

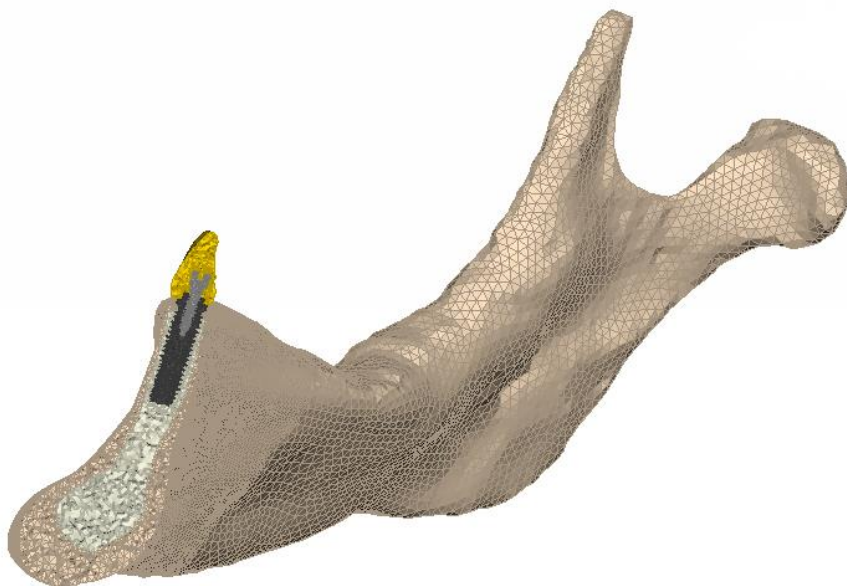


Πανεπιστήμιο Δυτικής Μακεδονίας
Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών
Πολυτεχνική Σχολή

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΤΩΝ
ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΟΔΟΝΤΙΚΟΥ
ΕΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ ΣΕ ΓΝΑΘΟ

ΠΑΝΟΥ ΖΩΗ



ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ
ΓΙΑΓΚΟΠΟΥΛΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

ΚΟΖΑΝΗ (ΝΟΕΜΒΡΙΟΣ 2016)



Περιεχόμενα

Περιεχόμενα.....	1
Κατάλογος Εικόνων.....	3
Κατάλογος Πινάκων	6
Ευχαριστίες.....	7
Περίληψη	8
Abstract.....	9
1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	10
1.1 Λειτουργία στόματος.....	10
1.1.1 Άνω Γνάθος	11
1.1.2 Κάτω γνάθος.....	12
1.1.3 Κροταφογναθική Διάρθρωση	13
1.2 Η ζωή των δοντιών	13
1.2.1 Ανατομία του δοντιού.....	14
1.2.2 Ασθένειες δοντιών	15
1.2.3 Συμβατικές θεραπείες	16
1.3 Οδοντικά εμφυτεύματα.....	18
1.3.1 Ιστορική Αναδρομή	18
1.3.2 Ορισμός.....	19
1.3.3 Εμφυτεύματα 21 ^{ος} αιώνας	20
1.3.4 Πλεονεκτήματα.....	21
1.3.5 Ιδιότητες βιοϋλικού εμφυτευμάτων	22
1.3.6 Οστεοενσωμάτωση	23
1.4 Τάξεις Σύγκλισης.....	23
1.5 Κινηματική της γνάθου.....	24
1.5.1 Η περιπλοκότητα της κίνησης της κάτω γνάθου	24
1.5.2 Είδη κινήσεων της γνάθου.....	24
1.5.3 Φάκελος της κίνησης	24
1.5.4 Ο φάκελος της κίνησης στο Οβελιαίο επίπεδο	24
2 Δομή του Οστού και Ιδιότητες	26
2.1 Πυκνότητα Οστού.....	26
2.2 Ταξινόμηση Οστών.....	27

2.3	Μηχανικές Ιδιότητες Σπογγώδους Οστού	29
2.4	Δύναμη και ελαστική/πλαστική παραμόρφωση	30
3	Τρισδιάστατη Ανακατασκευή Μοντέλων Βασιζόμενη στην Ιατρική Απεικόνιση	32
3.1	Μέθοδος Αξονικής Τομογραφίας	33
3.2	Ανακατασκευή κάτω γνάθου	33
3.3	Ανακατασκευή Στεφάνης κάτω κεντρικού τομέα.....	35
3.4	Εμφύτευμα και κοχλίας σύνδεσης	36
4	Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων και Μοντελοποίηση	37
4.1	Πεπερασμένα Στοιχεία.....	37
4.1.1	Ιστορία των πεπερασμένων στοιχείων.....	38
4.1.2	Γενικά	39
4.1.3	Διακριτοποίηση στοιχείων πεδίου	41
4.2	Διακριτοποίηση των εξεταζόμενων επιφανειών	45
5	Συμπεράσματα	90
	Βιβλιογραφία	91
	Βιβλιογραφία Εικόνων.....	93

Κατάλογος Εικόνων

Εικόνα 1.1: Το ανθρώπινο στόμα {1}	10
Εικόνα 1.2: Άνω γνάθος {2}	11
Εικόνα 1.3: Κάτω γνάθος {2}	12
Εικόνα 1.4: Κροταφογναθική Διάρθρωση {2}	13
Εικόνα 1.5: Η ζωή των νεογιλών δοντιών {2}	14
Εικόνα 1.6: Η ανατομία του δοντιού {2}	14
Εικόνα 1.7: Μερική Οδοντοστοιχία {3}	16
Εικόνα 1.8: Ολική οδοντοστοιχία συγκρατούμενη από 4 εμφυτεύματα στην άνω γνάθο {3}	17
Εικόνα 1.9: Ολική οδοντοστοιχία συγκρατούμενη από 4 εμφυτεύματα στην κάτω γνάθο {3}	18
Εικόνα 1.10: Σχηματική αναπαράσταση εμφυτεύματος – φυσικού δοντιού εντός του οστού στη γνάθο {3}	19
Εικόνα 1.11: Οδοντικό εμφύτευμα cpTi {3}	21
Εικόνα 1.12: Α, Τάξη 1. Β, Τάξη 2-Κατηγορία 2. Γ, Τάξη 2- Κατηγορία 1	23
Εικόνα 1.13: Φάκελος της κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο	25
Εικόνα 2.1: Τέσσερις ποιότητες οστών για την πρόσθια περιοχή των γνάθων	27
Εικόνα 2.2: Τέσσερις πυκνότητες οστού βρέθηκαν σε νωδές περιοχές άνω και κάτω γνάθου. Το D1 οστό είναι κατά κύριο λόγο πυκνό σπογγώδες οστό. Το D2 οστό έχει ένα λεπτό-πυκνό πορώδες οστό στην κορυφή και ένα χοντρό σπογγώδες οστό από κάτω. Το D3 έχει ένα λεπτό πορώδες φλοιώδες οστό στην κορυφή και ένα τέλειο σπογγώδες οστό ανάμεσα. Το D4 αποτελείται από σχεδόν καθόλου φλοιώδες οστό εξωτερικά. Το Τέλειο σπογγώδες οστό συνθέτει σχεδόν το συνολικό όγκο του οστού. {4}	28
Εικόνα 2.3: Διάγραμμα διασποράς του E-μέτρου σε σχέση με φαινόμενη πυκνότητα, γεμάτοι κύκλοι: αξονική-ομάδα, ανοιχτοί κύκλοι: εγκάρσια-ομάδα. Η εντοιχισμένη γραμμή διαμέσου κάθε ομάδας είναι η σχέση ισχύος που φαίνεται στο σχήμα {5}	30
Εικόνα 3.1: Υποβοηθούμενη τρισδιάστατη απεικόνιση με τη μέθοδο CT του ανθρώπινου κρανίου σε μπροστινή και πλάγια όψη. {6}	34
Εικόνα 3.2 : Κάτω γνάθος που προέκυψε από το αρχικό κρανίο	35
Εικόνα 3.3: Αρχικό μοντέλο ανθρώπινου κρανίου	35
Εικόνα 3.4: Τρισδιάστατη απεικόνιση με τη μέθοδο CT κάτω κεντρικού τομέα σε οβελιαίο επίπεδο	35
Εικόνα 3.5: Τρισδιάστατη απεικόνιση με τη μέθοδο CT κάτω κεντρικού τομέα γλωσσικά	35
Εικόνα 3.6: Τρισδιάστατη απεικόνιση με τη μέθοδο CT κάτω κεντρικού τομέα σε μετωπιαίο επίπεδο	36
Εικόνα 3.7: Τρισδιάστατα μοντέλα των δομικών τμημάτων με την πυκνότητα πλέγματος. {7}	36
Εικόνα 4.1: Δομή πτερυγίου του πειράματος των Clough–Turner {8}	38
Εικόνα 4.2 Δισδιάστατα πεπερασμένα στοιχεία. {9}	42
Εικόνα 4.3: Τρισδιάστατα πεπερασμένα στοιχεία. {9}	42
Εικόνα 4.4: Εξαεδρικό στοιχείο αποτελούμενο από πέντε τετραεδρικά στοιχεία {9}	42
Εικόνα 4.5: Αξονοσυμμετρικά στοιχεία. {9}	43
Εικόνα 4.6: Πεπερασμένα στοιχεία με καμπυλωμένες πλευρές. {9}	43
Εικόνα 4.7: Θέση κόμβων στις ασυνέχειες. {9}	44
Εικόνα 4.8: Πάχος σπογγώδους και φλοιώδους οστού από CT.	45
Εικόνα 4.9: Επεξεργασία του μοντέλου της γνάθου.	46
Εικόνα 4.10: Δημιουργία σπογγώδους οστού και διακριτοποίησης.	47
Εικόνα 4.11: Δημιουργία επιφανειών σπογγώδους και φλοιώδους οστού.	48
Εικόνα 4.12: Διακριτοποιημένο μοντέλο Στεφάνης κάτω κεντρικού τομέα.	49
Εικόνα 4.13: Μοντέλο Εμφυτεύματος εξωτερικού εξαγώνου.	50

Εικόνα 4.14: Μοντέλο Κοχλία σύνδεσης.	51
Εικόνα 4.15: Σύνδεση Εμφυτεύματος, Κοχλία σύνδεσης και Στεφάνης.	51
Εικόνα 4.16: Δημιουργία όγκων των επιμέρους τμημάτων του μοντέλου.	52
Εικόνα 4.17: Απεικόνιση τελικού μοντέλου.	53
Εικόνα 4.18: Επίπεδα κίνησης της κάτω γνάθου {15}	56
Εικόνα 4.19: Ισοδύναμες στιγμές σε in νίνο και μοντελοποίηση της συμπεριφοράς του κάτω κεντρικού τομέα κατά το δάγκωμα. CR είναι το κέντρο της αντοχής του δοντιού, Θy η γωνία από τον κάθετο άξονα και Θxz ένα επίπεδο παράλληλο στο μασητικό επίπεδο. {13}	57
Εικόνα 4.20: Προβλεπόμενες δυνάμεις μύων για διαδικασία κεντρικού δαγκώματος σε ένα εύρος γωνιών-δυνάμεων κατά το δάγκωμα που δημιούργησε στιγμές ισοδύναμες με in νίνο δάγκωμα σε οπίσθιες, κεντρικές και πρόσθιες θέσεις. Η δύναμη του μασητικού μυ αποτυπώνεται με  και η δύναμη του μπροστινού κροταφικού μυ αποτυπώνεται με  {13}	58
Εικόνα 4.21: Edge-to-Edge κοπτική θέση των δοντιών στο οριζόντιο επίπεδο {16}	60
Εικόνα 4.22: Περίπτωση 1, για $F_{vertical}=181,86$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6)mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -19,01$ N, η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.	61
Εικόνα 4.23: Περίπτωση 2, για $F_{vertical}=196,44$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6) mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -20,53$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.	62
Εικόνα 4.24: Περίπτωση 3, για $F_{vertical}=199,32$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6) mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -21,32$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.	62
Εικόνα 4.25: Περίπτωση 4, για $F_{vertical}=204,01$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6) mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -20,83$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.	63
Εικόνα 4.26: Περίπτωση 4, για $F_{vertical}=204,01$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6) mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -20,83$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.	63
Εικόνα 4.27: Περίπτωση 5, για $F_{vertical} = 189,91$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6) mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -19,85$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.	64
Εικόνα 4.28: Περίπτωση 5, για $F_{vertical} = 189,91$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6) mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -19,85$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.	64
Εικόνα 4.29: Περίπτωση 6, για $F_{vertical} = 172,77$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6) mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -18,06$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.	65
Εικόνα 4.30: Περίπτωση 7, για $F_{vertical} = 150,46$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6) mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -15,72$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.	65
Εικόνα 4.31: Ανάλυση Τάσεων Von Mises και Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης του μοντέλου για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.	67
Εικόνα 4.32: Ανάλυση Τάσεων Von Mises του εμφυτεύματος για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης	69
Εικόνα 4.33: Ανάλυση Τάσεων Von Mises του κοχλία σύνδεσης για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης	71
Εικόνα 4.34: Ανάλυση Τάσεων Von Mises της στεφάνης για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης	73

Εικόνα 4.35: Ανάλυση Τάσεων Absolute Max Principal του φλοιώδους οστού για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.	75
Εικόνα 4.36 : Ανάλυση Τάσεων Absolute Max Principal του σπογγώδους οστού για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης	77
Εικόνα 4.37: Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης του εμφυτεύματος για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.	79
Εικόνα 4.38: Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης του Κοχλία Σύνδεσης για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.	81
Εικόνα 4.39: Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης της Στεφάνης για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.	83
Εικόνα 4.40: Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης του Σπογγώδους και του Φλοιώδους οστού για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.	85

Κατάλογος Πινάκων

Πίνακας 2-1: Κατάταξη οστού στις γνάθους βάσει της πυκνότητάς του σύμφωνα με Misch. {8}	28
Πίνακας 2-2: Μέσος όρος μηχανικών ιδιοτήτων και της πυκνότητας του σπογγώδους οστού {5}	29
Πίνακας 4-1: Τμήματα του μοντέλου με τις ιδιότητές τους.	54
Πίνακας 4-2: BMD και μέτρο ελαστικότητας Young του σπογγώδους και του φλοιώδους οστού {10}	55
Πίνακας 4-3: Μηχανικές ιδιότητες των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην Ανάλυση του Μοντέλου {11}	55
Πίνακας 4-4: Κεντρικό φορτίο (N) και τιμές sEMG (μV ή $\mu\text{V}\%$) κατά το βρυγμό {12}	57
Πίνακας 4-5: Η μέση κανονικοποιημένη μέγιστη δύναμη δαγκώματος (εκφραζόμενη σε ποσοστό της μέγιστης δύναμης δαγκώματος όπως καταγράφηκε για κάθε συμμετέχοντα {14}	59
Πίνακας 4-6: Υπολογισμός σε N της $F_{\text{temporalis}}$, F_{masseter} και F_{sagittal} .	59
Πίνακας 4-7: Υπολογισμός F_{vertical} (N) και $F_{\text{horizontal}}$ (N).	60
Πίνακας 4-8: Μέγιστες Τάσεις Von Mises και Μέγιστη Παραμόρφωση του μοντέλου	86
Πίνακας 4-9: Μέγιστες Τάσεις Von Mises για το εμφύτευμα, τον κοχλία Σύνδεσης και τη Στεφάνη και Τάσεις Absolut Maximum Principal για το φλοιώδες και σπογγώδες οστό ανά περίπτωση	86
Πίνακας 4-10: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x, y, z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 1 ^η περίπτωση.	87
Πίνακας 4-11: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x, y, z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 2 ^η περίπτωση.	87
Πίνακας 4-12: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x, y, z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 3 ^η περίπτωση.	87
Πίνακας 4-13: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x, y, z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 4 ^η περίπτωση.	87
Πίνακας 4-14: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x, y, z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 5 ^η περίπτωση.	88
Πίνακας 4-15: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x, y, z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 6 ^η περίπτωση.	88
Πίνακας 4-16: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x, y, z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 7 ^η περίπτωση.	88

Ευχαριστίες

Θα ήθελα να ευχαριστήσω θερμά τους καθηγητές μου κ. Γιαγκόπουλο Δημήτριο και κ. Τσουκνίδα Αλέξανδρο για την επίβλεψή τους, την υποστήριξη, τη συνεχή καθοδήγηση και συνεργασία σε όλη τη διάρκεια εκπόνησης της παρούσας διπλωματικής εργασίας καθώς επίσης και τον κ. Μιχαλάκη Κωνσταντίνο για την πολύτιμη συνδρομή του κατά τη διάρκεια της εργασίας μου.

Τέλος, ευχαριστώ την οικογένειά μου και τους φίλους μου για την στήριξη, την αγάπη και την υπομονή τους όλα αυτά τα χρόνια.

Περίληψη

Σκοπός αυτής της εργασίας ήταν ο υπολογισμός της κατανομής των τάσεων που εμφανίζονται σε εμφύτευμα εξωτερικού εξαγώνου που τοποθετείται στη θέση του κεντρικού τομέα της κάτω γνάθου με τη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων.

Τρισδιάστατα μοντέλα προσομοιώθηκαν για να αναπαραστήσουν το οστό της κάτω γνάθου στην μπροστινή περιοχή με εμφύτευμα εξωτερικού εξαγώνου (FOS, Biomet 3i, 4,0 × 13 mm) που υποστήριζε μεταλλοκεραμική στεφάνη κάτω κεντρικού τομέα. Διάφορες περιπτώσεις φορτίσεων μελετήθηκαν με δυνάμεις υπό κλίση στο οβελιαίο επίπεδο (30° posterior μέχρι 30° anterior) και ταυτόχρονες δυνάμεις παράλληλες με το οριζόντιο επίπεδο σε σχέση με τον επιμήκη άξονα του εμφυτεύματος.

Τάσεις Von Mises, τάσεις Absolute max Principal και εικόνες μετατοπίσεων του συνολικού μοντέλου αλλά και των επιμέρους τμημάτων παρουσιάστηκαν για τους υπολογισμούς.

Παρόμοια συμπεριφορά τάσεων παρατηρήθηκε σε όλα τα επιμέρους τμήματα. Τα λοξά φορτία στο οβελιαίο επίπεδο αύξησαν τη συγκέντρωση τάσεων στον κοχλία σύνδεσης και στην αυχενική περιοχή του εμφυτεύματος και του οστού γύρω από αυτό. Στην κορυφή του φλοιώδους οστού παρουσιάστηκε αυξημένη συγκέντρωση τάσεων στην μπροστινή περιοχή της κάτω γνάθου. Με τους περιορισμούς της παρούσας εργασίας για $F_{\text{vertical}} = 181,86 \text{ N}$ κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2 \times 0,6) \text{ mm}^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{\text{horizontal}} = -19,01 \text{ N}$, η οποία ασκείται στα ίδια σημεία, με απόκλιση από τον άξονα στο οβελιαίο επίπεδο 30° posterior παρουσιάστηκαν οι μεγαλύτερες τάσεις στο συνολικό μοντέλο αλλά και σε κάθε μεμονωμένο τμήμα αυτού.

Abstract

The aim of this study was to evaluate the stress distribution of implant placement of external hexagon connection in the anterior region of the mandible by 3D finite element analysis (FEA).

3D models were simulated to represent a bone tissue of anterior region of the mandible containing an implant (FOS, Biomet 3i, 4,0 × 13 mm)-supported metalloceramic crown of the lower central incisor. Different cases were tested using loads of different angles in sagittal plane (30° posterior to 30° anterior) and simultaneous loads parallel to the horizontal plane in relation to implant long axis.

The Von Mises, Absolute Max Principal stress and displacement maps were plotted for evaluation.

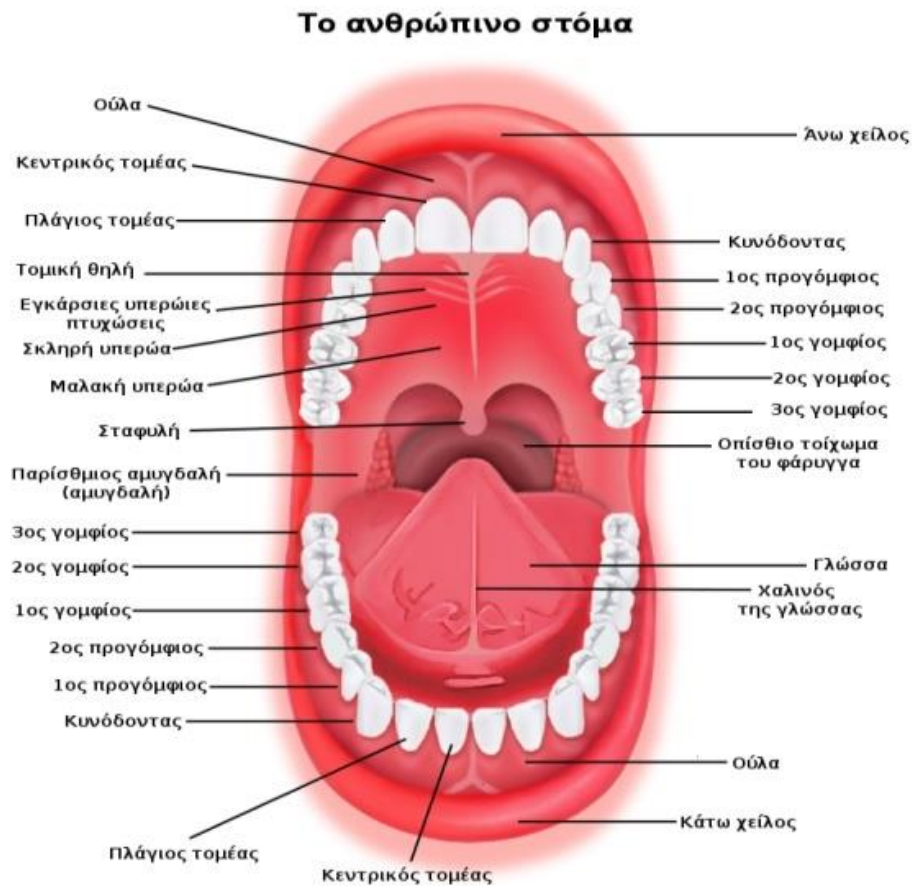
Similar stress patterns were observed for all parts of the model. Oblique loads increased the stress concentration on fixation screws and in the cervical area of the implant and the surrounding bone. Within the limitations of this study, oblique loading ($F_{\text{vertical}} = 181,86 \text{ N}$ and its horizontal counterpart $F_{\text{horizontal}} = -19,01 \text{ N}$, distributed in eleven points covering a total area of $(1,2 \times 0,6) \text{ mm}^2$ to the incisal edge of the crown) increased the stress concentrations to all constituent parts of the model.

1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 Λειτουργία στόματος

Το ανθρώπινο στόμα, είναι το αρχικό τμήμα του πεπτικού συστήματος που δέχεται και επεξεργάζεται σε πρώτο στάδιο την τροφή, εκκρίνει σάλιο και διευκολύνει την αναπνοή. Στους ανθρώπους το στόμα παίζει σημαντικό ρόλο και στη λεκτική επικοινωνία. Ενώ οι βασικοί ήχοι της φωνής παράγονται σε πρώτο στάδιο στον λαιμό, η γλώσσα, τα χείλη, τα δόντια και η γνάθος είναι απαραίτητα για την παραγωγή της ποικιλίας των ήχων που εμφανίζονται στην ανθρώπινη ομιλία. Το στόμα συμβάλλει επίσης στη γεύση και την αφή.

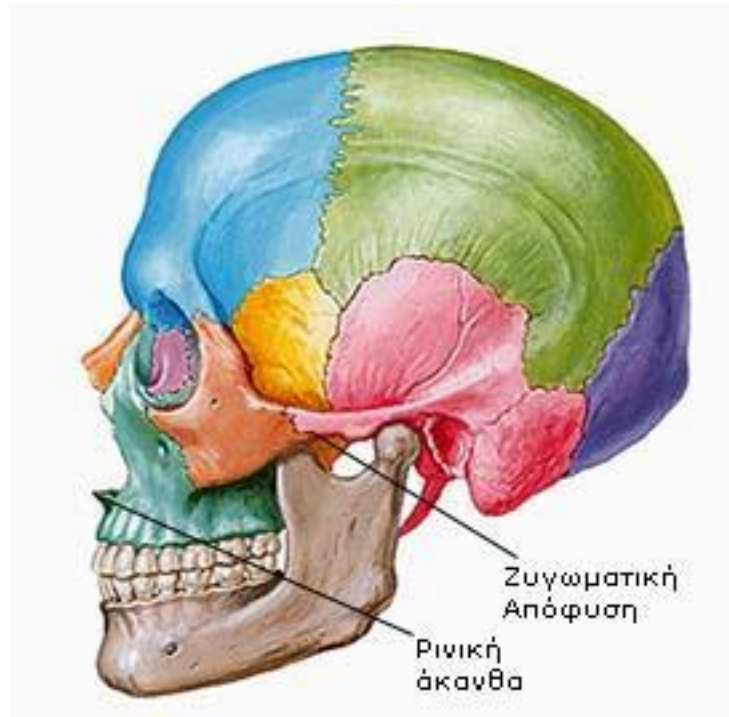
Οι κύριες λειτουργίες του είναι η μάσηση, η κατάποση, η γεύση, η ομιλία, η έκφραση και η αναπνοή. Βοηθά στο δάγκωμα και τον τεμαχισμό των τροφών. [1] Οι μύες που χρησιμεύουν για τη μάσηση, το χαμόγελο, τη συνοφρύωση, το γέλιο και άλλες προσωπικές εκφράσεις είναι προσαρτημένοι στο κρανίο.



Εικόνα 1.1: Το ανθρώπινο στόμα [1]

1.1.1 Άνω Γνάθος

Η άνω γνάθος αποτελείται από περισσότερα οστά κολλημένα (συγκεχυμένα) μεταξύ τους και βρίσκεται μπροστά και ακριβώς κάτω από το κρανίο. Ενώνεται με το κρανίο και σχηματίζει τις παρειές (μάγουλα), τη ρινική κοιλότητα (μύτη) και την οροφή της στοματικής κοιλότητας.



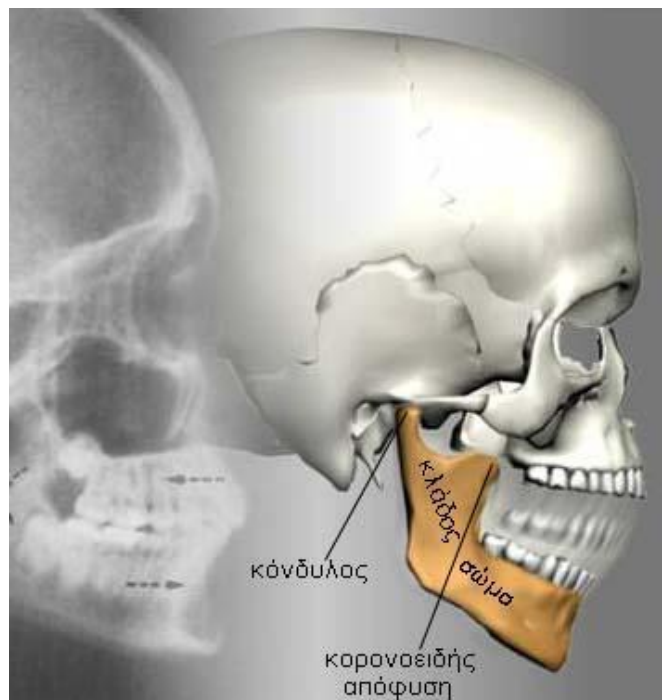
Εικόνα 1.2: Άνω γνάθος [2]

- **Ιγμόρειο άντρο:** ο γεμάτος αέρα χώρος που βρίσκεται ακριβώς κάτω από το ζυγωματικό τόξο και ακριβώς πάνω από την οροφή του στόματος. Υπάρχει ένα σε κάθε πλευρά του προσώπου, σε κάθε πλευρά της μύτης.
- **Ρινική άκανθα:** ένα τμήμα οστού που εξέχει της άνω γνάθου στο κάτω άκρο της μύτης.
- **Ζυγωματική απόφυση:** ένα κυρτό τμήμα οστού που εκτείνεται έξω από την άνω γνάθο και σχηματίζει τμήμα του ζυγωματικού τόξου. [2]

1.1.2 Κάτω γνάθος

Η κάτω γνάθος αποτελείται από ένα οστό, σχήματος U, που εκτείνεται από το ένα αυτί, προς τα κάτω και περνώντας από την περιοχή του πηγουνιού, συνεχίζει ξανά προς τα πάνω για να καταλήξει στο άλλο αυτί. Συνδέεται με το άνω τμήμα του κρανίου γύρω από την περιοχή των αυτιών με δυο συνδέσμους (που ονομάζονται κροταφογοναθικές διαρθρώσεις). Αν ακουμπήσετε τα δάχτυλά σας στο δέρμα ακριβώς μπροστά από τα αυτιά, και έπειτα ανοιγοκλείσετε το στόμα, θα αισθανθείτε την κίνηση αυτών των συνδέσμων. Τα τμήματα του οστού της κάτω γνάθου ονομαστικά είναι:

- **Σώμα της κάτω γνάθου** : είναι το κεντρικό τμήμα του οστού (σχήματος U), που στηρίζει τα κάτω δόντια.
- **Ο Κόνδυλος** : το αποστρογγυλεμένο άκρο του οστού που εισέρχεται στον κινητό σύνδεσμο ανάμεσα στην κάτω γνάθο και το κρανίο (που περικλείει τον εγκέφαλο). Υπάρχει από ένας κόνδυλος σε κάθε άκρο της κάτω γνάθου.
- **Η Κορονοειδής απόφυση** : η τριγωνική εξοχή της κάτω γνάθου όπου καταφύονται οι μασητήριες μύες από το κρανίο. Υπάρχει μια απόφυση σε κάθε άκρο της γνάθου.
- **Κλάδοι** : τα απεπλατυσμένα, ευθεία τμήματα στα πλάγια του οστού της κάτω γνάθου, που ενώνουν το σώμα του οστού με τους κονδύλους και τις κορονοειδείς αποφύσεις. [2]

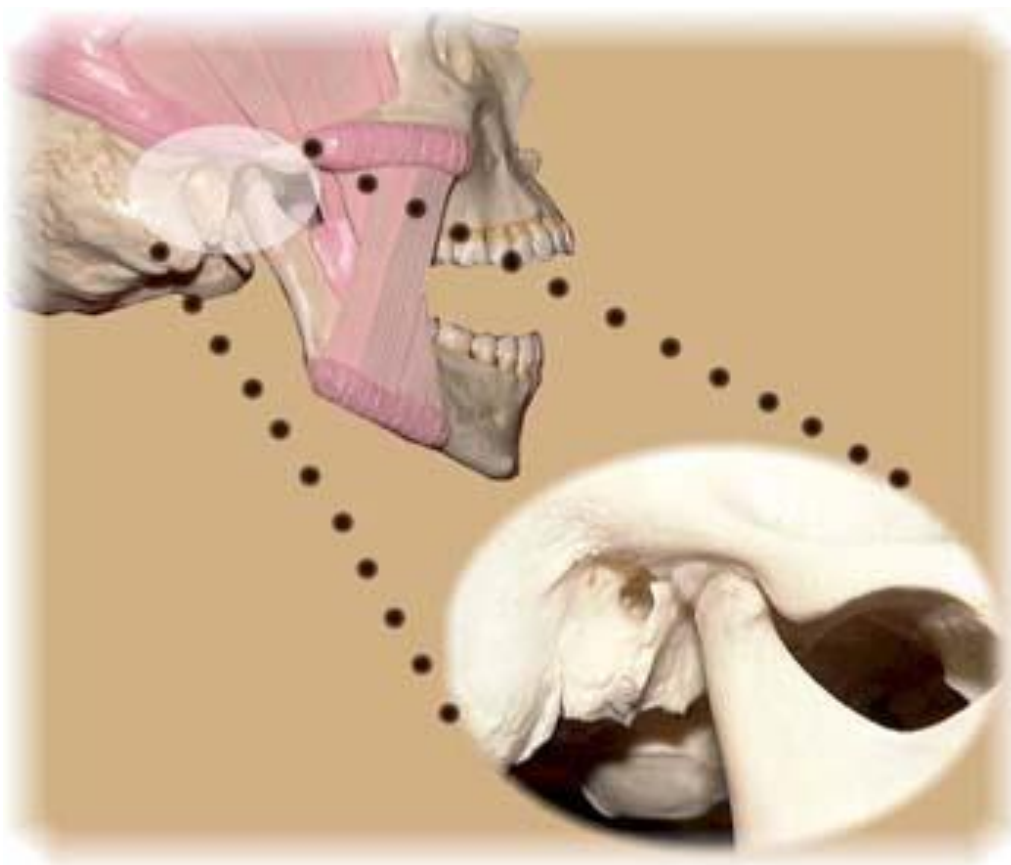


Εικόνα 1.3: Κάτω γνάθος [2]

1.1.3 Κροταφογναθική Διάρθρωση

Η κροταφογναθική διάρθρωση είναι μια κινητή άρθρωση ανάμεσα στην κάτω γνάθο και ένα μέρος του κρανίου το οποίο ονομάζεται κροταφικό οστό. Είναι μια πολύπλοκη άρθρωση της οποίας οι δυο σκληρές οστικές επιφάνειες χωρίζονται από ένα κυκλικό τμήμα χόνδρου (το διάρθριο δίσκο) ο οποίος δρα ως μέσο αποτροπής ή μετριασμού πληγμάτων.

Αυτή η άρθρωση είναι σε συνεχή χρήση κατά τη διάρκεια της μάσησης, της κατάποσης, της ομιλίας και του γέλιου. Κάποιες από αυτές τις κινήσεις είναι η περιστροφή και η ολίσθηση της άρθρωσης.



Εικόνα 1.4: Κροταφογναθική Διάρθρωση {2}

1.2 Η ζωή των δοντιών

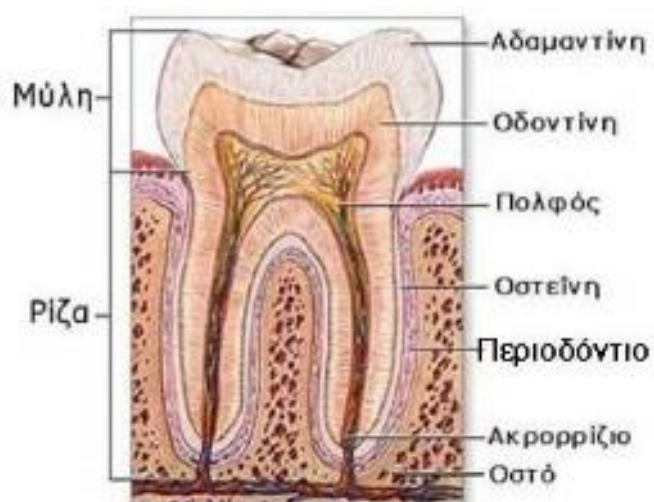
Ο άνθρωπος, όπως και τα περισσότερα θηλαστικά, έχουν δύο «σειρές» δοντιών. Τα πρώτα ονομάζονται νεογιλά και αναπτύσσονται κατά την παιδική ηλικία. Τα δεύτερα ονομάζονται μόνιμα. Η ζωή των δοντιών ακολουθεί κάποιους κανόνες της φύσης. Τα δόντια αρχίζουν να δημιουργούνται στις γνάθους πριν ακόμη γεννηθούμε και ολοκληρώνονται με την ανατολή των 32 μόνιμων δοντιών μετά την ενηλικίωση. Σε αυτή την περιοχή παρουσιάζουμε σε ποια ηλικία και με ποια σειρά εμφανίζονται

τα δόντια. Τα νεογιλά δόντια εμφανίζονται πρώτα για να «πέσουν» και να δώσουν τη θέση τους στα μόνιμα. Η ζωή των δοντιών είναι άρρηκτα συνδεδεμένη με τις διατροφικές συνήθειες του παιδιού. Όταν γεννιούνται τα μωρά, τα δόντια τους συνεχίζουν να μεγαλώνουν μέσα στις γνάθους. Η πρώτη «σειρά» δοντιών που ονομάζονται νεογιλά συνήθως αρχίζουν να εμφανίζονται στην ηλικία των 6 μηνών.

Η Ζωή των Νεογιλών Δοντιών		
Άνω Γνάθος	Εμφανίζεται	"Πέφτει"
Κεντρικός Τομέας	8 με 12 μηνών	6 με 7 χρονών
Πλάγιος Τομέας	9 με 13 μηνών	7 με 8 χρονών
Κυνόδοντας	16 με 22 μηνών	10 με 12 χρονών
Πρώτος Γομφίος	13 με 19 μηνών	9 με 11 χρονών
Δεύτερος Γομφίος	25 με 33 μηνών	10 με 12 χρονών
www.dental-telos.gr		
Κάτω Γνάθος	Εμφανίζεται	"Πέφτει"
Κεντρικός Τομέας	6 με 10 μηνών	6 με 7 χρονών
Πλάγιος Τομέας	10 με 16 μηνών	7 με 8 χρονών
Κυνόδοντας	17 με 23 μηνών	9 με 12 χρονών
Πρώτος Γομφίος	14 με 18 μηνών	9 με 11 χρονών
Δεύτερος Γομφίος	23 με 31 μηνών	10 με 12 χρονών

Εικόνα 1.5: Η ζωή των νεογιλών δοντιών{2}

1.2.1 Ανατομία του δοντιού



Εικόνα 1.6: Η ανατομία του δοντιού{2}

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 πολλά μικροσκοπικά σωληνάκια που περιέχουν νεύρα. Αυτό σημαίνει ότι τα δόντια μπορούν να ξεχωρίσουν τη διάφορα μεταξύ ζεστού και κρύου.

Πολφός

Βρίσκεται στο κέντρο του δοντιού και είναι ζωντανός ιστός. Είναι ένας χώρος μέσα στον οποίον βρίσκονται πολλά νεύρα και αιμοφόρα αγγεία. Έτσι το δόντι μπορεί και αισθάνεται τη διάφορα μεταξύ κρύου και ζεστού. Μέσα από τα αιμοφόρα αγγεία κυκλοφορεί αίμα και έτσι το δόντι διατηρείται ζωντανό και υγιές.

Ακρορίζιο

Αυτό είναι το άκρο της ρίζας και από εκεί περνάνε τα νεύρα και τα αγγεία μέσα στον πολφό. Αυτό είναι και το σημείο όπου μπορεί να δημιουργηθεί φλεγμονή, όταν το δόντι τραυματιστεί από διάφορα αιτία (τερηδόνα, τραύμα κλπ). Η φλεγμονή αυτή ονομάζεται απόστημα.

Αύλακες

Ονομάζονται και σχισμές. Είναι αύλακες σχήματος V στη μασητική επιφάνεια των οπίσθιων δοντιών που βοηθάνε στη μάσηση των τροφών. Μπορείτε να κοιτάξετε από μόνοι σας μέσα στο στόμα σας και να μετρήσετε ποσά από τα δόντια σας έχουνε σχισμές στη πάνω επιφάνεια τους.

Οστό

Οι ρίζες των δοντιών είναι στερεωμένες στο οστό της γνάθου με τη βοήθεια συνδετικών ιστών δια μέσου του περιοδοντίου. [2]

1.2.2 Ασθένειες δοντιών

Μικροοργανισμοί που υπάρχουν φυσιολογικά στη στοματική κοιλότητα έχουν την ικανότητα όταν μαζεύονται σε ομάδες (οδοντική πλάκα) να διασπών υδατάνθρακες και οξέα και να διαβρώνουν την επιφάνεια των δοντιών. Η νόσος ονομάζεται τερηδόνα και αφορά τους σκληρούς οδοντικούς ιστούς προκαλώντας απομεταλλοποίηση στην ανόργανη αλλά και οργανική υποδομή. Συνήθως τα τερηδονισμένα δόντια αντιμετωπίζονται με σφραγίσματα αλλά όταν η καταστροφή είναι προχωρημένη μπορεί να προσβάλει τον οδοντικό πολφό και τότε καταλληλότερη θεραπεία είναι η ενδοδοντική θεραπεία. Μια στεφάνη συνήθως κρίνεται απαραίτητη για να θωρακίσει την αποκατάσταση. Περιοδοντίτιδα είναι μία άλλη νόσος που αφορά σε πολύ μεγάλο ποσοστό πληθυσμού. Πρόκειται για μια φλεγμονώδη αντίδραση μικροβιακής αιτιολογίας των στηρικτικών περιοδοντικών

ιστών που έχει ως αποτέλεσμα απώλεια πρόσφυσης, απώλεια στηρικτικού οστού, σχηματισμό θυλάκων και υφίξεων. Η αιμορραγία, η φλεγμονή των ούλων με αλλαγές στο χρώμα, το σχήμα και τη σύσταση αλλά και η δυσσομία παράλληλα με την παρουσία πλάκας και τρυγίας είναι κάποια από τα κλινικά χαρακτηριστικά της νόσου. Συμπληρωματικά, θύλακοι γύρω από τα δόντια και απώλεια οστού ανιχνεύονται ακτινογραφικά. Κλινικά βέβαια σε επίπεδο ασθενούς αυτό μεταφράζεται ως αυξημένη κινητικότητα και σε τελικό στάδιο σε απώλεια των δοντιών αν η νόσος αφεθεί ανεξέλεγκτη. [8]

1.2.3 Συμβατικές θεραπείες

1.2.3.1 Γέφυρες

Σε περίπτωση που μέχρι και 3 δόντια έχουν χαθεί τα γειτονικά υγιή δόντια παρασκευάζονται για να χρησιμοποιηθούν ως στηρίγματα τεχνητών δοντιών. Αυτές οι αποκαταστάσεις μπορεί να είναι άκρως λειτουργικές και αισθητικές χωρίς ο ασθενής να έχει πρόβλημα προσαρμογής.

