τα στάδια έχουν ως εξής: (1) πίεση του εξωκυττάριου πλέγματος και ροή ρευστού (Σχήμα 1α). Αμέσως μετά την εφαρμογή μιας εξωτερικής δύναμης, η πίεση στο εξωκυττάριο πλέγμα του περιοδοντικού συνδέσμου και του φατνιακού οστού έχει σαν αποτέλεσμα τη ροή υγρού στους δύο ιστούς. (2) κυτταρική πίεση (Σχήμα 1β). Ως αποτέλεσμα της πίεσης του εξωκυττάριου πλέγματος και της ροής ρευστού, υπάρχει παραμόρφωση των κυττάρων. (3) ενεργοποίηση και διαφοροποίηση των κυττάρων (Σχήμα 1γ). Σε απάντηση στην παραμόρφωση, ενεργοποιούνται ινοβλάστες και οστεοβλάστες στον περιοδοντικό σύνδεσμο, καθώς και οστεοκύτταρα στο οστόν. (4) επαναδιαμόρφωση (Σχήμα 1δ). Ένας συνδυασμός αναδιαμορφωσης του περιοδοντικού συνδέσμου και τοπικής απόθεσης και οστικής απορρόφησης του φατνιακού οστού επιτρέπουν στο δόντι να κινηθεί. (S. Henneman, 2008)

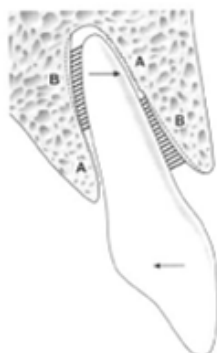


Σχήμα 3.1.2-1 Τα τέσσερα στάδια της οδοντικής μετακίνησης.

Από τα παραπάνω καθίσταται προφανές ότι η συγκεκριμένη τοπική απόκριση των κυττάρων εντός του PDL θα εξαρτηθεί από τις τοπικές τάσεις και συνεπώς και η προκύπτουσα μετακίνηση των δοντιών. Σε αυτό το σημείο ένα παράδειγμα μιας ανατροπής και μια καθαρής κίνησης μετακίνησης μπορεί να είναι χρήσιμα.



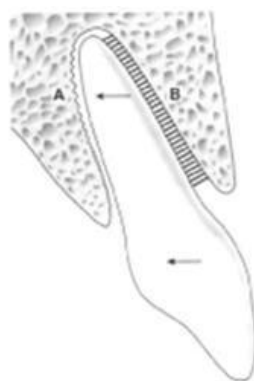
Κατά τη διάρκεια μιας κίνησης ανατροπής η απομακρυσμένη επιφάνεια του PDL που βρίσκεται πλησιέστερα προς το λαιμό το δοντιού συμπιέζεται και η επιφάνεια κοντά στο τέλος της ρίζας εφελκύεται. Το ίδιο ισχύει και για τη μεσαία επιφάνεια αν και αντίστροφα: η επιφάνεια που βρίσκεται πλησιέστερα στην ρίζα συμπιέζεται, ενώ η άλλη εφελκύεται.



Σχήμα 3.1.2-2. Το αποτέλεσμα μίας κίνησης ανατροπής.

### B. Απλή μετακίνηση

Κατά τη διάρκεια της μετατόπισης, η απομακρυσμένη πλευρά του PDL είναι υπό φορτία θλίψεως και το άλλο υπό φορτία εφελκυσμού. Τα κύτταρα στη συνέχεια αντιδρούν προκειμένου να σταθεροποιηθεί το δόντι από την έναρξη της διαδικασίας αναδιαμόρφωσης των οστών:



Σχήμα 3.1.2-3. Το αποτέλεσμα μίας απλής μετακίνησης

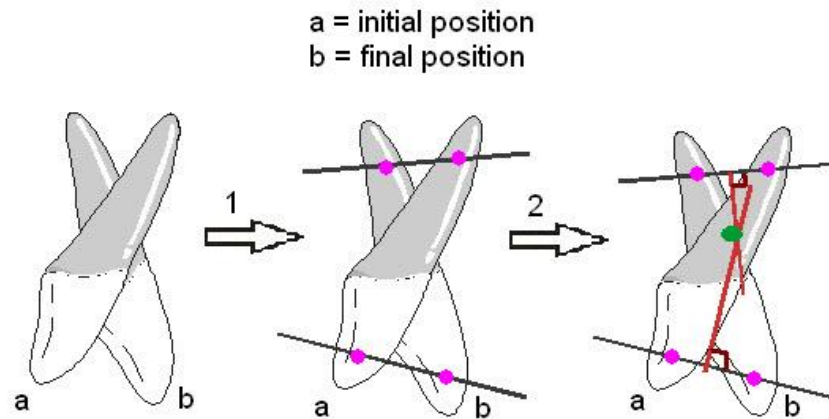
## 3.2 Μηχανική της κίνησης των δοντιών

Κατά την εξέταση των κινήσεων των δοντιών η εισαγωγή των κέντρων περιστροφής ( $C_{Rot}$ ) και αντίστασης ( $C_{Res}$ ) είναι απαραίτητη.

### 3.2.1 Κέντρο περιστροφής

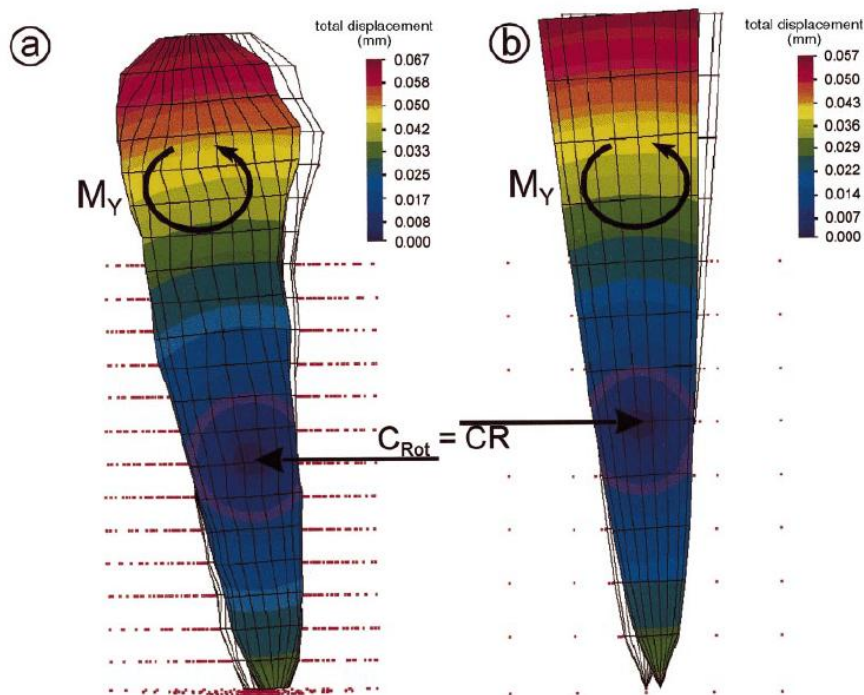
Το κέντρο περιστροφής είναι το σημείο γύρω από το οποίο το αντικείμενο περιστρέφεται. Αυτό ποικίλλει ανάλογα με τη θέση του κέντρου της αντίστασης και της δύναμης που εφαρμόζεται στο αντικείμενο. Δεν υπάρχουν περιορισμοί σχετικά με τη θέση του, καθαρή περιστροφή συμβαίνει όταν το κέντρο της περιστροφής συμπίπτει με το κέντρο της αντίστασης και απλή μετακίνηση λαμβάνει χώρα όταν το κέντρο περιστροφής είναι σε άπειρη απόσταση από το κέντρο αντίστασης.

Το κέντρο της περιστροφής γύρω από το οποίο συμβαίνει περιστροφική κίνηση ενός δοντιού μπορεί να βρεθεί, όπως αποδεικνύεται κατωτέρω, επιλέγοντας οποιαδήποτε δύο σημεία σχετικά με το δόντι (ή object) και τραβώντας μια γραμμή μεταξύ της αρχικής και της τελικής θέσης του κάθε σημείου. Το σημείο τομής μεταξύ της καθέτου bisector γραμμής είναι το κέντρο της περιστροφής. (Dentalpedia)



Σχήμα 3.2-1. Η θέση του κέντρου περιστροφής.

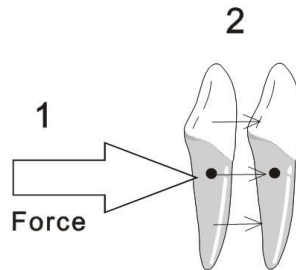
Η θέση του κέντρου περιστροφής για διάφορες δυνάμεις έχει ερευνηθεί εντατικά. Για παράδειγμα, ο Vollmer (Vollmer, 1999) εντόπησε το κέντρο περιστροφής 7.25 και 8.20 mm κάτω από την φατνιακή ακρολοφία για έναν ανθρώπινο και έναν εξιδανικευμένο κυνόδοντα, αντίστοιχα.



Σχήμα 3.2-1. Η θέση του κέντρου περιστροφής σύμφωνα με τον Vollmer.

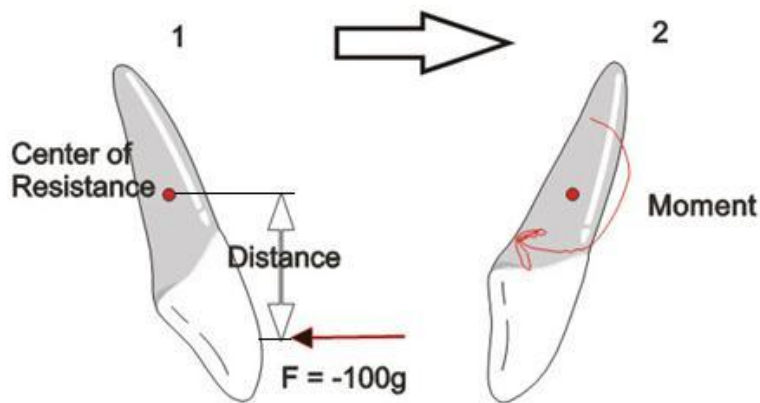
### 3.2.2 Κέντρο αντίστασης

Το κέντρο αντίστασης είναι το ισοδύναμο του κέντρου μάζας ενός οργανισμού στον οποίο έχει διάφορους περιορισμούς που ενεργούν σε αυτό. Είναι ένα σημείο στο οποίο αντίσταση στην κίνηση μπορεί να συμπυκνωθεί για την μαθηματική ανάλυση. Μια δύναμη που ενεργεί άμεσα στο κέντρο της τοποθεσίας θα προκαλέσει μια καθαρή μετάφραση προς τη γραμμή της δράσης της δύναμης που ενεργεί.



Σχήμα 3.2.2-1. Μετακίνηση των δοντιών, ως αποτέλεσμα της δύναμης που εφαρμόζεται στο  $C_{res}$

Αν η γραμμή της δράσης της δύναμης βρίσκεται σε απόσταση από το  $C_{Res}$  η δύναμη θα προκαλέσει κάποια περιστροφή ( $\theta$ ). Στην περίπτωση αυτή, η προκύπτουσα κίνηση θα ισοδυναμεί με την κίνηση που θα προκαλούσαν μια δύναμη που επενεργεί επί του  $C_{RES}$  και μια ροπή με μέγεθος αυτό της δύναμης επί την απόσταση ( $h$ ).

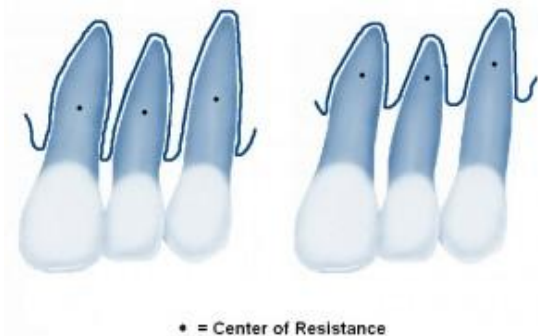


Σχήμα 3.2.2-2. Ροπή ως αποτέλεσμα της εφαρμογής μίας δύναμης σε απόσταση από το  $C_{res}$

Η θέση του κέντρου αντίστασης ποικίλει ανάλογα με τη γεωμετρία και τα χαρακτηριστικά του δοντιού ή και τις περιβάλλουσες δομές. Ως εκ τούτου, προφανώς θα διαφέρει μεταξύ των διαφορετικών δοντιών με διαφορετικά μήκη ρίζας και ανατομία.



Σχήμα 3.2.2-3. Κέντρο αντίστασης σε διαφορετικά δόντια.



Σχήμα 3.2.2-4. Το  $C_{Res}$  ανάλογα με περιοδοντική στήριξη

### 3.2.2.1 Θέση του κέντρου αντίστασης στη βιβλιογραφία.

Οι Burnstone και συν. (1969) εντόπισαν πρώτα το κέντρο αντίστασης (Cres) χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο δύο διαστάσεων στο 40% του μήκους της ρίζας από την φατνιακή ακρολοφία και στο 33% του μήκους της ρίζας σε ένα τρισδιάστατο παραβολοειδές δόντι.

Οι Porre και συν. (2002) αναφέρουν ότι το κέντρο αντίστασης βρίσκεται στο 42% του ύψους της φατνιακής ακρολοφίας.

Οι Sia και συν. εκτέλεσαν πειράματα σε τρία ανθρώπινα υποκείμενα και κατέληξαν ότι η θέση του κέντρου αντίστασης του άνω κεντρικού κοπτήρα ήταν περίπου στο 0,77% του μήκους ρίζας από την κορυφή. (Sia S, 2007)

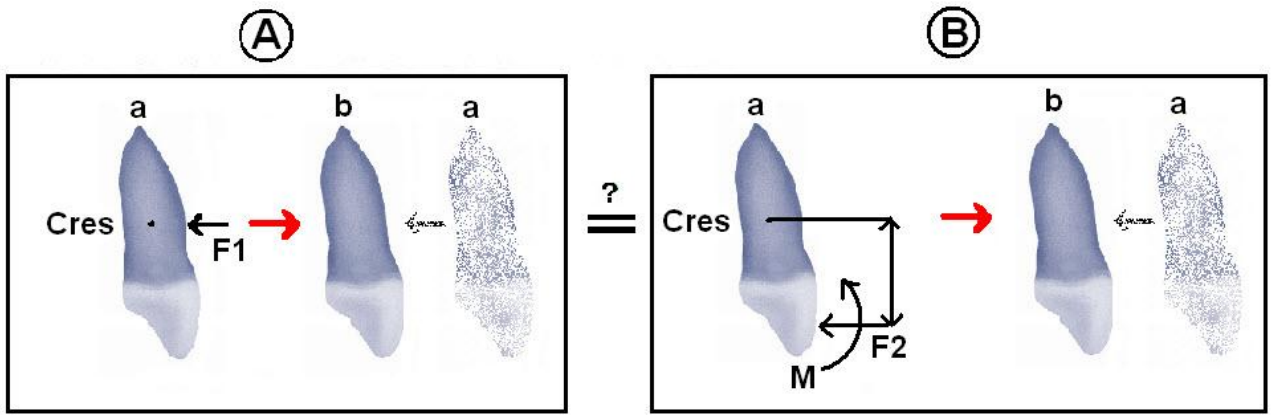
### 3.2.3 Τύποι της μετακίνησης των δοντιών

Από μηχανική άποψη ένα δόντι μπορεί να κινείται μόνο με τρεις τρόπους: Μπορεί να περιστρέφεται, να μεταφέρεται ή μπορεί να κινηθεί με τρόπο που να περιλαμβάνει τόσο μια περιστροφή και μεταφορά. Όσον αφορά στην ορθοδοντική κάθε ένας από αυτούς τους τύπους των κινήσεων θα μπορούσε να είναι ο επιθυμητός, ως εκ τούτου, μελετώντας κάθε κίνηση και πώς μπορεί να επιφέρει είναι σημαντική.

**Περιστροφή** είναι η μετακίνηση των δοντιών όταν η δύναμη εφαρμόζεται κατά μήκος του επιμήκη άξονά του και το αποτέλεσμα είναι ότι το δόντι μπορεί να μετακινηθεί κατά μήκος της παρειακής ή γλωσσικής πλευρά.

#### **Μεταφορά**

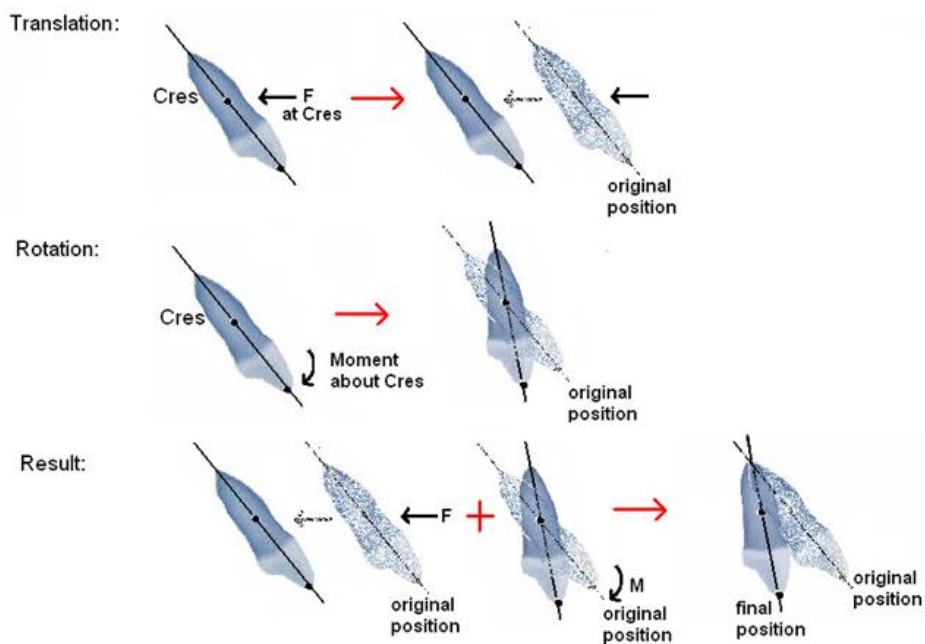
Η μεταφορική κίνηση συμβαίνει όταν όλα τα σημεία του δοντιού μετακινούνται ισόποσα και προς την ίδια κατεύθυνση. Για να επιτευχθεί πραγματική σωματική κίνηση η δύναμη θα έπρεπε, θεωρητικά, να εφαρμοστεί μέσω του κέντρου της αντίστασης ενός δοντιού, αλλά επειδή το κέντρο της αντίστασης βρίσκεται σημαντικά κάτω από τη ρίζα, (περίπου 1/3 από το ακρορρίζιο) αυτό δεν είναι εφικτό στην ορθοδοντική θεραπεία. Στην πράξη απαιτείται μια ροπή για να αντισταθεί στις συνέπειες της περιστροφής της δύναμης που ασκείται. Η ροπή στρέψης που απαιτείται παράγεται από ένα ζευγάρι δύο ίσων δυνάμεων που δρουν σε αντίθετες κατευθύνσεις περιορίζοντας την περιστροφή. Η εφαρμοζόμενη δύναμη να είναι διασκορπισμένα σε όλη την επιφάνεια της ρίζας και απαιτεί σημαντικές δυνάμεις. Μεταφορική κίνηση στην Ορθοδοντική μπορεί να επιτευχθεί μόνο με σταθερές συσκευές και συνήθως περιλαμβάνει την εφαρμογή 70-120g δύναμης.



Σχήμα 3.2.3-1. Μία δύναμη στο  $C_{res}$  το ισοδύναμο σύστημα δυνάμεων

**Κίνηση Ανατροπής** μπορεί να επιτευχθεί μόνο με αφαιρούμενες ορθοδοντικές συσκευές και συμβαίνει όταν μια σημειακή δύναμη εφαρμόζεται στο δόντι. Κατά την κίνηση αυτή η ρίζα του δοντιού μετακινείται είτε χειλικά για να διορθωθεί η γωνία των δοντιών. Απαιτεί μόνο μια μικρή δύναμη(ορίζεται ως περίπου 30-60g), ανάλογα με την επιφάνεια ρίζας (RSA).

Ο λόγος της εφαρμοζόμενης ροπής προς δύναμη καθορίζει τον τύπο της οδοντικής μετακίνησης, Επιπλέον, η κατεύθυνση και το σημείο εφαρμογής της δύναμης σε σχέση με τη θέση του κέντρου αντίστασης ( $C_{res}$ ) είναι κρίσιμοι παράγοντες για την πρόβλεψη και τον προγραμματισμό της κίνησης των δοντιών.



Σχήμα 3.2.3-2. Παραδείγματα οδοντικών μετακινήσεων ανάλογα με τις δρώσες δυνάμεις.







# Κεφάλαιο 4: Το υλικό της περιοδοντικής μεμβράνης

## 4.1. Η σημασία και τα χαρακτηριστικά της περιοδοντικής μεμβράνης

Η περιοδοντική μεμβράνη είναι ένας μαλακός συνδετικός ιστός που συνδέει τη ρίζα του δοντιού με το φατνιακό οστό λειτουργώντας σαν μηχανισμός συγκράτησης για το δόντι στο φατνιακό οστό. Είναι γενικώς αποδεκτό ότι η περιοδοντική μεμβράνη είναι υπεύθυνη για την στήριξη του δοντιού ενάντια στις μασητικές και οδοντικές δυνάμεις και με το να είναι το πιο παραμορφώσιμο υλικό του περιοδοντίου καθορίζει τα αρχικά στάδια της κινητικότητας του δοντιού. Επιπλέον, η παραμόρφωση εντός της περιοδοντικής μεμβράνης θεωρείται ότι καθορίζει τη διαδικασία οστικής ανακατασκευής μέσω της παραμόρφωσης καθορίζοντας έτσι τη μακροπρόθεσμη ορθοδοντική κίνηση των δοντιών

Γνωρίζοντας ότι το μέτρο ελαστικότητας των δοντιών και των οστών είναι αρκετές τάξεις μεγέθους μεγαλύτερο από αυτό της περιοδοντικής μεμβράνης, η αρχική κίνηση των δοντιών κάτω από την επίδραση μετρίου μεγέθους δυνάμεων διέπεται κατά συνέπεια κυρίως από τη διαστολή και συμπίεση της περιοδοντικής μεμβράνης που περιβάλλει τη ρίζα του δοντιού. Μόνο υπό την επίδραση ισχυρών, μη λειτουργικών δυνάμεων οι παραμορφώσεις των δοντιών και των οστών διαδραματίζουν κάποιο ρόλο. Ο Körber ήταν ένας εκ των πρώτων συγγραφέων που αναφέρει ότι η οριακή τιμή της μετατόπισης του δοντιού αυξάνει με την μειούμενη ταχύτητα φόρτισης του.

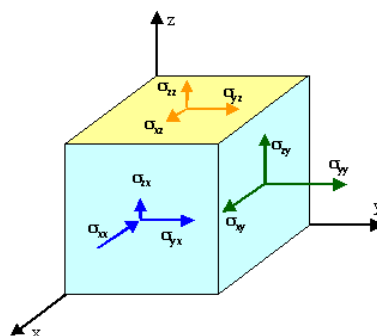
Από τα παραπάνω εξάγεται το συμπέρασμα ότι υπάρχει ανάγκη να προσδιοριστούν οι ιδιότητες του υλικού της περιοδοντικής μεμβράνης, έτσι σε ένα σύστημα δεδομένης γεωμετρίας και ενεργούντων δυνάμεων να είναι εφικτή η πρόβλεψη των μετατοπίσεων. Πράγματι, υπήρξε μια σημαντική προσπάθεια προς την κατεύθυνση αυτή χωρίς όμως την εξαγωγή τελικών συμπερασμάτων. Ποικιλία τεχνικών χρησιμοποιείται για την μοντελοποίηση της περιοδοντικής μεμβράνης στις οποίες περιλαμβάνονται γραμμικά ελαστικές, διγραμμικά ελαστικές, υπερελαστικές, ιξωδοελαστικές, και πολυ-φασικές προσεγγίσεις. Επί του παρόντος το μοναδικό συμπέρασμα που έχει εξαχθεί είναι η μη γραμμική συμπεριφορά της περιοδοντικής μεμβράνης η οποία έχει παρατηρηθεί σε διάφορα «in vitro» αλλά ακόμη και σε «in-vivo» πειράματα. Κύρια εξαχθέντα συμπεράσματα από πειράματα αυτά είναι τα ακόλουθα (ALEXEI ZHUROV. GEORGES LIMBERT, 2007):

- Η περιοδοντική μεμβράνη συμπεριφέρεται διαφορετικά υπό την επίδραση εφελκυστικών και θλιπτικών καταπονήσεων. Αυτό σημαίνει ότι το χρησιμοποιούμενο μοντέλο θα πρέπει να εξαρτάται από το είδος της φόρτισης. Το χαρακτηριστικό αυτό οφείλεται στη δομή του ιστού: οι ίνες κολλαγόνου καθορίζουν την απόκριση στην ένταση, ενώ στη θλίψη η απόκριση του ιστού επηρεάζεται κυρίως από την παρουσία του σε υψηλή περιεκτικότητα υγρού που είναι εν μέρει ελεύθερο να κινηθεί μέσω της διαπερατής ινώδους δομής. (Ar. Natali., 2011)

- Λόγω της παρουσίας των αιμοφόρων αγγείων και των ακινητοποιημένων αρνητικών φορτίων, η περιοδοντική μεμβράνη πρέπει να θεωρείται ως ασθενώς συμπίεστη, καθώς η υψηλή πυκνότητα φορτίου και αγγειακή πίεση αντιτίθενται στις κινήσεις του υγρού.
- Η περιοδοντική μεμβράνη χαρακτηρίζεται από χρονικά εξαρτώμενη απόκριση σε φορτίο και από εξάρτηση από το ρυθμό φόρτισης καθώς και από την πρόσφατη παραμορφωτική ιστορία της. Κατά συνέπεια, οι ιξωδοελαστικές επιδράσεις πρέπει επίσης να περιλαμβάνονται στο εκάστοτε μοντέλο.
- Παρά την πορώδη δομή της περιοδοντικής μεμβράνης, το υγρό δεν μπορεί να κινηθεί εύκολα ανάμεσα στα διάφορα μέρη της. Συνεπώς δεν υπάρχει ανάγκη θεώρησης ροής υγρού σε πορώδες υλικό ξεχωριστά.

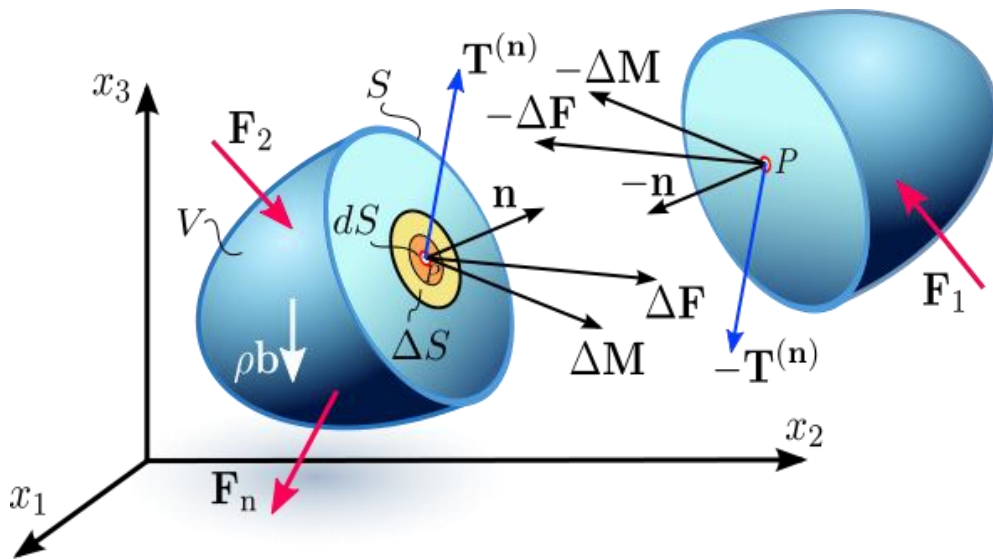
## 4.2 Γενική θεωρία μηχανικής συνεχούς μέσου

Στη μηχανική συνεχούς μέσου, η τάση είναι ένα φυσικό μέγεθος που εκφράζει τις εσωτερικές δυνάμεις που ασκούν τα γειτονικά σωματίδια ενός συνεχούς υλικού, το ένα στο άλλο. Για παράδειγμα, όταν σε μία στερεά κατακόρυφη γραμμή ασκείται ένα βάρος, κάθε σωματίδιο της έλκει τα σωματίδια αμέσως πάνω και κάτω από αυτό. Όταν ένα υγρό βρίσκεται υπό συνθήκες πίεσης, κάθε σωματίδιο ωθείται προς τα μέσα από όλα τα γύρω σωματίδια, και αντιδρώντας, τα ωθεί με τη σειρά του προς τα έξω. Οι δυνάμεις αυτές είναι στην πραγματικότητα ο μέσος όρος ενός πολύ μεγάλου αριθμού των διαμοριακών δυνάμεων και συγκρούσεων μεταξύ των μορίων των εν λόγω σωματιδίων. Οι διάφορες καταπονήσεις στον ανθρώπινο οργανισμό μπορεί να οφείλονται σε διάφορους μηχανισμούς, όπως η αντίδραση σε εξωτερικές δυνάμεις που εφαρμόζονται στον συνολικό όγκο του υλικού (όπως η βαρύτητα), ή στην επιφάνεια του (όπως οι δυνάμεις επαφής, η εξωτερική πίεση ή η τριβή). Κάθε παραμόρφωση στερεού υλικού δημιουργεί μία εσωτερική ελαστική τάση, ανάλογη της δύναμης αντίδρασης ενός ελατηρίου, που τείνει να επανέλθει στην αρχική απαραμόρφωτη κατάσταση. Στα υγρά και στα αέρια, μόνο οι παραμορφώσεις οι οποίες μεταβάλλουν τον όγκο τους δημιουργούν παραμένουσες ελαστικές τάσεις. Ωστόσο, εάν η παραμόρφωση αλλάζει σταδιακά με το χρόνο, ακόμη και σε υγρά θα υπάρχει συνήθως κάποια ιξώδης τάση, η οποία αντίτιθεται στη μεταβολή αυτή. Οι ελαστικές και ιξώδεις τάσεις αναφέρονται συνήθως όρο με τον μηχανική καταπόνηση.



Σχήμα 4.1-1. Μοναδιαίος κύβος υλικού με δυνάμεις που ασκούνται στις τρεις διαστάσεις.

Ποσοτικά, η καταπόνηση εκφράζεται από το διάνυσμα traction Cauchy  $T$  που ορίζεται ως η δύναμη έλξης  $F$  μεταξύ γειτονικών τμημάτων του υλικού κατά μήκος μίας ιδεατής διαχωριστικής επιφάνειας  $S$ , διαιρούμενη με το εμβαδό της επιφάνειας  $S$ . Σε ένα ρευστό εν ηρεμία η δύναμη είναι κάθετη προς την επιφάνεια, ορίζοντας το γνωστό μέγεθος πίεση υγρού. Σε ένα στερεό, ή στην ροή ιξώδους υγρού, η δύναμη  $F$  μπορεί να μην είναι κάθετη στην επιφάνεια  $S$ . Ως εκ τούτου η ασκούμενη τάση σε μια επιφάνεια, πρέπει να θεωρηθεί ένα διανυσματικό και όχι ένα βαθμωτό μέγεθος. Επιπροσθέτως, η κατεύθυνση και το μέγεθος γενικά εξαρτώνται από τον προσανατολισμό της επιφάνειας  $S$ . Έτσι, η τάση κατά μήκος μιας επιφάνειας περιγράφεται από τον τανυστή τάσεων Cauchy  $\sigma$  του υλικού ο οποίος είναι γραμμική συνάρτηση που συσχετίζει το κανονικό διάνυσμα  $n$  της επιφάνειας  $S$  με την τάση  $T$  σε όλη την  $S$ . Όσον αφορά στο εκάστοτε επιλεγμένο σύστημα συντεταγμένων, ο τανυστής τάσεων Cauchy μπορεί να αναπαρασταθεί ως ένας συμμετρικός πίνακας πραγματικών αριθμών διαστάσεων  $3 \times 3$ . Ακόμη και μέσα σε ένα ομοιογενές σώμα, ο τανυστής των τάσεων μπορεί να διαφέρει από σημείο σε σημείο, και μπορεί να αλλάξει με την πάροδο του χρόνου. Εκ τούτου, η τάση μέσα σε ένα υλικό είναι γενικά ένα χρονικά μεταβαλλόμενο διανυσματικό πεδίο.



