



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΙΓΑΙΟΥ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΣΧΕΔΙΑΣΗΣ ΠΡΟΪΟΝΤΩΝ & ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΑΝΑΛΥΣΗ ΟΔΟΝΤΙΚΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΜΕ ΧΡΗΣΗ
ΤΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ**

ΝΤΟΥΣΙΑ ΜΑΡΓΑΡΙΤΑ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: Παρασκευάς Παπανίκος

ΣΥΡΟΣ 2007

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Θα ήθελα πρώτα απ' όλα να ευχαριστήσω τον καθηγητή μου, κύριο Παρασκευά Παπανίκο, για την πολύτιμη βοήθειά του και την αμέριστη συμβολή του στην περάτωση της διπλωματικής μου εργασίας. Θα ήθελα επίσης να τον ευχαριστήσω για τον πολύτιμο χρόνο που μου αφιέρωσε και για την πληθώρα των γνώσεων που μου προσέφερε και οι οποίες με βοήθησαν σε μεγάλο βαθμό στην ολοκλήρωση της εργασίας μου.

Θα ήθελα επίσης να ευχαριστήσω τον κύριο Θωμά Ράπη (Dr., Dr. Th.Rapis) στοματικό, γναθοπροσωπικό και ειδικό χειρουργό κεφαλής και τραχήλου, διευθυντή του τμήματος στοματικής και γναθοπροσωπικής χειρουργικής του Γενικού Νοσοκομείου Χατζηκώστα, στα Ιωάννινα, για τις συναντήσεις μας, το πλήθος των πληροφοριών που με βοήθησε να συλλέξω και για τις πολύτιμες επεξηγήσεις, συμβουλές και παρατηρήσεις σε αρκετά κομμάτια της εργασίας μου.

Ευχαριστώ επίσης τον κύριο Δημήτρη Μαυραειδόπουλο, διευθυντή της εταιρείας Δημήτρης Μαυραειδόπουλος για την διευκόλυνση που μου προσέφερε με πληροφορίες, καταλόγους και εμφυτεύματα.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω τους φίλους μου για την υποστήριξή τους και κυρίως την οικογένειά μου, που στάθηκε δίπλα μου όλον αυτόν τον καιρό και μου προσέφερε όχι μόνο ηθική υποστήριξη αλλά και γνώσεις οι οποίες αποδείχθηκαν άκρως σημαντικές και καταλυτικές.

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η παραδοσιακή μέθοδος αντικατάστασης ενός δοντιού με οδοντική γέφυρα παρουσίασε αρκετές δυσλειτουργίες με αποτέλεσμα να απαιτούνται καινούριες μόνιμες λύσεις αντιμετώπισης του προβλήματος. Μια από τις σημαντικότερες εξελίξεις στη σύγχρονη οδοντιατρική είναι η μόνιμη αντικατάσταση των ελλειπόντων δοντιών με την χρήση των οδοντικών εμφυτευμάτων. Τα μοντέρνα οδοντικά εμφυτεύματα βασίζονται στο φαινόμενο της οστεοενσωμάτωσης, δηλαδή, την βιολογική σύνδεση του οστού με το εμφύτευμα.

Για τον σχεδιασμό ενός οδοντικού εμφυτεύματος απαιτείται η ακριβής γνώση (α) του μηχανισμού που οδηγεί στην οστεοενσωμάτωση, η οποία καθορίζει την ποιότητα της διεπιφάνειας του εμφυτεύματος-οστού, (β) της συμπεριφοράς του οστού όταν καταπονείται από μηχανικά φορτία και (γ) της συμπεριφοράς του συστήματος εμφυτεύματος-οστού κατά τη λειτουργία του. Η κατανόηση των στοιχείων (α) και (β) προϋποθέτει πειραματική εργασία τόσο από μηχανική όσο και από ιατρική άποψη.

Η μελέτη της συμπεριφοράς του συστήματος εμφύτευσης απαιτεί την ανάπτυξη αξιόπιστων υπολογιστικών εργαλείων για να μπορέσει να καθοριστεί η βέλτιστη γεωμετρία του εμφυτεύματος. Σε αντίθεση με καθαρά μηχανικά προβλήματα, η βέλτιστη γεωμετρία του εμφυτεύματος δεν εξαρτάται μόνο από την ελαχιστοποίηση των τάσεων, καθώς οι πολύ μικρές τάσεις μπορεί να οδηγήσουν σε απορρόφηση του οστού, με αποτέλεσμα την αστοχία της εμφύτευσης.

Σκοπός της εργασίας

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η ανάπτυξη ενός υπολογιστικού εργαλείου που βασίζεται στη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Η αριθμητική επίλυση είναι αναγκαία, καθώς, λόγω της πολυπλοκότητας της γεωμετρίας είναι αδύνατη η αναλυτική αντιμετώπιση του προβλήματος. Στην εργασία λαμβάνονται υπ' όψιν όλοι οι παράγοντες που επηρεάζουν τις τάσεις στην περιοχή της διεπιφάνειας εμφυτεύματος-οστού, όπως η μη-γραμμική συμπεριφορά του οστού, η ολίσθηση και η τριβή μεταξύ εμφυτεύματος και συμπαγούς οστού, καθώς και η λεπτομερής γεωμετρία του σπειρώματος. Για να είναι αξιόπιστα τα αποτελέσματα σχετικά με την επίδραση

των παραγόντων αυτών στην κατανομή των τάσεων, είναι αναγκαίο να απλοποιηθεί η γεωμετρία της γνάθου ως αξονοσυμμετρική.

Δομή της εργασίας

Η εργασία χωρίζεται σε πέντε κεφάλαια. Το πρώτο κεφάλαιο αποτελεί μία εισαγωγή στα οδοντικά εμφυτεύματα, ενώ στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται βιβλιογραφική ανασκόπηση σχετικά με την ανάλυση οδοντικών εμφυτευμάτων με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων και τις μελέτες που σχετίζονται με τις ιδιότητες των υλικών και τη συμπεριφορά του συστήματος εμφύτευσης. Οι λεπτομέρειες της παραμετρικής μοντελοποίησης παρουσιάζονται στο τρίτο κεφάλαιο, ενώ τα αποτελέσματα της ανάλυσης περιγράφονται στο τέταρτο κεφάλαιο. Τέλος, τα γενικά συμπεράσματα της εργασίας καθώς και ορισμένες προτάσεις για μελλοντική έρευνα παρουσιάζονται στο πέμπτο κεφάλαιο.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

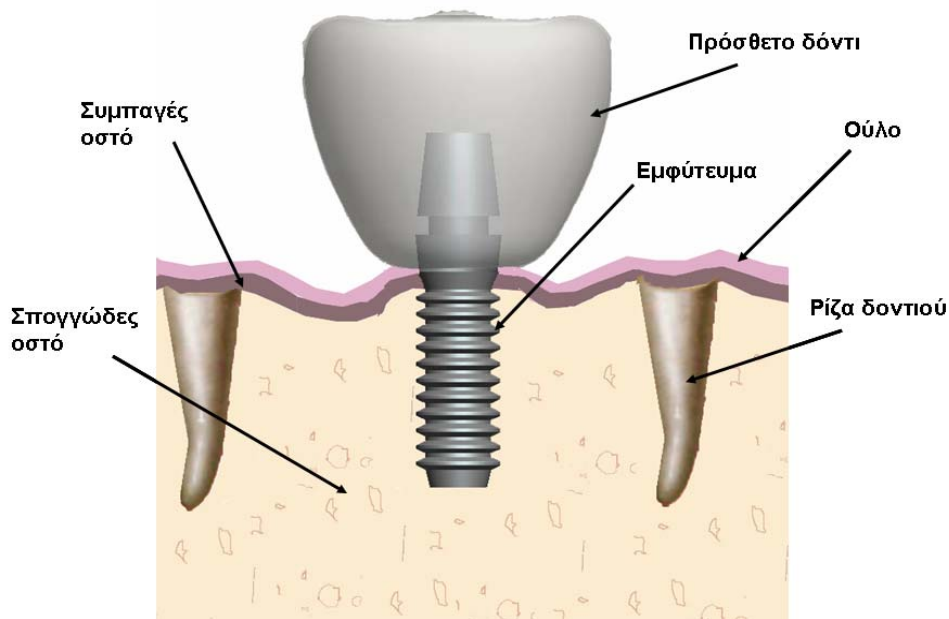
1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΑ ΟΔΟΝΤΙΚΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ	4
1.1. Γενική ιστορική ανασκόπηση	5
1.2. Μορφολογία οστίτη ιστού και οστού.....	9
1.3. Τύποι εμφυτευμάτων ανάλογα με την τοποθέτησή τους.....	11
1.4. Κριτήρια για την επιτυχία ενός οδοντικού εμφυτεύματος	13
1.5. Ποσοστά επιτυχίας των οδοντικών εμφυτευμάτων	14
1.6. Επιπλοκές κατά την τοποθέτηση του οδοντικού εμφυτεύματος.....	16
1.7. Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα οδοντικών εμφυτευμάτων.....	17
1.8. Θεραπευτική διαδικασία.....	19
1.9. Μεθοδολογία τοποθέτησης του οδοντικού εμφυτεύματος.....	21
2. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ	25
2.1. Απλοποιήσεις στη χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων	26
2.2. Αποτελέσματα αναλύσεων συστημάτων εμφυτεύματος-οστού.....	30
3. ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ	37
3.1. Γεωμετρία του συστήματος εμφύτευσης	39
3.2. Τεστ σύγκλισης	47
4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΑΝΑΛΥΣΕΩΝ	57
4.1. Επίδραση γεωμετρικών παραμέτρων	58
4.2. Επίδραση μη γεωμετρικών παραμέτρων	63
4.3. Μοντελοποίηση απώλειας οστού	70
4.4. Σύγκριση με πειράματα.....	76
5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ	78
ΑΝΑΦΟΡΕΣ.....	80
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ	85

1. ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΑ ΟΔΟΝΤΙΚΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ

Στο βιομηχανικό κόσμο, πάνω από 240 εκατομμύρια άνθρωποι στερούνται ένα ή περισσότερα δόντια. Υπολογίζεται ότι το 40% του δυτικού πληθυσμού έχει απώλεια ενός ή περισσότερων δοντιών ενώ στις Ηνωμένες Πολιτείες, περίπου το 10% του πληθυσμού έχει απολέσει την πλειονότητα των δοντιών του και κάθε χρόνο περίπου δύο εκατομμύρια Αμερικάνοι έχουν απώλεια ενός δοντιού λόγω αθλητικών ατυχημάτων. Αν και η επιτυχία της σύγχρονης οδοντιατρικής στις Ηνωμένες Πολιτείες έχει μειώσει σημαντικά το ποσοστό των νωδών ατόμων (δηλαδή τα άτομα που έχουν χάσει την πλειονότητα των δοντιών τους), υπολογίζεται ότι υπάρχουν περίπου 9 εκατομμύρια νωδοί ασθενείς της ηλικίας των 65 χρόνων.

Η παραδοσιακή μέθοδος αντικατάστασης ενός δοντιού γίνονταν με οδοντική γέφυρα, που αποτελείται από ένα προσθετικό δόντι, το οποίο είναι συνδεδεμένο σε δύο περιβάλλουσες στεφάνες. Η μέθοδος αυτή παρουσίασε αρκετά προβλήματα με αποτέλεσμα να απαιτούνται καινούριες μόνιμες λύσεις αντιμετώπισης του προβλήματος. Μια από τις σημαντικότερες εξελίξεις στη σύγχρονη οδοντιατρική είναι η μόνιμη αντικατάσταση των ελλειπόντων δοντιών με την χρήση των οδοντικών εμφυτευμάτων (Σχήμα 1.1).

Ένα φυσικό δόντι αποτελείται από μια στεφάνη, που είναι το τμήμα που προβάλλει πάνω από το ούλο, και από τη ρίζα, δηλαδή το μέρος που κρύβεται κάτω από αυτό. Η ρίζα ουσιαστικά κρατά το φυσικό δόντι στη θέση του. Το οδοντικό εμφύτευμα είναι ένα τεχνητό προσάρτημα κυρίως από τιτάνιο. Τοποθετείται στην άνω ή κάτω γνάθο προσαρμοζόμενο στους στοματικούς ιστούς, κάτω από το περίοστεο και μέσα στο οστό. Χρησιμεύει ως αντικαταστάτης για το τμήμα της ρίζας του φυσικού δοντιού που λείπει και παρέχει συγκράτηση και υποστήριξη σε μια μόνιμα στερεωμένη ή αφαιρούμενη πρόσθεση [1-3].



Σχήμα 1.1: Σχηματική αναπαράσταση οδοντικού εμφυτεύματος στη γνάθο

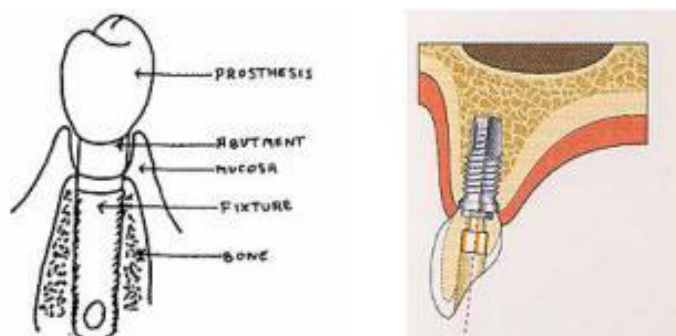
1.1. Γενική ιστορική ανασκόπηση

Η έννοια των οδοντικών εμφυτευμάτων δεν είναι καινούρια. Η ύπαρξη τους χρονολογείται 2.500 έτη πριν, από προϊστορικές φυλές (Ετρούσκοι και άλλοι) που χρησιμοποίησαν οδοντικές γέφυρες από οστά βοδιών και πέτρες σε μορφή δοντιού. Κατόπιν αυτών οι Αιγύπτιοι χρησιμοποίησαν οδοντικά εμφυτεύματα κατασκευασμένα από όστρακα, που προσομοιώνουν καλύτερα το φυσικό δόντι λόγω της περιεκτικότητας τους σε ανθρακικό άλας ασβεστίου, ή από χρυσό. Οι Ρωμαίοι χρησιμοποίησαν εμφυτεύματα σιδήρου και κατά τον Μεσαίωνα στη Μέση Ανατολή χρησιμοποιήθηκε ως υλικό το ελεφαντόδοντο. Από τα τέλη του 1800, οι οδοντίατροι πειραματίστηκαν με νέα υλικά όπως αφαιρούμενα δόντια (ανθρώπινα και από ζώα) και μόλυβδο [4].

Υλικά εμφυτευμάτων

Η χρήση των εμφυτευμάτων αναπτύχθηκε με την εισαγωγή κραμάτων χρωμίου στην οδοντιατρική το 1930. Το 1936 χρησιμοποιήθηκε το Vitallium (κράμα που αποτελείται 60% από κοβάλτιο, 20% από χρώμιο και 5% από μολυβδαίνιο) λόγω του μικρού του ειδικού βάρους και της αντίστασής του στη διάβρωση. Το 1952, ο Branemark [5] είχε

ένα 'τυχερό' ατύχημα κατά την προσπάθεια του να αφαιρέσει μικροαγγειακά τμήματα για μελέτη από θαλάμους μελέτης αγγειογένεσης. Παρατήρησε ότι οι ιστοί είχαν ενσωματωθεί με τις πλάκες τιτανίου πάνω στις οποίες ήταν τοποθετημένοι. Ο Branemark στη συνέχεια έδειξε ότι υπό προσεκτικά ελεγχόμενες συνθήκες, το τιτάνιο θα μπορούσε να ενσωματωθεί στο ζωτικό οστό με πολύ υψηλό βαθμό προβλεψιμότητας και, χωρίς τη μακροπρόθεσμη φλεγμονή του μαλακού ιστού ή την απόλυτη απόρριψη των προσαρτημάτων και ονόμασε το φαινόμενο αυτό οστεοενσωμάτωση. Η ανακάλυψη αυτή οδήγησε στην κατασκευή του πρώτου εμφυτεύματος που χρησιμοποιεί το παραπάνω φαινόμενο (Σχήμα 1.2).



Σχήμα 1.2: Το εμφύτευμα του Branemark

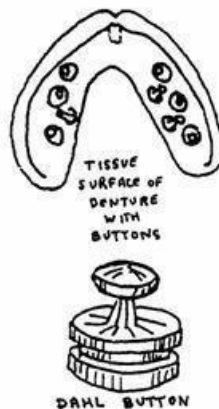
Η πρώτη πρακτική εφαρμογή της οστεοενσωμάτωσης ήταν η εμφύτευση νέων ριζών τιτανίου σε έναν νωδό ασθενή το 1965. Περισσότερο από τριάντα έτη αργότερα, τα μη-αφαιρούμενα δόντια που συνδέονται με αυτές τις ρίζες λειτουργούσαν τέλεια. Τη δεκαετία του '70 χρησιμοποιήθηκαν εμφυτεύματα από υαλώδη άνθρακα, ακρυλική ρητίνη ή και κεραμικά υλικά. Μία νεότερη εξέλιξη αποτελεί η επιστροφή των εμφυτευμάτων με υδροξυαπατίτη, που αναφέρθηκε ότι αυξάνει την οστεοενσωμάτωση επιτρέποντάς της να εμφανιστεί σε ταχύτερους ρυθμούς [6].

Καταλληλότερο υλικό για τη χρήση σε οδοντικά εμφυτεύματα θεωρείται το τιτάνιο. Για πάνω από 20 χρόνια, το τιτάνιο χρησιμοποιείται στον τομέα της ιατρικής για εμφυτεύματα και τεχνητές αρθρώσεις. Το τιτάνιο έχει πολλά θετικά χαρακτηριστικά με σημαντικότερο τη βιοσυμβατότητα, δηλαδή δεν απορρίπτεται από τους περιβάλλοντες ιστούς. Άλλα σημαντικά πλεονεκτήματα του τιτανίου είναι:

- Αντιαλλεργικό: Το τιτάνιο είναι ένα κλινικά αποδεδειγμένο αντιαλλεργικό μέταλλο. Ασθενείς που έχουν παρουσιάσει αλλεργία σε διάφορα άλλα μέταλλα στο παρελθόν, δεν έχουν κανένα απολύτως πρόβλημα με την χρήση τιτανίου.
- Αίσθηση ζεστού/κρύου: Το τιτάνιο δεν είναι καλός αγωγός της θερμότητας. Αυτό σημαίνει ότι δεν αλλάζει τη φυσική αίσθηση ζεστού/κρύου.
- Φυσική Γεύση: Το τιτάνιο είναι άγευστο, και δεν αφήνει δυσάρεστη μεταλλική γεύση στο στόμα.
- Χαμηλό ειδικό βάρος: Το τιτάνιο είναι κατά πολύ ελαφρύτερο από όλα τα υπόλοιπα μέταλλα που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στο τομέα της οδοντιατρικής.
- Υψηλή αντοχή και υψηλός δεσμός με τα υλικά επικάλυψης (κεραμικά, ρητίνες)
- Χαμηλή τιμή και διαπερατό από τις ακτίνες X

Μορφή εμφυτευμάτων

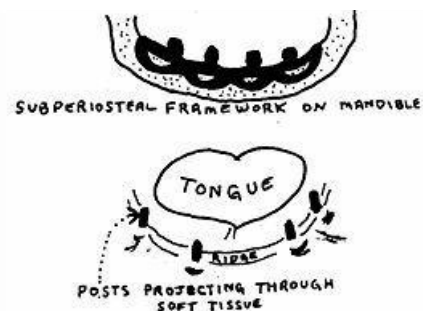
Το 1943 στην Γερμανία, ο Dahl ανέπτυξε τα ενδοβλεννογόνα εμφυτεύματα (μορφής κουμπιών – Σχήμα 1.3). Αυτά τα μικρά μεταλλικά κουμπιά ενσωματώνονται μέσα στον επιφανειακό ιστό μιας πλήρους οδοντοστοιχίας. Το ταίριασμα των οπών δημιουργούνται με χειρουργικές διαδικασίες στον μαλακό ιστό των οδοντοστοιχιών των ασθενών [2].



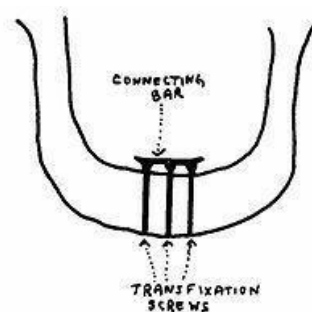
Σχήμα 1.3: Το εμφύτευμα 'κουμπί' του Dahl (1943)

Οι οδοντίατροι Aaron Gershkoff και Norman Goldberg, έφεραν την τεχνική για τα υποπερισσικά εμφυτεύματα στις Ηνωμένες Πολιτείες και την κατέστησαν δημοφιλή το 1946 (Σχήμα 1.4). Το εμφύτευμα αυτό χρησιμοποιείται τόσο στην άνω όσο και στην κάτω γνάθο και τοποθετείται στην κορυφή του οστού αλλά κάτω από το περίοστεο. Οι

Behrman και Egan το 1953 πρότειναν εμφυτευματικούς μαγνήτες στις σιαγώνες των ασθενών και την ίδια χρονολογία οι Sollier και Chercheve ανέπτυξαν το εμφύτευμα που είναι γνωστό σήμερα ως «συνδετήρας» (Σχήμα 1.5).

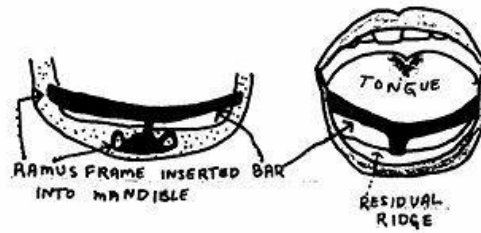


Σχήμα 1.4: Το υποπεριοστικό εμφύτευμα (1946)

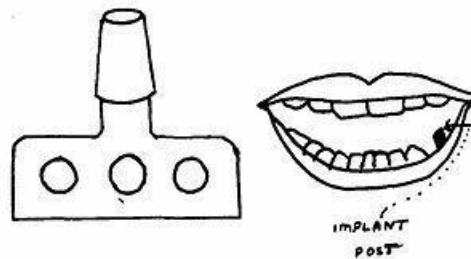


Σχήμα 1.5: Το δια-οστικό Εμφύτευμα ή αλλιώς 'Συνδετήρας' (1953)

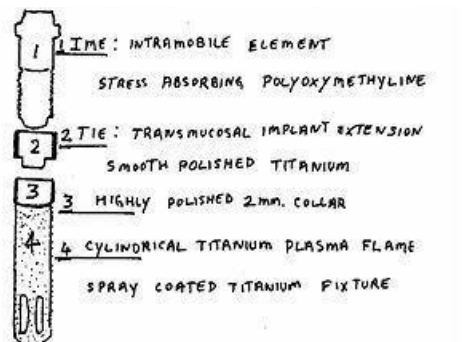
Ο Leonard I.Linkow το 1964 εισήγαγε ένα εμφύτευμα τιτανίου με εγκοπές και για περιπτώσεις όπου το οστό ήταν περιορισμένο, δημιούργησε αργότερα το 1969 ένα εμφύτευμα λεπίδας (Σχήμα 1.6) που έγινε τελικά το ευρέως χρησιμοποιούμενο σχέδιο εμφυτευμάτων στη δεκαετία του '70. Μία άλλη μορφή εμφυτεύματος, το Ramus Frame εμφανίζεται το 1970 από τους Roberts και Roberts (Σχήμα 1.7). Το 1987 ο Kirsch ανέπτυξε μία μοναδική ιδέα με το εμφυτευματικό σύστημα IMZ (Σχήμα 1.8), ενσωματώνοντας ένα στοιχείο αποφόρτισης που το ονόμασε ενδοευμετάβλητο και επιτρέπει την ένωση του εμφυτεύματος με το φυσικό δόντι [2].



Σχήμα 1.6: Το εμφύτευμα 'Λεπίδα' (1969)



Σχήμα 1.7: Το Ramus Frame εμφύτευμα (1970)



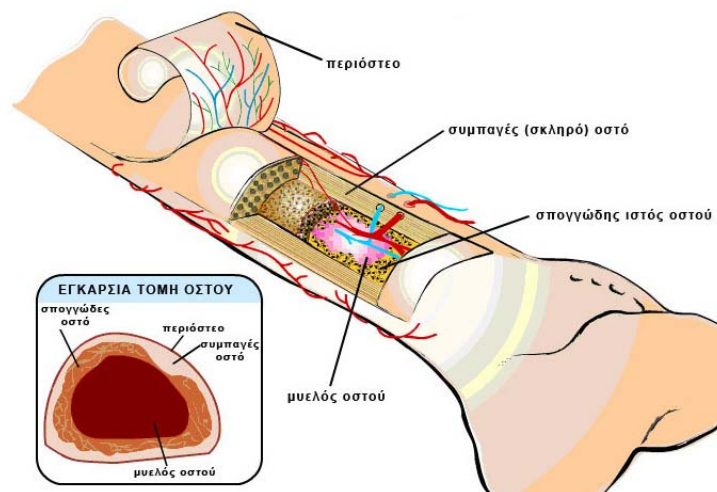
Σχήμα 1.8: Το IMZ εμφύτευμα (1987)

1.2. Μορφολογία οστίτη ιστού και οστού

Ο οστίτης ιστός αποτελείται από οργανικά και ανόργανα συστατικά, είναι σκληρός, συμπαγής, με υπόλευκο χρώμα και αποτελεί το μεγαλύτερο μέρος του σκελετού. Συνθέτει το σκληρό εξωτερικό μέρος του οστού. Μόνο το 20 με 30% του βάρους του είναι οργανικό, τα υπόλοιπα είναι ανόργανα συστατικά (60-65%) που εμποτίζουν τη

θεμέλιο ουσία και αποτελούνται από φωσφορικό ασβέστιο (80-90%), ανθρακικό ασβέστιο (8-10%), φθοριούχο και χλωριούχο ασβέστιο (0.50%) και φωσφορικό μαγνήσιο (1-2%) [7].

Ο οστίτης ιστός αποτελείται από κύτταρα και μεσοκυττάρια ουσία. Θεωρείται ως ένας οργανωμένος ιστός, μέρος της μεσοκυττάριας ουσίας του οποίου έχει σκληρυνθεί με την εναπόθεση αλάτων ασβεστίου. Η μεσοκυττάρια ουσία αποτελείται από άμορφη θεμέλιο ουσία εμπροτισμένη με άλατα και από κολλαγόνες ίνες όμοιες με τις κολλαγόνες ίνες του συνδετικού ιστού και για τον λόγο αυτό παρουσιάζει μεγάλο βαθμό σκληρότητας και αντοχής. Η ενασβεσίωση αυτή της οργανικής μεσοκυττάριας ουσίας δημιουργεί τις ιδιαίτερες εκείνες δυσκολίες που παρεμβαίνουν στην θρέψη και στη γενική αύξηση του ζωντανού οστικού κυττάρου.



Σχήμα 1.9: Μορφολογία οστού

Αν εξετάσουμε τα οστά σε διατομή (Σχήμα 1.9) θα δούμε ότι αποτελούνται: 1) από το συμπαγές οστό, πυκνότερο και ομοιογενές και 2) από το σπογγώδες οστό με αραιότερη σύσταση από το συμπαγές. Το σπογγώδες οστό έχει λιγότερη ανόργανη ύλη σε ποσοστό περίπου 27% και οργανική σε ποσοστό 38%. Τα οστά περιβάλλονται εξωτερικά από έναν υμένα, το περίοστεο, το οποίο περιέχει νεύρα και αιμοφόρα αγγεία που τρέφουν τον ιστό, και εγκλείουν το μυελό των οστών σε αυλό ή κοιλότητες της σπογγώδους ουσίας.

1.3. Τύποι εμφυτευμάτων ανάλογα με την τοποθέτησή τους

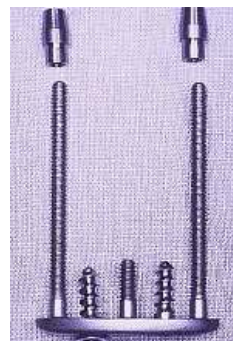
Το χρονικό διάστημα από τα μέσα της δεκαετίας του '30 μέχρι σήμερα αντιπροσωπεύει την περίοδο, στην οποία αναπτύχθηκαν μορφές εμφυτευμάτων που απετέλεσαν τα σχεδιαστικά θεμέλια των σύγχρονων εμφυτευμάτων. Αυτές οι μορφές περιλαμβάνουν τους εξής βασικούς τύπους [8-11]:

Υποπεριοστικό (Subperiosteal): Το εμφύτευμα αυτό (Σχήμα 1.10) ακουμπάει στην επιφάνεια του οστού κάτω από το περίοστεο. Αποτελείται από 4 μεταλλικούς στύλους, οι οποίοι προβάλλονται διαμέσω του μαλακού ιστού στη στοματική κοιλότητα και τοποθετούνται πάνω από το σαγόι για να συγκρατήσουν μια πλήρη οδοντοστοιχία.



Σχήμα 1.10: Υποπεριοστικά εμφυτεύματα

Διαοστικό (Transosteal) ή μορφής συνδετήρα: Το εμφύτευμα αυτό (Σχήμα 1.11) διαπερνά το κατώτερο σύνορο της κάτω γνάθου και προβάλλεται διαμέσω του στοματικού βλεννογόνου καλύπτοντας την ενδοστική κορυφογραμμή. Χρησιμοποιείται όταν το οστό έχει ατροφήσει ή η δομή της γνάθου είναι περιορισμένη.



Σχήμα 1.11: Διαοστικά εμφυτεύματα

Ενδοστικό (Endosseous): Το εμφύτευμα αυτό τοποθετείται κατευθείαν μέσα στο οστό όπως οι φυσικές ρίζες και μπορεί να εξυπηρετήσει διάφορους σκοπούς. Ένας απλός πείρος μπορεί να παρεμβληθεί μέσω ενός ήδη υπάρχοντος δοντιού για να το ενισχύσει και να το σταθεροποιήσει. Τα ενδοστικά εμφυτεύματα μπορεί να έχουν τις εξής μορφές:

Κυλινδρική μορφή: Τα εμφυτεύματα μπορεί να είναι σε μορφή βίδας (Σχήμα 1.12) ή σε απλή κυλινδρική μορφή χωρίς σπείρωμα (Σχήμα 1.13). Χρησιμοποιούνται όταν υπάρχει επαρκές οστό για να υποστηρίξει το εμφύτευμα και εφαρμόζονται σε ολικά ή μερικά νωδούς ασθενείς. Κύριο κριτήριο χρήσης τους είναι το πλάτος και το ύψος του διαθέσιμου οστού.

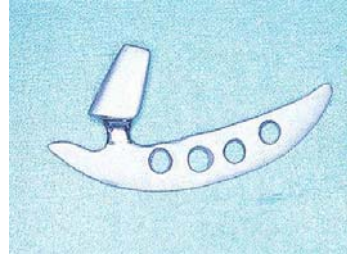
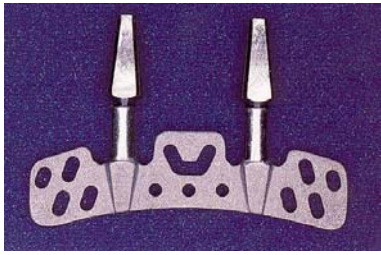


Σχήμα 1.12: Εμφυτεύματα βίδας (Αριστερά-Δεξιά: TPS βίδα, Ledermann βίδα, Branemark βίδα, ITI Bonefit βίδα)



Σχήμα 1.13: Κυλινδρικά εμφυτεύματα (Αριστερά-Δεξιά: IMZ, Πλήρες, Frialit-1ος βήματος-κύλινδρος, Frialit-2 βημάτων-κύλινδρος)

Μορφή λεπίδων (Σχήμα 1.14): Χρησιμοποιείται κυρίως σε μερικά νωδούς ασθενείς και επιτρέπει την προσαρμογή πολλαπλών δοντιών ή γέφυρας. Ο τύπος αυτός αποτελείται από έναν ή δύο σύλους που προεξέχουν από τη στοματική κοιλότητα. Και για τον τύπο αυτό, κύριο κριτήριο χρήσης του είναι το πλάτος και το ύψος του διαθέσιμου οστού.