Παρ'όλα αυτά υγιή δόντια τροχίζονται ή θεραπεύονται ενδοδοντικά κατά περίπτωση παρέχοντας μια λύση που διαρκεί περίπου 10 με 11 χρόνια κατά μέσο όρο. Ακόμα το οστό κάτω από τα δόντια που λείπουν συνεχίζει να απορροφάται με αποτέλεσμα η γέφυρα να μην εφαρμόζει πάντα σωστά, δευτερογενείς τερηδόνες πιθανόν να αναπτυχθούν, και η ενσφήνωση τροφής αλλά και η δυσχέρεια παροχής στοματικής φροντίδας λόγω συνθηκών πλέον οδηγεί στην αντικατάσταση της ή και την απώλεια των δοντιών αυτών όταν η κατάσταση δεν αντιμετωπίζεται έγκαιρα. [3]

1.2.3.2 Μερικές οδοντοστοιχίες

Όταν περισσότερα από 3 δόντια λείπουν και τα κενά δεν οριοθετούνται πλέον από παρακείμενα υγιή δόντια τότε η λύση συνήθως είναι η κινητή, μερική οδοντοστοιχία. Βέβαια για την κατασκευή της επίσης απαιτείται εκτροχισμός υγιών δοντιών ως στηρίγματα και τα ίδια προβλήματα όπως και στις γέφυρες συναντώνται.



Εικόνα 1.7: Μερική Οδοντοστοιχία {3}

Το οστικό υπόβαθρο λόγω ανισότιμης κατανομής δυνάμεων απορροφάται ανισομερώς ενώ ασκούνται μεγάλες δυνάμεις στα δόντια και σε συγκεκριμένες μόνο περιοχές του βλεννογόνου με αποτέλεσμα αυξημένη οστική απορρόφηση. Έτσι η κινητή κατασκευή δεν εφαρμόζει σωστά μακροπρόθεσμα προκαλώντας πόνο και δυσανεξία.

Επίσης αν η κατάσταση δεν αντιμετωπιστεί τα δόντια υπερφορτίζονται με όποια προβλήματα αυτό αποφέρει. Τέλος, η υπερώα συνήθως καλύπτεται από μεταλλική πλάκα επηρεάζοντας φώνηση, αισθητική και γεύση. [3]

1.2.3.3 Ολική Οδοντοστοιχία

Όταν ο ασθενής είναι νωδός (χωρίς δόντια) αυτό που η συμβατική οδοντιατρική έχει να προσφέρει είναι οι ολικές οδοντοστοιχίες. Η συγκράτηση τους στο στόμα εξασφαλίζεται λόγω δυνάμεων συνοχής και συνάφειας που αναπτύσσονται μεταξύ ολικής οδοντοστοιχίας, σάλιου και βλεννογόνου του στόματος.

Και εδώ ξανά η ανισομερή κατανομή δυνάμεων αλλά και οι ελλείψεις όλων των δοντιών οδηγούν σε οστική απορρόφηση σε σύντομο χρονικό διάστημα και έτσι οι ολικές οδοντοστοιχίες χάνουν την σταθερότητα και τη συγκράτηση τους, ενώ η μορφολογία του προσώπου αλλοιώνεται σημαντικά λόγω απώλειας οστικού υποστρώματος.

Ψυχολογικοί λόγοι αλλά και προβλήματα ομιλίας, γεύσης και περιορισμένης μασητικής ικανότητας οδηγούν συχνά τους ασθενείς σε δυσκολία αποδοχής της ολικής οδοντοστοιχίας. Αν η κατάσταση δεν αντιμετωπιστεί με συχνές επανεφαρμογές η οστική απορρόφηση δεν επιβραδύνεται ενώ ενοχλήσεις και πόνος κατά τη μάσηση μπορεί να προκύψουν. Σε ακραίες περιπτώσεις βέβαια που η οστική ατροφία έχει προχωρήσει σημαντικά οι εμφυτευματικές αποκαταστάσεις γίνονται πιο σύνθετες.

Προσεκτική αξιολόγηση όλων των παραγόντων, διεξοδική συζήτηση όλων των πλεονεκτημάτων και μειονεκτημάτων του εκάστοτε σχεδίου αλλά και η προσωπική σας άποψη και αισθητική συνυπολογίζονται και η καταλληλότερη θεραπεία εμφυτευματική ή μη προτείνεται. [3]



Εικόνα 1.8: Ολική οδοντοστοιχία συγκρατούμενη από 4 εμφυτεύματα στην άνω γνάθο{3}



Εικόνα 1.9: Ολική οδοντοστοιχία συγκρατούμενη από 4 εμφυτεύματα στην κάτω γνάθο {3}

1.3 Οδοντικά εμφυτεύματα

1.3.1 Ιστορική Αναδρομή

Η εισαγωγή των οδοντικών εμφυτευμάτων στην οδοντιατρική κλινική πράξη έχει επιφέρει σημαντικές αλλαγές στην αποκατάσταση της φυσιολογικής λειτουργίας, της αισθητικής και της ποιότητας ζωής των ασθενών με μερική ή ολική νωδότητα. Το οδοντικό εμφύτευμα είναι κάθε εξάρτημα κατασκευασμένο από άλλο πλαστικό υλικό, το οποίο τοποθετείται χειρουργικά μέσα στην εναπομένουσα οστική ακρολοφία, κάτω από τον βλεννογόνο με σκοπό να παρέχει στήριξη και συγκράτηση στην προσθετική αποκατάσταση (The Academy of Prosthodontics, 2005). Η ιστορική εξέλιξη των οδοντικών εμφυτευμάτων χαρακτηρίζεται τόσο από σημειακές αναφορές όσο και από εμπειρικές προσπάθειες, στις οποίες εκφράζονταν το πνεύμα πρωτοπορίας ορισμένων ερευνητών (Greenfield 1913, Strock 1937, Linkow 1967, Branemark 1983, Balkin 1988).

Σημειακές αναφορές οδοντικών εμφυτευμάτων συναντάμε στον αρχαίο Αιγυπτιακό πολιτισμό, αφού ο Andrews περιγράφει ριζόμορφο ξένο υλικό από πέτρα για αντικατάσταση κεντρικού τομέα, φτιαγμένο από τους Μάγια (Chen and Scharer 1993). Η πρώτη αναφορά οδοντικού εμφυτεύματος, από άργυρο-ιρίδιο, ιστορικά αποδίδεται στον Greenfield (1913). Είκοσι πέντε χρόνια αργότερα οι αδελφοί Strock (1938) πειραματίστηκαν με κοχλίες βιταλίου, ένα υλικό που χρησιμοποιήθηκε για πρώτη φορά. Κοχλίες διαφόρου είδους αναπτύχθηκαν αργότερα από τους Formiggini, Zepponi, Sandhaus, Branemark και άλλους όπου εκτός από τον ανοξειδωτο χάλυβα, χρώμιο, κοβάλτιο και μολυβδαίνιο με μορφή κράματος, χρησιμοποιήθηκαν και άλλα υλικά όπως τιτάνιο, ταντάλιο και υδροξείδιο του αλουμινίου (Balkin 1988). Τα υποπεριοστικά εμφυτεύματα εμφανίζονται το 1940 με απογοητευτικά μακροπρόθεσμα αποτελέσματα και σημαντική απορρόφηση οστού (Obwegeser 1977, Balkin 1988). Ο Linkow (1968)

χρησιμοποίησε τα ενδοστικά λεπιδόμορφα εμφυτεύματα για ασθενείς με αιχμηρές, απορροφημένες φατνιακές ακρολοφίες. Αυτά κατασκευάστηκαν είτε από κράματα χρωμιοκοβαλτίου είτε από τιτάνιο, ενώ η δεκαετής παρακολούθησή τους έδειξε χαμηλά ποσοστά επιτυχίας (Smitloff and Fritz 1987). Οι Schroeder (1976), και οι Kirsch και Koch (1977) υιοθέτησαν την χρήση κυλινδρικών, ριζόμορφων εμφυτευμάτων, ενώ τα υλικά κατασκευής τους ήταν το οξείδιο του αλουμινίου, καθαρό τιτάνιο ή κράματα τιτανίου με επιφάνεια καλυμμένη από υδροξυαπατίτη.

Το 1952 η ομάδα του Branemark ξεκινά τις μελέτες της πάνω στα κυλινδρικά κοχλιούμενα ενδοστικά εμφυτεύματα, από τιτάνιο, και το 1965 τοποθετεί το πρώτο οδοντικό εμφύτευμα από τιτάνιο σε Σουηδό εθελοντή. Ο όρος οστεοενσωμάτωση χρησιμοποιήθηκε πρώτα από τον Brånemark (1952, 1983) και προσδιορίζει την άμεση δομική και λειτουργική σύνδεση μεταξύ του περιβάλλοντος οστίτη ιστού και της επιφάνειας του εμφυτεύματος. Στην περίοδο από τα μέσα της δεκαετίας του 1950 έως σήμερα υπάρχει πρόσφορο έδαφος για την ανάπτυξη, εξέλιξη και καθιέρωση νέων τύπων και σχεδιασμών εμφυτευμάτων με τελικό αποτέλεσμα την καθιέρωση της σύγχρονης εμφυτευματολογίας ως αξιόπιστη θεραπευτικής μεθόδου για την αποκατάσταση ολικώς και μερικώς νωδών ασθενών (Brånemark 1983, Albrektsson και συν 1986, Adell και συν 1990). [4]

1.3.2 Ορισμός

Το οδοντικό εμφύτευμα είναι ένα προσθετικό δόντι το οποίο αγκιστρώνεται στη φατνιακή ακρολοφία των γνάθων για να αντικαταστήσει ελλείποντα δόντια. [5]



Εικόνα 1.10: Σχηματική αναπαράσταση εμφυτεύματος – φυσικού δοντιού εντός του οστού στη γνάθο {3}

1.3.3 Εμφυτεύματα 21^{ος} αιώνας

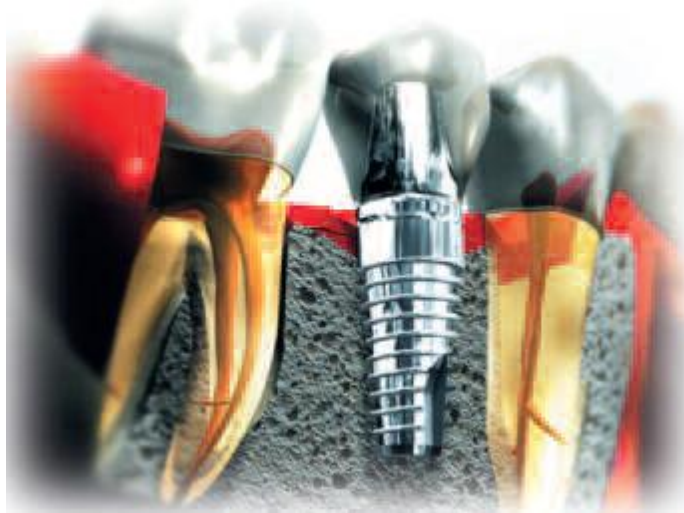
Τιτάνιο

Το τιτάνιο έχει χρησιμοποιηθεί επιτυχώς ως υλικό εμφυτεύματος και αυτή η επιτυχία τιτανίου οφείλεται στην εξαιρετική ασυμβατότητα του λόγω του σχηματισμού σταθερών στρωμάτων οξειδίου στην επιφάνειά του.

Το εμπορικά καθαρό τιτάνιο (CpTi) ταξινομείται σε 4 βαθμίδες που διαφέρουν σε περιεκτικότητα σε οξυγόνο. Το Grade 4 έχει το περισσότερο οξυγόνο (0,4%) και το Grade 1 τη μικρότερη περιεκτικότητα σε οξυγόνο (0,18%). Οι μηχανικές διαφορές που υπάρχουν μεταξύ των διαφόρων ποιτήτων του CpTi είναι κυρίως λόγω των προσμίξεων που υπάρχουν σε ελάχιστες ποσότητες. Σίδηρος προστίθεται για αντοχή στη διάβρωση και αλουμίνιο για αυξημένη αντοχή και μειωμένη πυκνότητα, ενώ το βανάδιο δρα ως καθαριστής αλουμίνιου για την πρόληψη της διάβρωσης. Εξαγωνικό κρυσταλλικό πλέγμα του Ti ονομάζεται το α-Ti (α-φάση). Όταν θερμανθεί στους 883 °C μετατρέπεται από εξαγωνικό κυβικό πλέγμα σε κεντρικού τύπου ή αλλιώς β-φάση, έτσι δημιουργείται άμεσα ένα πυκνό φιλμ οξειδίου στην επιφάνειά του. Είναι ένα μέταλλο διμορφικό δηλαδή κάτω από 882,5 °C υφίσταται ως α-φάση και πάνω από αυτή τη θερμοκρασία αλλάζει μορφή α-φάση προς β-φάση. Λόγω της υψηλής παθητικότητας, ελεγχόμενου πάχους, ταχύ σχηματισμού, την ικανότητα να επιδιορθωθεί ακαριαία αν έχει υποστεί βλάβη, την αντοχή σε χημική προσβολή, την καταλυτική δραστηριότητά του για έναν αριθμό χημικών αντιδράσεων, και του συντελεστή ελαστικότητας συμβατό με αυτό του οστού, το Ti είναι το υλικό επιλογής για ενδοοστικές εφαρμογές. [5]

Κράματα τιτανίου Ti6Al4V

Το Τιτάνιο αντιδρά με διάφορα άλλα στοιχεία για παράδειγμα: ασημί, Al, Ar, Cu, Fe, Uι, Va και Zn για να σχηματιστούν κράματα. Κράματα τιτανίου υπάρχουν σε τρεις μορφές α, β και α-β. Αυτοί οι τύποι προέρχονται όταν καθαρό τιτάνιο θερμαίνεται με στοιχεία Al, Va σε ορισμένες συγκεντρώσεις και ψύχεται. Αυτά τα πρόσθετα στοιχεία σταθεροποιούν τις φάσεις κατάστασης. Το αλουμίνιο είναι σταθεροποιητής κατάστασης στην α-φάση και αυξάνει επίσης την αντοχή και μειώνει το βάρος του κράματος. Το βανάδιο δρα ως σταθεροποιητής β-φάσης. Η θερμοκρασία στην οποία η α-φάση μεταφέρεται στη β-φάση αλλάζει όσο Al ή Va προστίθεται σε Ti. Και οι δυο φάσεις α και β υπάρχουν ταυτόχρονα σε αυτό το εύρος. Για να αυξηθεί την αντοχή των εμφυτευμάτων, αυτά τα κράματα πρέπει να υποστούν θερμική επεξεργασία. Τα κράματα που χρησιμοποιούνται πιο συχνά για οδοντικά εμφυτεύματα είναι της α-β φάσης. Η πιο συνηθισμένη περιέχει 6% Al και 4% Va. (Ti 6 Al 4V) [5]



Εικόνα 1.11: Οδοντικό εμφύτευμα cpTi [3]

1.3.4 Πλεονεκτήματα

- Τα εμφυτεύματα σήμερα, αποκαθιστούν **αισθητικά και λειτουργικά** κατά τον καλύτερο τρόπο την ελαττωματική λειτουργία του μασητικού συστήματος λόγω απώλειας οδοντικών ή άλλων ιστών.
- Αποφεύγονται οι άσκοπες **παρασκευές δοντιών** άρα η απώλεια υγιών οδοντικών ιστών.
- Επιπλέον σε περίπτωση ολικών αποκαταστάσεων τα εμφυτεύματα προσφέρουν **αυξημένη σταθερότητα** λειτουργώντας ως στηρίγματα (επιεμφυτευματικές ολικές οδοντοστοιχίες, μεγάλες γέφυρες).
- Επιπρόσθετα τα εμφυτεύματα μέσω της διαδικασίας της οστεοενσωμάτωσης αλλά και της λειτουργικής διέγερσης και φόρτισης του υποκείμενου οστού **διατηρούν τον οστικό όγκο** που διαφορετικά θα είχε απορροφηθεί με αυξημένους ρυθμούς ειδικά στην περίπτωση κινητών αποκαταστάσεων (ολικές-μερικές οδοντοστοιχίες) ή μετά την απώλεια των δοντιών (περίπου 30% οστική απώλεια στο πρώτο τρίμηνο μετά την εξαγωγή).
- Συνεπώς, **η μορφολογία των οστικών δομών και το σχήμα του προσώπου διατηρείται** και δεν αλλοιώνεται χαρακτηριστικά όπως συμβαίνει με την πάροδο της ηλικίας όταν τα δόντια χαθούν.
- Τα εμφυτεύματα με κατάλληλη φροντίδα **διαρκούν για πάντα** και η πρόγνωση της σε συγκεκριμένες περιπτώσεις υπερέχει σε σχέση με τα φυσικά δόντια.
- Η **μασητική απόδοση και η αισθητική** είναι αντίστοιχη με αυτή των φυσικών δοντιών με τις εμφυτευματικές λύσεις, ενώ η **ποιότητα ζωής** του ασθενή γίνεται ανώτερη σε σχέση με τη λύση των ολικών οδοντοστοιχιών.

- Βέβαια τα εμφυτεύματα δεν είναι κατάλληλα για τις περιπτώσεις ασθενών και αποτελούν χειρουργική διαδικασία. Έτσι το ιστορικό του ασθενή, η ψυχοσύνθεση του καθώς και οι προσδοκίες του αξιολογούνται ανάλογα και η πλέον κατάλληλη, μακροβιότερη και επιστημονικά τεκμηριωμένη λύση παρέχεται κατά περίπτωση. [3]

1.3.5 Ιδιότητες βιοϋλικού εμφυτευμάτων

1.3.5.1 Βασικές ιδιότητες

Πρότυπο ελαστικότητας: Ένα εμφυτευματικό υλικό με πρότυπο ελαστικότητας συγκρίσιμο με το οστό (18GPa) πρέπει να επιλεγθεί για να διασφαλίζει μεγαλύτερη κατανομή τάσης στο εμφύτευμα και να ελαττώνει σχετική κινητικότητα στη διεπιφάνεια εμφυτεύματος-οστού.

Δύναμη εφελκυσμού, θλίψης και διάτμησης: Ένα εμφυτευματικό υλικό πρέπει να έχει υψηλή αντοχή στον εφελκυσμό και στη θλίψη, ώστε να μην σπάει και για να έχει καλύτερη λειτουργική σταθερότητα. Έτσι, έχει εντοπιστεί ότι οι τάσεις μεταφέρονται από το εμφύτευμα στο κόκκαλο. Η δύναμη διάτμησης αυξάνεται και χαμηλότερες δυνάμεις ασκούνται στο εμφύτευμα

Όριο διαρροής και κόπωσης: Θα πρέπει να είναι υψηλό για να αποφευχθεί το κάταγμα ευθραυστότητας υπό κυκλική φόρτιση.

Σκληρότητα: Σύμφωνα με το ADA ελάχιστη άξια ευπλαστότητας 8% απαιτείται για το σχηματισμό και τη διαμόρφωση ενός οδοντικού εμφυτεύματος. Όσο μεγαλύτερη είναι η σκληρότητα τόσο ελαττώνεται η φθορά στο εμφύτευμα και αποτρέπεται η θραύση.

1.3.5.2 Ιδιότητες επιφάνειας

Επιφανειακή τάση και ενεργεία: Καθορίζει τη διαβρεξιμότητα και την καθαρότητα της επιφάνειας. Οι οστεοβλάστες δείχνουν βελτιωμένη συγκόλληση στην επιφάνεια του εμφυτεύματος και η ενέργεια επηρεάζει την απορρόφηση πρωτεϊνών.

Επιφανειακή τραχύτητα: Αλλαγές στην τραχύτητα της επιφάνειας επηρεάζουν την ανταπόκριση των κύτταρων-ιστών αυξάνοντας τη συνολική επιφάνεια οστού – εμφυτεύματος. Συνεπώς βελτιώνεται η ικανότητα προσκόλλησης των κύτταρων στο κόκκαλο.

Οι επιφάνειες των εμφυτευμάτων έχουν ταξινομηθεί με διαφορετικά κριτήρια, όπως η τραχύτητα, η υφή και η οριοθέτηση των ανωμαλιών επιφάνειας. Ο Wennerberg και οι συνεργάτες του ξεχώρισαν τις επιφάνειες των εμφυτευμάτων σύμφωνα με την τραχύτητα της επιφάνειας, όπως: Ελάχιστα τραχύ (0,5-1 m), ενδιάμεσα τραχύ (1-2 m), τραχύ (2-3 m). Η επιφάνεια του εμφυτεύματος μπορεί επίσης να κατατάσσεται ανάλογα με την υφή τους, όπως: κοίλη υφή (κυρίως από επεξεργασίες όπως επίστρωση υδροξυαπατίτη (HA) και ψεκασμό από το πλάσμα τιτανίου), κυρτή υφή (κυρίως από την αφαιρετική επεξεργασία όπως χαρακτηριστική και αμμοβολή). Η επιφάνεια του εμφυτεύματος μπορεί επίσης να

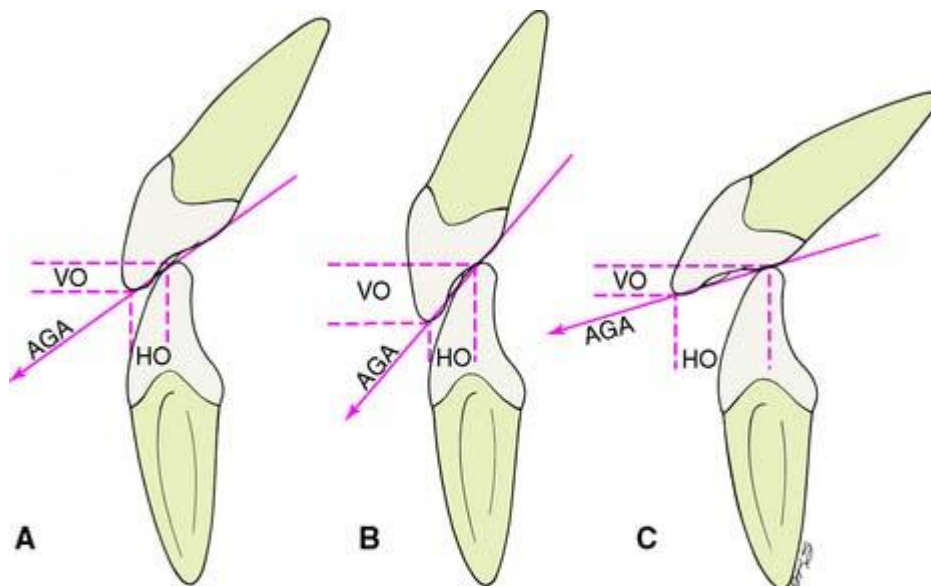
ταξινομηθεί ανάλογα με την οριοθέτηση των επιφανειακών ανωμαλιών: Ισότροπες επιφάνειες: έχουν παρόμοια τοπογραφία ανεξάρτητα από την κατεύθυνση μέτρησης και επιφάνειες ανισότροπες: έχουν σαφή κατεύθυνση και διαφέρουν σημαντικά στην τραχύτητα.[6]

1.3.6 Οστεοενσωμάτωση

Σύμφωνα με τον Brånemark ο οποίος επινόησε τον όρο Οστεοενσωμάτωση πρόκειται για άμεση δομική και λειτουργική σύνδεση μεταξύ του Ζωντανού οστού και της επιφάνειας ενός εμφυτεύματος που φέρει φορτίο. Στόχος Brånemark ήταν να αποφευχθεί να πάρει ινώδη ιστό. Επιδίωξε την άμεση απόθεση οστού-εμφυτεύματος αντ 'αυτού. Το σκεπτικό ήταν ότι, εάν οι βαθύτεροι συνδετικοί ιστοί κατάφερναν να επουλωθούν σωστά γύρω από ένα οδοντικό εμφύτευμα, τότε το εμφύτευμα θα είχε στερεωθεί σταθερά στο οστό και σε καλύτερη θέση να υποστηρίξει τις δυνάμεις και να επιτρέψει το σχηματισμό μιας κατάλληλης διαβλενογονικής διεπαφής. [18]

1.4 Τάξεις Σύγκλισης

Διαφορετικές σχέσεις των τομέων με διαφορετικές οριζόντιες και κάθετες επικαλύψεις των δοντιών (HO και VO) δημιουργούν διαφορετικές γωνίες πρόσθιας καθοδήγησης όπως παρουσιάζονται στην Εικόνα 1.12



The anterior guidance between the maxillary and mandibular anterior teeth has a direct influence on the direction of mandibular movement.

Εικόνα 1.12: Α, Τάξη 1. Β, Τάξη 2-Κατηγορία 2. Γ, Τάξη 2- Κατηγορία 1

1.5 Κινηματική της γνάθου

1.5.1 Η περιπλοκότητα της κίνησης της κάτω γνάθου

Υπάρχουν πολλά είδη κινήσεων που κάνει η κάτω γνάθος όπως η κίνηση κατά τη λειτουργία της μάσησης, του λόγου, της κατάποσης, της αναπνοής, η έκφραση του προσώπου και παραλειτουργικές κινήσεις όπως ο βρυγμός και ο βρουξισμός. Παράγοντες που καθορίζουν την κίνηση της γνάθου είναι το νευρομυϊκό σύστημα και η κίνηση της γνάθου περιορίζεται από την κίνηση των δύο κονδύλων και από την καθοδήγηση που επηρεάζεται από τον τρόπο που τα δόντια έρχονται σε επαφή.

Οι βασικές κινήσεις της κάτω γνάθου είναι η περιστροφή και η μεταφορά. Η περιστροφή γίνεται ότι η κάτω γνάθος κάνει ένα ελαφρύ κρέμασμα, ενώ η μεταφορά της γνάθου συμβαίνει όταν κάνει κίνηση προολίσθησης ή πλάγια ή συνδυασμό και των δύο.

Οι περιστροφικές κινήσεις γίνονται σε 3 άξονες, τον οβελιαίο, τον εγκάρσιο και τον κάθετο. Ο εγκάρσιος άξονας συμμετέχει κατά την κίνηση του ανοίγματος και του κλεισίματος της γνάθου, ενώ η πλαγιολίσθηση λαμβάνει χώρα στο οβελιαίο και στο κάθετο επίπεδο.

1.5.2 Είδη κινήσεων της γνάθου

Η αρχική θέση είναι η κεντρική σχέση από την οποία η γνάθος μπορεί :

- Να ανοίξει και να κλείσει
- Να κάνει κίνηση προολίσθησης και προς τα πίσω
- Να κάνει πλάγια (δεξιά και αριστερή) κίνηση

1.5.3 Φάκελος της κίνησης

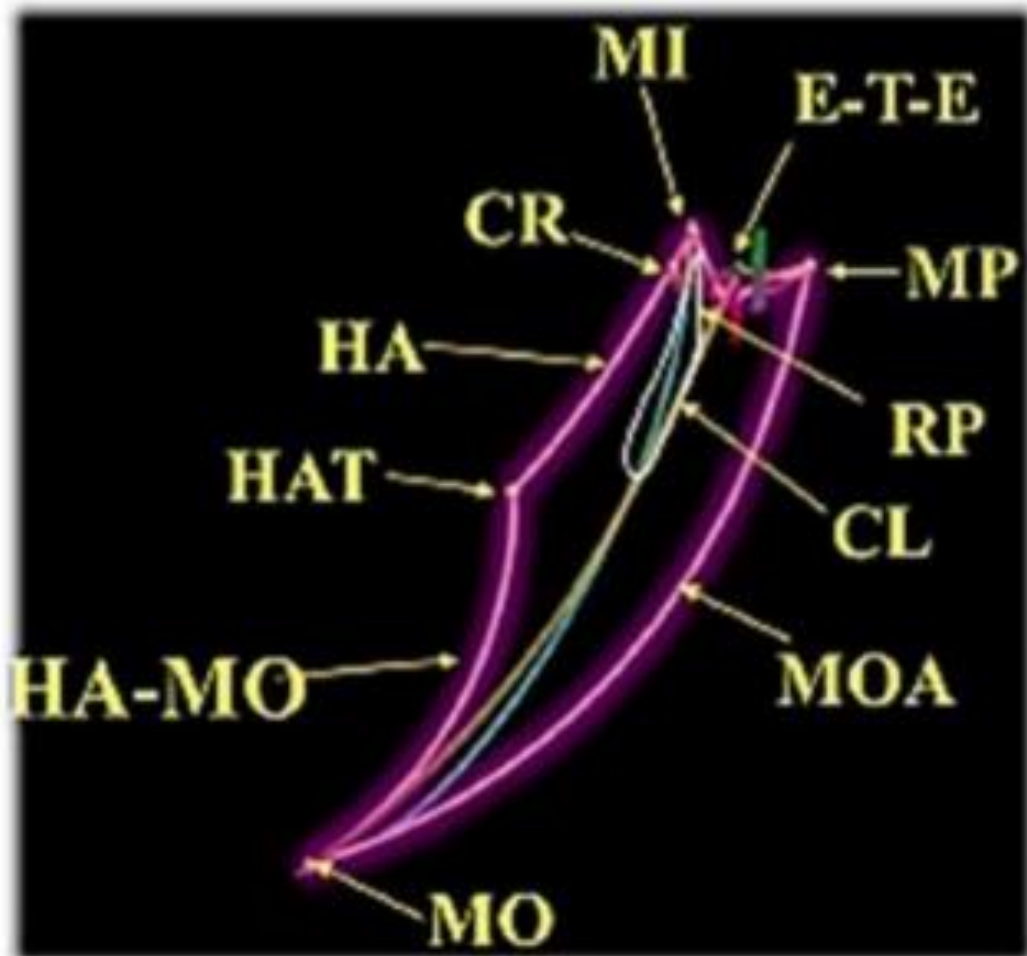
Το 1952 ο Dr Ulf Posselt περιέγραψε ένα τρισδιάστατο σενάριο κίνησης της κάτω γνάθου. Πρόκειται για ένα συνδυασμό από οριακές κινήσεις στα 3 επίπεδα, το Οριζόντιο, το Οβελιαίο και το Μετωπιαίο επίπεδο. Αυτός φάκελος κινήσεων διαφέρει από άτομο σε άτομο, αλλά έχει το ίδιο χαρακτηριστικό σχήμα. Η πάνω επιφάνειά του καθορίζεται από την επαφή των δοντιών. Τα άλλα σημεία καθορίζονται από την ανατομία της γνάθου και τους συνδέσμους.

1.5.4 Ο φάκελος της κίνησης στο Οβελιαίο επίπεδο

Ο φάκελος της κίνησης στο Οβελιαίο επίπεδο αποτελείται από :

- CR: Κεντρική Σχέση
- MI: Μέγιστη Συναρμογή
- E-T-E : Άκρη σε άκρη κοπτική

- MP : Μέγιστη σημείο προολίσθησης
- MOA: Μέγιστη διάνοιξη
- MO: Σημείο μέγιστης διάνοιξης
- HA-MO: Άξονας περιστροφής σε μέγιστη διάνοιξη
- HAT: Άξονας περιστροφής μέχρι τελικό σημείο διάνοιξης
- HA : Τόξο του κονδυλικού άξονα
- PR : Θέση ηρεμίας
- CL : Μασητικό κύκλος



Εικόνα 1.13: Φάκελος της κίνησης στο οβελιαίο επίπεδο

2 Δομή του Οστού και Ιδιότητες

Το οστό είναι ένα σύνθετο υλικό που αποτελείται από μήτρα ινών κολλαγόνου (η οργανική φάση), ενισχυμένες με $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2)$ κρυστάλλους υδροξυαπατίτη (HAP). Άλλα ανόργανα άλατα, πρωτεΐνες και πολυσακχαρίτες βρίσκονται στα οστά. Μία πρόχειρη προσέγγιση για τη συνολική σύνθεση κατά όγκο είναι: το ένα τρίτο HAP, το ένα τρίτο κολλαγόνο και άλλα οργανικά συστατικά, και ένα τρίτο νερό.

Μικροσκοπικά, η θεμελιώδης δομή του οστού είναι οι οστέωνες ή χαβερσιανά συστήματα. Πρόκειται για ομόκεντρα στρώματα της ανοργανοποιημένης μήτρας που περιβάλλουν ένα κεντρικό κανάλι με αιμοφόρα αγγεία και νευρικές ίνες.

Το Οστό ιστολογικά χωρίζεται σε ανώριμο οστό (σπογγώδες) και ώριμα πεταλοειδές οστό (φλοιώδες). Το κολλαγόνο στο σπογγώδες οστό είναι ινώδες και με τυχαίο προσανατολισμό ενώ η σύνθεση των οστών αποτελείται από κύτταρα και τα αιμοφόρα αγγεία.

Το φλοιώδες οστό είναι πιο σκληρό από το σπογγώδες οστό, αντέχει περισσότερη τάση, αλλά λιγότερη πίεση πριν από το κάταγμα λόγω της πορώδους δομής του, το σπογγώδες οστό έχει μεγάλη χωρητικότητα για την αποθήκευση ενέργειας και μπορεί να αντέξει μέχρι και 50% της έντασης πριν τη διαρροή, ενώ όριο διαρροής του φλοιώδους οστού υπόκειται θραύση σε ένταση πάνω από 1,5% - 2% .

Οι αναφερόμενες ιδιότητες στη βιβλιογραφία των οστών βρέθηκαν να διαφέρουν, αλλά οι διαφορές αυτές προέρχονται κυρίως από τη βιολογική καταγωγή των οστών και συνεπώς εξαρτώνται από παράγοντες όπως η ατομική κατάσταση της υγείας του ή η ηλικία, το επίπεδο της φυσικής δραστηριότητας και το μέρος του σώματος από το οποίο το οστό προέρχεται. Στην πραγματικότητα η ιστολογία της οστού σχετίζεται αυστηρά με τη λειτουργία του στο σώμα .

Το οστό είναι ένα ανισότροπο, ετερογενές, ανομοιογενές, μη γραμμικό και ελαστομερές υλικό. [7]

2.1 Πυκνότητα Οστού

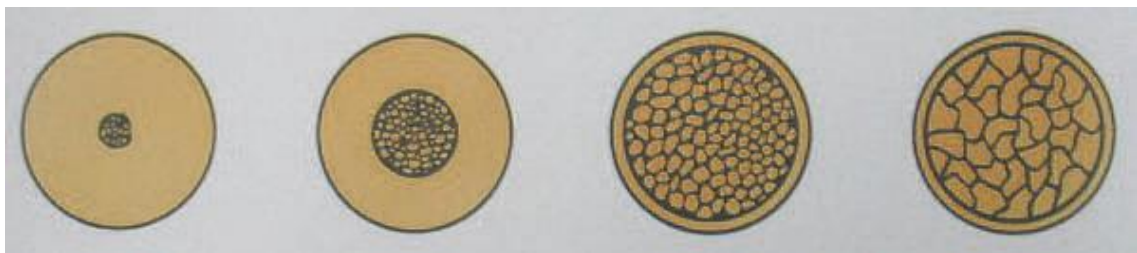
Η πυκνότητα του οστού είναι άμεσα συνδεδεμένη με τη δύναμη του οστού και την ακαμψία του. Όσο πιο πυκνό είναι το οστό τόσο πιο άκαμπτο είναι και υπάρχει μικρότερη εμβιομηχανική αναντιστοιχία με το τιτάνιο κατά τη φόρτιση. Αναφορά γίνεται για τέσσερις πυκνότητες οστού της γνάθου. Το Πυκνό φλοιώδες οστό είναι 10 φορές πιο ισχυρό από το μαλακό τέλειο σπογγώδες οστό. Το οστό κατηγορίας D2 είναι περίπου 50% πιο ισχυρό από το οστό κατηγορίας D3. Το συμπαγές οστό έχει 10 φορές μεγαλύτερο μέτρο Young σε σύγκριση με σπογγώδες οστό. Η βαθμιαία φόρτιση του οστού μεταβάλλει την ποσότητα και την πυκνότητα της διεπιφάνειας εμφυτεύματος-οστού. Το οστό ανταποκρίνεται σε σταδιακή μασητική φόρτιση με αποτέλεσμα να αυξάνεται η ποσότητα

του οστού στην επιφάνεια του εμφυτεύματος, να βελτιώνεται η πυκνότητά του και να βελτιώνει το συνολικό μηχανισμό του συστήματος υποστήριξης. [8]

2.2 Ταξινόμηση Οστών

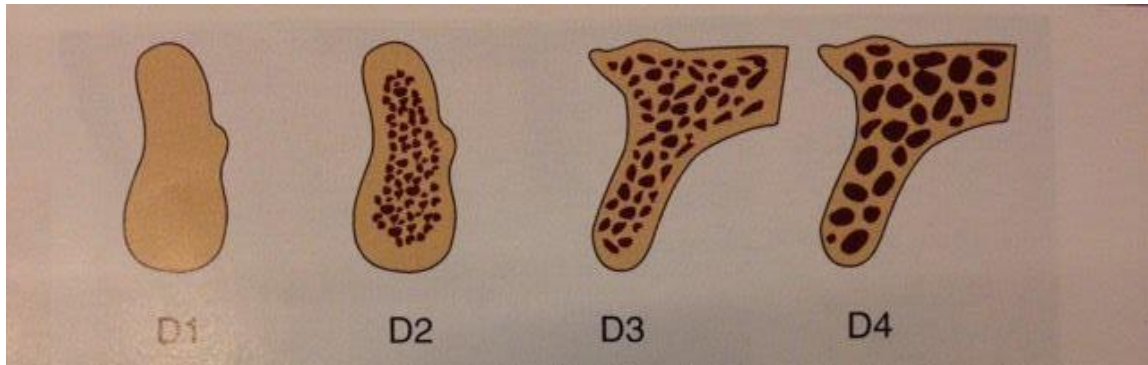
Μία εκτίμηση της πυκνότητας έγινε το 1970 από τον Linkow, ο οποίος κατέταξε το οστό βάσει της πυκνότητάς του σε τρεις κατηγορίες. Το 1985 ο Lekholm και ο Zarb κατηγοριοποίησαν το οστό σε τέσσερις ποιότητες οι οποίες βρέθηκαν σε μπροστινή θέση οστού σε γνάθο.