Σχήμα 4.1-2 Εσωτερική κατανομή επιφανειακών δυνάμεων και τάσεων σε απειρωστά μικρή επιφάνεια  $dS$  στο εσωτερικό επιφάνειας  $S$  ενός συνεχούς μέσου, ως αποτέλεσμα της αλληλεπίδρασης μεταξύ των δύο τμημάτων του συνεχούς μέσου τα οποία διαχωρίζονται από την εν λόγω επιφάνεια.

Η σχέση μεταξύ μηχανικής καταπόνησης, παραμόρφωσης, και ρυθμού μεταβολής της παραμόρφωσης είναι συχνά αρκετά περίπλοκη, αν και μια γραμμική προσέγγιση μπορεί να είναι επαρκής στην πράξη, αν τα μεγέθη είναι αρκούντως μικρά. Καταπόνηση η οποία υπερβαίνει συγκεκριμένα όρια αντοχής του υλικού οδηγεί σε μόνιμη παραμόρφωση, όπως η πλαστική διαρροή, θραύση, ή ακόμη και σε αλλαγή της κρυσταλλικής δομής και της χημικής σύστασης.

Σε ορισμένους κλάδους της μηχανικής, ο όρος τάση χρησιμοποιείται συχνά υπό την ευρύτερη έννοια της «εσωτερικής δύναμης». Για παράδειγμα, στην ανάλυση δικτυωμάτων, μπορεί να

αναφέρεται στη συνολική ελκτική ή θλιπτική δύναμη η οποία ενεργεί σε μία δοκό και όχι στη δύναμη διαιρούμενη με το εμβαδόν της διατομής της δοκού, σύμφωνα με τον αυστηρό ορισμό.

Ο τανυστής Cauchy των τάσεων  $\sigma$ , με τις εννέα συνιστώσες του, καθορίζει πλήρως την κατάσταση της καταπόνησης σε ένα σημείο μέσα σε ένα υλικό ευρισκόμενο σε κατάσταση παραμόρφωσης. Ο τανυστής συνδέει το μοναδιαίο διάνυσμα κατεύθυνσης  $n$  με το διάνυσμα των τάσεων  $T(n)$  σε μια ιδεατή επιφάνεια κάθετη στο διάνυσμα  $n$ :

$$T^{(n)} = n\sigma \text{ or } T_j^{(n)} = \sigma_{ij}n_i$$

$$\Updownarrow$$

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{21} & \sigma_{31} \\ \sigma_{12} & \sigma_{22} & \sigma_{32} \\ \sigma_{13} & \sigma_{23} & \sigma_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{bmatrix}$$

Η γραμμική σχέση μεταξύ  $T$  και  $n$  προκύπτει από τους θεμελιώδεις νόμους της διατήρησης της γραμμικής ορμής και τη στατική ισορροπία των δυνάμεων, και συνεπώς είναι μαθηματικά ακριβής, για κάθε υλικό και κάθε κατάσταση καταπόνησης. Οι συνιστώσες του τανυστή των τάσεων Cauchy σε κάθε σημείο του υλικού ικανοποιούν τις εξισώσεις ισορροπίας (εξισώσεις κίνησης Cauchy για μηδενική επιτάχυνση). Επιπλέον, η αρχή της διατήρησης της στροφορμής συνεπάγεται ότι ο τανυστής των τάσεων είναι συμμετρικός, δηλαδή  $\sigma_{12} = \sigma_{21}$ ,  $\sigma_{13} = \sigma_{31}$  και  $\sigma_{23} = \sigma_{32}$ . Ως εκ τούτου, η εντατική κατάσταση του μέσου σε οποιοδήποτε χωρικό και χρονικό μπορεί να καθοριστεί από μόνο έξι ανεξάρτητες παραμέτρους, αντί για εννέα. Η σχέση αυτή μπορεί να παρασταθεί ως εξής:

$$\begin{bmatrix} \sigma_x & \tau_{xy} & \tau_{xz} \\ \tau_{xy} & \sigma_y & \tau_{yz} \\ \tau_{xz} & \tau_{yz} & \sigma_z \end{bmatrix}$$

Όπου τα στοιχεία  $\sigma_x = \sigma_y = \sigma_z$  καλούνται ορθογωνικές κανονικές τάσεις (σχετικές του εκάστοτε επιλεγμένου συστήματος συντεταγμένων),  $\tau_{xy} = \tau_{xz} = \tau_{yz}$  οι ορθογωνικές διατμητικές τάσεις. Λόγω της συμμετρίας ο τανυστής των τάσεων έχει πραγματικές ιδιοτιμές και αμοιβαία ορθογώνια ιδιοδιανύσματα. Οι ιδιοτιμές καλούνται κύριες τάσεις της καταπόνησης. Οι κύριες τάσεις είναι οι συνιστώσες του τανυστή των τάσεων του οποίου η βάση έχει αλλάξει με τέτοιο τρόπο ώστε οι διατμητικές τάσεις ισούνται με μηδέν και παριστάνονται κατά φθίνουσα τάξη μεγέθους  $\sigma_1 \geq \sigma_2 \geq \sigma_3$  ώστε παριστούν την μέγιστη, την ενδιάμεση και την ελάχιστη κύριες τάση. Είναι σημαντικό να αναφερθεί ότι οι κύριες τάσεις υποδηλώνουν το μέγεθος των θλιπτικών καταπόνησης. Οι κατευθύνσεις που ορίζονται από τα ιδιοδιανύσματα ονομάζονται κύριοι άξονες της καταπόνησης ή απλά άξονες καταπόνησης, και ο προσανατολισμός που αντιστοιχεί στις κύριες τάσεις, π.χ., η  $\sigma_1$  υποδηλώνει τον άξονα  $\sigma_1$ -axis (Εικ. 4.1). Κύρια επίπεδα της καταπόνησης είναι τα επίπεδα που είναι παράλληλα με δύο από τους άξονες των τάσεων, ή κάθετα προς έναν από τους

άξονες αυτούς. Οι ιδιοτιμές και τα ιδιοδιανύσματα του τανυστή των τάσεων που προκύπτει από την επίλυση του ομογενούς συστήματος:

$$(\sigma_{ij} - \sigma \delta_{ij})n_j = 0$$

Όπου  $\sigma_{ij}$  είναι ο τανυστής των τάσεων,  $\sigma$  είναι μία σταθερά αναλογίας και στην περίπτωση αυτή αντιστοιχεί στις κύριες τάσεις (ιδιοτιμές),  $\delta_{ij}$  είναι το σύμβολο Kronecker και  $n_j$  τα άγνωστα ιδιοδιανύσματα. Για να βρεθεί μία μη τετριμμένη λύση του παραπάνω συστήματος η ορίζουσα των συντελεστών πρέπει να ισούται με μηδέν.

$$|\sigma_{ij} - \sigma \delta_{ij}| = \begin{vmatrix} \sigma_{11} - \sigma & \sigma_{12} & \sigma_{31} \\ \sigma_{12} & \sigma_{22} - \sigma & \sigma_{32} \\ \sigma_{13} & \sigma_{23} & \sigma_{33} - \sigma \end{vmatrix} = 0$$

Η επίλυση της ισότητας αυτής οδηγεί στη χαρακτηριστική εξίσωση:  $\sigma^3 - I_1\sigma^2 + I_2\sigma - I_3 = 0$

$$\text{With: } I_1 = \sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33}$$

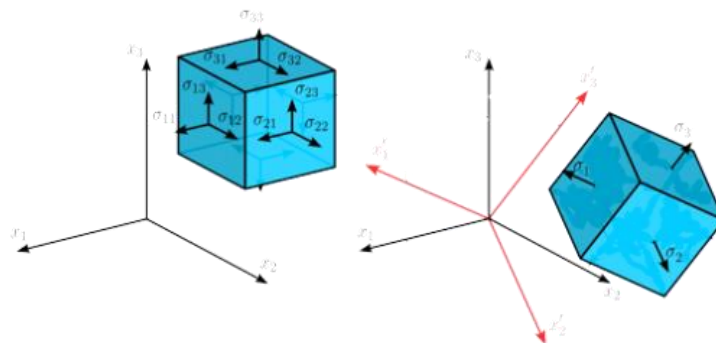
$$I_2 = \begin{vmatrix} \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{13} \\ \sigma_{31} & \sigma_{33} \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} \end{vmatrix} = \frac{1}{2}(\sigma_{ii}\sigma_{jj} - \sigma_{ij}\sigma_{ji})$$

$$I_3 = \begin{vmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{vmatrix}$$



$$I_3 = \sigma_{11}\sigma_{22}\sigma_{33} + 2\sigma_{12}\sigma_{23}\sigma_{31} - \sigma_{12}^2\sigma_{33} - \sigma_{23}^2\sigma_{11} - \sigma_{13}^2\sigma_{22}$$

Οι συντελεστές  $I_1, I_2$  and  $I_3$  ονομάζονται πρωτεύοντες, δευτερεύοντες και τριτεύοντες τάσεις αντίστοιχα, είναι σταθερές και δεν εξαρτώνται από τον προσανατολισμό του συστήματος συντεταγμένων. Η εξίσωση αυτή έχει τρεις πραγματικές ρίζες,  $\sigma_1, \sigma_2$  και  $\sigma_3$  οι οποίες είναι οι κύριες τάσεις ή ιδιοτιμές.

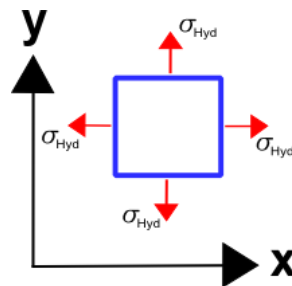


Σχήμα 4.1-3. Κύριες τάσεις ως προς το σύστημα συντεταγμένων.

$$t(n) = \begin{pmatrix} t_1(n) \\ t_2(n) \\ t_3(n) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \sigma_1 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_2 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_3 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} n_1 \\ n_2 \\ n_3 \end{pmatrix}$$

Οι μέσες και οι αποκλίνουσες τάσεις είναι υποσύνολα κάθε δεδομένου τανυστή τάσεων, τα οποία όταν προστεθούν δίνουν τον αρχικό τανυστή τάσεων. Η υδροστατική τάση συνδέεται με έναν όγκο όταν the deviatoric stress συνδέεται με αλλαγή του σχήματος του. Η υδροστατική τάση είναι ο μέσος όρος των τριών κανονικών συνιστωσών κάθε τανυστή τάσεων.

$$\sigma_{Hyd} = \frac{\sigma_{11} + \sigma_{22} + \sigma_{33}}{3}$$



Ότι απομένει αφού αφαιρεθεί η υδροστατική τάση είναι το αποκλίνουσα τάση η παρίσταται από το σύμβολο  $\sigma'$ :

$$\sigma' = \sigma - \sigma_{Hyd}$$

#### 4.2. Ανασκόπηση των διαφόρων προτεινόμενων μοντέλων.

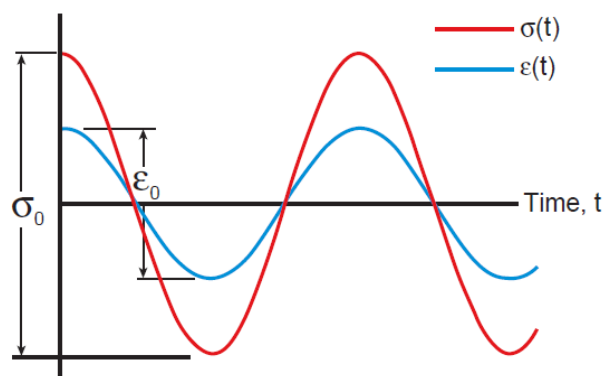
Οι στόχοι των διαφόρων προτεινόμενων μοντέλων είναι να αναπτύξουν μαθηματικό μοντέλο που ικανό να περιγράψει την συμπεριφορά του υλικού, την απόκριση του, και, γενικά, πρέπει να διακρίνει το ένα υλικό από το άλλο.

Η πρώτη προσέγγιση μοντελοποίησης του υλικού της περιοδοντικής μεμβράνης, βασίστηκε σε μια προφανή απλοποίηση, την θεώρηση του υλικού ως ισότροπου και γραμμικά ελαστικού. Το μεγάλο εύρος του μέτρου ελαστικότητας του Young δεν εξαρτάται μόνο από το είδος των ειδικών, αλλά και από το ρυθμό της φόρτισης. Το φάσμα αυτό είναι μία εμφανής πτυχή της ιξωδοελαστικής φύσης του ιστού. Επιπλέον, φόρτωση σε συνθήκες “in vivo” έδειξε τη μη γραμμικότητα της άμεσης

Η ύπαρξη των ανισοτροπικών χαρακτηριστικών της περιοδοντικής μεμβράνης υποδεικνύεται εξετάζοντας την μικρο-δομή της και όχι από την άμεση αξιολόγηση της μηχανικής της απόκρισης. Στην πραγματικότητα, οι μικρές διαστάσεις των δειγμάτων και οι γενικές δυσκολίες στην πραγματοποίηση των πειραμάτων, δεν έχουν επιτρέψει την ανάλυση της μηχανικής απόκρισης σε διαφορετικές κατευθύνσεις, ώστε να προσδιοριστεί λεπτομερώς το είδος της ανισοτροπίας. Τα παραπάνω οδηγούν στη δημιουργία και χρήση μοντέλων ισοτροπικών, ενισχυμένων με ίνες, υλικών. Οι ιξωδοελαστικές ιδιότητες της περιοδοντικής μεμβράνης έχουν μοντελοποιηθεί χρησιμοποιώντας το πρότυπο μοντέλο Kelvin-Voigt τα οποία αποτελούνται από αριθμητικές σχέσεις κατάλληλες για την περιγραφή μεγάλων μετατοπίσεων της εκάστοτε ανισοτροπίας του ιστού. Για παράδειγμα τοπική εγκάρσια ισοτροπία μπορεί να προκληθεί από την διάταξη ινών κολλαγόνου σε μία κοινή κατεύθυνση. Η χρήση των ιξωδο-υπερελαστικών, ενισχυμένων με ίνες, μοντέλων κατέστησε δυνατή την προσομοίωση της επιδράσης των διαφορετικών ρυθμών παραμόρφωσης στην περιοδοντική μεμβράνη όπως και στην τυπική υστέρηση των ιξωδοελαστικών υλικών. Εκτεταμένα ανελαστικά φαινόμενα που χαρακτηρίζουν την περιοδοντική μεμβράνη και σχετίζονται με βλάβες που προκαλούνται από εκτεταμένη παραμόρφωση, έχουν μοντελοποιηθεί χρησιμοποιώντας φαινομενολογικά μοντέλα και σύζευξη του ιξώδο-ελαστικού χαρακτήρα της μεμβράνης και των βλαβών.

#### 4.2.1 Γραμμική ελαστικότητα

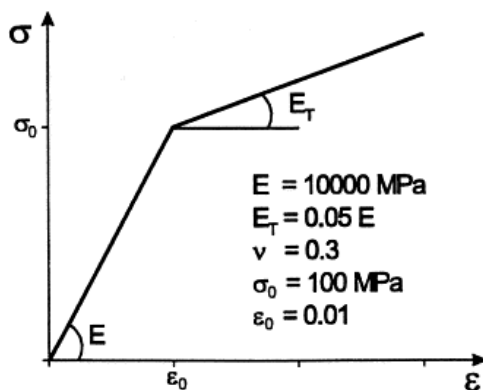
Τα παλαιότερα αναλυτικά μοντέλα περιγραφής της περιοδοντικής μεμβράνης υποθέτουν γραμμική ελαστική συμπεριφορά τάσης/παραμόρφωσης: (Andersen 1991; Atkinson and Ralph,1977; Tanne and Sakuda,1983; Williams and Edmundson, 1984; Wilson et al.,1994; van Drie et al.,2000). Όμως έχει εκτενώς αποδειχθεί ότι η υπόθεση αυτή υπεραπλουστεύει τον χαρακτήρα του φαινομένου και συνεπώς τα μοντέλα αυτά χρησιμοποιούνται μόνο όταν επιθυμούνται γρήγορα αποτελέσματα.



Σχήμα 4.2.1-1 Η συμπεριφορά ελαστικού υλικού



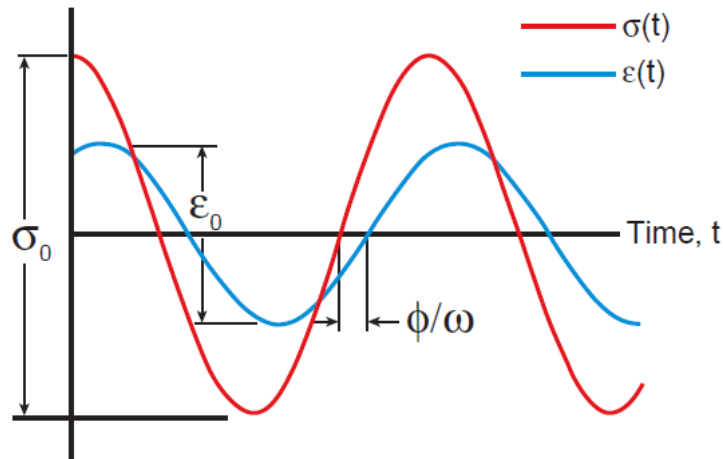
Μια χρήσιμη παραλλαγή του γραμμικού ελαστικού μοντέλου που χρησιμοποιείται συχνά είναι το διγραμμικό μοντέλο. Στην περίπτωση αυτή το υλικό χαρακτηρίζεται από δύο μέτρα ελαστικότητας όπου το δεύτερο χρησιμοποιείται μετά από συγκεκριμένο όριο. Έχει αποδειχθεί ότι η παραπάνω προσέγγιση είναι καλύτερη όσον αφορά το υπολογιστικό κόστος ενώ λαμβάνει υπόψη του μερικά από τα μη γραμμικά χαρακτηριστικά το υλικού. Ποσοτικά έχει αποδειχθεί ότι αποτελεί μια λογική υπόθεση. Το διάγραμμα 4.2.1-1 περιγράφει τη συμπεριφορά ενός υλικού σύμφωνα με το διγραμμικό μοντέλο:



Σχήμα 4.2.1-1 Παράδειγμα καμπύλης τάσεων παραμορφώσεων υλικού σύμφωνα με το διγραμμικό μοντέλο

#### 4.2.2. Ιξωδοελαστικότητα

Ένα ιξωδοελαστικό υλικό χαρακτηρίζεται τόσο από ιξώδη όσο και από ελαστική συμπεριφορά. Ο καλύτερος τρόπος απεικόνισης τη συμπεριφοράς ενός τέτοιου υλικού είναι ένα ελατήριο σε σειρά με ένα αποσβεστήρα (ένα αμορτισέρ που αντιστέκεται σε ξαφνική κίνηση). Σε ένα υλικό με αυτές τις δύο ιδιότητες, gradually relax over time when a constant displacement is applied. Το χαρακτηριστικό της ιξωδοελαστικότητας είναι σημαντικό για τη λειτουργία υποστήριξης των δοντιών η οποία επιτελείται από την περιοδοντική μεμβράνη, αλλά η γνώση της σχέσης μεταξύ της δομής της περιοδοντικής μεμβράνης και της ιξωδοελαστικής απόκρισης (Komatsu et al., 2004) είναι περιορισμένη. Τα μοντέλα αυτά συνδυάζουν την κίνηση μιας χρονικά εξαρτώμενης ιξώδους ή υγρής φάσης με στιγμιαία ελαστική, συμπεριφορά στερεού. Αρκετά ιξωδοελαστικά μοντέλα, όπως (α) το μοντέλο ενιαίου στοιχείου του Maxwell (Bien, 1966), (β) οι σειρές των στοιχείων Voigt (Picton and Wills, 1978) ή (c) το μοντέλο του τριπαραμετρικού μη-γραμμικού ελατηρίου (Ross et al., 1976). Άλλες μελέτες έχουν προτείνει ιξωδοελαστικά μοντέλα υλικών για την περιοδοντική μεμβράνη που βασίζονται σε συμπεριφορά ελατηρίου και/ή αποσβεστήρα (Wills et al., 1972).

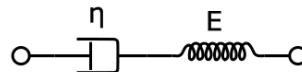


Σχήμα 4.2.2-1 Συμπεριφορά ιξωδοελαστικού υλικού

Υπάρχουν ποικίλες εφαρμογές τέτοιων μοντέλων με πιο συνηθισμένες τις ακόλουθες:

### Μοντέλο Maxwell

Το μοντέλο Maxwell χρησιμοποιεί ένα ιξωδοελαστικό αποσβεστήρα και ένα ελαστικό ελατήριο συνδεδεμένα σε σειρά, όπως φαίνεται στο σχήμα που ακολουθεί:

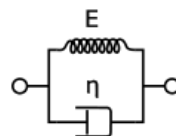


Το μοντέλο αυτό μαθηματικά αναπαριστάται από την ακόλουθη εξίσωση:

$$\frac{d\epsilon_{Total}}{dt} = \frac{d\epsilon_D}{dt} + \frac{d\epsilon_S}{dt} = \frac{\sigma}{\eta} + \frac{1}{E} \frac{d\sigma}{dt}$$

### Μοντέλο Kelvin-Voigt

Το μοντέλο Kelvin-Voigt, γνωστό και ως μοντέλο Voigt, αποτελείται από ένα Νευτώνειο αμορτισέρ και ελαστικό ελατήριο Hook τα οποία είναι συνδεδεμένα παράλληλα, όπως φαίνεται στο παρακάτω σχήμα. Χρησιμοποιείται για να εξηγήσει το φαινόμενο του ερπυσμού στα πολυμερή υλικά.

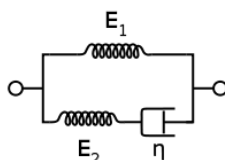


Η σχέση αυτή εκφράζεται μαθηματικά σαν μια γραμμική διαφορική εξίσωση πρώτης τάξης:

$$\sigma(t) = E\varepsilon(t) + \eta \frac{d\varepsilon(t)}{dt}$$

### Τυπικό μοντέλο γραμμικού στερεού υλικού

Το μοντέλο αυτό συνδυάζει αποτελεσματικά το μοντέλο Maxwell και ένα ελατήριο Hook σε παράλληλη διατάξη. Ένα ιξώδες υλικό μοντελοποιείται σαν ένα ελατήριο και ένας αποσβεστήρας σε σειρά, όπου και τα δύο είναι σε παράλληλη διατάξη με ένα δεύτερο ελατήριο:



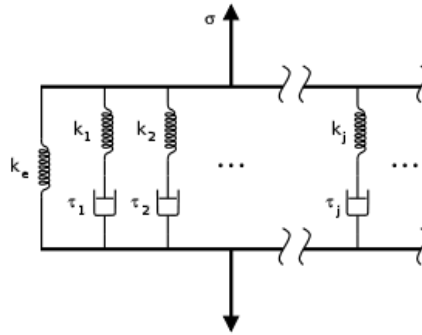
Η μαθηματική περιγραφή του μοντέλου είναι η ακόλουθη:

$$\frac{d\varepsilon}{dt} = \frac{\frac{E_2}{\eta} \left( \frac{\eta}{E_2} \frac{d\sigma}{dt} + \sigma - E_1 \varepsilon \right)}{E_1 + E_2}$$

Υπό συνθήκες συνεχούς καταπόνησης, το υλικό που μοντελοποιείται θα παραμορφωθεί στιγμιαία σε κάποια τιμή της παραμόρφωσης η οποία ορίζει το ελαστικό τμήμα της παραμόρφωσης, και στη συνέχεια συνεχίζει να παραμορφώνεται και να προσεγγίζει ασυμπτωτικά κατάσταση παραμόρφωσης σταθερού ρυθμού. Αυτό το τελευταίο τμήμα είναι το ιξώδες τμήμα της παραμόρφωσης. Παρά το γεγονός ότι το μοντέλο αυτό είναι πιο ακριβές από το μοντέλο Maxwell και το μοντέλο Kelvin-Voigt για την πρόβλεψη της συμπεριφοράς του υλικού, μαθηματικά αποδίδει ανακριβή αποτελέσματα για καταπονήσεις μικρότερες από συγκεκριμένα όρια και έτσι δεν μπορεί να εφαρμοστεί σε FEA.

### Γενικευμένο μοντέλο Maxwell

Το γενικευμένο μοντέλο Maxwell (Maxwell-Wiechert Model) είναι η πιο γενική μορφή του γραμμικού μοντέλου περιγραφής της ιξωδοελαστικότητας. Λαμβάνει υπόψη ότι η χαλάρωση που δεν φαίνεται σε μια ενιαία κάλυψη, ο φόβος, ο φόβος της είναι νεκρός, αλλά και της διανομής. Λόγω της διαφοράς μεταξύ του μήκους του μοριακού τμήματος με μικρότερου μεγέθους που συμβάλλουν λιγότερο Αυτοκρατορία πλέον αυτά, υπάρχει ένας φόβος το μεταβαλλόμενο διανομής. Το μοντέλο Wiechert, έχοντας να δείξει αυτό όσες άνοιξη-αποσβεστήρα Maxwell στοιχεία που είναι αναγκαία για να αντιπροσωπεύει με ακρίβεια την κατανομή.



Το μοντέλο αυτό χρησιμοποιείται συνήθως σε FEA και μαθηματικά εκφράζεται όπως παρακάτω:

$$G(t) = G_{\infty} + \sum_{i=1}^N G_i \exp(-t/\tau_i)$$

#### 4.2.3. Υπερελαστικότητα

Οι υπερελαστικοί νόμοι χρησιμοποιούνται για τη μοντελοποίηση υλικών τα οποία συμπεριφέρονται ως ελαστικά όταν υποβάλλονται σε πολύ υψηλές παραμορφώσεις. Λαμβάνουν υπόψη τους μη γραμμική συμπεριφορά του υλικού καθώς και τις αλλαγές μεγάλης κλίμακας. Τέτοια συμπεριφορά φαίνεται κατάλληλη για την περιγραφή μεγάλων παραμορφώσεων της περιοδικής μεμβράνης οι οποίες είναι μη-γραμμικής και ελαστικής φύσεως. Ειδικότερα κρίνεται κατάλληλη για την περιγραφή της συμπεριφοράς των ινών κολλαγόνου. Τα αριθμητικά μοντέλα που χρησιμοποιούνται ορίζονται από συγκεκριμένη συνάρτηση της αποθηκευμένης ενέργειας ( $W$ ), η οποία γενικά αποτελείται το ογκομετρικό και το ισόχωρο μέρος. Οι εξισώσεις αυτές διακρίνονται σε δύο κατηγορίες: Στην πρώτη κατηγορία υποτίθεται ότι η πυκνότητα της ενέργεια παραμόρφωσης ( $W$ ) είναι μια πολυωνυμική συνάρτηση των κυριότερων σταθερών της παραμόρφωσης. Στην περίπτωση ασυμπιέστων υλικών, αυτό το μοντέλο υλικού συχνά αναφέρεται ως ένα υλικό Rivlin. Εάν χρησιμοποιούνται αποκλειστικά όροι πρώτης τάξης, το μοντέλο αναφέρεται ως υλικό Mooney-Rivlin. Στη δεύτερη κατηγορία, υποτίθεται ότι η πυκνότητα της ενέργειας παραμόρφωσης είναι μια διαχωρίσιμη συνάρτηση των τριών κύριων επιμηκύνσεων. Τα μοντέλα υλικών Ogden, Peng, Peng-Landel αποτελούν παραδείγματα στην κατηγορία αυτή. Στην περίπτωση ομοιογενούς ιστροπικής ελαστικότητας, η αποθηκευμένη ενέργεια ανά μονάδα παραμόρφωτου όγκου είναι συνάρτηση των κυριότερων σταθερών, δηλαδή

$$W = W(I_1, I_2, I_3)$$

Η παράγωγος της συνάρτησης της ενέργειας παραμόρφωσης ως προς ένα συστατικό της παραμόρφωσης καθορίζει τον αντίστοιχο όρο της τάσης ο οποίος εκφράζεται από τη σχέση:

$$\sigma_{ij} = \frac{\partial W}{\partial E_{ij}}$$

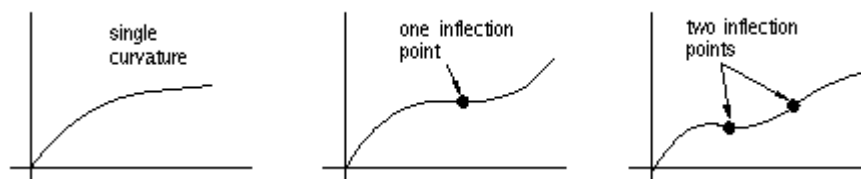
Όπου  $\sigma_{ij}$  είναι οι όροι του τανυστή τάσεων Piola-Kirchhoff και  $E_{ij}$  οι όροι του τανυστή παραμορφώσεων Lagrange οι οποίοι εκφράζονται από την ακόλουθη σχέση:

$$E_{ij} = \frac{1}{2} (C_{ij} - \delta_{ij})$$

Ο τανυστής παραμορφώσεων  $C_{ij}$  αποτελείται από τα γινόμενα products των κλίσεων των παραμορφώσεων  $F_{ij}$ :

$$C_{ij} = F_{ki}F_{kj}$$

Τα υπερελαστικά μοντέλα μπορούν να ομαδοποιηθούν σε τρεις κατηγορίες, ανάλογα με την τεχνική που ακολουθείται από τους συγγραφείς στο ενεργειακό χαρακτηρισμό της απόκρισης των υλικών αυτών.



Σχήμα 4.2.3-1 Τυπικό διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης εφελκυσμού υπερελαστικού υλικού

### Κατηγορία 1: Φαινομενολογικά μοντέλα

Οι σχέσεις της ομάδας αυτής, προέρχονται από τη μακρο-μηχανική συμπεριφορά της παραμόρφωσης. Το πιο ευρέως χρησιμοποιούμενο μοντέλο της κατηγορίας αυτής είναι το μοντέλο των Mooney και Rivlin. Το μοντέλο αυτό βασίζεται στην παρατήρηση ότι η απόκριση του rubber είναι γραμμική κάτω από συνθήκες απλής διάτμησης, και θεωρεί ότι η αποθηκευμένη ενέργεια  $W$  δίνεται από την ακόλουθη σχέση:

$$W = \sum_{i,j=0}^{\infty} C_{ij} (I_1 - 3)^i (I_2 - 3)^j$$

όπου  $C_{ij}$  είναι οι παράμετροι των υλικών και  $C_{00} = 0$ . Στις σειρές Mooney-Rivlin οι όροι δεύτερης τάξης και άνω συχνά αμελούνται. Εφόσον η σχέση Mooney-Rivlin δεν είναι μονότονη μπορεί να βελτιωθεί θεωρώντας άλλες σταθερές παραμόρφωσης.

