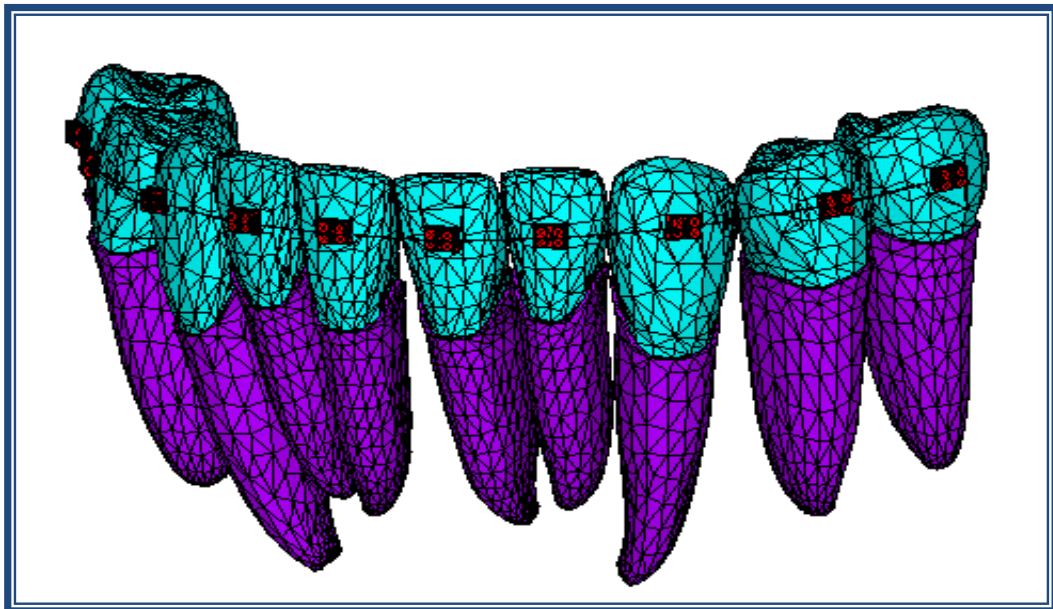




Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο  
Σχολή Μηχανολόγων Μηχανικών  
Τομέας Μηχανολογικών Κατασκευών & Αυτομάτου Ελέγχου

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΤΩΝ  
ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΣΕ  
ΜΟΝΤΕΛΟ ΠΛΗΡΟΥΣ ΟΔΟΝΤΟΣΤΟΙΧΙΑΣ  
ΜΕ ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΑ ΣΥΡΜΑΤΑ**



***ΧΡΙΣΤΟΦΗ ΣΤΡΑΤΟΣ***

*Επιβλέπων Καθηγητής: κ. Χριστόφορος Προβατίδης*

*Αναπλ. Καθηγητής Ε.Μ.Π.*

***ΑΘΗΝΑ, ΙΟΥΛΙΟΣ 2008***



## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παρούσα διπλωματική εκπονήθηκε στο Εργαστήριο Δυναμικής & Κατασκευών του Τομέα Μηχανολογικών Κατασκευών & Αυτομάτου Ελέγχου της Σχολής Μηχανολόγων του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου στο πλαίσιο του μαθήματος ‘Εμβιομηχανική και Βιοϊατρική τεχνολογία’.

Η ανάθεση του θέματος και η επίβλεψη της εκπόνησης της παρούσας διπλωματικής εργασίας με τίτλο **‘Εφαρμογή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων σε μοντέλο πλήρους οδοντοστοιχίας με ορθοδοντικά σύρματα’**, πραγματοποιήθηκε από τον Αναπληρωτή Καθηγητή κ. Χριστόφορο Προβατίδη, τον οποίο θα ήθελα να ευχαριστήσω για την εμπιστοσύνη που μου έδειξε όσον αφορά στην ανάθεση του θέματος και για την συνεργασία κατά την διάρκεια της εκπόνησης της παρούσας εργασίας.

Ιδιαίτερες ευχαριστίες θα ήθελα να εκφράσω στον Διδάκτορα κ. Βασίλειο Γεωργιόπουλο για τις πολύτιμες συμβουλές και υποδείξεις του καθ’ όλη την διάρκεια της εκπόνησης της παρούσας διπλωματικής εργασίας αλλά και το ενδιαφέρον του κατά την διάρκεια της συνεργασίας μας.

Στην συνέχεια θα ήθελα να ευχαριστήσω τον Διδάκτορα χειρουργό οδοντίατρο κ. Αναστάσιο Κοτινά για τις πολύτιμες συμβουλές του. που έπαιξαν σημαντικό ρόλο στην εκπόνηση της διπλωματικής εργασίας .

Θα ήθελα ακόμα να ευχαριστήσω το οικογενειακό και φιλικό μου περιβάλλον για την συμπαράσταση τους καθόλη τη διάρκεια εκπόνησης της παρούσας διπλωματικής εργασίας. Τέλος, θα ήθελα να αφιερώσω την διπλωματική μου εργασία στην θεία μου Διαμάντω και στην γιαγιά μου Μελανύ τις οποίες δυστυχώς έχασα κατά την διάρκεια της εκπόνησης της εργασίας.

## *Εισαγωγή*

Ευρεία εφαρμογή παρουσιάζει τα τελευταία χρόνια ο κλάδος της εμβιομηχανικής, συνδυάζοντας τις γνώσεις της μηχανικής και της ιατρικής με απώτερο σκοπό την βελτίωση της ποιότητας ζωής του ανθρώπου. Η ραγδαία τεχνολογική ανάπτυξη και πιο συγκεκριμένα η ανάπτυξη των επιδόσεων των H/Y, δημιούργησε πρόσφορο έδαφος στην εμβιομηχανική να αναπτυχθεί και να καλύψει διάφορες περιοχές, όπως η προσομοίωση του ανθρωπίνου οργανισμού, ρεολογικά φαινόμενα, μηχανική και ανάπλαση των οστών (ορθοπεδική, ορθοδοντική), κ.λ.π.

Βασικό αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής αποτελεί σε πρώτη φάση η κατασκευή της γεωμετρίας και του πλέγματος των δέκα δοντιών της κάτω γνάθου μαζί με τις αγκύλες και το σύρμα. Στην συνέχεια θα πραγματοποιηθεί η μοντελοποίηση μιας ορθοδοντικής μετακίνησης μιας οδοντοστοιχίας εκτός αρμονικής άρθρωσης, κατασκευάζοντας διάφορα μοντέλα, καταγράφοντας το τασικό και παραμορφωσιακό πεδίο.

Στο Κεφάλαιο 1, γίνεται μια παρουσίαση της γενικότερης εμβιομηχανικής συμπεριφοράς των δοντιών και των περιοδοντικών μεμβράνων. Πιο συγκεκριμένα, παρατίθενται οι λειτουργίες τους, οι μηχανικές τους ιδιότητες και διάφορα άλλα χαρακτηριστικά.

Στο Κεφάλαιο 2, παρουσιάζεται η επιστήμη της ορθοδοντικής κάνοντας αναφορά στα διάφορα μέσα που χρησιμοποιούνται και της μεθόδου του ευθέως σύρματος. Ιδιαίτερη αναφορά γίνεται στα σύρματα των ορθοδοντικών μετακινήσεων και στην μηχανική τους συμπεριφορά.

Στο Κεφάλαιο 3, περιγράφεται η διαδικασία που απαιτείται για την ανάκτηση αρχικών πληροφοριών. Επίσης αναπτύσσονται ορισμένα βασικά στοιχεία της Μεθόδου των Περασμένων Στοιχείων.

Στο Κεφάλαιο 4, παρατίθεται διεξοδικά η διαδικασία που ακολουθήθηκε για την δημιουργία του ολοκληρωμένου μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων που περιλαμβάνει τα φυσικά δόντια, τις περιοδοντικές τους μεμβράνες και τις αγκύλες τους.

Στο Κεφάλαιο 5, καταστρώνεται το πρώτο Μοντέλο ορθοδοντικής μετακίνησης (Μοντέλο Α). Γίνεται σχεδίαση του σύρματος και στην συνέχεια δημιουργούνται οι συνθήκες επαφής και επιβάλλονται οι φορτίσεις και οι στηρίξεις.

Στο Κεφάλαιο 6, επιλύεται το Μοντέλο Α και παρουσιάζονται τα αποτελέσματα του τασικού και παραμορφωσιακού πεδίου σε όλους τους όγκους του μοντέλου. Στην συνέχεια ακολουθεί η ανάλυση των αποτελεσμάτων.

Στο Κεφάλαιο 7, καταστρώνονται δύο καινούρια μοντέλα με διαφορετικές διαμέτρους του σύρματος. Στο Μοντέλο Β1 χρησιμοποιείται διάμετρος 0.016 ιντζών ενώ στο μοντέλο Β2 χρησιμοποιείται διάμετρος 0.018 ιντζών. Τα δύο μοντέλα επιλύονται και παρουσιάζονται τα αποτελέσματά τους. Ακολουθεί σύγκριση με το Μοντέλο Α.

Στο Κεφάλαιο 8, καταστρώνεται ένα καινούριο μοντέλο με διαφορετικό μέτρο ελαστικότητας στην περιοδοντική μεμβράνη. Το μοντέλο επιλύεται και παρουσιάζονται τα αποτελέσματά.

## Περιεχόμενα

<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1</b> .....	<b>1</b>
<b>Εμβιομηχανική συμπεριφορά δομών</b> .....	<b>1</b>
1.1 Εισαγωγή.....	1
1.2 Φυσικά δόντια.....	1
1.2.1 Λειτουργίες των δοντιών.....	2
1.2.2 Ανατομία του δοντιού.....	2
1.2.3 Τύποι δοντιών.....	3
1.2.4 Αρίθμηση δόντιων.....	4
1.2.5 Μηχανικές ιδιότητες των φυσικών δοντιών.....	5
1.3 Περιοδοντική μεμβράνη.....	6
1.3.1 Γενικά.....	6
<b>1.3.2 Σύνθεση περιοδοντικής μεμβράνης</b> .....	<b>7</b>
1.3.3 Μέγεθος περιοδοντικής μεμβράνης.....	7
1.3.4 Μηχανικές ιδιότητες περιοδοντικής μεμβράνης.....	8
1.4 Μηχανική κίνησης οδόντα.....	11
1.4.1 Γενικά.....	11
1.4.2 Κέντρο βάρους-κέντρο αντίστασης.....	11
1.4.3 Κέντρο περιστροφής.....	12
1.4.4 Δισδιάστατη κινηματική ανάλυση.....	12
1.4.5 Τυπικές κινήσεις οδόντων.....	15
1.4.6 Τυπικές κατανομές τάσεων.....	16
1.4.7 Μεγάλες μετακινήσεις οδόντων.....	18
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2</b> .....	<b>19</b>
<b>Ορθοδοντική</b> .....	<b>19</b>

2.1 Γενικά.....	20
2.2 Ιστορική διαδρομή.....	20
2.3 Αγκύλες (Brackets).....	22
2.3.1 Γενικά.....	22
2.3.2 Αυτόδετα αγκύλια (self-ligated).....	24
2.4 Η μέθοδος του ευθέως σύρματος (Straight-wire appliance).....	25
2.4.1 Ορίζοντας το ιδανικό.....	25
2.4.2 Από την θεωρία στην πράξη.....	31
2.4.3 Τοποθέτηση αγκύλων.....	35
2.5 Σύρματα (Archwires).....	41
2.5.1 Γενικά.....	41
2.5.2 Ελαστικά υλικά και η δημιουργία ορθοδοντικών δυνάμεων.....	41
2.5.3 Δυσκαμψία και ελαστικότητα.....	42
2.5.4 Επίδραση σχήματος και μεγέθους στις ελαστικές ιδιότητες.....	44
2.5.5 Τρόπος φόρτισης.....	45
2.5.6 Υλικά ορθοδοντικών συρμάτων.....	46
2.6 Σύρμα νικελοτιτανίου (NiTiInol).....	50
2.6.1 Γενικά.....	50
2.6.2 Μεταλλουργική κραμάτων νικελοτιτανίου.....	50
2.6.3 Δομή νικελοτιτανίου.....	51
2.6.4 Χρήση κραμάτων νικελοτιτανίου στην οδοντοτρικη.....	54
2.6.5 Χρησιμοποιούμενα κράματα νικελοτιτανίου (Nitinol).....	56
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 .....</b>	<b>59</b>
<b>Μεθοδολογία ανάπτυξης μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων.....</b>	<b>59</b>
3.1 Ανάκτηση πρωτογενών δεδομένων.....	60
3.1.1 Ιατρικές μέθοδοι απεικόνισης.....	60

3.1.2	Επεξεργασία ιατρικών εικόνων.....	60
3.1.3	Αντίστροφος σχεδιασμός.....	61
3.2	Επεξεργασία σε περιβάλλον CAD.....	62
3.3	Μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων.....	62
3.3.1	Μητρώο δυσκαμψίας [K].....	66
3.3.2	Επίλυση του συστήματος.....	66
3.3.3	Βήματα μοντελοποίησης κατασκευής.....	66
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4</b>	<b>.....</b>	<b>68</b>
<b>Ανάπτυξη μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων</b>	<b>.....</b>	<b>68</b>
4.1	Εισαγωγή.....	69
4.2	Ανάκτηση αρχικών δεδομένων.....	69
4.3	Επεξεργασία σε περιβάλλον CAD.....	69
4.3.1	Επεξεργασία αρχείου STL μέσω της Visual Fortran 6.5.....	71
4.4	Εισαγωγή της τριδιάστατης γεωμετρίας στο ANSYS 10.0.....	72
4.4.1	Κατασκευή γεωμετρίας δοντιών και περιοδοντικής.....	72
4.4.1.1	Παρουσίαση των δέκα δοντιών της κάτω γνάθου.....	77
4.4.2	Κατασκευή γεωμετρίας αγκύλων (brackets).....	79
4.4.2.1	Παρουσίαση αγκύλων.....	84
4.4.3	Ανάλυση κατασκευής του πλέγματος πεπερασμένων στοιχείων.....	85
4.4.3.1	Μηχανικές ιδιότητες.....	85
4.4.3.2	Επιλογή τύπου πεπερασμένου στοιχείου.....	85
4.4.4	Επιβολή οριακών συνθηκών.....	86
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5</b>	<b>.....</b>	<b>87</b>
<b>Πρώτο μοντέλο ορθοδοντικής μετακίνησης (MONTELO A)</b>	<b>.....</b>	<b>87</b>
5.1	Εισαγωγή.....	88
5.2	Μετακίνηση δοντιού.....	88



5.3 Μοντελοποίηση σύρματος.....	89
5.3.1 Κατασκευή γεωμετρίας σύρματος.....	89
5.3.2 Ανάλυση κατασκευής του πλέγματος πεπερασμένων στοιχείων.....	89
5.3.2.1 Μηχανικές ιδιότητες.....	89
5.3.2.2 Επιλογή πεπερασμένου στοιχείου.....	91
5.3.3 Συνθήκες επαφής σύρματος - αγκύλης.....	92
5.4 Επιβολή φορτίσεων και στηρίξεων.....	94
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6</b> .....	96
<b>Ανάλυση ορθοδοντικής μετακίνησης Μοντέλου Α</b> .....	96
6.1 Εισαγωγή.....	97
6.2 Επίλυση μοντέλου.....	98
6.3 Παρουσίαση αποτελεσμάτων.....	98
6.3.1 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στο σύρμα.....	99
6.3.2 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στις αγκύλες.....	101
6.3.3 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στα δόντια.....	103
6.3.4 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στις περιοδοντικές μεμβράνες.....	105
6.3.5 Αποτελέσματα Von Mises παραμορφώσεων στις περιοδοντικές μεμβράνες.....	107
6.4 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων Μοντέλου Α.....	109
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7</b> .....	112
<b>Μοντέλο Β1 και Β2. Επίδραση διαμέτρου του σύρματος</b> .....	112
7.1 Εισαγωγή.....	113
7.2 Παρουσίαση αποτελεσμάτων Μοντέλου Β1.....	114
7.2.1 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στις αγκύλες.....	114
7.2.2 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στα δόντια.....	116

7.2.3 Αποτελέσματα von Mises παραμορφώσεων στις περιοδοντικές μεμβράνες.....	118
7.3 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων Μοντέλου B1.....	120
7.4 Παρουσίαση αποτελεσμάτων μοντέλου B2.....	122
7.4.1 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στις αγκύλες.....	122
7.4.2 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στα δόντια.....	124
7.4.3 Αποτελέσματα von Mises παραμορφώσεων στις περιοδοντικές μεμβράνες.....	126
7.5 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων Μοντέλου B2.....	128
7.6 Σύγκριση Μοντέλων B1 και B2 με Μοντέλο A.....	130
<b>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8</b> .....	<b>132</b>
<b>Μοντέλο Γ. Επίδραση του μέτρου ελαστικότητας της περιοδοντικής μεμβράνης</b> .....	<b>132</b>
8.1 Εισαγωγή.....	133
8.2 Παρουσίαση αποτελεσμάτων.....	134
8.2.1 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στο σύρμα.....	134
8.2.2 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στα δόντια.....	136
8.2.3 Αποτελέσματα von Mises παραμορφώσεων στις περιοδοντικές μεμβράνες.....	138
8.3 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων.....	140
8.4 Σύγκριση αποτελεσμάτων με Μοντέλο A.....	143
<b>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</b> .....	<b>144</b>



## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ Ι**

### **ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΣΥΜΠΕΡΙΦΟΡΑ ΔΟΜΩΝ**

## ***1.1 Εισαγωγή.***

Τα δόντια αποτελούν όργανο του γαστρεντερικού συστήματος που βρίσκεται μέσα στην στοματική κοιλότητα και στηρίζεται στο οστό των γνάθων. Τα δόντια οργανώνονται σε στοίχους, ή οδοντοστοιχίες.. Διακρίνονται στην άνω και κάτω οδοντοστοιχία για την άνω και κάτω γνάθο αντίστοιχα.

## ***1.2 Φυσικά δόντια.***

### **1.2.1 Λειτουργίες των δοντιών.**

Τα ανθρώπινα δόντια εξυπηρετούν τρεις πολύ σημαντικές λειτουργίες στο ανθρώπινο σώμα. Πρωταρχικά, εξυπηρετούν την λειτουργία της μάσησης. Η μάσηση είναι η διεργασία που επιτελείται από το στοματογναθικό σύστημα και έχει στόχο τον τεμαχισμό της τροφής, την ανάμειξη της με το σάλιο και τον σχηματισμό του βλωμού. Κατά την μάσηση, η τροφή τεμαχίζεται από τους τομείς, συνθλίβεται από τους προγόμφιους και αλέθεται από τους γομφίους οδόντες. Έτσι αυξάνεται η επιφάνεια του τεμαχείου της τροφής, ώστε να δράσουν αποτελεσματικότερα τα ένζυμα του σάλιου. Στη συνέχεια η τροφή με την βοήθεια της γλώσσας μαζεύεται στο πίσω μέρος της στοματικής κοιλότητας όπου σχηματίζεται ο βλωμός που είναι έτοιμος για κατάποση. Σε δεύτερη φάση εξυπηρετούν την λειτουργία της ομιλίας και σε τρίτη φάση την λειτουργία της κατάποσης.

### **1.2.2 Ανατομία του δοντιού.**

**Αδαμαντίνη** : Είναι η σκληρή εξωτερική επιφάνεια του δοντιού. Είναι λεία και γυαλιστερή και είναι η σκληρότερη ουσία του σώματος μας, γι' αυτό και είναι ανθεκτική στη μάσηση. Δίνει στο δόντι το λευκό του χρώμα και έχει πάχος 1-2 χιλιοστά.

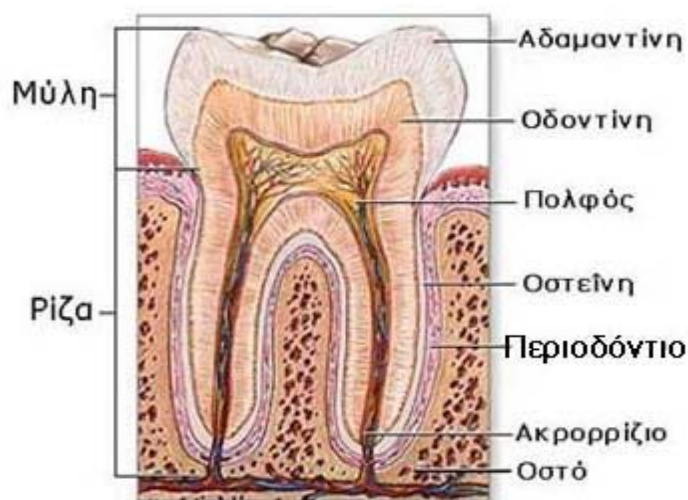
**Οδοντίνη** : Είναι ένα σκληρό παχύ στρώμα ακριβώς κάτω από την αδαμαντίνη και αποτελεί το κύριο μέρος του δοντιού. Έχει πολλούς μικροσκοπικούς αγωγούς που περιέχουν νεύρα. Αυτό σημαίνει ότι τα δόντια μπορούν να ξεχωρίσουν τη διαφορά μεταξύ ζεστού και κρύου.

**Πολφός :** Βρίσκεται στο κέντρο του δοντιού και είναι ζωντανος ιστός. Είναι ένας χώρος μέσα στον οποίο βρίσκονται πολλά νεύρα και αιμοφόρα αγγεία. Μέσα από τα αιμοφόρα αγγεία κυκλοφορεί αίμα και έτσι διατηρείται ζωντανό και υγιές.

**Ακρορρίζιο :** Αυτό είναι το άκρο της ρίζας και από εκεί περνάνε τα νεύρα και τα αγγεία μέσα στον πολφό. Αυτό είναι το σημείο όπου μπορεί να δημιουργηθεί φλεγμονή όταν το δόντι τραυματιστεί από διάφορα αίτια.

**Αύλακες :** Ονομάζονται και σχισμές. Είναι αύλακες σχήματος V στη μασητική επιφάνεια των οπίσθιων δοντιών που βοηθάνε στη μάσηση των τροφών.

**Οστό :** Οι ρίζες των δοντιών είναι στερεωμένες στο οστό της γνάθου, με τη βοήθεια συνδετικών ιστών δια μέσου της περιοδοντικής μεμβράνης.



*Σχήμα 1.1: Ανατομία δοντιού*

### 1.2.3 Τύποι δοντιών.

Υπάρχουν τέσσερα είδη δοντιών.

**A) Τομείς (Incisors ή cutting teeth).** Οι 8 τομείς είναι τα πρώτα μπροστινά δόντια με την επίπεδη επιφάνεια. Έχουν μία ευθεία κοφτερή γωνία για το κόψιμο και το δάγκωμα του φαγητού.

**B) Κυνόδοντες (Canine).** Οι 4 κυνόδοντες είναι πολύ δυνατά μυτερά δόντια, για σχίσιμο και τεμάχιση. Είναι πίο μεγάλοι από τους τομείς και πιο δυνατοί. Η

μορφολογία του κυνόδοντα χαρακτηρίζεται από τη μεγάλη κωνική μύλη που προεξέχει από το επίπεδο των υπόλοιπων δοντιών και από το μονόριζο τους που είναι σημαντικά μεγαλύτερο από το υπόλοιπα δόντια.

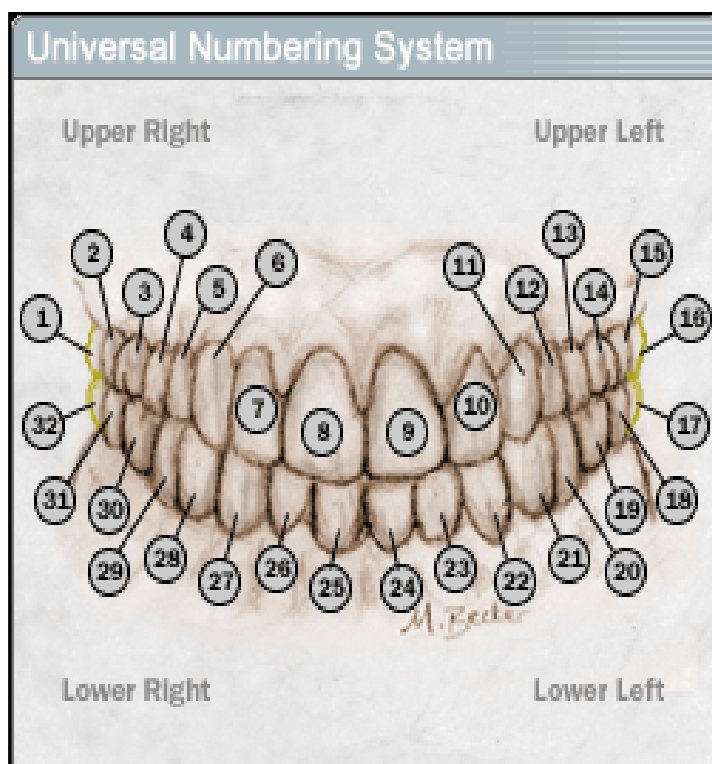
**Γ) Προγόμφιοι (Premolars).** Οι 8 προγόμφιοι χρησιμεύουν στο μάσημα του φαγητού.

**Δ) Γόμφιοι (Molars).** Οι 12 γομφίοι είναι τα τελευταία δόντια στην οδοντοστοιχία του ανθρώπου. Έχουν πολύ διαφορετική μορφολογία από τα υπόλοιπα δόντια, με μεγάλη και επίπεδη επιφάνεια στο πάνω μέρος τους. Έχουν 2-4 ρίζες και χρησιμεύουν για το τελευταίο στάδιο του μασήματος, πριν την κατάποση.

#### 1.2.4 Αρίθμηση δόντιων.

Το σύστημα αρίθμησης δημιουργήθηκε με σκοπό να υπάρχει ένας συγκεκριμένος τρόπος αναφοράς για κάποιο συγκεκριμένο δόντι. Το **universal numbering system** υιοθετήθηκε και από τον Αμερικάνικο οδοντιατρικό οργανισμό.

1. 3<sup>ος</sup> Γομφίος.
2. 2<sup>ος</sup> Γομφίος.
3. 1<sup>ος</sup> Γομφίος.
4. 1<sup>ος</sup> Προγόμφιος.
5. 2<sup>ος</sup> Προγόμφιος.
6. Κυνόδοντας.
7. Πλάγιος τομέας.
8. Κεντρικός τομέας.
9. Κεντρικός τομέας.
10. Πλάγιος τομέας.
11. Κυνόδοντας.



Σχήμα 1.2 α) Σύστημα αρίθμησης

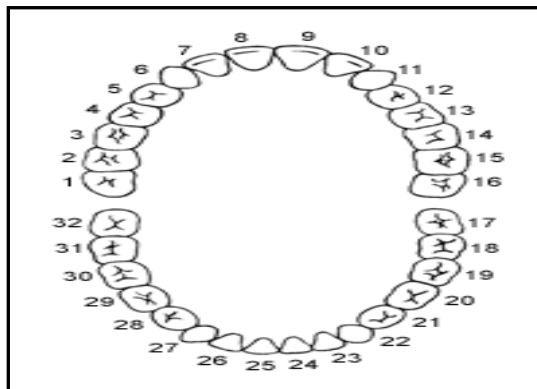
12. 1<sup>ος</sup> προγόμφιος.

13. 2<sup>ος</sup> προγόμφιος.

14. 1<sup>ος</sup> Γομφίος.

15. 2<sup>ος</sup> Γομφίος.

16. 3<sup>ος</sup> Γομφίος.



Σχήμα 1.2 β): Σύστημα αρίθμησης

### 1.2.5 Μηχανικές ιδιότητες των φυσικών δοντιών.

Το δόντι αποτελείται από την αδαμαντίνη, την οδοντίνη, την ωστέινη και τον πολφό. Όσον αφορά στην αδαμαντίνη, στερείται ελαστικότητας, σε αντίθεση με την οδοντίνη, εξαιτίας κυρίως της λεπτότητας της, γεγονός που κάνει δύσκολη την εύρεση αξιόπιστων πηγών για της ιδιότητες της.

Δόντι	Διεύθυνση ασκούμενης δύναμης	Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	Μέτρο δύναμης (MPa)	Συγγραφείς
-	Κάθετα στον επιμήκη άξονα	(θλίψη δοντιού) 30.3	194	Standford et all (1960)
-	Κατά μήκος του επιμήκη άξονα	9.0	154	Standford et all (1960)
κοπήρας	Κάθετα στον επιμήκη άξονα	33.0	253	Standford et all (1960)
Γομφίος	Κάθετα στον επιμήκη άξονα	32.4	250.0	Standford et all (1960)
Γομφίος	Κατά μήκος του επιμήκη άξονα	80.5	376.9	Standford et all (1960)
Γομφίος	Κατά μήκος του επιμήκη άξονα	10.0	103.3	Graic et all (1961)

Πίνακας 1.1: Ιδιότητες αδαμαντίνης



Η μηχανικές ιδιότητες του δοντιού όταν αυτό αναλύεται ως ενιαία δομή παρουσιάζονται στον **Πίνακα 1.2**.

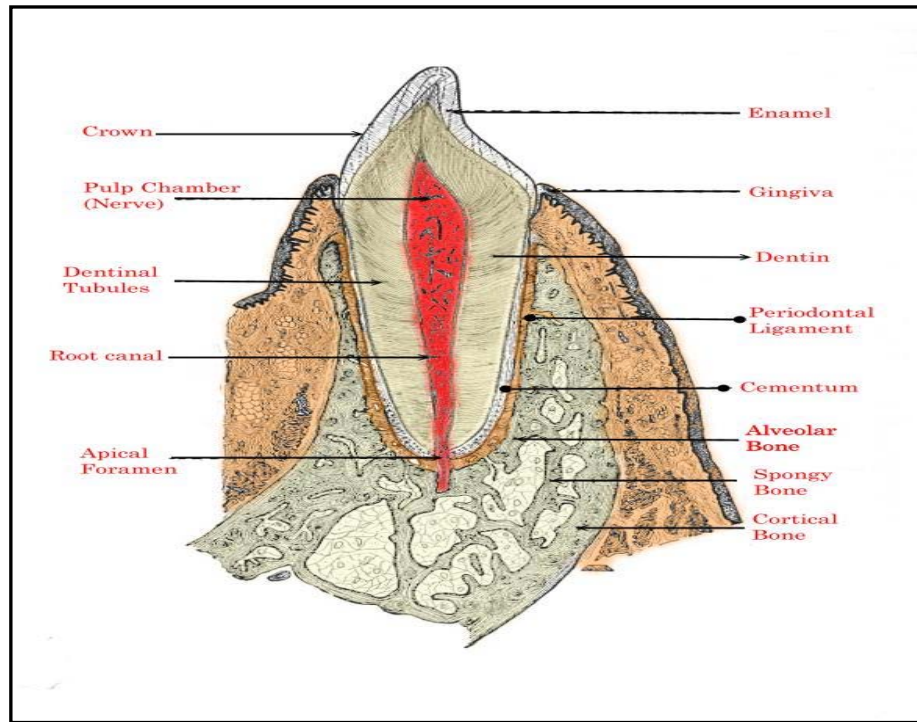
Μέτρο ελαστικότητας (MPa)	Λόγος Poisson	Συγγραφείς
20700	0.30	Tanne (1988), Iberi (1998)
26000	0.30	Sung (2003)
22000	0.30	Cattaneo (2003)

**Πίνακας 1.2:** Ιδιότητες φυσικών δοντιών

### **1.3 Περιοδοντική μεμβράνη**

#### **1.3.1 Γενικά.**

Η περιοδοντική μεμβράνη συχνά αποκαλούμενη ως **PDL**, είναι ένα σύνολο από ειδικά διαμορφωμένους συνεκτικούς ιστούς ινών που ουσιαστικά συνδέουν το δόντι με το οστό στο οποίο επικάθεται. Αυτές οι ίνες βοηθούν το δόντι να απορροφά τις θλιπτικές δυνάμεις που προκαλούνται κατά τη διεργασία του μασήματος. Η φυσιολογική λειτουργία του δοντιού εξαρτάται από την ακεραιότητα των ινών της περιοδοντικής μεμβράνης. Ένας κύριος ρόλος των ινών του περιοδοντίου είναι η υποδοχή δυνάμεων πίεσεως μέσω των δοντιών και η μετατροπή αυτών σε τάσεις εφελκυσμού, οι οποίες επενεργούν στο φατνιακό πέταλο και δρουν ως ερέθισμα για την ανάπλαση και την συντήρηση του.



*Σχήμα 2.2: Ανατομία περιοδοντικής μεμβράνης*

### 1.3.2 Σύνθεση περιοδοντικής μεμβράνης.

Η περιοδοντική μεμβράνη αποτελείται από

- Ινοβλάστες
- Οστεοβλάστες και οστεοκλάστες
- Επιθηλιακά υπολείμματα του Malassez
- Μεγχυματικά βλαστοκύτταρα

Επίσης, αποτελείται από ίνες κολλαγόνου ενώ θεμελιώδης ουσία της είναι η πρωτεογλυκάνη. Οι ινοβλάστες, οι οστεοβλάστες και οι οστεοκλάστες αναπαράγονται μέσα στην περιοδοντική μεμβράνη και αποτελούν ένα κλειστό σύστημα κυττάρων.

### 1.3.3 Μέγεθος περιοδοντικής μεμβράνης.

Στην περίπτωση δοντιών σε αρμονική άρθρωση και φυσιολογική λειτουργία, η περιοδοντική μεμβράνη είναι σχετικά παχιά με πάχος που κυμαίνεται από 0.25 mm

μέχρι 0.30 mm. Σε περίπτωση δοντιών εκτός αρθρώσεως το πάχος είναι σαφώς μειωμένο, περίπου στα 0.10 mm. Επομένως το πάχος της περιοδοντικής μεμβράνης είναι ανάλογο της λειτουργικότητας του δοντιού και συμβαδίζει με το πάχος των οστικών δοκίδων του φατνιακού οστού. Η παρατηρούμενη ελάττωση του πάχους της περιοδοντικής μεμβράνης σε μη φυσιολογικές περιπτώσεις, οφείλεται και στην εναπόθεση οστεΐνης στην επιφάνεια της ρίζας του δοντιού, η οποία επιτείνει τη λέπτυνση της περιοδοντικής,

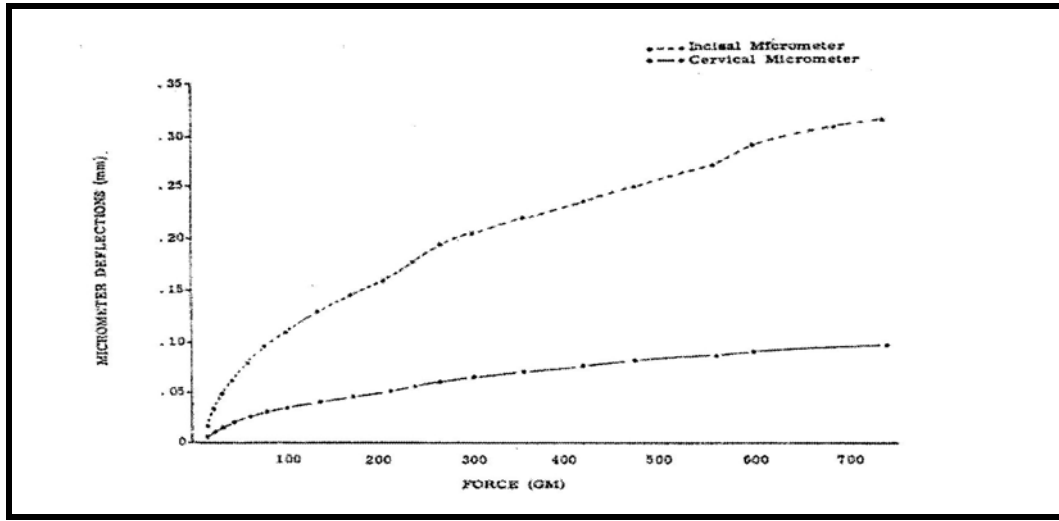
#### **1.3.4 Μηχανικές ιδιότητες περιοδοντικής μεμβράνης**

Όπως γίνεται γνωστό από τη σχετική βιβλιογραφία, η κίνηση του δοντιού κάτω από την επίδραση εξωτερικά ασκούμενων δυνάμεων παρουσιάζει μη γραμμικό και χρονικά επηρεαζόμενο χαρακτήρα. Αυτή η συμπεριφορά απορρέει από τις μηχανικές ιδιότητες της περιοδοντικής μεμβράνης, αφού το μέτρο ελαστικότητας της είναι σημαντικά μικρότερο από αυτό του δοντιού και του οστού. Η αρχική μετακίνηση του δοντιού από μικρές δυνάμεις συνεπώς, επιτελείται κυρίως από την θλίψη και τον εφελκυσμό της περιοδοντικής. Ουσιαστικά, λειτουργεί ως έδραση που αποσβένει δυνάμεις.

Οι ιδιότητες της περιοδοντικής μεμβράνης δικαιολογούνται από τις διαφορετικές δομές που την αποτελούν. Ένα μεγάλο μέρος της αποτελείται από ίνες κολλαγόνου (50-75%) οι οποίες διαδραματίζουν ένα σημαντικό ρόλο στις μηχανικές ιδιότητες της, λόγω της μεγάλης πυκνότητας τους και της χωρικής τους διαμόρφωσης. Το μεγαλύτερο μέρος των συγκεκριμένων ινών είναι χωροθετημένες σε δέσμες σε όλο τον όγκο της περιοδοντικής, σε πολύπλοκα τριδιάστατα δίκτυα. Κατά την εφαρμογή δυνάμεων στην εξωτερική επιφάνεια των δοντιών, οι ίνες κολλαγόνου προστατεύουν το δόντι από ανεπιθύμητες καταπονήσεις που μπορούν να βλάψουν το δόντι.

Ένα άλλο μέρος της περιοδοντικής μεμβράνης, αποτελείται από τα αιμοφόρα αγγεία τα οποία όπως και οι ίνες κολλαγόνου, διαμορφώνουν τριδιάστατα δίκτυα που τροφοδοτούν με αίμα τους ιστούς. Καθώς τα αιμοφόρα αγγεία είναι συνδεδεμένα με το όλο σύστημα της περιοδοντικής, έχουν την σημαντική ιδιότητα να αλλάζουν τον όγκο τους αδειάζοντας και γεμίζοντας τον εαυτό τους.

Αν και στις περισσότερες μελέτες που έχουν γίνει για την εύρεση των μηχανικών ιδιοτήτων της περιοδοντικής μεμβράνης αυτή παρουσιάζει ιστροπική συμπεριφορά, ήδη πριν από πολλά χρόνια ήταν γνωστό ότι εμφανίζει έντονη μή γραμμική συμπεριφορά [Christiansen & Burstone, 1969].

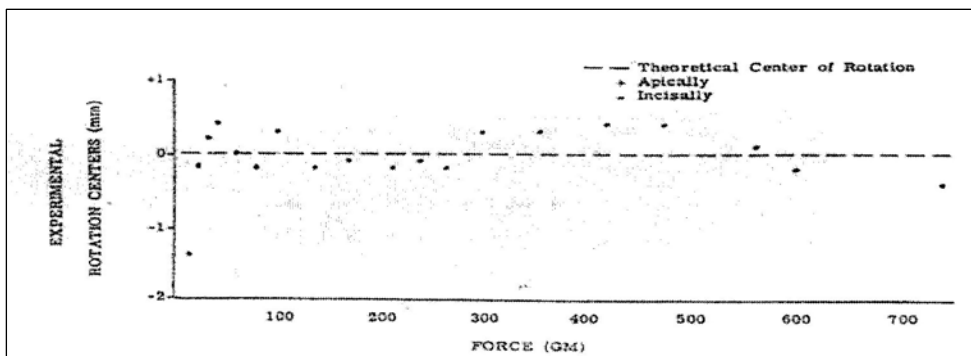


Σχήμα 2.3: Τυπικό διάγραμμα δύναμης μετακίνησης (άνω κεντρικός)

Επίσης η περιοδοντική μεμβράνη εμφανίζει ιξωδοελαστικά φαινόμενα χαλάρωσης και ο αντίστοιχος νόμος έχει αποκαλυφθεί [Provatidis, 2000].

$$\epsilon_{effective}(t) = 0.034 + 0.461(1 - e^{-0.074t})$$

Στο Σχήμα 2.4 φαίνεται η ικανότητα του νόμου *Burstone* σε σχέση με τις μετρήσεις του κέντρου περιστροφής.



Σχήμα 2.4: Μετρήσεις κέντρου περιστροφής σε σύγκριση με τη σχέση του *Burstone*

Πληθώρα εκτιμήσεων έχει επιτελεστεί για τον υπολογισμό του μέτρου ελαστικότητας της περιοδοντικής μεμβράνης, χρησιμοποιώντας την ανάλυση δύναμης-τάσης με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (**Πίνακας 2.1**). Το 1970 οι **Ree** και **Jacobson**, βρήκαν με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων ότι το μέτρο ελαστικότητας της περιοδοντικής μεμβράνης έχει εύρος από 0.1 MPa μέχρι 1000 MPa [**Ree & Jacobson, 1997**]. Ακόμα όμως και στις πιο πρόσφατες έρευνες, οι τιμές του μέτρου ελαστικότητας έχουν εύρος δύο τάξεων μεγέθους. Ο **Noriaki** ο οποίος μέτρησε in vivo το μέτρο ελαστικότητας βρήκε τιμές που ποικίλουν από **α)** 0.11 MPa έως 0.13 MPa όταν το φορτίο είναι από 0 N έως 0.5 N, **β)** από 0.23 MPa έως 0.26 MPa όταν το φορτίο είναι από 0.5N έως 1.0N, **γ)** από 0.40 MPa έως 0.48 MPa όταν το φορτίο είναι από 1.0 N έως 1.5 N και **δ)** από 0.69 MPa εως 0.96 MPa όταν το φορτίο είναι από 1.5 N εως 2.0 N [**Noriaki, 2001**].

<i>Authors</i>	<i>Elastic modulus (MPa)</i>	<i>Poisson's ratio</i>
Vollmer	0.05	0.3
	0.22	0.3
Andersen	0.07	0.49
	0.8–68.9	0.3–0.45
	13.8	0.49
Yettram	0.18	0.49
Tanne	0.67	0.49
Williams	1.5	0–0.45
	100	0–0.45
Korioth	2.5–3.2	0.45
Farah	6.9	0.45
Takahashi	9.8	0.45
Wright	49	0.45
Wilson	50	0.45
Ree	50	0.49
Cook	68.9	0.49
Ko	68.9	0.45
Atmaram	171.6	0.45
Thresher	1379	0.45
Goel	1750	0.49

**Πίνακας 2.5:** Μέτρα ελαστικότητας περιοδοντικής μεμβράνης από διάφορους ερευνητές.

## **1.4 Μηχανική κίνησης οδόντα**

### **1.4.1 Γενικά**

Παρόλο που ακόμη και σήμερα δεν είναι εντελώς γνωστές οι μηχανικές ιδιότητες της περιοδοντικής μεμβράνης, έχουμε έμμεσες ενδείξεις ότι πιθανότατα αυτή έχει μέτρο ελαστικότητας 20000 φορές μικρότερο από το οστό και 30000 φορές μικρότερο από την αδαμαντίνη που βρίσκεται στο εξωτερικό περιβλημά του δοντιού. Επομένως, ένα δόντι είναι ένα ελαστικά εδρασμένο στερεό σώμα. Εδράζεται στον ιστό που το περιβάλλει, δηλαδή την περιοδοντική μεμβράνη. Εάν η μύλη ενός δοντιού δεχθεί ένα ζεύγος δυνάμεων αυτό θα περιστραφεί γύρω από κάποιον άξονα.

Σε αυτό το σημείο θα ήταν φρόνιμο να αναφερθούν μερικά θεμελιώδη μεγέθη, τα οποία διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην κίνηση του δοντιού.

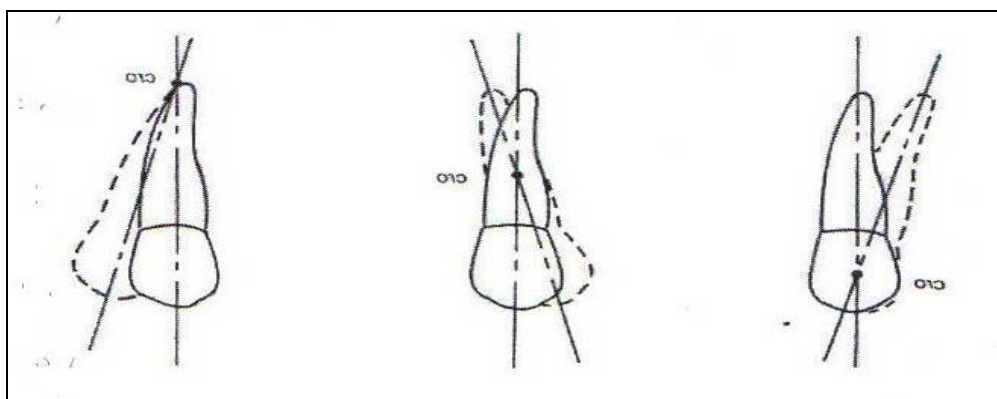
### **1.4.2 Κέντρο βάρους-κέντρο αντίστασης.**

Το κέντρο βάρους του δοντιού (*Center of Gravity*), έχει την ιδιότητα ότι εάν η συνισταμένη δύναμη περνά από αυτό, τότε το δόντι εκτελεί καθαρή μεταφορική κίνηση. Λόγω όμως της ελαστικής έδρασης στήριξης του δοντιού, το σημείο που πρέπει να ασκηθεί η δύναμη ώστε να επιτυγχάνεται καθαρή μεταφορική κίνηση είναι διαφορετικό από το κέντρο βάρους και καλείται κέντρο αντίστασης (*Center of Resistance*). Δύο σημαντικά σημεία πρέπει να ληφθούν υπόψη για το κέντρο αντίστασης. Πρώτον, ότι το σημείο αντίστασης επηρεάζεται από το μήκος της ρίζας. Οι κυνόδοντες έχοντας μεγαλύτερες σε μήκος ρίζες, έχουν το κέντρο αντίστασης πιο μακριά από την αγκύλη. Αποτέλεσμα αυτού του γεγονότος είναι ότι πανομοιότυπες δυνάμεις, ασκούμενες σε κυνόδοντα και σε κάποιο άλλο δόντι αντίστοιχα, επιφέρουν διαφορετικά αποτελέσματα.

Ένα δεύτερο σημαντικό σημείο είναι ότι το κέντρο αντίστασης, επηρεάζεται και από το ύψος του φατνιακού οστού (alveolar bone). Η κίνηση του δοντιού ενός ενήλικα με ελλάτωση του φατνιακού οστού θα διαφέρει από αυτήν ενός παιδιού.

### 1.4.3 Κέντρο περιστροφής.

Σε οποιαδήποτε φάση στοιχειώδους μετακίνησης, η συνισταμένη τριδιάστατη κίνηση, είναι ισοδύναμη με μια περιστροφή γύρω από το στιγμιαίο κέντρο περιστροφής *Cro (Center of Rotation)*, που μπορεί να βρίσκεται πάνω στο δόντι αλλά μπορεί επίσης να βρίσκεται και εντελώς έξω από αυτό. Η γνώση του στιγμιαίου κέντρου περιστροφής του δοντιού, επιτρέπει τη νοητή επανατοποθέτηση του σαν απολύτως στερεού σώματος για την επόμενη φάση της μετακίνησης. Ως εκ τούτου, η γνώση του σημείου αυτού είναι ιδιαίτερα σημαντική.



*Σχήμα 2.6: Δυνατές θέσεις του κέντρου περιστροφής*

### 1.4.4 Διδιάστατη κινηματική ανάλυση.

Το πρόβλημα που θα μας απασχολήσει στη συνέχεια, αφορά στην εκτίμηση της θέσης του κέντρου περιστροφής που προκύπτει από την δράση μιας δεδομένης δύναμης ( $\mathbf{F}$ ) και ροπής ( $\mathbf{M}_b$ ) που δρουν στο σημείο CC, στο οποίο προσαρτάται η αγκύλη. Γνωρίζουμε από την θεωρία της κινηματικής του απολύτως στερεού, ότι στην περίπτωση ελευθέρου σώματος, η τυχαία μετατόπιση ανάγεται σε μια παράλληλη μεταφορά  $\mathbf{U}$  και μία περιστροφή  $\mathbf{a}$  γύρω από το κέντρο βάρους  $\mathbf{CG}$ . Στην περίπτωση όμως ενός ελαστικά εδρασμένου σώματος, το κέντρο βάρους αντικαθίσταται από το κέντρο αντίστασης. Η γνώση των δύο αυτών μεγεθών ( $\mathbf{U}, \mathbf{a}$ ) επιτρέπει την τοποθέτηση του δοντιού στην νέα του θέση και επομένως το κέντρο περιστροφής μπορεί να προσδιοριστεί σαν η τομή του αρχικού με τον τελικό επιμήκη άξονα του.

Για να εισαχθούν οι ασκούμενες δυνάμεις και ροπές σε ένα θεωρητικό μοντέλο, πρέπει να ληφθεί υπόψη η ελαστικότητα της στήριξης. Θεωρούμε ότι πάνω στη μύλη

στο σημείο **B** (bracket) ασκείται μία δύναμη **F** προς τα δεξιά και μία ροπή **M<sub>b</sub>** κατά την φορά των δεικτών του ωρολογίου (**Σχήμα 2.7**). Στην συνέχεια θα εντοπίσουμε τις δρώσες δυνάμεις και ροπές σαν αποτέλεσμα των οποίων προκύπτουν τα μεγέθη **U** και **α**. Είναι προφανές ότι η δύναμη **F** δεν προκαλεί μόνο μεταφορά αλλά και περιστροφή. Επίσης, η ροπή **M<sub>b</sub>** προκαλεί μόνο καθαρή περιστροφή.

Σύμφωνα με τον **Provatidis**, η περιοδοντική μεμβράνη χαρακτηρίζεται από δύο δυσκαμψίες, **k<sub>f</sub>** και **k<sub>m</sub>** εναλλακτικά από δύο αντίστοιχες ευκαμψίες **k<sub>f</sub>** και **k<sub>m</sub>**, που αντιστοιχούν σε μεταφορά και σε περιστροφή, αντίστοιχα [**Provatidis, 1999**] δηλαδή:

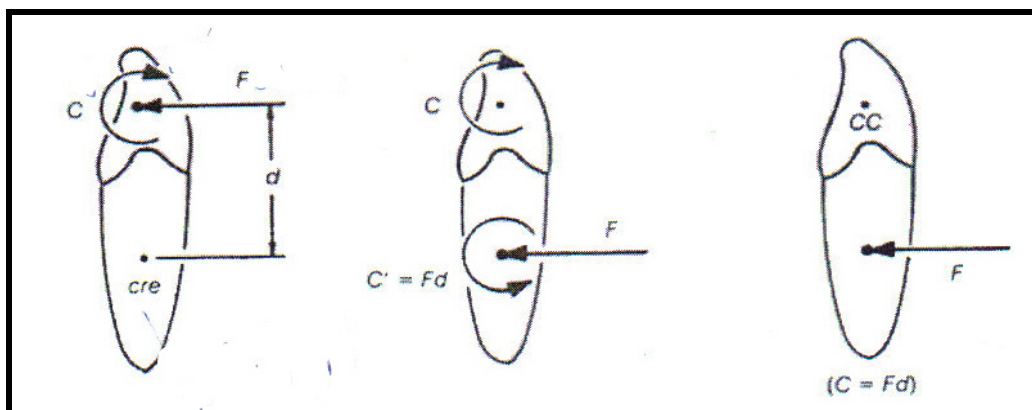
$$F = \bar{k}_f \cdot U, M = \bar{k}_m \cdot \alpha \quad (3.1)$$

όπου **U** είναι η μεταφορική μετατόπιση που αντιστοιχεί σε μία δύναμη **F** στο κέντρο αντίστασης και **α** είναι η γωνία περιστροφής του επιμήκους άξονα του δοντιού και αντιστοιχεί σε μια στρεπτική ροπή **M**.

Στην γενική περίπτωση ενός ορθοδοντικού συστήματος δυνάμεων που εφαρμόζεται το αγκύλιο **B**, είναι γνωστό από την στατική ότι μπορεί να διαχωρισθεί σε μία δύναμη **F** που ασκείται στο κέντρο αντίστασης, καθώς και σε δύο ροπές (**M<sub>b</sub>**, **M<sub>d</sub>**), όπου η **M<sub>b</sub>** παράγεται από την παράλληλη μεταφορά της δύναμης από το **B** στο κέντρο αντίστασης και δίνεται ως

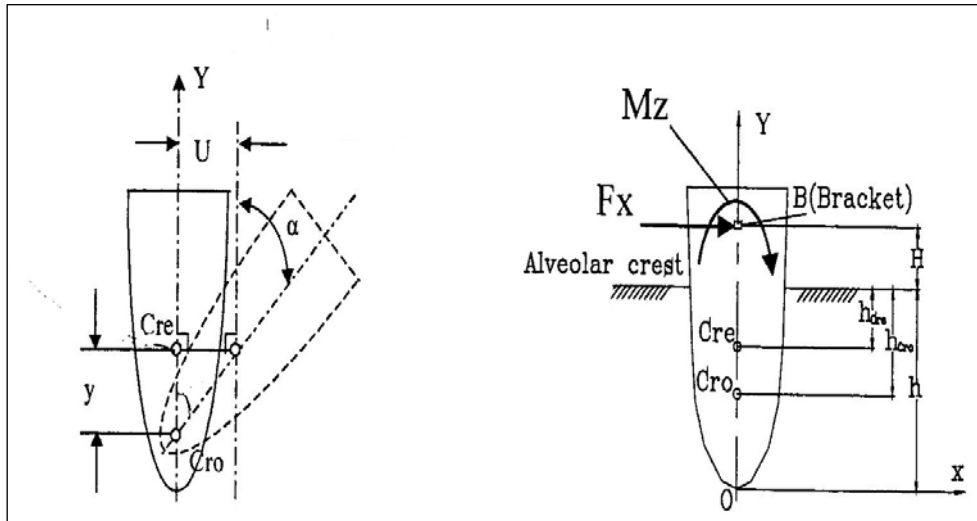
$$M_d = F \cdot d \quad (3.2)$$

όπου **d** η απόσταση μεταξύ της αγκύλης και του κέντρου αντίστασης.