Σχήμα 1.14: Εμφυτεύματα λεπίδων (Αριστερά : ενιαίου στύλου εμφύτευμα BioRx, Δεξιά: ενιαίος-στύλος, δύο σταδίων εμφύτευμα λεπίδων από τιτάνιο)

Ramus Frame (Σχήμα 1.15): Το εμφύτευμα τύπου Ramus χρησιμοποιείται μόνο για ολικά νωδούς ασθενείς και μπορεί να καλύψει ολόκληρο το μήκος της κάτω γνάθου.



Σχήμα 1.15: Εμφυτεύματα τύπου Ramus Frame

Από τις προαναφερθείσες κατηγορίες εμφυτευμάτων, τα εμφυτεύματα τα οποία χρησιμοποιούνται ευρέως σήμερα είναι τα ενδοστικά. Για τη μακροπρόθεσμη επιτυχή απόδοση όλων των οδοντικών τύπων εμφυτευμάτων θα πρέπει να εξεταστούν οι ακόλουθοι γενικοί παράγοντες [9,12]: βιοϋλικά, εμβιομηχανική, οδοντική αξιολόγηση, ιατρική αξιολόγηση, χειρουργικές απαιτήσεις, θεραπευτικές διαδικασίες, προσθοδοντική και μετεμφυτευματική συντήρηση.

1.4. Κριτήρια για την επιτυχία ενός οδοντικού εμφυτεύματος

Κατά καιρούς έχουν αναφερθεί, από πολλούς ερευνητές, αρκετά κριτήρια αναφορικά με την επιτυχία των οδοντικών εμφυτευμάτων. Βάσει των ευρέως διαδεδομένων κριτηρίων, για την επιτυχία των εμφυτευμάτων οι βασικές προϋποθέσεις που πρέπει να πληρούνται είναι [2,13]:

- Το διαθέσιμο οστό στην περιοχή της εμφύτευσης να είναι πάχους μεγαλύτερου από 1 mm.
- Η μέση απώλεια σε οστό να είναι μικρότερη από 0.2mm ετησίως μετά από τον πρώτο χρόνο λειτουργίας του εμφυτεύματος στον οργανισμό.
- Δεν θα πρέπει κανένας επίμονος πόνος ή ενόχληση να ταυτίζεται με το εμφύτευμα.
- Το σχέδιο του εμφυτεύματος δεν θα πρέπει να εμποδίζει την τοποθέτηση μιας στεφάνης ή μιας πρόσθεσης ικανοποιητικής τόσο για τον ασθενή όσο και για τον οδοντίατρο.

Με τα κριτήρια αυτά, ένα ποσοστό επιτυχίας 85% στο τέλος της 5ετούς περιόδου παρακολούθησης και 80% στο τέλος της 10ετούς περιόδου αποτελούν τα χαμηλότερα επίπεδα επιτυχίας. Ο αρχικός παράγοντας, ο οποίος εξετάζεται για κάθε έναν συγκεκριμένο τύπο εμφυτεύματος είναι το διαθέσιμο οστό, το οποίο θα υποστηρίξει οποιοδήποτε εμφύτευμα. Η πιθανότητα μακροπρόθεσμης επιτυχίας αυξάνει με την ύπαρξη καλύτερης ποιότητας και ποσότητας οστού. Το οστό αυτό μετρείται ως προς το πλάτος, το ύψος, το μήκος, το ανατομικό περίγραμμα και την πυκνότητά του. Επιπλέον, άλλοι παράγοντες που έχουν επιπτώσεις στις ενδείξεις για τον τύπο του εμφυτεύματος που θα χρησιμοποιηθεί είναι ο βαθμός και η θέση της απώλειας δοντιών του ασθενή.

Ένας άλλος σημαντικός παράγοντας για την επιτυχία του εμφυτεύματος είναι ο τρόπος κατασκευής των προσθέσεων που θα τοποθετηθούν πάνω σε αυτό. Εάν ο τρόπος κατασκευής δεν είναι σωστός και οι μασητικές δυνάμεις δεν είναι ισορροπημένες, ακόμη και το καλύτερα τοποθετημένο οδοντικό εμφύτευμα θα έχει ένα χαμηλό ποσοστό επιβίωσης [2].

1.5. Ποσοστά επιτυχίας των οδοντικών εμφυτευμάτων

Η μεγαλύτερη πρόκληση, μετά την διαδικασία της εγχείρησης εμφύτευσης, είναι η μετέπειτα επιτυχία του εμφυτεύματος. Με τον όρο επιτυχία του εμφυτεύματος εννοούμε την ικανότητα διατήρησής του μέσα στο οστό και την λειτουργικότητά του με το πέρασμα των χρόνων. Τα ποσοστά επιτυχίας σύμφωνα με την μακροβιότητα ενός συγκεκριμένου τύπου εμφυτεύματος είναι αυτά που το καθιστούν καταλληλότερο και συχνότερα χρησιμοποιούμενο από άλλες μορφές εμφύτευσης. Τα ποσοστά αυτά

διαφέρουν στις διάφορες ομάδες που εξετάστηκαν κατά καιρούς, με πρώτα τα εμφυτεύματα Branemark να σημειώνουν ένα ποσοστό επιτυχίας 95% στην κάτω και 90% στην άνω γνάθο. Για την κάτω γνάθο, σε αντίθεση με μια πλήρη οδοντοστοιχία, υπάρχουν συγκρουόμενα αποτελέσματα που μπορούν να είναι συνέπεια των διαφορών στον πληθυσμό των ασθενών, των κριτηρίων αξιολόγησης ή άλλων παραγόντων [2].

Η ομάδα του Branemark έκανε την πρώτη μακροπρόθεσμη 15ετή μελέτη, χρησιμοποιώντας 895 μόνιμα προσαρτήματα σε 130 σιαγώνες και καταγράφηκε ένα ποσοστό επιτυχίας 78-90% σε ποικίλες περιοχές της μπροστινής και πίσω άνω και κάτω γνάθου. Επίσης τα ποσοστά επιτυχίας για τα εμφυτεύματα που τοποθετούνται τόσο στην άνω όσο και στην κάτω γνάθο εξετάστηκαν για μία περίοδο 5-8 χρόνων με ποσοστό επιτυχίας 99.1% για 334 κάτω γνάθους και 84.9% για 106 άνω γνάθους.

Σχετικά με τα υποπεριοστικά εμφυτεύματα, έχει αναφερθεί [2] ότι τα ποσοστά επιτυχίας είναι 90% για μια πενταετία και 65% για μια δεκαετία. Τα εμφυτεύματα μορφής συνδετήρα, αν και παρουσίασαν παρόμοια ποσοστά επιτυχίας με τα υποπεριοστικά για τα 5 πρώτα χρόνια (περίπου 93%), μετά από 10 χρόνια το ποσοστό αυτό είναι μεγαλύτερο από το αντίστοιχο των υποπεριοστικών (86%). Υψηλό ποσοστό επιτυχίας (95%) παρουσιάζουν και τα Ramus Frame εμφυτεύματα αλλά μόνο για τα 4 πρώτα χρόνια λειτουργίας τους. Τα ποσοστά δεν είναι το ίδιο ικανοποιητικά όσον αφορά τα εμφυτεύματα υαλώδους άνθρακα και λεπίδας, τα οποία κυμαίνονται περίπου στο 55% μετά από τρία χρόνια λειτουργίας. Οι διακυμάνσεις στα ποσοστά, ανάλογα με την μορφή του εμφυτεύματος, οφείλονται στο βαθμό δυσκολίας που παρατηρείται κατά την τοποθέτησή του αλλά και κατά την οστεοενσωμάτωση. Μέρος των διακυμάνσεων οφείλεται και στον ίδιο τον ασθενή και την προσωπική υγιεινή του, όσο και στη φυσική κατάσταση της γνάθου πριν και μετά την τοποθέτηση του εμφυτεύματος.

Οι ερευνητικές προσπάθειες της τελευταίας δεκαετίας επικεντρώνονται κυρίως στα ενδοστικά εμφυτεύματα και στον τρόπο αύξησης των ποσοστών επιβίωσης κυρίως μετά το δέκατο χρόνο λειτουργίας. Οι Eckert et al [14] μελέτησαν τις αστοχίες 1170 κυλινδρικών εμφυτευμάτων με ή χωρίς σπείρωμα που τοποθετήθηκαν σε 4 ανατομικές περιοχές: μπροστινή και πίσω άνω και κάτω γνάθο. Το συνολικό ποσοστό επιβίωσης μετά από 5 έτη κυμαίνονταν από 94.4% για την πίσω περιοχή της κάτω γνάθου έως 95.7% για την μπροστινή περιοχή της άνω γνάθου. Η πιθανότητα να μη λασκάρει η

βίδα μετά από 5 έτη κυμαίνονταν από 83.8%-92.7% για την πίσω και μπροστά περιοχή της κάτω γνάθου, αντίστοιχα. Τα αντίστοιχα ποσοστά για την θραύση του εμφυτεύματος ή της βίδας ήταν 96.5-100%. Στην εργασία [15] μελετήθηκαν οι αστοχίες 350 κυλινδρικών εμφυτευμάτων με επίστρωση υδροξυαπατίτη και τιτανίου με συνολικό ποσοστό επιτυχίας 93%. Χρησιμοποιήθηκαν εμφυτεύματα μήκους 8-15mm και διαμέτρου 3.3-4mm. Δεν βρέθηκε σημαντική διαφορά μεταξύ των δύο τύπων επίστρωσης. Τα εμφυτεύματα μήκους 10mm παρουσίασαν τη μεγαλύτερη συχνότητα αστοχίας. Σε 270 μελέτες από το 1981-2001 [16] καταγράφηκε απώλεια 10% εμφυτευμάτων μήκους 10mm ή μικρότερου, ενώ μόλις 3% για εμφυτεύματα μεγαλύτερου μήκους. Οι καπνιστές παρουσίασαν μεγαλύτερη απώλεια 11% σε σχέση με τους μη-καπνιστές (5%). Για την κάτω γνάθο παρουσιάστηκε απώλεια 6% και για την άνω γνάθο 25%. Η απώλεια οστού για τον πρώτο χρόνο ήταν 0.9mm και για τα επόμενα χρόνια περίπου 0.1mm ανά έτος. Τέλος, οι Miyamoto et al [17] εξέτασαν 225 εμφυτεύματα κυλινδρικής μορφής για να μελετηθεί η ευστάθεια μετά την εγχείρηση και πως αυτή επηρεάζεται από την ποιότητα και την ποσότητα το οστού και από το μήκος του εμφυτεύματος, το οποίο κυμάνθηκε από 8-17mm. Παρατηρήθηκε ότι η αρχική ευστάθεια του εμφυτεύματος εξαρτάται πρωτίστως από το πάχος του συμπαγούς οστού, παρά από το μήκος του εμφυτεύματος.

1.6. Επιπλοκές κατά την τοποθέτηση του οδοντικού εμφυτεύματος

Κατά της εισαγωγή του οδοντικού εμφυτεύματος στο οστό ενός μερικά ή ολικά νωδού ασθενή, μπορούμε να παρατηρήσουμε επιπλοκές τόσο στο ίδιο το οστό όσο και στη δομική ακεραιότητα του εμφυτεύματος. Η ομάδα του Branemark παρατήρησε απώλεια οστού που μπορεί να οφείλεται τόσο σε διάτρηση της βλεννογόνου και του περιostίου όσο και σε τραύμα, το οποίο μπορεί να δημιουργηθεί κατά την εγχειρητική διαδικασία. Αρκετά σημαντικά είναι επίσης και τα προβλήματα που εμφανίζονται στο ούλο, τα οποία μπορεί να οδηγήσουν σε αυξανόμενη ουλίτιδα. Τέλος, σημαντική επιπλοκή της εμφύτευσης είναι η θραύση του εμφυτεύματος ή της πρόσθεσης.

Άλλες σημαντικές επιπλοκές που έχουν αναφερθεί είναι η καταστροφή των νεύρων διάνοσης (με αποτέλεσμα την παραισθησία) κατά το πρώτο στάδιο της εγχείρησης. Στο στάδιο αυτό παρατηρήθηκε έκθεση του σπειρώματος πάνω από το οστό καθώς και

απογύμνωση των σπειρωμάτων, σπάσιμο της κάτω γνάθου, και τέλος αστάθεια της βίδας επικάλυψης με αποτέλεσμα την εμφάνιση ουλώδη και οστίτη ιστού μέσα στο εμφύτευμα.

Οι παρατηρήσεις για το δεύτερο στάδιο της εγχείρησης σχετίζονται άμεσα με τη φτωχή επιλογή του ύψους που θα τοποθετηθεί το μόνιμο προσάρτημα και τη λανθασμένη τοποθέτηση του εμφυτεύματος. Η επιπλοκή αυτή δεν παρατηρείται σήμερα εξαιτίας των πιο καινούριων συστημάτων συναρμογών. Επιμέρους περιπλοκές σχετίζονται με το αν το περικόχλιο στην κορυφή του προσαρήματος είναι κατεστραμμένο, αν η συναρμογή έχει χαλαρώσει και αν έχουμε θραύση της βίδας της συναρμογής. Άλλα προβλήματα που μπορεί να εμφανιστούν έχουν σχέση με την πρόωρη φόρτιση από τις συναρμογές και την υπερβολική απορρόφηση του οστού (κατά την απορρόφηση δημιουργούνται θύλακες με αποτέλεσμα να χάνεται η επαφή που είχε το εμφύτευμα με το οστό)[18].

1.7. Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα οδοντικών εμφυτευμάτων

Τα οδοντικά εμφυτεύματα έχουν φέρει την επανάσταση στον τομέα της οδοντιατρικής τόσο για τις προϋποθέσεις που πληρούν όσο και για τους σκοπούς που εξυπηρετούν. Τα πλεονεκτήματα των οδοντικών εμφυτευμάτων έναντι των παραδοσιακών τεχνητών οδοντοστοιχιών παρουσιάζονται στη συνέχεια [11].

Βελτιωμένη εμφάνιση: Η χρήση των εμφυτευμάτων δημιουργεί βελτιωμένη εμφάνιση έναντι των τεχνητών οδοντοστοιχιών με συνέπεια την βελτιωμένη αυτοεκτίμηση.

Βελτιωμένη άνεση: Τα οδοντικά εμφυτεύματα μειώνουν ριζικά τον πόνο και την ταλαιπωρία των μετακινούμενων ολικών ή μερικών οδοντοστοιχιών. Δεδομένου ότι οι οδοντοστοιχίες “κάθονται” πάνω από τη γνάθο και τα ούλα, είναι συχνή η ολίσθηση ή η ταλάντωση των οδοντοστοιχιών. Το εμφύτευμα που υποστηρίζει την αντικατάσταση ενός ή περισσότερων δοντιών είναι σαν τα φυσικά δόντια και αυτό γιατί στερεώνεται με απόλυτη ασφάλεια στη γνάθο. Η ενόχληση του ούλου και ο πόνος των εκτεθειμένων νεύρων συνδεόμενα με τις συμβατικές ολικές ή μερικές οδοντοστοιχίες εξαλείφονται.

Βελτιωμένη ομιλία: Με τα εμφυτεύματα εξαλείφεται τόσο το τρίξιμο των δοντιών όσο και η σύσπαση των μυών στην προσπάθεια τους να συγκρατήσουν τα δόντια στις θέσεις τους. Αυτό οδηγεί συχνά σε σύγχυση και κούραση κατά την ομιλία.

Καλύτερη μάσηση: Ο μέσος όρος ασθενών με άριστα τοποθετημένη τεχνητή οδοντοστοιχία μπορεί να μασήσει με 15-20% αποτελεσματικότητα σε σύγκριση με ένα άτομο με φυσικά δόντια. Τα οδοντικά εμφυτεύματα μπορούν να αποκαταστήσουν την αποδοτικότητα μασήματος και να την κάνουν συγκρίσιμη με αυτήν των φυσικών δοντιών.

Ευκολία/Καταλληλότητα: Τα οδοντικά εμφυτεύματα μπορούν να εξαλείψουν τις πολυάριθμες ενοχλητικές δυσχέρειες των μετακινούμενων μερικών και ολικών οδοντοστοιχιών.

Προστασία στα υπόλοιπα φυσικά δόντια: Τα οδοντικά εμφυτεύματα είναι συχνά πιο κατάλληλα από μια γέφυρα για την αντικατάσταση ενός ή περισσότερων παρακείμενων δοντιών.

Τα μειονεκτήματα των οδοντικών εμφυτευμάτων είναι:

Διάρκεια θεραπείας: Η συνολική διάρκεια θεραπείας είναι μεγαλύτερη από αυτή των τεχνητών οδοντοστοιχιών γιατί υπάρχει αναμονή 3-6 μηνών για να ενσωματωθεί το εμφύτευμα.

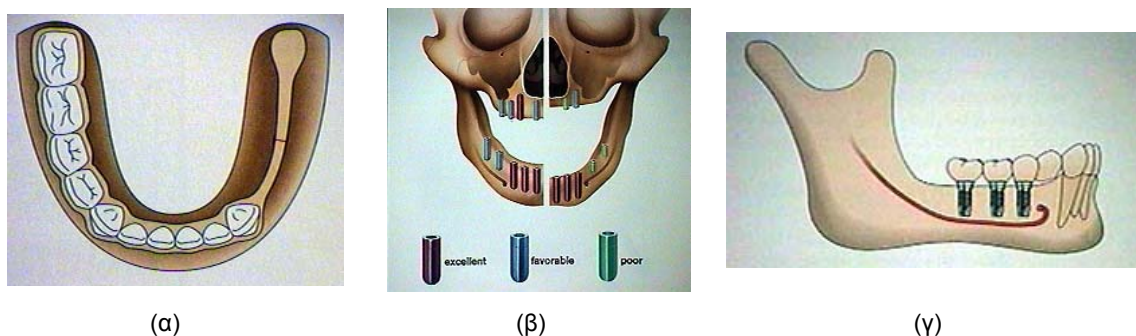
Κόστος θεραπείας: Λόγω της τεχνολογίας που απαιτείται για την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων το κόστος τους είναι σχετικά υψηλό.

Επιλογή ασθενών: Δεν είναι όλοι οι οδοντιατρικοί ασθενείς κατάλληλοι υποψήφιοι για θεραπεία με εμφυτεύματα, όπως άτομα με σοβαρά προβλήματα υγείας.

1.8. Θεραπευτική διαδικασία

Το πρώτο βήμα για την επιτυχία των εμφυτευμάτων είναι η σωστή διάγνωση και ο προγραμματισμός της θεραπευτικής διαδικασίας. Τα βασικά βήματα που ακολουθούνται πριν την τοποθέτηση των εμφυτευμάτων είναι [13]:

Ανάλυση με ακτίνες-Χ και αναπαράσταση με γύψινα καλούπια: Οι ακτίνες Χ βοηθούν να προσδιοριστεί το ποσό του οστού που είναι διαθέσιμο για να υποστηρίξει τα οδοντικά εμφυτεύματα. Τα εμφυτεύματα είναι διαφόρων διαμέτρων και μηκών. Με λίγες εξαιρέσεις, το μεγαλύτερο μήκος και διαμέτρου εμφύτευμα που είναι δυνατό να τοποθετηθεί στο σαγόني είναι και το πιο επιθυμητό. Πολλές φυσικές μεταβλητές θα πρέπει να ληφθούν υπόψη κατά τον καθορισμό του καλύτερου μεγέθους και μορφής του εμφυτεύματος, όπως: το πάχος του σαγονιού, η θέση της κοιλότητας της άνω γνάθου στο ανώτατο σαγόني και η θέση του κάτω φατνιακού νεύρου (Σχήμα 1.16).

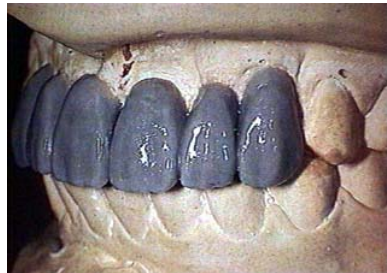


Σχήμα 1.16: Σχηματική αναπαράσταση των σημαντικότερων μεγεθών της γνάθου: (α) πάχος του σαγονιού, (β) η θέση της κοιλότητας της άνω γνάθου και (γ) θέση του κάτω φατνιακού νεύρου

Η αναπαράσταση με γύψινα καλούπια είναι σημαντικό διαγνωστικό εργαλείο επειδή επιτρέπει στον χειρουργό να προγραμματίσει ακριβώς την θέση που θα τοποθετηθεί το εμφύτευμα. Επιτρέπουν επίσης στον οδοντίατρο να προετοιμάσει ένα πρότυπο από κερί της προσδοκώμενης τελικής αποκατάστασης προτού να τοποθετηθούν τα εμφυτεύματα στο οστό. Οποιοσδήποτε αλλαγές στη θέση των εμφυτευμάτων ώστε να επιτευχθεί η σταθερότερη αποκατάσταση μπορούν να γίνουν είτε στο καλούπι από γύψο ή στο πρότυπο από κερί (Σχήματα 1.17-1.18).



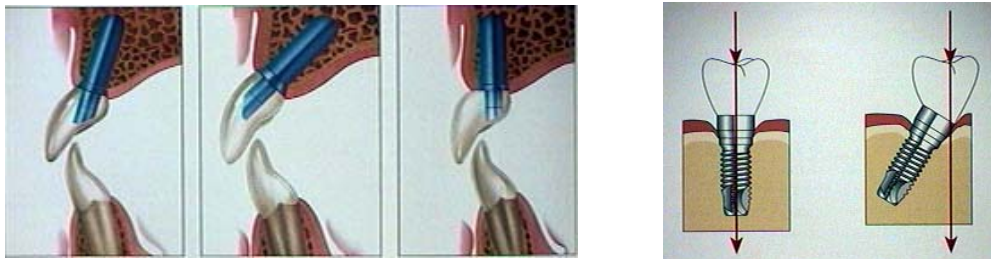
Σχήμα 1.17: Γύψινο καλούπι



Σχήμα 1.18: Μοντέλο από κερι

Προσδιορισμός της ποιότητας και του ποσοστού του διαθέσιμου οστού για την τοποθέτηση του εμφυτεύματος: Τα επιτυχή εμφυτεύματα απαιτούν καλό και άφθονο οστό. Το πυκνότερο οστό, το οστό δηλαδή με περισσότερα αποθέματα ασβεστίου, παρέχει μια καλύτερη διεπιφάνεια για τη σταθεροποίηση των εμφυτευμάτων. Αυτό γίνεται πολύ προφανές όταν συγκριθεί το ποσοστό επιτυχίας των εμφυτευμάτων της άνω γνάθου με το ποσοστό επιτυχίας αυτών της κάτω γνάθου. Η άνω γνάθος είναι λιγότερο πυκνή από την κάτω και συνεπώς τα ποσοστά επιτυχίας είναι μικρότερα. Η ποιότητα του οστού είναι μια από τις μεταβλητές που, δυστυχώς, δεν μπορούν να καθοριστούν επακριβώς πριν από την τοποθέτηση του εμφυτεύματος [19].

Προσδιορισμός της ακριβούς θέσης για τα εμφυτεύματα: Η τοποθέτηση του εμφυτεύματος στην ακριβή γωνία και θέση είναι 2 παράγοντες που επηρεάζουν σημαντικά την επιτυχία της τοποθέτησης. Αρκεί μια μικρή απόκλιση για να μειώσει σημαντικά το ποσοστό επιτυχίας. Παραδείγματα αποτυχημένων τοποθετήσεων παρουσιάζονται στο Σχήμα 1.19.



Σχήμα 1.19: Παραδείγματα αποτυχημένων τοποθετήσεων εμφυτευμάτων

1.9. Μεθοδολογία τοποθέτησης του οδοντικού εμφυτεύματος

Η διαδικασία εμφύτευσης αποτελείται από δύο φάσεις ή δύο χειρουργικές επεμβάσεις [9]:

Η πρώτη χειρουργική επέμβαση

Η πρώτη φάση περιλαμβάνει τα παρακάτω βήματα:

Βήμα 1ο : Δημιουργία τομής (Σχήμα 1.20)

Εφόσον έχει διαπιστωθεί η ποσότητα του διαθέσιμου οστού, ο γναθοχειρουργός θα κάνει μία τομή στην άνω επιφάνεια της γνάθου για να αποκαλύψει το οστό ακριβώς πάνω από την θέση όπου θα τοποθετηθεί το εμφύτευμα.



Σχήμα 1.20: Δημιουργία τομής στην άνω επιφάνεια του σαγονιού

Βήμα 2ο : Προετοιμασία του οστού (Σχήμα 1.21)

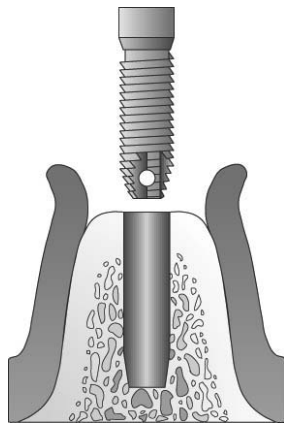
Αφού έχει γίνει η τομή, η περιοχή θα πρέπει να καθαριστεί για να μπορέσει μετά να τοποθετηθεί το εμφύτευμα. Με έναν ειδικό λοιπόν μηχανισμό θα προωθηθεί το νερό προς το εσωτερικό της τομής.



Σχήμα 1.21 : Καθαρισμός της περιοχής που θα τοποθετηθεί το εμφύτευμα

Βήμα 3ο : Τοποθέτηση εμφυτεύματος (Σχήμα 1.22)

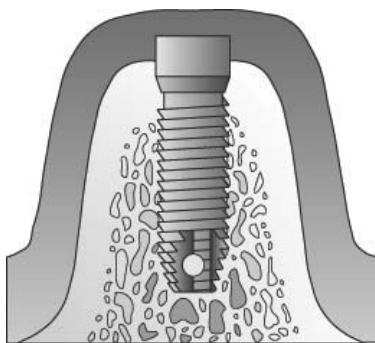
Αφού έχει καθαριστεί και αποστειρωθεί καλά η περιοχή, το εμφύτευμα θα ψεκαστεί με σπρέι τιτανίου, το οποίο κάνει λεπτόκοκκη την επιφάνεια. Με τον τρόπο αυτό αυξάνεται η επιφάνεια του εμφυτεύματος με αποτέλεσμα μεγάλη ικανότητα στήριξης και καλύτερη οστεοενσωμάτωση. Το σπρέι αυτό ουσιαστικά δημιουργεί μία επίστρωση πάνω στο τιτάνιο (εμφύτευμα). Το εμφύτευμα στη συνέχεια θα τοποθετηθεί στη σχισμή και θα "βιδωθεί" στην κατάλληλη θέση. Ουσιαστικά με την είσοδό του στο οστό δημιουργεί σπείρωμα στα τοιχώματά του. Τα εμφυτεύματα αυτά λέγονται αυτοκοχλιόμενα. Η τοποθέτηση του εμφυτεύματος πραγματοποιείται ως εξής: μαζί με το εμφύτευμα υπάρχει μία βίδα, η βίδα καλύψεως, η οποία χρησιμοποιείται αρχικά για να οδηγήσει το εμφύτευμα στη θέση τοποθέτησής του. Η βίδα αυτή βιδώνεται ελαφρά στο πάνω μέρος του εμφυτεύματος και ένα ειδικό εξάρτημα την μεταφέρει μαζί με το εμφύτευμα. Όταν τοποθετηθεί και ακουμπήσει το εμφύτευμα μέσα στο οστό, η βίδα αυτή αφαιρείται. Το εμφύτευμα από μέσα είναι κενό προκειμένου να γεμίσει με αντιβιοτικό ή αντισηπτικό για αποφυγή μολύνσεων. Αφού μπει και το αντιβιοτικό τότε ο γναθοχειρουργός τοποθετεί ξανά, μόνιμα αυτή τη φορά, τη βίδα καλύψεως. Η βίδα αυτή εξασφαλίζει ότι δεν θα εισέλθει μέσα στο εμφύτευμα ουλώδης και οστίτης ιστός.



Σχήμα 1.22 : Τοποθέτηση του εμφυτεύματος

Βήμα 4ο : Κλείσιμο της τομής (Σχήμα 1.23)

Αφού έχει τοποθετηθεί το εμφύτευμα ο χειρουργός ράβει την οπή και το εμφύτευμα καλύπτεται για 3-6 μήνες ώστε να επιτραπεί η μη-ενοχλούμενη επούλωση. Στο διάστημα αυτό επιτυγχάνεται η οστεοενσωμάτωση. Η οστεοενσωμάτωση είναι η σημαντικότερη διαδικασία που συμβαίνει στο οστό και σε αυτήν οφείλεται κατά 90% η επιτυχία ή η αστοχία του εμφυτεύματος. Κατά την οστεοενσωμάτωση επιτυγχάνεται η συγχώνευση της επιφάνειας του οδοντικού εμφυτεύματος στο περιβάλλον οστό.



Σχήμα 1.23 : Ράψιμο της τομής

Η δεύτερη χειρουργική επέμβαση

Η δεύτερη φάση πραγματοποιείται μετά την επιτυχή οστεοενσωμάτωση και περιλαμβάνει τα παρακάτω βήματα:

Βήμα 1ο : Μία μικρή τομή αποκαλύπτει το εμφύτευμα (Σχήμα 1.24)

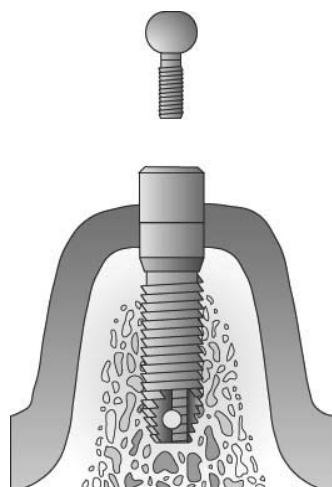
Για την κάτω γνάθο, ο χρόνος που απαιτείται για να πραγματοποιηθεί η οστεοενσωμάτωση είναι 4 μήνες και για την πάνω 6. Μετά το πέρας των παραπάνω χρονικών διαστημάτων ο χειρουργός, αφού βγάλει μια πανοραμική ακτινογραφία και δει που ακριβώς έχει τοποθετηθεί το εμφύτευμα, θα κάνει πάνω στο σημείο αυτό μία τομή με σκοπό την αποκάλυψή του. Στη συνέχεια θα αφαιρεθεί η βίδα κάλυψης και την θέση της θα πάρει η βίδα επούλωσης. Η βίδα αυτή παριστάνει ένα δόντι όπως και τα υπόλοιπα. Μετά από 10 με 15 μέρες αφαιρείται η βίδα επούλωσης και αρχίζει η διαδικασία της τοποθέτησης της προσθετικής εργασίας από ειδικό προσθετολόγο.



Σχήμα 1.24 : Δημιουργία τομής για την τοποθέτηση της βίδας επούλωσης

Βήμα 2ο : Η συναρμογή συστρέφεται μέσα στο εμφύτευμα (Σχήμα 1.25)

Στο βήμα αυτό τοποθετείται η συναρμογή πάνω στην οποία θα τοποθετηθεί ένα δόντι ή μια γέφυρα.



Σχήμα 1.25 : Τοποθέτηση συναρμογής

2. ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

Στο κεφάλαιο αυτό γίνεται βιβλιογραφική ανασκόπηση σχετικά με την ανάλυση οδοντικών εμφυτευμάτων με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων (ΠΣ) και τις μελέτες που σχετίζονται με τις ιδιότητες των υλικών και τη συμπεριφορά του συστήματος εμφύτευσης. Η μέθοδος ΠΣ έχει χρησιμοποιηθεί εκτεταμένα για την πρόβλεψη της μηχανικής συμπεριφοράς διαφόρων τύπων οδοντικών εμφυτευμάτων καθώς και την επίδραση των κλινικών παραγόντων που συμβάλλουν στην επιτυχία της εμφύτευσης. Η χρήση της μηχανικής των υλικών στην ανάλυση εμφυτευμάτων υπήρξε η βάση της ανάπτυξης της επιστήμης της εμβιομηχανικής.