Το μοντέλο Mooney-Rivlin παραμένει το πιο ευρέως χρησιμοποιούμενο μοντέλο ενεργειας παραμόρφωσης in FEA και πρέπει να είναι η πρώτη επιλογή, λόγω της απλότητας και της robustness, παρόλο που είναι γνωστό ότι εισάγει σφάλμα στους υπολογισμούς. Το μοντέλο neo-Hookean Mooney-Rivlin αποτελείται από πρώτο συντελεστή ίσο προς το ήμισυ του μέτρου διάτμησης και ένα δεύτερο συντελεστή ίσο με το μηδέν. Σύμφωνα με μοντέλο αυτό το υλικό χαρακτηρίζεται από μοναδικό και σταθερό μέτρο. Επίσης το μοντέλο αυτό αποδίδει καλή συσχέτιση με τα πειραματικά δεδομένα, για παραμόρφωση έως 40% σε μονοαξονικό εφελκυσμό

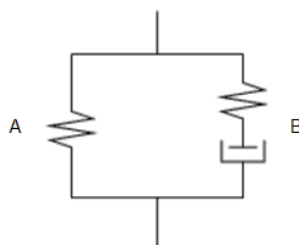
και σε απλή διάτμηση έως και 90%. Το μοντέλο δύο-συντελεστών Mooney-Rivlin παρουσιάζει καλή συμφωνία με τα δεδομένα δοκιμής εφελκυσμού για παραμόρφωση έως και 100%, αλλά έχει αποδειχθεί ανεπαρκές για την περιγραφή της λειτουργίας συμπίεσης της παραμόρφωσης. Επίσης αποτυγχάνει περιγράψει την σκλήρυνση του υλικού σε μεγάλες παραμορφώσεις. Ένα μοντέλο Mooney-Rivlin τριών όρων, ή περισσότερων, δύναται να περιγράψει υλικό μη σταθερού μέτρου διάτμησης. Ωστόσο, προσοχή χρειάζεται όταν συμπεριλαμβάνονται όροι υψηλότερης τάξης για προσαρμογή στα πειραματικά δεδομένα, καθώς αυτό μπορεί να οδηγήσει σε ασταθείς συναρτήσεις ενέργειας οδηγώντας σε μη λογικά αποτελέσματα εκτός του εύρους των πειραματικών δεδομένων. Το μοντέλο Yeoh διαφέρει από τα άλλα μοντέλα υψηλότερης τάξης στο ότι εξαρτάται μόνο από την πρώτη αναλλοίωτη παραμόρφωσης. Το μοντέλο αυτό έχει αποδειχθεί ότι δύναται να περιγράψει διάφορα είδη παραμόρφωσης χρησιμοποιώντας δεδομένα από ένα και μόνο μονοαξονικό τεστ εφελκυσμού. Αυτό οδηγεί σε μειωμένες απαιτήσεις δοκιμών υλικού. Προσοχή απαιτείται κατά την εφαρμογή αυτού του μοντέλου σε χαμηλές παραμορφώσεις. Το μοντέλο Ogden δίνει καλή συσχέτιση με πειραματικά δεδομένα σε απλό εφελκυσμό έως 700%. Μπορεί ακόμα να περιγράψει υλικό μη σταθερό μέτρο διάτμησης και συμπεριφορά ελαφρώς συμπίεσιμου υλικού. Έχει επιτυχώς εφαρμοστεί στην ανάλυση Ο-δακτυλίων, στεγανωτικών και άλλων βιομηχανικών προϊόντων. (Finney)

### Κατηγορία 2: Response type of models.

Στα μοντέλα της κατηγορίας αυτής, οι παράγωγοι των υπερελαστικών δυναμικών προσδιορίζονται άμεσα με βάση πειραματικά δεδομένα. Χονδρικά, οι σχέσεις αυτές δεν απαιτούν εκτίμηση των παραμέτρων του υλικού, αλλά άμεση ανάλυση των πειραματικών δεδομένων που χρησιμοποιούνται.

### Κατηγορία 3: Μικρομηχανικά μοντέλα.

Τα μοντέλα της κατηγορίας βασίζονται σε προσεκτική μελέτη των stochastic kinetics of deforming polymer chains. Τέτοια μοντέλα οδηγούν σε υπερελαστικά δυναμικά τα οποία βασίζονται στους μηχανισμούς μικρομηχανικής παραμόρφωσης οι οποίοι παρατηρούνται στα ελαστομερή. Στις περισσότερες των περιπτώσεων, η μαθηματική διατύπωση των μοντέλων της κατηγορίας αυτής είναι αρκετά περίπλοκη. Τα μοντέλα Bergström-Boyce αποτελούν τυπικά παραδείγματα τέτοιας μαθηματικής διατύπωσης.



Σχήμα 4.2.3-2 Αναπαράσταση του μοντέλου Bergström-Boyce. Το ελατήριο (A) και ο αποσβεστήρας (B) είναι μη γραμμικά στοιχεία.

#### 4.2.3.1 Επισκόπηση ορισμένων υπερελαστικών καταστατικών εξισώσεων

Η συνάρτηση της αποθηκευμένης ενέργειας για ένα μοντέλο *Mooney-Rivlin* τριών παραμέτρων είναι:

$$W = c_{10}(\bar{I}_1 - 3) + c_{01}(\bar{I}_2 - 3) + c_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2$$

Αντίστοιχα για ένα *Neo-Hookean* μοντέλο είναι:

$$W = \frac{\mu}{2}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{K}{2}(J - 1)^2$$

Η συνάρτηση αποθηκευμένης ενέργειας του *Odgen form* βασίζεται στις κύριες επιμηκύνσεις:

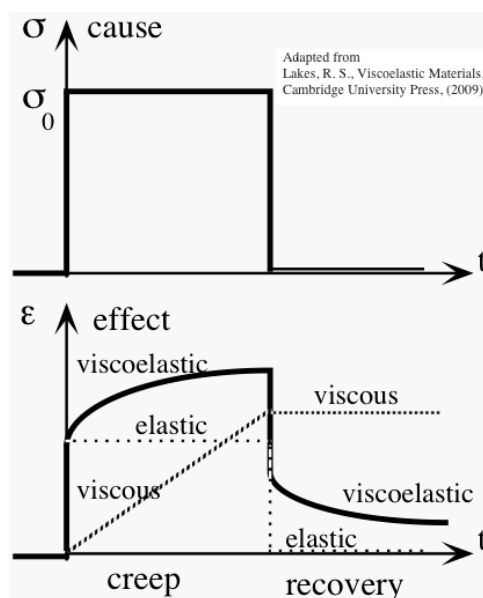
$$W = \sum_{i=1}^N \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i}) + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} (J - 1)^{2k} \text{ όπου } d_1 = 2/K \text{ μια μεταβλητή συμπίεστος}$$

Η πολυωνομική μορφή της συνάρτησης αποθηκευμένης ενέργειας :

$$W = \sum_{i+j=1}^N c_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{k=1}^N \frac{1}{d_k} (J - 1)^{2k}$$

#### 4.2.4 Πολυφασικά μοντέλα

Η δομική πολυπλοκότητα, οι ποικίλες εμβιομηχανικές αποκρίσεις σε φόρτιση και η εσωτερική αλληλεπίδραση των στοιχείων καθιστούν μη προφανή τη συμπεριφορά των υλικών της περιοδοντικής μεμβράνης. Τα μοντέλα πολλαπλών φάσεων παρέχουν μια πιο ρεαλιστική περιγραφή της συμπεριφοράς του υλικού της περιοδοντικής μεμβράνης, δεδομένου ότι εξετάζουν τις διάφορες φάσεις, ως αλληλεπιδρώντα συνεχή μέσα (Nishihira et al, 2003). Οι καταστατικές εξισώσεις οι οποίες βασίζονται σε οποιοδήποτε από τα προαναφερθέντα μοντέλα μπορούν να συζευχθούν μαζί για να αναπαραστήσουν τη συνολική συμπεριφορά της περιοδοντικής μεμβράνης. Η αυξημένη ακρίβεια της προσέγγισης αυτής μπορεί αντισταθμισθεί από την πρόσθετη πολυπλοκότητα της στο σημείο όπου ο καθορισμός εσωτερικών παραμέτρων καθίσταται πολύ δύσκολος.



Σχήμα 4.2.4-1 Απόκριση διαφόρων υλικών σε είσοδο βηματικής συνάρτησης.

### 4.3 Προτεινόμενο υλικό για τη συμπεριφορά του περιοδοντικού συνδέσμου (ΠΣ) στη διεθνή βιβλιογραφία

Επειδή στόχος μας είναι να αποπειραθούμε και να αξιολογήσουμε το κατά πόσο λειτουργούν διαφορετικά μοντέλα, καθίσταται αναγκαίο να εξετάσουμε ένα μοναδικό αντιπροσωπευτικό δείγμα του τι έχει προταθεί κυρίως από συγγραφείς κατά τη διάρκεια της τελευταίας δεκαετίας.

#### 4.3.1 Qian και συνεργάτες (2008)

Οι Qian με τους συνεργάτες του ανέλαβαν ένα μη-γραμμικό μοντέλο βισκοελαστικής συμπεριφοράς του ΠΣ. Διεξήχθησαν δοκιμές εισβολής με την κάτω γνάθο του χοίρου, και μετέπειτα προχώρησαν με τη χρήση των δεδομένων που αποκτήθηκαν προς αριθμητικό υπολογισμό του FEA στις μαθηματικές σταθερές του ΠΣ. Προέκυψε τότε το μοντέλο FE βάσει της κάτω γνάθου των χοίρων με πάχος 2mm για το ΠΣ. Το υλικό του μοντέλου που επιλέχθηκε ήταν ένας συνδυασμός, του Γενικευμένου Μοντέλου του Maxwell για να ληφθεί υπόψη το στοιχείο της ιξωδοελαστικότητας και διγραμμικότητας ή το μοντέλο των Mooney-Rivlin περί υπερελαστικότητας ούτως ώστε να ληφθεί υπόψη η μη γραμμική ελαστική συμπεριφορά του ΠΣ. Οι προκύπτουσες παράμετροι και οι αντίστοιχες εξισώσεις έχουν ως εξής:

$E_a$ (MPa)	0.1
$E_b$ (MPa)	0.8
$C_{10}$ (MPa)	-0.0048
$C_{01}$ (MPa)	0.00505
$C_{11}$ (MPa)	0.0012
$C_{20}$ (MPa)	0.008
$C_{30}$ (MPa)	0.004
$E_1$ (MPa)	0.8
$E_2$ (MPa)	0.165
$E_3$ (MPa)	0.017
$\tau_1$ (s)	7
$\tau_2$ (s)	52
$\tau_3$ (s)	950

*Obtained material constants*

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + C_{11}(I_1 - 3)(I_2 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3$$

*3rd order Mooney-Rivlin equation*

$$\sigma(t) = \varepsilon \left( E_1 \exp\left(\frac{-t}{\tau_1}\right) + E_2 \exp\left(\frac{-t}{\tau_2}\right) + E_3 \exp\left(\frac{-t}{\tau_3}\right) \right)$$

*3 parameter Maxwell model*

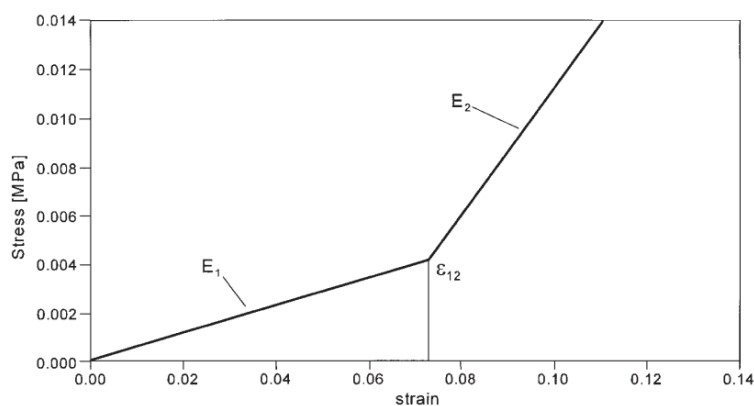
Αυτοί συνήγαγαν το συμπέρασμα ήταν ότι τόσο οι παραδοχές περί διγραμμικότητας όσο και υπερελαστικότητας δύνανται να προσεγγίσουν μια μη γραμμική απόκριση του ΠΣ ενώ είχε προβλεφθεί με ακρίβεια η χαλάρωση με το μοντέλο υποθέσεων Maxwell. Ωστόσο διαπιστώθηκε



ότι αυτό το μοντέλο της υπερελαστικότητας δεν αναπαρήγαγε με ακρίβεια τα πεδία μετατόπισης στο σύνολο του περιοδοντίου. (Lihe Qian, 2008)

#### 4.3.2 Vollmer et al. (1999)

Ο Vollmer με τους συνεργάτες του εφάρμοσαν μια διγραμμική προσέγγιση για τη συμπεριφορά του ΠΣ και διερεύνησαν τις αρχικές κινητικότητες των δοντιών με στόχο την ανάλυση των επιπτώσεων ενός γεωμετρικού εξωραϊσμού. Σε αυτό το πέρας, παρήχθηκε ένα μοντέλο πεπερασμένων οδόντων από τα στοιχεία στα τμήματα ενός πραγματικού ανθρώπινου όδοντος με τη χρήση εξειδικευμένου λογισμικού, ενώ και πάλι υιοθετήθηκε η υπόθεση ενός ομοιόμορφου πάχους των 2 mm. Οι σταθερές του υλικού που προσδιορίζουν το ΠΣ έχουν ως εξής:  $E_1 = 0:05$  MPa,  $E_2 = 0:22$  MPa,  $\epsilon_{12} = 7,5\%$ , το ΠΣ επιπλέον θεωρήθηκε ότι ήταν συμπιεστό με μια αναλογία κατά Poisson  $\mu = 0,3$ .



The bilinear behavior of the PDL.

Επιλέχθηκε μια ελλειπτική παραβολοειδής με τις διαστάσεις που αναπαρήχθησαν από ένα πραγματικό δόντι, ως μια αποδεκτή απλοποίηση της πραγματικής γεωμετρίας των δοντιών και από αυτό δημιουργήθηκε ένα δεύτερο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων. Και με τα δύο μοντέλα σε χρήση οι συγγραφείς υπολόγισαν το προκύπτον ποσοστό μεταγραφής και τα προφίλ των τάσεων - παραμορφώσεων υπό κοινά ορθοδοντικά φορτία, καθώς επίσης και το κέντρο της αντίστασης. Διαπιστώθηκε ότι, αν και οι παραβολοειδείς παρήγαγαν μεγαλύτερες μεταγραφές, ο συνδυασμός της διγραμμικής συμπεριφοράς και ενός εξιδανικευμένου μοντέλου απετέλεσε μια καλή προσέγγιση κατά τον υπολογισμό του κέντρου αντίστασης (D. Vollmer, 1999)

#### 4.3.3 Limbert και συνεργάτες (2003)

Ένα παράδειγμα μιας πιο πολύπλοκης υλιστικής συγκατάβασης για το ΠΣ είναι αυτή που προτείνεται από τους Limbert και συνεργάτες του (Limbert, 2003). Το ΠΣ εκεί θεωρείται ότι είναι ένα υπερ-ελαστικό συμπιεστό και εγκάρσια ισότροπο υλικό, ικανό να υποβληθεί σε μεγάλες παραμορφώσεις. Ο ανωτέρω νόμος ορίστηκε μέσω μιας λειτουργίας πυκνότητας της ενέργειας

μιας κηλίδας  $\psi$  η οποία αποτελεί το άθροισμα των ανισότροπων, ισότροπων και ογκομετρικών συστατικών:

$$\psi = \psi(\bar{I}_1, \bar{I}_2, I_3, \bar{I}_4) = \psi_{\text{dev}}^m + \psi_{\text{dev}}^f + \psi_{\text{vol}}^m$$

Η ανωτέρω διατύπωση της συνάρτησης ήταν με τέτοια ακολουθία ώστε να επιτρέπει την ευκολότερη αναγνώριση υλικού μέσω του διαχωρισμού των αποκρίσεων διατμήσεως και όγκου. Παρακάτω παραθέτουμε ορισμούς έκαστου του συστατικού με περισσότερες λεπτομέρειες. Για τη συμβολή της μήτρας επιλέχθηκε ένα μοντέλο των Mooney-Rivlin που αφορά την υπερελαστικότητα της ενεργειακής λειτουργίας:

$$\psi_{\text{dev}}^{\text{matrix}} = c_1(\bar{I}_1 - 3) + c_2(\bar{I}_2 - 3)$$

Επιπλέον, προκειμένου να συλληφθεί η διαφορετική συμπεριφορά του ΠΣ στον σε ένταση και συμπίεση, ορίστηκε η ακόλουθη συνάρτηση:

$$\psi_{\text{vol}}^m = \kappa f(I_3) = \begin{cases} \frac{\kappa}{4\alpha^2}(I_3^\alpha - 1 - \alpha \ln I_3) & \text{if } I_3 \leq 1 \\ -\frac{\kappa}{4\beta^2}(-I_3^{-\beta} + 1 - \beta \ln I_3) & \text{if } I_3 \geq 1 \end{cases}$$

Τέλος η μηχανική συνδρομή των ινών κολλαγόνου ορίστηκε ως μία κυρτή συνάρτηση του  $\bar{I}_4$ :

$$\psi_{\text{dev}}^f = g(\bar{I}_4) = \begin{cases} 0 & \text{if } \bar{I}_4 \leq 1 \\ \frac{c_3}{2c_4}[e^{c_4(\bar{I}_4-1)^2} - 1] & \text{if } \bar{I}_4 \leq \bar{I}_4^* \\ c_5\sqrt{\bar{I}_4} + c_6 \ln \bar{I}_4 & \text{if } \bar{I}_4 \geq \bar{I}_4^* \end{cases}$$

Προσδιορίστηκαν οι συντελεστές του υλικού από την ελαχιστοποίηση των διαφορών μεταξύ πειραματικών και αναλυτικών δοκιμών εφελκυσμού (εντάσεως):

$c_1$ (MPa)	$c_2$ (MPa)	$c_3$ (MPa)	$c_4$	$c_5$ (MPa)	$\alpha$	$\beta$	$\nu$	$\bar{I}_4^*$
0.001	0	0.0015	0.3672	0.0073	11	5.2	0.495	1.3225

Material coefficients obtained by identification of the constitutive law for the PDL

Χρησιμοποιώντας την ίδια προσέγγιση και σκοπούς, συγκριτικά, ταυτοποιήθηκε ένας απλούστερος νόμος εγκάρσιας ισότροπικής υπερελαστικότητας και αναφέρεται πιο κάτω:

$c_1$ (MPa)	$c_2$ (MPa)	$c_3$ (MPa)	$c_4$	$c_5$ (MPa)	$\alpha$	$\beta$	$\nu$	$\bar{I}_4^*$
0.01	0	0	0	0	24	24	0.495	-

Material coefficients of the isotropic law

Αυτή η προσέγγιση ήταν φυσικό να προαπαιτεί την χρήση μιας υπορουτίνας για τον καθορισμό του υλικού (στην προκειμένη περίπτωση εφαρμογής στο Abaqus, την υπορουτίνα UMAT), καθώς και ένα πρόγραμμα FORTRAN μέσω του οποίου υπολογίζονται τα διανύσματα ίνας του κάθε στοιχείου βάσει της τοπολογίας του.

Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι αυτό το μοντέλο, όπως δηλώνεται από τους ίδιους τους συγγραφείς, θα πρέπει να χρησιμοποιηθεί στη βάση περισσότερο πολύπλοκων περιγραφών και, δεδομένου αυτού, δεν περιλαμβάνει το σύνολο των χαρακτηριστικών του ΠΣ. Ως παράδειγμα των ιδιοτήτων που θα πρέπει να αποδίδεται μεγαλύτερη έμφαση, θα πρέπει να τίθενται σε μη γραμμικές πορο-ελαστικές διατυπώσεις, με εξαρτώμενες από το χρόνο συμπεριφορές (Ιξωδοελαστικότητα, επίδραση του ποσοστού της εντάσεως) και έντονα ανισότροπα χαρακτηριστικά

#### 4.3.4 Maceri και συνεργάτες (2007)

Στο έργο των Maceri και συνεργατών (Maceri, 2007) περιγράφεται η μηχανική συμπεριφορά του ΠΣ, αφού ληφθούν υπόψη οι διάφορες προσεγγίσεις που μπορούν να γίνουν υπό την προϋπόθεση των μικρών ασκούμενων δυνάμεων και τα ποσοστά της φόρτωσης, όπως τα ανισότροπα, μη γραμμικά ελαστικά. Η απόκριση του ΠΣ στην συμπίεση, τη διάτμηση και στον εφελκυσμό τοποθετούνται τοπικά μέσω της χρήσης τρισδιάστατων ελατηρίων, που συνδέουν τους κόμβους στην εξωτερική επιφάνεια της Οδοντίνης σε κόμβους επί του φλοιώδους οστού, οι οποίοι, όπως συμβαίνει συχνά, θεωρούνται άκαμπτοι. Εδώ το πάχος του ΠΣ δεν θεωρείται ομοιόμορφο και τουναντίον, θεωρείται ότι βρίσκεται σε συνάρτηση της θέσης του κατά μήκος του άξονα της ρίζας του δοντιού. Για κάθε κόμβο οδοντίνης-ΠΣ, εισάγεται ένα ελατήριο – αλυσίδα, αποτελούμενο από οκτώ γραμμικά ελαστικά μέρη. Το κάθε στοιχείο δρα τόσο σε κανονική κατεύθυνση προς την οδοντίνη όσο και σε παράλληλη προς αυτή κατεύθυνση, θέτοντας σε ενεργοποίηση τον εαυτό του σε δεδομένα χρονικά διαστήματα επιμήκυνσης, με ακαμψία ανάλογα με το πάχος του τοπικού ΠΣ και τον επαπτόμενο συντελεστή ελαστικότητας. Οι παράλληλες προς οδοντίνη δυσκαμψίες υπολογίζονται με χρήση του ίδιου μοντέλου πάχους και με την παραδοχή ότι οι αντιδράσεις στη διάτμηση εμφανίζονται κάθε φορά που το τοπικό στέλεχος διάτμησης  $\gamma$  υπερβαίνει τα 0,25 rad. Αυτή η υπόθεση έρχεται σε συμφωνία με τη μέση συμπεριφορά που εντόπισαν οι Toms και συνεργάτες του (2002). Συνεπώς, οι τοπικές εγκάρσιες δυσκαμψίες αξιολογούνται μέσα από ένα πραγματικά εγκάρσιο διαιρέτη ελαστικότητας ΓΠΣ, που ορίζεται ως εξής:

$$G_{\text{PDL}}(\varepsilon, \gamma, z) = \begin{cases} 0 & \text{if } \gamma < 0.25 \text{ rad,} \\ \max\{G_{\text{min}}(z), G(\varepsilon)\} & \text{otherwise,} \end{cases}$$

Όπου το  $G_{\text{min}}(z)$  αντιπροσωπεύει την τιμή του εγκάρσιου διαιρέτη που λαμβάνεται με την μέθοδο των ελαχίστων τετραγώνων, από την τετραγωνική προσαρμογή των πειραματικών δεδομένων όπως προτείνεται από τους Toms και τους συνεργάτες του (2002) για τις καθαρές δοκιμές διάτμησης.

Το  $G(\varepsilon)$  αποτελεί τον καθαρό διαιρέτη που υπολογίζεται, λαμβάνοντας υπόψη τον πραγματικό διαμήκη διαιρέτη  $E_{\text{PDL}}(\varepsilon)$ , και υποθέτοντας ότι το ΠΣ είναι ένα σχεδόν ασυμπίεστο ισότροπο υλικό, δηλαδή με το λόγο του Poisson το  $\nu_{\text{PDL}}$  ισούται με 0,45.

$$G(\varepsilon) = E_{\text{PDL}}(\varepsilon)[2(1 + \nu_{\text{PDL}})]^{-1}$$

#### 4.3.5 Natali και συνεργάτες (2004)

Στην εν λόγω εργασία των Natali και συνεργατών (Arturo N. Natali PG, 2004) το μοντέλο που επιλέχθηκε προς διερεύνηση είναι υπερελαστικό και ισότροπικό. Η σχέση εντάσεως και παραμορφώσεως μπορεί να προσδιοριστεί μέσω μιας συνάρτησης αποθηκευμένης ενέργειας, η οποία στην προκειμένη περίπτωση εκφράζεται ως συνάρτηση των κυριότερων εκτάσεων ( $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ ):

$$W = W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$$

Η παράγωγος αυτής της συνάρτησης ως προς της επιμηκύνσεις δίνει τον τανυστή έντασης του Cauchy:

$$\boldsymbol{\sigma} = \sum_{i=1}^3 \sigma_i(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) \mathbf{n}_i \otimes \mathbf{n}_i$$

Λόγω του σχεδόν ασυμπίεστου χαρακτήρα του ΠΣ, οι συγγραφείς επέλεξαν να υπολογίσουν τον τανυστή έντασης του Cauchy ως το άθροισμα ισο-ογκομετρικών και ογκομετρικών όρων, όπου το  $p$  αναπαριστά την υδροστατική πίεση:

$$\boldsymbol{\sigma} = \sum_{i=1}^3 \tilde{\sigma}_i(\tilde{\lambda}_1, \tilde{\lambda}_2, \tilde{\lambda}_3) \mathbf{n}_i \otimes \mathbf{n}_i + p(J) \mathbf{I}$$

Όπου  $\tilde{\lambda}_1, \tilde{\lambda}_2, \tilde{\lambda}_3$  είναι οι κύριες εκτάσεις που σχετίζονται με την ισο-ογκομετρική συνιστώσα του στελέχους και το  $p$  είναι η υδροστατική πίεση. Αυτό γίνεται προκειμένου να αποφευχθούν τυχόν φαινόμενα κλειδώματος που ενδέχεται να προκύψουν όταν ασχολούμαστε με υλικά υψηλού συντελεστή διαιρέτη, όπως και στην περίπτωση οποιουδήποτε υλικού που παρουσιάζει μια σχεδόν ασυμπίεστη συμπεριφορά. Στην περίπτωση αυτή η ασυμπίεστικότητα του ΠΣ οφείλεται στη μεγάλη περιεκτικότητα υγρού. Επιπλέον, έχοντας διακριτά συστατικά μας επιτρέπει την ευκολότερη αναγνώριση των παραμέτρων. Σε αυτή την εργασία, το υπόδειγμα υπερελαστικότητας του οποίου οι παράμετροι εντοπίστηκαν, είναι ένα τύπου Odgen:

$$W = \sum_{i=1}^3 \frac{\mu_i}{\alpha_i} (\tilde{\lambda}_1^{\alpha_i} + \tilde{\lambda}_2^{\alpha_i} + \tilde{\lambda}_3^{\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^3 \frac{1}{D_i} (J - 1)^{2i}$$

Προσδιορίστηκαν οι σταθερές του υλικού, με τη χρήση in vivo πειραματικών δεδομένων (Parfitt 1960).

### 4.3.6 Bin και συνεργάτες

Ο Wu Bin με τους συνεργάτες του αξιολόγησε μια σειρά από μοντέλα υπερελαστικών υλικών, ενώ οι συντελεστές που απαιτούνται για κάθε αντίστοιχη περίπτωση υπολογίστηκαν με την άσκηση μη-αξονικής πίεσης σε δεδομένες δοκιμές εντάσεως στο ABAQUS. Το πρόγραμμα στη συνέχεια υπολόγισε με αυτοματοποιημένο τρόπο τα απαραίτητα δεδομένα. Πιο συγκεκριμένα αξιολογήθηκαν τρεις τύποι, εκείνοι τύπου Πολυωνύμου, τον τύπο Πολυωνύμου μειωμένης τάξης και τον τύπο του Ogden.

Η συνάρτηση αποθηκευμένης ενέργειας της μορφής του Πολυωνύμου μπορεί να εκφραστεί ως εξής:

$$U = \sum_{i+j=1}^N C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J-1)^{2i}$$

Λαμβάνοντας υπόψη τη σχεδόν ασυμπίεστη συμπεριφορά του ΠΣ το δεύτερο μέρος της εξίσωσης αυτής μπορεί να παραλειφθεί με αποτέλεσμα για το  $N = 1$  στον τύπο του Mooney-Rivlin:

$$U = C_{10} (\bar{I}_1 - 3) + C_{01} (\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{D_1} (J-1)^2$$

Ο τύπος του Πολυωνύμου Μειωμένης τάξης προέρχεται από τη μορφή του Πολυωνύμου, όταν, αν  $j = 0$  and  $C_{ij} \neq 0$ :

$$U = \sum_{i=1}^N C_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J-1)^{2i}$$

Τέλος, ανάλογα με τον τύπο του Ogden η αποθηκευμένη συνάρτηση ενέργειας, που υπολογίζεται για την εν λόγω ανάλυση, εκφράζεται με τον εξής τύπο του Ogden:

$$U = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} (\bar{\lambda}_1^{-\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{-\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{-\alpha_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J-1)^{2i}$$

Μέσω της αξιολόγησης του προγράμματος το υλικό κρίθηκε ασταθές για κάθε παραμόρφωση μεγαλύτερη του 0.01, όταν χρησιμοποιείται ο τύπος κατά Mooney-Rivlin, ωστόσο με τους τύπους των Ogden και Yeoh εμφανίζεται μια καλή συμφωνία με τα δεδομένα ελέγχου. Για τους λόγους αυτούς, το συστατικό μοντέλο ισοτροπικής υπερελαστικότητας αντιπροσωπεύεται από τις συναρτήσεις αποθηκευμένης ενέργειας του τύπου Πολυωνύμου Μείωσης, όπου υιοθετήθηκε το  $N = 3$  (τύπος του Yeoh) και ο τύπος του Ogden. Οι προκύπτοντες συντελεστές υλικών αναφέρονται παρακάτω:

**Table 2 Coefficients of the third-order Ogden model**

n	$\mu_i$	$\alpha_i$	$D_i$
1	-24.4237099	1.99994222	0
2	15.8966489	3.99994114	0
3	8.56953051	-2.00005453	0

**Table 3 Coefficients of the third-order Reduce Polynomial model**

n	$c_{i0}$	$c_{i1}$	$c_{i2}$	$c_{i3}$	$D_i$
1	1.667855052e-02	0	0	0	0
2	1.10927204	0	0	0	0
3	15.2347535	0	0	0	0

Συμπερασματικά, συνάγεται ότι, προκειμένου να βελτιωθεί η ακρίβεια της προσομοίωσης, απαιτούνται σε μελλοντικές εργασίες περισσότερα δεδομένα δοκιμών, που θα περιλαμβάνουν την διαξονική αντοχή, το επίπεδο της διάτμησης και το τεστ όγκου.

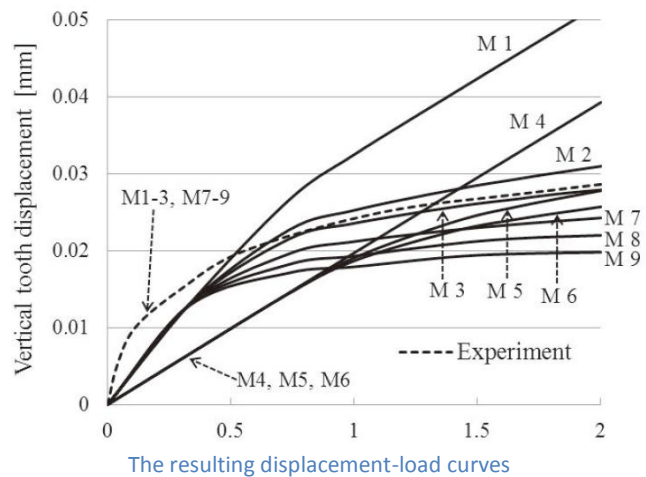
#### 4.3.7 Borak και συνεργάτες

Σκοπός της μελέτης των Borak και συνεργατών του ήταν να προσδιορίσει τα χαρακτηριστικά της διγραμμικής συμπεριφορά του ΠΣ ως μια αποδεκτή και πιο αποτελεσματική εναλλακτική προσέγγιση στον νόμο πλήρους και μη-γραμμικού υλικού. Η αποτελεσματικότητα έγκειται στο μειωμένο υπολογιστικό κόστος της ανάλυσης FE λόγω της ανάγκης για λιγότερο αριθμό βημάτων φορτίου, με αποτέλεσμα να υπάρχει ένας πολύ περισσότερο μειωμένος χρόνος χρήσης υπολογιστή.

Το μοντέλο FE ανακατασκευάστηκε με ένα στεγνό κρανίο και εισήχθη στο ANSYS. Το δόντι και τα στοιχεία των οστών συνάχθηκαν ως ομοιογενή ιστροπικά και γραμμικά ελαστικά. Για τα ΠΣ ελέγχθηκαν εννέα ομάδες συνδυασμών δεδομένων με βάση την βιβλιογραφία. Το μοντέλο έτρεξε επαναλαμβανόμενα χρησιμοποιώντας μακροεντολές APDL και ελήφθησαν καμπύλες μετατόπισης φορτίου για κάθε συνδυασμό παραμέτρων. Τα αποτελέσματα τότε συγκρίθηκαν με τα προηγουμένως αναφερθέντα σε μια in vivo κίνηση του προγομφίου.