**Σχήμα 2.7:** Διαδικασία μεταφοράς από το σημείο **CC** στο **Cre**





Σχήμα 2.8: α) επαλληλία μεταφορικής κίνησης δοντιού

β) κέντρα αντίστασης και περιστροφής

Έτσι, η συνισταμένη ροπή γίνεται

$$\mathbf{M}_{res} = \mathbf{M}_b + \mathbf{M}_d \quad (3.3)$$

Και επομένως η συνισταμένη γωνία στροφής  $\alpha_{res}$  του επιμήκους άξονα του δοντιού δίνεται ως

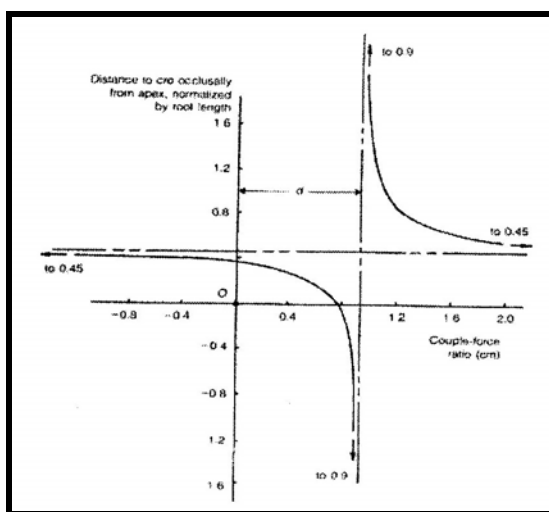
$$\alpha_{res} = k_m M_{res} = k_m \cdot (M_b + M_d) \quad (3.4)$$

Θεωρώντας σαν θετική φορά των γωνιών των ροπών αυτήν των δεικτών του ωρολογίου, σαν αρχή αξόνων την αρχική θέση του κέντρου αντίστασης (θετική φορά των μετατοπίσεων από αριστερά προς τα δεξιά και από κάτω προς τα πάνω), ότι η κίνηση του δοντιού γίνεται στο επίπεδο  $(x,y)$  και ότι η έδραση του δοντιού είναι ελαστική, τότε η κίνηση του δοντιού είναι αποτέλεσμα υπέρθεσης μεταφορικής και περιστροφικής κίνησης. Έτσι από το Σχήμα 3.3 που παριστά την αρχική και την μετατοπισμένη θέση ενός δοντιού, μπορεί κανείς να συμπεράνει ότι οι δύο αυτές κινήσεις συνδέονται με τη σχέση

$$\alpha_{res} = -\frac{U}{y} \quad (3.5)$$

όπου  $y$  είναι η απόσταση του κέντρου περιστροφής από το κέντρο αντίστασης. Εισάγοντας την εξίσωση (3.4) στην εξίσωση (3.5) λαμβάνουμε την έκφραση:

$$\frac{M_b}{F} = \frac{-k_f}{k_m} - d \quad (3.6)$$



*Σχήμα 2.9: Καμπύλη κέντρου περιστροφής συναρτήσει του λόγου ροπής προς δύναμης*

Η εξίσωση (3.6) είναι γενική και ισχύει για οποιοδήποτε δόντι τυχαίας διδιάστατης ή τριδιάστατης γεωμετρίας, και για οποιοδήποτε σύστημα δυνάμεων που οδηγεί σε επίπεδη κίνηση.

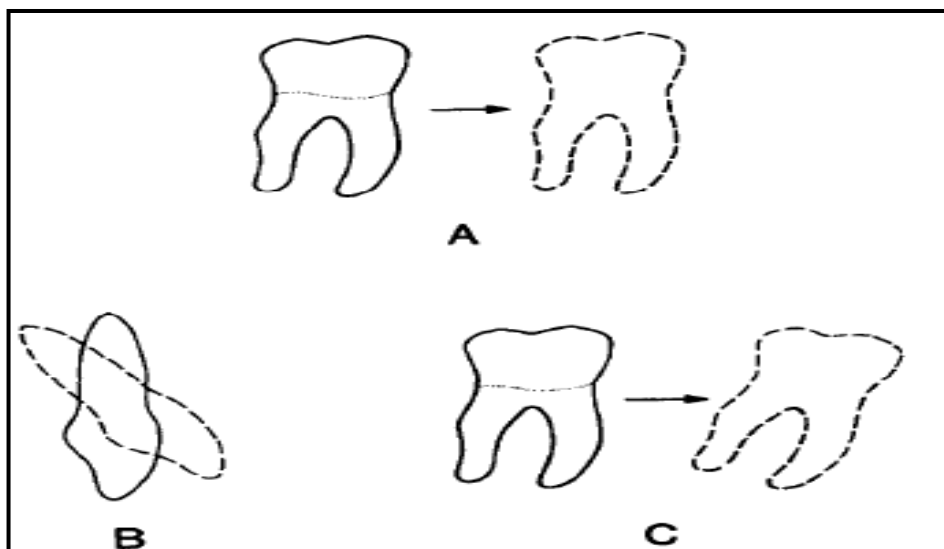
#### 1.4.5 Τοπικές κινήσεις οδόντων.

Ένα δόντι μπορεί να κινηθεί με τρεις γενικούς τρόπους.

- Με μεταφορά
- Με καθαρή περιστροφή
- Με συνδυασμό μεταφοράς και περιστροφής

Μεταφορά ή κίνηση σώματος, εκτελείται όταν όλα τα σημεία ενός δοντιού μετακινούνται σε ίση απόσταση στην ίδια διεύθυνση. Η περιστροφή χρησιμοποιείται

εδώ με περιοριστικούς όρους. Ως μία από τις τρεις βασικές μεθόδους κίνησης, η περιστροφή, ορίζεται ως η κίνηση σημείων του δοντιού κατά μήκος ενός τόξου, που ανήκει σε ένα κύκλο με κέντρο το κέντρο αντίστασης. Οποιαδήποτε κίνηση που δεν εμπίπτει στις δύο προαναφερθείσες κινήσεις μπορεί να περιγραφεί ως συνδυασμός αυτών.

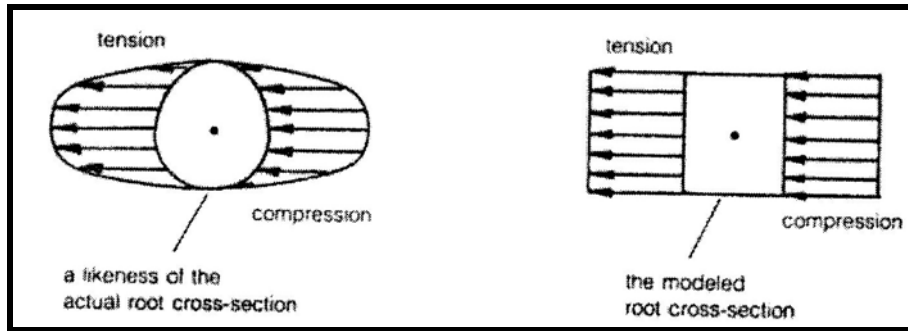


**Σχήμα 2.10:** Απεικόνιση κινήσεων δοντιών Α) είναι μεταφορική, Β) είναι περιστροφική και Γ) είναι περιστροφική και μεταφορική

#### 1.4.6 Τοπικές κατανομές τάσεων.

##### *I. Μέταφορική κίνηση*

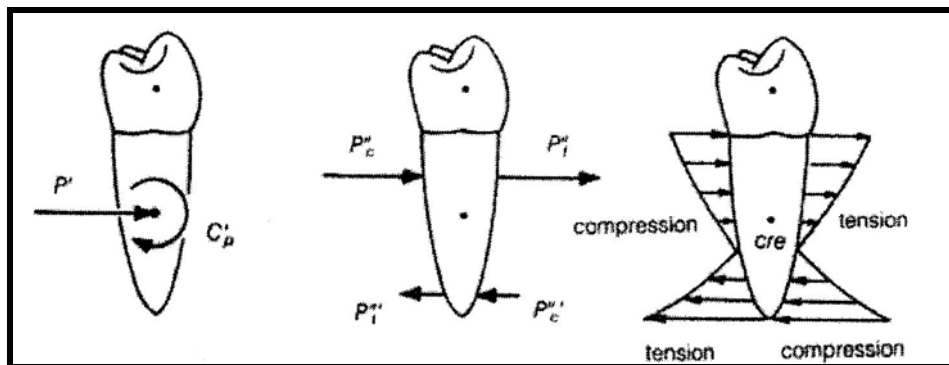
Η μεταφορική κίνηση αντιστοιχεί σε μία μόνο δύναμη που εφαρμόζεται στο κέντρο αντίστασης. Κατά μήκος της ρίζας η τάση είναι περίπου σταθερή, αλλά μεταβάλλεται με την πολική γωνία



Σχήμα 2.11: Κατανομή τάσεων σε μεταφορική κίνηση

### II. Μεταφορά+Περιστροφή.

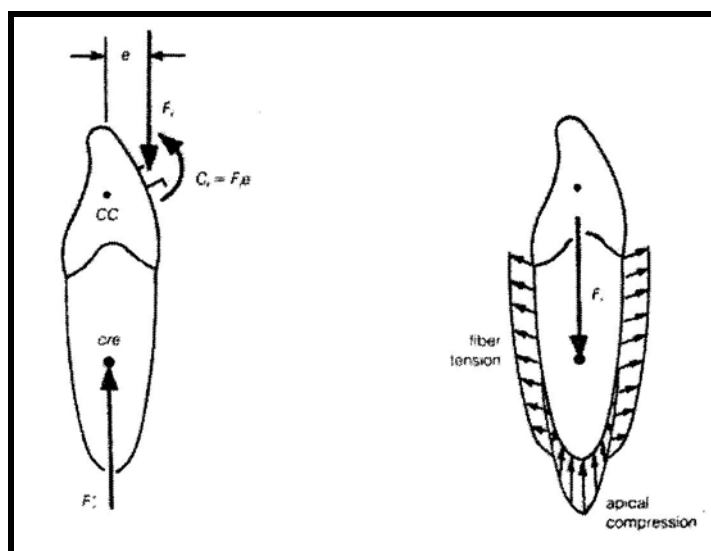
Όταν εκτός από την δύναμη στο κέντρο αντίστασης υπάρχει και μία πρόσθετη, τότε η κατανομή των τάσεων είναι περίπου τριγωνική, εφελκυστική και θλιπτική, όπως φαίνεται στο Σχήμα 2.12.



Σχήμα 2.12: Κατανομή τάσεων σε tipping δύναμη

### III. Αξονική διείδυση.

Σε αυτήν την περίπτωση η κατανομή των τάσεων καθορίζεται από το μηχανικό μοντέλο της περιοδοντικής μεμβράνης. Στο Σχήμα 2.13 παριστάνεται η περίπτωση ινώδους μεμβράνης, αποτελούμενης από ίνες κολλαγόνου.



*Σχήμα 2.13: Αξονική διείδωση δοντιού*

#### 1.4.7 Μεγάλες μετακινήσεις οδόντων

Στην περίπτωση συνεχούς δράσης των ορθοδοντικών δυνάμεων, εκτός από τις μικρές μετακινήσεις, προκύπτουν και αντίστοιχες μεγάλες μετακινήσεις. Δηλαδή, μετακινήσεις λόγω φαινομένου οστικής ανακατασκευής, ακριβώς όπως την περίπτωση των μακρών οστών.

Οστική ανακατασκευή ονομάζεται η λειτουργία του οστού που είναι υπεύθυνη για την ανάπτυξη, τη διατήρηση, τη συντήρηση αλλά και τη προσαρμογή του στο μηχανικό ερέθισμα. Η δομή του οστού, γενικά αλλάζει, ανταποκρινόμενη στην εφαρμοζόμενη φόρτιση, στην ακινητοποίηση, στις ορμονικές μεταβολές και σε άλλους παράγοντες. Το οστό υφίσταται μορφολογικές αλλαγές ανταποκρινόμενο στις μηχανικές φορτίσεις, τροποποιώντας την εξωτερική του γεωμετρία και πολύ περισσότερο αλλάζοντας την εσωτερική του δομή. Η ιδιότητα αυτή του οστού οφείλεται στους οστεοβλάστες και στους οστεοκλάστες. Οι οστεοβλάστες παράγουν οστό ενώ αντίθετα οι οστεοκλάστες απορροφούν οστό. Οι δύο αυτοί οργανισμοί βρίσκονται υπό φυσιολογικές συνθήκες σε μία διαρκή συνεργασία και ισορροπία, όσο οστό απορροφάται τόσο οστό παράγεται. Σε περιπτώσεις προσαρμογής του οστού σε νέες συνθήκες μηχανικής καταπόνησης, όπου το οστό έχει ανάγκη από υψηλότερη μηχανική αντοχή, η οστεοβλαστική δραστηριότητα υπερσχύει της οστεοκλαστικής (εναπόθεση οστού).

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2**

### **ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΗ**

## 2.1 Γενικά

Η ορθοδοντική είναι η ειδικότητα της οδοντιατρικής η οποία ασχολείται με τη διευθέτηση των δοντιών και την καθοδήγηση των γνάθων σε αρμονικές θέσεις μεταξύ τους, με στόχο την αποκατάσταση της καλής λειτουργίας του στόματος και της αισθητικής του προσώπου. Με την χρήση της ορθοδοντικής επιτυγχάνεται

- Καλύτερη λειτουργία του στόματος (μάσηση, ομιλία).
- Διευκόλυνση της στοματικής υγιεινής με συνέπεια λιγότερα μελλοντικά προβλήματα στα ούλα και στα δόντια.
- Περιορισμός πιθανότητας καταγμάτων δοντιών, ιδίως όταν αυτά προβάλλουν έξω από τα χείλη, κυρίως σε νεαρά άτομα.
- Διευκόλυνση του γενικού οδοντίατρου και των άλλων ειδικοτήτων καθώς και καλύτερη πρόγνωση κατά την εκτέλεση των οδοντιατρικών εργασιών (σφραγίσματα, γέφυρες, θεραπείες ούλων κλπ.), με τη διευθέτηση των δοντιών και τη λειτουργική αποκατάσταση του σώματος.
- Όμορφο χαμόγελο και καλύτερη αισθητική του προσώπου.

## 2.2 Ιστορική αναδρομή

Η ιστορία της ορθοδοντικής είναι στενά συνηφασμένη με την ιστορία της οδοντιατρικής για περισσότερα από 2000 χρόνια. Για να μελετηθούν ορθά οι καταβολές της ορθοδοντικής πρέπει να ανατρέξουμε στον Ελληνικό πολιτισμό της προχριστιανικής εποχής. Ο Έλληνας φυσικός **Ιπποκράτης (460-377 π.χ.)** αναφέρεται ως ο πρωτοπόρος στην ιατρική επιστήμη, κυρίως λόγω του ιατρικού συγγραφικού του έργου. Ήταν ο πρώτος ο οποίος διαχώρισε την ιατρική από θρησκείες και προκαταλήψεις και στις αναφορές του με κριτική σκέψη και εμπειρία, καθόρισε την ιατρική παράδοση βασισμένη σε απλά γεγονότα. Όλες αυτές οι πληροφορίες είναι συγκεντρωμένες στο κείμενο του [*Corpus Hippocraticum*]. Σε αυτό του το έργο δεν καταπιάνεται με την οδοντική τέχνη ανεξάρτητα, αλλά υπάρχουν σημαντικές αναφορές στο δόντι και στους ιστούς του σαγονιού.

Ένας άλλος μεγάλος Έλληνας, ο **Αριστοτέλης** (384-322 π.χ.) κατείχε ένα μεγάλο μέρος στους τομείς της μελέτης της τέχνης και της βιολογίας. Το ενδιαφέρον του για την επιστήμη της βιολογίας, έδωσε στην ιατρική επιστήμη το πρώτο σύστημα της συγκριτικής ανατομίας και διάφορες μελέτες στην ζωολογία και φυσιολογία. Ήταν ο πρώτος συγγραφέας που μελέτησε το ανθρώπινο δόντι σε εύρυ φάσμα, συγκρίνοντας το με διαφόρου τύπου ζωικών δοντιών. Μπορεί να θεωρηθεί και ως ο πρώτος συγκριτικός οδοντικός ανατομιστής λόγω του διάσημου έργου του [**De Partibus Animalium**]. Στις διάφορες μελέτες του παρατήρησε τις διαφορές ανάμεσα στα ανθρώπινα δόντια και στα δόντια των ζώων.

Η ιατρική επιστήμη στους Ρωμαίους έφτασε στο υψηλότερο της σημείο υπό τον **Claudius Galenus**, ευρέως γνωστό ως **Galen** (130-200 μ.χ.). Για 15 αιώνες κυριάρχησε στην ιατρική σκέψη μέχρι την εποχή της αναγέννησης, οπότε και η ιατρική του αυθεντία αμφισβητήθηκε. Πίστευε ότι το δόντι ήταν ένα πραγματικό οστό. Επειδή η μελέτη του πραγματοποιήθηκε κυρίως σε ζώα παρά σε ανθρώπους, λανθασμένα εφήρμοσε τα ευρήματα του σε ανθρώπους.

Κατά την περίοδο της αναγέννησης (14-16 αιώνας) μια από τις μεγαλύτερες μεγαλοφυΐες της ιστορίας, ο **Leonardo da Vinci** (1452-1519), υπήρξε ο πρώτος επιστήμονας, που αναγνώρισε τη μορφή του δοντιού και ο πρώτος που κατανόησε ότι το κάθε δόντι συσχετιζόταν με κάποιο άλλο δόντι και επίσης με το αντίστοιχο σαγόني, αντιλαμβανόμενος την άρθρωση του δοντιού. Περιέγραψε την γνάθο και όρισε την σχέση της με το ύψος του προσώπου. Καθόρισε και έκανε σχέδια για τον αριθμό των δοντιών και τον σχηματισμό των ριζών.

Καταλήγοντας στην σύγχρονη εποχή, δεν γίνεται να μην γίνει αναφορά στην πιο κυρίαρχη και δυναμική μορφή στον τομέα της ορθοδοντικής, τον **Edward H. Angle** (1855-1930). Θεωρείται ως 'ο πατέρας της μοντέρνας ορθοδοντικής'. Μέσω της ηγετικής του φυσιογνωμίας, η ορθοδοντική διαχωρίστηκε από τους άλλους κλάδους της οδοντιατρικής. Το 1888 κατά την διάρκεια ενός συνεδρίου ο Angle παρουσίασε για πρώτη φορά το εκτεινόμενο συρματίδιο. Περιέγραψε το διάστημα μεταξύ των δοντιών στη μέση γραμμή, ως μία σχετικά κοινή μορφή ατελούς συγκλίσεως, που χαρακτηρίζεται από έναν χώρο ανάμεσα στους άνω και – λιγότερο συνηθισμένο – στους κάτω κεντρικούς τομείς. Αναγνώρισε ότι το διάστημα της μέσης γραμμής έχει λειτουργικές και αισθητικές συνέπειες. Δήλωσε επίσης ότι το διάστημα μεταξύ των



δοντιών πάντα παρουσιάζει μία δυσάρεστη εμφάνιση και παρεμβαίνει στην ομιλία ανάλογα με το εύρος. Οι θεωρείες του *Angle* εφαρμόζονται μέχρι και σήμερα.

Στο δεύτερο μισό του 20<sup>ου</sup> αιώνα έκανε την εμφάνιση της μια καινούργια θεωρία διατυπωμένη από τον *Lawrence F. Andrews*. Η θεωρία αυτή ονομάστηκε Straight-wire και έγινε ευρέως αποδεκτή από το σύνολο της ορθοδοντικής κοινότητας. Σε γενικές γραμμές αναφέρει ότι το κάθε δόντι χρειάζεται τη δική του συγκεκριμένη αγκύλη ανάλογα με την γεωμετρική του θέση στην γνάθο.

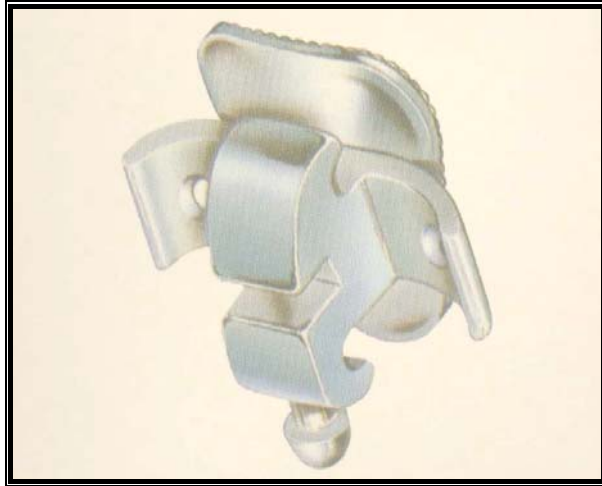
## **2.3 Αγκύλες (Brackets)**

### **2.3.1 Γενικά**

Είναι μία κατασκευή που επικολλάται στο μέσο περίπου της μύλης του δοντιού. Οι δυνάμεις που δημιουργούνται από το σύρμα μεταφέρονται στο δόντι μέσω της αγκύλης. Υπάρχουν πολλά είδη αγκύλων ανάλογα από την μηχανοθεραπεία που πρόκειται να χρησιμοποιηθεί. Η πλάγια αγκύλη είναι η πιο κοινά χρησιμοποιούμενη αγκύλη στη μοντέρνα ορθοδοντική και έχει μία οριζόντια αυλάκωση όπου τοποθετείται το σύρμα και συγκρατείται με περιίδεση (ligation).

Η εξέλιξη των μοντέρνων ορθοδοντικών αγκύλων άρχισε στις αρχές του 20<sup>ου</sup> αιώνα. Με ελάχιστες εξαιρέσεις, η πάγια συσκευή που χρησιμοποιήθηκε στην σύγχρονη ορθοδοντική βασίζεται στα σχέδια του *Angle* από τις αρχές του 20<sup>ου</sup> αιώνα. Η συσκευή, αποτελείτο από έναν σωλήνα σε κάθε δόντι, ώστε να επιτυγχάνεται κάθετη τοποθέτηση της ορθογωνικής αύλακος. Ένα χρυσό σύρμα τοποθετήθηκε μέσα στην αύλακα και συγκρατιόταν με καρφίτσες.

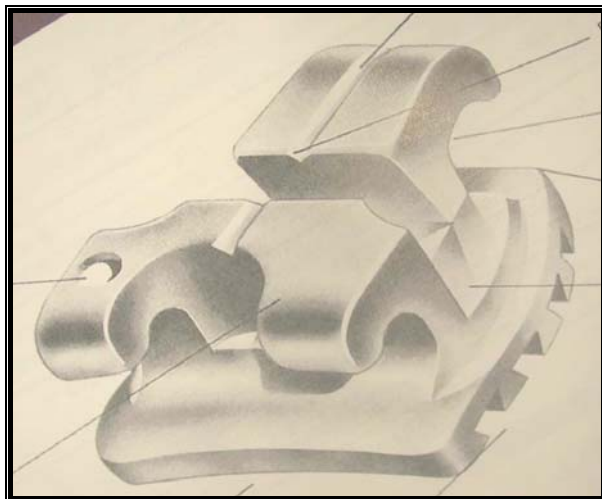
Διάφοροι τύποι πλαγίων αγκύλων κυκλοφορούν στην αγορά, μονά, διπλά ή συνδιασμένα όπως φαίνεται στα **Σχήματα 2.1-2.3**



*Σχήμα 2.1: Μονή αγκύλη*



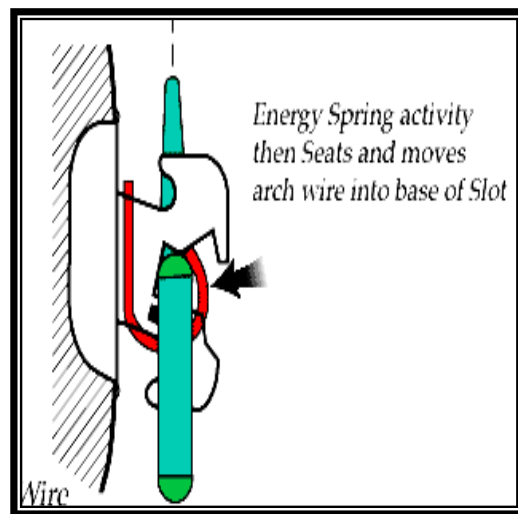
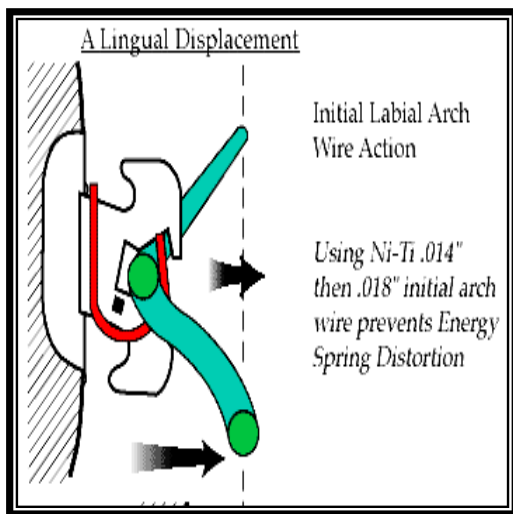
*Σχήμα 2.2: Διπλή αγκύλη*



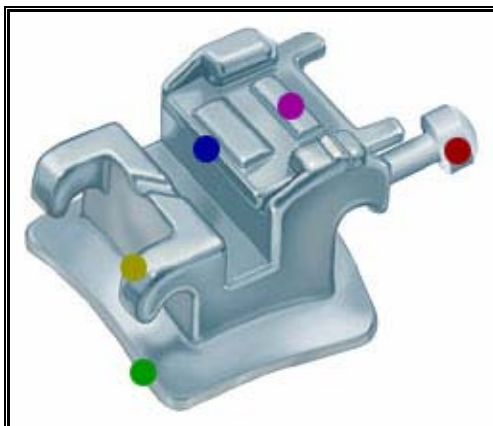
*Σχήμα 2.3: Συνδιασμένη αγκύλη*

### 2.3.2 Αυτόδετα αγκύλια (self-ligated)

**Αυτόδετα αγκύλια** είναι τα αγκύλια με συνδετικό σύστημα, τα οποία έχουν ενσωματωμένο ένα μηχανισμό που συγκρατεί το σύρμα. Με αυτή τους την ιδιότητα, το κινούμενο τέταρτο τείχος του αγκυλίου μετατρέπει την αύλακα σε σωλήνα. Υπάρχουν δύο είδη αυτόδετων αγκυλίων, τα ενεργητικά και τα παθητικά. Αυτοί οι όροι αναφέρονται στον τρόπο με τον οποίο αλληλεπιδρούν με το σύρμα. Τα ενεργητικά έχουν ένα ελαστικό συνδετήρα που συμπιέζει το σύρμα.



Στα παθητικού τύπου αυτόδετα αγκύλια ο συνδετήρας δεν συμπιέζει το σύρμα, αλλά χρησιμοποιούν μία σταθερή θύρα που εγκλωβίζει το σύρμα.



**Σχήμα 2.4,5:** Στο πρώτο σχήμα γίνεται σχηματική αναπαράσταση της λειτουργίας του ενεργητικού αυτόδετου αγκυλίου και στο δεύτερο του παθητικού.

## **2.4 Η μέθοδος του ευθέος-σύρματος (*Straight- wire appliance*)**

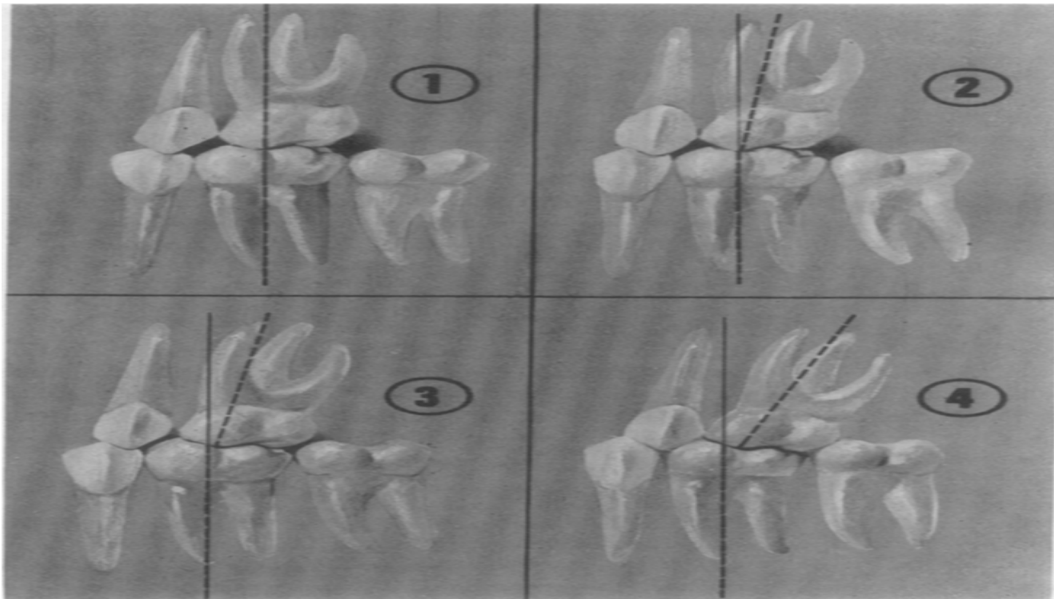
Η μέθοδος *Straight-wire* χρησιμοποιεί προρυθμιζόμενες (*preadjusted*), ξεχωριστά διαμορφωμένες αγκύλες για το κάθε δόντι, με σκοπό την απόλυτη σύγκλιση της οδοντοστοιχίας στο τέλος της θεραπείας. Από τότε που ο *Andrews* εισήγαγε την μέθοδο, προέβλεψε την ανάγκη της χρήσης διαφορετικών συνταγών οι οποίες θα λάμβαναν υπόψη τον τύπο της πλημμελής σύγκλισης των δοντιών του κάθε ασθενή.

Η εμφάνιση των προρυθμιζόμενων αγκυλών ήταν αναμφισβήτητα μία από τις μεγαλύτερες επαναστάσεις στην ορθοδοντική στο δεύτερο μισό του 20<sup>ου</sup> αιώνα. Ο *Lawrence F. Andrews* παρουσίασε την μέθοδο του σε ένα συνέδριο στην Βραζιλία στις αρχές της δεκαετίας του 80.

### **2.4.1 Ορίζοντας το ιδανικό.**

Το πρώτο βήμα για την ανάπτυξη της πλήρους ρυθμιζόμενης μεθόδου είναι ο καθορισμός του ιδανικού. Στο κλασσικό έργο του *Andrews* με τον τίτλο ‘*Έξι κλειδιά για κανονική σύγκλιση*’ [*Lawrence. F. Andrews, The six keys to normal occlusion, 1972*] που αργότερα θα γινόταν κλασσικό, όρισε, βάση της αξιολόγησης του στις κλινικές μύλες των δοντιών που άνηκαν σε ασθενείς που παρουσίαζαν κανονική σύγκλιση, τα κλειδιά της βέλτιστης σύγκλισης. Τα έξι αυτά κλειδιά ορίζονται ως εξής:

- Κλειδι 1. Η σχέση των γομφίων.



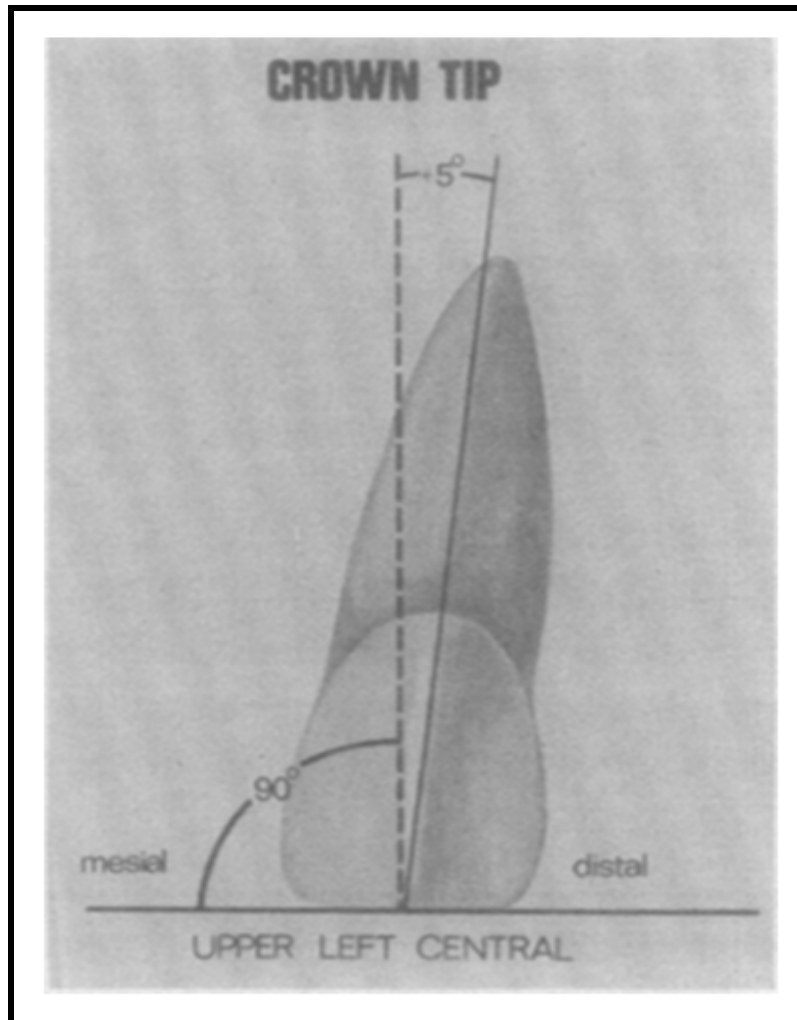
*Σχήμα 2.6: 1 Λανθασμένη σχέση γομφίων, 2 Βελτιωμένη σχέση γομφίων, 3 Πιο βελτιωμένη σχέση γομφίων, 4 Ορθή σχέση γομφίων.*



*Σχήμα 2.7: Λανθασμένη σχέση γομφίων.*

- **Κλειδι 2.** Γωνίωση μυλών ( tip).

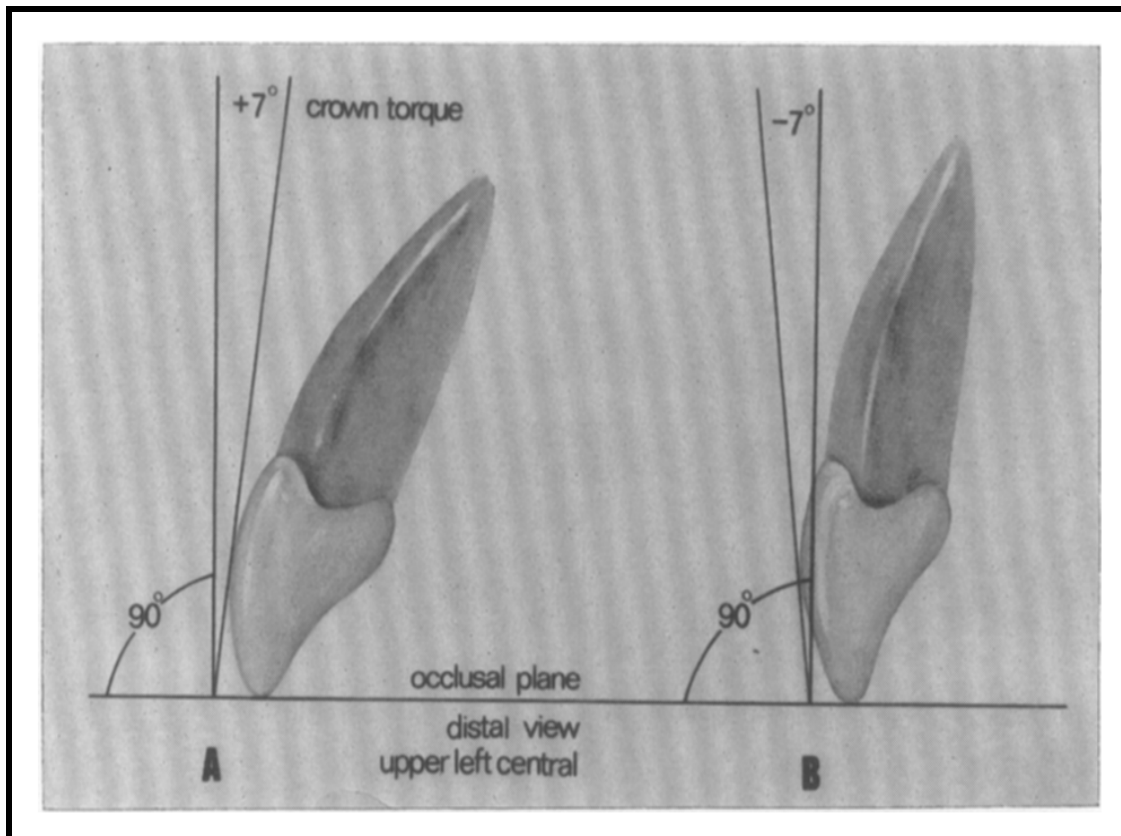
Tipping ονομάζουμε την κίνηση του δοντιού στην οποία η ρίζα κινείται χειλικά ή γλωσσικά για τη διόρθωση της μύλης του δοντιού.



*Σχήμα 2.8: Η γωνία προσμετράται από τον επιμήκη άξονα του δοντιού μέχρι το μασητικό επίπεδο.*

- **Κλειδί 3. Στρέψη μολών (Torque).**

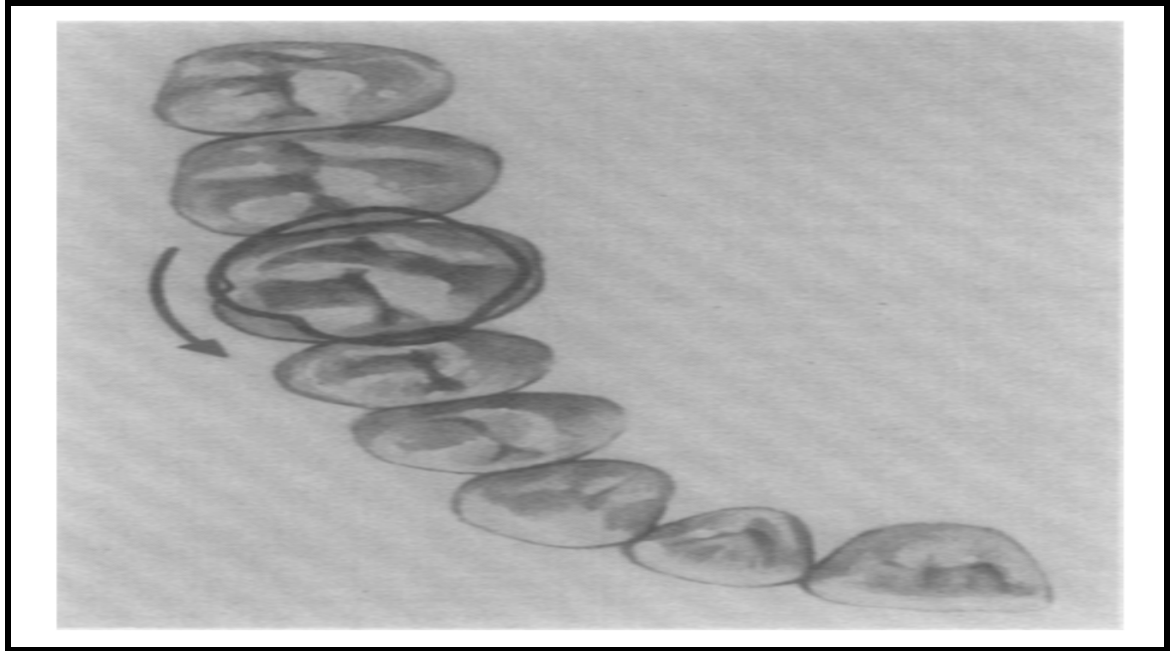
Η στρέψη αναφέρεται σε θετικές ή αρνητικές τιμές μοιρών, εκφράζοντας την γωνία μεταξύ μιας ευθείας που σχηματίζει 90 μοίρες με το μασητικό επίπεδο και μία ευθεία που είναι εφαπτόμενη στην πλευρά της αγκύλης (το οποίο βρίσκεται στην μέση του χειλικού επιμήκη άξονα της μύλης).



*Σχήμα 2.9: Στρέψη μολών-Torque.*

- **Κλειδί 4. Περιστροφές.**

Το τέταρτο κλειδί για κανονική σύγκλιση αναφέρει ότι τα δόντια πρέπει να απέχουν από ελεύθερες ή ανεπιθύμητες περιστροφές.



*Σχήμα 2.10: Ένας μετακινημένος προγόμφιος προκαλεί καταστάσεις που δεν επιτρέπουν κανονική σύγκλιση.*

- **Κλειδί 5. Μη ύπαρξη κενών.**

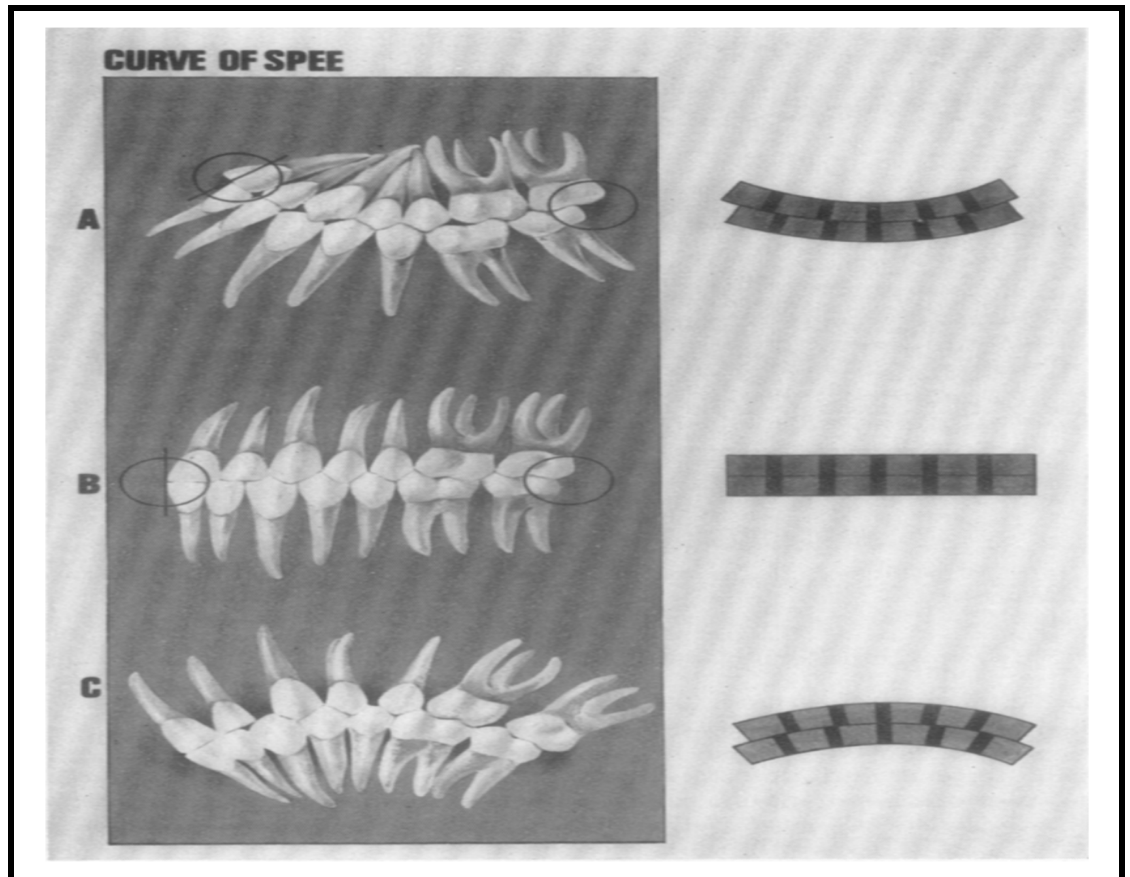
Το πέμπτο κλειδί αναφέρει ότι μεταξύ των δοντιών δεν πρέπει να υπάρχουν κενά. Άτομα που έχουν αυθεντικές αποκλίσεις δοντιών παρουσιάζουν ιδιαίτερα προβλήματα, αλλά στην απουσία τέτοιων ανωμαλιών δεν πρέπει να υπάρχουν κενά.

-



- Κλειδί 6. Μασητικό επίπεδο.

Τα μασητικά επίπεδα που εντοπίζονται σε μη ορθοδοντικά μοντέλα διαμορφώνονται σε ένα μεγάλο εύρος από καμπύλες του *Spee*.



*Σχήμα 2.11 : A, Μια απότομη καμπύλη του Spee έχει ως αποτέλεσμα μιά πιο περιορισμένη επιφάνεια για το πάνω δόντι δημιουργώντας έκγχυση του πάνω δοντιού.*

*B, Ένα επίπεδο μασητικό επίπεδο ευκολώνει την σύγκλιση.*

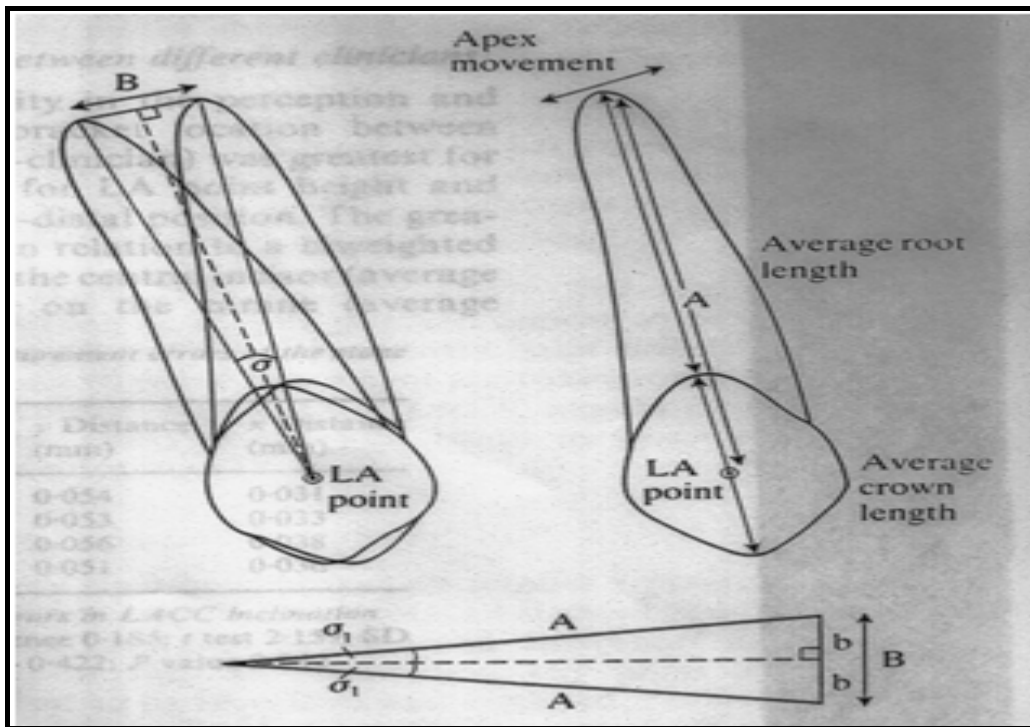
*C, Μιά ανάστροφη καμπύλη του Spee επιφέρει υπερβολικό χώρο για το πάνω δόντι.*

#### 2.4.2 Από την θεωρία στην πράξη.

Ο *Andrews* με τη μελέτη του παρουσίασε την ιδανική διάταξη των δοντιών και όρισε του στόχους που πρέπει να επιτευχθούν για βέλτιστη σύγκλιση. Έκτοτε, η μέθοδος θεωρήθηκε ως μία διεπαφή που θα έδινε στο δόντι την δυνατότητα να υπολογίζει την επιθυμητή του θέση, χρησιμοποιώντας συνεχή σύρματα χωρίς κάμψεις. Έχοντας στον μυαλό του τους στόχους που θα επιδίωκε, φαντάστηκε και σχεδίασε τις πλήρως ρυθμιζόμενες αγκύλες. Οι αγκύλες δημιουργήθηκαν και κατασκευάστηκαν με τέτοιο τρόπο, ώστε όταν τα δόντια συγκλίνουν ιδανικά τότε θα συμπίπτουν με το επίπεδο του Andrews (η επιφάνεια η οποία συμπίπτει με το σημαίνον εγκάρσιο επίπεδο της κάθε μύλης, όταν το δόντι είναι ιδανικά τοποθετημένο).

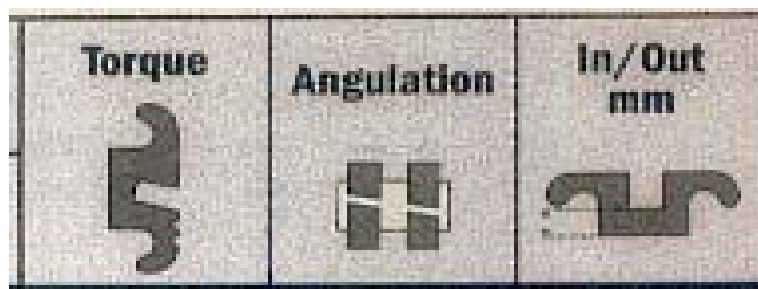
Στις προρυθμιζόμενες συσκευές ο έλεγχος του δοντίου πηγάζει πρωταρχικά από την αγκύλη παρά από το σύρμα. Με απλά λόγια, επιτρέπουν στον θεράπων ιατρό να αποκτήσει ένα μεγάλο βαθμό ελέγχου στο δόντι με απλό χειρισμό του σύρματος.

Ο *Andrews* έλαβε της συγκεκριμένες τιμές για τη μέθοδο του, μετά από μελέτη που διεξήγαγε σε 120 μοντέλα, τα οποία πάρθηκαν από άτομα με κανονική σύγκλιση δοντιών. Στην προσπάθεια του να αναλύσει αυτά τα μοντέλα, ο Andrews επέλεξε δύο ανατομικά χαρακτηριστικά τα οποία ήταν εφαρμόσιμα σε όλες τις μύλες και τα όρισε ως σημεία αναφοράς. α) Τον επιμήκη άξονα της μύλης, που είναι ορατή στην στοματική κοιλότητα, (long axis of the clinical crown) αναφερόμενο ως **LACC** και β) ένα σημείο αναφοράς, το σημείο του επιμήκη άξονα αναφερόμενο ως **LA**. Το σημείο **LA** βρίσκεται στην μέση του **LACC**. Αυτά τα χαρακτηριστικά, αποτελούν τη βάση για την ιδανική αγκυλική τοποθέτηση, με τον κάθετο άξονα της αγκύλης να τοποθετείται παράλληλα στον **LACC** και το κέντρο της βάσης της αγκύλης να αντιστοιχεί στο σημείο **LA**.



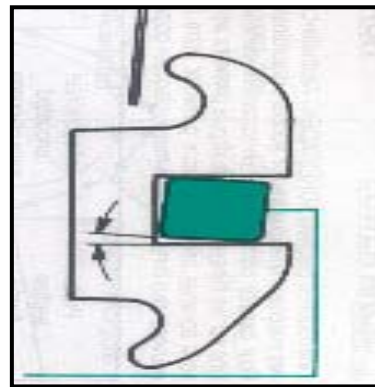
**Σχήμα 2.12:** Σχηματικό διάγραμμα που παρουσιάζει την μέθοδο υπολογισμού του ακροριζίου με παραλλαγή της γωνίας του επιμήκη άξονα.

Ο Andrews διενήργησε εκτεταμένες μετρήσεις σε διάφορων ειδών οδοντικών συγκλίσεων. Αποφάνθηκε για τις μέσες τιμές του **tip** (γωνίωση μυλών), του **torque** (στρέψη μυλών) και του **in-out** (μέσα έξω τιμές) της χειλικής επιφάνειας για το κάθε δόντι σε σχέση με το χειλικό επίπεδο του σύρματος. Αυτές τις τιμές, που αναπαριστούν τις επιθυμητές θέσεις του κάθε δοντιού, χρησιμοποίησε στην κατασκευή αγκύλων για το κάθε δόντι ξεχωριστά. Έτσι όταν στο κάθε δόντι τοποθετείται στην ακριβή του θέση η αγκύλη του, τότε έχουμε την μέθοδο του ευθέος σύρματος (Straight-Wire Appliance). Στην πράξη, η μέθοδος αυτή προσανατολίζει την αύλακα του σύρματος σε ένα συγκεκριμένο tip, torque και in-out.

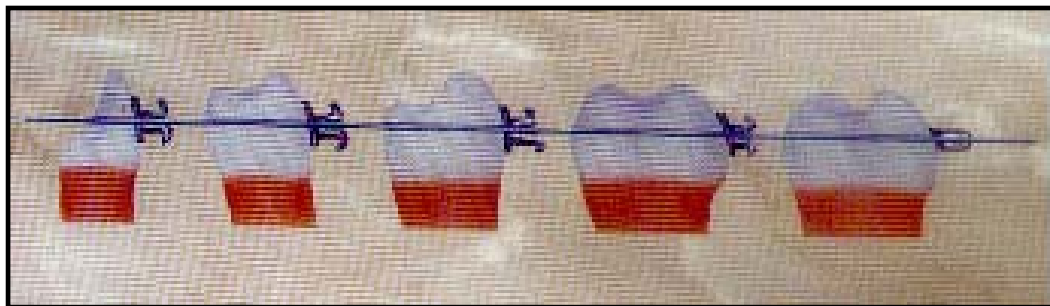


**Σχήμα 2.13:** Χαρακτηριστικά προρυθμιζόμενων αγκύλων

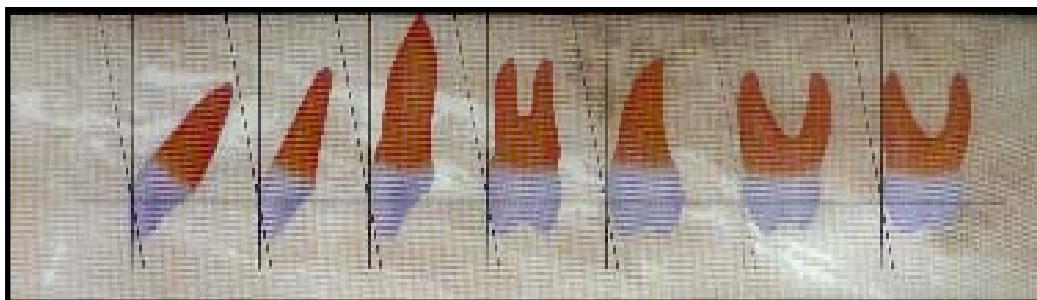
Είναι φανερό ότι μια προρυθμιζόμενη συνταγή δεν μπορεί να ικανοποιεί όλους τους ασθενείς. Ατομικές συνταγές για προρυθμιζόμενες ορθοδοντικές θεραπείες μπορούν να υλοποιηθούν όταν όλοι οι πιο πάνω λόγοι αναγνωριστούν. Φυσικά για διάφορους λόγους η θεραπεία μπορεί να μην έχει τα επιθυμητά αποτελέσματα, όπως για παράδειγμα η λάθος τοποθέτηση των αγκύλων. Πέρα όμως από τα προβλήματα ακρίβειας οι ορθοδοντικές θεραπείες παρουσιάζουν και σημαντικές μηχανικές αδυναμίες. Πρωτίστως, την χάρη μεταξύ του σύρματος και της αύλακος και δευτερευόντως τη μείωση της δύναμης.



*Σχήμα 2.14: Χάρη μεταξύ αύλακος και σύρματος.*



*Σχήμα 2.15: Ιδανική γραμμή αύλακος.*

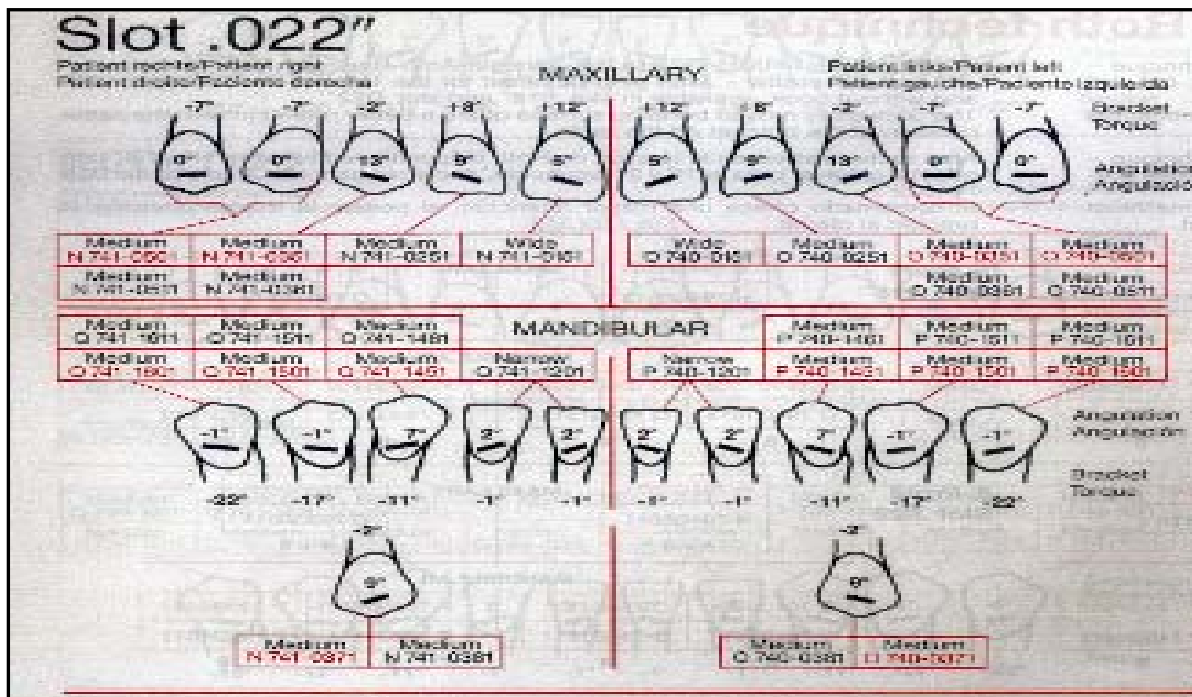


*Σχήμα 2.16: Ιδανική γωνία μύλης (torque).*



Σχήμα 2.17: Ιδανική in-out ευθυγράμμιση.

