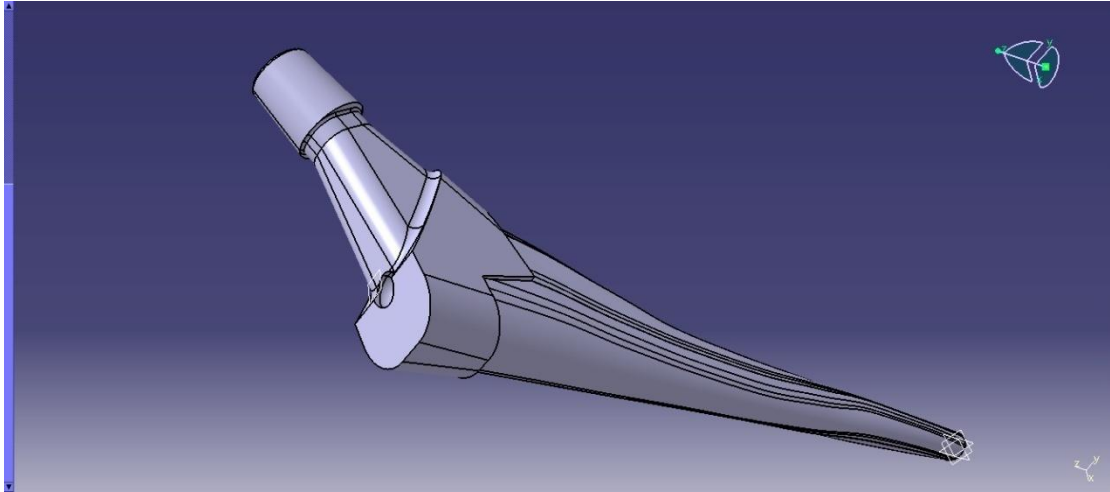


ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΑΣ  
ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

# ΚΑΤΕΡΓΑΣΙΕΣ ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΩΝ ΥΛΙΚΩΝ ΜΕ CNC ΕΡΓΑΛΕΙΟΜΗΧΑΝΕΣ : ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΙΣΧΥΟΥ



ΣΠΟΥΔΑΣΤΕΣ: ΓΚΑΤΖΙΑΝΗΣ ΙΩΑΝΝΗΣ  
ΜΑΚΡΗΣ ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: ΣΑΛΩΝΙΤΗΣ ΚΩΣΤΑΝΤΙΝΟΣ  
ΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΟΣ ΣΥΝΕΡΓΑΤΗΣ Τ.Ε.Ι. ΠΑΤΡΩΝ

ΠΑΤΡΑ 2013

## ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Το παρόν τεύχος αποτελεί την Πτυχιακή Εργασία που εκπονήθηκε στο Τμήμα Μηχανολογίας του Τεχνολογικού Εκπαιδευτικού Ιδρύματος Πάτρας και αναφέρετε στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου, τα εμφυτεύματα ισχίου το σχεδιασμό τους και την παραγωγή τους.

Στην αρχή μελετάται το πρόβλημα του ισχίου και τα οφέλη από την ολική αρθροπλαστική ισχίου. Στην συνέχεια γίνεται αναφορά στην ιστορική αναδρομή, τους μεθόδους, τα υλικά, τον σχεδιασμό και την παραγωγή της ενδοπρόθεσης της αρθροπλαστικής ισχίου.

Ευχαριστούμε θερμά τον επιβλέποντα καθηγητή μας κ. Κωνσταντίνο Σαλωνίτη επιστημονικό συνεργάτη του Τμήματος Μηχανολογίας, για την πολύτιμη βοήθεια και καθοδήγηση που μας προσέφερε για την πραγματοποίηση της Εργασίας.

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ανάπτυξη του θέματος γίνεται σε πέντε κεφάλαια. Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται αναφορά στο προβληματικό ισχίο, τα οφέλη από την επέμβαση και τον λόγο που γίνεται η επέμβαση.

Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται αναφορά στην ιστορική αναδρομή των εμφυτευμάτων ισχίου, την μορφολογία και ανατομία του ισχίου, τους τύπους ενδοπροθέσεων, τον τρόπο και τους κινδύνους της αρθροπλαστικής ισχίου, την φθορά και την αντοχή των εμφυτευμάτων του ισχίου και τον ρόλο του μηχανικού στην αντιμετώπιση των προβλημάτων αυτών.

Στο τρίτο κεφάλαιο γίνεται αναφορά στα υλικά που χρησιμοποιούνται για τα εμφυτεύματα ισχίου, τις ιδιότητές τους και την βιοσυμβατότητα τους. Γίνεται αναφορά στα μεταλλικά υλικά (τιτάνιο, κράμα κοβαλτίου-χρωμίου, ανοξείδωτοι χάλυβες), στα κεραμικά υλικά (αλουμίνη, ζirkόνια, οξίνιουμ, υδροξυαπατίτης) και στα πολυμερή υλικά (πολυαιθυλένιο, πολυμεθακρυλικό μεθύλιο).

Στο τέταρτο κεφάλαιο γίνεται αναφορά στην μελέτη και τον προσδιορισμό της γεωμετρίας του εμφυτεύματος του τεχνητού ισχίου όπως και στην μελέτη του τεχνητού ισχίου μέσω της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων και την παραγωγή του εμφυτεύματος μέσω προγράμματος CAM.

Στο πέμπτο κεφάλαιο γίνεται αναφορά στα χαρακτηριστικά της ενδοπρόθεσης και τον σχεδιασμό της μέσω του σχεδιαστικού προγράμματος CATIA.

# ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

<b>ΠΡΟΛΟΓΟΣ</b> .....	<i>i</i>
<b>ΠΕΡΙΛΗΨΗ</b> .....	<i>ii</i>
<b>ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ</b> .....	<i>iii</i>
<b>1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ</b>	
1.1 ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ .....	1
1.2 Η ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΕΠΕΜΒΑΣΗ ΜΠΟΡΕΙ ΝΑ ΒΟΗΘΗΣΕΙ.....	1
1.3 ΟΦΕΛΗ ΑΠΟ ΤΗΝ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ.....	1
1.4 ΓΙΑ ΠΟΙΟΝ ΛΟΓΟ ΓΙΝΕΤΑΙ Η ΕΠΕΜΒΑΣΗ .....	2
<b>2. ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ ΙΣΧΥΟΥ</b>	
2.1 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ .....	4
2.2 ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΑ ΟΣΤΙΤΗ ΙΣΤΟΥ ΚΑΙ ΟΣΤΟΥ .....	5
2.3 ΤΡΟΠΟΙ ΟΛΙΚΗΣ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ .....	7
2.3.1 Ολική αρθροπλαστική με βιολογικό τσιμέντο .....	7
2.3.2 Ολική αρθροπλαστική χωρίς τσιμέντο.....	8
2.3.3 Μικτός τύπος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου - υβρίδιο.....	10
2.3.4 Προσανατολισμός του μηριαίου και κοτυλιαίου τμήματος της πρόθεσης.....	10
2.3.5 Προκατασκευασμένες προθέσεις.....	11
2.3.6 Επανεγχείρηση (αναθεώρηση) ολικών αρθροπλαστικών που απέτυχαν (revision).....	11
2.4 ΣΥΣΤΑΤΙΚΑ ΤΗΣ ΟΛΙΚΗΣ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΙΣΧΙΟΥ.....	13
2.5 ΠΩΣ ΓΙΝΕΤΕ Η ΕΠΕΜΒΑΣΗ ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΙΣΧΙΟΥ .....	14
2.5.1 Οστεοτομία .....	15
2.5.2 Οστεοενσωμάτωση.....	16
2.6 ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΙΣΧΙΟΥ .....	16
2.6.1 Φθορά των εμφυτευμάτων.....	17
2.6.2 Αντοχή των εμφυτευμάτων .....	22
2.7 Ο ΡΟΛΟΣ ΤΟΥ ΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΣΤΗΝ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΣΤΑ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΙΣΧΙΟΥ .....	23
<b>3.ΥΛΙΚΑ ΓΙΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ ΙΣΧΙΟΥ</b>	
3.1 ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΥΛΙΚΑ .....	24
3.1.1 Κράματα τιτανίου .....	24
3.1.2 Κράματα κοβαλτίου-χρωμίου .....	26
3.1.3 Κράματα ανοξειδωτων χαλύβων.....	27
3.2 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ .....	29
3.2.1 Αλουμίνα ( $Al_2O_3$ ).....	30
3.2.2 Ζιρκονία ( $ZrO_2$ ) .....	32
3.2.3 Oxinium®.....	32

3.2.4 Υδροξυαπατίτης.....	33
3.3 ΠΟΛΥΜΕΡΗ ΥΛΙΚΑ .....	35
3.3.1 Πολυαιθυλένιο (UHMNPE).....	35
3.3.2 Πολυμεθακρυλικό μεθύλιο (PMMA) .....	36
3.4 ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΒΙΟΪΛΙΚΩΝ .....	36
3.4.1 Χαρακτηριστικά υλικών .....	36
3.4.2 Ιδιότητες μεταλλικών υλικών .....	37
3.4.2.1 Κόπωση .....	39
3.4.2.2 Μεταβίβαση τάσεων .....	39
3.4.2.3 Στιβαρότητα.....	40
3.4.2.4 Αντοχή στην διάβρωση .....	41
3.4.2.5 Αλλεργίες και παρενέργειες μεταλλικών κραμάτων .....	42
3.4.3 Ιδιότητες κεραμικών υλικών .....	43
3.4.3.1 Στιβαρότητα και αντοχή των κεραμικών .....	45
3.4.3.2 Αντοχή σε θραύση/παράγοντας έντασης τάσεως.....	48
3.4.3.3 Αντοχή σε θερμικούς αιφνιδιασμούς .....	52
3.4.3.4 Κόπωση των κεραμικών.....	53
3.4.3.5 Φθορά-τριβή.....	53
3.4.3.6 Αντοχή σε διάβρωση .....	54
3.4.4 Ιδιότητες πολυμερών υλικών .....	54
3.5 ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ.....	55
3.5.1 Βιοσυμβατότητα μεταλλικών υλικών .....	55
3.5.2 Βιοσυμβατότητα κεραμικών υλικών .....	55
3.5.3 Βιοσυμβατότητα πολυμερών υλικών.....	56

#### **4. ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ**

4.1 ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ .....	57
4.2 ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΣΤΗΝ ΜΕΛΕΤΗ ΤΟΥ ΤΕΧΝΗΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ .....	61
4.2.1 Εμβιομηχανική .....	61
4.2.2 Πεπερασμένα στοιχεία .....	62
4.2.2.1 Γενική περιγραφή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων .....	62
4.2.2.2 Σχηματισμός πίνακα δυσκαμψίας.....	64
4.2.2.3 Επίλυση του συστήματος .....	66
4.3 ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ CAM .....	66
4.3.1 Μορφές αρχείων για μεταφορά δεδομένων σε CAD/CAM .....	66
4.3.1.1 Μορφή αρχείου IGES .....	67
4.3.1.2 Μορφή αρχείου STEP .....	67
4.3.1.3 Κοινές μορφές αρχείων STEP .....	67
4.3.2 Επεξεργαστές δεδομένων.....	68
4.3.3 Προγραμματισμός κέντρου κατεργασίας .....	68
4.3.4 Δομή προτάσεων προγράμματος .....	69
4.3.4.1 Εντολές κίνησης / προετοιμασίας (G).....	69
4.3.5 Σύστημα εργαλείων κέντρου κατεργασίας .....	70
4.3.5.1 Σύστημα εργαλειοφορέα.....	71
4.3.5.1.1 Ορισμός σημείων & ψηφιακή καθοδήγηση.....	71

## **5.ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΕΝΔΟΠΡΟΘΕΣΗΣ**

5.1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΕΝΔΟΠΡΟΘΕΣΗΣ .....	73
5.2 ΣΧΕΔΙΑΣΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ CATIA.....	77
5.2.1 CATIA Mechanical Design .....	77
5.2.1.1 CATIA Mechanical Design -Συνθέσεις .....	78
5.2.2 CATIA Machining.....	82
5.2.2.1 CATIA Machining - Συνθέσεις .....	83
5.2.3 CATIA Engineering .....	85
5.3 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ.....	85
<b>6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....</b>	<b>102</b>
<b>7.ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....</b>	<b>103</b>

# 1.ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η ζωή είναι κίνηση και η κίνηση είναι ζωή. Η κατεστραμμένη άρθρωση του ισχίου δυσχεραίνει την κίνηση και αποτελεί μια σοβαρή αιτία αναπηρίας και δυσβάστακτου πόνου. Η αντικατάσταση της με τεχνητή είναι ένα από τα μεγαλύτερα σύγχρονα επιτεύγματα της ορθοπεδικής χειρουργικής και γενικότερα της ιατρικής. Επιτρέπει σε ασθενείς που θα ήταν καταδικασμένοι σε μόνιμη επώδυνη αναπηρία στο κρεβάτι να βαδίζουν χωρίς πόνο και να γίνουν ικανοί να εξυπηρετήσουν τους εαυτούς τους.

## 1.1 ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΟΣ

Ανεξάρτητα από την ηλικία σας, τα προβλήματα στην άρθρωση του ισχίου μπορούν να σας κρατήσουν μακριά από δραστηριότητες που απολαμβάνετε παλαιότερα. Ο πόνος και η δυσκαμψία μπορούν ακόμα να περιορίσουν και τις δραστηριότητες τις καθημερινής ζωής. Τα προβλήματα τείνουν να χειροτερεύουν όσο περνά ο καιρός. Ο πόνος στο ισχίο μπορεί να προκαλείται από κάποια από τις παρακάτω αιτίες.

- i. Ένα σοβαρό τραύμα το οποίο δεν επουλώθηκε σωστά πχ κάταγμα στο ισχίο.
- ii. Μια χρόνια νόσο όπως η ρευματοειδής αρθρίτιδα.
- iii. Φθορά της άρθρωσης από την μακροχρόνια χρήση.

## 1.2 Η ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΕΠΕΜΒΑΣΗ ΜΠΟΡΕΙ ΝΑ ΒΟΗΘΗΣΕΙ

Η ολική αρthroπλαστική του ισχίου σχεδόν πάντα μειώνει τον πόνο. Με την χειρουργική επέμβαση αυτή το κατεστραμμένο ισχίο αντικαθιστάται από ένα τεχνητό που ονομάζεται πρόθεση. Η επέμβαση αυτή προσφέρει αρκετά σημαντικά οφέλη.

## 1.3 ΟΦΕΛΗ ΑΠΟ ΤΗΝ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ

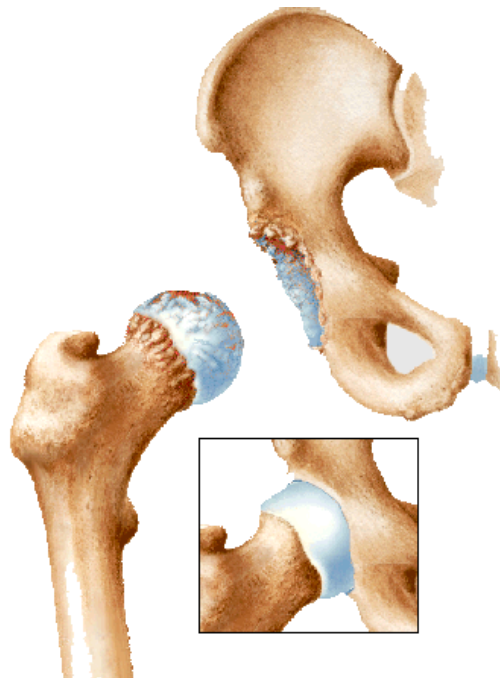
Μετά την ολική αρthroπλαστική του ισχίου μπορείτε να περιμένετε ότι θα κινήστε πιο άνετα. Οι περισσότεροι άνθρωποι απολαμβάνουν όλα τα οφέλη που αναφέρονται παρακάτω. Η ολική αρthroπλαστική του ισχίου σχεδόν πάντα:

- i. Σταματάει ή μειώνει σημαντικά τον πόνο. Ακόμα και ο πόνος από την επέμβαση θα πρέπει να εξαφανιστεί σε λίγες εβδομάδες.
- ii. Αυξάνει την δύναμη των κάτω άκρων. Χωρίς τον πόνο στο ισχίο θα μπορείτε να χρησιμοποιείτε περισσότερο τα πόδια σας. Αυτό θα δυναμώσει τους μύες σας.
- iii. Βελτιώνει την ποιότητα ζωής επιτρέποντάς σας να εκτελείτε δραστηριότητες της καθημερινής ζωής με μεγαλύτερη ευκολία.

- iv. Προσφέρει χρόνια ευκολότερης κίνησης. Οι περισσότερες αρθροπλαστικές του ισχίου διαρκούν για αρκετά χρόνια.
- v. Σας βοηθά να κρατηθείτε σε καλύτερη υγεία και ευεξία γιατί ή κίνηση είναι πηγή ζωής για τον οργανισμό.

#### 1.4 ΓΙΑ ΠΟΙΟΝ ΛΟΓΟ ΓΙΝΕΤΑΙ Η ΕΠΕΜΒΑΣΗ

Η οστεοαρθρίτιδα του ισχίου είναι μία χρόνια εκφυλιστική νόσος. Ο χόνδρος που φυσιολογικά καλύπτει τις επιφάνειες των οστών που έρχονται σε επαφή στην άρθρωση του ισχίου, παθαίνει βλάβη σαν αποτέλεσμα της μακρόχρονης χρήσης και της τριβής. Η διαδικασία της εκφύλισης αρχίζει με οίδημα, μαλάκυνση του χόνδρου και αργότερα παρουσιάζονται διαβρώσεις. Καθώς η νόσος προχωράει αναπτύσσονται οστεόφυτα τα οποία είναι ανώμαλες οστικές προεκβολές στα περιφερικά συνήθως όρια της άρθρωσης, που όταν μεγαλώσουν αρκετά μπορούν να περιορίσουν τις κινήσεις. Στο τελικό στάδιο της νόσου συμβαίνει ολοκληρωτική καταστροφή του αρθρικού χόνδρου με αποτέλεσμα τις ανώμαλες επιφάνειες προστριβής των οστών και τα εκτεταμένα οστεόφυτα στα χείλη της άρθρωσης (Εικόνα 1.1). Αυτές οι προοδευτικές αλλοιώσεις έχουν σαν αποτέλεσμα την απώλεια της λειτουργικότητας του ισχίου και την εμφάνιση σταδιακά αυξανόμενου πόνου κυρίως κατά την βάδιση και την στήριξη του βάρους στο πόδι που πάσχει. Ο πόνος γίνεται συνήθως αισθητός στη βουβωνική περιοχή ή στην πρόσθια περιοχή του μηρού και αντανακλά μερικές φορές στην εσωτερική πλευρά του γόνατος.



**Εικόνα 1.1 :** Οστεοαρθρίτιδα του ισχίου



Η ολική αρθροπλαστική είναι η θεραπεία εκλογής στους ασθενείς που πάσχουν από οστεοαρθρίτιδα καθώς και από ρευματοειδή αρθρίτιδα του ισχίου, όταν η καταστροφή της άρθρωσης από τη νόσο αφορά και την κοτύλη και το μηριαίο. Η επέμβαση μερικές φορές γίνεται και σε άλλες περιπτώσεις όπως σε κατάγματα του ισχίου ή σε άσηπτη νέκρωση. Η άσηπτη νέκρωση είναι μια νόσος στην οποία νεκρώνεται η κεφαλή του μηριαίου. Οι περισσότεροι ασθενείς που υποβάλλονται σε ολική αρθροπλαστική ισχίου είναι πάνω από 55 χρονών αλλά καμιά φορά η επέμβαση γίνεται και σε νεότερους ασθενείς.

Οι συνηθισμένες ενδείξεις για την ολική αρθροπλαστική είναι:

- i. Πόνος σοβαρός ο οποίος περιορίζει όχι μόνο την ικανότητα για εργασία αλλά και τις δραστηριότητες της καθημερινής ζωής.
- ii. Πόνος που δεν ανακουφίζεται ικανοποιητικά από παυσίπονα, από τη χρήση βοηθητικού μπαστουιού ή από τον περιορισμό της δραστηριότητας του ατόμου.
- iii. Σοβαρού βαθμού δυσκαμψία στο ισχίο [1].

## 2. ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ ΙΣΧΥΟΥ

### 2.1 ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Η ολική αρθροπλαστική του ισχίου είναι η πιο συχνή επέμβαση στους ενήλικες και είναι μια διαδικασία επιδιόρθωσης του ισχίου. Μια ανασκόπηση της ιστορίας είναι απαραίτητη για να εκτιμήσουμε όχι μόνο τα σημερινά δεδομένα αλλά και αυτά του παρελθόντος. Η χρήση βιολογικών και ανόργανων υλικών για αρθροπλαστική ισχίου έγινε γνωστή τον 20ο αιώνα. Παραμορφωμένες και αγκυλωμένες επιφάνειες του ισχίου αφαιρούνται και ένα επιπρόσθετο στρώμα τοποθετείται για να επαναδομήσει το ισχίο και να επιτρέψει την κίνηση. Επίδεσμοι, μοσχεύματα και περιαρθρικοί μαλακοί ιστοί χρησιμοποιήθηκαν εκτενώς στην Αμερική και στην Ευρώπη. Τα αποτελέσματα παρέμεναν απρόβλεπτα με τον αυξανόμενο πόνο και την δυσκαμψία να είναι οι πρωταρχικές αιτίες αποτυχίας. Το 1937 εμφυτεύματα με επαρκή αντοχή έγιναν διαθέσιμα.

Η ολική αρθροπλαστική του ισχίου προκύπτει ως αποτέλεσμα πολλών βελτιώσεων στην κατασκευή τη πρόθεσης της κεφαλής του μηρού, της διαθεσιμότητας των κατάλληλων υλικών και τεχνικών κατασκευής της καλύτερης κατανόησης των μηχανισμών του ισχίου και την ανάγκη επιδιόρθωσης της κοτύλης. Τα αδέρφια Judet [2] χρησιμοποίησαν μια ακρυλική πρόθεση μηριαίας κεφαλής αλλά ο θρυμματισμός του ακρυλικού υλικού προκάλούσε αντίδραση των οστών συμπεριλαμβανομένου και καταστροφής του οστού.

Ο Moore [3] ανέπτυξε μεταλλικές προθέσεις με μυελικά στελέχη για στερέωμα του σκελετού. Οι Marshall Urist [4], Kenneth McKee [5], John Watson Farrar [6] και άλλοι σχεδιαστές δεν έφεραν κάποιο ικανοποιητικό αποτέλεσμα γιατί η τριβή των μετάλλων ήταν ένα ανεπιθύμητο αποτέλεσμα με αυξημένη πιθανότητα χαλάρωσης και πόνου. Συγκεκριμένη αναφορά πρέπει να γίνει στον Sir John Charnley [7] για την συστηματική μελέτη σε όλες τις προοπτικές της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου συμπεριλαμβανομένου των θεμάτων της τριβής, της λίπανσης, των υλικών, του σχεδιασμού και του περιβάλλοντος του χειρουργείου. Η καινοτομία του ήταν η χρησιμοποίηση ακρυλικού τσιμέντου για την στερέωση υλικών. Όλοι οι μεταγενέστεροι ερευνητές βασίστηκαν στις έρευνές του. Παρόλα αυτά η ιστορία της αρθροπλαστικής του ισχίου υπήρξε δυναμική και έρευνες συνεχίζουν να επιφέρουν αποτελέσματα ειδικά σε νέους ασθενείς. Η έρευνα οδηγείται σε δύο κατευθύνσεις: Η μία να περιορίσει τη χρήση τσιμέντου και η άλλη στο να βελτιώσει τα ισχία που έχουν ήδη τσιμέντο. Η τεχνολογική ανάπτυξη εμφυτευμάτων επέφερε αλλαγές. Κεραμικές και μεταλλικές προθέσεις άρχισαν να χρησιμοποιούνται εξαιτίας του χαμηλού συντελεστή τριβών και των ανώτερων χαρακτηριστικών τους. Το τιτάνιο αναγνωρίστηκε σαν ένα από τα πιο δυνατά υλικά. Δυστυχώς η μειωμένη του αντοχή το καθιστά κατάλληλο για χρήση ως επιπρόσθετη επιφάνεια στην αρχική του μορφή. Καθώς η μηριαία κεφαλή από τιτάνιο δεν είναι πλέον διαθέσιμη. Κάποιοι ερευνητές αναφέρουν καλά αποτελέσματα ανασκοπήσεων νέων τεχνικών. Ορισμένες καινούργιες τεχνικές αναφέρουν οι ερευνητές ότι είναι ελκυστικές ιδιαίτερα σε νέους ασθενείς. Παρόλα αυτά είναι σημαντικό να αναλογιστούμε τα προβλήματα προηγούμενων τεχνικών, τα οποία δεν έγιναν εμφανή παρά μόνο μετά από 5

χρόνια συνεχών ερευνών. Πρόσφατες αναφορές της επαναληπτικής αρθροπλαστικής του ισχίου αναφέρουν ότι τα αποτελέσματα ήταν σχεδόν όμοια με την αρχική αρθροπλαστική. Ωστόσο, ένας αριθμός πιο πρόσφατων ερευνών αναφέρει ότι αυτό δεν αληθεύει και ότι στις περισσότερες περιπτώσεις η επαναληπτική επέμβαση πρέπει να θεωρείται μια σωτήρια επέμβαση. Δεν υπάρχει αμφιβολία στο ότι η αρχική ολική αρθροπλαστική προσφέρει την καλύτερη πιθανότητα επιτυχίας. Η επιλογή όμως του κατάλληλου ασθενούς, των κατάλληλων εμφυτευμάτων και της τεχνικής που θα χρησιμοποιηθεί είναι από τα πιο σημαντικά. Η ολική αρθροπλαστική του ισχίου απαιτεί, ο χειρουργός να ξέρει όλες τις τεχνικές που απαιτεί αυτή η επέμβαση. Παρόλα αυτά για να αντιμετωπιστούν σωστά οι κίνδυνοι που παραμονεύουν και να αξιολογηθούν νέες τεχνικές και εμφυτεύματα, η γνώση των τεχνικών της βιομηχανικής των υλικών και του σχεδιασμού είναι επίσης απαραίτητη [8].

## 2.2 ΜΟΡΦΟΛΟΓΙΑ ΟΣΤΙΤΗ ΙΣΤΟΥ ΚΑΙ ΟΣΤΟΥ

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%). 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 εμποτισμένη 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 ενασβεστίωση αυτή της οργανικής μεσοκυττάριας ουσίας δημιουργεί τις ιδιαίτερες εκείνες δυσκολίες που παρεμβαίνουν στην θρέψη και στη γενική αύξηση του ζωντανού οστικού κυττάρου.