	E1 (MPa)	E2 (MPa)
M1	0.05	0.1
M2	0.05	0.5
M3	0.05	0.9
M4	0.10	0.1
M5	0.10	0.5
M6	0.10	0.9
M7	0.05	2.5
M8	0.05	5.0
M9	0.05	10.0

The 9 combinations of elastic moduli



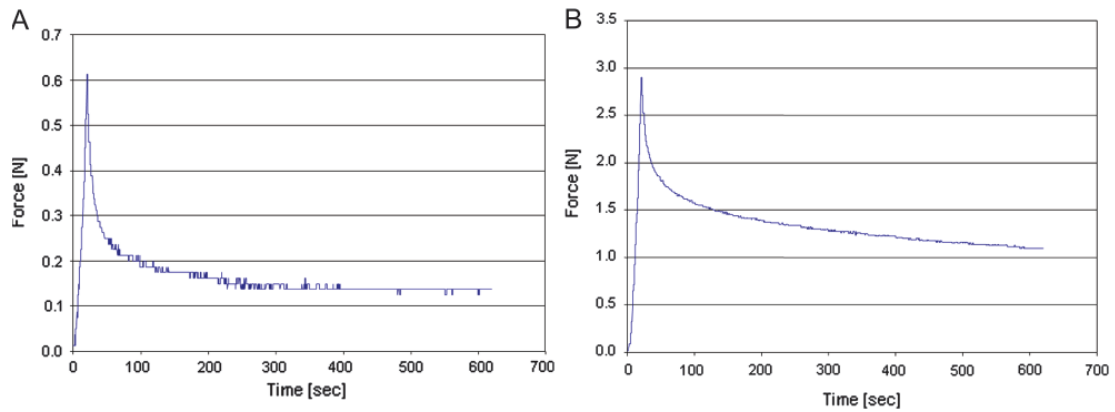
The resulting displacement-load curves

#### 4.3.8 Παπαδοπούλου και συνεργάτες (2011)

Σκοπός της μελέτης της Παπαδοπούλου με τους συνεργάτες της (Παπαδοπούλου Κ, 2011) ήταν να αξιολογήσει την βιο-μηχανική χρονικά εξαρτώμενη συμπεριφορά του ΠΣ σε σχέση με την μετατόπιση των δοντιών με ελεγχόμενες ταχύτητες φόρτωσης. Τα πειράματα διεξήχθησαν στους δεύτερους και τρίτους προγόμφιους χοίρων, που συλλέχθηκαν αμέσως μετά τη θανάτωσή τους.

Χρησιμοποιήθηκε μια τοποθετημένη άκρη γλώσσας για να μεταδώσει καθαρές συνεχείς και αυξανόμενες μετατοπίσεις προς την κατεύθυνση της γλώσσας και της παρειάς στη θέση του κοίλου στην κορώνα του δοντιού. Ο τύπος της κυκλοφορίας σε προσομοίωση ήταν ανεξέλεγκτη απόθεση. Μεταγενέστερες γραμμικής αύξησης μετατοπίσεις από 0,0 έως 0,1 mm και από 0,0 έως

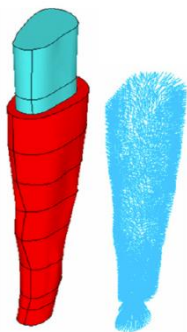
και 0,2 mm, αντιστοίχως, εντός προκαθορισμένων χρόνων ενεργοποίησης των 5, 10, 20, 30, 60, 120, 300, 450, και 600 δευτερόλεπτα εφαρμόστηκαν στις κορώνες του προγομφίου. Η προκύπτουσα καμπύλη χρονικής μετατόπισης καταγράφηκε για ένα χρονικό διάστημα των 600 δευτερολέπτων αφού εφαρμόστηκε η μέγιστη μετατόπιση.



Resulting Force-Time curves for 0.1mm displacement (A) and 0.2 mm (B)

#### 4.3.9 Meyer et al.

Οι Meyer και συνεργάτες μελέτησαν τις  $C_{Res}$  έξι κεντρικών τομέων της κάτω γνάθου και των υποστηρικτικών ιστών τους (ΠΣ και φατνιακό οστό) που έχουν ληφθεί από 6 σκυλιά και μέσω του μCT και του λογισμικού MIMICS μετασηματίστηκαν σε τριδιάστατα μοντέλα. Το στερεό μοντέλο εισήχθη στο ANSYS και στη συνέχεια εμπλέκεται. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι δημιουργήθηκε ένα πρόγραμμα προκειμένου να παραχθεί ένα αρχείο μακρο ANSYS, που δημιουργείται ακτινικά με προεξέχουσες ίνες από τους κόμβους της ρίζας προς τις υποδοχές των κόμβων, τυχαία προσανατολισμένες μεταξύ 20 και 30 μοιρών ως προς την οριζόντια, με μία σχετικά ομοιόμορφη κατανομή εντός αυτού του φάσματος, στην περιοχή της ακμής, ενώ οι ίνες ήταν σχεδόν κατακόρυφες.



The tooth and PDL with the Fibers on the left

Table II. Material properties

Structure	Elastic modulus (E)	Poisson's ratio (ν)
Alveolar bone		
Cortical	13 GPa	0.30
Cancellous	1 GPa	0.30
Root		
Dentin	18 GPa	0.30
PDL		
Matrix	0.5 MPa	0.47
Fiber	10 MPa	0.35

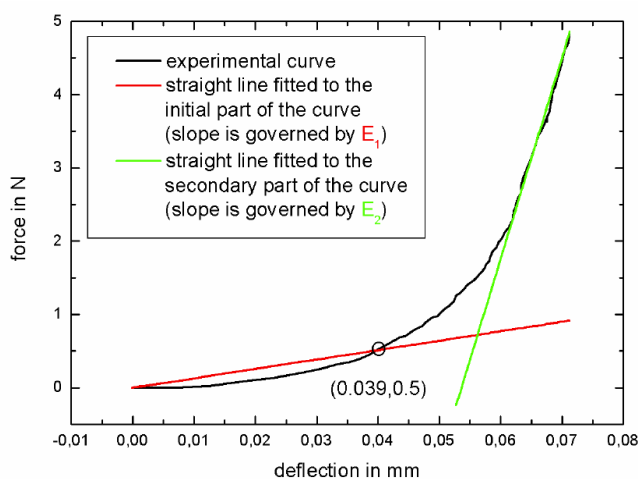
Material properties used for the model

Το συμπέρασμα ήταν ότι η μέση σχετική θέση του CRes (46% του μήκους της ρίζας από την φατνιακή ακρολοφία) για διακίνηση της BL πιο ακραία από το ομόλογό του MD (38%). Επομένως, μπορεί να συναχθεί το συμπέρασμα ότι ο μέσος όρος, ή μια συγκεκριμένη τιμή, ενός κυνικού κοπτήρα απαιτεί υψηλότερο  $M_y/F_x$  για μετάφραση του BL από  $M_x/F_y$  για μετάφραση του MD.

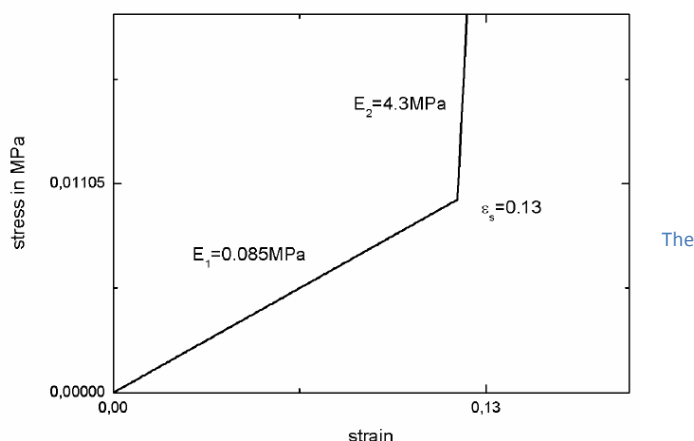
#### 4.3.10 Dorow και συνεργάτες

Η Dorow με τους συνεργάτες της πραγματοποίησε κάποια in vivo πειράματα που πραγματοποιούνται στον επάνω αριστερό κοπτήρα ενός συμπλέγματος και καταγράφηκε η αρχική μετακίνηση των δοντιών. Στη συνέχεια, χρησιμοποιώντας απεικόνιση αξονικής τομογραφίας εισαγάγεται το μοντέλο των δοντιών στο ANSYS. Κατά τρόπο αξιολογούμενο το δόντι και ο ΠΣ είχαν μοντελοποιηθεί με 1 στρώμα στοιχείων με πάχος ακτίνας 0,1 χιλιοστών και 0,3 χιλιοστών αντιστοίχως, αυτό δικαιολογείται από το διαιρέτη ελαστικότητας και των δύο ιστών, που είναι αρκετές τάξεις μεγέθους μεγαλύτερος από τον αντίστοιχο του ΠΣ.

Για τον ΠΣ επελέγη το διγραμμικό μοντέλο, το οποίο κατά το πρώτο βήμα θεωρήθηκε ότι αποτελεί ένα γραμμικό ισότροπο υλικό. Μεταβλήθηκε ο διαιρέτης ελαστικότητας με σκοπό να βρεθεί η βέλτιστη τιμή που θα περιγράφει στην καλύτερη περίπτωση το αρχικό τμήμα της μετρούμενης καμπύλης ισχύος-παραμόρφωσης. Στη συνέχεια, χρησιμοποιήθηκε ο αρχικός διαιρέτης ελαστικότητας ( $E_1$ ) για να βρεθεί το ζεύγος των  $E_1$ ,  $E_2$ ,  $\epsilon_s$  που θα μπορούσε να ακολουθεί ιδεατά την πειραματική καμπύλη εκτροπής δύναμης. (Christina Dorow)



experimental force-deflection curve and the approximated bilinear properties



The

#### 4.3.11 Bergomi και συνεργάτες (2007)

Σύμφωνα με τους Bergomi και συνεργάτες του (Marzio Bergomi, 2010) ο ΠΣ μπορεί να μοντελοποιηθεί ως μια υπερελαστική μήτρα, που περιλαμβάνει ένα μεγάλο αριθμό πτυσσόμενων πόρων και, ως εκ τούτου, ο στόχος, επομένως, ήταν να κατανοήσουμε περαιτέρω αυτές τις αλληλεπιδράσεις τυποποιώντας σχέσεις μεταξύ πίεσης των ιστών, διαπερατότητας και τις συνακόλουθες ροές υγρών. Τα στοιχεία που χρειάστηκαν για τη μελέτη αυτή προήλθαν από



δοκιμές πάνω σε δείγματα που αποτελούνταν από ένα στρώμα ΠΣ που διαμεσολαβούσε μεταξύ των τμημάτων των οστών και αυτών της οστεϊνης-οδοντίνης, τα οποία είχαν υποβληθεί σε αρμονικούς κύκλους έντασης- συμπίεσης. Οι δοκιμές διεξήχθησαν υπό έλεγχο μετατόπισης και κατά μια αναλογία τεντώματος  $\lambda(t)$  της μορφής:

$$\lambda(t) = 1 + A \sin(2\pi ft)$$

Μια εκτίμηση διαπερατότητας διενεργήθηκε με χρήση του νόμου του Darcy μετρώντας τη ροή του υγρού μέσα από τα δείγματα με  $\Delta P$  των 20kPa όσο και 50 kPa για τον ΠΣ. Η ανταπόκριση του ΠΣ, η οποία διαμορφώθηκε στη βάση του εννοιολογικού πλαισίου της μηχανικής των πόρων, δηλαδή όπως σε μια στερεά μήτρα στην οποία το υγρό μπορεί να ρέει. Υποθέτοντας ότι η μήτρα είναι υπερελαστική επιλέχθηκε η συνάρτηση ενεργειακής λειτουργίας του Ogden για να το περιγράψει:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} \left( \lambda_1^{\alpha_i} + \lambda_2^{\alpha_i} + \lambda_3^{\alpha_i} - 3 + \frac{1}{\beta_i} (J^{\alpha_i \beta_i} - 1) \right)$$

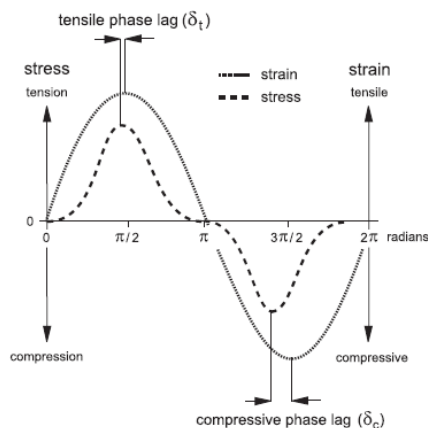
Υπό πίεση λήφθηκαν η διαπερατότητα των οστών και η οστεϊνη-οδοντίνη ως σταθερές, ενώ ο πολύ πιο ήπιος ΠΣ κυμαινόταν λόγω επέκτασης και κατάρρευσης των αιμοφόρων αγγείων κατά τη διάρκεια του τεντώματος ή της συμπίεσης. Η εξίσωση που περιγράφει αυτή τη συμπεριφορά προέρχεται από τη βιβλιογραφία:

$$k = k_0 \frac{e(1+e_0)}{e_0(1+e)} \exp \left( M \left( \frac{1+e}{1+e_0} - 1 \right) \right)$$

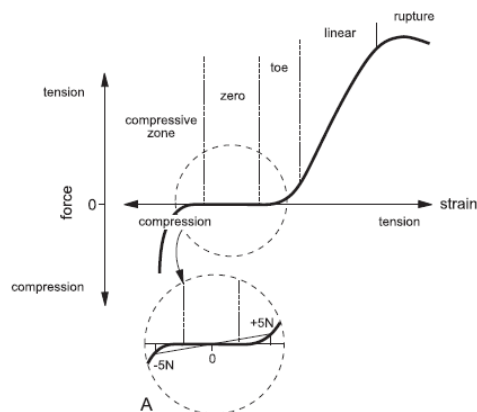
#### 4.3.12 Sanctuary και συνεργάτες (2007)

Στόχος των Sanctuary και συνεργατών του (C. Sanctuary, 2005) είναι η ανάπτυξη ενός στοιχειώδη νόμου που θα προέρχεται από φυσικές αρχές και των οποίων οι παράμετροι είναι οι ιδιότητες των υλικών, αντί μια συνάρτηση πλήρους καταλληλότητας. Για προσδιορισμό αυτών των παραμέτρων, απαιτούνται απλά δείγματα σαφώς καθορισμένων γεωμετριών υποβλήθηκαν σε στοιχειώδεις συνθήκες φορτίου. Σε αυτήν τη μελέτη στόχος ήταν να χαρακτηριστεί η χρονικά εξαρτώμενη συμπεριφορά του ΠΣ και συγκεκριμένα σε μονότονες δοκιμές ράμπας και ημιτονοειδή στελέχη. Παρήχθησαν δείγματα που προέρχονται από βοοειδή σχήματος ράβδου, και που αποτελούνται από τμήματα οδοντίνης, ΠΣ, και οστά υποβλήθηκαν σε μονότονες δοκιμές ράμπας ή ταλάντωσης σε ένα μικρο-ελαστικό μηχάνημα.

Μέσω της υποβολής των δειγμάτων σε ταλάντωση, μπορεί να εντοπιστεί η ανταπόκριση και οι σε φάση και εκτός φάσης συνιστώσες, η πρώτη αναπαριστώντας την ελαστική απόκριση και η τελευταία την ενέργεια που διαχέεται – την παχύρρευστη απόκριση. Η παράμετρος που χαρακτηρίζει αυτή την απόκριση ονομάζεται "υστέρηση φάσης(phase lag) ( $\delta$ ), και αντιπροσωπεύει την διαφορά μεταξύ της ανώτατης πίεσης και την ανώτατη τιμή προκύπτουσας έντασης. Έτσι, όλες οι καμπύλες φορτίου-μετατόπισης μετατράπηκαν σε διαγράμματα τάσεων-παραμορφώσεων.



The phase lag under tension and compression



Typical tension-compression curve for uniaxially strained sample.

### 4.3.13 Huang και συνεργάτες (2012)

Οι Huang και συνεργάτες αποκόμισαν μια πραγματική γεωμετρία των δοντιών χρησιμοποιώντας μια εικόνα CT-ανακατασκευής και τεχνικής ενός 3D μοντέλου του άνω κεντρικών τομέων, με συνδρομή του λογισμικού Mimics10.0. Η μη γραμμικότητα του ΠΣ, όπως έχει τεκμηριωθεί στη βιβλιογραφία, περιγράφεται χρησιμοποιώντας την υπερελαστικότητα, τη διγραμμική συμπεριφορά ή την εξαρτώμενη από τον χρόνο ιξωδοελαστικότητα. Οι συγγραφείς επέλεξαν την προσέγγιση της υπερελαστικότητας για να περιγράψουν τις ιδιότητες του ΠΣ, ειδικά για να περιγράψουν μια μορφή κατά Ogden συνάρτηση λειτουργίας δυναμικότητας ενέργειας, ως εξής:

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{a_i^2} (\bar{\lambda}_1^{a_i} + \bar{\lambda}_2^{a_i} + \bar{\lambda}_3^{a_i} - 3) + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J - 1)^{2i}$$

Τα δεδομένα μιας μονοαξονικής δοκιμής τάσης για τον ΠΣ στη βιβλιογραφία χρησιμοποιείται για την τοποθέτηση του μοντέλου τρίτης τάξεως Ogden, συνεπιδρώντας στον υπολογισμό των συντελεστών όπως φαίνεται παρακάτω (Huixiang Huang, 2012):

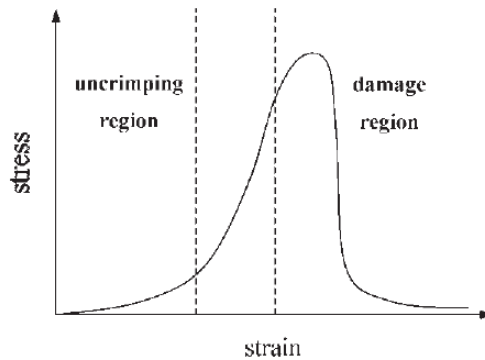
Table 1 Coefficients of the third order Ogden model

$i$	$\mu_i$	$a_i$	$D_i$
1	-24.4237106	1.99994222	4.87164332
2	15.8966494	3.99994113	0.00000000
3	8.56953079	-2.00005453	0.00000000

Προκειμένου να εκτιμηθούν οι μηχανικές αποκρίσεις του ΠΣ υπό των δύο παράλληλων δυνάμεων, που συνάδει με ρεαλιστικά φορτία κατά τη διάρκεια κλινικής ορθοδοντικής θεραπείας, δύο παράλληλες δυνάμεις των 0,25 N και μία συγκεντρωτική δύναμη με τιμή 0,5 N εφαρμόστηκαν αντίστοιχα στον κεντρικό κοπήρα προς μια κατεύθυνση κάθετη προς το στήριγμα. Παρά τη διαφορά των επιπέδων άσκησης πίεσης, που προκλήθηκαν από τους δύο τύπους συνθηκών φόρτωσης, η κατανομή των πιέσεων στον ΠΣ είναι παρόμοια, και οι συγκεντρώσεις τους λαμβάνουν χώρα στην φατνιακή κορυφογραμμή και στην κορυφή του γλωσσικού-στοματικού ΠΣ.

#### 4.3.14 Natali και συνεργάτες (2003)

Το παρών έργο από τους Natali και συνεργάτες (A.N. NATALI, 2003) που περιγράφεται επικεντρώθηκε στην αριθμητική προσομοίωση της άμεσης απόκρισης του ιστού, αν και τα ιξώδη αποτελέσματα που απεικονίζονται από τον ΠΣ δεν λαμβάνονται υπόψη. Ο ιστός υποβλήθηκε σε μελέτη υπό μεγάλες πιέσεις, συμπεριλαμβανομένων των επιπτώσεων, και κατά συνέπεια αναπτύχθηκε ένα μη-γραμμικό μοντέλο ελαστικής ζημίας για τον ΠΣ. Το αποτέλεσμα της ζημίας περιγράφει τη σταδιακή αποτυχία των ινών κολλαγόνου μόλις μετά την επιτυχία ενός ορισμένου επιπέδου πίεσης:



Typical tensile stress–strain curve and the various regions

Το υλικό λαμβάνεται ως υπόθεση ότι είναι υπερελαστικό επομένως μπορεί να θεωρηθεί ότι γίνεται χρήση μιας συνάρτησης αποθηκευμένης ενέργειας. Μια τυπική σχέση μιας τέτοιας συνάρτησης είναι:

$$W = W_m(I_1, I_2, I_2) + W_f(I_4) + W_{mf}(I_1, I_2, I_3, I_4)$$

Ο όρος  $W_m$  αναπαριστά την ιστροπική συμβολή της βασικής μήτρας, ο  $W_f$  την ανισότροπη συμβολή των ινιδίων κολλαγόνου ενώ το  $W_{mf}$  τη συνεισφορά λόγω της αλληλεπίδρασης μεταξύ των συστατικών του υλικού, η οποία μπορεί και να αγνοηθεί. Η συνεισφορά της μήτρας ως συνήθως χωρίζεται σε δύο συνιστώσες, όπως παρακάτω:

$$W_m = U_m(J) + \tilde{W}_m(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2) \text{ where } U_m = K_v(J - 1)^2 \text{ and } \tilde{W}_m = C_1(\tilde{I}_1 - 3) + C_2(\tilde{I}_2 - 3)$$

Τέλος, η συνδρομή των ινιδίων στο στέλεχος της ενέργειας ορίζεται ως ακολούθως:

$$W_f = \frac{C_3}{\gamma} \left\{ \exp[\gamma(I_4 - 1)] - \gamma(I_4 - 1) - 1 \right\}$$

Η πτυχή της βλάβης για το τμήμα της ελαστο-βλάβης του μοντέλου αποτελείται από δύο κριτήρια βλάβης προς αντιστοιχία με τη σύνθετη φύση του στοιχείου του ΠΣ-ένα κριτήριο για τη μήτρα και ένα για τα ινίδια. Ορίστηκε ένας καταστατικός νόμος στη βάση μιας συνάρτησης ελεύθερης ενέργειας κατά Helmholtz:

$$\psi(C, D_m, D_f) = g_m(D_m) [U_m(J) + \tilde{W}_m(\tilde{I}_1, \tilde{I}_2)] + g_f(D_f)W_f(I_4)$$

Η βλάβη των ινιδίων κολλαγόνου ( $D_f$ ) οφείλεται στην προοδευτική και ορίζεται ως εξής:  $D_f = \frac{N_f}{N}$

Όπου  $N$  είναι η πυκνότητα των ινιδίων κολλαγόνου στην ορθογώνια επιφάνεια  $\mathbf{a}_0$  και  $N_f$  η πυκνότητα των ινιδίων κολλαγόνου που έχουν αποτύχει. Το  $\mathbf{a}_0$  είναι ένα μοναδιαίο διάνυσμα που αντιπροσωπεύει τον προσανατολισμό των ινών σε μια κατάσταση μη παραμόρφωσης, εφαπτομένη σε αυτούς. Η συνάρτηση ζημίας ορίζεται ως εξής:

$$\text{Όπου } g_f(D_f) = \frac{1 - \exp[\beta_f(G_f(D_f) - G_f(1))]}{1 - \exp[\beta_f(G_f(0) - G_f(1))]} \quad G_f(D_f) = \lambda_{\max}^4(D_f) = [\lambda' + (\lambda^* - \lambda')D_f]^4$$

Και  $\lambda_{\max}$  είναι η μέγιστη έκταση που κάνει ο ιστός κατά μήκος του  $\mathbf{a}_0$  σε αντιστοιχία με μια  $D_f$  ζημία, χωρίς επαύξηση της ζημίας από τα ινίδια,  $\lambda'$  είναι η πραγματική έκταση όπου η κάθε ίνα παθαίνει ρήξη και  $\lambda^*$  είναι η έκταση κατά την οποία η διαδικασία της ρήξης έχει τερματιστεί.

$$\text{Για την θεμέλια ουσία, στις ίδιες γραμμές: } g_m(D_m) = \frac{1 - \exp[\beta_m(G_m(D_m) - G_m(1))]}{1 - \exp[\beta_m(G_m(0) - G_m(1))]}$$

$$\text{Όπου } G_m(D_m) = [\lambda'_{\text{eq}} + (\lambda^*_{\text{eq}} - \lambda'_{\text{eq}})D_m]^4$$

#### 4.3.15 Natali και συνεργάτες (2011)

Στο ακόλουθο περίγραμμα της πρόσφατης εργασίας των Natali και συνεργατών (Arturo N. Natali PG, 2011), περιγράφεται ένα μη-γραμμικό, εγκάρσια ισότροπο και ιξωδοελαστικό συστατικό μοντέλο. Η ελαστική συμπεριφορά θεωρείται υπερελαστική, ενώ το ιξώδες είναι μη γραμμικό και περιλαμβάνει μια εξάρτηση στο στέλεχος που είναι παρόμοιο με εκείνο που υιοθετήθηκε στους συνδέσμους στο γόνατο. Εν ολίγοις, η ένταση μπορεί να εκφραστεί ως:

$$\mathbf{S} = \underbrace{\mathbf{S}_0(\mathbf{C}(t))}_{\text{elastic}} - \sum_{i=1}^m \underbrace{\mathbf{Q}_i(\mathbf{C}(t), t)}_{\text{viscous}}$$

Where  $\mathbf{S}_0$  is the instantaneous elastic response of the tissue, the sum of  $\mathbf{Q}_i$  terms is stress attributed to the development of the viscous phenomena with  $m$  being the number of the viscous processes adopted;  $\mathbf{C}$  is the right Cauchy–Green measure of stress and  $t$  represents the time.

Όπου  $\mathbf{S}_0$  είναι η στιγμιαία ελαστική απόκριση του ιστού, το άθροισμα των όρων  $\mathbf{Q}_i$  αποδίδεται στην ένταση που αναπτύσσεται στα ιξώδη φαινόμενα με το  $m$  να είναι ο αριθμός των εγκεκριμένων διαδικασιών,  $\mathbf{C}$  είναι η σωστή Cauchy-Green μέτρηση της έντασης ενώ ο  $t$  εκπροσωπεί το χρόνο.

Το ελαστικό τμήμα της απάντησης διατυπώνεται ως μια ιστροπική ίνα ενισχυμένη με υλικά που βασίζονται στη βιβλιογραφία. Η μήτρα του εδάφους είναι πιθανόν να έχει ισότροπα μηχανικά χαρακτηριστικά με τις ίνες κολλαγόνου να επαγάγουν μια ανισότροπη συμπεριφορά λόγω των συγκεκριμένων χωρικών τους προσανατολισμών. Ως εκ τούτου, η συνολική τάση ορίζεται ως το άθροισμα των συστατικών της έντασης που σχετίζονται με τη μήτρα εδάφους  $\mathbf{S}_{0m}$  και τις ίνες κολλαγόνου  $\mathbf{S}_{0f}$ :

$$\mathbf{S}_0 = \mathbf{S}_{0m} + \mathbf{S}_{0f} = \begin{cases} \mu \mathbf{I} + \frac{k}{2\alpha} \{\exp[\alpha(I_4 - 1)] - 1\} \mathbf{M} \otimes \mathbf{M} + p \mathbf{C}^{-1} & I_4 \geq 1 \\ \mu \mathbf{I} + p \mathbf{C}^{-1} & I_4 < 1 \end{cases}$$

Ο  $\mathbf{I}$  είναι η δεύτερης τάξης μονάδα τανυστή και το βαθμωτό  $p$  είναι η υδροστατική πίεση που μετράται συνυπολογίζοντας τις ειδικές οριακές συνθήκες που δρουν επί του ιστού. Η συστατική παράμετρος  $\mu$  σχετίζεται με την αρχική δυσκαμψία διάτμησης της μήτρας εδάφους, ενώ ο  $k$  αναπαριστά την αρχική ακαμψία των ινών κολλαγόνου και το " $\alpha$ " είναι μια παράμετρος που σχετίζεται με την μη-γραμμικότητα της ανταπόκρισης στην έντασή τους. Το δυαδικό προϊόν προϋποθέτει τη  $\mathbf{M}$  μοναδιαίο διάνυσμα που αντιπροσωπεύει τη διάθεση των ινών κολλαγόνου κατά τη μη παραμορφωμένη απεικόνιση. Το  $I_4 = \mathbf{M} \cdot \mathbf{C} \mathbf{M} = \lambda^2$  βαθμιδωτό  $I_4$  παραμένει διαθροωτικά αμετάβλητο και σχετίζεται με την έκταση του  $\lambda$  των ινών κολλαγόνου.

Η συνεισφορά σε ιξώδες στην ένταση αποδίδεται από διαφορικές εξισώσεις για κάθε όρο  $\mathbf{Q}_i$ :

$$\mathbf{Q}_i + \frac{1}{\tau_i} \mathbf{Q}_i = \frac{\gamma_i}{\tau_i} \mathbf{S}_0 \quad (i = 1, \dots, m);$$

όπου  $\gamma_i$  αποτελεί τη σχετική ακαμψία της κάθε ιξώδους διαδικασίας και το χρόνο της σχετικής χαλάρωσης  $\tau_i$ . Προκειμένου να εισαχθεί η εξάρτηση σε επίπεδο εντάσεως καταχωρήθηκαν τα  $\tau_i$  και  $\gamma_i$  θεωρώντας τα ως μη γραμμικές σχέσεις και τα εκτείνουμε:

$$\tau_i = \tau_i^\alpha \exp[\tau_i^\beta (I_4 - 1)]$$

$$\gamma_i = \gamma_i^\alpha \exp[-\gamma_i^\beta (I_4 - 1)]$$

Η παραπάνω προσέγγιση υιοθετήθηκε από τη βιβλιογραφία, οι συγγραφείς έχουν συνεπώς ελέγξει μια πιο απλή προσέγγιση υποθέτοντας ότι οι χρόνοι χαλάρωσης είναι σταθεροί. Αυτή η υπόθεση οδηγεί σε:

$$\mathbf{Q}_i = \int_0^t \frac{\gamma_i(I_4)}{\tau_i} \exp\left(\frac{s-t}{\tau_i}\right) \mathbf{S}_0 ds$$

Στην περίπτωση που υπολογίζεται η συνολική σχετική ακαμψία και στη συνέχεια χωρίζεται μεταξύ του αριθμού των ιξωδο-ελαστικών διαδικασιών κάνοντας χρήση των παραμέτρων  $m$ , μη αρνητική παράμετρος ανυσμάτων ενώ με  $\beta_i$ , όπου  $m$  είναι ο αριθμός των ιξωδο-ελαστικών διεργασιών:

$$\gamma = 1 - \eta_0 \{1 - \exp[-\eta_1 (I_4 - 1)]\}$$

$$\gamma_i = \beta_i \gamma \quad (i = 1, \dots, m) \quad \sum_{i=1}^m \beta_i = 1$$

Οι συγγραφείς προσδιόρισαν τις παραμέτρους υλικών που απαιτούνται για να καθορίσουν ένα συστατικό μοντέλο με  $m = 2$  (5 παράμετροι απαιτούνται), αλλά λόγω έλλειψης στοιχείων δεν προσδιόρισαν τις παραμέτρους που σχετίζονται με την μήτρα του εδάφους. Τέλος, επαληθεύτηκε μόνο η εξάρτηση της έντασης μόνο για τις σχετικές παραμέτρους ακαμψίας.