Στην παρούσα εργασία οι τιμές του *tip* και του *torque* που χρησιμοποιήθηκαν ανήκουν στον *Roth R.H.* Ο *Roth* με το σύγγραμμα του 'Five-Year Clinical Evaluation of the Andrews straight-wire appliance' μελέτησε εκτεταμένα τη μέθοδο και πρότεινε τις ακόλουθες τιμές.



Σχήμα 2.18: Προτεινόμενες τιμές του Roth για tip και torque για τα δόντια της άνω και της κάτω γνάθου με σύρμα 0.022 ιντζών.

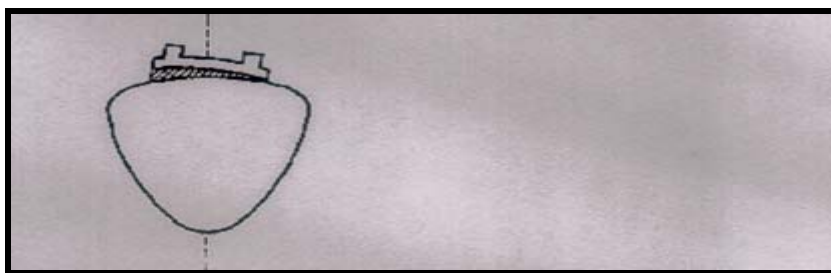
### 2.4.3 Τοποθέτηση αγκύλων

Η ακριβής τοποθέτηση των αγκύλων υπήρξε ανέκαθεν στόχος της ορθοδοντικής. Η αναζήτηση για τη βέλτιστη τοποθέτηση άρχισε με την άφιξη της μεθόδου *Straight wire* και συνεχίζεται όσο η ορθοδοντική επιζητά πιο αποδοτικούς μηχανισμούς που θα χρησιμοποιούν μειωμένη κάμψη του σύρματος. Με την άφιξη της προρυθμιζόμενης μεθόδου, η ανάγκη για ακριβής τοποθέτηση προχώρησε πιο πέρα λόγω της συγκεκριμένης γωνίωσης, στρέψης και τις μέσα-έξω πληροφορίες που απαιτεί κάθε δόντι συγκεκριμένα. Εάν γίνει ακριβής τοποθέτηση των αγκύλων στις ορθές τους θέσεις, τότε είναι δυνατό να γίνει πλήρης εκμετάλλευση των προρυθμισμένων αγκύλων, γεμίζοντας την αύλακα και πετυχαίνοντας πλήρης σύγκλιση.

Μία σωστά τελειωμένη ορθοδοντική θεραπεία, έχει την κατάλληλη ευθυγράμμιση των μυλών και ριζών. Η επίτευξη της ακρίβειας βασίζεται στην προπόθεση ότι ο γιατρός έχει την ικανότητα να αναγνωρίζει συγκεκριμένα ανατομικά χαρακτηριστικά που αφορούν τις γωνίες της μορφής της μύλης. Με τις προρυθμιζόμενες αγκύλες, η τοποθέτηση τους στην μύλη καθορίζει και την τελική γωνίωση, περιστροφή, και ύψος του δοντιού. Δυστυχώς όμως ακόμα και με τις καλύτερες περιστάσεις, ιδανική αγκυλική τοποθέτηση είναι συχνά αδύνατη, λόγω της υφιστάμενης πλημμελής σύγκλισης των δοντιών.

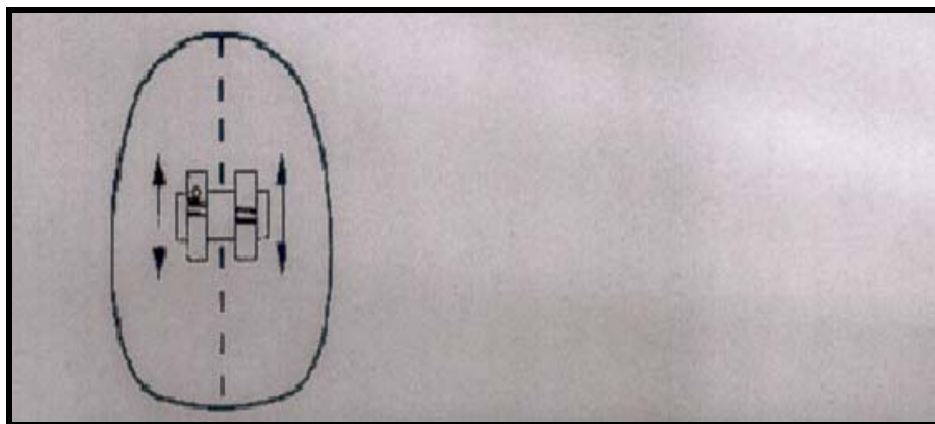
Εντούτοις, υπάρχουν πολλοί λόγοι ώστε η τοποθέτηση να αποκλίνει από την ιδανική:

- **Προβλήματα πάχους.** Αφήνοντας υπερβολικό κολλητικό υλικό κάτω από τη βάση της αγκύλης, μπορεί να προκαλέσει ανεπιθύμητη στρέψη ή περιστροφή.



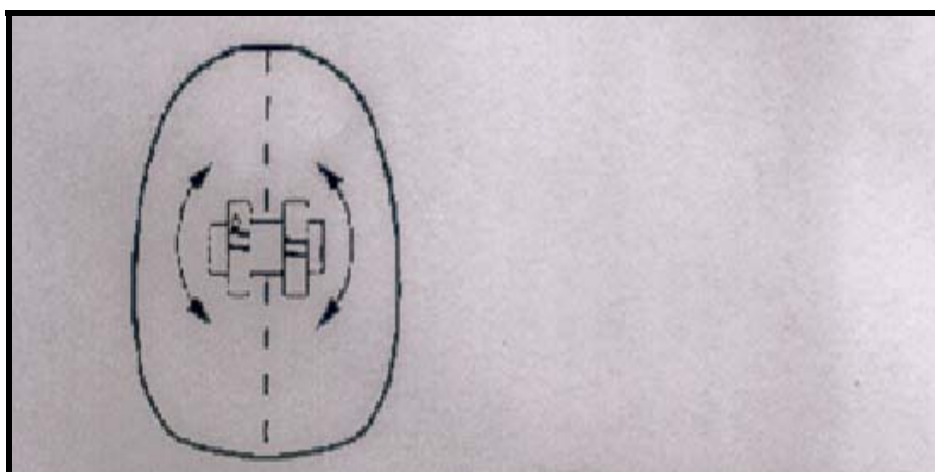
*Σχήμα 2.19: Υπερβολικό κολλητικό υλικό.*

- **Οριζόντια λάθη.** Τοποθετώντας την αγκύλη περιφερικά του κάθετου επιμήκη άξονα έχει ως αποτέλεσμα ανεπιθύμητες οδοντικές περιστροφές.
- **Κάθετα λάθη.** Λανθασμένη κάθετη τοποθέτηση μπορεί να οδηγήσει σε εξαγωγή ή παρείσφυση του δοντιού.



*Σχήμα 2.20: Λανθασμένη κάθετη τοποθέτηση.*

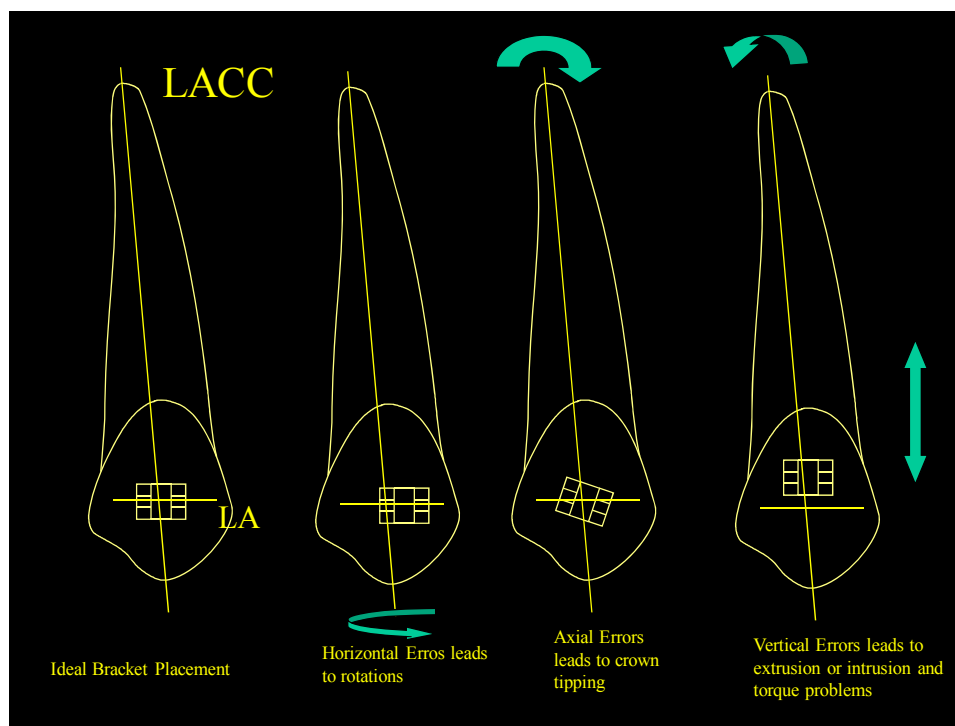
- **Αξονικά ή λάθη παραλληλότητας (λάθη αύλακος).** Αν τα φτερά της αγκύλης δεν είναι παράλληλα με τον επιμήκη άξονα, το αποτέλεσμα θα είναι ανεπιθύμητες μετακινήσεις της μύλης. Αυτό μπορεί να αποφευχθεί με την επιλογή της ορθής γωνίωσης της αύλακος για κάθε μύλη ανάλογα με τις γωνίες της ρίζας. Σε περίπτωση που η ρίζα είναι ευθυγραμμισμένη τότε η γωνίωση της αύλακος πρέπει να είναι ουδέτερη.



*Σχήμα 2.21: Αξονικά ή λάθη παραλληλότητας*



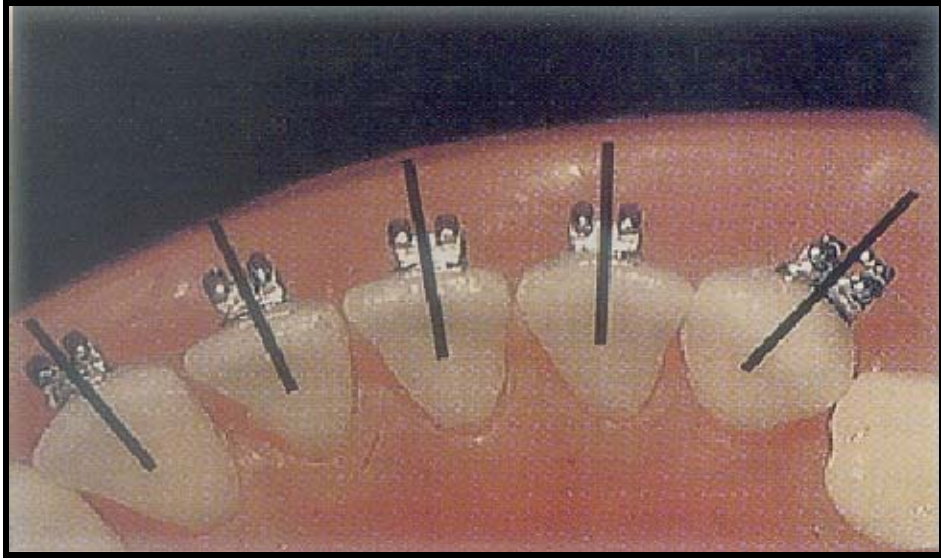
Όλα αυτά τα λάθη μπορούν να αποφευχθούν όταν έχουμε να κάνουμε με ανατομικά ορθά δόντια. Όπως ανέφερε και ο Andrews, το ανθρώπινο μάτι διχοτομεί με αρκετή ακρίβεια και βρίσκει το κέντρο ενός ορατού αντικειμένου. Απ' την άλλη μεριά ο Fowler ανακάλυψε ότι η αντίληψη της ιδανικής αγκυλικής τοποθέτησης είναι αρκετά πιο μεταβλητή στην γωνίωση του επιμήκη άξονα (**LACC**) από το πραγματικό μέσο-σημείο (**LA point**). Αυτά τα προβλήματα μπορούν να περιπλεχθούν περισσότερο με τη χρήση των προρυθμιζόμενων συσκευών [Fowler,1990].



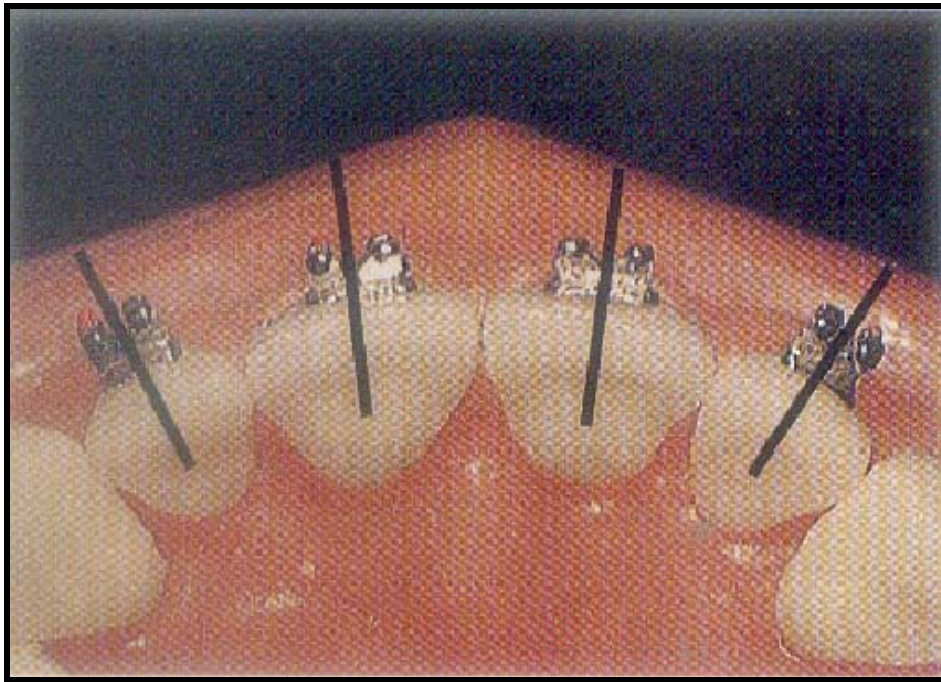
*Σχήμα 2.22: Τα κλινικά αποτελέσματα των διαφόρων λαθών στην αγκυλική τοποθέτηση.*

Στην προσπάθεια τους να ελλατώσουν τα λάθη στην αγκυλική τοποθέτηση, ο **Benett** και ο **McLaughlin** εισήγαγαν ένα διάγραμμα αγκυλικής τοποθέτησης, το οποίο εξαλείφει λάθη προκαλούμενα από ουλαίες παραλλαγές λόγω των μετρήσεων που πάρθηκαν από τις κοπτικές κορυφές της μασητικής επιφάνειας. [Benett & McLaughlin, 1995]

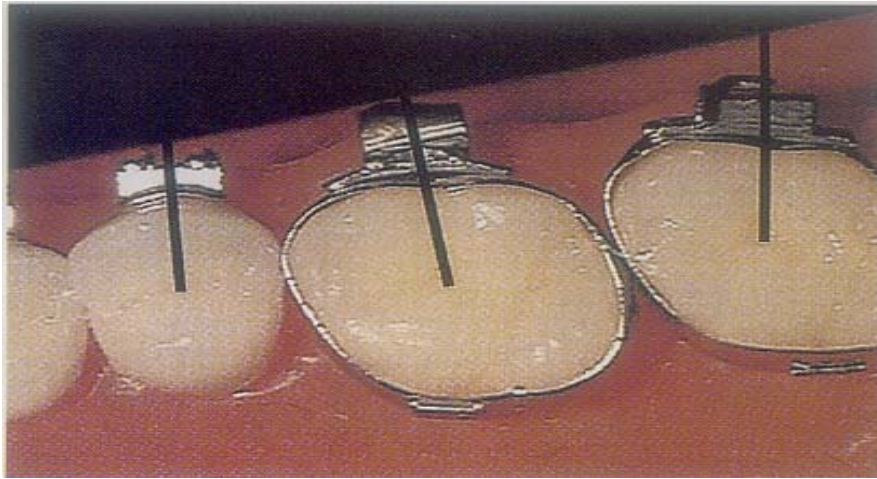




*Σχήμα 2.23: Ιδανική γωνιακή θέση αγκύλων για τομείς και κυνόδοντες της κάτω γνάθου.*



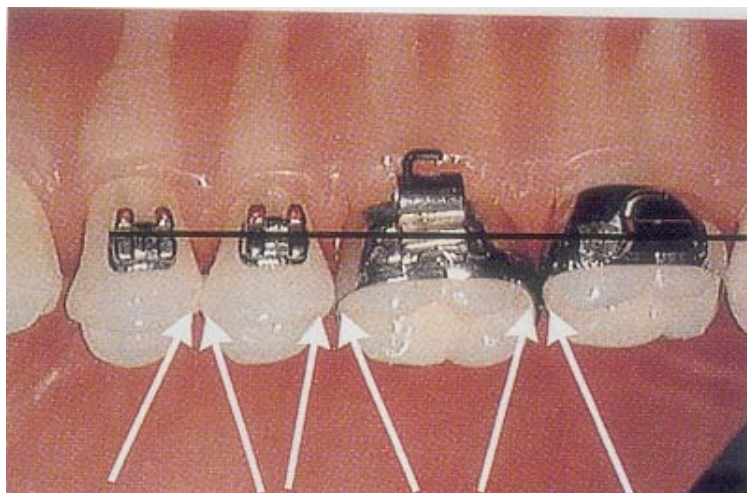
*Σχήμα 2.24: Ιδανική γωνιακή θέση αγκύλων για τομείς και κυνόδοντες της άνω γνάθου.*



*Σχήμα 2.25 : Ιδανική γωνιακή θέση αγκύλων για οπίσθια δόντια της άνω γνάθου.*

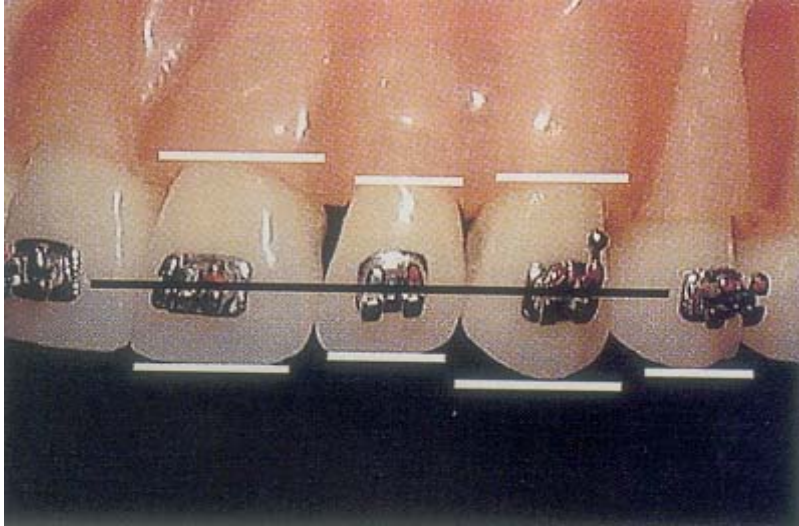


*Σχήμα 2.26: Ιδανική γωνιακή θέση αγκύλων για τα οπίσθια δόντια της κάτω γνάθου.*

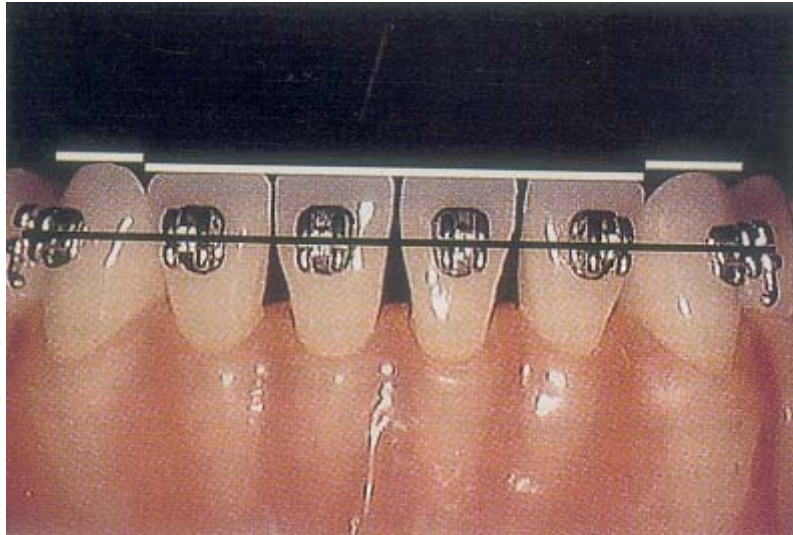


*Σχήμα 2.27: Ιδανική κάθετη θέση αγκύλων οπίσθιων δοντιών.*





*Σχήμα 2.28: Ιδανική κάθετη τοποθέτηση πρόσθιων αγκύλων της άνω γνάθου.*



*Σχήμα 2.29: Ιδανική κάθετη τοποθέτηση πρόσθιων αγκύλων της κάτω γνάθου*

## **2.5 Σύρματα (Archwires)**

### **2.5.1 Γενικά**

Βέλτιστη ορθοδοντική κίνηση δοντιού απορρέει από μικρές, συνεχείς δυνάμεις οι οποίες αποσβένουν σταδιακά, επειδή το υλικό χάνει την ελαστικότητα. Αυτές οι δυνάμεις, ασκούνται από τα διάφορα ενεργά μέσα που χρησιμοποιούνται στις ορθοδοντικές θεραπείες. Στη μέθοδο του *ευθέος-σύρματος (Straight-wire)* τα μέσα αυτά είναι τα σύρματα, τα οποία με την σειρά τους επιδρούν στις αγκύλες. Στις περισσότερες περιπτώσεις τα σύρματα ενεργούν με ελαστικό τρόπο.

### **2.5.2 Ελαστικά υλικά και η δημιουργία ορθοδοντικών δυνάμεων.**

Τα ελαστικά υλικά παρουσιάζουν μία αλλαγή στο σχήμα ή στο μέγεθος, κάτω από την επίδραση φορτίων, η οποία είναι ανάλογη του φορτίου. Όταν το φορτίο αφαιρεθεί, το υλικό επανέρχεται στην αρχική κατάσταση. Από την άλλη μεριά, πλαστική συμπεριφορά, αποτελεί η μόνιμη παραμόρφωση κατά την διάρκεια της φόρτισης. Σε μηχανικούς όρους, η ελαστική συμπεριφορά οποιουδήποτε υλικού ορίζεται βάσει των *τάσεων* και των *παραμορφώσεων* που διαμορφώνονται κατά την φόρτιση του. Η τάση και η παραμόρφωση αναφέρονται στην εσωτερική κατάσταση του υπό μελέτη υλικού.

- **Τάση** είναι η εσωτερική κατανομή του φορτίου και ορίζεται ως δύναμη ανά μονάδα επιφάνειας.
- **Παραμόρφωση** είναι η εσωτερική ανακατανομή που προκαλείται από το φορτίο και ορίζεται ως παραμόρφωση ανά μονάδα μήκους.

Εξ'ορισμού, η ελαστική συμπεριφορά έχει να κάνει με ατομικούς δεσμούς. Όταν όμως τα άτομα απομακρύνονται, δεν υπάρχει μία πλήρως ορισμένη σχέση που να συνδέει την τάση με την παραμόρφωση. Αντίθετα, στην πλαστική συμπεριφορά, οι παραμορφώσεις επιτελούνται σε αυστηρά ορισμένα επίπεδα που λειτουργούν περισσότερο σε μοριακή βάση παρά σε ατομική. Απόρροια των πίο πάνω είναι ότι η πλαστική συμπεριφορά δεν είναι τόσο γραμμική όσο η ελαστική.

Σε ορθοδοντικές περιπτώσεις, τα σύρματα μπορούν να θεωρηθούν ως *ράβδοι (beams)* οι οποίες στηρίζονται στα δύο άκρα τους. Όταν μία δύναμη ασκηθεί στην

ράβδο, η αντίδραση της μπορεί να μετρηθεί ως μετατόπιση (κάμψη ή στρέψη). Η δύναμη και η μετατόπιση αποτελούν εξωτερικά μεγέθη. Σε περίπτωση εφελκυσμού, οι εσωτερικές τάσεις και παραμορφώσεις, μπορούν να υπολογιστούν από την δύναμη και την μετατόπιση, έχοντας γνώση της επιφάνειας και του μήκους της ράβδου.

Υπάρχουν δύο πολύ σημαντικές ιδιότητες των ράβδων, που είναι πολύ χρήσιμες όσον αφορά στην κατανόηση της κλινικής τους συμπεριφορά. Η *αντοχή*, και η *δυσκαμψία* (ή το αντίστροφο της, η ελαστικότητα). Αυτές μπορούν να οριστούν βάσει του διαγράμματος τάσης-παραμόρφωσης.

### 2.5.3 Δυσκαμψία και ελαστικότητα.

Η δυσκαμψία και η ελαστικότητα αποτελούν αντίστροφα μεγέθη

$$\text{Ελαστικότητα} = 1 / \text{Δυσκαμψία}$$

Τα μεγέθη αυτά είναι ανάλογα της κλίσης του ελαστικού μέρους της γραφικής δυνάμεως-μετατόπισης. Η δυσκαμψία είναι εξαρτημένη από δύο παράγοντες:

- **Μέτρο ελαστικότητας (Young's Modulus).**
- **Ακτίνα σύρματος.**

Είναι ένας τρόπος υπολογισμού του ποσού της μετατόπισης ενός συγκεκριμένου μήκους σύρματος, από ένα συγκεκριμένο φορτίο. Εναλλακτικά, προσδιορίζει την δύναμη η οποία θα δημιουργηθεί από ένα ελατήριο για μια συγκεκριμένη μετατόπιση. Συνήθως είναι επιθυμητό, η δύναμη να είναι όσο το δυνατό μεγαλύτερη, ώστε το ελατήριο να παραμένει ενεργό για μεγάλο χρονικό διάστημα.

Ο αριθμός δυσκαμψίας διατομής *Cs (Cross-Sectional Number)* προσδιορίζει τη σχετική δυσκαμψία συρμάτων με διαφορετικές διατομές αν η σύσταση του υλικού είναι η ίδια. Έχει ως βάση ένα σύρμα διατομής **0.004 ιντζών** με αριθμό δυσκαμψίας ίσο με 1.

Για παράδειγμα ένα σύρμα 0.016 με αριθμό δυσκαμψίας διατομής ίσο με 256 δηλώνει ότι για την ίδια ακριβώς ενέργεια, θα προσδώσει δύναμη 256 φορές

μεγαλύτερη από ένα σύρμα 0.004 αν και τα δύο κράματα είναι τα ίδια. Αν θέλουμε να συγκρίνουμε οποιαδήποτε δύο σύρματα, διαιρούμε τον  $Cs$  του ενός σύρματος με τον  $Cs$  του άλλου. Το αποτέλεσμα που προκύπτει δείχνει πόσες φορές μεγαλύτερη δύναμη θα προσδώσει το ένα σύρμα σε σύγκριση με το άλλο στις ίδιες συνθήκες.

Η συνολική δυσκαμψία μιας συσκευής ( $S$ ) καθορίζεται από δύο παράγοντες:

- Την δυσκαμψία του σύρματος ( $Ws$ )
- Τον σχεδιασμό της δυσκαμψίας της συσκευής ( $As$ ). Αυτή μπορεί να μεταβληθεί με την αύξηση του σύρματος ανάμεσα στις αγκύλες χρησιμοποιώντας *βρόγχους (loops)*

$$S = Ws \times As$$

Η δυσκαμψία του σύρματος ( $Ws$ ) καθορίζεται από:

- Διατομή ( $Cs$ )
- Υλικό ( $Ms$ )

$$Ws = Ms \times Cs$$

Στο παρελθόν, με τη χρήση μόνο του ανοξείδωτο χάλυβα, άλλαζε μόνο το μέγεθος του σύρματος. Τώρα, με την χρησιμοποίηση πολλών καινούριων υλικών, είναι δυνατό να διατηρηθεί η ίδια διατομή σύρματος, αλλά με την χρήση διαφορετικών υλικών, με διαφορετικές δυσκαμψίες, να επιτευχθεί ένα μεγάλο εύρος από δυνάμεις και φορτία-μετατοπίσεις που απαιτούνται στην ορθοδοντική.

#### 2.5.4 Επίδραση σχήματος και μεγέθους στις ελαστικές ιδιότητες.

Όλες οι κύριες ελαστικές ιδιότητες ουσιαστικά επηρεάζονται από την αλλαγή της γεωμετρίας της ράβδου. Αλλαγές που σχετίζονται με το μέγεθος και το σχήμα, για το ίδιο υλικό, είναι ανεξάρτητες του υλικού.

- **Διάμετρος**

Όταν ένα στρογγυλό σύρμα, διπλασιάζει την διάμετρο του, αυξάνει την αντοχή του 8 φορές. Διπλασιάζοντας την διάμετρο, μειώνει την ελαστικότητα κατά 16 φορές.

Όταν στηρίζεται και στα δύο άκρα της, η ράβδος γίνεται πιο δυνατή και λιγότερο ευλύγιστη, ακόμα περισσότερο εάν είναι πακτωμένη. Σε περίπτωση ράβδου τετραγωνικής διατομής, οι διαστάσεις της στην κατεύθυνση της κάμψης αποτελούν το βασικό κριτήριο για τις ιδιότητες της. Εντούτοις, οι αρχές για οποιαδήποτε ράβδο, είναι η ίδιες με αυτές της πακτωμένης ράβδου.

Η στρέψη στην ορθοδοντική έχει μεγάλη πρακτική σημασία, στις περιπτώσεις όπου τετραγωνικής διατομής σύρματα μπορούν να στραφούν σε τετραγωνικές αύλακες. Στην στρέψη, η αναλυτική προσέγγιση είναι βασικά η ίδια με αυτήν της κάμψης, με την διαφορά ότι αντιμετωπίζουμε διατμητική τάση παρά κάμψη, με αποτέλεσμα να αλλάζουν οι κατάλληλες εξισώσεις. Εντούτοις, το συνολικό αποτέλεσμα είναι το ίδιο : *μείωση του μεγέθους του σύρματος, επιφέρει μείωση της αντοχής του σε στρέψη ενώ αυξάνει την ελαστικότητά του.*

Όσο η διάμετρος του σύρματος μειώνεται, η αντοχή του *μειώνεται* τόσο ραγδαία ώστε φτάνουμε στο σημείο όπου το σύρμα δεν είναι πλέον κατάλληλο για ορθοδοντική χρήση. Αντίθετα, όσο η διάμετρος αυξάνεται, η ελαστικότητα μειώνεται τόσο ραγδαία ώστε φτάνουμε στο σημείο όπου το σύρμα είναι απλά πολύ δύσκαμπτο για χρήση.

- **Μήκος και σύνδεση**

Όταν το μήκος μίας πακτωμένης ράβδου διπλασιαστεί, η καμπτική της αντοχή μειώνεται στο μισό, αλλά η ελαστικότητα της αυξάνεται κατά 8 φορές.

Η αλλαγή μήκους επηρεάζει την στρέψη με άλλο τρόπο από ότι την κάμψη. Η ελαστικότητα στην στρέψη αυξάνει ανάλογα με το μήκος, ενώ η στρεπτική αντοχή δεν επηρεάζεται από το μήκος.

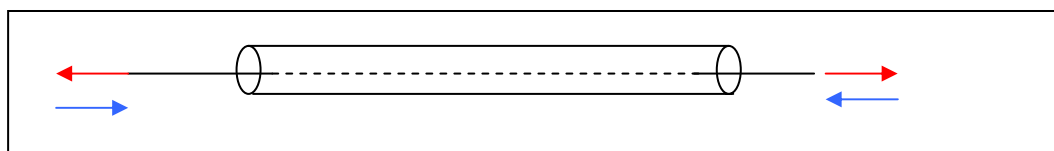
Ο τρόπος με τον οποίο η ράβδος είναι συνδεδεμένη επίσης επηρεάζει τις ιδιότητες της. Ένα σύρμα μπορεί να είναι συνδεδεμένο σφιχτά ή χαλαρά και το σημείο φορτίσεως να βρίσκεται οπουδήποτε στην έκταση του. Το

σύρμα, όπως μια στηριζόμενη ράβδος, είναι 4 φορές πιο ελαστικό σε περίπτωση που είναι σε ελεύθερη συναρμογή (συναρμογή μεταξύ σύρματος-αγκυλίου) παρά εάν το σύρμα είναι σφιχτά συνδεδεμένο. Με πολλαπλές συνδέσεις, όπως την περίπτωση σύρματος συνδεδεμένου με πολλά δόντια, το κέρδος σε ελαστικότητα από τους χαλαρούς δεσμούς είναι λιγότερο δραματικό αλλά ακόμα σημαντικό.

### 2.5.5 Τρόπος φόρτισης.

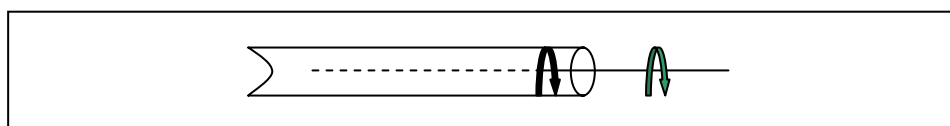
Η προϋπόθεση ώστε ένα ενεργό μέλος να μπορεί να παράγει συνεχείς δυνάμεις για οδοντική κίνηση, είναι να έχει την ικανότητα να απορροφά και να διαχέει ενέργεια. Η απορρόφηση ενέργειας σε ένα ελαστικό μέλος, παράγεται ως αποτέλεσμα της ελαστικής παραμόρφωσης που επιτελείται κατά την φόρτιση. Ελαστική παραμόρφωση είναι η αλλαγή στην μορφή η οποία όμως είναι αναστρέψιμη κατά την αποφόρτιση.

Η δύναμη που ασκείται κατά μήκος του διαμήκη άξονα ενός στρογγυλού σύρματος, μπορεί να επιφέρει είτε *εφελκυσμό* ή *θλίψη*, επιμηκύνοντας ή βραχύνοντας το σύρμα αντίστοιχα όπως φαίνεται στο **σχήμα 2.30**



**Σχήμα 2.30:** Αξονικά φορτία. (Με κόκκινο ο εφελκυσμός, με μπλε η θλίψη)

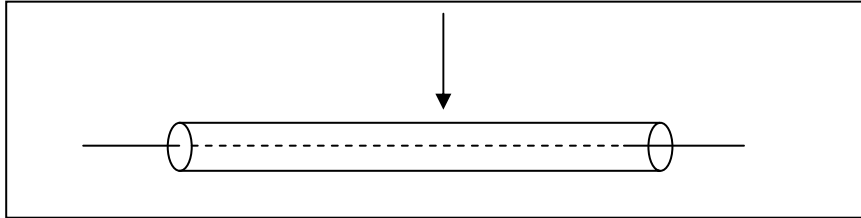
Η δύναμη που ασκείται γύρω από τον άξονα, παράγει *στρέψη*. Το σύρμα περιστρέφεται γύρω από τον άξονα με την μεγαλύτερη ελαστική παραμόρφωση να εμφανίζεται στην περιφέρεια όπως φαίνεται στο **σχήμα 2.31**



**Σχήμα 2.31:** Στρέψη.

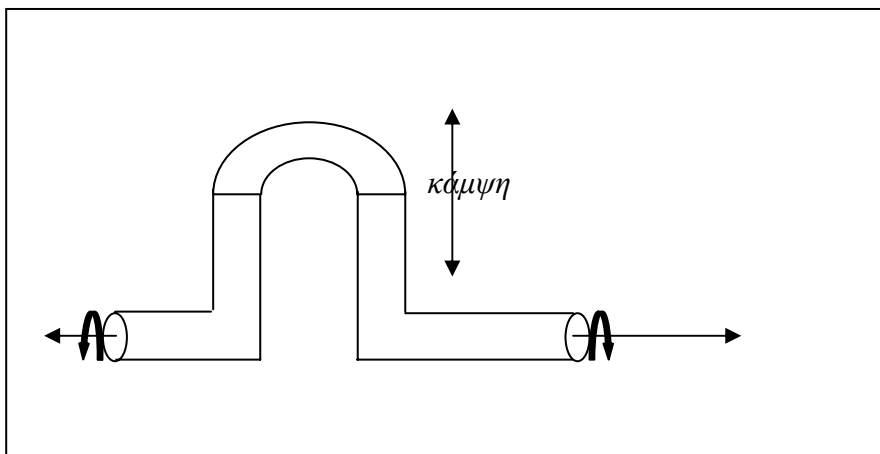


**Κάμψη** παράγεται όταν ο διαμήκης άξονας αλλάζει την εγκάρσια διαμόρφωση του. Μπορεί να παραχθεί από δυνάμεις ασκούμενες κάθετα στην διατομή του σύρματος ή εγκάρσιες δυνάμεις ασκούμενες στο σύρμα.



**Σχήμα 2.32:** Κάμψη.

Συνήθως, σε κανονικές ορθοδοντικές εφαρμογές, το σύρμα δεν φορτίζεται με απλό τρόπο. Θλίψη, εφελκυσμός, στρέψη και κάμψη συνήθως συνδιάζονται σε πιο πολύπλοκες μορφές φορτίσεις.



**Σχήμα 2.33:** Συνδιασμένες φορτίσεις.

### 2.5.6 Υλικά ορθοδοντικών συρμάτων.

Τα ορθοδοντικά σύρματα μπορούν να κατηγοριοποιηθούν με κριτήριο το υλικό κατασκευής τους, μιας και υπάρχει μια πολύ ευρεία γκάμα υλικών.

**Πολύτιμα μεταλλικά υλικά** είχαν χρησιμοποιηθεί πριν από το 1950 επειδή τίποτα άλλο δεν μπορούσε να αντεπεξέλθει με το στοματικό περιβάλλον. Ο καθαρός χρυσός είναι συνήθως πολύ μαλακός ώστε να παράγει δυνάμεις. Εντούτοις, τα κράματα του

χρυσού (τα οποία συνήθως περιλαμβάνουν πλατίνα και παλλάδιο μαζί με χρυσό και χαλκό) μπορούν να φανούν πολύ χρήσιμα στην ορθοδοντική.

*Τα κράματα χρυσού* έχουν σημαντικές ιδιότητες που τα καθιστούν χρήσιμα στην ορθοδοντική όπως:

- Πολύ εύπλαστα. Ιδιαίτερο χαρακτηριστικό τους η ιδιότητα να γίνονται πιο σκληρά μετά την θέρμανση τους. Έτσι, μεγάλες κάμψεις μπορούν να γίνουν στην εύπλαστη κατάσταση του σύρματος και στη συνέχεια να ζεσταθούν σε φούρνο.
- Χαμηλή ακαμψία.
- Χαμηλή ελαστικότητα.
- Ευκολία στην κάμψη χωρίς σπάσιμο.
- Παραγωγή ήπιων πιέσεων.
- Είναι πολύ καλοί αγωγοί με αποτέλεσμα να συγκολλούνται ικανοποιητικά.
- Εντούτοις, είναι πολύ ακριβά.

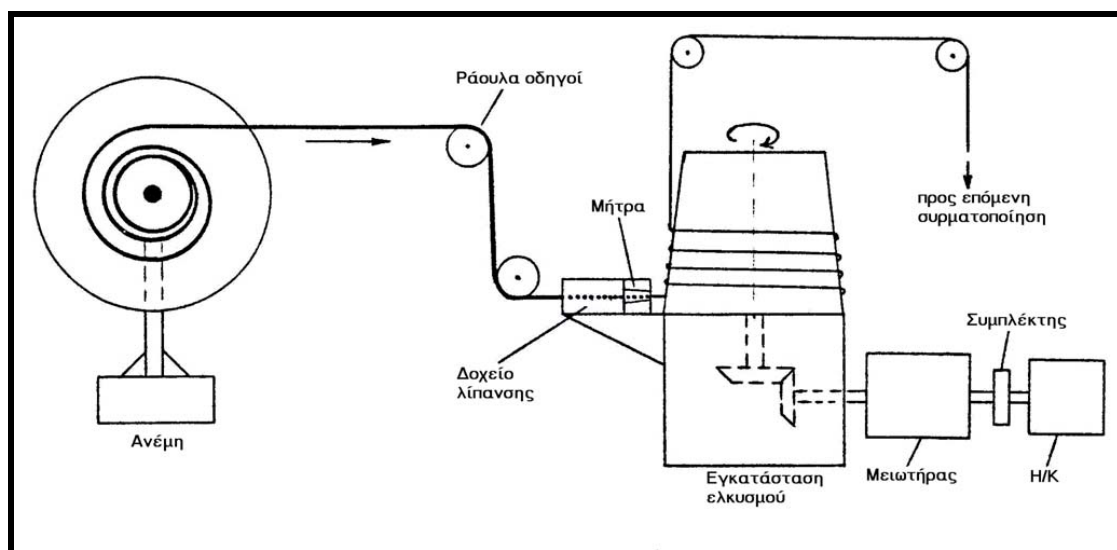
*Τα κράματα ανοξειδωτου χάλυβα* έγιναν ευρέως διαθέσιμα μετά το 1950 με παρόμοιες ιδιότητες. Υπάρχουν τουλάχιστον 3 είδη ανοξειδωτου χάλυβα και αυτό που χρησιμοποιείται για την παραγωγή ορθοδοντικών συρμάτων ονομάζεται οστενικός χάλυβας. Ο οστενίτης είναι ένα κράμα σιδήρου (Fe) και άνθρακα (C) με τον σίδηρο στην 'γάμμα' μορφή. Στο κανονικό ανθρακικό χάλυβα, αυτή η μορφή υπάρχει μόνο σε θερμοκρασίες πάνω από 723<sup>0</sup> C. Διατηρείται σε ανοξειδωτο χάλυβα σε θερμοκρασία δωματίου με την προσθήκη σταθεροποιητών, ιδιαίτερα νικελίου. Αυτός ο ανοξειδωτος χάλυβας οφείλει την αντίσταση του στην σκουριά, στην μεγάλη περιεκτικότητα του σε χρώμιο.

Οι ιδιότητες των συρμάτων ανοξειδωτου χάλυβα μπορούν να τροποποιηθούν σε ένα σχετικά ευρύ φάσμα, αλλάζοντας την ποσότητα της ψυχρής κατεργασίας και της ανόπτησης κατά την κατασκευή. Η ανόπτηση κάνει τον ανοξειδωτο χάλυβα πιο

μαλακό, ενώ η ψυχρή κατεργασία τον σκληραίνει. Αυτή η διαδικασία είναι αναγκαία στην κάμψη του σύρματος.

### Ιδιότητες ανοξείδωτου χάλυβα:

1. **Αντιοξειδωση.** Οι αντιοξειδωτικές ιδιότητες οφείλονται στην παρουσία του χρωμίου. Αυτή η λεπτή στρώση διαφανούς οξειδίου είναι πολύ σκληρή και προστατεύει το μέταλλο από περαιτέρω φθορά.
2. **Ευαισθησία σε ψυχρή κατεργασία.** Το σύρμα παράγεται με μια ιδιαίτερη μορφή όγκης, την συρματοποίηση, κατά την οποία το τεμάχιο υπό μορφή σύρματος υφίσταται πλαστική παραμόρφωση διερχόμενο μέσα από την μεταλλική μήτρα υπό την επενέργεια εφελκυστικού φορτίου στην έξοδο της μήτρας. Το σύρμα που πρόκειται να υποστεί περαιτέρω μείωση της διατομής είναι συνήθως προϊόν κάποιας προηγούμενης θερμής κατεργασίας.



**Σχήμα 2.34:** Τυπική διάταξη συρματοποίησης.

Η συρματοποίηση επαναλαμβάνεται σε μια σειρά από μήτρες ώστε σταδιακά να επιτευχθεί η επιθυμητή διάμετρος. Κάθε φορά που το σύρμα διέρχεται μέσω της μήτρας, οι κρύσταλλοι του χάλυβα επιμηκύνονται, παράλληλα στην διεύθυνση της συρματοποίησης. Η παράλληλη αυτή χωροθέτηση των κρυστάλλων, τους εμποδίζει να γλιστρίσουν ο ένας πάνω στον άλλο σε περίπτωση που το σύρμα μετατοπιστεί σε ορθές γωνίες προς το μήκος του. Το γεγονός αυτό δίνει στο σύρμα ανεπιθύμητη

συμπεριφορά. Στις περισσότερες ορθοδοντικές χρήσεις απαιτείται ένα σκληρό σύρμα, αλλά αν το σύρμα γίνει πολύ σκληρό μετά την κατεργασία τότε γίνεται δύσκολο στην χρήση άρα ακατάλληλο για ορθοδοντική χρήση.

**3. Φτωχός αγωγός της θερμότητας και του ηλεκτρισμού.** Αυτό σημαίνει ότι η θέρμανση ενός μέρους του σύρματος για να συγκολληθεί, με την κατάλληλη διαδικασία, μπορεί να απομονωθεί στο μέρος του σύρματος που μας ενδιαφέρει. Επίσης σημαίνει πως είναι δυνατή η συγκόλληση με ηλεκτρισμό.

**4. Περιορισμένη κατεργασιμότητα.**

**5. Περιορισμένη δυσκαμψεία.**

**6. Υψηλή ελαστικότητα.**

7. Αν ο ανοξείδωτος χάλυβας θερμανθεί υπερβολικά, τότε το χρώμιο που περιέχεται, ενώνεται με τον άνθρακα δημιουργώντας καρβίδιο του χρωμίου, το οποίο επικάθεται στην επιφάνεια των κρυστάλλων του μετάλλου, αποδυναμώνοντας την δομή τους και μειώνοντας την αντιοξειδωτική τους ιδιότητα.

**8. Τα κράμματα του ανοξείδωτου χάλυβα είναι σχετικά φθηνά.** Τα χαλύβδινα σύρματα προσφέρονται σε μεγάλο εύρος ανάλογα με την κατάσταση τους, στην οποία το όριο διαρροής τους αυξάνεται σταδιακά με κόστος τη μείωση της διαμορφωσιμότητας τους.

## **2.6 Σύρμα νικελοτιτανίου (Nitinol)**

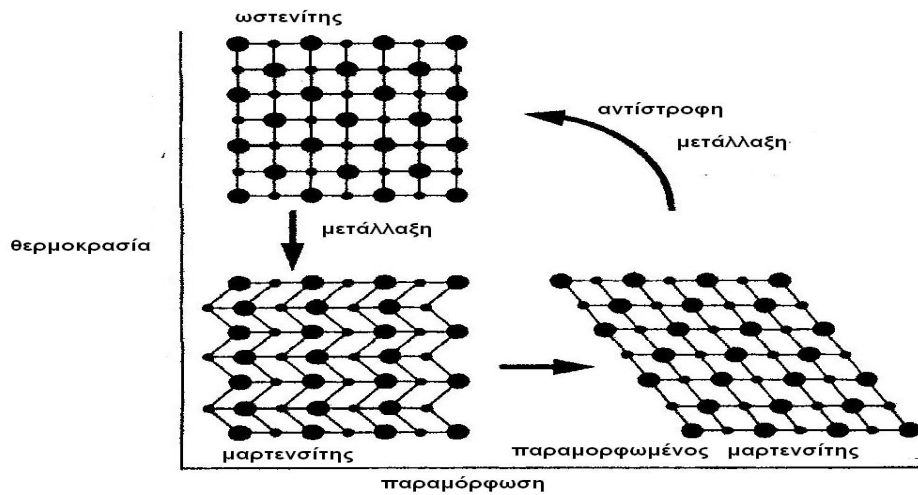
### **2.6.1 Γενικά**

Τα τελευταία 10 με 15 χρόνια, τα υπερελαστικά σύρματα *νικελοτιτανίου* έχουν γίνει ευρέως αποδεκτά από το σύνολο της ορθοδοντικής κοινότητας. Οι μοναδικές τους ιδιότητες, *υπερελαστικότητα (superelasticity)* και η *μνήμη μορφής (shape memory)*, τα καθιστούν ιδανικά στις ορθοδοντικές χρήσεις, κυρίως στην αρχική ευθυγράμμιση. Οι περισσότερες πληροφορίες που αφορούν στην συμπεριφορά των συρματιδίων, βασίζεται σε μηχανικά πειράματα με έμφαση στα πειράματα κάμψεως, για τη μελέτη των χαρακτηριστικών φορτίου-μετατόπισης (load-deflection characteristics).

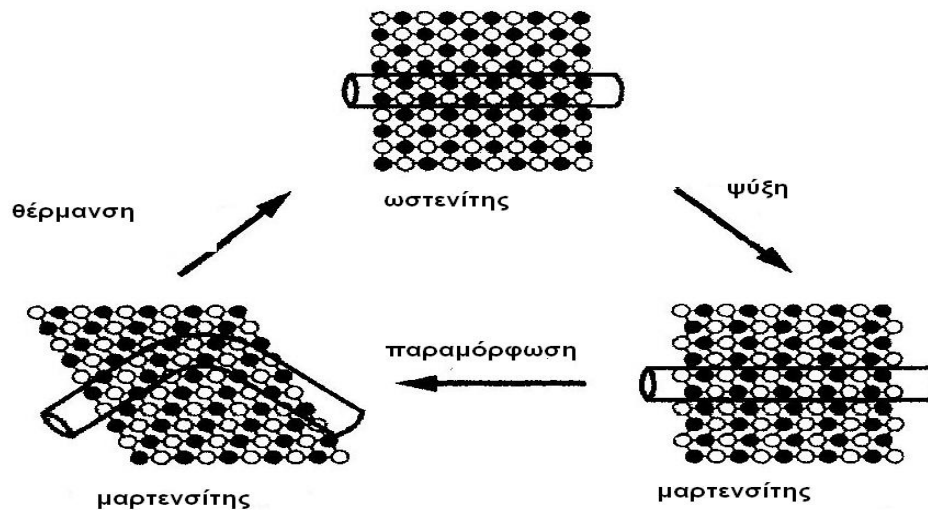
Το *νικελοτιτανίο* αποτελείται κυρίως από διαμεταλλικό συνδιασμό ίσων ποσοτήτων νικελίου και τιτανίου (55% Ni, 45% Ti, 3% Co), κατάλληλων για ορθοδοντική χρήση λόγω της βιοσυμβατότητας τους και της ικανότητας τους να σχηματίζουν σύρματα.

### **2.6.2 Μεταλλουργική κραμάτων νικελοτιτανίου**

Η σύσταση του νικελοτιτανίου από ίσες ποσότητες νικελίου και τιτανίου, έχει ως αποτέλεσμα τα άτομα αυτών των συστατικών να συνδέονται μεταξύ τους με λόγω ατόμων ένα προς ένα. Αυτό το μηχανικό σύστημα επιτρέπει στο κράμμα να λαμβάνει διάφορες κρυσταλλικές δομές. Οι αλλαγές στην δομή πραγματοποιούνται ως συνάρτηση της θερμοκρασίας και της τάσης. Οι δύο μοναδικές ιδιότητες που έχουν σχέση με την ορθοδοντική απορρέουν από την μετατροπή του *ωστενίτη* σε *μαρτενσίτη*. Ο μετασχηματισμός παρουσιάζεται στα **Σχήματα 2.35** και **2.36**.



Σχήμα 2.35: Διαγραμματική παρουσίαση της μαρτενσιτικής μετατροπής



Σχήμα 2.36: Διαγραμματική παρουσίαση του φαινομένου της μνήμης μορφής

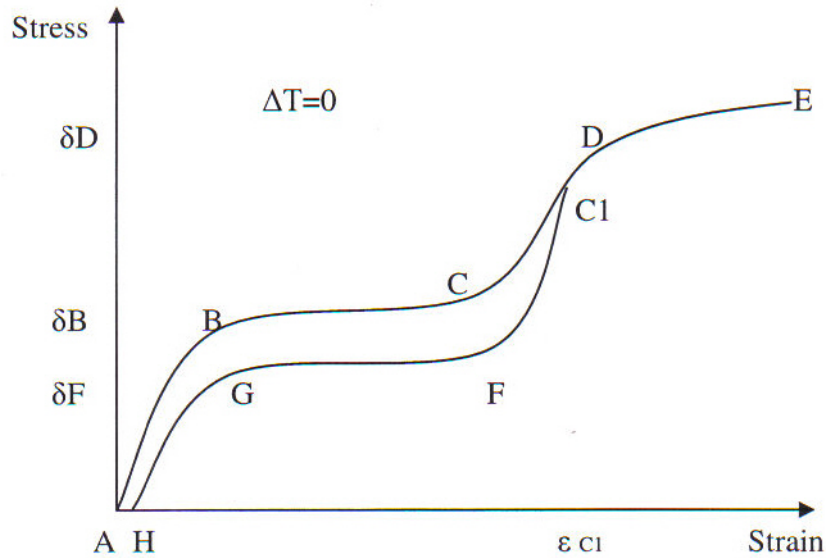
### 2.6.3 Δομή νικελωτιτανίου

Η κρυσταλλική δομή του νικελωτιτανίου σε υψηλές θερμοκρασίες είναι σταθερή, και τακτικά κατανομημένη σε όλο τον όγκο του σώματος. Αυτή η κατάσταση αναφέρεται ως ωστενική φάση. Το νικελωτιτάνιο έχει την συγκεκριμένη ιδιότητα όπου όταν ψυχθεί σε ένα συγκεκριμένο εύρος θερμοκρασιών, το κράμα παρουσιάζει δραματικές αλλαγές στο μέτρο ελαστικότητας και στο όριο διαρροής. Το εύρος αυτό ονομάζεται κρίσιμο θερμοκρασιακό εύρος μετασχηματισμού. Ψύχοντας το κράμα σε θερμοκρασίες εντός του κρίσιμου εύρους επιφέρει αλλαγή στην κρυσταλλική δομή η

οποία ονομάζεται μαρτενσιτικός μετασχηματισμός. Το ποσό αυτού του μετασχηματισμού είναι συνάρτηση της αρχικής και της τελικής θερμοκρασίας. Το φαινόμενο αυτό προκαλεί αλλαγές στις φυσικές ιδιότητες του κράματος και δημιουργεί τα χαρακτηριστικά της μνήμης μορφής.