Τις τελευταίες τρεις δεκαετίες, η ανάλυση ΠΣ έχει αποδειχθεί ένα πολύ σημαντικό εργαλείο για την πρόβλεψη της επίδρασης των αναπτυσσόμενων τάσεων στο εμφύτευμα και στο περιβάλλον οστό. Οι ορθές και εγκάρσιες φορτίσεις από τη μάσηση προκαλούν αξονικές φορτίσεις και ροπές κάμψης με αποτέλεσμα είτε την συγκέντρωση τάσεων (δηλαδή απότομη αύξηση της τιμής των τάσεων) είτε την αποφόρτιση τόσο στο εμφύτευμα όσο και στο οστό. Ο πιο σημαντικός παράγοντας για την επιτυχία ή την αποτυχία του εμφυτεύματος είναι ο τρόπος μεταφοράς φορτίου στο περιβάλλον οστό. Η μεταφορά φορτίου από το εμφύτευμα στο περιβάλλον οστό εξαρτάται από τον τύπο της φόρτισης, την διεπιφάνεια οστού με το εμφύτευμα, το μήκος και τη διάμετρο του εμφυτεύματος, το σχήμα και τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας του εμφυτεύματος, τον τύπο της πρόσθεσης και την ποσότητα και ποιότητα του περιβάλλοντος οστού. Η ανάλυση με ΠΣ επιτρέπει στους ερευνητές να προβλέψουν την κατανομή τάσεων στην περιοχή επαφής των εμφυτευμάτων με το συμπαγές οστό και στην περιοχή που το εμφύτευμα έρχεται σε επαφή με το σπογγώδες οστό.

Αν και οι ακριβείς μηχανισμοί αντίδρασης του οστού στην αναπτυσσόμενη τάση δεν είναι απόλυτα κατανοητοί, έχει παρατηρηθεί ανακατασκευή του περιβάλλοντος οστού. Οι υψηλές ή χαμηλές τάσεις που δημιουργούνται από τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά των εμφυτευμάτων οδηγούν πολλές φορές στη δημιουργία παθολογικής οστικής απορρόφησης ή ατροφίας. Στις επόμενες παραγράφους περιγράφονται οι ερευνητικές προσπάθειες που έχουν γίνει για την εφαρμογή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων στην ανάλυση οδοντικών εμφυτευμάτων. Οι ερευνητικές αυτές προσπάθειες επικεντρώνονται στις κατάλληλες απλοποιήσεις ως προς τη γεωμετρία, τα υλικά, τις

συνοριακές συνθήκες και την μοντελοποίηση των διεπιφανειών, που είναι απαραίτητες για την ανάλυση του συστήματος γνάθου εμφυτεύματος με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων.

2.1. Απλοποιήσεις στη χρήση της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων

Λόγω της πολύπλοκη γεωμετρίας του συστήματος εμφύτευσης, η αναλυτική λύση είναι αδύνατη. Για το λόγο αυτό απαιτείται η χρήση αριθμητικών μεθόδων, όπως η μέθοδος των ΠΣ. Η ΜΠΣ αναπτύχθηκε κατά τη διάρκεια της δεκαετίας του 60 για να λύσει προβλήματα στην αεροδιαστημική βιομηχανία αλλά από τότε επεκτάθηκε και ασχολείται και με την λύση προβλημάτων μεταφοράς θερμότητας, ρευστομηχανικής, ηλεκτρομαγνητισμού και άλλα. Το 1976, ο Weinstein [20] και οι συνεργάτες του, ήταν οι πρώτοι που χρησιμοποίησαν την ΜΠΣ στην εμφυτευματική οδοντιατρική. Στα επόμενα χρόνια υπήρξαν πολλές μελέτες της συμπεριφοράς των εμφυτευμάτων χρησιμοποιώντας τη ΜΠΣ. Οι Atmaram και Mohamed [21,22] ανέλυσαν την κατανομή της τάσης σε ένα εμφύτευμα για να κατανοήσουν την επίδραση των ελαστικών ιδιοτήτων και της γεωμετρίας του εμφυτεύματος. Οι Bochers και Reichart [23] ανέπτυξαν ένα τρισδιάστατο μοντέλο ΠΣ ενός εμφυτεύματος για να μελετήσουν τα διαφορετικά στάδια ανάπτυξης της διεπιφάνειας οστού- εμφυτεύματος. Οι Cook et al [24] εφάρμοσαν τη ΜΠΣ στην ανάλυση οδοντικών εμφυτευμάτων με πόρους, ενώ οι Meroueh et al [25] την εφάρμοσαν σε οστεοενσωματωμένο κυλινδρικό οδοντικό εμφύτευμα. Η κύρια δυσκολία στην προσομοίωση της μηχανικής συμπεριφοράς οδοντικών εμφυτευμάτων είναι η σωστή μοντελοποίηση του ανθρώπινου οστού και η συμπεριφορά του σε μηχανικές καταπονήσεις. Για να γίνει δυνατή η σωστή μοντελοποίηση και επίλυση του συστήματος γνάθου - εμφυτεύματος είναι απαραίτητο να γίνουν κάποιες παραδοχές/απλοποιήσεις. Η δυσκολία στο χαρακτηρισμό της μηχανικής συμπεριφοράς του ανθρώπινου οστού καθώς η δυσκολία στην κατανόηση και μοντελοποίηση της αλληλεπίδρασης του οστού με το εμφύτευμα έχει οδηγήσει τους ερευνητές σε μερικές υπεραπλουστεύσεις που μπορούν να επιδράσουν σημαντικά στην ακρίβεια των αποτελεσμάτων της ανάλυσης με ΠΣ. Οι σημαντικότερες απλοποιήσεις είναι σχετικές με 1) τη λεπτομερή γεωμετρία τόσο του οστού όσο και του εμφυτεύματος [26], 2) τις ιδιότητες των υλικών [26], 3) τις συνοριακές συνθήκες [26] και 4) τη διεπιφάνεια ανάμεσα στο οστό και το εμφύτευμα [27].

Γεωμετρία

Το πρώτο βήμα στη μοντελοποίηση με την ΜΠΣ είναι η δημιουργία της γεωμετρίας της κατασκευής στον υπολογιστή. Στην περίπτωση της μοντελοποίησης οδοντικών εμφυτευμάτων, η μοντελοποίηση είναι είτε δισδιάστατη [27-29], είτε τρισδιάστατη [30,31]. Στις αρχικές αναλύσεις τριών διαστάσεων, η γνάθος μοντελοποιήθηκε σε μορφή τόξου με ορθογωνική διατομή. Πρόσφατα, με την εξέλιξη των τεχνικών ψηφιοποίησης εικόνας κατέστη δυνατόν να δημιουργηθούν μοντέλα πεπερασμένων στοιχείων που προσομοιώνουν καλύτερα την ανατομία της γνάθου. Αν και τα μοντέλα αυτά αναπαριστούν πιο σωστά τη γεωμετρία της γνάθου και του εμφυτεύματος, η ακριβής ανάλυσή τους είναι συχνά απαγορευτική σε πόρους Η/Υ. Εντούτοις, η αύξηση της υπολογιστικής ισχύος στο μέλλον θα επιτρέψει όχι μόνο την ακριβή τρισδιάστατη ανάλυση αλλά και την «κατά παραγγελία» ανάλυση της διαδικασίας εμφύτευσης για κάθε ασθενή. Παρακάτω παρουσιάζονται τρία χαρακτηριστικά άρθρα σχετικά με τη μοντελοποίηση της γεωμετρίας του εμφυτεύματος.

Οι Chun et al [32] ανέπτυξαν ένα δισδιάστατο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων για να μελετήσουν τις αναπτυσσόμενες τάσεις για πέντε διαφορετικές γεωμετρίες σπειρώματος ενός κυλινδρικού εμφυτεύματος. Θεώρησαν ότι όλο το οστό είναι συμπαγές και παρατήρησαν ότι η τάση ελαχιστοποιείται για αυξανόμενο πλάτος της σπείρας. Αντίθετα, υπολόγισαν ότι ο βέλτιστος λόγος του ύψους της σπείρας προς το βήμα του σπειρώματος είναι 0.5. Χρησιμοποιήθηκε ανάλυση επίπεδης παραμόρφωσης για να είναι δυνατή η εφαρμογή εγκάρσιων δυνάμεων, το οποίο θεωρείται υπεραπλούστευση αφού το εμφύτευμα δεν μοντελοποιείται ουσιαστικά ως αξονοσυμμετρικό.

Οι Clelland et al [33] ανέπτυξαν ένα αξονοσυμμετρικό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων για διαφορετικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού. Θεώρησαν ισότροπες και ορθότροπες ιδιότητες. Υπολόγισαν ότι η μέγιστη θλιπτική τάση στο λαιμό του εμφυτεύματος ήταν 5.6 MPa. Εντούτοις, λόγω της μη-επαρκούς υπολογιστικής ικανότητας των υπολογιστών της εποχής, δεν μελέτησαν λεπτομερειακά τη γεωμετρία του εμφυτεύματος και ιδιαίτερα του σπειρώματος. Χαρακτηριστικά αναφέρεται ότι κάθε σπείρα μοντελοποιήθηκε με ένα μόνο πεπερασμένο στοιχείο.

Οι Kitamura et al [34] ανέπτυξαν ένα τρισδιάστατο μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων για να μελετήσουν την επίδραση της απώλειας οστού στις αναπτυσσόμενες τάσεις.

Λόγω της πολύ αραιής διακριτοποίησης του τρισδιάστατου μοντέλου τους, δεν μοντελοποιήθηκαν σπειρώματα και δεν βρέθηκε σημαντική επίδραση της απώλειας οστού σε περιοχές μακριά από το λαιμό του εμφυτεύματος.

Ιδιότητες των υλικών

Οι ιδιότητες των υλικών επηρεάζουν σημαντικά την κατανομή των τάσεων και παραμορφώσεων σε μια κατασκευή. Στην ανάλυση κατασκευών με τη ΜΠΣ τα υλικά μπορούν να μοντελοποιηθούν ως ισότροπα, ανισότροπα ή ορθότροπα. Σε ένα ισότροπο υλικό οι μηχανικές ιδιότητες είναι ίδιες προς όλες τις διευθύνσεις, άρα χρειάζονται μόνο δύο ιδιότητες για να το χαρακτηρίσουν (μέτρο ελαστικότητας και λόγος Poisson). Σε ένα ανισότροπο υλικό οι ιδιότητές του είναι διαφορετικές σε διαφορετικές διευθύνσεις και χρειάζεται ένας μεγάλος αριθμός ιδιοτήτων για να το χαρακτηρίσουν.

Στις περισσότερες αναλύσεις οδοντικών εμφυτευμάτων, τόσο το οστό όσο και το υλικό του εμφυτεύματος θεωρούνται ομογενή και η συμπεριφορά τους γραμμικά ελαστική. Στις αναλύσεις αυτές η ελαστική συμπεριφορά μπορεί να καθοριστεί πλήρως από το μέτρο ελαστικότητας και το λόγο Poisson. Οι αρχικές μελέτες παρέβλεπαν το σπογγώδες οστό απλά γιατί δεν υπήρχε η δυνατότητα καθορισμού της δομής του. Για τον λόγο αυτό θεωρήθηκε ότι το σπογγώδες οστό είναι μία στερεή διάταξη εσωτερικά του συμπαγούς οστού. Και τα δύο είδη οστών είχαν μοντελοποιηθεί σαν γραμμικά, ομογενή και ισότροπα υλικά. Ένα μεγάλο εύρος διαφορετικών ιδιοτήτων έχουν χρησιμοποιηθεί στις αναλύσεις ΠΣ, όπως φαίνεται στον Πίνακα 2.1 [35]. Αρκετοί ερευνητές [36-39] έχουν τονίσει ότι το συμπαγές οστό δεν είναι ούτε ομογενές ούτε ισότροπο και ότι έχει πολύ διαφορετικές ιδιότητες (μέτρο ελαστικότητας και αντοχή) σε εφελκυσμό και θλίψη. Οι πειραματικές συνθήκες επίσης επηρεάζουν τις ιδιότητες των υλικών. Οι Rieger et al [28] ανέφεραν ότι για την διατήρηση της υγείας του οστού απαιτείται ένα εύρος τάσεων 1.4 έως 5 MPa ενώ αναπτυσσόμενες τάσεις εκτός του εύρους αυτού προκαλούν απορρόφηση στο οστό.

Πίνακας 2.1: Ιδιότητες υλικών που χρησιμοποιήθηκαν στην ανάλυση ΠΣ [35]

Material	Elastic modulus (Pa)	Poisson's ratio	Author
Enamel	4.14×10^4	0.3	Davy et al ¹⁸
	4.689×10^4	0.30	Wright and Yerram ¹⁹
	8.25×10^4	0.33	Farah et al ²⁰
	8.4×10^4	0.33	Farah et al ²¹
Dentin	1.86×10^4	0.31	Reinhardt et al ²²
	1.8×10^4	0.31	MacGregor et al ²³
Parodontal membrane	171	0.45	Atmaram and Mohammed ²⁴
	69.8	0.45	Reinhardt et al ²²
	6.9	0.45	Farah et al ²¹
Cortical bone	2727	0.30	Rice et al ²⁵
	1.0×10^4	0.30	Farah et al ²¹
	1.34×10^4	0.30	Cook et al ²⁶
	1.5×10^4	0.30	Cowin ²⁷
Trabecular bone	150	0.30	Cowin ²⁷
	250	0.30	MacGregor et al ²³
	790	0.30	Knoell ²⁸
	1.37×10^3	0.31	Borchers and Reichan ⁵
Mucosa	10	0.40	Maeda and Wood ²⁹
Pure titanium	117×10^3	0.30	Sakaguchi and Borgersen ³⁰
Ti-6Al-4V	110×10^3	0.33	Colling ³¹
Type 3 gold alloy	100×10^3	0.30	Sakaguchi and Borgersen ³⁰
	80×10^3	0.33	Lewinsein et al ³²
Ag-Pd alloy	95×10^3	0.33	Craig ³³
Co-Cr alloy	218×10^3	0.33	Craig ³³
Porcelain	68.9×10^3	0.28	Lewinsein et al ³²
Resin	2.7×10^3	0.35	Craig ³³
Resin composite	7×10^3	0.2	Craig ³³

Συνοριακές συνθήκες

Οι περισσότερες αναλύσεις ΠΣ θεωρούν ότι η κάτω γνάθος είναι πλήρως πακτωμένη. Οι Zhou et al [40] ανέπτυξαν ένα πιο ρεαλιστικό τρισδιάστατο μοντέλο της κάτω γνάθου χρησιμοποιώντας δεδομένα εικόνων υπερήχων. Η λειτουργία των μυών μάσησης και των συνδέσμων μοντελοποιήθηκαν με στοιχεία επαφής και καλωδίων. Αν και με τον τρόπο αυτό πέτυχαν πιο ρεαλιστικές συνοριακές συνθήκες, ο χρόνος μοντελοποίησης και επίλυσης αυξήθηκε δραματικά. Οι Teixeira et al [41] συμπέραναν ότι μοντελοποιώντας τη γνάθο σε αποστάσεις μεγαλύτερες των 4.2mm από το εμφύτευμα δεν επηρέαζε καθόλου τα αποτελέσματα των αναλύσεων.

Διεπιφάνεια εμφυτεύματος-οστού

Τα περισσότερα μοντέλα ΠΣ θεωρούν πλήρη οστεοενσωμάτωση, δηλαδή ότι το συμπαγές και το σπογγώδες οστό έχουν συνδεθεί τέλεια με το εμφύτευμα. Αυτό όμως

δεν υποστηρίζεται από κλινικές παρατηρήσεις. Επομένως, η ατελής επαφή και η επίδρασή της στη μεταφορά φορτίου από το εμφύτευμα στο περιβάλλον οστό πρέπει να μοντελοποιείται πιο προσεκτικά. Τα σύγχρονα εμπορικά προγράμματα ΠΣ παρέχουν διάφορους τύπους εξειδικευμένων στοιχείων για την προσομοίωση της επαφής (στοιχεία επαφής – contact elements). Με τη χρήση των στοιχείων αυτών μπορεί επίσης να μοντελοποιηθεί και η τριβή ανάμεσα σε δύο επιφάνειες.

Το οστό είναι ένα πορώδες υλικό με σύνθετη μικροδομή. Είναι κοινά αποδεκτό ότι το πυκνό συμπαγές οστό έχει υψηλότερη ικανότητα μεταφοράς φορτίου από το πιο πορώδες (σπογγώδες) οστό. Μετά την εισαγωγή του εμφυτεύματος, το σπογγώδες ή και το συμπαγές οστό, αρχίζοντας από τις περιφερειακές και ενδοστικές επιφάνειες, βαθμιαία διαμορφώνει μία μερική με ολική κάλυψη του εμφυτεύματος. Ο βαθμός κάλυψης εξαρτάται από τις τάσεις που αναπτύσσονται και τη θέση του εμφυτεύματος στο σαγόι [39]. Η μπροστινή κάτω γνάθος συνδέεται με 100% συμπαγή οστεοενσωμάτωση και αυτό το ποσοστό μειώνεται για την πίσω και κάτω γνάθο. Το ελάχιστο ποσοστό συμπαγούς οστεοενσωμάτωσης (< 25%) παρουσιάζεται στην πίσω και άνω γνάθο. Ο βαθμός οστεοενσωμάτωσης φαίνεται να εξαρτάται από την ποιότητα του οστού και τις αναπτυσσόμενες τάσεις κατά τη διάρκεια της θεραπείας και της λειτουργίας. Οι Sato et al [41] ανέφεραν ότι το μέγιστο μέγεθος στοιχείου για την ακριβή μοντελοποίηση της διεπιφάνειας εμφυτεύματος-οστού είναι περίπου 300 μm .

2.2. Αποτελέσματα αναλύσεων συστημάτων εμφυτεύματος-οστού

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω το πιο σημαντικό στάδιο στην ανάλυση ενός συστήματος εμφυτεύματος-οστού είναι η μοντελοποίηση της μεταφοράς φορτίου στην διεπιφάνεια εμφυτεύματος-οστού, το οποίο καθορίζει την επιτυχία ή την αποτυχία του εμφυτεύματος. Από καιρό έχει αναγνωριστεί ότι και το εμφύτευμα και το οστό πρέπει να καταπονούνται σε ένα συγκεκριμένο εύρος για φυσιολογική ομοιοστασία. Η υπερφόρτιση μπορεί να προκαλέσει απορρόφηση οστού ή αστοχία λόγω κόπωσης του υλικού του εμφυτεύματος, ενώ η αποφόρτιση μπορεί να οδηγήσει σε ατροφία και απώλεια οστού [43,44]. Οι Hassler et al [45] ανέφεραν ότι η επιθυμητή θλιπτική τάση για μέγιστη ανάπτυξη οστού είναι τα 1.8 έως 2.8 MPa. Διάφορες μελέτες ΠΣ [46-48] έχουν δείξει ότι όταν η μέγιστη τάση είναι στο συμπαγές οστό, αυτή παρατηρείται στην

επιφάνεια επαφής με το εμφύτευμα. Όταν η μέγιστη τάση είναι στο σπογγώδες οστό αυτή παρατηρείται στην περιοχή της εισόδου του εμφυτεύματος στο σπογγώδες οστό. Μάλιστα έχει παρατηρηθεί ότι η μέγιστη τάση στο συμπαγές οστό εμφανίζεται μόνο τοπικά στην επιφάνεια επαφής ενώ στο σπογγώδες οστό κατανέμεται σε μεγαλύτερη περιοχή.

Η μεταφορά φορτίου από το εμφύτευμα στο περιβάλλον οστό, η οποία όπως αναφέρθηκε καθορίζει την αποτυχία ή αποτυχία του εμφυτεύματος, εξαρτάται από [35]: 1) τον τρόπο φόρτισης, 2) τις μηχανικές ιδιότητες του εμφυτεύματος, 3) τη γεωμετρία του εμφυτεύματος, 4) την επιφάνεια του εμφυτεύματος, 5) τη φύση της διεπιφάνειας οστού-εμφυτεύματος και 6) την ποιότητα και ποσότητα του περιβάλλοντος οστού.

Φόρτιση

Είναι γενικά αποδεκτό ότι στη μοντελοποίηση οδοντικών εμφυτευμάτων με ΠΣ, είναι σημαντικό να θεωρούμε όχι μόνο τις κατακόρυφες (αξονικές) δυνάμεις, αλλά και τις εγκάρσιες δυνάμεις που προκαλούνται κατά τη διάρκεια της μάσησης [49]. Έχει αναφερθεί [50] ότι οι εγκάρσιες δυνάμεις, κυρίως λόγω κάμψης, επηρεάζουν την συγκέντρωση τάσεων στην διεπιφάνεια εμφυτεύματος και οστού, και επομένως η εμφύτευση θα πρέπει να γίνεται με τέτοιο τρόπο ώστε να ελαχιστοποιούνται οι εγκάρσιες δυνάμεις.

Μία άλλη παράμετρος είναι η διαφορά μεταξύ στατικής και δυναμικής φόρτισης. Οι Zhang και Chen [51] σύγκριναν αποτελέσματα από δυναμική και στατική φόρτιση για εύρος διαφορετικών μέτρων ελαστικότητας του εμφυτεύματος. Συμπέραναν ότι η δυναμική φόρτιση, έχει ως αποτέλεσμα τη μεγαλύτερη συγκέντρωση τάσεων στη διεπιφάνεια οστού-εμφυτεύματος και ότι η επίδραση του μέτρου ελαστικότητας στο μέγεθος των αναπτυσσόμενων τάσεων είναι μεγαλύτερη.

Ως προς το μέγεθος των δυνάμεων κατά τη μάσηση, οι Kawata et al [52] πραγματοποίησαν *in vivo* μετρήσεις για να υπολογιστούν οι δυνάμεις που ασκούνται στα δόντια κατά τη μάσηση. Οι μετρήσεις έγιναν για σφίξιμο δοντιών και για μάσηση καραμέλας και φιστικιών. Οι μέσες τιμές των θλιπτικών δυνάμεων που μετρήθηκαν ήταν 173, 146 και 58N, αντίστοιχα, ενώ οι μέγιστες τιμές ήταν 190, 160 και 95 N, αντίστοιχα. Έχει επίσης αναφερθεί [53] ότι η φόρτιση που προκαλεί παραμορφώσεις

της τάξης του 0,4% μπορεί να οδηγήσει σε μικρορηγματώσεις του οστού στη διεπιφάνεια. Οι μέγιστες δυνάμεις εφαρμόζονται συνήθως την πίσω γνάθο, όπου και πρέπει να χρησιμοποιούνται εμφυτεύματα μεγαλύτερης διαμέτρου και μήκους. Οι μέγιστες δυνάμεις που αναφέρθηκαν ήταν 888N για τους άνδρες και 576N για τις γυναίκες.

Μηχανικές ιδιότητες εμφυτεύματος

Το μέτρο ελαστικότητας των διαφόρων υλικών από το οποίο μπορεί να κατασκευαστεί το εμφύτευμα επηρεάζει, όπως αναφέρθηκε, τις αναπτυσσόμενες τάσεις. Οι Mailath et al [54] πρότειναν ότι θα πρέπει να αποφεύγονται υλικά με χαμηλό μέτρο ελαστικότητας και πιο συγκεκριμένα ότι το ελάχιστο μέτρο ελαστικότητας πρέπει να είναι της τάξης των 110 GPa.

Οι Rieger et al [55] παρατήρησαν ότι εμφυτεύματα με σπείρωμα οδηγούν σε μεγάλη συγκέντρωση τάσεων κοντά στο λαιμό του εμφυτεύματος και ιδιαίτερα όταν το εμφύτευμα έχει μικρό μέτρο ελαστικότητας. Έχει επίσης αναφερθεί [56] ότι το μέτρο ελαστικότητας του εμφυτεύματος είναι πιο σημαντικό από τη γεωμετρία του σπειρώματος.

Γεωμετρία εμφυτεύματος

Όλες οι μελέτες ΠΣ [4,54,57], έχουν δείξει ότι η αύξηση της διαμέτρου του εμφυτεύματος έχει ως αποτέλεσμα την μείωση των τάσεων στο οστό τόσο για αξονικές όσο και για εγκάρσιες φορτίσεις. Εντούτοις η μέγιστη δυνατή διάμετρος του εμφυτεύματος δεν είναι αναγκαστικά και η βέλτιστη αφού μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση των τάσεων μακριά από το εμφύτευμα και στα παρακείμενα δόντια [49]. Από την άποψη της εμβιομηχανικής, η αύξηση της διαμέτρου συνεπάγεται και αύξηση της επιφάνειας σύνδεσης με το περιβάλλον οστό και επομένως καλύτερη συνοχή. Έχει υπολογιστεί ότι η αύξηση ενός εμφυτεύματος διαμέτρου 3mm κατά 1 mm αυξάνει την επιφάνεια σύνδεσης κατά 35% [4]. Επιπλέον η καλύτερη ευστάθεια οδηγεί και σε καλύτερη οστεοενσωμάτωση. Κύρια μειονεκτήματα στη χρήση μεγάλης διαμέτρου είναι η πολυπλοκότητα των απαιτούμενων εργαλείων και εξαρτημάτων, καθώς και η παραγωγή μεγάλης ποσότητας θερμότητας, η οποία προκαλεί μεγάλη απώλεια σε

οστό. Αποτέλεσμα των παραπάνω είναι ότι εμφυτεύματα διαμέτρου 5mm παρουσιάζουν πολύ μεγαλύτερη συχνότητα αστοχίας από εμφυτεύματα διαμέτρου 3.75 και 4 mm. Η χρήση λεπτότερων εμφυτευμάτων χρησιμοποιείται μόνο στην περίπτωση που ο διαθέσιμος χώρος στη γνάθο είναι περιορισμένος. Η χρήση τέτοιων εμφυτευμάτων θέλει μεγάλη προσοχή γιατί οδηγεί σε μεγάλη αύξηση των τάσεων.

Το μήκος του εμφυτεύματος δεν είναι τόσο σημαντικός παράγοντας όσο η διάμετρος του, αρκεί να εξασφαλίζει αρκετή επιφάνεια σύνδεσης με το οστό. Μελέτες έχουν δείξει [4] ότι εμφυτεύματα μικρότερα των 7 mm σε μήκος πρέπει να αποφεύγονται λόγω της μεγάλης συχνότητας αστοχίας που παρουσιάζουν. Για εμφυτεύματα από 7 έως 13mm δεν έχει παρουσιαστεί σημαντική διαφορά στη συχνότητα αστοχίας.

Το σχήμα των ευρέως χρησιμοποιούμενων εμφυτευμάτων είναι κυλινδρικό με ή χωρίς σπείρωμα. Έχει παρατηρηθεί ότι τα εμφυτεύματα με σπείρωμα οδηγούν σε καλύτερη συνοχή με το περιβάλλον οστό αμέσως μετά την εγχείρηση. Το βήμα του σπειρώματος, ο αριθμός και το σχήμα των σπειρών είναι σημαντικοί παράγοντες επιτυχίας της εμφύτευσης, αφού επηρεάζουν άμεσα τις αναπτυσσόμενες τάσεις.

Σε σχέση με τον τύπο της επιφάνειας του εμφυτεύματος οι Holmgren et al [58] ανέφεραν ότι ο τύπος βηματικού κυλινδρικού εμφυτεύματος οδηγεί σε πιο ομοιόμορφη κατανομή των τάσεων στην διεπιφάνεια εμφυτεύματος-οστού. Έχει επίσης παρατηρηθεί [54] ότι τα κυλινδρικά εμφυτεύματα συμπεριφέρονται καλύτερα από τα κωνικά εμφυτεύματα. Οι Siegele και Soltesz [59] σύγκριναν κυλινδρικά, κωνικά και βηματικά εμφυτεύματα καθώς και εμφυτεύματα τύπου βίδας. Θεώρησαν και τέλεια σύνδεση και επαφή χωρίς τριβή μεταξύ του εμφυτεύματος και του οστού. Συμπέραναν ότι τα κωνικά και τα βηματικά εμφυτεύματα οδηγούν σε υψηλότερες τάσεις απ' ότι οι άλλες δύο μορφές.

Η επιφάνεια του εμφυτεύματος

Για να επιταχυνθεί το η ανάπτυξη του οστού γύρω από το εμφύτευμα, τα εμφυτεύματα τιτανίου επικαλύπτονται με βιοενεργά υλικά [60]. Έχει αναφερθεί ότι οι επικαλύψεις αυτές οδηγούν σε καλή διεπιφάνεια και άμεση σύνδεση του οστού με το εμφύτευμα, συνεισφέροντας έτσι στην ομοιόμορφη μεταφορά φορτίου και στην ελαχιστοποίηση της συγκέντρωσης τάσεων [59]. Οι Gallas et al [61] πραγματοποίησαν τρισδιάστατη

ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων για να μελετήσουν τη συμπεριφορά του εμφυτεύματος, χωρίς οστεοενσωμάτωση και με πλήρη οστεοενσωμάτωση. Και στις δύο περιπτώσεις παρατηρήθηκε ότι η μέγιστη τάση ήταν συγκεντρωμένη στο λαιμό του εμφυτεύματος. Από σύγκριση 2 κυλινδρικών εμφυτευμάτων [43], ένα με σπείρωμα (Ti-6Al-4V) και ένα χωρίς σπείρωμα αλλά με πορώδη επιφάνεια (CP Ti), παρατηρήθηκε ότι το δεύτερο εμφύτευμα απαιτεί μικρότερη επιφάνεια για να επιτευχθεί αποτελεσματική οστεοενσωμάτωση. Υποστηρίχθηκε ότι αυτό οφείλεται στη πιο ομοιόμορφη κατανομή των τάσεων, που επιτρέπει μεγαλύτερο ποσοστό οστικής πλήρωσης.

Οι Brunski et al [62] εξέτασαν την ποιότητα της επαφής μεταξύ εμφυτευμάτων και σπογγώδους οστού για τρεις τύπους κυλινδρικών εμφυτευμάτων, τύπου βίδας, βηματικό και κυλινδρικό με πορώδη επιφάνεια. Η εξέταση έγινε αμέσως μετά την εμφύτευση και παρατηρήθηκαν αρκετά κενά και πόροι στην διεπιφάνεια. Ο μικρότερος αριθμός κενών και πόρων παρατηρήθηκε στα εμφυτεύματα τύπου βίδας. Τα κενά αυτά γεμίζουν με θρόμβους αίματος και εμποδίζουν την αποτελεσματική οστεοενσωμάτωση.

Η τριβή ανάμεσα σε κράματα τιτανίου και το συμπαγές οστό μελετήθηκε από τους Choubey et al [64] και Yu et al [65]. Για μικρή ολίσθηση (5μm), υπολογίστηκε ότι ο συντελεστής τριβής είναι πολύ μικρός (0.23) λόγω της προστατευτικής μεμβράνης του οστού. Για μεγαλύτερες ολισθήσεις η προστατευτική μεμβράνη καταστρέφεται και ο συντελεστής τριβής κυμαίνεται από 0.34 έως 0.60 για ολίσθηση 45 μm.

Η φύση της διεπιφάνειας οστού-εμφυτεύματος

Υπάρχουν δύο τρόποι ενσωμάτωσης του εμφυτεύματος στη γνάθο: επαφή οστού-εμφυτεύματος ή ενσωμάτωση μέσω μαλακού οστού. Ο δεύτερος τρόπος θεωρείται αποτυχία της εμφύτευσης και δε μοντελοποιείται στις αναλύσεις με πεπερασμένα στοιχεία που υπάρχουν στη βιβλιογραφία. Μια διεξοδική μελέτη της φύσης της διεπιφάνειας μεταξύ εμφυτεύματος και οστού [63] έδειξε ότι το υλικό της διεπιφάνειας έχει εφελκυστική και διατμητική αντοχή πολύ μικρότερη από την αντοχή του περιβάλλοντος οστού. Προτάθηκε ότι η βέλτιστη σχεδίαση της βάσης του εμφυτεύματος πρέπει να βασίζεται στην ελαχιστοποίηση της σχετικής κίνησης μεταξύ οστού και εμφυτεύματος κατά τη διάρκεια της οστεοενσωμάτωσης, επειδή αυτό βοηθάει στην αύξηση της αντοχής της διεπιφάνειας.

Από τη μελέτη [66] της μηχανικής συμπεριφοράς κυλινδρικών εμφυτευμάτων με επίστρωση υδροξυαπατίτη, παρατηρήθηκε ότι η μέγιστη διατμητική αντοχή της διεπιφάνειας εμφυτεύματος-οστού κυμαίνεται από 6 MPa (3 εβδομάδες μετά την τοποθέτηση) ως 12 MPa (32 εβδομάδες μετά την τοποθέτηση). Η δυσκαμψία της διεπιφάνειας βρέθηκε από 34 ως 42 GPa/m. Οι Olsen et al [67] υπολόγισαν πειραματικά ότι ένα εμφύτευμα κυλινδρικής μορφής διαμέτρου 3mm και μήκους 14mm παρουσιάζει μέγιστη μετατόπιση 1.2 μm υπό φορτίο 100N.