# Κεφάλαιο 5: Ανάλυση με την μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων

## 5.1 Γενικές αρχές των Πεπερασμένων Στοιχείων

Η Ανάλυση με την μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων είναι ίσως το πιο σημαντικό επίτευγμα στη μηχανική κατά τον τελευταίο αιώνα. Η μέθοδος έχει γίνει ένα τέτοιο ισχυρό εργαλείο που σήμερα πολύ περισσότερο οι άνθρωποι είναι χρήστες παρά προγραμματιστές.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων (FEM) είναι η κυρίαρχη τεχνική διακριτοποίησης στον τομέα των μηχανική. Η βασική (Roylance, 2001), η έννοια της φυσικής ερμηνείας της FEM είναι η υποδιαίρεση του μαθηματικού μοντέλου σε συνιστώσες ασυνεχές (μη επικαλυπτόμενη) απλής γεωμετρίας ονομάζεται πεπερασμένα στοιχεία ή στοιχεία για συντομία. Η απόκριση του κάθε στοιχείου εκφράζεται σε όρους ενός πεπερασμένου αριθμού των βαθμών ελευθερίας που χαρακτηρίζεται ως η τιμή μιας άγνωστης λειτουργίας, ή λειτουργίες, σε ένα σύνολο κομβικών σημείων. Η απάντηση του μαθηματικού μοντέλου τότε θεωρείται ότι προσεγγίζεται από εκείνη του διακριτού μοντέλο που προκύπτει από τη σύνδεση ή τη συναρμολόγηση με τη συλλογή όλων των στοιχείων. (αναδιατυπώσει) Μια τυπική ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων (FEA) σε ένα σύστημα το λογισμικό απαιτεί τις ακόλουθες πληροφορίες:

1. Κομβικά σημεία σε χωρικές θέσεις (γεωμετρία)
2. Στοιχεία που συνδέουν τα κομβικά σημεία
3. Ιδιότητες μάζας
4. Συνοριακές συνθήκες ή περιορισμοί
5. Φόρτιση
6. Επιλογές Ανάλυσης

Συνήθως, μία ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων μπορεί να χωριστεί σε τρία κύρια μέρη (Roylance, 2001):

1. Προεπεξεργασία, όπου ο χρήστης είναι υπεύθυνος για την κατασκευή ενός μοντέλου του αντικειμένου που πρόκειται να αναλυθεί. Αυτό το μοντέλο αντιπροσωπεύει την γεωμετρία του αντικειμένου και χωρίζεται σε διακριτές περιοχές που ονομάζονται στοιχεία που συνδέονται σε συγκεκριμένα σημεία ονομάζομενα κόμβοι. Σε ορισμένους κόμβους μπορεί να ανατεθεί μια τιμή μετατόπισης, σταθερά ή όχι, ή ένα φορτίο.
2. Ανάλυση. Με βάση δεδομένα που έχουν εισαχθεί νωρίτερα το πρόγραμμα δημιουργεί και επιλύει ένα σύστημα αλγεβρικών εξισώσεων  $\mathbf{K}_i \mathbf{u}_i = \mathbf{f}_i$  όπου  $\mathbf{K}$  είναι μια μήτρα που

εξαρτάται από τα συγκεκριμένα δεδομένα του προβλήματος (γεωμετρία-συνοριακές συνθήκες-υλικά-τύπος των στοιχείων),  $\mathbf{u}_j$  οι εφαρμοζόμενες μετατοπίσεις και  $\mathbf{f}$  τα εφαρμοζόμενα φορτία.

3. Η επεξεργασία των αποτελεσμάτων, ξεκινά με μια ενδελεχή έλεγχο για τα προβλήματα που μπορεί να έχουν συμβεί κατά τη διάρκεια της λύσης. Οι περισσότεροι λύτες παρέχει ένα αρχείο καταγραφής, το οποίο θα πρέπει να ψάξει για προειδοποιήσεις ή σφάλματα, και η οποία θα παρέχει επίσης ένα ποσοτικό μέτρο του πόσο καλά συμπεριφέρθηκε οι αριθμητικές διαδικασίες ήταν κατά τη διάρκεια της λύσης. Στη συνέχεια, τα φορτία αντίδρασης σε συγκρατημένη κόμβοι πρέπει να αθροίζονται και να εξετάζονται. Φορτία αντίδραση που δεν ισορροπήσει εκ του σύνεγγυς την εφαρμογή προκύπτουν φορτίο για μια γραμμική στατική ανάλυση θα πρέπει να θέσει υπό αμφισβήτηση την εγκυρότητα των άλλων αποτελεσμάτων. Πρότυπα σφάλματος όπως η πυκνότητα ενέργειας παραμόρφωσης και απόκλιση άγχος μεταξύ των γειτονικών στοιχείων θα μπορούσε να εξεταστεί στην επόμενη.

### Η αρχή των Δυνατών Έργων

Η αρχή των δυνατών έργων αποτελεί τη βάση για τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων στην μηχανική των στερεών και γι 'αυτό πρέπει να συζητηθεί σύντομα σε αυτή την ενότητα. Η αρχή των δυνατών έργων είναι ένας διαφορετικός τρόπος για την έκφραση των μερικών διαφορικών εξισώσεων ισορροπίας:

$$\frac{\partial \sigma_{ji}}{\partial y_j} + \rho b_i = \rho \frac{dv_i}{dt}$$

σε ισοδύναμη ολοκληρωματική μορφή, έτσι ώστε να μην υπάρχει καμία ανάγκη για παραγωγή των τάσεων, η οποία είναι πολύ καλύτερα προσαρμοσμένο για επίλυση μέσω υπολογιστή. Η εικονική εξίσωση έργων εκφράζεται ως:

$$\int_V \sigma_{ij} \delta D_{ij} dV + \int_V \rho \frac{dv_i}{dt} \delta v_i dV - \int_V \rho b_i \delta v_i dV - \int_{S_2} t_i \delta v_i dA = 0$$

όπου  $\delta D_{ij}$  είναι ο εικονικός ρυθμός επιμήκυνσης:  $\delta D_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial \delta v_i}{\partial y_j} + \frac{\partial \delta v_j}{\partial y_i} \right)$

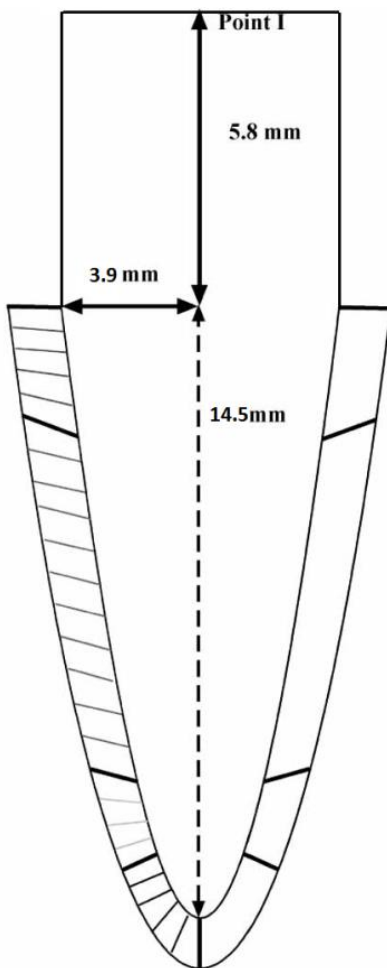
Η αρχή των δυνατών έργων ορίζει ότι αν το πεδίο τάσεων  $\sigma_{ij}$  ικανοποιεί την αρχή των δυνατών έργων τότε πρέπει επίσης να ικανοποιεί την γραμμική εξίσωση για δυναμική ισορροπία. Η σημασία αυτού του αποτελέσματος είναι ότι μας δίνει έναν εναλλακτικό τρόπο για να λύσουμε ένα πεδίο τάσεων που ικανοποιεί την γραμμική εξίσωση δυναμικής ισορροπίας, ο οποίος αποφεύγει να χρειάζεται να παραγωγίσει τις τάσεις. Εξαιτίας του γεγονότος ότι η ολοκλήρωση ως διαδικασία είναι σημαντικά δυσκολότερη από την διαφοροποίηση με ακρίβεια στον υπολογιστή, η



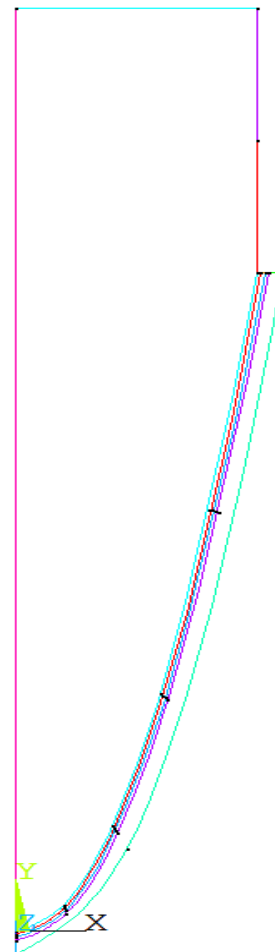
εικονική εξίσωση έργων είναι το σημείο εκκίνησης για κάθε ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων που αφορούν παραμορφώσιμα στερεά.

## 5.2 Γεωμετρία των πεπερασμένων στοιχείων.

Με βάση τα μέσα ανατομικά χαρακτηριστικά ενός ανθρώπινου άνω κεντρικού τομέα, ένα παραβολοειδούς σχήματος δόντι που χρησιμοποιείται από τους Προβατίδης και συν. et al. (Provatidis, 2000) υιοθετήθηκε για την PDL με ένα ομοιόμορφο πάχος 0,2 χιλιοστά, σύμφωνα με ό,τι έχει αναφερθεί στη βιβλιογραφία. Αν και αυτή η προσέγγιση αντιπροσωπεύει μια προφανή απλοποίηση της εν λόγω γεωμετρίας έχει αποδειχθεί να είναι εύλογη, ενώ έχει το πλεονέκτημα του μειωμένου υπολογιστικού κόστους και επιτρέπει την αυτοματοποιημένη δημιουργία της γεωμετρίας με βάση μερικές παραμέτρους. Ωστόσο, χρησιμοποιήθηκε και ένα πραγματικό μοντέλο δοντιού, από τη βιβλιογραφία (Borjor Andrew, 2009) προκειμένου να λειτουργήσει ως ένας έλεγχος εγκυρότητας για το μοντέλο μας. Οι διαστάσεις που περιγράφουν την απλοποιημένη geometry παρουσιάζονται στο Σχήμα 5.2-1 έως 2.



5.2-1 Οι κύριες διαστάσεις του δοντιού.



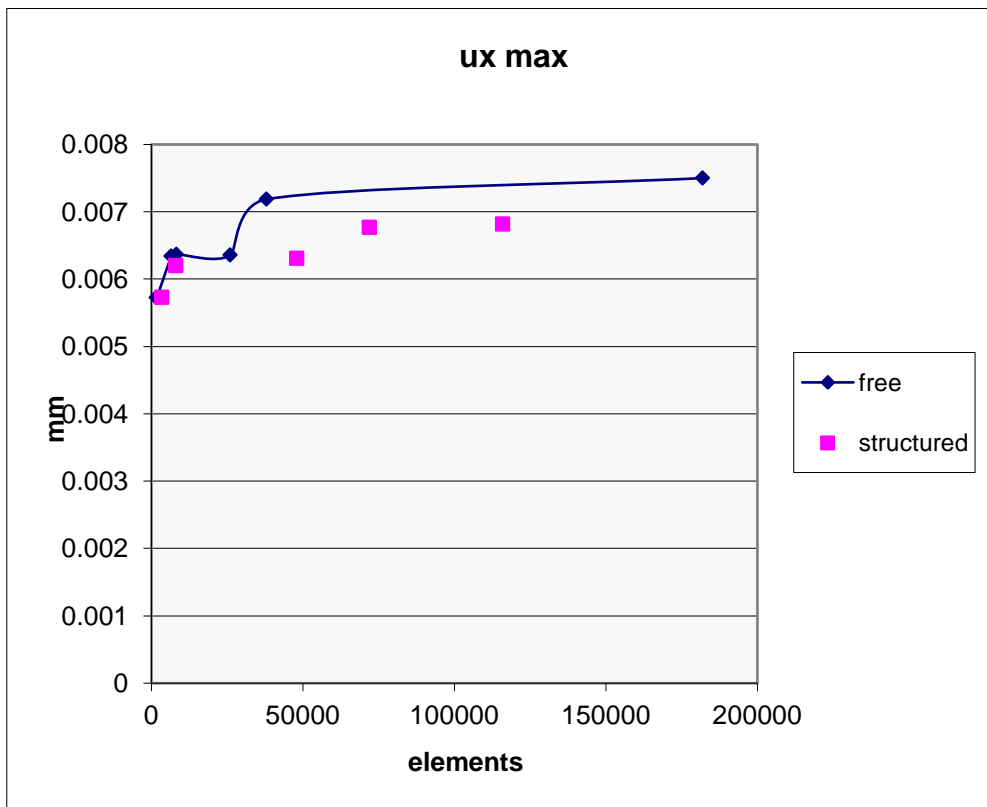
Σχήμα 5.2-2 Γραμμές και Κύρια σημεία καθορίζουν το δόντι

### 5.3 Κατασκευή του Πλέγματος

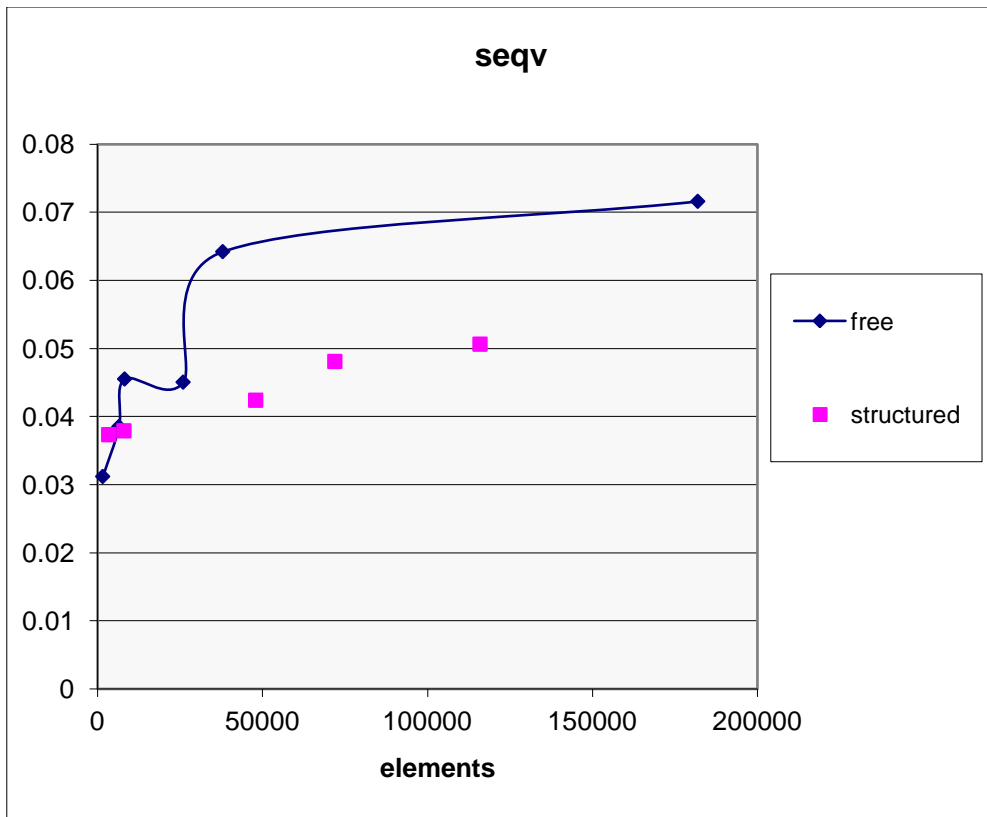
Η κατασκευή του πλέγματος ενός χωροταξικού τομέα περιλαμβάνει απλά γεωμετρικά στοιχεία, όπως τρίγωνα (σε 2D) ή τετράεδρα (σε 3D). Τα Πλέγματα συνήθως πρέπει να συμμορφώνονται με τα οριακές συνθήκες. Επιπλέον, για πολλές εφαρμογές υπάρχουν ποιοτικά κριτήρια που πρέπει να πληρούνται, όπως η διασφάλιση ότι οι γωνίες ή ορισμένες αναλογίες πλευρών δεν είναι πάρα πολύ μικρές. Ένα πυκνό πλέγμα οδηγεί στο γεωμετρικό σχήμα του μοντέλου που αναπαράγεται μέσα στο πρόγραμμα με αυξημένη πιστότητα, ενώ ένα πιο χοντρό πλέγμα θυσιάζει κάποιες λεπτομέρειες και, συνεπώς, την ακρίβεια. Σε γενικές γραμμές η διακριτοποίηση απαιτεί μια πράξη εξισορρόπησης ανάμεσα στην αυξημένη ακρίβεια και την υψηλή απαίτηση χρόνου της CPU.

Η ακρίβεια των αποτελεσμάτων σε κάθε ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων επηρεάζεται άμεσα από την ποιότητα του πλέγματος. Για να αποφασιστεί η βέλτιστη πυκνότητα των ματιών αρκετά στατική ανάλυση διεξήχθησαν χρησιμοποιώντας ένα απλό γραμμικά ελαστικό υλικό. Τα μάτια εξετάζονται ποικίλουν σε πυκνότητα και σε αλγόριθμο (free-αυτοματοποιημένη συγκερασμό και δομημένο). Τα αποτελέσματα μπορεί να φανεί στους πίνακες κατωτέρω.

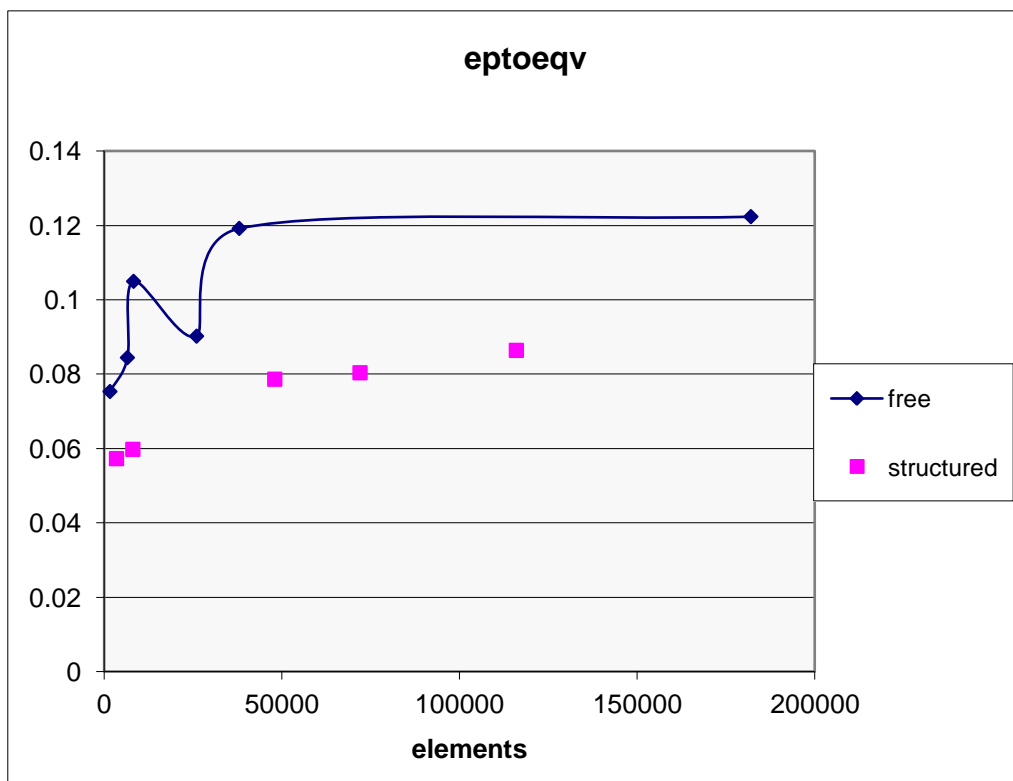
Ο αριθμός των στοιχείων αφορά μόνο αυτούς που ήταν αφιερωμένοι στο PDL όγκο, ενώ ορισμένοι βασικοί πίνακες λύση επιλέχθηκαν. Η ίδια διαδικασία επαναλαμβάνεται για ένα δι-γραμμικό μοντέλο ορισμό υλικού προκειμένου να διερευνηθεί η επίδραση της πυκνότητας των ματιών, όταν ένα πιο σύνθετο συστατική δίκαιο εχρησιμοποιήθη.



Σχήμα 5.3-1 Η μέγιστη μετατόπιση του δοντιού σε σχέση με τα στοιχεία του πλέγματος.

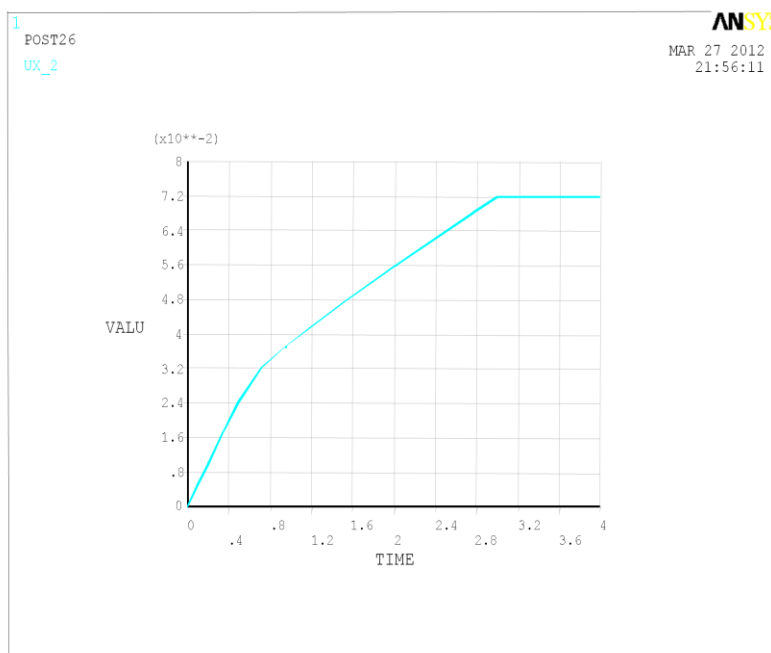


Σχήμα 5.3-2 Η μέγιστη ισοδύναμη τάση σε σχέση με τα στοιχεία του πλέγματος.



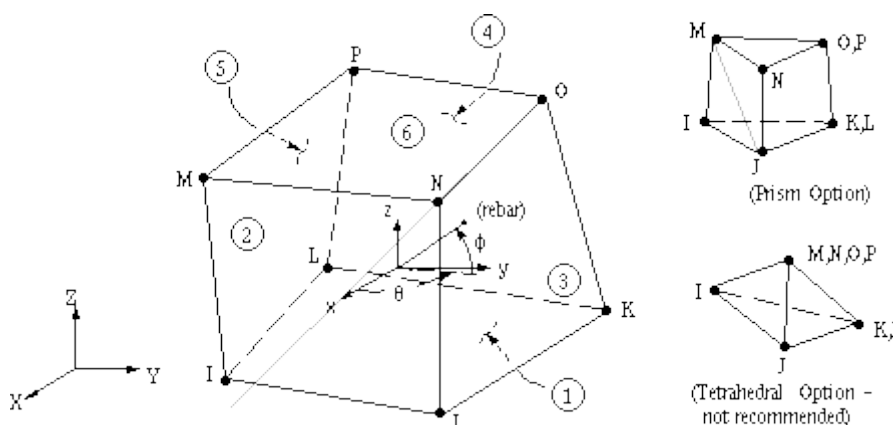
Σχήμα 5.3-3 Σχήμα 5.3-2 Η μέγιστη ισοδύναμη παραμόρφωση σε σχέση με τα στοιχεία του πλέγματος.

Με βάση τα παραπάνω ένα δομημένο πλέγμα με 2 στοιχεία ανάμεσα στις επιφάνειες ορισμού του PDL, που αποτελείται από 36.000 στοιχεία επιλέχθηκε. Το δι-γραμμικό μοντέλο υλικού έδειξε πολύ λιγότερη εξάρτηση από τον αριθμό των στοιχείων που χρησιμοποιούνται ως μοντέλα που αποτελούνται από 16.000 σε 48.000 που παράγεται κοντά ταυτόσημα αποτελέσματα.



Σχήμα 5.3-4 Ενδεικτική μετατόπιση για ένα διγραμμικό μοντέλο PDL

Ο τύπος των στοιχείων που επιλέγονται από ANSYS ήταν σε μεγάλο βαθμό υπαγορεύεται από το μοντέλο υλικού που επιλέγεται για το PDL και από το είδος της εμπλοκής. Για την περιοχή του δοντιού και του οστού στοιχεία χρησιμοποιήθηκαν στοιχεία SOLID65:

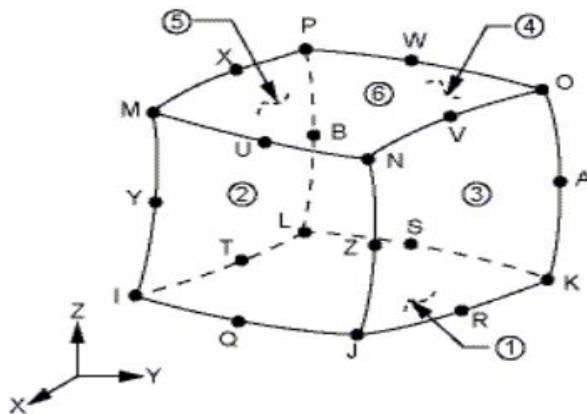


Σχήμα 5.3-5 Το στοιχείο solid 65

Όσον αφορά το PDL χρησιμοποιήθηκαν στοιχεία solid186 και 185 ANSYS.

SOLID186 είναι ένα ανώτερης τάξης 3-D 20-node στερεό στοιχείο που παρουσιάζει τετραγωνική συμπεριφορά μετατόπισης. Το στοιχείο ορίζεται από 20 κόμβους που έχει τρεις βαθμούς

ελευθερίας ανά κόμβο: μεταφράσεις στο κομβικό x, y και z κατευθύνσεις. Το στοιχείο υποστηρίζει την πλαστικότητα, Hyperelasticity, ερπυσμός, ακαμψίας στρες, μεγάλη παραμόρφωση, και μεγάλες δυνατότητες στέλεχος. Έχει επίσης μικτή ικανότητα σύνθεσης για την προσομοίωση παραμορφώσεων σε σχεδόν ασυμπιέστα ελαστοπλαστικά, και πλήρως ασυμπιέστα υπερελαστικά υλικά:



Σχήμα 5.3-6 Το στοιχείο solid 186

Το SOLID185 είναι το χαμηλότερο τάξης έκδοση του SOLID186. Και τα δύο αυτά στοιχεία χρησιμοποιούν την τυποποιημένη μέθοδο όπου οι όροι ογκομετρική στέλεχος στα σημεία ολοκλήρωσης Gauss αντικαθίστανται από το μέσο όρο στέλεχος ογκομετρική των στοιχείων. Αυτή η μέθοδος είναι επίσης γνωστή ως εκλεκτική ελαττωμένη μέθοδος ολοκλήρωσης. Χρησιμοποιώντας αυτή τη μέθοδο βοηθά στην πρόληψη ματιών κλείδωμα ογκομετρική σχεδόν σε ασυμπιέστη περιπτώσεις. Η επιλεκτική μειωμένη ενσωμάτωση επιλέχθηκε για όλα τα στοιχεία που ανήκουν στο PDL όγκου δεδομένου ότι η τιμή του λόγου του Poisson ξεπέρασε τα 0,45 σε όλες τις περιπτώσεις, η αξία η οποία θεωρείται πολύ υψηλό για πλήρως ενσωματωμένο πεπερασμένων στοιχείων.

Η διαδικασία απεικονίζεται πιο καθαρά με την τροποποίηση της συνθέσεως για στατική γραμμική ελαστικότητα. Η μέθοδος αυτή εφαρμόζεται σε τρία στάδια:

1. The volume integral in the virtual work principle is separated into a deviatoric and volumetric part by writing:

$$\int_R \sigma_{ij} \delta \varepsilon_{ij} dV_0 = \int_R \left( \sigma_{ij} \delta \varepsilon_{ij} - \frac{\sigma_{kk}}{3} \delta \varepsilon_{qq} \right) dV_0 + \int_R \frac{\sigma_{kk}}{3} \delta \varepsilon_{qq} dV_0$$

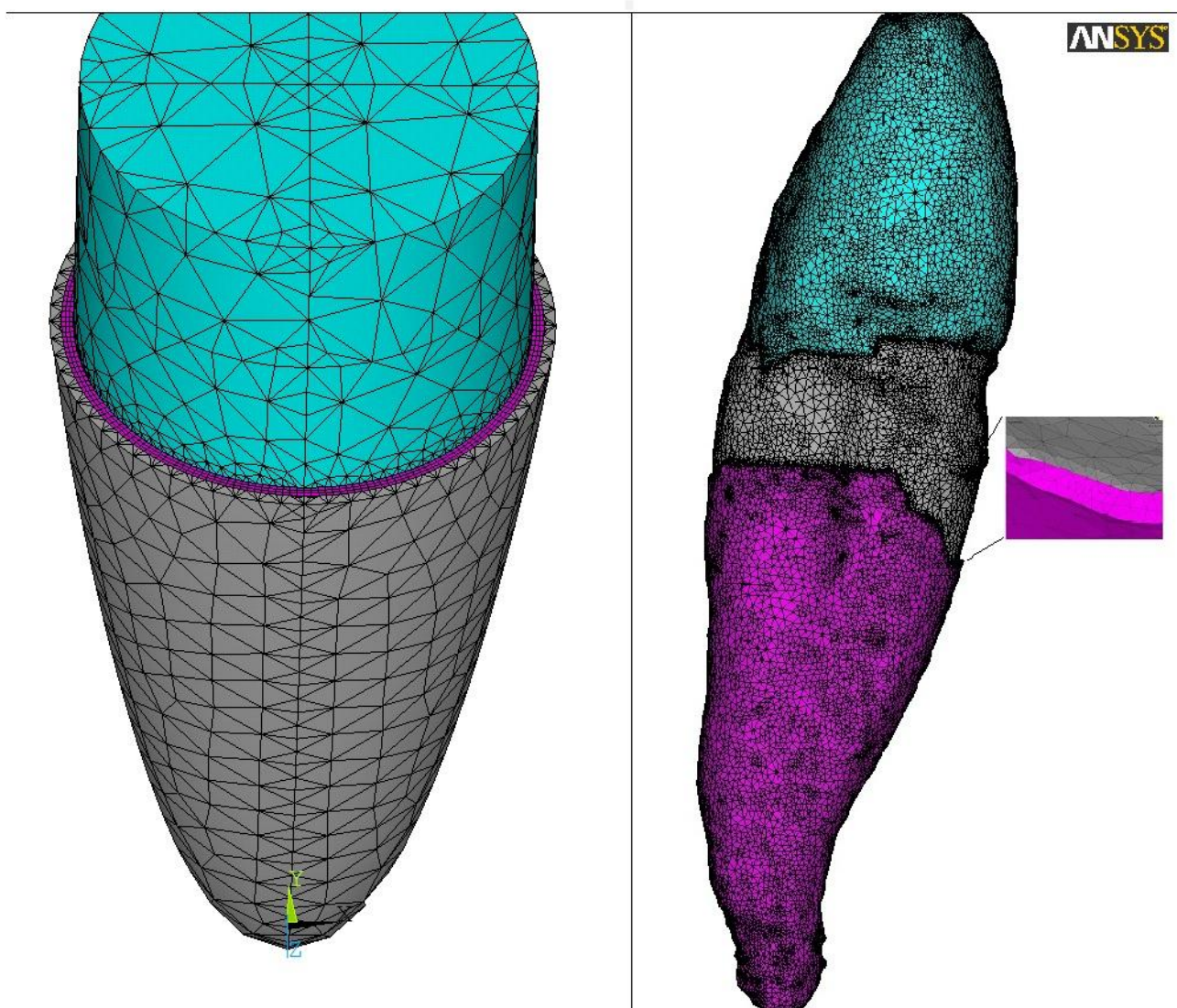
2. Substituting the linear elastic constitutive equation and the finite element interpolation functions into the virtual work principle, we find that the element stiffness matrix can be reduced to:

$$k_{aibk}^{(l)} = \int_{V_e^{(l)}} \left( C_{ijkl} \frac{\partial N^a(\mathbf{x})}{\partial x_j} \frac{\partial N^b(\mathbf{x})}{\partial x_l} - \frac{1}{3} C_{ppkl} \frac{\partial N^a(\mathbf{x})}{\partial x_i} \frac{\partial N^b(\mathbf{x})}{\partial x_l} \right) dV + \int_{V_e^{(l)}} \frac{1}{3} C_{ppkl} \frac{\partial N^a(\mathbf{x})}{\partial x_i} \frac{\partial N^b(\mathbf{x})}{\partial x_l} dV$$

3. When selectively reduced integration is used, the first volume integral is evaluated using the full integration scheme; the second integral is evaluated using reduced integration points.