Ο μετασχηματισμός του κράματος πραγματοποιείται μέσω μιας διεργασίας διάτμησης, σε μια φάση που ονομάζεται *μαρτενσιτική* ή *θυγατρική*. Όταν το κράμα βρίσκεται στην μαρτενσιτική φάση μπορεί εύκολα να παραμορφωθεί όπως φαίνεται στο **Σχήμα 2.36**. Η παραμόρφωση μπορεί να αντιστραφεί μέσω της θέρμανσης του κράματος σε θερμοκρασίες πάνω από το *κρίσιμο θερμοκρασιακό εύρος μετάλλαξης*, με αποτέλεσμα οι ιδιότητες του κράματος να επανέρχονται στην κατάσταση τους σε υψηλή θερμοκρασία. Το κράμα επανέρχεται στην αρχική του μορφή και φτάνει σε μια σταθερή ενεργειακή κατάσταση. Αυτό το φαινόμενο ονομάζεται ως *μνήμη μορφής (shape memory)*. Με άλλα λόγια, η μνήμη μορφής αναφέρεται στην ικανότητα του υλικού να επανέρχεται στην αρχική του μορφή μετά την πλαστική παραμόρφωση του βρισκόμενο στην μαρτενσιτική μορφή. Το αρχικό σχήμα καθορίζεται κατά την κατασκευή, όταν τα σύρματα διαμορφώνονται πάνω από την θερμοκρασία μετάλλαξης.

Η δεύτερη σημαντική ιδιότητα του νικελοτιτανίου είναι η *υπερελαστικότητα (Superelasticity)*. Ο μετασχηματισμός του ωστενίτη σε μαρτενσίτη μπορεί *επίσης να επιτευχθεί ως αποτέλεσμα επιβολής τάσεων*. Αυτός ο μετασχηματισμός εκκινά όταν μια εξωτερική δύναμη ασκηθεί με τέτοιο τρόπο, ώστε η τάση που παράγεται υπερβαίνει ένα συγκεκριμένο ποσό, επιφέροντας μια προοδευτική παραμόρφωση. Αν η τάση αφαιρεθεί, το κράμα επανέρχεται στην προηγούμενη του κατάσταση χωρίς να υπόκειται μόνιμες παραμορφώσεις. Η υπερελαστικότητα των κραμάτων επιτρέπει παραμορφώσεις της τάξεως του 8% να επανέρθουν πλήρως.



A-B : Ελαστική παραμόρφωση στην ωστενική φάση

B: Ελάχιστη τάση κατά την οποία μετάλλαξη στην μαρτενσιτική φάση αρχίζει να πραγματοποιείται

B-C : Μετασηματισμός

C-D : Η μαρτενσιτική δομή παραμορφώνεται ελαστικά με συνεχή τάση

D : Η τάση διαρροής της μαρτενσιτικής φάσης επιτυγχάνεται και το υλικό παραμορφώνεται ελαστικά

E : Σημείο αστοχίας

C1-F : Ελαστική παραμόρφωση της μαρτενσιτικής μορφής

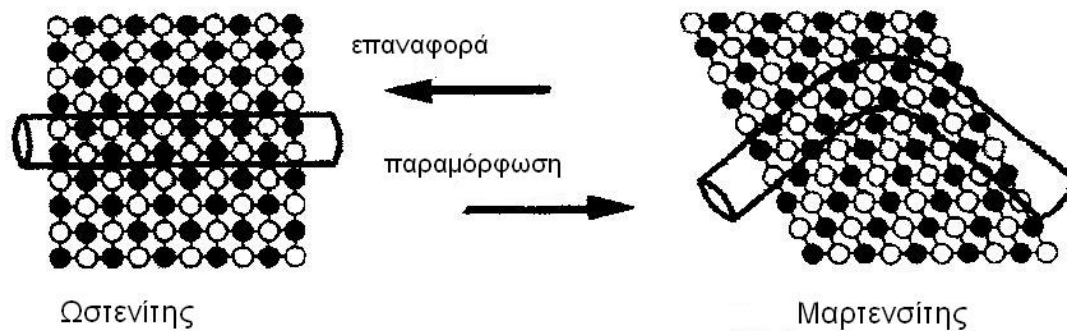
F : Μέγιστη τάση κατά την οποία, εξαρτώμενη από τάση μαρτενσιτική δομή κατά την αποφόρτιση μπορεί να υπάρξει και ο αντίστροφος μετασηματισμός σε ωστενίτη να ξεκινήσει

G : Ωστενική δομή πλήρως αποκατεστημένη

G-H : Ελαστική αποφόρτιση της ωστενικής φάσης

**Σχήμα 2.37:** Διάγραμμα τάσης-παραμόρφωσης που παρουσιάζει την υπερελαστικότητα





**Σχήμα 2.38:** Διαγραμματική παρουσίαση της υπερελαστικότητας

#### 2.6.4 Χρήση κραμάτων νικελοτιτανίου στην οδοντιατρική

Αρχικά τα κράματα χρησιμοποιήθηκαν στην κατασκευή των ορθοδοντικών συρμάτων. Εκτεταμένη έρευνα που δημοσιεύτηκε σε διάφορα περιοδικά ορθοδοντικής και επιστήμης των υλικών, επέτρεψε στις ιδιότητες του υλικού να εκτιμηθούν και να χρησιμοποιηθούν με τον κατάλληλο κλινικό τρόπο. Οι περισσότερες από αυτές τις έρευνες είχαν σχέση με την κατανόηση των κραμάτων που χρησιμοποιούνται στην ενδοδοντολογία και μια σύντομη αναφορά παρατίθεται πιο κάτω.

Οι πρώτοι χρήσιμα των κραμάτων έγινε από τους *Andearsen* και *Hilleman*, οι οποίοι παρατήρησαν διάφορες στις φυσικές ιδιότητες του νικελοτιτανίου από τον ανοξείδωτο χάλυβα, οι οποίες επέτρεπαν πιο μικρές δυνάμεις να ασκηθούν. Η αντοχή και η ανθεκτικότητα τους, σήμαινε μείωση του αριθμού χρησιμοποιούμενων συρμάτων που απαιτούνταν για μια πλήρη ορθοδοντική θεραπεία. Περιστροφή των δοντιών επιτυγχανόταν σε μικρότερο χρονικό διάστημα, μειώνοντας την ταλαιπωρία του ασθενή [*Andreansen GF. Hilleman TB, 1971*].

Οι *Andreansen* και *Morrow* παρατήρησαν της μοναδικές ιδιότητες του νικελοτιτανίου, συμπεριλαμβανομένης και της τρομερής ελαστικότητας και της *μνήμης της μορφής (shape memory)*. Το πιο σημαντικό κέρδος της χρήσης του ήταν η κατασκευή του ως ένα ανθεκτικό, τετραγωνικής διατομής σύρμα, που επέτρεπε στην ταυτόχρονη περιστροφή, ευθυγράμμιση, περιστροφή και γωνίωση να συμβαίνει νωρίς

στην θεραπεία. Περιορισμοί στην χρήση του υλικού σημειώθηκαν, όπως η δυσκολία στην κάμψη και η ανάγκη μη χρησιμοποίησης αιχμηρών εργαλείων που θα επέφεραν θραύση. Συμπερασματικά, οι συγγραφείς διαπίστωσαν ότι το υλικό αποτελούσε μια σημαντική βελτίωση πέρα από τα συμβατικά σύρματα και ήταν μια σημαντική συνεισφορά στην ορθοδοντική εξέλιξη [*Andreasen GF, Morrow RE, 1978*].

Οι *Burstone* και *Goldberg* παρατήρησαν χρήσιμα χαρακτηριστικά, όπως το χαμηλό μέτρο ελαστικότητας σε συνδυασμό με την υψηλή αντοχή σε εφελκυσμό που επέτρεπε στα σύρματα να δέχονται μεγάλες μετατοπίσεις. Περιορισμοί, όπως η περιορισμένη διαμορφωσιμότητα και η μείωση της επαναφοράς μετά την κάμψη, έστρεψε την έρευνα σε άλλα κράματα [*Burstone CJ, Goldberg AJ, 1980*].

Ο *Miura* και συν. μελέτησαν ένα νέο ιαπωνικό κράμα νικελοτιτανίου και το συνέκριναν με τον ανοξείδωτο χάλυβα και το συμβατικό κράμα νικελοτιτανίου. Το ιαπωνικό κράμα νικελοτιτανίου παρουσίασε *υπερελαστικές* ιδιότητες και ήταν το λιγότερο πιθανό να υποστεί μόνιμες παραμορφώσεις κατά την ενεργοποίηση. Το σύρμα νικελοτιτανίου παρουσίασε λιγότερη μόνιμη παραμόρφωση και τέλεια επαναφορά σε σύγκριση με το χαλύβδινο σύρμα, εντούτοις, φορτία και παραμορφώσεις ήταν περίπου ανάλογα υποδηλώνοντας έλλειψη υπερελαστικών ιδιοτήτων [*Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H, 1986*].

Ο *Yoneyama* και συν. αξιολόγησαν την υπερελαστική και θερμική συμπεριφορά 20 εμπορικών συρμάτων νικελοτιτανίου. Ένα πείραμα κάμψης τριών σημείων (three-point bending test) επέτρεψε την δημιουργία των γραφικών παραστάσεων φορτίου-μετατόπισης. Σημαντικές διαφορές παρατηρήθηκαν μεταξύ των συρμάτων. Μερικά παρουσίασαν *υπερελαστικότητα* ενώ άλλα απλά *καλή επαναφορά*. *Υπερελαστικότητα* παρατηρήθηκε μόνο από σύρματα που παρουσίασαν υψηλή ενδοθερμική ενέργεια στον αντίστροφο μετασχηματισμό από την μαρτενσιτική φάση. Αυτά τα σύρματα, παρουσίασαν και σχεδόν *σταθερές δυνάμεις* στην φάση αποφόρτισης, πράγμα σημαντικό για τις ορθοδοντικές μετακινήσεις [*Yoneyama T, Doi H, Hanamaka H, 1992*].

### 2.6.5 Χρησιμοποιούμενα κράματα νικελοτιτανίου (Nitinol)

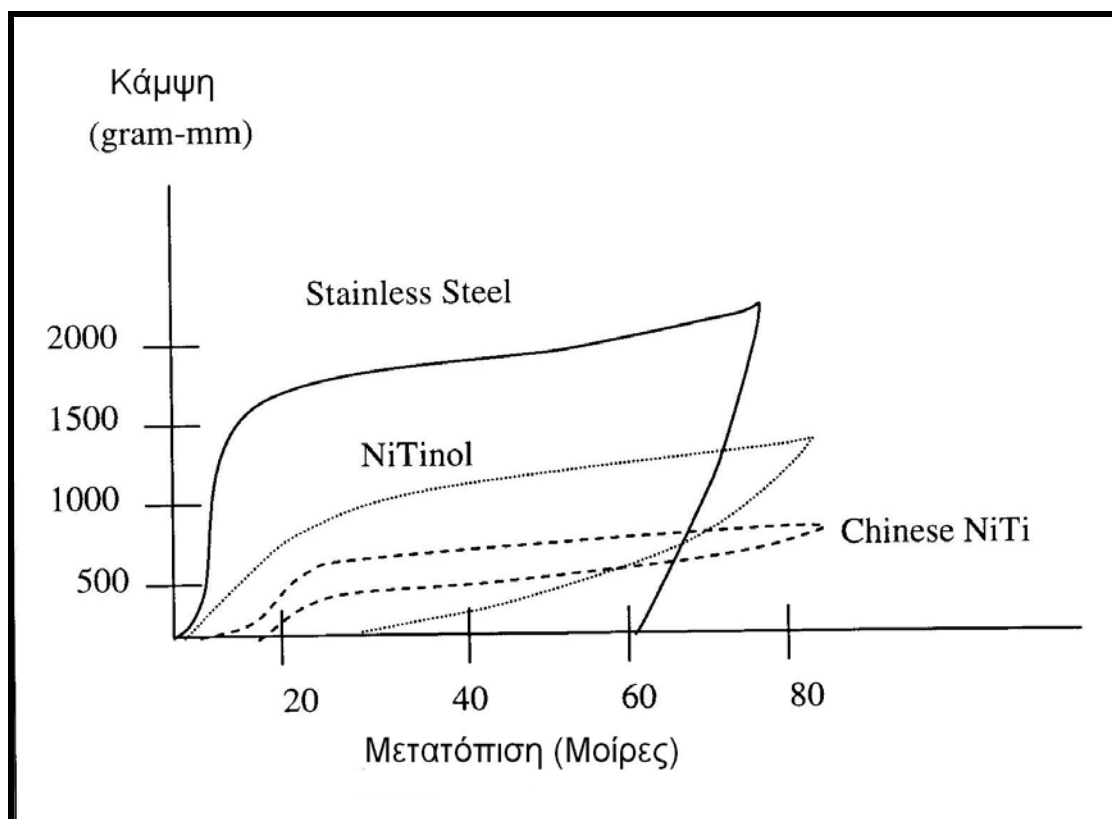
Το πρώτο κράμα που χρησιμοποιήθηκε (**1970**) είχε μια σταθερή **μαρτενσιτική δομή** σε θερμοκρασία δωματίου, ενώ είχε την ικανότητα να συμπεριφέρεται με υπερελαστικό τρόπο χωρίς την εφαρμογή του φαινομένου της *αλλαγής μορφής (no shape memory)*. Είχε χρησιμοποιηθεί λόγω της υψηλής του *ελαστικότητας*. Συμπεριφέρονταν κανονικά ενώ οι ιδιότητες τους δεν επηρεάζονταν από την θερμοκρασία η οποία επικρατεί στην στοματική κοιλότητα. Ήταν αρκετά δυνατό αλλά δύσκολο στην διαμόρφωση του.

Στην συνέχεια χρησιμοποιήθηκαν **κράματα ενεργού μαρτενσίτη**. Οι ιδιαιτερότητα τους βρισκόταν στο γεγονός ότι το κρίσιμο θερμοκρασιακό εύρος μετασχηματισμού τους βρισκόταν μεταξύ της *θερμοκρασίας δωματίου* και της *θερμοκρασίας του σώματος*. Μερικά από αυτά τα κράματα είναι:

1. **GAS Sentalloy**, υπόκειται στο *θερμοελαστικό φαινόμενο*, το οποίο ενεργοποιείται από την θερμοκρασία του στόματος, που ανεβάζει την θερμοκρασία του μαρτενσιτικού κράματος πάνω από την κρίσιμη θερμοκρασία, με αποτέλεσμα να μετασχηματίζεται σε ωστενίτη και να επιστρέφει στην αρχική του θέση.
2. **Sentinol**, παρουσιάζει επαναφορά της τάξεως του 41,3% σε σύγκριση με το 89% των περισσότερων συρμάτων, πιθανότατα λόγω του γεγονότος ότι η θερμοκρασία μετασχηματισμού του βρίσκεται πολύ κοντά στην θερμοκρασία δωματίου.
3. **NeoSentalloy**, παρόμοιο με το **GAS Sentalloy** αλλά με μεγαλύτερη θερμοκρασιακή ευαισθησία.
4. **Sentalloy Bioforce**, δίνει διαφορετικές δυνάμεις που ξεκινούν από 100gr μέχρι τα 320gr στην περιοχή των γομφίων.

Τα πιο πρόσφατα κράματα ήταν τα **κράματα ενεργού ωστενίτη**. Κυκλοφόρησαν στην αγορά στα τέλη της δεκαετίας του 80 και είχαν *ενεργή ωστενιτική δομή* ενώ παρουσίαζαν *υπερελαστικότητα*. Απόρροια των ιδιοτήτων τους, ήταν οι μεγάλες επαναφερόμενες μετατοπίσεις και η μη ελαστική καμπύλη τάσης-μετατόπισης. Για

δύο σύρματα με τις ίδιες διαστάσεις, το ωστενικό θα έχει 4 φορές μεγαλύτερη δυσκαμψία από το αντίστοιχο από μαρτενσίτη. Παράδειγμα αυτού του είδους κράματος είναι το **κινέζικο κράμα (Chinese NiTi)**. Η πιο εντυπωσιακή του ιδιότητα, είναι ότι για ένα μεγάλο εύρος από μετατοπίσεις, η δύναμη που βγάζει δεν μεταβάλλεται, γεγονός που είναι πολύ χρήσιμο στην ορθοδοντική.



**Σχήμα 2.39:** Γραφική κάμψης-μετατοπίσεις Chinese NiTi.

Αυτή η μοναδική καμπύλη δύναμης- μετατόπισης για το **κράμα ενεργού ωστενίτη**, εμφανίζεται λόγω της φάσης μετάβασης της εσωτερικής δομής από ωστενίτη σε μαρτενσίτη, που πραγματοποιείται **όχι λόγω στην αλλαγή της θερμοκρασίας, αλλά λόγω της ασκούμενης δύναμης (τάσης)**. Η παραμόρφωση προκαλεί τον μαρτενσιτικό μετασχηματισμό κατά την διάρκεια του οποίου, αυξανόμενη μετατόπιση δεν επιφέρει και αύξηση τάσης. Όταν η μετάβαση σε μαρτενσίτη ολοκληρωθεί, τότε το υλικό συμπεριφέρεται ελαστικά μέσα στην μαρτενσιτική του φάση. Αυτή η μετάβαση είναι το μηχανικό ανάλογο της θερμικά προκαλούμενης μνήμης μορφής (shape memory).

Ένα κράμα αποτελείται από δύο ή περισσότερα μέταλλα τα οποία μπορούν να υπάρξουν σε οποιοδήποτε συνδιασμό. Στην περίπτωση που οι ποσότητες νικελίου πλησιάζουν το 60% ένα νέο κράμα παρουσιάζεται επωνομαζόμενο **60-Nitinol**. Το συγκεκριμένο κράμα παρουσιάζει ιδιότητες ελαφρώς διαφοροποιημένες.

Οι ιδιότητες του νικελοτιτανίου παρουσιάζονται στον **Πίνακα 2.1 [Thomson SA, 1999]**.

Ιδιότητες	55-Nitinol	55-Nitinol
	ωστενίτης	μαρτενσίτης
Πυκνότητα (gm/cm <sup>3</sup> )	6.45	
Σημείο τήξεως (°C)	1310	
Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	120	50
Όριο διαρροής (MPa)	379	138
Αντοχή σε εφελκυσμό (MPa)	690-1380	
Υπερελαστική επαναφορά παραμόρφωσης	Μέχρι 5%	

*Πίνακας 2.1: Ιδιότητες Nitinol*

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3**

### **ΜΕΘΟΔΟΛΟΓΙΑ ΑΝΑΠΤΥΞΗΣ ΜΟΝΤΕΛΟΥ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ**

### **3.1 Ανάκτηση πρωτογενών δεδομένων**

Το πρώτο βήμα που πρέπει να γίνει πριν από την ανάλυση των πεπερασμένων στοιχείων είναι η προσομείωση, μέσω της βοήθειας ηλεκτρονικού υπολογιστή για την οπτική απεικόνιση, διδιάστατης ή τριδιάστατης, της υπό εξέταση δομής. Η ανάκτηση πρωτογενών δεδομένων είναι δυνατόν να γίνει με δύο τρόπους. Ο πρώτος είναι η ανάκτηση τους μέσω των ιατρικών μεθόδων απεικόνισης και δεύτερος ο αντίστροφος σχεδιασμός.

#### **3.1.1 Ιατρικές μέθοδοι απεικόνισης**

Μια ιατρική μέθοδος απεικόνισης είναι η λήψη αξονικών τομογραφιών. Αυτή η μέθοδος λειτουργεί με την λήψη εγκάρσιων όψεων των διαφόρων βιολογικών δομών του ανθρωπίνου σώματος με υψηλή ευκρίνεια. Οι ιατρικές εικόνες αποθηκεύονται στον οπτικό δίσκο του αξονικού ή μαγνητικού τομογράφου ως πρωτογενή δεδομένα και είναι δυνατόν να εξαχθούν με την μορφή αρχείου εικόνας **BMP, TIFF, JPEG** ή **DICOM**. Το αρχείο **DICOM (Digital Image Communications in Medicine)** αποτελεί σήμερα την επικρατούσα τυποποίηση για την αποθήκευση και ανταλλαγή πληροφοριών μεταξύ ιατρικών συστημάτων και τηλεπικοινωνιακών δικτύων. Αποτελείται από εννέα ενότητες, το σύνολο των οποίων προδιαγράφει ένα πρωτόκολλο επικοινωνίας, συμμορφώσιμο από πλήθος προτύπων όπως το **ISO** και το **TCP/IP**.

Ωστόσο, η μορφή των αποθηκευμένων αυτών αρχείων δεν είναι άμεσα επεξεργάσιμη από λογισμικό που σχετίζεται με τον σχεδιασμό του μοντέλου, οπότε και απαιτεί επιπλέον διαμόρφωση, από συγκεκριμένα προγράμματα όπως το **MIMICS**, το οποίο έχει την δυνατότητα να διαχωρίσει συγκεκριμένες δομές και να τις απεικονίσει σε τριδιάστατη μορφή για περαιτέρω επεξεργασία.

#### **3.1.2 Επεξεργασία ιατρικών εικόνων**

Μετά από την λήψη των εικόνων, σειρά παίρνει η επεξεργασία τους. Αυτή μπορεί να γίνει σε κάποιο πρόγραμμα επεξεργασίας εικόνας όπως **Matlab, 3D-Doctor, Mimics**. Τα προγράμματα επεξεργασίας εικόνας παρέχουν την δυνατότητα απεικόνισης των υπό εξέταση δομών τριδιάστατα, με τη μορφή **εικονικών μοντέλων**

(*virtual models*). Τα εικονικά μοντέλα αποτελούνται από μεγάλο πλήθος επιφανειών ανάλογα με τον αλγόριθμο ανακατασκευής τους.

### 3.1.3 Αντίστροφος σχεδιασμός

Η διαδικασία του αντίστροφου σχεδιασμού, είναι στην ουσία η δημιουργία του συνόλου των τεχνικών δεδομένων που περιγράφουν πλήρως ένα υφιστάμενο αντικείμενο, όταν αυτά είναι για διάφορους λόγους ελλιπή, ανύπαρκτα, ή απλά δεν είναι διαθέσιμα. Σε ένα πλήθος διαφορετικών εφαρμογών, αφετηρία είναι το πραγματικό μοντέλο και το ζητούμενο είναι ένα τρισδιάστατο ηλεκτρονικό μοντέλο. Είναι άλλωστε κοινά αποδεκτό, ότι η δημιουργία ενός τέτοιου μοντέλου, αξιοποιούμενο από τα συστήματα **CAD**, **CAM/CAE**, ανοίγει το δρόμο για την περαιτέρω ανάλυση και τη σχεδιαστική και κατασκευαστική βελτιστοποίηση του αρχικού αντικειμένου.

Σε κάποιο ειδικού τύπου πρόβλημα, όπως αυτά που αντιμετωπίζονται στο χώρο της ιατρικής και της εμβιομηχανικής τεχνολογίας, η κατανόηση ενός φυσικού αντικειμένου μπορεί να έχει μεγάλη σημασία. Έτσι, ένα μοντέλο **CAD** σε μια οθόνη ενός υπολογιστή δεν είναι αρκετό για το σκοπό αυτό, ενώ ένα φυσικό πρωτότυπο στη φυσική του κλίμακα, είναι αυτό που μπορεί να δώσει σαφή εικόνα για τη μορφή, τη γεωμετρία και τη λειτουργία του αντικειμένου.

Η τεχνολογία της ταχείας κατασκευής πρωτοτύπων, δίνει ακριβώς αυτή τη δυνατότητα, της γρήγορης και με ακρίβεια κατασκευής ενός φυσικού πρωτοτύπου του οποίου προϋπάρχει το **CAD** μοντέλο. Η αποθήκευση και η ανταλλαγή των εικόνων είναι δυνατόν να πραγματοποιηθεί μεταξύ άλλων μέσω του αρχείου **IGES** (*Initial Graphics Exchange Specification*) ή **STL** (*Stereolithography*). Το αρχείο **IGES** είναι ένα ουδέτερο πρωτόκολλο επικοινωνίας μεταξύ συστημάτων **CAD**, **CAE**.

Το πρώτο βήμα για την εφαρμογή οποιασδήποτε επεξεργασίας, είναι η κατά το δυνατό λεπτομερέστερη αποτύπωση της γεωμετρίας της υπό εξέταση δομής. Στην περίπτωση των ανθρωπίνων μελών διακρίνονται οι εξής περιπτώσεις:

- Οπτική αναγνώριση
- Ψηφιοποίηση με σαρωτές τύπου laser



- Μηχανική ψηφιοποίηση ακίδας
- Επεξεργασία εικόνων από αξονικούς τομογράφους
- Επεξεργασία ακτινογραφιών

### ***3.2 Επεξεργασία σε περιβάλλον CAD***

Οι ψηφιοποιημένες αξονικές τομογραφίες εισάγονται σε περιβάλλον *CAD/CAE* για τη μοντελοποίηση της υπό εξέταση δομής και την ανάλυση της. Στο περιβάλλον *CAD* πραγματοποιείται ο σχεδιασμός του μοντέλου και η κατασκευή του πλέγματος που οδηγεί στην ακριβή τριδιάστατη αναπαράσταση της υπό εξέτασης δομής

Στο περιβάλλον *CAE* πραγματοποιείται η ανάλυση του μοντέλου με τη βοήθεια των *πεπερασμένων στοιχείων*. Εάν τα αποτελέσματα που προκύπτουν από την ανάλυση, δεν ικανοποιούν τις προϋποθέσεις που έχουν τεθεί αρχικά, επαναλαμβάνεται ο κύκλος σχεδιασμού μέχρι να προκύψει η βέλτιστη λύση. Σε διαφορετική περίπτωση μέσω της ταχείας κατασκευής πρωτοτύπου παράγεται το τελικό προϊόν.

### ***3.3 Μέθοδος πεπερασμένων στοιχείων***

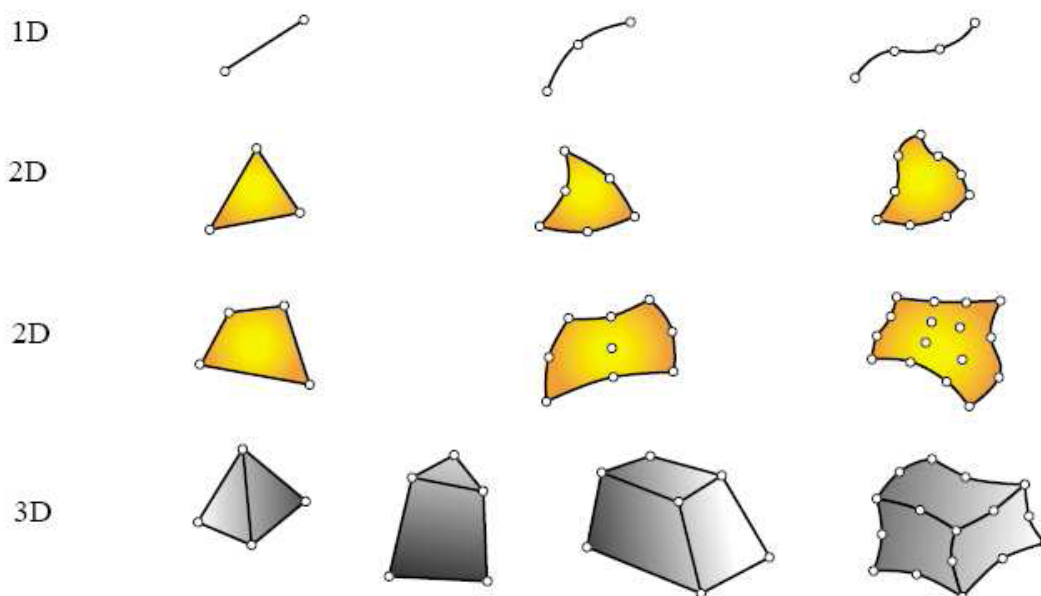
Το πρόβλημα της κατανομής των τάσεων διάφορων εξωτερικών μεγεθών στο εσωτερικό ενός σώματος, συνδέεται άμεσα με τις ακόλουθες υπολογιστικές μεθόδους:

- *Πεπερασμένων στοιχείων*
- *Πεπερασμένων διαφορών όγκων*
- *Συνοριακών στοιχείων*

Γενικά, οι προσεγγιστικές αυτές μέθοδοι βασίζονται στα ενεργειακά θεωρήματα και προσφέρουν μεγάλες δυνατότητες δίνοντας λύσεις σε σημεία που οι υπόλοιπες μέθοδοι αδυνατούν. Βασικό χαρακτηριστικό των προσεγγιστικών μεθόδων, αποτελεί η ανάγκη προσδιορισμού ενός παραδεκτού πεδίου, μέσω συναρτήσεων που ορίζονται σε όλο το σώμα και ικανοποιούν κάποιες συνθήκες στα σύνορα. Έτσι, το αρχικό

πρόβλημα προσδιορισμού του πεδίου μετατοπίσεων σε κάθε σημείο του σώματος, μετασχηματίζεται στο πρόβλημα προσδιορισμού πεπερασμένου αριθμού αγνώστων συντελεστών. Προκύπτει, λοιπόν μια προσεγγιστική λύση στο αρχικό πρόβλημα.

Τα *πεπερασμένα στοιχεία* διακρίνονται σε μονοδιάστατα, διδιάστατα και τριδιάστατα. Τα διδιάστατα στοιχεία διακρίνονται σε τριγωνικά (τριομβικά, 6-κομβικά, κυβικά) στοιχεία και τετραπλευρικά (τετραγωνικά, κυβικά) στοιχεία, ενώ τα τριδιάστατα διακρίνονται σε τετραγωνικά τετραεδρικά στοιχεία και κυβικά τετραεδρικά στοιχεία.



**Σχήμα 3.1:** Τυπικές γεωμετρίες πεπερασμένων στοιχείων

Όταν το σύνορο του σώματος είναι απλό, η κατασκευή των συναρτήσεων που ικανοποιούν τις συνθήκες στα σύνορα είναι σχετικά απλή υπόθεση. Όταν όμως το σύνορο είναι πολύπλοκο, η ικανοποίηση των οριακών συνθηκών είναι σχεδόν αδύνατη. Η δυσκολία αυτή ξεπερνιέται με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μια προσεγγιστική αριθμητική μέθοδος. Μέσω αυτής, γίνεται φυσική προσέγγιση του προβλήματος διαμερίζοντας το χώρο σε επιμέρους διακριτά πεπερασμένα στοιχεία στα οποία ορίζονται εξισώσεις που έχουν ακριβή λύση. Λόγω του ότι τα προβλήματα της μηχανικής του παραμορφώσιμου στερεού περιγράφονται με διαφορικές εξισώσεις μερικών

παραγώγων, μπορούν να λυθούν με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Οι διαφορικές εξισώσεις που περιγράφουν τα προβλήματα της μηχανικής προκύπτουν από άλλες σχέσεις όπως οι παρακάτω:

**Σύνδεση ανηγμένων παραμορφώσεων-μετατοπίσεων:**

$$\varepsilon_x = \frac{du}{dx}, \quad \varepsilon_y = \frac{dv}{dy}, \quad \varepsilon_z = \frac{dw}{dz} \quad (3.1)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{du}{dy} + \frac{dv}{dx}, \quad \gamma_{yz} = \frac{dw}{dy} + \frac{dv}{dz}, \quad \gamma_{zx} = \frac{dw}{dx} + \frac{du}{dz} + \frac{dv}{dx} + \frac{dw}{dz} \quad (3.2)$$

Οι οποίες συνοψίζονται ως  $\varepsilon = L^*u$  (3.3)

**Εξισώσεις συμβιβαστού των παραμορφώσεων:**

$$\frac{\partial^2 \varepsilon_i}{\partial j^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_j}{\partial i^2} = \frac{\partial^2 \gamma_{ij}}{\partial i \partial j} \quad (3.4)$$

όπου τα  $i, j$  είναι  $x, y$ .

**Εξισώσεις ισορροπίας:**

$$\frac{\partial \sigma_{ix}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{iy}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{iz}}{\partial z} + F_i = 0 \quad (3.5)$$

Κάθε πρόβλημα που εκφράζεται με διαφορικές εξισώσεις έχει κάποιες συνοριακές συνθήκες. Έτσι και στα συγκεκριμένα προβλήματα έχουμε φυσικές συνοριακές συνθήκες (φορτίσεις) και βασικές συνοριακές συνθήκες (δεσμεύσεις, στηρίξεις κλπ.)

Για την αριθμητική επίλυση του προβλήματος χρησιμοποιείται η αρχή των δυνατών έργων. Έστω  $\sigma_{ij}$  και  $\varepsilon_{ij}$  είναι οι τανυστές των τάσεων και των ανηγμένων παραμορφώσεων αντίστοιχα, και  $P_i, \delta_i$  είναι τα φορτία και οι δυνατές μετακινήσεις.

Το έργο που προκαλείται από τα φορτία πρέπει να ισούται με το δυνατό έργο των παραμορφώσεων. Δηλαδή :

$$\sum P_i \delta_i = \int_V \sigma_{ij} \epsilon_{ij} dV \quad (3.6)$$

Η εφαρμογή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων προϋποθέτει το διαχωρισμό του πεδίου του προβλήματος που καταλαμβάνει κάποιο πεπερασμένο όγκο, σε πεπερασμένο αριθμό στοιχείων απλούστερου σχήματος. Καθένα από τα πεπερασμένα στοιχεία στα οποία χωρίζεται το πεδίο του προβλήματος αποτελείται από κάποιο αριθμό κόμβων, ενώ κάθε κόμβος έχει κάποιους βαθμούς ελευθερίας. Τα στοιχεία συνδέονται σε κάποιους κοινούς κόμβους που συνεπάγεται κοινούς βαθμούς ελευθερίας στο συγκεκριμένο σημείο για 2 ή περισσότερα στοιχεία. Το πρόβλημα μπορεί να διατυπωθεί ως εξής:

$$[K]^* u = F \quad (3.7)$$

Όπου το  $u$  είναι διάνυσμα διάστασης  $n$ , όπου  $n$  είναι το σύνολο των βαθμών ελευθερίας του προβλήματος. Κάποιοι από τους βαθμούς ελευθερίας είναι δεσμευμένοι και αποτελούν τις συνθήκες *Dirichlet*. Το  $F$  είναι επίσης διάνυσμα διάστασης  $n$  και περιέχει τις συνοριακές συνθήκες των φορτίσεων (πιέσεις στις πλευρές των στοιχείων, μαζικές δυνάμεις) οι οποίες μεταφράζονται σε κομβικές δυνάμεις ή ροπές ανάλογα με το είδος του βαθμού ελευθερίας. Ο πίνακας  $[K]$  έχει διαστάσεις  $n \times n$  και καλείται μητρώο δυσκαμψίας, καθώς ορίζει τη δυσκαμψία του προβλήματος να αντιδράσει σε κάποια εξωτερική φόρτιση, ή αλλιώς την απόκριση του συστήματος σε εξωτερικά αίτια. Περιλαμβάνει δε την γεωμετρία και της μηχανικές ιδιότητες των υλικών του προβλήματος. Προκειμένου να επιλυθεί το πρόβλημα επιλύεται το σύστημα  $[K]^* u = F$  ως προς  $u$ . Αφού προσδιοριστούν οι τιμές του  $u$  με κατάλληλες αναγωγές μπορούν να προκύψουν και άλλα ανάλογα παράγωγα μεγέθη όπως οι **τάσεις**.

### 3.3.1 Μητρώο δυσκαμψίας [K]

Προκειμένου να σχηματιστεί ο πίνακας δυσκαμψίας  $[K]$  της συνολικής κατασκευής γίνεται υπολογισμός των επιμέρους τοπικών μητρώων δυσκαμψίας του κάθε πεπερασμένου στοιχείου. Για τον υπολογισμό των μητρώων απαιτείται ο ορισμός των συναρτήσεων μορφής. Ανάλογα με το βαθμό των πολυωνύμων, λαμβάνεται και ανάλογη τάξη στο στοιχείο. Έτσι κάνοντας χρήση πολυωνύμου πρώτου βαθμού, στα στερεά προκύπτουν εξαπλευρικά ισοπαραμετρικά στοιχεία 8 κόμβων ή πυραμίδες 4 κόμβων. Αν χρησιμοποιηθούν πολυώνυμα ανώτερης τάξης, προκύπτουν στοιχεία περισσότερων κόμβων όπως εξαπλευρικά στοιχεία 20 κόμβων ή πυραμίδες 10 κόμβων. Μεγαλύτερη τάξη στοιχείων συνεπάγεται και καλύτερη ακρίβεια στη λύση. Η ακρίβεια στην λύση μπορεί να επιτευχθεί και με χρήση πυκνότερου πλέγματος. Φυσικά πρέπει να ληφθεί υπόψη το γεγονός ότι πυκνότερο πλέγμα συνεπάγεται αύξηση των βαθμών ελευθερίας με αποτέλεσμα την αύξηση και του υπολογιστικού χρόνου.

### 3.3.2 Επίλυση του συστήματος

Αφού επιλυθεί το σύστημα  $[K] \cdot u = F$  προκύπτουν οι τιμές των  $u$ . Ας θεωρήσουμε ότι τα  $u$  είναι μετατοπίσεις στους βαθμούς ελευθερίας. Μετά την επίλυση, πέραν των μετατοπίσεων, χρήσιμα μεγέθη είναι οι τάσεις καθώς και διάφορα άλλα παράγωγα μεγέθη. Με αριθμητικές παραγωγίσεις του πεδίου είναι δυνατόν να υπολογιστούν οι ανηγμένες παραμορφώσεις και οι τάσεις στο πεδίο του προβλήματος. Η κατανομή του πεδίου των μετατοπίσεων είναι συνεχής, δεν ισχύει όμως το ίδιο και για τα παράγωγα μεγέθη τα οποία ενδέχεται να μην είναι συνεχή. Σε περίπτωση που τα πολυώνυμα μορφής είναι 1<sup>ου</sup> βαθμού, οι παραγώγοι είναι σταθεροί αριθμοί και η κατανομή τους για κάποιο στοιχείο είναι σταθερή. Φαίνεται λοιπόν ότι με αύξηση της τάξης μεγέθους των στοιχείων, βελτιώνεται η ακρίβεια των αποτελεσμάτων.

### 3.3.3 Βήματα μοντελοποίησης κατασκευής

#### 1. Κατασκευή γεωμετρίας.

- Δημιουργία σημείων → δημιουργία γραμμών → δημιουργία επιφανειών → δημιουργία όγκων

- Κατασκευή απευθείας όγκων ή επιφανειών χωρίς την δημιουργία σημείων ή επιφανειών
- Κατασκευή γεωμετρίας σε σχεδιαστικό πρόγραμμα CAD, και στην συνέχεια εισαγωγή στο πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων

## **2. Επιλογή του είδους των πεπερασμένων στοιχείων**

Το πεπερασμένο στοιχείο επιλέγεται με γνώμονα την ανάλυση που έχει επιλεχθεί. Κάθε πρόγραμμα έχει την δική του βιβλιοθήκη στοιχείων με το καθένα να έχει τις δικές του ιδιότητες.

## **3. Ορισμός μηχανικών ιδιοτήτων των υλικών και επιβολή οριακών συνθηκών**

Οι μηχανικές ιδιότητες ορίζονται μονοσήμαντα. Ορίζουμε τις ιδιότητες που μας ενδιαφέρουν και έχουν σχέση με την ανάλυση που θα κάνουμε. Στην γενικότητα τους είναι το μέτρο ελαστικότητας και ο λόγος Poisson. Οι οριακές συνθήκες έχουν να κάνουν αποκλειστικά με την φύση του προβλήματος και μπορούν να είναι πακτώσεις, κυλίσεις, επαφές, επιβολή φορτίων κλπ.

## **4. Επιλογή του τρόπου επίλυσης και γραφική παρουσίαση τους.**

Η επιλογή του τρόπου επίλυσης καθορίζεται από τις απαιτήσεις του προς μελέτη προβλήματος. Η λύση μπορεί να είναι πλήρης η μερική. Ακόμα υπάρχει επιλογή ευθείας επίλυσης, η οποία εξοικονομεί υπολογιστικό χρόνο και χρησιμοποιείται για μοντέλα με περιορισμένους αριθμούς ελευθερίας.

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4**

### **ΑΝΑΠΤΥΞΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ**

### **ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ**

## **4.1 Εισαγωγή**

Σε αυτό το κεφάλαιο θα πραγματοποιηθεί η ανάπτυξη ενός μοντέλου πεπερασμένων στοιχείων που θα περιλαμβάνει:

1. τα δόντια της κάτω γνάθου, εξαιρουμένων των γομφίων και του πρώτου προγόμφιου (περιλαμβανομένου και των περιοδοντικών μεμβρανών)
2. τις αγκύλες του κάθε δοντιού
3. το σύρμα

Η μεθοδολογία που θα ακολουθεί αναφέρθηκε εκτενώς στο προηγούμενο κεφάλαιο. Στην παρούσα διπλωματική το πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων που χρησιμοποιήθηκε είναι το **ANSYS 10.0**

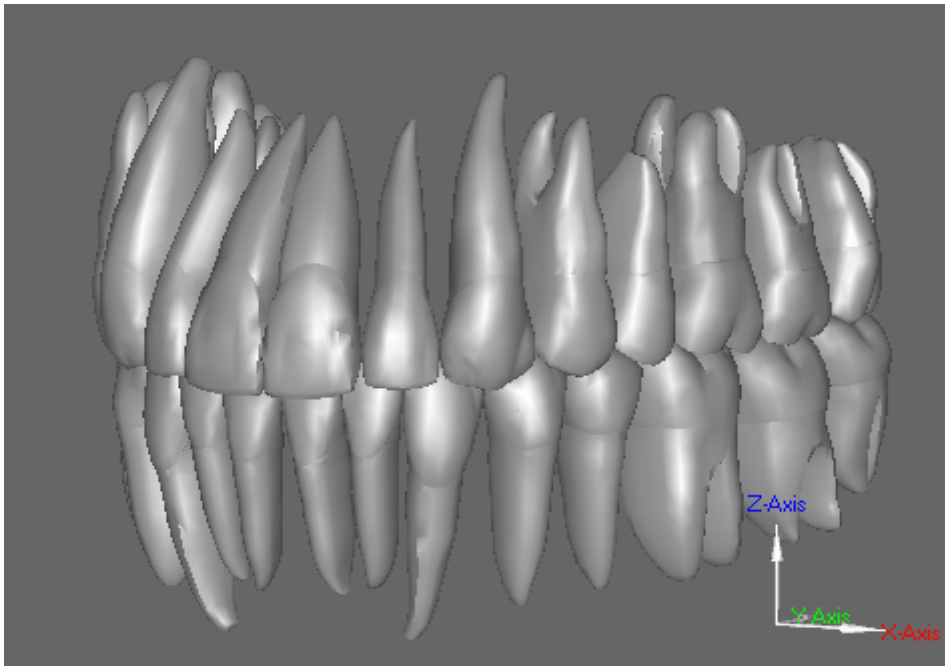
## **4.2 Ανάκτηση αρχικών δεδομένων**

Τα αρχικά δεδομένα αποτελούνταν από μια οδοντοστοιχία υγιών δοντιών σε αρμονική άρθρωση η οποία λήφθηκε μέσω μηχανικής ψηφιοποίησης ακίδας πραγματικού πρωτοτύπου. Οι εικόνες αποκτήθηκαν μέσω του αντίστροφου σχεδιασμού και αποθηκεύτηκαν με την μορφή επιφανειών αρχείου **IGES**.

## **4.3 Επεξεργασία σε περιβάλλον CAD**

Τα αρχεία **IGES** στην συνέχεια εισήχθησαν στο πρόγραμμα **Geomagic studio 5.0**. Το συγκεκριμένο πρόγραμμα προσφέρει πολλές δυνατότητες επεξεργασίας εικόνων. Στο **Σχήμα 4.1** παρουσιάζεται η μορφή της εικόνας που περιέχει όλα τα δόντια της οδοντοστοιχίας.

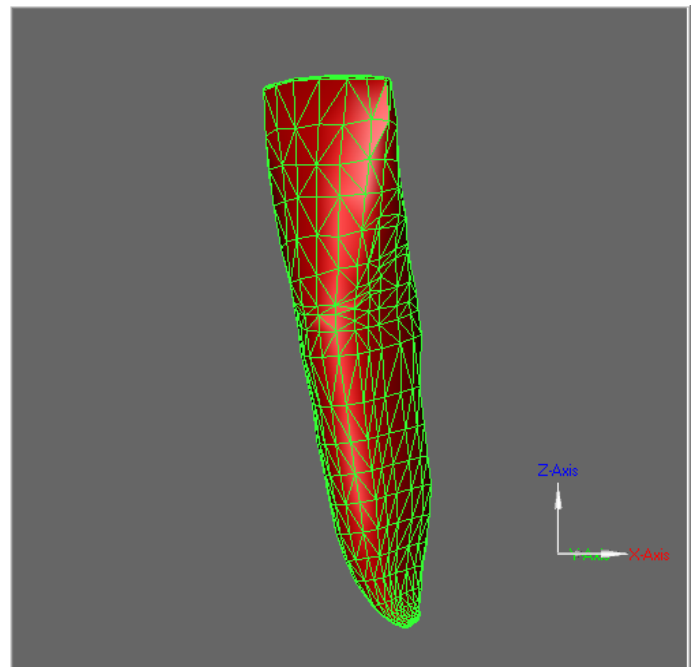




**Σχήμα 4.1:** Τριδιάστατο μοντέλο CAD φυσικών δοντών

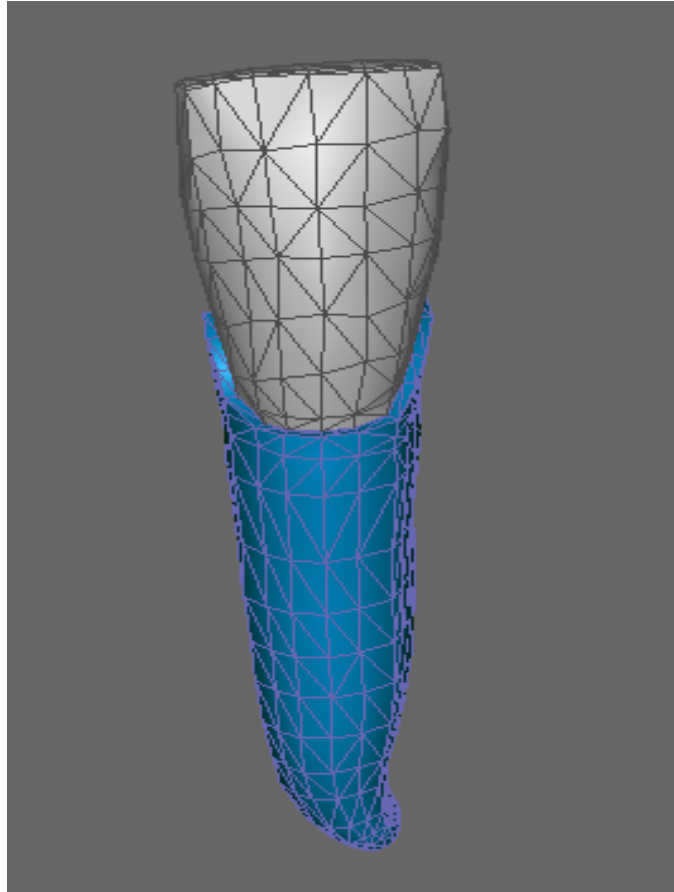
Επειδή δεν χρειάζονται όλα τα δόντια θα ακολουθήσει επεξεργασία μόνο σε αυτά που μας ενδιαφέρουν.

1. Αρχικά απομονώνεται το κάθε δόντι ξεχωριστά σε διαφορετικό αρχείο. Το αρχείο αποτελείται από δύο μέρη, την μύλη και την ρίζα.
2. Το δόντι αποτελείται από ένα διδιάστατο πλέγμα που αποτελείται από τρίγωνα. Η πυκνότητα αυτού το πλέγματος δεν είναι αρκετή. Με την εντολή **Refine Polygons** τα τρίγωνα υποδιαιρούνται σε μικρότερα τρίγωνα, στην περίπτωση μας σε 4 τρίγωνα. Με την εντολή **Relax** ομαλοποιείται το πλέγμα.



**Σχήμα 4.2:** Δόντι με ομαλοποιημένο πλέγμα

3. Στην συνέχεια δημιουργείται η περιοδοντική μεμβράνη. Η περιοδοντική μεμβράνη επικαλύπτει την ρίζα του δοντιού και έχει πάχος 0.25 mm. Για τη δημιουργία της θα χρησιμοποιήσουμε την εντολή *shell*. Αρχικά επιλέγεται η ρίζα και με την εντολή *duplicate* αντιγράφεται σε άλλο αρχείο που ονομάστηκε *PDL*. Το αρχείο *PDL* με την εντολή *shell* δημιουργεί έναν όγκο πάχους 0.25 mm που περιβάλλει τη μύλη.



*Σχήμα 4.3: Δημιουργία περιοδοντικής*

#### 4.3.1 Επεξεργασία αρχείου STL μέσω της Visual Fortran 6.5

Η τριδιάστατη γεωμετρία που δημιουργήθηκε εξάγεται σε μορφή *STL* (*stereolithography*). Το αρχείο *STL* είναι ένα *ASCII* αρχείο κειμένου και προκειμένου να εισαχθεί στο *ANSYS* υφίσταται ορισμένες μετατροπές με τη βοήθεια της *Visual Fortran*.

Στο αρχείο STL έγιναν οι ακόλουθες μετατροπές:

1. Εισήχθη στην αρχή του αρχείου η εντολή **/PREP7** ώστε να ανοίξει ο προεπεξεργαστής.
2. Στις γραμμές που εμφανίζονται οι εντολές **end**, **facet** και **outer** εισήχθηκε το πρόθεμα '!', μετατρέποντας τα σε σχόλια.
3. Προκειμένου να γίνει η εισαγωγή των σημείων (**keypoints**) όπου vertex εισήχθει '**k**' ενώ όπου κενό (**space**) εισήχθη '!'

Τώρα το αρχείο είναι έτοιμο να εισαχθεί στο **ANSYS**.

#### **4.4 Εισαγωγή της τριδιάστατης γεωμετρίας στο πρόγραμμα Π.Σ (ANSYS)**

Μετά τη μετατροπή του, το αρχείο **STL** είναι έτοιμο να εισαχθεί στο **ANSYS**. Στην συνέχεια θα παρουσιαστούν τα βήματα που ακολουθήθηκαν για τη διαμόρφωση της γεωμετρίας και του πλέγματος των πεπερασμένων στοιχείων. Η διαδικασία θα γίνει πρώτα για τα δόντια, στην συνέχεια για τις αγκύλες και τελικώς για το σύρμα.

##### **4.4.1 Κατασκευή γεωμετρίας δοντιών και περιοδοντικής.**

Έχουν αποθηκευτεί 3 αρχεία **STL**. Το αρχείο της μύλης, της ρίζας και της περιοδοντικής τα οποία θα εισαχθούν σταδιακά.

- Έχοντας ανοιχτό τον **preprocessor**, με την εντολή **read input from** εισάγεται το αρχείο της ρίζας. Αποτέλεσμα αυτής της ενέργειας είναι η εμφάνιση ενός νέφους σημείων (**keypoints**). Αυτά τα σημεία αντιπροσωπεύουν τα σημεία της επιφάνειας της ρίζας που υπήρχαν στο **Geomagic Studio**. Το **ANSYS** αυτόματα προσδίδει έναν αριθμό στο κάθε σημείο. Έτσι με την εντολή **list global status** υπάρχει η δυνατότητα να φανεί πόσα σημεία εισήχθησαν. Γενικά η εντολή **list global status** δίνει μια γενικότερη εποπτεία της γενικότερης κατάστασης. Στην συνέχεια θα εισαχθούν τα σημεία της μύλης. Προς αποφυγή λαθών στην αρίθμηση των σημείων, πρέπει στα σημεία της μύλης να δωθούν νούμερα πέρα από τα

νούμερα της ρίζας. Αυτό γίνεται με την εντολή **set start number**. Συγκεκριμένα αυτή εντολή, δίνει την δυνατότητα να ορίσουμε εμείς από ποιο νούμερο θα ξεκινήσει η αρίθμηση των νεοεισερχόμενων σημείων (επιφανειών, όγκων, στοιχείων). Γενικά η εντολή **set start number** εκτελείται πριν από την εισαγωγή οποιασδήποτε οντότητας, προς αποφυγή διπλορισμών και στο εξής δεν θα αναφέρεται. Έτσι δίνοντας την αρίθμηση να ξεκινά από το μεγαλύτερο σημείο της ρίζας, τα σημεία της μύλης παίρνουν νούμερα που δεν συμπίπτουν με τα προηγούμενα. Μετα από αυτή την διαδικασία γίνεται **read input from** στο αρχείο της μύλης. Έτσι στην οθόνη εμφανίζεται ένα νέφος σημείων (**Σχήμα 4.4**).



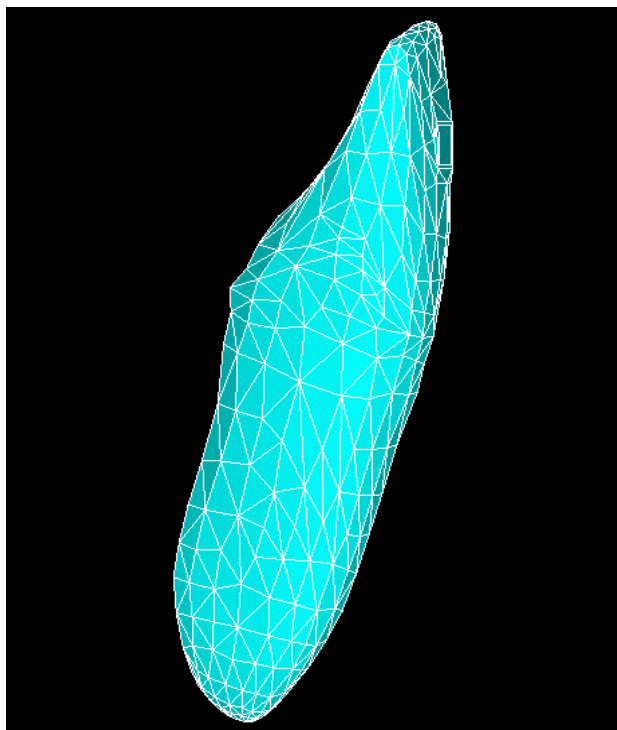
*Σχήμα 4.4: Νέφος σημείων μύλης και ρίζας*

- Με την εντολή **merge items** συγχωνεύονται σημεία τα οποία απέχουν απόσταση μικρότερη από την **ανοχή (tolerance)** που έχει οριστεί **10E-08**.
- Το νέφος σημείων πρέπει να δημιουργήσει επιφάνειες (**Areas**). Αυτό θα γίνει με ένα **βρόγχο (loop)** που θα υποδεικνύει στο **ANSYS** να δημιουργήσει επιφάνειες μεταξύ τριών σημείων. Το πρώτο τρίγωνο θα δημιουργηθεί από το πρώτο σημείο και τα δύο επόμενα του και ούτο καθ'εξής. Άρα στον βρόγχο θα δοθεί το νούμερο του πρώτου σημείου, το βήμα των σημείων και το τελευταίο σημείο -2.

```
*do, i, X, Y, 3
  A, I, i+1, i+2
*enddo
```

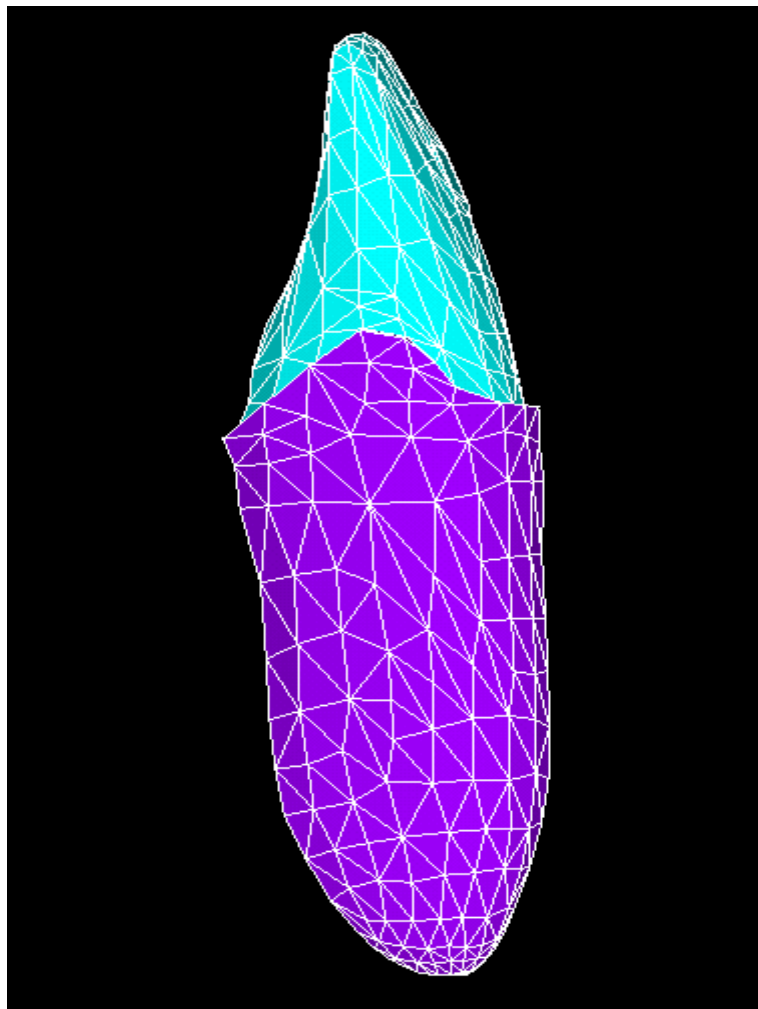
*X- αριθμός πρώτου σημείου*  
*Y- αριθμός τελευταίου σημείου -2*  
*3- βήμα*  
*A- επιφάνεια*

Μετά το πέρας του βρόγχου δημιουργούνται επιφάνειες σε όλο το δόντι που γίνονται ορατές με την εντολή **plot areas**.