Ποιότητα και ποσότητα του περιβάλλοντος οστού

Η μακροχρόνια λειτουργικότητα του οδοντικού εμφυτεύματος εξαρτάται από τη διατήρηση καλής ποιότητας περιβάλλοντος οστού και από τη καλή σύνδεση του οστού με το υλικό του εμφυτεύματος. Η ποιότητα του οστού εξαρτάται από το επίπεδο ανακατασκευής του οστού που είναι αναγκαίο για τη διατήρηση της πυκνότητας του οστού και την αποφυγή μικρορωγμών και αστοχίας. Όλες οι παραπάνω διαδικασίες εξαρτώνται από την κατανομή τάσεων και παραμορφώσεων στο οστό.

Περιοστέο

Η περιοχή του περιοστέου έχει ενδιαφέρον λόγω της παρατηρούμενης απορρόφησης του οστού. Έχει παρατηρηθεί περισοτική απώλεια για διάφορους τύπους εμφυτευμάτων λόγω των χαμηλών τάσεων. Αναλύσεις πεπερασμένων στοιχείων [68,69] σε συνδυασμό με ιστολογική εξέταση έχουν δείξει ότι μία ισοδύναμη τάση 1.6MPa είναι αρκετή για να αποφευχθεί η απώλεια οστού.

Συμπαγές οστό

Η ποιότητα και η ποσότητα του περιβάλλοντος οστού επιδρά σημαντικά στην μεταφορά φορτίου [70,71]. Σε όλες σχεδόν τις αναλύσεις ΠΣ εμφυτευμάτων τιτανίου, οι μέγιστες τάσεις αναπτύσσονται στο λαιμό του εμφυτεύματος. Για ορισμένες συνθήκες φόρτισης η τάση στο οστό ξεπερνάει το όριο διαρροής του, με αποτέλεσμα την δημιουργία μικρορωγμών στο συμπαγές οστό. Οι Clift et al [72] αναφέρουν τη σημασία της ύπαρξης καλής ποιότητας οστού γύρω από το λαιμό του εμφυτεύματος, το οποίο πρέπει αν αντέχει τάσεις 9 - 18 MPa. Σε αντίθετη περίπτωση έχει παρατηρηθεί τοπική αστοχία λόγω κόπωσης και απορρόφησης οστού. Οι Paravasiliou et al [73], έδειξαν ότι η απουσία συμπαγούς οστού οδηγεί στην αύξηση των διεπιφανειακών τάσεων.

Σπογγώδες οστό

Χρησιμοποιώντας το βαθμό της άμεσης σύνδεσης οστού και εμφυτεύματος σαν δείκτη της επιτυχίας ενός ενδοστικού εμφυτεύματος μπορεί να οδηγήσει σε παραπλανητικά συμπεράσματα, καθώς είναι αδύνατη η 100% εναπόθεση οστού στην επιφάνεια ενός ενδοστικού εμφυτεύματος. Εξετάζοντας τη διεπιφάνεια εμφυτευμάτων καλυμμένα με υδροξυαπατίτη, οι Wadamoto et al [74] βρήκαν ότι η εναπόθεση οστού κυμαινόταν από 68-80%. Αυτά τα αποτελέσματα μπορεί να χρησιμοποιηθούν για την ανάπτυξη πιο ρεαλιστικών μοντέλων ΠΣ που θα βασίζονται στην πραγματική δομή του οστού γύρω από το εμφύτευμα. Οι Patra et al [39] μοντελοποίησαν τη σταδιακή απώλεια οστού και τη μερική οστεοενσωμάτωση, χρησιμοποιώντας δισδιάστατα και τρισδιάστατα μοντέλα ΠΣ. Ανέφεραν ότι στη περίπτωση μερικής οστεοενσωμάτωσης, το συμπαγές οστό καταπονείται περισσότερο, με αποτέλεσμα την απώλεια περιosteίου. Σαν αποτέλεσμα αυτού ήταν η μεταφορά του φορτίου στο πιο μαλακό σπογγώδες οστό.

Μία διεξοδική πειραματική μελέτη για τον υπολογισμό της μηχανικής συμπεριφοράς οστών με διαφορετική πυκνότητα και διαφορετική ταχύτητα φόρτισης πραγματοποιήθηκε από τους Carter και Hayes [75]. Από προσαρμογή των πειραματικών αποτελεσμάτων, υπολόγισαν ότι η αντοχή του οστού δίνεται από την σχέση

$$S = 68\dot{\epsilon}^{0.06}\rho^2 \quad (2.1)$$

ενώ το μέτρο ελαστικότητας δίνεται από τη σχέση

$$E = 3790\dot{\epsilon}^{0.06}\rho^3, \quad (2.2)$$

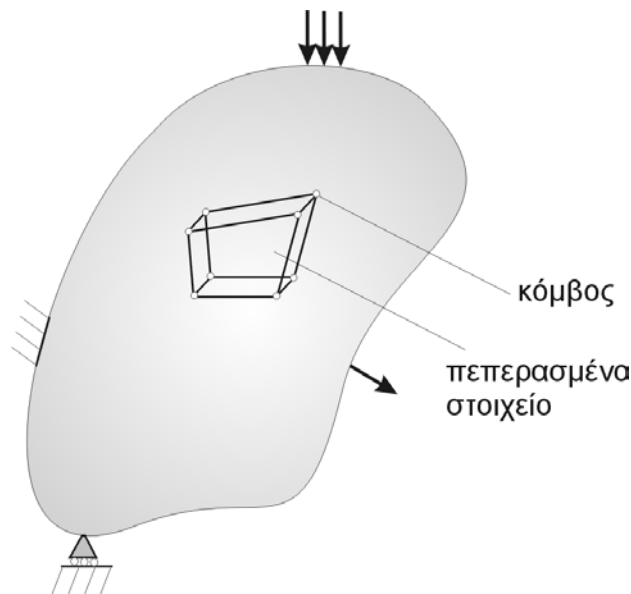
όπου S η αντοχή σε MPa, E το μέτρο ελαστικότητας σε MPa, $\dot{\epsilon}$ η ταχύτητα επιβολής της παραμόρφωσης και ρ η πυκνότητα του οστού σε gr/cm^3 . Η πυκνότητα του συμπαγούς οστού είναι $1.8 gr/cm^3$ ενώ η πυκνότητα του πλήρως σπογγώδους οστού είναι $0.3 gr/cm^3$. Οι σχέσεις αυτές επιβεβαιώθηκαν αργότερα από τους Rice et al [76]. Παρόμοια μηχανική συμπεριφορά του οστού βρέθηκε και από τους Giesen et al [77]. Οι σχέσεις αυτές θα χρησιμοποιηθούν στη παρούσα εργασία για να μοντελοποιηθεί η συμπεριφορά του οστού ως μη γραμμική, θεωρώντας ότι η αντοχή συμπίπτει με την τάση διαρροής του υλικού.

3. ΜΟΝΤΕΛΟΠΟΙΗΣΗ ΜΕ ΤΗ ΜΕΘΟΔΟ ΤΩΝ ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΩΝ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ

Η Μέθοδος των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ) πήρε το όνομά της από τον τρόπο θεώρησης και προσομοίωσης (μοντελοποίησης) των προς επίλυση κατασκευών. Το πρώτο βήμα συνίσταται στην υποδιαίρεση και διάσπαση της κατασκευής σε έναν, ανάλογα με την επιθυμητή ακρίβεια, μικρότερο ή μεγαλύτερο πλήθος στοιχείων πεπερασμένων διαστάσεων (Σχήμα 3.1). Τα στοιχεία αυτά έχουν κοινά σημεία τις κορυφές τους που ονομάζονται κόμβοι. Μετά τη διακριτοποίηση της κατασκευής θεωρείται κάθε τέτοιο πεπερασμένο στοιχείο ξεχωριστά και για το λόγο αυτό αποσπάται από το σύμπλεγμα των στοιχείων που συνθέτουν την κατασκευή. Αφού μελετηθεί και καθορισθεί η μηχανική συμπεριφορά κάθε στοιχείου ακολουθεί το τρίτο βήμα της διαδικασίας επίλυσης που είναι η σύνθεση της κατασκευής από τα επί μέρους πεπερασμένα στοιχεία, η κατάλληλη δηλαδή επανασύνδεση των στοιχείων προς σχηματισμό της διακριτοποιημένης κατασκευής. Η μηχανική συμπεριφορά κάθε στοιχείου καθορίζεται συνήθως από την σχέση ανάμεσα στις δυνάμεις και στις μετατοπίσεις στους κόμβους του. Ο υπολογισμός της αρχικής κατασκευής γίνεται επομένως σε τρία στάδια : Διακριτοποίηση - Θεώρηση των επί μέρους στοιχείων – Σύνθεση [78].

Η ΜΠΣ είναι προσεγγιστική εφόσον ο αρχικός συνεχής φορέας (κατασκευή), για να μπορέσει να επιλυθεί, μετατρέπεται σε ένα ασυνεχές σύμπλεγμα πεπερασμένων στοιχείων. Όσο περισσότερα πεπερασμένα στοιχεία χρησιμοποιούνται για την κατασκευή του ασυνεχούς μοντέλου υπολογισμού του αρχικού φορέα, όσο πιο εκλεπτυσμένο είναι δηλαδή το μηχανικό/υπολογιστικό προσομοίωμα του πραγματικού συστήματος, τόσο ακριβέστερα μπορούν να θεωρηθούν γενικώς τα αποτελέσματα (εφόσον βέβαια και η μηχανική συμπεριφορά των χρησιμοποιούμενων στοιχείων περιγράφεται ικανοποιητικά). Το εποπτικό αυτό σκεπτικό αντιστοιχεί απόλυτα στο ακόλουθο μαθηματικό σκεπτικό. Ο βασικός στόχος μιας αριθμητικής μεθόδου είναι να αντικαταστήσει τις διαφορικές ή ολοκληρωτικές εξισώσεις που περιγράφουν το εκάστοτε πρόβλημα με ένα σύστημα αλγεβρικών εξισώσεων. Προφανώς, όσο πιο πολλές αλγεβρικές εξισώσεις χρησιμοποιούνται για να αντικαταστήσουν τις διαφορικές,

τόσο περισσότερο θα πλησιάζει η προσεγγιστική την αναλυτική λύση του προβλήματος. Το πλήθος των πεπερασμένων στοιχείων έχει επομένως την αντιστοιχία του στο πλήθος των προς επίλυση αλγεβρικών εξισώσεων.



Σχήμα 3.1: Διακριτοποίηση σώματος [78]

Η ΜΠΣ είναι από την φύση της πολύ δαπανηρή σε πόρους ηλεκτρονικού υπολογιστή. Ο χωρισμός του σώματος σε πολλά στοιχεία μπορεί να αυξάνει την ακρίβεια αλλά καθιστά την ανάλυση πολύ αργή στην περίπτωση πολύπλοκων σωμάτων. Είναι λοιπόν αναγκαίο να υπάρχει μια ισορροπία ανάμεσα στην ακρίβεια και στον χρόνο υπολογισμού. Συνήθως αυτό επιτυγχάνεται με ελεγχόμενη διακριτοποίηση του σώματος, δηλαδή πυκνή διακριτοποίηση (μικρά στοιχεία) στα σημεία που έχουμε αυξημένες τάσεις (π.χ. εγκοπές) και αραιή διακριτοποίηση (μεγάλα στοιχεία) στις περιοχές που δεν μας ενδιαφέρουν ως προς την αντοχή του σώματος, δηλαδή εκεί που οι τάσεις είναι μικρές.

Δομή εμπορικών προγραμμάτων ΠΣ

Από την δεκαετία του 60 άρχισαν να αναπτύσσονται τα εμπορικά προγράμματα Πεπερασμένων Στοιχείων. Σήμερα τα προγράμματα αυτά μας δίνουν όχι μόνο τη δυνατότητα επίλυσης ενός προβλήματος αλλά συνήθως περιέχουν και γραφικά υποπρογράμματα, τα οποία μας δίνουν τη δυνατότητα σχεδιασμού της γεωμετρίας της

κατασκευής και την παρουσίαση των αποτελεσμάτων σε γραφική μορφή. Τα εμπορικά προγράμματα ΠΣ, όπως το πρόγραμμα ANSYS που χρησιμοποιήθηκε στην παρούσα εργασία, αποτελούνται από τα εξής τμήματα:

Προ-επεξεργαστής (Pre-processor):

- Καθορισμός των τύπων στοιχείων και των ιδιοτήτων των υλικών
- Κατασκευή της γεωμετρίας
- Διακριτοποίηση

Επίλυση

- Συνοριακές συνθήκες
- Φορτίσεις
- Επίλυση

Μετα-επεξεργαστής (Post-processor)

- Γραφικές απεικονίσεις της κατανομής των τάσεων, παραμορφώσεων, κλπ.
- Γραφική απεικόνιση της παραμόρφωσης του σώματος
- Εξαγωγή αποτελεσμάτων για μετέπειτα επεξεργασία

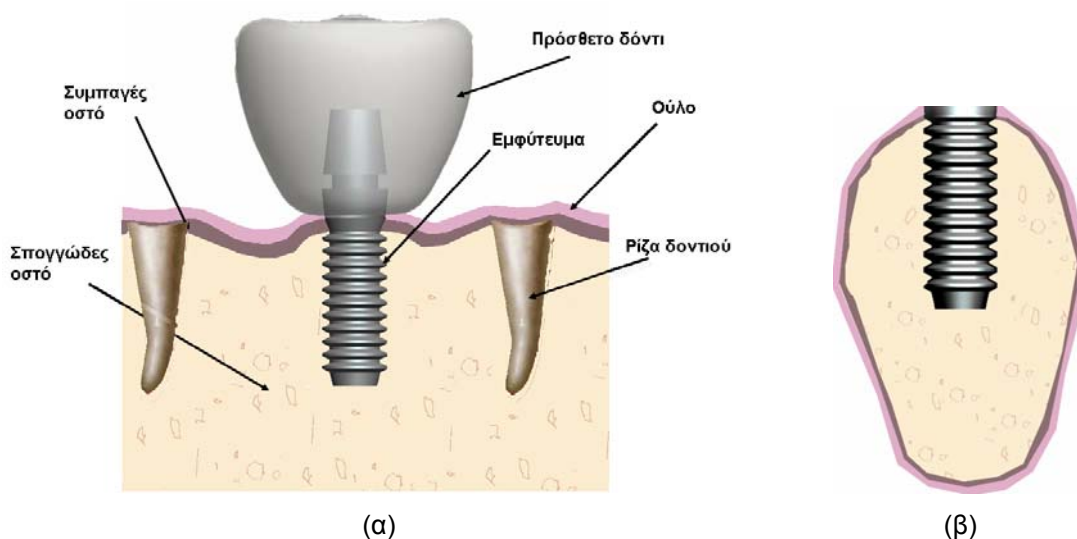
3.1. Γεωμετρία του συστήματος εμφύτευσης

Όπως αναφέρθηκε στο Κεφάλαιο 2, το σύστημα γνάθου-εμφυτεύματος μοντελοποιείται συνήθως είτε ως τρισδιάστατο είτε ως δισδιάστατο. Η τρισδιάστατη ανάλυση επιτρέπει την ακριβή μοντελοποίηση της γεωμετρίας, αλλά, λόγω μεγέθους του προβλήματος, ο υπολογισμός των τάσεων και παραμορφώσεων δεν είναι ακριβής. Η τυπική γεωμετρία της γνάθου φαίνεται στο Σχήμα 3.2. Το εμφύτευμα, ουσιαστικά, αντικαθιστά ένα φυσικό δόντι, όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.3. Η γνάθος αποτελείται από το σπογγώδες οστό και το συμπαγές οστό, ενώ το εμφύτευμα από το σπείρωμα (που αντικαθιστά τη ρίζα του δοντιού) και τη πρόσθεση. Η πρόσθεση και η βίδα επικάλυψης καθώς και η τυχόν εγκοπή που υπάρχει στο εμφύτευμα, δεν μοντελοποιείται καθώς δεν επηρεάζει τις μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις (Σχήμα 3.4). Στην εργασία αυτή η ανάλυση επικεντρώθηκε στη μελέτη της ρίζας του εμφυτεύματος και θεωρήθηκε ότι το περιβάλλον οστό έχει κυλινδρική μορφή. Η απλοποίηση αυτή έχει χρησιμοποιηθεί

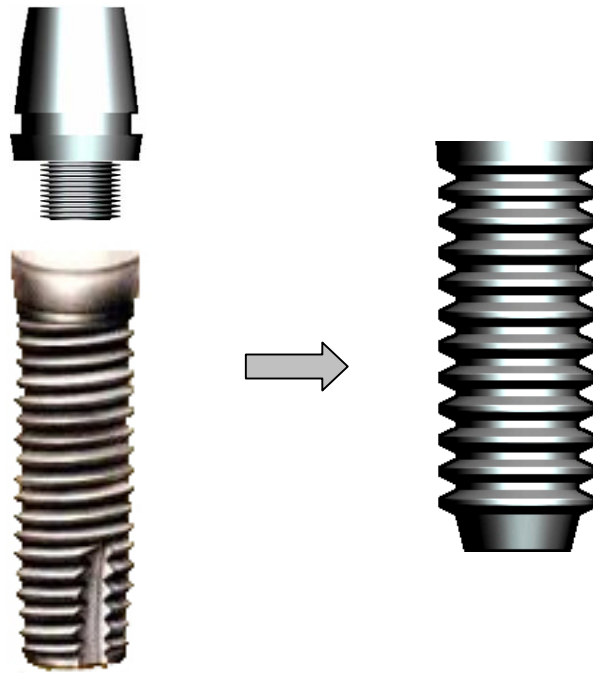
αρκετές φορές στη βιβλιογραφία και έχει το πλεονέκτημα ότι επιτρέπει πολύ πυκνή διακριτοποίηση στη περιοχή της σύνδεσης οστού-εμφυτεύματος και ακριβή μελέτη της επίδρασης των γεωμετρικών χαρακτηριστικών και των μηχανικών ιδιοτήτων στις μέγιστες αναπτυσσόμενες τάσεις. Λόγω της θεωρούμενης αξονοσυμμετρίας, είναι αρκετό να μοντελοποιηθεί μόνο μια γενέτειρα επιφάνεια της κυλινδρικής γεωμετρίας, όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.5. Οι αναλύσεις έγιναν για πλήρη σύνδεση μεταξύ εμφυτεύματος και σπογγώδους οστού (περιοχή οστεοενσωμάτωσης), ενώ η διεπιφάνεια συμπαγούς οστού και εμφυτεύματος μοντελοποιήθηκε είτε ως πλήρως συνδεδεμένη ή ως απλή επαφή με τριβή.



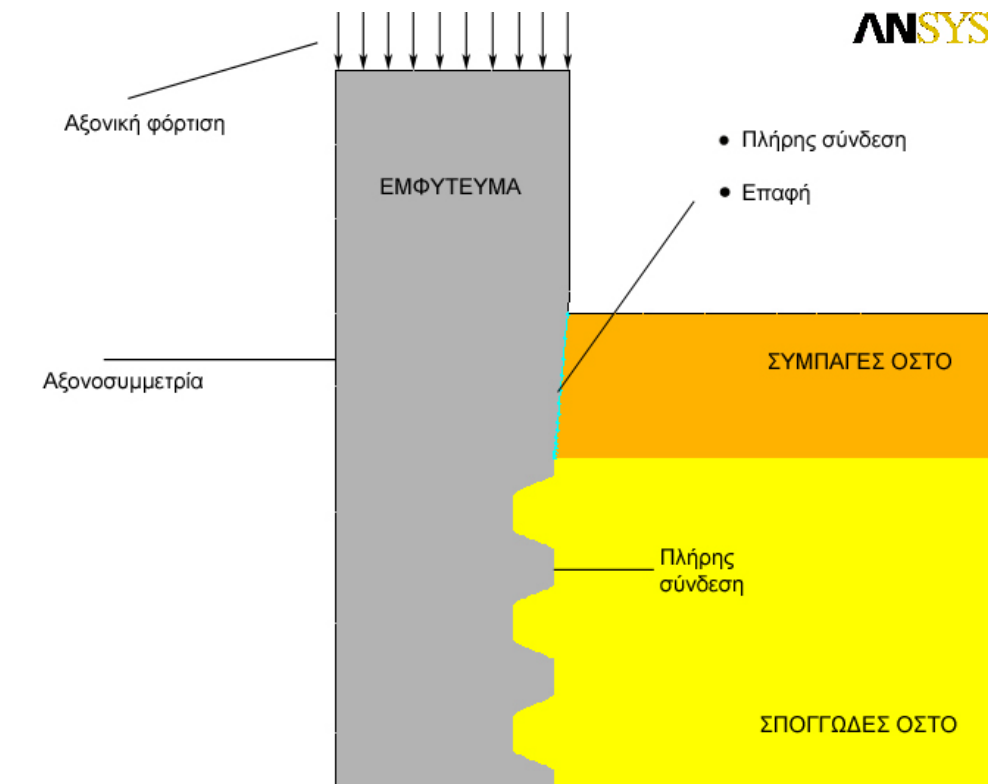
Σχήμα 3.2: Μορφολογία της κάτω γνάθου



Σχήμα 3.3: Σύστημα εμφύτευσης: (α) πρόοψη και (β) πλάγια όψη



Σχήμα 3.4: Απλοποίηση της γεωμετρίας του εμφυτεύματος



Σχήμα 3.5: Απλοποίηση της γεωμετρίας

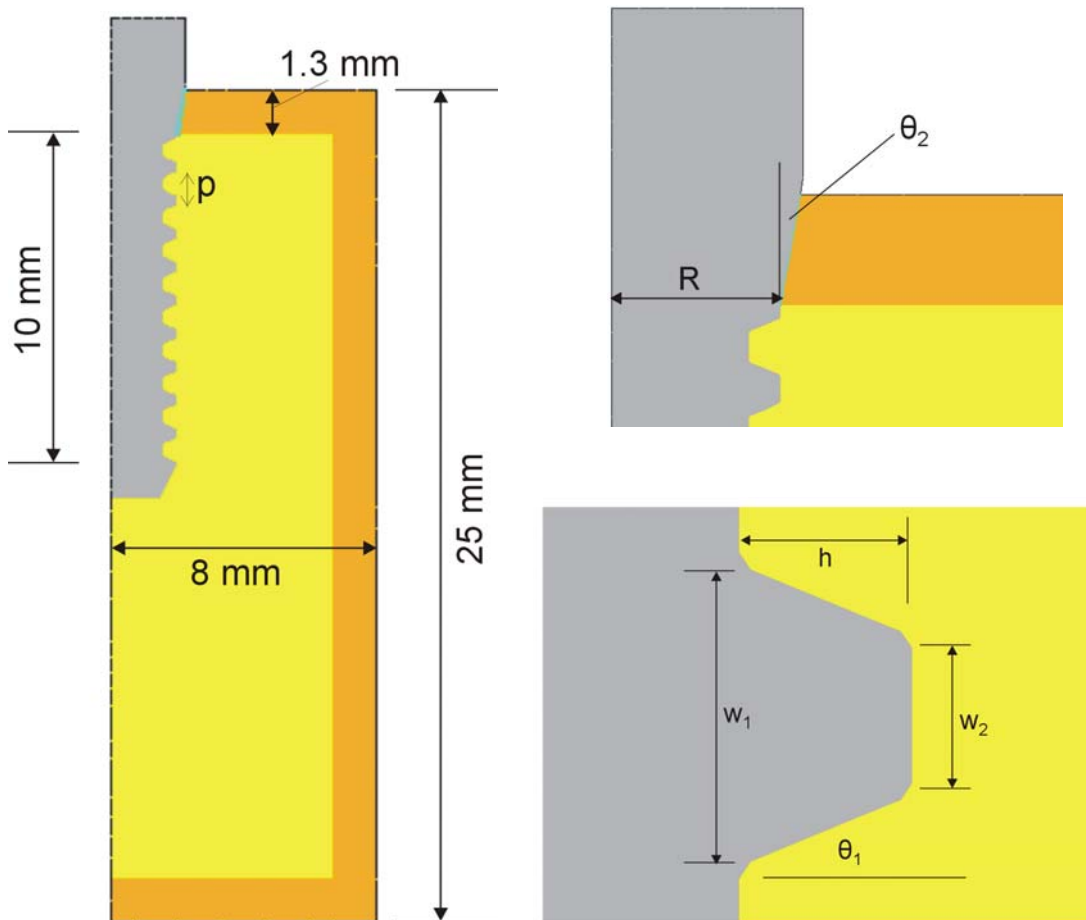
Η μοντελοποίηση του συστήματος εμφύτευσης ήταν πλήρως παραμετρική τόσο ως προς τα γεωμετρικά στοιχεία όσο και προς τις ιδιότητες των υλικών. Η μοντελοποίηση και η επίλυση πραγματοποιήθηκαν στο πρόγραμμα πεπερασμένων στοιχείων ANSYS [79]. Η παραμετρική φύση της ανάλυσης απαιτεί την ανάπτυξη κώδικα στη γλώσσα προγραμματισμού του ANSYS, ο οποίος παρουσιάζεται στο Παράρτημα. Παρακάτω αναφέρονται αναλυτικά οι παράμετροι που χρησιμοποιήθηκαν.

Συνιστώσες και γεωμετρικές παράμετροι

Οι συνιστώσες του συστήματος εμφύτευσης, όπως παρουσιάζονται στο Σχήμα 3.5, είναι το εμφύτευμα (τιτάνιο) και το οστό που αποτελείται από το συμπαγές και το σπογγώδες τμήμα. Οι κύριες γεωμετρικές παράμετροι παρουσιάζονται στο Σχήμα 3.6 και είναι: η ακτίνα του εμφυτεύματος R , η γωνία εμφυτεύματος-οστού θ_2 και τα χαρακτηριστικά της σπείρας, ύψος h , γωνία θ_1 και βήμα p . Τα πλάτη w_1 και w_2 καθορίζονται πλήρως από το βήμα, τη γωνία και το ύψος. Η ακτίνα και το ύψος της γνάθου θεωρήθηκαν σταθερά καθώς έχει βρεθεί ότι δεν επηρεάζουν τις τάσεις στις διεπιφάνειες. Το μήκος του εμφυτεύματος θεωρήθηκε σταθερό εκτός από την περίπτωση που εξετάζεται η επίδραση του βήματος του σπειρώματος.

Ιδιότητες υλικών και συντελεστής τριβής

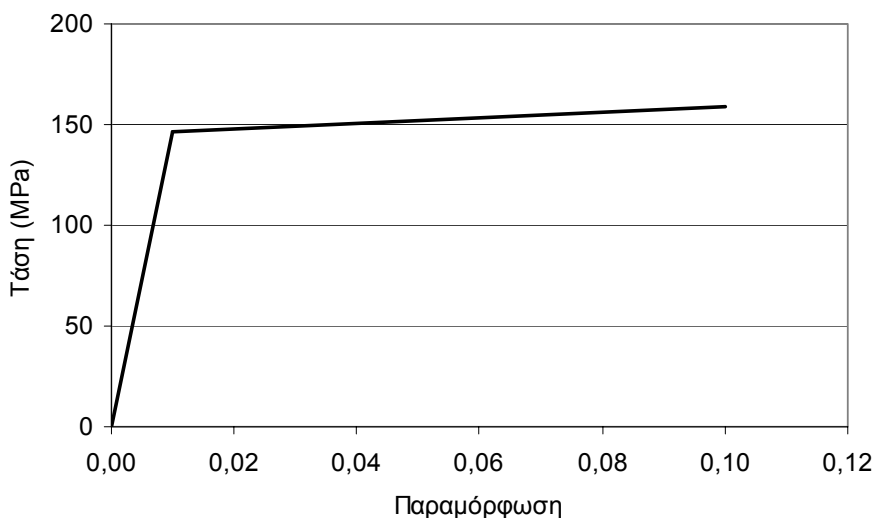
Το εμφύτευμα (τιτάνιο) μοντελοποιήθηκε ως ελαστικό και οι ιδιότητές του φαίνονται στον Πίνακα 3.1. Το συμπαγές οστό μοντελοποιήθηκε ως ελαστο-πλαστικό με μέτρο ελαστικότητας 14.6 GPa και τάση διαρροής 146 MPa [75]. Για τις ιδιότητες του σπογγώδους οστού έγινε παραμετρική ανάλυση ανάλογα με την πυκνότητά του. Οι ιδιότητες του οστού καθώς και οι καμπύλες τάσεων παραμορφώσεων που χρησιμοποιήθηκαν φαίνονται στον Πίνακα 3.1 και στα Σχήματα 3.7 και 3.8. Ο συντελεστής τριβής στη διεπιφάνεια εμφυτεύματος-σπογγώδους οστού θεωρήθηκε ως παράμετρος και το εύρος τιμών που χρησιμοποιήθηκε ήταν από 0 – 0.4 [64].



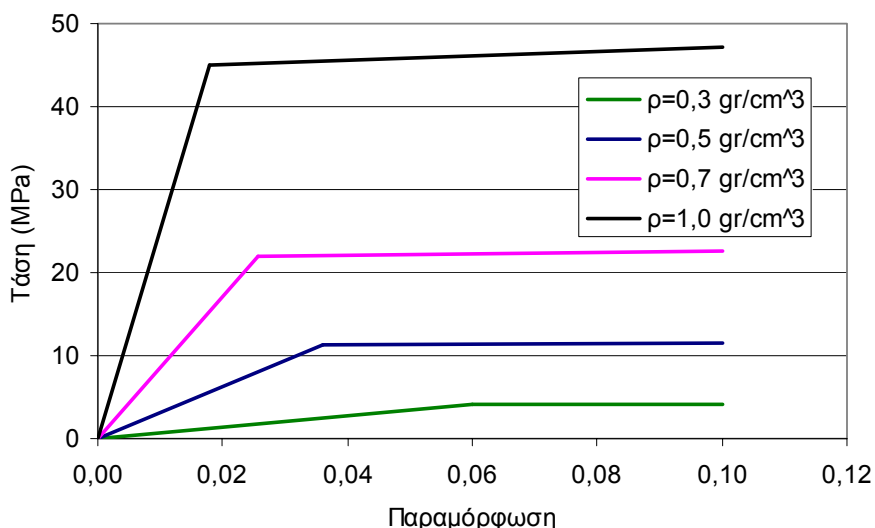
Σχήμα 3.6: Λεπτομέρειες της γεωμετρίας

Πίνακας 3.1: Ιδιότητες υλικών

ΥΛΙΚΟ	Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	Αντοχή (=διαρροή) (MPa)
Τιτάνιο (εμφύτευμα)	110	900
Συμπαγές οστό	14,6	146
Σπογγώδες οστό ($\rho = 0.3 \text{ gr/cm}^3$)	0,068	4,1
Σπογγώδες οστό ($\rho = 0.5 \text{ gr/cm}^3$)	0,313	11,3



Σχήμα 3.7: Καμπύλη τάσεων-παραμορφώσεων για το συμπαγές οστό



Σχήμα 3.8: Καμπύλες τάσεων-παραμορφώσεων για το σπογγώδες οστό

Παραμετρική διακριτοποίηση

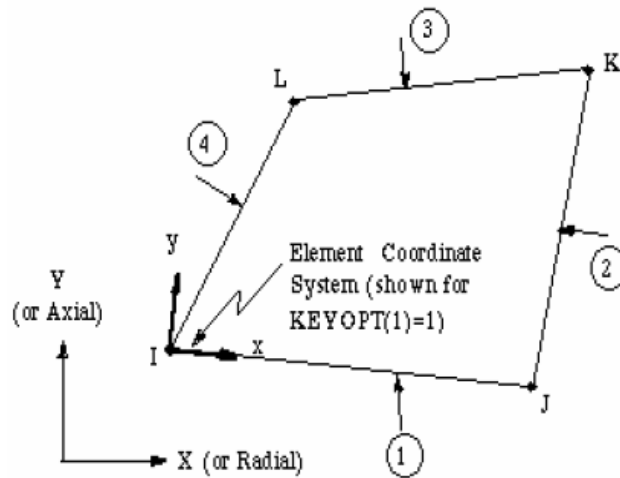
Για να βρούμε την κατάλληλη διακριτοποίηση, είναι αναγκαίο αρχικά να επιλύσουμε το μοντέλο για διαφορετικές πυκνότητες διακριτοποίησης. Στην εργασία αυτή, το μέγεθος των στοιχείων καθορίζεται σε όλα τα όρια του μοντέλου καθώς και στις διεπιφάνειες. Το μέγεθος καθορίζεται παραμετρικά, χρησιμοποιώντας μια μεταβλητή που ονομάζεται παράμετρος διακριτοποίησης. Φυσικά, στις περιοχές που αναμένονται οι μεγαλύτερες

τάσεις, το μέγεθος των στοιχείων είναι μικρότερο. Όσο μεγαλύτερη τιμή παίρνει η παράμετρος διακριτοποίησης, τόσο μικρότερα είναι τα στοιχεία. Η βέλτιστη τιμή της παραμέτρου καθορίζεται από την ισορροπία ακρίβειας και υπολογιστικού χρόνου και ο υπολογισμός της παρουσιάζεται στην ενότητα 3.2.