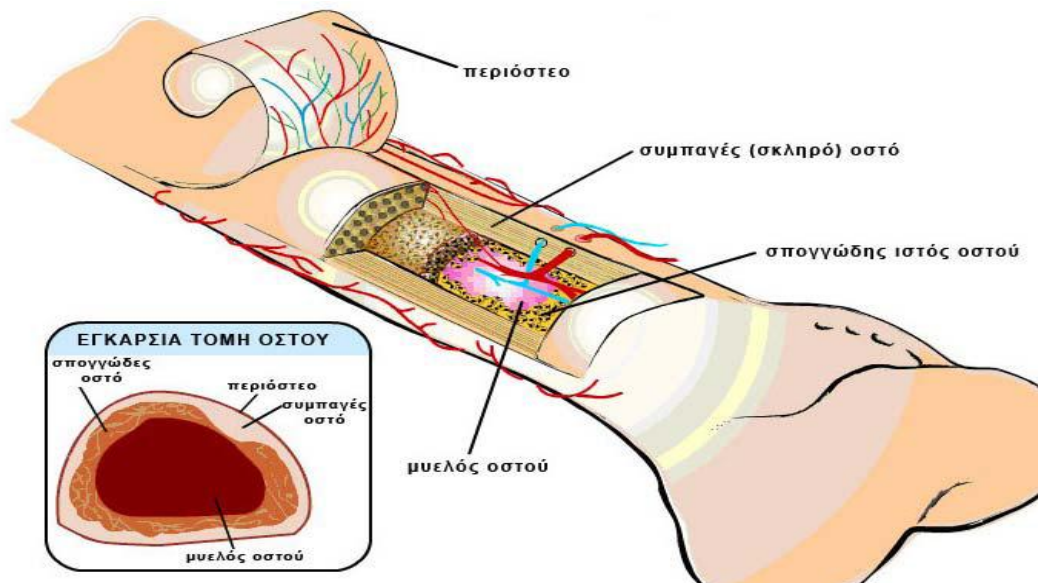
Ο ιστός του οστού είναι ένα πολύπλοκο φυσικό σύνθετο υλικό το οποίο αποτελείται από μαλακές και ανθεκτικές πρωτεΐνες κολλαγόνου και από ψαθυρό απατίτη και έχει μία πυκνότητα μεταξύ 1.6 και 1.7 g/cm<sup>3</sup>. Όντας ένα ανισότροπο υλικό, οι μηχανικές ιδιότητες του οστού διαφέρουν στη διαμήκη, (αξονική) και εγκάρσια (ακτινική) διεύθυνση (Πίνακας 2.1). Η αρθρωτική (συνδετική) επιφάνεια κάθε άρθρωσης είναι επικαλυμμένη με χόνδρο, ο οποίος αποτελείται από υγρά του σώματος τα οποία λιπαίνουν και παρέχουν μία διεπιφάνεια η οποία έχει ένα πολύ μικρό συντελεστή τριβής ούτως ώστε να διευκολύνει την κίνηση ολίσθησης των οστών.

**Πίνακας 2.1 : Μηχανικά Χαρακτηριστικά του Ανθρώπινου Μηριαίου Οστού Παράλληλα και Κάθετα στον Άξονα του Οστού**

Ιδιότητα	Παράλληλα στον άξονα του οστού	Κάθετα στον άξονα του οστού
Μέτρο ελαστικότητας, Gra	17.4	11.7
Τελική αντοχή, εφελκυσμός, Mpa	135	61.8
Τελική αντοχή, θλίψη, Mpa	196	135
Επιμήκυνση για θραύση	3-4%	-

Η ανθρώπινη άρθρωση του μηριαίου λαμβάνει χώρα στην ένωση μεταξύ της λεκάνης και του οστού του άνω μέρους του ποδιού (μηρός) ή μηριαίο οστού. Ένα σχετικά μεγάλο εύρος περιστροφικών κινήσεων επιτρέπεται στο ισχίο από την άρθρωση τύπου μπάλας-κυπέλλου. Το πάνω μέρος του μηριαίου οστού καταλήγει σε μία κεφαλή σχήματος μπάλας η οποία προσαρμόζεται μέσα σε μία εσοχή σαν κύπελλο (κοτύλη) εντός της λεκάνης.

Αυτή η άρθρωση λαμβάνει χώρα στην στενή περιοχή ακριβώς κάτω από την κεφαλή. Επιπλέον, στο ισχίο μπορεί να αναπτυχθεί ασθένεια (η οστεοαρθρίτιδα). Σε αυτή την περίπτωση μικροί σβόλοι οστού αναπτύσσονται πάνω στις τριβόμενες επιφάνειες της άρθρωσης, κάτι το οποίο προκαλεί πόνο καθώς η κεφαλή περιστρέφεται μέσα στην κοτύλη.



**Εικόνα 2.1 : Μορφολογία οστού**

Αν εξετάσουμε τα οστά σε διατομή (Εικόνα 2.1) 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 μύκη, 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 [9].

## 2.3 ΤΡΟΠΟΙ ΟΛΙΚΗΣ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ

- i. Ολική αρθροπλαστική με βιολογικό τσιμέντο
- ii. Ολική αρθροπλαστική χωρίς τσιμέντο
- iii. Μικτός τύπος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου- υβρίδιο
- iv. Προσανατολισμός του μηριαίου και κοτυλαίου τμήματος της πρόθεσης
- v. Προκατασκευασμένες προθέσεις
- vi. Επανεγχείρηση (αναθεώρηση) ολικών αρθροπλαστικών που απέτυχαν (Revision)

### 2.3.1 Ολική αρθροπλαστική με βιολογικό τσιμέντο

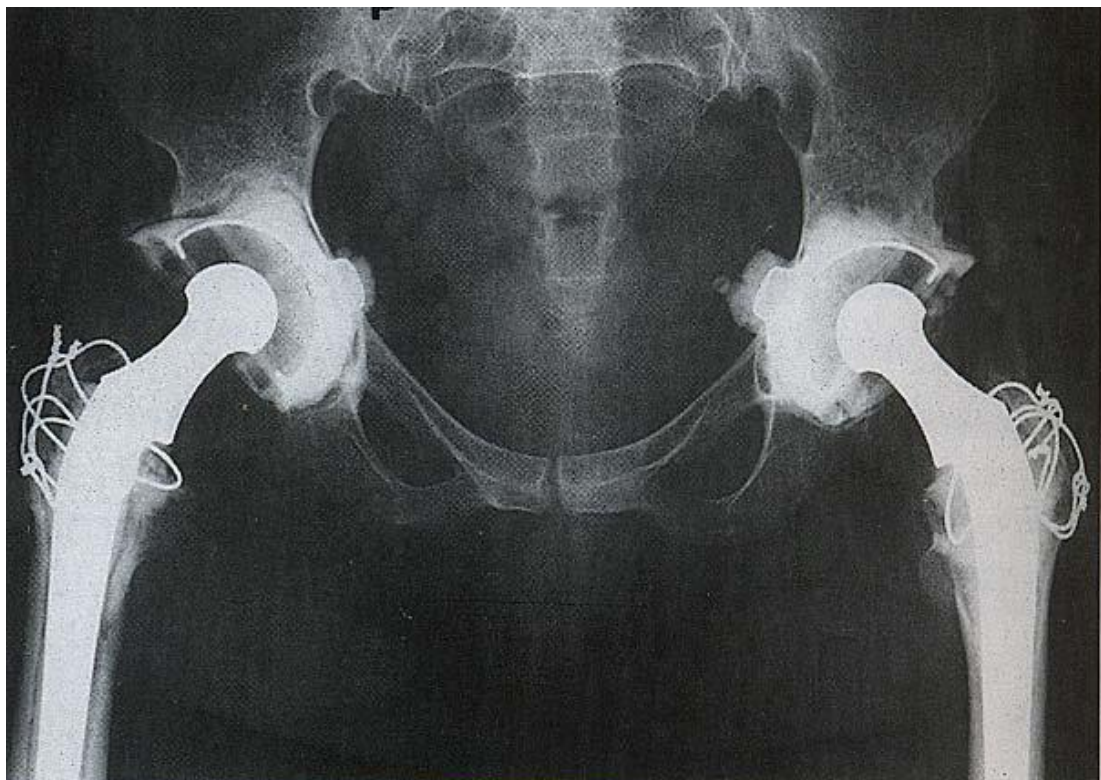
Η ολική αντικατάσταση μιας κατεστραμμένης άρθρωσης με τεχνητή αποτέλεσε ένα από τα μεγαλύτερα επιτεύγματα της ορθοπεδικής χειρουργικής, αλλά και της ιατρικής γενικότερα. Έτσι οι ασθενείς με κατεστραμμένες αρθρώσεις του ισχίου, που ήταν καταδικασμένοι σε μόνιμη επώδυνη αναπηρία στο κρεβάτι μπορούν σήμερα με την αντικατάσταση των αρθρώσεων του ισχίου καθώς και του γόνατος, όταν χρειάζεται, να γίνουν ικανοί να βαδίσουν και όχι μόνο να εξυπηρετήσουν τον εαυτό τους, αλλά και να εξυπηρετήσουν το οικογενειακό τους περιβάλλον. Περίπου 120.000 ολικές αρθροπλαστικές του ισχίου γίνονται κάθε χρόνο στις ΗΠΑ , 60.000 στη Γερμανία και 40.000 στη Μ. Βρετανία. Αναλογικά στην Ελλάδα θα έπρεπε να γίνονται περίπου 4.500-5.000 ολικές αρθροπλαστικές του ισχίου, λόγω όμως ανεπάρκειας σε νοσηλευτικές κλίνες, χειρουργεία και αντίστοιχη υποδομή, μόλις φθάνουν τις 2.500-3.000.

Οι πρώτες επιτυχείς αντικαταστάσεις του ισχίου έχουν γίνει στις αρχές της δεκαετίας του 1960 από τους Βρετανούς ορθοπεδικούς Sir John Charnley [7], Kenneth Mackee [5] και John Watson Farar [6]. Ο πρώτος χρησιμοποίησε μεταλλική κεφαλή και πλαστική κοτύλη, ενώ ο δεύτερος με τον συνεργάτη του χρησιμοποίησαν μεταλλική κεφαλή και μεταλλική κοτύλη. Απόπειρες αντικατάστασης της άρθρωσης του ισχίου είχαν γίνει πριν από πολλά χρόνια επανειλημμένα, αλλά όλες κατέληγαν σε αποτυχία, εξαιτίας της ακαταλληλότητας του υλικού που χρησιμοποιήθηκε για στήριξη, τόσο της πρόθεσης μέσα στο μηριαίο όσο και της πλαστικής κοτύλης.

Η επινόηση και χρησιμοποίηση του ακρυλικού τσιμέντου ή βιολογικού τσιμέντου, έκανε δυνατή τη σταθερή στήριξη της τεχνητής άρθρωσης και τη λειτουργία της για μακρά σειρά ετών.

Τελικά και τις δύο αυτές αρχικές αρθρώσεις, εκείνοι που επικράτησε ήταν αυτή που συνδύαζε μεταλλική κεφαλή και πλαστική κοτύλη (Εικόνα 2.3), επειδή ακριβώς είχε μικρότερο συντελεστή τριβής απ' ότι η μεταλλική κεφαλή με τη μεταλλική κοτύλη. Τα τελευταία χρόνια εντούτοις μερικοί ερευνητές άρχισαν πάλι να χρησιμοποιούν την τεχνητή άρθρωση με στήριξη μετάλλου προς μέταλλο, διότι φάνηκε ότι δεν ήταν ο συντελεστής τριβής εκείνος που

οδηγούσε σε αποτυχία της άρθρωσης, αλλά κυρίως ο τύπος κατασκευής της, και τα ρινίσματα φθοράς στην περίπτωση του πλαστικού κυπελλίου.



**Εικόνα 2.3 :** Ακτινογραφία ολικής αρθροπλαστικής τύπου Charnley.

### **2.3.2 Ολική αρθροπλαστική χωρίς τσιμέντο**

Στα μέσα της δεκαετίας του 1970 τα προβλήματα της μηχανικής χαλάρωσης των προθέσεων και της εκτεταμένης οστικής απώλειας, με σύγχρονη κατάτμηση του τσιμέντου, οδήγησαν στην αναζήτηση και επινοήση των προθέσεων χωρίς τσιμέντο. Στόχος των προθέσεων αυτών ήταν η αποφυγή χρησιμοποίησης τσιμέντου και η βιολογική σταθεροποίηση τόσο του μηριαίου, όσο και του κοτυλιαίου τμήματος της πρόθεσης με την ανάπτυξη απευθείας οστού μέσα στα κενά της ανώμαλης επιφάνειας της πρόθεσης.

Με τον τρόπο αυτό ελαττώνεται η μηχανική χαλάρωση των προθέσεων και επιπλέον σε περίπτωση χαλάρωσης, η καταστρεπτική επίδραση πάνω στη μάζα του οστού στην περιοχή στήριξης είναι πολύ μικρότερη από εκείνη του βιολογικού τσιμέντου.

Για την επίτευξη αυτού του σκοπού, δηλαδή την δια του οστού στήριξη, έχουν επινοηθεί και χρησιμοποιήθηκαν μηριαίες προθέσεις πορώδεις με σκοπό, αφ' ενός μεν την καλύτερη στήριξη με την ανώμαλη επιφάνεια και αφ' ετέρου την ευκολότερη διείσδυση του αναπτυσσόμενου οστού μεταξύ των προεξοχών της πρόθεσης (Εικόνα 2.5 ,ολική αρθροπλαστική χωρίς τσιμέντο).



**Εικόνα 2.5 :** Ολική αρθροπλαστική αμφοτέρων των ισχίων με κεραμικές κοτύλες, χωρίς τσιμέντο.

Οι ιδεώδεις διαστάσεις κάθε μιας μικρής προεξοχής από αυτές τις πορώδεις επιφάνειες είναι 200- 500  $\mu$ . Οι μικροπορώδεις αυτές επιφάνειες όταν αφορούν στο μηριαίο περιορίζονται ή στο κεντρικό ήμισυ της πρόθεσης ή σε ορισμένες περιπτώσεις σε μεγαλύτερη έκταση, και σε άλλες πάλι, σε όλη την επιφάνεια του μηριαίου στελέχους. Στην τελευταία περίπτωση, η στήριξη της ενδοπρόθεσης περιφερικά μέσα στον μηριαίο αυλό αποφορτίζει την διατροχαντήριο περιοχή με αποτέλεσμα την οστική ατροφία.

Στην περίπτωση του κοτυλιαίου τμήματος υπάρχει επίσης μικροπορώδης επιφάνεια σ' ένα σχήμα κοτύλης ημισφαιρικό, στην εξωτερική επιφάνεια του οποίου υπάρχουν προσκολλημένα μικροσωματίδια από πατίτη. Οι προθέσεις χωρίς τσιμέντο με υδροξυαπατίτη αποτελούν τις πλέον εξελιγμένες μορφές προθέσεων που χρησιμοποιούνται σήμερα. Δεν υπάρχουν μακροχρόνια αποτελέσματα για την οριστική τους εκτίμηση. Τα πρώτα όμως αποτελέσματα 2-4 ετών φαίνονται ικανοποιητικά. Δύο βασικές προϋποθέσεις για να αναπτυχθεί οστό που θα συγκρατήσει την πρόθεση, μεταξύ των προεξοχών, είναι η άμεση σταθερή συγκράτηση της πρόθεσης κατά τον χρόνο της εγχείρησης και η όσο το δυνατόν μεγαλύτερη επαφή της πορώδους επιφάνειας προς το οστό που την φιλοξενεί. Για το σκοπό αυτό, πρέπει οι προθέσεις να έχουν το κατάλληλο σχήμα, η δε προετοιμασία του αυλού του μηριαίου να είναι όσο το δυνατόν περισσότερο ακριβής για να υποδεχτεί την πρόθεση.

Γενικά μπορούμε να πούμε ότι η επιλογή της κατάλληλης πρόθεσης και του μεγέθους της, καθώς επίσης και η χειρουργική τεχνική, πρέπει να είναι πολύ ακριβέστερα παρά στην περίπτωση εφαρμογής πρόθεσης που στηρίζεται με τσιμέντο.

Έτσι σήμερα έχουμε δύο είδη προθέσεων χωρίς τσιμέντο, την ανατομική και την ευθεία. Η ανατομική παρουσιάζει τις καμπυλότητες που έχει η μετάφυση του μηριαίου και ανταποκρίνεται γενικά στη γεωμετρία του αυλού του μηριαίου. Χρησιμοποιούνται επομένως μηριαίες ενδοπροθέσεις αριστερές και δεξιές με την αντίστοιχη πρόσθια απόκλιση που χρειάζεται ο αυχέννας. Μειονέκτημα των χωρίς τσιμέντο ενδοπροθέσεων είναι το υψηλό ποσοστό πόνου στο μηρό που φθάνει το 5- 25% των περιπτώσεων. Ο πόνος αυτός από πλευράς έντασης, μπορεί να είναι ήπιος που να μην εμποδίζει την καθημερινή λειτουργικότητα του ισχίου, έως αναπηρικός. Στις περισσότερες περιπτώσεις, αν όχι σε όλες, ελαττώνεται προοδευτικά σε ένταση και



υποχωρεί μετά 1-2 χρόνια. Οι ενδείξεις χρησιμοποίησης των χωρίς τσιμέντο προθέσεων αφορούν νέα γενικώς άτομα ηλικίας κάτω των 60 ετών. Πάνω από την ηλικία αυτή συνήθως χρησιμοποιούνται προθέσεις με τσιμέντο.

### 2.3.3 Μικτός τύπος ολικής αρθροπλαστικής ισχίου - υβρίδιο

Παρά την βελτίωση του σχήματος των προθέσεων και της τεχνικής της εφαρμογής του τσιμέντου, τα αποτελέσματα στην πλευρά της κοτύλης δεν ήταν ικανοποιητικά. Αντίθετα τα αποτελέσματα από τη χρήση ημισφαιρικής κοτύλης με πορώδη επιφάνεια, που τοποθετείται με ακρίβεια μέσα στην οστέινη κοτύλη ή βιδωτές κοτύλες από τιτάνιο και παράλληλα η πολύ ικανοποιητική αποτελεσματικότητα από τη χρησιμοποίηση μηριαίας ενδοπρόθεσης που στηρίζεται με τσιμέντο, οδήγησαν στην επινόηση του μικτού αυτού τύπου στήριξης της πρόθεσης, δηλαδή του υβριδίου. (Εικόνα 2.6 ,ολικής αρθροπλαστικής μικτού τύπου υβρίδιο).



**Εικόνα 2.6 :** Ολική αρθροπλαστική μικτού τύπου (υβρίδιο). Κοτύλη χωρίς τσιμέντο και μηριαία πρόθεση με τσιμέντο.

Αυτό σημαίνει ότι η μεν κοτύλη σταθεροποιείται χωρίς τσιμέντο με την πορώδη της επιφάνεια και το ημισφαιρικό της σχήμα μέσα στην οστέινη κοτύλη, ενώ το μηριαίο στέλεχος σταθεροποιείται με βιολογικό τσιμέντο. Δεν υπάρχουν συγκριτικές μελέτες για την επιβεβαίωση της επιτυχούς ή μη εφαρμογής του τύπου αυτού της στήριξης.

### 2.3.4 Προσανατολισμός του μηριαίου και κοτυλιαίου τμήματος της πρόθεσης

Το μηριαίο τμήμα της πρόθεσης πρέπει να τοποθετείται σε ουδέτερη ή ελαφρώς βλαισή θέση. Το κοτυλιαίο τμήμα πρέπει να τοποθετείται στην



ανατομική θέση της αληθινής κοτύλης. Ο προσανατολισμός πρέπει να είναι τέτοιος ώστε η κοτύλη να καλύπτεται πλήρως κατά το δυνατόν από οστό. Έχει αποδειχθεί από διάφορες μελέτες ότι η κοτύλη που τοποθετείται κάθετα με γωνία μικρότερη των  $55^\circ$ , αλλά είναι πλήρως καλυμμένη από οστό, αντέχει περισσότερο από εκείνη που τοποθετείται σε περισσότερο οριζόντια θέση και είναι μόνο μερικώς καλυμμένη από το οστό. Επιπλέον δεν φαίνεται να υπάρχει ιδιαίτερα μεγάλος κίνδυνος εξάρθρημάτων στις κοτύλες που τοποθετούνται σε περισσότερο κάθετη θέση. Ίσως όμως οι κοτύλες αυτές να φθείρονται πολύ πιο εύκολα. Οι βιδωτές κοτύλες έχουν ελαφρώς μεγαλύτερα ποσοστά αποτυχίας από εκείνες με πορώδη κάλυψη και στις χρησιμοποιούνται επιπλέον βίδες. Ακόμη οι κοτύλες ποτ είναι ημισφαιρικές σταθεροποιούνται πολύ καλύτερα από εκείνες που είναι κωνικές.

### **2.3.5 Προκατασκευασμένες προθέσεις**

Τελευταία σε ορισμένα κέντρα λόγω των δυσκολιών που αντιμετωπίζονται στην ακριβή εφαρμογή του μηριαίου στελέχους μέσα στον αυλό του μηριαίου, κατά τη διάρκεια της εγχείρησης παίρνουν με σιλικόνη το σχήμα του αυλού του μηριαίου και κατασκευάζουν με βάση αυτό την πρόθεση, την οποία και χρησιμοποιούν. Σε άλλα κέντρα μετρούν τον αυλό του μηριαίου με ηλεκτρονικό υπολογιστή και κατασκευάζουν ανάλογο μηριαίο στέλεχος.

Το χρονικό διάστημα που χρησιμοποιούνται οι τύποι αυτοί των προθέσεων είναι βραχύ και γι' αυτό δεν υπάρχουν ακόμη αξιόπιστα αποτελέσματα.

### **2.3.6 Επανεγχείρηση (αναθεώρηση) ολικών αρthroπλαστικών που απέτυχαν (revision)**

Παρά την επιτυχία που σημείωσαν οι ολικές αυτές αρthroπλαστικές του ισχίου ένα σημαντικό ποσοστό καταλήγει σε αποτυχία κυρίως από μηχανική χαλάρωση και λιγότερο από φλεγμονή. Τα ποσοστά μηχανικής χαλάρωσης για τις ολικές αρthroπλαστικές της περιόδου του 1970 έφθαναν το 30-40% στα 10 χρόνια λόγω της οστεόλυσης γύρω από την πρόθεση. Το γεγονός αυτό οδήγησε στην διερεύνηση των αιτιών που έδειξε την αποφασιστική σημασία της τεχνικής στην παρασκευή και τοποθέτηση του βιολογικού τσιμέντου, αλλά και της μορφής σύστασης, και του σχήματος του μηριαίου stem και της κοτύλης. Έτσι σήμερα, στις ολικές αρthroπλαστικές του ισχίου με τσιμέντο που τοποθετούνται με βάση τη σύγχρονη τεχνική, μόνο το 3% του μηριαίου τμήματος και το 10% του κοτυλιαίου χρειάζονται επανεγχείρηση μετά 10-15 χρόνια λόγω μηχανικής χαλάρωσης. Θα μπορούμε επομένως να πούμε απατώντας στο ερώτημα του πόση είναι η διάρκεια ζωής μιας τέτοιας σύγχρονης τεχνητής άρθρωσης που τοποθετείται, ότι φθάνει τα 15-20 χρόνια. Αναφορικά με τα αίτια της μηχανικής χαλάρωσης πιστεύαμε μέχρι τις αρχές της δεκαετίας του 1980 ότι το βιολογικό τσιμέντο ήταν το κύριο αίτιο για την δημιουργία οστεόλυσης γύρω από την πρόθεση, λόγω της αντίδρασης του οργανισμού προς ξένο σώμα, της τοξικότητας του υγρού που χρησιμοποιείται για τη διάλυση της σκόνης του τσιμέντου καθώς και της νέκρωσης των ιστών από την υψηλή θερμοκρασία που αναπτύσσεται κατά την ανάμειξη και τον

πολυμερισμό. Με τη πρόοδο όμως της έρευνας γύρω από το αντικείμενο αυτό και την εισαγωγή προθέσεων με πορώδεις επιφάνειες, που στηρίζονται και σταθεροποιούνται μέσα στο μηριαίο αυλό με την απευθείας ανάπτυξη του οστού μεταξύ των πόρων της πρόθεσης διαπιστώθηκε ότι οστεόλυση μπορεί να συμβεί και στις προθέσεις αυτές παρόλο που δεν χρησιμοποιείται βιολογικό τσιμέντο.

Το ποσοστό εμφάνισης οστεόλυσης γύρω από την πρόθεση διαφέρει από συγγραφέα σε συγγραφέα, όλοι όμως συμφωνούν ότι το ποσοστό είναι πολύ μικρότερο στις πολύ καλά σταθεροποιημένες προθέσεις με ή χωρίς βιολογικό τσιμέντο και ότι η οστεόλυση προχωράει με ταχύ ρυθμό από την στιγμή που αρχίζει η μηχανική χαλάρωση. Και επειδή η εμφάνιση οστεόλυσης είναι στο μεγαλύτερο ποσοστό ασυμπτωματική, είναι ανάγκη οι ασθενείς με ολική αρθροπλαστική ισχίου να παρακολουθούνται τουλάχιστον μία φορά το χρόνο, ώστε να είναι δυνατή η αποκάλυψη μιας οστεόλυσης και να γίνει έγκαιρα η επανεγχείρηση πριν η οστεόλυση οδηγήσει σε μηχανική χαλάρωση και εκτεταμένη οστική καταστροφή που θα καταστήσει την επέμβαση εξαιρετικά δύσκολη αν όχι αδύνατη (Εικόνα 2.7).



**Εικόνα 2.7 :** Επανεγχείρηση με τεχνητή άρθρωση χωρίς τσιμέντο.

Συμπερασματικά αναφορικά με τα αίτια της οστεόλυσης μπορεί να λεχθεί, ότι στις μεν προθέσεις με τσιμέντο υπεύθυνα είναι τα σωματίδια του βιολογικού τσιμέντου, που αποσπώνται από αυτό καθώς και τα ρινίσματα φθοράς από την κοτύλη πολυαιθυλενίου και λιγότερο τα ρινίσματα του μετάλλου. Αντίθετα στις προθέσεις χωρίς τσιμέντο τα ρινίσματα τριβής και φθοράς του πολυαιθυλενίου είναι το κύριο αίτιο οστεόλυσης, ενώ τα ρινίσματα από το μέταλλο παίζουν δευτερεύοντα ρόλο.

Όσον αφορά στον παθογενετικό μηχανισμό τα σωματίδια ρινίσματα φθοράς προκαλούν αντίδραση του οργανισμού προς ξένο σώμα που οδηγεί στο σχηματισμό μιας χαρακτηριστικής μεμβράνης μεταξύ της πρόθεσης και του οστού. Η μεμβράνη αυτή, όπως αποδείχθηκε από ανοσοϊστοχημικές και βιοχημικές μελέτες, αποτελείται κυρίως από μακροφάγα και ινοβλάστες που εκκρίνουν διάφορες ουσίες οι οποίες προκαλούν απορρόφηση οστού με αποτέλεσμα την οστεόλυση γύρω από την πρόθεση.