- **Ποιότητα 1:** αποτελούνταν από ομογενές συμπαγές οστό
- **Ποιότητα 2:** είχε ένα πυκνό στρώμα από συμπαγές κόκκαλο που περιέβαλλαν ένα πυρήνα από πυκνό σπογγώδες οστό
- **Ποιότητα 3:** είχε ένα λεπτό στρώμα από φλοιώδες οστό που περιέβαλλαν ένα πυρήνα από πυκνό σπογγώδες οστό επιθυμητής αντοχής.
- **Ποιότητα 4:** είχε ένα λεπτό στρώμα από φλοιώδες οστό που περιέβαλλαν ένα πυρήνα από χαμηλής πυκνότητας σπογγώδες οστό. [8]



Εικόνα 2.1: Τέσσερις ποιότητες οστών για την πρόσθια περιοχή των γνάθων

Το 1988 ο Misch πρότεινε τέσσερις ομάδες πυκνότητας ανεξάρτητες από τις περιοχές της γνάθου βάσει μακροσκοπικών χαρακτηριστικών του σπογγώδους και του φλοιώδους οστού. Οι περιοχές των γνάθων με παρόμοιες πυκνότητες ήταν συχνά σταθερές. Πυκνό ή πορώδες φλοιώδες οστό υπάρχει στην εξωτερική επιφάνεια του οστού και περιλαμβάνει την κορυφή της φατνιακής ακρολοφίας. Τραχύ και καλά οργανωμένα είδη σπογγώδους οστού συναντώνται ανάμεσα στο εξωτερικό περίγραμμα του σπογγώδους οστού και κατά περίπτωση στην ακραία επιφάνεια μια νωδής υπολειμματικής ακρολοφίας. Αυτές οι τέσσερις μακροσκοπικές οστικές δομές κατηγοριοποιούνται από το λιγότερο στο περισσότερο πυκνό ακολούθως:



Εικόνα 2.2: Τέσσερις πυκνότητες οστού βρέθηκαν σε νωδές περιοχές άνω και κάτω γνάθου. Το D1 οστό είναι κατά κύριο λόγο πυκνό σπογγώδες οστό. Το D2 οστό έχει ένα λεπτό-πυκνό πορώδες οστό στην κορυφή και ένα χοντρό σπογγώδες οστό από κάτω. Το D3 έχει ένα λεπτό πορώδες φλοιώδες οστό στην κορυφή και ένα τέλειο σπογγώδες οστό ανάμεσα. Το D4 αποτελείται από σχεδόν καθόλου φλοιώδες οστό εξωτερικά. Το Τέλειο σπογγώδες οστό συνθέτει σχεδόν το συνολικό όγκο του οστού. {4}

- **D4:** απουσία σχεδόν φλοιώδους οστού και καλά οργανωμένο σπογγώδες οστό
- **D3:** λεπτό πορώδες φλοιώδες οστό και καλά οργανωμένο σπογγώδες οστό
- **D2:** πυκνό προς πορώδες φλοιώδες οστό περιμετρικά και εσωτερικά τραχύ σπογγώδες οστό
- **D1:** πυκνό φλοιώδες οστό [8]

Misch Bone Density Classification Scheme			
Bone Density	Description	Tactile analog	Typical anatomical location
D1	Dense cortical	Oak or maple wood	Anterior mandible
D2	Porous cortical and coarse trabecular	White pine or spruce wood	Anterior mandible Posterior mandible Anterior maxilla
D3	Porous cortical(thin) and fine trabecular	Balsa wood	Anterior maxilla Posterior maxilla Posterior mandible
D4	Fine trabecular	Styrofoam	Posterior maxilla

Πίνακας 2-1: Κατάταξη οστού στις γνάθους βάσει της πυκνότητάς του σύμφωνα με Misch. {8}

2.3 Μηχανικές Ιδιότητες Σπογγώδους Οστού

Προηγούμενες μελέτες αποκάλυψαν ότι το σπογγώδες οστό στον κόνδυλο της κάτω γνάθου είναι ανισότροπο. Αποτελείται από παράλληλα πλακοειδή δοκίδια πρωτίστως προσανατολισμένα κατά την κατακόρυφη διεύθυνση, κάθετα στον άξονα του κονδύλου. Στην οριζόντια διεύθυνση τα πλακοειδή κονδύλια διασυνδέονται με ράβδους.

Δεν υπάρχουν μελέτες για τις μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού του κονδύλου της κάτω γνάθου. Συνεπώς, για τα μοντέλα με πεπερασμένα στοιχεία απαιτούνται μια σειρά από τέτοιες εκτιμήσεις στις περιπτώσεις του κονδύλου και στη μηχανική των ιστών των εμφυτευμάτων της κάτω γνάθου.

Στον παρακάτω πίνακα παρουσιάζονται τα περιγραφικά στοιχεία των μηχανικών ιδιοτήτων και της πυκνότητας. Οι μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού στο κόνδυλο της κάτω γνάθου φαίνεται να είναι ανισότροπες. [9]

	Axial		Transverse	
	Average	S.D.	Average	S.D.
	($n = 24$)		($n = 19$)	
E-modulus (MPa)	431	(217)	127	(92)
Ultimate stress (MPa)	4.5	(1.9)	1.6	(1.0)
Ultimate strain (%)	1.65	(0.29)	2.11	(0.46)
Failure energy (kJ/m ³)	48.89	(21.64)	23.95	(16.59)
	($n = 17$)		($n = 16$)	
Tissue density (g/cm ³)	2.146	(0.054)	2.127	(0.045)
Apparent density (g/cm ³)	0.352	(0.063)	0.336	(0.069)
Volume fraction (%)	16.4	(3.1)	15.8	(3.3)

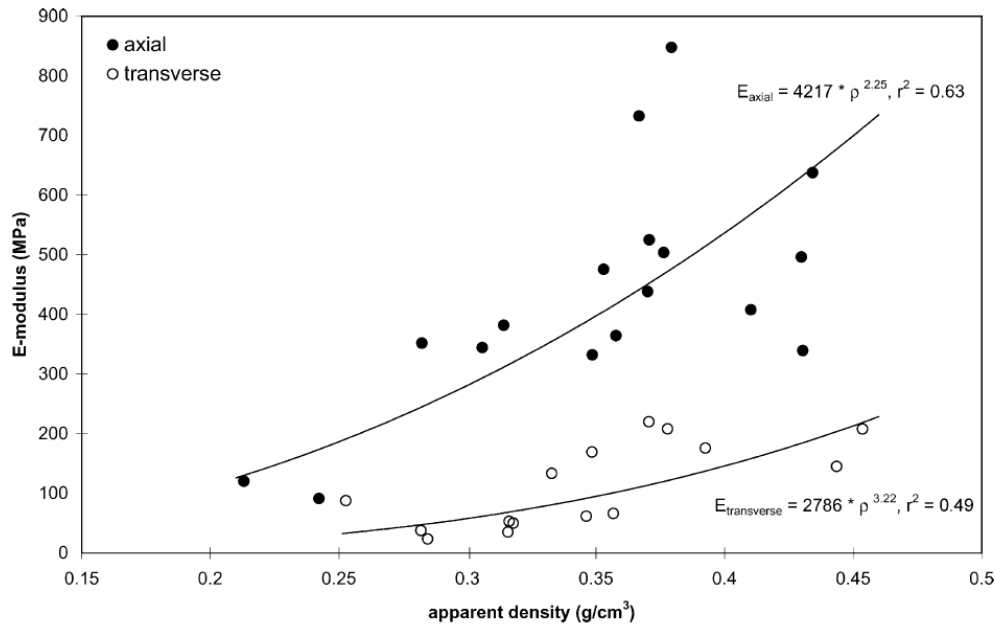
^a $p < 0.001$.

^b $p < 0.01$.

Πίνακας 2-2: Μέσος όρος μηχανικών ιδιοτήτων και της πυκνότητας του σπογγώδους οστού [5]

Όπως τονίστηκε και παραπάνω οι μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού είναι ανισότροπες. Σε εγκάρσια φόρτιση το σπογγώδες οστό είναι 3,4 φορές στιβαρότερο και 2,8 φορές ανθεκτικότερο έως τη θραύση από ότι υπό διαμήκη φόρτιση. Η ενέργεια που χρειάζεται για αστοχία είναι περίπου δύο φορές υψηλότερη υπό εγκάρσια φόρτιση απ' ότι σε αξονική φόρτιση.

Οι τιμές για το μέτρο ελαστικότητας και για την ανθεκτικότητα βρέθηκε να είναι σημαντικά υψηλότερες από εκείνες που αναφέρονται στην βιβλιογραφία για το σπογγώδες οστό της κάτω γνάθου (Μέτρο ελαστικότητας 56 MPa, και στιβαρότητα 3,9 MPa). Οι διαφορές μπορούν βεβαίως να αποδοθούν σε διαφορές στη δομή και στη λειτουργία.



Εικόνα 2.3: Διάγραμμα διασποράς του E-μέτρου σε σχέση με φαινόμενη πυκνότητα, γεμάτοι κύκλοι: αξονική-ομάδα, ανοιχτοί κύκλοι: εγκάρσια-ομάδα. Η εντοχισμένη γραμμή διαμέσου κάθε ομάδας είναι η σχέση ισχύος που φαίνεται στο σχήμα {5}

Το κλάσμα όγκου του οστού είναι στο ίδιο εύρος με αυτό από προηγούμενες μελέτες. Η φαινομενική πυκνότητα είναι 0,35 gr/cm³ το οποίο είναι εντός του εύρους των άλλων ερευνών [9]

2.4 Δύναμη και ελαστική/πλαστική παραμόρφωση

Η οστική πυκνότητα είναι ένα από τους πιο σημαντικούς παράγοντες στον καθορισμό των ελαστικών ιδιοτήτων: αυξάνονται καθώς αυξάνει η οστική πυκνότητα.

Το μέτρο ελαστικότητας του οστού έχει ενδιαφέρουσα τιμή μεταξύ εκείνης του HAP και του κολλαγόνου, αλλά η συνολική δύναμη είναι μεγαλύτερη από εκείνη των δύο. Το HAP είναι αρκετά εύθραστο με φτωχή αντίσταση κρούσης και παθαίνει κατάγματα εύκολα, ωστόσο, οι ιδιότητες των οστών προέρχονται από τον συνδυασμό της υψηλής σκληρότητας του HAP και την υψηλή δυσθραυστότητα της οργανικής φάσης.

Τελική αντοχή σε εφελκυσμό των ανθρώπινων συμπαγών οστών σε κατεύθυνση παράλληλη με τους οστέωνες είναι περίπου 150 Mpa. Λαμβάνοντας υπόψη ότι το κριτήριο για τη δομική αντοχή σε κάμψη δοκού είναι η δύναμη του υλικού διαιρούμενη με το 1,5 δύναμη της πυκνότητας, η αναλογία που προκύπτει της αντοχής της πυκνότητα για τα οστά είναι μεγαλύτερη από εκείνη για το ισοδύναμο δομικό χάλυβα.

Ωστόσο, το οστό είναι εξαιρετικά ανισότροπο και όταν ασκηθεί εγκάρσια δύναμη σε αυτό δεν είναι τόσο ισχυρό και λαμβάνοντας υπόψη κάθε τύπο φορτίου που ένα κόκαλο μπορεί να βιώσει (εφελκυσμό, θλίψη, κάμψη, στρέψη, διάτμηση και οποιοδήποτε συνδυασμό τους), είναι δυνατόν να κατανοήσουμε τις διάφορες κατηγορίες της αποτυχίας των οστών.

Δύο διαφορετικοί τύποι ανισότροπης συμπεριφοράς είναι κατάλληλοι για να περιγράψουν: την ορθότροπη συμπεριφορά ή την εγκάρσια ισοτροπική συμπεριφορά.

Δοκιμές για τη διερεύνηση ελαστικών ιδιοτήτων του οστού μπορούν να διεξαχθούν με κλασικές μηχανικές δοκιμές (φόρτιση εφελκυσμού, τα τρία σημεία κάμψης, κ.λπ.) ή με τεχνικές διάδοσης κυμάτων: τα τελευταία είναι προτιμητέα διότι καλύτερη αναπαραγωγιμότητα εκτελείται και πρόσθετες μετρήσεις για τα ίδια δείγματα επιτυγχάνονται, με τη δυνατότητα να χαρακτηριστούν οι μηχανικές ιδιότητες κατά μήκος οποιασδήποτε κατεύθυνσης.

Καθώς το οστό δεν παρουσιάζει όριο αντοχής, συσσωρεύει ζημιές κόπωσης κατά τη διάρκεια της ζωής, και η βιολογική ανάπλαση του οστού είναι απαραίτητη για τη δομική ακεραιότητα του σκελετικού συστήματος.

Το οστό είναι ο μόνος σκληρός ιστός που είναι σε θέση να υποβληθεί σε αυθόρμητη αναγέννηση και να αναπλάσει τη μικρο-και μακρο δομή του. Αυτό επιτυγχάνεται μέσα από μια λεπτή ισορροπία μεταξύ μιας οστεοκλαστικής και οστεογονικής διαδικασίας, όπου επηρεάζεται από στατικές και δυναμικές καταπονήσεις που εφαρμόζονται στα οστά.

Αυτή η ικανότητα περιγράφεται από το νόμο του Wolff, όπου προκύπτει ότι η νέα δομή των οστών είναι προσαρμοσμένη προς το εφαρμοζόμενο φορτίο που δέχεται, μεταβάλλοντας το μέγεθος, το σχήμα και την πυκνότητά του. Έτσι, ένα οστό που υποβάλλεται σε δυναμική καταπόνηση αναπαράγεται και αυτό που δεν υποβάλλεται σε δυναμική φόρτιση καταλήγει σε ατροφία.

Η αντοχή σε κόπωση των οστών ελέγχεται από ένα εύρος εντάσεων, και μειώνει τη διάρκεια ζωής, επειδή η πυκνότητα των οστών και το μέτρο ελαστικότητας αυξάνονται με την ηλικία.

Η ανθεκτικότητα είναι ένα άλλο σημαντικό χαρακτηριστικό των οστών: αντιπροσωπεύει την ανταπόκριση στις μικρορωγμές που συμβαίνουν κατά τη διάρκεια της ζωής και περιγράφει τη συμπεριφορά του κατάγματος[7]

3 Τρισδιάστατη Ανακατασκευή Μοντέλων Βασιζόμενη στην Ιατρική Απεικόνιση

Πρόσφατες εξελίξεις στη μηχανική έχουν προωθήσει ανακαλύψεις στην ιατρική, νεύρο-χειρουργική και καρδιοχειρουργική και σε μια σειρά από λαπαροσκοπικές διαδικασίες οι οποίες έχουν βασιστεί κυρίως σε πρωτοποριακές τεχνικές απεικόνισης. Η αναγνώριση των ανωμαλιών πριν την εγχειρητική φάση παρέχει στους χειρουργούς μια ολική επισκόπηση της κατάστασης, οδηγώντας στο βέλτιστο αποτέλεσμα μια χειρουργικής διαδικασίας, ανάλογα βέβαια τα χαρακτηριστικά του εκάστοτε ασθενή. Η βιοϊατρική απεικόνιση επίσης εμπλέκεται ενεργώς στην προ-εγχειρητική προετοιμασία, στις ιατρικές συσκευές, και στην ανάπτυξη εμφυτευμάτων, βασιζόμενη στη μοντελοποίηση και στην προσομοίωση.

Αρκετά μοντέλα προσομοίωσης με πεπερασμένα στοιχεία έχουν παίξει σημαντικό ρόλο στη βιο-μηχανική, καθώς αναπαριστούν επιτυχώς λειτουργικά τμήματα του ανθρώπινου σώματος. Τέτοιες προσομοιώσεις έχουν πραγματοποιηθεί πολλές τα τελευταία χρόνια καλύπτοντας ένα ευρύ φάσμα της ανθρώπινης ανατομίας και των διερευνητικών τραυμάτων που συνδέονται με τη χειρουργική θεραπεία.

Διάφορες μέθοδοι μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την απόκτηση μιας ακριβούς τρισδιάστατης γεωμετρικής απεικόνισης των εξεταζόμενων δομών. Οι ψηφιακοί καθετήρες αφής και τα μηχανήματα εκπομπής ακτινών λείζερ είναι ικανά να παρέχουν υψηλής ακρίβειας μετρήσεις, έχοντας σαν αποτέλεσμα μια ακριβή απεικόνιση της εξεταζόμενης ανατομίας, ενώ υπάρχει και ένα λογισμικό που βεβαιώνει την ανεμπόδιστη και εύκολη μετάφραση αυτών των δεδομένων σε τρισδιάστατα σχήματα. Οι βασικές τεχνικές, λόγω της μη παρεμβατικής τους φύσης, είναι οι «Υπολογιστικές Τομογραφίες, Computer Tomographies», CT και η «Απεικόνιση Μαγνητικού Συντονισμού, MRI». Αυτές οι μέθοδοι διευκολύνουν την εξαγωγή γεωμετρικών πληροφοριών.

Η ετοιμολογία της ιατρικής απεικόνισης υποδηλώνει τη δημιουργία ενδοανατομικών εικόνων των τμημάτων του ανθρώπινου σώματος και της λειτουργίας του, για κλινικούς σκοπούς. Αφορά σε μη παρεμβατικές μεθόδους απόκτησης τρισδιάστατων εικόνων, καθώς οι απεικονιστικές μέθοδοι δεν διεισδύουν φυσικά στο δέρμα, παρόλο που υπάρχει ένας βαθμός ακτινοβολίας και ηλεκτρομαγνητικής αλληλεπίδρασης, η οποία μπορεί να θεωρηθεί ως εισβολή.

Στον τομέα της βιοϊατρικής, η απεικόνιση ενδεικτικά αναφέρεται στις μεθόδους CT ή MRI. Παρόλα αυτά υπάρχει και μια πληθώρα άλλων μεθόδων, όπως η «Photo Acoustic Imaging», η «Ραδιογραφία (Φλουροσκοπική και Προβολική Ραδιογραφία)», οι Υπέρηχοι κλπ. Οι μέθοδοι CT και MRI κυριαρχούν στην προτίμηση των μηχανικών και ιατρών και είναι απαραίτητες στην βιοϊατρική μοντελοποίηση λόγω της ικανότητάς τους να απεικονίσουν εικόνες υψηλής αντίθεσης μεταξύ του οστού και του μαλακού ιστού. [11]

3.1 Μέθοδος Αξονικής Τομογραφίας

Η μέθοδος CT, βασιζόμενη στην ικανότητά της να αντέχει την εκπεμπόμενη ακτινοβολία X, μπορεί να παράγει δισδιάστατες εικόνες διάφορων τμημάτων του σώματος. Καθώς το οστό έχει ένα μοναδικό εύρος διαπερατότητας ακτινών X εντός του ανθρώπινου σώματος (κυμαινόμενο από 200 έως 2000). Με τη μέθοδο CT το οστό δείχνει λευκό, επιτρέποντας έτσι τη σχετικά απρόσκοπτη διαχώριση του οστού από το μαλακό ιστό. Αυτό οδηγεί σε ένα δισδιάστατο περίγραμμα του σαρωμένου οστού, και το πακέτο των τρισδιάστατων δεδομένων παράγεται από διαδοχικές μετρήσεις. Οι σύγχρονες μέθοδοι CT διευκολύνουν την κατάτμηση σε λεπτά τεμάχια, με απόσταση 0,5 mm, ή ακόμα μικρότερη, και την επικάλυψη αυτών των τμημάτων και ως εκ τούτου επιτρέπουν την τρισδιάστατη ανακατασκευή των εικονικών και των σκελετικών χαρακτηριστικών εντός του ανθρώπινου σώματος.

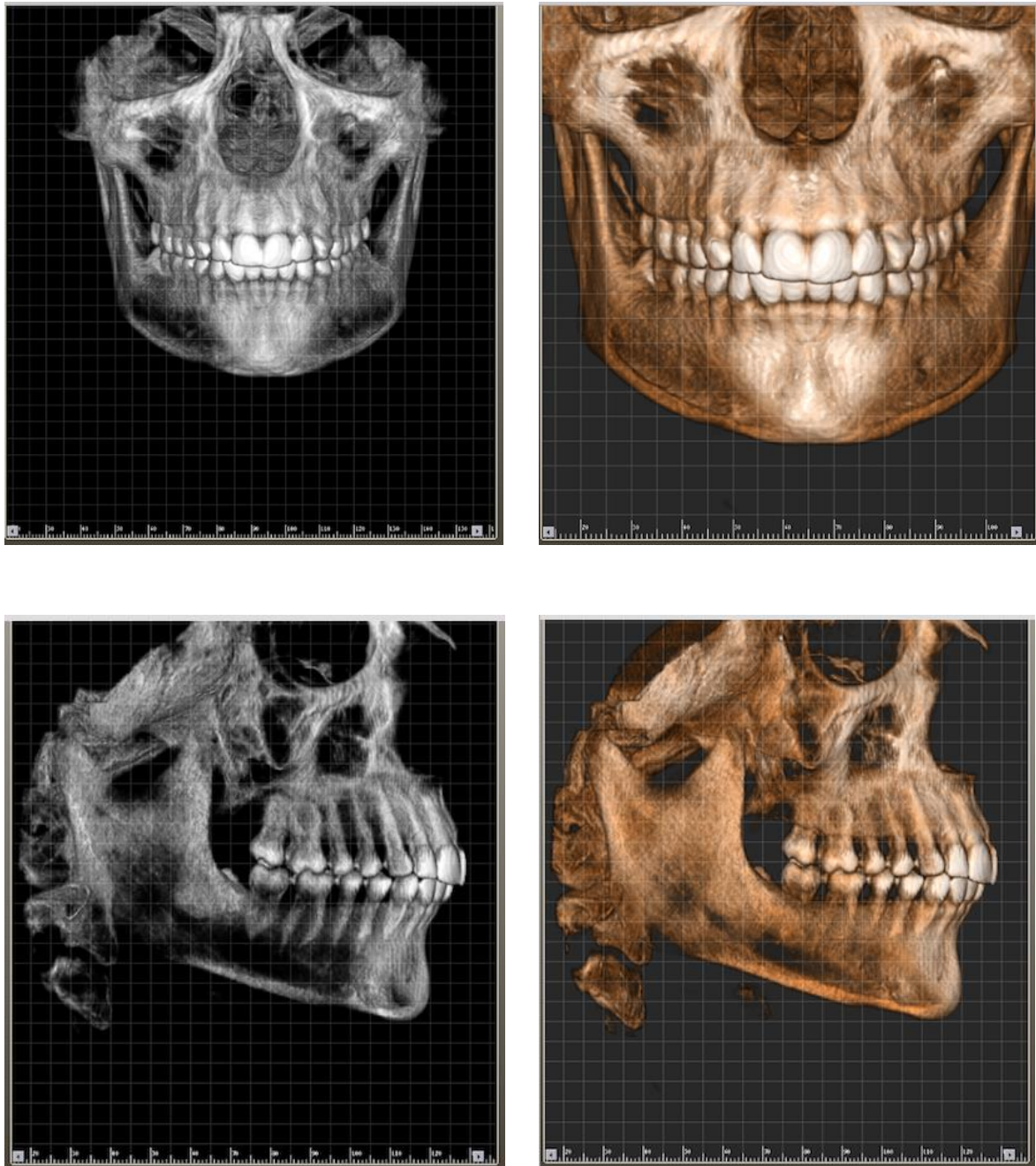
Το πρωτόκολλο CT, ακολουθεί τη συλλογή δεδομένων με το DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine-Ψηφιακές απεικονίσεις και επικοινωνίες στην ιατρική). Η DICOM είναι το πρότυπο του επικοινωνιακού πρωτοκόλλου για τη δόμηση και την κωδικοποίηση των ιατρικών υποθέσεων που χρησιμοποιείται από εμπορικό λογισμικό επεξεργασίας της εικόνας, που απαιτείται για τη μετατροπή πολλαπλών εικόνων 2D σε 3D.

Καθώς τα προαναφερθέντα χαρακτηριστικά πολυ-τομικής απεικόνισης από τις περισσότερες ιατρικές επιστήμες είναι ανεπαρκή να ανακατασκευάσουν έναν ισοτροπικό όγκο δεδομένων από την εξεταζόμενη ανατομία, απαιτείται παρεμβολή από τα δεδομένα της εικόνας για να βεβαιωθεί η ακριβής αναπαράσταση. Παρόλο που η εν λόγω μέθοδος δεν οδηγεί σε υψηλή ανάλυση της ανακατασκευασμένης γεωμετρίας, οδηγεί σε πιο ήπια αναπαράσταση που διευκολύνει τη διακριτή μετακίνηση του εναπομείναντος μαλακού ιστού σε άμεση γειτνίαση με το οστό. Η κατάτμηση του οστού και του μαλακού ιστού είναι μια διαδικασία μεγάλης σημασίας διότι αναπαριστά το τελευταίο βήμα στην απόκτηση της επιθυμητής γεωμετρίας του οστού. Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι κατάτμησης βασιζόμενες σε εξολοκλήρου αυτοματοποιημένες διαδικασίες ανακατασκευής όπως της στερεολιθογραφίας (.stl files- triangle surface models-μοντέλα τριγωνικών επιφανειών) του περιγράμματος του οστού μέσω λογισμικών όπως η Amira από το Mercury Computer Systems Inc., Chelmsford, MA, USA. Υπάρχει, ωστόσο, ομοφωνία στη βιβλιογραφία ότι τα υψηλής ακρίβειας μοντέλα απαιτούν ημιαυτόματη κατάτμηση, υποστηριζόμενη από τη χειροκίνητη διόρθωση των αποτελεσμάτων από έμπειρους χειριστές. Τέτοιες τεχνικές πολλαπλών κατατμήσεων υπολογίζουν τις κύριες αποχρώσεις του γκρι εντός της εικόνας. [11]

3.2 Ανακατασκευή κάτω γνάθου

Η διαδικασία κατασκευής εξατομικευμένων κρανιακών εμφυτευμάτων μέσω CAD / CAM βασίζεται συνήθως σε τεχνικές που αναφέρονται ως Computer Assisted Cranioplasty (CAC). Ενώ υπάρχουν πολλές προσεγγίσεις για την CAC, η αξονική τομογραφία είναι η τεχνική απεικόνισης που συχνά επιλέγεται χάρη στην ικανότητά της να αποδεικνύει υψηλή αντίθεση της εικόνας μεταξύ του οστού και των μαλακών ιστών.

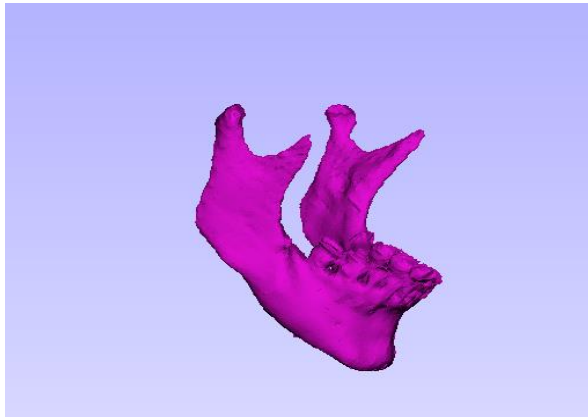
Η πιο κάτω εικόνα δείχνει τον όγκο του κρανίου που λαμβάνεται μέσω της CT απεικόνισης.



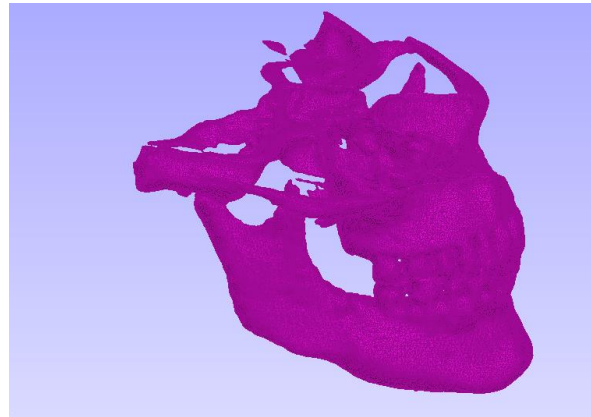
Εικόνα 3.1: Υποβοηθούμενη τρισδιάστατη απεικόνιση με τη μέθοδο CT του ανθρώπινου κρανίου σε μπροστινή και πλάγια όψη. {6}

Η απόκτηση δεδομένων για το κρανίο, από το οποίο χρησιμοποιήθηκε η κάτω γνάθος για ανάλυση στη διπλωματική εργασία, προέκυψαν με DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) και κατόπιν με την παρεμβολή των πληροφοριών από την αξονική τομογραφία εξασφαλίζοντας ένα ισοτροπικό σύνολο δεδομένων.

Έπειτα από την αναπαράσταση της εξωτερικής επιφάνειας της γνάθου, οι ιδιότητες του φλοιώδους και του σπογγώδους οστού πρέπει να προσδιοριστούν. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί απευθείας στο λογισμικό κατάτμησης μέσω της ακριβούς διάκρισης των δύο τύπων βασιζόμενοι στο φάσμα της αξονικής τομογραφίας ή με την εξέταση και των δύο τμημάτων, εσωτερικού και εξωτερικού φλοιού, του οστού. [12]



Εικόνα 3.2 : Κάτω γνάθος που προέκυψε από το αρχικό κρανίο



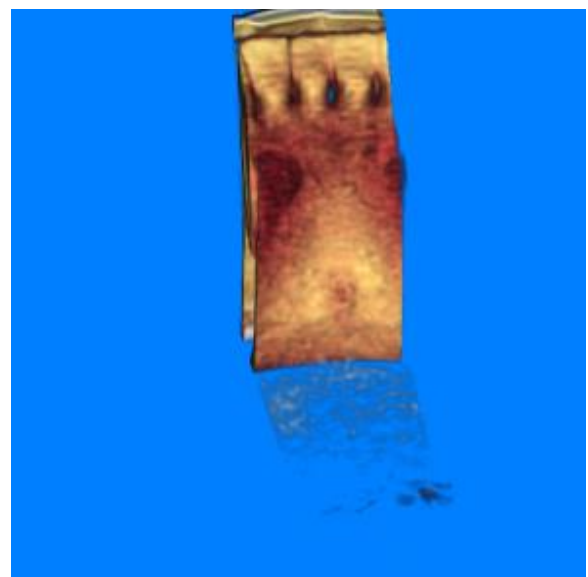
Εικόνα 3.3: Αρχικό μοντέλο ανθρώπινου κρανίου

3.3 Ανακατασκευή Στεφάνης κάτω κεντρικού τομέα

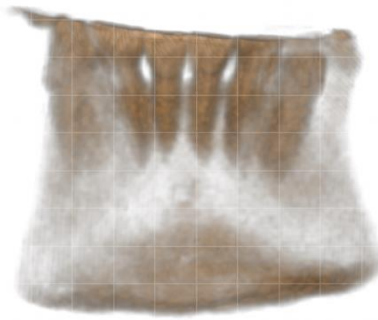
Η διαδικασία ανακατασκευής του κάτω κεντρικού τομέα πραγματοποιήθηκε με τη μέθοδο της Αξονικής τομογραφίας (μCT), όπως περιγράφηκε και πιο πάνω.



Εικόνα 3.4: Τρισδιάστατη απεικόνιση με τη μέθοδο CT κάτω κεντρικού τομέα σε οβελιαίο επίπεδο



Εικόνα 3.5: Τρισδιάστατη απεικόνιση με τη μέθοδο CT κάτω κεντρικού τομέα γλωσσικά

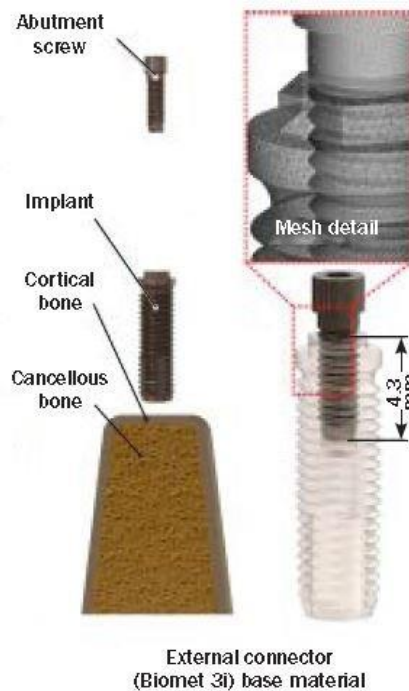


Εικόνα 3.6: Τρισδιάστατη απεικόνιση με τη μέθοδο CT κάτω κεντρικού τομέα σε μετωπιαίο επίπεδο

3.4 Εμφύτευμα και κοχλίας σύνδεσης

Το εμφύτευμα που χρησιμοποιήθηκε είναι εξωτερικού εξάγωνου (FOS, Biomet 3i, 4,0 × 13 mm). Οι ακριβείς διαστάσεις του εμφυτεύματος και του αντίστοιχου κοχλία στερέωσης ήταν διαθέσιμα από τον κατασκευαστή. Μια κυλινδρική χυτεύσιμη στήριξη με μια βάση κράματος χρυσού χρησιμοποιήθηκε. (Biomet 3i).

Όλα τα μοντέλα έγιναν σε λογισμικό SolidWorks, όπως αναφέρεται στη βιβλιογραφία. Ο κοχλίας στήριξης, και το εμφύτευμα σχεδιάστηκαν ξεχωριστά χωρίς καμία αναφορά το ένα στο άλλο. Ο κοχλίας στήριξης του εμφυτεύματος εξωτερικής σύνδεσης είχε μήκος 6,48 mm, και τοποθετήθηκε σε ένα βάθος 5,78 mm. Ωστόσο, το σπειρωτό τμήμα του κοχλία ήταν 2,18 mm καθώς κατασκευάστηκε από την εσωτερική στεφάνη της στήριξης. [13]



Εικόνα 3.7: Τρισδιάστατα μοντέλα των δομικών τμημάτων με την πυκνότητα πλέγματος. {7}

4 Μέθοδος Πεπερασμένων Στοιχείων και Μοντελοποίηση

4.1 Πεπερασμένα Στοιχεία

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μια αριθμητική μέθοδος (δηλ. μέθοδος υπολογισμού με χρήση H/Y) για τον υπολογισμό προσεγγιστικών λύσεων μερικών διαφορικών εξισώσεων.

Η αναλυτική λύση των εξισώσεων με τις οποίες περιγράφονται τα διάφορα τεχνικά προβλήματα είναι δυνατή μόνο σε ειδικές περιπτώσεις, όπου οι καταπονήσεις και τα γεωμετρικά σχήματα είναι πάρα πολύ απλά. Όμως, υπήρχε η ανάγκη να λυθούν και πιο σύνθετα προβλήματα και γι' αυτό το λόγο αναπτύχθηκαν διάφορες προσεγγιστικές μέθοδοι.

Μία τέτοια μέθοδος είναι και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων. Αυτή η μέθοδος είναι μεν προσεγγιστική, αλλά μπορεί να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα και έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε όλα τα προβλήματα. Το μειονέκτημά της είναι οι αυξημένες απαιτήσεις σε υπολογιστική ισχύ, ιδίως όταν εφαρμόζεται σε σύνθετα μοντέλα. Αυτό όμως το μειονέκτημα ξεπεράστηκε τα τελευταία χρόνια χάρη στη ραγδαία ανάπτυξη των υπολογιστών. Η επιτυχία αυτής της μεθόδου ήταν τόσο μεγάλη, που ακόμα και σήμερα χρησιμοποιείται στην έρευνα και στη βιομηχανία για τον υπολογισμό και τη μελέτη διάφορων κατασκευών.

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μία εξέλιξη των μητρωϊκών μεθόδων αριθμητικής επίλυσης διαφορικών εξισώσεων και έγινε από διάφορους σπουδαίους επιστήμονες όπως ο Ιωάννης Αργύρης, ο Ρέι Κλαφ, ο Βάλτερ Ριτζ, ο Μπόρις Γκαλέρκιν και άλλοι.

Για να εφαρμοστεί η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων απαιτούνται τα εξής στάδια:

- Εισάγεται η γεωμετρία της κατασκευής σε ένα πρόγραμμα CAD και δημιουργείται το τρισδιάστατο μοντέλο.
- Χωρίζεται το μοντέλο σε πεπερασμένα στοιχεία και αφού ετοιμαστεί το πλέγμα επιλέγεται το είδος της επίλυσης και εισάγονται τα επιπλέον δεδομένα που απαιτούνται. Παραδείγματος χάριν, αν επιλεγεί να λυθεί το μοντέλο σε στατική καταπόνηση θα πρέπει να δοθούν τα δεδομένα για τις δυνάμεις και τις στηρίξεις. Αυτή η διαδικασία γίνεται με προγράμματα που αποκαλούνται pre processor.
- Όταν ετοιμαστούν τα δεδομένα για επίλυση, εισάγονται σε ένα πρόγραμμα το οποίο θα κάνει την επίλυση του προβλήματος. Τέτοιου είδους προγράμματα λέγονται solver και χρησιμοποιούν για τις επιλύσεις αριθμητικές μεθόδους.

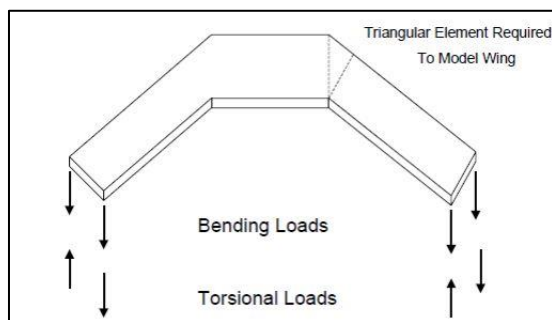
Όταν τελειώσει η επίλυση τα αποτελέσματα πρέπει να χρησιμοποιηθούν σε ένα πρόγραμμα, που αποκαλείται post processor, για να μπορέσει ο μελετητής να δει τα αποτελέσματα. [1]

4.1.1 Ιστορία των πεπερασμένων στοιχείων

Οι αρχές της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων αναπτύχθηκαν από τον Γερμανό μαθηματικό Ritz το 1909 και στην πορεία ακολούθησε ο Ρώσος μαθηματικός Galerkin το 1915, ο οποίος ανέπτυξε σε βάθος τη θεωρία των πεπερασμένων στοιχείων. Η απουσία των ηλεκτρονικών υπολογιστών εκείνη την εποχή καθυστέρησε τη διάδοση και την περαιτέρω ανάπτυξη της μεθόδου.

Η ιδέα της ανάπτυξης της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων γεννήθηκε στην αεροναυπηγική, λόγω της ανάγκης εύρεσης λύσης στα διάφορα προβλήματα της κατασκευής των αεροσκαφών, με τα οποία έρχονταν αντιμέτωποι οι ερευνητές. Το 1941, ο Hrenikoff εισήγαγε την καλούμενη μέθοδο του πλαισίου (framework method) με την οποία ένα επίπεδο ελαστικό μέσο μπορούσε να αντικατασταθεί με ένα ισοδύναμο σύστημα ράβδων και δοκών. Το 1941 έρχεται ο Γερμανός μαθηματικός Courant να λύσει το πρόβλημα της στρέψης με την αρχή της ελάχιστης δυναμικής ενέργειας (minimum potential energy) με τη χρήση τριγωνικών στοιχείων, δίνοντας στη μέθοδο το όνομα Rayleigh–Ritz. Δυστυχώς, εκείνη την εποχή δεν υπήρχε ηλεκτρονικός υπολογιστής για να εφαρμόσει τη θεωρία του και ξεχάστηκε έως ότου ανακαλύφθηκε ο υπολογιστής και νέοι επιστήμονες θεμελίωσαν ξανά τη μέθοδο [14].

Μία δεκαετία αργότερα, οι Αμερικανοί Turner και Clough αντιμετώπισαν για πρώτη φορά μη ορθογώνιες περιοχές. Τα πειράματά τους επικεντρώθηκαν στον υπολογισμό της επιρροής των στρεπτικών και καμπτικών συντελεστών ελαστικότητας σε φτερά αεροσκάφους. Μελέτησαν στατικά το παρακάτω πτερύγιο, όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην Εικόνα 4.1, αλλά τα αποτελέσματα δεν ήταν σε συμφωνία με αυτά που εξήχθησαν από την ανάλυση της κατασκευής με μονοδιάστατα στοιχεία [15].



Εικόνα 4.1: Δομή πτερυγίου του πειράματος των Clough–Turner [8]

Η έρευνα αυτή οδήγησε στη δημιουργία τριγωνικών στοιχείων για τη μοντελοποίηση της κατασκευής.

Το 1955 έρχεται ο Έλληνας Ι. Αργύρης, ο οποίος έγραψε ένα βιβλίο με θέμα ‘Ενεργειακά θεωρήματα και η μέθοδος των μητρώων’ και εισήγαγε τις αρχές των πεπερασμένων στοιχείων. Ένα χρόνο μετά, στο ίδιο πλαίσιο, οι Clough και Turner έδειξαν ότι μία πιο άμεση υποκατάσταση των ιδιοτήτων στα μητρώα δυσκαμψίας μπορεί να γίνει θεωρώντας ότι τα στοιχεία (elements) σε ένα συνεχές μέσο συμπεριφέρονται με έναν απλούστερο τρόπο. Η έρευνά τους επικεντρώθηκε σε δοκούς, δικτυώματα και άλλα στοιχεία, στη δομική και

μηχανική ανάλυση. Η μέθοδος που χρησιμοποιήσαν για την προσομοίωση των συνεχών μέσων περιείχε τη χρήση δισδιάστατων και τρισδιάστατων στοιχείων, γεγονός που αποτελεί χαρακτηριστικό της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων μέχρι και σήμερα.

Μέσα στα επόμενα χρόνια, η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων εξελίχθηκε σημαντικά, οδηγώντας στην επίλυση γραμμικών και μη γραμμικών προβλημάτων σχετικών με τη σταδιακή κατασκευή, το κλείσιμο ραγισμάτων, τη μετάδοση θερμότητας, τη ροή των ρευστών σε πορώδη μέσα, τη δυναμική ανάλυση απόκρισης. Παράλληλα, με την ανάπτυξη της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων έγινε αναγκαία η ανάπτυξη ειδικών προγραμμάτων για την επίλυση πολύπλοκων προβλημάτων. Έτσι, μέσα στη δεκαετία του 1970 εμφανίστηκαν τα πρώτα υπολογιστικά πακέτα όπως Nastran, SAP και άλλα, χρησιμοποιώντας τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων [16].