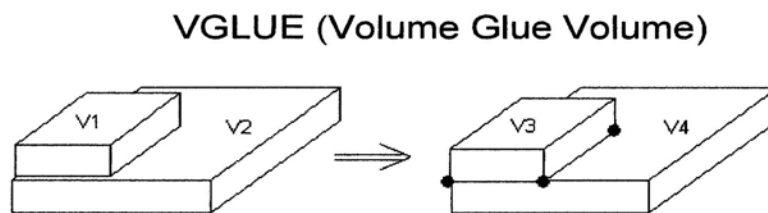
**Σχήμα 4.5:** Επιφάνειες δοντιού

- Οι επιφάνειες πρέπει να δημιουργήσουν *όγκους (volumes)*. Αυτό γίνεται με την εντολή *create volumes by areas*. Η εντολή λέει στο πρόγραμμα να δημιουργήσει έναν όγκο από όλες τις επιφάνειες που είναι επιλεγμένες ανεξαρτήτου σχήματος. Προυπόθεση ώστε να δημιουργηθεί ο όγκος είναι μεταξύ των επιφανειών να μην υπάρχουν κένα και καμία επιφάνεια να μην χρησιμοποιηθεί δύο φορές.
- Μετά το πέρας της δημιουργίας του όγκου (volume) του δοντιού σειρά παίρνει η περιοδοντική μεμβράνη. Με την εντολή *read input from* εισάγεται το αρχείο *STL* της περιοδοντικής. Φροντίζοντας το θέμα της αρίθμησης ακολουθείται η ίδια διαδικασία με τη δημιουργία του δοντιού. Δηλαδή το νέφος σημείων δημιουργεί επιφάνειες και με την σειρά τους οι επιφάνειες δημιουργούν έναν καινούριο όγκο.



*Σχήμα 4.6: Όγκοι (Volumes) δοντιού και περιοδοντικής μεμβράνης*

- Οι δύο όγκοι (volumes), το δόντι και η περιοδοντική, στην πραγματική τους δομή *αλληλεπιδρούν*. Η περιοδοντική μεμβράνη δεν περιορίζεται μόνο στην συγκράτηση του δοντιού, αλλά και στο να υποδέχεται τις πιέσεις που ενεργούν κατά την μάσηση ή και άλλες πιέσεις όπως αυτές της ορθοδοντικής μετακίνησης. Η αλληλεπιδράση των όγκων μοντελοποιήθηκε στο *ANSYS* με την εντολή *glue* (ή *merge*). Αυτή η εντολή εφαρμόζεται μόνο σε περιπτώσεις που η επαφή μεταξύ δύο οντοτήτων πραγματοποιείται σε ένα σύνορο, το οποίο είναι μια διάσταση μικρότερη από τις υπό μελέτη οντότητες. Για παράδειγμα επαφή μεταξύ δύο όγκων με σύνορο μια επιφάνεια, ή δύο γραμμών με σύνορο ένα σημείο. Η δική μας μοντελοποίηση ενπίπτει στην πρώτη κατηγορία. Οι δύο όγκοι, το δόντι και η περιοδοντική, διατηρούν την ανεξαρτησία τους (δεν προστίθενται) αλλά ενώνονται στην κοινή τους επιφάνεια και αλληλεπιδρούν. Όπως αναφέρει χαρακτηριστικά το manual του ANSYS οι δύο όγκοι *'talk to each other'*

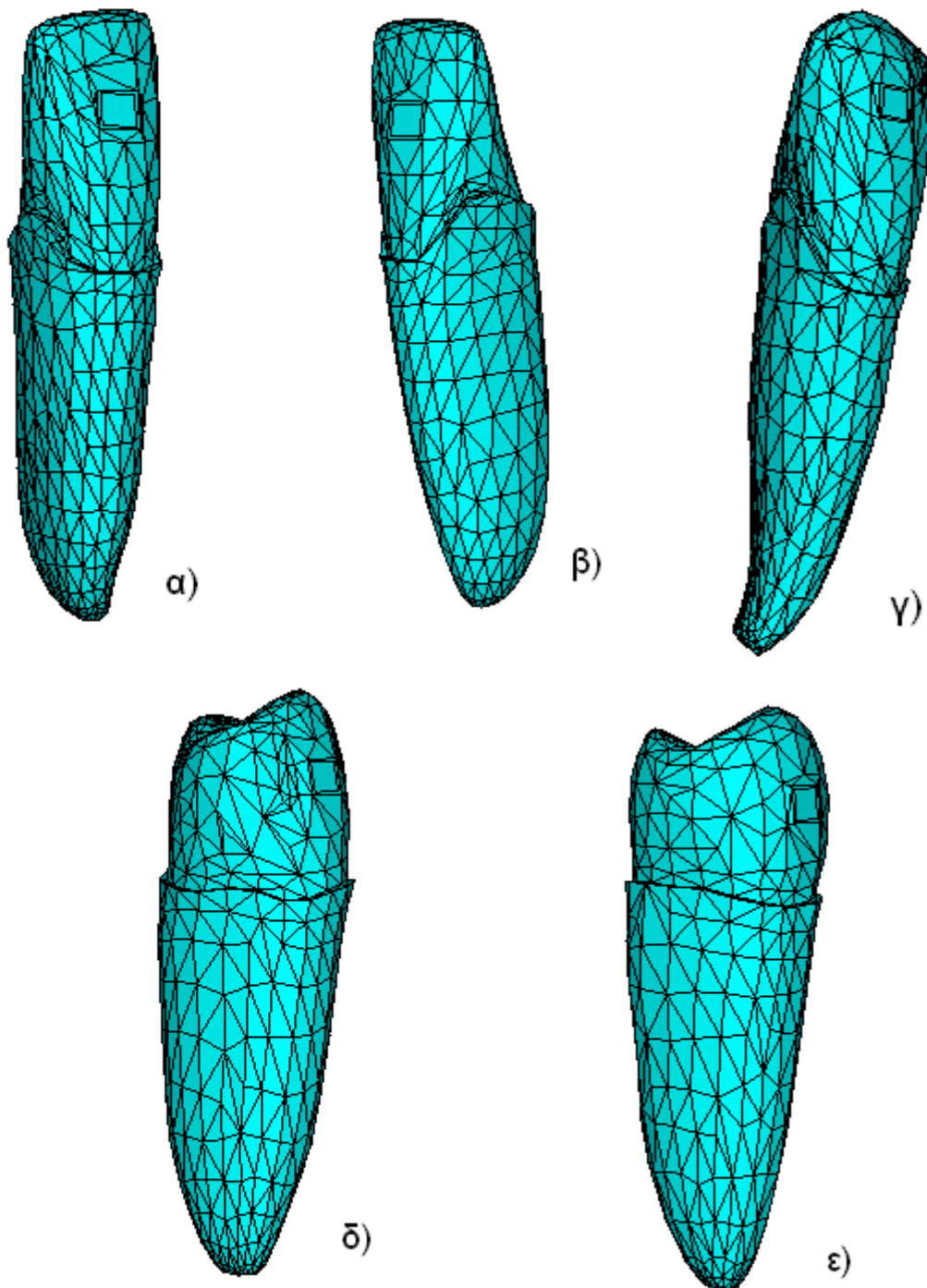


**Σχήμα 4.7:** Εντολή *glue* σε δύο όγκους που μοιράζονται μια κοινή επιφάνεια

Κοινή επιφάνεια μεταξύ δοντιού και περιοδοντικής είναι η εσωτερική επιφάνεια της περιοδοντικής και η επιφάνεια της ρίζας του δοντιού. Προκειμένου οι δύο επιφάνειες να συχωνευθούν σε μια εκτελείται η εντολή *merge* με μικρότερη ανοχή (*tolerance*). Έτσι οι δύο επιφάνειες που απέχουν απόσταση μικρότερη από την ανοχή, συχωνεύονται σε μια επιφάνεια. Με αυτό τον τρόπο πληρείτε η συνθήκη ώστε να γίνει *glue* μεταξύ δύο όγκων αφού έχουν μια κοινή επιφάνεια.

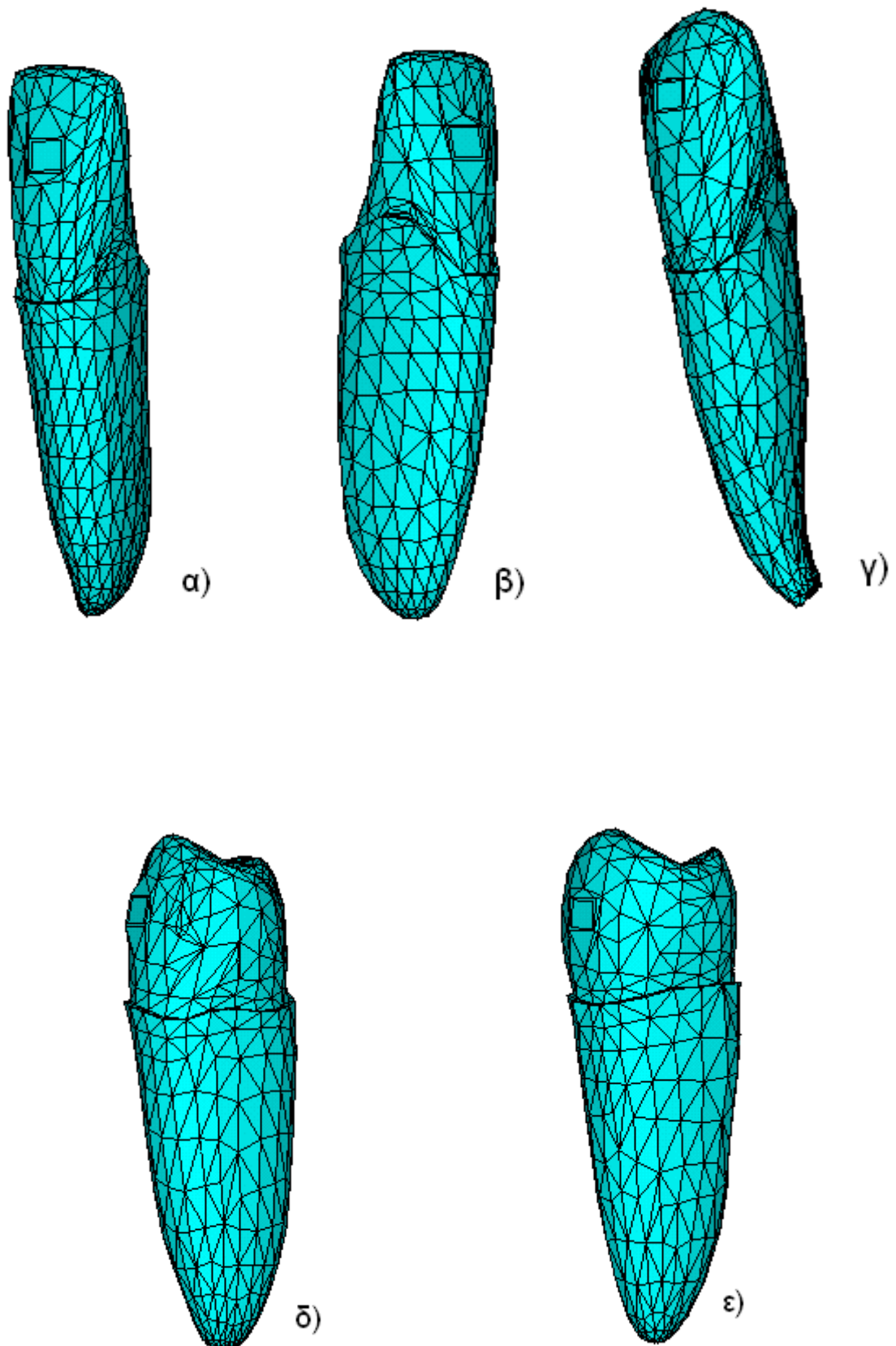
Η προαναφερθείσα διαδικασία εκτελείται για όλα τα δόντια δημιουργώντας 20 όγκους. Οι δημιουργούμενοι όγκοι παρουσιάζονται πιο κάτω:

4.4.1.1 Παρουσίαση των δέκα δοντιών της κάτω γνάθου



*Σχήμα 4.8: Δεξιά πλευρά κάτω γνάθου, α) Πρώτος κεντρικός τομέας, β) Δεύτερος πλάγιος τομέας, γ) Κυνόδοντας, δ) Πρώτος προγόμφιος, ε) Δεύτερος προγόμφιος*





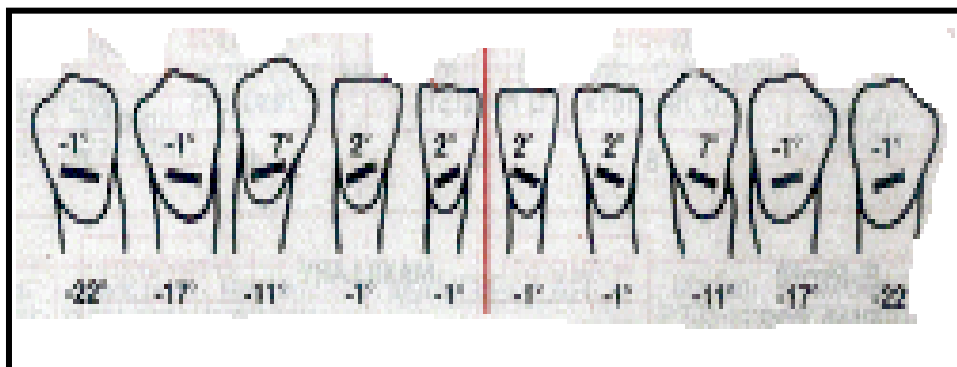
*Σχήμα 4.9: Αριστερή πλευρά κάτω γνάθου α) Πρώτος κεντρικός τομέας, β) Δεύτερος πλάγιος τομέας, γ) Κυνόδοντας, δ) Πρώτος προγόμφιος, ε) Δεύτερος προγόμφιος*

#### 4.4.2 Κατασκευή γεωμετρίας αγκύλων (brackets)

Στην παρούσα διπλωματική επιλέχθηκε να χρησιμοποιηθούν προρυθμιζόμενες αγκύλες σύμφωνα με τη συνταγή του **Roth** λόγω της ευρείας χρήσης τους. Συγκεκριμένα χρησιμοποιήθηκαν οι αγκύλες **Twin, lower arch Roth description**. Πρόκειται για αγκύλες από ανοξείδωτο χάλυβα. Για μια θεραπεία με αύλακα αγκύλης 0.022 ιντζών (0,5588 mm) οι τιμές του **tip** και **torque** που προτείνει ο Roth είναι οι ακόλουθες:

Δόντι	Κεντρικός τομέας	Πλάγιος τομέας	Κυνόδοντας	Πρώτος γομφίος	Δεύτερος γομφίος
Tip	2°	2°	7°	-1°	-1°
Torque	-1°	-1°	-11°	-17°	-22°

Πίνακας 4.1: Συνταγή Dr Roth (Mini-Twins 'A'-Company)

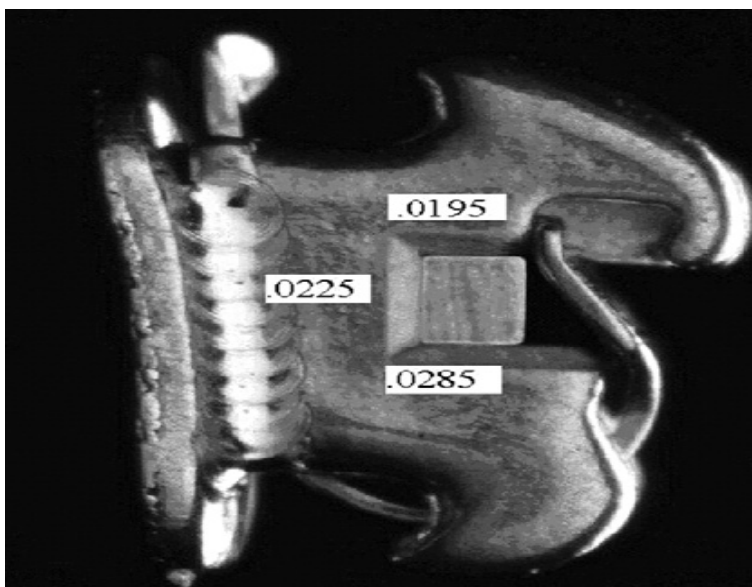


Σχήμα 4.10: Σχηματική απεικόνιση του Tip και Torque

Οι αγκύλες θα σχεδιαστούν ως όγκοι (volumes) που θα εφάπτονται στην επιφάνεια του δοντιού. Η σωστή τοποθέτηση των αγκύλων αναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 2. Για λόγους απλότητας, τοποθετήθηκαν περίπου στο μέσο της μύλης, πράγμα που δεν

απέχει πολύ από την πραγματικότητα αφού και ο ορθοδοντικός τα τοποθετεί κατά προσέγγιση εκεί, κυρίως λόγω της εμπειρίας του.

Σημαντικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά στις αγκύλες, εκτος από το *tip* και *torque*, για μια ορθοδοντική μετακίνηση αποτελούν το πλάτος και το βάθος της αύλακος. Οι διαστάσεις που επιλέχθησαν παρουσιάζονται στο **Σχήμα 4.11**.

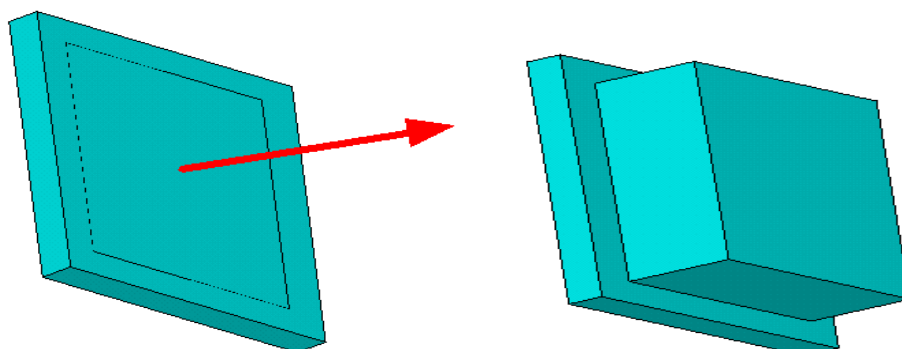


*Σχήμα 4.11: Διαστάσεις αγκύλης*

Η μορφή και οι υπόλοιπες διαστάσεις των αγκύλων δεν παίζουν κανένα ρόλο στην ορθοδοντική μετακίνηση και έτσι θεωρήθηκε φρόνιμο να σχεδιαστούν όσο πιο απλά γίνεται. Η διαδικασία της σχεδίασης έγινε με την χρήση εντολών **Boolean**. Αυτή η αλγεβρική μεθοδολογία προσφέρει την δυνατότητα συνδιασμού συνόλων δεδομένων, χρησιμοποιώντας λογισμούς όπως διαίρεση, ένωση, αφαίρεση κλπ. Με αυτό τον τρόπο το μοντέλο μπορεί πιο εύκολα να τροποποιηθεί.

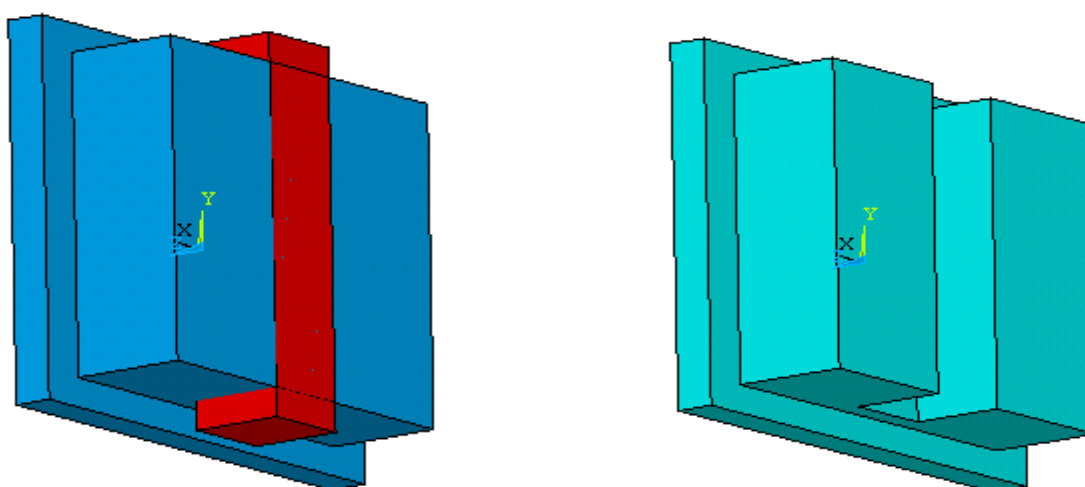
Ξεκινώντας την σχεδίαση, επιλέγεται μια επιφάνεια στο κέντρο περίπου της μύλης του δοντιού. Εκεί τοποθετείτε ένα καινούριο τρισδιάστατο σύστημα συντεταγμένων με το επίπεδο X-Y να είναι το *επίπεδο εργασίας (working plane)*. Ο άξονας Z του καινούριου συστήματος συντεταγμένων τέμνει κάθετα την επιφάνεια. Στο επίπεδο X-Y σχεδιάζεται ένα ορθογώνιο με πλάτος 0.00016mm και ύψος 0.00013 mm που θα αποτελέσει την βάση της αγκύλης. Με την εντολή *extrude Area by Normal* η εν λόγω επιφάνεια δημιουργεί ένα κύβο με ύψος 0.0000125 mm.

Στην συνέχεια στην πάνω επιφάνεια του κύβου δημιουργείται μια ορθογώνια επιφάνεια με πλάτος 0.00013mm και ύψος 0.00011 mm. Με την εντολή **extrude Area by Normal** η επιφάνεια δημιουργεί έναν καινούριο κύβο με ύψος 0.00005 όπως φαίνεται στο **Σχήμα 4.12**.



**Σχήμα 4.12:** Δημιουργία δεύτερου κύβου με την εντολή *extrude area*

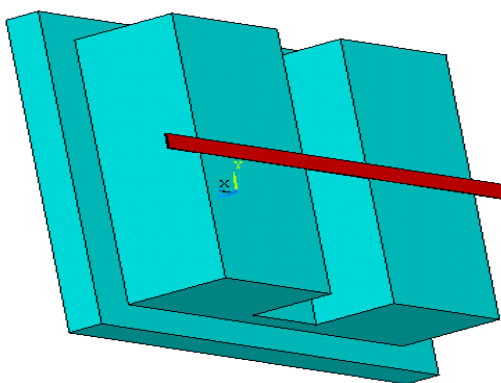
Αφού έχουν δημιουργηθεί οι δύο όγκοι, με την **Boolean** εντολή **add** προστίθενται φτιάχνοντας έναν καινούριο ενιαίο όγκο. Στην πάνω επιφάνεια του καινούριου όγκου σχηματίζεται μια ορθογωνική επιφάνεια με πλάτος 0.00003mm και ύψος 0.00013mm. Αυτή την φορά εκτελείται η εντολή **extrude Area** στην επιφάνεια, με την διαφορά ότι εξωθείται στην αντίθετη κατεύθυνση δημιουργώντας έναν όγκο που διαπερνά τον προηγούμενο όγκο όπως φαίνεται στο **Σχήμα 4.13**. Στην συνέχεια ο καινούριος ογκος αφαιρείται με την **Boolean** εντολή **subtract** όπως φαίνεται στο **Σχήμα 4.31**.



**Σχήμα 4.13:** Δημιουργία εγκοπής με εντολή *subtract*

Το επόμενο στάδιο σχεδίασης είναι και το πιο σημαντικό αφού θα σχηματισθεί η αύλακα της αγκύλης. Η *αύλακα* χρίζει μεγάλης προσοχής αφού σε αυτήν την περιοχή γίνεται η επαφή της αγκύλης με το σύρμα, μεταφέροντας τις δυνάμεις που θα προκαλέσουν την ορθοδοντική μετακίνηση. Η γεωμετρία της ενσωματώνει τις γωνίες *tip* και *torque* που έχουν προταθεί από τον *Roth*. Με οδηγό σχεδίασης τον **Πίνακα 4.1** η κάθε αγκύλη, του κάθε δοντιού, παίρνει τις αντίστοιχες τιμές των γωνιών *tip* και *torque*.

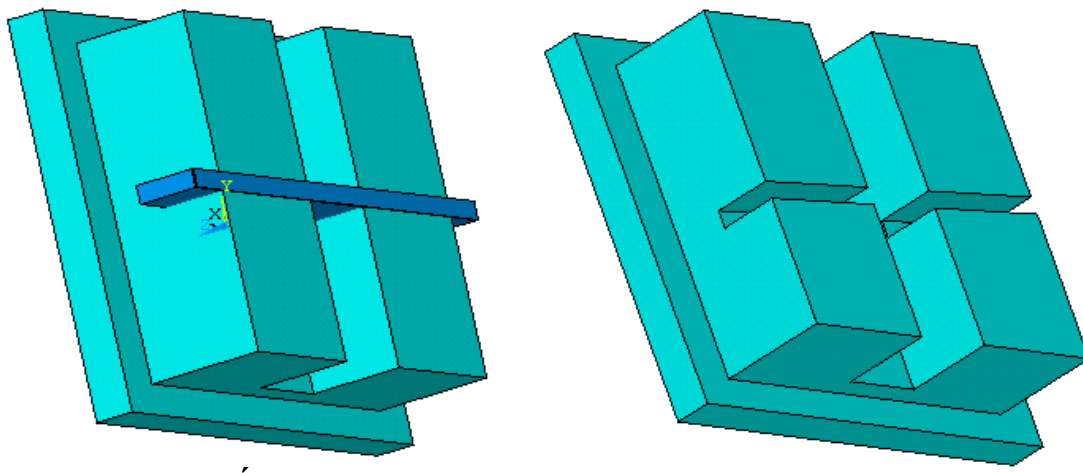
Αρχικά ορίζεται ένα καινούργιο επίπεδο εργασίας, στην εξωτερική επιφάνεια του τελευταίου όγκου που δημιουργήθηκε. Με την εντολή *offset WP by increments* περιστρέφεται το επίπεδο εργασίας κατά των άξονα Z κατά την τιμή των μοιρών που ορίζει το *tip* για την κάθε αγκύλη του κάθε δοντιού αντίστοιχα. Στο νέο επίπεδο εργασίας σχηματίζεται μια τετραγωνική επιφάνεια με πλάτος 0.00016mm και ύψος 0.000006mm όπως φαίνεται στο σχήμα 4.14. Η τετραγωνική επιφάνεια, ως αποτέλεσμα της περιστροφής του επιπέδου εργασίας, είναι περιστραμμένο κατά τις μοίρες του *tip* ως προς την αγκύλη. Η τιμή του ύψους που χρησιμοποιήθηκε αντιστοιχεί στο πλάτος της αύλακας που επιλέχθηκε αρχικά στις 0.022 ίντςες, μετά τη μετατροπή των μονάδων μέτρησης.



**Σχήμα 4.14:** Τετραγωνική επιφάνεια που δημιουργήθηκε. Η επιφάνεια είναι περιστραμμένη σε σχέση με την αγκύλη σύμφωνα με την τιμή του *tip* της αντίστοιχης αγκύλης.

Στο επόμενο στάδιο της σχεδίασης θα ληφθεί υπόψη το δεύτερο σημαντικό χαρακτηριστικό των προρυθμιζόμενων αγκύλων, την τιμή του *torque*. Αρχικά με την εντολή *offset WP by increments* περιστρέφεται το επίπεδο εργασίας κατά τον άξονα X, κατά την τιμή των μοιρών του *torque* για την κάθε αγκύλη του κάθε δοντιού

αντίστοιχα. Στην συνέχεια με την εντολή *extrude area by Normal* προς την κατεύθυνση της αγκύλης σχηματίζεται ένας όγκος που διαπερνά την αγκύλη. Με την *Boolean* εντολή *Subtract* ο μικρός όγκος αφαιρείται από τον μεγάλο (Σχήμα 4.15).

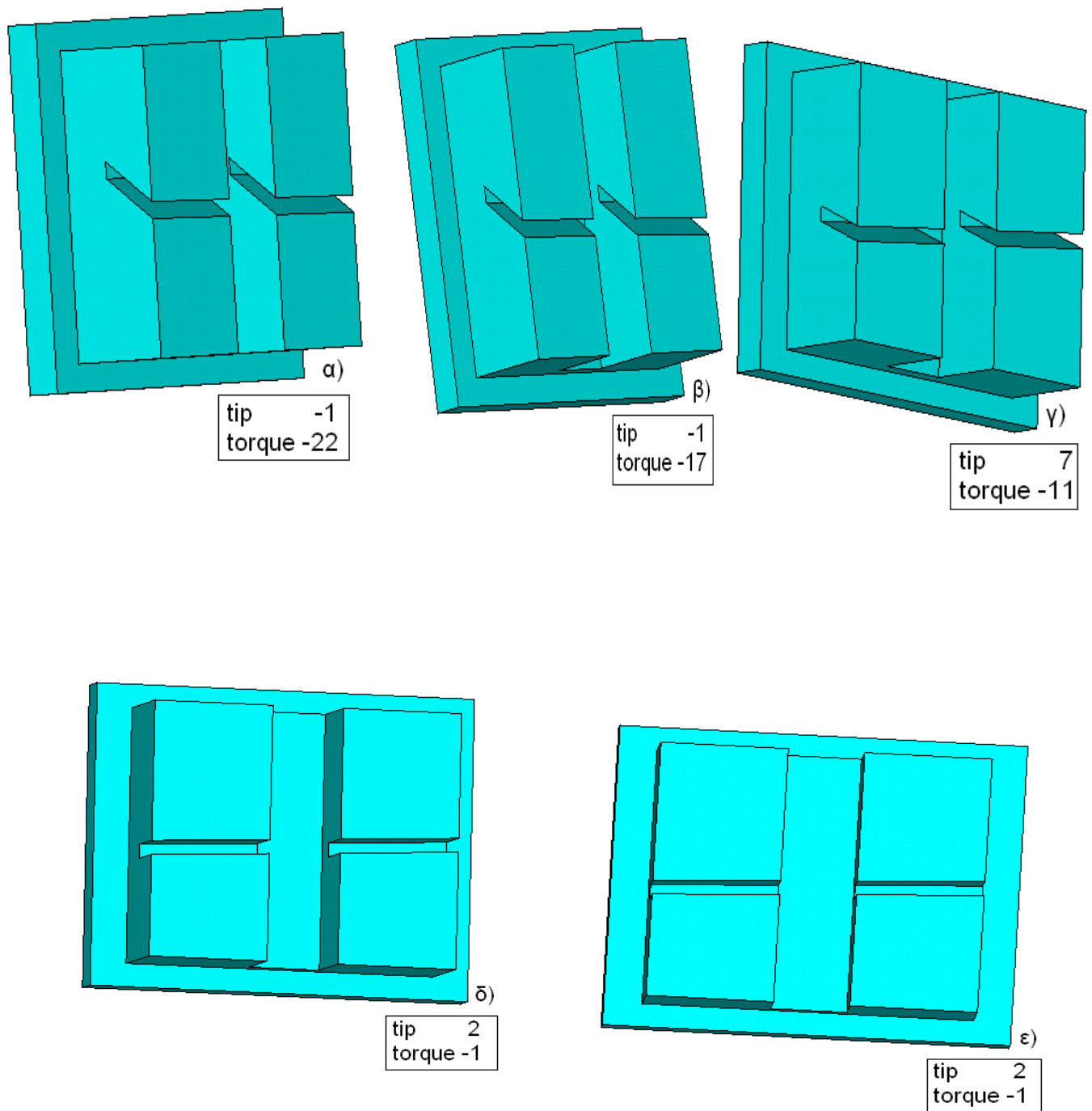


Σχήμα 4.15: Δημιουργία αύλακας με εντολή *Subtract*

Οι αγκύλες είναι συγκολλημένες στα δόντια με μια ειδική κόλλα που χρησιμοποιείται από τους ορθοδοντικούς. Ο σύνδεσμος τους είναι εξαιρετικά ισχυρός και έτσι οι αγκύλες μπορούν να θεωρηθούν πακτωμένες. Η αλληλεπίδραση των δύο σωμάτων και η μεταφορά των δυνάμεων από το ένα στο άλλο μοντελοποιήθηκαν στο *ANSYS* με την εντολή *glue*. Όπως αναφέρθηκε και στη περίπτωση της επαφής μεταξύ δοντιού και περιοδοντικής, η εντολή *glue* εφαρμόζεται μόνο σε περιπτώσεις που η επαφή μεταξύ δύο οντοτήτων πραγματοποιείται σε ένα σύνορο, το οποίο είναι μια διάσταση μικρότερη από τις υπό μελέτη οντότητες. Σε αυτήν την περίπτωση η συνθήκη πληρείται αφού η βάση της αγκύλης αποτελεί και επιφάνεια του δοντιού.

Ολόκληρη η διαδικασία επαναλαμβάνεται και για τις 10 αγκύλες των 10 δοντιών, χρησιμοποιώντας τις αντίστοιχες τιμές για *tip* και *torque* με αποτέλεσμα να δημιουργηθούν 10 καινούριοι όγκοι αγκύλων που παρουσιάζονται στο Σχήμα 4.16, συγκολλημένοι ο καθένας στο αντίστοιχο δόντι.

#### 4.4.2.1 Παρουσίαση αγκύλων



**Σχήμα 4.16:** Αγκύλες για κάθε δόντι με αντίστοιχες τιμές *tip* και *torque* α) 2<sup>ος</sup> προγόμφιος, β) 1<sup>ος</sup> προγόμφιος, γ) κονόδοντας, δ) δεύτερος πλάγιος τομέας, ε) πρώτος κεντρικός τομέας. Οι αγκύλες είναι ίδιες και στις δύο πλευρές της κάτω γνάθου

#### 4.4.3 Ανάλυση κατασκευής του πλέγματος πεπερασμένων στοιχείων

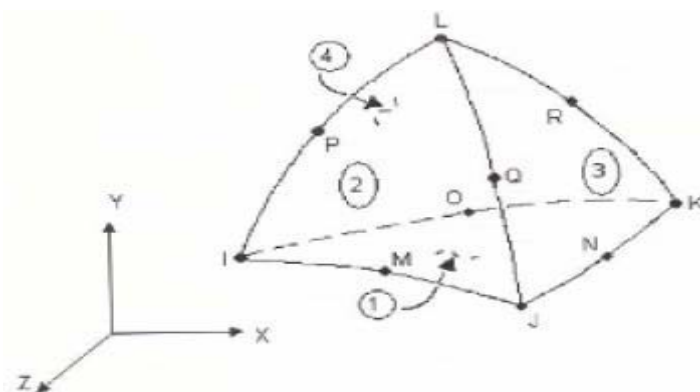
##### 4.4.3.1 Μηχανικές ιδιότητες

Για το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων των δοντιών οι ιδιότητες που χρησιμοποιήθηκαν θεωρήθηκαν ιστροπικές και ελαστικές με μέτρο ελαστικότητας  $26000 \text{ MPa}$  και λόγο *Poisson*  $0.3$  [Sung και συν. 2003]. Για την περιοδοντική μεμβράνη θεωρήθηκαν ιστροπικές και ελαστικές ιδιότητες με μέτρο ελαστικότητας  $0.13 \text{ MPa}$  και λόγο *Poisson*  $0.49$  [Noriaki και συν. 2001]. Τέλος για της αγκύλες θεωρήθηκαν οι ιδιότητες του ανοξειδωτου χάλυβα με μέτρο ελαστικότητας  $214000 \text{ MPa}$  και λόγο *Poisson*  $0.3$ .

##### 4.4.3.2 Επιλογή τύπου πεπερασμένου στοιχείου

Το στοιχείο που θα επιλεγεί θα πρέπει να επιτρέπει την κατά το δυνατό πιστότερη αναπαράσταση των όγκων που κατασκευάστηκαν. Στην παρούσα διπλωματική επιλέχθηκε το τετραπλευρικό στοιχείο *Solid 92*. Πρόκειται για 10-κομβικό στοιχείο, κατάλληλο για ακανόνιστα πλέγματα που προέρχονται από προγράμματα *CAD*.

Το στοιχείο *Solid 92* ορίζεται από 10 κόμβους έχοντας τρεις βαθμούς ελευθερίας σε κάθε κόμβο, οι οποίοι μεταφράζονται στις  $x$ ,  $y$ , και  $z$  διευθύνσεις. Είναι κατάλληλο για μοντέλα με ακανόνιστο πλέγμα και πολύπλοκη γεωμετρία διότι έχει και ενδιάμεσους κόμβους με αποτέλεσμα να μπορεί να ακολουθεί τις καμπύλες της γεωμετρίας. Ορισμένες από τις ιδιότητες του στοιχείου είναι η πλαστικότητα, ο ερπυσμός, η σκλήρυνση, καθώς και ικανότητες μεγάλης παραμόρφωσης.



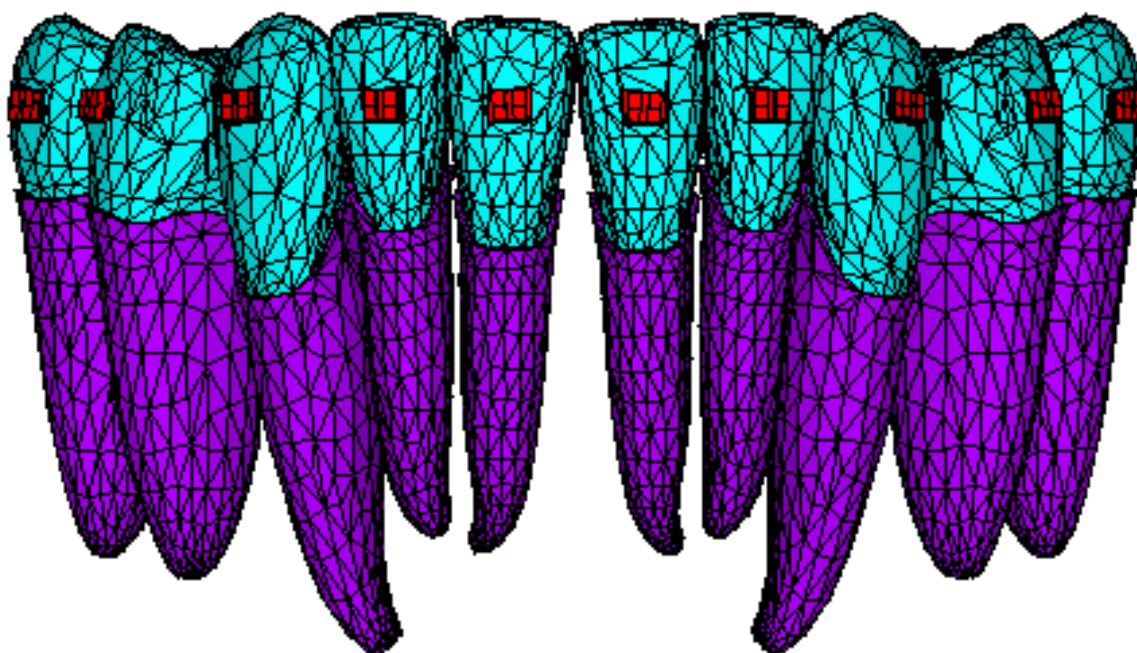
Σχήμα 4.17: Το στοιχείο *Solid 92*



Στην συνέχεια ορίζεται διαίρεση γραμμών ίση με ένα, ώστε να αντιστοιχεί ένα πεπερασμένο στοιχείο για κάθε τριγωνική επιφάνεια στην εξωτερική επιφάνεια των δοντιών. Ακολούθως, δημιουργείται το πλέγμα με ελεύθερη διακριτοποίηση τόσο εξωτερικά όσο και εξωτερικά των όγκων. Το πλέγμα που διαμορφώθηκε θεωρείται ικανοποιητικό αφού παρουσιάζεται ομοιόμορφο σε όλη την έκταση του μοντέλου **Σχήμα 4.18**.

#### 4.4.4 Επιβολή οριακών συνθηκών

Το δόντι εδράζεται μέσα στο φατνιακό οστό περιβαλλόμενο από την περιοδοντική μεμβράνη. Λόγω της πολύ μεγάλης διαφοράς στα μέτρα ελαστικότητας μεταξύ περιοδοντικής και οστού (περίπου 1 GPa το μετρο ελαστικότητας του φατνιακού οστού) θεωρείται ότι η περιοδοντική μεμβράνη είναι πακτωμένη στην εξωτερική της επιφάνεια. Αυτό επιτυγχάνεται με την εντολή *Apply Loads/Displacements/on Areas* με την οποία, αφού έχουν πρώτα επιλεγθεί οι εξωτερικές επιφάνειες των περιοδοντικών, πακτώνονται προς όλες τις κατευθύνσεις.



**Σχήμα 4.18:** Παρουσίαση του πλεγματος όλων των δοντιών, περιοδοντικών μεμβρανών και ακύλων. Οι χρωματική διαφορά αντιστοιχεί στα διαφορετικά υλικά που χρησιμοποιήθηκαν

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5**

### **ΠΡΩΤΟ ΜΟΝΤΕΛΟ ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΗΣ**

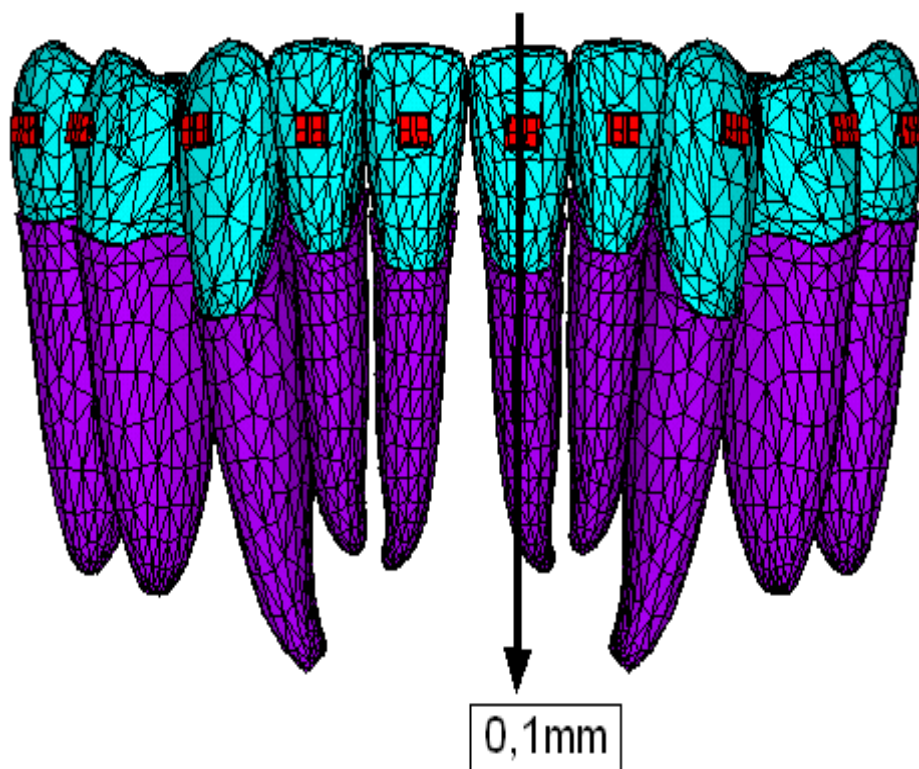
### **ΜΕΤΑΚΙΝΗΣΗΣ (ΜΟΝΤΕΛΟ Α)**

## 5.1 Εισαγωγή

Χρησιμοποιώντας το μοντέλο που καταστρώθηκε στο *Κεφάλαιο 4* θα δημιουργηθεί το πρώτο μοντέλο ορθοδοντικής μετακίνησης (*MONTELO A*), με απώτερο σκοπό την εξαγωγή χρήσιμων αποτελεσμάτων σχετικά με την φύση των μετακινήσεων. Αρχικά το υπάρχον μοντέλο θα τροποποιηθεί, με την μετακίνηση ενός δοντιού μαζί με την αγκύλη και την περιοδοντική μεμβράνη, με τέτοιο τρόπο ώστε το τελικό μοντέλο να παριστάνει μια οδοντοστοιχία εκτός αρμονικής αρθρώσεως. Στην συνέχεια θα σχεδιαστεί το σύρμα και με τις κατάλληλες φορτίσεις του, θα γίνει προσπάθεια μετακίνησης του δοντιού στην ορθή του θέση.

## 5.2 Μετακίνηση δοντιού

Αρχικά επιλέγεται στην επιφάνεια εργασίας ο *δεξιός κεντρικός τομέας*, μαζί με την περιοδοντική του μεμβράνη και την αγκύλη του. Με την εντολή *move Volumes* γίνεται μετακίνηση στον Z άξονα κατά 0.1mm. Η διαδικασία φαίνεται στο *Σχήμα 5.1*.



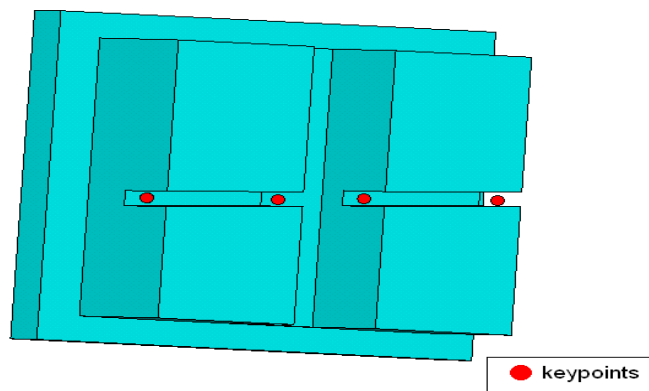
*Σχήμα 5.1: Μετατόπιση κεντρικού τομέα*

## 5.3 Μοντελοποίηση σύρματος

Το σύρμα παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στις ορθοδοντικές μετακινήσεις, αφού από αυτό εξέρχονται οι δυνάμεις της μετακίνησης. Προυπόθεση ώστε οι δυνάμεις να μεταφερθούν ορθά από το σύρμα στις αγκύλες, αποτελεί η σωστή επαφή μεταξύ των δύο σωμάτων. Το σύρμα πρέπει να περνάει μέσα από όλες τις αύλακες των αγκύλων χωρίς να αφήνει κενά.

### 5.3.1 Κατασκευή γεωμετρίας σύρματος

Το σύρμα θα αποτελείται από μια γραμμή που θα ενώνει καθορισμένα σημεία (keypoints). Τα σημεία τοποθετήθηκαν με τέτοιο τρόπο, ώστε η γραμμή να περνάει συμμετρικά από όλες τις αύλακες. Συγκεκριμένα τοποθετήθηκαν τέσσερα σημεία στην κάθε αγκύλη όπως φαίνεται στο **Σχήμα 5.2**



*Σχήμα 5.2: Δημιουργούμενα keypoints κατά μήκος της αύλακας*

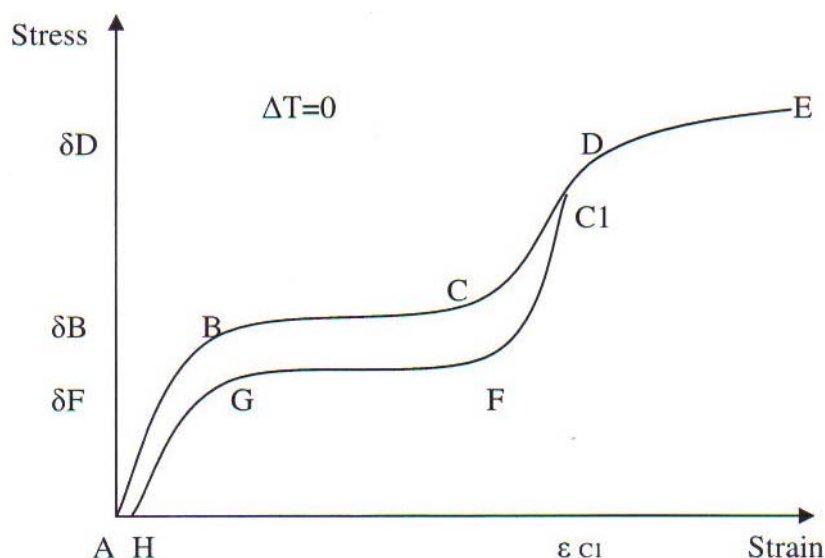
Συνολικά δημιουργήθηκαν 40 σημεία με τα οποία στην συνέχεια, με την εντολή *Create straight line*, δημιουργήθηκε μια εννιαία γραμμή.

### 5.3.2 Ανάλυση κατασκευής του πλέγματος πεπερασμένων στοιχείων

#### 5.3.2.1 Μηχανικές ιδιότητες

Για το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων του σύρματος χρησιμοποιήθηκαν οι ιδιότητες του *κράματος νικελοτιτανίου (Nitinol) ενεργού ωστενίτη*, όπως ανφέρθηκε στο **Κεφάλαιο 2**. Το μέτρο ελαστικότητας όμως του κράματος παρουσιάζει διαφορετικές τιμές, στην ωστενική και στην μαρτενσική μορφή.

Παράδειγμα αυτού του κράματος είναι το *Chinese NiTi*. Η συμπεριφορά του κράματος παρουσιάζεται στο *Σχήμα 5.3*



*Σχήμα 5.3: Συμπεριφορά υλικού σύρματος*

Η μοναδική αυτή καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης, εμφανίζεται λόγω της φάσης μετάβασης της εσωτερικής δομής από ωστενίτη σε μαρτενσίτη, προερχόμενη όχι από την αλλαγή θερμοκρασίας αλλά από την ασκούμενη δύναμη.

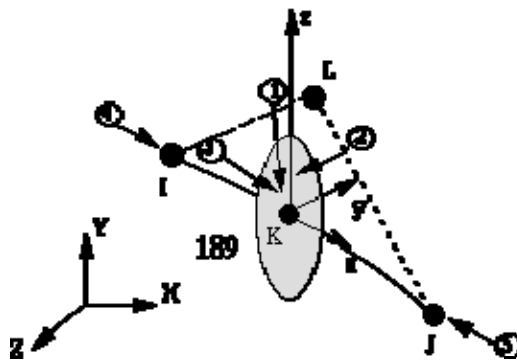
Μελετώντας τη μηχανική διεργασία στην πράξη, αρχικά το κράμα βρίσκεται σε ωστενική φάση (**Σημείο A**). Μετά την άσκηση εξωτερικής δύναμης από τον ορθοδοντικό στο σύρμα ώστε να το περάσει από τις αύλακες των αγκύλων, ξεκινάει η μετάβαση στην μαρτενσιτική φάση (**Σημείο B**). Στο τμήμα B-C συνυπάρχει η ωστενική με την μαρτενσιτική φάση μέχρι να γίνει πλήρης μετάβαση σε μαρτενσίτη (**Σημείο C**). Στην συνέχεια στο τμήμα C-D η μαρτενσιτική δομή παραμορφώνεται ελαστικά με συνεχή άσκηση δύναμης, μέχρι το **Σημείο D** που είναι το *όριο διαρροής*, μετά το οποίο το υλικό παραμορφώνεται ελαστικά.

Αφαιρώντας το εξωτερικό φορτίο αρχίζει η καμπύλη της αποφόρτισης. Αυτό το μέρος της καμπύλης C1-H έχει το πιο πολύ ενδιαφέρον για τους ορθοδοντικούς αφού από αυτό δημιουργούνται οι ορθοδοντικές δυνάμεις μετακίνησης. Στο διάστημα C1-F γίνεται ελαστική αποφόρτιση της μαρτενσιτικής δομής ενώ στο διάστημα G-H γίνεται αποφόρτιση της ωστενικής δομής.

Για το μοντελοποίηση του σύρματος επιλέχθηκαν να χρησιμοποιηθούν οι ιδιότητες του κράματος στην ωστενική μορφή, κάνοντας την παραδοχή ισοτροπικότητας, αφού οι κύριες δυνάμεις που προκαλούν την ορθοδοντική μετακίνηση δημιουργούνται στο μέρος της καμπύλης *G-H* όπου το κράμα βρίσκεται στην πλήρη ωστενική μορφή. Έτσι χρησιμοποιήθηκε μέτρο ελαστικότητας 120 GPa και λόγο Poisson 0.3.

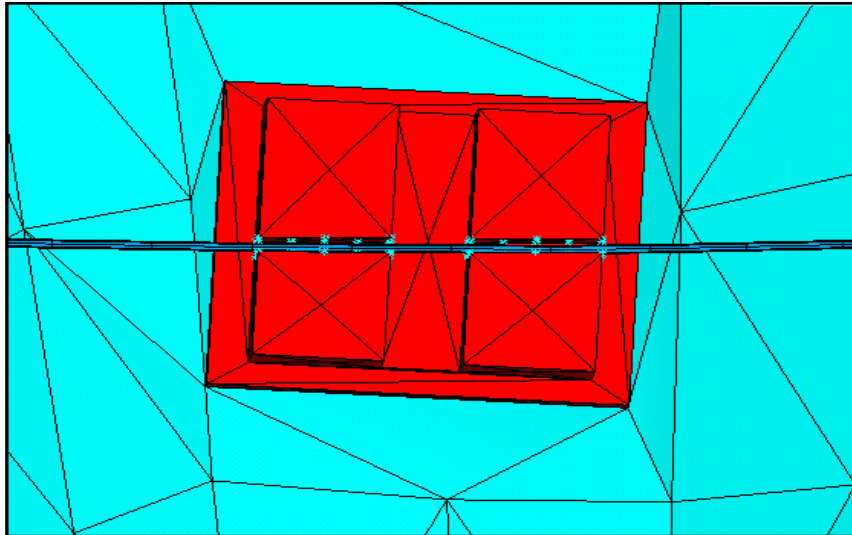
### 5.3.2.2 Επιλογή πεπερασμένου στοιχείου

Το σύρμα θα θεωρηθεί ως περίπτωση ράβδου που υποδιαιρείται σε πεπερασμένα στοιχεία. Για την δημιουργία του πλέγματος επιλέχθηκε το στοιχείο *BEAM 189* το οποίο είναι ένα στοιχείο κατάλληλο για την ανάλυση λεπτών κατασκευών. Αυτό το στοιχείο βασίζεται στην θεωρία του Timoshenco για ράβδους. Το *BEAM 189* είναι ένα τριδιάστατο στοιχείο με τρεις κόμβους και με έξι ή επτά βαθμούς ελευθερίας σε κάθε κόμβο.