Γενικά η επανεγχείρηση (αναθεώρηση) ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου που απέτυχε, αποτελεί μια μεγάλη και δύσκολη επέμβαση με πολλούς

εγχειρητικούς κινδύνους. Χρειάζεται ειδικά εργαλεία, ειδικές για κάθε περίπτωση προθέσεις, μεγάλη εμπειρία και πολύ καλή προεγχειρητική μελέτη. Η αφαίρεση του τσιμέντου ιδιαίτερα από τον αυλό του μηριαίου παρουσιάζει συχνά μεγάλες τεχνικές δυσκολίες. Η διάνοιξη παραθύρου στον πρόσθιο φλοιό του μηριαίου που να περιλαμβάνει το περιφερικό άκρο της πρόθεσης, αποτελεί μια πολύ καλή υποβοηθητική λύση, έχει όμως το μειονέκτημα του κινδύνου κατάγματος της διάφυσης κατά τις κινήσεις του σκέλους στη διάρκεια της επεμβάσεως, ιδιαίτερα κατά τις στροφές. Η νέα πρόθεση πρέπει να περνά το κάτω όριο του παραθύρου τουλάχιστον κατά 4-5 εκ. Οστικά μοσχεύματα είναι δυνατόν να χρειαστούν όταν υπάρχει μεγάλη απώλεια οστικής μάζας, που πρέπει να λαμβάνονται από το αντίθετο λαγόνιο. Όχι σπάνια σε εκτεταμένη οστική καταστροφή χρειάζονται ειδικά κατασκευασμένες προθέσεις. Τελευταία χρησιμοποιούνται επίσης στις περιπτώσεις αυτές αλλομοσχεύματα (ενιαίο άνω τριτημορίου μηριαίου) για αντικατάσταση του κατεστραμμένου τμήματος του μηριαίου οστού. Για την κατεστραμμένη κοτύλη χρησιμοποιούνται μεγάλες βιδωτές ή μη κοτύλες, αν η καταστροφή δεν είναι εκτεταμένη, με ή χωρίς οστικά μοσχεύματα που αποδείχθηκαν στην πράξη πολύ αποτελεσματικοί στις περιπτώσεις αυτές [10].

## 2.4 ΣΥΣΤΑΤΙΚΑ ΤΗΣ ΟΛΙΚΗΣ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗΣ ΙΣΧΙΟΥ

Η τεχνητή άρθρωση του ισχίου αποτελείται από δύο κύρια μέρη (Εικόνα 2.8).



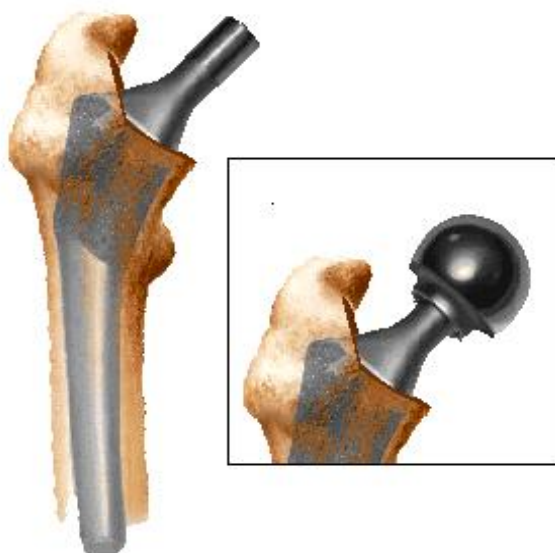
**Εικόνα 2.8 :** Συστατικά της ολικής αρθροπλαστικής ισχίου

- i. Ένα άσπρο πλαστικό κυπέλλιο από πολυαιθυλένιο, περιβάλλεται από μεταλλικό κέλυφος που εφαρμόζει στην κοτύλη.
- ii. Ένα μεταλλικό στέλεχος (στειλεός) που εφαρμόζει στο μηριαίο και έχει στην άκρη του μια μεταλλική κεφαλή.

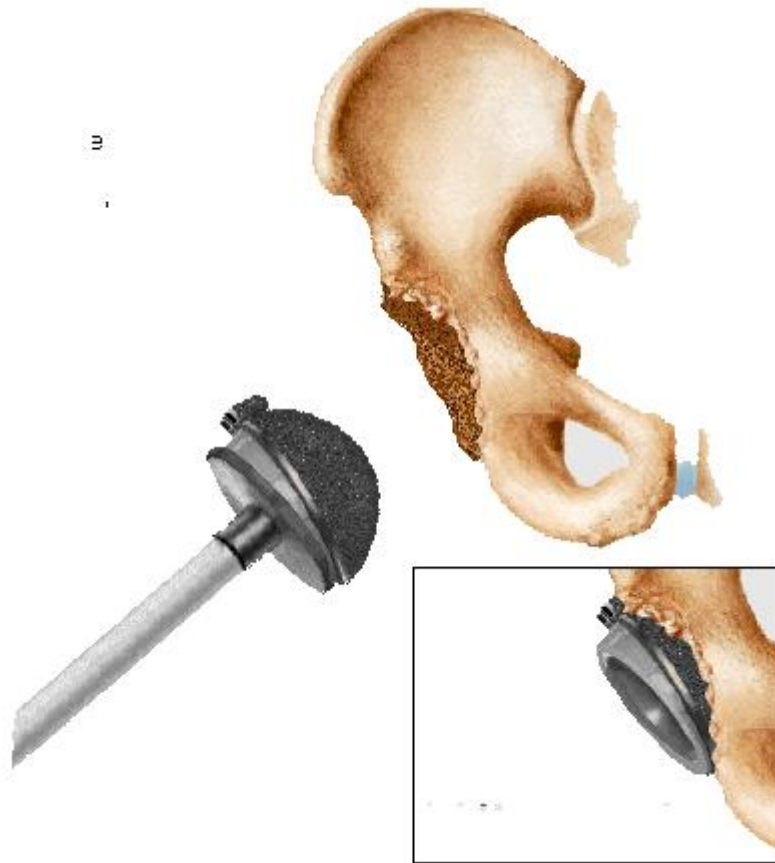
Μπορεί να χρησιμοποιηθεί ειδικό (ακρυλικό) τσιμέντο οστών με το οποίο επιτυγχάνεται η σταθερή στήριξη της τεχνητής άρθρωσης στα οστά. Τα τελευταία χρόνια έχει αναπτυχθεί ένας εναλλακτικός τύπος αρθροπλαστικής ισχίου που δεν χρησιμοποιεί τσιμέντο. Αυτός ο τύπος έχει το πλεονέκτημα ότι επιτρέπει την ενσωμάτωση του μετάλλου με το οστό και πιθανόν να μπορεί να αντέχει περισσότερα χρόνια από τον τύπο με το τσιμέντο. Χρησιμοποιείται κυρίως σε νεότερους ασθενείς ενώ παρουσιάζει προβλήματα σε ασθενείς με οστεοπόρωση. Ένας τρίτος τύπος ολικής αρθροπλαστικής χρησιμοποιεί κοτύλη που εφαρμόζει χωρίς τσιμέντο και μηριαίο στέλεχος που σταθεροποιείται με τσιμέντο ή και το αντίθετο. Ο τύπος αυτός λέγεται μικτός ή υβρίδιο.

## 2.5 ΠΩΣ ΓΙΝΕΤΕ Η ΕΠΕΜΒΑΣΗ ΓΙΑ ΤΗΝ ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΙΣΧΙΟΥ

Η επέμβαση για ολική αρθροπλαστική ισχίου συνήθως γίνεται σε ασθενείς που υποφέρουν από σοβαρή αρθροπάθεια ή άλλες πιο σπάνιες παθήσεις που προσβάλουν το ισχίο. Κατά τη διάρκεια της επέμβασης αφαιρείται η άρθρωση του ισχίου και αντικαθίσταται από τεχνητή άρθρωση (Εικόνα 2.9). Η κεφαλή του μηριαίου κόβεται και αφαιρείται ενώ στη θέση της τοποθετείται ένα μεταλλικό στέλεχος (στειλεός) στο οποίο προσαρμόζεται μια μεταλλική κεφαλή (Εικόνα 2.10). Η κατεστραμμένη κοτύλη αντικαθίσταται από ένα άσπρο κυπέλλιο από ειδικό πλαστικό που περιβάλλεται από μεταλλικό κέλυφος το οποίο εφαρμόζει στην κοτύλη. Η χρησιμοποίησή του πλαστικού γίνεται διότι προσφέρει μικρότερο συντελεστή τριβής με την μεταλλική κεφαλή [1].



**Εικόνα 2.9** : Αντικατάσταση από τεχνητή άρθρωση



**Εικόνα 2.10 :** Αντικατάσταση κατεστραμμένης κοτύλης

### **2.5.1 Οστεοτομία**

Η οστεοτομία είναι μία επέμβαση με την οποία ο χειρουργός διαχωρίζει το οστό (προκαλεί δηλαδή τεχνικά, κάταγμα). Στη συνέχεια επανατοποθετεί τα κομμάτια με τέτοιο τρόπο ώστε, να διορθωθεί μία παραμόρφωση, να αλλάξει το σχήμα ενός οστού να ανακουφίσει τον ασθενή από τον πόνο της άρθρωσης ή να βελτιώσει την μηχανική φόρτιση της. Ο προεγχειρητικός σχεδιασμός είναι σημαντικός και χρειάζονται ακριβείς μετρήσεις του ασθενούς και των ακτινογραφιών.

Η οστεοτομία θα πρέπει να γίνει όσο δυνατόν γίνεται πιο κοντά στο σημείο της παραμόρφωσης. Η επιθυμητή αξονική ή στροφική διόρθωση θα πρέπει να μετρηθεί σε μοίρες και η γεωμετρία της περιοχής θα καθορίσει το επίπεδο της οστεοτομίας (Εικόνα 2.11)[11].



**Εικόνα 2.11** : Η κεφαλή του μηριαίου κόβεται

### **2.5.2 Οστεοενσωμάτωση**

Αποτελεί το βασικό βιολογικό φαινόμενο στο οποίο βασίζονται τα εμφυτεύματα. Η οστεοενσωμάτωση αποτελεί την άμεση λειτουργική και δομική σύνδεση μεταξύ του ζώντος οστίτη ιστού και του ξένου υποκατάστατου - εμφυτεύματος. Η οστεοενσωμάτωση ουσιαστικά είναι δημιουργία στενής επαφής μεταξύ οστού και εμφυτεύματος χωρίς την παρεμβολή μαλθακού ιστού, δίνοντας έτσι λειτουργική σταθερότητα στο εμφύτευμα [14].

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 αποτυχία του εμφυτεύματος. Κατά την οστεοενσωμάτωση επιτυγχάνεται η συγχώνευση της επιφάνειας του οδοντικού εμφυτεύματος στο περιβάλλον οστό [11].

### **2.6 ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ ΙΣΧΙΟΥ**

Ανάλυση των αποτελεσμάτων των επεμβάσεων ενδοπροσθητικής στο ισχίο δείχνουν ότι το 7-12% μετά από 2-3 χρόνια και το 25-30% των περιπτώσεων μετά από 5-7 χρόνια εμφανίζονται επιπλοκές, οι οποίες είναι επιβλαβείς για την υγεία των ασθενών [12]. Επίσης, έρευνες που έχουν γίνει με τη χρήση κρυσταλλικού πολυαιθυλενίου και κεραμικών κεφαλών έχουν δείξει ότι μετά την πάροδο 7 ετών (σε μια περίοδο 5-12 ετών), υπήρχαν μόνο 2,4% αποτυχίας του ισχίου και η βιωσιμότητα των εμφυτευμάτων ήταν πάνω από 95%. Επίσης, υπάρχει πλειάδα περιπτώσεων, που δείχνουν ότι οι

κεραμικές κεφαλές αποτυγχάνουν είτε λόγω υψηλών φορτίων είτε λόγω εξάρθρωσης [13,14,15,16]. Σε αυτές τις περιπτώσεις υπήρχε εξάρθρωση της κεραμικής κεφαλής από τη κοτυλιαία υποδοχή από πολυαιθυλένιο μετά από έξι (6) μήνες από την τοποθέτησή τους, (Εικόνα 2.12) [17,18]. Υπάρχουν και περιπτώσεις από κεραμικές μηριαίες κεφαλές που αστόχησαν ή καταστράφηκε η κεραμική κοτυλιαία υποδοχή [19,20,21].



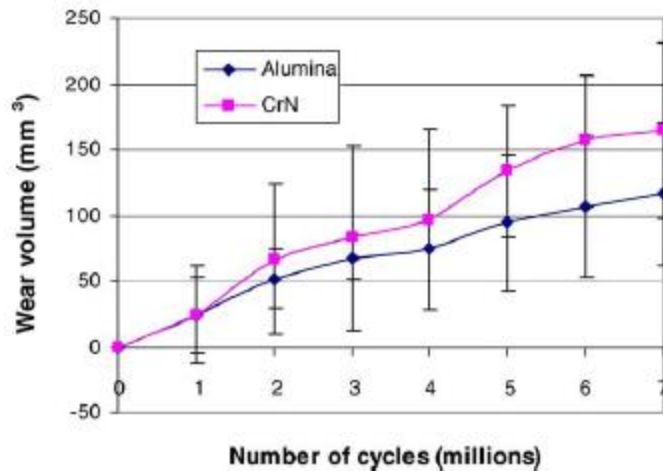
**Εικόνα 2.12 :** Ακτινογραφία μια ολικής αρthroπλαστικής του αριστερού ισχίου σε (A) anteroposterior και (B) lateral όψη που πάρθηκε μετά από 4 μήνες από την αρχική εγχείρηση και αποκαλύπτει 58° κλίση του τιτανιούχου κυπελλίου και μια μετατόπιση της δομής του άνω τροχαντήρα. Και τα δυο τα στοιχεία ήταν καλά στερεωμένα.

Σε όλες τις παραπάνω περιπτώσεις τα κεραμικά τμήματα της άρθρωσης αντικαταστάθηκαν από μεταλλικές κεφαλές Ti ή CoCr με επαναληπτική επέμβαση. Τα προβλήματα αυτά οφείλονται σε δυο πολύ σημαντικές παραμέτρους, τη φθορά και την αντοχή των υλικών.

### 2.6.1 Φθορά των εμφυτευμάτων

Είναι γνωστό ότι η φθορά έχει αναγνωριστεί ως ένας από τους πιο σημαντικούς λόγους που επηρεάζουν την μακροχρόνια λειτουργικότητα των ολικών αρthroπλαστικών. Η χαλάρωση των εμφυτευμάτων θεωρείται η βασική αιτία αστοχίας μιας ολικής αρthroπλαστικής ισχίου, μετρώντας περίπου τα τρία τέταρτα όλων των επαναληπτικών επεμβάσεων. Η χαλάρωση έχει στενά συνδεθεί με την φθορά του υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλενίου

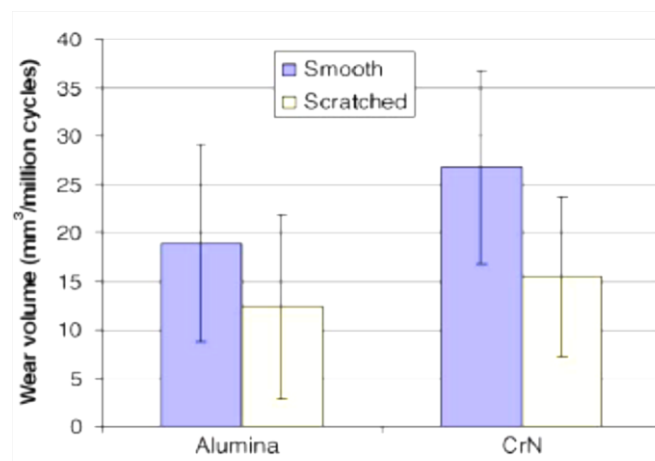
(UHMWPE) συμπεριλαμβανομένης και της οστεόλυσης [22]. Σχετικά με το τελευταίο, έρευνες έχουν δείξει ότι η φθορά του πολυαιθυλενίου είναι σαφώς μικρότερη σε συνάρτηση με το χρόνο, όταν συνδυαστεί με κεφαλή κεραμική από αλουμίνα, συγκρινόμενη με μεταλλική κεφαλή από κράμα χρωμίου-κοβαλτίου (Σχήμα 2.1).



**Σχήμα 2.1 :** Κατ όγκο φθορά των κεφαλών CrN και αλουμίνιας με UHMWPE.

Είναι φανερό ότι στην αρχή δεν παρατηρείται μεγάλη διαφορά στη φθορά των δυο κεφαλών. Μετά τους πρώτους  $2 \times 10^6$  κύκλους φόρτισης, σημειώνεται αύξηση της φθορά λόγω μικρής συμμετοχής και του ερπυσμού. Η αύξηση της διαφοράς της φθοράς στη συνέχεια γίνεται σημαντική και καθιστά τις κεραμικές κεφαλές πιο αποδοτικές.

Ο μέσος ρυθμός φθοράς των κυπελλίων από πολυαιθυλένιο σε σχέση με τις δυο κεφαλές (Σχήμα 2.2). Η φθορά του πολυαιθυλενίου σε σύγκριση με καινούρια κεφαλή χρωμίου-κοβαλτίου, ήταν 25% υψηλότερη από αυτή της αλουμίνιας, παρόλο που η διαφορά τους δεν ήταν στατιστικά σημαντική.



**Σχήμα 2.2 :** Ο μέσος ρυθμός φθοράς για εκατομμύρια κύκλους.

Η επιφανειακή τραχύτητα των κοτυλαίων προθεμάτων άλλαξε κατά τη διάρκεια των πειραμάτων. Η αρχική τιμή της τραχύτητας που επιτεύχθηκε από τη διαδικασία κατεργασίας ήταν  $Ra = 1.2 \mu m$ . Αυτή η τραχύτητα άλλαξε

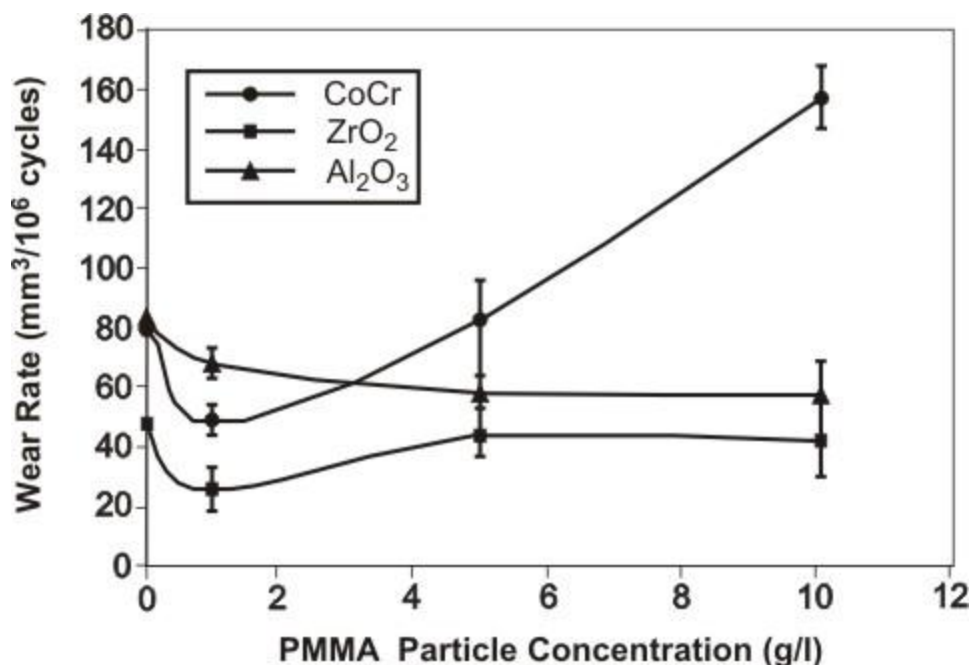


σημαντικά κατά τη διάρκεια των προσομοιώσεων και τα φθαρμένα κυπέλλια απέκτησαν μικρότερη τραχύτητα  $Ra = 0.12 \mu\text{m}$ , τόσο με τη μεταλλική όσο και με την κεραμική κεφαλή [23].

Αυτές οι φθορές μπορούν να συμβούν σε πολλά μέρη της αρθροπλαστικής ενός ισχίου. Υπάρχει, όμως, ένα συγκεκριμένο ενδιαφέρον για τη φθορά των εξαρτημάτων από υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλένιο, καθώς το 80% των τεχνητών κυπελλίων από πολυαιθυλένιο συνεργάζονται με μεταλλικές και κεραμικές μηριαίες κεφαλές.

Παράλληλα, εκτός από τις μελέτες φθοράς, υπάρχουν και μελέτες που αφορούν στην οστεόλυση, όπου τμήματα του οστού και του τσιμέντου αποκολλούνται και έρχονται σε επαφή με τη διεπιφάνεια μεταξύ κυπελλίου και μηριαίας κεφαλής, συμβάλλοντας έτσι στην περαιτέρω αύξηση της φθοράς των τμημάτων αυτών. Οι έρευνες έδειξαν ότι με μεταλλική κεφαλή χρωμίου-κοβαλτίου, το πρόθεμα από πολυαιθυλένιο παρουσίαζε αύξηση της φθοράς συναρτήσει της συγκέντρωσης των σωματιδίων τσιμέντου (PMMA) στο λιπαντικό.

Με σκοπό να κατηγοριοποιηθεί η επίδραση στην φθορά και την καταστροφή των μηριαίων κεφαλών από τα ξένα σωματίδια τσιμέντου (PMMA), τα κυπέλλια ελέγχθηκαν πάλι σε προσομοίωση με τις ίδιες κεφαλές (μεταλλική και κεραμική) με την υψηλότερη περιεκτικότητα σωματιδίων στο λιπαντικό (10 g/l), σε σύγκριση πάντα με τα αποτελέσματα, όπου το λιπαντικό διάλυμα δεν περιείχε καθόλου σωματίδια. Ο ογκομετρικός ρυθμός φθοράς των πολυμερικών κυπελλίων με τη χρήση κεφαλών CoCr, αλουμίνιας και ζirkονίας αντίστοιχα παρουσιάζεται στο γράφημα του σχήματος 2.3 συναρτήσει της συγκέντρωσης των σωματιδίων του τσιμέντου (PMMA).



**Σχήμα 2.3 :** Ο ρυθμός φθοράς συναρτήσει της συγκέντρωσης των σωματιδίων του τσιμέντου

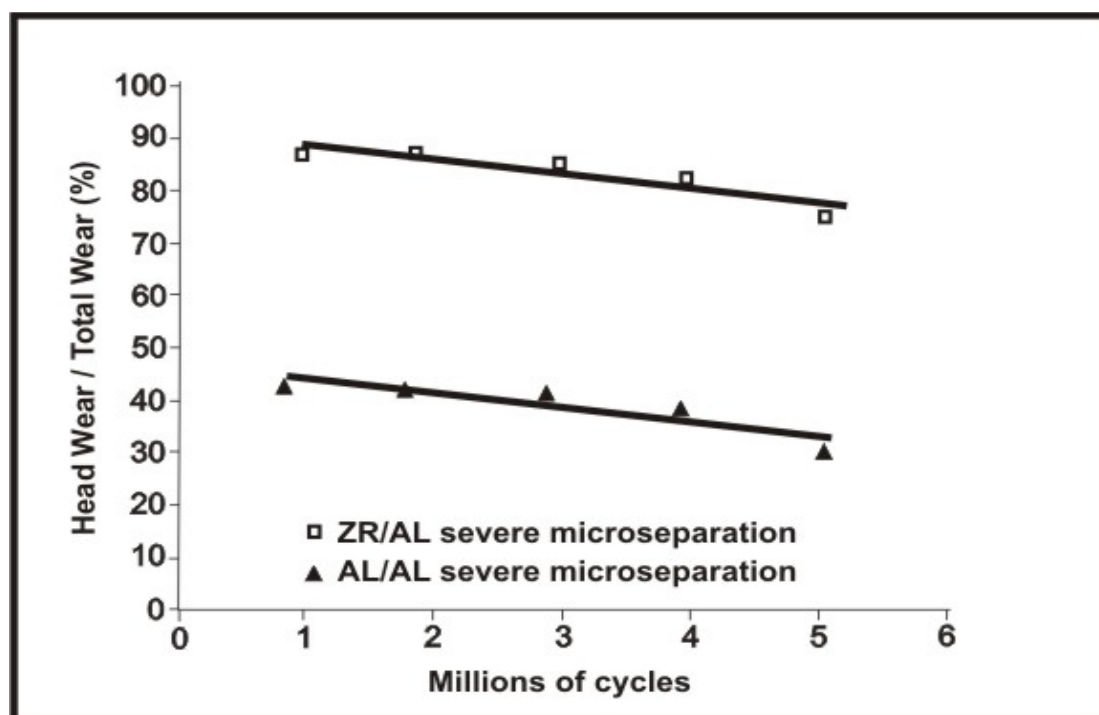
Όταν η περιεκτικότητα των σωματιδίων του τσιμέντου (PMMA) αυξάνει από το 1 στα 5 g/l, παρατηρείται ότι αυξάνει αναλογικά και η φθορά τόσο στη

μεταλλική κεφαλή όσο και στην κεραμική κεφαλή από ζirkονία, ενώ στην κεραμική κεφαλή από αλουμίνα η φθορά μειώνεται. Λόγω της σημαντικής διαφοροποίησης στα μετρούμενα μεγέθη, δεν παρατηρήθηκε καμία στατιστικά σημαντική διαφορά για τα υλικά των κεφαλών. Για συγκέντρωση τσιμέντου ίση με 5 g/l, μόνο τα κυπέλλια με τις μεταλλικές κεφαλές έδειξαν μεγαλύτερη φθορά σε σύγκριση με τη φθορά που παρατηρήθηκε για μηδενική συγκέντρωση στο καθαρό διάλυμα. Επίσης η φθορά του κυπέλλιου με τη μεταλλική κεφαλή παρουσίασε αύξηση 100% ενώ με τις κεραμικές κεφαλές ουδεμία αλλαγή σημειώθηκε.

Στη συγκέντρωση των 10 g/l τσιμέντου, ο μέσος ρυθμός φθοράς με τις μεταλλικές κεφαλές ήταν τρεις με τέσσερις φορές μεγαλύτερος από αυτόν με τις κεραμικές κεφαλές, τόσο από αλουμίνα όσο και από ζirkονία. Δεν παρατηρήθηκε όμως καμία διαφορά στο ρυθμό φθοράς των κεραμικών κεφαλών.

Αντίθετα, πολύ λίγα σωματίδια τσιμέντου βρέθηκαν στις κεφαλές αλουμίνας και ζirkονίας. Μετά από έκπλυση με απιονισμένο νερό, η κεφαλή από το κράμα χρωμίου-κοβαλτίου εξετάστηκε σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο, όπου εντοπίστηκαν λίγα σωματίδια τσιμέντου επικολλημένα στην χαραγμένη κεφαλή [24].

Επιπλέον, η σύγκριση των αρθρώσεων κεραμικού κυπέλλιου – κεραμικής κεφαλής έδειξε ότι η αλουμίνα έχει καλύτερη συμπεριφορά από τη ζirkονία (μικρότερος ρυθμός φθοράς). Η σχετική φθορά των κεφαλών και των κυπέλλιων για εξαιρετικά δύσκολες συνθήκες αποτυπώνεται στο σχήμα 2.4, μέσω του λόγου της φθοράς της κεφαλής προς τη συνολική φθορά για κεφαλή ζirkονίας/κυπέλλιο αλουμίνας και για κεφαλή αλουμίνας/κυπέλλιο αλουμίνας κάτω από τις ίδιες συνθήκες [25].