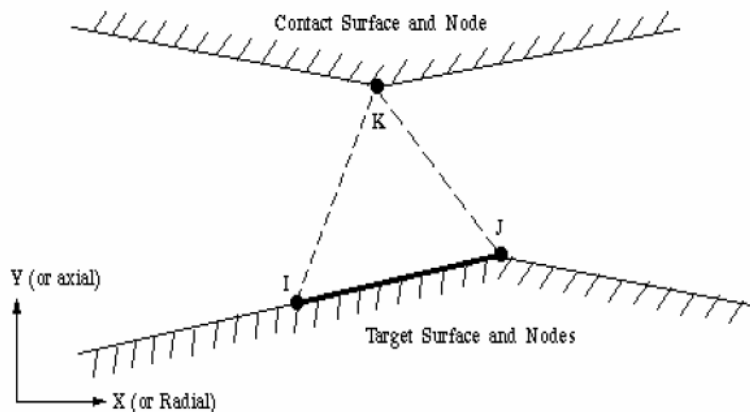
Τύποι στοιχείων

Για την μοντελοποίηση του εμφυτεύματος και του οστού χρησιμοποιήθηκε το επίπεδο στοιχείο PLANE42 του ANSYS, το οποίο φαίνεται στο Σχήμα 3.9. Το στοιχείο έχει τέσσερις κόμβους και τα δεδομένα εισόδου είναι το μέτρο ελαστικότητας (E) και ο λόγος του Poisson. Σε περίπτωση μη γραμμικής συμπεριφοράς, μπορεί να δοθεί και η καμπύλη τάσεων-παραμορφώσεων ως σειρά ευθύγραμμων τμημάτων.

Για την μοντελοποίηση των επαφών χρησιμοποιήθηκε το CONTACT48 στοιχείο κόμβου-επιφάνειας του ANSYS, του οποίου μια σχηματική αναπαράσταση φαίνεται στο Σχήμα 3.10. Το στοιχείο αυτό έχει και τη δυνατότητα μοντελοποίησης τριβής στις επιφάνειες επαφής. Ένα σημαντικό πρόβλημα στην εφαρμογή των στοιχείων επαφής είναι η επιλογή των τιμών της ορθής K_n και εγκάρσιας K_t δυσκαμψίας, οι οποίες καθορίζουν την σύγκλιση και ακρίβεια της λύσης του αλγόριθμου επαφής. Για την καλύτερη προσομοίωση των επαφών, οι τιμές αυτών των δυσκαμψιών απαιτείται να είναι πολύ μεγάλες. Ωστόσο, η χρήση πολύ μεγάλων τιμών για τα K_n και K_t οδηγούν σε μητρώα ολικής δυσκαμψίας με πολύ μικρούς και πολύ μεγάλους όρους και επομένως, σε αριθμητικά σφάλματα και απόκλιση του αλγόριθμου επαφής [79]. Από την άλλη μεριά, η χρήση μικρών τιμών των K_n και K_t οδηγεί σε σύγκλιση σε λάθος λύση, επιτρέποντας μεγάλες διεισδύσεις των επιφανειών επαφής καθώς και λανθασμένες εκτιμήσεις των περιοχών επαφής. Στην παρούσα εργασία, η τιμή για την ορθή δυσκαμψία K_n επιλέχθηκε από ελέγχους σύγκλισης. Με σημείο αναφοράς την δυσκαμψία του εμφυτεύματος (τιτάνιο), πραγματοποιήθηκαν τέσσερις διαφορετικές αναλύσεις του μοντέλου ΠΣ με διαφορετική τιμή του K_n (ανά μονάδα μήκους): 1%, 10%, 100% και 1000% του $E = 110 \text{ GPa}$, αντίστοιχα. Παρατηρήθηκε ότι τα αποτελέσματα συγκλίνουν για τιμές του K_n ίσες με το E . Η τιμή της εγκάρσιας δυσκαμψίας K_t , επιλέχθηκε ίση με 1.1 GN/m ($1/100$ του K_n), σύμφωνα με υποδείξεις του εγχειριδίου του ANSYS [79].



Σχήμα 3.9: Σχηματική αναπαράσταση του PLANE42 στοιχείου του ANSYS, [79]

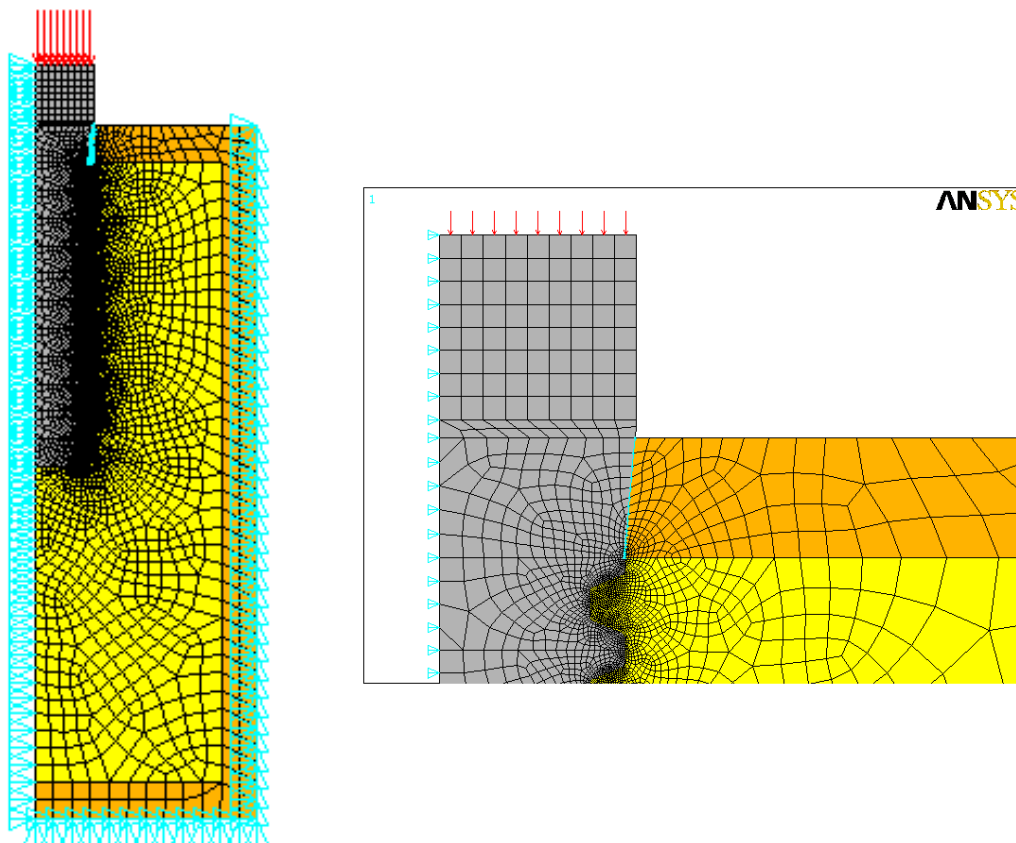


Σχήμα 3.10: Σχηματική αναπαράσταση του CONTACT48 στοιχείου του ANSYS, [79]

Φορτίσεις και συνοριακές συνθήκες

Ένα τυπικό μοντέλο για τη γεωμετρία του Σχήματος 3.5 φαίνεται στο επόμενο σχήμα (Σχήμα 3.11). Διακρίνονται οι συνοριακές συνθήκες οι οποίες είναι: αξονοσυμμετρία στον κατακόρυφο άξονα (οριζόντια ή ακτινική μετατόπιση ίση με το μηδέν) και πάκτωση στην κάτω και δεξιά επιφάνεια (όλες οι μετατοπίσεις είναι ίσες με το μηδέν). Η φόρτιση αναπαρίσταται με βέλη στην πάνω επιφάνεια του εμφυτεύματος. Τα γαλάζια

σημεία που διακρίνονται μεταξύ του εμφυτεύματος και του συμπαγούς οστού είναι τα στοιχεία επαφής.



(α)

(β)

Σχήμα 3.11: Τυπικό μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων
(α) συνολικό μοντέλο και (β) λεπτομέρεια

3.2. Τεστ σύγκλισης

Για την εύρεση της βέλτιστης πυκνότητας διακριτοποίησης του μοντέλου μας είναι αναγκαίο, αρχικά, να επιλύσουμε το μοντέλο για διαφορετικές πυκνότητες διακριτοποίησης, έτσι ώστε να αποφασίσουμε ποια είναι η βέλτιστη από πλευράς ακρίβειας και υπολογιστικού χρόνου. Η γεωμετρία που επιλέχθηκε για το τεστ σύγκλισης είναι για $h = 0,375 \text{ mm}$, $\theta_1 = 22,5^\circ$ και $\theta_2 = 5^\circ$. Οι τιμές αυτές επιλέχθηκαν γιατί είναι ο μέσος όρος των τιμών που χρησιμοποιούνται στη βιβλιογραφία για αυτές τις παραμέτρους, δηλαδή $0,25 - 0,5 \text{ mm}$ για το ύψος του σπειρώματος, $0 - 45^\circ$ για την

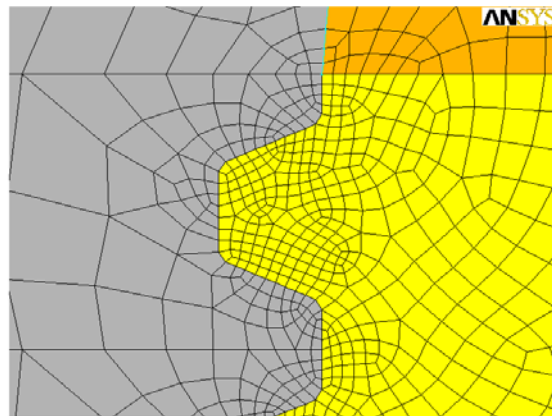
θ_1 και $0-10^\circ$ για την θ_2 . Το μοντέλο επιλύθηκε αρχικά με επαφή μεταξύ του εμφυτεύματος και του συμπαγούς οστού αλλά χωρίς τριβή με σκοπό την ελαχιστοποίηση του χρόνου επίλυσης. Η εφαρμοζόμενη δύναμη ήταν 100 N, η οποία είναι μια τυπική δύναμη που ασκείται στα φυσικά δόντια κατά τη μάσηση. Οι ιδιότητες του σπογγώδους οστού που χρησιμοποιήθηκαν ήταν αυτές για πυκνότητα $\rho = 0,5 \text{ gr/cm}^3$.

Στο Σχήμα 3.12 παρουσιάζονται τρεις από τις έξι πυκνότητες διακριτοποίησης που χρησιμοποιήθηκαν. Για περισσότερη ευκρίνεια παρουσιάζεται μόνο η άνω περιοχή του μοντέλου. Για την επιλογή της κατάλληλης πυκνότητας διακριτοποίησης, χρησιμοποιήθηκαν οι κατακόρυφες μετατοπίσεις των τριών συνιστωσών του μοντέλου (εμφύτευμα, συμπαγές και σπογγώδες οστό), καθώς και οι μέγιστες ισοδύναμες τάσεις στο σπογγώδες και στο συμπαγές οστό. Οι τάσεις στο εμφύτευμα βρέθηκαν πολύ μικρότερες της αντοχής του τιτανίου και δεν λαμβάνονται υπ' όψιν στην ανάλυση. Τα αποτελέσματα του τεστ σύγκλισης παρουσιάζονται παρακάτω.

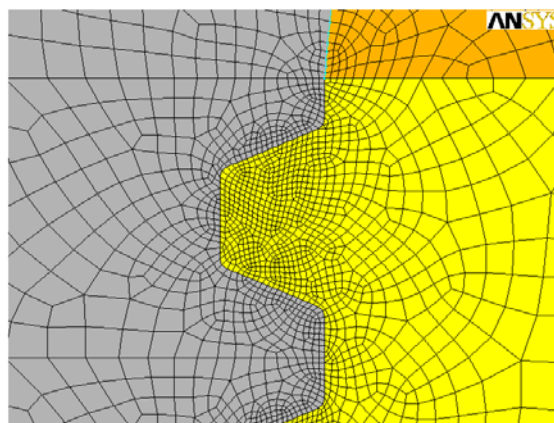
Στο Σχήμα 3.13 φαίνονται οι μέγιστες μετατοπίσεις ως συνάρτηση των βαθμών ελευθερίας του μοντέλου. Βαθμός ελευθερίας του μοντέλου ορίζεται το διπλάσιο του αριθμού των κόμβων, λόγω του ότι κάθε κόμβος έχει δύο βαθμούς ελευθερίας δηλαδή την οριζόντια και κατακόρυφη μετατόπισή του. Όπως φαίνεται στο σχήμα, οι τιμές και των τριών μετατοπίσεων έχουν αυξητική τάση μέχρι τους 30.000 βαθμούς ελευθερίας και μετά συγκλίνουν σε μια καθορισμένη τιμή. Το ίδιο ακριβώς ισχύει και για τις αναπτυσσόμενες τάσεις στο σπογγώδες οστό στην περιοχή του σπειρώματος, όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.14. Αντίθετα η μέγιστη τάση στο σπογγώδες και στο συμπαγές οστό (Σχήμα 3.15) δεν συγκλίνει σε μια συγκεκριμένη τιμή και αυξάνει συνεχώς. Στα επόμενα σχήματα θα συζητηθεί ο λόγος της παρατηρούμενης συμπεριφοράς.

Στο σχήμα 3.16 φαίνεται η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων στην περιοχή της επαφής μεταξύ εμφυτεύματος και συμπαγούς οστού, καθώς και η παραμορφωμένη γεωμετρία (για περισσότερη ευκρίνεια οι παραμορφώσεις είναι σε κλίμακα 75:1). Η κατανομή των ισοδύναμων τάσεων για το σπογγώδες οστό φαίνεται στο σχήμα 3.17. Είναι φανερό ότι η μέγιστη συγκέντρωση τάσεων παρουσιάζεται στο κάτω σημείο της επαφής. Η τάση στο σημείο αυτό είναι συγκεντρωμένη σε μία πολύ μικρή περιοχή λόγω της γεωμετρικής ανωμαλίας που οφείλεται στην επαφή τριών υλικών με διαφορετικά μέτρα ελαστικότητας. Πιθανολογείται ότι στο σημείο αυτό η θεωρητική τιμή

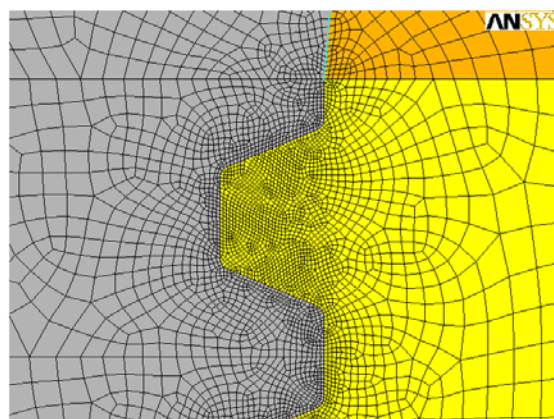
της τάσης είναι άπειρη. Το γεγονός αυτό δεν μας επιτρέπει να χρησιμοποιήσουμε τις τιμές των τάσεων στο σημείο αυτό ως κριτήριο για την επιλογή της κατάλληλης διακριτοποίησης.



(α)

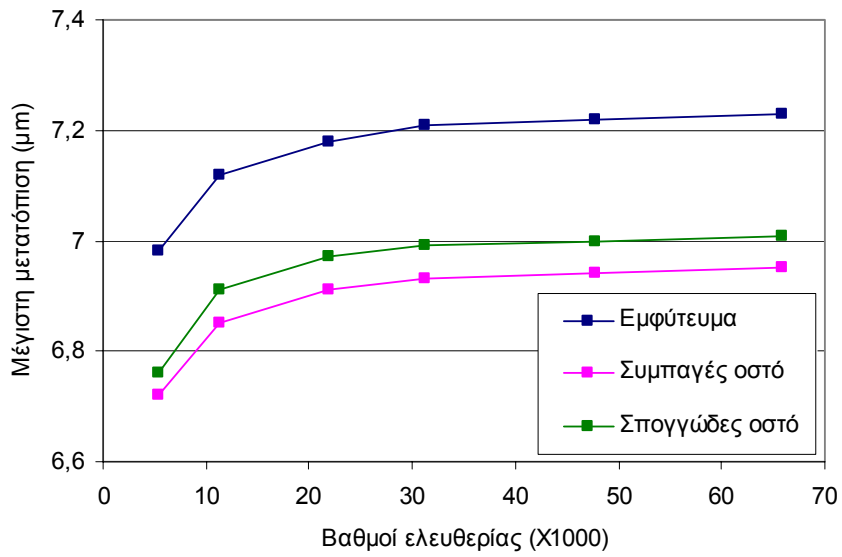


(β)

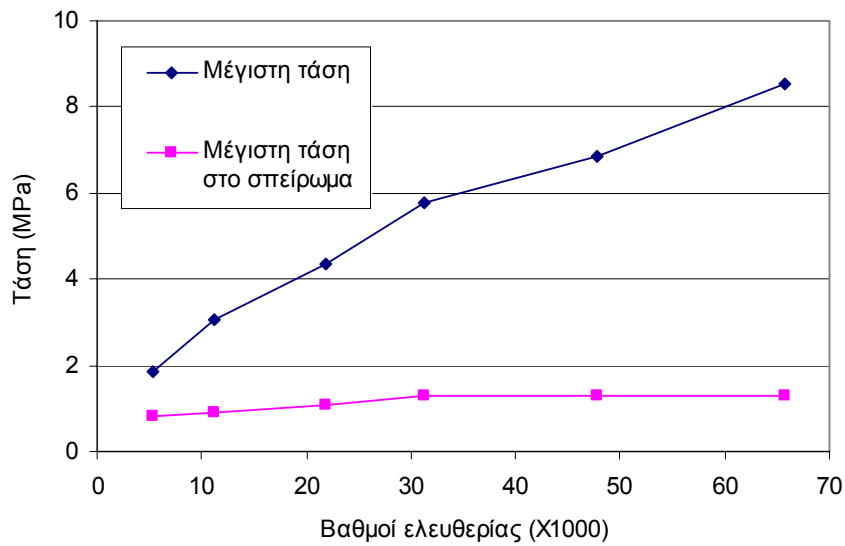


(γ)

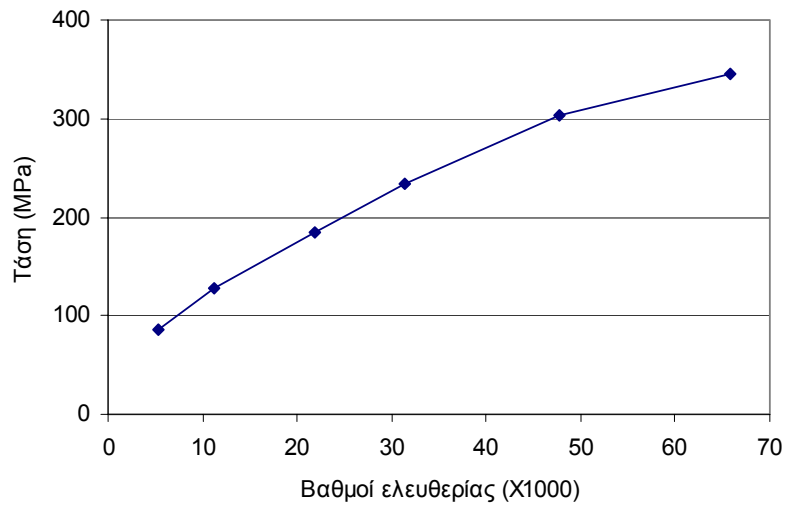
Σχήμα 3.12: Διαφορετικές πυκνότητες διακριτοποίησης:
(α) 5637, (β) 15649 και (γ) 32902 κόμβοι



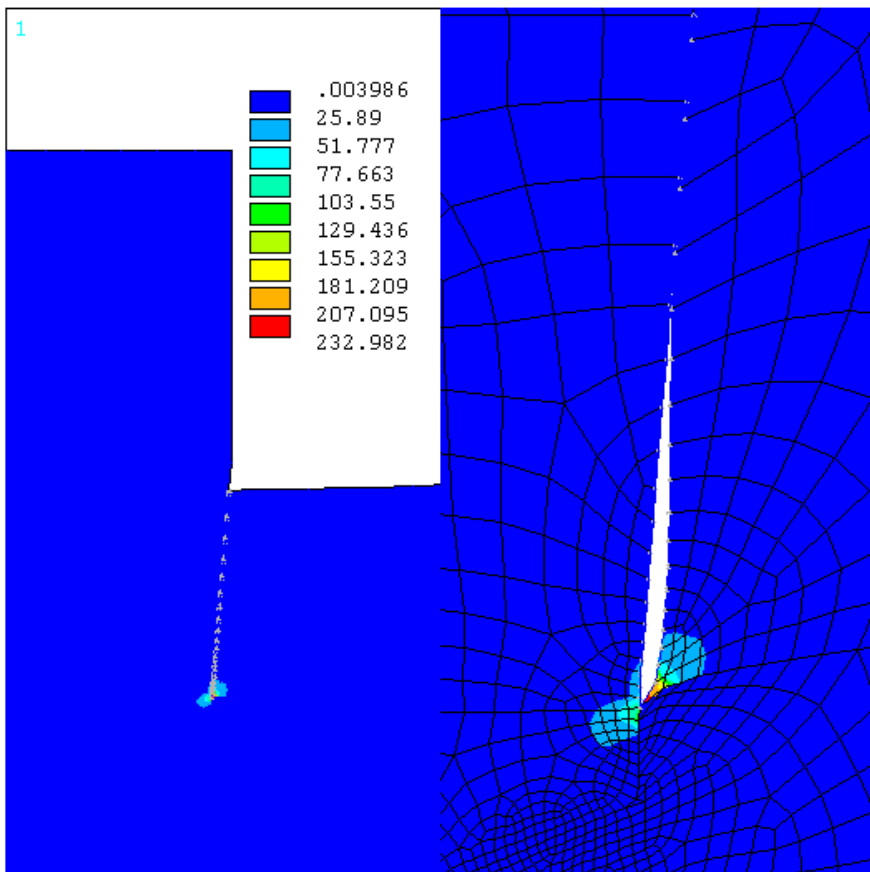
Σχήμα 3.13: Μέγιστη μετατόπιση συναρτήσει των βαθμών ελευθερίας



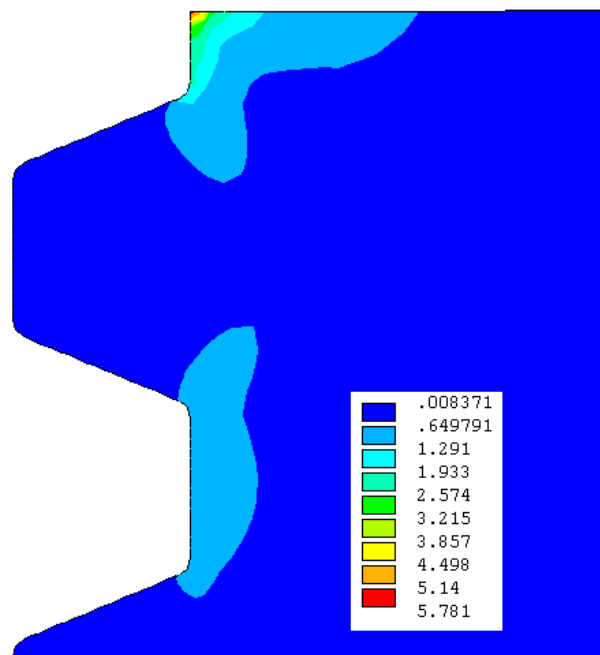
Σχήμα 3.14: Μέγιστη τάση στο σπογγώδες οστό συναρτήσει των βαθμών ελευθερίας



Σχήμα 3.15: Μέγιστη τάση στο συμπαγές οστό συναρτήσει των βαθμών ελευθερίας



Σχήμα 3.16: Κατανομή ισοδύναμης τάσης στην περιοχή της επαφής

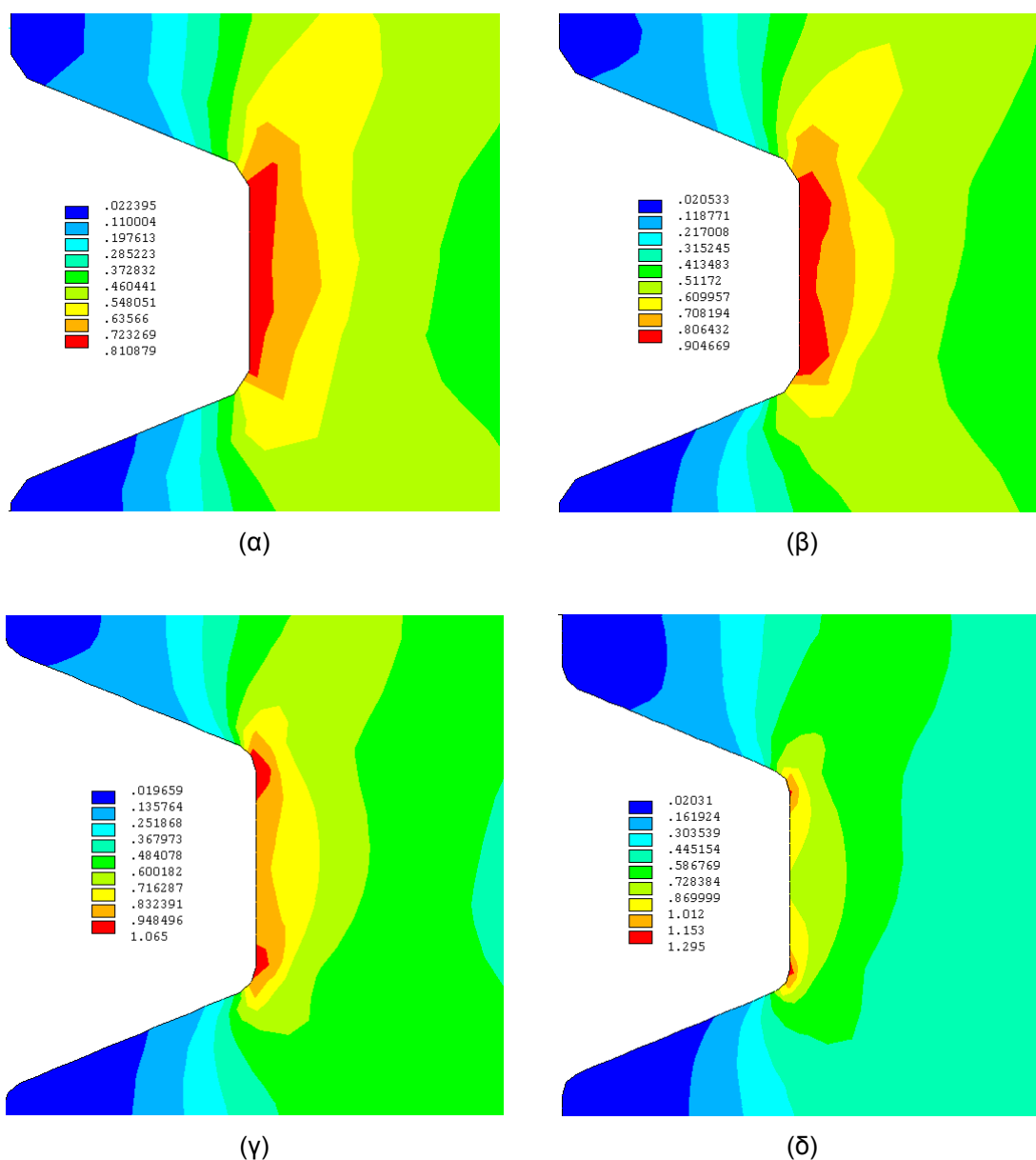


Σχήμα 3.17: Κατανομή ισοδύναμης τάσης στην περιοχή της επαφής (σπογγώδες οστό)

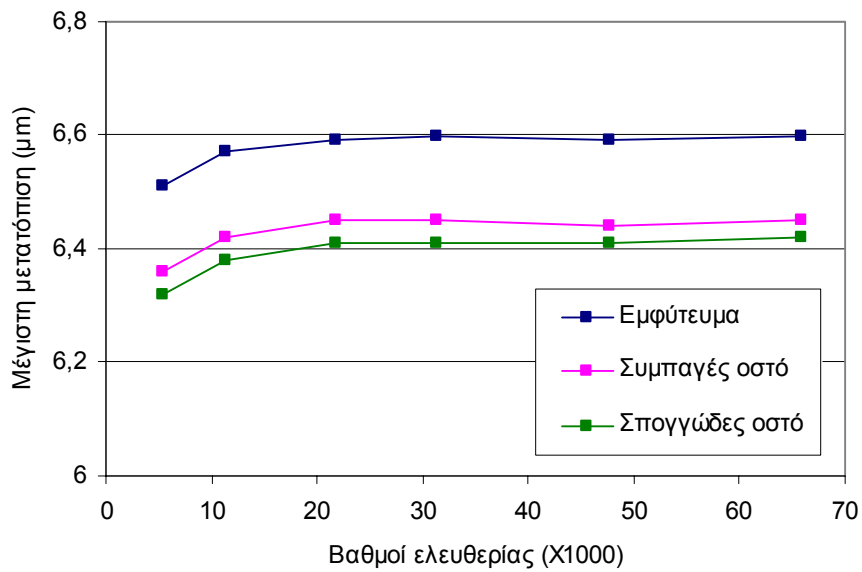
Η μεταβολή της ισοδύναμης τάσης στην περιοχή του σπειρώματος (σπογγώδες οστό) όπως υπολογίστηκε για μικρές τιμές των βαθμών ελευθερίας (Σχήμα 3.14), μπορεί να εξηγηθεί με τα αποτελέσματα του Σχήματος 3.18, όπου παρουσιάζονται οι κατανομές τις ισοδύναμης τάσης για τιμές της παραμέτρου διακριτοποίησης από 1 έως 4. Στην περίπτωση αραιής διακριτοποίησης η καμπυλότητα στις γωνίες του σπειρώματος, μοντελοποιείται με μικρό αριθμό ευθύγραμμων τμημάτων και με τον τρόπο αυτό δεν υπολογίζεται σωστά η συγκέντρωση τάσεων στα σημεία αυτά (Σχήματα 3.18(α) και (β)). Για την περίπτωση πυκνής διακριτοποίησης συμβαίνει ακριβώς το αντίθετο (Σχήματα 3.18 (γ) και(δ)).