Σχήμα 5.4: Το στοιχείο Beam 189

Επιλέχθηκε κυκλική διατομή (cross section) 0.014 ιντζών που αποτελεί την πρώτη διάσταση διατομής που χρησιμοποιείται στα ορθοδοντικά σύρματα. Οι ίντζες μετατρέπονται σε 0.3556mm διάμετρο. Το σύρμα υποδιαιρέθηκε σε 150 πεπερασμένα στοιχεία, αριθμός ικανοποιητικός για την συγκεκριμένη μοντελοποίηση. Αφού έχει δημιουργηθεί το πλέγμα για να γίνει ορατό στην οθόνη εκτελείτε η εντολή */ESHAPE*. Έτσι γίνεται πιο εύκολη η πλήρης εποπτεία του προβλήματος. Στο Σχήμα 5.5 φαίνεται το σύρμα που περνάει μέσα από μια αύλακα.



*Σχήμα 5.5: Παρουσίαση του σύρματος (μπλε σκούρο) που περνά από την αγκύλη (κόκκινο) μετά την εντολή ESHAPE. Στο φόντο το δόντι (γαλάζιο)*

### 5.3.3 Συνθήκες επαφής σύρματος - αγκύλης

Πολύ σημαντικό ρόλο στην ορθοδοντική μετακίνηση διαδραματίζει η επαφή μεταξύ σύρματος και αγκύλης. Η τριβή μεταξύ των δύο σωμάτων επηρεάζει την κίνηση του δοντιού. Η δύναμη τριβής είναι ανάλογη του ασκούμενου φορτίου. Στις ορθοδοντικές θεραπείες το σύρμα γλιστράει διαμέσου της αύλακας της αγκύλης. Κατά την μετακίνηση αυτή, οι βιολογικοί ιστοί αντιδρούν και ορθοδοντική μετακίνηση πραγματοποιείται μόνο όταν οι ασκούμενες δυνάμεις ξεπεράσουν την στατική τριβή μεταξύ των δύο σωμάτων. Η στατική τριβή εξαρτάται από τα υλικά τα οποία έρχονται σε επαφή. Όσο αυξάνεται η τριβή, τόσο μεγαλύτερη δύναμη χρειάζεται για να γίνει η ορθοδοντική μετακίνηση. Ήταν πάντοτε ευρέως αποδεκτό από τους ορθοδοντικούς, το γεγονός ότι η τριβή πρέπει να περιοριστεί όσο το δυνατό σε μικρότερες τιμές, ώστε να επιτευχθεί η βέλτιστη μετακίνηση.

Γενικά τα προβλήματα επαφής είναι μη γραμμικά και απαιτούν σημαντικούς υπολογιστικούς πόρους για να λυθούν. Είναι σημαντικό να γίνει πρώτα κατανοητή η φυσική του προβλήματος πριν την κατάστρωση του μοντέλου. Τα προβλήματα επαφής παρουσιάζουν δύο σημαντικές ιδιαιτερότητες. Πρώτο, γενικά δεν είναι γνωστές οι περιοχές που έρχονται σε επαφή, εώς ότου το πρόβλημα λυθεί. Ανάλογα με τα φορτία, το υλικό, τις οριακές συνθήκες και άλλους παράγοντες οι περιοχές μπορούν να έρχονται σε επαφή και να απομακρύνονται με ένα άκρως απροσδιόριστο

τρόπο. Δεύτερο, στα πιο πολλά προβλήματα επαφής πρέπει να ληφθεί υπόψη η τριβή. Υπάρχουν πολλοί νόμοι τριβής και μοντέλα για να επιλεγθούν, και όλα είναι μη γραμμικά. Η απόκριση της τριβής μπορεί να είναι χαωτική, καθιστώντας την σύγκλιση δύσκολη.

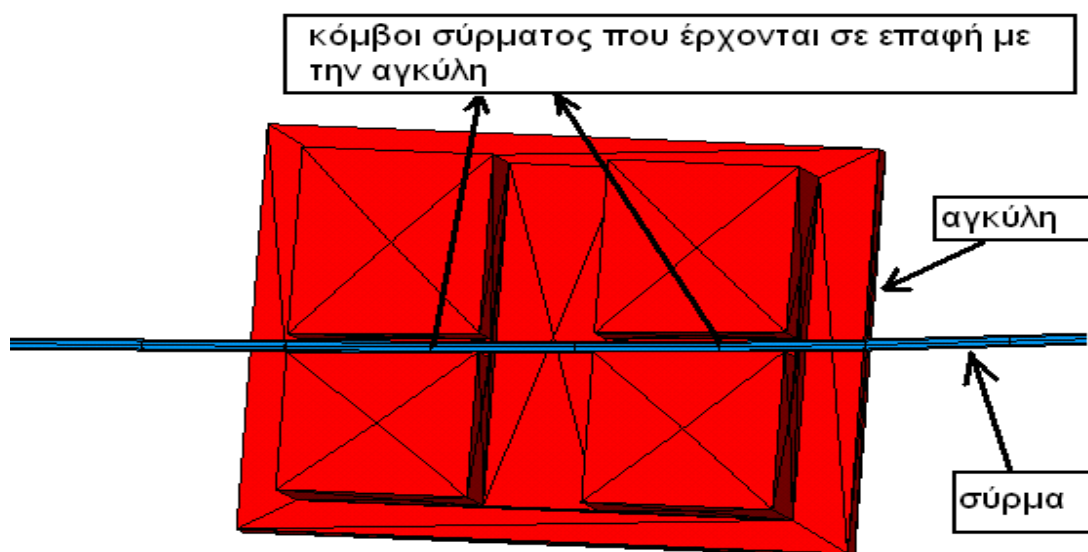
Το *ANSYS* προσφέρει πολλές δυνατότητες στην μοντελοποίηση της επαφής μεταξύ σωμάτων. Γενικότερα το *ANSYS* διαχωρίζει τα προβλήματα σε δύο κατηγορίες. Την επαφή παραμορφώσιμου-απαραμόρφωτου και την επαφή παραμορφώσιμου με παραμορφώσιμου. Η περίπτωση της παρούσας Δ.Ε ανήκει στην δεύτερη κατηγορία αφού το μέτρο ελαστικότητας σύρματος και αγκύλης δεν έχει μεγάλη διαφορά. Έτσι και τα δύο σώματα κατά την επαφή τους παραμορφώνονται. Το *ANSYS* υποστηρίζει τέσσερα μοντέλα επαφών: κόμβο με κόμβο (node-to-node), κόμβο με επιφάνεια (node-to-surface), επιφάνεια με επιφάνεια (surface-to-surface), ράβδο με ράβδο (beam-to-beam).

Η επαφή μεταξύ σύρματος και αγκύλης αντιμετωπίζει το πρόβλημα ότι τα πλέγματα τα δύο σωμάτων είναι διαφορετικά. Το μεν σύρμα αποτελείται από beams ενώ η αγκύλη από *solids*. Η επαφή των δύο πεπερασμένων στοιχείων ανήκει στην κατηγορία, **κόμβος με επιφάνεια (node-to-surface)**. Θα χρησιμοποιηθεί μια ιδιαίτερη προσέγγιση που προσφέρει το *ANSYS* επωνομαζόμενη ως ***Multipoint Constraints and Assemblies***. Αυτή η μέθοδος προσφέρεται για την επαφή μεταξύ ράβδου-στερεού (beam-solid assembly) και με αυτή το πρόγραμμα καταστρώνει εσωτερικές εξισώσεις βασισμένες στην κινηματική της επαφής.

Η μοντελοποίηση της επαφής γίνεται απο τον ***Contact wizard***. Επιλέχθηκε το πεπερασμένο στοιχείο ***Contact 175*** και ***Target 170***. Η επαφή της κάθε αγκύλης γίνεται ξεχωριστά με το αντίστοιχο μέρος του σύρματος που περνάει μέσα από αυτή. Ως **target** λαμβάνεται ο κόμβος του **beam** που περνάει μεσά από την αγκύλη και ως contact surface οι επιφάνειες της αγκύλης που σχηματίζουν την αύλακα όπως φαίνεται στο **Σχήμα 5.6**. Η δημιουργούμενη επαφή μεταξύ των σωμάτων τα καθιστά δεσμευμένα μεταξύ τους (bonded). Δυστυχώς το *ANSYS* δεν έχει την δυνατότητα να δημιουργήσει επαφή με ολίσθηση και τριβή μεταξύ πεπερασμένων στοιχείων διαφορετικού είδους (**beam-solid**). Έτσι γίνεται η παραδοχή ότι μετά την επαφή σύρματος και αγκύλης τα δύο σώματα δεσμεύονται και το ένα συμπαρασύρει το



άλλο. Το σύρμα έρχεται σε επαφή με την κάθε αγκύλη σε δύο σημεία, δημιουργώντας συνολικά είκοσι σημεία επαφής.



*Σχήμα 5.6: Κόμβοι σύρματος που επιλέχθηκαν ως target. Ως contact επιλέχθηκαν οι επιφάνειες της αγκύλης που σχηματίζουν την αύλακα.*

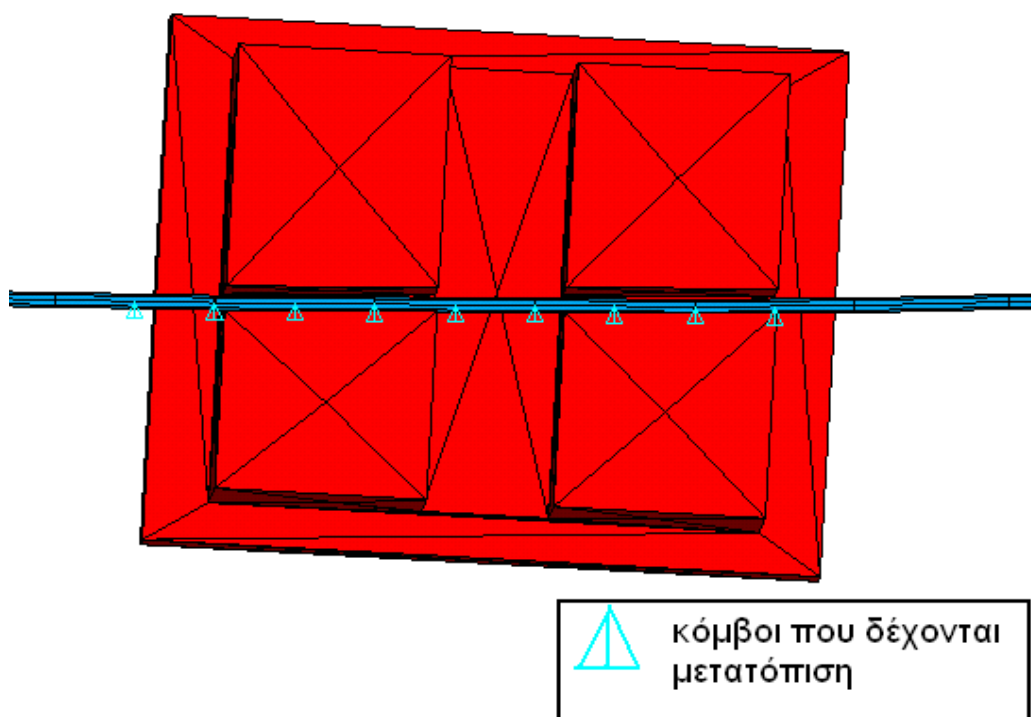
#### **5.4 Επιβολή φορτίσεων και στηρίξεων**

Απώτερος σκοπός των επιβαλλόμενων φορτίων στις ορθοδοντικές θεραπείες είναι η ορθοδοντική μετακίνηση στην επιθυμητή θέση. Αυτά τα φορτία ασκούνται από τα σύρματα και μεταφέρονται από τις αγκύλες στα δόντια. Στην παρούσα Δ.Ε. η επιθυμητή θέση της ορθοδοντικής μετακίνησης είναι γνωστή. Ο δεξιός κεντρικός τομέας, που μετακινήθηκε στην **Ενότητα 5.2**, πρέπει να επιστρέψει στην αρχική του θέση. Γνωρίζοντας την τελική θέση του κεντρικού τομέα, πρέπει με τα κατάλληλα φορτία να μοντελοποιηθεί η μηχανική διαδικασία που πραγματοποιείται κατά την συγκεκριμένη ορθοδοντική μετακίνηση.

Η πρώτη ιδέα μοντελοποίησης της ορθοδοντικής μετακίνησης ήταν να ασκηθούν εξωτερικές δυνάμεις στους κόμβους του σύρματος που περνάνε μέσα από την αγκύλη του κεντρικού τομέα. Έτσι το σύρμα θα μετακινείτο και αφού είναι σε επαφή με την αγκύλη θα συμπαρέσυρε και τον όγκο του δοντιού. Αυτή η μοντελοποίηση παρουσίαζε το εξής σημαντικό μειονέκτημα. Δεν μπορούσε εκ των προτέρων να είναι

γνωστό το μέγεθος του φορτίου που πρέπει να ασκηθεί ώστε να επιτευχθεί μετακίνηση ακριβώς 0.1mm. Πέρα από αυτό δεν είναι γνωστή και η θέση που θα ασκηθεί αυτό το φορτίο.

Η δεύτερη, και τελικά επικρατούσα ιδέα, ήταν να ασκηθεί **μετατόπιση** στους κόμβους του σύρματος που περνάνε μέσα από την αγκύλη του κεντρικού τομέα κατά την διεύθυνση του Z-άξονα. (**Σχήμα 5.7**). Η τιμή της μετατόπισης θα είναι 0.1mm. Μετατοπιζόμενο το σύρμα έρχεται σε επαφή με την αγκύλη, ασκώντας της πιέσεις στα σημεία επαφής τους, και επιβάλλοντας της να μετακινηθεί. Η αγκύλη με την σειρά της είναι σε επαφή με τον όγκο του δοντιού (glue), με αποτέλεσμα να τον συμπαρασύρει. Τελικώς το δόντι, που είναι σε επαφή με την περιοδοντική μεμβράνη (glue) κατά την μετακίνηση του, επιβάλλει εφελκυστικές τάσεις που την παραμορφώνουν.



**Σχήμα 5.7:** Κόμβοι στους οποίους ασκείται μετατόπιση

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6**

### **ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΟΝΤΕΛΟΥ Α**

### **ΟΡΘΟΔΟΝΤΙΚΗΣ ΜΕΤΑΚΙΝΗΣΗΣ**

## 6.1 Εισαγωγή

Αφού στο κεφάλαιο 5 έγινε η κατασκευή του πρώτου μοντέλου ορθοδοντικής μετακίνησης στο παρών κεφάλαιο, σε αυτό το κεφάλαιο θα ακολουθήσει η λύση και η παρουσίαση των αποτελεσμάτων. Πριν γίνει αυτό στους πιο κάτω πίνακες παρουσιάζονται συνοπτικά τα χαρακτηριστικά του Μοντέλου Α.

Οντότητα	Μέτρο ελαστικότητας (Mpa)	Λόγος Poisson	Υλικό	Π.Σ.
Δόντια	26000	0.3	–	SOLID 92
PDL	0.13	0.49	--	SOLID92
Αγκύλες (Brackets)	214000	0.3	Ανοξείδωτος χάλυβας	SOLID 92
Σύρμα	120000	0.3	Nitinol	BEAM 189

*Πίνακας 6.1: Μηχανικές ιδιότητες υλικών*

Επαφή	Δόντια	PDL	Αγκύλη	Σύρμα
Δόντια	–	GLUE	GLUE	–
PDL	GLUE	–	–	–
Αγκύλη	GLUE	–	–	BONDED
Σύρμα	–	–	BONDED	–

*Πίνακας 6.2: Επαφές μεταξύ σωμάτων*

## Φορτίσεις στο μοντέλο

1. Πακτώσεις στις εξωτερικές επιφάνειες των περιοδοντικών μεμβράνων
2. Επιβολή μετατόπισης 0.1mm στους κόμβους του σύρματος που περνάνε από την αγκύλη του δεξιού κεντρικού τομέα

## 6.2 Επίλυση μοντέλου

Αφού το μοντέλο έχει καταστρωθεί πλήρως το επόμενο βήμα είναι η επίλυση του προβλήματος. Επιλέγεται να πραγματοποιηθεί πλήρης λύση με μικρές μετατοπίσεις (small displacement). Η λύση, λόγω της επαφής σύρματος και αγκύλης, είναι μη γραμμική και συγκλίνει μετά από τέσσερις επαναλήψεις. Τα αποτελέσματα που προκύπτουν παρουσιάζονται στην επόμενη ενότητα.

## 6.3 Παρουσίαση αποτελεσμάτων

Ακολουθεί η παρουσίαση των αποτελεσμάτων του τασικού και παραμορφωσιακού πεδίου κατα **von Mises**. Ο αριθμός που συνοδεύει την κάθε γραφική είναι ο αριθμός του αντίστοιχου δοντιού όπως φαίνεται στον **Πίνακα 6.3** σύμφωνα με το *Universal Numbering System*

### ΔΕΞΙΑ ΠΛΕΥΡΑ

Δόντι	Αρίθμηση
Πρώτος κεντρικός τομέας	#24
Δεύτερος πλάγιος τομέας	#23
Κυνόδοντας	#22
1 <sup>ος</sup> προγόμφιος	#21
2 <sup>ος</sup> προγόμφιος	#20

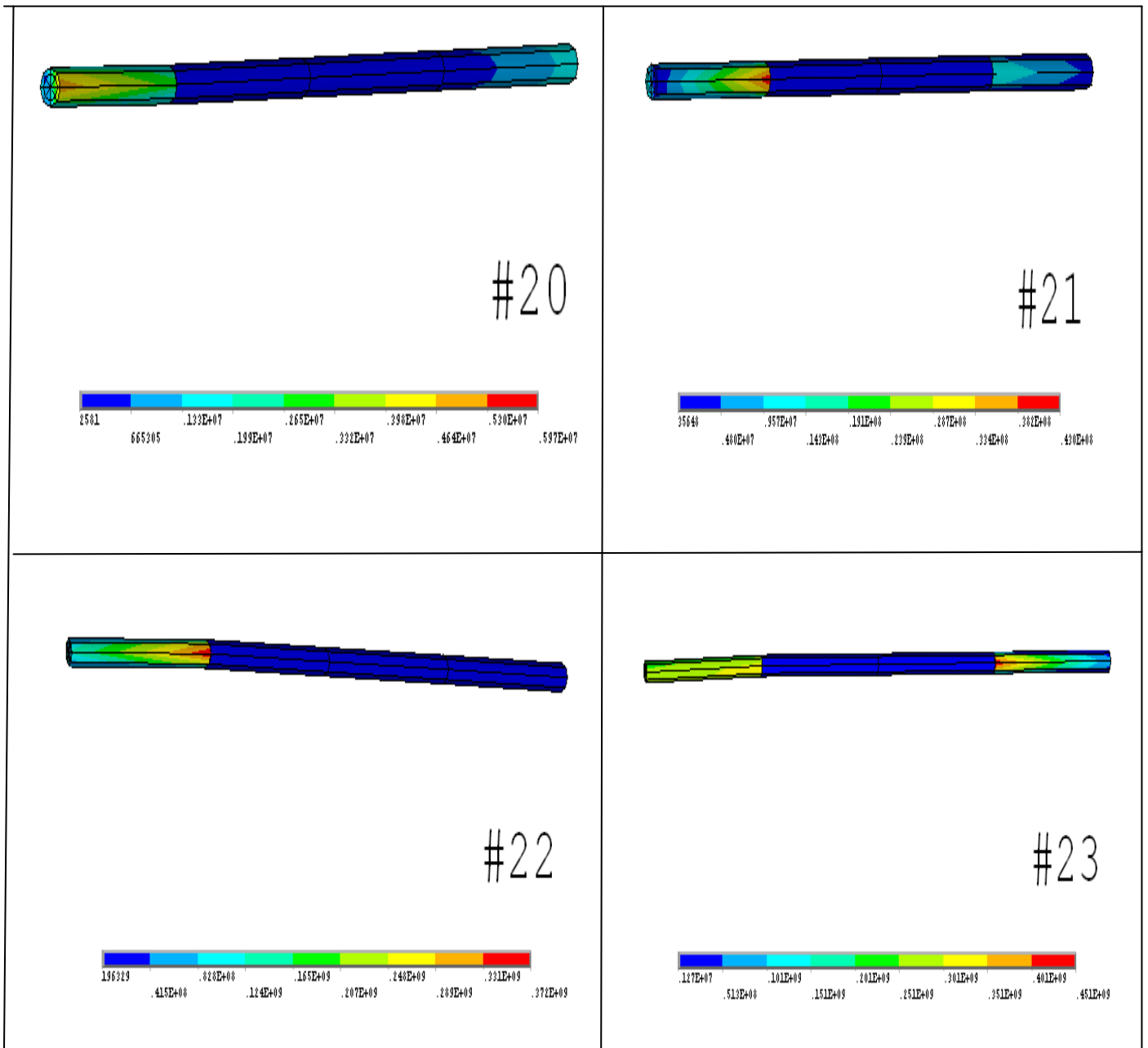
### ΑΡΙΣΤΕΡΗ ΠΛΕΥΡΑ

Δόντι	Αρίθμηση
Πρώτος κεντρικός τομέας	#25
Δεύτερος πλάγιος τομέας	#26
Κυνόδοντας	#27
1 <sup>ος</sup> προγόμφιος	#28
2 <sup>ος</sup> προγόμφιος	#29

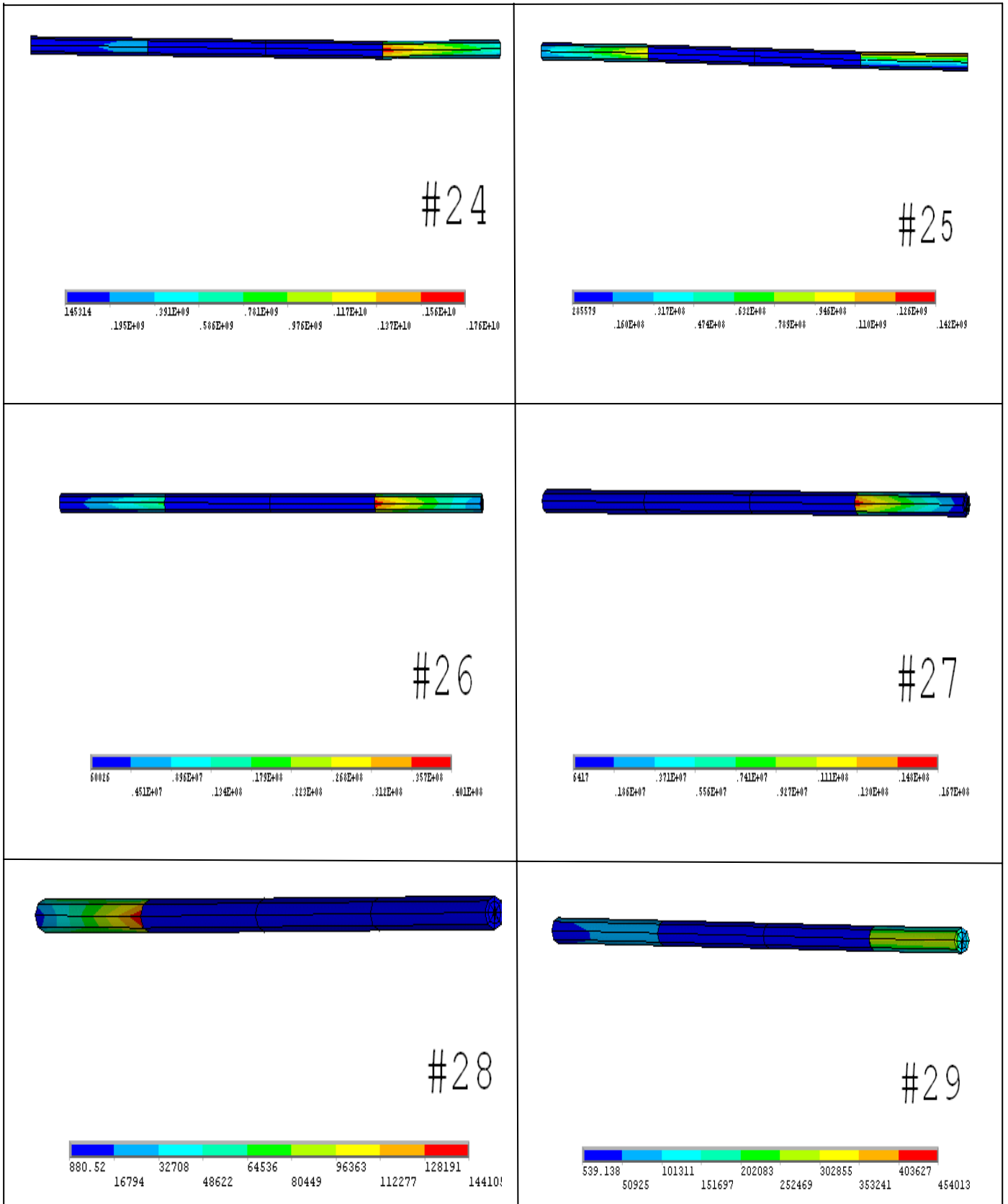
*Πίνακας 6.3: Αρίθμηση δοντιών.*

### 6.3.1 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στο σύρμα

Θεωρήθηκε σκόπιμο να παρουσιαστεί μόνο το μέρος του σύρματος που περνάει από την κάθε αγκύλη και αποτελείται από τέσσερα πεπερασμένα στοιχεία

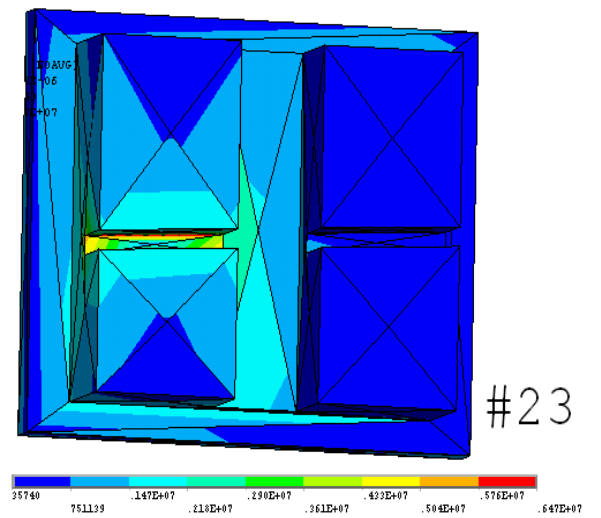
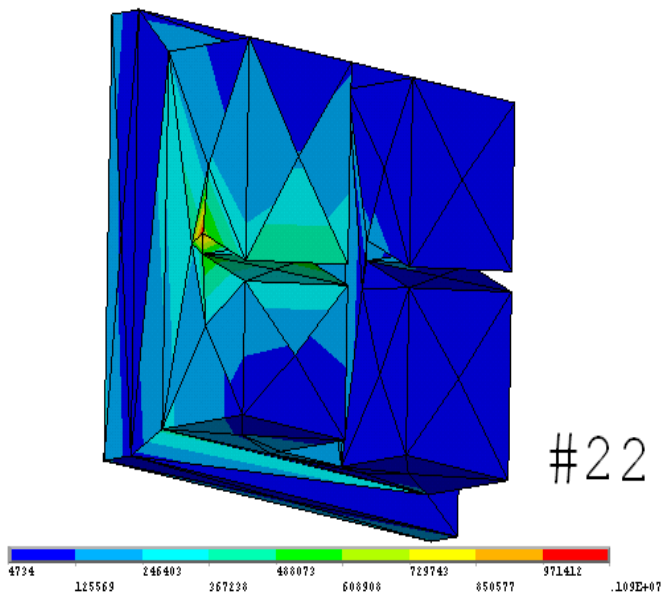
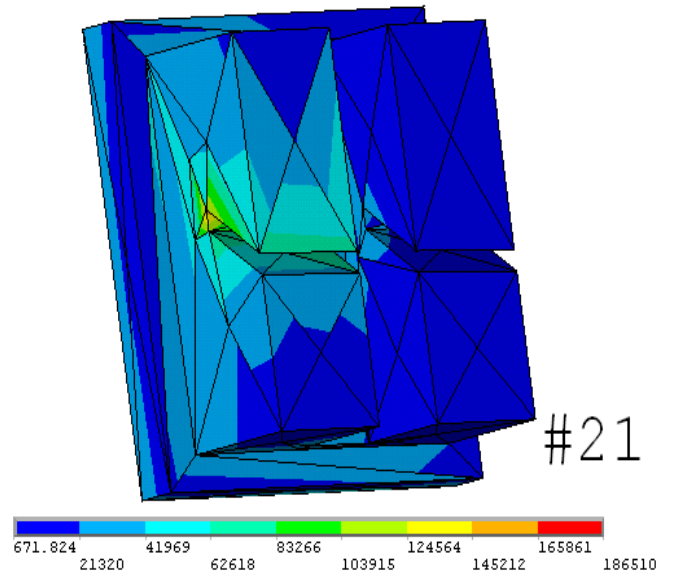
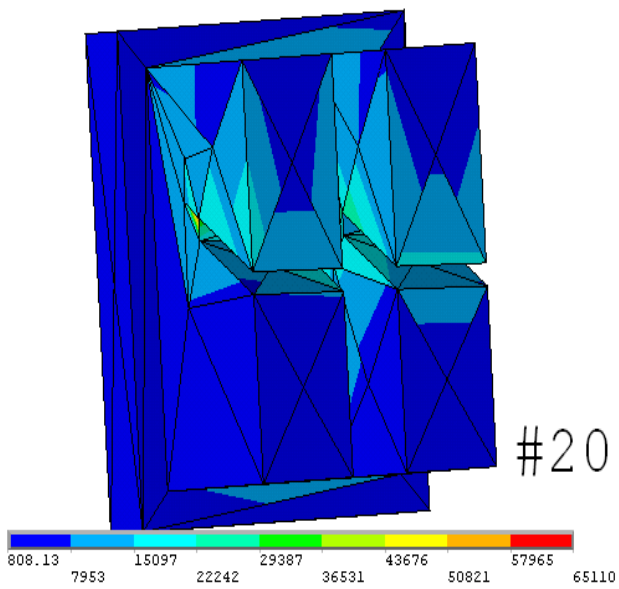


**Σχήμα 6.1 α):** Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στο μέρος του σύρματος που περνάει από τα δόνια 20 έως 23



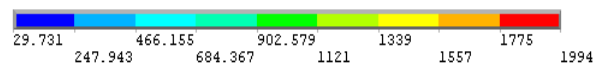
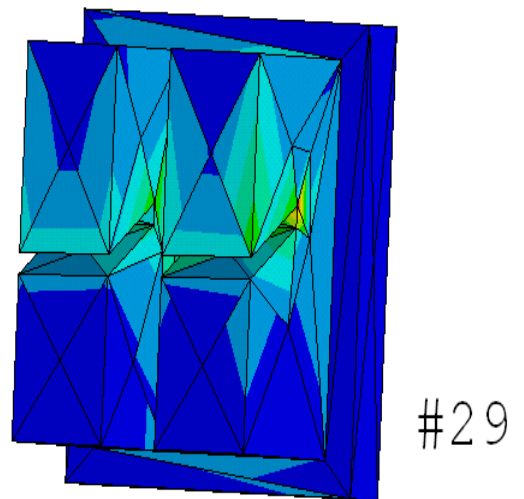
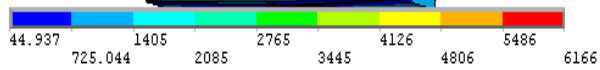
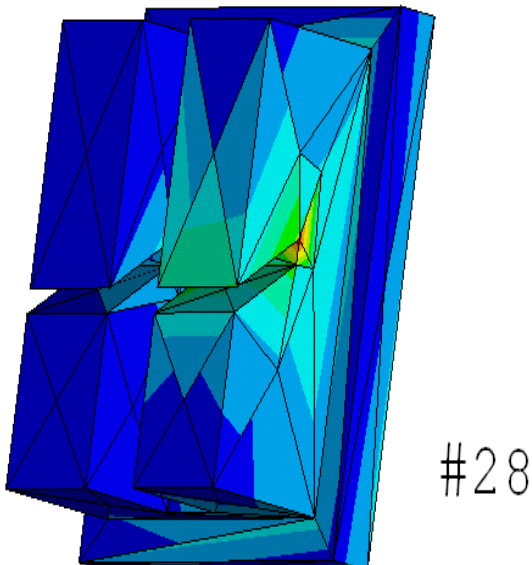
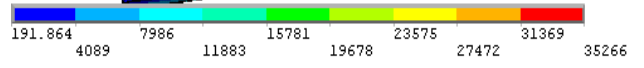
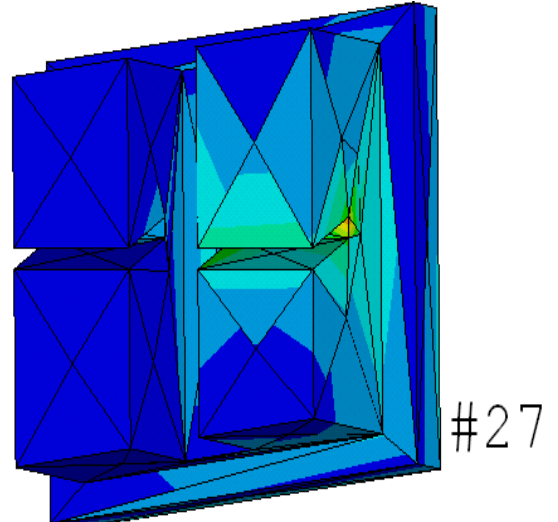
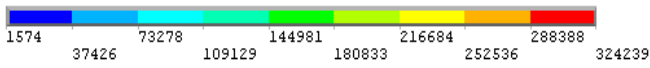
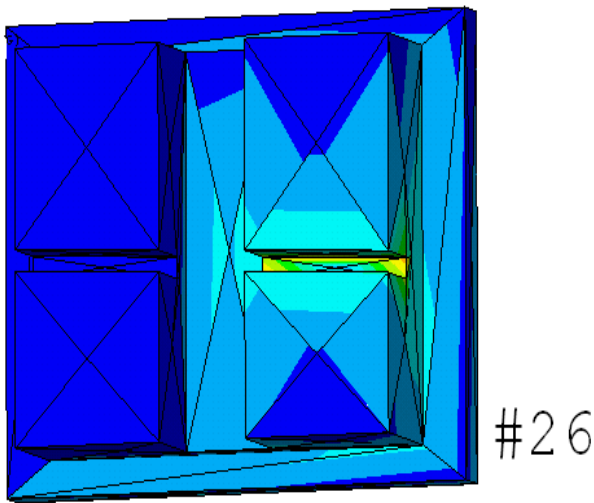
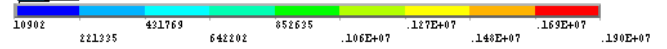
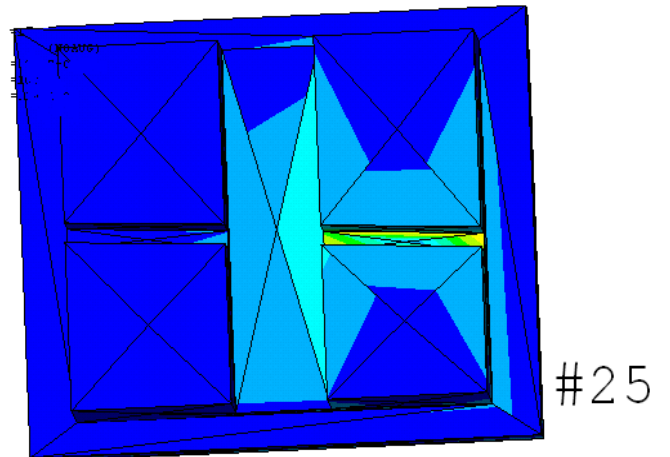
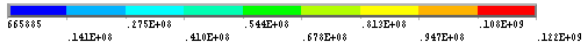
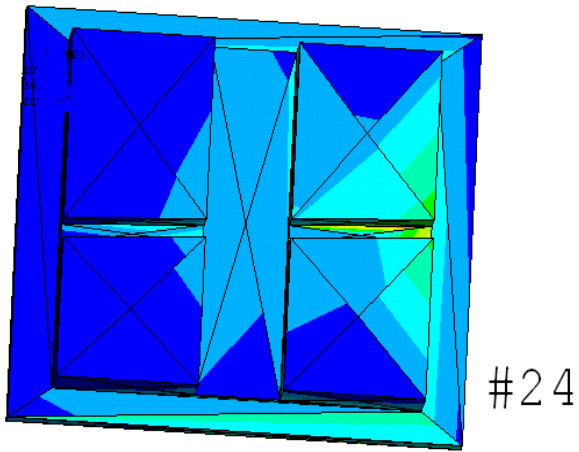
*Σχήμα 6.1 β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στο μέρος του σύρματος που περνάει από τα δόνια 24 έως 29*

**6.3.2 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στις αγκύλες**



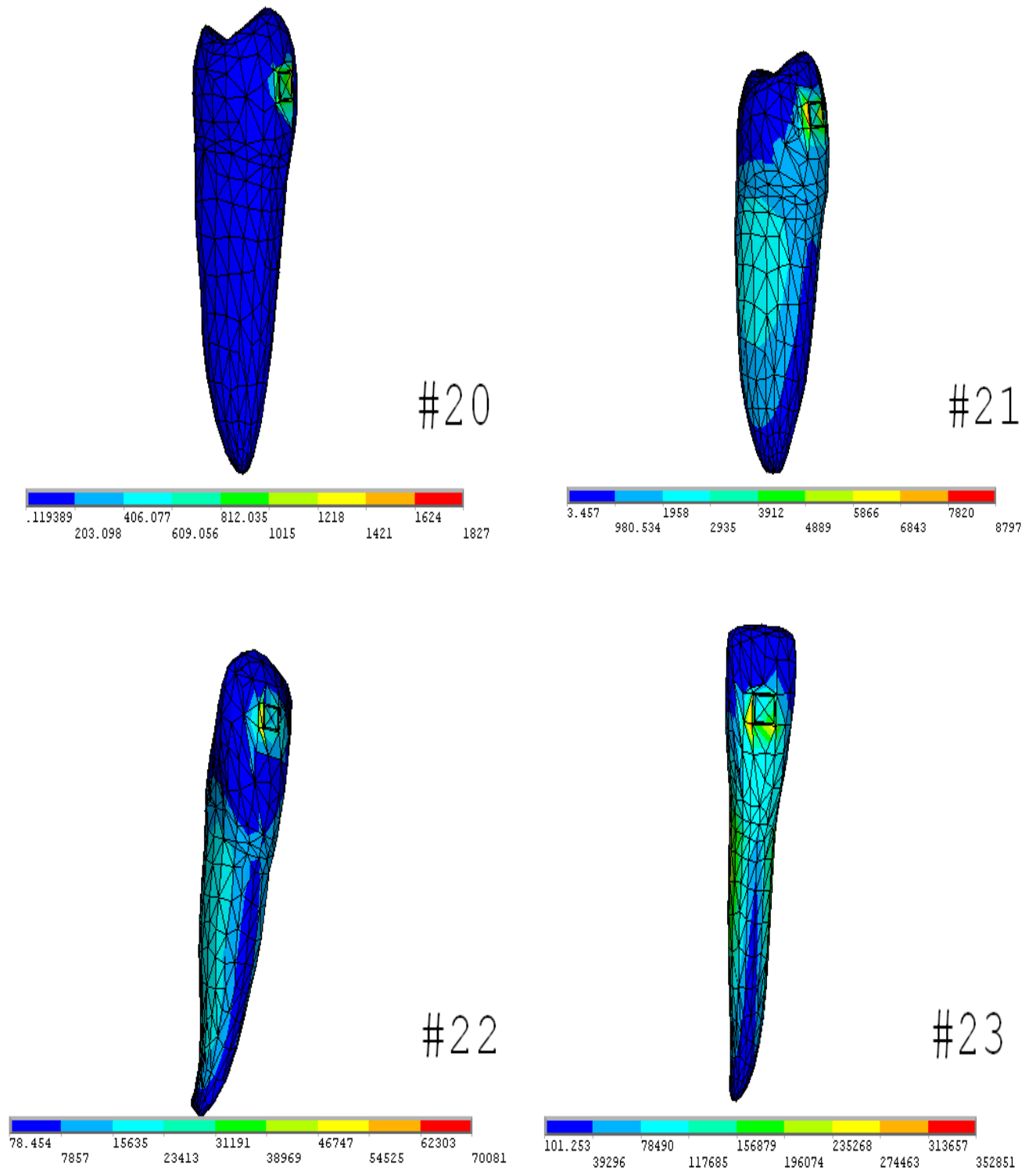
Σχήμα 6.2 α): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στις αγκύλες των δοντιών 20 έως 23



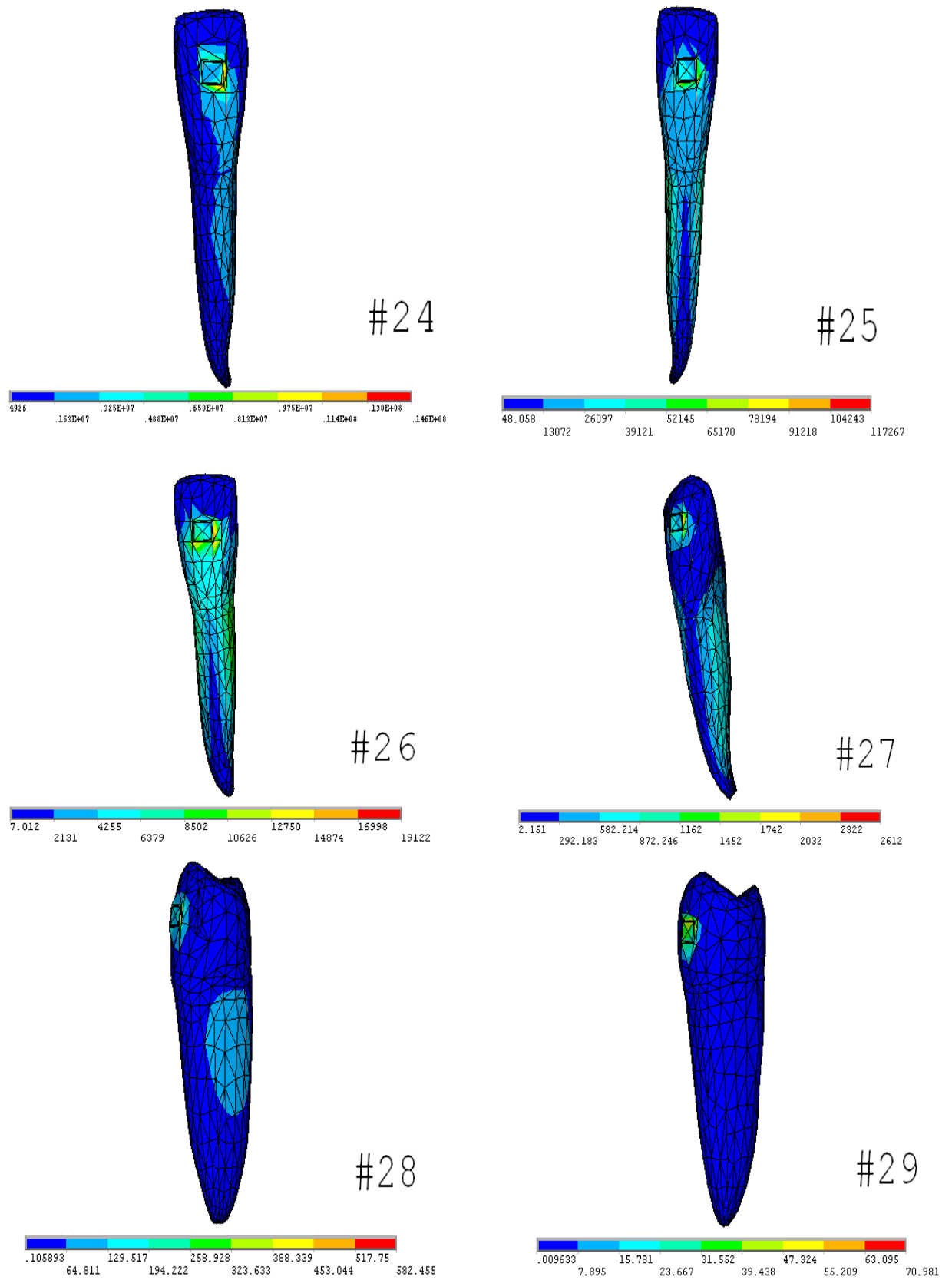


Σχήμα 6.2 β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Misses στις ακρόλες των δοντιών 24 έως 29

### 6.3.3 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στα δόντια

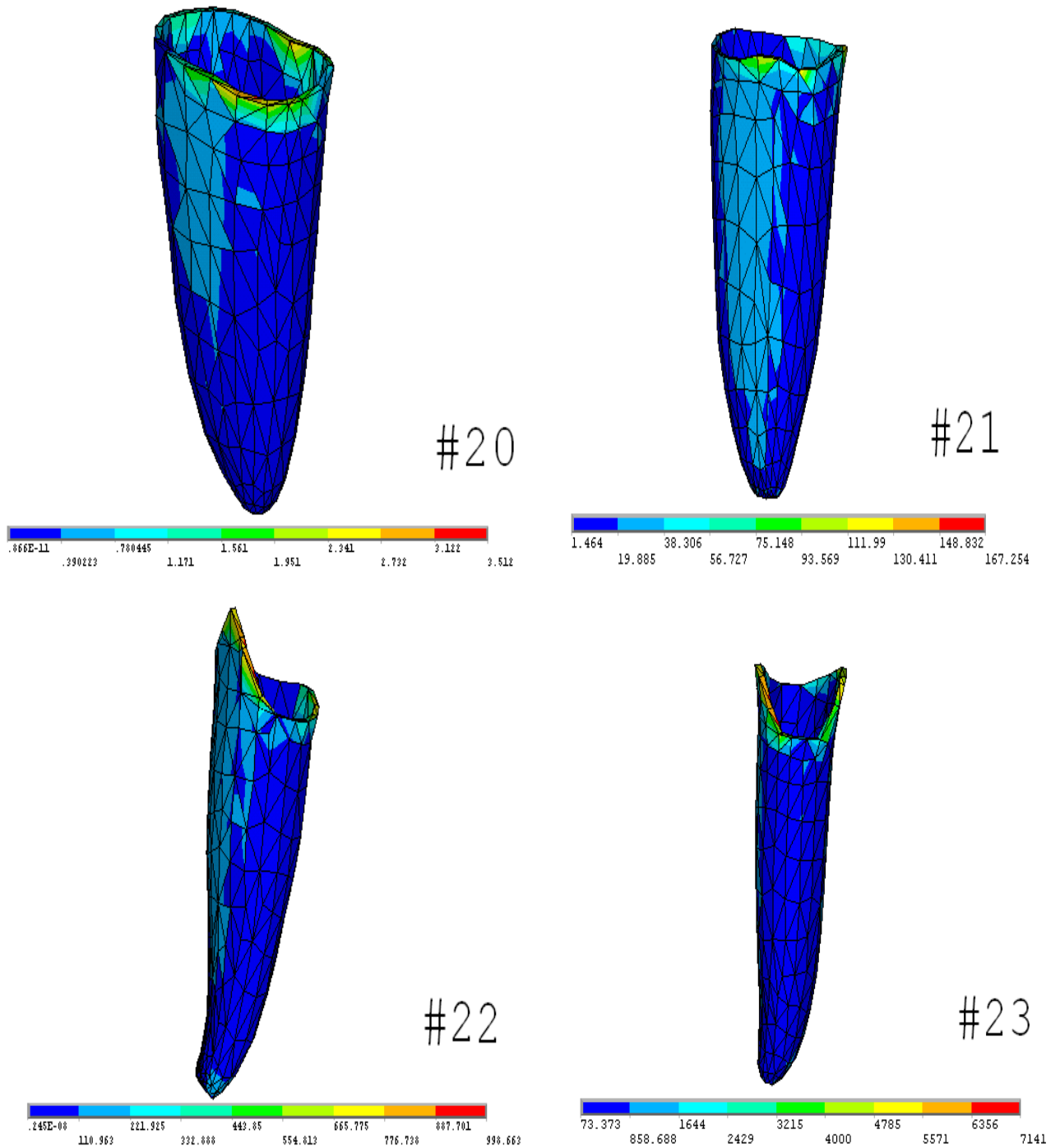


Σχήμα 6.3 α): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στα δόντια 20 έως 23

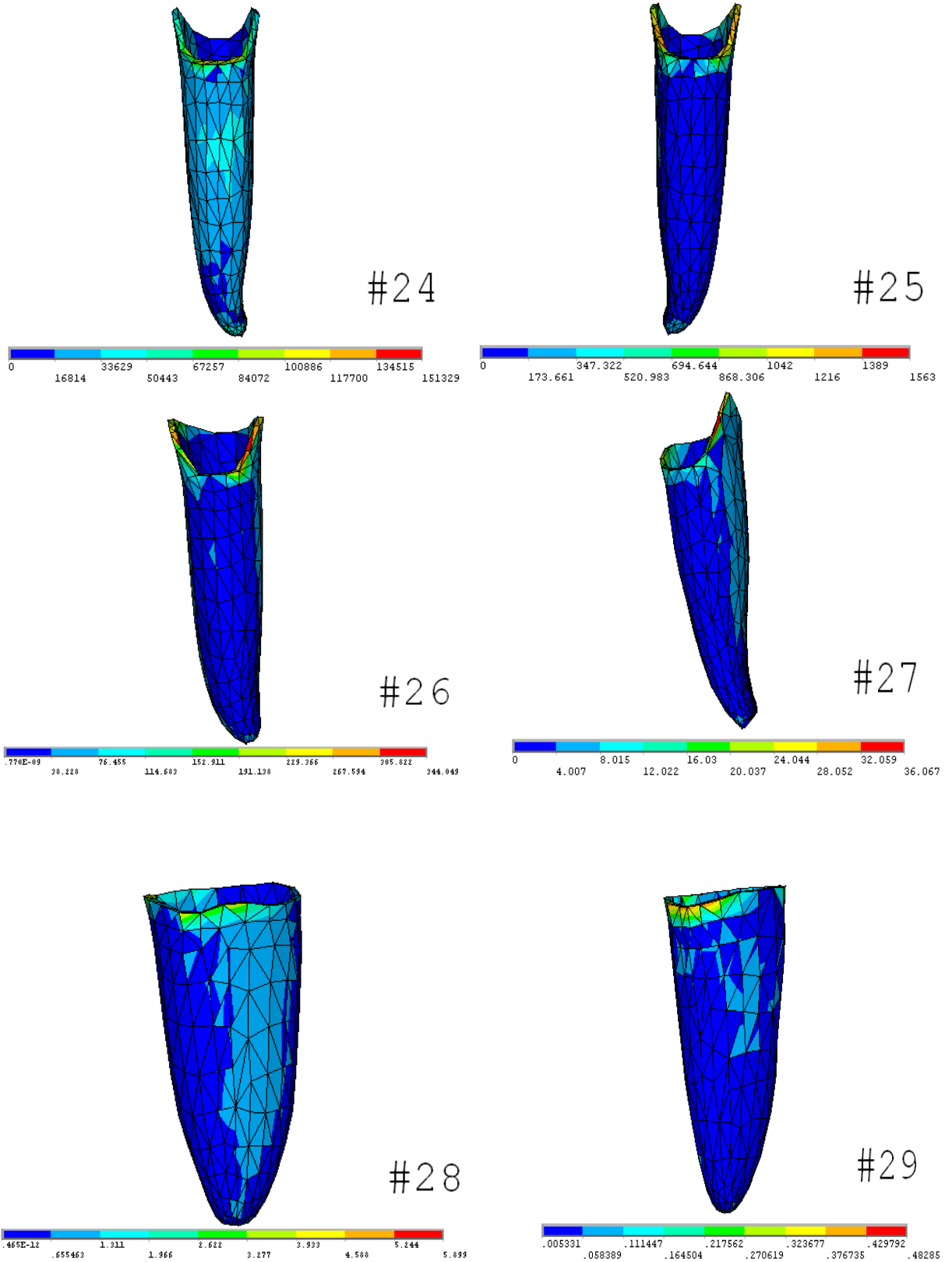


Σχήμα 6.3 β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στα δόντια 24 έως 29

### 6.3.4 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στις περιοδοντικές μεμβράνες

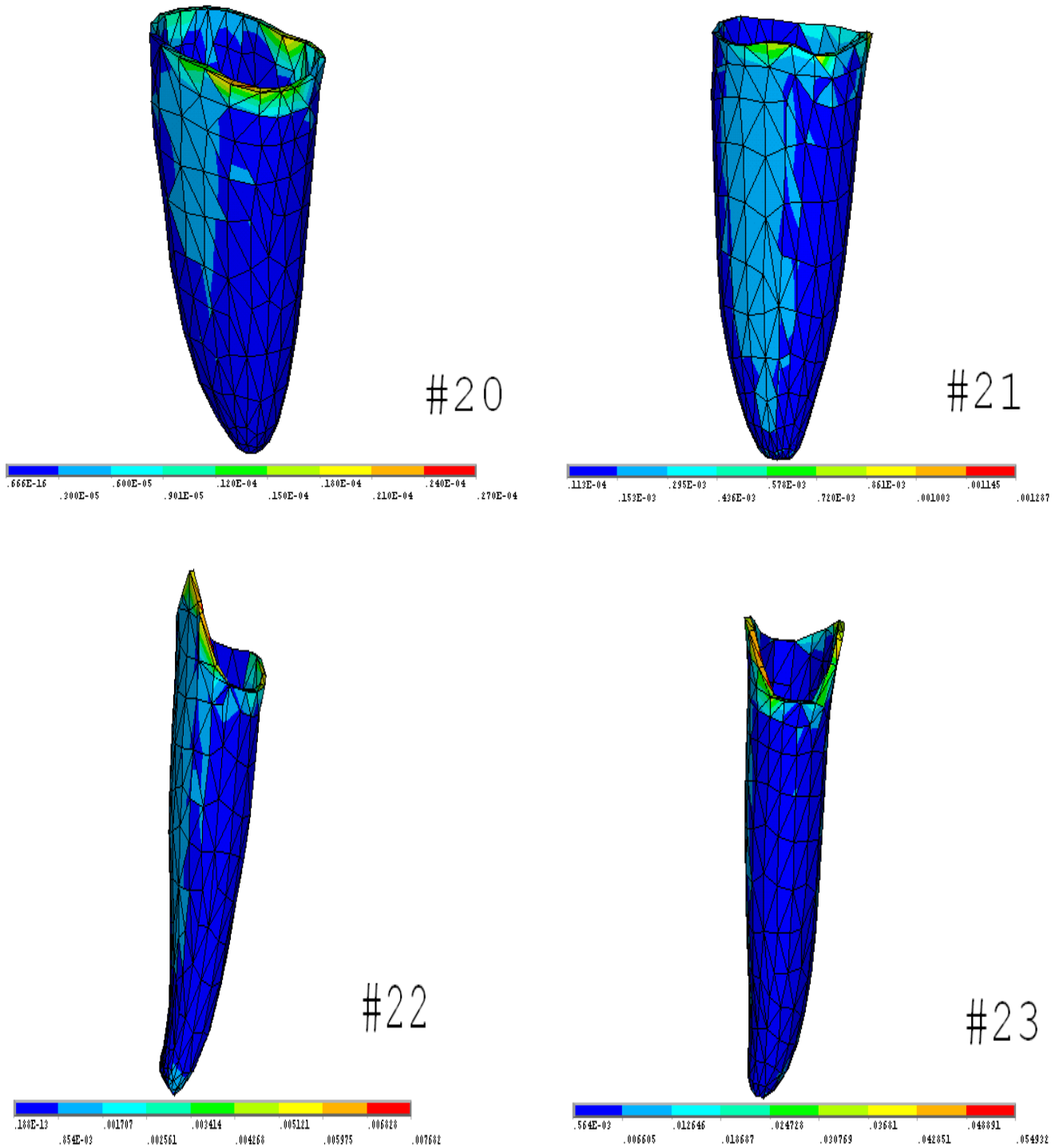


Σχήμα 6.4 α): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 20 έως 23

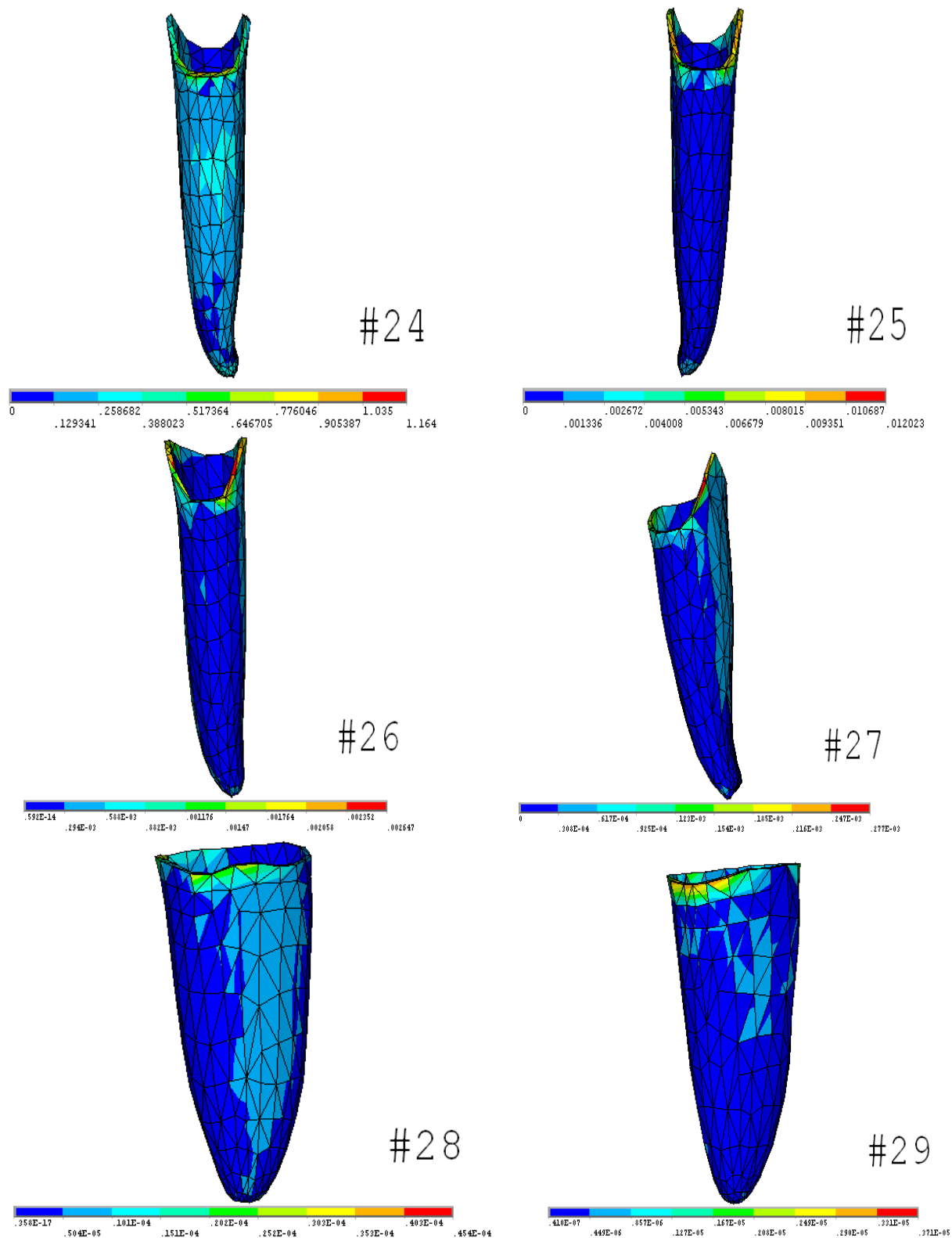


Σχήμα 6.4 β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 24 έως 29

**6.3.5 Αποτελέσματα von Mises παραμορφώσεων στην περιοδοντικές μεμβράνες**



**Σχήμα 6.5 α):** Ισοδύναμες παραμορφώσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 20  
εώς 23



Σχήμα 6.5 β): Ισοδύναμες παραμορφώσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 24  
εώς 29

## 6.4 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων Μοντέλου Α

Στον Πίνακα 6.4 παρουσιάζονται οι μέγιστες ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises σε MPa σε όλους τους όγκους του μοντέλου και την μέγιστη ισοδύναμη παραμόρφωση κατά von Mises στην περιοδοντική μεμβράνη.