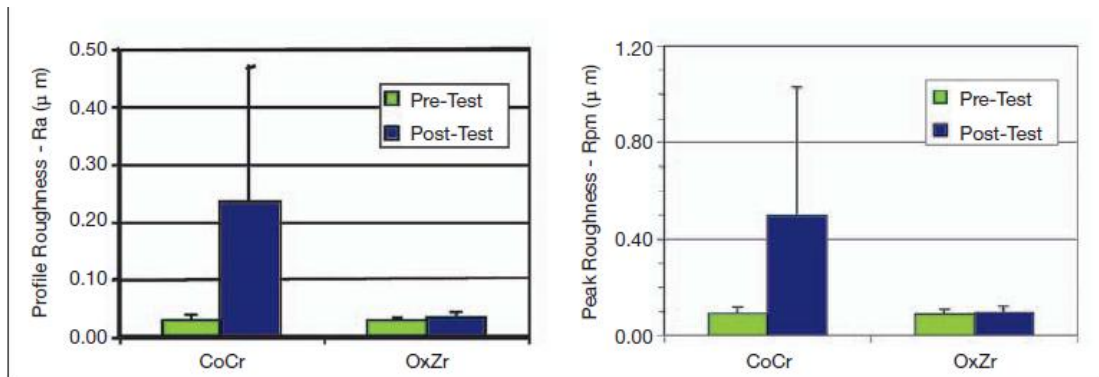
**Σχήμα 2.4 :** Ο λόγος της φθοράς της κεφαλής προς τη συνολική φθορά για εκατομμύρια κύκλους

Όσον αφορά στο οξειδωμένο ζirkόνιο, συγκρινόμενο με το χρώμιο-κοβάλτιο, ελαχιστοποιεί τα προβλήματα αλλεργικών αντιδράσεων, λόγω της μη ελευθέρωσης μεταλλικών ιόντων από την κεραμική επιφάνεια του και ανυπαρξίας επικίνδυνων μετάλλων στο κράμα, όπως νικέλιο, κοβάλτιο και χρώμιο. Η διαπίστωση αυτή οδήγησε τα εμφυτεύματα από οξειδωμένο ζirkόνιο να χρησιμοποιούνται κλινικά σε περιπτώσεις όπου η ευαισθησία στα μέταλλα είναι σημαντική.

Κατά τη διάρκεια της διαδικασίας οξειδωσης, η μεταλλική επιφάνεια μετασχηματίζεται σε κεραμικό που μοιάζει πολύ με τη μονοκλινή ζirkόνια. Τα προσθετικά στοιχεία κατασκευάζονται από ισχυρό κράμα, επειδή ευνοείται ο μηχανισμός ανάπτυξης του οξειδίου, ενώ η μικροδομή του εξαρτάται κι αυτή από τη δομή του μεταλλικού υποστρώματος. Επομένως, η κατάλληλη δομή του μετάλλου οδηγεί στο σχηματισμό οξειδίου με ομοιόμορφο πάχος και καλή υφή. Να σημειωθεί ότι, αν και το οξείδιο και η διεπιφάνεια οξειδίου-μετάλλου είναι απαλλαγμένα από πόρους και εσωτερικές ατέλειες, η εντατική κατάσταση που επικρατεί στην κρυσταλλική δομή οδηγεί συχνά ανάπτυξη ρωγμών [26].

Μικροσκληρομετρήσεις έδειξαν ότι οξειδωμένο ζirkόνιο είναι δυο φορές σκληρότερο από ότι το χρώμιο-κοβάλτιο, αλλά αυτό από μόνο του δεν σημαίνει ότι έχει και καλύτερη αντιδιαβρωτική συμπεριφορά. Η σκληρή επιφάνεια πρέπει επίσης να είναι ανθεκτική κατά τη διάρκεια της λειτουργίας της άρθρωσης και γι' αυτό και έχει επιβληθεί μια σειρά πειραμάτων εργαστηριακού ελέγχου των μηχανικών ιδιοτήτων της οξειδωμένης επιφάνειας. Στο πρώτο πείραμα, η διάβρωση και η φθορά ελέγχθηκαν μέσω δοκιμών τριβής οστικού τσιμέντου πάνω σε επίπεδη πλάκα από οξειδωμένο ζirkόνιο. Κυλινδρικοί αξονίσκοι με σφαιρική απόληξη από οστικό τσιμέντο υπόκεινται σε τριβή πάνω σε πλάκες από το ανταγωνιστικό υλικό (οξειδωμένο ζirkόνιο ή χρώμιο-κοβάλτιο) για 10 εκατομμύρια κύκλους και υπό τάση επαφής 82 MPa. Οι πλάκες από οξειδωμένο ζirkόνιο εμφάνισαν 4900 φορές λιγότερη φθορά και 16 φορές μικρότερη τραχύτητα από τις μεταλλικές πλάκες χρωμίου- κοβαλτίου [27].

Οι δοκιμές τριβής / φθοράς έχουν αποδείξει ότι η φθορά του πολυαιθυλενίου, ως υλικού κυπελλίου, ήταν 85% λιγότερη από εκείνη των μεταλλικών εμφυτευμάτων. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι τα πειράματα έγιναν για 6 εκατομμύρια κύκλους, που αντιστοιχούν κατά 90% σε συνθήκες βάρδιας σε επίπεδη επιφάνεια και κατά 10% σε συνθήκες ανάβασης κλίμακας. Τα πειράματα αυτά διαπίστωσαν μικρότερη φθορά από όση αναμενόταν. Σε σχέση με το κεραμικό υλικό, το κράμα κοβαλτίου-χρωμίου παρουσίασε μεγαλύτερη επιφανειακή τραχύτητα ακόμα και όταν το λιπαντικό απαλλασσόταν από τα προϊόντα της φθοράς με φιλτράρισμα [28].



**Σχήμα 2.5 :** Η τραχύτητα του χρωμίου-κοβαλτίου αυξάνει περίπου πέντε με δέκα φορές στις προσομοιώσεις με φιλτραρισμένο λιπαντικό υγρό, ενώ στο οξειδωμένο ζirkόνιο η επιφάνεια παραμένει σταθερή και λεία.

### 2.6.2 Αντοχή των εμφυτευμάτων

Η αντοχή των υλικών έναντι διαφόρων μορφών καταπόνησης παίζει σημαντικό ρόλο στην επιτυχία μια αρθροπλαστικής επέμβασης. Η πλειοψηφία των αστοχιών του εμφυτεύματος, μετά την επέμβαση, συνδέονται με τις τάσεις που αναπτύσσονται πάνω στη μηριαία κεφαλή, σε συνθήκες στάσης του ασθενούς ή βάδισης (κίνηση της άρθρωσης). Όταν η ολική τάση που ασκείται στην εξωτερική επιφάνεια της μηριαίας κεφαλής υπερβεί μια κρίσιμη τιμή μπορεί να οδηγήσει την εμφάνιση ρωγμής και την αστοχία του εμφυτεύματος. Τα κεραμικά συνδυάζουν τόσο την σκληρότητα όσο και την ακαμψία, είναι ψαθυρά από τη φύση τους, και ευαίσθητα στη συγκέντρωση τάσεων γύρω από προϋπάρχουσες μικρές ατέλειες, όπως πόροι, εκδορές ή μικρορωγμές.

Η χαλάρωση της αρθροπλαστικής του ισχίου είναι η συχνότερη αιτία των εγχειρήσεων αναθεώρησης και συγχρόνως αποτελεί ένα πολύπλοκο πρόβλημα, που δημιουργείται κυρίως από την αδυναμία αντιστοίχιας πάντοτε της ακτινολογικής εικόνας με την κλινική πραγματικότητα.

Είναι η πιο συχνή αιτία αποτυχίας μιας αρθροπλαστικής και φαίνεται να είναι πιο συχνή σε νέους στην ηλικία ασθενείς, μεγάλου σωματικού βάρους και έντονης δραστηριότητας και σε ασθενείς που πάσχουν από ρευματοειδή αρθρίτιδα και γενικά από οστεοπορωτικά οστά με ευρύ αυλό του μηριαίου. Σχετικά με τον τρόπο στερέωσης της ενδοπρόθεσης, φαίνεται να είναι περισσότερο συχνή η χαλάρωση της κοτύλης στις αρθροπλαστικές με τσιμέντο ενώ δεν υπάρχει σημαντική διαφορά στη συχνότητα χαλάρωσης του μηριαίου στελέχους μεταξύ των αρθροπλαστικών με τσιμέντο και εκείνων χωρίς τσιμέντο. Έτσι, σε 10-13 χρόνια παρακολούθησης της αρθροπλαστικής AML παρατηρήθηκε χαλάρωση της κοτύλης σε ποσοστό 4%, χαλάρωση του μηριαίου 2,5% και οστεόλυση 19% , ενώ σε 15-18 χρόνια παρακολούθησης της αρθροπλαστικής Charnley [7] παρατηρήθηκε χαλάρωση της κοτύλης σε ποσοστό 12% και χαλάρωση του μηριαίου σε ποσοστό 5%, με χρήση τσιμέντου 2ης γενεάς. Πολύ πιο ανησυχητικό φαινόμενο όμως τα τελευταία χρόνια αποτελεί η αναγνώριση της συχνότητας εμφάνισης της οστεόλυσης. Πρόκειται για καταστροφή οστικής μάζας που οφείλεται στην αντίδραση του οργανισμού στην παρουσία μικροσωματίων / ρινισμάτων, που προέρχονται

από τη φθορά των κινουμένων επιφανειών της τεχνητής άρθρωσης και όχι μόνο. Η οστεόλυση είναι δυνατόν να είναι αποτέλεσμα της χαλάρωσης του δεσμού μεταξύ υλικού και οστού, ή να είναι αυτή η αρχική εντόπιση της χαλάρωσης. Η ευκολία με την οποία τα ρινίσματα αυτά είναι δυνατόν να φθάσουν στην επιφάνεια μεταξύ οστού και μετάλλου / τσιμέντου και να προκαλέσουν οστεόλυση, εξαρτάται από τη σταθερότητα του δεσμού οστού - μετάλλου και από την ποιότητα του οστού στη συγκεκριμένη περιοχή. Συνεπώς αν υπάρχουν μικροκινήσεις και ο δεσμός οστού - μετάλλου είναι χαλαρός, τότε τα ρινίσματα θα προκαλέσουν οστεόλυση. Το ίδιο συμβαίνει και αν υπάρχει οστική ατροφία συνεπεία μη φόρτισης του οστού (stress shielding). Γίνεται λοιπόν σαφές ότι για τη χαλάρωση τα αίτια είναι ποικίλα και πολλά και αφορούν τόσο την επιλογή των υλικών, αλλά βέβαια και τη σωστή τους χρήση. Η χαλάρωση είναι δυνατόν να είναι άσηπτη ή απότοκος φλεγμονής. Τα αίτια της σηπτικής χαλάρωσης είναι προφανή και δεν θα αναλυθούν περαιτέρω. Τα αίτια που είναι δυνατόν να προκαλέσουν την άσηπτη χαλάρωση της ενδοπρόθεσης αφορούν:

- τα υλικά των αρθρουμένων επιφανειών
- το μέγεθος της κεφαλής
- το ρυθμιζόμενο κυπέλλιο και μηριαίο στέλεχος (modular)
- την συνισταμένη των δυνάμεων που δρουν στο ισχίο
- τον τρόπο στερέωσης των εμφυτευμάτων
- τα υλικά από τα οποία κατασκευάζονται τα εμφυτεύματα
- τα περιπροσθετικά κατάγματα
- την εμφάνιση αλλεργιών
- την εμφάνιση νεοπλασιών
- την ηλικία και τις δραστηριότητες του ασθενούς
- την χειρουργική τεχνική [29].

## **2.7 Ο ΡΟΛΟΣ ΤΟΥ ΜΗΧΑΝΙΚΟΥ ΣΤΗΝ ΑΝΤΙΜΕΤΩΠΙΣΗ ΣΤΑ ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ ΙΣΧΙΟΥ**

Συχνά, ακούγεται η άποψη ότι το ανθρώπινο σώμα είναι μια καλοσχεδιασμένη μηχανή. Η άποψη αυτή δεν είναι διόλου αβάσιμη, καθώς το ανθρώπινο σώμα θα μπορούσε κανείς να πει ότι είναι ένα σύνολο εξαρτημάτων – κύτταρα, ιστοί, οστά, μύες κ.τ.λ. – τα οποία συνεργάζονται με έναν αρκετά πολύπλοκο, αλλά πολύ αποτελεσματικό τρόπο, προκειμένου να θέσουν σε λειτουργία τη μηχανή που λέγεται άνθρωπος. Με βάση αυτή την οπτική γωνία τα προβλήματα που αντιμετωπίζει το ανθρώπινο σώμα μπορούν να αποτελέσουν αντικείμενο μελέτης του μηχανικού. Η αντίληψη αυτή οδήγησε στη συνεργασία της ιατρικής επιστήμης με την τεχνολογία δημιουργώντας έτσι τον κλάδο της Βιοϊατρικής Τεχνολογίας. Πιο συγκεκριμένα, η συνεργασία της ιατρικής με τη μηχανική έχουν οδηγήσει στη δημιουργία του νέου κλάδου της Εμβιομηχανικής. Ο νέος αυτός κλάδος χρησιμοποιώντας τις μεθόδους της μηχανικής σε ιατρικά προβλήματα καλείται να δώσει νέες λύσεις σε πλήθος προβλημάτων υγείας, όπως είναι τα προβλήματα του ισχίου, που ταλαιπωρούν τον άνθρωπο [1].

### 3.ΥΛΙΚΑ ΓΙΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ ΙΣΧΙΟΥ

Τα υλικά που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή και την τοποθέτηση των μηριαίων προθέσεων στην ολική αρθροπλαστική ισχίου είναι:

- Μεταλλικά υλικά.
- Κεραμικά υλικά.
- Πολυμερή υλικά.

#### 3.1 ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΥΛΙΚΑ

Τα μεταλλικά κράματα αποτέλεσαν τα πρώτα υλικά παρασκευής ιατρικών εμφυτευμάτων. Η συνεχής μελέτη και βελτίωση των ιδιοτήτων τους αποτελεί έναν τομέα συνεχής επιστημονικής μελέτης και ανάπτυξης. Σύγχρονες μέθοδοι κατεργασίας έχουν ανάγκη τα κράματα αυτά σε σημαντικά υλικά και μεγάλο μέρος της παγκόσμιας αγοράς στηρίζεται ακόμα πάνω σε αυτά, ενώ παράλληλα η ανάπτυξη άλλων υλικών όπως είναι τα κεραμικά, διεκδικούν ολοένα και μεγαλύτερο κομμάτι της παγκόσμιας αγοράς.

Τα προηγμένα μεταλλικά κράματα, χωρίζονται σε τρεις κύριες κατηγορίες :

1.Κράματα τιτανίου. Βασικό μέταλλο είναι το τιτάνιο. Τα εμπορικά κράματα της κατηγορίας αυτής περιέχουν και αλουμίνιο σε ποσοστό μέχρι 4%.

2.Κράματα κοβαλτίου-χρωμίου. Αποτελούν τα πιο διαδεδομένα και εμπορικά κράματα και χρησιμοποιούνται σήμερα σχεδόν σε όλες τις κατηγορίες ιατρικών εμφυτευμάτων. Βασικό μέταλλο είναι πάντα το κοβάλτιο σε ποσοστό μεγαλύτερο από 34% ενώ το χρώμιο απαντάται σε περιεκτικότητες μεγαλύτερες από 19%.Υπάρχουν όμως και αναμειξεις άλλων μετάλλων, όπως το νικέλιο.

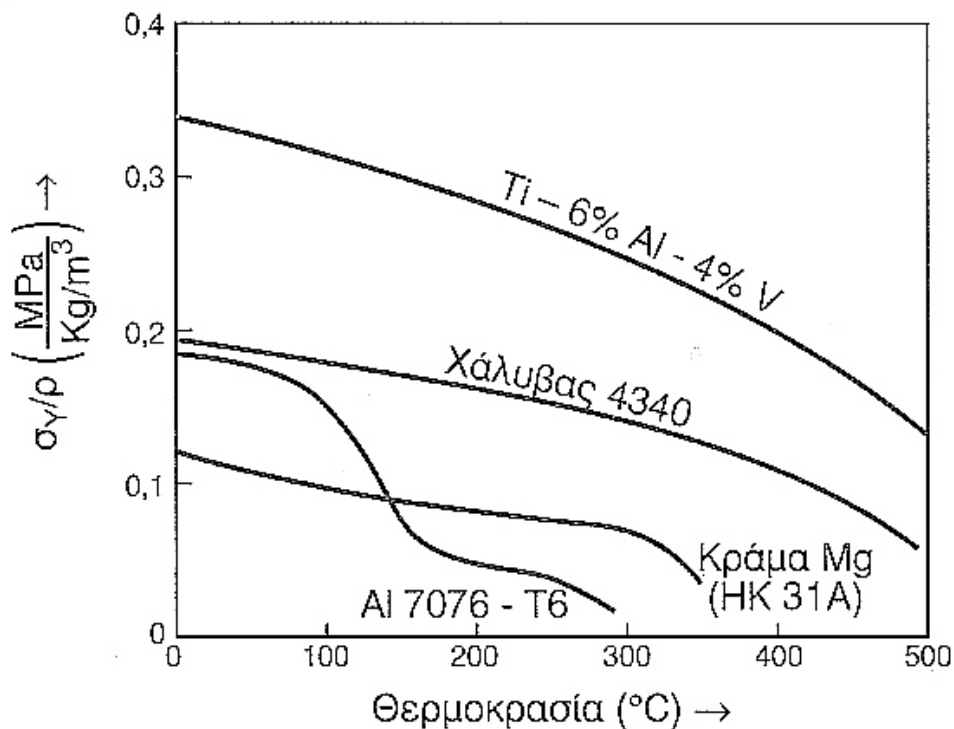
3.Κράματα ανοξειδωτων χαλύβων. Βασικό μέταλλο είναι φυσικά ο σίδηρος με περιεκτικότητες μεγαλύτερες από 58%,αναμειγμένος με ποσοστά χρωμίου και νικελίου, καθώς και άλλων μετάλλων.

Τα σύγχρονα μεταλλικά κράματα, πέρα από την εκάστοτε εταιρεία και την εμπορική ονομασία με την οποία λανσάρονται στη διεθνή αγορά, έχουν παρόμοιες χημικές συνθέσεις και υπακούουν στις ίδιες τεχνικές προδιαγραφές. Η μηχανική συμπεριφορά των υλικών αυτών, έχει φτάσει σε πολύ ικανοποιητικό επίπεδο, αποδίδοντας ικανοποιητικά στις εξαιρετικά επίπονες συνθήκες που επικρατούν στο ανθρώπινο σώμα.

##### 3.1.1 Κράματα τιτανίου

Το πιο εμπορικό κράμα τιτανίου που χρησιμοποιείται σήμερα στην βιοϊατρική τεχνολογία είναι το Ti6Al4V, με κύρια κραματικά στοιχεία το αργίλιο (5.5-6.5%) και το βανάδιο (3.5-4.5%). Το κράμα έχει περίπου την ίδια αντοχή

σε κόπωση με τα κράματα κοβαλτίου-χρωμίου (περίπου 550 MPa). Το τιτάνιο χαρακτηρίζεται ως αλλοτροπικό υλικό και εμφανίζεται στην εξαγωνική δομή μεγίστης πυκνότητας (hcp) μέχρι τους 882 °C και στη χωροκεντρωμένη κυβική δομή (bcc) σε υψηλότερες θερμοκρασίες. Τα κράματα τιτανίου μπορούν να ισχυροποιηθούν, βελτιώνοντας τις μηχανικές τους ιδιότητες, μέσα από διαφοροποίηση της σύστασης και θερμομηχανικές κατεργασίες. Η προσθήκη αλουμινίου σταθεροποιεί την α-φάση, αυξάνοντας τη θερμοκρασία μετάβασης στη β-φάση, ενώ το βανάδιο σταθεροποιεί τη β-φάση, χαμηλώνοντας τη θερμοκρασία του μετασχηματισμού αυτού, ο οποίος είναι μαρτενσιτικού τύπου και δε συνδέεται με μηχανισμό πυρηνοποίησης και ανάπτυξης, όπως συμβαίνει στον αλλοτροπικό μετασχηματισμό του σιδήρου ( $\gamma\text{-Fe} \rightarrow \alpha\text{-Fe}$ ). Σημειώνουμε ακόμα, ότι το μεγίστης πυκνότητας εξαγωνικό σύστημα, με λόγο  $c/a$  ίσο με 1.587, έχει πολλά συστήματα ολίσθησης τόσο στα επίπεδα βάσης όσο και στα πλευρικά πρισματικά επίπεδα, γεγονός που προσδίδει στα μέταλλα που κρυσταλλώνονται σε αυτό (μεταξύ των οποίων και το τιτάνιο), καλή ολκιμότητα σε όλες τις θερμοκρασίες και υψηλή αντοχή σε κόπωση. Η πυκνότητα του τιτανίου ( $4.54 \text{ g/cm}^3$ ) βρίσκεται μεταξύ αυτής του Al και του Fe. Ωστόσο, ο λόγος μηχανικής αντοχής/πυκνότητα του τιτανίου, είναι κατά πολύ μεγαλύτερος εκείνου των άλλων μετάλλων.



**Σχήμα 3.1 :** Μεταβολή του λόγου ορίου διαρροής/πυκνότητα, συναρτήσεως της θερμοκρασίας, για διάφορα βιομηχανικά κράματα.

Η αντίσταση σε διάβρωση του τιτανίου και των κραμάτων του είναι πολύ καλή, καλύτερη και αυτής του ανοξειδωτού χάλυβα, λόγω της δημιουργίας παθητικοποιημένου στρώματος  $\text{TiO}_2$ , το οποίο παραμένει αναλλοίωτο μέχρι τους 535 °C. Επίσης το τιτάνιο είναι αδρανές σε χλωριούχες ενώσεις, κάτι που το καθιστά ιδιαίτερα απρόσβλητο στο περιβάλλον του ανθρώπινου σώματος. Το κράμα Ti6Al4V συνδυάζει υψηλή αντοχή,

σκληρότητα και συγκολλησιμότητα, καθώς και κατεργασιμότητα. Μορφοποιείται εν θερμό και παρουσιάζει την ιδιότητα της ευπλαστότητας ( $\epsilon \approx 700\%$ ).

### 3.1.2 Κράματα κοβαλτίου-χρωμίου

Τα κράματα αυτά έχουν κυβική εδροκεντρωμένη δομή. Τα κύρια στοιχεία προσθήκης είναι : Cr (20-30%), W (5-15%), Mo (5-10%) και Ni (έως 22%). Τα στοιχεία αυτά σχηματίζουν στερεά διαλύματα, στα οποία οφείλεται η αυξημένη αντοχή σε ερπυσμό. η παρουσία άνθρακα, σε ποσοστό έως 1.2%, οδηγεί στο σχηματισμό καρβιδίων στα όρια των κόκκων, τα οποία παρεμποδίζουν την κίνηση των διαταραχών. Το μολυβδαίνιο προστίθεται για να δημιουργήσει λεπτότερους κόκκους, με αποτέλεσμα την υψηλότερη αντοχή μετά την κατεργασία. Το χρώμιο αυξάνει την αντοχή στη διάβρωση, αλλά και την ισχυροποίηση του στερεού διαλύματος του κράματος.

**Πίνακας 3.1 : Χημική σύσταση των κραμάτων Co-Cr**

Στοιχείο	CoCrMo (F75)		CoNiCrMo (F562)	
	Min	Max	Min	Max
Cr	27.0	30.0	19.0	21.0
Mo	5.0	7.0	9.0	10.5
Ni		2.5	33.0	37.0
Fe		0.75		1.0
C		0.35		0.025
Si		1.00		0.15
Mn		1.00		0.15
W				
P				0.015
S				0.010
Ti				1.0
Co	Σε ισορροπία			

Το κράμα CoNiCrMo περιλαμβάνει περίπου από 35% Co και Ni και εμφανίζει υψηλή αντίσταση στη διάβρωση από χλωριούχα διαλύματα. Η ψυχρή κατεργασία μπορεί να αυξήσει σημαντικά την αντοχή του κράματος, ωστόσο υπάρχει τεχνική δυσκολία όσον αφορά την κατεργασία μεγάλων στελεχών, όπως αυτά της ολικής αρθροπλαστικής ισχίου. Σε αυτές τις περιπτώσεις, μπορεί να εφαρμοστεί μόνο η θερμή σφυρηλάτηση (hot forging). Ο πειραματικός καθορισμός του ρυθμού έκλυσης Ni από το κράμα CoNiCrMo και από τον ανοξειδωτο χάλυβα 316L, έδωσε ένα ενδιαφέρον αποτέλεσμα. Παρόλο που το κράμα κοβαλτίου έχει αρχικά μεγαλύτερη αποδέσμευση ιόντων νικελίου, ο ρυθμός είναι σχεδόν ο ίδιος και για τα δύο υλικά, περίπου  $3 \times 10^{-10} \text{ g/cm}^2/\text{day}$ . Το γεγονός αυτό προκαλεί έκπληξη, καθώς η περιεκτικότητα του κράματος CoNiCrMo σε νικέλιο, είναι περίπου η τριπλάσια από εκείνη του ανοξειδωτου χάλυβα. Το μέτρο ελαστικότητας για τα κράματα CoCr δεν μεταβάλλεται με την αλλαγή της μέγιστης εφελκυστικής αντοχής. Οι



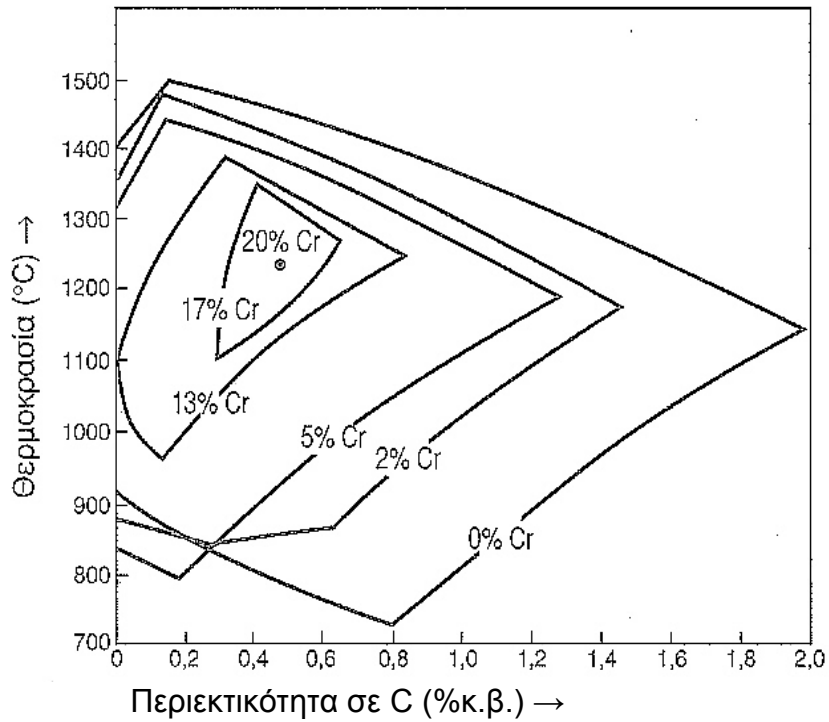
τιμές κυμαίνονται μεταξύ 220 και 234 GPa, υψηλότερες από άλλα αντίστοιχα υλικά όπως οι ανοξείδωτοι χάλυβες. Η ιδιότητα αυτή μπορεί να έχει ορισμένες επιπτώσεις σχετικά με τη διαφορά της μεταφοράς των φορτίων μεταξύ του οστού και του εμφυτεύματος, ωστόσο η επίδραση του αυξημένου μέτρου στη σταθερότητα και τη μακροζωία του εμφυτεύματος δεν είναι ακόμα ξεκάθαρη. Η χαμηλή φθορά παρουσιάζεται ως πλεονέκτημα των τεχνητών αρθρώσεων ισχίου μετάλλου με μέταλλο, λόγω της σκληρότητας και της ανθεκτικότητας που εμφανίζουν.