4.1.2 Γενικά

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων αποτελεί σήμερα τη σημαντικότερη μέθοδο της υπολογιστικής μηχανικής. Η ανάπτυξή της μπορεί να θεωρηθεί ως η συμβολή τριών βασικών επιστημονικών περιοχών: Των ενεργειακών μεθόδων της μηχανικής (energy methods), της θεωρίας προσεγγίσεων των μαθηματικών (approximation theory) αλλά και των πληροφοριακών συστημάτων σχεδιασμού CAD (Computer Aided Design).

Η αξία της μεθόδου έγκειται στη δυνατότητά της να παρουσιάζεται ως ένα ενιαίο εργαλείο για τη στατική και δυναμική, γραμμική και μη γραμμική ανάλυση των κατασκευών από ραβδωτούς, επιφανειακούς και χωρικούς φορείς ή ο συνδυασμός τους για τυχαία γεωμετρία, φόρτιση και συνοριακές συνθήκες.

Στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, ο πραγματικός φορέας της ύλης αναπαρίσταται ως ένα σύνολο υποδιαίρεσεων που ονομάζονται πεπερασμένα στοιχεία. Εφόσον η πραγματική μεταβολή της μεταβλητής (π.χ. μετατόπιση, τάση, θερμοκρασία, πίεση ή ταχύτητα) μέσα στο συνεχές μέσο δεν είναι γνωστή, θεωρείται ότι η διακύμανσή της μπορεί να προσεγγιστεί από μία απλή συνάρτηση. Αυτές οι προσεγγιστικές συναρτήσεις, γνωστές και ως μοντέλα παρεμβολής, ορίζονται σε σχέση με τις τιμές των μεταβλητών στους κόμβους. Όταν οι εξισώσεις για ολόκληρο το συνεχές μέσο είναι γνωστές, οι νέοι άγνωστοι θα είναι οι κομβικές τιμές και η μεταβλητή που διερευνούμε. Λύνοντας τις εξισώσεις, οι οποίες είναι συνήθως σε μορφή μητρώων (πινάκων), μπορούν να υπολογιστούν οι κομβικές τιμές της μεταβλητής. Όταν γίνουν γνωστές αυτές οι τιμές, οι προσεγγιστικές συναρτήσεις καθορίζουν τη μεταβλητή σε όλη την κατασκευή (στο σύνολο των στοιχείων).

Η επίλυση ενός γενικότερου προβλήματος συνεχούς μέσου με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων ακολουθεί πάντα μια βηματική διαδικασία. Αναφορικά με τα προβλήματα στατικής των κατασκευών, η διαδικασία μπορεί να διατυπωθεί με τα εξής ακόλουθα βήματα:

- **Διακριτοποίηση της δομής**

Το πρώτο βήμα στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων είναι να διαιρεθεί η δομή σε υποδιαίρεσεις ή στοιχεία. Με αυτόν τον τρόπο, η δομή θα μοντελοποιηθεί με κατάλληλα πεπερασμένα στοιχεία. Ο αριθμός, ο τύπος, το μέγεθος και η διάταξη των στοιχείων θα αποφασιστεί.

- **Επιλογή κατάλληλου μοντέλου παρεμβολής ή μετατόπισης**

Επειδή η επίλυση της μετατόπισης μιας περίπλοκης κατασκευής, κάτω από κάποιες συνθήκες φόρτισης, δεν μπορεί να προβλεφθεί αναλυτικά, υποθέτουμε κάποια κατάλληλη λύση μέσα σε ένα στοιχείο, για να προσεγγιστεί η άγνωστη λύση. Η υποθετική λύση πρέπει να είναι απλή υπολογιστικά και ταυτόχρονα να πληροί ορισμένες προϋποθέσεις σύγκλισης. Γενικά, η λύση ή το μοντέλο παρεμβολής έχει μορφή πολυωνύμου.

- **Παραγωγή των μητρώων στιβαρότητας και των διανυσμάτων φορτίου του στοιχείου**

Από το θεωρητικό μοντέλο μετατόπισης, τη μήτρα στιβαρότητας K και το διάνυσμα φορτίου P του στοιχείου μπορούν να υπολογισθούν είτε με τη χρήση των συνθηκών ισορροπίας είτε με την εφαρμογή μιας κατάλληλης αρχής μεταβολών.

- **Συγκέντρωση των εξισώσεων των στοιχείων για τη λήψη των συνολικών εξισώσεων ισορροπίας**

Δεδομένου ότι η δομή αποτελείται από αρκετά πεπερασμένα στοιχεία, τα μεμονωμένα μητρώα στιβαρότητας καθώς και τα διανύσματα φορτίου πρέπει να συγκεντρωθούν με κατάλληλο τρόπο και το σύνολο των εξισώσεων ισορροπίας να διαμορφωθεί ως εξής:

$$[K]\vec{\Phi} = \vec{P}$$

όπου $[K]$ είναι το ολικό μητρώο στιβαρότητας, Φ το διάνυσμα των κομβικών μετατοπίσεων και P το διάνυσμα των κομβικών δυνάμεων για όλη τη δομή.

- **Επίλυση ως προς τις άγνωστες μετατοπίσεις κόμβων**

Οι ολικές εξισώσεις ισορροπίας πρέπει να τροποποιηθούν για να λάβουν υπόψη και τις οριακές συνθήκες του προβλήματος. Μετά την ενσωμάτωση των οριακών συνθηκών, οι εξισώσεις ισορροπίας εκφράζονται ως:

$$[K]\vec{\Phi} = \vec{P}$$

Για γραμμικά προβλήματα, το διάνυσμα Φ μπορεί να λυθεί αρκετά εύκολα. Στα μη γραμμικά προβλήματα η λύση λαμβάνεται με μία σειρά βημάτων, με κάθε βήμα να περιλαμβάνει την τροποποίηση του μητρώου στιβαρότητας $[K]$ ή και το διάνυσμα φόρτισης.

- **Υπολογισμός παραμορφώσεων και τάσεων των στοιχείων**

Από τις γνωστές κομβικές μετατοπίσεις κόμβων, μπορούν να υπολογισθούν οι παραμορφώσεις και οι τάσεις του στοιχείου με τη χρήση των απαραίτητων εξισώσεων μηχανικής κατασκευών.

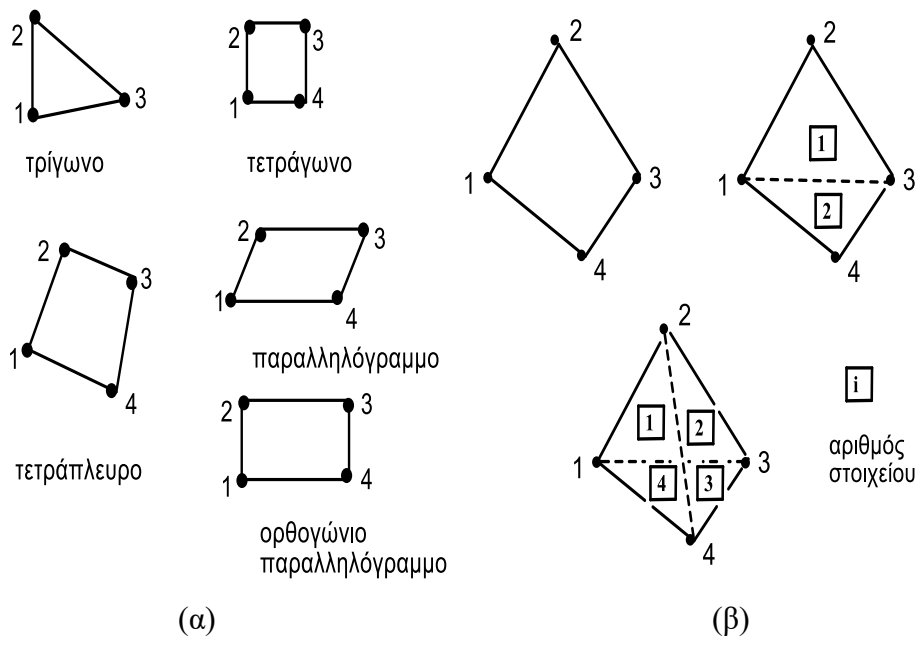
4.1.3 Διακριτοποίηση στοιχείων πεδίου

Το πρώτο βήμα που περιλαμβάνει η ανάλυση των πεπερασμένων στοιχείων είναι η διακριτοποίηση των ακανόνιστων τομέων σε υποτομείς, γνωστοί και ως πεπερασμένα στοιχεία. Για τη διαμόρφωση ενός τομέα με πεπερασμένα στοιχεία μπορεί να χρησιμοποιηθούν διαφορετικές μέθοδοι. Διαφορετικές μέθοδοι συνεπάγονται και διαφορετικά ποσά υπολογιστικού χρόνου και κατά συνέπεια οδηγούν σε διαφορετικές προσεγγιστικές λύσεις.

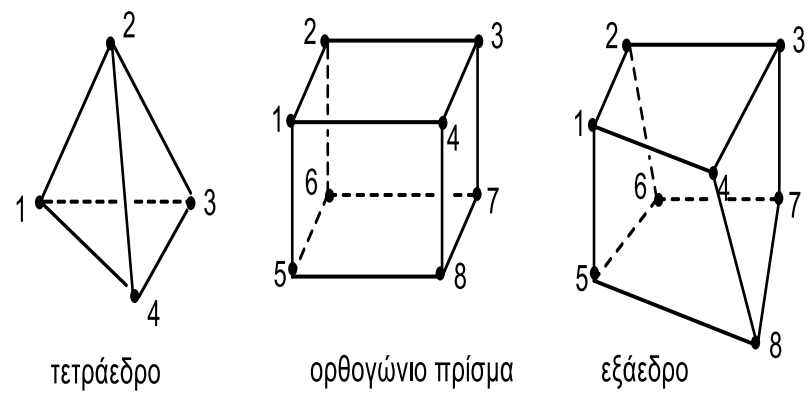
Τα σχήματα, τα μεγέθη, ο αριθμός και οι διαμορφώσεις των στοιχείων πρέπει να επιλεγούν προσεκτικά προκειμένου η προσομοίωση του αρχικού σώματος να γίνει όσο το δυνατό καλύτερα, χωρίς αύξηση της υπολογιστικής προσπάθειας που απαιτείται για τη λύση. Τις περισσότερες φορές, η επιλογή του τύπου του στοιχείου καθορίζεται από τη γεωμετρία του σώματος καθώς και από τον αριθμό των ανεξάρτητων συντεταγμένων που είναι απαραίτητες για να περιγράψουν το σύστημα. Αν η γεωμετρία, οι ιδιότητες του υλικού και η μεταβλητή πεδίου του προβλήματος μπορούν να περιγραφούν με όρους μόνο μιας χωρικής συντεταγμένης, τότε μπορούν να χρησιμοποιηθούν μονοδιάστατα ή γραμμικά στοιχεία. Για μία απλή ανάλυση, τα μονοδιάστατα στοιχεία υποτίθεται ότι έχουν δύο κόμβους, ένα σε κάθε άκρο, με την αντίστοιχη τιμή της μεταβλητής να επιλέγεται ως άγνωστος (βαθμός ελευθερίας).

Όταν η διαμόρφωση και οι υπόλοιπες λεπτομέρειες του προβλήματος μπορούν να περιγραφούν με όρους δύο ανεξάρτητων χωρικών συντεταγμένων, τότε μπορούν να χρησιμοποιηθούν τα δισδιάστατα στοιχεία, όπως φαίνονται στην Εικόνα 4.2 (α). Το βασικό στοιχείο που χρησιμοποιείται στη δισδιάστατη ανάλυση είναι το τριγωνικό στοιχείο. Παρά το γεγονός ότι ένα τετράπλευρο στοιχείο μπορεί να ληφθεί από τον συνδυασμό δύο ή τεσσάρων τριγωνικών στοιχείων, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.2 (β), η χρήση τους σε κάποιες περιπτώσεις φαίνεται να παρουσιάζει σημαντικά πλεονεκτήματα. Για την καμπτική ανάλυση στις πλάκες χρησιμοποιούνται πολλαπλοί βαθμοί ελευθερίας σε κάθε κόμβο.

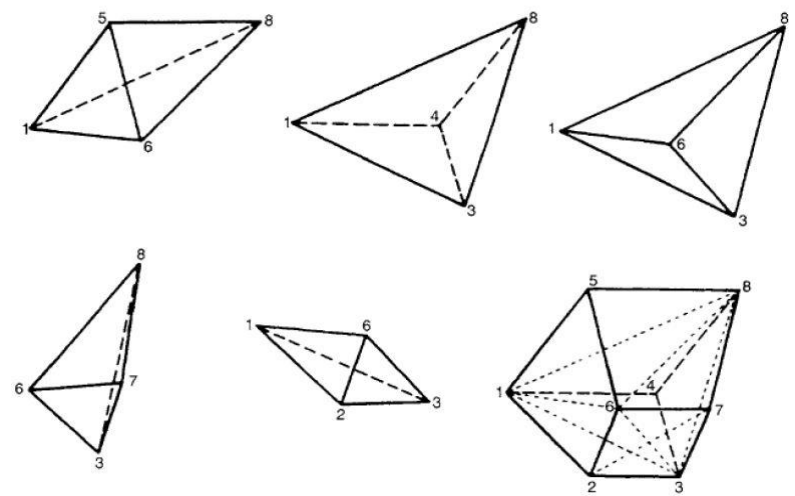
Στην περίπτωση που η γεωμετρία, οι ιδιότητες των υλικών και άλλες παράμετροι του σώματος μπορούν να περιγραφούν από τρεις ανεξάρτητες χωρικές συντεταγμένες, μπορεί κάποιος να εξιδανικεύσει το σώμα χρησιμοποιώντας τρισδιάστατα στοιχεία, όπως φαίνονται στην Εικόνα 4.3. Το βασικό τρισδιάστατο στοιχείο, ανάλογο του τριγωνικού στην περίπτωση του δισδιάστατου προβλήματος, είναι το τετραεδρικό στοιχείο. Σε κάποιες περιπτώσεις, η χρήση του εξαεδρικού στοιχείου, το οποίο μπορεί να προκύψει από τη συναρμολόγηση πέντε τετραέδρων, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.4, παρουσιάζει πλεονεκτήματα. Κάποια προβλήματα, τα οποία είναι όντως τρισδιάστατα, μπορούν να περιγραφούν με μία ή δύο μόνο ανεξάρτητες συντεταγμένες. Τέτοιου είδους προβλήματα μπορούν να εξιδανικευτούν με τη χρήση ενός αξονοσυμμετρικού ή τύπου δακτυλίου στοιχείου, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.5. Για τη διακριτοποίηση των προβλημάτων, που αφορούν καμπύλες γεωμετρίες, είναι χρήσιμα πεπερασμένα στοιχεία με καμπύλες πλευρές. Στην Εικόνα 4.6 φαίνονται τα πεπερασμένα στοιχεία με καμπύλες πλευρές. Τα πεπερασμένα στοιχεία με ευθείες πλευρές είναι γνωστά και ως γραμμικά στοιχεία, ενώ αυτά με καμπύλες πλευρές ονομάζονται στοιχεία μεγαλύτερης τάξης.



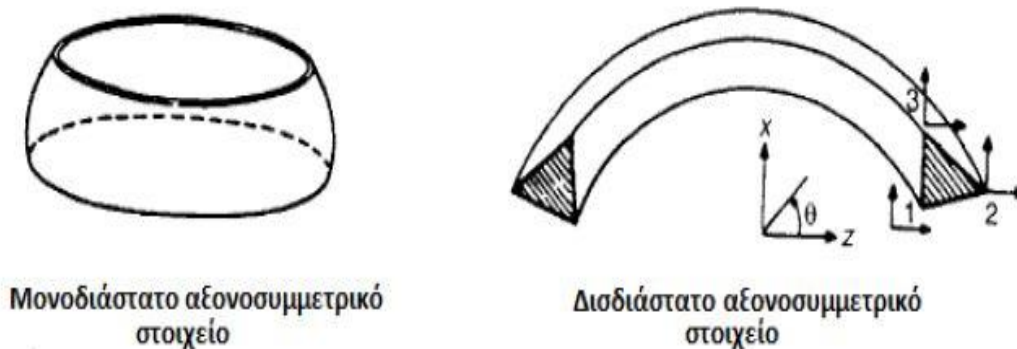
Εικόνα 4.2 Δισδιάστατα πεπερασμένα στοιχεία. {9}



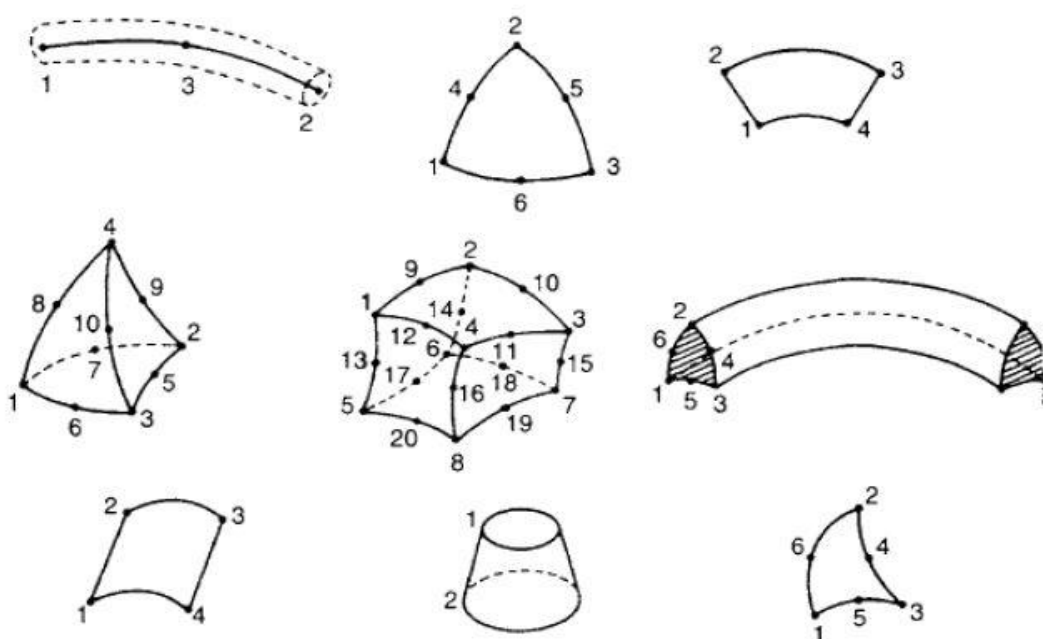
Εικόνα 4.3: Τρισδιάστατα πεπερασμένα στοιχεία. {9}



Εικόνα 4.4: Εξαεδρικό στοιχείο αποτελούμενο από πέντε τετραεδρικά στοιχεία {9}



Εικόνα 4.5: Αξονοσυμμετρικά στοιχεία. {9}



Εικόνα 4.6: Πεπερασμένα στοιχεία με καμπυλωμένες πλευρές. {9}

Το δίκτυο των στοιχείων και των κόμβων που διακριτοποιεί μια περιοχή αναφέρεται ως πλέγμα. Όσο περισσότερα στοιχεία τοποθετούνται σε μια περιοχή τόσο αυξάνεται και η πυκνότητα του πλέγματος σε εκείνο το σημείο. Γενικά, όταν η πυκνότητα του πλέγματος αυξάνεται σε περιοχές στις οποίες εμφανίζονται μεγάλες μεταβολές των παραμέτρων που μας ενδιαφέρουν, τότε τα αποτελέσματα βελτιώνονται. Για παράδειγμα, περιοχές όπου εμφανίζονται υψηλές τάσεις, είναι σημαντικό να επαναπλεγματοποιηθούν, με μεγαλύτερη πυκνότητα πλέγματος.

Η παραγωγή του πλέγματος μπορεί να πραγματοποιηθεί με τρεις τρόπους, τη χειροκίνητη, την ημιαυτόματη και την πλήρως αυτοματοποιημένη δημιουργία πλέγματος.

- **Χειροκίνητη δημιουργία πλέγματος**

Αυτή η μέθοδος έχει περισσότερο εκπαιδευτικό χαρακτήρα πλέον διότι αποτελεί μία κοπιαστική και απαιτητική μέθοδο δημιουργίας πλέγματος. Συνήθως, χρησιμοποιείται σε

περιπτώσεις κάποιων ειδικών περιοχών της κατασκευής που εξετάζεται, στις οποίες είναι απαραίτητη η ακρίβεια, κατά συνέπεια ο μελετητής θα πρέπει να επιλέξει μόνος του το πλέγμα.

- **Ημιαυτόματη δημιουργία πλέγματος**

Η τεχνική αυτή θεωρείται ημιαυτόματη διότι επιτρέπει στον μελετητή να πλεγματοποιεί περιοχές της κατασκευής, τις οποίες έχει διαχωρίσει χρησιμοποιώντας κάποιες αυστηρά ορισμένες οριακές συνθήκες.

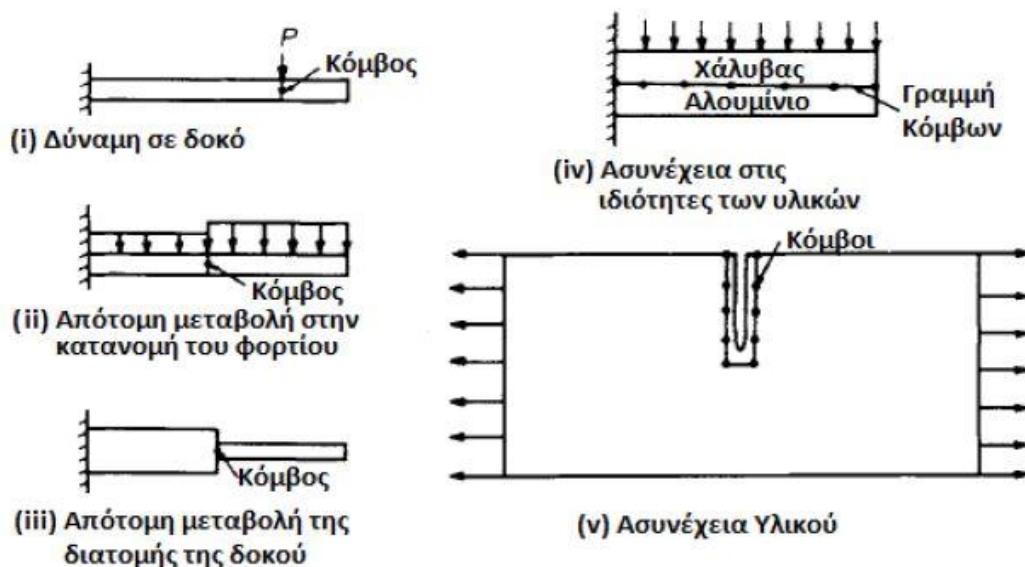
- **Πλήρως αυτοματοποιημένη δημιουργία πλέγματος**

Οι σχεδιαστές λογισμικού επικεντρώνουν τις προσπάθειές τους στην ανάπτυξη μίας πλήρως αυτοματοποιημένης δημιουργίας πλέγματος και, σε ορισμένες περιπτώσεις, στην αυτόματη τελειοποίηση του πλέγματος (mesh refinement). Σκοπός είναι να μειωθεί ο προεπεξεργαστικός χρόνος και η προσπάθεια του σχεδιαστή για να καταλήξει σε ένα καλά δομημένο πλέγμα. Όταν καθοριστούν οι οριακές συνθήκες, μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφορες μέθοδοι διακριτοποίησης με ένα στοιχείο.

Ο τύπος των στοιχείων στις περισσότερες περιπτώσεις είναι εμφανής. Όταν συμβαίνει το αντίθετο, πρέπει κανείς να επιλέξει τον τύπο των στοιχείων με βάση την κρίση του. Υπάρχουν περιπτώσεις στις οποίες θα πρέπει ο χρήστης να χρησιμοποιήσει δύο ή και περισσότερα είδη στοιχείων για εξιδανίκευση.

Το μέγεθος των στοιχείων, με τη σειρά του, επηρεάζει άμεσα τη σύγκλιση της λύσης. Όσο πιο μικρό είναι το μέγεθος των στοιχείων τόσο πιο ακριβής θα είναι και η τελική λύση και ταυτόχρονα πιο χρονοβόρα. Ένα άλλο χαρακτηριστικό, που σχετίζεται με το μέγεθος των στοιχείων, είναι η αναλογία διαστάσεων των στοιχείων. Η αναλογία περιγράφει το σχήμα του στοιχείου στη συνάθροιση των στοιχείων.

Στην περίπτωση που το σώμα που μελετάται δεν έχει απότομες αλλαγές στη γεωμετρία, τις ιδιότητες των υλικών και τις εξωτερικές συνθήκες, μπορεί να διαιρεθεί σε ίσες υποδιαίρεσεις, με την απόσταση των κόμβων να είναι ομοιόμορφη. Στην αντίθετη περίπτωση, όταν υπάρχουν ασυνέχειες στο πρόβλημα, οι κόμβοι πρέπει να εισαχθούν στις ασυνέχειες, όπως φαίνεται χαρακτηριστικά στην Εικόνα 4.7 [17].

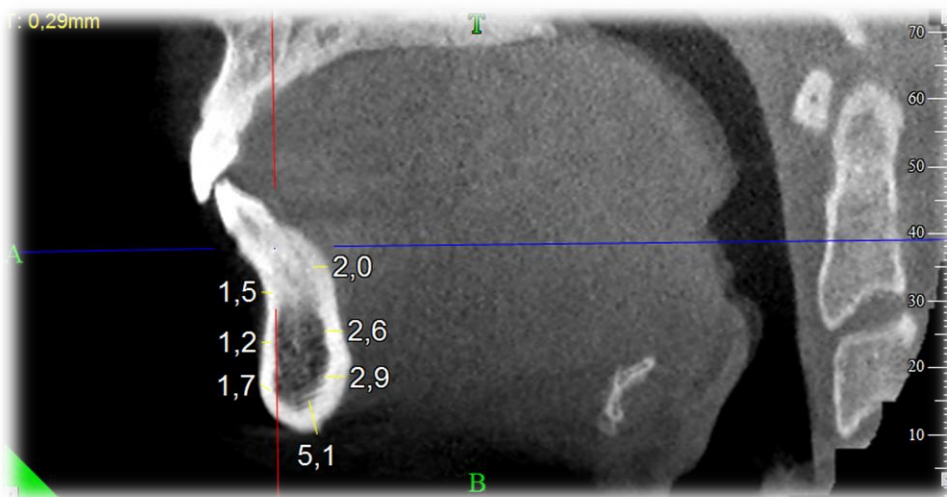


Εικόνα 4.7: Θέση κόμβων στις ασυνέχειες. [9]

4.2 Διακριτοποίηση των εξεταζόμενων επιφανειών

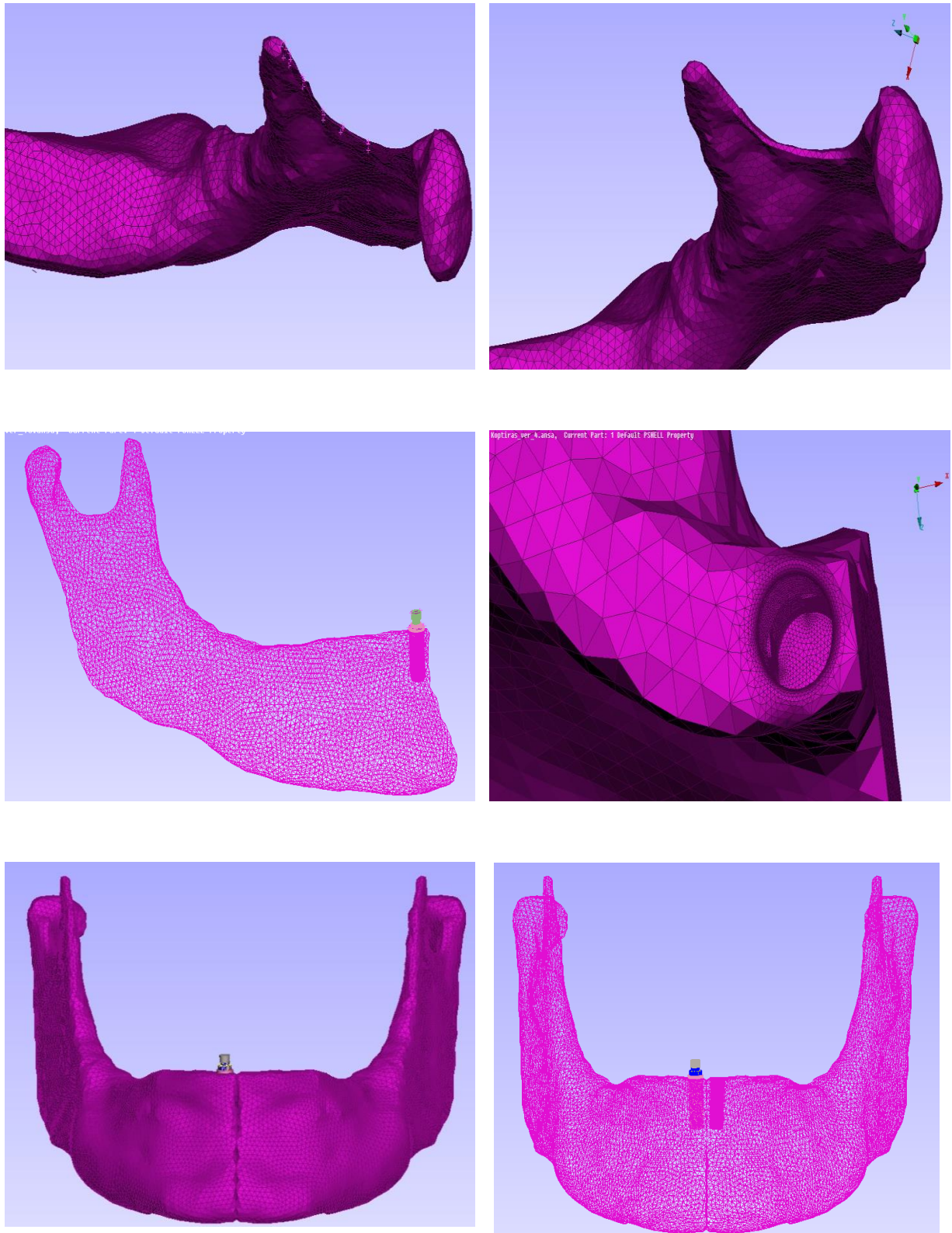
Η διακριτοποίηση των εξεταζόμενων επιφανειών διεξήχθη στον προ-επεξεργαστή ANSA pre-processor της BETA CAE Systems S.A. προκειμένου να εξασφαλιστεί ένα κατάλληλο μέγεθος για κάθε στοιχείο που οδηγεί σε μια ρεαλιστική και ισότροπη μετάβαση τάσης εντός του εμφυτεύματος, του κοχλίου σύνδεσης, της στεφάνης και του οστικού ιστού. Το συνολικό μοντέλο αποτελείται από το σπογγώδες οστό, το φλοιώδες οστό, το εμφύτευμα εξωτερικής σύνδεσης (cpTi) , τον κοχλία σύνδεσης (cpTi) και τη μεταλλο-κεραμική στεφάνη (Ni-Cr). Όλα τα επιμέρους τμήματα ορίστηκαν ως συμπαγή και η διακριτοποίησή τους έγινε με χωρικά τετραεδρικά στοιχεία (solid elements). Το μήκος της κάθε πλευράς των τετραεδρικών στοιχείων προσαρμόζεται κάθε φορά αναλόγως, ώστε να υπάρχει απόλυτη εφαρμογή των στοιχείων στην εκάστοτε γεωμετρία.

Θεωρήθηκε απαραίτητο προκειμένου το μοντέλο να προσεγγίζει κατά το πλείστον τις ιδιότητες μιας αληθινής ανθρώπινης γνάθου να σχεδιαστεί στο εσωτερικό της το σπογγώδες οστό και να διαχωριστεί από το φλοιώδες. Αυτό πραγματοποιήθηκε με τη βοήθεια αρχείων από αξονική τομογραφία ασθενών που δεν παρουσιάζουν δείγματα οστεοπόρωσης και αποτυπώθηκε κατά προσέγγιση. Το πάχος του φλοιώδους οστού κατά μήκος του κάθετου άξονα αυξάνεται εσωτερικά της στοματικής κοιλότητας (γλωσσικά), από 1,8mm σε περίπου 2,9mm και εξωτερικά αυτής (προστοματικά) από 0,8mm σε 2,1mm, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.8. Να σημειωθεί σε αυτό το σημείο ότι οι ιδιότητες των οστών είναι σχετικές και διαφέρουν από άνθρωπο σε άνθρωπο ανάλογα με το φύλο, την ηλικία, το βάρος, τις συνθήκες ζωής και την κληρονομικότητα του ατόμου, καθώς επίσης τον βαθμό της οστεοπόρωσής του.

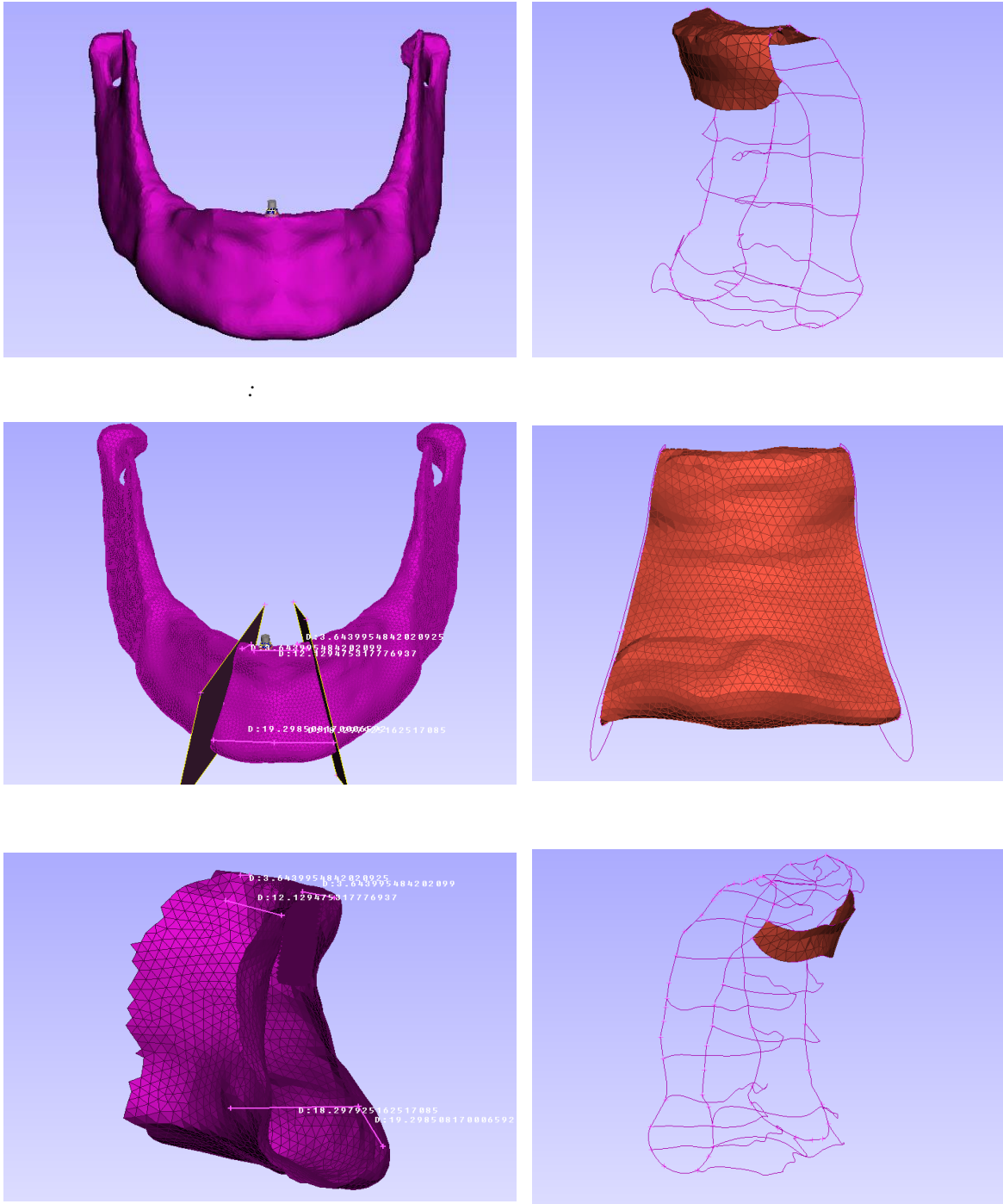


Εικόνα 4.8: Πάχος σπογγώδους και φλοιώδους οστού από CT.

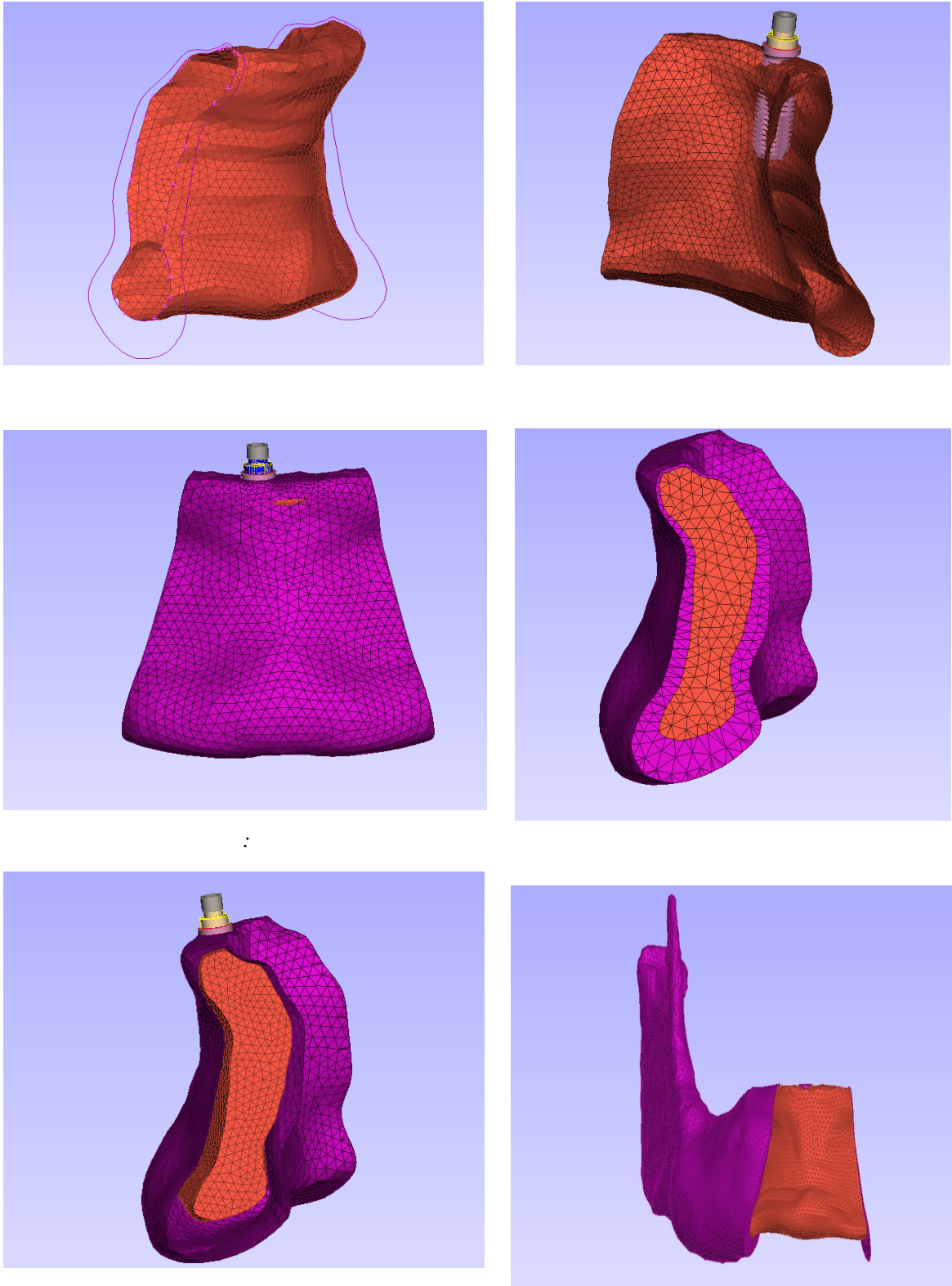
Στις παρακάτω εικόνες παρουσιάζεται η σταδιακή επεξεργασία του μοντέλου και των επιμέρους τμημάτων τόσο ως προς τη διακριτοποίησή τους καθώς και ως προς τη μοντελοποίησή τους με χωρικά τετραεδρικά στοιχεία.