### 5.3.1 Παραδείγματα Πλέγματος

Αν και σε ορισμένες από τις περιπτώσεις το πλέγμα είχε προσαρμοσθεί για να επιτρέψει την περαιτέρω λεπτομέρεια σε χώρους που απαιτούνται προκειμένου να επιτευχθεί σύγκλιση τα ακόλουθα πλέγματα του δοντιού είναι αντιπροσωπευτικά της πυκνότητας πλέγματος σε όλες τις περιπτώσεις. Δίπλα του είναι ένα επεξεργασμένο πραγματικό πλέγμα των δοντιών από το έργο του (Boryor Andrew, 2009)



Σχήμα 5.3.1-1. Το πλέγμα του απλουστευμένου και του πραγματικού δοντιού.

Κατά τη δημιουργία του πλέγματος και ιδιαίτερα κατά τη λήψη αποφάσεων σχετικά με την πυκνότητα των ματιών και το είδος των στοιχείων για τις πλήρως μοντέλα ασυμπέστο υλικό για το PDL Hybrid στοιχεία όπου χρησιμοποιείται. Αυτό έγινε επειδή η χύδην συντελεστής ελαστικότητας είναι άπειρη για ένα πλήρως ασυμπέστο υλικό, η οποία οδηγεί σε μια άπειρη μήτρα δυσκαμψίας στο πρότυπο σκεύασμα πεπερασμένων στοιχείων προκαλώντας αστάθεια υλικού. Υβριδικά στοιχεία αποφευχθεί αυτό το πρόβλημα με την προσθήκη του υδροστατική κατανομή τάσεων ως πρόσθετο άγνωστη μεταβλητή, η οποία υπολογίζεται κατά τον ίδιο χρόνο όπως το πεδίο μετατόπισης. Αυτό επιτρέπει τα δύσκαμπτα όρους που πρέπει να αφαιρεθεί από το σύστημα των εξισώσεων πεπερασμένων στοιχείων.

## 5.4 Πειράματα που αναπαράχθηκαν

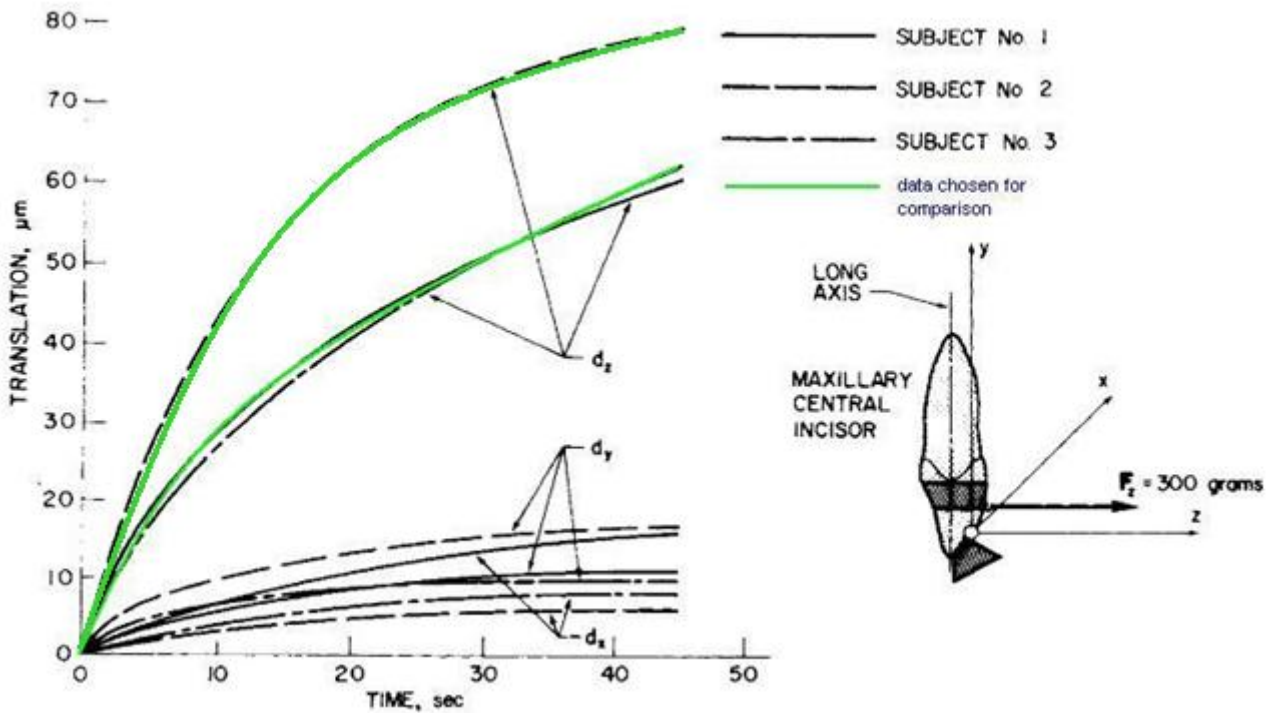
Μια προσπάθεια έγινε για να προσπαθήσουμε και να εφαρμόσει διάφορα ενδεικτικά μοντέλα υλικού που προτείνεται στη βιβλιογραφία και στη συνέχεια συνέκρινε τα εν λόγω αποτελέσματα κατά γνωστό πειραματικά στα αποτελέσματα νίνο. Παρά το γεγονός ότι δεν υπάρχει καμία έλλειψη των πειραματικών προσεγγίσεων για τον προσδιορισμό των χαρακτηριστικών υλικού του PDL, πολύ λίγα από αυτά έχουν πραγματοποιηθεί σε ζώντα ιστό, λόγω της φύσης του προβλήματος. In νίνο πειράματα σε ανθρώπινο ιστό είναι ακόμη λιγότερες, παρ 'όλα αυτά, δεδομένου ότι η απόκριση του ιστού εξαρτάται άμεσα από την κατάσταση και τις παραμέτρους της, όπως η ροή του αίματος, είναι η πιο αξιόπιστη πηγή των δεδομένων. Με αυτό κατά νου, η έμφαση δόθηκε από το έργο του Burnstone et al.

### 5.4.1 Μετατόπιση ως αποτέλεσμα της οριζόντιας δύναμης

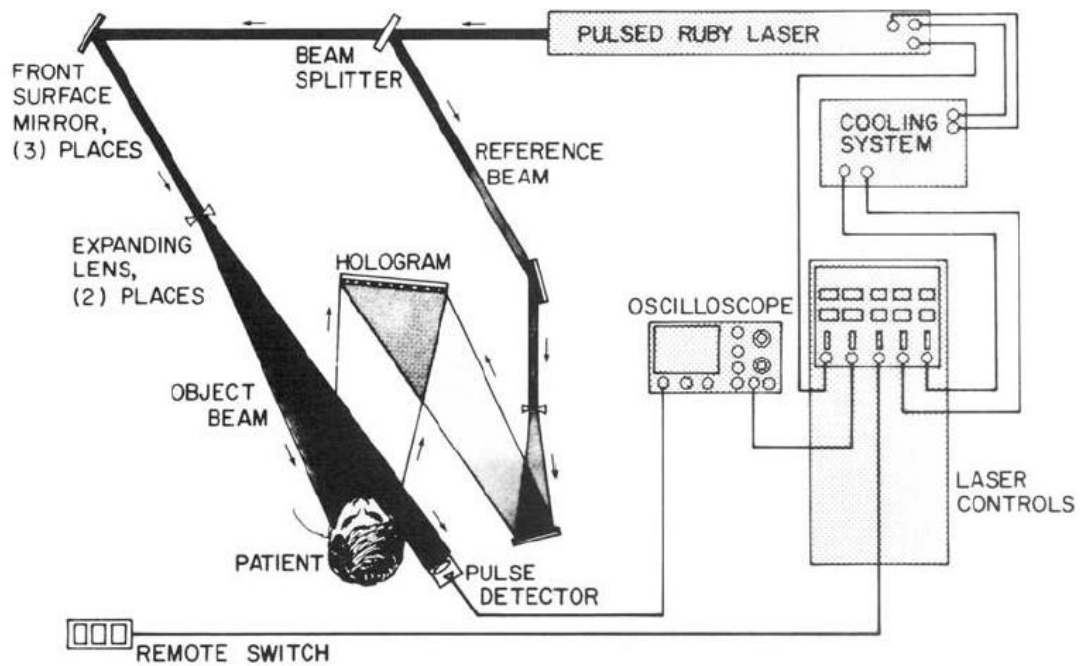
Το κύριο πείραμα που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση πραγματοποιήθηκε από τους Pryputniewicz και Burnstone. (R. J. Pryputniewicz, 1979)

Ο σκοπός της μελέτης από Burnstone ήταν να καθοριστεί το ποσοστό της μετατόπισης των δοντιών και το συνολικό μέγεθος της μετατόπισης των δοντιών οφείλεται σε μία γνωστή δύναμη που εφαρμόζεται στο δόντι. Από μεγάλη ακρίβεια απαιτείται μέτρηση του πρωτογενούς μετατοπίσεις και ταχύτητες, μια μη επεμβατική μέθοδος που βασίζεται στη συμβολομετρία χρησιμοποιήθηκε. Στη μελέτη, τα ολογράμματα καταγράφηκαν και ανακατασκευάστηκε με μια πειραματική διάταξη: Η εξαιρετικά συνεκτική και μονοχρωματικό φως από το λέιζερ χωρίστηκε σε δύο μέρη με τη βοήθεια ενός διαχωριστή δέσμης. Ένα μέρος, που πηγαινέει απευθείας μέσω του διαχωριστή δέσμης, κατευθύνθηκε από έναν καθρέφτη και να επεκταθεί από ένα φακό για να φωτίσει το θέμα που πρέπει να καταγράφονται. Αυτό το μέρος της εξόδου λέιζερ είναι γνωστή ως η δέσμη αντικειμένου. Το άλλο μέρος της δέσμης λέιζερ (το ένα γεγονός το οποίο αντικατοπτρίζεται από το διαίρετη δέσμης) επεκτάθηκε και κατευθύνονται προς μια υψηλής ανάλυσης φωτογραφική πλάκα (ολόγραμμα), χωρίς καμία παρεμβολή με το θέμα. Το επεξεργασμένο φωτογραφική πλάκα, ή ένα ολόγραμμα, χρησιμοποιήθηκε στη συνέχεια για να ανακατασκευάσει μια τρισδιάστατη εικόνα του αρχικού θέματος. Στη μελέτη αυτή οι ανακατασκευασμένες εικόνες ολογραφικά προσδιορίστηκαν ποσοτικά με τεχνικές της ολογραφικής ανάλυσης. Η φύση της πειραματικής διαδικασίας ήταν τέτοια που επέτρεψε δοκιμή

in vivo για να διεξάγεται σε τρεις ασθενείς, οι αποτελέσματα και οι δυνάμεις που εφαρμόζονται για την οριζόντια εφαρμογή δύναμης καθώς και τα δεδομένα που επιλέγεται ως σημείο αναφοράς, όπου ως ακολούθως:



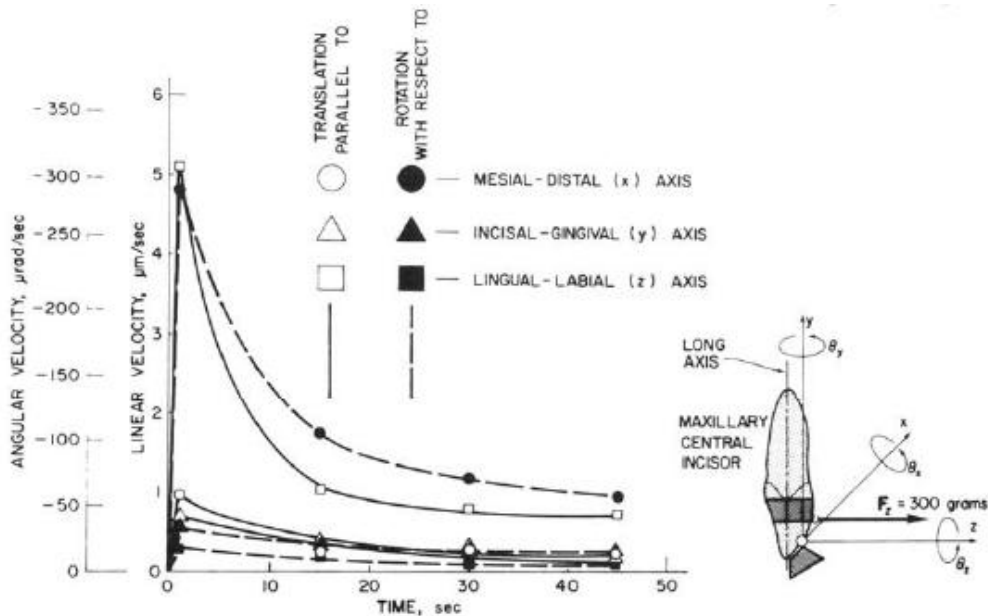
Σχήμα 5.4.1-1 Οι διάφορες συνιστώσες της συνολικής μετατόπισης



Σχήμα 5.4.1-2 Η σχηματική αναπαράσταση του πειράματος

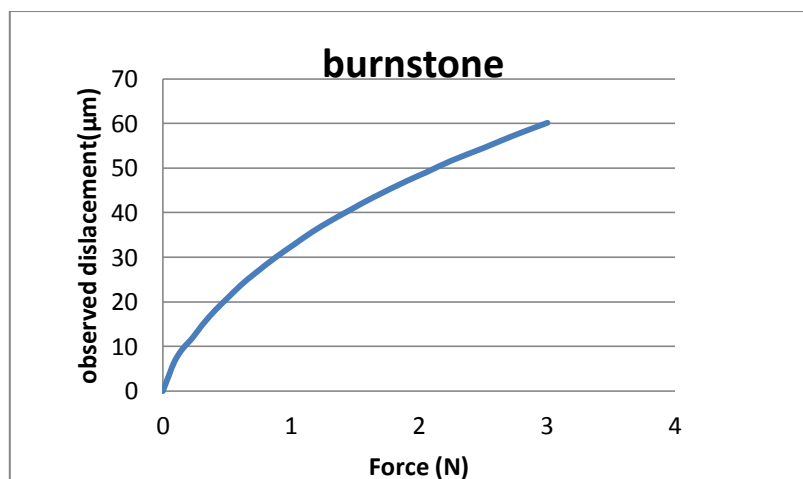


Οι χρονικά μεταβαλλόμενες καμπύλες μετατόπισης είναι το αποτέλεσμα της ενσωμάτωσης των εμβαδών των αντιστοίχων καμπυλών ταχύτητα. Οι μεταφράσεις κατά το τέλος του 45 δευτ. μετά την στιγμή της φόρτωσης των δοντιών ποικίλει 61-80  $\mu\text{m}$  ανάλογα με την ρίζα του υποκειμένου μήκους όσο μικρότερη είναι η ρίζα, τόσο μεγαλύτερες είναι οι μετατοπίσεις. Σε αυτό το σημείο τα δόντια εξακολουθούν να κινούνται σε ταχύτητα μειώνεται μη γραμμικά με το χρόνο και, ως εκ τούτου συνέχισαν να εκτοπίσει. Αυτό σημαίνει ότι τα δόντια δεν είχαν ακόμη φθάσει την κατάσταση της στατικής ισορροπίας, η οποία θα πρέπει να διατηρηθεί υπόψη, όπως δείχνει ότι ιξώδη επιπτώσεις είναι ακόμη παρόντες.



Σχήμα 5.4.1-3 Γραμμικές και γωνιακές ταχύτητες για έναν ασθενή.

Προσομοιώνει το ίδιο πείραμα σε ένα περιβάλλον FE για τη συνολική διάρκεια των 45 δευτερολέπτων είναι σημαντικά χρονοβόρα λόγω του σημαντικού αριθμού των υποβήματα απαιτείται για να κρατήσει η αύξηση του χρόνου αρκετά μικρή. Επιπλέον, είναι επίσης περιττή, όταν εξετάσει τα μοντέλα υλικό που δεν λαμβάνουν χρονική εξάρτηση υπόψη. Με αυτό κατά νου, θεωρήθηκε ότι η εφαρμοζόμενη δύναμη στο βραχίονα μεταβάλλεται γραμμικά με το χρόνο, φθάνοντας 300grams σε 45 sec. Το αντίστοιχο γράφημα γίνεται τότε:

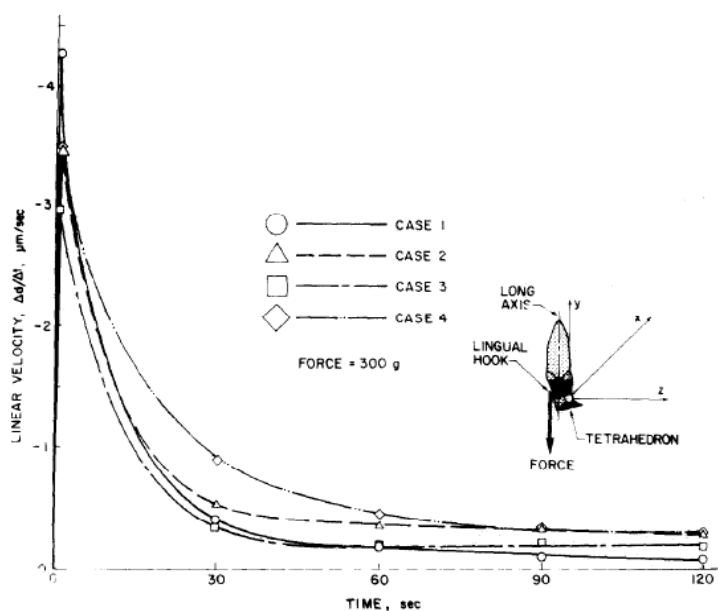


Σχήμα 5.4.1-4 Καμπύλη Δύναμης- Μετατόπισης

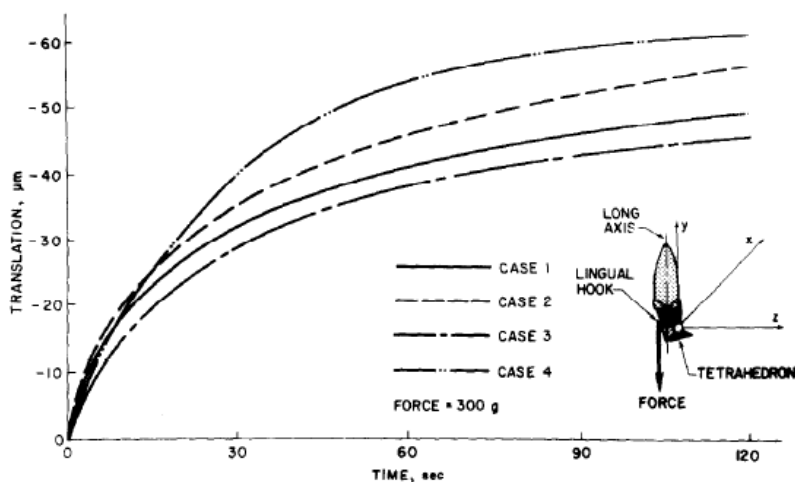
Η καμπύλη είναι τώρα σε μια μορφή που μπορεί εύκολα να έρθει σε σύγκριση με τα αποτελέσματα της ανάλυσης πεπερασμένων στοιχείων. Για να επιτραπεί αυτό η δύναμη που εφαρμόζεται θεωρήθηκε ότι αυξήθηκε γραμμικά σε 3N μετά από 3 δευτερόλεπτα, έτσι ώστε τα αποτελέσματα συγκριθούν με μια καμπύλη χρόνου-μετατόπισης, όπως γίνεται συχνά στην βιβλιογραφία.

### 5.4.2 Εξώθηση κοπτήρα

Παρόμοια με ό,τι είχε προηγουμένως επιτευχθεί, Burnstone et al. χρησιμοποίησαν την ίδια ολογραφική μέθοδο για τη μελέτη της εξώθησης ενός κεντρικού κοπτήρα. Οι δοκιμές διεξήχθησαν σε τέσσερις ασθενείς με τις ηλικίες να κυμαίνονται από 20 έως 27. Τα δεδομένα που συλλέχθηκαν είχαν τη μορφή της καμπύλης ταχύτητας-χρόνου οικοπέδων τα οποία θα μπορούσε να είχε ερμηνευθεί σε μετατόπιση χρόνου καμπύλες με ολοκλήρωση.



Σχήμα 5.4.2-1 Η γραμμική ταχύτητα.



Σχήμα 5.4.2-2 Η μετατόπιση στους τέσσερις ασθενείς.

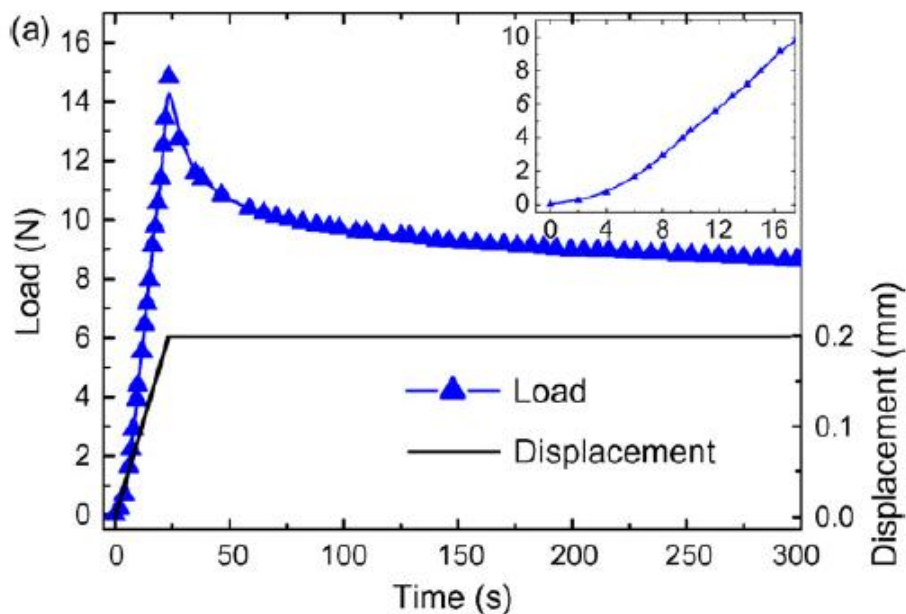
### 5.4.3 Δοκιμή εισχώρησης

Ο Qian πραγματοποίησε μια δοκιμή διείσδυσης σε ένα δείγμα PDL, δοντιού και των οστού από την κάτω γνάθο σιαγόνα ενός ενήλικα χοίρου. Το πείραμα περιελάμβανε τόσο την αρχική αντίδραση του δοντιού και τα φαινόμενα χαλάρωσης που έχουν παρατηρηθεί στο PDL.



Σχήμα 5.4.3-1 Δοκίμιο δοντιού για τη δοκιμή εισχώρησης

Σε αντίθεση με άλλα πειράματα μία μετατόπιση εφαρμόστηκε και η αντίδραση υπολογίστηκε, με αποτέλεσμα το παρακάτω διάγραμμα:



Σχήμα 5.4.3-2 Εφαρμοζόμενες θλιπτικές μετατόπισης και το φορτίο που ενεργεί στο δόντι, ως συνάρτηση του χρόνου για τη δοκιμή εισβολής. Το ένθετο δείχνει διευρυμένο το αρχικό τμήμα της πειραματικής καμπύλης φόρτισης.

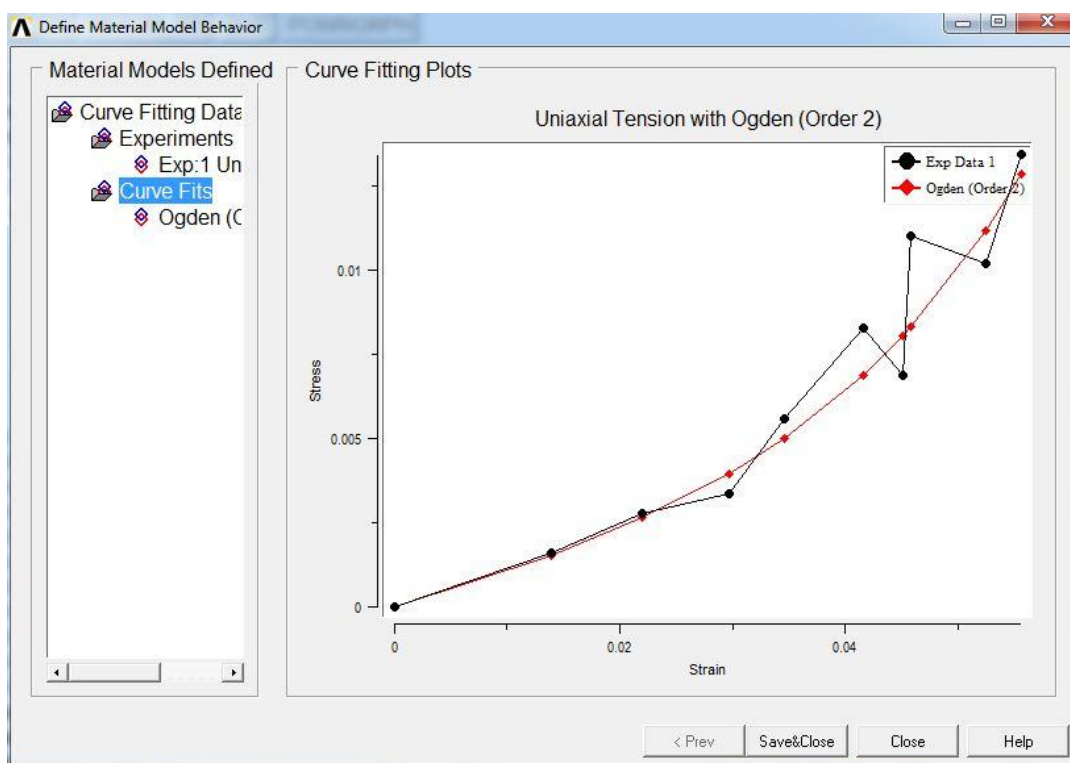
# Κεφάλαιο 6: Αποτελέσματα

## 6.1 Ιδιότητες υλικών

Παρά το γεγονός ότι μια πληθώρα μοντέλων υλικού έχουν προταθεί στη βιβλιογραφία, μόνο ένα τμήμα από αυτά μπορούν να εφαρμοστούν εύκολα, καθώς δεν είναι όλα τα μοντέλα είναι διαθέσιμα σε εγγενώς Ansys. Για την προσομοίωση της μη γραμμικής ελαστικής απόκρισης των PDL, bi-γραμμική και hyperelastic επιλογές μοντέλο διερευνήθηκαν.

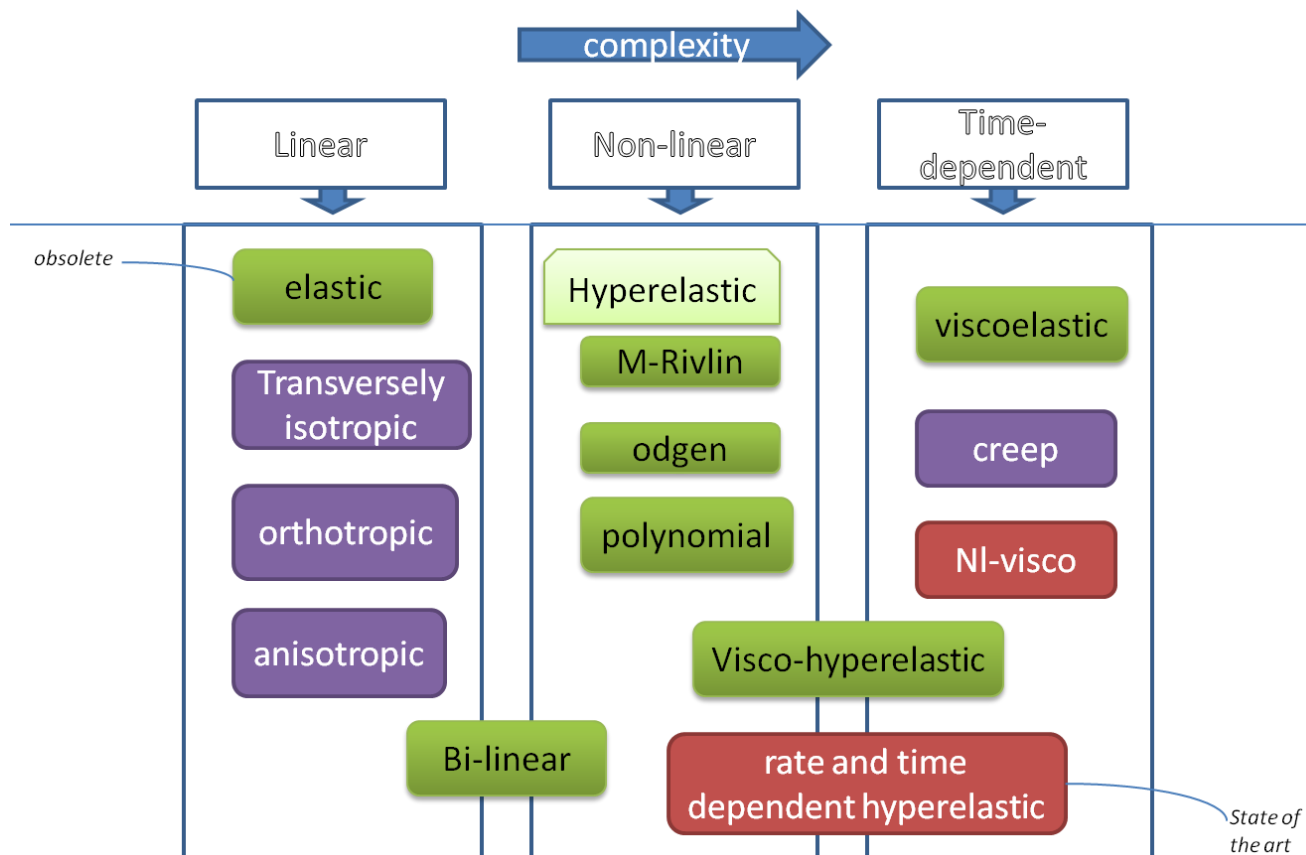
Συγκεκριμένα δύο bi-γραμμικά μοντέλα προσαρμοσμένα από το έργο του Vollmer (Δ. Vollmer, 1999) και Dorow (Dorow C, 2011) και συνολικά τρία μοντέλα hyperelastic είχαν εφαρμοστεί με επιτυχία. Δεδομένου ότι μια ποικιλία τύπων hyperelastic υποστηρίζεται, τρία από τα πιο κοινά και κατάλληλα μοντέλα συμπεριλήφθηκαν στην ανάλυση. Οι σταθερές για τον ορισμό του Mooney-Rivlin και Πολυώνυμο είδη προήλθαν από το έργο του Qian (Qian L, 2008) και Huang (Huixiang Huang, 2012), αντίστοιχα. Όσον αφορά τον τύπο Ogden αφορούσε, λόγω των διαφορών στην εξίσωση καθορισμό μεταξύ των διαφόρων πηγών, καθώς και πρακτικούς λόγους, μια διαφορετική προσέγγιση επελέγη.

Αντί να έχουμε σταθερές υλικού απευθείας εισόδου σε Ansys, που δημοσιεύθηκε πειραματικές καμπύλες τάσης-καταπόνησης σχετικά με το PDL είχαν χωρέσει σε σταθερές για την επιλογή hyperelastic Ogden μέσω του ενσωματωμένο εργαλείο των Ansys. Η εν λόγω εργαλείο υπολογίζει επαναληπτικά σταθερές υλικού με βάση δεδομένης της τάσης-παραμόρφωσης σχέση. Στην περίπτωση αυτή, τα δεδομένα ταιριάζουν δίνοντας την ακόλουθη καμπύλη. (Εικ. 6,1 έως 1)



Σχήμα 6.1-1. Πειραματική και υπολογισμένη καμπύλη τάσεων-παραμορφώσεων

Το μοντέλο Odgen επιλέχθηκε επειδή σε σύγκριση με τους άλλους τύπους υπερ ελαστικότητα επιτυγχάνει μια καλύτερη μη γραμμική προσαρμογή. Η τάξη επιλέχθηκε με βάση το σχήμα των καμπύλων της επιθυμητής τάσης-παραμόρφωσης, καθώς και ο αριθμός των διαθέσιμων σημείων δεδομένων. Το μοντέλο Odgen απαιτεί για τρεις σταθερές ανά προκειμένου να καθοριστεί, ως εκ τούτου σε αυτή την περίπτωση το λαμβανόμενο υλικό μοντέλο περιγράφεται από δύο σύνολα σταθερών  $\mu$ ,  $\alpha$ ,  $d$ .