### 3.1.3 Κράματα ανοξείδωτων χαλύβων

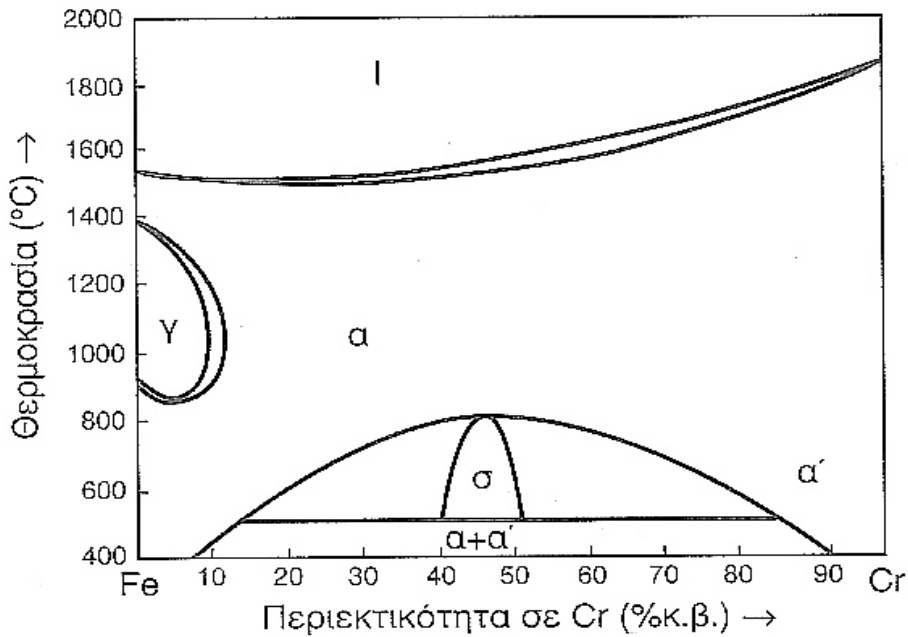
Οι ανοξείδωτοι χάλυβες αποτελούν τα πρώτα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν σε ολικές αρθροπλαστικές. Το πρώτο υλικό της κατηγορίας ήταν ο χάλυβας 302, ο οποίος όμως παρουσίαζε χαμηλή αντοχή σε συνθήκες in vivo (δηλαδή στο εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος) και υψηλά επίπεδα φθοράς. Ο ανοξείδωτος χάλυβας 316, αποτελεί την εξέλιξη του 302, περιέχοντας ένα μικρό ποσοστό μολυβδαινίου με σκοπό την βελτίωση της αντοχής του υλικού σε χλωριούχα διαλύματα. Σήμερα, τα διεθνή πρότυπα ποιότητας, ορίζουν την μέγιστη περιεκτικότητα σε άνθρακα στο 0.03% κ.β. Η ελάχιστη αποτελεσματική συγκέντρωση χρωμίου είναι 11% για να επιφέρει αντοχή στη διάβρωση. Το χρώμιο σχηματίζει ένα επιφανειακό στρώμα οξειδίου, το οποίο προστατεύει την επιφάνεια του χάλυβα (παθητικοποίηση επιφανείας). Το νικέλιο, σταθεροποιεί την ωστενιτική φάση σε θερμοκρασία δωματίου και αυξάνει την αντιδιαβρωτική συμπεριφορά του κράματος. Η ελάχιστη περιεκτικότητα για τη διατήρηση της φάσης είναι περίπου 10%. Ο κύριος εμπορικός εκπρόσωπος των ωστενιτικών ανοξείδωτων χαλύβων είναι ο 316L, λόγω της χαμηλότερης περιεκτικότητάς του σε άνθρακα. Η ποσοστιαία περιεκτικότητά του φαίνονται παρακάτω.

**ΠΙΝΑΚΑΣ 3.2 : Στοιχειομετρική αναλογία του χάλυβα AISI 316L, DIN X2CrNiMo17132**

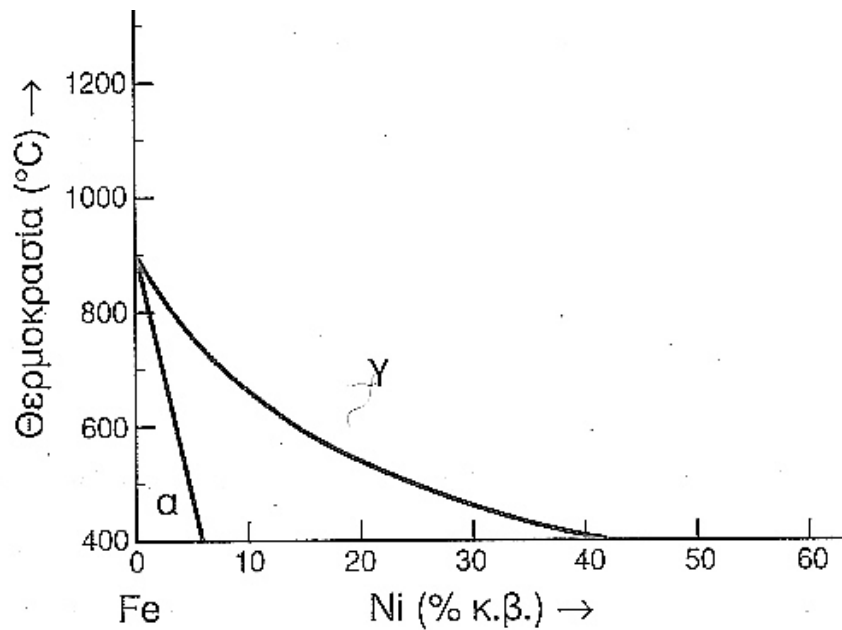
Cr	16.7 %
Ni	13.0 %
Mo	2.3 %
Si	<0.8 %
Mn	<0.8 %
C	<0.02 %



**Σχήμα 3.2 :** Σύστημα Fe-C-Cr. Είναι φανερή η επίδραση του χρωμίου στην έκταση της ωστενιτικής περιοχής : Για 0% κ.β C, ο μετασχηματισμός  $\alpha \rightarrow \gamma$  είναι αδύνατος, όταν η περιεκτικότητα σε χρώμιο γίνει 12.8%. Όταν η τελευταία γίνει 20%, ο μετασχηματισμός δεν υφίσταται για οποιαδήποτε περιεκτικότητα του χάλυβα σε άνθρακα.



**Σχήμα 3.3 :** Διάγραμμα ισορροπίας των φάσεων, του συστήματος Fe-Cr.



**Σχήμα 3.4 :** Διάγραμμα ισορροπίας των φάσεων, του συστήματος Fe-Ni

### 3.2 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ

Η είσοδος των κεραμικών υλικών στο χώρο της ιατρικής μετράει περίπου τρεις δεκαετίες. Στόχος ήταν η αντιμετώπιση των προβλημάτων που εμφάνιζαν τα μεταλλικά κράματα. Στις αρθροπλαστικές ισχίου το στοίχημα των κατασκευαστών ήταν για δεκαετίες η τελειοποίηση μεθόδων παρασκευής και κατεργασίας κεραμικών εμφυτευμάτων που θα άντεχαν στα επιβαλλόμενα φορτία. Η χρήση αλουμίνας αποτέλεσε το πρώτο κεραμικό υλικό με το οποίο πειραματίστηκαν μηχανικοί και χειρουργοί. Πρόκειται για ένα υλικό εξαιρετικής σκληρότητας και βιοσυμβατότητας, ικανό να αντέχει για μεγάλα χρονικά διαστήματα παραμένοντας λειτουργικό. Ο ισχυρός μοριακός δεσμός των κεραμικών υλικών ευθύνεται κατά κύριο λόγο για την ψαθυρότητά τους, η οποία περιορίζει το εύρος χρήσης των υλικών αυτών στην ορθοπεδική χειρουργική. Πειράματα και μελέτες ετών έχουν αποδείξει ότι η ικανότητα ενός υλικού να αντιστέκεται στη διάδοση των ρωγμών εκφράζεται μέσω του παράγοντα έντασης τάσεως ο οποίος και προσδιορίζεται έπειτα από συγκεκριμένες διαδικασίες μηχανικών δοκιμών. Με σκοπό να αντιμετωπιστεί το μειονέκτημα αυτό και να βελτιωθεί η μηχανική απόδοση των κεραμικών υλικών είναι απαραίτητο να αυξηθεί ο παράγοντας έντασης τάσεως ώστε τα νέα υλικά να εμφανίζουν μεγαλύτερη αξιοπιστία και σταθερή συμπεριφορά για περισσότερα χρόνια. Τις τελευταίες τρεις δεκαετίες τα σύγχρονα κεραμικά υλικά έχουν παρουσιάσει τεράστια βελτίωση σε θέματα αξιοπιστίας και μηχανικών ιδιοτήτων. Καταλυτικό παράγοντα στην εξέλιξη αυτή αποτέλεσε ο έλεγχος και η βελτίωση της πρώτης ύλης (η χημική σύνθεση, η καθαρότητα

και το μέγεθος των κόκκων της αρχικής κόνης) και των κατασκευαστικών μεθόδων [30].

Τα κεραμικά εμφυτεύματα (ceramic-on-ceramic) έχουν και την κεφαλή και την υποδοχή κατασκευασμένες από κεραμικό υλικό, κυρίως αλουμίνα (Εικόνα 3.1). Οι διεπιφάνειες κεραμικού-κεραμικού έχουν επιδείξει μικρότερη φθορά σε σύγκριση με τα συμβατικά συστήματα πλαστικού-μετάλλου (plastic-on-metal) ή μετάλλου- μετάλλου (metal-on-metal) στο εργαστήριο. Οι χαμηλοί ρυθμοί φθοράς είναι σαφώς επιθυμητοί, διότι η φθορά είναι από τους παράγοντες που μειώνουν τον χρόνο λειτουργίας του εμφυτεύματος. Αποτέλεσμα της φθοράς είναι να συγκεντρώνεται αυξημένος όγκος θραυσμάτων, όμως – ανεξήγητο για ποιους λόγους – δεν εμφανίζονται σε κάθε δείγμα. Συνεπώς, χάρη στα κεραμικά γίνονται βάσιμες οι ελπίδες για την κατασκευή εμφυτευμάτων με μεγαλύτερη διάρκεια ζωής. Η συμπεριφορά των κεραμικών υλικών, επίσης, είναι προβλεπόμενη στο εργαστήριο και επιπλέον η αδράνειά τους δεν αίρει ανησυχίες σχετικά με τις μελλοντικές βιολογικές επιπτώσεις λόγω της αλληλεπίδρασης με το φυσιολογικό περιβάλλον, όπως συμβαίνει με τα μεταλλικά εμφυτεύματα. Παραδείγματα για τα κεραμικά βιοεμφυτεύματα είναι τα συμπαγής και πορώδης αλουμίνα, ζirkονία και μονής βάσης Ca-Al, από τα οποία κατασκευάζονται πλάκες, βίδες και κεφαλές ισχίου. Επίσης χρησιμοποιούνται σε μη δομικές κατασκευές όπως σωλήνες και συσκευές αποστείρωσης και μέθοδοι μεταφοράς ουσιών (doping).



**Εικόνα 3.1 :** Τα εμφυτεύματα κεραμικό - κεραμικό, (ceramic-on ceramic) αποτελούν εναλλακτική λύση στη χρήση των συμβατικών υλικών [31].

### 3.2.1 Αλουμίνα ( $Al_2O_3$ )

Αν και η αλουμίνα αντιπροσωπεύει το 25% του στερεού φλοιού της γης, δεν συναντάται συνήθως με την ελεύθερη μορφή της. Οι συνηθέστερες πηγές από όπου λαμβάνεται η αλουμίνα είναι ο υδραργιλίτης ή γυψίτης ( $Al(OH)_3$ ) που αντιπροσωπεύει τη μορφή της πλήρως ενυδατωμένης φάσης. Άλλες μορφές είναι ο βωξίτης,  $Al_2O(OH)_4$ , που συχνά αποδίδεται ως  $Al_2O_3 \cdot 2H_2O$ , ο διάσπορος  $Al_2O_3 \cdot H_2O$ , ή πιο σωστά  $Al_2O(OH)$ . Αυτοί οι τύποι

αντιπροσωπεύουν διάφορα στάδια ενυδάτωσης και συχνά απαντώνται σε μείγματα μεταξύ τους. Η γενική πηγή της υψηλής καθαρότητας αλουμίνας (οξειδίο του αργιλίου) είναι ο βωξίτης και το φυσικό κορούνδιο. Η ευρύτερη διαθέσιμη μορφή αλουμίνια (άλφα, α) παρασκευάζεται με εν θερμό καθαρισμό του υδροξειδίου του αργιλίου. Σύμφωνα με τις προδιαγραφές ASTM η αλουμίνια που χρησιμοποιείται στα εμφυτεύματα πρέπει να είναι καθαρότητας 99,5% και περιεκτικότητας σε  $\text{SiO}_2$  και αλκαλικά οξείδια (κυρίως  $\text{Na}_2\text{O}$ ) μικρότερης από 0,1%. Η  $\alpha\text{-Al}_2\text{O}_3$  έχει ρομβοεδρική κρυσταλλική δομή. Η φυσική αλουμίνια είναι γνωστή και ως ζαφείρι ή ρουμπίνι, ανάλογα από τον τύπο των ακαθαρσιών που περιέχει. Ο μονοκρυστάλλος αλουμίνας χρησιμοποιείται επιτυχώς στην κατασκευή εμφυτευμάτων. Μονοκρυσταλλική αλουμίνια μπορεί να κατασκευαστεί με θερμικό ψεκασμό σκόνης καθαρής αλουμίνας πάνω στην επιφάνεια ενός κρυστάλλου. Μονοκρυστάλλοι αλουμίνας με διάμετρο πάνω από 10cm σχηματίζονται εύκολα με τη μέθοδο αυτή. Η αντοχή της πολυκρυσταλλικής αλουμίνας εξαρτάται από το μέγεθος των κόκκων και το πορώδες της. Γενικά, όσο μεγαλύτεροι είναι οι κόκκοι, τόσο χαμηλότερο είναι το πορώδες και μεγαλύτερη η αντοχή.

Τα πρότυπα ASTM προβλέπουν αντοχή σε εφελκυσμό μεγαλύτερη από 400 MPa και μέτρο ελαστικότητας γύρω στα 380 GPa. Η αλουμίνια χρησιμοποιείται στην ορθοπεδική για πάνω από 25 χρόνια, ενώ μονοκρυστάλλος της αλουμίνας χρησιμοποιείται στην ορθοπεδική και οδοντιατρική χειρουργική για περίπου 20 χρόνια. Η αλουμίνια είναι αρκετά σκληρό υλικό, με σκληρότητά στην περιοχή 20~30 GPa.

Και η πολυκρυσταλλική αλουμίνια και ο μονοκρυστάλλος της έχουν χρησιμοποιηθεί ευρέως κλινικά. Η υψηλή σκληρότητα είναι συνδεδεμένη με τη χαμηλή τριβή και φθορά και την υψηλή αντοχή/συμβατότητα σε in vivo περιβάλλον. Αυτές οι ιδιότητες κάνουν την αλουμίνια ιδανικό υλικό για χρήση σε αντικαταστάσεις αρθρώσεων. Τα εμφυτεύματα αλουμίνας σε οστά πιθήκων δεν έχουν δείξει σημάδια απόρριψης ή τοξικότητας για 350 ημέρες. Μια από τις πιο διάσημες χρήσεις της αλουμίνας είναι η ολική αντικατάσταση αρθρώσεων γοφού. Κεφαλή από αλουμίνια με κυπέλλιο από υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλένιο, έχει υποστηριχθεί ότι είναι ο καλύτερος συνδυασμός από ότι μεταλλική κεφαλή με κυπέλλιο υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλενίου. Σε κάθε περίπτωση, το κλειδί της επιτυχίας για κάθε εμφύτευμα, πέρα από τη σωστή χειρουργική τοποθέτηση, είναι ο κατά το δυνατόν πιο υψηλός έλεγχος ποιότητας κατά τη διαδικασία κατασκευής του υλικού και παραγωγής του εμφυτεύματος. Η ιδέα των εμφυτευμάτων με διεπιφάνειες κεραμικό-κεραμικό δεν είναι νέα, δεδομένου ότι η ορθοπεδική βιομηχανία έχει αναγνωρίσει από νωρίς τις δυνατότητες αυτών των χαμηλής φθοράς εμφυτευμάτων. Η αλουμίνια είναι ένα εξαιρετικά βιοσυμβατό κεραμικό και η κλινική χρήση της ανάγεται στο 1970, οπότε και άρχισε να αξιοποιείται προκειμένου να μειωθεί η φθορά των αρθρώσεων ισχίου. Ωστόσο, η απόκριση των πρώτων εμφυτευμάτων δεν ήταν ικανοποιητική λόγω της ανεπαρκούς στήριξης του εμφυτεύματος στο οστό και της ποιότητα του υλικού. Το 1995 αναπτύχθηκε ένα κεραμικό αλουμίνας με αυξημένη καθαρότητα και μεγαλύτερη αντοχή σε σχέση με το πρώτο υλικό. Η σκληρότητά της, δεύτερη στην κατάταξη μετά το διαμάντι, και η λεία επιφάνειά της την καθιστούν ιδανική για χρήση σε διεπιφάνειες τεχνητών αρθρώσεων, δεδομένου ότι δε χαράσσεται εύκολα. Στις μέρες μας έχει κατά πολύ βελτιωθεί

και ο σχεδιασμός των εμφυτευμάτων, ώστε να υπάρχει καλύτερη πρόσδεση του εμφυτεύματος στο οστό [32].

### 3.2.2 Ζιρκονία ( $ZrO_2$ )

Κρυσταλλώνεται σε 3 διαφορετικά κρυσταλλογραφικά συστήματα ως εξής:

- Σε θερμοκρασία  $T > 2680^{\circ}C$ : Κυβική δομή (c-phase).
- Σε θερμοκρασία μεταξύ  $1150-2680^{\circ}C$ : Τετραγωνική δομή (t phase).
- Σε θερμοκρασία  $T < 1150^{\circ}C$ : Δομή στο μονοκλινές σύστημα (m phase)

Κατά το μαρτενσιτικό μετασχηματισμό από την τετραγωνική στη μονοκλινή ζιρκονία σημειώνεται αύξηση του όγκου της (~3%) που οδηγεί σε ρωγμάτωση του υλικού. Για τη σταθεροποίηση του πλέγματος και την αποτροπή ρωγμάτωσης προστίθενται τα οξειδία  $MgO$ ,  $CaO$ ,  $Y_2O_3$  και  $CeO_2$  (stabilizing oxides).

Ανάλογα με το ποσοστό του προστιθέμενου οξειδίου σταθεροποίησης, λαμβάνονται διάφορα είδη ζιρκονίας. Για παράδειγμα, στην περίπτωση προσθήκης υτρίας ( $Y_2O_3$ ):

- Προσθήκη υτρίας σε ποσοστό mol μεγαλύτερο από 9% δίνει ζιρκονία κυβικής δομής, γνωστή ως πλήρως σταθεροποιημένη ζιρκονία (fully stabilized zirconia, FSZ). Η FSZ χρησιμοποιείται σε ηλεκτρικές εφαρμογές.
- Προσθήκη υτρίας σε ποσοστό mol μεταξύ 3-9% δίνει τη μερικώς σταθεροποιημένη ζιρκονία (partially stabilized zirconia, PSZ), στην οποία συνυπάρχουν και οι 3 κρυσταλλικές δομές. Η PSZ έχει χαμηλή θερμική αγωγιμότητα που παραμένει σταθερή με μεταβολή της θερμοκρασίας και υψηλό συντελεστή θερμικής διαστολής.
- Προσθήκη υτρίας σε ποσοστό mol μικρότερο από 3% δίνει λεπτόκοκκη ζιρκονία (tetragonal zirconia polycrystals, TZP), με πολύ καλή μηχανική αντοχή .

Υψηλής πυκνότητας οξειδία του ζιρκονίου έχουν δείξει εκπληκτική συμβατότητα σε πειράματα με πιθήκους, κατά τα οποία δεν υπήρξε καμία αντίδραση με το περιβάλλον του σώματος κατά τη διάρκεια 350 ημερών της μελέτης. Η ζιρκονία έχει δείξει άψογη βιοσυμβατότητα και καλή αντοχή στη φθορά και τριβή, όταν συνδυάζεται με πολύ υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλένιο [33].

### 3.2.3 Oxinium®

Το οξειδωμένο ζιρκόνιο ή όπως αλλιώς είναι η εμπορική του ονομασία από τα γράμματα των ξένων λέξεων Oxinium® (**Oxidized Zirconium**) είναι ένα νέο υλικό που χρησιμοποιείται στην κατασκευή των εμφυτευμάτων. Ανήκει σε μια ενδιάμεση κατηγορία, δεδομένου ότι έχει μεταλλικό πυρήνα από κράμα ζιρκονίου και νιοβίου, δύο πολύ καλών βιοσυμβατών υλικών, με κεραμική

επίστρωση στην εξωτερική επιφάνεια. Γενικά, στην κατασκευή του νέου υλικού συνέβαλε η έρευνα επί της επιφανειακής τραχύτητας και της επίδρασής της στη φθορά των μεταλλικών κεφαλών. Τα αποτελέσματα οδήγησαν στην κατασκευή επιφανειών με μεγαλύτερη αντίσταση στη φθορά και μακροβιότερη αντοχή των εμφυτευμάτων. Τα οξειδωμένα κεραμικά, όπως η αλουμίνα και η ζirkονία, επέδειξαν πολύ καλή συμπεριφορά στην αντοχή τους στη φθορά σε σχέση με τα αντίστοιχα μεταλλικά υλικά. Από την άλλη πλευρά όμως, τα μονολιθικά κεραμικά είναι πολύ ψαθυρά και δημιουργούν προβλήματα στα συγκεκριμένα εξαρτήματα των εμφυτευμάτων. Επομένως, το επιθυμητό αποτέλεσμα είναι ο συνδυασμός μηχανικής αντοχής των μεταλλικών υλικών και της αντοχής σε φθορά των κεραμικών.

Το Oxinium® εξελίχθηκε για ορθοπεδικές εφαρμογές, για να παρέχει τις παραπάνω επιθυμητές βελτιώσεις ως προς τα κράματα χρωμίου-κοβαλτίου (CoCr), για αντίσταση σε φθορά, καλή τριβολογική συμπεριφορά και βιοσυμβατότητα. Για το λόγο αυτό εισήχθη το κράμα ζirkονίου-νιόβιου (Zr-2.5%Nb), το οποίο οξειδώνεται με θερμική επαγωγή σε θερμό αέρα, ώστε να σχηματιστεί μια κεραμική επίστρωση ζirkονίας με πάχος περίπου 5 μm. Το οξείδιο δεν είναι απλά μια εξωτερική επικάλυψη, αλλά ο μετασχηματισμός της αρχικά μεταλλικής επιφάνειας σε ζirkονία (οξειδωμένο κεραμικό). Στη συνέχεια, το οξειδωμένο υλικό λειαινείται για να αποκτήσει λεία και καθαρή επιφάνεια, όπως τα μεταλλικά εμφυτεύματα από κράματα χρωμίου-κοβαλτίου. Ένα πολύ μικρό ποσοστό νιοβίου κραματώνεται με το μεταλλικό ζirkόνιο για να σχηματιστεί μια διφασική μικροδομή με ικανοποιητική αντοχή και άλλες μηχανικές ιδιότητες για χρήση σε ορθοπεδικές εφαρμογές. Το κράμα ζirkονίου-νιόβιου είναι πλήρως βιοσυμβατό με ελάχιστη βιοδιάσπαση και ηλεκτρολυτική ενεργοποίηση της εξωτερικής του στοιβάδας, με ελάχιστη διαλυτότητα και εξαιρετικές αντιδιαβρωτικές ιδιότητες. Η βιοσυμβατότητα του κράματος βρέθηκε να είναι τουλάχιστον ισοδύναμη με τα κράματα τιτανίου (Ti-6%Al-4%V) και χρωμίου-κοβαλτίου (CoCr) [34].

### 3.2.4 Υδροξυαπατίτης

Το κεραμικό σύστημα Trident®, (Trident® Ceramic Acetabular System) είναι ένα εμφυτεύσιμο σύστημα κεραμικού-κεραμικού, που χρησιμοποιείται για την αντικατάσταση της άρθρωσης ισχίου, στην περίπτωση που πραγματοποιείται ολική αρθροπλαστική ισχίου σε ασθενείς που πάσχουν από αρθρίτιδα ή παρόμοιες καταστάσεις. Το σύστημα διαφοροποιείται από τα συμβατικά, ως προς το χαρακτηριστικό της χρήσης αλουμίνας έναντι των «παραδοσιακών» μετάλλων ή πλαστικών και υπόσχεται μικρότερη φθορά και μεγαλύτερη διάρκεια ζωής.

Ο σχεδιασμός της κοτύλης είναι εξίσου σημαντικός για τη μακροπρόθεσμη συμπεριφορά των εμφυτευμάτων ισχίου. Το σύστημα Trident® δεν απαιτεί χρήση οστικού τσιμέντου (cementless) και η στήριξη στο οστό προβλέπεται από τον σχεδιασμό και γίνεται με ειδικές τεχνικές. Η εναπόθεση με τόξο (arc deposition) και η επίστρωση με υδροξυαπατίτη (hydroxyapatite coating) είναι δύο τεχνικές που χρησιμοποιούνται στο σχεδιασμό της κοτύλης.

Η εναπόθεση με τόξο είναι μία διαδικασία επικάλυψης της εξωτερικής επιφάνειας της κοτύλης με τιτάνιο. Αυτή η παρέμβαση προσδίδει στο εμφύτευμα μία αδρή επιφάνεια, η οποία συμβάλλει στην αρχική στήριξη του εμφυτεύματος στο οστό. Τέτοια επικάλυψη με φύλλο τιτανίου φέρει και το σύστημα Trident®, που αυξάνει την αντοχή του υλικού κατά 50% σε σχέση με άλλα κεραμικά συστήματα που υπάρχουν στην αγορά.

Ο υδροξυαπατίτης απ' την άλλη πλευρά, είναι μία ουσία που υπάρχει στη φύση και συναντάται και στους σκληρούς ιστούς στον οργανισμό. Ειδικότερα, τα δύο βασικά συστατικά του, το ασβέστιο και ο φωσφόρος, κυριαρχούν στα οστά και στην αδαμαντίνη των δοντιών, όπου προσδίδουν χαρακτηριστική σκληρότητα. Η εξαιρετική βιοσυμβατότητά του είναι το χαρακτηριστικό που τον καθιστά αξιοποιήσιμο και στα εμφυτεύματα, βελτιώνοντας την οστεογένεση και τη μακροπρόθεσμη σταθερότητα του εμφυτεύματος και αποτρέποντας την ανοσολογική αντίδραση του οργανισμού. Τα ακάλυπτα μεταλλικά εμφυτεύματα δεν ενοποιούνται με το οστό και, όπως όλα τα βιοαδρανή υλικά, περιβάλλονται από πυκνό ινώδη ιστό που αποτρέπει την επιθυμητή διανομή των τάσεων με πιθανό αποτέλεσμα χαλάρωση του εμφυτεύματος. Στην περίπτωση, όμως, των επικαλυμμένων εμφυτευμάτων, το οστό ενοποιείται εξ ολοκλήρου με το εμφύτευμα ακόμη και κατά τις πρώτες λειτουργικές φορτίσεις. Οι επιστρώσεις υδροξυαπατίτη επιτελούν αρκετές λειτουργίες. Κατ' αρχήν, διασφαλίζουν τη στερέωση του εμφυτεύματος στο οστό και ελαχιστοποιούν τις ανεπιθύμητες αντιδράσεις μέσω της βιοσυμβατής φάσης. Επιπλέον, μειώνουν την αποδέσμευση μεταλλικών ιόντων προς τον οργανισμό και προστατεύουν τη μεταλλική επιφάνεια από το βιολογικό περιβάλλον. Στην περίπτωση των πορωδών μεταλλικών εμφυτευμάτων, ευνοούν την ανάπτυξη οστού εντός των πόρων.