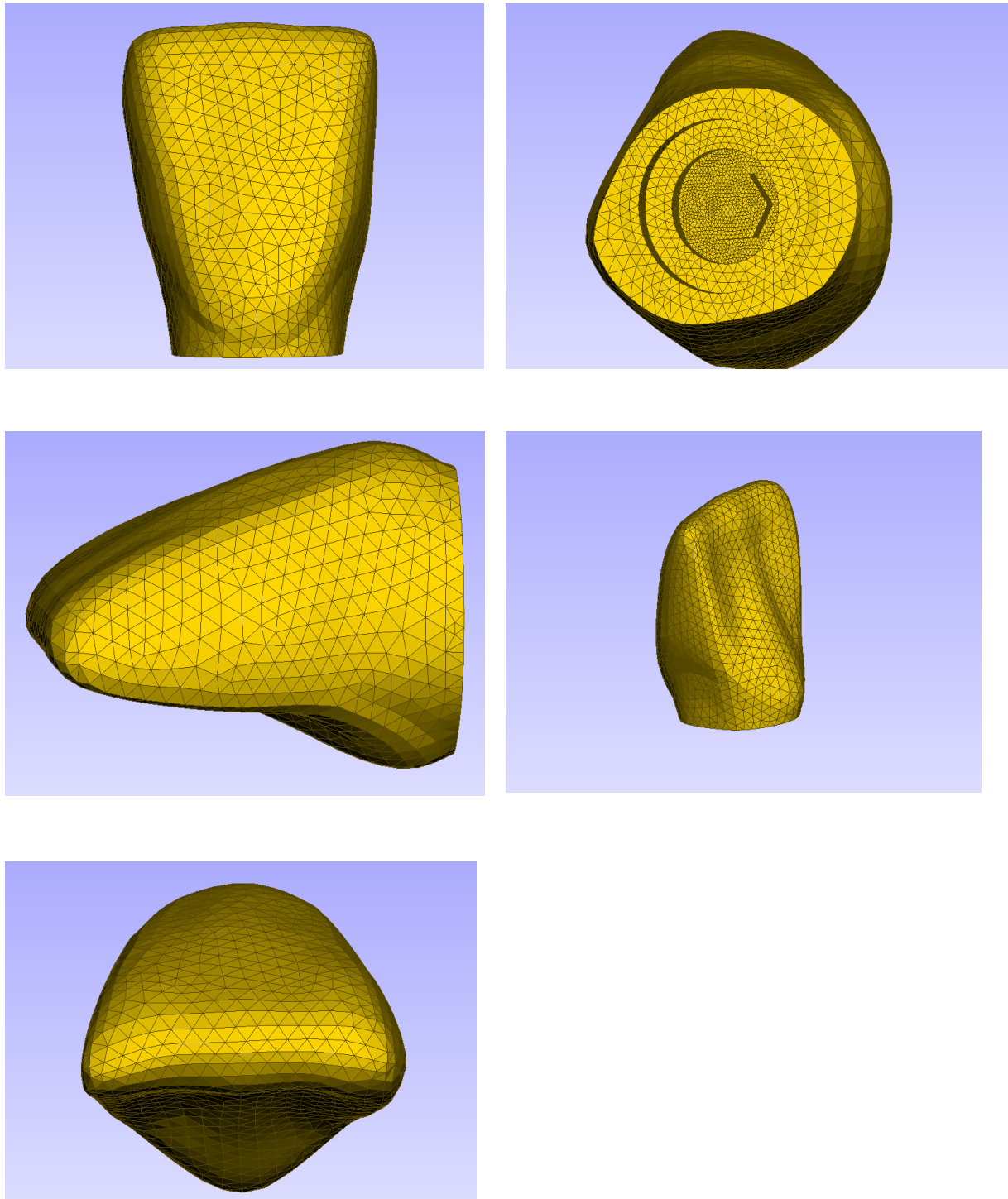
Εικόνα 4.9:Επεξεργασία του μοντέλου της γνάθου.



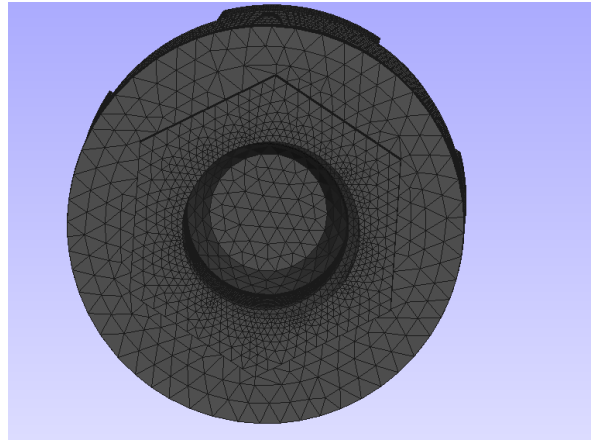
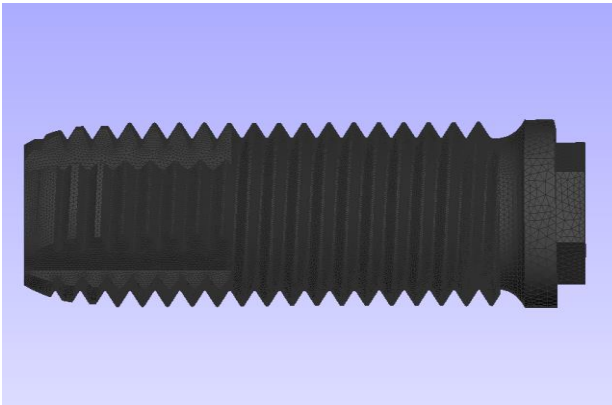
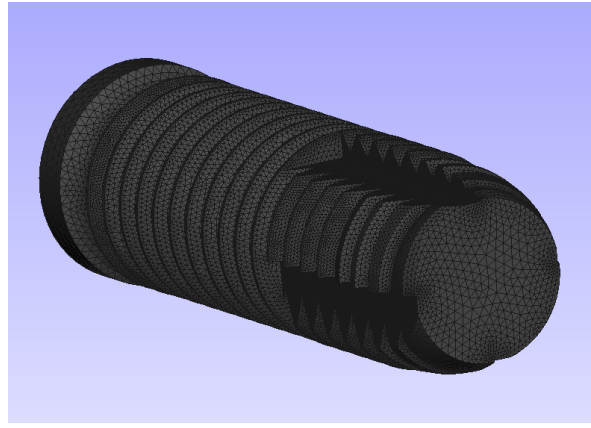
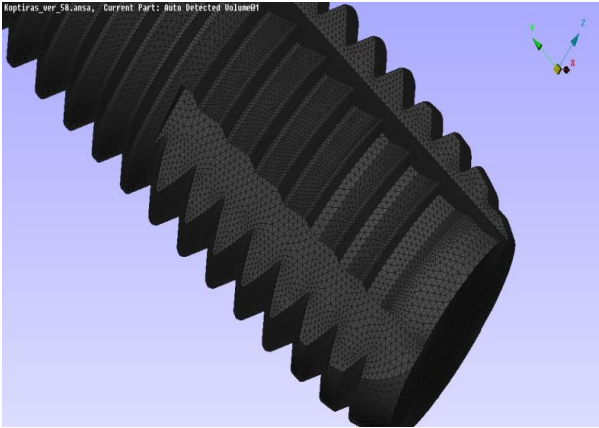
Εικόνα 4.10: Δημιουργία σπογγώδους οστού και διακριτοποίησης.



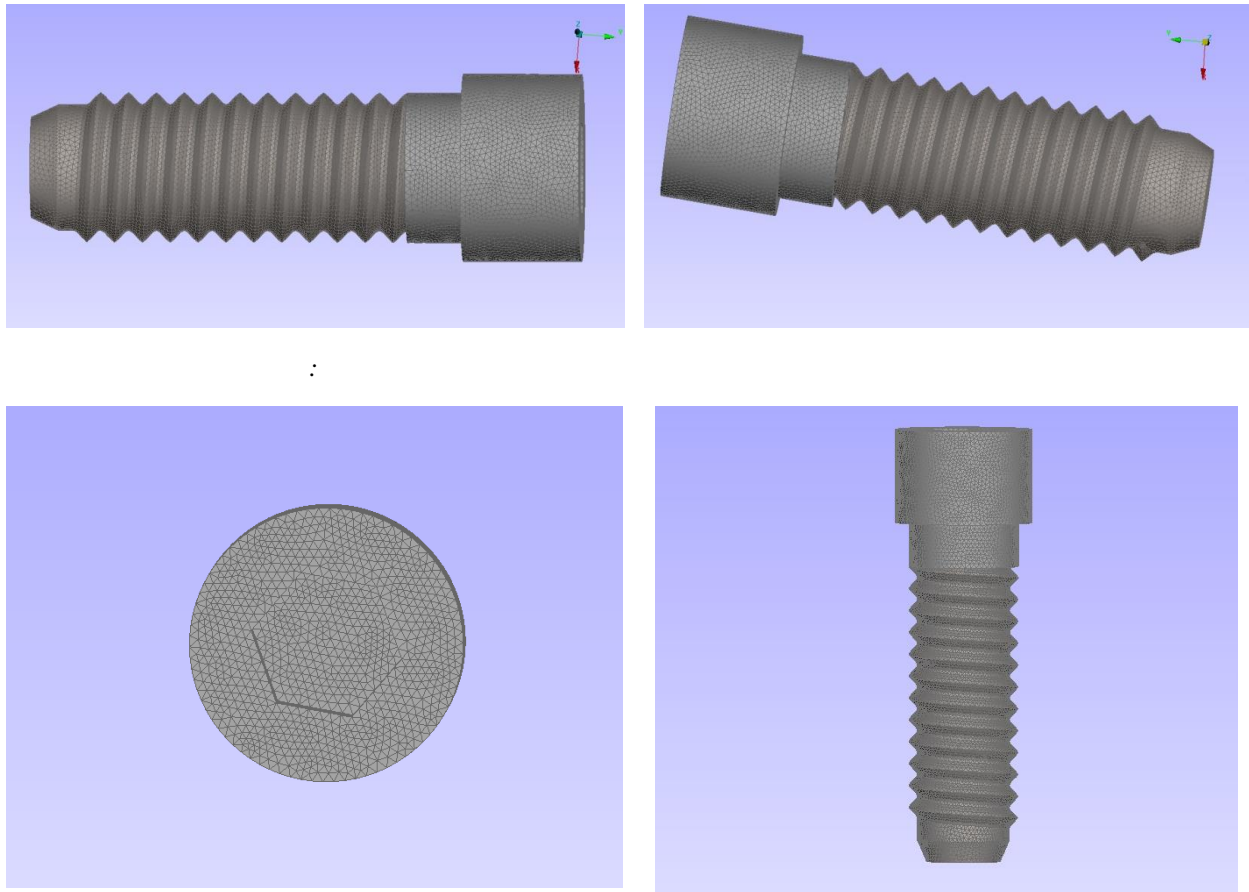
Εικόνα 4.11: Δημιουργία επιφανειών σπογγώδους και φλοιώδους οστού.



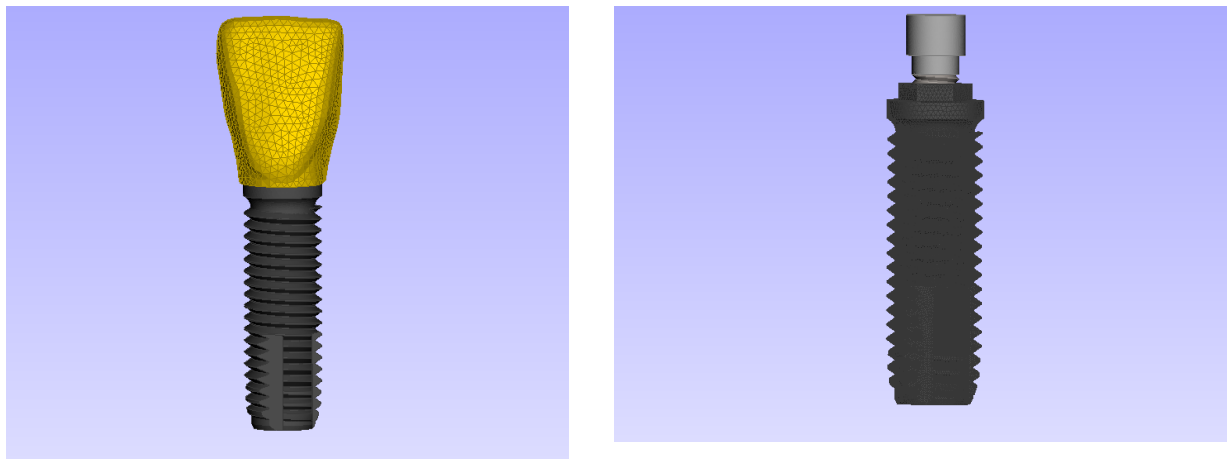
Εικόνα 4.12: Διακριτοποιημένο μοντέλο Στεφάνης κάτω κεντρικού τομέα.



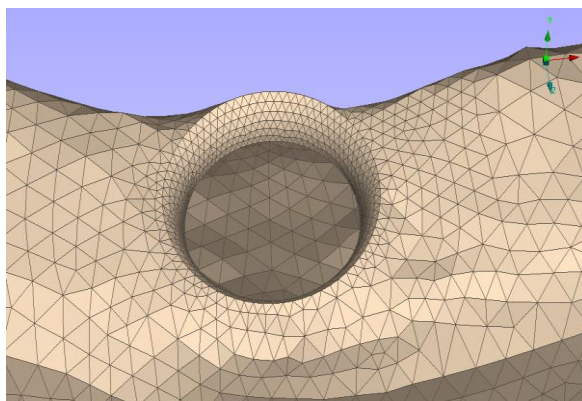
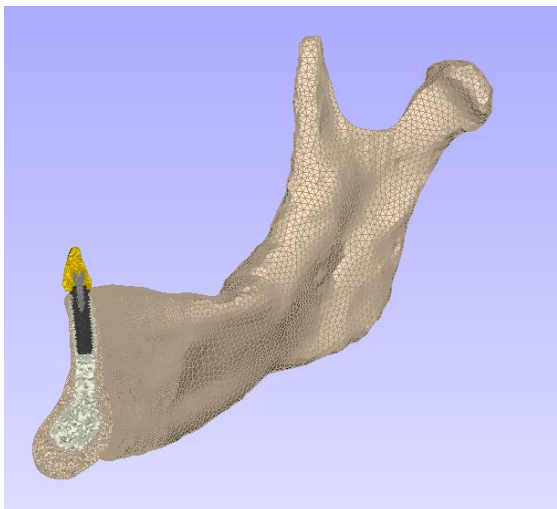
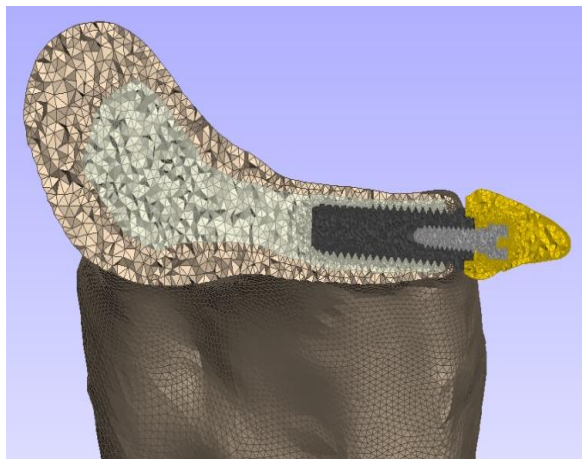
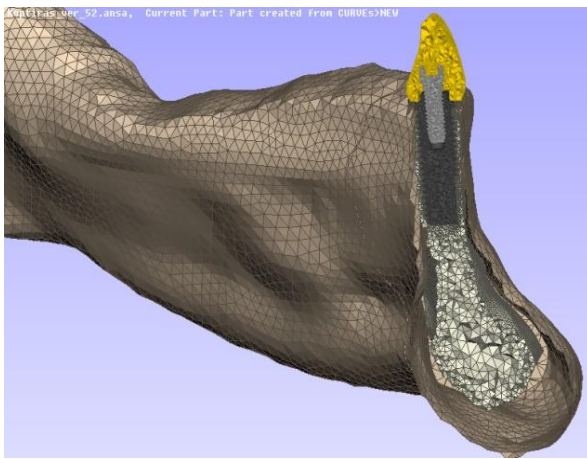
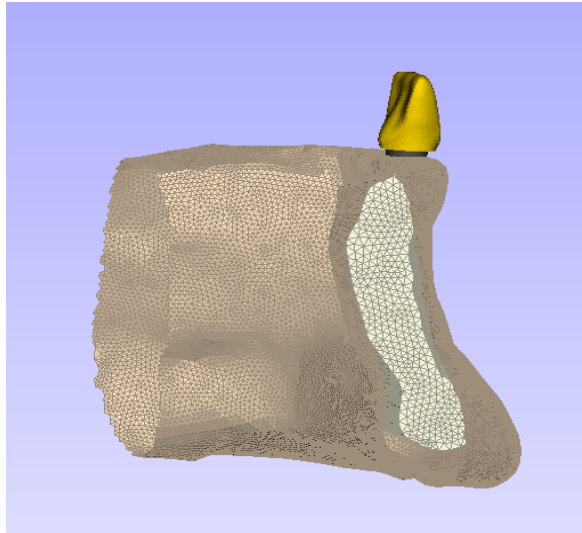
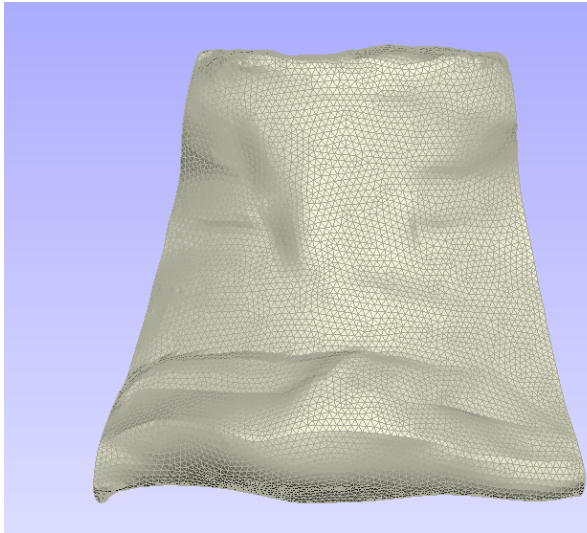
Εικόνα 4.13: Μοντέλο Εμφυτεύματος εξωτερικού εξαγώνου.



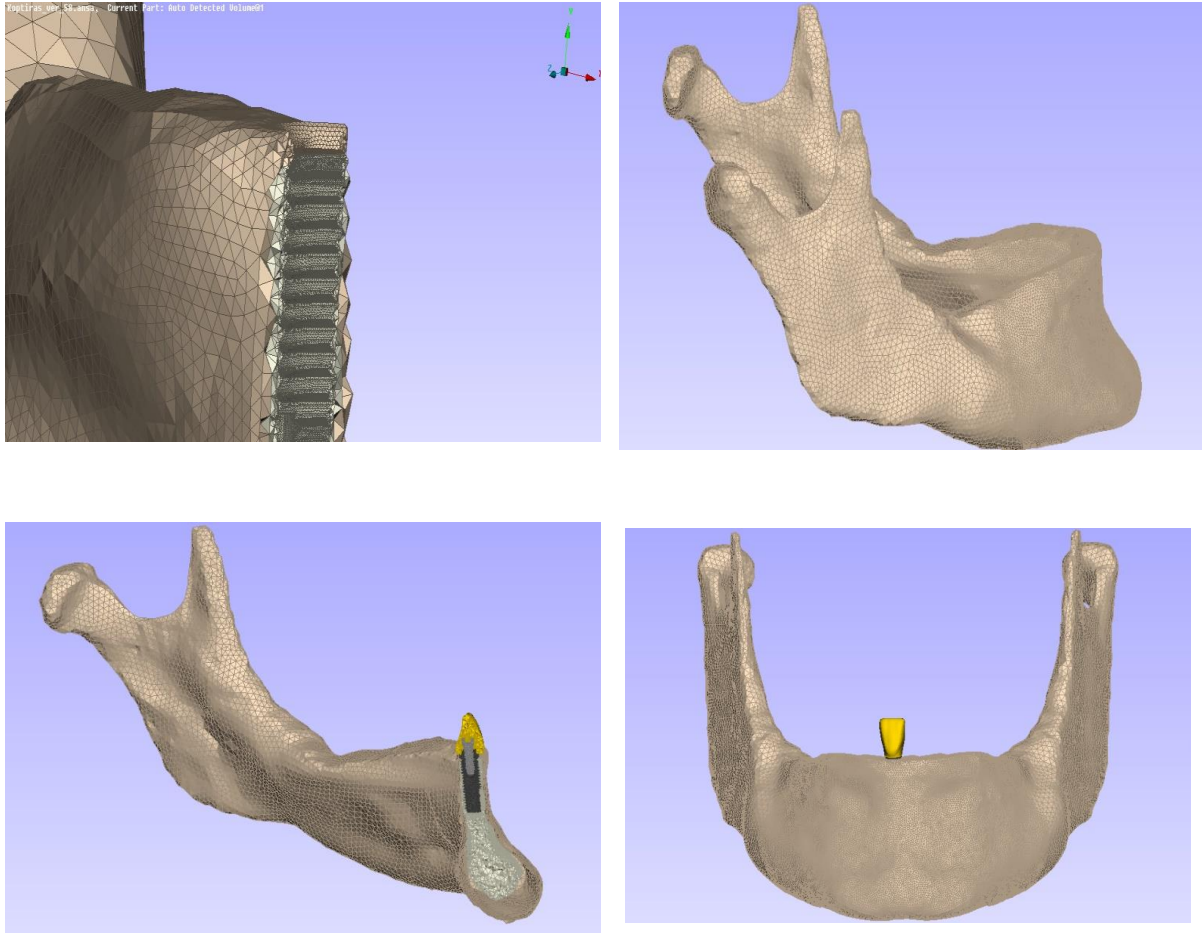
Εικόνα 4.14: Μοντέλο Κοχλία σύνδεσης.



Εικόνα 4.15: Σύνδεση Εμφυτεύματος, Κοχλία σύνδεσης και Στεφάνης.

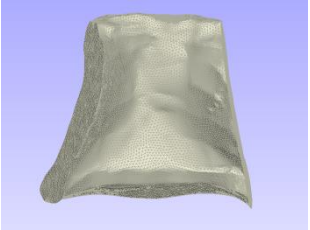


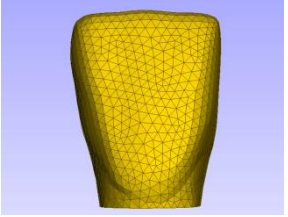

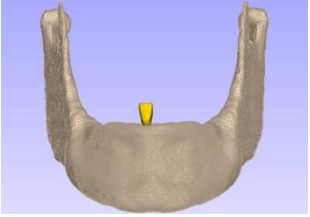


Εικόνα 4.16: Δημιουργία όγκων των επιμέρους τμημάτων του μοντέλου.



Εικόνα 4.17: Απεικόνιση τελικού μοντέλου.

Στα πεπερασμένα στοιχεία πρέπει να οριστούν οι ιδιότητες των υλικών. Αυτές οι ιδιότητες είναι το μέτρο ελαστικότητας του Young (E), η πυκνότητα (ρ) και ο λόγος Poisson (ν). Τα γραμμικά (ελαστικά) χαρακτηριστικά του υλικού του εμφυτεύματος, της στεφάνης και του κοχλία στήριξης που χρησιμοποιούνται για αυτή τη μελέτη παρουσιάζονται στον παρακάτω Πίνακα 4-3.

Όνομασία τμημάτων	Απεικόνιση Τμημάτων	Στοιχείο	Αριθμός στοιχείων
Σπογγώδες Οστό		Χωρικό τετραεδρικό	674.623
Φλοιώδες Οστό		Χωρικό τετραεδρικό	467.486
Εμφύτευμα εξωτερικής Σύνδεσης cpTi		Χωρικό τετραεδρικό	801.462
Μεταλλο-κεραμική Στεφάνη Ni-Cr		Χωρικό τετραεδρικό	80.378
Κοχλίας Στήριξης cpTi		Χωρικό τετραεδρικό	164.194
Συνολικό Μοντέλο		Χωρικό τετραεδρικό	2.188.143

Πίνακας 4-1: Τμήματα του μοντέλου με τις ιδιότητές τους.

Για το μέταλλο-κεραμικό κράμα της στεφάνης χρησιμοποιήθηκαν ιδιότητες κράματος Ni-Cr [22], ενώ το Ti-6Al-4V κράμα τιτανίου επιλέχθηκε για υλικό του εμφυτεύματος εξωτερικής σύνδεσης και του κοχλίας σύνδεσης.[12] Οι ιδιότητες του υλικού του οστού θεωρείται ότι δεν επηρεάζονται από τη σύμπτυξη των ιστών.

BMD trabecular (mg/cm ³)	Trabecular Young modulus E(GPa)	BMD cortical (mg/cm ³)	Cortical Young modulus (GPa)
600	3.03	720	3.63
700	4.80	840	5.77
800	7.17	960	8.61
850	8.60	1020	10.32
900	10.21	1080	12.25
1000	14.01	1200	16.81
1100	18.64	1320	22.37
1200	24.21	1440	29.05

Πίνακας 4-2: BMD και μέτρο ελαστικότητας Young του σπογγώδους και του φλοιώδους οστού [10]

Οι μηχανικές ιδιότητες του φλοιώδους και του σπογγώδους ιστού του οστού θεωρήθηκαν γραμμικά ελαστικές, ομογενείς και ισότροπες [12], όπως αναφέρονται Πίνακα 4-3. Η πυκνότητα του σπογγώδους και του φλοιώδους οστού προσδιορίστηκε από τις τιμές του Πίνακα 4-2.

Μηχανικές Ιδιότητες των Υλικών			
Υλικό	Μέτρο ελαστικότητας Young (MPa)	Λόγος Poisson ν	Πυκνότητα ρ (tn/mm ³)
Σπογγώδες Οστό	1370[31]	0.3[32]	6E-10[32]
Φλοιώδες Οστό	13700[31]	0.3[32]	1.05E-9[32]
Εμφύτευμα εξωτερικής Σύνδεσης cpTi	110000[31]	0.33[32]	4.55E-9[32]
Μεταλλο-κεραμική Στεφάνη Ni-Cr	203000[32]	0.27[32]	8.2E-9[20]
Κοχλίας Στήριξης cpTi	110000[32]	0.33[32]	4.55E-9[32]

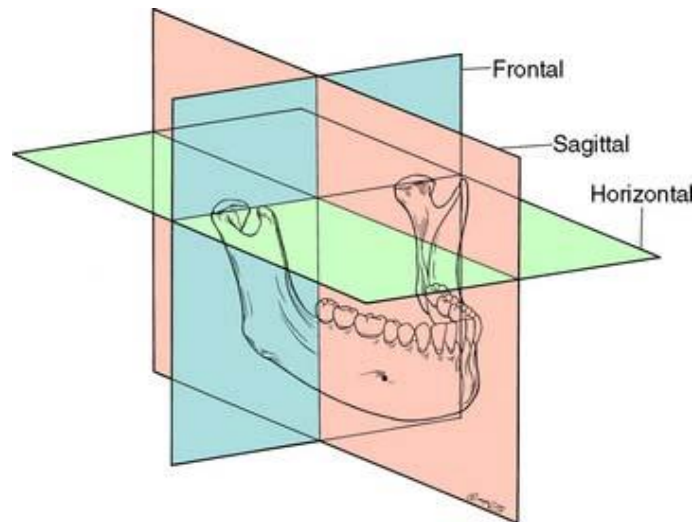
Πίνακας 4-3: Μηχανικές ιδιότητες των υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην Ανάλυση του Μοντέλου[11]

Στόχος στην ενότητα αυτή είναι να μελετηθούν οι τάσεις Von-Mises που μπορεί να εμφανίσει το εμφύτευμα, ο κοχλίας σύνδεσης η μεταλλο-κεραμική στεφάνη καθώς και οι

τάσεις Absolute max Principal που εμφανίζονται στο φλοιώδες και το σπογγώδες οστό υπό την επίδραση υψηλών μασητικών φορτίων (μεταβαλλόμενες τιμές), σε διαφορετικές γωνίες.

Για να διευκολυνθεί η λύση για πλήρη ένωση του οστού και του εμφυτεύματος υποτέθηκε βέλτιστη οστεοενσωμάτωση. Το εμφύτευμα και το οστό θεωρείται ότι έχουν τέλεια σύνδεση. Το μοντέλο περιορίζεται απ' όλους του βαθμούς ελευθερίας με πάκτωση στο εγγύς τμήμα των κονδύλων [19] με SPC (single point constraint). Το πρόβλημα θεωρείται στατικό.

Τα οδοντικά εμφυτεύματα εκτίθενται συνεχώς σε πολύ-αξονικά στατικά φορτία με διαφορετικές διευθύνσεις και μέτρα.



Εικόνα 4.18: Επίπεδα κίνησης της κάτω γνάθου [15]

Αυτή η προσομοίωση περιλαμβάνει ένα σενάριο συνδυασμένης φόρτισης με δύναμη στο οβελιαίο και στο οριζόντιο επίπεδο οι οποίες εφαρμόζονται σε ελλειψοειδή επιφάνεια (1,2mm*0,6mm) στο κέντρο του κοπτικού τριτημορίου της στεφάνης.

Σύμφωνα με Santana-Mora U et al., 2014. από δείγμα 23 υγείων εθελοντών για Τάξη 1 Σύγκλισης, προέκυψε ότι μέση δύναμη φόρτισης κατά τη διάρκεια υπομέγιστου κεντρικού δαγκώματος ήταν 498 (305,78) N και το μέγεθος μειώθηκε σε 268,93 (147,37) N στο 50% του υπομέγιστου κεντρικού φορτίου.

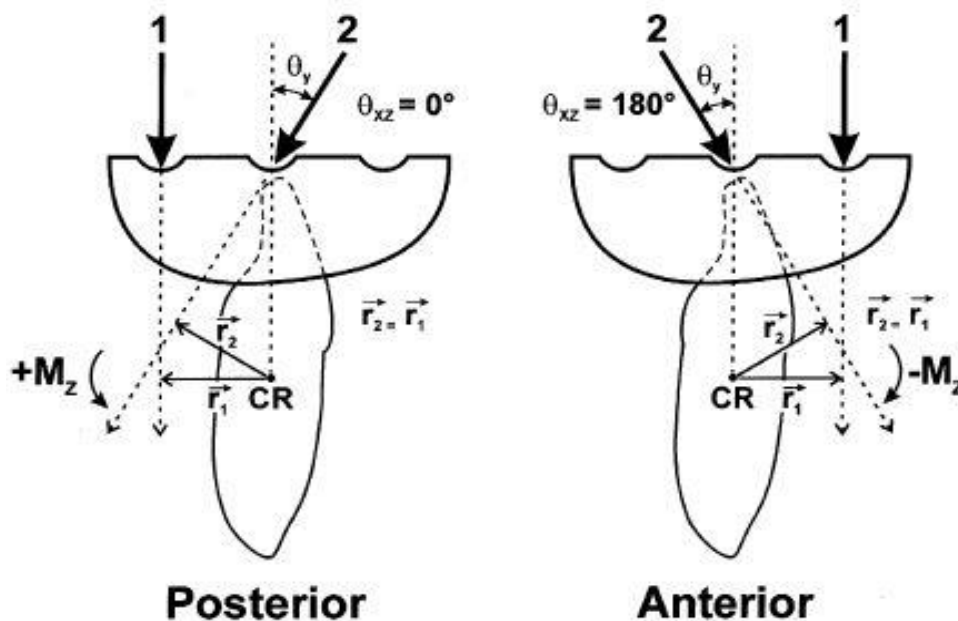
Γενικά, οι υπομέγιστες δυνάμεις απαιτούν τη μέγιστη μασητική δραστηριότητα, ενώ μικρότερες δυνάμεις παράγουν χαμηλότερες, πιο ομοιόμορφα κατανομημένες αυξήσεις στη ενεργητικότητα των τεσσάρων μυών (δεξιός και αριστερός κροταφικός μυς, δεξιός και αριστερός μασητικός μυς). Έτσι θεωρώντας ότι οι μασητικοί μύες είναι οι βασικοί που είναι υπεύθυνοι για τις φορτίσεις της γνάθου, το έργο που αυξάνει σημαντικά το φορτίο στην κροταφογναθική διάρθρωση φαίνεται να είναι υπομέγιστο και όχι οι μέσες κοπτικές δυνάμεις δαγκώματος [21]

Από τον Πίνακα 4-4 παρατηρούμε ότι ο δεξιός κροταφικός μυς κατά τη διάρκεια δαγκώματος με τους κεντρικούς τομείς συμμετέχει με δύναμη εντάσεως 130,89 N , ενώ ο δεξιός μασητήρας με δύναμη εντάσεως 156,75 N. Εύλογα, προκύπτει το συμπέρασμα ότι κατά τη διάρκεια κοπτικού δαγκώματος ο δεξιός μασητήρας παρουσιάζει πιο έντονη

δραστηριότητα με 54,5% σε αντίθεση με τον δεξιά κροταφικό μυ που συμμετέχει κατά 45,5 %.

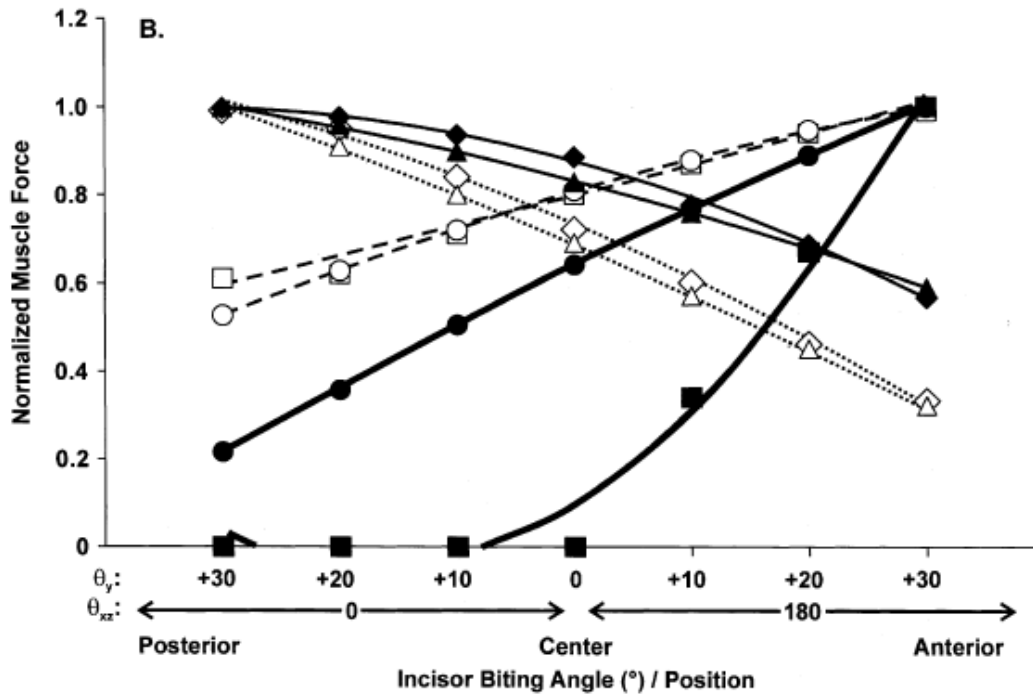
Mean (SD) force-intensity during voluntary incisal biting (N)		
Submaximal		498.67 (305.78)
Mean (half of submaximal)		268.93 (147.37)
sEMG activity during isometric tasks		
	Muscle	Mean (SD)
Clenching (raw, μV)	Right temporalis	130.89 (69.84)
	Right masseter	156.75 (104.94)
	Left masseter	153.32 (102.99)
	Left temporalis	123.20 (66.07)
Rest (normalized, μV %)	Right temporalis	6.76 (7.45)
	Right masseter	4.26 (2.55)
	Left masseter	4.74 (3.46)
	Left temporalis	7.99 (6.14)
RT vs RM, $p=0.101$; LT vs LM, $p=0.019$; post-hoc Tukey test Submaximal effort (normalized, μV %)	Right temporalis	37.82 (27.26)
	Right masseter	65.49 (41.22)
	Left masseter	57.36 (36.42)
	Left temporalis	38.79 (23.44)
RT vs RM, $p < 0.001$; LT vs LM, $p=0.004$; post-hoc Tukey test Mean (50%) effort (normalized, μV %)	Right temporalis	22.37 (23.94)
	Right masseter	31.43 (21.54)
	Left masseter	29.61 (21.71)
	Left temporalis	24.67 (15.60)
Comparison of ACTIVITY index: submaximal vs mean effort		
Mean differences 6.76(15.15); 95%CI: 0.212 to 13.321; two-tailed paired t-test		

Πίνακας 4-4: Κεντρικό φορτίο (N) και τιμές sEMG (μV ή μV %) κατά το βρωγμό {12}



Εικόνα 4.19: Ισοδύναμες στιγμές σε in vivo και μοντελοποίηση της συμπεριφοράς του κάτω κεντρικού τομέα κατά το δάγκωμα. CR είναι το κέντρο της αντοχής του δοντιού, θ_y η γωνία από τον κάθετο άξονα και θ_{xz} ένα επίπεδο παράλληλο στο μασητικό επίπεδο. {13}

Από την Εικόνα 4.20 υπολογίστηκε η πορεία της μυϊκής δύναμης σε σχέση με τη γωνία, σε γωνίες (Θ_y) στον κάθετο άξονα από 0° έως 30° και δυνάμεις που ασκήθηκαν μονομερώς στην κάτω γνάθο κεντρικά για τους κοπήρες σε (Θ_{xz}) γωνίες από 0° έως 180° , όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.19 [22]



Εικόνα 4.20: Προβλεπόμενες δυνάμεις μύων για διαδικασία κεντρικού δαγκώματος σε ένα εύρος γωνιών-δυνάμεων κατά το δάγκωμα που δημιουργήσε στιγμές ισοδύναμες με *in vivo* δάγκωμα σε οπίσθιες, κεντρικές και πρόσθιες θέσεις. Η δύναμη του μασητικού μυ αποτυπώνεται με \blacksquare και η δύναμη του μπροστινού κροταφικού μυ αποτυπώνεται με \square [13]

Η μέγιστη δύναμη κατά το δάγκωμα στην έρευνα των Paphangkorakit J¹, Osborn JW, 1997. που πραγματοποιήθηκε σε 18 συμμετέχοντες είχε τιμές από (90-370 N). Χρειάστηκαν περίπου 330 με 900ms για να φθάσουν στις μέγιστες μασητικές δυνάμεις και ο ρυθμός μεταβολής κυμαίνονταν από 158 σε 400 N/s. Όλοι οι συμμετέχοντες δάγκωναν κάθετα σχεδόν στον μετωπιαίο επίπεδο και η διάρκεια της μέγιστης μασητικής δύναμης δεν ξεπερνούσε το 1s. [23].

Σύμφωνα με τον παρακάτω Πίνακα 4-5 η μέση τιμή της μασητικής δύναμης ορίζεται στα 210,5N. Η μέγιστη μασητική δύναμη βέβαια ίσως να περιορίστηκε από ένα μικρό πόνο στον περιοδοντικό σύνδεσμο. Ο περιοδοντικός σύνδεσμος βέβαια ανιχνεύει τη ροπή μιας δύναμης που ασκείται και όχι την πίεση ή το σημείο εφαρμογής. Γι αυτό το λόγο μία δύναμη που ασκείται σε ένα σημείο στη στεφάνη του δοντιού έχει την ίδια μηχανολογική επίδραση στον περιοδοντικό σύνδεσμο όπως και αν η δύναμη αυτή διαχεόταν σε μεγαλύτερη περιοχή [23].

Participant	Sex	Maximum MBF (N)	No cover (% MBF)	Full cover (% MBF)	Increase
R4	M	120	77.8	88.9	+11.1
A6	M	270	85.2	97.5	+12.3
W1	M	290	84.9	89.2	+4.3
C3	M	220	87.9	98.5	+10.6
F1	M	140	85.7	92.9	+7.2
E4	F	170	86.3	92.2	+5.9
N3	M	290	96.6	98.9	+2.3
D5	M	370	88.3	91.0	+2.7
T10	F	270	87.7	97.5	+9.8
K9	M	130	92.3	100.0	+7.7
S9	F	210	90.4	100.0	+9.6
Yi2	M	210	92.9	100.0	+7.1
Jm1	M	200	95.0	95.0	0
H1	M	200	90.0	90.0	0
B1	F	110	93.9	93.9	0
L3	F	120	91.7	91.7	0
J6	M	220	92.4	92.4	0
Y3	M	250	94.7	92.0	-2.7
Mean		210.5	89.7	94.5	4.9
SD		69.3	4.5	3.8	4.6

M, male; F, female.