Για να αποφύγουμε τη γεωμετρική ανωμαλία που δημιουργείται λόγω της επαφής αναλύθηκε το ίδιο πρόβλημα αλλά θεωρώντας τέλεια σύνδεση μεταξύ εμφυτεύματος και συμπαγούς οστού. Στο Σχήμα 3.19 φαίνονται οι μέγιστες μετατοπίσεις ως συνάρτηση των βαθμών ελευθερίας του μοντέλου. Όπως φαίνεται στο σχήμα, οι τιμές και των τριών μετατοπίσεων έχουν αυξητική τάση μέχρι τους 30.000 βαθμούς ελευθερίας και μετά συγκλίνουν σε μια καθορισμένη τιμή. Το ίδιο ακριβώς ισχύει και για τις αναπτυσσόμενες τάσεις στο σπογγώδες οστό, όπως φαίνεται στο Σχήμα 3.20. Οι τάσεις στο συμπαγές οστό δεν συγκλίνουν με την ίδια ταχύτητα (Σχήμα 3.21), εντούτοις, οι τάσεις στο συμπαγές οστό δεν επηρεάζουν σημαντικά τη συμπεριφορά

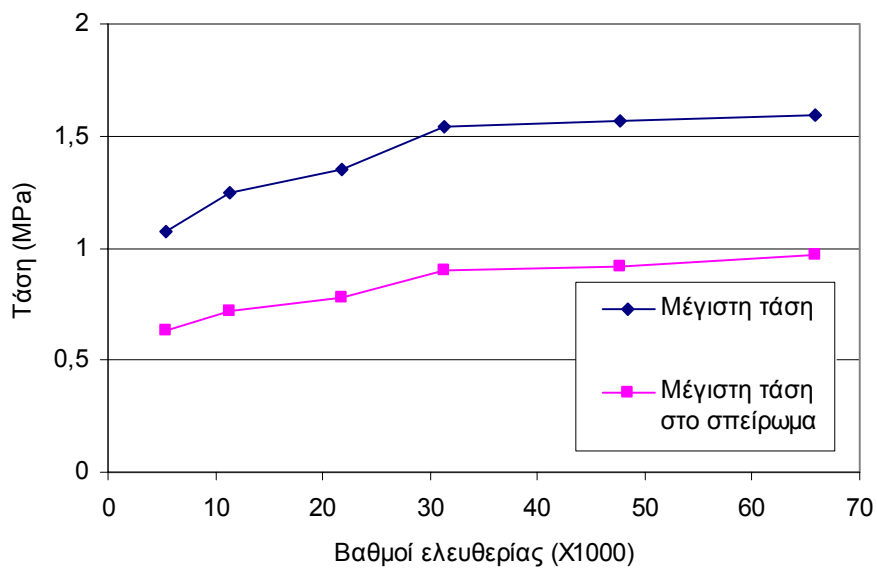
του εμφυτεύματος. Οι παραπάνω παρατηρήσεις μας καταδεικνύουν ότι η κατάλληλη διακριτοποίηση για να έχουμε μια σχετική ισορροπία ανάμεσα στην ακρίβεια της λύσης και στον απαιτούμενο υπολογιστικό χρόνο είναι η διακριτοποίηση που φαίνεται στο Σχήμα 3.12(β). Σχετικά με τον τρόπο παραμετρικής μοντελοποίησης που περιγράφηκε παραπάνω, η διακριτοποίηση αυτή αντιστοιχεί στην τιμή της παραμέτρου διακριτοποίησης ίσης με 4.



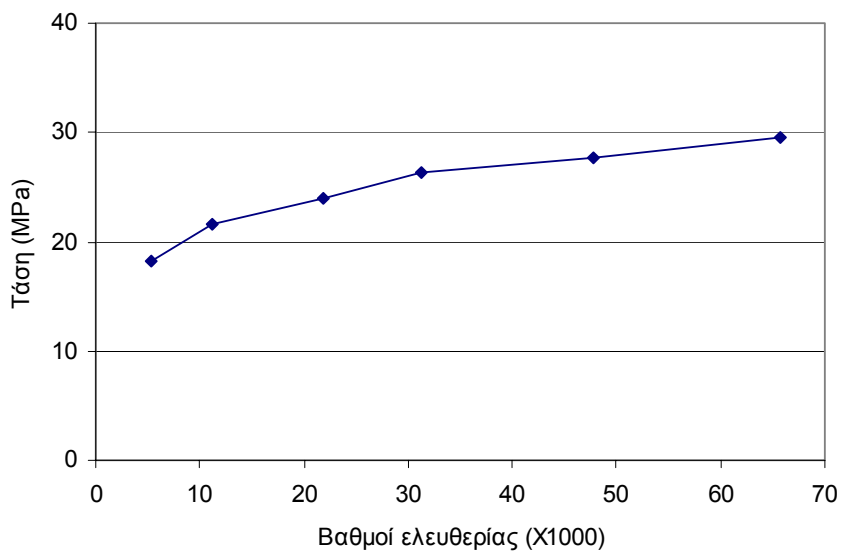
Σχήμα 3.18: Κατανομή ισοδύναμης τάσης στην περιοχή του σπειρώματος:
Παράμετρος διακριτοποίησης= (α) 1, (β) 2, (γ) 3 και (δ) 4



Σχήμα 3.19: Μέγιστη μετατόπιση συναρτήσει των βαθμών ελευθερίας

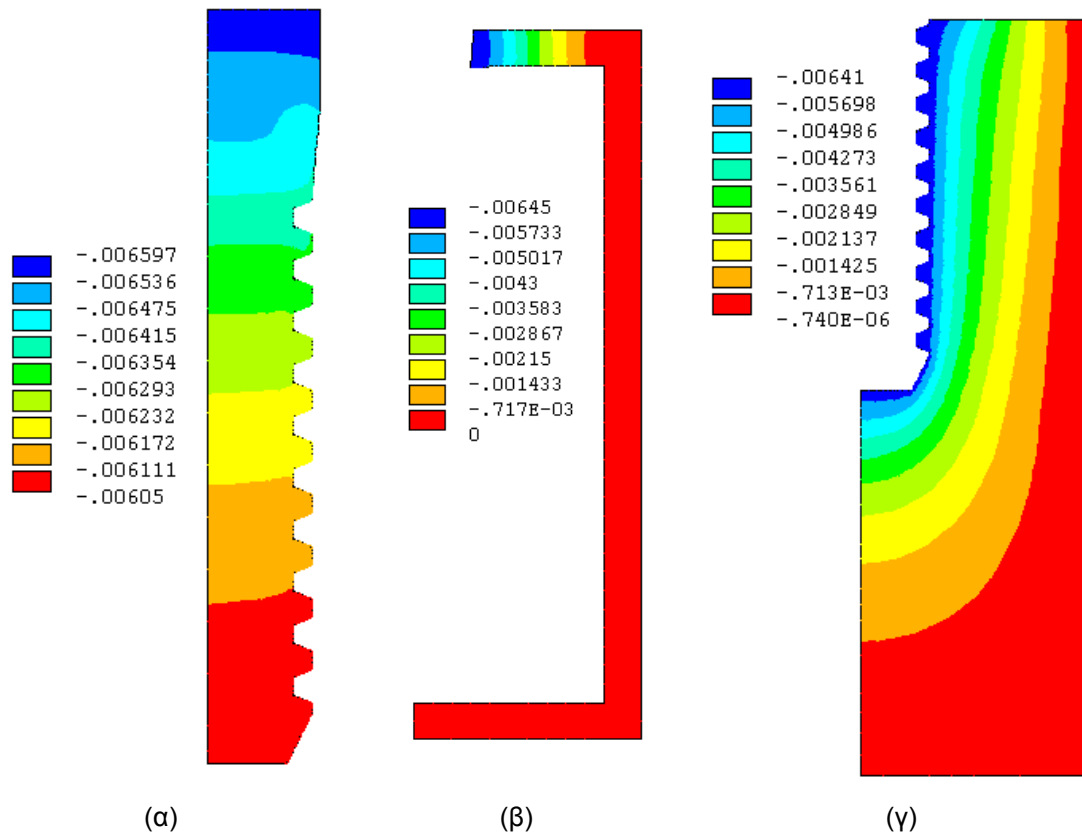


Σχήμα 3.20: Μέγιστη τάση στο σπογγώδες οστό συναρτήσει των βαθμών ελευθερίας



Σχήμα 3.21: Μέγιστη τάση στο συμπαγές οστό συναρτήσει των βαθμών ελευθερίας

Στα επόμενα σχήματα (Σχήμα 3.22) παρουσιάζονται οι κατανομές των κατακόρυφων μετατοπίσεων σε όλες τις συνιστώσες του συστήματος εμφύτευσης. Η κατανομή αυτή είναι ομοιόμορφη στην περίπτωση του εμφυτεύματος εκτός από την περιοχή της σύνδεσης με το συμπαγές οστό. Αντίθετα, στην περίπτωση του οστού, οι μέγιστες τιμές των μετατοπίσεων εμφανίζονται στην περιοχή της επαφής (σύνδεσης) με το εμφύτευμα και μειώνονται πολύ γρήγορα σε απόσταση από αυτό.



Σχήμα 3.22: Κατανομή των κατακόρυφων μετατοπίσεων για τιμή της παραμέτρου διακριτοποίησης =4: (α) εμφύτευμα, (β) συμπαγές οστό και (γ) σπογγώδες οστό

4. ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ ΑΝΑΛΥΣΕΩΝ

Στο κεφάλαιο αυτό παρουσιάζονται τα αποτελέσματα των αναλύσεων του οδοντικού εμφυτεύματος με τη μέθοδο των Πεπερασμένων Στοιχείων (ΜΠΣ). Συγκεκριμένα εξετάζεται η επίδραση της φόρτισης, των γεωμετρικών παραμέτρων και των ιδιοτήτων των υλικών και των διεπιφανειών στις αναπτυσσόμενες τάσεις και μετατοπίσεις. Λόγω του πλήθους των μεταβλητών που εξετάζονται, θεωρήθηκε αναγκαίο να οριστούν κάποιες τιμές αναφοράς για όλες τις μεταβλητές. Όταν εξετάζεται η επίδραση μιας μεταβλητής, οι άλλες μεταβλητές έχουν τη τιμή αναφοράς, εκτός από λίγες περιπτώσεις που αναφέρεται διαφορετικά. Οι τιμές αναφοράς για τις μεταβλητές παρουσιάζονται στον Πίνακα 4.1. Οι γεωμετρικές μεταβλητές έχουν οριστεί στο Σχήμα 3.6.

Πίνακας 4.1: Τιμές αναφοράς για τις μεταβλητές

ΜΕΤΑΒΛΗΤΗ	Τιμή αναφοράς
Φόρτιση	$F = 100 \text{ N}$
Πυκνότητα σπογγώδους οστού	$\rho = 0.5 \text{ gr/cm}^3$
Συντελεστής τριβής	$\mu = 0.2$
Ακτίνα εμφυτεύματος	$R = 2 \text{ mm}$
Βήμα σπειρώματος	$p = 1 \text{ mm}$
Ύψος σπειρώματος	$h = 0,375 \text{ mm}$
Γωνία σπειρώματος	$\theta_1 = 22,5^\circ$
Γωνία εμφυτεύματος	$\theta_2 = 5^\circ$

Οι τιμές των τάσεων που θα παρουσιαστούν στις επόμενες ενότητες αναφέρονται στις ισοδύναμες τάσεις (von-Mises) σε τρεις κρίσιμες περιοχές του συστήματος εμφύτευσης όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.1. Η πιο κρίσιμη περιοχή (κόκκινος κύκλος) είναι εκεί που συνδέονται και οι τρεις συνιστώσες, δηλαδή το εμφύτευμα, το συμπαγές οστό και το σπογγώδες οστό. Στη περιοχή αυτή εμφανίζονται οι μέγιστες τάσεις. Οι άλλες δύο περιοχές (πράσινοι κύκλοι) είναι η περιοχή του σπειρώματος για το σπογγώδες οστό και η άνω περιοχή επαφής για το συμπαγές οστό.



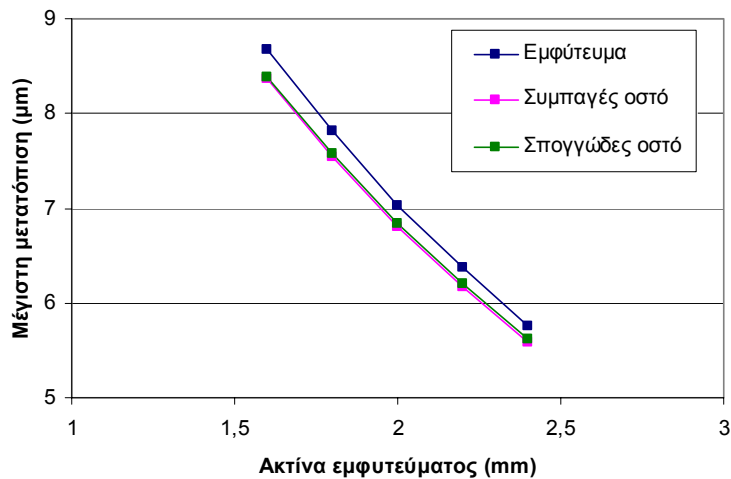
Σχήμα 4.1: Περιοχές που παρουσιάζουν υψηλές τάσεις

4.1. Επίδραση γεωμετρικών παραμέτρων

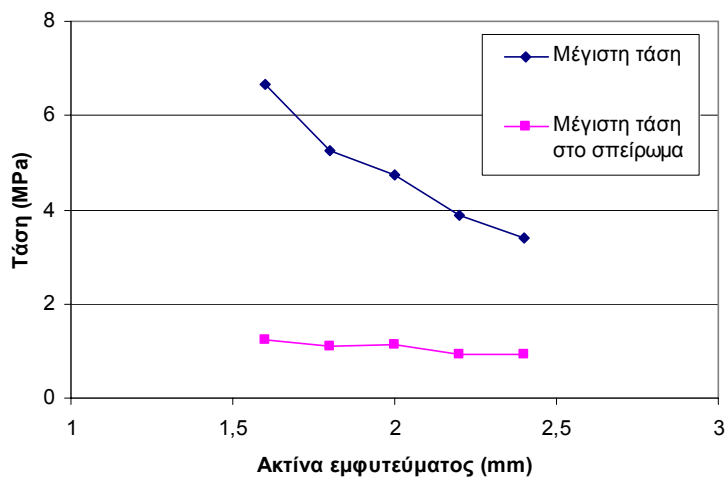
Ακτίνα εμφυτεύματος

Μελετήθηκε η επίδραση της τιμής της ακτίνας του εμφυτεύματος στις αναπτυσσόμενες τάσεις και μετατοπίσεις. Το εύρος των τιμών που εξετάστηκε ήταν από 1.6 έως 2.4 mm, οι οποίες είναι τυπικές τιμές των εμφυτευμάτων. Οι κατακόρυφες μετατοπίσεις συναρτήσει της ακτίνας του εμφυτεύματος παρουσιάζονται στο Σχήμα 4.2. Οι μετατοπίσεις μειώνονται γραμμικά με την ακτίνα και οι τιμές τους κυμαίνονται από 8.7 έως 5.6 μm . Ο λόγος της συμπεριφοράς αυτής είναι ότι με την αύξηση της ακτίνας αυξάνει σημαντικά η επιφάνεια επαφής και άρα και η δυσκαμψία του συστήματος. Η ίδια μείωση παρατηρείται και στις μέγιστες τάσεις στο σπογγώδες οστό ενώ οι τάσεις στην περιοχή του σπειρώματος δεν επηρεάζονται σημαντικά (Σχήμα 4.3). Οι τάσεις στο συμπαγές οστό δεν μειώνονται σημαντικά για τιμές της ακτίνας έως 2.2 mm (Σχήμα 4.4), λόγω της διαρροής του συμπαγούς οστού για τιμές της ακτίνας μικρότερες από 2.2 mm. Μπορούμε να συμπεράνουμε ότι η αύξηση της ακτίνας του εμφυτεύματος δρα

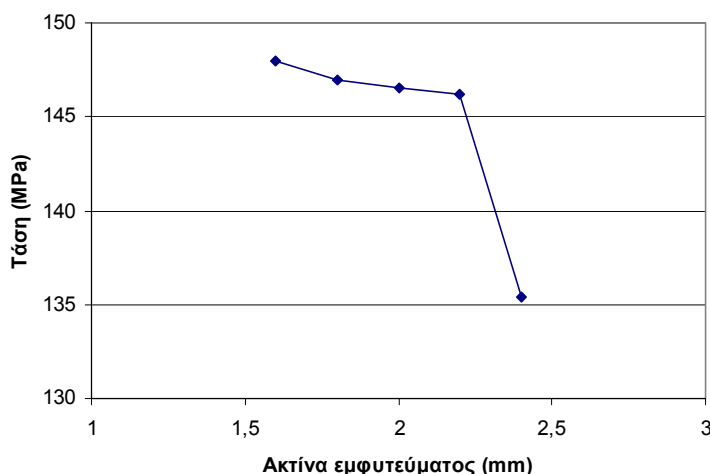
ευεργετικά ως προς τις τάσεις και μετατοπίσεις. Εντούτοις, υπάρχει περιορισμός λόγω της επίδρασης των διπλανών δοντιών ή εμφυτευμάτων.



Σχήμα 4.2: Μετατοπίσεις συναρτήσει της ακτίνας του εμφυτεύματος



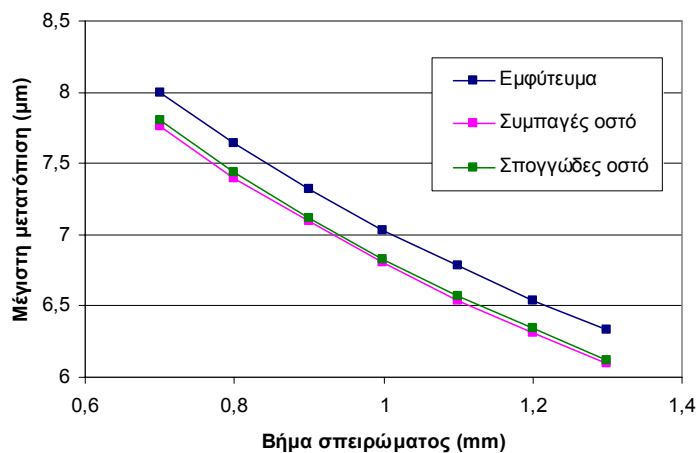
Σχήμα 4.3: Τάσεις στο σπογγώδες οστό συναρτήσει της ακτίνας του εμφυτεύματος



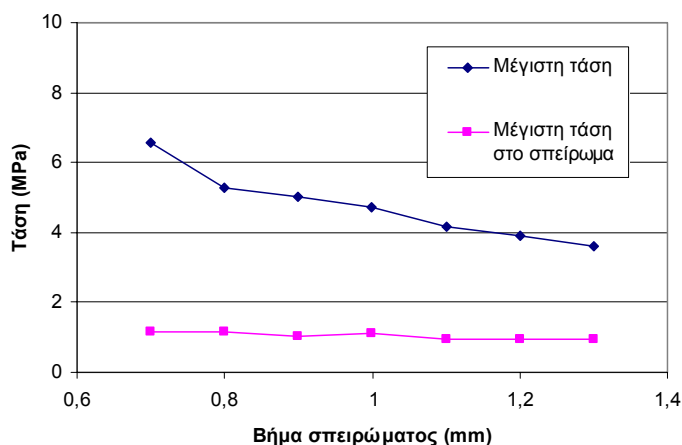
Σχήμα 4.4: Τάσεις στο συμπαγές οστό συναρτήσει της ακτίνας του εμφυτεύματος

Βήμα σπειρώματος

Η επίδραση του βήματος του σπειρώματος στις μετατοπίσεις φαίνεται στο Σχήμα 4.5. Πρέπει να σημειωθεί ότι ο αριθμός των σπειρών θεωρήθηκε σταθερός και άρα η αλλαγή του βήματος σημαίνει και αλλαγή του μήκους του εμφυτεύματος. Παρατηρούμαι ότι η αύξηση του βήματος του σπειρώματος μειώνει σημαντικά τις μετατοπίσεις. Η μέγιστη τάση στο σπογγώδες οστό μειώνεται ενώ η τάση στη περιοχή του σπειρώματος δεν επηρεάζεται σημαντικά (Σχήμα 4.6). Παρατηρήθηκε επίσης ότι δεν επηρεάζονται σχεδόν καθόλου οι τάσεις στο συμπαγές οστό.



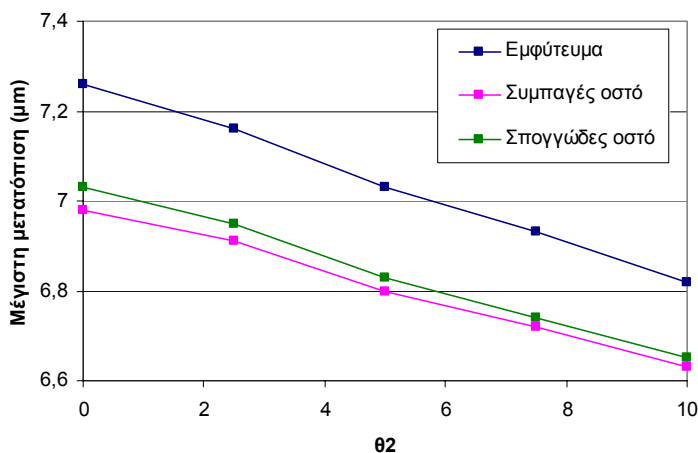
Σχήμα 4.5: Μετατοπίσεις συναρτήσει του βήματος του σπειρώματος



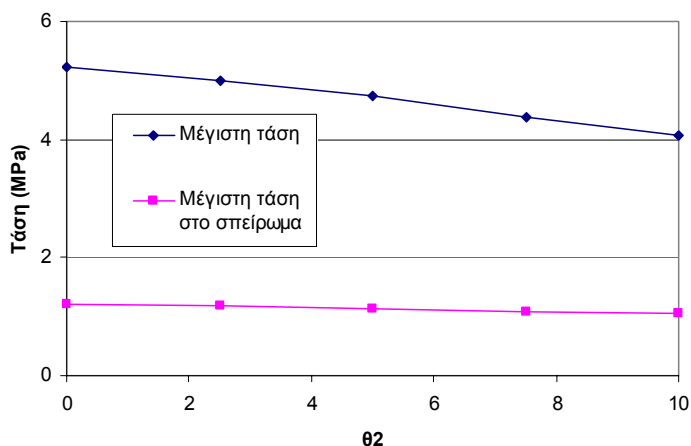
Σχήμα 4.6: Τάσεις στο σπογγώδες οστό συναρτήσει του βήματος του σπειρώματος

Γωνία εμφυτεύματος

Η γωνία του εμφυτεύματος θ_2 βρέθηκε ότι δεν επιδρά σημαντικά στις αναπτυσσόμενες τάσεις και μετατοπίσεις. Ο κύριος λόγος είναι ότι η επίδραση περιορίζεται στην περιοχή με τη μέγιστη τάση και επομένως οι αλλαγές είναι αναλογικά μικρές. Οι μετατοπίσεις συναρτήσει της γωνίας του εμφυτεύματος παρουσιάζονται στο Σχήμα 4.7 και οι τάσεις στο σπογγώδες οστό στο Σχήμα 4.8. Παρατηρούμε ότι οι μετατοπίσεις μειώνονται μόνο κατά 5% και οι μέγιστες τάσεις στο σπογγώδες οστό κατά 25%. Στις επόμενες ενότητες θα δειχθεί ότι η γωνία του εμφυτεύματος είναι σημαντική σε σχέση με την αύξηση του φορτίου.



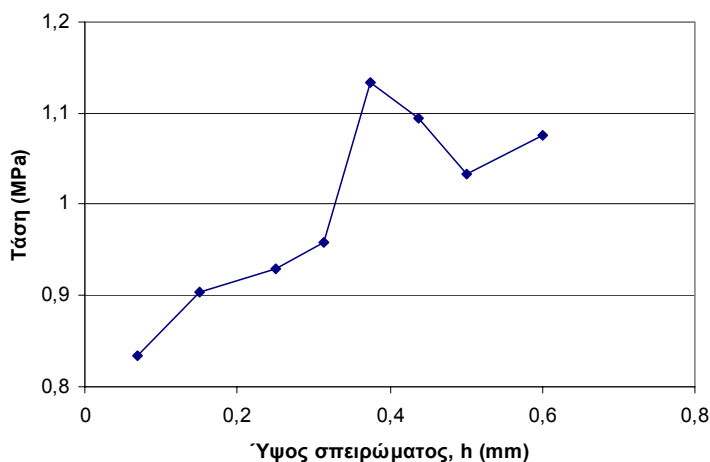
Σχήμα 4.7: Μετατοπίσεις συναρτήσει της γωνίας του εμφυτεύματος



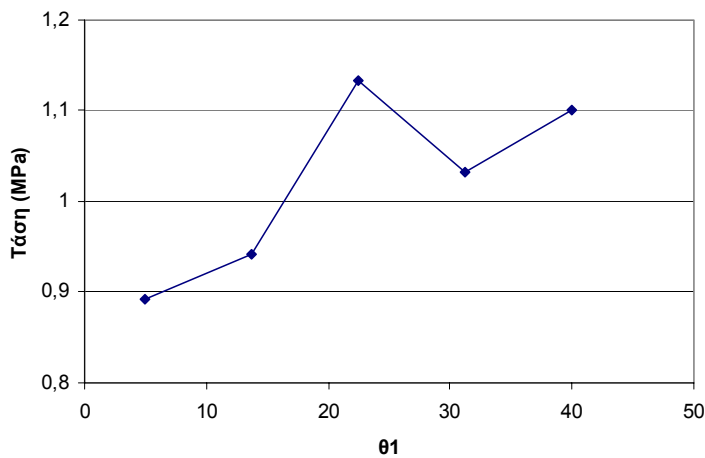
Σχήμα 4.8: Τάσεις στο σπογγώδες οστό συναρτήσει της γωνίας του εμφυτεύματος

Χαρακτηριστικά σπειρώματος

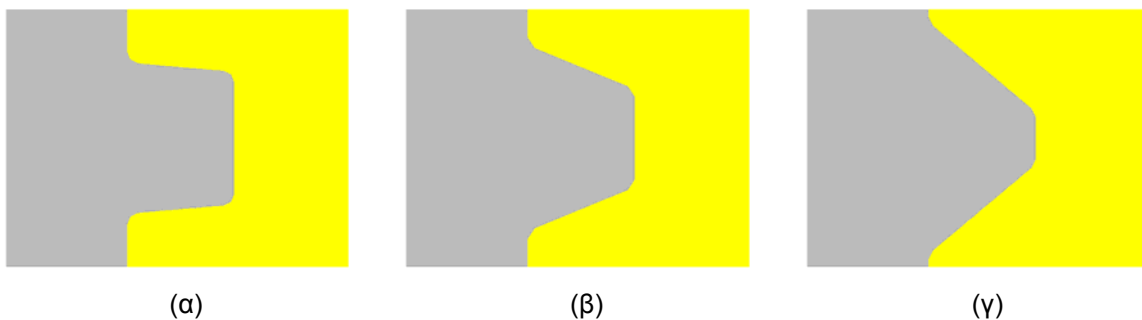
Οι παράμετροι που καθορίζουν τη γεωμετρία του σπειρώματος είναι το ύψος h και η γωνία θ_1 . Παρατηρήθηκε ότι οι παράμετροι αυτοί επηρεάζουν σημαντικά μόνο τις τάσεις στην περιοχή του σπειρώματος. Η επίδραση του ύψους φαίνεται στο Σχήμα 4.9, ενώ της γωνίας στο Σχήμα 4.10. Τρεις γεωμετρίες της σπείρας αναπαρίστανται στο Σχήμα 4.11. Το πρώτο συμπέρασμα είναι ότι η καλύτερη επιλογή θα ήταν να έχουμε το ελάχιστο δυνατόν ύψος και την ελάχιστη γωνία, δηλαδή, εμφύτευμα χωρίς σπείρωμα. Εντούτοις, η επιλογή αυτή χρειάζεται ιδιαίτερη προσοχή καθώς οι πολύ μικρές τάσεις μπορεί να οδηγήσουν σε ατροφία του οστού.



Σχήμα 4.9: Τάσεις στην περιοχή του σπειρώματος συναρτήσει του h



Σχήμα 4.10: Τάσεις στην περιοχή του σπειρώματος συναρτήσει της θ_1



Σχήμα 4.11: Τυπικές γεωμετρίες σπείρας για $h = 0,375$ mm και $\theta_1 = (\alpha) 5^\circ$, $(\beta) 22.5^\circ$, και $(\gamma) 45^\circ$,

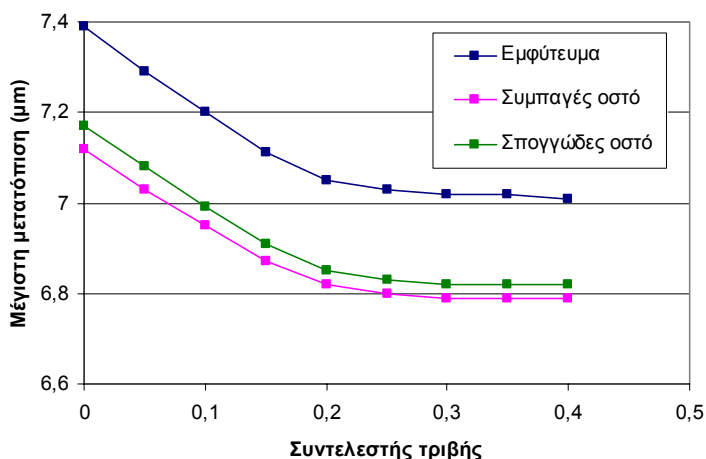
4.2. Επίδραση μη γεωμετρικών παραμέτρων

Οι μη γεωμετρικές παράμετροι είναι ο συντελεστής τριβής στη διεπιφάνεια εμφυτεύματος και συμπαγούς οστού, η πυκνότητα του σπογγώδους οστού, η τιμή και ο τύπος της φόρτισης.

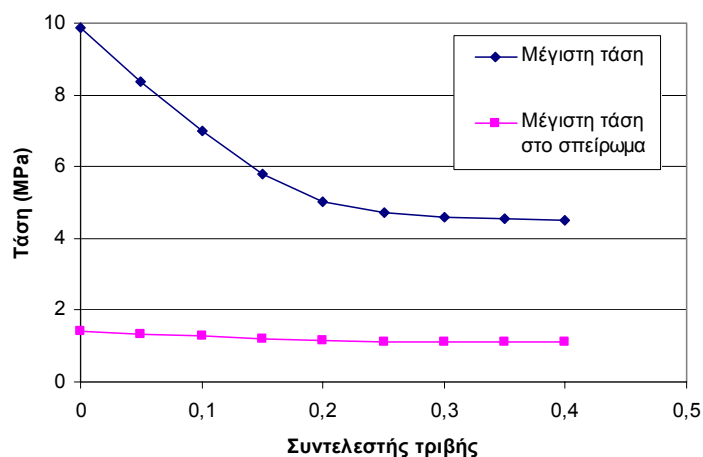
Συντελεστής τριβής

Ο συντελεστής τριβής μεταξύ τιτανίου και συμπαγούς οστού έχει βρεθεί ότι κυμαίνεται από 0 έως 0.4 για μικρές ολισθήσεις και μπορεί να φτάσει 0.6 για ολισθήσεις μεγαλύτερες από 45 μm [64,65]. Η επίδραση του συντελεστή τριβής στις μετατοπίσεις

και τις τάσεις στο σπογγώδες οστό παρουσιάζονται στα Σχήματα 4.12 και 4.13. Παρατηρείται ότι για τιμές του συντελεστή τριβής μικρότερες από 0.2 έχουμε σημαντική μείωση των μετατοπίσεων και της μέγιστης τάσης, ενώ για τιμές μεγαλύτερες από 0.2 έχουμε σχεδόν σταθερές τιμές μετατοπίσεων και τάσεων. Όπως ήταν φυσικό, η σχετική ολίσθηση μεταξύ του εμφυτεύματος και του συμπαγούς οστού (διαφορά των μετατοπίσεων) μειώνεται με τη αύξηση του συντελεστή τριβής.