Η πιο δημοφιλής μέθοδος παρασκευής επιστρώσεων υδροξυαπατίτη είναι η τεχνική ψεκασμού πλάσματος, όμως εφαρμόζονται και άλλες, όπως η θερμή ισοστατική συμπίεση και η ηλεκτροχημική απόθεση. Οι επιστρώσεις δεν εφαρμόζονται μόνο σε μέταλλα (κράματα Ti και Ca-Cr-Mo), αλλά και σε υποκατάστατα με σύνθετα υλικά ινών άνθρακα, σε πυροσυσσωματωμένα (sintered) κεραμικά ( $ZrO_2$  και  $Al_2O_3$ ) ή ακόμη και σε πολυμερή (PMMA). Στην τεχνική ψεκασμού πλάσματος, ένα DC ηλεκτρικό τόξο δημιουργείται μεταξύ δύο ηλεκτροδίων, ενώ ένα ρεύμα αερίων περνά μέσα από το τόξο, μετατρέποντας τα αέρια σε ένα ιονισμένο μίγμα υψηλής θερμοκρασίας και υψηλής ταχύτητας, που ονομάζεται πλάσμα. Όταν η σκόνη υδροξυαπατίτη εισέλθει στο πλάσμα, τα ημιστερεά μόρια στερεοποιούνται πλήρως όταν πέσουν πάνω στο υπόστρωμα. Τα μόρια απλώνουν καθώς χτυπούν το υπόστρωμα και σταδιακά σχηματίζονται στρώσεις, που δίνουν μία δομή πάχους μερικών μικρομέτρων [35].

Τα χαρακτηριστικά που καθορίζουν τη συμπεριφορά της επίστρωσης του υδροξυαπατίτη είναι το πάχος της επίστρωσης, η καθαρότητα της σκόνης ψεκασμού, η κρυσταλλικότητα, το πορώδες και η μηχανική αντοχή. Η επίστρωση υδροξυαπατίτη πρέπει να έχει αρκετό πάχος, ώστε να αποτελεί ομογενή στρώση και να μειώνει τη συγκέντρωση των αποδεσμευόμενων μεταλλικών ιόντων, αλλά συγχρόνως καθώς το πάχος αυξάνεται, η επίστρωση γίνεται πιο ψαθυρή, αφού η πρόσφυση και η διατμητική αντοχή του υδροξυαπατίτη είναι χαμηλές. Το πάχος έχει επιλεγεί να κυμαίνεται μεταξύ 40-200  $\mu m$ , προκειμένου να επιτυγχάνεται η μέγιστη ομοιογένεια στο ελάχιστο δυνατό πάχος. Καθαρός χαρακτηρίζεται ο υδροξυαπατίτης όταν έχει



περιεκτικότητα μεγαλύτερη από 99% σε υδροξυαπατίτη και μικρότερη από 1% σε φωσφορικό τριασβέστιο και σχεδόν ανύπαρκτα ιχνοστοιχεία. Να σημειωθεί ότι τυχόν προσμίξεις είναι δυνατό να μειώσουν τη χημική σταθερότητα των εμφυτευμάτων και να προκαλέσουν την αποικοδόμησή τους. Η κρυσταλλικότητα έχει ιδιαίτερη σημασία, αφού όσο μεγαλύτερη είναι, τόσο μεγαλύτερη είναι και η διάρκεια ζωής της επίστρωσης. Αύξηση της πυκνότητας και μείωση του πορώδους μειώνουν την πιθανότητα απορρόφησης της επικάλυψης του υδροξυαπατίτη. Η μηχανική αντοχή είναι συνάρτηση της πρόσφυσης της επίστρωσης του υδροξυαπατίτη στο οστό [31].

### 3.3 ΠΟΛΥΜΕΡΗ ΥΛΙΚΑ

Πολυμερή υλικά χρησιμοποιούνται σε δύο σημεία στα υποκατάστατα των αρθρώσεων του ισχίου, στο κυπέλλιο της κοτύλης και για τη στήριξη του υλικού στο οστό. Το κυπέλλιο της κοτύλης κατασκευάζεται από πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους (UHMWPE), υλικό με ικανοποιητική ομοιογένεια και χημική σταθερότητα.

Το πολυμεθακρυλικό μεθύλιο (PMMA) χρησιμοποιείται ως οστικό τσιμέντο, δηλαδή αποτελεί το υλικό συνένωσης οστού και εμφυτεύματος. Προκειμένου να παρασκευαστεί το οστικό τσιμέντο, αναμιγνύεται η πολυμερική σκόνη με μονομερές υγρό τη στιγμή που πρέπει να χρησιμοποιηθεί και αυτά τα συστατικά αλληλεπιδρούν χημικά μέσω διεργασίας πολυμερισμού. Το προϊόν υφίσταται διαδοχικές φάσεις σκλήρυνσης, μέχρι να δημιουργηθεί μία σκληρή δομή που μοιάζει με αυτή του plexiglass [36].

#### 3.3.1 Πολυαιθυλένιο (UHMWPE)

Σε μια ολική αρθροπλαστική ισχίου η μηχανική αντοχή και εφαρμογή της μηριαίας κεφαλής συνάδει άμεσα με το κοτυλιδικό κέλυφος με το οποίο βρίσκεται σε συνεχή συνεργασία. Το πιο διαδεδομένο πολυμερές στην προσθετική ιατρική αποτελεί σήμερα το UHMWPE, τόσο στην κατασκευή του κοτυλιδικού κελύφους στην ολική αρθροπλαστική ισχίου.

Η συντριπτική πλειοψηφία των κοτυλιδικών κελυφών κατασκευάζονται σήμερα από το υλικό αυτό και η προσάρτησή τους στο μεταλλικό κυπέλλιο του εμφυτεύματος, παρέχει μια άριστα συνεργαζόμενη επιφάνεια τόσο για μεταλλικές όσο και για κεραμικές μηριαίες κεφαλές. Ανέκαθεν όμως υπήρξαν προβλήματα ως προς τη μηχανική αντοχή του υλικού αυτού και ο κίνδυνος μιας αστοχίας in vivo. Έτσι γίνονται συνεχείς προσπάθειες βελτίωσης των μηχανικών ιδιοτήτων του πολυαιθυλενίου, όπως η τροποποίηση του UHMWPE με ενίσχυση ανθρακονημάτων ή με ισοστατική συμπίεση εν θερμό χωρίς όμως ενθαρρυντικά δεδομένα από την κλινική χρήση των υλικών αυτών.

Τα τελευταία χρόνια χρησιμοποιούνται πολυμερή διασταυρούμενων αλυσίδων (crosslinked polyethylene) με τις οποίες το παραγόμενο πολυαιθυλένιο παρουσιάζει σημαντική αντιτριβική συμπεριφορά σε

προσομοιώσεις προσθετικών ισχίου αλλά και εξαιρετικά κλινικά αποτελέσματα, σε σύγκριση με το συμβατικό UHMWPE. Οι μέθοδοι παραγωγής αυτών των υλικών, υποβιβάζουν τις μηχανικές ιδιότητές τους εμφανίζοντας ταχύτερη διάδοση των μικρορωγμών και μικρότερη αντοχή σε τασικά πεδία. Μια νέα τάση στο χώρο της προσθετικής ιατρικής προκειμένου να ξεπεραστούν παρόμοια προβλήματα περιορίζοντας τη χρήση του UHMWPE είναι η ανάπτυξη εμφυτευμάτων στα οποία οι συνεργαζόμενες επιφάνειες αποτελούνται από το ίδιο υλικό, όπως για παράδειγμα από κράμα CoCr ή από κεραμικό υλικό. Οι κατασκευαστικοί περιορισμοί όμως κοτυλιδικών κελυφών από κεραμικό υλικό σε συνδυασμό με την ψαθυρότητα έχουν περιορίσει στο ελάχιστο το ενδιαφέρον των ορθοπεδικών χειρουργών στη χρήση τέτοιων εμφυτευμάτων, ιδιαίτερα εκείνων με μεγάλη μηριαία κεφαλή αφού παρουσιάζουν και τα μεγαλύτερα προβλήματα [30].

### **3.3.2 Πολυμεθακρυλικό μεθύλιο (PMMA)**

Το PMMA δρα ως μέσο στήριξης, πληρώνοντας τα κενά μεταξύ πρόθεσης και οστού, και παρέχοντας σταθερότητα στην άρθρωση. Ταυτόχρονα, κρατά την άρθρωση σταθερή στη θέση της και συμβάλλει στη μεταβίβαση των δυνάμεων από την πρόσθεση στο οστό. Το PMMA ανταποκρίνεται στην επιβολή θλιπτικών τάσεων αρκετά ικανοποιητικά. Στο υγρό μονομερές ή στην πολυμερική σκόνη μπορούν να προστεθούν και ουσίες, όπως σταθεροποιητές για να αποτρέψουν την αυθόρμητη εκκίνηση του πολυμερισμού, επιταχυντές για τον έλεγχο της ταχύτητας πολυμερισμού και σκλήρυνσης, ή ουσίες αδιαπέραστες από ακτινοβολία για την παρακολούθηση της διαδικασίας στερέωσης με τη βοήθεια ακτίνων-Χ. Προκειμένου να περιοριστεί ή να εξαιρεθεί η πιθανότητα μόλυνσης, που σπάνια είναι πολύ σοβαρή κατάσταση, κρίνεται αναγκαία η σωστή αποστείρωση του PMMA. Οι ακτίνες-γ χρησιμοποιούνται για την αποστείρωση της πολυμερικής συνιστώσας και αποφεύγεται η θερμότητα που θα κατέστρεφε συστατικά που είναι αναγκαία για την πραγματοποίηση της αντίδρασης. Το μονομερές υγρό που πολυμερίζεται είτε με θερμότητα είτε με ακτίνες-γ, απαλλάσσεται από τους μικροοργανισμούς με μικροδιήθηση μέσω μεμβράνη [35].

## **3.4 ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΒΙΟΪΛΙΚΩΝ**

### **3.4.1 Χαρακτηριστικά υλικών**

Οι βασικές κατηγορίες των επιθυμητών χαρακτηριστικών ενός σύγχρονου βιοϋλικού είναι :

- Υψηλή μηχανική αντοχή, μεγάλο μέτρο ελαστικότητας, υψηλή αντοχή σε κόπωση και μεγάλο παράγοντα έντασης τάσεως. Ένας από τους κύριους στόχους αποτελεί η καλύτερη δυνατή αντοχή απέναντι στα επιβαλλόμενα φορτία και η εξάλειψη των

παραμορφώσεων του υλικού. Τα φορτία με τα οποία καταπονείται ένα μέσο τεχνητό εμφύτευμα ποικίλλει από 3 έως και 8 φορές το βάρος του ανθρώπινου σώματος.

- Υψηλή αντιδιαβρωτική συμπεριφορά για τη μακρόχρονη και σωστή λειτουργία του εμφυτεύματος, καθώς και υψηλή βιοσυμβατότητα.
- Υψηλή σκληρότητα και άριστο φινίρισμα των συνεργαζόμενων επιφανειών για τη μέγιστη αντοχή σε φθορά και την επίτευξη μικρού συντελεστή τριβής.
- Τέλος, απαιτείται καλή λίπανση του συνδέσμου, άριστη συναρμογή και μικρή γωνία εισόδου του αρθρικού υγρού στον ενδιάμεσο χώρο του εμφυτεύματος.

Είναι δε απαραίτητο το υλικό να διατηρεί μια σταθερή απόδοση ως προς τις ανωτέρω ιδιότητες για περισσότερα από 10 χρόνια ενεργούς δράσης (in vivo), καθώς κάθε τεχνητό εμφύτευμα υπόκειται σε πάνω από 2 εκατομμύρια κύκλους επιβαλλόμενου φορτίου ανά έτος [31].

### **3.4.2 Ιδιότητες μεταλλικών υλικών**

Τα σύγχρονα μεταλλικά κράματα, πέρα από την εκάστοτε εταιρεία και την εμπορική ονομασία με την οποία λανσάρονται στη διεθνή αγορά, έχουν παρόμοιες χημικές συνθέσεις και υπακούουν στις ίδιες τεχνικές προδιαγραφές. Η μηχανική συμπεριφορά των υλικών αυτών, έχει φτάσει σε πολύ ικανοποιητικό επίπεδο, αποδίδοντας ικανοποιητικά στις εξαιρετικά επίπονες συνθήκες που επικρατούν στο ανθρώπινο σώμα.

Τα χαρακτηριστικά των ορθοπεδικών μεταλλικών κραμάτων, ακολουθούν τρεις βασικές γραμμές. Οι απαιτήσεις της σύγχρονης ιατρικής εμφυτευμάτων, ορίζουν ότι τα υλικά αυτά πρέπει να είναι:

- i. Μεγάλης σκληρότητας και αντοχής σε κόπωση και λυγισμό, ώστε να αντέχουν στα υψηλά φορτία
- ii. Μεγάλης στιβαρότητας, εφάμιλλης αυτής των οστών
- iii. Βιοσυμβατά, να είναι αποδεκτά από τον οργανισμό
- iv. Υψηλή αντιδιαβρωτική ικανότητα ώστε να εξασφαλίζεται η αντοχή των υλικών αυτών για πολλά χρόνια.

Στον πίνακα που ακολουθεί φαίνεται ο βαθμός στον οποίο ανταποκρίνεται κάθε κατηγορία ορθοπεδικού μεταλλικού κράματος στις προαναφερθείσες ιδιότητες.

**Πίνακας 3.3 : Κύριες χαρακτηριστικές επιδόσεις των ορθοπεδικών μεταλλικών βιοϋλικών**

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΑΝΟΞΕΙΔΩΤΟΙ ΧΑΛΥΒΕΣ	ΚΡΑΜΑΤΑ ΚΟΒΑΛΤΙΟΥ-ΧΡΩΜΙΟΥ	ΚΡΑΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ
ΣΤΙΒΑΡΟΤΗΤΑ	ΥΨΗΛΗ	ΜΕΣΗ	ΧΑΜΗΛΗ
ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΤΟΧΗ	ΜΕΣΗ	ΜΕΣΗ	ΥΨΗΛΗ
ΑΝΤΙΔΙΑΒΡΩΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ	ΧΑΜΗΛΗ	ΜΕΣΗ	ΥΨΗΛΗ
ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ	ΧΑΜΗΛΗ	ΜΕΣΗ	ΥΨΗΛΗ

Βλέπουμε ότι τα κράματα τιτανίου έχουν ένα προβάδισμα σε σύγκριση με τα υπόλοιπα υλικά και για το λόγο αυτό κατέχουν σήμερα το μεγαλύτερο ποσοστό χρήσης ανάμεσα στα μεταλλικά υλικά, ίσως και στο σύνολο των υλικών που χρησιμοποιούνται στις σύγχρονες ολικές αρθροπλαστικές.

**Πίνακας 3.4 : Μηχανικές ιδιότητες του ανοξειδωτου χάλυβα 316L για εμφυτεύματα**

Συνθήκη κατάστασης	Τελική αντοχή τάνυσης, (MPa)	Τάση διαρροής (0.2 % offset), (MPa)	Επιμήκυνση (%)	Σκληρότητα Rockwell
Ανοπτημένα	485	172	40	95 HRB
Ψυχρά κατεργασμένα	860	690	12	–

**Πίνακας 3.5 : Μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων Co-Cr**

Ιδιότητες	Χυτό CoCrMo	Σφυρήλατο CoCrWNi	Σφυρήλατο CoNiCrMo (F562)	
	(F75)	(F90)	Ανοπτημένο διάλυμα	Ψυχρά κατεργασμένο και aged
Τελική αντοχή τάνυσης, (MPa)	655	860	793-1000	1793 min
Τάση διαρροής (0.2 % offset), (MPa)	450	310	240-655	1585
Επιμήκυνση (%)	8	10	50.0	8.0
Μείωση της περιοχής (%)	8	–	65.0	35.0
Τάση κόπωσης (MPa)	310	–	–	–

**Πίνακας 3.6 : Μηχανικές ιδιότητες του Ti και των κραμάτων του**

Ιδιότητες	Βαθμίδα 1	Βαθμίδα 2	Βαθμίδα 3	Βαθμίδα 4	Ti6Al4V	Ti13Nb13Zr
Τελική αντοχή τάνυσης, (MPa)	240	345	450	550	860	1030
Τάση διαρροής (0.2 % offset), (MPa)	170	275	380	485	795	900
Επιμήκυνση (%)	24	20	18	15	10	15
Μείωση της περιοχής (%)	30	30	30	25	25	45

#### 3.4.2.1 Κόπωση

Η καθημερινή χρήση καταπονεί σε μεγάλο βαθμό ένα τεχνητό εμφύτευμα. Η καταπόνηση είναι αρκετή ώστε να οδηγήσει το εμφύτευμα σε αστοχία. Κύριος παράγοντας αποτελεί η συχνότητα φόρτισης του άξονα του εμφυτεύματος, η οποία εάν είναι πολύ μεγάλη, μπορεί να οδηγήσει σε αστοχία ακόμα και υπό μικρότερα φορτία. Το μεταλλικό κράμα τελικά θα υποκύψει υπό τα επιβαλλόμενα τασικά πεδία και θα αστοχήσει λόγω κόπωσης. Για κάθε ορθοπεδικό υλικό, υπάρχει μια μέγιστη τιμή, η οποία οριοθετεί την μέγιστη συχνότητα των φορτίων που μπορεί να αντέξει το κάθε εμφύτευμα. Το όριο αυτό εξαρτάται από τη γεωμετρία του τεχνητού συνδέσμου, το υλικό και τις μεθόδους κατεργασίας του εμφυτεύματος. Πέρα από το όριο αυτό, η πιθανότητα αστοχίας λόγω κόπωσης, αυξάνει δραματικά. Τα σύγχρονα μεταλλικά ορθοπεδικά κράματα επιδεικνύουν εξαιρετική αντοχή απέναντι στο φαινόμενο της κόπωσης. Οι περιπτώσεις αστοχίας που έχουν αναφερθεί λόγω του φαινομένου αυτού, είναι περιορισμένες και εντοπίζονται κυρίως σε ασθενείς μεγάλου σωματικού βάρους (>100 κιλά). Επίσης στην πλειοψηφία των περιπτώσεων αυτών καταγράφηκαν μεταλλουργικά ελαττώματα και ανωμαλίες επιφανείας των εμφυτευμάτων όπως εκδορές και ατέλειες κατά το στάδιο κατεργασίας τους [30].

#### 3.4.2.2 Μεταβίβαση τάσεων

Το τεχνητό εμφύτευμα δέχεται ένα μέρος από την τάση που επιβάλλεται κατά τη βάρδια και τις άλλες καθημερινές δραστηριότητες στο πάνω μέρος του μηριαίου οστού που συγκρατεί την πρόθεση. Μία άκαμπτη πρόθεση, επομένως, προφυλάσσει το άνω μέρος του οστού περισσότερο από όσο πρέπει, αφού το υλικό κατασκευής του εμφυτεύματος είναι πιο άκαμπτο από το οστό, με αποτέλεσμα αυτό να μην αναπτύσσεται, να χάνει τα συστατικά του και να εξασθενεί. Σε αυτή την περίπτωση, η άρθρωση δεν έχει

καλή στήριξη πάνω στον εξασθενημένο σκελετό και κινδυνεύει να αστοχήσει. Στόχος είναι η κατασκευή τεχνητών εμφυτευμάτων από μεταλλικά κράματα με δυσκαμψία ανάλογη του οστού. Τα κράματα τιτανίου έχουν τη χαμηλότερη δυσκαμψία απ' όλα τα ορθοπεδικά κράματα και γι' αυτό χρησιμοποιείται ευρέως. Αξίζει να σημειωθεί ότι, η δυσκαμψία των εμφυτευμάτων δεν εξαρτάται μόνο από το υλικό, αλλά και από το σχήμα τους. Μία προσφάτως χρησιμοποιούμενη τεχνική για την κατασκευή λιγότερο δύσκαμπτων προθέσεων για ολική αρθροπλαστική είναι η Trabecular Metal Technology. Σύμφωνα με την τεχνική αυτή μια μεταλλική σπογγώδη στρώση από βολφράμιο, που έχει δυσκαμψία παρόμοια με του οστού, τοποθετείται στην επιφάνεια της πρόθεσης, με αποτέλεσμα η μετάβαση από το δύσκαμπτο μέταλλο στο ασθενές οστό να γίνεται με ομαλό τρόπο [37].

### 3.4.2.3 Στιβαρότητα

Ένας από τους σημαντικότερους ρόλους ενός τεχνητού εμφυτεύματος, είναι η απορρόφηση μέρους των φορτίων και των κραδασμών που καταβάλλουν καθημερινά τον σύνδεσμο. Σε μια ολική αρθροπλαστική ισχίου για παράδειγμα, μέρος των τάσεων που καταπονούν το άνω μέρος του μηριαίου οστού στο περπάτημα και τις άλλες καθημερινές δραστηριότητες του ασθενούς, απορροφούνται από το στέλεχος. Η στιβαρότητα του τεχνητού συνδέσμου παίζει σημαντικό ρόλο στον τομέα αυτό. Ένα στέλεχος μεγάλης στιβαρότητας, προασπίζει υπερβολικά το μηριαίο οστό από τις επιβαλλόμενες τάσεις. Στα μεταλλικά κράματα το φαινόμενο αυτό είναι σύνηθες, διότι τα υλικά αυτά εμφανίζουν πολύ μεγαλύτερη στιβαρότητα από το ανθρώπινο οστό. Έτσι, το προστατευόμενο κνημιαίο οστό που περιβάλλει και συγκρατεί το εμφύτευμα, σταδιακά αδρανεύει και αποδυναμώνεται, με αποτέλεσμα να αδυνατεί να συγκρατήσει αποτελεσματικά το στέλεχος, οδηγώντας στη χαλάρωση του συνδέσμου και τελικά στην αστοχία. Τα κράματα τιτανίου χαρακτηρίζονται από τη χαμηλότερη στιβαρότητα ανάμεσα στο πλήθος των ορθοπεδικών κραμάτων και για το λόγο αυτό προτιμούνται στις ολικές αρθροπλαστικές. Η στιβαρότητα του στελέχους όμως δεν εξαρτάται μόνο από τις φυσικές ιδιότητες του υλικού κατασκευής αλλά από τη γεωμετρία και το σχήμα του. Όσο μικρότερη είναι η διατομή του τόσο μικρότερη στιβαρότητα εμφανίζει. Για αυτό όταν μελετάται η κατασκευή ενός στελέχους με στιβαρότητα εφάμιλλη εκείνης του φυσικού οστού, πρέπει να λαμβάνεται υπόψη, εκτός από τα χαρακτηριστικά του υλικού, η δομή και η γεωμετρία του. Μια από τις πιο πρόσφατες τεχνολογίες προς την κατεύθυνση αυτή, είναι η Μέθοδος της Μεταβατικής Τεχνικής. Κατασκευάζεται μια μεταλλική πορώδης επικάλυψη από βολφράμιο, η οποία παρουσιάζει σχεδόν ίδια στιβαρότητα με εκείνη του φυσικού οστού, και εναποτίθεται στην εξωτερική επιφάνεια του στελέχους. Με τον τρόπο αυτό, οι κατασκευαστές προσβλέπουν σε μια ομαλή μετάβαση από το κράμα υψηλής στιβαρότητας στο πιο αδύναμο ανθρώπινο οστό.

#### 3.4.2.4 Αντοχή στην διάβρωση

Οι μεταλλικές επιφάνειες ενός τεχνητού εμφυτεύματος, βρίσκονται σε διαρκή επαφή με τα αρθρικά υγρά τα οποία μπορούν να προκαλέσουν διάβρωση, απελευθερώνοντας μεταλλικά ιόντα τα οποία εν συνεχεία εισέρχονται στο κυκλοφοριακό σύστημα του οργανισμού. Τα σύγχρονα μεταλλικά κράματα έχουν έντονη αντιδιαβρωτική συμπεριφορά χωρίς όμως την πλήρη εξάλειψη του φαινομένου που συμβαίνει κυρίως στις εξής περιπτώσεις :

- Σε διεπιφάνειες επαφής δύο μεταλλικών μερών, όπως είναι η επαφή της μηριαίας κεφαλής με το μεταλλικό στέλεχος. Στην περίπτωση που και τα δύο μέρη είναι κατασκευασμένα από το ίδιο κράμα, όπως για παράδειγμα το κράμα κοβαλτίου-χρωμίου, παρατηρείται περιορισμένη διάβρωση, σε αντίθεση με περιπτώσεις όπου έχουμε επαφή δύο ανόμοιων υλικών. Για παράδειγμα, όταν η κεφαλή είναι από κράμα CoCr και το στέλεχος από κράμα Ti, το επίπεδο διάβρωσης σχεδόν πενταπλασιάζεται εν συγκρίσει με την προηγούμενη περίπτωση.
- Στις διεπιφάνειες μετάλλου με μέταλλο όπου έχουμε σχετική κίνηση, όπως στην περίπτωση κεφαλής με κοτυλιδικό κέλυφος μιας ΤΗΑ. Η διάβρωση στην περίπτωση αυτή απελευθερώνει μεταλλικά ιόντα στον περιβάλλοντα χώρο που μπορεί να έχουν αρνητικές επιπτώσεις στην υγεία του ασθενούς αλλά και στην κατάσταση του εμφυτεύματος.

Αποτέλεσμα αυτών των διεργασιών, είναι η αύξηση του ποσοστού μεταλλικών ιόντων (όπως κοβαλτίου, χρωμίου και τιτανίου) στο αίμα και την ουρίνη του ασθενούς. Τα ιόντα κοβαλτίου και χρωμίου, αν και αποτελούν μέρος του συστήματος παραγωγής ενζύμων του ανθρώπινου σώματος, η παρουσία τους σε μεγάλες περιεκτικότητες έχει στο παρελθόν συνδεθεί με την εμφάνιση συγκεκριμένων μορφών καρκίνου. Πάντως στην περίπτωση των ολικών αρthroπλαστικών δεν υπάρχουν μέχρι σήμερα στοιχεία που να συνδέουν άμεσα την αυξημένη περιεκτικότητα μεταλλικών ιόντων με παθολογικά αίτια.