**Σχήμα 6.1-2.** Σύνοψη των μοντέλων υλικών που προτείνονται στη βιβλιογραφία. **Πράσινο:** τα υλικά που περιλαμβάνονται στην παρούσα μελέτη. **Μώβ:** Επιλογές γλικώς που υποστηρίζονται εγγενώς, αλλά δεν περιλαμβάνονται. **Κόκκινο:** Δεν υποστηρίζεται εγγενώς, απαιτεί υπορουτίνες.

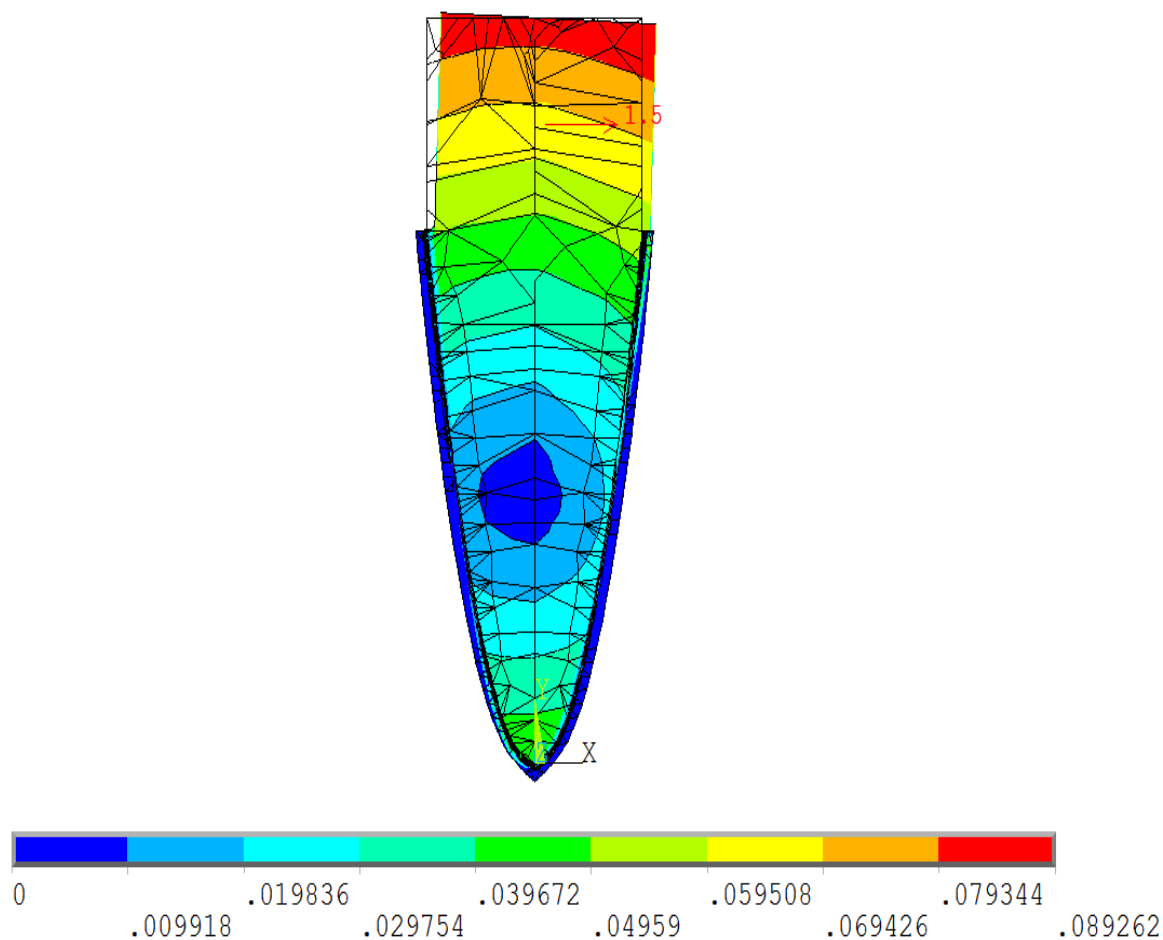
Συνοψίζοντας τις τρέχουσες τάσεις μπορεί να λεχθεί ότι οι απλοϊκές προσεγγίσεις έχουν πλήρως εγκαταλειφθεί υπέρ των πιο σύνθετων μοντέλων που περιλαμβάνουν έναν αυξανόμενο αριθμό των χαρακτηριστικών του υλικού.

## 6.2 Αποτελέσματα μετατόπισης ως αποτέλεσμα της οριζόντιας δύναμης

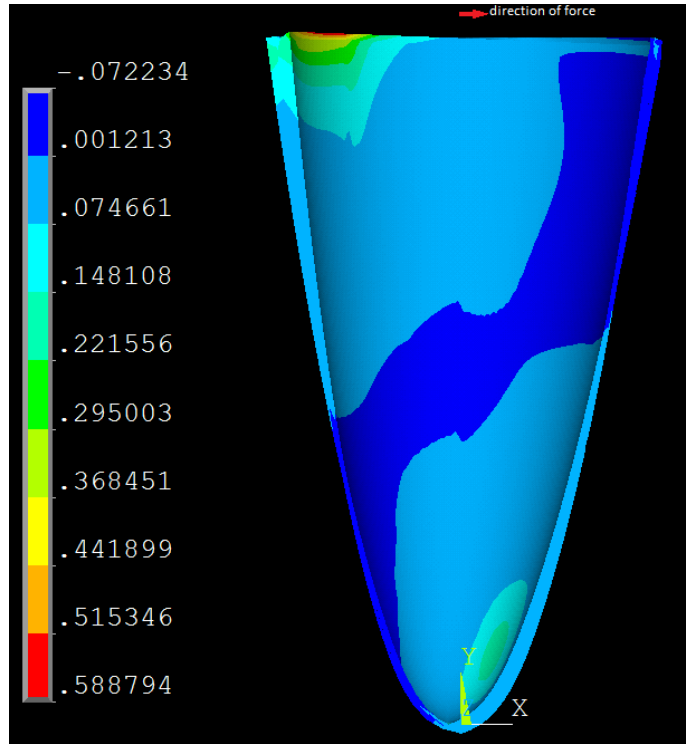
Αρχικά παρατηρείται (Εικ. 6.2 έως 1), ότι η εφαρμογή μιας οριζόντιας δύναμης δεν προκάλεσε μόνο την αναμενόμενη ανατροπής κίνηση των δοντιών, αλλά και ότι η τάση που ενεργεί επί του PDL (Εικ. 6.2-1 έως 2 ) ταιριάζει με την θεωρητική κατανομή όπως φαίνεται στο σχήμα 3.1.2-2. Επιπλέον, όπως μπορεί να φανεί στα σχήματα 6.2-3,4 με μια προσεκτική επιλογή των σταθερών υλικών κάθε μοντέλο μπορεί να βαθμονομηθεί για να προβλέψει σωστά το προκύπτον μετατόπιση μετά από όλα το φορτίο έχει εφαρμοστεί, για παράδειγμα, η κλίση της γραμμικής καμπύλης είναι

άμεσα ανάλογη προς το μέτρο ελαστικότητας και κατά συνέπεια το πιο εύκολο να τροποποιηθεί. Ωστόσο, είναι επίσης προφανές ότι το γραμμικό ελαστικό μοντέλο είναι εντελώς ανίκανη να συλλάβει την απόκριση του ιστού και, συνεπώς, ορθώς θεωρείται άνευ αντικειμένου. Και οι δύο bi-γραμμικά μοντέλα υλικών βελτιώσει σημαντικά τα αποτελέσματα και αν και αριθμητικά οι τιμές είναι επαρκώς κοντά, ποιοτικά τα αποτελέσματα δεν μπορεί να θεωρηθεί ικανοποιητική. Αυτό είναι όπου οι hyperelastic μοντέλα excel, που δικαιολογούν το πρόσθετο υπολογιστικό κόστος, καθώς και την αυξημένη δυσκολία στην υλική σταθερά αναγνώρισης. Τέλος, αξίζει να σημειωθεί ότι η θέση του κέντρου περιστροφής μεταξύ hyperelastic και bi-γραμμικά μοντέλα ποικίλλει σημαντικά με το μεταγενέστερο παρέχοντας μια τιμή πιο κοντά σε αυτό που έχει αναφερθεί στην βιβλιογραφία, όπως φαίνεται στα σχήματα 6,2 έως 3 με 6,2 έως 4.

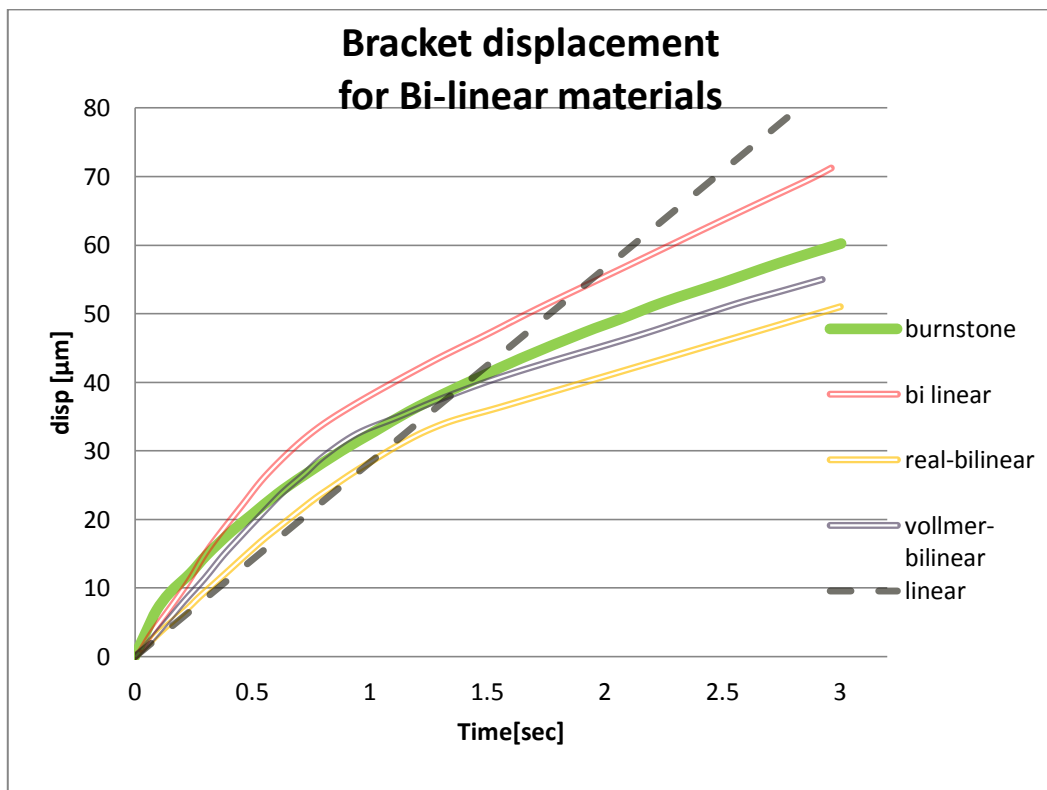
Και οι δύο bi-γραμμικά μοντέλα υλικών βελτιώσει σημαντικά τα αποτελέσματα και αν και αριθμητικά οι τιμές είναι επαρκώς κοντά, ποιοτικά τα αποτελέσματα δεν μπορεί να θεωρηθεί ικανοποιητική. Αυτό είναι όπου οι hyperelastic μοντέλα υπερέχουν δικαιολογούν το πρόσθετο υπολογιστικό κόστος, καθώς και την αυξημένη δυσκολία στην υλική σταθερά αναγνώρισης.



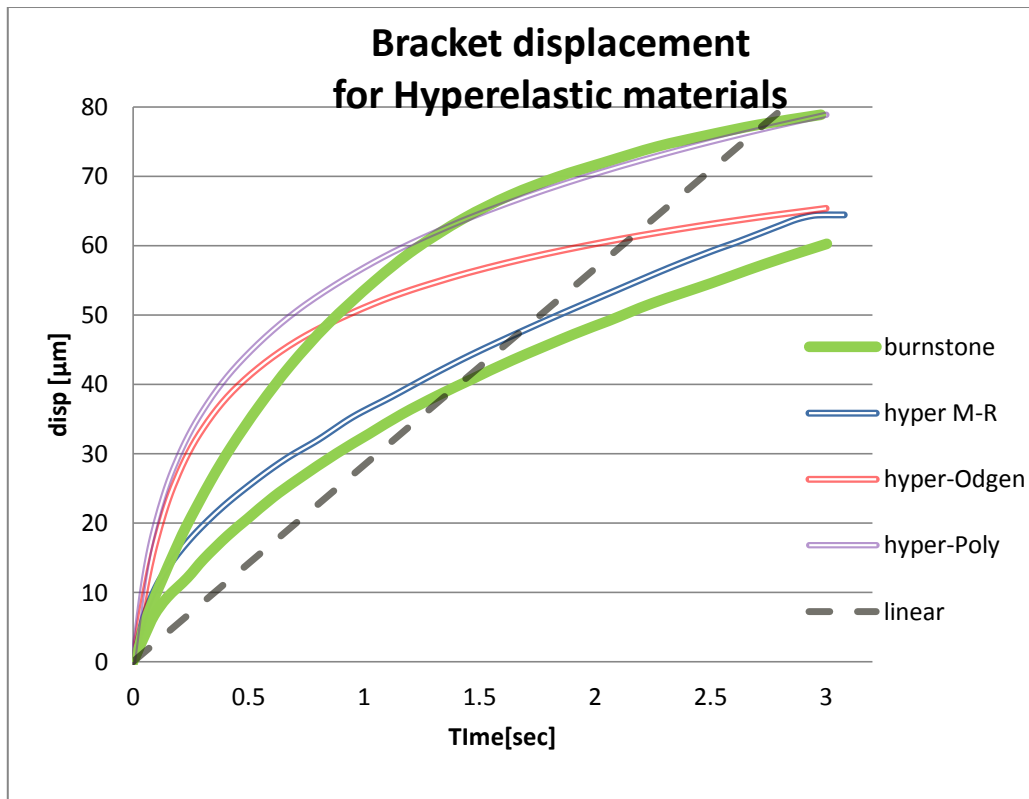
Σχήμα 6.2-1 Αποψη των εκτοπισμένων δοντιών όταν η πλήρης δύναμη 3N είναι σε ισχύ, με τη συνολική μετατόπιση ως countour.



Σχήμα 6.2-2 Η πρώτη κύρια τάση στην περιοδοντική μεμβράνη

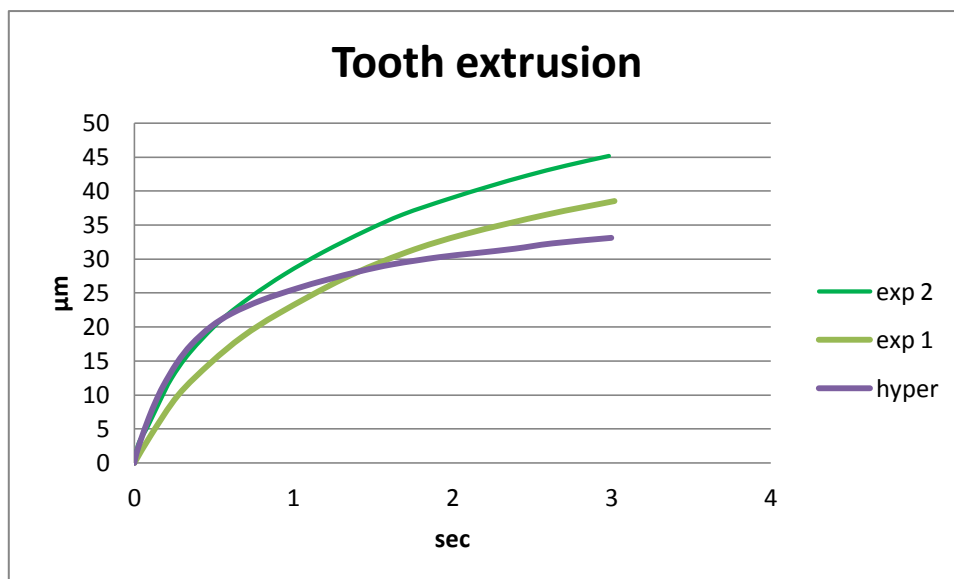


Σχήμα 6.2-3. Τα αποτελέσματα των διγραμμικών ελαστικών υλικών σε σύγκριση με τον Burnstone.



Σχήμα 6.2-4. Τα αποτελέσματα των υπερελαστικών υλικών σε σύγκριση με τον Burnstone.

### 6.3 Εξώθηση κοπτήρα



Σχήμα 6.3.1 The results of the Odgen material model compared to that of Burnstone.

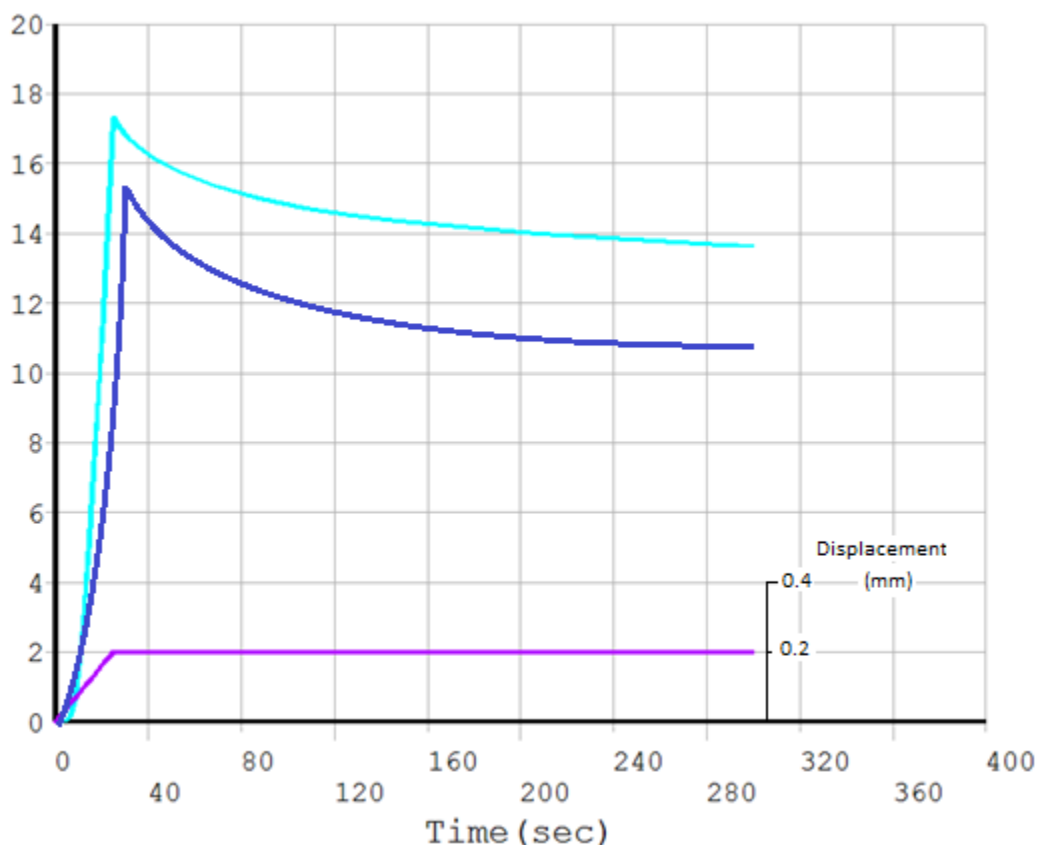
Όταν προσομοιώνεται το πείραμα εξώθησης των δοντιών μόνο το μοντέλο hyperelastic Odgen απέδωσε αξιολογήσιμα αποτελέσματα, όμως, αν και το αρχικό μέρος της κίνησης των δοντιών συμπίπτει με ένα σύνολο των πειραματικών αποτελεσμάτων το τελευταίο μέρος αποκλίνει



σημαντικά. Παρόλα αυτά το αποτέλεσμα δείχνει κάποια υπόσχεση βελτίωσης μέσω της βελτιστοποίησης.

#### 6.4 Δοκιμή διείδυσης

Δεδομένου ότι το υλικό hyperelastic Odgen παράγεται λογικά αποτελέσματα εξώθηση των δοντιών ήταν λογικό να προσπαθήσουμε και να το δοκιμάσετε από ένα πείραμα εισβολής δόντι. Επιπλέον, σε αυτό το εφέ χαλάρωσης περίσταση ελήφθησαν υπόψη με την προσθήκη ενός ιξωδοελαστική συμπεριφορά στον ορισμό υλικό Ansys. Σε περισσότερη λεπτομέρεια, παρόμοια με τα στοιχεία που δόθηκαν από τους Qian και συν. (Qian L, 2008) υπάρχουν ιξωδοελαστικές διαδικασίες που ορίζονται από αδιαστάτες σταθερές  $\alpha_i$  που εκφράζουν ένα ποσοστό της χαλάρωσης και σταθερές χρόνου  $\tau_i$ .

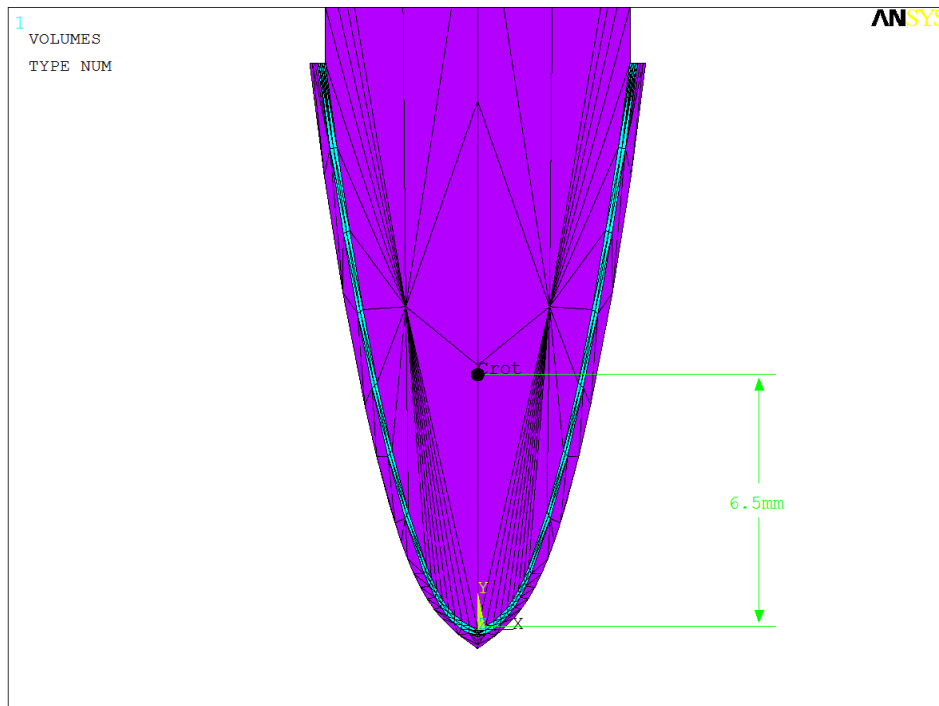


Σχήμα 6.4.1. Τα αριθμητικά αποτελέσματα για την εισβολή των δοντιών συμπεριλαμβανομένων των φαινομένων χαλάρωσης.

Λαμβάνοντας υπόψη τις πειραματικές συνθήκες, καθώς και το γεγονός ότι το δείγμα δεν ήταν Ανθρώπινο οι διαφορές μεταξύ των αριθμητικών και πειραματικά δεδομένα είναι εύκολο να εξηγηθεί. Τι γίνεται πιο σημαντικό σε αυτή την περίπτωση είναι η αξιολόγηση των ποιοτικών διαφορών, αυτό ισχύει κυρίως στο γεγονός ότι τα φαινόμενα χαλάρωσης φαίνεται να είναι περισσότερο έντονη στο πείραμα αυξάνοντας έτσι την απόκλιση ως χρονική κλίμακα των αυξήσεων πειράματος. Ασφαλέστερα συμπεράσματα θα μπορούσαν να αντληθούν από ένα παρόμοιο πείραμα με τον ανθρώπινο ιστό.

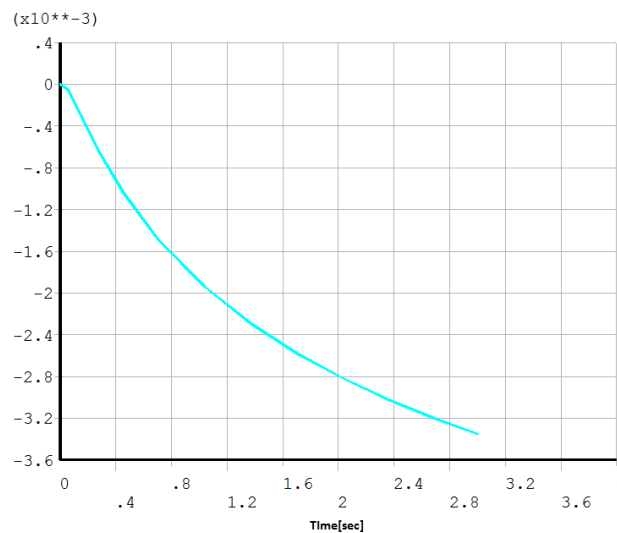
## 6.5 Η θέση του κέντρου περιστροφής

Ένας κωδικός παραμετρική αναπτύχθηκε στην APDL ικανή για την τοποθεσία του Crot ανά πάσα στιγμή για οποιαδήποτε δεδομένη γεωμετρία των δοντιών. Το Crot βρισκόταν για μια ποικιλία μοντέλων υλικού και το αποτέλεσμα ήταν σύμφωνα με τη βιβλιογραφία. Η τοποθεσία κυμάνθηκε από 6,5 χιλιοστά για ένα bi-γραμμική σε 7,4 mm a hyperelastic περιοδοντικό σύνδεσμο.



Σχήμα 6.5.1 ενδεικτική θέση του Crot.

Τέλος, διαπιστώθηκε, όπως ήταν αναμενόμενο, ότι το Crot ποικίλλει ανάλογα με το εφαρμοζόμενο φορτίο:



Σχήμα 6.5.2. Η κίνηση του Crot κατά μήκος του επιμήκη άξονα του δοντιού καθώς αυξάνεται η δύναμη

## Κεφάλαιο 7: Συζήτηση

Συνολικά, τα αποτελέσματα της εργασίας αυτής μπορεί να θεωρηθεί ικανοποιητική, όπως μια λογική ομοιότητα μεταξύ των αντίστοιχων αριθμητικών και πειραματικών αποτελεσμάτων επιτεύχθηκε. Αυτό είναι ιδιαίτερα αξιοσημείωτο λαμβάνοντας υπόψη τις διαφορές στη γεωμετρία και ακόμη συνθήκες φόρτωσης μεταξύ των πηγών των μοντέλων υλικών και της παρούσας εργασίας. Αυτό μπορεί να αποδοθεί στην ισχυρή εφαρμογή πεπερασμένων στοιχείων, καθώς και τις πρόσφατες προόδους στο σχετικό πεδίο της έρευνας.

Όπως έχουμε ήδη δείξει στο Κεφάλαιο 4, υπήρξε μια σημαντική ποσότητα της προόδου σε μοντέλα υλικού που περιγράφει την αρχική αντίδραση των περιοδοντικών συνδέσμων όπως είναι τώρα δυνατό να προσομοιωθεί αρχική κίνηση των δοντιών σε ένα πεπερασμένο περιβάλλον στοιχείο σε ικανοποιητικό βαθμό. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό, επειδή λόγω του μεγέθους, την τοποθεσία και τις γύρω γεωμετρία του ιστού, τη διεξαγωγή μηχανικά πειράματα σε ζωντανό ιστό είναι σχεδόν αδύνατο. Ως εκ τούτου η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων είναι πιθανό να παραμείνει το βασικό εργαλείο στη διάθεσή μας, προκειμένου να ολοκληρώσει τον εντοπισμό τόσο ποσοτικά όσο και ποιοτικά η συμπεριφορά του υλικού του PDL. Μέσω της FEA οι σταθερές οποιασδήποτε προτεινόμενης καταστατική εξίσωση μπορεί να προσδιοριστεί με προσαρμογή των FEA αποτελέσματα σε μια γνωστή αντίδραση παρακάμπτοντας έτσι την ανάγκη για την άμεση πρόσβαση στον ιστό.

Ωστόσο, είναι σημαντικό να συνειδητοποιήσουμε ότι, λόγω του τρόπου που προσδιορίζονται οι σταθερές το προκύπτον μοντέλο υλικό μπορεί να μην είναι εξίσου έγκυρες υπό όλες τις συνθήκες και τα μεγέθη στρες. Αυτό εξηγεί την αδυναμία ορισμένων μοντέλων για να ταιριάζει με ακρίβεια τα πειραματικά αποτελέσματα για διαφορετικές συνθήκες, ιδίως όταν οι συνθήκες διαφέρουν σημαντικά από εκείνα που χρησιμοποιούνται για τη βαθμονόμηση του μοντέλου. Μια άλλη προσέγγιση περιλαμβάνει την αξιοποίηση των λίγων Stress-Strain δεδομένων, κυρίως υπό μονοαξονική και άλλες συνθήκες φόρτωσης που έχουν συγκεντρωθεί για το PDL ως δεδομένα εισόδου σε προγράμματα που τους αξιολογούν σε καταστατικές εξισώσεις. Σε ορισμένες πτυχές η προσέγγιση αυτή φαίνεται πιο ελπιδοφόρα.

Η ανωτέρω προσέγγιση έδωσε το καλύτερο αποτέλεσμα, όπως το μοντέλο Odgen ήταν σε θέση να ταιριάζουν με τα πειράματα για όλους τους τύπους τρεις συνθήκες φόρτωσης, όπως φαίνεται στο Κεφάλαιο 6. Αυτό το αποτέλεσμα κατέχουν ιδιαίτερη σημασία, δεδομένου ότι είναι αρκετά σπάνιο για ένα μοντέλο υλικού που πρόκειται να ελεγχθούν σε τρεις διαφορετικούς τύπους συνθήκες φόρτωσης, δεδομένου ότι, όπως ήταν προφανές από την επισκόπηση της βιβλιογραφίας τα περισσότερα μοντέλα υλικό βαθμονομείται χρησιμοποιώντας μόνο ένα ενιαίο σύνολο πειραματικών δεδομένων. Συμπερασματικά, αν και η πρόσφατη πρόοδος στον τομέα υπήρξε σημαντική, η ανάγκη για περισσότερη έρευνα είναι προφανής.

## Bibliography

- A.N. NATALI, P. P. (2003). A Transversally Isotropic Elasto-damage Constitutive Model for the Periodontal Ligament. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* , 329–336.
- Alberto Consolaro, V. B.-O. (2010). Sources of controversies over analgesics prescribed after activation of orthodontic appliances: acetylsalicylic acid or acetaminophen? *Dental Press Journal of Orthodontics* .
- ALEXEI ZHUROV. GEORGES LIMBERT, D. P. (2007). A constitutive model for the periodontal ligament as a compressible transversely isotropic visco-hyperelastic tissue.
- Arturo N. Natali, P. G. (2011). Constitutive modeling of the non-linear visco-elasticity of the periodontal ligament. *computer methods and programs in biomedicine* 104 , pp. 193-198.
- Arturo N. Natali, P. G. (2004). Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dental Materials* 20 , 623–629.
- Boryor Andrew, A. H. (2009). *A downloadable meshed human canine tooth model with*. Elsevier Ltd.
- D. Roberts-Harry, j. (2004). Orthodontics. Part 11: Orthodontic tooth movement. *British Dental Journal* 196 , pp. 391-394.
- D. Vollmer, C. B. (1999). Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. *European Journal of Orthodontics* 21 , 633-648.
- dentalpedia*. (n.d.). Retrieved 2013, from International Foundation for Dental Education: <http://www.dentalpedia.ca/biomechanics/physics-in-orthodontics/centers/#translation>
- Dorow C, J. S. (2011). FINITE ELEMENT SIMULATION OF IN VIVO TOOTH MOBILITY IN COMPARISON WITH EXPERIMENTAL RESULTS.
- Finney, R. H. Finite Element Analysis. In A. N. Gent, *Engineering With Rubber: How to Design Rubber Components* (pp. 259-304).
- Franco Maceri, M. M. (2007). Mechanical behaviour of endodontic restorations with multiple prefabricated posts: A finite-element approach. *Journal of Biomechanics* 40 , 2386–2398.
- GEORGES LIMBERT, J. M. (2003). A Transversely Isotropic Hyperelastic Constitutive Model of the PDL. Analytical and Computational Aspects. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering vol. 6* , 337–345.
- Huixiang Huang, W. T. (2012). Mechanical Responses of Periodontal Ligament under A Realistic Orthodontic Loading. *Procedia Engineering* 31 , pp. 828 – 833.