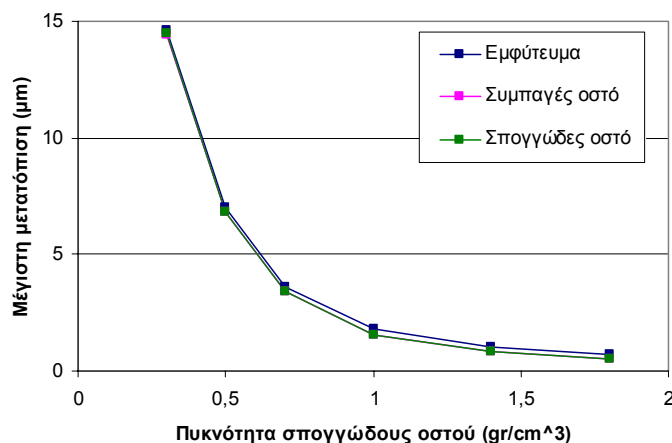
Σχήμα 4.12: Μετατοπίσεις συναρτήσει του συντελεστή τριβής



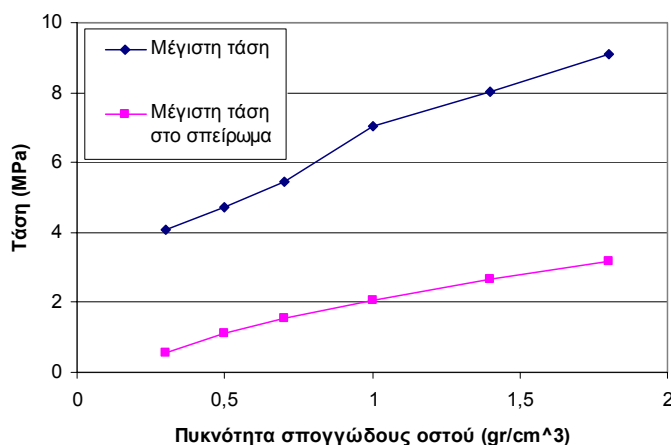
Σχήμα 4.13: Τάσεις στο σπογγώδες οστό συναρτήσει του συντελεστή τριβής

Πυκνότητα σπογγώδους οστού

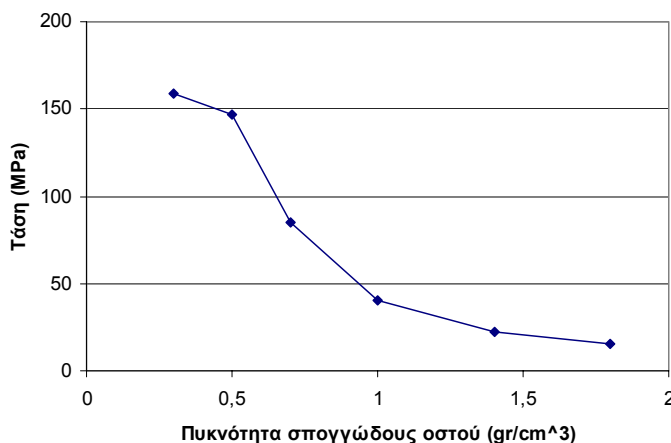
Η πυκνότητα του σπογγώδους οστού επηρεάζει σημαντικά τόσο τη δυσκαμψία του (μέτρο ελαστικότητας) όσο και την αντοχή του. Τυπικές καμπύλες τάσεων παραμορφώσεων για διάφορες πυκνότητες παρουσιάστηκαν στο Σχήμα 3.8. Οι αναπτυσσόμενες τάσεις καθώς και οι μετατοπίσεις επηρεάζονται σημαντικά από την πυκνότητα του σπογγώδους οστού. Το Σχήμα 4.14 δείχνει ότι οι μετατοπίσεις μεταβάλλονται από 15 μm για πυκνότητα 0.3 gr/cm^3 έως $0.5 \mu\text{m}$ για πυκνότητα 1.8 gr/cm^3 . Πρέπει να τονιστεί ότι η πυκνότητα 1.8 gr/cm^3 αντιστοιχεί στο συμπαγές οστό και είναι η μέγιστη δυνατή. Αντίθετα οι τάσεις στο σπογγώδες οστό αυξάνονται σημαντικά με την αύξηση της πυκνότητας (Σχήμα 4.15). Αυτό οφείλεται στην αύξηση της δυσκαμψίας με αποτέλεσμα τη μεταφορά μεγαλύτερης δύναμης. Σαν αποτέλεσμα αυτού είναι το συμπαγές οστό να μεταφέρει λιγότερη δύναμη και άρα η μέγιστη τάση σε αυτό να μειώνεται με την πυκνότητα του σπογγώδους οστού (Σχήμα 4.16).



Σχήμα 4.14: Μετατοπίσεις συναρτήσει της πυκνότητας του σπογγώδους οστού



Σχήμα 4.15: Τάσεις στο σπογγώδες οστό συναρτήσει της πυκνότητάς του



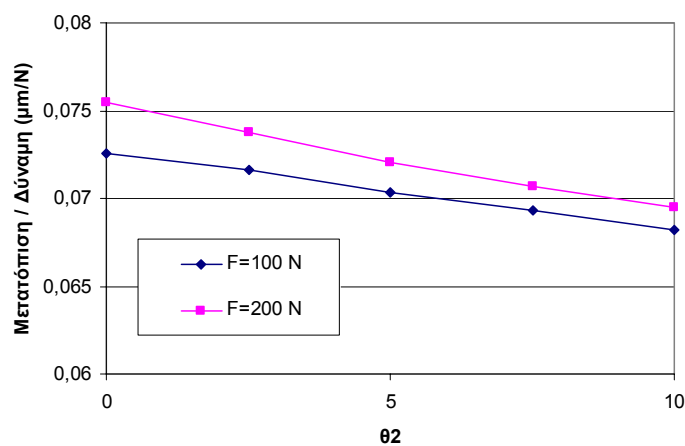
Σχήμα 4.16: Τάσεις στο συμπαγές οστό συναρτήσει της πυκνότητας του σπογγώδους οστού

Αξονική Φόρτιση

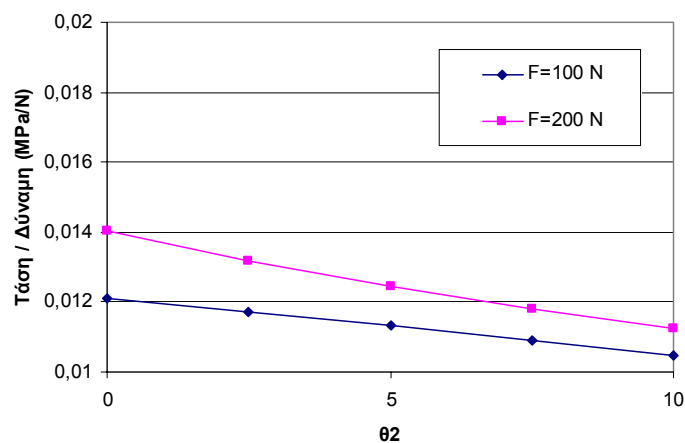
Όλα τα προηγούμενα αποτελέσματα αναφέρονταν σε αξονική φόρτιση 100 N. Λόγω της μη γραμμικής συμπεριφοράς του συστήματος εμφύτευσης (λόγω υλικών και τριβής), είναι σημαντικό να εξεταστεί η επίδραση της δύναμης στις αναπτυσσόμενες τάσεις και μετατοπίσεις. Για το λόγο αυτό, εφαρμόστηκε μια διπλάσια δύναμη ίση με 200 N και εξετάστηκε η αύξηση των τιμών των τάσεων και μετατοπίσεων. Για να είναι δυνατή η σύγκριση, τα αποτελέσματα διαιρέθηκαν με τη δύναμη. Στην περίπτωση γραμμικής ανάλυσης, τα αποτελέσματα από τις δύο φορτίσεις θα ήταν ίδια. Ως

παράμετρος θεωρήθηκε η τιμή της γωνίας θ_2 καθώς αυτή επηρεάζει τη μεταφορά δύναμης από το εμφύτευμα στο συμπαγές οστό μέσω της τριβής.

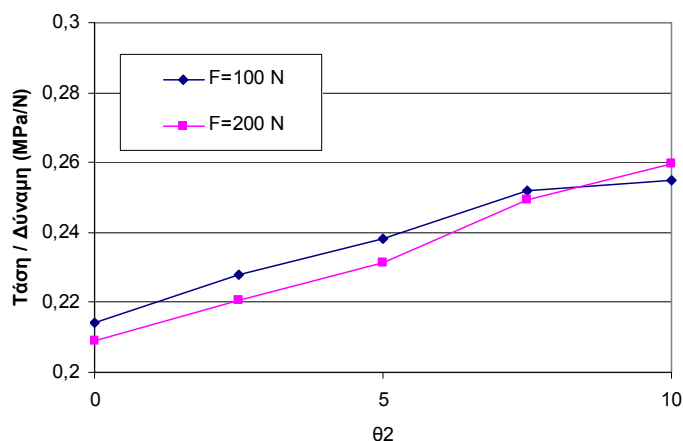
Το Σχήμα 4.17 παρουσιάζει τη μεταβολή της μετατόπισης του εμφυτεύματος. Παρατηρούμε ότι η μετατόπιση ανά μονάδα φόρτισης είναι μεγαλύτερη για 200 N. Το ίδιο παρατηρείται και για τις τάσεις στην περιοχή του σπειρώματος (Σχήμα 4.18). Αντίθετα, οι τάσεις στο άνω σημείο επαφής μεταξύ εμφυτεύματος και συμπαγούς οστού (Σχήμα 4.19) παρουσιάζουν άλλη συμπεριφορά.



Σχήμα 4.17: Μετατοπίσεις του εμφυτεύματος για διαφορετικές φορτίσεις



Σχήμα 4.18: Τάσεις στη περιοχή του σπειρώματος για διαφορετικές φορτίσεις



Σχήμα 4.19: Τάσεις στο άνω σημείο επαφής του συμπαγούς οστού για διαφορετικές φορτίσεις

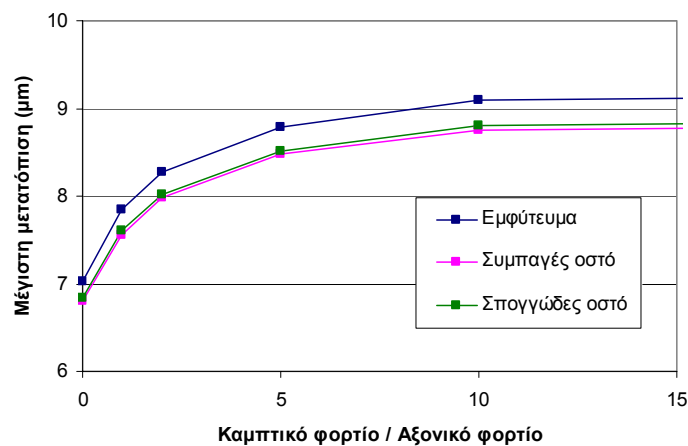
Φόρτιση λόγω κάμψης

Αν και το μοντέλο είναι αξονοσυμμετρικό, υπάρχει η δυνατότητα να εξεταστεί προσεγγιστικά η επίδραση μιας μη αξονικής δύναμης, η οποία καταπονεί το εμφύτευμα σε κάμψη. Είναι γνωστό ότι λόγω κάμψης αναπτύσσεται μια μη γραμμική κατανομή δυνάμεων και τάσεων από το κέντρο προς την περιφέρεια του εμφυτεύματος. Προσεγγιστικά, μπορούμε να εφαρμόσουμε μια τέτοια κατανομή, όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.20. Για να μπορούμε να συγκρίνουμε με την αξονική δύναμη, εφαρμόζουμε διάφορους συνδυασμούς αξονικών και καμπτικών δυνάμεων κρατώντας όμως τη μέση τιμή ίση με 100 N. Τα αποτελέσματα παρουσιάζονται ως προς το λόγο του καμπτικού και του αξονικού φορτίου.

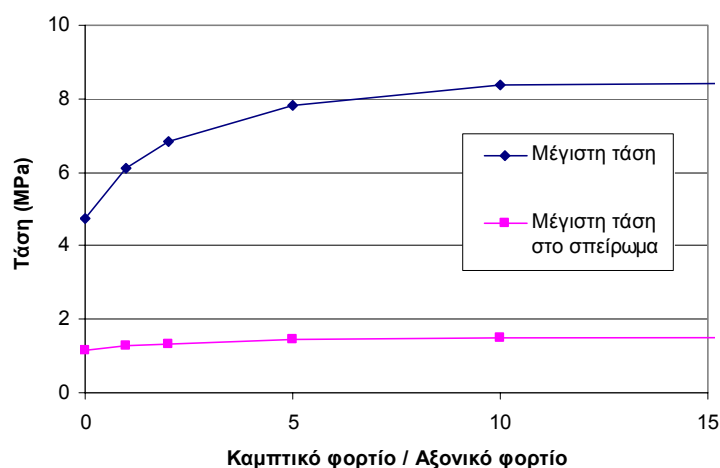


Σχήμα 4.20: Μοντελοποίηση καμπτικών δυνάμεων

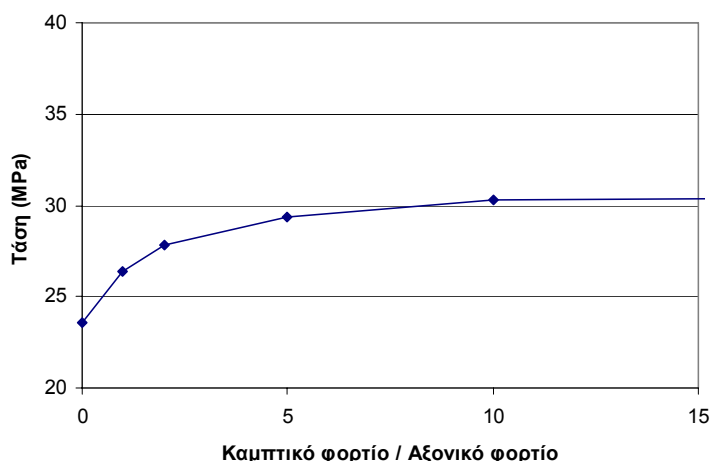
Το Σχήμα 4.21 δείχνει τις μέγιστες μετατοπίσεις ως προς το λόγο των φορτίων. Τα αρχικά σημεία (για λόγο 0) αντιστοιχούν στην αξονική φόρτιση ενώ τα σημεία για μεγάλο λόγο φορτίσεων αντιστοιχούν σε καθαρή κάμψη. Είναι φανερό ότι η κάμψη του εμφυτεύματος οδηγεί σε σημαντική αύξηση των μετατοπίσεων. Πρέπει όμως να τονιστεί ότι συνήθως οι καμπτικές δυνάμεις είναι μικρότερες από τις αξονικές (περίπου στο 20%). Το ίδιο παρατηρείται και για τις τάσεις στο σπογγώδες και συμπαγές οστό (Σχήματα 4.22 και 4.23). Η ακριβής επίδραση των μη αξονικών δυνάμεων μπορεί μόνο να εξεταστεί με ένα τρισδιάστατο μοντέλο και γι' αυτό η μελέτη περιορίστηκε στα παραπάνω.



Σχήμα 4.21: Μετατοπίσεις για διαφορετικές καμπτικές φορτίσεις



Σχήμα 4.22: Τάσεις στο σπογγώδες οστό για διαφορετικές καμπτικές φορτίσεις



Σχήμα 4.23: Τάσεις στο συμπαγές οστό για διαφορετικές καμπτικές φορτίσεις

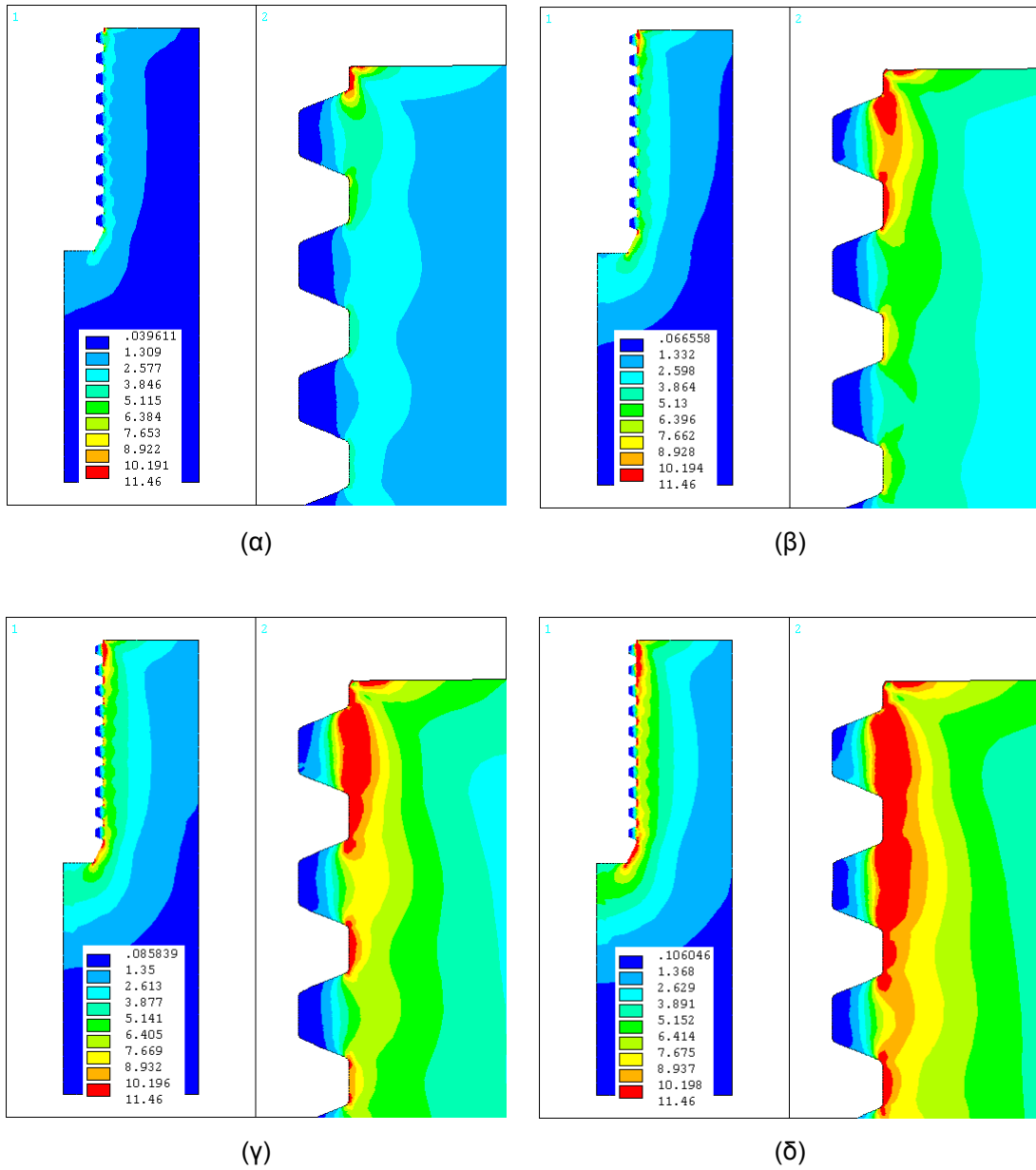
4.3. Μοντελοποίηση απώλειας οστού

Το μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για την μοντελοποίηση της απώλειας σπογγώδους οστού με την αύξηση της εφαρμοζόμενης δύναμης. Η δύναμη εφαρμόζεται σταδιακά σε βήματα των 50 N και οι τάσεις, παραμορφώσεις και μετατοπίσεις υπολογίζονται σε κάθε βήμα. Χρησιμοποιώντας την καμπύλη τάσεων παραμορφώσεων του σπογγώδους οστού με πυκνότητα $\rho = 0.5 \text{ gr/cm}^3$ (Σχήμα 3.8), υπολογίζουμε ότι για τιμές της παραμόρφωσης μεγαλύτερες από 0.036 έχουμε ουσιαστικά αστοχία του οστού. Εξετάστηκαν δύο γεωμετρίες για τιμές της γωνίας του εμφυτεύματος $\theta_2 = 0^\circ$ και 5° ενώ η εφαρμοζόμενη δύναμη φτάνει μέχρι τα 600 N (60 kg).

Στο σχήμα 4.24 παρουσιάζονται οι κατανομές των ισοδύναμων τάσεων στο σπογγώδες οστό για δυνάμεις 250, 400, 500 και 600 N και $\theta_2 = 0^\circ$. Παρατηρούμαι ότι η μέγιστη τάση είναι 11.46 MPa, η οποία είναι η μέγιστη τάση που μπορεί να παραλάβει το σπογγώδες οστό με τάση διαρροής τα 11.27 MPa. Εντούτοις, με την αύξηση της δύναμης, η τάση λαμβάνει τη μέγιστη τιμή σε όλο και μεγαλύτερη περιοχή. Η περιοχή αυτή μπορεί να θεωρηθεί η περιοχή αστοχίας του σπογγώδους οστού. Η ακριβής απώλεια φαίνεται στο Σχήμα 4.25, όπου η γκρι περιοχή ισοδυναμεί με παραμόρφωση μεγαλύτερη από το 0.036. Παρατηρούμαι ότι η απώλεια οστού ξεκινά

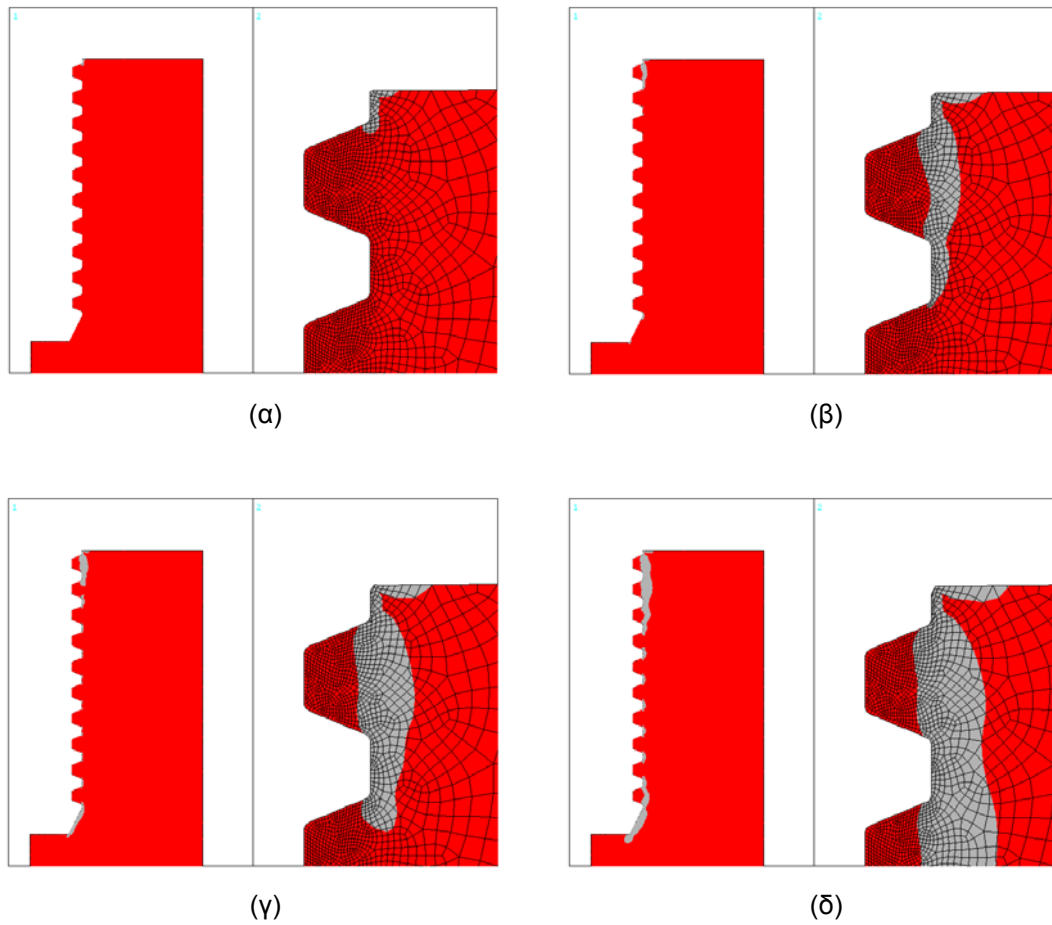
από την άνω γωνία του σπογγώδους οστού και προχωρά σταδιακά προς την περιοχή του σπειρώματος. Είναι χαρακτηριστικό ότι για δύναμη 400 N, χάνεται ουσιαστικά η επαφή στην πρώτη σπείρα.

Αντίστοιχα, για $\theta_2 = 5^\circ$ τα αποτελέσματα φαίνονται στα Σχήματα 4.26 και 4.27. Παρατηρούμε ότι η αύξηση της γωνίας του εμφυτεύματος μειώνει σημαντικά τις τάσεις στο σπογγώδες οστό με αποτέλεσμα μικρότερη απώλεια του οστού. Εντούτοις, η αλλαγή αυτή οδηγεί σε μεγαλύτερη απώλεια συμπαγούς οστού, όπως φαίνεται στο Σχήμα 4.28. Είναι λοιπόν προφανές ότι ο βέλτιστος σχεδιασμός του εμφυτεύματος είναι πολύ δύσκολος και θα πρέπει να ληφθούν υπόψη πολλοί παράγοντες και από την πλευρά του μηχανικού αλλά και του ιατρού.

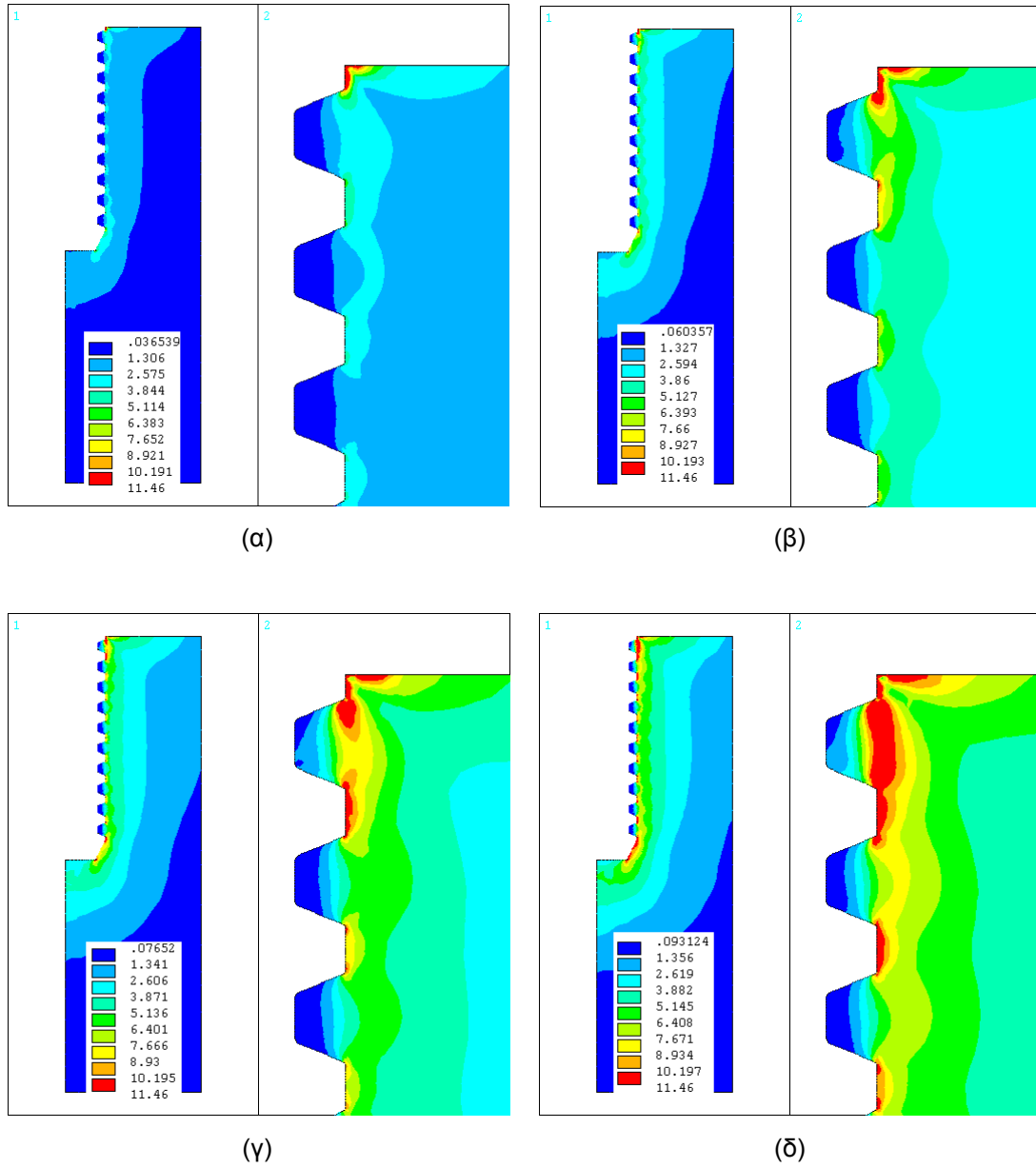


Σχήμα 4.24: Κατανομή ισοδύναμων τάσεων στο σπογγώδες οστό για $\theta_2=0^\circ$:

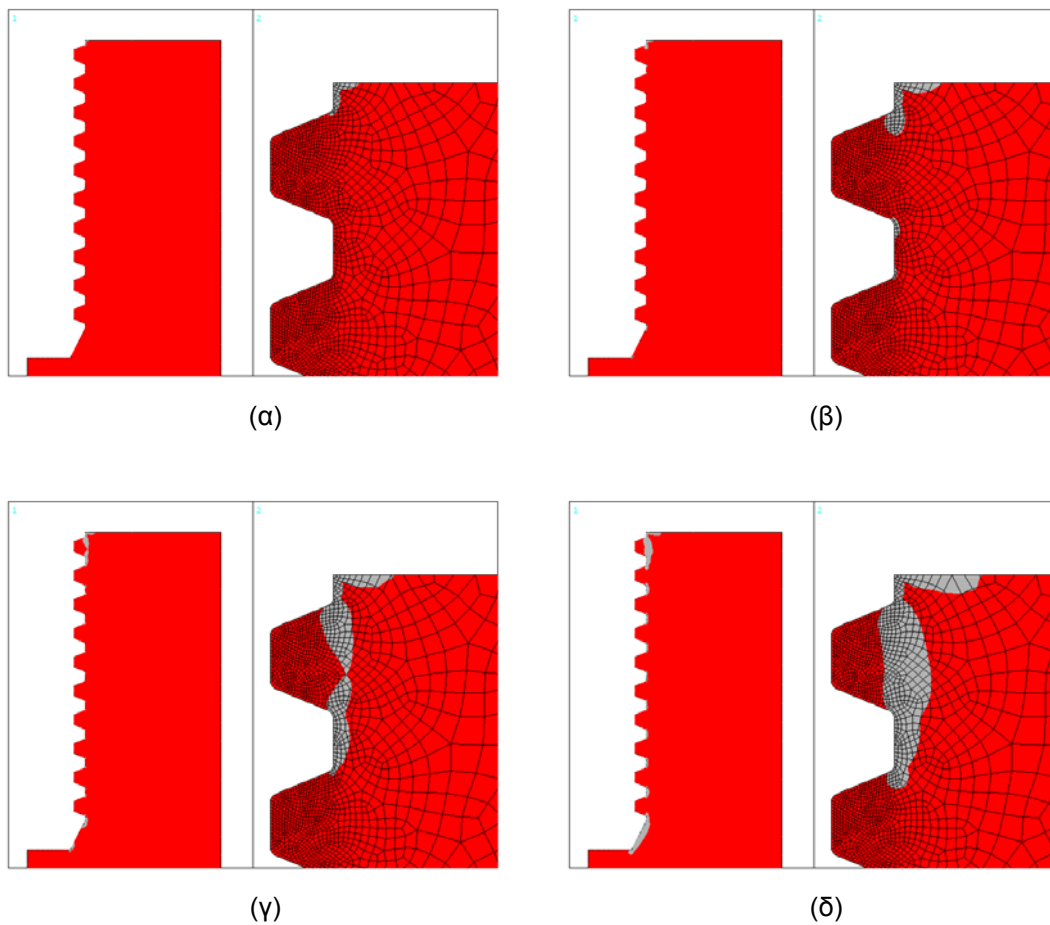
(α) 250 N, (β) 400 N, (γ) 500 N, και (δ) 600 N.