Τα ιόντα χρωμίου και κοβαλτίου αποβάλλονται μέσω των νεφρών ελέγχοντας τις αντίστοιχες περιεκτικότητες. Σε ασθενείς όμως με χρόνια νεφρική ανεπάρκεια, εντοπίζονται αυξημένες περιεκτικότητες των στοιχείων αυτών στο αίμα. Για το λόγο αυτό, η προσθήκη ενός τεχνητού εμφυτεύματος πρέπει να γίνεται με υλικά που δεν επηρεάζουν μακρόχρονα την υγεία αυτών των ατόμων. Τέλος, το σύνολο των ορθοπεδικών μεταλλικών κραμάτων δεν είναι μαγνητικά. Αυτό διευκολύνει την παρακολούθηση της πορείας του ασθενούς με μαγνητικές τομογραφίες.

### 3.4.2.5 Αλλεργίες και παρενέργειες μεταλλικών κραμάτων

Τα σύγχρονα μεταλλικά κράματα που χρησιμοποιούνται στην παραγωγή τεχνητών αρθρώσεων, υποβάλλονται σε συνθήκες συνεχούς καταπόνησης και διάβρωσης κατά την λειτουργία τους στο ανθρώπινο σώμα. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα την σταδιακή απελευθέρωση μεταλλικών ιόντων (κοβαλτίου, χρωμίου, νικελίου ακόμα και του πλέον βιοσυμβατού τιτανίου), τα οποία είναι δυνατόν να αντιδράσουν με τις ανθρώπινες πρωτεΐνες, ενεργοποιώντας άμεση αλλεργική αντίδραση του οργανισμού. Μια τέτοια αλλεργική επιπλοκή, αποτελούν και τα δερματικά εξανθήματα, τα οποία αν και σε χαμηλό ποσοστό, εμφανίζονται κατά περιπτώσεις σε άτομα που υποβλήθηκαν σε μια ολική αρθροπλαστική. Για την αποτελεσματική αντιμετώπιση και τον περιορισμό του φαινομένου αυτού, οι ασθενείς που πρόκειται να δεχτούν μια τεχνητή άρθρωση, υποβάλλονται σε ειδικά τεστ συμβατότητας του δερματοτύπου τους με τα ιόντα του μετάλλου κατασκευής του υποψήφιου εμφυτεύματος. Παρόλα αυτά τα αποτελέσματα αυτών των τεστ, είναι μόνο ενδεικτικά της κλινικής κατάστασης του ασθενούς, καθότι δεν γνωρίζουμε εάν συνδυάζονται άμεσα με την ευαισθησία των μυών και των μαλακών ιστών που περιβάλλουν μια άρθρωση με το συγκεκριμένο μέταλλο. Η συχνότητα εμφάνισης δερματικών αλλεργιών στα αναφερόμενα μεταλλικά κράματα παρουσιάζεται ιδιαίτερα αυξημένη στους δέκτες μιας ολικής αρθροπλαστικής από τον υπόλοιπο πληθυσμό. Τα σχετικά ποσοστά παρουσιάζονται στον ακόλουθο πίνακα.

**Πίνακας 3.7 : Στατιστικά ποσοστά ευαισθησίας στα μεταλλικά κράματα**

Ευαισθησία σε μεταλλικά κράματα	
	Ποσοστό ευαισθησίας
Γενικός πληθυσμός	10 %
Ασθενείς με άρτιο τεχνητό Σύνδεσμο	25 %
Ασθενείς με τεχνητό σύνδεσμο που παρουσιάζει χαλάρωση	60 %

Σήμερα, η πιθανότητα για έναν ασθενή να εμφανίσει κάποια αλλεργική επιπλοκή προερχόμενη από τεχνητό μεταλλικό εμφύτευμα, θεωρείται ελάχιστη αν και δεν υπάρχουν απολύτως ασφαλή τεστ που να το διασφαλίζουν. Προκύπτουν δυο σημαντικά ερωτήματα σχετικά με το πρόβλημα αυτό. Το πρώτο αναφέρεται στο εάν μια τέτοια ευαισθησία συνδέεται με την αστοχία ενός τεχνητού εμφυτεύματος. Για πολλά χρόνια δεν υπήρχανε σχετικά πειραματικά δεδομένα που να παρέχουν πειστικές αποδείξεις για ένα τέτοιο ενδεχόμενο. Τα τελευταία χρόνια όμως, έχουν λάβει χώρα ορισμένες μελέτες που υποδεικνύουν ότι μια αλλεργική αντίδραση μπορεί να οδηγήσει στην χαλάρωση και τελικά στην αστοχία ενός μεταλλικού εμφυτεύματος.

Το δεύτερο ζήτημα, εξετάζει την πιθανότητα μιας πετυχημένης αρθροπλαστικής εγχείρησης σε ένα άτομο που χαρακτηρίζεται από υψηλή



ευαισθησία σε ένα οποιοδήποτε ορθοπεδικό μεταλλικό κράμα. Από στατιστικά δεδομένα των τελευταίων ετών, προκύπτει ότι ασθενείς με θετικά αποτελέσματα σε τεστ ευαισθησίας έναντι ενός ορθοπεδικού μετάλλου, κατάφεραν να έχουν μια πετυχημένη ολική αρθροπλαστική. Όμως η σύγχρονη τεχνολογία και η ανάπτυξη στο χώρο της βιοϊατρικής δίνει στους ασθενείς αυτούς την ευχέρεια να επιλέξουν από μια λίστα πλείστων υλικών, το βέλτιστο εμφύτευμα το οποίο θα ανταποκριθεί με τον πλέον αποτελεσματικό τρόπο στην ιδιομορφία της κάθε περίπτωσης, αποφεύγοντας την εμφάνιση μιας αλλεργικής επιπλοκής με σχετικά άγνωστες επιπτώσεις τόσο στην υγεία του ασθενούς, όσο και στην πορεία του ίδιου του εμφυτεύματος [30].

### 3.4.3 Ιδιότητες κεραμικών υλικών

**Πίνακας 3.8 : Πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα κεραμικών υλικών**

<b>ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ</b>	<b>ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Σχετικά χαμηλή πυκνότητα (πιο ελαφριά).</li> <li>• Υψηλό σημείο τήξης (μεγαλύτερο εύρος εφαρμογών υψηλής θερμοκρασίας).</li> <li>• Υψηλό μέτρο ελαστικότητας (πιο στιβαρά).</li> <li>• Χαμηλή θερμική και ηλεκτρική αγωγιμότητα (μονωτές).</li> <li>• Καλή αντίσταση σε θλίψη (πιο ανθεκτικά).</li> <li>• Πολύ υψηλή σκληρότητα (πιο ανθεκτικά σε φθορά).</li> <li>• Ανώτερη πυρίμαχη, αντιδιαβρωτική και αντιτριβική συμπεριφορά ως συνδυασμός των ανωτέρω ιδιοτήτων.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Μικρή αντίσταση σε εφελκυσμό (ψαθυρή συμπεριφορά).</li> <li>• Ευθραυστότητα.</li> <li>• Εύκολη διάδοση ρωγμών.</li> <li>• Μικρή αντοχή σε κόπωση, λυγισμό και κρούση.</li> <li>• Μεγάλη επίδραση μικροδομής και πορώδους στις μηχανικές και φυσικές τους ιδιότητες.</li> <li>• Συνήθως υψηλό κόστος παραγωγής.</li> </ul>

**Πίνακας 3.9 : Κατηγορίες εφαρμογών των προηγμένων κεραμικών**

<b>ΧΡΗΣΕΙΣ</b>	<b>ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ</b>	<b>ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ</b>
Θερμικές	Πυριμαχικότητα, αντοχή σε θερμικούς αιφνιδιασμούς, κατάλληλη θερμική αγωγιμότητα (υψηλή ή χαμηλή)	Στοιχεία υψηλών θερμοκρασιών, στόμια καυστήρων, θερμοαντικά στοιχεία εναλλακτών θερμότητας, θερμομονωτές, υποδοχείς τηγμένων μετάλλων.
Μηχανικές	Μακρόχρονη αντοχή σε κόπωση, θερμικό αιφνιδιασμό, αντοχή σε τριβή υπό υψηλές θερμοκρασίες	Αντιτριβικά μέρη, κοπτικά εργαλεία, μέρη μηχανών κινητήρων και τουρμπίνων.
Χημικές / Βιολογικές	Αντοχή σε διάβρωση, βιοσυμβατότητα	Αντιδιαβρωτικά μέρη, καταλυτικοί φορείς, περιβαλλοντική προστασία, αισθητήρες, ιατρικά εμφυτεύματα.
Ηλεκτρικές / Μαγνητικές	Κατάλληλη ηλεκτρική αγωγιμότητα (υψηλή ή χαμηλή), διηλεκτρικές, πιεζοηλεκτρικές ιδιότητες, κλπ.	Θερμαντικά στοιχεία, μονωτές, μαγνήτες, υποστρώματα, ηλεκτρονικά πακέτα, στερεοί ηλεκτρολύτες, υπεραγωγοί

**Πίνακας 3.10 : Ιδιότητες αλουμίνας**

<b>Ιδιότητα</b>	<b>Τιμή</b>	<b>Χαρακτηρισμός</b>
Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	380-400	Υψηλό
Σκληρότητα (GPa)	16-18	Υψηλή
Δυσθραυστότητα (MPam <sup>1/2</sup> )	3.5-4.5	Χαμηλή
Αντοχή σε κάμψη (MPa)	300-500	Ικανοποιητική
Μέγεθος κόκκου (μm) • Από θερμή συμπίεση • Από πυροσυσσωμάτωση	1-2 3-25	
Συντελεστής θερμικής διαστολής (K <sup>-1</sup> )	9x10 <sup>-6</sup>	Υψηλός
Συντελεστής θερμικής αγωγιμότητας (Wm <sup>-1</sup> K <sup>-1</sup> )	8	Χαμηλός

**Πίνακας 3.11 : Ιδιότητες της PSZ-ζιρκονίας**

<b>Ιδιότητα</b>	<b>Y - PSZ</b>	<b>Ca - PSZ</b>	<b>Mg - PSZ</b>
Προσθήκη σταθεροποιητή (% κ.β.)	5-10	3-4.5	2.5-3.6
Σκληρότητα (GPa)	8-12	14-17	10-14
Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	180-220	200-220	170-210
Αντοχή σε κάμψη (MPa)	650-1000	400-650	440-720
Δυσθραυστότητα (MPam <sup>1/2</sup> )	6-8	6-12	6-20

**Πίνακας 3.12 : Ιδιότητες της TZP-ζirkονίας**

Ιδιότητα	Y - TZP	Ce - TZP
Προσθήκη σταθεροποιητή (% κ.β.)	2-3	12-15
Σκληρότητα (GPa)	10-12	7-10
Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	140-200	200-220
Αντοχή σε κάμψη (MPa)	800-1300	500-800
Δυσθραυστότητα (MPam <sup>1/2</sup> )	6-15	6-30

Ο υδροξυαπατίτης είναι λευκός κρυσταλλικός με εξαγωνική μορφή, έχει μοριακό βάρος 502.31, πυκνότητα 3.16 g/cc.

**Πίνακας 3.13 : Ιδιότητες υδροξυαπατίτη**

Ιδιότητες	Τιμή
Μέγιστη αντοχή στη συμπίεση (MPa)	300-900
Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	80-120
Σκληρότητα κατά Vickers	450-530
Λόγος Poisson	0.28

#### 3.4.3.1 Στιβαρότητα και αντοχή των κεραμικών

Στα κεραμικά οι ισχυροί δεσμοί που υπάρχουν προσδίδουν στα υλικά αυτά μεγάλη στιβαρότητα (stiffness). Γενικά τα κεραμικά παρουσιάζουν υψηλό μέτρο ελαστικότητας και αυξημένη σκληρότητα, αλλά ταυτόχρονα είναι εύθραυστα, λόγω της δυσκολίας μετακίνησης των διαταραχών μέσα στη δομή του υλικού. Το μέτρο ελαστικότητας των κεραμικών είναι υψηλότερο αυτού των μετάλλων (Πίνακας 3.5) και ανεξάρτητο του χρόνου φόρτισης, σε αντίθεση με ότι συμβαίνει στα πολυμερή. Εξαιτίας της σχετικά χαμηλής πυκνότητάς τους, τα κεραμικά παρουσιάζουν πάρα πολύ υψηλό ειδικό μέτρο ελαστικότητας (E/ρ) και για αυτό οι κεραμικές ίνες χρησιμοποιούνται ως ενισχυτικό των σύνθετων υλικών.

**Πίνακας 3.14 : Ειδικό μέτρο ελαστικότητας ορισμένων μετάλλων και κεραμικών.**

Υλικό	Μέτρο Ελαστικότητας E(GPa)	Πυκνότητα ρ(g/cm <sup>3</sup> )	Ειδικό Μέτρο Ελαστικότητας E/ρ(GPa/g.cm <sup>-3</sup> )
Χάλυβες	210	7.8	27
Κράματα	70	2.7	26
Αλουμίνα Al	390	3.9	100
Πυρίτια	69	2.6	27
Τσιμέντο	45	2.4	19

Το μέτρο ελαστικότητας και η αντοχή σε εφελκυσμό επηρεάζονται από την παρουσία πόρων. Αυξημένο πορώδες (P) οδηγεί σε μείωση του μέτρου ελαστικότητας (E) και της μέγιστης αντοχής σε εφελκυσμό (σ<sub>TS</sub>). Η εξάρτηση

των μεγεθών αυτών από το πορώδες δίνεται από τις αντίστοιχες εμπειρικές σχέσεις (3.1) και (3.2)

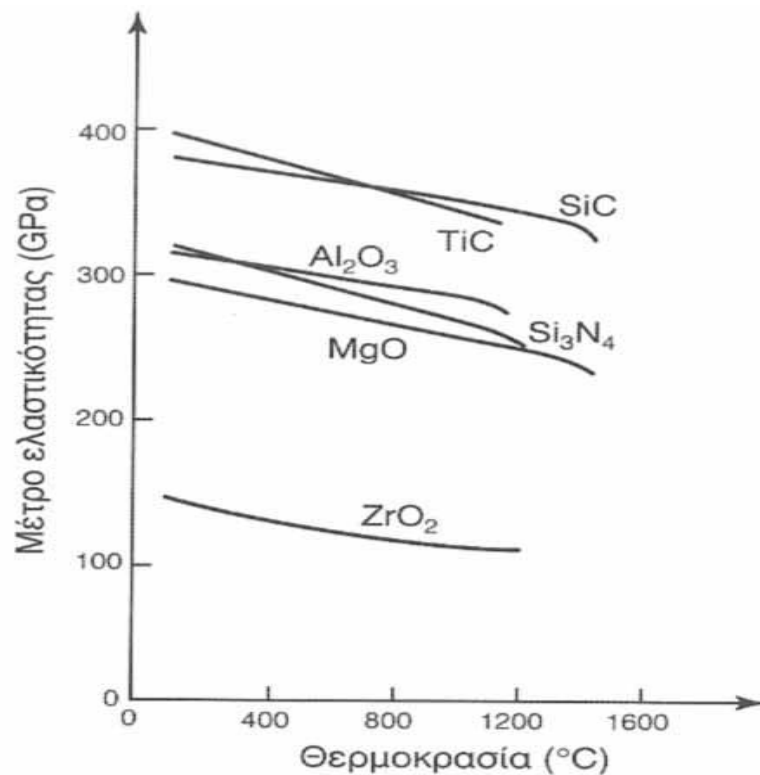
$$E = E_0 (1 - 1,9P + 0,9P^2) \quad \text{σχέση (3.1)}$$

όπου  $E_0$  το μέτρο ελαστικότητας του κεραμικού για μηδενικό πορώδες.

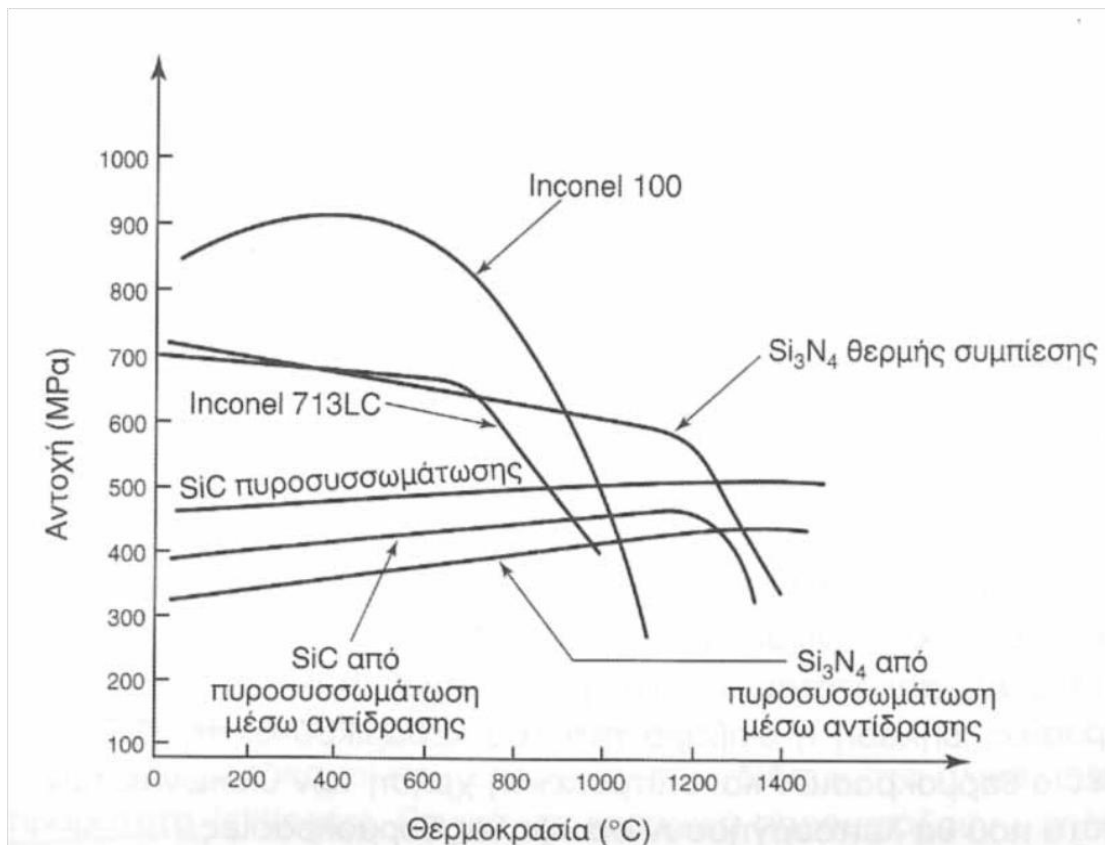
$$\sigma_{TS} = (\sigma_{TS})_0 e^{-nP} \quad \text{σχέση (3.2)}$$

Όπου  $(\sigma_{TS})_0$  η αντοχή σε εφελκυσμό συμπαγούς υλικού ( $P=0$ ) και  $n$  ένας συντελεστής που συνήθως κυμαίνεται από 4 έως 7.

Στο σχήμα 3.6 που ακολουθεί, δίνεται η εξάρτηση του μέτρου ελαστικότητας διαφόρων κεραμικών ενώσεων από τη θερμοκρασία. Γενικά, παρατηρείται ότι το μέτρο ελαστικότητας ( $E$ ) διατηρείται σχεδόν σταθερό σε υψηλές θερμοκρασίες, δηλαδή η στιβαρότητα του κεραμικού διατηρείται σε ένα ευρύ θερμοκρασιακό πεδίο και επιτρέπει τη χρήση των υλικών αυτών σε εξαρτήματα που θα λειτουργήσουν σε υψηλές θερμοκρασίες. Η εξάρτηση της αντοχής των κεραμικών από τη θερμοκρασία δίνεται στο σχήμα 3.7. Τα κεραμικά παρουσιάζουν σταθερή μηχανική αντοχή για ένα μεγάλο εύρος θερμοκρασιών. Σε σύγκριση με τα υπερκράματα, τα οποία εμφανίζουν πολύ υψηλότερη μηχανική αντοχή (περίπου 700 MPa) για θερμοκρασίες ως 8000°C, τα κεραμικά διατηρούν μια μέση αντοχή της τάξης των 450 MPa για θερμοκρασίες από 0 έως 14000°C.

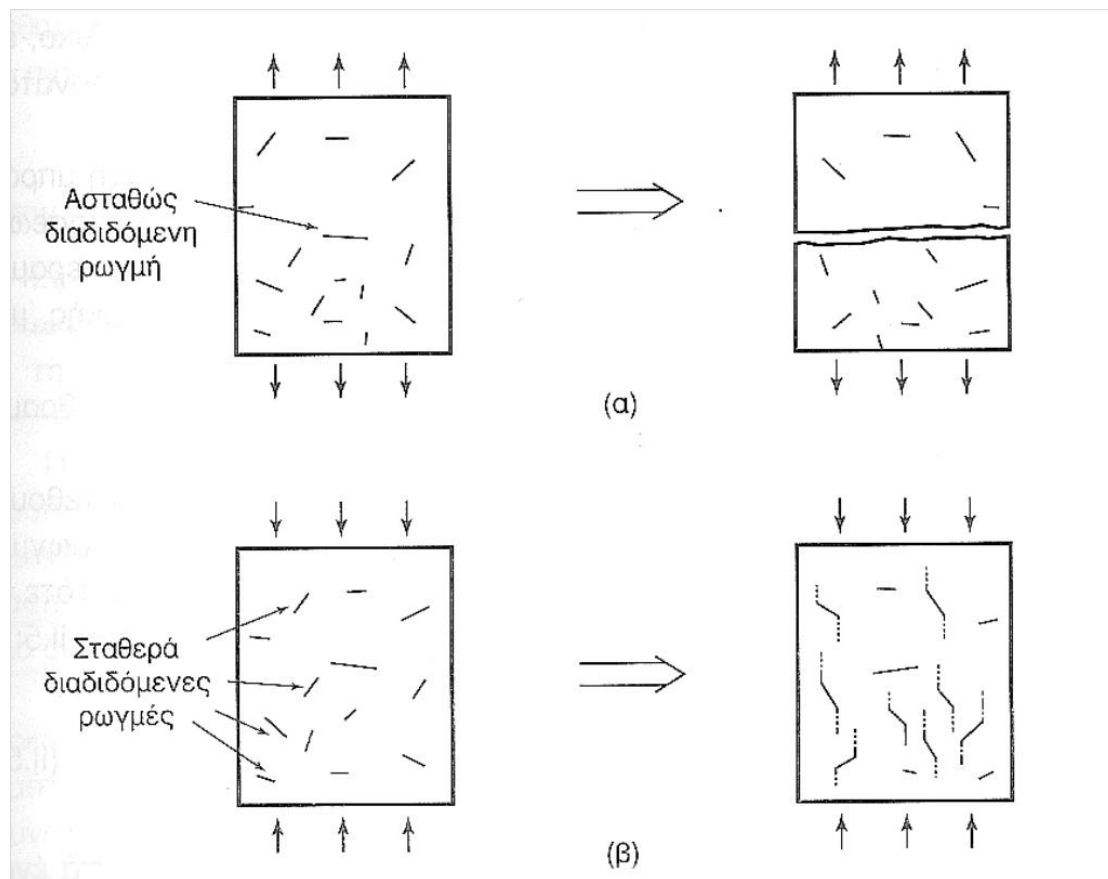


**Σχήμα 3.6 :** Η επίδραση της θερμοκρασίας στο μέτρο ελαστικότητας διαφόρων κεραμικών. Για λόγους σύγκρισης αναφέρουμε ότι ο χάλυβας έχει μέτρο ελαστικότητας περίπου 200 GPa.



**Σχήμα 3.7 :** Η επίδραση της θερμοκρασίας στην αντοχή ορισμένων κεραμικών και υπερκραμάτων.

Θα πρέπει να τονιστεί ότι η αντοχή των κεραμικών σε εφελκυστικά φορτία είναι πολύ μικρότερη από την αντοχή τους σε θλίπτικά. Ενώ για τα μέταλλα, η τάση που μετράται κατά τη θλίψη ισούται με αυτή του εφελκυσμού, στην περίπτωση των ψαθυρών υλικών είναι περίπου 15 φορές μεγαλύτερη. Μια σχηματική εξήγηση των παραπάνω δίνεται στο σχήμα 3.8. Κατά τον εφελκυσμό, η αστοχία του κεραμικού επέρχεται από την ταχύτερη διάδοση της μεγαλύτερης ρωγμής, της οποίας η διεύθυνση είναι κάθετη στη διεύθυνση εφελκυσμού. Οι ρωγμές κατά τη θλίψη διαδίδονται αργά και σταθερά, κατά τη διεύθυνση θλίψης. Η θραύση δεν προκαλείται από τη γρήγορη ασταθή διάδοση μιας ρωγμής, αλλά από την αργή συνένωση πολλών ρωγμών, που δημιουργούν μια ζώνη θραύσης. Οι ρωγμές που είναι κάθετες στη διεύθυνση θλίψης "κλείνουν".



**Σχήμα 3.8 :** Μηχανισμός θραύσης κεραμικών κατά τη δοκιμή τους σε εφελκυσμό (α) και σε θλίψη (β).

### 3.4.3.2 Αντοχή σε θραύση/παράγοντας έντασης τάσεως

Τα κεραμικά υλικά στερούνται πλαστικής περιοχής και θραύονται με την επιβολή τυχαίου φορτίου, είναι δηλαδή εύθραυστα και για το λόγο αυτό θα πρέπει να εξετάζεται η αρτιότητά τους τακτικά προκειμένου να διασφαλιστεί η άρτια λειτουργία τους. Η χαμηλή αντοχή σε θραύση των κεραμικών οφείλεται στο γεγονός ότι σχεδόν πάντα έχουν πόρους, μικρορωγμές ή ακαθαρσίες που αποδίδονται σε διάφορες αιτίες. Για παράδειγμα, τα κεραμικά που παρασκευάζονται με πυροσυσσωμάτωση, παρουσιάζουν πόρους με μέγεθος ίδιο με την τάξη μεγέθους της κεραμικής σκόνης που χρησιμοποιήθηκε ως πρώτη ύλη. Θερμικές τάσεις που αναπτύσσονται κατά τη διάρκεια της θέρμανσης και της ψύξης τους, δημιουργούν μικρές ρωγμές. Ακόμα και αν δεν αναπτυχθούν στην κεραμική μάζα θερμικές τάσεις, η διάβρωσή της γίνεται συχνά και μόνο από νερό, ή η επιφανειακή απόξεσή της, που μπορεί να προκληθεί από τριβή με σκόνη, είναι ικανές αιτίες για την έναρξη της ρωγμάτωσης από την επιφάνεια πολλών κεραμικών. Αν, ωστόσο, το κεραμικό δεν έχει ρωγματωθεί για κάποιον από τους ανωτέρω λόγους, η αστοχία του υλικού εμφανίζεται κατά τη φόρτισή του, όπως για κάθε ψαθυρό υλικό, εξαιτίας της ελαστικής ανισοτροπίας που εμφανίζουν οι τυχαία

προσανατολισμένοι κόκκοι. Επειδή δεν υπάρχει δυνατότητα πλαστικοποίησης στην περιοχή μπροστά από το άκρο της ρωγμής, εκεί δηλαδή όπου η συγκέντρωση τάσεων είναι εντονότερη, η ρωγμή διαδίδεται πολύ γρήγορα στη μάζα του κεραμικού. Έτσι, τα κεραμικά εμφανίζουν το φαινόμενο της καταστρεπτικής, μη προβλέψιμης θραύσης. Η αντοχή των κεραμικών μελετάται με τις αρχές της θεωρίας της θραυστομηχανικής. Η θεωρητική αντοχή ενός κεραμικού είναι συνάρτηση του μεγέθους των μικρορωγμών που περιέχει. Αν η μικρορωγμή με το μεγαλύτερο μήκος που περιέχεται στο εσωτερικό του εξεταζόμενου υλικού είναι  $2a$ , τότε η κρίσιμη τάση που θα οδηγήσει στη θραύση του, δίνεται από τη σχέση:

$$\sigma = \sqrt{\frac{EG_c}{\pi a}} \quad \text{σχέση (3.3)}$$

Όπου  $G_c$  η ενέργεια που απαιτείται για τη διάδοση της ρωγμής κατά ένα στοιχειώδες μήκος ( $a$ ) και  $E$  το μέτρο ελαστικότητας του υλικού.