Πίνακας 4-5: Η μέση κανονικοποιημένη μέγιστη δύναμη δαγκώματος (εκφραζόμενη σε ποσοστό της μέγιστης δύναμης δαγκώματος όπως καταγράφηκε για κάθε συμμετέχοντα [14])

Συνεπώς για μέγιστη δύναμη κατά το δάγκωμα 210,5 N, η δύναμη λόγω του κροταφικού μυ είναι $F_{\text{temporalis}} = 0.455 \cdot 210.5 = 95,77$ N και η δύναμη λόγω του μασητήρα είναι $F_{\text{masseter}} = 0.545 \cdot 210.5 = 114,72$ N. Αυτή η παραδοχή έγινε διότι έχει διαπιστωθεί ότι στους ανθρώπους η προκύπτουσα μασητική δύναμη των μυών είναι πάντα ίση σε μέγεθος και αντίθετη στην κατεύθυνση προς τη δύναμη δαγκώματος της κάτω γνάθου.[30]. Βάσει της Εικόνας 4.20 προκύπτουν τα ακόλουθα αποτελέσματα

Normalized muscle force (N)						
Cases	θ (°)	%	$F_{\text{temporalis}}$ (N)	%	F_{masseter} (N)	F_{sagittal} (N)
C1	30 posterior	60	57,46	100	114,72	172,18
C2	20 posterior	65	62,25	95	108,98	171,24
C3	10 posterior	75	71,83	85	97,51	169,34
C4	0 center	80	76,62	74	84,89	161,51
C5	10 anterior	90	86,19	60	68,83	155,03
C6	20 anterior	95	90,98	48	55,06	146,05
C7	30 anterior	100	95,77	35	40,15	135,93

Πίνακας 4-6: Υπολογισμός σε N της $F_{\text{temporalis}}$, F_{masseter} και F_{sagittal} .

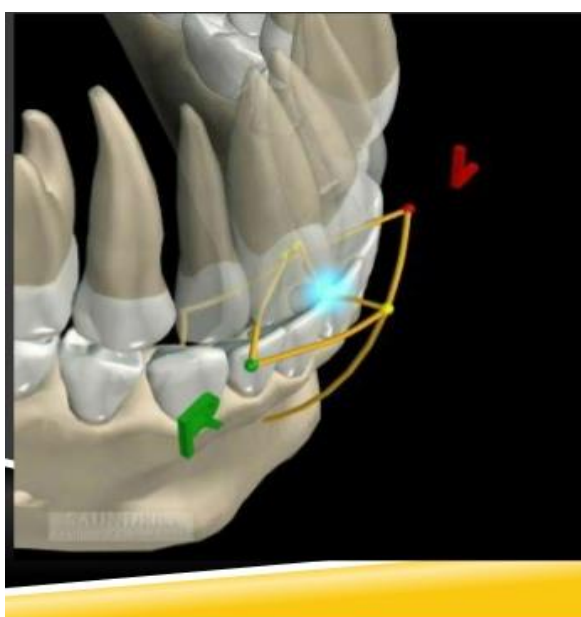
Λόγω του ότι η μέγιστη επιθυμητή δύναμη δαγκώματος έχει τιμή 210,5 N, όπως αναφέρθηκε προηγουμένως σύμφωνα με τον Πίνακα 4-5, πραγματοποιήθηκε μία

αναπροσαρμογή των τιμών για F_{sagittal} και τα αποτελέσματα παρουσιάζονται παρακάτω. (Πίνακας 4-7)

Cases	F_{sagittal} final (N)	Θ ($^{\circ}$)	F_{vertical} (N)	$F_{\text{horizontal}}$ (N)
C1	210,5	30 posterior	181,86	-19,01
C2	209,05	20 posterior	196,44	-20,53
C3	207,15	10 posterior	204,01	-21,32
C4	199,32	0 center	199,32	-20,83
C5	192,84	10 anterior	189,91	-19,85
C6	183,86	20 anterior	172,77	-18,06
C7	173,74	30 anterior	150,46	-15,72

Πίνακας 4-7: Υπολογισμός F_{vertical} (N) και $F_{\text{horizontal}}$ (N).

Σύμφωνα με τη μελέτη που πραγματοποιήθηκε από J.H. Koolstra et al., 1988. Μονομερείς μέγιστες πιθανές δυνάμεις κατά το δάγκωμα όπως οι δυνάμεις που δημιουργούνται από το κάτω δόντι στο πάνω δόντι και συνακόλουθες κοινές δυνάμεις αντίδρασης μπορούν να προσομοιωθούν για διαφορετικά σημεία δαγκώματος και διαφορετικές θέσεις της κάτω γνάθου. Οι θέσεις της κάτω γνάθου που εμπλέκονται είναι η edge to edge θέση επαφής, η θέση συναρμογής και η ανοιχτή θέση. Για την edge to edge θέση επαφής, για την οποία έγιναν οι αναλύσεις, η μέγιστη δύναμη δαγκώματος στην περιοχή του κοπήρα, κατευθύνεται λοξά προς τα πίσω στο οβελιαίο επίπεδο. Το μετωπιαίο επίπεδο δείχνει ότι το μέγεθος των μέγιστων δυνάμεων στο δάγκωμα, που ασκούνται στις κυρίως πλευρικές ή έσω κατευθύνσεις, είναι περισσότερο ή λιγότερο ανεξάρτητο από τη θέση του σημείου δαγκώματος. Στην περιοχή του κοπήρα η μεγαλύτερη δυνατή δύναμη δαγκώματος είναι μικρότερη από ότι στην περιοχή του γομφίου. Ωστόσο, η δύναμη δαγκώματος που ασκείται κάθετα προς το μασητικό επίπεδο μειώνεται πολύ περισσότερο σε σχέση με τη μεγαλύτερη δύναμη δαγκώματος.

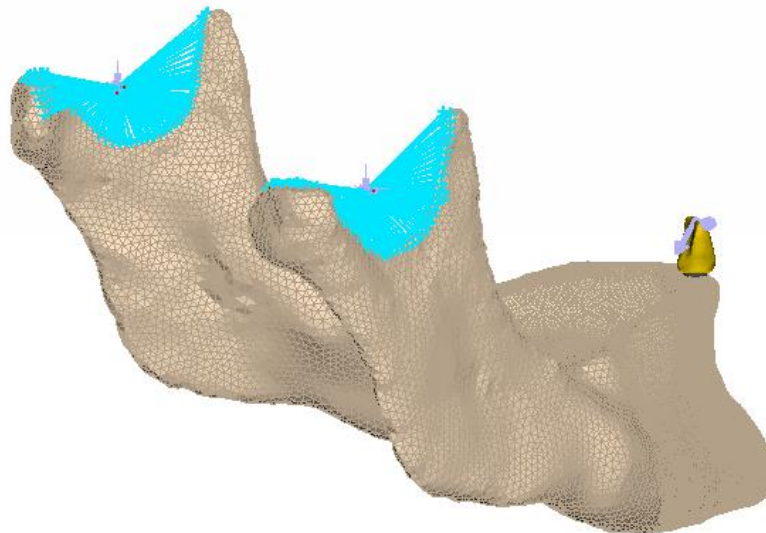


Εικόνα 4.21: Edge-to-Edge κοπήρα θέση των δοντιών στο οριζόντιο επίπεδο{16}

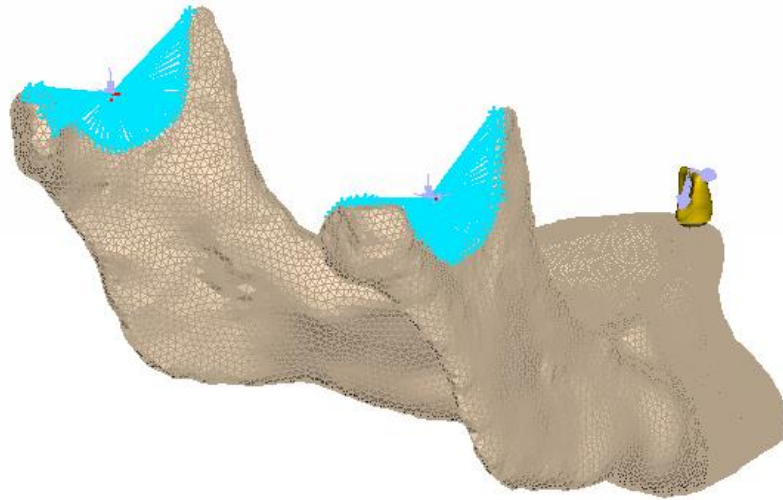
Οι μέγιστες πιθανές δυνάμεις κατά το άνοιγμα στη θέση επαφής edge-to-edge στους κάτω κεντρικούς τομείς ασκούνται υπό γωνία -36° στο οβελιαίο επίπεδο και σε γωνία -6° στο μετωπιαίο επίπεδο. Με αυτά τα δεδομένα πραγματοποιήθηκαν οι υπολογισμοί για $F_{vertical}$ και $F_{horizontal}$ βάσει των οποίων έγιναν οι αναλύσεις.[24]

Οι τιμές που προέκυψαν για $F_{horizontal}$ είναι αρκετά μικρότερες συγκριτικά με τις $F_{vertical}$, το οποίο ήταν αναμενόμενο βάσει βιβλιογραφίας στην οποία αναφέρεται ότι για το σκοπό μελέτης που ήταν η ανάλυση των τάσεων στην κάτω γνάθο μετρήθηκαν μόνο οι $F_{vertical}$ διότι είναι οι κύριες δυνάμεις κατά το δάγκωμα. Συγκεκριμένα, το μέγεθος των πλευρικών δυνάμεων περιγράφεται πολύ μικρότερο συγκριτικά με τις κάθετες δυνάμεις και φτάνει περίπου τα 20 N.[27]

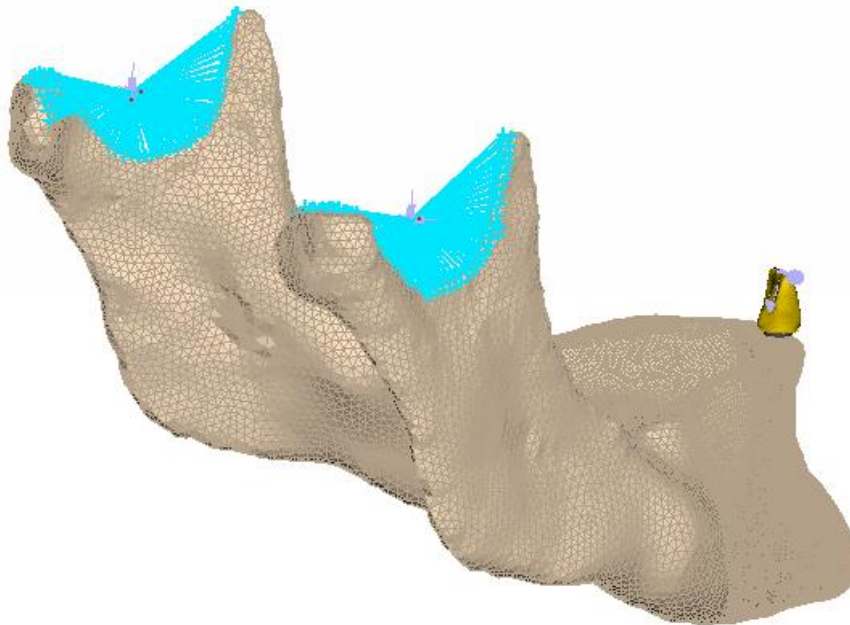
Η εφαρμογή των οριακών συνθηκών και η ρεαλιστική φόρτιση αποτελεί βασικό στοιχείο για τη μοντελοποίηση με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, καθώς οι εξεταζόμενες αλληλεπιδρούσες μεταβλητές επηρεάζουν τις δυνατότητες πρόβλεψης οποιασδήποτε προσομοίωσης. Θεωρήθηκε βέλτιστη οστεοενσωμάτωση προκειμένου να διευκολυνθεί η εξέταση και πλήρως συνδεδεμένη επαφή μεταξύ εμφυτεύματος και οστού που το περιβάλλει. Επιπλέον, για τον καθορισμό της κάτω επιφάνειας της δομής των οστών ήταν απαραίτητο το μοντέλο να περιορίζεται από όλους τους βαθμούς ελευθερίας με πάκτωση στο εγγύς τμήμα των κονδύλων με SPC (single point constraint). Οι περιπτώσεις που μελετήθηκαν και αναλύθηκαν παρουσιάζονται συνοπτικά παρακάτω στις Εικόνες 4.22 με 4.30



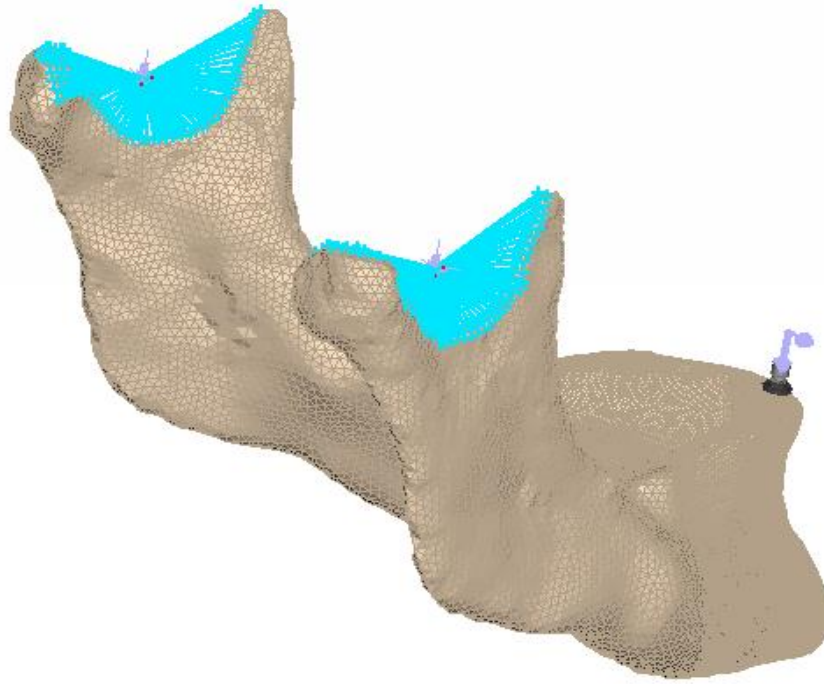
Εικόνα 4.22: Περίπτωση 1, για $F_{vertical}=181,86$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6)mm^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -19,01$ N, η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.



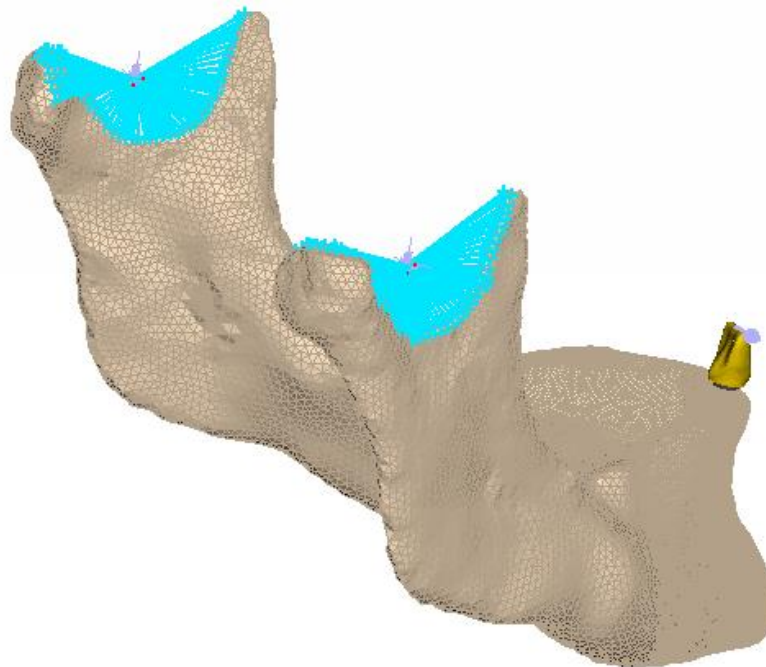
Εικόνα 4.23: Περίπτωση 2, για $F_{vertical} = 196,44 \text{ N}$ κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2 * 0,6) \text{ mm}^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -20,53 \text{ N}$ η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.



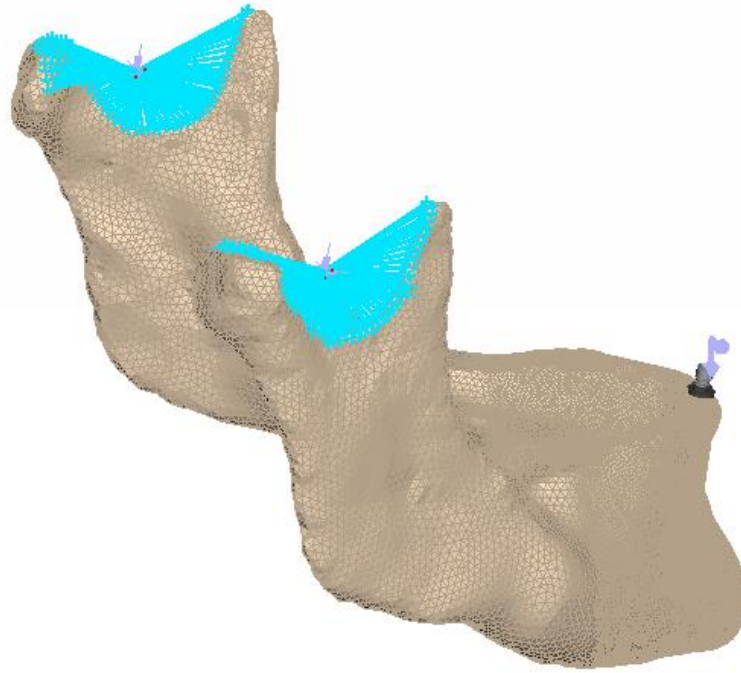
Εικόνα 4.24: Περίπτωση 3, για $F_{vertical} = 199,32 \text{ N}$ κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2 * 0,6) \text{ mm}^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -21,32 \text{ N}$ η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.



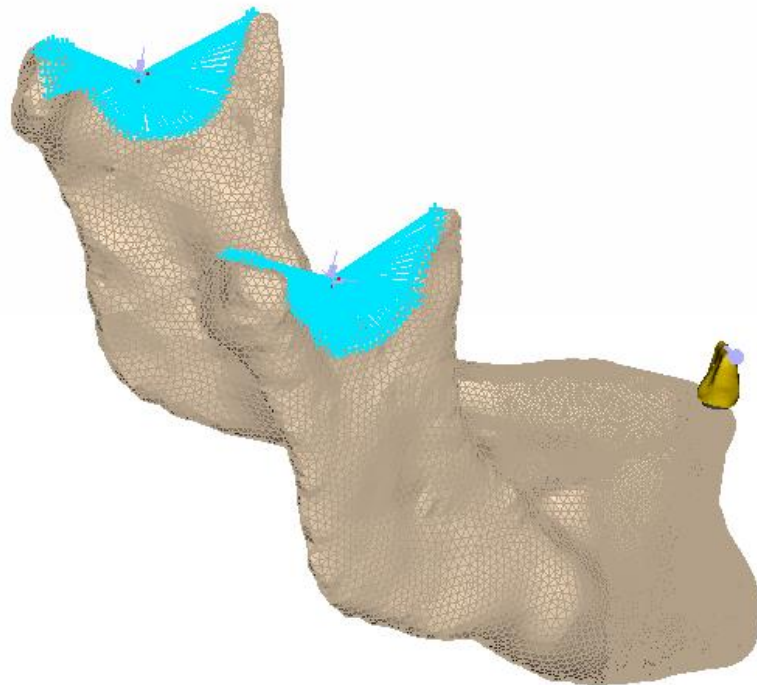
Εικόνα 4.25: Περίπτωση 4, για $F_{vertical} = 204,01 \text{ N}$ κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2 * 0,6) \text{ mm}^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -20,83 \text{ N}$ η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.



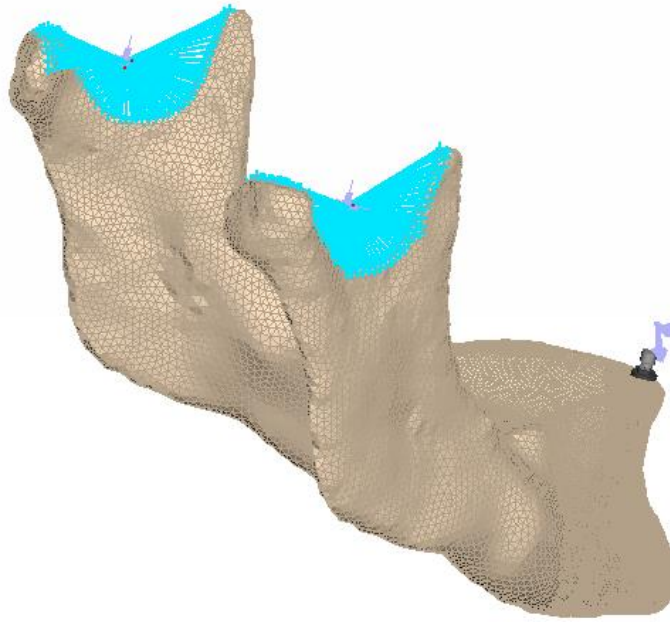
Εικόνα 4.26: Περίπτωση 4, για $F_{vertical} = 204,01 \text{ N}$ κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2 * 0,6) \text{ mm}^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -20,83 \text{ N}$ η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.



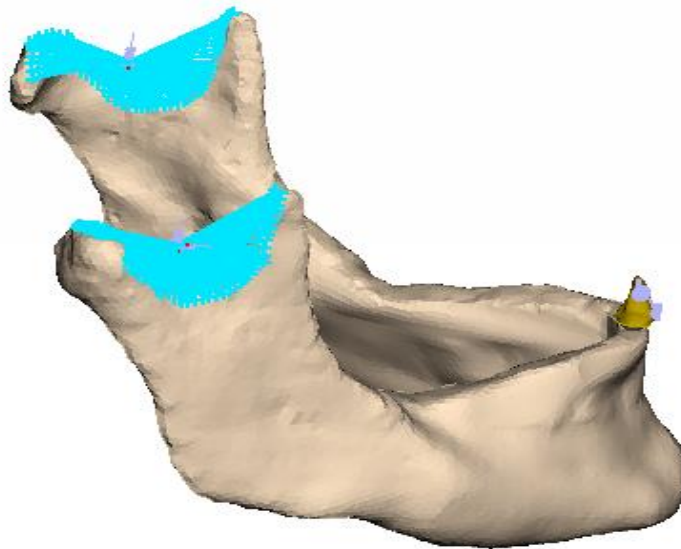
Εικόνα 4.27: Περίπτωση 5, για $F_{vertical} = 189,91$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6)$ mm² πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -19,85$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.



Εικόνα 4.28: Περίπτωση 5, για $F_{vertical} = 189,91$ N κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6)$ mm² πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -19,85$ N η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.

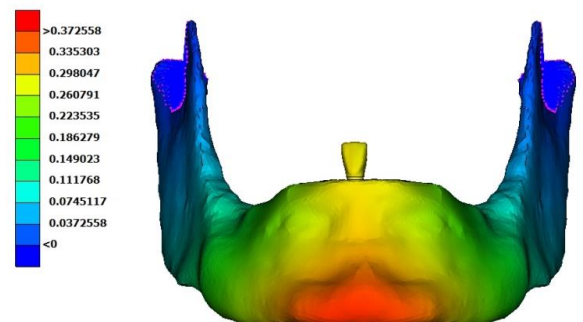
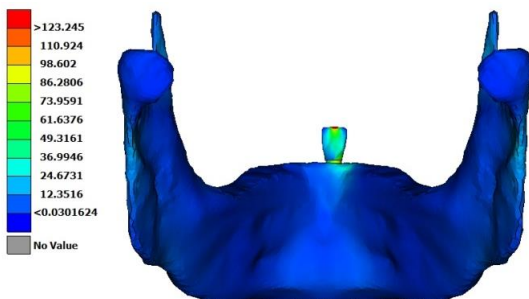
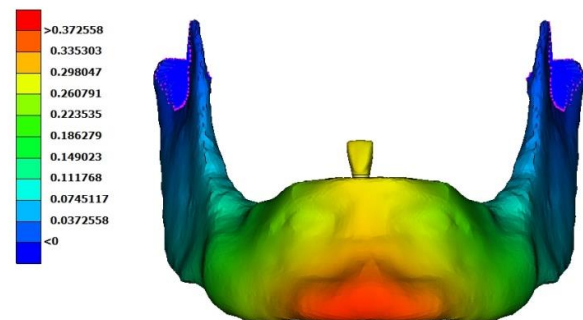
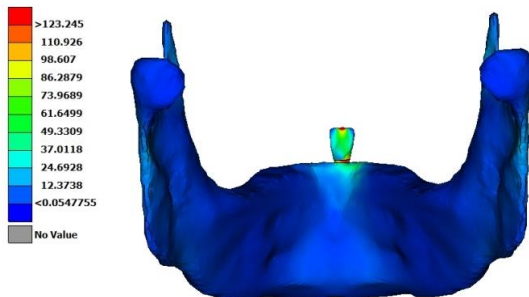
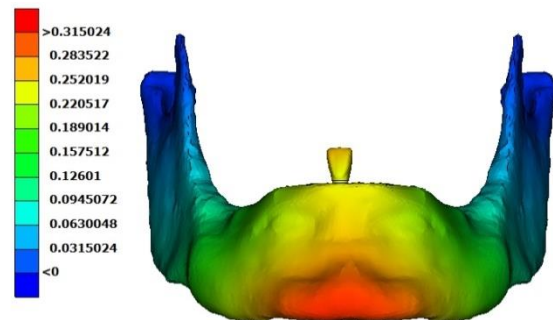
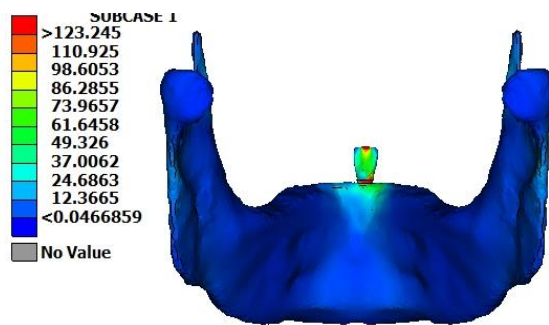


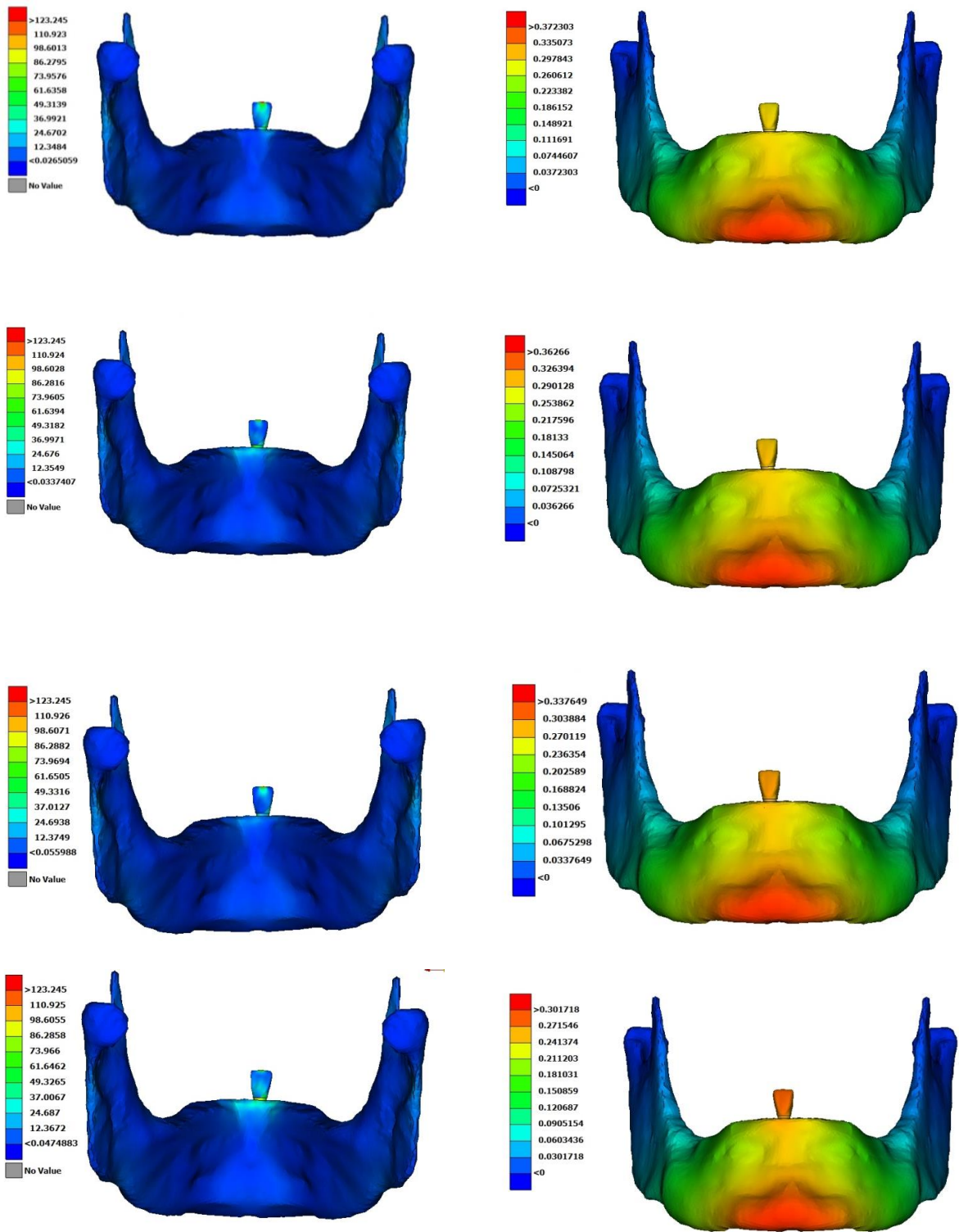
Εικόνα 4.29: Περίπτωση 6, για $F_{vertical} = 172,77\text{ N}$ κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6)\text{ mm}^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -18,06\text{ N}$ η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.



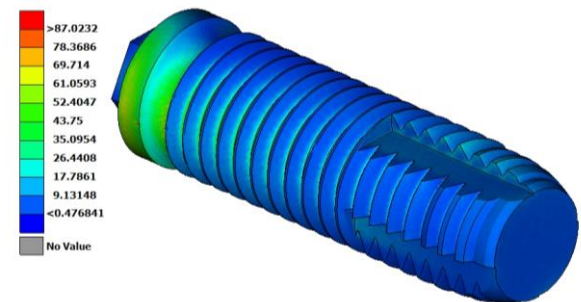
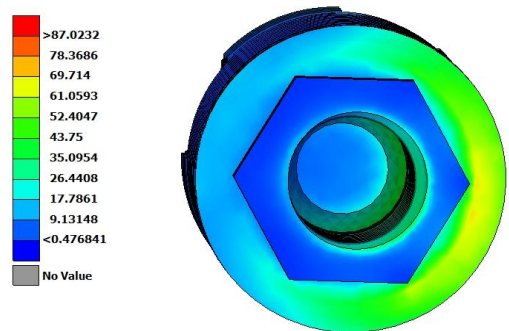
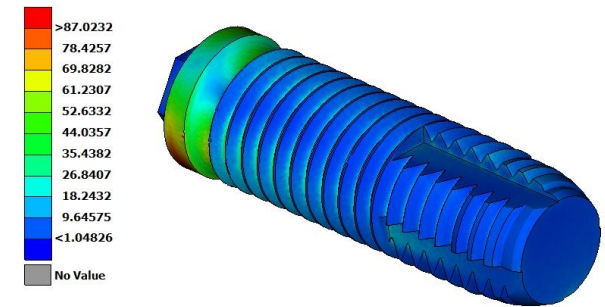
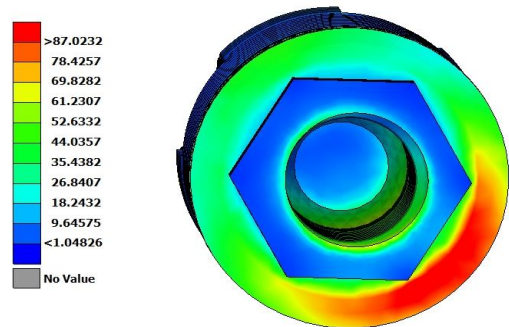
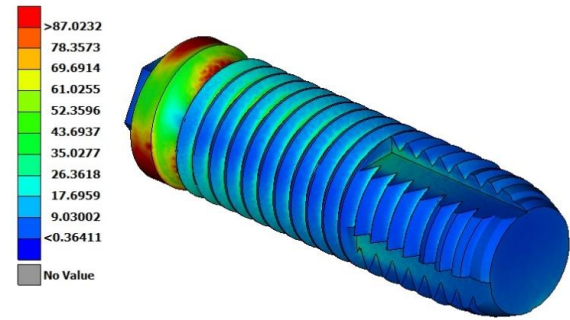
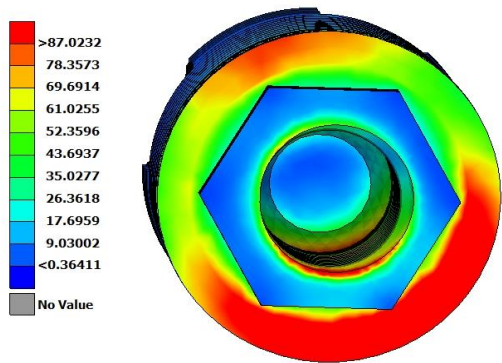
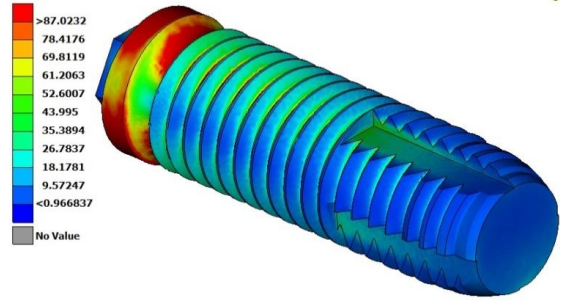
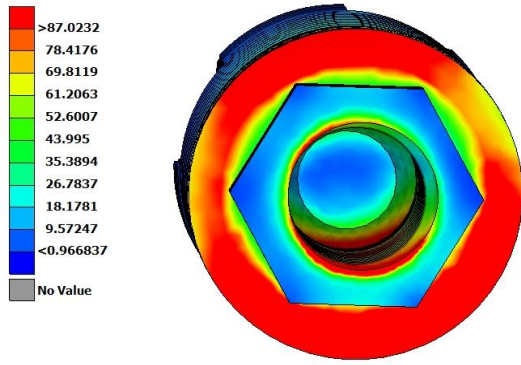
Εικόνα 4.30: Περίπτωση 7, για $F_{vertical} = 150,46\text{ N}$ κατανεμημένη σε 11 σημεία που καλύπτουν συνολική επιφάνεια $(1,2*0,6)\text{ mm}^2$ πάνω στη μασητική επιφάνεια της στεφάνης και $F_{horizontal} = -15,72\text{ N}$ η οποία ασκείται στα ίδια σημεία.