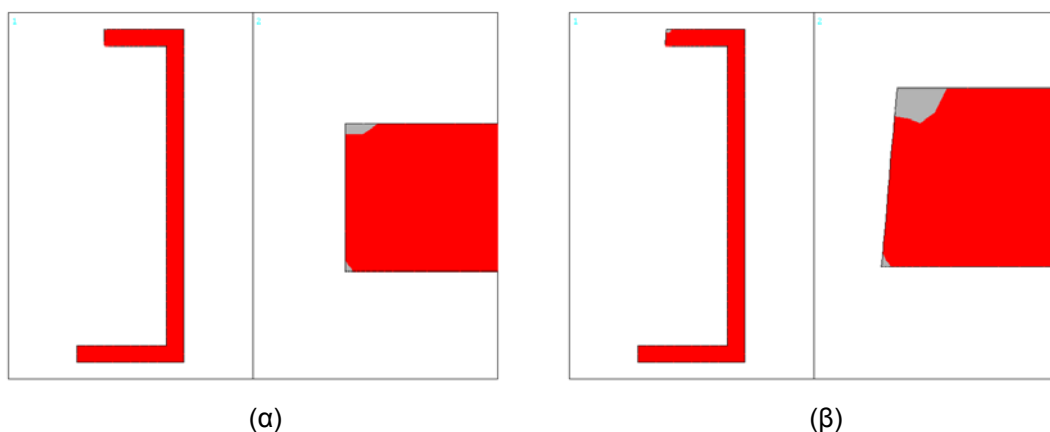
Σχήμα 4.25: Απώλεια σπογγώδους οστού για $\theta_2=0^\circ$
(α) 250 N, (β) 400 N, (γ) 500 N, και (δ) 600 N.



Σχήμα 4.26: Κατανομή ισοδύναμων τάσεων στο σπογγώδες οστό για $\theta_2=5^\circ$:
 (α) 250 N, (β) 400 N, (γ) 500 N, και (δ) 600 N.



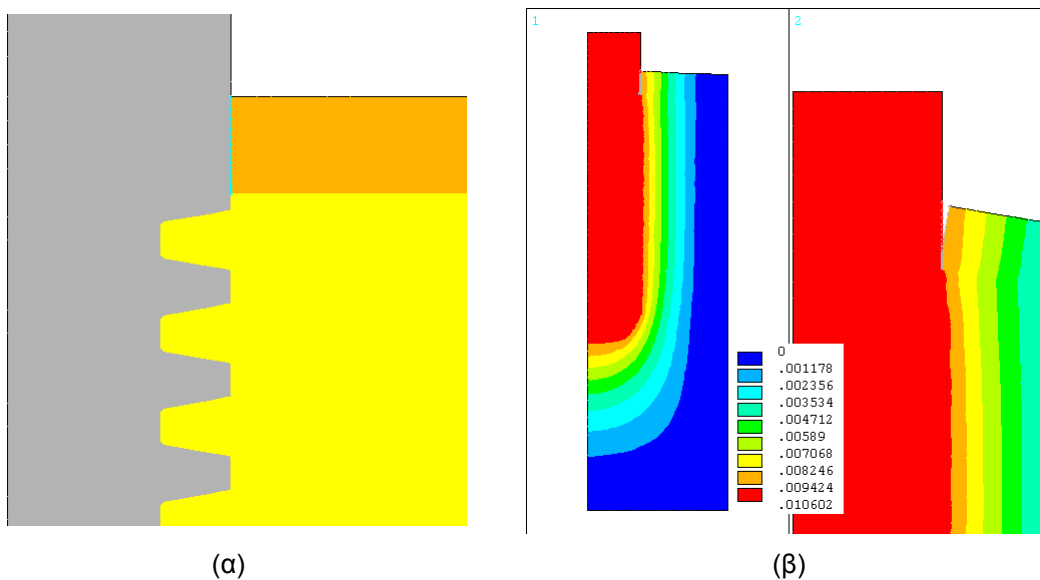
Σχήμα 4.27: Απώλεια σπογγώδους οστού για $\theta_2=5^\circ$
 (α) 250 N, (β) 400 N, (γ) 500 N, και (δ) 600 N.



Σχήμα 4.28: Απώλεια συμπαγούς οστού για 600 N: (α) $\theta_2=0^\circ$, και (β) $\theta_2=5^\circ$

4.4. Σύγκριση με πειράματα

Με σκοπό τον έλεγχο της ακρίβειας των αποτελεσμάτων του μοντέλου που αναπτύχθηκε, πραγματοποιήθηκε σύγκριση με πειραματικά αποτελέσματα σε φυσικό οστό. Το κύριο πλεονέκτημα του μοντέλου είναι η ικανότητα να προσομοιώνει τη μη γραμμική συμπεριφορά του σπογγώδους και συμπαγούς οστού και η ικανότητα να προβλέπει την απώλεια οστού. Οι διαφορετικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού σχετίζονται με την πυκνότητα του, ιδιαίτερα στη διεπιφάνεια με το εμφύτευμα. Η πυκνότητα αυτή αυξάνει με το φαινόμενο της οστεοενσωμάτωσης και η αύξηση εξαρτάται από το χρόνο επούλωσης. Για το σκοπό αυτό η σύγκριση έγινε με τα πειραματικά αποτελέσματα της εργασίας [66], στην οποία μετρήθηκε πειραματικά η δυσκαμψία της διεπιφάνειας για διαφορετικούς χρόνους επούλωσης. Το εμφύτευμα που χρησιμοποιήθηκε ήταν διαμέτρου 6 mm, με εγκοπές ύψους 0.75 mm και ήταν κατασκευασμένο από τιτάνιο. Τα πειράματα ήταν τύπου εξόλκευσης, δηλαδή η αξονική δύναμη ήταν εφελκυστική. Η γεωμετρία του εμφυτεύματος μοντελοποιήθηκε (Σχήμα 4.29α) και υπολογίστηκε για εφελκυστική δύναμη 100 N η δυσκαμψία της διεπιφάνειας για πυκνότητα σπογγώδους οστού 0.3 και 0.5 gr/cm^3 . Ως δυσκαμψία της διεπιφάνειας ορίζεται ο λόγος της ονομαστικής τάσης (δύναμη/διεπιφάνεια) με την μετατόπιση του εμφυτεύματος. Η κατανομή των μετατοπίσεων φαίνεται στο Σχήμα 4.29(β). Ο Πίνακας 4.2 παρουσιάζει τα αποτελέσματα της ανάλυσης καθώς και τα αποτελέσματα των πειραμάτων [66]. Αν και δεν υπάρχει τρόπος άμεσης σύνδεσης του χρόνου επούλωσης με την πυκνότητα του σπογγώδους οστού, η πυκνότητα 0.3 gr/cm^3 αντιστοιχεί συνήθως στο πολύ κακής ποιότητας οστό στην αρχή της επούλωσης, ενώ η πυκνότητα 0.5 gr/cm^3 είναι μια τυπική πυκνότητα του σπογγώδους οστού. Ο Πίνακας δείχνει ότι οι προβλεπόμενες δυσκαμψίες είναι πολύ κοντά στα πειραματικά εύρη τιμών.



Σχήμα 4.29: Σύγκριση με πειράματα: (α) μοντέλο και (β) κατανομή μετατοπίσεων

Πίνακας 4.2: Σύγκριση με πειράματα

ΜΟΝΤΕΛΟ		ΠΕΙΡΑΜΑ	
Πυκνότητα σπογγώδους (gr/cm ³)	Δυσκαμψία (GPa/m)	Χρόνος επούλωσης (εβδομάδες)	Δυσκαμψία (GPa/m)
0.3	33.3	3	33.7
0.5	74.5	10	69.7

5. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Στην εργασία αυτή αναπτύχθηκε ένα μοντέλο πεπερασμένων στοιχείων για τον υπολογισμό της επίδρασης των ιδιοτήτων των υλικών και των γεωμετρικών παραγόντων στις αναπτυσσόμενες τάσεις στις διεπιφάνειες εμφυτεύματος-οστού. Το μοντέλο λαμβάνει υπόψη τόσο τη μη γραμμική συμπεριφορά των υλικών όσο και τη μη γραμμική συμπεριφορά των επιφανειών επαφής (τριβή). Η ακρίβεια των προβλέψεων του μοντέλου επιβεβαιώθηκε με τη σύγκρισή τους με πειραματικά αποτελέσματα. Τα κύρια συμπεράσματα της εργασίας συνοψίζονται παρακάτω:

- Η ακτίνα του εμφυτεύματος επηρεάζει σημαντικά τις τάσεις στο σπογγώδες και συμπαγές οστό
- Η κλίση στο άνω μέρος του εμφυτεύματος είναι καθοριστικός παράγοντας για την κατανομή της φόρτισης μεταξύ συμπαγούς και σπογγώδους οστού
- Οι τάσεις στην περιοχή του σπειρώματος επηρεάζονται σημαντικά από τα χαρακτηριστικά της σπείρας
- Η ακριβής μοντελοποίηση της συμπεριφοράς του σπογγώδους οστού, όπως καθορίζεται από την πυκνότητά του, είναι πολύ σημαντική για την επιτυχή πρόβλεψη των αναπτυσσόμενων τάσεων
- Το προτεινόμενο μοντέλο έχει τη δυνατότητα να προβλέψει την απώλεια οστού ως συνάρτηση της εφαρμοζόμενης δύναμης

Προτάσεις για μελλοντική έρευνα

Από τα αποτελέσματα της εργασίας καθώς και από τη βιβλιογραφική ανασκόπηση προκύπτουν τα ακόλουθα θέματα, τα οποία μπορούν να αποτελέσουν αντικείμενο περαιτέρω έρευνας στο πεδίο της ανάλυσης οδοντικών εμφυτευμάτων:

- Ακριβής μοντελοποίηση της τρισδιάστατης γεωμετρίας και μελέτη της επίδρασης της λεπτομερειακής γεωμετρίας της γνάθου στις αναπτυσσόμενες τάσεις και την αστοχία του εμφυτεύματος
- Θεώρηση μη αξονικών δυνάμεων στην ανάλυση

- Μελέτη των ελάχιστων και μέγιστων επιτρεπόμενων τάσεων στο συμπαγές και σπογγώδες οστό και βέλτιστος σχεδιασμός του εμφυτεύματος βάσει των αποτελεσμάτων της ανάλυσης
- Μελέτη της σχέσης μεταξύ χρόνου επούλωσης και ποιότητας της διεπιφάνειας εμφυτεύματος / σπογγώδους οστού
- Μελέτη της μακροχρόνιας συμπεριφοράς του εμφυτεύματος λόγω επαναλαμβανόμενων φορτίων (κόπωση) λαμβάνοντας υπόψη την αυτοϊαση

ΑΝΑΦΟΡΕΣ

- [1] Prosthodontics Intermedica, Dental Implants, Link: <http://dentalimplants-usa.com/Treatment/Implants/implants.html>
- [2] Norton MR, The history of dental implants, Link: <http://www.touchbriefings.com/pdf/2262/norton.pdf>
- [3] Anonymous. Dental implants: An option for replacing missing teeth. JADA; 2005, 136: 255.
- [4] Lee JH et al. Effect of implant size and shape on implant success rates: A literature review. J Prosthet Dent 2005, 94:377-81.
- [5] Branemark R. A biomechanical study of osseointegration (dissertation). Goteborg, Sweden:Goteborg University, 1996.
- [6] Jones JD et al. Clinical evaluation of hydroxyapatite-coated titanium plasma-sprayed and titanium plasma-sprayed cylinder dental implants. A preliminary report. Oral And Maxillofacial Surgery 1997,84:137-41.
- [7] Ράπης Θωμάς Σ. Συγκριτική μελέτη της πορείας της αναδιοργάνωσης του λαγόνιου οστικού αυτομοσχεύματος στην κάτω γνάθο σκύλων με εξωστοματική και ενδοστοματική προσπέλαση (Πειραματική Μελέτη), Διδακτορική Διατριβή, Θεσσαλονίκη 1985.
- [8] Centre for Cosmetic and Reconstructive Dentistry, Link: <http://www.dentalinsurance.co.uk>
- [9] The National Institute of Health (NIH) Consensus Development Program: Dental Implants, Link: <http://consensus.nih.gov>
- [10] American Board Oral And Maxillofacial Surgery, Link: <http://www.cincinnati-oral-surgery.com/>
- [11] American Academy of Periodontology, Link: <http://www.perio.org>
- [12] Natali AN et al. Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. Clin Oral Implants Res 2006;17:67-74.
- [13] Stanford CM. Application of oral implants to the general dental practice. JADA; 2005, 136:1092-1100.
- [14] Eckert SE et al. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. J Prosthet Dent 1998;79:415-21.
- [15] Jones JD et al. A 5-year comparison of hydroxyapatite-coated titanium plasma-sprayed and titanium plasma-sprayed cylinder dental implants. Oral And Maxillofacial Surgery 1999,87:649-52.
- [16] Goodacre CJ et al. Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent 2003,90(2):121-32.
- [17] Miyamoto I et al. Influence of cortical bone thickness and implant length on implant stability at the time of surgery-clinical, prospective, biomechanical, and imaging study. Bone 2005,37:776-780.

- [18] Nishimura RD et al. Osseointegrated implants and orbital defects: UCLA experience, *J Prosthet Dent* 1998;79:304-9.
- [19] Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. I.Effect of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist* 1983-84;3:24-9.
- [20] Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55:772-7.
- [21] Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. II. Effect of implant root-length variation and pseudo periodontal ligament incorporation. *Implantologist* 1983-84;3:58-62.
- [22] Mohammed H, Atmaram GH, Schoen FJ. Dental implant design: a critical review. *J Oral Implantol* 1979;8:393-410.
- [23] Borchers L, Reichart P. Three-dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res* 1983;62:155-9.
- [24] Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. A three-dimensional finite element analysis of a porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implant. *J Dent Res* 1982;61:25-9.
- [25] Meroueh KA, Watanabe F, Mentag PJ. Finite element analysis of partially edentulous mandible rehabilitated with an osteointegrated cylindrical implant. *J Oral Implantol* 1987;13:215-38.
- [26] Koriouth TW, Versluis A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med* 1997;8:90-104.
- [27] Van Oosterwyck H, Duyck J, Vander Sloten J, Van der Perre G, De Cooman M, Lievens S, et al. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998;9:407-18.
- [28] Rieger MR, Mayberry M, Brose MO. Finite element analysis of six endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:671-6.
- [29] Rieger MR, Adams WK, Kinzel GL. Finite element survey of eleven endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1990;63:457-65.
- [30] Meijer GJ, Starmans FJM, de Putter C, van Blitterswijk CA. The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil* 1995;22:105-11.
- [31] Sertgöz A. Finite element analysis study of the effect of superstructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *J Prosthodont* 1997;10:19-27.
- [32] Chun HJ et al. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002;29:565-574.
- [33] Clelland N.L. et al. Use of axissymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 1993;2:183-89.
- [34] Kitamura E et al, Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005, 32:279-286.

- [35] Geng JP et al. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001;85:585-98.
- [36] Lewis G. A parametric finite element analysis study of the stresses in an endosseous implant. *Biomed Mater Eng* 1994;4:495-502.
- [37] Lotz JC, Gerhart YN, Hayes WC. Mechanical properties of metaphysical bone in the proximal femur. *J Biomech* 1991;24:317-29.
- [38] Cowin SC. Strain assessment by bone cells. *Tissue Eng* 1988;181-6. 37.
- [39] Patra AK, DePaolo JM, D'Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent* 1998;7:355-68.
- [40] Zhou X, Zhao Z, Zhao M, Fan Y. The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method. *West China J Stomatol* 1999;17:1-6.
- [41] Teixeira ER, Sato Y, Shindoi N. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1998;25:299-303.
- [42] Sato Y, Teixeira ER, Tsuga K, Shindoi N. The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *J Oral Rehabil* 1999;26:640-3.
- [43] Pilliar RM, Deporter DA, Watson PA, Valiquette N. Dental implant design—effect on bone remodeling. *J Biomed Mater Res* 1991;25:467-83.
- [44] Vaillancourt H, Pillar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:351-9.
- [45] Hassler CR, Rybicki EF, Cummings KD, Clark LC. Quantitation of compressive stress and its effects on bone remodeling [proceedings]. *Bull Hosp Bone Joint Dis* 1977;38:90-3.
- [46] Ma Xuanxiang LT. Single implant prosthesis. In: Geng Jianping, editor. *Newly developed technology of prosthetic dentistry in China in 1990s*. Chengdu: Sichuang Science and Technology Publishing House; 1998. p. 1-20.
- [47] Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng [H]* 1992;206:233-41.
- [48] Geng J, Liu H. *Exceptional prosthodontics*. Hong Kong: Hong Kong Tranfor Publishing Co Ltd; 1999. p. 60-76.
- [49] Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a two dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-8.
- [50] Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998;25:847-58.
- [51] Zhang JK, Chen ZQ. The study of effects of changes of the elastic modulus of the materials substitute to human hard tissues on the mechanical state in the implant-bone interface by three-dimensional anisotropic finite element analysis. *West China J Stomatol* 1998;16:274-8.

- [52] Kawata T et al. Behaviours of three-dimensional compressive and tensile forces exerted on a tooth during function. *Journal of Oral Rehabilitation* 2007,34:259-266.
- [53] Sahin S et al. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses—a review. *Journal of Dentistry* 2002,30:271-282.
- [54] Mailath G, Stoiber B, Watzek G, Matejka M. Bone resorption at the entry of osseointegrated implants—a biomechanical phenomenon. Finite element study [in German]. *Z Stomatol* 1989;86:207-16.
- [55] Rieger MR, Fareed K, Adams WK, Tanquist RA. Bone stress distribution for three endosseous implants. *J Prosthet Dent* 1989;61:223-8.
- [56] Stoiber B. Biomechanical principles of endosseous screw implants. *Wien Klin Wochenschr* 1988;100:522-4.
- [57] Matsushita Y, Kitoh M, Mizuta K, Ikeda H, Suetsugu T. Two-dimensional FEM analysis of hydroxyapatite implants: diameter effects on stress distribution. *J Oral Implantol* 1990;16:611.
- [58] Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis—a twodimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implantol* 1998;24:80-8.
- [59] Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989;4:333-40.
- [60] Oonishi H. Mechanical and chemical bonding of artificial joints. *Clin Mater* 1990;5:217-33.
- [61] Gallas. MM et al. Three-dimensional numerical simulation of dental implants as orthodontic anchorage. *European J.Orthodontics* 2005, 27(1):12-16.
- [62] Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 1999,13:99-119.
- [63] Puleo DA and Nanci A. Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials* 1999, 20:2311-2321.
- [64] Choubey A et al. Tribological behaviour of Ti-based alloys in simulated body fluid solution at fretting contacts. *Materials Science and Engineering A* 2004,379:234-239.
- [65] Yu HY et al. Fretting behavior of cortical bone against titanium and its alloy. *Wear* 2005,259:910-918.
- [66] Thomas AK et al. The effect of surface macrotexture and hydroxyapatite coating on the mechanical strengths and histologic profiles of titanium implant materials. *Journal of Biomedical Materials Research* 1987, 21:1395-1414.
- [67] Olsen S et al. A novel computational method for real-time preoperative assessment of primary dental implant stability. *Clin.Oral Impl. Res.* doi:10.1111/j.1600-0501.2004.0107.x
- [68] Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Finite element analysis of crestal bone loss around porous-coated dental implants. *J Appl Biomater* 1995;6:267-82.

- [69] Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D. Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:351-9.
- [70] Clift SE, Fisher J, Watson CJ. Finite element stress and strain analysis of the bone surrounding a dental implant: effect of variations in bone modulus. *Proc Inst Mech Eng [H]* 1992;206:233-41.
- [71] Lum LB, Osier JF. Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading. *J Oral Implantol* 1992;18:343-8.
- [72] Clift SE, Fisher J, Edwards BN. Comparative analysis of bone stresses and strains in the Intoss dental implant with and without a flexible internal post. *Proc Inst Mech Eng [H]* 1995;209:139-47.
- [73] Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA. Three-dimensional finite element analysis of stress-distribution around single tooth implants as a function of bony support, prosthesis type, and loading during function. *J Prosthet Dent* 1996;76:633-40.
- [74] Wadamoto M, Akagawa Y, Sato Y, Kubo T. The three-dimensional bone interface of an osseointegrated implant. I: a morphometric evaluation in initial healing. *J Prosthet Dent* 1996;76:170-5.
- [75] Carter DR et al. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *J Bone Joint Surg Am.* 1977;59:954-962.
- [76] Rice JC et al. On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of Biomechanics* 1998, 21(2):155-168.
- [77] Giesen EBW et al. Reduced mechanical load decreases the density, stiffness, and strength of cancellous bone of the mandibular condyle. *Clinical Biomechanics* 2003,18:358-363
- [78] Παπανίκος Π. Σημειώσεις μαθήματος «Ανάλυση Προϊόντων με ΗΥ», Σύρος 2007.
- [79] ANSYS Users manual, SAS IP Inc, 1997.

ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ

ΚΩΔΙΚΑΣ ΣΤΟ ANSYS

! ΕΙΣΟΔΟΣ ΣΤΟΝ ΠΡΟ-ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΤΗ
! (PRE-PROCESSOR)

/PREP7

! ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΣΤΑΘΕΡΩΝ

Pi=3.141592654

! ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΣΧΕΔΙΑΣΤΙΚΩΝ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ

! Ύψος δοντιού σπειρώματος
HP=0.375

! Γωνία σπειρώματος
TH1=22.5

! Γωνία άνω περιοχής εμφυτεύματος
TH2=5.0

! Ακτίνα εμφυτεύματος
H1=2.0

! Βήμα σπειρώματος
P=1.0

! Αριθμός δοντιών σπειρώματος
NN=10

! Άλλες παράμετροι - σχέσεις

W1P=0.5*(1+2*HP*TAN(TH1*Pi/180))
W2P=1-W1P

R1=0.04

W1=W1P*P
W2=W2P*P
H=HP*P

WBT=25
WB2=P
WB1=WBT-NN*P-WB2-W2/2

H3=0.75*H1
WB3=1.3
WB4=1.5
WB5=2.0

H4=WB3
H2=8.0-WB3

H5=H1+WB4*TAN(TH2*Pi/180)

! ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΥ
ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗΣ
FF=4

! ΚΑΘΟΡΙΣΜΟΣ ΒΗΜΑΤΩΝ ΦΟΡΤΙΣΗΣ
NLS=13

! ΤΥΠΟΙ ΣΤΟΙΧΕΩΝ

et,1,plane42
keyopt,1,3,1
! axisymmetric

et,2,contac48
keyopt,2,3,1
keyopt,2,2,1

! ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΥΛΙΚΩΝ

! Τιτάνιο
! E=110000 MPa
! ν=0.35
mp,ex,1,110000
mp,nuxy,1,0.35

! Συμπαγές οστό, ρ=1.8
! E=14603 MPa
! ν=0.3
! Sy=146 MPa
mp,ex,2,14603
mp,nuxy,2,0.30
tb,miso,2,1,2
tbpt,defi,0.01,146
tbpt,defi,0.1,159

! Σπογγώδες οστό, ρ=0.5
! E=313 MPa
! ν=0.3
! Sy=11.26 MPa
mp,ex,3,313
mp,nuxy,3,0.30
tb,miso,3,1,2
tbpt,defi,0.036,11.26
tbpt,defi,0.1,11.46

! Συντελεστής τριβής και
! δυνάμεις στοιχείων επαφής

mp,mu,4,0.25
r,1,110000,11000,0.00001

! ΣΥΝΤΕΤΑΓΜΕΝΕΣ ΣΗΜΕΙΩΝ ΤΗΣ
! ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ (ΕΜΦΥΤΕΥΜΑ)

k,1,0,WBT+(WB4-WB3)+WB5
k,2,H1+WB4*TAN(TH2*Pi/180),WBT+(WB4-
WB3)+WB5
k,3,0,WBT+(WB4-WB3)
k,4,H1+WB4*TAN(TH2*Pi/180),WBT+(WB4-
WB3)
k,5,0,WBT
k,6,H1+WB3*TAN(TH2*Pi/180),WBT
k,7,0,WBT-WB3
k,8,H1,WBT-WB3
k,9,0,WBT-WB3-P
k,10,H1,WBT-WB3-P
k,11,H1,WBT-WB3-W2/2
k,12,H1-H,WBT-WB3-W2/2-(W1-W2)/2
k,13,H1-H,WBT-WB3-W2/2-(W1-W2)/2-W2
k,14,H1,WBT-WB3-W2/2-(W1-W2)-W2

! ΟΡΙΣΜΟΣ ΓΡΑΜΜΩΝ

l,1,2
l,3,4
l,5,6
l,7,8
l,9,10
l,9,7
l,7,5
l,5,3
l,3,1
l,2,4
l,4,6
l,6,8
l,8,11
l,11,12
l,12,13
l,13,14
l,14,10
lfil,13,14,R1
lfil,14,15,R1
lfil,15,16,R1
lfil,16,17,R1

! ΟΡΙΣΜΟΣ ΕΠΙΦΑΝΕΙΩΝ

al,2,10,1,9
al,3,11,2,8
al,4,12,3,7
lsel,s,loc,y,WBT-WB3-P,WBT-WB3
al,all

allsel

! Αντιγραφή επιφανειών

agen,NN,4,,,0,-P

! Κάτω τμήμα του εμφυτεύματος

k,200,0,WBT-WB3-NN*P-WB2
k,201,H3,WBT-WB3-NN*P-WB2

kset,s,loc,x,0

kset,r,loc,y,WBT-WB3-NN*P
*get,kk1,kp,,num,min

kset,s,loc,x,H1
kset,r,loc,y,WBT-WB3-NN*P
*get,kk2,kp,,num,min

allsel

l,kk1,200
l,200,201
l,201,kk2

lset,s,loc,y,WBT-WB3-NN*P-WB2,WBT-WB3-
NN*P
al,all

allsel

agen,2,1,14,1,0,0,0

! ΟΡΙΣΜΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΟΣΤΟΥ

numstr,line,400

k,402,0,WBT-WB3
k,403,H2,WBT-WB3
k,404,0,WB3
k,405,H2,WB3

k,406,0,WBT
k,407,H2+H4,WBT
k,408,0,0
k,409,H2+H4,0

l,402,403
l,403,405
l,405,404
l,404,402

l,406,407
l,407,409
l,409,408
l,408,406

*get,aa1,area,,num,max

al,400,401,402,403
al,404,405,406,407

asel,s,,,15,aa1
cm,aa2,area
allsel

asba,aa1+2,aa1+1,sepo,keep,keep

asel,s,,,aa1+1,aa1+3,2
cm,aa3,area
allsel

asba,aa1+1,aa2,sepo,keep,keep
asba,aa1+3,aa2,sepo,keep,keep

allsel


```

asel,s,,15,31,1
adel,all
allsel

numcmp,area

! ΟΡΙΣΜΟΣ ΜΕΓΕΘΟΥΣ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΣΤΑ
ΣΗΜΕΙΑ

ksize,all,WB3/2

kset,s,loc,x,0
kset,r,loc,y,WBT-WB3-NN*P-WB2,1000

ksize,all,P/FF

kset,s,loc,x,H3,H1+WB4*TAN(TH2*Pi/180)

ksize,all,R1/FF*2

kset,s,loc,x,H3,H1+WB4*TAN(TH2*Pi/180)
kset,r,loc,y,WBT-WB3+0.01,1000

ksize,all,R1/FF*16

kset,s,loc,x,H3,H1+WB4*TAN(TH2*Pi/180)
kset,r,loc,y,WBT+WB4-WB3-0.01,1000

ksize,all,P/FF

allsel

! ΔΙΑΚΡΙΤΟΠΟΙΗΣΗ

amesh,all

! ΟΡΙΣΜΟΣ ΧΡΩΜΑΤΩΝ

asel,s,,1,14
esla,s,1
emodif,all,mat,1
/color,elem,dgra,all

asel,s,,16
esla,s,1
emodif,all,mat,2
/color,elem,oran,all

asel,s,,15
esla,s,1
emodif,all,mat,3
/color,elem,yell,all

allsel

! ΕΝΩΣΗ ΚΟΜΒΩΝ ΕΚΤΟΣ ΤΗΣ ΓΡΑΜΜΗΣ
ΕΠΑΦΗΣ

lset,s,,12,507,495
nsl,s,1
nset,inv

nummrg,node

allsel

lset,s,,13,413,400
nsl,s,1
nset,r,loc,x,H1
nset,r,loc,y,WBT-WB3

nummrg,node

allsel

! ΔΗΜΙΟΥΡΓΙΑ ΣΤΟΙΧΕΙΩΝ ΕΠΑΦΗΣ

lset,s,,12
nsl,s,1
!nset,u,loc,y,WBT-WB3-0.000001,WBT-
WB3+0.000001
cm,nod1,node

lset,s,,507
nsl,s,1
!nset,u,loc,y,WBT-WB3-0.000001,WBT-
WB3+0.000001
cm,nod2,node

allsel

type,2
mat,4
real,1
gcgen,nod1,nod2
gcgen,nod2,nod1

eplo

! ΟΡΙΣΜΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ ΓΙΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

*DIM,mse1,ARRAY,NLS
*DIM,mse2,ARRAY,NLS
*DIM,mse3,ARRAY,NLS
*DIM,ms2a,ARRAY,NLS
*DIM,ms3a,ARRAY,NLS

*DIM,uy1,ARRAY,NLS
*DIM,uy2,ARRAY,NLS
*DIM,uy3,ARRAY,NLS

! ΕΞΟΔΟΣ ΑΠΟ ΤΟΝ ΠΡΟ-ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΤΗ

save
fini

! ΕΙΣΟΔΟΣ ΣΤΗΝ ΕΠΙΛΥΣΗ

/solu

! ΣΥΝΟΡΙΑΚΕΣ ΣΥΝΘΗΚΕΣ

nset,s,loc,x,0
d,all,ux,0

nset,s,loc,y,0
d,all,all,0

```

```

nse1,s,loc,x,H2+H4
nse1,r,loc,y,0,WBT
d,all,all,0

! ΦΟΡΤΙΣΗ

! Πρώτο βήμα F=1 N με σκοπό την
! ενεργοποίηση των στοιχείων επαφής

sfl,1,pres,1/(Pi*H5*H5)
allsel

lswrite,1

! ΟΡΙΣΜΟΣ ΒΗΜΑΤΩΝ ΦΟΡΤΙΣΗΣ

*DO,I,2,NLS

sfl,1,pres,(I-1)*50/(Pi*H5*H5),(I-
1)*100/(Pi*H5*H5)
allsel
lswrite,I

*ENDDO

! ΕΠΙΛΥΣΗ

lssolve,1,NLS,1

fini

! ΕΞΟΔΟΣ ΑΠΟ ΤΗΝ ΕΠΙΛΥΣΗ

! ΜΕΤΑ-ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΤΗΣ (POST-PROCESSOR)

/post1

! ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΣΕ
ΠΙΝΑΚΕΣ

*DO,I,1,NLS

set,I

allsel
esel,s,mat,,1
nsle,s,1
plns,s,eqv

*get,mse1(I),plnsol,0,max

allsel
esel,s,mat,,2
nsle,s,1
plns,s,eqv

*get,mse2(I),plnsol,0,max

allsel
nse1,s,loc,y,WBT-0.5,WBT+0.1
esln,s,1
esel,r,mat,,2
nsle,s,1
plns,s,eqv

*get,ms2a(I),plnsol,0,max

allsel
esel,s,mat,,3
nsle,s,1
plns,s,eqv

*get,mse3(I),plnsol,0,max

allsel
nse1,s,loc,y,WBT-WB3-W2/2-(W1-W2)/2-
2*P,WBT-WB3-W2/2-(W1-W2)/2
esln,s,1
esel,r,mat,,3
nsle,s,1
plns,s,eqv

*get,ms3a(I),plnsol,0,max

esel,s,mat,,1
plns,u,y
*get,uy1(I),plnsol,0,min

esel,s,mat,,2
plns,u,y
*get,uy2(I),plnsol,0,min

esel,s,mat,,3
plns,u,y
*get,uy3(I),plnsol,0,min

allsel

*ENDDO

! ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΩΝ ΣΕ
ΑΡΧΕΙΑ

allsel

*CFOPEN,res-str1.txt
*DO,I,1,2
*VWRITE,mse1(1),mse2(1),mse3(1)
(4F12.6)
*ENDDO
*CFCLOSE

*CFOPEN,res-str2.txt
*DO,I,1,2
*VWRITE,ms2a(1),ms3a(1)
(4F12.6)
*ENDDO
*CFCLOSE

*CFOPEN,res-dis.txt
*DO,I,1,2
*VWRITE,uy1(1),uy2(1),uy3(1)
(4F12.6)
*ENDDO
*CFCLOSE

! ΤΕΛΟΣ ΑΝΑΛΥΣΗΣ
/eof

```