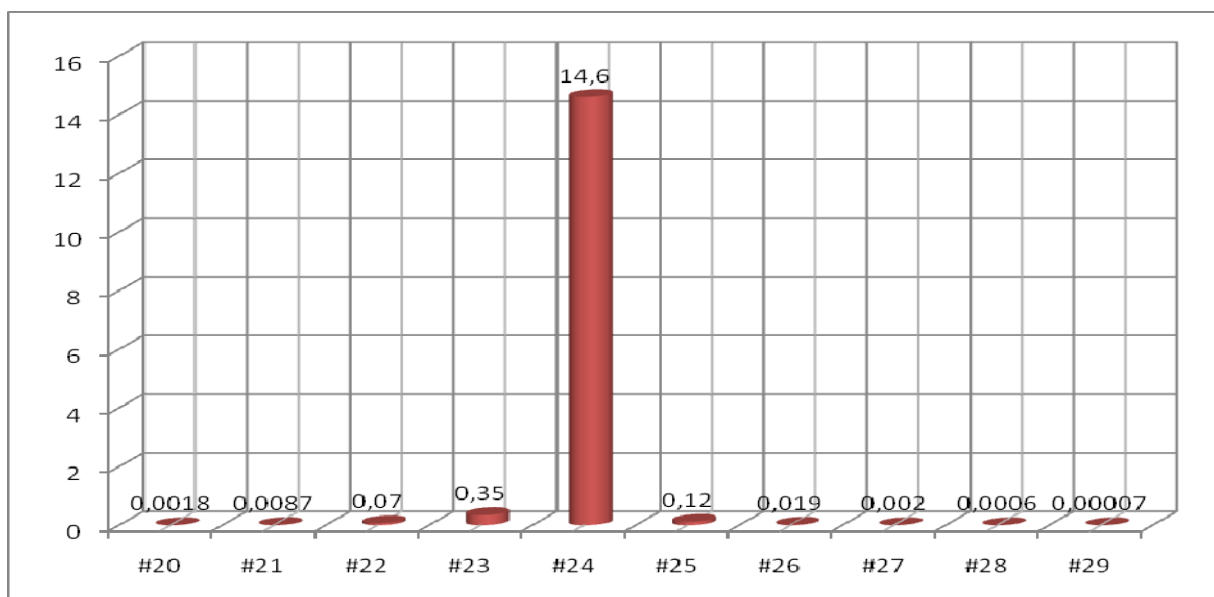
Αρίθμηση	Σύρμα	Αγκύλη	Δόντι	PDL	PDL (Strain)
#20	5.9	0.06	0.0018	0.35e-05	0.27e-04
#21	43.0	0.18	0.0087	0.17e-03	0.0012
#22	372.0	1.09	0.07	0.99e-03	0.0076
#23	451.0	6.47	0.35	0.007	0.054
#24	1760	122	14.6	0.15	1.164
#25	142.0	1.9	0.11	0.001	0.012
#26	40.1	0.32	0.02	0.0003	0.0026
#27	16.7	0.035	0.003	0.36e-04	0.27e-03
#28	0.1	0.0061	0.58e-3	0.58e-05	0.454e-04
#29	0.4	0.0019	0.7e-04	0.48e-06	0.371e-05

Πίνακας 6.4 : Ισοδύναμες τάσεις και παραμορφώσεις κατά von Mises



Ενά σημαντικό συμπέρασμα που προκύπτει από τον Πίνακα 6.4 είναι ότι κατά την ορθοδοντική μετακίνηση ενός δοντιού (πρώτου κεντρικού τομέα), δυνάμεις δεν ασκούνται μόνο σε αυτό, αλλά και στα υπόλοιπα δόντια.

Όπως φαίνεται και από το Σχήμα 6.6 η τάση που ασκείται στα υπόλοιπα δόντια είναι σημαντικά μικρότερη. Συγκεκριμένα είναι δύο τάξεις μικρότερη. Γίνεται επίσης φανερό ότι η ασκούμενη τάση στα δόντια μειώνεται σταδιακά καθώς απομακρυνόμαστε από τον κεντρικό τομέα.



*Σχήμα 6.6: Γραφική παράσταση που παρουσιάζει τις μέγιστες τιμές της ισοδύναμης τάσης κατά Von Mises στο κάθε δόντι.*

Το αποτέλεσμα των ασκούμενων πιέσεων στα δόντια παρουσιάζεται στην παραμόρφωση της περιοδοντικής μεμβράνης, οι οποία παραμορφώνεται ανάλογα με την ασκούμενη πίεση. Η παραμόρφωση της περιοδοντικής του κεντρικού τομέα είναι κατά πολύ μεγαλύτερη από τις υπόλοιπες.

Στον Πίνακα 6.5 παρουσιάζονται οι δυνάμεις αντίδρασης στους κόμβους του σύρματος. Στους κόμβους 124546-124554, που είναι οι κόμβοι στους οποίους ασκήθηκε η μετατόπιση, παρουσιάστηκε κάθετη δύναμη Fz. Στους κόμβους 124386 και 124387, που είναι οι πακτωμένοι κόμβοι του σύρματος, παρουσιάστηκαν όπως αναμενόταν δυνάμεις αντίδρασης. Η συνολική δύναμη αντίδρασης ως προς τον κάθετο άξονα Fz είναι η δύναμη που προκαλεί την μετατόπιση.

<b>Κόμβος</b>	<b>F<sub>x</sub></b>	<b>F<sub>y</sub></b>	<b>F<sub>z</sub></b>
124386	0.3528E-06	-0.4376E-06	-0.7427E-08
124387	-0.6559E-05	-0.1170E-04	-0.2672E-06
124546			0.3229E-04
124547			-0.4648E-04
124548			0.3871E-04
124549			-0.2117E-01
124550			0.2425E-04
124551			-0.1854E-04
124552			0.1400E-04
124553			0.6675E-01
124554			0.1245E-03
<b>Συνολική τιμή</b>			
	-0.6206E-05	-0.1214E-04	0.4548E-01

*Πίνακας 6.5: Δυνάμεις αντίδρασης στους κόμβους του σύρματος*

## **ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7**

**ΜΟΝΤΕΛΟ Β1 ΚΑΙ Β2,**

**ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΔΙΑΜΕΤΡΟΥ ΣΥΡΜΑΤΟΣ**

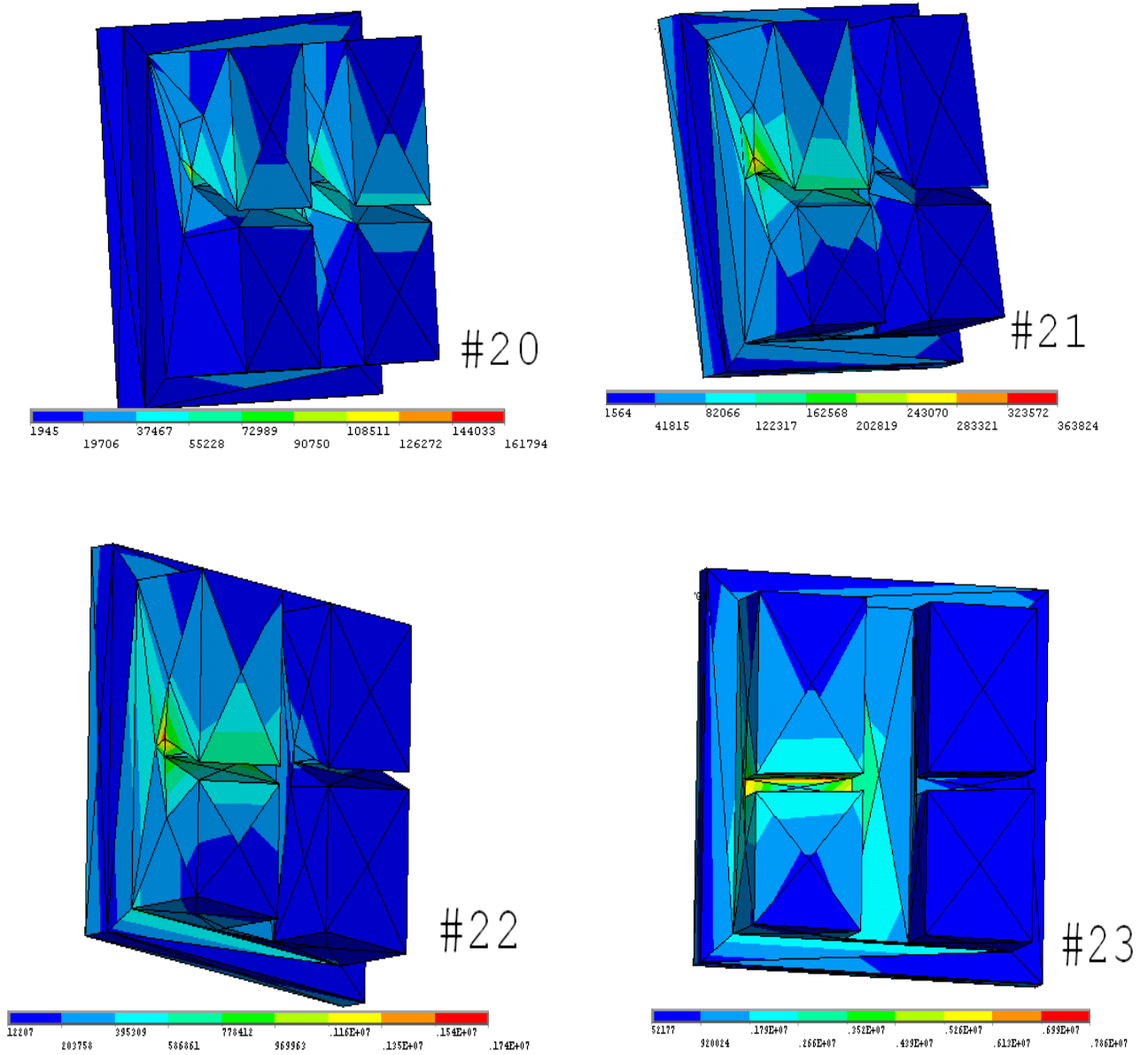
## 7.1 Εισαγωγή

Τα σύρματα που χρησιμοποιούνται στις ορθοδοντικές θεραπείες ποικίλουν ανάλογα με την αρχική κατάσταση και την επιθυμητή κατάσταση μιας οδοντοστοιχίας. Οι διαφορές μπορεί να είναι στο υλικό, στο σχήμα και στις διαστάσεις του σύρματος. Τα πιο συνήθη σύρματα έχουν στρογγυλή διατομή με διαμέτρους που ξεκινούν από 0.014 ίντρες και φτάνουν μέχρι τις 0.020 ίντρες. Στο παρών κεφάλαιο θα χρησιμοποιηθούν οι διαμέτροι των 0.016 και 0.018 ιντζών για την μοντελοποίηση δύο καινούριων μοντέλων, B1 και B2 αντίστοιχα, και τα αποτελέσματα θα συγκριθούν με το Μοντέλο A. Τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά του Μοντέλου A παραμένουν τα ίδια.

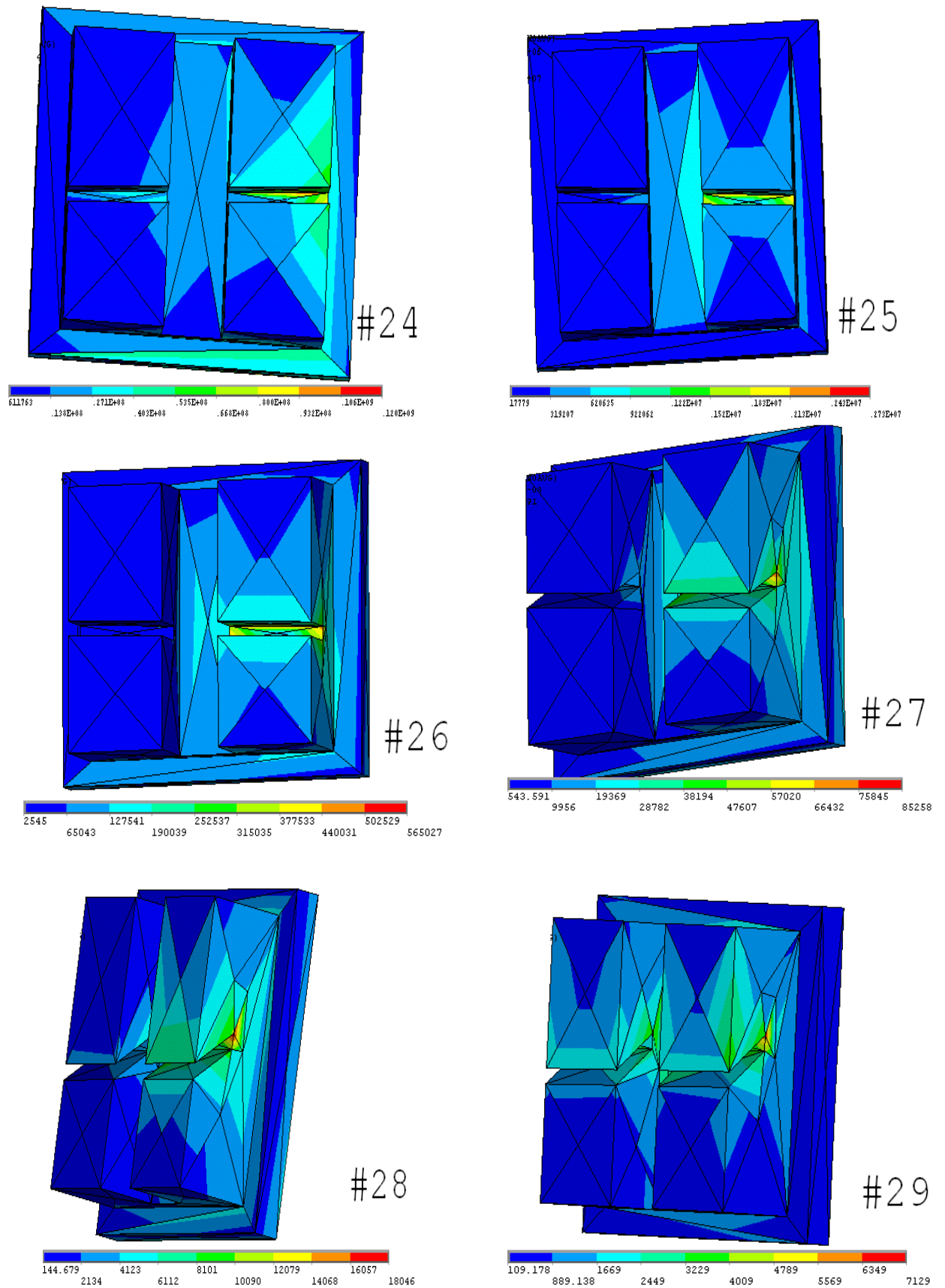
Μοντέλο	Διάμετρος (ίντρες)
A	0.014
B1	0.016
B2	0.018

## 7.2 Παρουσίαση αποτελεσμάτων μοντέλου B1

### 7.2.1 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στις αγκύλες

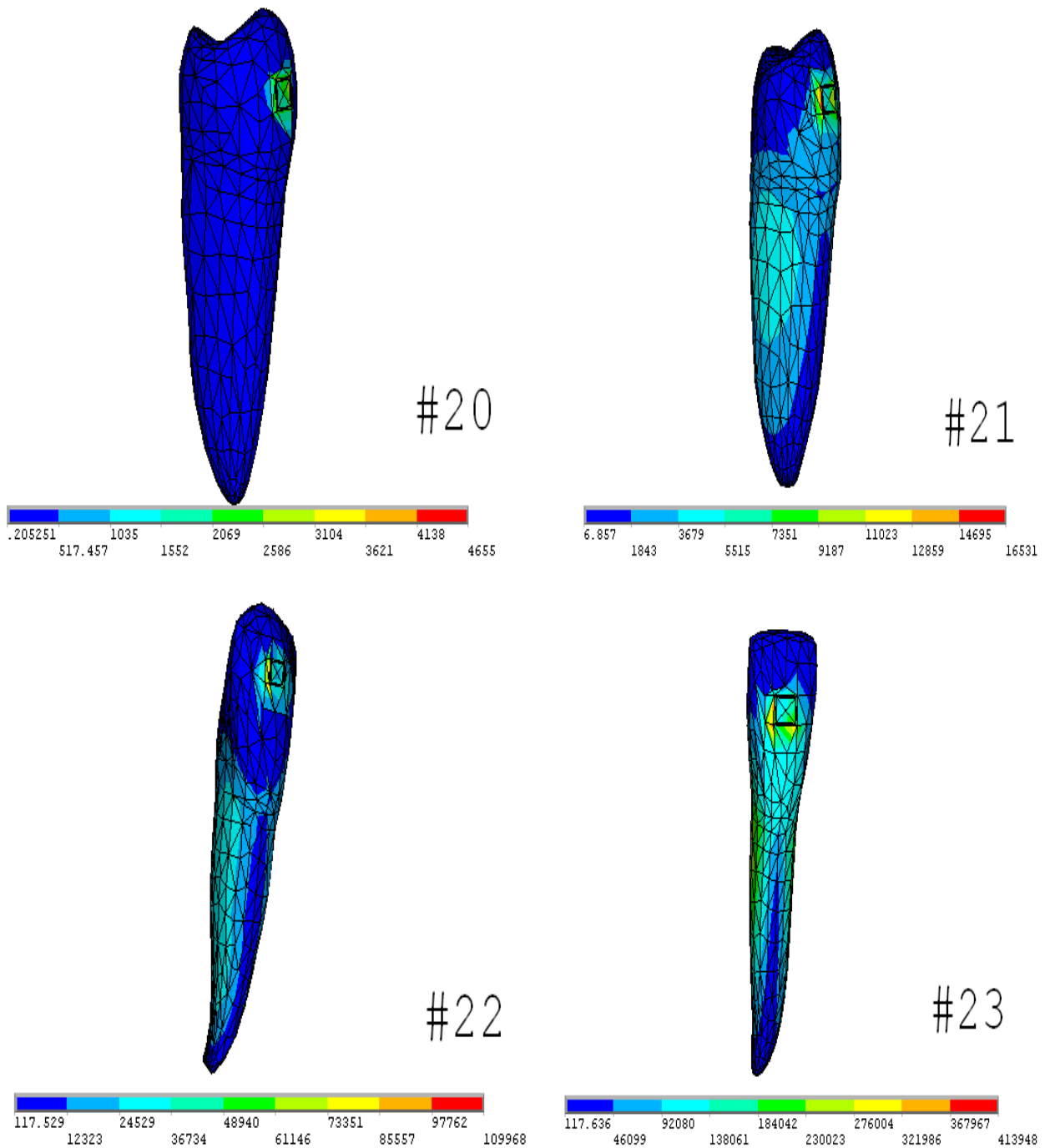


Σχήμα 7.1 α): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στις αγκύλες των δοντιών 20 έως 23

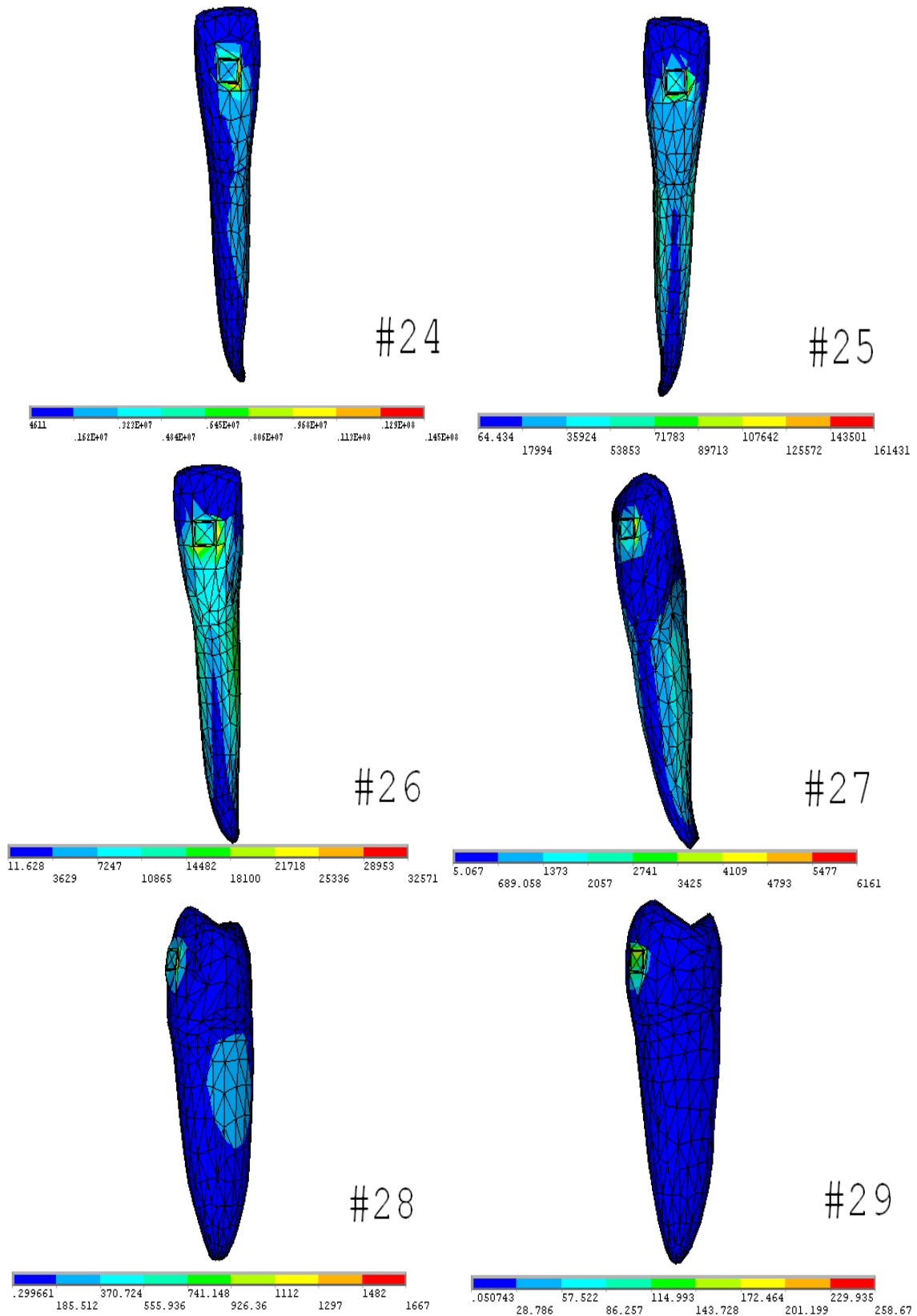


Σχήμα 7.1.β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στις αγκύλες των δοντιών 24 έως 29

### 7.2.2 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στα δόντια



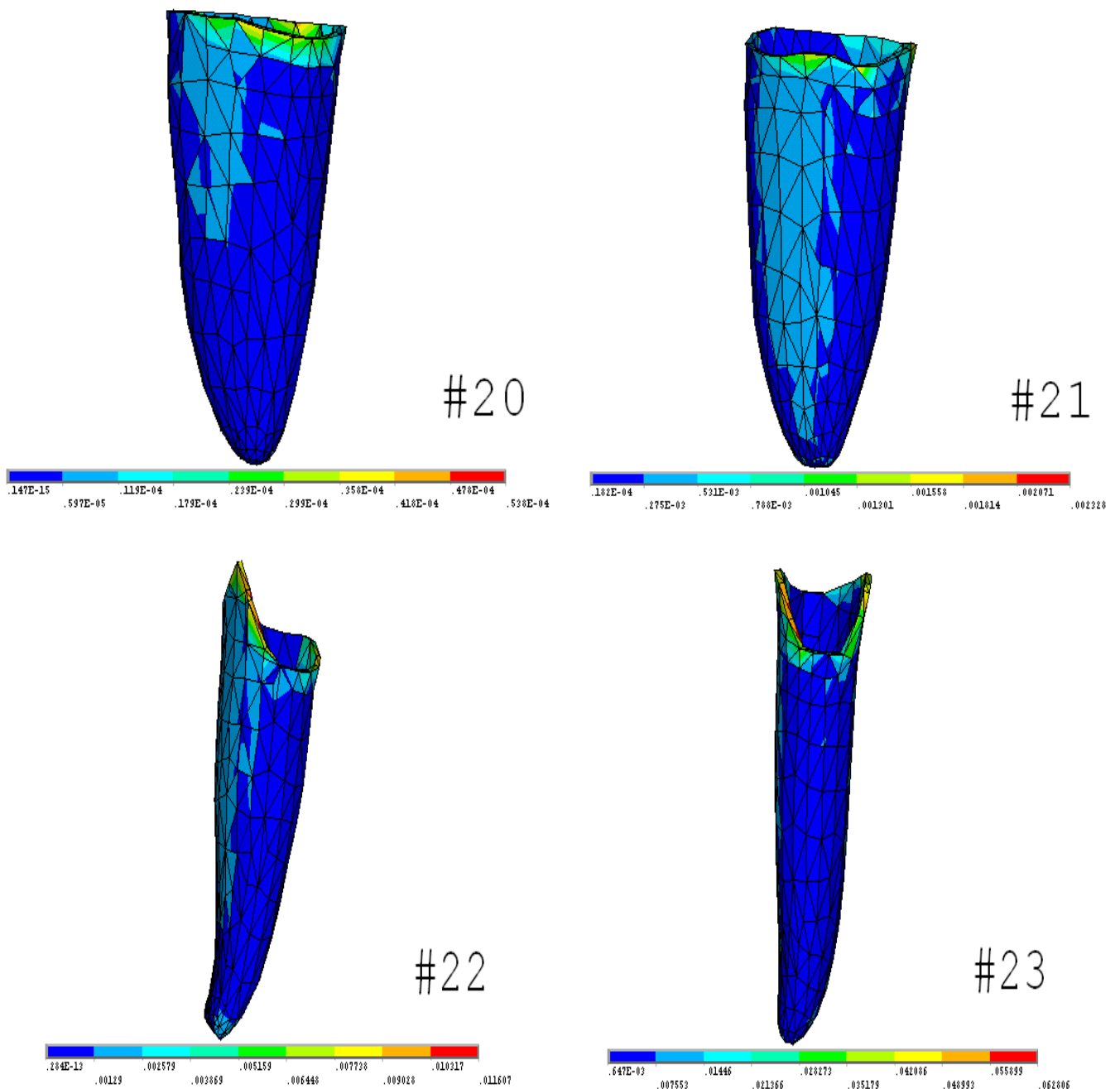
*Σχήμα 7.2 α): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στα δόντια 20 έως 23*



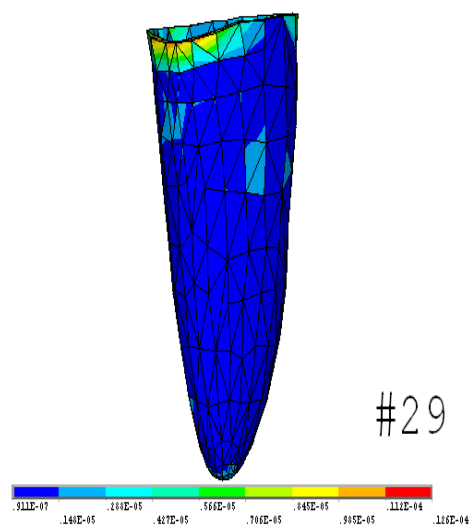
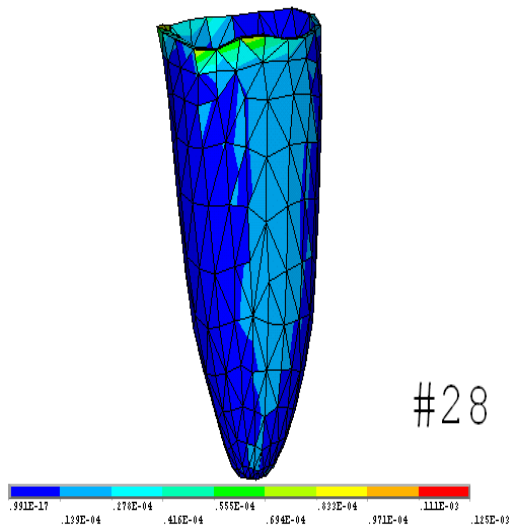
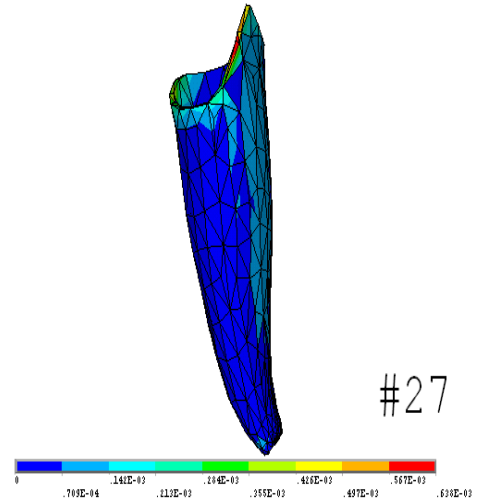
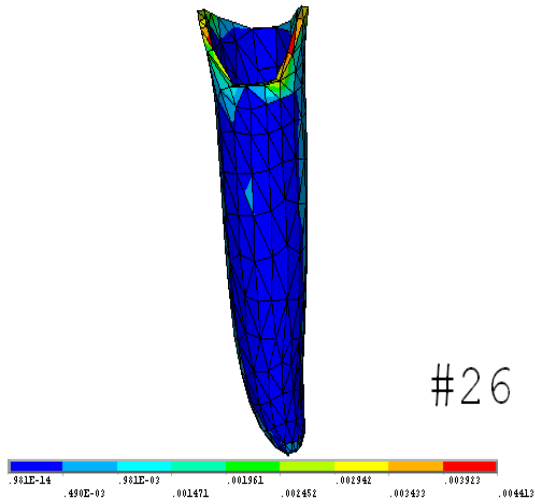
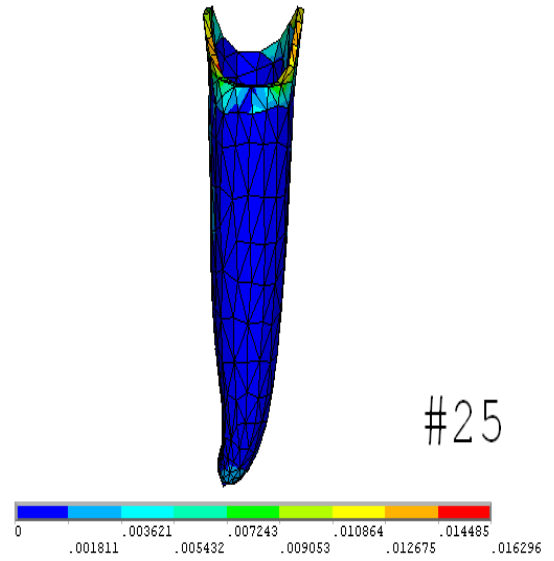
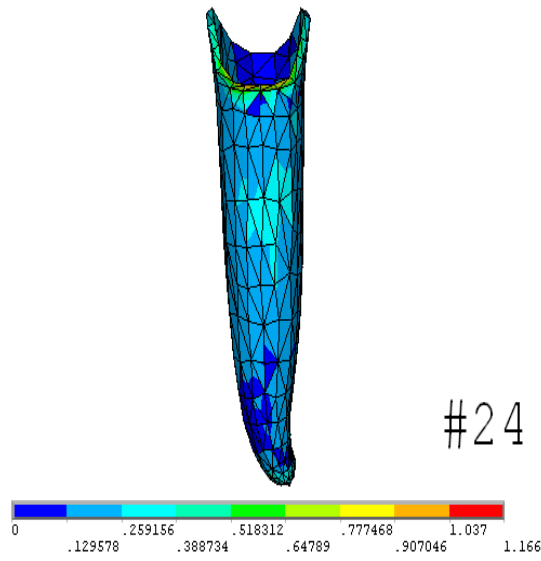
Σχήμα 7.2 β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στα δόντια 24 έως 29



### 7.2.3 Αποτελέσματα von Mises παραμορφώσεων στις περιοδοντικές μεμβράνες



Σχήμα 7.3 α): Ισοδύναμες παραμορφώσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 20 έως 23



Σχήμα 7.3 β): Ισοδύναμες παραμορφώσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 24  
 έως 29

### 7.3 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων μοντέλου B1

Στον Πίνακα 7.1 παρουσιάζονται συνολικά οι μέγιστες ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises σε MPa σε όλους τους όγκους και οι ισοδύναμες παραμορφώσεις κατά von Mises στις περιοδοντικές μεμβράνες.

Αρίθμηση	Σύρμα	Αγκύλη	Δόντι	PDL	PDL (Strain)
#20	10.3	0.16	0.004	0.0	0.538e-04
#21	57.4	0.36	0.016	0.0	0.0023
#22	402	1.74	0.1	0.001	0.0116
#23	488	7.86	0.4	0.008	0.0628
#24	1470	120	14.5	0.15	1.166
#25	159	2.73	0.16	0.002	0.0162
#26	48.7	0.56	0.032	0.0005	0.0044
#27	27.3	0.008	0.006	0.0	0.638e-03
#28	0.4	0.0	0.001	0.0	0.125e-03
#29	1.1	0.0	0.0	0.0	0.126e-04

Πίνακας 7.1 : Ισοδύναμες τάσεις και παραμορφώσεις κατά von Mises

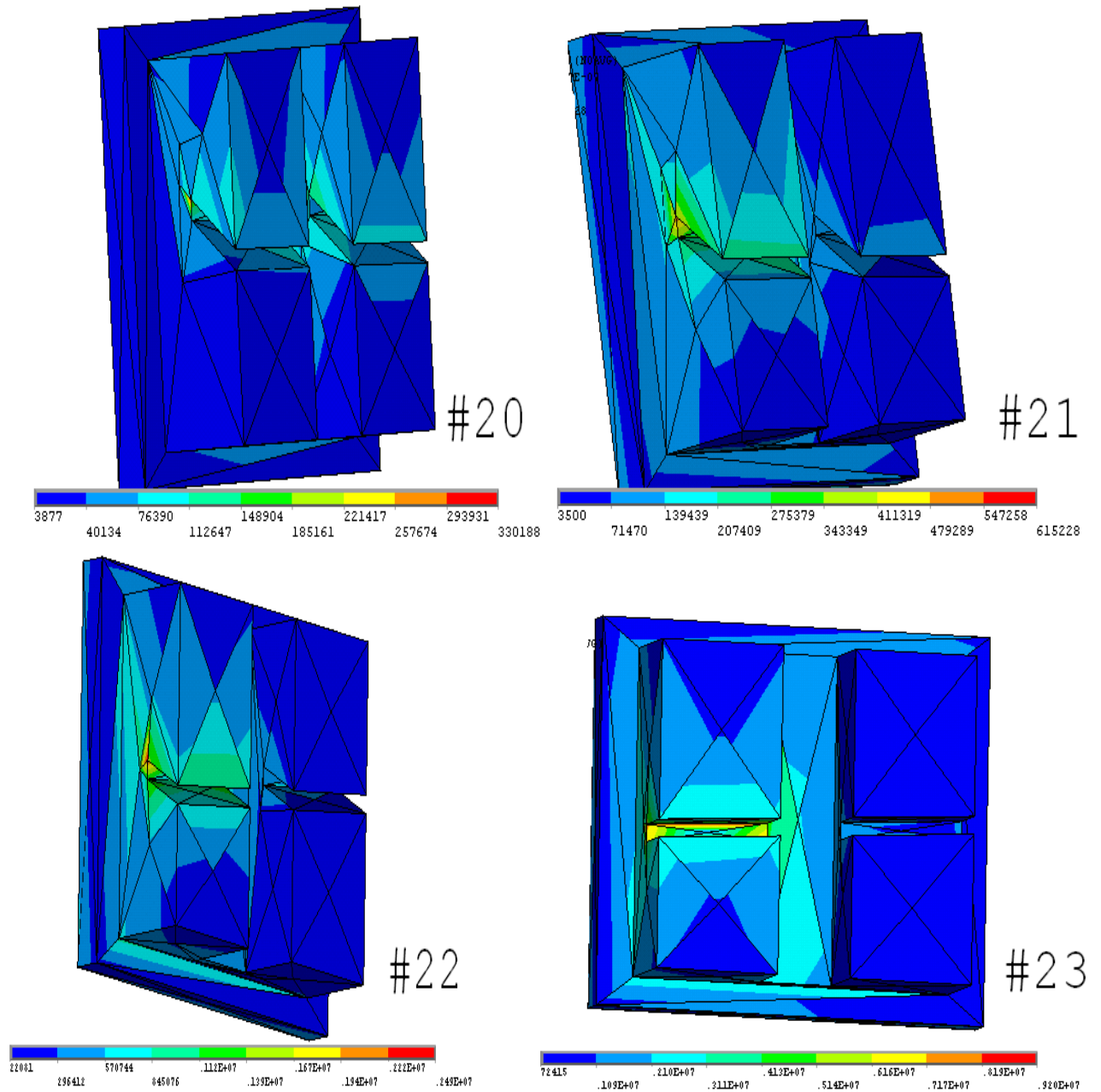
Στον Πίνακα 7.2 παρουσιάζονται οι δυνάμεις αντίδρασης στους κόμβους του σύρματος.

<b>Κόμβος</b>	<b>F<sub>x</sub></b>	<b>F<sub>y</sub></b>	<b>F<sub>z</sub></b>
124386	0.12928E-05	-0.16185E-05	-0.30638E-07
124387	-0.16313E-04	-0.29668E-04	-0.55615E-06
124546			0.54278E-04
124547			-0.78215E-04
124548			0.62095E-04
124549			-0.20149E-01
124550			0.32534E-04
124551			-0.23333E-04
124552			0.16049E-04
124553			0.65761E-01
124554			0.17031E-03
<b>Συνολική τιμή</b>			
	-0.15021E-04	-0.31286E-04	0.45845E-01

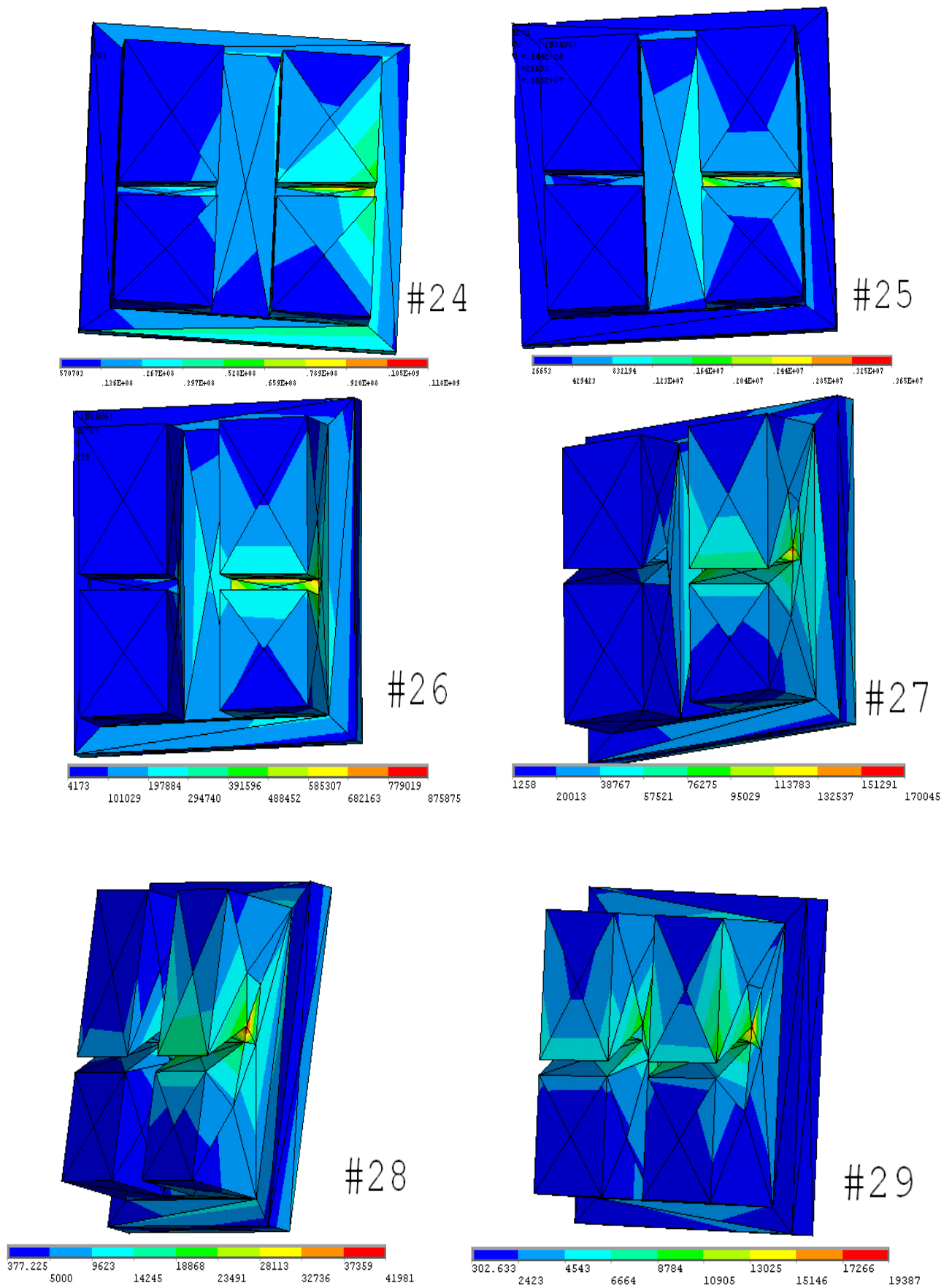
*Πίνακας 7.2: Δυνάμεις αντίδρασεις στους κόμβους του σύρματος*

## 7.4 Παρουσίαση αποτελέσματος μοντέλου B2

### 7.4.1 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στις αγκύλες

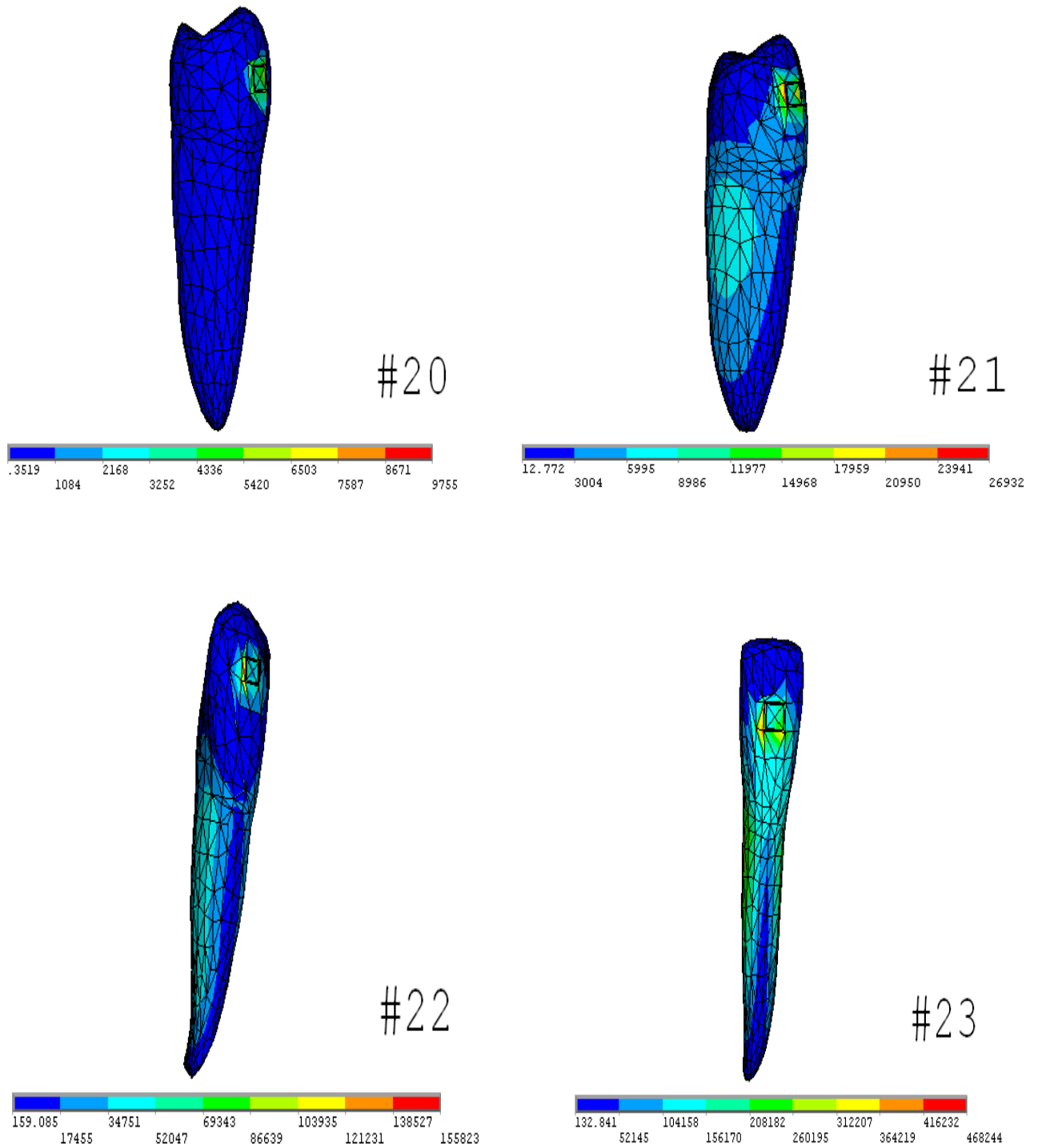


Σχήμα 7.4 α): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στις αγκύλες των δοντιών 20 έως 23

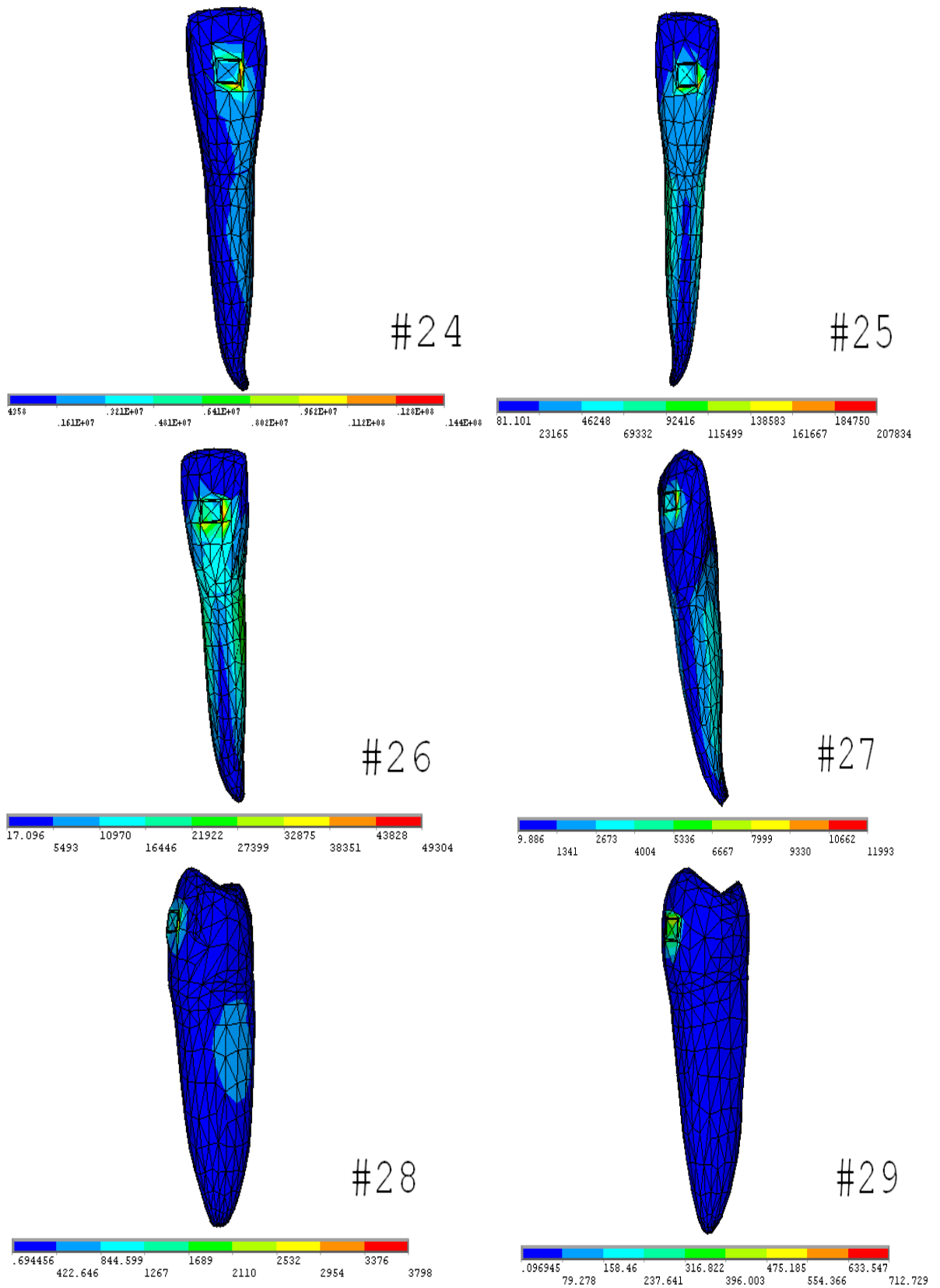


Σχήμα 7.4 β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στις αγκύλες των δοντιών 24 έως 29

7.4.2 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στα δόντια



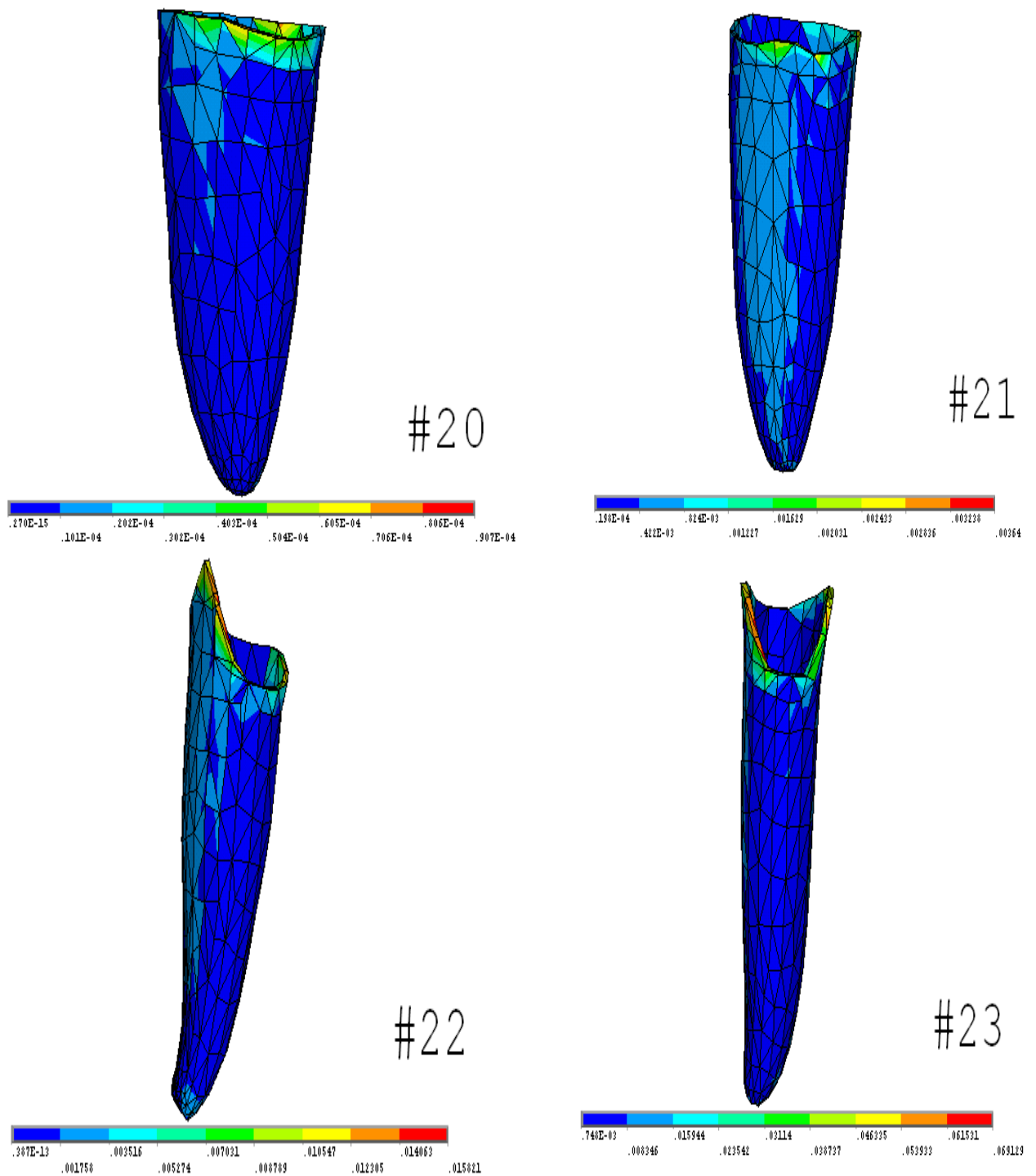
**Σχήμα 7.5 α):** Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στα δόντια 20 έως 23



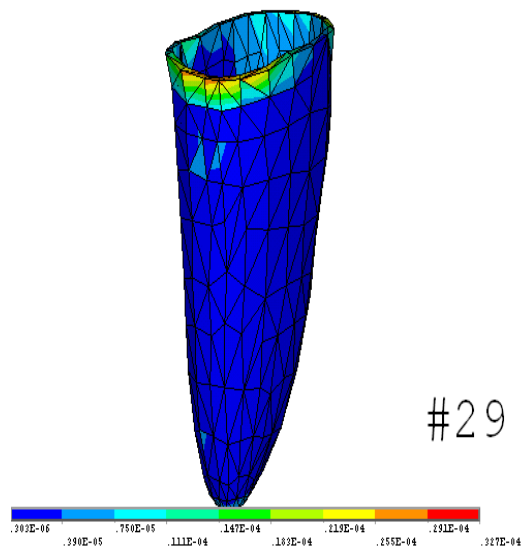
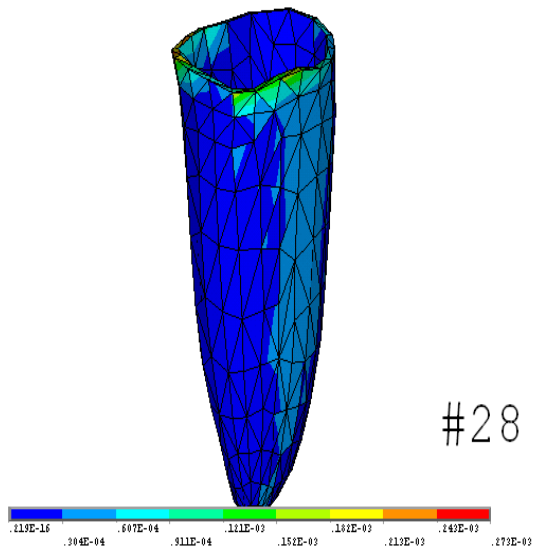
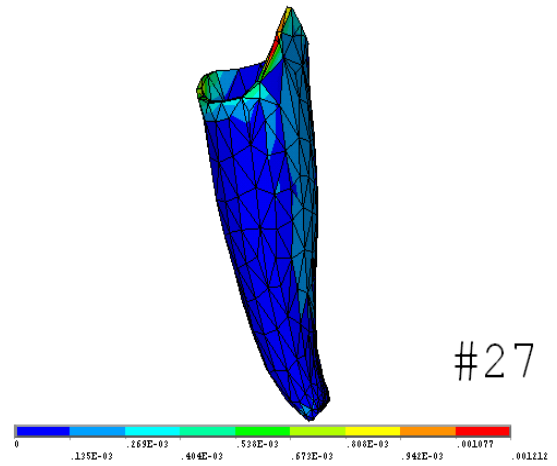
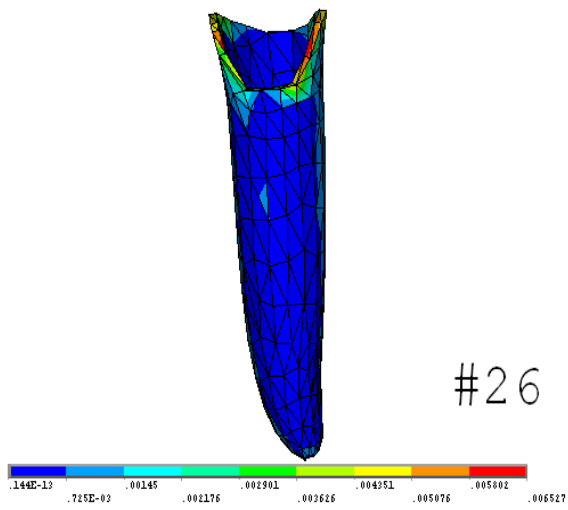
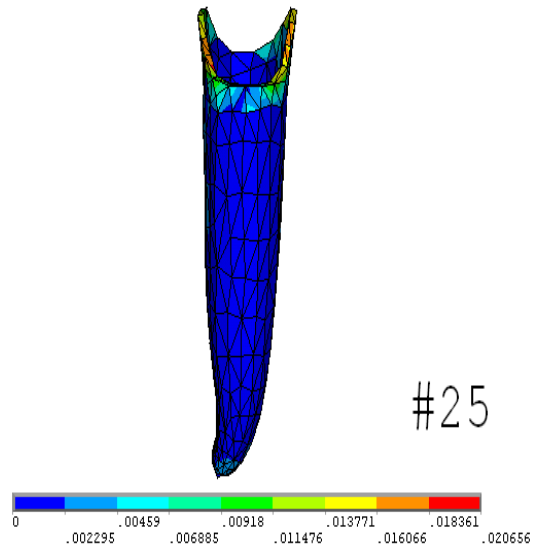
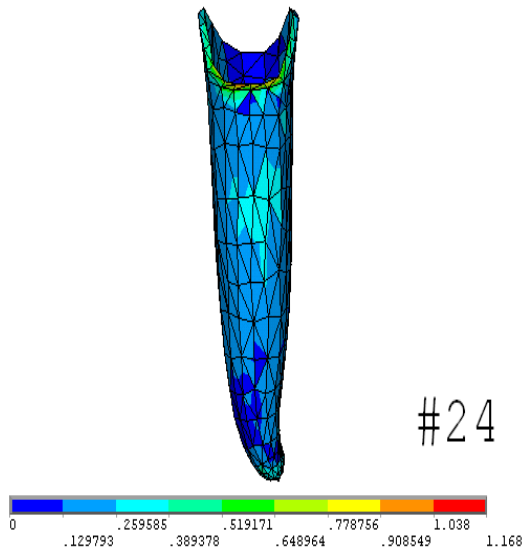
Σχήμα 7.5 β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στα δόντια 24 έως 29



### 7.4.3 Αποτελέσματα von Mises παραμορφώσεων στις περιοδοντικές μεμβράνες



Σχήμα 7.6 α): Ισοδύναμες παραμορφώσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 20  
εώς 23



Σχήμα 7.6 β): Ισοδύναμες παραμορφώσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 24 έως 29

## 7.5 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων μοντέλο B2

Στον Πίνακα 7.3 παρουσιάζονται συνολικά οι μέγιστες ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises σε MPa σε όλους τους όγκους και η ισοδύναμη παραμόρφωση κατά von Mises στις περιοδοντικές μεμβράνες.