- Hyoung-Jun Jang, W.-J. R.-H.-H.-J.-G. (2010). Locating the center of resistance of maxillary anterior teeth retracted by Double J Retractor with palatal miniscrews. *Angle orthodontist* , pp. 1023–1028.
- Marzio bergomi, J. C. (2010). Hydro-mechanical coupling in the periodontal ligament: A porohyperelastic finite element model.
- Papadopoulou K, L. K. (2011). The time-dependent biomechanical behaviour of the periodontal ligament—an in vitro experimental study in minipig mandibular two-rooted premolars. *The European Journal of Orthodontics* .
- Provatidis, C. (2000). A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal. *Medical Engineering & Physics* .
- Qian L, M. T. (2008). Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. *dental materials* 25 , 1285–1292.
- R. J. Pryputniewicz, C. J. (1979). The Effect of Time and Force Magnitude on Orthodontic Tooth Movement. *Journal of Dental Research* .
- Raffaella Aversa, D. A. (2008). Non-linear elastic three-dimensional finite element analysis on the effect of endocrown material rigidity on alveolar. *dental materials* 25 , 678–690.
- Roylance, D. (2001). *Finite Element Analysis*. Cambridge, MA 02139: Department of Materials Science and Engineering Massachusetts Institute of Technology.
- S. Henneman, J. W. (2008). Mechanobiology of tooth movement. *European Journal of Orthodontics* 30 , pp. 299–306.
- Sanctuary C., H. W. (2005). In vitro time-dependent response of periodontal ligament to mechanical loading. *J Appl Physiol* , 2369–2378.
- Sia S, K. Y. (2007). Determining the center of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces in sliding mechanics. An in vivo study. *Angle Orthodontist* , pp. 999-1003.
- Sunita P. Ho, M. P. (2010 , June 11). The biomechanical characteristics of the bone-periodontal ligament-cementum complex.
- Ted S. Fill, J. P. (2011). Experimentally Determined Mechanical Properties of, and Models for, the Periodontal Ligament: Critical Review of Current Literature. *Journal of Dental Biomechanics* .
- Κουνούπης, Ά. (2011). *Αναγνώριση των μηχανικών ιδιοτήτων της περιοδοντικής μεμβράνης με αιχμή τις σταθερές ερπυσμού*. Αθήνα: Ν.Τ.Υ.Α.

# Πίνακας Σχημάτων

ΣΧΗΜΑ 2.1 ΤΑ ΑΝΩ ΚΑΙ ΚΑΤΩ ΟΔΟΝΤΙΚΑ ΤΟΞΑ.....	13
ΣΧΗΜΑ 2.2.2-1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΕΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ ΤΩΝ ΔΟΝΤΙΩΝ.....	15
ΣΧΗΜΑ 2.3 ΤΟ ΠΕΡΙΟΔΟΝΤΙΟ .....	16
ΣΧΗΜΑ 2.3.1-1 $AB \rightarrow$ ΦΑΝΤΙΑΚΟ ΟΣΤΟ, $C \rightarrow$ ΟΣΤΕΙΝΗ, $D \rightarrow$ ΔΕΝΤΙΝΗ, $M \rightarrow$ ΕΠΙΘΗΛΙΑΚΑ ΥΠΟΛΕΙΜΜΑΤΑ MALASSEZ, $NV \rightarrow$ ΝΕΥΡΑΓΓΕΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ, $OB \rightarrow$ ΟΣΤΕΟΒΛΑΣΤΕΣ, $PDL \rightarrow$ ΠΕΡΙΟΔΟΝΤΙΚΟΣ ΣΥΝΔΕΣΜΟΣ, $SF \rightarrow$ ΙΝΕΣ ΤΟΥ SHARPEY .....	17
ΣΧΗΜΑ 2.3.1-2 ΚΥΡΙΟΙ ΠΡΟΣΑΝΑΤΟΛΙΣΜΟΙ ΤΩΝ ΙΝΩΝ ΤΗΣ ΠΕΡΙΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ .....	18
ΣΧΗΜΑ 2.3.2-1. ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΗ ΟΔΟΝΤΙΚΗ ΜΕΤΑΚΙΝΗΣΗ ΑΝΑΛΟΓΑ ΜΕ ΤΟ ΦΟΡΤΙΟ ΚΑΙ ΤΟ ΣΤΑΔΙΟ.....	19
ΣΧΗΜΑ 2.4-1. Η ΚΑΤΩ ΓΝΑΘΟΣ .....	20
ΣΧΗΜΑ 2.6.1 ΟΙ ΚΡΟΤΑΦΟΓΝΑΘΙΚΕΣ ΑΡΘΡΩΣΕΙΣ .....	21
ΣΧΗΜΑ 3.1.1-1. ΑΡΙΣΤΕΡΑ: ΣΗΜΕΙΟ ΤΗΣ ΠΕΡΙΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ ΠΟΥ ΒΡΙΣΚΕΤΑΙ ΥΠΟ ΠΙΕΣΗ. ΔΕΞΙΑ: : ΣΗΜΕΙΟ ΤΗΣ ΠΕΡΙΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΜΕΜΒΡΑΝΗΣ ΠΟΥ ΕΦΕΛΚΥΕΤΑΙ. ΝΕΟ ΟΣΤΟ ΔΗΜΙΟΥΡΓΕΙΤΑΙ ΚΑΘΩΣ ΤΟ ΟΣΤΟ ΜΕΤΑΚΙΝΕΙΤΑΙ(D. ROBERTS, 2004) .....	24
ΣΧΗΜΑ 3.1.1-2. ΑΠΟΡΡΟΦΗΣΗ ΟΣΤΟΥ ΩΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΜΙΑΣ ΔΥΝΑΜΗΣ (CONSOLARO, 2010).....	25
ΣΧΗΜΑ 3.1.2-1 ΤΑ ΤΕΣΣΕΡΑ ΣΤΑΔΙΑ ΤΗΣ ΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΜΕΤΑΚΙΝΗΣΗΣ.....	26
ΣΧΗΜΑ 3.1.2-2. ΤΟ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΜΙΑΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΑΝΑΤΡΟΠΗΣ. ....	27
ΚΑΤΑ ΤΗ ΔΙΑΡΚΕΙΑ ΤΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ, Η ΑΠΟΜΑΚΡΥΣΜΕΝΗ ΠΛΕΥΡΑ ΤΟΥ PDL ΕΙΝΑΙ ΥΠΟ ΦΟΡΤΙΑ ΘΛΙΨΕΩΣ ΚΑΙ ΤΟ ΑΛΛΟ ΥΠΟ ΦΟΡΤΙΑ ΕΦΕΛΚΥΣΜΟΥ. ΤΑ ΚΥΤΤΑΡΑ ΣΤΗ ΣΥΝΕΧΕΙΑ ΑΝΤΙΔΡΟΥΝ ΠΡΟΚΕΙΜΕΝΟΥ ΝΑ ΣΤΑΘΕΡΟΠΟΙΗΘΕΙ ΤΟ ΔΟΝΤΙ ΑΠΟ ΤΗΝ ΕΝΑΡΞΗ ΤΗΣ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑΣ ΑΝΑΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ: .....	27
ΣΧΗΜΑ 3.1.2-3. ΤΟ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΜΙΑΣ ΑΠΛΗΣ ΜΕΤΑΚΙΝΗΣΗΣ .....	27
ΣΧΗΜΑ 3.2-1. Η ΘΕΣΗ ΤΟΥ ΚΕΝΤΡΟΥ ΠΕΡΙΣΤΡΟΦΗΣ.....	28
ΣΧΗΜΑ 3.2-1. Η ΘΕΣΗ ΤΟΥ ΚΕΝΤΡΟΥ ΠΕΡΙΣΤΡΟΦΗΣ ΣΥΜΦΩΝΑ ΜΕ ΤΟΝ VOLLMER.....	28
ΣΧΗΜΑ 3.2.2-1. ΜΕΤΑΚΙΝΗΣΗ ΤΩΝ ΔΟΝΤΙΩΝ, ΩΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΤΗΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΠΟΥ ΕΦΑΡΜΟΖΕΤΑΙ ΣΤΟ CRES .....	29
ΣΧΗΜΑ 3.2.2-2. ΡΟΠΗ ΩΣ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑ ΤΗΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΜΙΑΣ ΔΥΝΑΜΗΣ ΣΕ ΑΠΟΣΤΑΣΗ ΑΠΟ ΤΟ $C_{RES}$ .....	29
ΣΧΗΜΑ 3.2.2-4. ΤΟ $C_{RES}$ ΑΝΑΛΟΓΑ ΜΕ ΠΕΡΙΟΔΟΝΤΙΚΗ ΣΤΗΡΙΞΗ .....	29
ΣΧΗΜΑ 3.2.2-3. ΚΕΝΤΡΟ ΑΝΤΙΣΤΑΣΗΣ ΣΕ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΑ ΔΟΝΤΙΑ. ....	29
ΣΧΗΜΑ 3.2.3-1. ΜΙΑ ΔΥΝΑΜΗ ΣΤΟ $C_{RES}$ ΤΟ ΙΣΟΔΥΝΑΜΟ ΣΥΣΤΗΜΑ ΔΥΝΑΜΕΩΝ .....	31
ΣΧΗΜΑ 3.2.3-2. ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ ΟΔΟΝΤΙΚΩΝ ΜΕΤΑΚΙΝΗΣΕΩΝ ΑΝΑΛΟΓΑ ΜΕ ΤΙΣ ΔΡΩΣΕΣ ΔΥΝΑΜΕΙΣ.....	31
ΣΧΗΜΑ 4.1-1. ΜΟΝΑΔΙΑΙΟΣ ΚΥΒΟΣ ΥΛΙΚΟΥ ΜΕ ΔΥΝΑΜΕΙΣ ΠΟΥ ΑΣΚΟΥΝΤΑΙ ΣΤΙΣ ΤΡΕΙΣ ΔΙΑΣΤΑΣΕΙΣ.....	35
ΣΧΗΜΑ 4.2.3-2 ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΜΟΝΤΕΛΟΥ BERGSTRÖM-BOUCE. ΤΟ ΕΛΑΤΗΡΙΟ (A) ΚΑΙ Ο ΑΠΟΣΒΕΣΤΗΡΑΣ (B) ΕΙΝΑΙ ΜΗ ΓΡΑΜΜΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ. ....	46
<i>OBTAINED MATERIAL CONSTANTS</i> .....	48
<i>3RD ORDER MOONEY-RIVLIN EQUATION</i> .....	48
<i>3 PARAMETER MAXWELL MODEL</i> .....	48
THE BILINEAR BEHAVIOR OF THE PDL .....	49
MATERIAL COEFFICIENTS OBTAINED BY IDENTIFICATION OF THE CONSTITUTIVE LAW FOR THE PDL .....	50
MATERIAL COEFFICIENTS OF THE ISOTROPIC LAW .....	50
THE 9 COMBINATIONS OF ELASTIC MODULI .....	54
THE RESULTING DISPLACEMENT-LOAD CURVES.....	54
RESULTING FORCE-TIME CURVES FOR 0.1MM DISPLACEMENT (A) AND 0.2 MM (B).....	55
MATERIAL PROPERTIES USED FOR THE MODEL .....	55
THE TOOTH AND PDL WITH THE FIBERS ON THE LEFT .....	55
THE EXPERIMENTAL FORCE-DEFLECTION CURVE AND THE APPROXIMATED BILINEAR PROPERTIES.....	56
TYPICAL TENSION-COMPRESSION CURVE FOR UNIAXIALLY STRAINED SAMPLE.....	58
THE PHASE LAG UNDER TENSION AND COMPRESSION .....	58
TYPICAL TENSILE STRESS-STRAIN CURVE AND THE VARIOUS REGIONS .....	59

ΣΧΗΜΑ 5.2-2 ΓΡΑΜΜΕΣ ΚΑΙ ΚΥΡΙΑ ΣΗΜΕΙΑ ΚΑΘΟΡΙΖΟΥΝ ΤΟ ΔΟΝΤΙ .....	65
5.2-1 ΟΙ ΚΥΡΙΕΣ ΔΙΑΣΤΑΣΕΙΣ ΤΟΥ ΔΟΝΤΙΟΥ. ....	65
ΣΧΗΜΑ 5.3-1 Η ΜΕΓΙΣΤΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΤΟΥ ΔΟΝΤΙΟΥ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΟΥ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ.....	66
ΣΧΗΜΑ 5.3-2 Η ΜΕΓΙΣΤΗ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΤΑΣΗ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΟΥ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ.....	67
ΣΧΗΜΑ 5.3-3 ΣΧΗΜΑ 5.3-2 Η ΜΕΓΙΣΤΗ ΙΣΟΔΥΝΑΜΗ ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΗ ΣΕ ΣΧΕΣΗ ΜΕ ΤΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΤΟΥ ΠΛΕΓΜΑΤΟΣ. ....	67
ΜΕ ΒΑΣΗ ΤΑ ΠΑΡΑΠΑΝΩ ΕΝΑ ΔΟΜΗΜΕΝΟ ΠΛΕΓΜΑ ΜΕ 2 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΜΕΣΑ ΣΤΙΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΕΣ ΟΡΙΣΜΟΥ ΤΟΥ ΡDL, ΠΟΥ ΑΠΟΤΕΛΕΙΤΑΙ ΑΠΟ 36.000 ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΕΠΙΛΕΧΘΗΚΕ. ΤΟ ΔΙ-ΓΡΑΜΜΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΥΛΙΚΟΥ ΕΔΕΙΞΕ ΠΟΛΥ ΛΙΓΟΤΕΡΗ ΕΞΑΡΤΗΣΗ ΑΠΟ ΤΟΝ ΑΡΙΘΜΟ ΤΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΠΟΥ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΝΤΑΙ ΩΣ ΜΟΝΤΕΛΑ ΠΟΥ ΑΠΟΤΕΛΟΥΝΤΑΙ ΑΠΟ 16.000 ΣΕ 48.000 ΠΟΥ ΠΑΡΑΓΕΤΑΙ ΚΟΝΤΑ ΤΑΥΤΟΣΗΜΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ.....	68
ΣΧΗΜΑ 5.3-4 ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΓΙΑ ΕΝΑ ΔΙΓΡΑΜΜΙΚΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΡDL .....	68
ΣΧΗΜΑ 5.3-5 ΤΟ ΣΤΟΙΧΕΙΟ SOLID 65.....	68
ΣΧΗΜΑ 5.3-6 ΤΟ ΣΤΟΙΧΕΙΟ SOLID 186.....	69
ΣΧΗΜΑ 5.3.1-1. ΤΟ ΠΛΕΓΜΑ ΤΟΥ ΑΠΛΟΥΣΤΕΥΜΕΝΟΥ ΚΑΙ ΤΟΥ ΠΡΑΓΜΑΤΙΚΟΥ ΔΟΝΤΙΟΥ.....	70
ΣΧΗΜΑ 5.4.1-1 ΟΙ ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΣΥΝΙΣΤΩΣΕΣ ΤΗΣ ΣΥΝΟΛΙΚΗΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ .....	72
ΣΧΗΜΑ 5.4.1-2 Η ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΝΑΠΑΡΑΣΤΑΣΗ ΤΟΥ ΠΕΙΡΑΜΑΤΟΣ.....	72
ΣΧΗΜΑ 5.4.1-4 ΚΑΜΠΥΛΗ ΔΥΝΑΜΗΣ- ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ .....	73
ΣΧΗΜΑ 5.4.2-1 Η ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΤΑΧΥΤΗΤΑ. ....	74
ΣΧΗΜΑ 5.4.2-2 Η ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΣΤΟΥΣ ΤΕΣΣΕΡΙΣ ΑΣΘΕΝΕΙΣ. ....	74
ΣΧΗΜΑ 5.4.3-1 ΔΟΚΙΜΙΟ ΔΟΝΤΙΟΥ ΓΙΑ ΤΗ ΔΟΚΙΜΗ ΕΙΣΧΩΡΗΣΗΣ .....	75
ΣΧΗΜΑ 5.4.3-2 ΕΦΑΡΜΟΖΟΜΕΝΕΣ ΘΛΙΠΤΙΚΕΣ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ ΚΑΙ ΤΟ ΦΟΡΤΙΟ ΠΟΥ ΕΝΕΡΓΕΙ ΣΤΟ ΔΟΝΤΙ, ΩΣ ΣΥΝΑΡΤΗΣΗ ΤΟΥ ΧΡΟΝΟΥ ΓΙΑ ΤΗ ΔΟΚΙΜΗ ΕΙΣΒΟΛΗΣ. ΤΟ ΕΝΘΕΤΟΕ ΔΕΙΧΝΕΙ ΔΙΕΥΡΥΜΕΝΟ ΤΟ ΑΡΧΙΚΟ ΤΜΗΜΑ ΤΗΣ ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗΣ ΚΑΜΠΥΛΗΣ ΦΟΡΤΙΣΗΣ. ....	75
ΣΧΗΜΑ 6.1-1. ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΕΝΗ ΚΑΜΠΥΛΗ ΤΑΣΕΩΝ-ΠΑΡΑΜΟΡΦΩΣΕΩΝ .....	76
ΣΧΗΜΑ 6.1-2. ΣΥΝΟΨΗ ΤΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ ΥΛΙΚΩΝ ΠΟΥ ΠΡΟΤΕΙΝΟΝΤΑΙ ΣΤΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ. ΠΡΑΣΙΝΟ: ΤΑ ΥΛΙΚΑ ΠΟΥ ΠΕΡΙΛΑΜΒΑΝΟΝΤΑΙ ΣΤΗΝ ΠΑΡΟΥΣΑ ΜΕΛΕΤΗ. ΜΩΒ: ΕΠΙΛΟΓΕΣ ΥΛΙΚΩΣ ΠΟΥ ΥΠΟΣΤΗΡΙΖΟΝΤΑΙ ΕΓΓΕΝΩΣ, ΑΛΛΑ ΔΕΝ ΠΕΡΙΛΑΜΒΑΝΟΝΤΑΙ. ΚΟΚΚΙΝΟ: ΔΕΝ ΥΠΟΣΤΗΡΙΖΕΤΑΙ ΕΓΓΕΝΩΣ, ΑΠΑΙΤΕΙ ΥΠΟΡΟΥΤΙΝΕΣ. ....	77
ΣΧΗΜΑ 6.2-1 ΑΠΟΨΗ ΤΩΝ ΕΚΤΟΠΙΣΜΕΝΩΝ ΔΟΝΤΙΩΝ ΟΤΑΝ Η ΠΛΗΡΗΣ ΔΥΝΑΜΗ 3N ΕΙΝΑΙ ΣΕ ΙΣΧΥ, ΜΕ ΤΗ ΣΥΝΟΛΙΚΗ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗ ΩΣ COUNTOUR.....	78
ΣΧΗΜΑ 6.2-2 Η ΠΡΩΤΗ ΚΥΡΙΑ ΤΑΣΗ ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΔΟΝΤΙΚΗ ΜΕΜΒΡΑΝΗ.....	79
ΣΧΗΜΑ 6.2-3. ΤΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΔΙΓΡΑΜΜΙΚΩΝ ΕΛΑΣΤΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΟΝ BURNSTONE. ....	79
ΣΧΗΜΑ 6.2-4. ΤΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΤΩΝ ΥΠΕΡΕΛΑΣΤΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ ΣΕ ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕ ΤΟΝ BURNSTONE. ....	80
ΣΧΗΜΑ 6.3.1 THE RESULTS OF THE ODGEN MATERIAL MODEL COMPARED TO THAT OF BURNSTONE. ....	80
ΣΧΗΜΑ 6.4.1. ΤΑ ΑΡΙΘΜΗΤΙΚΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΓΙΑ ΤΗΝ ΕΙΣΒΟΛΗ ΤΩΝ ΔΟΝΤΙΩΝ ΣΥΜΠΕΡΙΛΑΜΒΑΝΟΜΕΝΩΝ ΤΩΝ ΦΑΙΝΟΜΕΝΩΝ ΧΑΛΑΡΩΣΗΣ.....	81
ΣΧΗΜΑ 6.5.1 ΕΝΔΕΙΚΤΙΚΗ ΘΕΣΗ ΤΟΥ CROT. ....	82
ΣΧΗΜΑ 6.5.2. Η ΚΙΝΗΣΗ ΤΟΥ CROT ΚΑΤΑ ΜΗΚΟΣ ΤΟΥ ΕΠΙΜΗΚΗ ΑΞΟΝΑ ΤΟΥ ΔΟΝΤΙΟΥ ΚΑΘΩΣ ΑΥΞΑΝΕΤΑΙ Η ΔΥΝΑΜΗ82	

# Παράρτημα Α

APDL code defining the geometry and solving the problem form an Odgen type hyperelastic material.

!!!!!!USER INPUT!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!

```
*SET,r1,3.9 !Root Radius [mm]
*SET,h,14.5 !Rooth length [mm]
*SET,dPDL,0.2 !PDL thickness [mm]
*SET,Ftooth,3 !Force at bracket [N]
*SET,mili,5.8
*SET,E1,0.2 !Initial Elastic M. [MPa]
*SET,E2,5.8 !Second Elastic M. [MPa]
*SET,lnS,0.073 !INtermediate strain
*SET,Psn,0.49 !Poisson's ratio for PDL
```

!-----

!!!!!!!!!!!!!!GEOMETRY!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!!

!-----

/PREP7

```
*SET,a1,h/r1**2
```

```
*SET,zr,1
```

```
*SET,k1,r1/5
```

```
*do,i,0,r1,k1
```

```
*SET,y,a1*(i**2)
```

```
k,zr,i,y,0
```

```
*SET,zr,zr+1
```

```
*enddo
```

```
*SET,k2,(r1+dPDL)/5
```

```
*SET,a2,(h+dPDL)/((r1+dPDL)**2)
```

```
*SET,zr,7
```

```
*do,i,0,r1+dPDL,k2
```

```
*SET,y,a2*(i**2)-0.2
```

```
k,zr,i,y,0
```

```
*SET,zr,zr+1
```

```
*enddo
```



bsplin,1,2,3,4,5,6  
bsplin,7,8,9,10,11,12

\*SET,zr,13  
\*SET,k2,(r1+dPDL/3)/5  
\*SET,a2,(h+dPDL/3)/((r1+dPDL/3)\*\*2)

\*do,i,0,r1+dPDL,k2  
\*SET,y,a2\*(i\*\*2)-0.2/3  
k,zr,i,y,0  
\*SET,zr,zr+1  
\*enddo  
bsplin,13,14,15,16,17,18,

\*SET,k2,(r1+dPDL\*(2/3))/5  
\*SET,a2,(h+dPDL\*(2/3))/((r1+dPDL\*(2/3))\*\*2)  
\*SET,zr,19  
\*do,i,0,r1+dPDL,k2  
\*SET,y,a2\*(i\*\*2)-0.2\*(2/3)  
k,zr,i,y,0  
\*SET,zr,zr+1  
\*enddo  
bsplin,19,20,21,22,23,24,  
l,6,18,  
l,24,12,  
l,18,24,  
l,7,19,  
l,19,13,  
l,13,1,

k,0,r1,h+mili,0  
k,0,0,h+mili,0  
k,0,r1,h+(mili/2),0  
k,0,r1+dPDL+0.2,h,0  
k,0,1.8,h/8,0 ! define parameters  
k,0,0,-dPDL-0.3,0

bsplin,30,29,28,  
l,26,25,  
l,25,27,  
l,27,6,

l,30,7,  
l,1,26,  
l,28,12,

al,1,14,13,12,16,  
al,3,5,1,10,  
al,9,4,7,3,  
al,2,6,4,8,  
al,15,2,11,17  
vrotat,1,2,3,4,5,,26,30,360,4  
vglue,all

!!  
!-----MESH ETC-----!  
!!

\*SET,d,(1-2\*Psn)/(-0.0048+0.00505)  
\*SET,Bulk,E1/(3\*(1-2\*Psn)) !calculate bulk modulus

et,1,solid186,,0,0,0,0,0,  
et,2,solid185  
!materials

!1 :pdl 2: tooth 3: bone

TB,HYPE,1,1,2,OGDE  
TBTEMP,0  
TBDATA,,0.00049388,56.604,120.85,0.00031879,0,0

MPTEMP,,,,,,,,  
MPTEMP,1,0  
MPdata,EX,2,,20700  
MPDATA,PRXY,2,,0.3

MPTEMP,,,,,,,,  
MPTEMP,1,0  
MPDATA,PRXY,3,,0.3  
MPDATA,EX,3,,14700

!mesh pdl

ESIZE,0.2,0, ! 24 k elements

type,1

MAT,1

vMESH,2,4,1

vMESH,12,14,1

vMESH,7,9,1

vMESH,17,19,1

!mesh tooth

ESIZE,0.6,0,

type,2

mat,2

mopt,trans,4

mopt,expnd,4

MSHAPE,1,3D

mopt,pyra,on

vMESH,1,16,5

!mesh bone

ESIZE,0.4,0,

type,2

mat,3

mopt,trans,2

mopt,expnd,2

MSHAPE,1,3D

mopt,pyra,on

vMESH,5,20,5

/solu

!bc's

FLST,2,4,5,ORDE,4

FITEM,2,21

FITEM,2,38

FITEM,2,55

FITEM,2,68

/GO

DA,P51X,ALL,0

ALLSEL,ALL

NLGEOM,ON

bracketnode=node(r1,h+(mili/2),0)

!!  
!-----LOADS/STEPS-----!  
!!

time,0.0001  
CNVTOL,F, ,0.01,2,0.001,  
CNVTOL,U, ,0.01,2,0.001, ! load steps  
nsubst,1,0,0,on  
lswrite,1

time,3  
CNVTOL,F, ,0.001,2,0.001,  
CNVTOL,U, ,0.001,2,0.001,  
fk,32,fx,1.5 !apply force  
fk,46,fx,1.5  
outres,all,all  
timint,off,all  
AUTOTS,on  
DELTIM,0.05,0,0.33  
kbc,0  
lswrite,2

NLHIST,NSOL,UxTooth,U,X,bracketnode

lssolve,1,2,1  
escheck,,1,

!!  
!-----POST-----!  
!!

/post1  
AVPRIN,0, ,  
ETABLE, ,U,X  
!\*  
AVPRIN,0, ,  
ETABLE, ,S,EQV  
!\*  
AVPRIN,0, ,

```
ETABLE, ,EPTO,EQV
PLETAB,UX,AVG
!*
/DSCALE,1,1.0
/REPLOT
bracketnode=node(r1,h+(mili/2),0)

/POST26
NSOL,2,bracketnode,U,X, UX_2
STORE,MERGE
```

## Παράρτημα Β

### The code from locating the Center of Rotation

```
/post1
SET,NEAR, ,1, ,0, ,

*ask,SimTime,what is the time at the end of the load steps,3
*ask,Xguess,what is the expected location of the CroT(x coordinate) ,0
*ask,Yguess,what is the expected location of the CroT(Y coordinate) ,6

toothn=node(Xguess,Yguess,0) !approximate material area where the cROt is located , assuming it
lies x-y plane

toothE=ENEARN(toothn)

*GET,matoftooth,ELEM,toothE,ATTR,MAT

*SET,timediv,3 !number of equally spaced time intervals for which to store data [mm]

ESEL,S,MAT,,matoftooth ! select tooth elements

ALLSEL,BELOW,ELEM !select tooth nodes

nselect,r,loc,z,0.00,0.00

*get,MinNODE,node,0,num,min ! min node number as in entnum

*get,Ncount,node,0,count ! number of nodes selected

*DIM,nodedisp,array,Ncount,5,timediv, ! 3d array

*dim,oldorder,array,ncount,1,timediv ! matrix required for sorting operations

*dim,rcent,array,timediv,3 !array for final storage

*do,timeP,1,timediv,1

SET,NEAR, ,1, ,(200/timediv)*timeP, ,

NodeDisp(1,1,timeP)=MinNODE

NodeDisp(1,2,timeP)=ux(MinNODE)
```

```

NodeDisp(1,3,timeP)=uy(MinNODE)

NodeDisp(1,4,timeP)=uz(MinNODE)

NodeDisp(1,5,timep)=sqrt(NodeDisp(1,2,timep)**2+NodeDisp(1,3,timep)**2+NodeDisp(1,4,timep)
**2)

*enddo

!-----correct

*do,timepoint,1,timediv,1 ! specify time point to query for the current r.cent

  SET,NEAR, ,1, ,(SimTime/timediv)*timepoint, , !read results at specified time ( here 4 sec).

  *do,j,2,ncount,1

    NodeDisp(j,1,timepoint)= (ndnext(nodedisp(j-1,1)))

  *enddo

  *do,k,2,ncount,1

    NodeDisp(k,2,timepoint)=ux(nodedisp(k,1,timepoint))

    NodeDisp(k,3,timepoint)=uy(nodedisp(k,1,timepoint))

    NodeDisp(k,4,timepoint)=uz(nodedisp(k,1,timepoint))

    NodeDisp(k,5,timepoint)=sqrt(NodeDisp(k,2,timepoint)**2+NodeDisp(k,3,timepoint)**2+NodeDisp
(k,4,timepoint)**2)

  *enddo

*enddo

*do,timepoin,1,timediv,1

  *moper,oldorder(1,1,timepoin),NodeDisp(1,1,timepoin),sort,NodeDisp(1,5,timepoin)

*enddo

```

!correct

\*SET,timepointt,1

\*do,timepointt,1,timediv,1

SET,NEAR, ,1, ,(4/timediv)\*timepoint, ,

Rcent(timepointt,1)=nodedisp(1,1,timepointt)  
rcent(timepointt,2)=nx(nodedisp(1,1,timepointt))  
rcent(timepointt,3)=ny(nodedisp(1,1,timepointt))

\*enddo

!-----correct

\*dim,Rcent2,array,timediv,5 ! ncount/10 is approximated to the nearest integer

\*do,tmp,1,timediv,1

\*if,nodedisp(1,2,tmp),LT,0,then

\*SET,flag,1

\*SET,ijk,2

\*dowhile,flag, ! loops as long as flag>0

\*if,nodedisp(ijk,2,tmp),GE,0,then

Rcent2(tmp,1)=nodedisp(ijk,1,tmp) !node number

flag=-1

\*else

ijk=ijk+1

\*endif

\*enddo

\*else

\*SET,flag,1



```

*SET,ijk,2

*dowhile,flag

  *if,nodedisp(ijk,2,tmp),LT,0,then

    Rcent2(tmp,1)=nodedisp(ijk,1,tmp)

    flag=-1

  *else

    ijk=ijk+1

  *endif

*enddo

*endif

  SET,NEAR, ,1, ,(SimTime/timediv)*tmp, ,

rcent2(tmp,2)=nx(rcent2(tmp,1))

rcent2(tmp,3)=ny(rcent2(tmp,1))

*enddo

!-----
*dim,Rfinal,array,timediv,5

*do,timp,1,timediv,1

  Rfinal(timp,2)=(rcent(timp,2)+rcent2(timp,2))/2 !x final

  Rfinal(timp,3)=(rcent(timp,3)+rcent2(timp,3))/2 !y final

*enddo

timp=2
Crotx=Rfinal(timp,2)
Croty=Rfinal(timp,3)

/AN3D,SYMB,3,Crotx,Croty,0.0000,1.0000
/AN3D,TEXT, Crotx , Croty , 0.0000 ,Crot

```