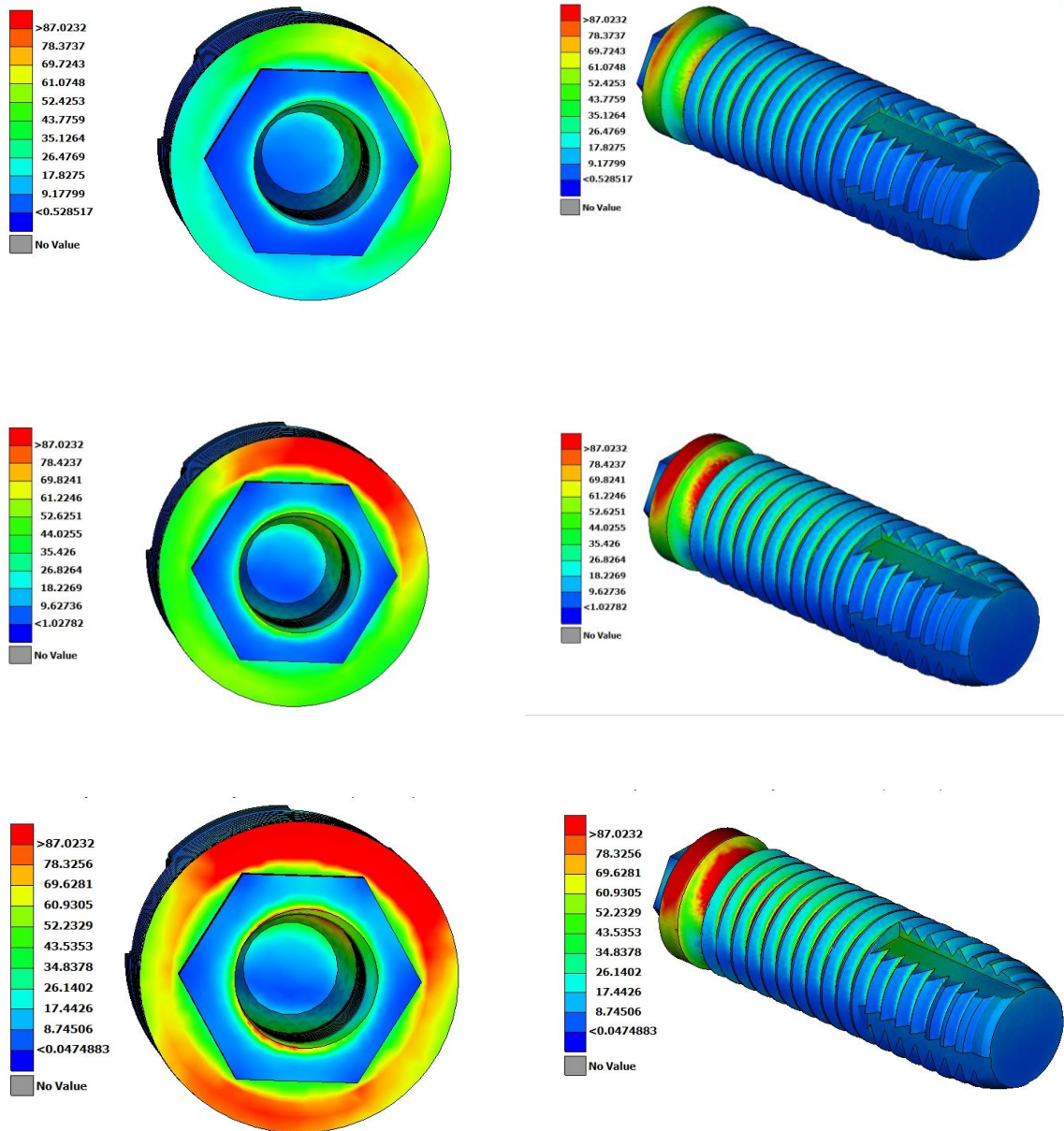
Η επίλυση για το μοντέλο σε κάθε περίπτωση έγινε με το λύτη Dynamis DTECH Corporation S.A. του λογισμικού πακέτου ANSA pre-processing και η ανάλυση των αποτελεσμάτων πραγματοποιήθηκε στο λογισμικό πακέτο μΕΤΑ post-processor, της BETA CAE Systems S.A. Στις εικόνες 4.31-4.40 παρουσιάζονται οι τάσεις και οι μετατοπίσεις του συνολικού μοντέλου καθώς και των επιμέρους τμημάτων του ανάλογα με την γωνία και το μέγεθος φόρτισης. Για την καλύτερη απεικόνιση των αποτελεσμάτων για το κάθε εξεταζόμενο μέρος θεωρήθηκε στον πίνακα τάσης ως μέγιστη τιμή τάσης, η ελάχιστη των μέγιστων τάσεων που παρουσιάζεται στους Πίνακες 4-8 και 4-9



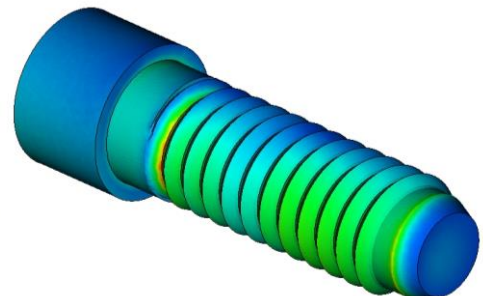
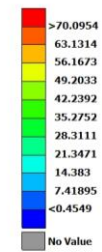
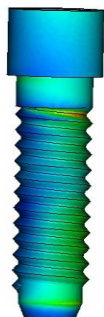
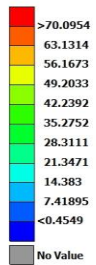
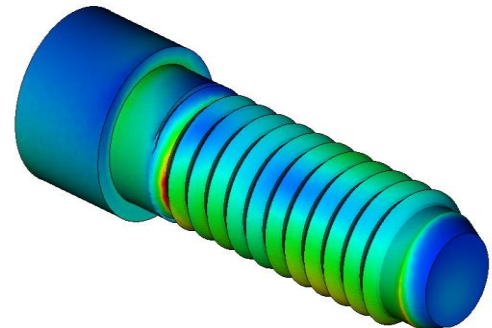
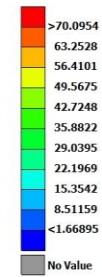
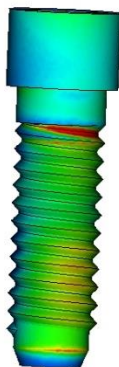
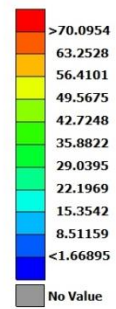
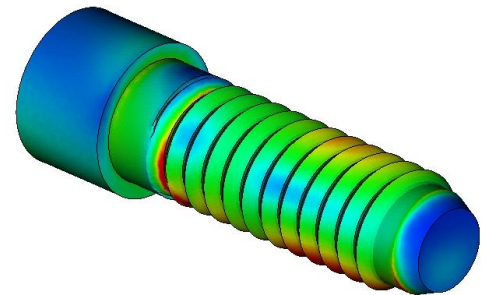
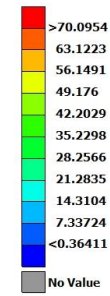
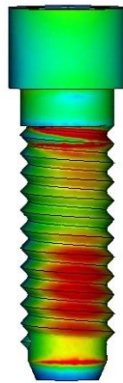
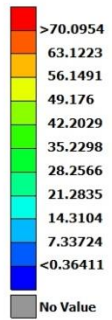
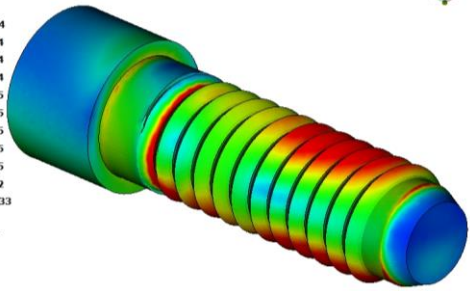
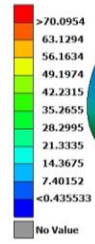
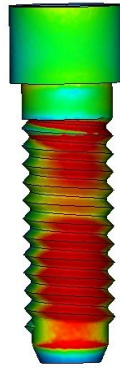
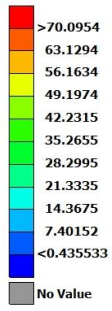


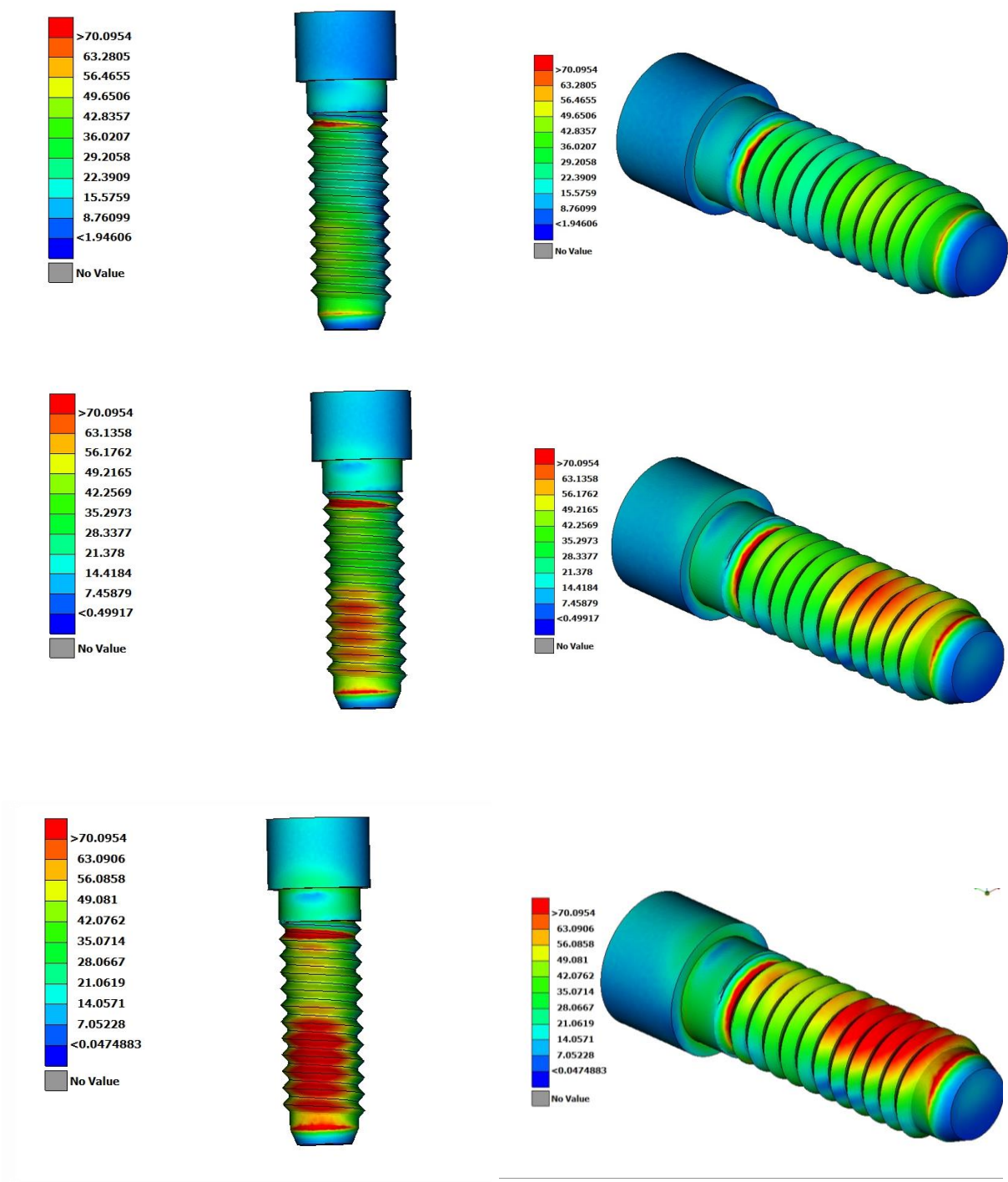
Εικόνα 4.31: Ανάλυση Τάσεων Von Mises και Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης του μοντέλου για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.



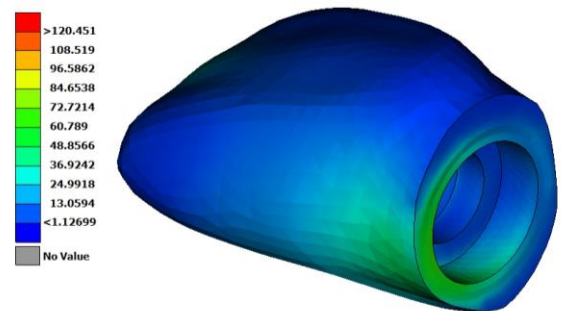
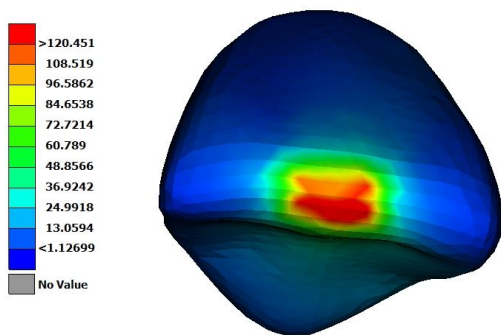
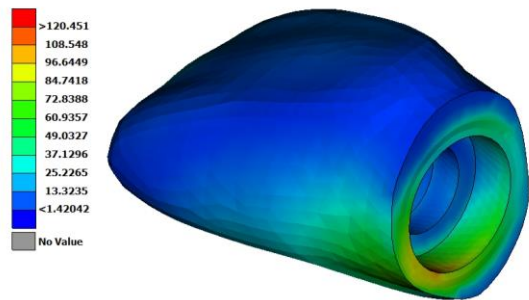
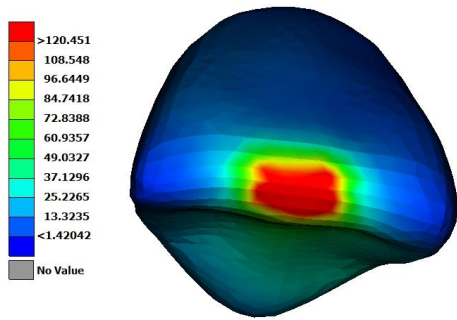
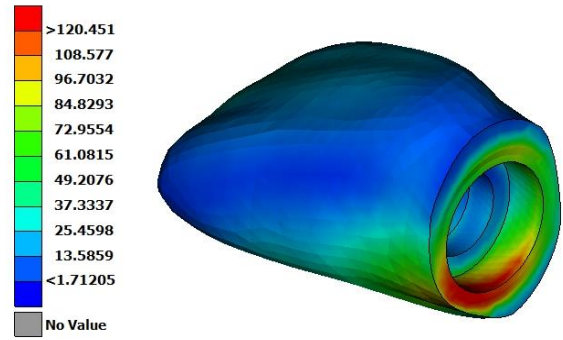
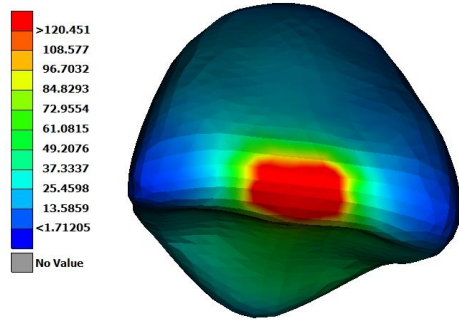
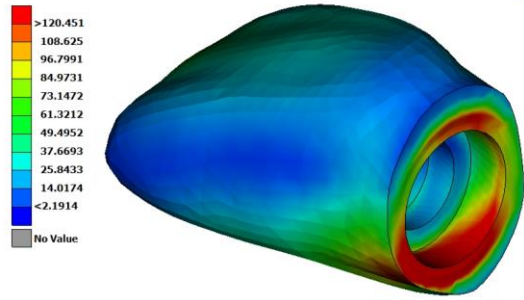
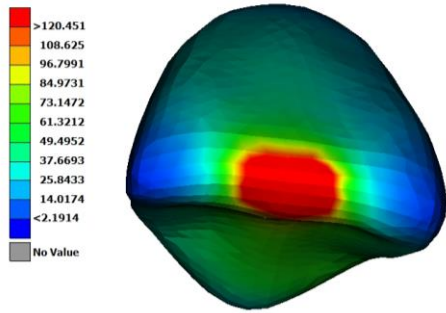


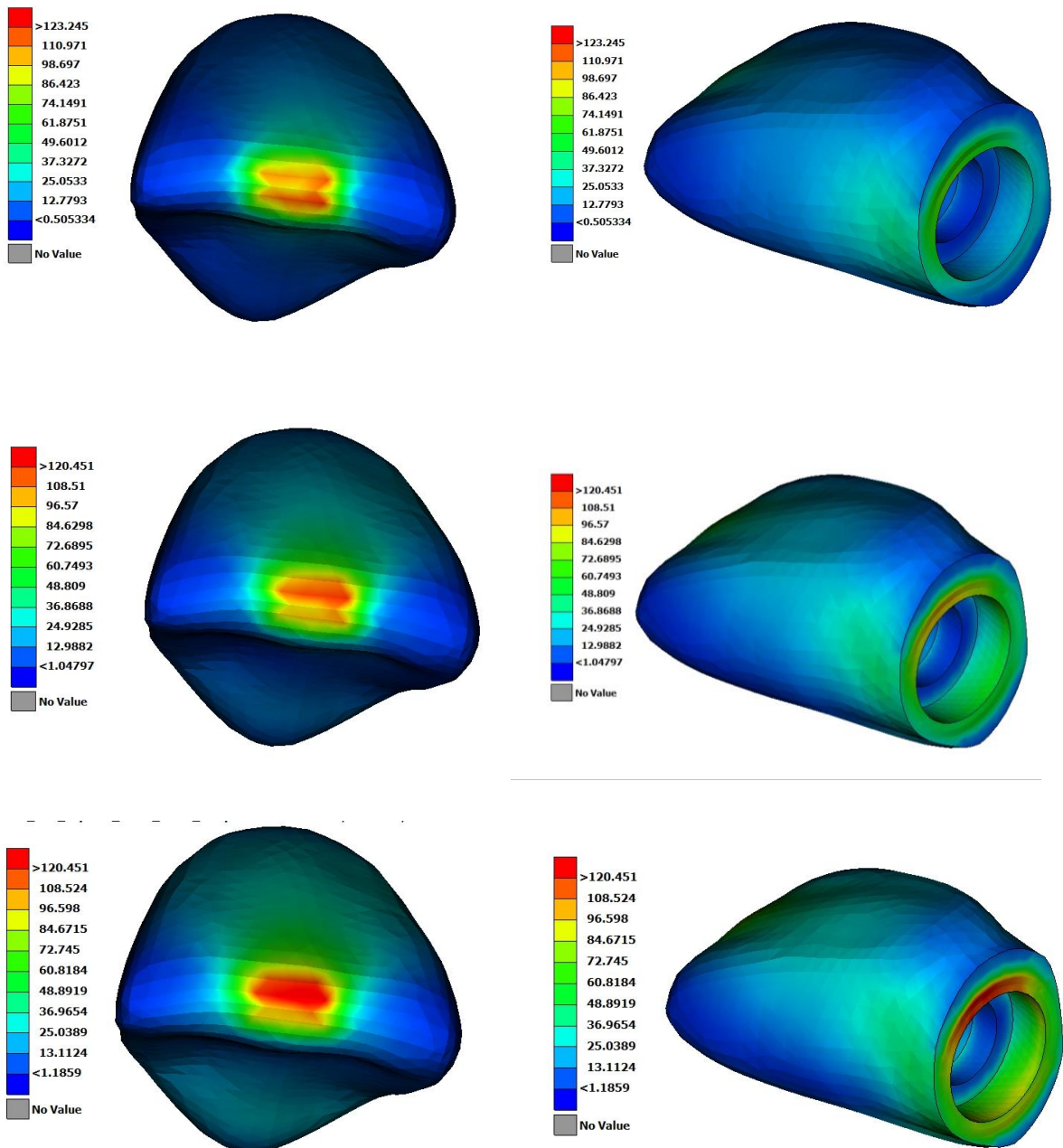
Εικόνα 4.32: Ανάλυση Τάσεων Von Mises του εμφυτεύματος για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης



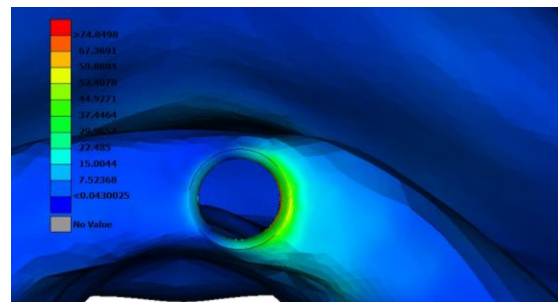
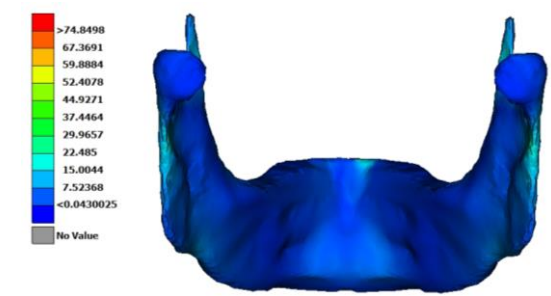
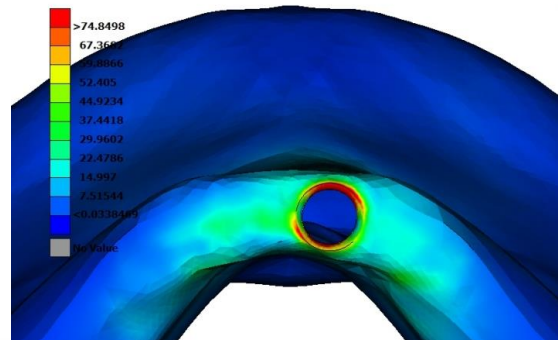
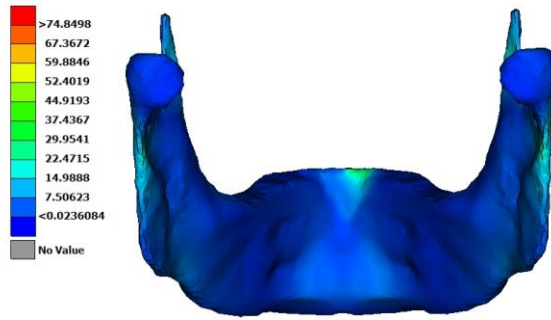
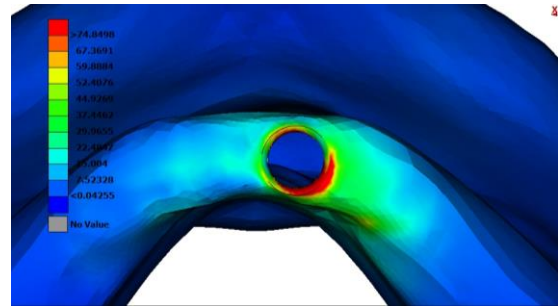
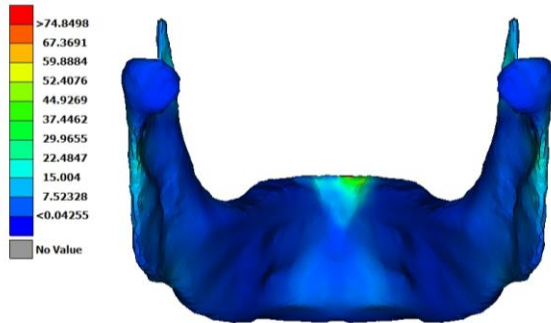
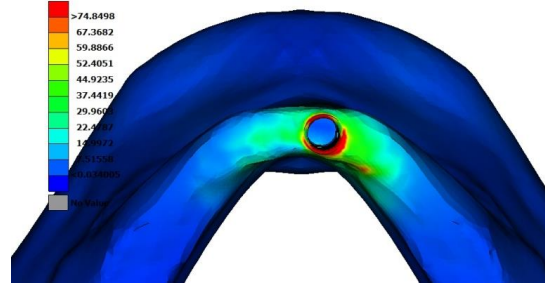
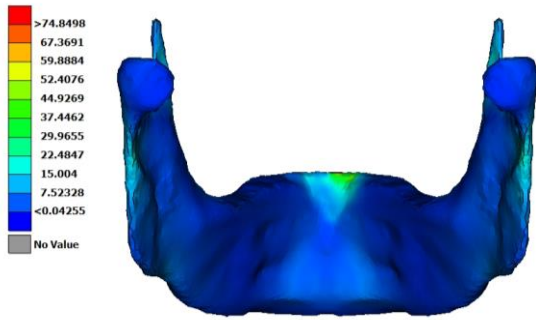


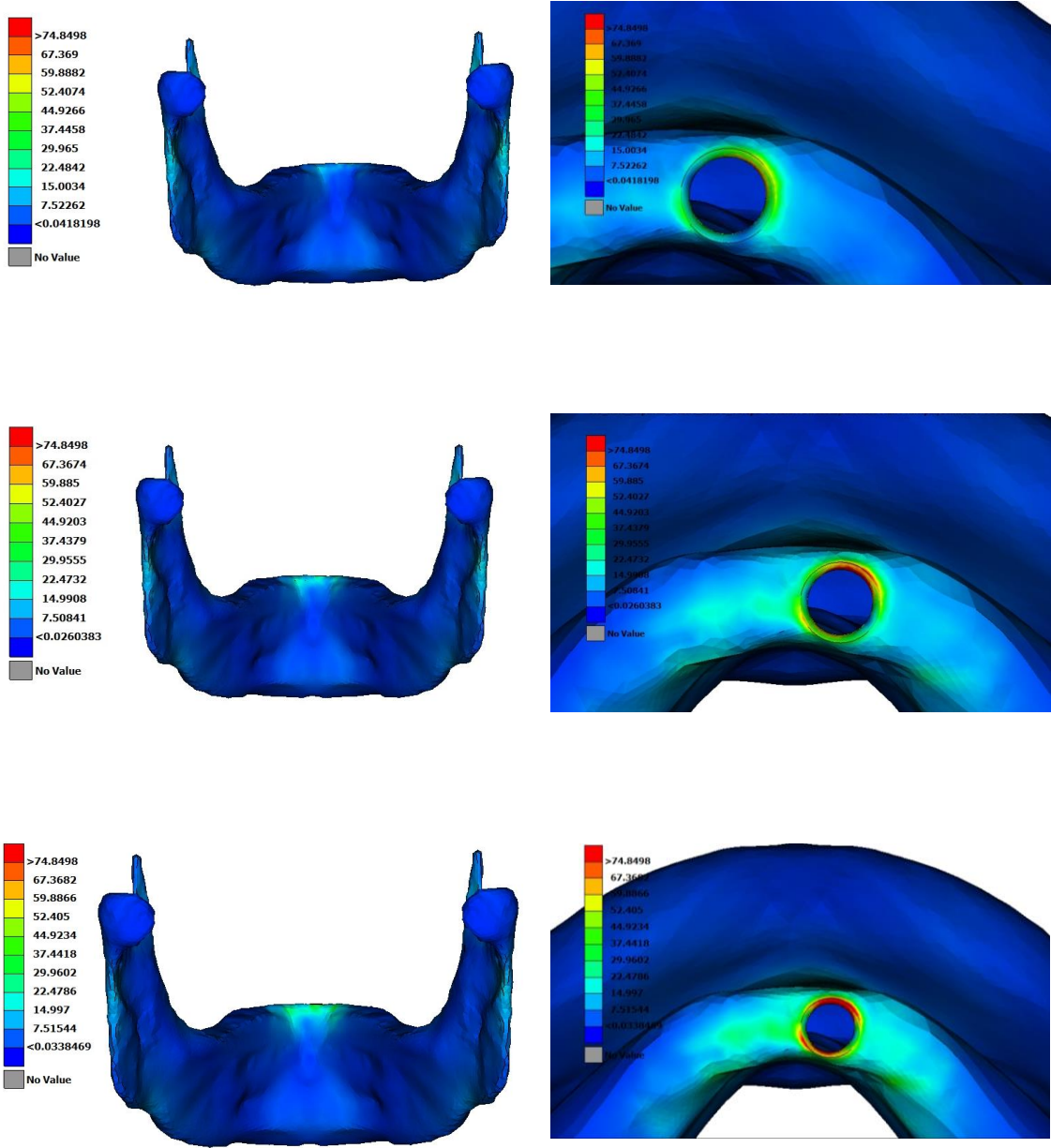
Εικόνα 4.33: Ανάλυση Τάσεων Von Mises του κοχλία σύνδεσης για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης



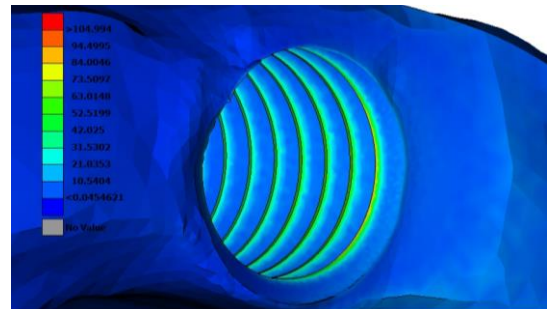
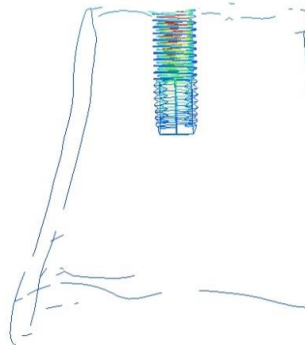
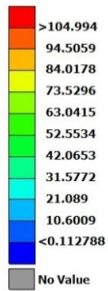
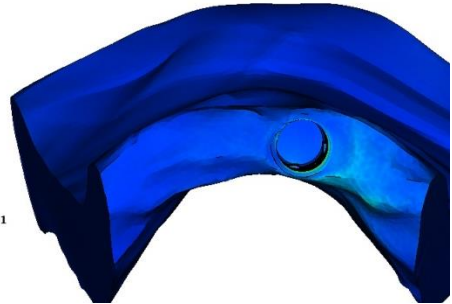
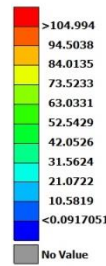
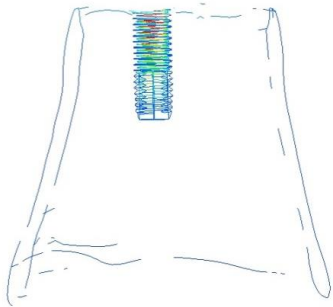
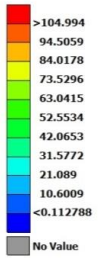
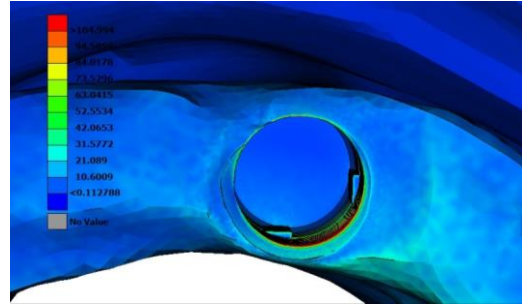
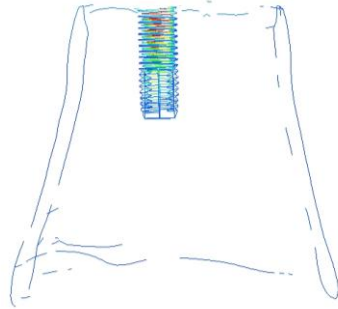
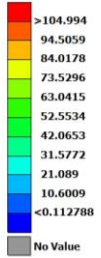
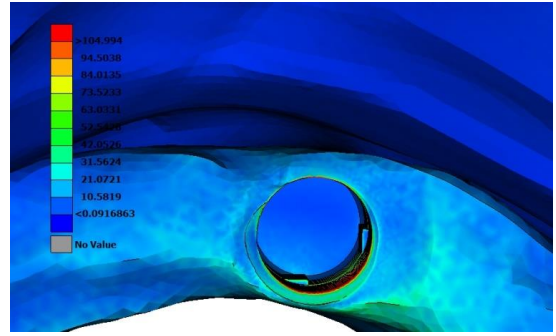
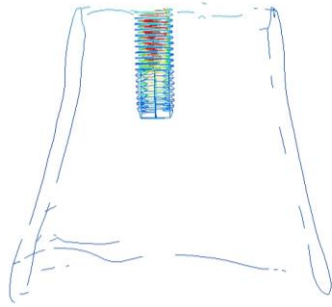
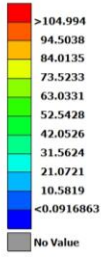


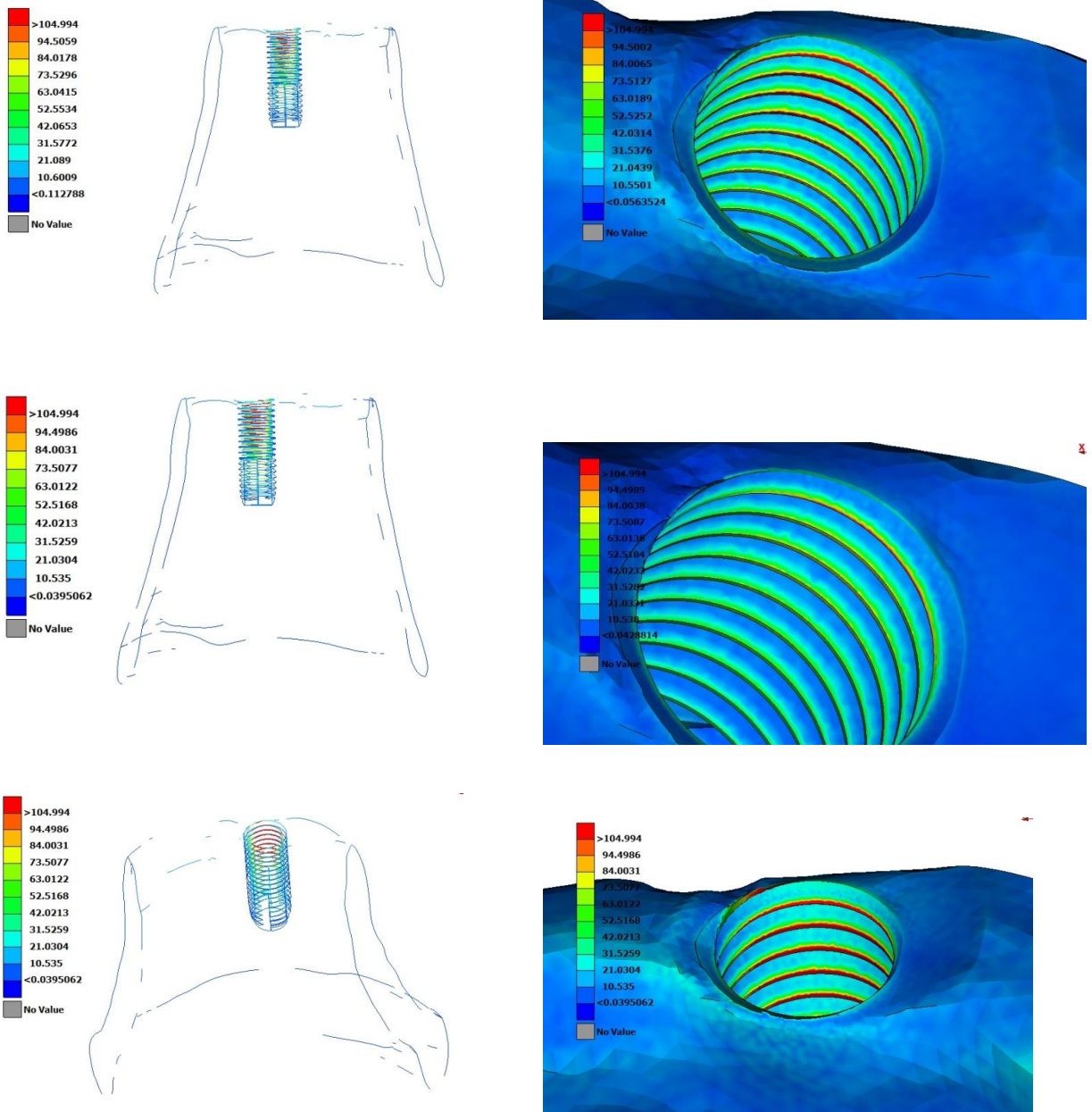
Εικόνα 4.34: Ανάλυση Τάσεων Von Mises της στεφάνης για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης



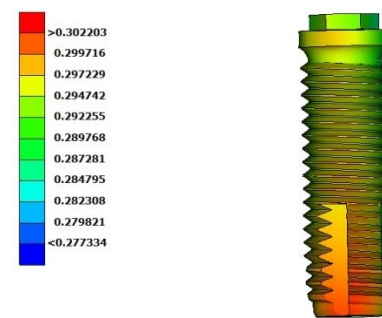
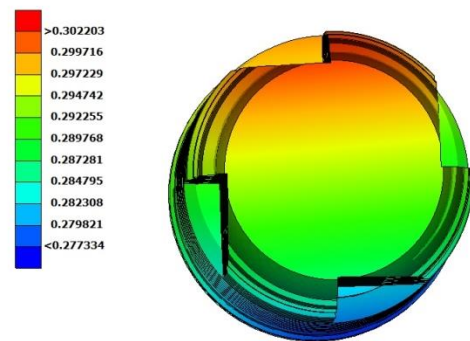
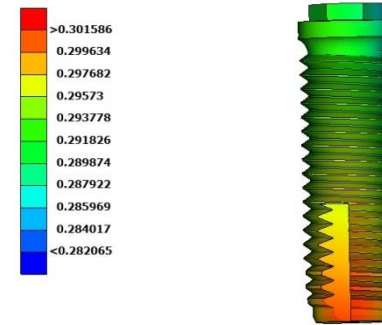
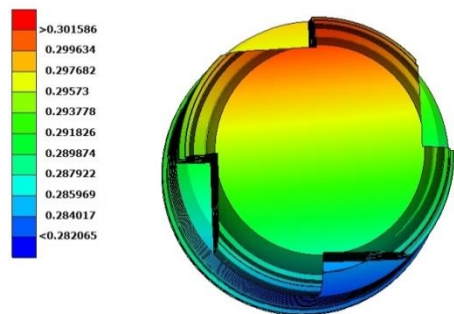
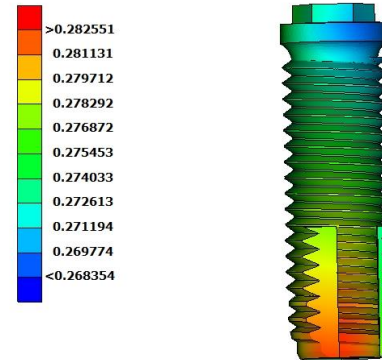
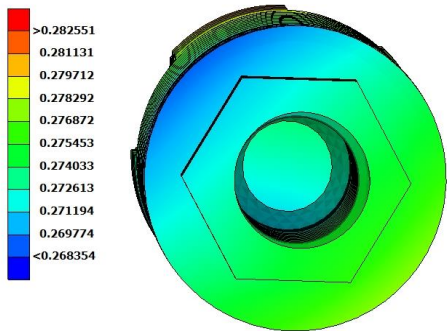
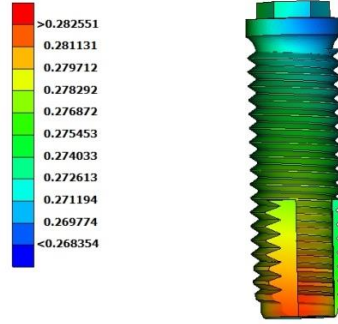
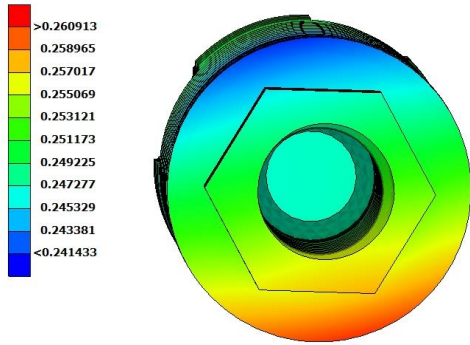


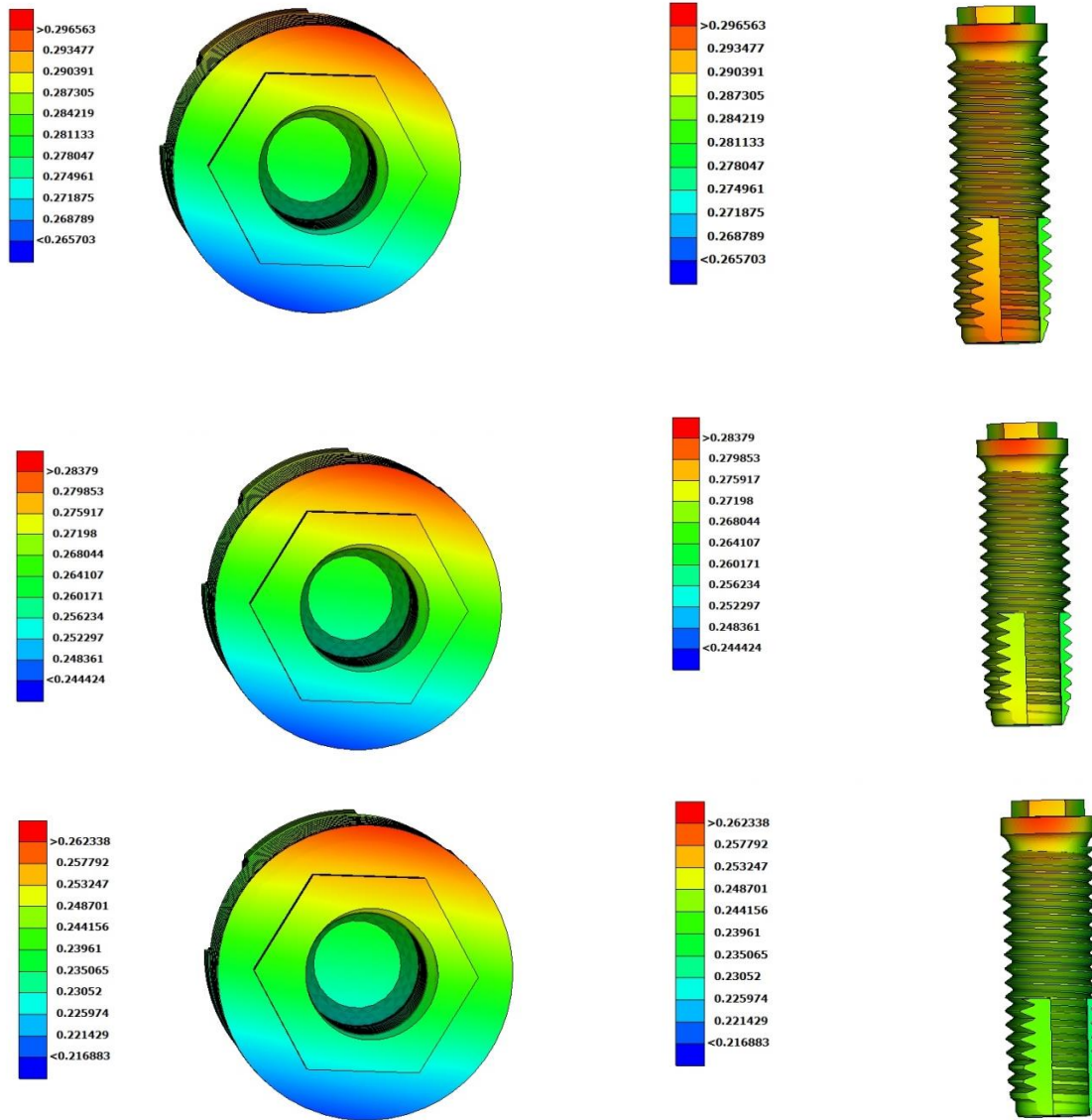
Εικόνα 4.35: Ανάλυση Τάσεων Absolute Max Principal του φλοιώδους οστού για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.