Αρίθμηση	Σύρμα	Αγκύλη	Δόντι	PDL	PDL (Strain)
#20	15.3	0.33	0.009	0.0	0.907E-04
#21	69.7	0.61	0.026	0.0	0.00364
#22	412	2.49	0.155	0.002	0.01582
#23	490	9.20	0.468	0.008	0.06912
#24	1250	118	14.4	0.151	1.1680
#25	174	3.65	0.207	0.003	0.02065
#26	55.2	0.87	0.049	0.0	0.00652
#27	38.7	0.17	0.011	0.0	0.00121
#28	0.75	0.04	0.003	0.0	0.273E-03
#29	2.17	0.01	0.0	0.0	0.327E-04

*Πίνακας 7.3 : Ισοδύναμες τάσεις και παραμορφώσεις κατά Von Mises*

Στον Πίνακα 7.4 παρουσιάζονται οι δυνάμεις αντίδρασης στους κόμβους του σύρματος.

<b>Κόμβος</b>	<b>F<sub>x</sub></b>	<b>F<sub>y</sub></b>	<b>F<sub>z</sub></b>
124386	0.35658E-05	-0.45201E-05	-0.96673E-07
124387	-0.33327E-04	-0.61446E-04	-0.94852E-06
124546			0.85566E-04
124547			-0.12299E-03
124548			0.92865E-04
124549			-0.19281E-01
124550			0.42471E-01
124551			-0.28531E-04
124552			0.17566E-04
124553			0.64908E-01
124554			0.22751E-03
<b>Συνολική τιμή</b>			
	-0.29762E-04	-0.65966E-04	0.45941E-01

*Πίνακας 7.4: Δυνάμεις αντίδρασεις στους κόμβους του σύρματος*

## 7.6 Σύγκριση Μοντέλων B1 και B2 με Μοντέλο A

Στον Πίνακα 7.5 α) γίνεται μια σύγκριση των τάσεων που αναπτύσσονται στα δόντια μεταξύ του Μοντέλου A και του Μοντέλου B1. Καταγράφεται η ποσοστιαία μεταβολή, αύξηση ή μείωση, στα δύο μοντέλα. Η αντίστοιχη σύγκριση μεταξύ του Μοντέλου A και του Μοντέλου B2 γίνεται στον Πίνακα 7.5 β).

Αρίθμηση	Ποσοστιαία μεταβολή (%)
#20	122
#21	83
#22	42
#23	14
#24	-0,6
#25	45
#26	60
#27	100
#28	72
#29	185

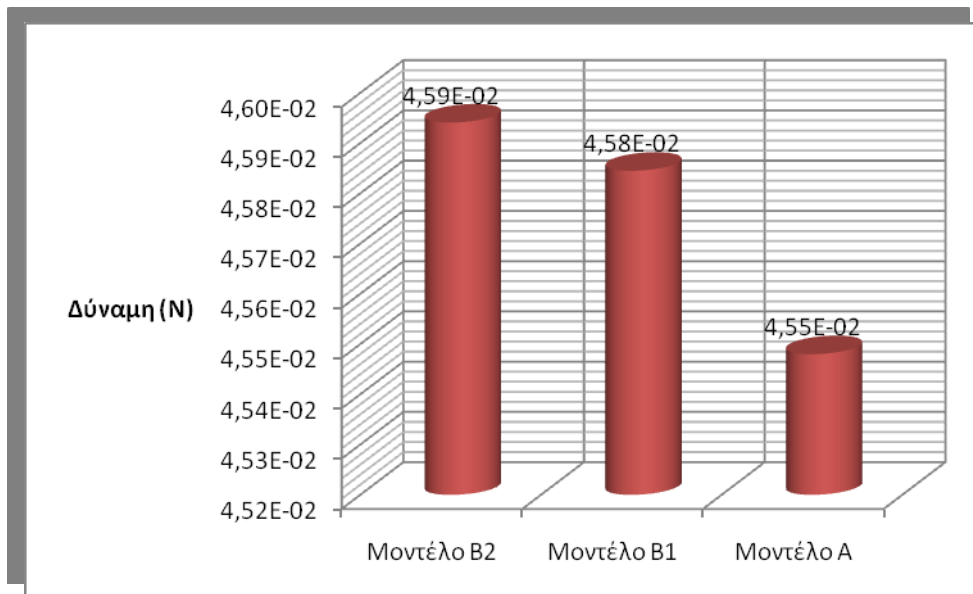
Αρίθμηση	Ποσοστιαία μεταβολή (%)
#20	400
#21	198
#22	121
#23	33
#24	-1
#25	88
#26	145
#27	266
#28	417
#29	900

Πίνακας 7.5 α): Σύγκριση Μοντέλου A με B1

Πίνακας 7.5β): Σύγκριση Μοντέλου A με B2

Όπως ήταν αναμενόμενο, η αύξηση της διατομής προκαλεί και αύξηση της ασκούμενης πίεσης στα δόντια. Ενδιαφέρον προκαλεί το γεγονός, ότι η αύξηση της πίεσης μεγιστοποιείται όσο απομακρυνόμαστε από τον κεντρικό τομέα (#24), που είναι το δόντι στο οποίο ασκείται η μετατόπιση.

Όσον αφορά τις δυνάμεις αντίδρασης του σύρματος, ενδιαφέρον παρουσιάζει μόνο η συνολική κάθετη δύναμη  $F_z$ , αφού αυτή προκαλεί και την ορθοδοντική μετακίνηση. Όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στο **Σχήμα 7.8**, η αύξηση της διατομής επιφέρει και αύξηση της συνολικής δύναμης  $F_z$ .



*Σχήμα 7.7: Συνολική δύναμη αντίδρασης  $F_z$  για το κάθε μοντέλο.*

**ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8**

**ΜΟΝΤΕΛΟ Γ**

**ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ**

## 8.1 Εισαγωγή

Η περιοδοντική μεμβράνη δεν περιορίζεται μόνο στην συγκράτηση του δοντιού μέσα στο φατνιακό οστό, αλλά και στο να υποδέχεται και να διαχέει τις πιέσεις που επενεργούν στο δόντι. Η αρχική μετακίνηση του δοντιού από μικρές δυνάμεις συνεπώς επιτελείται κυρίως από την θλίψη και τον εφελκυσμό της περιοδοντικής. Ουσιαστικά λειτουργεί ως έδραση που αποσβένει δυνάμεις. Το μέτρο ελαστικότητας της περιοδοντικής μεμβράνης παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην μετακίνηση του δοντιού. Πλήθος εκτιμήσεων έχουν πραγματοποιηθεί για τον υπολογισμό του μέτρου ελαστικότητας χρησιμοποιώντας την ανάλυση δύναμης-τάσης με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Ακόμα όμως και σε στις πιο πρόσφατες έρευνες οι τιμές του μέτρου ελαστικότητας έχουν εύρος δύο τάξεων μεγέθους.

Στο Μοντέλο Α χρησιμοποιήθηκε το μέτρο ελαστικότητας που βρέθηκε στην έρευνα του Noriaki [*Noriaki και συν. 2001*]. Στο Μοντέλο Γ θα χρησιμοποιηθούν οι τιμές που προσδιόρισε ο Tanne. Ο Tanne προσδιόρισε το μέτρο ελαστικότητας ίσο με 0.68 MPa και λόγω Poisson ίσο με 0.49, τιμή που προέκυψε από την ανάλυση με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων της μετατόπισης ενός δοντιού, αφού του ασκήθηκε δύναμη [*Tanne και συν. 1991*]. Τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά του Μοντέλου Γ θα είναι ακριβώς τα ίδια με το Μοντέλο Α.

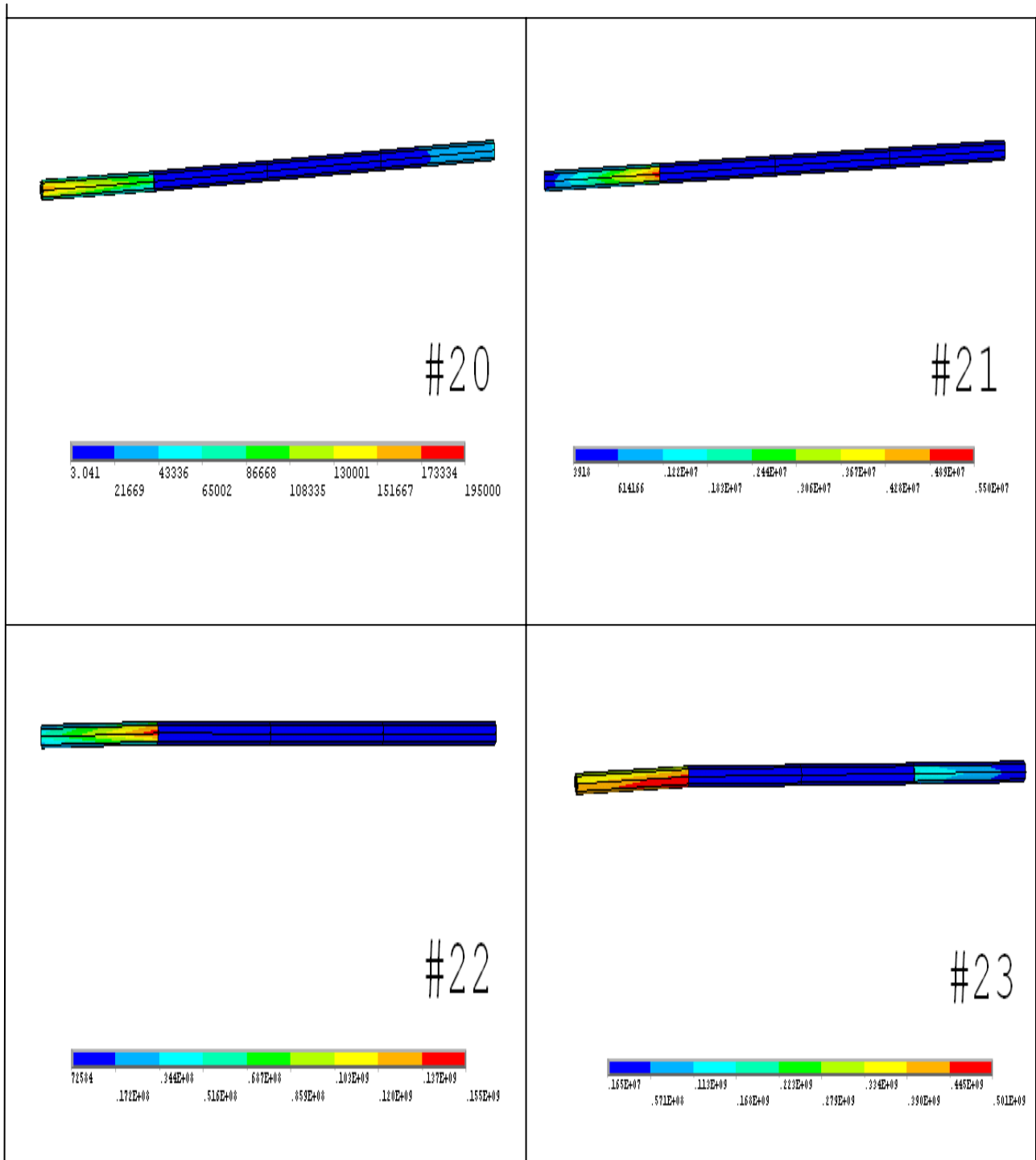
Μοντέλο	Μέτρο ελαστικότητας (MPa)
A	0.13
Γ	0,68

Αφού λύθηκε το μοντέλο παρακάτω παρουσιάζονται τα αποτελέσματα και στην συνέχεια γίνεται σύγκριση με το Μοντέλο Α.

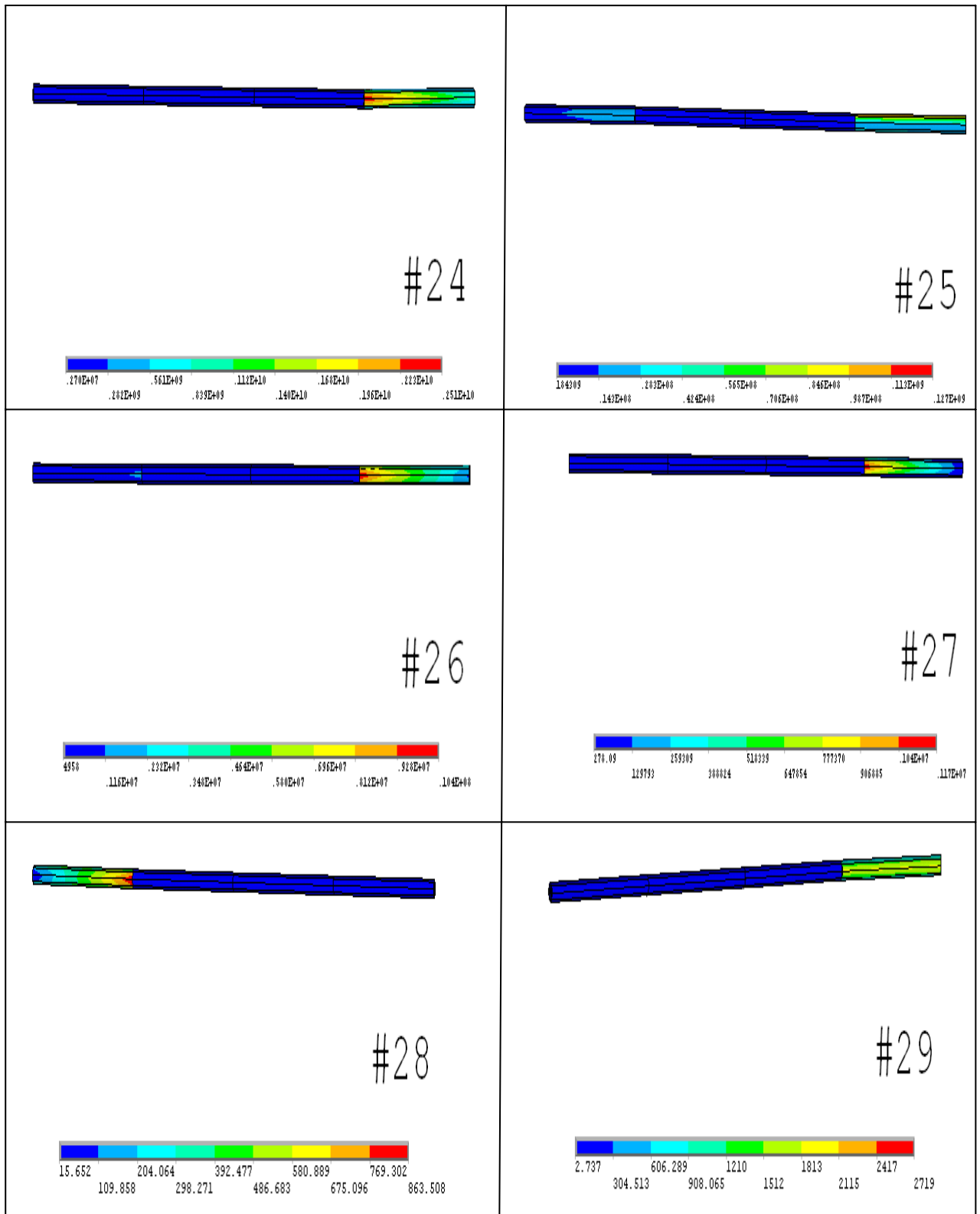


## 8.2 Παρουσίαση αποτελεσμάτων

### 8.2.1. Αποτελέσματα von Mises τάσεων στο σύρμα

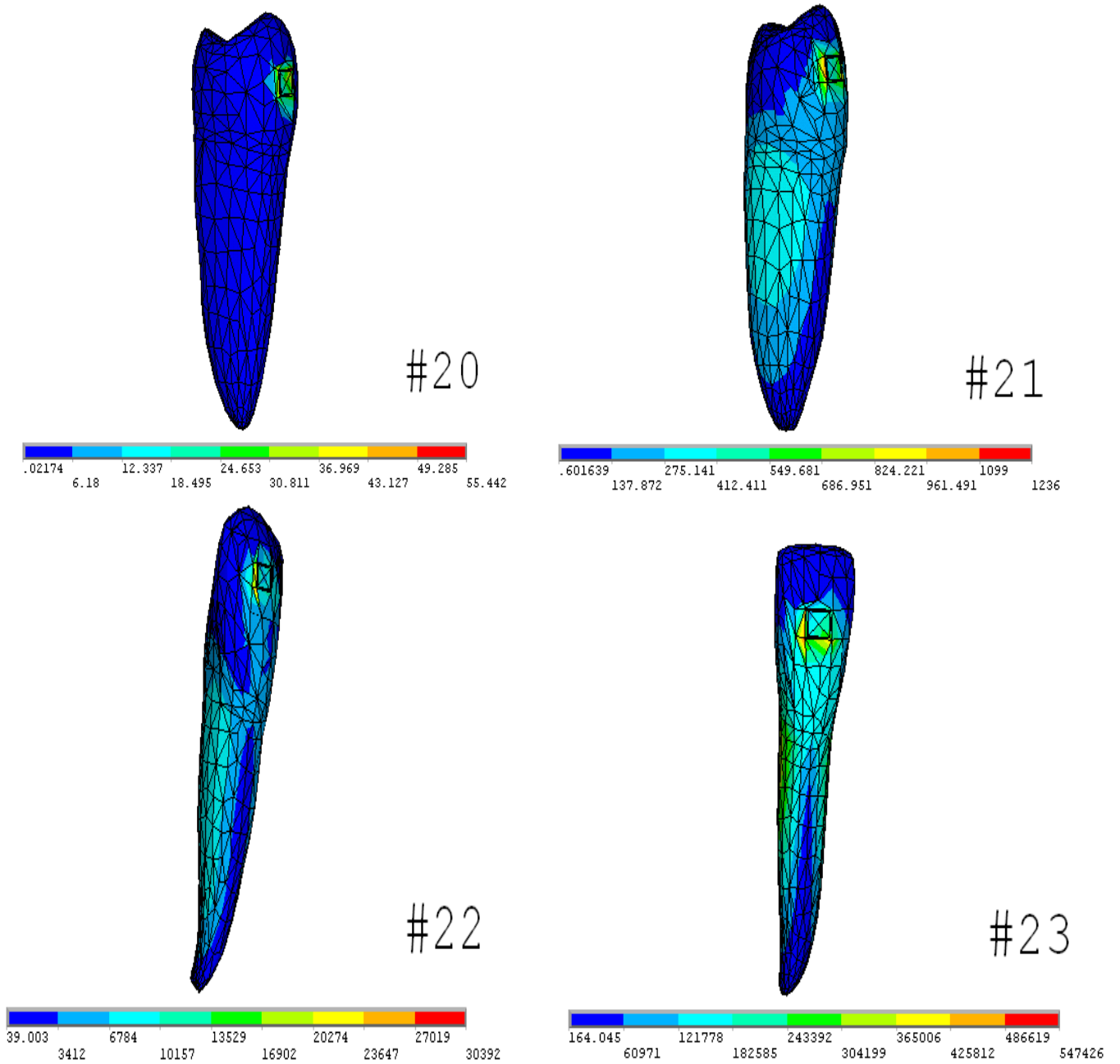


Σχήμα 8.1 α): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στο μέρος του σύρματος που περνάει από τα δόνια 20 έως 23

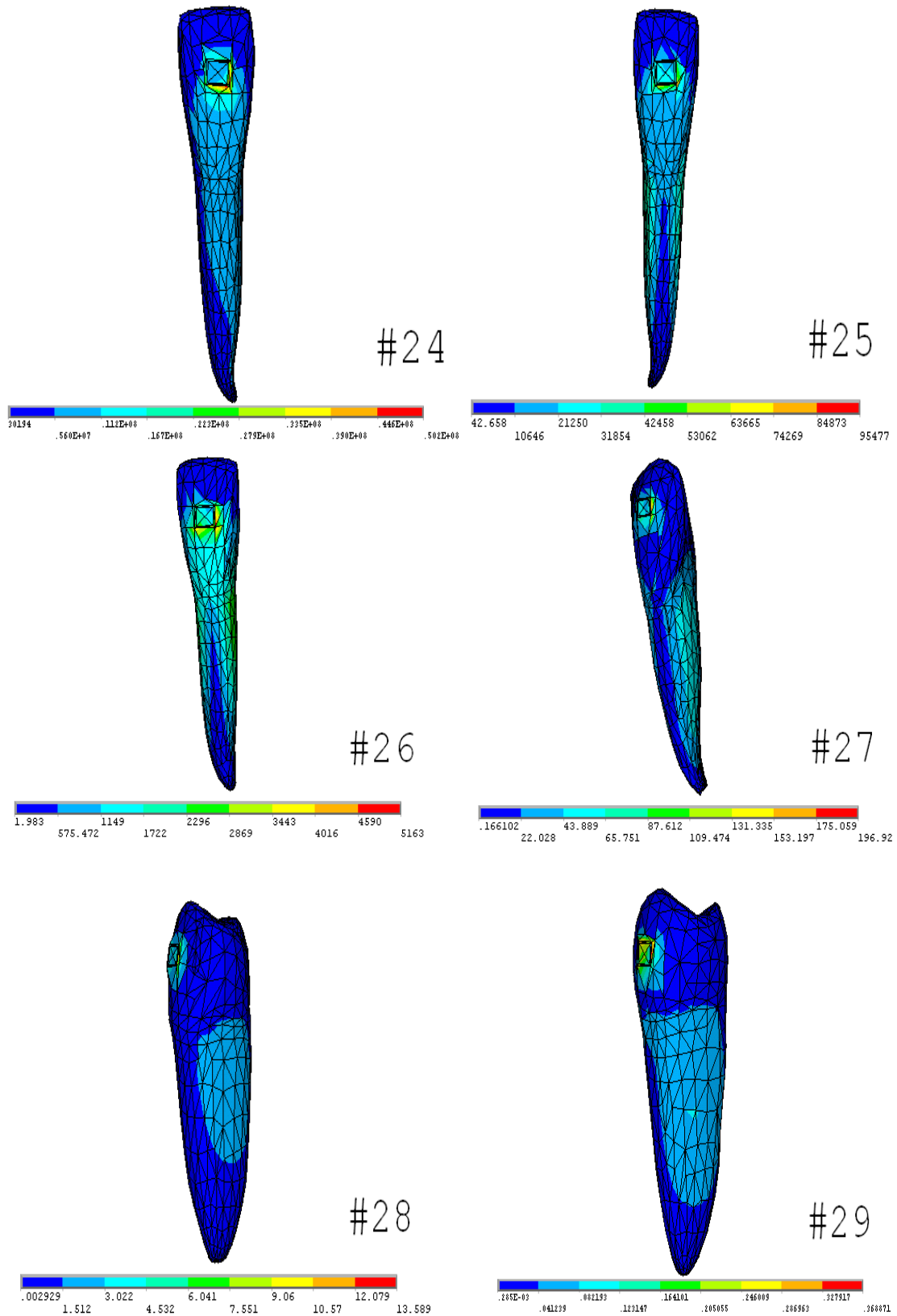


*Σχήμα 8.1 β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στο μέρος του σύρματος που περνάει από τα δόνια 24 έως 29*

### 8.2.2 Αποτελέσματα von Mises τάσεων στα δόντια

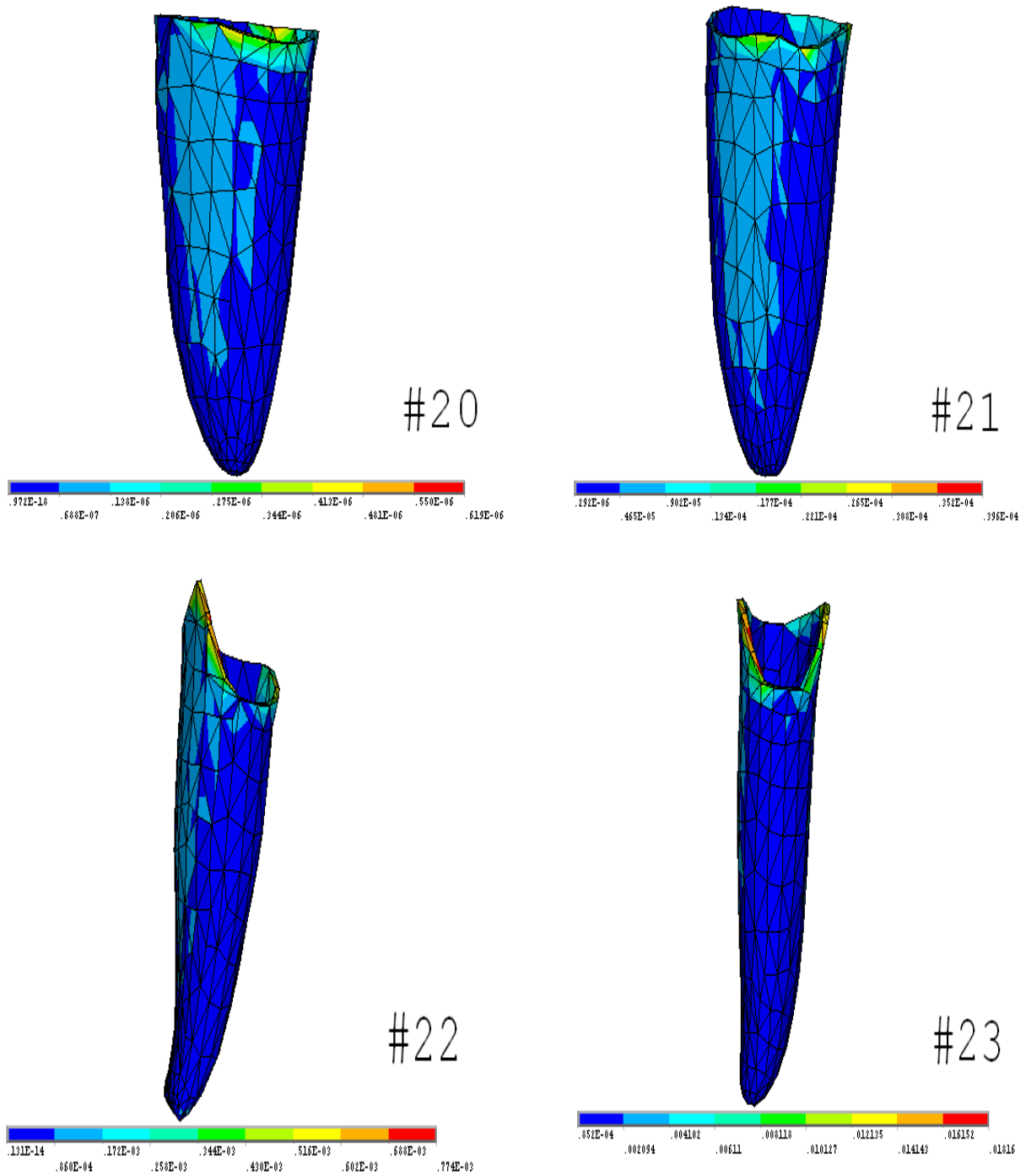


Σχήμα 8.2 α): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στα δόντια 20 έως 23

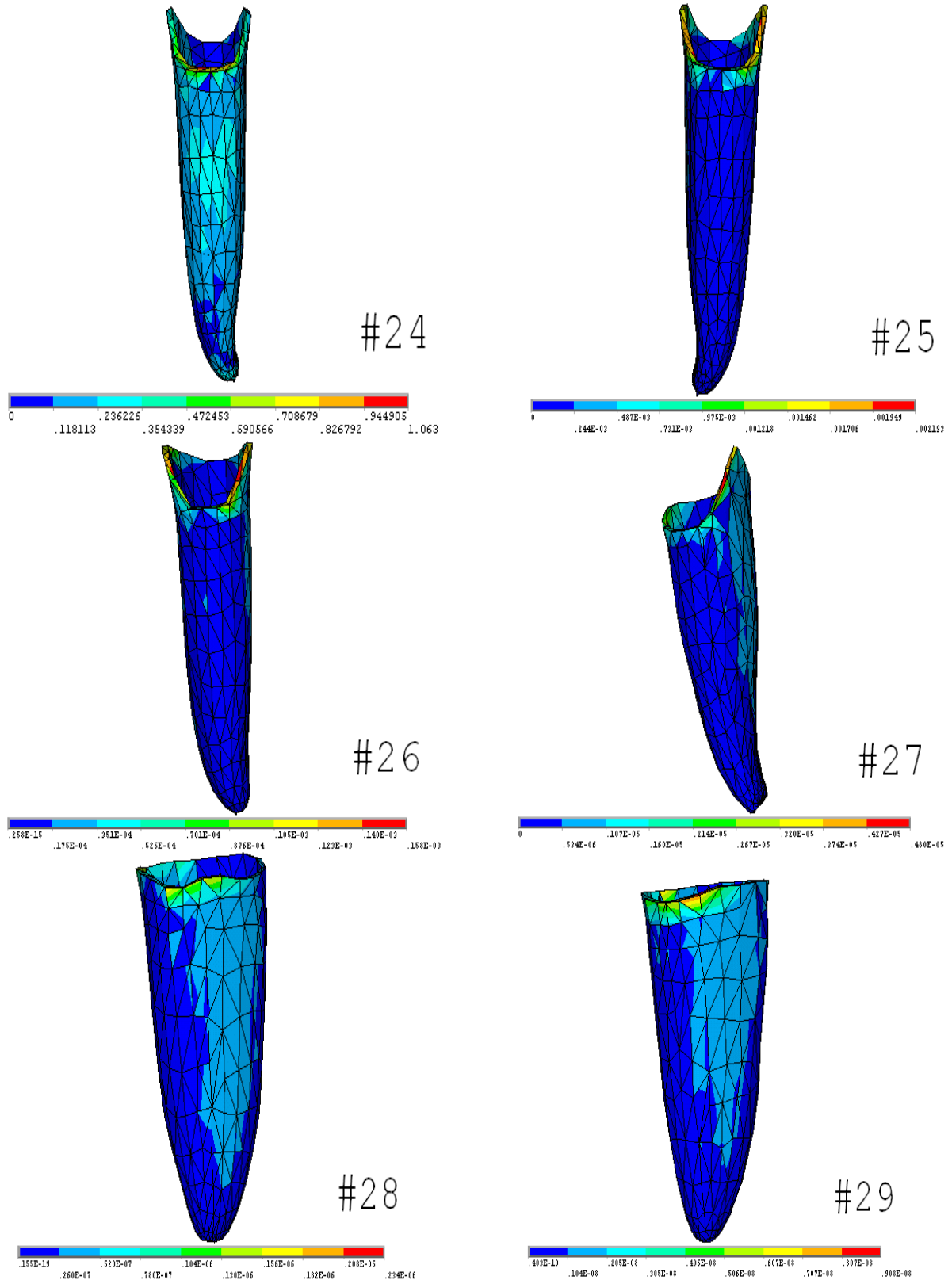


Σχήμα 8.2.β): Ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises στα δόντια 24 έως 29

**8.2.3 Αποτελέσματα von Mises παραμορφώσεων στις περιοδοντικές μεμβράνες**



*Σχήμα 8.3 α): Ισοδύναμες παραμορφώσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 20  
εώς 23*



Σχήμα 8.3 β): Ισοδύναμες παραμορφώσεις κατά von Mises στις PDL των δοντιών 24  
εώς 29

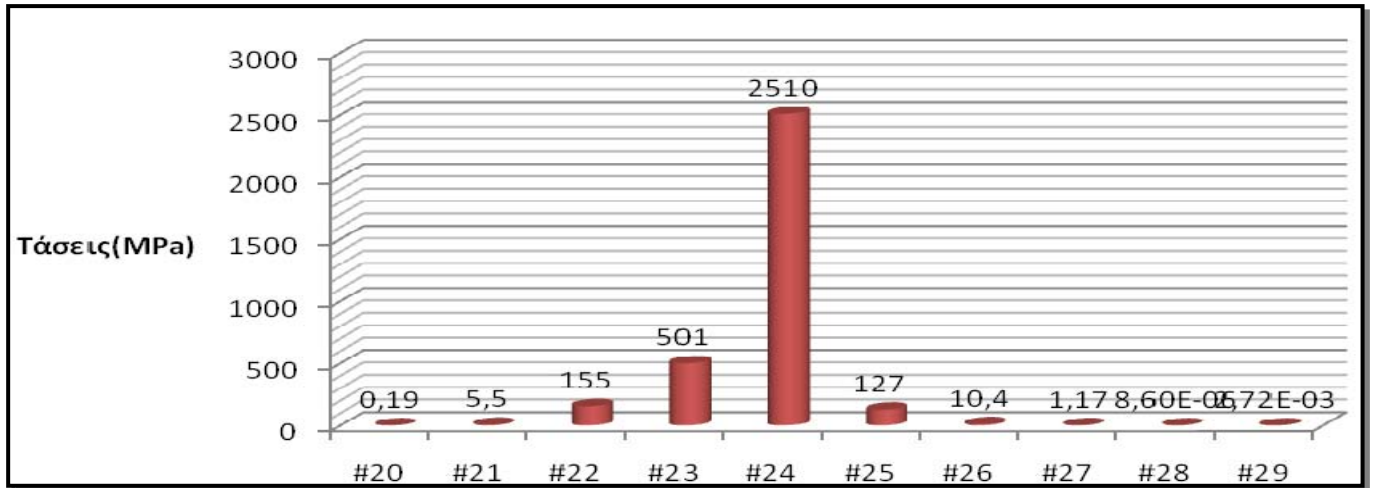
### 8.3 Αξιολόγηση αποτελεσμάτων

Στον Πίνακα 8.1 παρουσιάζονται οι μέγιστες ισοδύναμες τάσεις κατά von Mises σε MPa σε όλους τους όγκους του μοντέλου και η μέγιστη ισοδύναμη παραμόρφωση κατά von Mises στις περιοδοντικές μεμβράνες.

Αρίθμηση	Σύρμα	Αγκύλη	Δόντι	PDL	PDL (Strain)
#20	0,19	0,002	5,50E-05	4,20E-07	0,619E-06
#21	5,5	0,023	0,0012	2,70E-05	0,396E-04
#22	155	0,45	0,03	5,34E-04	0,774E-03
#23	501	9,29	0,54	1,20E-02	0,01016
#24	2510	338	50,2	7,30E-01	1,063
#25	127	1,4	0,09	1,51E-03	0,002193
#26	10,4	0,08	0,005	1,03E-04	0,158E-03
#27	1,17	0,002	1,96E-04	3,00E-06	0,448E-05
#28	8,60E-06	1,33E-04	1,30E-05	1,00E-07	0,234E-06
#29	2,72E-03	1,10E-05	3,68E-07	6,00E-09	0,908E-08

*Πίνακας 8.1 : Μέγιστες ισοδύναμες τάσεις σε MPa, και παραμορφώσεις κατά von Mises*

Οι τάσεις που παράγονται στο σύρμα στον κεντρικό τομέα (#24) είναι τουλάχιστον δύο τάξεις μεγαλύτερες από ότι στα υπόλοιπα δόντια, όπως φαίνεται στο **Σχήμα 8.4**.



**Σχήμα 8.4:** Ισοδύναμες τάσεις κατά Von Mises στα πεπερασμένα στοιχεία του σύρματος

Το ίδιο συμπέρασμα προκύπτει σε όλους τους υπόλοιπους όγκους του Μοντέλου σχετικά με το τασικό πεδίο. Όσον αφορά την παραμόρφωση της περιοδοντικής μεμβράνης, η μεγαλύτερη τιμή εμφανίζεται, όπως ήταν αναμενόμενο στον όγκο #24, και είναι σημαντικά μεγαλύτερη από την παραμόρφωση στους υπόλοιπους όγκους. Ειδικά στους πιο απομακρυσμένους όγκους η τιμή της παραμόρφωσης είναι σχεδόν μηδενική.

Οι δυνάμεις αντίδρασης στους κόμβους του σύρματος παρουσιάζονται στον **Πίνακα 8.2**. Οι κόμβοι 124386 και 124387 είναι δεσμευμένοι, ενώ οι υπόλοιποι κόμβοι έχουν δεχθεί την μετατόπιση.



<b>Κόμβος</b>	<b>F<sub>x</sub></b>	<b>F<sub>y</sub></b>	<b>F<sub>z</sub></b>
124386	0.14411E-08	-0.17696E-08	-0.26165E-10
124387	-0.18702E-06	-0.30712E-06	-0.11923E-07
124546			0.34427E-04
124547			-0.55424E-04
124548			0.52332E-04
124549			0.57239E-01
124550			0.42741E-05
124551			-0.35884E-05
124552			0.31276E-05
124553			0.17216
124554			0.16213E-03
<b>Συνολική τιμή</b>			
	-0.18557E-06	-0.30889E-06	0,22959

*Πίνακας 8.2 : Δυνάμεις αντίδρασεις στους κόμβους του σύρματος*

## 8.4 Σύγκριση αποτελεσμάτων με Μοντέλο Α

Στον Πίνακα 8.3α, γίνεται μια σύγκριση των τάσεων που αναπτύσσονται στα δόντια μεταξύ του Μοντέλου Α και του Μοντέλου Γ. Καταγράφεται η ποσοστιαία μεταβολή, αύξηση ή μείωση, στα δύο μοντέλα. Στον Πίνακα 8.3β γίνεται η αντίστοιχη σύγκριση των παραμορφώσεων στην περιοδοντική μεμβράνη

Αρίθμηση	Ποσοστιαία μεταβολή (%)
#20	-96
#21	-86
#22	-57
#23	54
#24	243
#25	-18
#26	-75
#27	-93
#28	-97
#29	-99

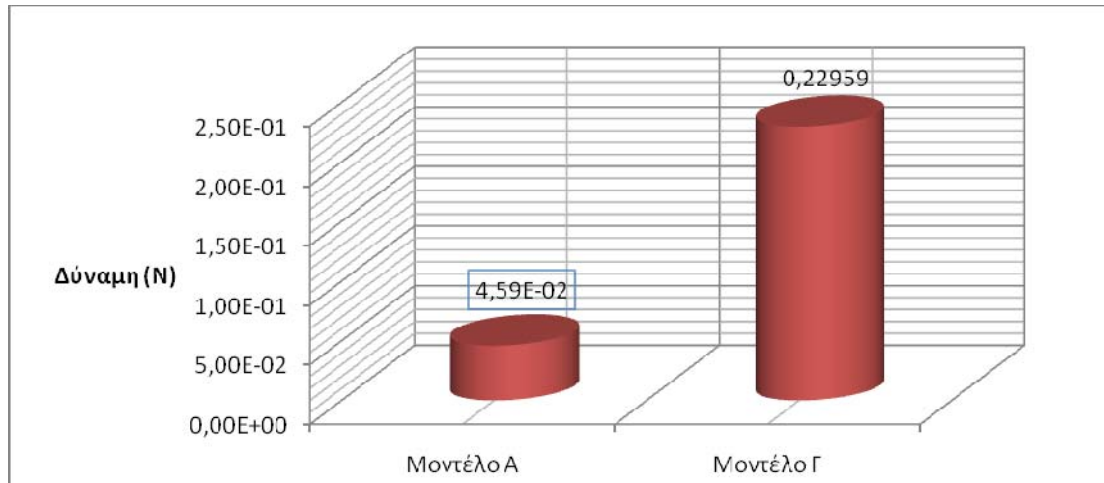
Πίνακας 8.3 α): Σύγκριση τάσεων στα δόντια

Αρίθμηση	Ποσοστιαία μεταβολή (%)
#20	-2,6E-05
#21	-0,00125
#22	-0,00691
#23	-0,04477
#24	-0,101
#25	-0,00983
#26	-0,00252
#27	-0,00027
#28	-4,5E-05
#29	-3,7E-06

Πίνακας 8.3 β): Σύγκριση

παραμορφώσεων

Στο **Σχήμα 8.5** γίνεται σύγκριση της συνολικής δύναμης αντίδρασης  $F_z$  στους κόμβους του σύρματος μεταξύ των δύο μοντέλων. Η δύναμη στο μοντέλο Γ είναι αρκετά μεγαλύτερη, αφού το μέτρο ελαστικότητας της περιοδοντικής μεμβράνης είναι μεγαλύτερο και χρειάζεται μεγαλύτερη δύναμη για να γίνει η μετατόπιση.



**Σχήμα 8.5:** Συνολική δύναμη αντίδρασης  $F_z$

## BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

**Andreasen GF., Hilleman TB.** (1971), An evaluation of 55 cobalt Nitinol wire for use in orthodontics, *Journal of the American Dental Association*, 82;1373-5.

**Andreasen GF., Morrow RE.** (1978), Laboratory and clinical analyses of Nitinol wire, *American Journal of Orthodontics*, 73;142-51.

**Andrews L.** (1972), Six keys to normal occlusion, *Am J Orthod* 62, pp. 296–309

**Andrews L.** (1974), The straight-wire appliance: syllabus of philosophy and techniques, *Course manual*, West Virginia University, Morgantown, WV.

**Andrews L.** (1976), The straight-wire appliance, explained and compared.

**Asbell M.** (1990), A brief history of orthodontics, *Am J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, Volume 98, Number 2.

**Birnie D.** (1990), Orthodontic materials update-ceramic brackets, *Br. J. Orthod*, 17;71-75.

**Burnet D.,** (1987), Finite Element Analysis-From Concepts to Applications, *Addison-Wesley Publishing Co, Massachussetis.*

**Burstone CJ, Baldwin JJ, Lawless DT.** (1961), The application of continuous force to orthodontics, *AO* ;31:1-14

**Burstone C.J.,** (1962), Biomechanics of tooth movement. *Vistas in orthodontics*, Philadelphia, pp. 197-213.

**Burstone C.J.** (1980), Holographic evaluation of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod*, 82;1-9,

**Burstone C.J., Colberg AJ.** (1980), Beta titanium; a new orthodontic alloy, *American Journal of Orthodontics*, 77;121-32.

**Cattaneo PM., Dalstra M., Melsen B.** (2005), The Finite Element Method; a Tool to study Orthodontic Tooth Movement, *J Dent Res*, 84;428-433.

**Cattaneo PM., Dalstra M., Melsen B.** (2003), The transfer of occlusal forces through the maxillary molars; A finite element study, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123;367-273.

**Dorow C., Kristin N., Sander F.** (2003), Determination of the mechanical properties of the periodontal ligament in a uniaxial tensional experiment, *J Orol. Orthop.* 64;100-7.

**Fowler PV.** (1990), Variations in the perception of ideal bracket location and its implications for the pre-adjusted Edgewise Appliance, *British Journal of Orthodontics*, 17:305-310

**Genna F., Annovazzi L., Bonesi C., Fogazzi P., Paganedi C.** (2007), On the experimental determination of some mechanical properties of porcine periodontal ligament, *Meccanica*, 43;55-73.

**Harradine N., Birnie D.** (1996), Excellence in Orthodontics Course, *London*.

**Hemingway R., Williams R., Hunt J., Rudge S.** (2001), The influence of bracket type on the force delivery of NiTi archwires, *European Journal of Orthodontics*, 23; 233-241.

**Κουλή Παναγιώτα,** Διπλωματική εργασία στην εμβιομηχανική μελέτη ελαστικά εδρασμένων φυσικών δοντιών με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων

**Knox J., Jones M., Hubsch P., Middleton J., Krali B.,** (2000), An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the finite element method of stress analysis, *Journal of Orthodontics*, 27;39-46.

**Lars-Michael F., Drescher D.,** (2006), Force Systems in the Initial Phase of Orthodontic Treatment-a Comparison of Different Levelling Archwire, *J Orofac Orthop*, 67;6-18.

**McLaughlin RP., Bennett JC.** (1995), Bracket placement with the preadjusted appliance, *29(5):302-311*

**Menicucci Giulio, Alexei Mossolov, Marco Mozzati, Massimo Lorenzetti, Giulio Pretti** (2002), Tooth-implant connection, some biomechanical aspects based on finite element analysis.

**Miura F., Mogi M., Ohura Y., Hamanaka H.** (1986), The superelastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopaedics*, 90;1-10.

**Noriaki Yoshida, Yoshiyuki Koga, Chien-Lun Peng, Eiji Tanaka, Kazuhide Kobayashi** (2000), In vivo measurement of the elastic modulus of the human periodontal ligament. Department of orthodontics, Nagasaki University of Dentistry.

**Release 10.0 Documentation for ANSYS**

**Roth R.H,** Five-Year Clinical Evaluation of the Andrews straight-wire appliance'

**Προβατίδης Χρ.** (2004), Πρόχειρες σημειώσεις του μαθήματος Εμβιομηχανική-Βιοιατρική τεχνολογία, *Εκδόσεις Ε.Μ.Π.*

**Προβατίδης Χρ. & Τουτουντζάκης Ν.** (1998), Μία κριτική αναδρομή στις παλαιότερες και σύγχρονες εφαρμογές των μεθόδων εμβιομηχανικής στην Ορθοδοντική, *Ελληνική Ορθοδοντική Επιθεώρηση*, 1, 27-49, 1998.

**Provatidis Ch.** (1999), Rigid-body FEM and semi-analytical formulas for orthodontic tooth movement. In: J.Middleton (Ed.), *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2, 149-156, 1999, Gordon and Breach.

**Provatidis Ch.** (1999), Numerical Estimation of the Centres of Rotation and Resistance in Orthodontics Tooth Movement, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 2, 149-156.

**Provatidis Ch.** (2000), A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament, *Medical Engineering & Physics*, 359-370.

**Provatidis Ch.** (2001), An analytical model for stress analysis of a tooth in translation, *International Journal of Engineering Sciences*, 1361-1381.

**Provatidis Ch.** (2002), The role of the principal strains within the periodontal ligament of a tooth during long-term intrusion, *Russian Journal of Biomechanics*, Vol 6, #3, pp.38-49.

**Seifi Esmaili** (2004), Ligation properties of a self-ligating composite bracket: An *in vitro* study, *Department of Orthodontics Göteborg University, Sweden*

**Shaw Am., Sameshima G. Vu Hv.** (2004), Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum; a finite element model, *Orthod Craniofacial Res*, 7;98-107.

**Stanford JW., Wiegel KV., Paffenbarger GC., Sweeney WT.** (1960), Compressive properties of hard tooth tissues and some restorative materials, *J Am Dent Assoc*, 60;746-756.

**Tanne K., Sacuda M., Burstone C.J.,** (1987), Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces, *Am J Dentofac Orthop*, 92;499-505.

**Tanne K., Sakuda M.,** (1979), A dynamic analysis of stress in the tooth and its supporting structures; the use of the finite element method as numerical analysis, *Jpm Orthod Soc*; 38; 372-82.

**Tanne K.** (1983), Stress induced in the periodontal tissue at the initial phase of the application of various typew of orthodontic forces; three-dimencional analysis by means of the finite element method, *J Osaka Univ. Dent. Soc*; 28; 209-61.

**Thomson S.A.** (2000), An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry, *International Endodontic Journal*, 33;297-310.

**Yoneyama T., Doi H., Hamanaka H., Okamoto Y., Mogi M., Miura F.** (1992), Super-elasticity and thermal behavior of NiTi alloy orthodontic arch wires, *Journal of Dental Materials*, 11;1-10.

**Yoshida N., Jost-Brinkmann PG., Koga Y. Mimaki N., Kobayashi K.** (2001), Experimental evaluation of initial tooth displacement, center of resistance, and center of rotation under the influence of an orthodontic force, *Am J Orthod Dentofacial Orthop*; 120;190-7.

### **Πηγές στο διαδίκτυο**

- i. *en.wikipedia.org/*
- ii. *American medical association (www.ama-assn.org/ - 17k)*
- iii. *www.sciencedirect.com*
- iv. *www.ansys.com*
- v. *www4.infotrieve.com/default.asp*
- vi. *http://ejo.oxfordjournals.org/*
- vii. *www.braces.org/studentsteachers/resources/*
- viii. *www.med.auth.gr/depts/forlang/gr/Glossary\_gr.htm*