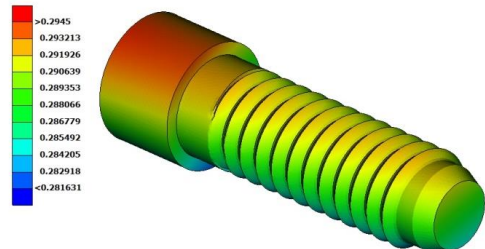
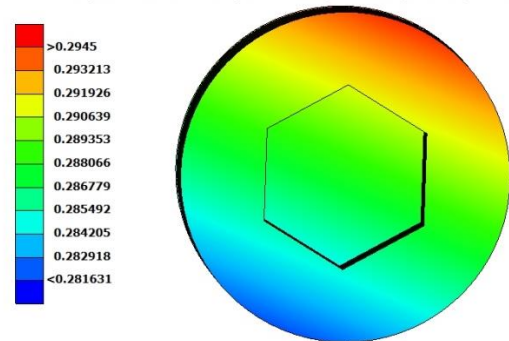
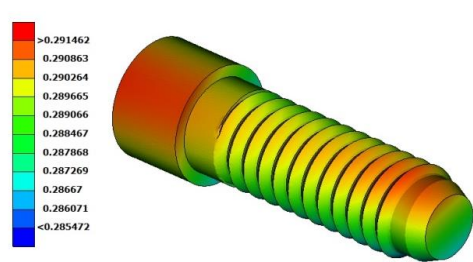
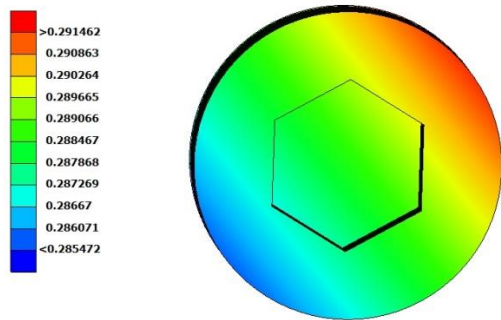
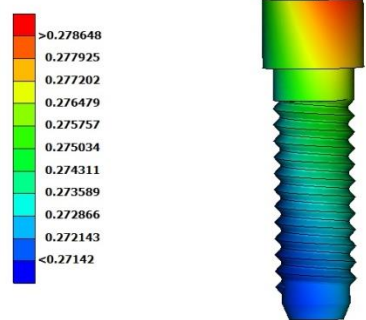
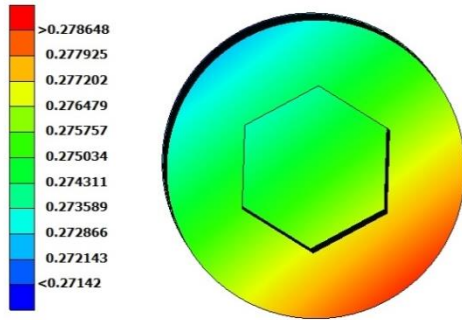
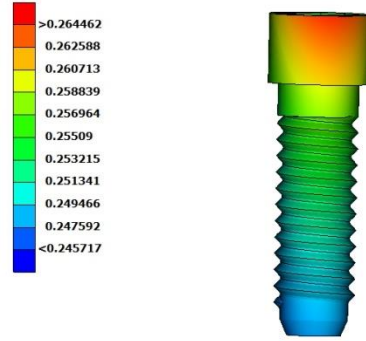
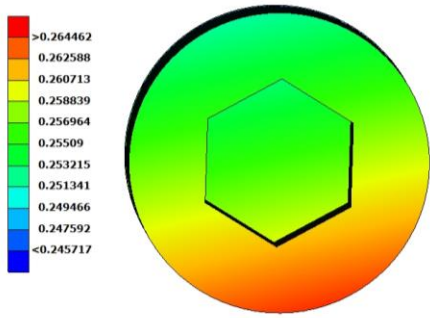


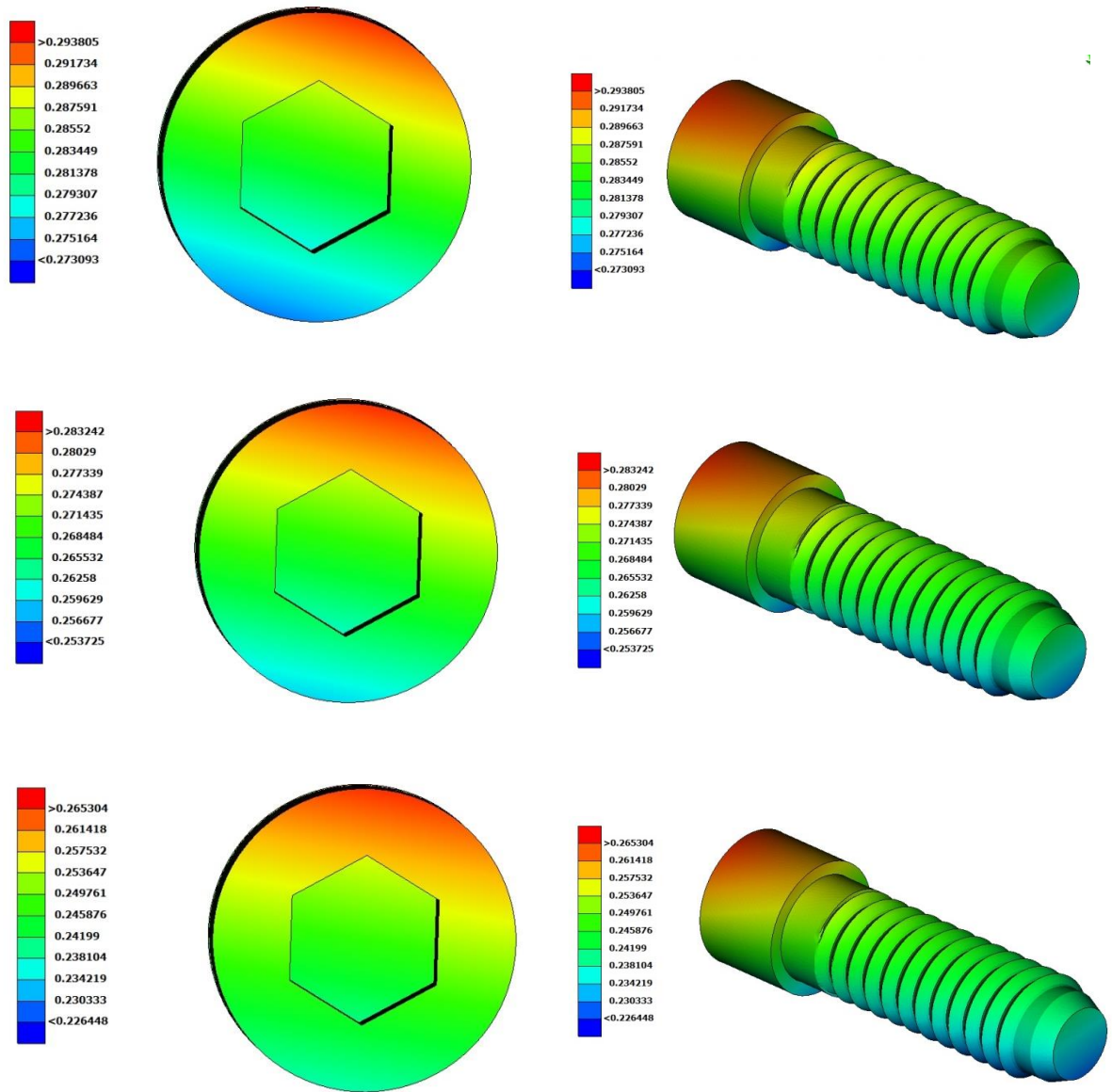
Εικόνα 4.36 : Ανάλυση Τάσεων Absolute Max Principal του σπογγώδους οστού για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης



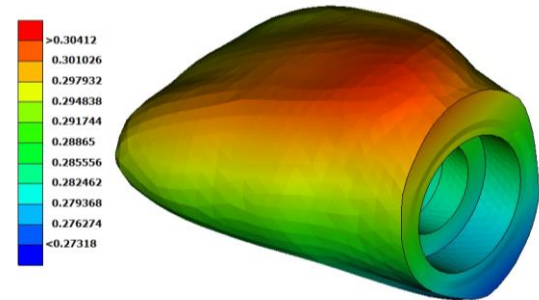
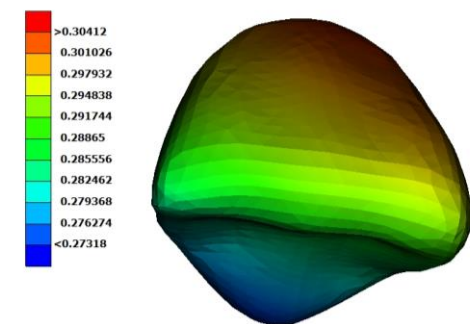
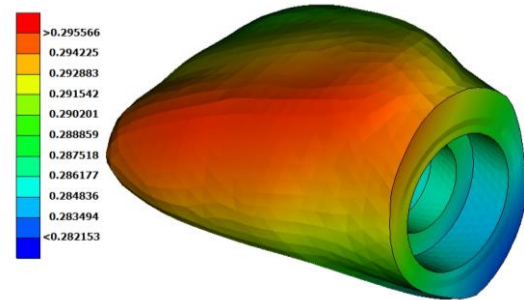
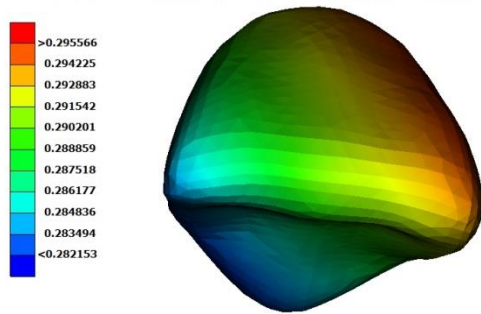
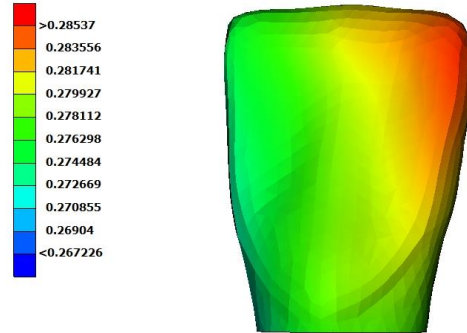
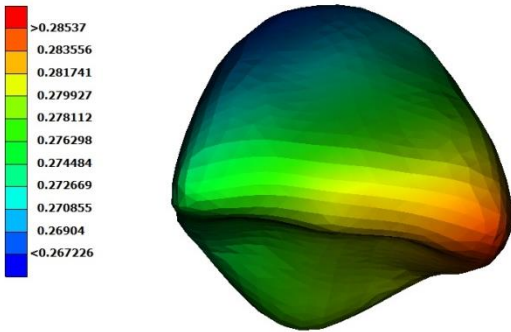
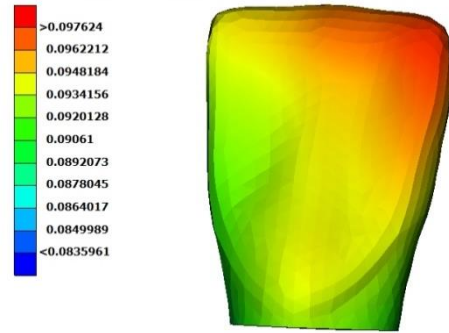
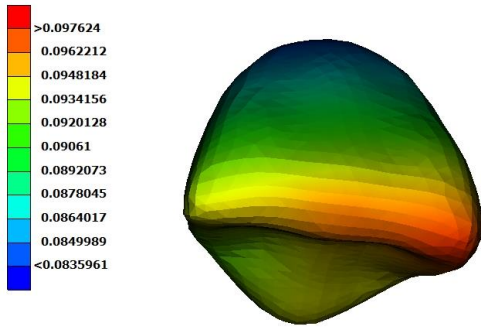


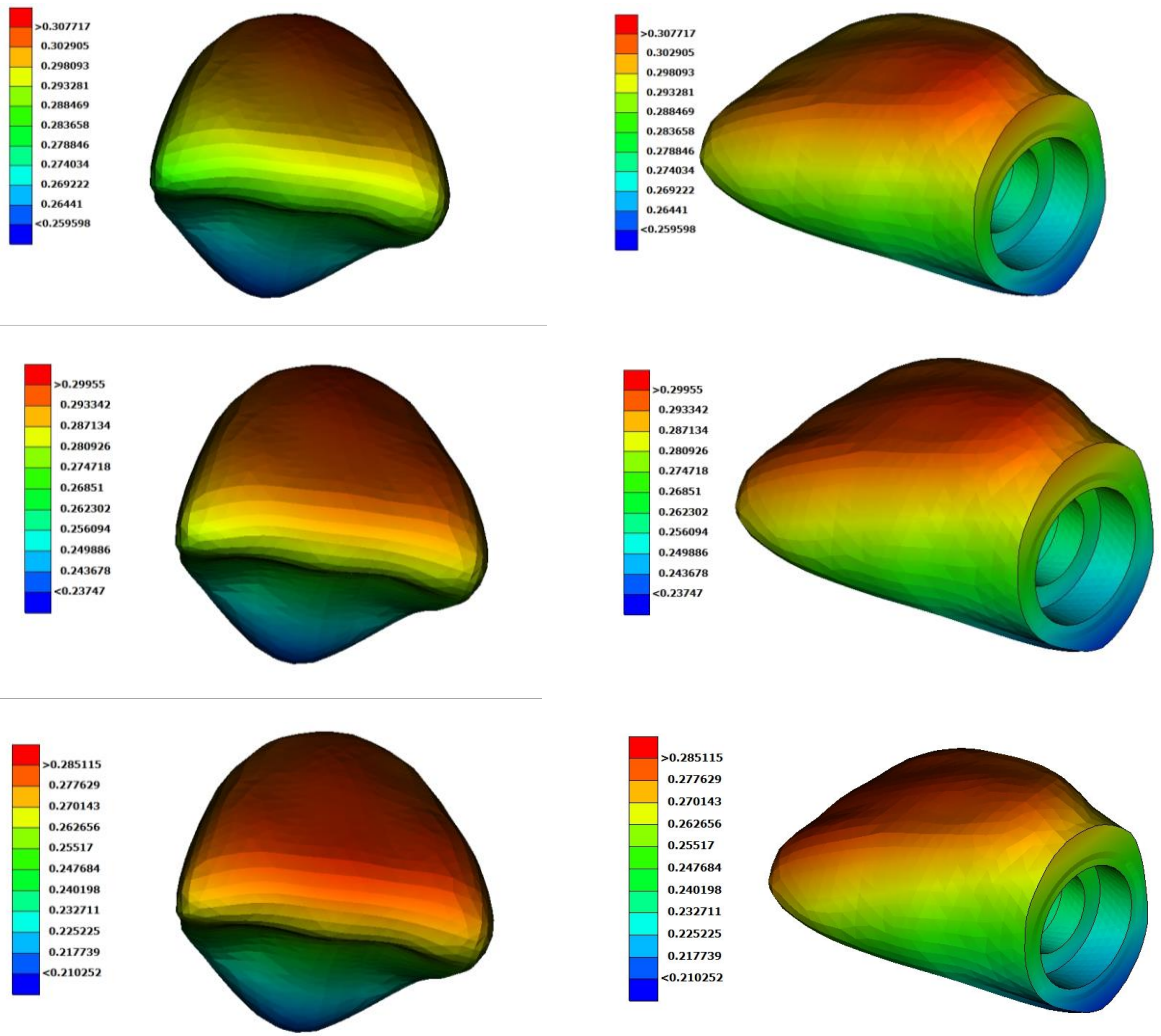
Εικόνα 4.37: Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης του εμφυτεύματος για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.



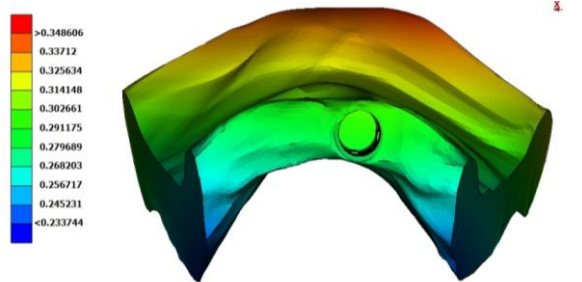
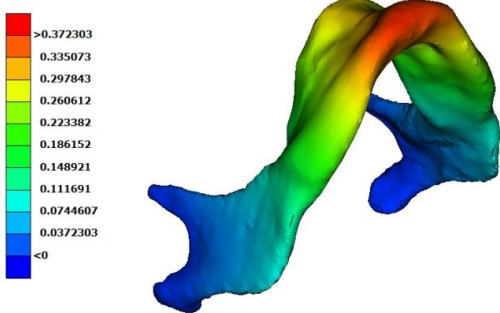
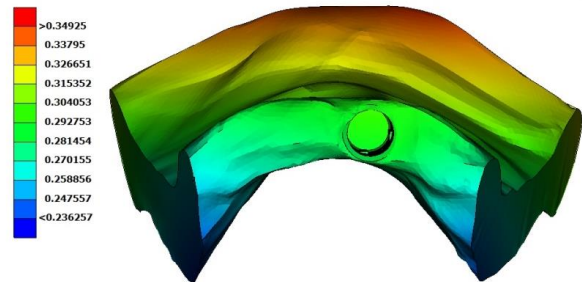
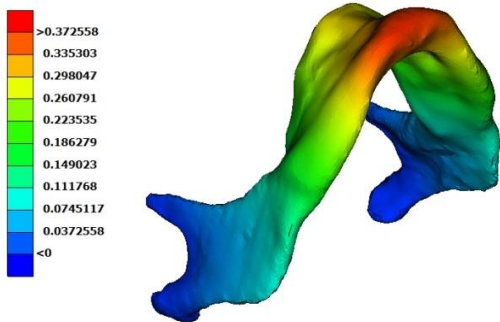
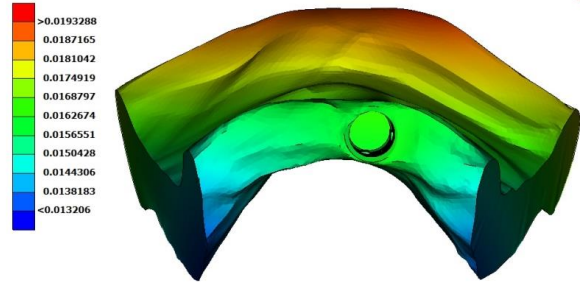
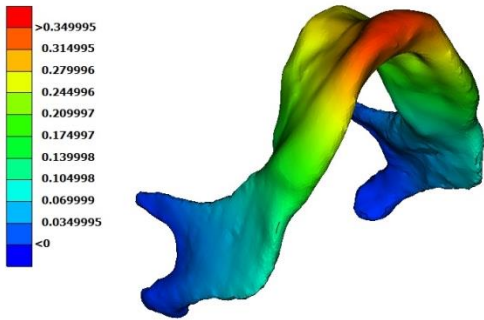
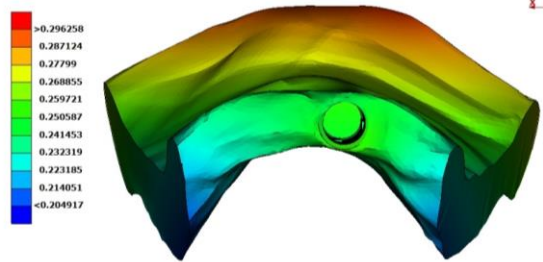
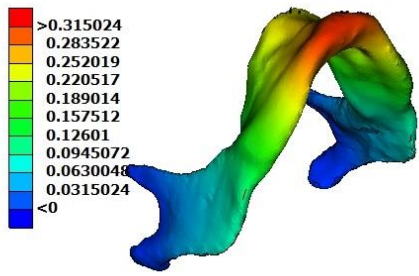


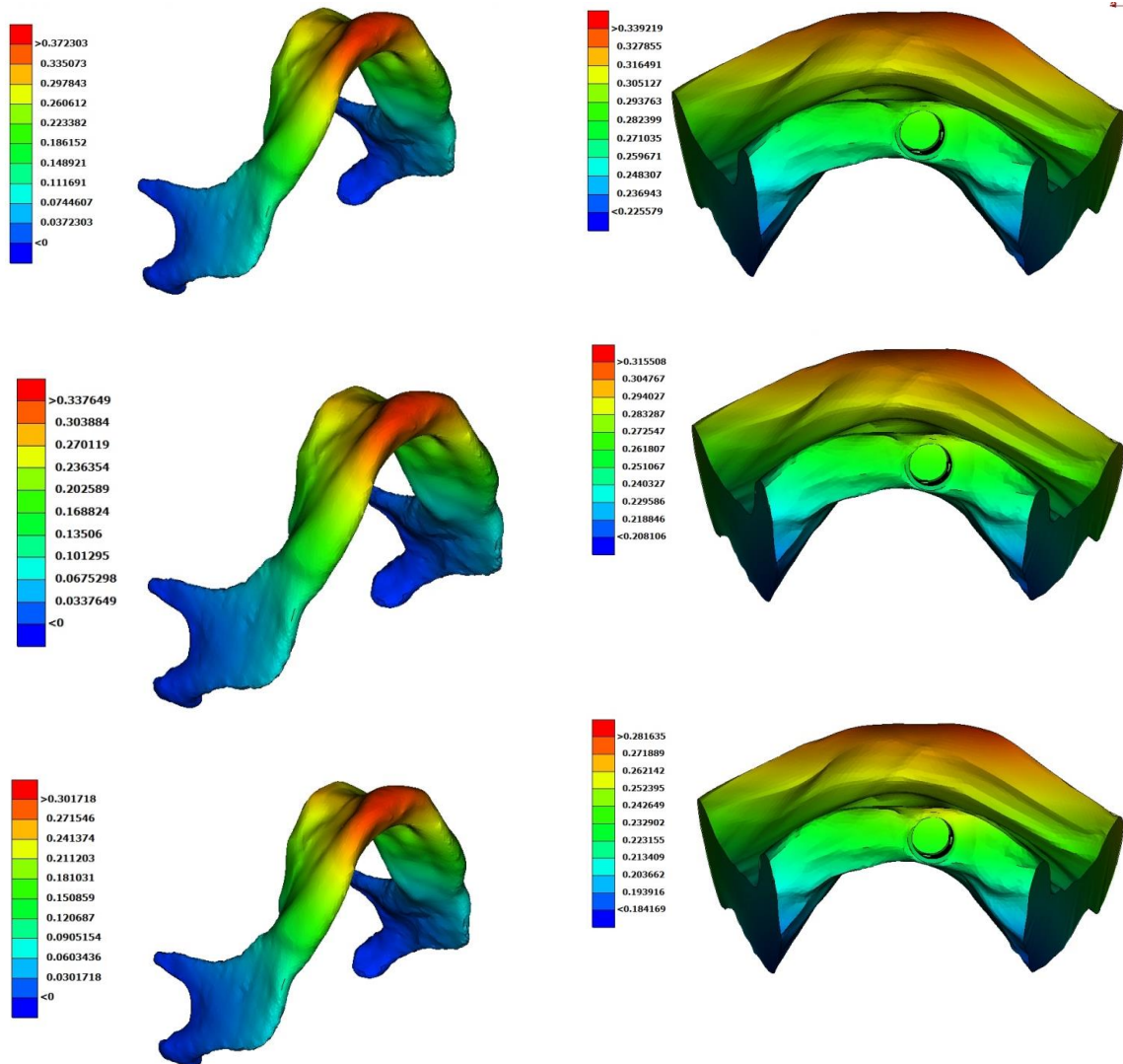
Εικόνα 4.38: Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης του Κοχλία Σύνδεσης για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.





Εικόνα 4.39: Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης της Στεφάνης για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.





Εικόνα 4.40: Ανάλυση Συνολικής Μετατόπισης του Σπογγώδους και του Φλοιώδους οστού για τις διαφορετικές περιπτώσεις φόρτισης.

Στους πίνακες 4.8 - 5.16 που ακολουθούν παρουσιάζονται αναλυτικά τα αποτελέσματα των τάσεων και των παραμορφώσεων του πλήρους και των επιμέρους τμημάτων του μοντέλου, για όλες τις γωνίες και τα φορτία που μελετήθηκε.

Model			
Cases	$\Theta(^{\circ})$	Max Von Mises Stress (Mpa)	Total Deformation(mm) max
C1	30 posterior	269,21	0,315024
C2	20 posterior	203,45	0,349995
C3	10 posterior	172,88	0,372558
C4	0 center	145,28	0,372303
C5	10 anterior	123,24	0,36266
C6	20 anterior	165,51	0,337649
C7	30 anterior	213,03	0,301718

Πίνακας 4-8: Μέγιστες Τάσεις Von Mises και Μέγιστη Παραμόρφωση του μοντέλου

Cases	$\Theta(^{\circ})$	Absolute max Principal Stress		Max Von Mises Stress		
		cancellous bone	cortical bone	abutment screw	implant	restoration
C1	30 posterior	330,50	190,22	174,80	269,21	223,19
C2	20 posterior	245,80	141,91	138,12	203,45	199,55
C3	10 posterior	161,18	104,90	100,48	132,21	172,88
C4	0 center	104,99	74,84	70,09	87,02	145,28
C5	10 anterior	127,29	98,68	82,82	112,74	123,24
C6	20 anterior	186,86	141,33	111,12	165,51	120,45
C7	30 anterior	242,78	182,38	136,94	213,03	137,20

Πίνακας 4-9: Μέγιστες Τάσεις Von Mises για το εμφύτευμα, τον κοχλία Σύνδεσης και τη Στεφάνη και Τάσεις Absolut Maximum Principal για το φλοιώδες και σπογγώδες οστό ανά περίπτωση

Case 1					
	cancellous bone	cortical bone	abutment screw	implant	restoration
x deform	7,48E-04	6,12E-02	-9,39E-03	-8,71E-03	-1,17E-02
y deform	-1,96E-01	1,81E-02	-2,35E-01	-2,31E-01	-2,24E-01
z deform	-2,99E-02	8,38E-03	-5,65E-02	-5,61E-02	-6,75E-02
t deform	2,96E-01	3,15E-01	2,64E-01	2,61E-01	2,77E-01

Πίνακας 4-10: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x,y,z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 1^η περίπτωση.

Case 2					
	cancellous bone	cortical bone	abutment screw	implant	restoration
x deform	7,82E-05	5,83E-02	-1,25E-02	-1,05E-02	-1,58E-02
y deform	-2,16E-01	1,89E-02	-2,66E-01	-2,61E-01	-2,61E-01
z deform	-2,51E-02	9,82E-03	-4,54E-02	-4,47E-02	4,67E-02
t deform	3,29E-01	3,50E-01	2,79E-01	2,83E-01	2,85E-01

Πίνακας 4-11: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x,y,z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 2^η περίπτωση.

Case 3					
	cancellous bone	cortical bone	abutment screw	implant	restoration
x deform	-5,65E-04	5,35E-02	-1,52E-02	-1,19E-02	-1,93E-02
y deform	-2,29E-01	1,92E-02	-2,83E-01	-2,77E-01	-2,80E-01
z deform	-1,67E-01	1,09E-02	-1,96E-02	-2,36E-02	-1,27E-02
t deform	3,49E-01	3,73E-01	2,91E-01	3,02E-01	2,96E-01

Πίνακας 4-12: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x,y,z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 3^η περίπτωση.

Case 4					
	cancellous bone	cortical bone	abutment screw	implant	restoration
x deform	-1,15E-03	4,69E-02	-1,69E-02	-1,25E-02	-2,15E-02
y deform	-2,27E-01	1,83E-02	-2,80E-01	-2,76E-01	-2,72E-01
z deform	-5,44E-03	1,13E-02	1,43E-02	9,38E-04	3,67E-02
t deform	3,49E-01	3,72E-01	2,95E-01	3,02E-01	3,04E-01

Πίνακας 4-13: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x,y,z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 4^η περίπτωση.

Case 5					
	cancellous bone	cortical bone	abutment screw	implant	restoration
x deform	-1,66E-03	4,01E-02	-1,80E-02	-1,27E-02	-2,30E-02
y deform	-2,20E-01	1,70E-02	-2,69E-01	-2,64E-01	-2,57E-01
z deform	9,68E-03	1,36E-02	4,56E-02	2,39E-02	8,24E-02
t deform	3,39E-01	3,63E-01	2,94E-01	2,97E-01	3,08E-01

Πίνακας 4-14: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x,y,z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 5^η περίπτωση.

Case 6					
	cancellous bone	cortical bone	abutment screw	implant	restoration
x deform	-2,06E-03	3,22E-02	-1,82E-02	-1,24E-02	-2,34E-02
y deform	-2,04E-01	1,50E-02	-2,47E-01	-2,41E-01	-2,32E-01
z deform	2,47E-02	3,07E-02	7,24E-02	4,40E-02	1,21E-01
t deform	3,16E-01	3,38E-01	2,83E-01	2,84E-01	3,00E-01

Πίνακας 4-15: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x,y,z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 6^η περίπτωση.

Case 7					
	cancellous bone	cortical bone	abutment screw	implant	restoration
x deform	-2,32E-03	2,40E-02	-1,77E-02	-1,16E-02	-2,28E-02
y deform	-1,81E-01	1,26E-02	-2,18E-01	-2,10E-01	-2,00E-01
z deform	3,81E-02	4,51E-02	9,38E-02	6,04E-02	1,51E-01
t deform	2,82E-01	3,02E-01	2,65E-01	2,62E-01	2,85E-01

Πίνακας 4-16: Μέγιστη Παραμόρφωση στους άξονες x,y,z και Μέγιστη Συνολική Παραμόρφωση για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην 7^η περίπτωση.

Ανάλυση Τάσεων Von Mises: τα κριτήρια Von Mises έδειξαν συγκέντρωση τάσης κοντά στην επιφάνεια επαφής του εμφυτεύματος με τη στεφάνη, του κοχλία σύνδεσης και του εμφυτεύματος καθώς επίσης και στην περιοχή της στεφάνης που ασκούνται οι δυνάμεις. Όμως αυξημένες διευθύνσεις φόρτισης (30 posterior έως 30 anterior) αναπαρήγαν υψηλότερες συγκεντρώσεις τάσεων. Ιδιαίτερα έντονες διακυμάνσεις στην τάση παρατηρήθηκαν στην αυχενική περιοχή εμφυτεύματος/ στεφάνης. Οι μέγιστες, λοιπόν, τάσεις εμφανίστηκαν για κάθε επιμέρους τμήμα του μοντέλου στην C1 περίπτωση για $F_{vertical} = 181,86 \text{ N}$ και $F_{horizontal} = -19,01 \text{ N}$. Επίσης παρατηρήθηκε ότι οι για τις περιπτώσεις posterior 30, posterior 20, anterior 30 και anterior 20 οι μέγιστες τάσεις που εμφανίζονται στο συνολικό μοντέλο εμφανίζονται και στο εμφύτευμα οι ίδιες τιμές, ενώ για

τις περιπτώσεις posterior 10, anterior 10 και centric 0 οι μέγιστες τάσεις του συνολικού μοντέλου εμφανίζονται και στη μεταλλοκεραμική στεφάνη.

Ανάλυση Τάσεων Absolute Maximum Principal: Γενικά τάσεις συμπίεσης παρουσιάστηκαν στην παρειακή πλευρά του σπογγώδους και του φλοιώδους οστού στην περιοχή που υπάρχει αυχενική επαφή με το εμφύτευμα. Στη μετωπιαία προβολή παρατηρούμε όμοια κατανομή τάσης και για τις επτά περιπτώσεις κυρίως κοντά στην περιοχή του αυχένα του εμφυτεύματος. Όμως η αύξηση της διεύθυνσης της φόρτισης (30 posterior to 30 anterior) αναπαρήγαγε υψηλότερες συγκεντρώσεις τάσεων που έφταναν τα 330,50 MPa για το σπογγώδες οστό και τα 190,22 MPa για το φλοιώδες οστό στην C1 περίπτωση όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 4.40.

Τέλος οι μέγιστες μετατοπίσεις του συνολικού μοντέλου συμπίπτουν με τη μέγιστη συνολική παραμόρφωση στο φλοιώδες οστό.

5 Συμπεράσματα

Λαμβάνοντας υπόψη τους περιορισμούς της μελέτης προκύπτει ότι οι δυνάμεις με κλίση στο μετωπιαίο επίπεδο είναι πιο επικίνδυνες με τον περιεμφυτευματικό ιστό του οστού για την αποκατάσταση με χρήση εμφυτευμάτων εξωτερικού εξάγωνου. Στα αποτελέσματα για 30° posterior κατεύθυνση φόρτισης έδειξαν υψηλότερη συγκέντρωση τάσεων για το συνολικό μοντέλο και για το εμφύτευμα. Εμφυτεύματα εξωτερικού εξάγωνου δέχονται τη μεγαλύτερη τάση πλησιέστερα στην περιοχή του λαιμού του εμφυτεύματος σε σύγκριση με άλλα εσωτερικών συνδέσεων όπως αναφέρεται και στη βιβλιογραφία [31]. Επίσης, ευρήματα βιο-μηχανικής προσομοίωσης αναφέρουν ότι οι ποιότητα του οστού επηρεάζει τη βιο-μηχανική συμπεριφορά των εμφυτευμάτων συνεπώς είναι κρίσιμο να εξεταστεί η κλινική κατάσταση λαμβάνοντας υπόψη την ανισοτροπία του οστού. Οι μελέτες με τη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων κατέχουν περιορισμούς καθώς είναι μια Υπολογιστική Προσομοίωση και παράγοντες όπως οι περιορισμοί στο μοντέλο, τις ιδιότητες των υλικών, οι τιμές του φορτίου και το είδος του εμφυτεύματος που τοποθετείται είναι πολύ πιθανό να αλλάξουν τα αποτελέσματα.

Βιβλιογραφία

[1] <https://el.wikipedia.org>

[2] <http://www.dental-blog.gr>

[3] <http://www.tco-dental.gr>

[4] Μπίκος Π., **2009**. Επίδραση της αξονικής γωνίωσης ριζόμορφων κοχλιωτών εμφυτευμάτων στην ακρίβεια αποτύπωσής τους, συγκριτική μελέτη δύο τύπων εμφυτευμάτων, Οδοντιατρική Σχολή Α.Π.Θ

[5] <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4295219/>

[6] Houghton Mifflin Company, **2004**. The American Heritage® Medical Dictionary Copyright © 2007, All rights reserved.

[7] Matteo Vetorrel, **2014**. Titanium Alloys and porous coatings for orthopaedic applications, School of Chemical Technology, Degree Programme of Material Science & Engineering

[8] Carl E. Misch, **2008**. Contemporary Implant Dentistry, Third Edition, Mosby Elsevier

[9] E.B.W. Giesena, M. Dingb, M. Dalstrab,c, T.M.G.J. van Eijdena, **2001**. Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic. Journal of Biomechanics 34 (2001) 799–803

[10] Piotr Kowalczyk, 2003. Elastic properties of cancellous bone derived from finite element analysis models parameterized microstructure cells. Journal of Biomechanics 36 (2003) 961–972.

[11] Tsouknidas Alexander , Lontos Antonis , Savvakis Savvas, Michailidis Nikolaos, **2012**. Nonintrusive 3D Reconstruction of Human Bone Models to Simulate their Bio-mechanical Response. 3D Research Center, Kwangwoon University and Springer 2012

[12] Alexander Tsouknidas, Stergios Maropoulos, Savvas Savvakis and Nikolaos Michailidis, **2011**. FEM assisted evaluation of PMMA and Ti6Al4V as materials for Cranioplasty resulting mechanical behaviour and the neurocranial protection. Bio-Medical Materials and Engineering 21 (2011) 139–147

[13] Tsouknidas A, Lympoudi E, Michalakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, Fytanidis D, Kugiumtzis D., **2015**. Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis, Int J Oral Maxillofac Implants. 2015 May-Jun;30(3):e30-42. doi: 10.11607/jomi.3814.

[14] Γκότσης, Π., **2005**. Πεπερασμένα στοιχεία, Εκδόσεις ΖΗΤΗ, Θεσσαλονίκη.

[15] Clough, R. W., **1990**. Original Formulation of the Finite Element Method. Finite Elem. Anal. Design, 7, 89–101

[16] Turner M.J., Clough R. W., Martin H. C., Topp L. J., **1956**. Stiffness and Deflection Analysis of Complex Structures. J. Aeron. Sci., 23, 805–823.

[17] Rao S., **2004**. The Finite Element Method in Engineering. Fourth Edition. Elsevier

[18] John B. Brunski, **1988**. Biomaterials and Biomechanics in Dental Implant Design

[19] Kan B¹, Coskunes FM², Mutlu I³, Ugur L⁴, Meral DG⁵, **2015**. Effects of inter-implant distance and implant length on the response to frontal traumatic force of two anterior implants in an atrophic mandible: three-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Surg. 2015 Jul;44(7):908-13.

[20] Nikellis I¹, Levi A, Zinelis S.,**2005**. Effect of soldering on the metal-ceramic bond strength of an Ni-Cr base alloy. J Prosthet Dent. 2005 Nov;94(5):435-9.

- [21] Santana-Mora U¹, Martínez-Ínsua A², Santana-Penín U², del Palomar AP³, Banzo JC³, Mora MJ², **2014**. Muscular activity during isometric incisal biting. *J Biomech.* 2014 Dec 18;47(16):3891-7.
- [22] Nickel JC¹, Iwasaki LR, Walker RD, McLachlan KR, McCall WD Jr, **2003**. Human masticatory muscle forces during static biting. *J Dent Res.* 2003 Mar;82(3):212-7.
- [23] Paphangkorakit J¹, Osborn JW, **1997**. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol.* 1997 Jan;42(1):11-7.
- [24] J.H. Koolstra ^a, T.M.G.J. van Eijden ^a, W.A. Weijs ^a, M. Naeije ^{*}, **1988**. A three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *Journal of Biomechanics* Volume 21, Issue 7, 1988, Pages 563-576
- [29] B K Biswas¹ S Bag²& S Pal³, **2013**. Biomechanical Analysis of normal and implanted tooth using biting force measurement. *International Journal of Engineering and Applied Sciences* © 2012-2013 EAAS & ARF. All rights reserved
- [30] Hylander WL, **1978**. Incisal bite force direction in humans and the functional significance of mammalian mandibular translation. *Am J Phys Anthropol.* 1978 Jan;48(1):1-7.
- [31] Fellippo Ramos Verri,¹ Joel Ferreira Santiago Júnior,² Daniel Augusto de Faria Almeida,¹ Ana Caroline Gonçalves Verri,³ Victor Eduardo de Souza Batista,¹ Cleidiel Aparecido Araujo Lemos,¹ Pedro Yoshito Noritomi,⁴ and Eduardo Piza Pellizzer¹, **2015**. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Anterior Single Implant-Supported Protheses with Different Bone Anchorages. *The Scientific World Journal* Volume 2015 (2015), Article ID 321528, 10 pages
- [32] P. Bicudo^a, J. Reis^b, A.M. Deus^c, L. Reis^a, M.F. Vaz^a,**2016**. Performance evaluation of dental implants: An experimental and numerical simulation study. October 2016, Pages 74–83 XV Portuguese Conference on Fracture and Fatigue
- [33] <http://www.slideshare.net/indiadentalacademy/mandibular-movements-cosmetic-dentistry-courses>

Βιβλιογραφία Εικόνων

- {1} <https://el.wikipedia.org>
- {2} <http://www.dental-blog.gr>
- {3} <http://www.tco-dental.gr>
- {4} Carl E. Misch, **2008**. Contemporary Implant Dentistry, Third Edition, Mosby Elsevier
- {5} E.B.W. Giesena, M. Dingb, M. Dalstrab,c, T.M.G.J. van Eijdena, **2001**. Mechanical properties of cancellous bone in the human mandibular condyle are anisotropic. *Journal of Biomechanics* 34 (2001) 799–803
- {6} Alexander Tsouknidas, Stergios Maropoulos, Savvas Savvakis and Nikolaos Michailidis, **2011**. FEM assisted evaluation of PMMA and Ti6Al4V as materials for Cranioplasty resulting mechanical behaviour and the neurocranial protection. *Bio-Medical Materials and Engineering* 21 (2011) 139–147
- {7} Tsouknidas A, Lympoudi E, Michalakis K, Giannopoulos D, Michailidis N, Pissiotis A, Fytanidis D, Kugiumtzis D., **2015**. Influence of Alveolar Bone Loss and Different Alloys on the Biomechanical Behavior of Internal and External-Connection Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis, *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2015 May-Jun;30(3):e30-42. doi: 10.11607/jomi.3814.
- {8} Clough, R. W., **1990**. Original Formulation of the Finite Element Method. *Finite Elem. Anal. Design*, 7, 89–101
- {9} Rao S., **2004**. The Finite Element Method in Engineering. Fourth Edition. Elsevier
- {10} Angel Alvarez-Arenal^a, **2009**. A jaw model for the study of the mandibular flexure taking into account the anisotropy of the bone. Volume 50, Issues 5–6, September 2009, Pages 695–704 *Mathematical Models in Medicine & Engineering*
- {11} Kan B¹, Coskunes FM², Mutlu I³, Ugur L⁴, Meral DG⁵, **2015**. Effects of inter-implant distance and implant length on the response to frontal traumatic force of two anterior implants in an atrophic mandible: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2015 Jul;44(7):908-13.
- {12} Santana-Mora U¹, Martínez-Ínsua A², Santana-Penín U², del Palomar AP³, Banzo JC³, Mora MJ². **2014**. Muscular activity during isometric incisal biting. *J Biomech*. 2014 Dec 18;47(16):3891-7.
- {13} Nickel JC¹, Iwasaki LR, Walker RD, McLachlan KR, McCall WD Jr, **2003**. Human masticatory muscle forces during static biting. *J Dent Res*. 2003 Mar;82(3):212-7.
- {14} Paphangkorakit J¹, Osborn JW. **1997**. The effect of pressure on a maximum incisal bite force in man. *Arch Oral Biol*. 1997 Jan;42(1):11-7.
- {15} <http://pocketdentistry.com/4-principles-of-occlusion/>
- {16} <http://www.slideshare.net/fasahat723/posselts-envelope>