Στην ανωτέρω σχέση ο παράγοντας  $G_c$  αποτελεί το άθροισμα της ελαστικής ενέργειας ( $W_{el}$ ), της επιφανειακής ενέργειας ( $W_s$ ) και της ενέργειας πλαστικής παραμόρφωσης ( $W_{pl}$ ). Η τιμή της συνολικής ενέργειας  $G_c$  είναι ασθενής για τα ψαθυρά υλικά και υψηλή για τα όλκιμα.

Στην περίπτωση που η αρχική ρωγμή δεν είναι στο εσωτερικό, αλλά ξεκινά από την επιφάνεια του εξεταζόμενου υλικού, το αρχικό μήκος της ρωγμής λαμβάνεται ίσο με ( $a$ ). Από τη σχέση (3.3) προκύπτει η σχέση (3.4), η οποία προσδιορίζει τον παράγοντα έντασης τάσεως ( $K$ ) (stress intensity factor) :

$$K = \sigma\sqrt{\pi a} = \sqrt{EG_c} \quad \text{σχέση (3.4)}$$

Ο συντελεστής αυτός αποτελεί χαρακτηριστική ιδιότητα του υλικού. Στα κεραμικά παίρνει τιμές ίσες με το 1/15 του αντίστοιχου συντελεστή των μετάλλων. Η θραύση επέρχεται όταν η ένταση τάσης κατά τον εφελκυσμό υπερβεί την κρίσιμη τιμή ( $K$ ).

Η σχέση (3.4) παρέχει ικανοποιητικά αποτελέσματα στην περίπτωση που το εξεταζόμενο δοκίμιο έχει αμελητέο πάχος σε σχέση με τις άλλες διαστάσεις του.

Αν το εξεταζόμενο δοκίμιο είναι μεγάλου πάχους και οι διαστάσεις του τέτοιες ώστε το μήκος της ρωγμής ( $2a$ ) να θεωρείται της ίδιας τάξης μεγέθους με αυτές, ο παράγοντας έντασης τάσεως ορίζεται ορθότερα από τη σχέση (3.5)

$$K = f\sigma\sqrt{\pi a} \quad \text{σχέση (3.5)}$$

Όπου  $f$  : ένας συντελεστής που εξαρτάται από τη γεωμετρία του δοκιμίου και είναι συνάρτηση του λόγου  $a/w$ , όπου  $w$  η διάσταση του δοκιμίου κατά τη διεύθυνση διάδοσης της ρωγμής.

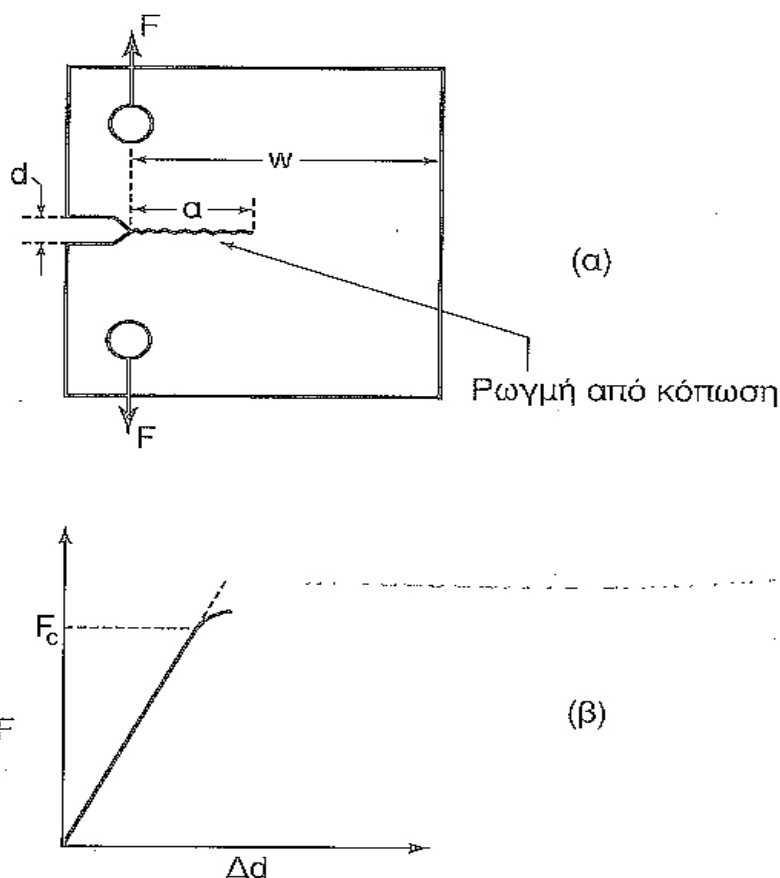
Πειραματικά ο προσδιορισμός της αντοχής σε θραύση γίνεται με τον προσδιορισμό του κρίσιμου παράγοντα έντασης τάσεως ( $K_c$ , critical stress intensity factor ή critical fracture toughness), ο οποίος ορίζεται ως η τιμή της

τάσης για την οποία μια ρωγμή, προϋπάρχουσα σε προτυποποιημένο δοκίμιο διαδίδεται ταχύτατα κατά τον εφελκυσμό του.

Πιο συγκεκριμένα, για τον πειραματικό προσδιορισμό του  $K_c$ , αρχικά δοκίμιο με μηχανική εγκοπή, υποβάλλεται σε δοκιμή κόπωσης, ώστε να αναπτυχθεί στη μάζα του, στην άκρη της εγκοπής, ρωγμή με το ελάχιστο δυνατό μήκος ( $a$ ). Εν συνεχεία, το δοκίμιο υποβάλλεται σε δοκιμή εφελκυσμού (σχήμα 3.9α) κατά την οποία καταγράφεται η μεταβολή της δύναμης ( $F$ ) συναρτήσει της μεταβολής του “ανοίγματος” της ρωγμής ( $\Delta d$ ), (σχήμα 3.9β). Με τον τρόπο αυτό προσδιορίζεται η κρίσιμη τιμή  $F_c$ , για την οποία το δοκίμιο παύει να παραμορφώνεται ελαστικά και θραύεται με ακαριαία διάδοση της ρωγμής. Ξέροντας την τιμή της  $F_c$ , μπορούμε να υπολογίσουμε την ονομαστική τιμή της τάσης ( $\sigma_c$ ), καθώς επίσης και του κρίσιμου παράγοντα έντασης τάσεως ( $K_c$ ), από τη σχέση (3.5).

Η αύξηση της αντοχής σε ρωγμάτωση απαιτεί, είτε τη μείωση του μέγιστου μήκους των προϋπάρχουσων ρωγμών, είτε την αύξηση του συντελεστή  $K$ , που προϋποθέτουν παρέμβαση στο στάδιο παρασκευής του κεραμικού. Τα σημεία ιδιαίτερης προσοχής είναι :

- η επιλογή λεπτόκοκκης πρώτης ύλης,
- αυξημένης καθαρότητας και
- υψηλής πυκνότητας, δηλαδή χαμηλού πορώδους.

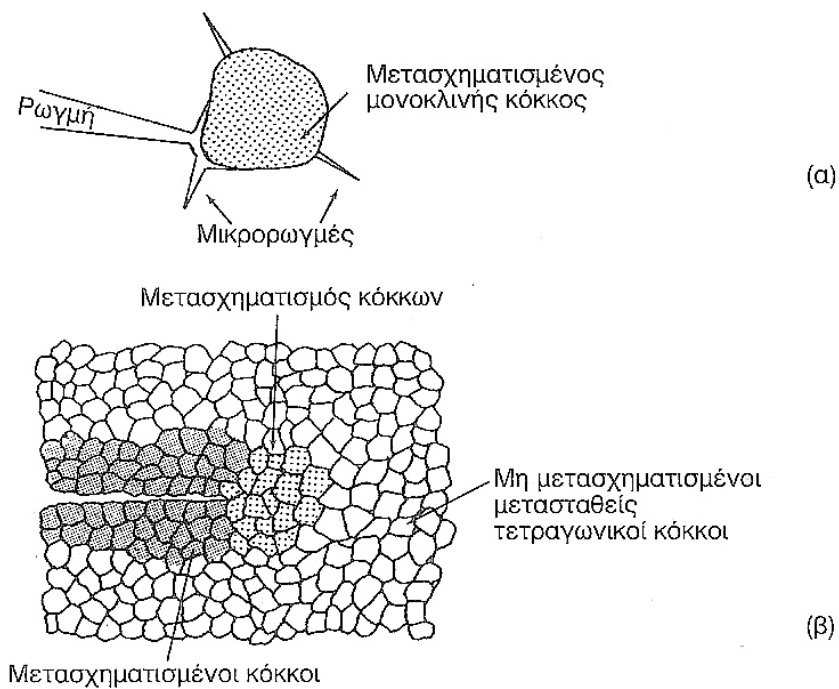


**Σχήμα 3.9 (α)** : Δοκίμιο εφελκυσμού του οποίου οι διαστάσεις είναι της ίδιας τάξης μεγέθους με το μήκος των προϋπάρχουσων ρωγμών. **(β)** Καμπύλη μεταβολής  $F$ - $\Delta d$  κατά τον εφελκυσμό.



Τέλος, ένα άλλο ενδιαφέρον παράδειγμα βελτίωσης της μηχανικής αντοχής κεραμικού, αποτελεί η PSZ και η ολικά σταθεροποιημένη ζirkονία (TZP). Ο  $K_{Ic}$  της TZP είναι της τάξης των 10-15 MN/m<sup>3/2</sup>. Η καλή μηχανική αντοχή οφείλεται στο μαρτενσιτικού τύπου μετασχηματισμό της ζirkονίας, ο οποίος παρεμβαίνει μέσω δύο μηχανισμών.

- a) Ισχυροποίηση μέσω μικρορωγμάτωσης (microcrack toughening). Κατά το μετασχηματισμό της τετραγωνικής σε μονοκλινή, στη μάζα της ζirkονίας αναπτύσσονται μικρορωγμές, οι οποίες δημιουργούν ένα πλέγμα αναχαίτισης της πορείας διάδοσης της κύριας ρωγμής (σχήμα 3.10α).
- b) Ισχυροποίηση μέσω μετασχηματισμού (transformation toughening). Το πεδίο των τάσεων γύρω από την κορυφή της κύριας ρωγμής, είναι δυνατόν να προκαλέσει το μετασχηματισμό μετασταθών κόκκων τετραγωνικής ζirkονίας σε μονοκλινή. Σε αυτήν την περίπτωση η διάδοση της ρωγμής παρεμποδίζεται τόσο από τους μετασχηματισμένους κόκκους στην κορυφή της ρωγμής, όσο και από τις εκεί παραμένουσες θλιπτικές τάσεις, λόγω του μετασχηματισμού των κόκκων που βρίσκονται εκατέρωθεν της ρωγμής (σχήμα 3.10β).



**Σχήμα 3.10** : Μηχανισμοί ισχυροποίησης της ζirkονίας, συνδεδεμένοι με το μετασχηματισμό  $t \rightarrow m$  : **(α)** Ισχυροποίηση μέσω μικρορωγμάτωσης και **(β)** Ισχυροποίηση μέσω μετασχηματισμού.

### 3.4.3.3 Αντοχή σε θερμικούς αιφνιδιασμούς

Η αντοχή σε θερμικούς αιφνιδιασμούς είναι η μέγιστη διαφορά θερμοκρασίας ( $\Delta T_c$ ) την οποία μπορεί να αντέξει το υλικό χωρίς να αστοχήσει. Μετράται μετά από ταχεία εμβάπτιση σε κρύο νερό, σειράς δοκιμών κεραμικού που έχουν θερμανθεί σε διαφορετικές θερμοκρασίες. Η μεταβολή της αντοχής του υλικού συναρτηθεί της διαφοράς θερμοκρασίας από το ψυκτικό μέσο, έχει τη γενική μορφή της καμπύλης του σχήματος 3.11. Η μηχανική αντοχή του κεραμικού διατηρείται σταθερή, μέχρις ότου η διαφορά θερμοκρασίας  $\Delta T$  υπερβεί την κρίσιμη τιμή  $\Delta T_c$ , οπότε η αντοχή του υλικού μειώνεται απότομα λόγω εμφάνισης μικρορωγματώσεων.

Η μέγιστη τάση στην επιφάνεια υλικού που υφίσταται θερμικό αιφνιδιασμό δίνεται από την ακόλουθη σχέση :

$$\sigma_{\max} = \frac{E\alpha\Delta T}{1-\nu} \quad \text{σχέση (3.6)}$$

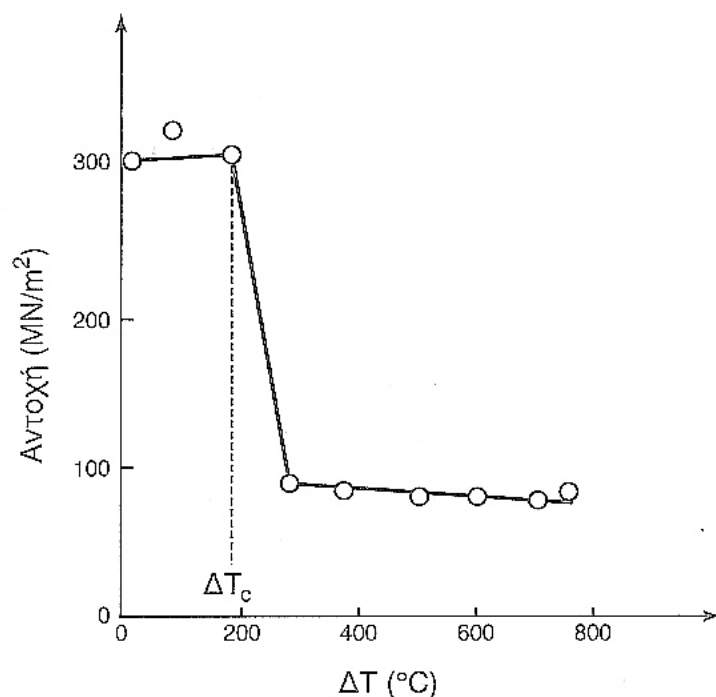
όπου  $E$  το μέτρο ελαστικότητας  
 $\alpha$  ο συντελεστής θερμικής διαστολής και  
 $\nu$  ο λόγος Poisson

Αν η μέγιστη αναπτυσσόμενη τάση στην επιφάνεια ( $\sigma_{\max}$ ) είναι μικρότερη της τάσης θραύσης ( $\sigma_f$ ), το κεραμικό δε θα αστοχήσει. Τέτοιες τάσεις αναπτύσσονται όταν η  $\Delta T$  είναι μικρότερη της κρίσιμης τιμής ( $\Delta T_c$ ). Αν η  $\sigma_{\max}$  είναι μεγαλύτερη της  $\sigma_f$ , η ρωγμάτωση του υλικού είναι αναπόφευκτη. Η τάση που αναπτύσσεται επιφανειακά, λόγω του θερμικού αιφνιδιασμού, παίρνει την τιμή της τάσης θραύσης, όταν η διαφορά θερμοκρασίας κεραμικού σώματος-ψυκτικού μέσου, πάρει την κρίσιμη τιμή της ( $\Delta T_c$ ). Όπως γίνεται φανερό και από τη σχέση (3.6), η οποία μπορεί να γραφτεί :

$$\Delta T_c = \frac{\sigma_f(1-\nu)}{E\alpha} \quad \text{σχέση (3.7)}$$

Μεγάλη αντοχή στους θερμικούς αιφνιδιασμούς (υψηλή  $\Delta T_c$ ) παρουσιάζει το κεραμικό που έχει μεγάλη αντοχή σε θραύση και χαμηλό μέτρο ελαστικότητας ( $E$ ) και συντελεστή θερμικής διαστολής ( $\alpha$ ). Στην πραγματικότητα η τιμή της  $\Delta T_c$  είναι μικρότερη αυτής που υπολογίζεται με βάση τη σχέση (3.7), λόγω των φαινομένων μεταφοράς θερμότητας που λαμβάνουν χώρα μεταξύ του θερμού κεραμικού και του ψυκτικού μέσου.

Ενδεικτικά αναφέρουμε ότι τα γυαλιά νατρίου ρωγματώνονται με θερμικό αιφνιδιασμό για τιμή  $\Delta T=84$  K, ενώ το διαμάντι ρωγματώνεται μετά από ταχύτατη απόψυξη ( $\Delta T=1000$  K).



**Σχήμα 3.11** : Μηχανική αντοχή αλουμίνας συναρτήσει της  $\Delta T$ .

#### 3.4.3.4 Κόπωση των κεραμικών

Λόγω των ισχυρών ιοντικών και ομοιοπολικών δεσμών και της έλλειψης πλαστικότητας, η θραύση από κόπωση των κεραμικών δεν ακολουθεί τους ίδιους μηχανισμούς με αυτή των μετάλλων. Η εξασθένηση της αντοχής και η τελική αστοχία του κεραμικού επέρχεται χωρίς κυκλική φόρτιση. Ο μηχανισμός που ελέγχει την αστοχία του υλικού είναι μάλλον χημικός παρά μηχανικός. Ωστόσο, η ακριβής επίδραση της κυκλικής φόρτισης στα κεραμικά βρίσκεται ακόμα υπό διερεύνηση.

#### 3.4.3.5 Φθορά-τριβή

Τόσο η φθορά όσο και η τριβή είναι όροι που χρησιμοποιούνται συχνά, για την περιγραφή φαινομένων της καθημερινής μας ζωής, των οποίων οι μηχανισμοί δεν έχουν πλήρως προσδιοριστεί. Η εξέταση των μηχανισμών της φθοράς και της τριβής παραμένει φαινομενολογική. Μπορούμε να πούμε ότι ξέρουμε ποιοι παράγοντες επηρεάζουν την τριβολογική συμπεριφορά των υλικών, αλλά όχι το πώς ακριβώς παρεμβαίνουν σε αυτόν το μηχανισμό. Γενικά λοιπόν, τα κεραμικά εμφανίζουν μικρή φθορά κατά την εκτριβή τους, ιδιότητα που συνδέεται με την υψηλή τους σκληρότητα, την έλλειψη πλαστικότητας, τις ατέλειες δομής (εγκλείσματα, πόροι, ρωγμές), τη θερμική και χημική τους σταθερότητα.

### 3.4.3.6 Αντοχή σε διάβρωση

Εξαιτίας της σταθερότητας των χημικών τους δεσμών, τα κεραμικά δεν αντιδρούν με το περιβάλλον αλλά παρουσιάζουν χημική αδράνεια και δεν υπόκεινται σε ηλεκτροχημική διάβρωση όπως τα μέταλλα. Γενικά, η κινητική της χημικής αποσύνθεσης των κεραμικών χαρακτηρίζεται από πάρα πολύ αργούς ρυθμούς: τα κεραμικά και γυάλινα αρχαιολογικά ευρήματα διατηρούν την αρχική τους χημική σύσταση. Γενικά, η αποσύνθεση των κεραμικών επιταχύνεται από την υψηλή θερμοκρασία και τη συνέργεια μηχανικών τάσεων [30].

### 3.4.4 Ιδιότητες πολυμερών υλικών

Το πολυαιθυλένιο εμφανίζει εξαιρετικά υψηλή αντίσταση στην κρούση, αντίσταση στη φθορά από το περιβάλλον και την τριβή, έχει χαμηλό συντελεστή τριβής και καλή χημική αντίσταση στους κοινούς διαλύτες. Αυτός ο ασυνήθιστος συνδυασμός ιδιοτήτων οδηγεί αυτό το υλικό σε πολυάριθμες και ποικίλες εφαρμογές μεταξύ των οποίων και η κατασκευή ορθοπεδικών εμφυτευμάτων, ειδικά για εφαρμογές που φέρουν φορτία όπως είναι στο κυτέλλιο της κοτύλης για τις περιπτώσεις αρθροπλαστικής [38].

**Πίνακας 3.15 : Μηχανικές ιδιότητες πολυαιθυλενίου**

Μέτρο ελαστικότητας (GPa)	0.50
Αντοχή σε εφελκυσμό (MPa)	30
Λόγος Poisson	0.45
Σκληρότητα κατά Vickers	5.30
Πυκνότητα (kg/dm <sup>3</sup> )	0.94

Ο πολυμεθακρυλικός μεθυλεστέρας (PMMA) έχει θλιπτική αντοχή ίση ή ελάχιστα μικρότερη από αυτή του συμπαγούς οστού, όμως δεν είναι τόσο ανθεκτικό όσο το οστό στην περίπτωση διάτμησης, εφελκυσμού ή κάμψης. Κατά συνέπεια, το PMMA αξιοποιείται σε σημεία που ασκούνται θλιπτικά φορτία και δεν προσφέρεται ως μέσο πλήρωσης οστικών ατελειών.

Το ειδικό βάρος του μεθακρυλικού μεθυλίου (μονομερές) είναι 0,95, ενώ αυτό του πολυμερούς είναι 1,18-1,20 g/cm<sup>3</sup>. Αυτή η αύξηση της πυκνότητας ανταποκρίνεται στην ελάττωση του όγκου κατά 21% που παρατηρείται κατά την αντίδραση του πολυμερισμού. Μία πολύ σημαντική παράμετρος στη χρήση του PMMA είναι η σταθερότητα των διαστάσεων του υλικού [35].

### **3.5 ΒΙΟΣΥΜΒΑΤΟΤΗΤΑ**

Όταν ένα ξένο υλικό εισάγεται μέσα στο περιβάλλον του σώματος, χημικές αντιδράσεις απόρριψης λαμβάνουν χώρα. Το μέγεθος της απόρριψης μπορεί να κυμαίνεται από μία ελαφρά ενόχληση ή φλεγμονή μέχρι και τον θάνατο. Κάθε υλικό εμφυτεύματος πρέπει να είναι βιοσυμβατό, δηλαδή πρέπει να προκαλεί τον ελάχιστο βαθμό απόρριψης. Προϊόντα τα οποία προκύπτουν από αντιδράσεις με τα υγρά του σώματος πρέπει να είναι ανεκτά από τους περιβάλλοντες ιστούς του σώματος ούτως ώστε η κανονική λειτουργία του ιστού να παραμένει αναλλοίωτη. Η βιοσυμβατότητα είναι μία συνάρτηση της τοποθεσίας του εμφυτεύματος όπως επίσης της χημείας και του σχήματος του [39].

#### **3.5.1 Βιοσυμβατότητα μεταλλικών υλικών**

Η βιοσυμβατότητα των υλικών που χρησιμοποιούνται στη σύγχρονη αρθροπλαστική, αποτελεί αντικείμενο συνεχούς έρευνας και ανάπτυξης. Η ιδιότητα των υλικών να γίνονται αποδεκτά από τον ανθρώπινο οργανισμό, αποτελεί ίσως την πιο σημαντική ιδιότητα και το ισχυρότερο κίνητρο προώθησης και εξέλιξης ενός βιοϋλικού. Τα σύγχρονα μεταλλικά κράματα εμφανίζουν εξαιρετική βιοσυμβατότητα, με το τιτάνιο να κατέχει εξέχουσα θέση. Τα κράματα τιτανίου αποτελούν σήμερα την πιο ενδεδειγμένη λύση όσον αφορά την επιλογή υλικού σε μια αρθροπλαστική, ενώ το καθαρό τιτάνιο χρησιμοποιείται σαν υλικό πορώδους επικάλυψης στις επιφάνειες του στελέχους και του κοτυλιδικού κελύφους μιας αρθροπλαστικής ισχίου. Το φαινόμενο της φθοράς των ενδοπροθέσεων που κατασκευάζονται από τα κράματα αυτά, εμφανίζουν παρόλα αυτά αρκετά μειονεκτήματα. Τα ρινίσματα που παράγονται με τη χρόνια χρήση και τριβή των συνεργαζόμενων επιφανειών μιας μεταλλικής άρθρωσης, επικάθονται στους μαλακούς ιστούς που την περιβάλλουν ενεργοποιώντας τους μηχανισμούς που προκαλούν οστεόλυση. Το φαινόμενο αυτό παρατηρείται ακόμα και στο καθαρό τιτάνιο και δημιουργεί αρκετά προβλήματα στη χρήση του διότι η οστεόλυση οδηγεί σταδιακά στην χαλάρωση του συνδέσμου. Τα προϊόντα τριβής των μεταλλικών κραμάτων δίνουν επίσης στους ιστούς αυτούς ένα σκούρο χρώμα. Το φαινόμενο αυτό καλείται μετάλλωση.

#### **3.5.2 Βιοσυμβατότητα κεραμικών υλικών**

Μία ζωτικής σημασίας ιδιότητα των κεραμικών υλικών φαίνεται να είναι η συμβατότητά τους με βιολογικούς ιστούς. Κάθε χρόνο γίνονται περισσότερες από 2.500.000 εμφυτεύσεις με σκοπό την αντικατάσταση αρθρώσεων, ισχίων, γονάτων, αστραγάλων, ώμων, δακτύλων αλλά και δοντιών. Μέχρι σήμερα σε μεγάλη κλίμακα χρησιμοποιούνται προηγμένα ορθοπεδικά μεταλλικά κράματα όπως ανοξειδωτοι χάλυβες, κράματα τιτανίου και κράματα κοβαλτίου-χρωμίου αλλά και μη μεταλλικά υλικά όπως υψηλής πυκνότητας πολυαιθυλένιο (UHMWPE), υδροξυαπατίτης κλπ. Τα υλικά αυτά όμως διαβρώνονται ή δεν είναι αρκετά βιοαδρανή. Τις τελευταίες δεκαετίες

μελετώνται για βιολογικές εφαρμογές, κεραμικά υλικά όπως η αλουμίνα, η ζirkονία, τα SiAlONs, τα βιογυαλιά και ο υδροξυαπατίτης. Η πορσελάνη, η ζirkονία κι ο μονοκρύσταλλος από ζαφείρι χρησιμοποιούνται ήδη σε μεγάλη κλίμακα για ορθοδοντικές εργασίες.

### **3.5.3 Βιοσυμβατότητα πολυμερών υλικών**

Το πιο διαδεδομένο πολυμερές στην προσθετική ιατρική αποτελεί σήμερα το UHMWPE, στην κατασκευή του κοτυλιδικού κελύφους στην ολική αρθροπλαστική ισχίου. Η συντριπτική πλειοψηφία των κοτυλιδικών κελυφών κατασκευάζονται σήμερα από το υλικό αυτό και η προσάρτισή τους στο μεταλλικό κυπέλλιο του εμφυτεύματος, παρέχει μια άριστα συνεργαζόμενη επιφάνεια τόσο για μεταλλικές όσο και για κεραμικές μηριαίες κεφαλές. Το UHMWPE έχει μεγάλη βιοσυμβατότητα, αποτελεί μια σταθερή και αποτελεσματική λύση στις ολικές αρθροπλαστικές ισχίου.

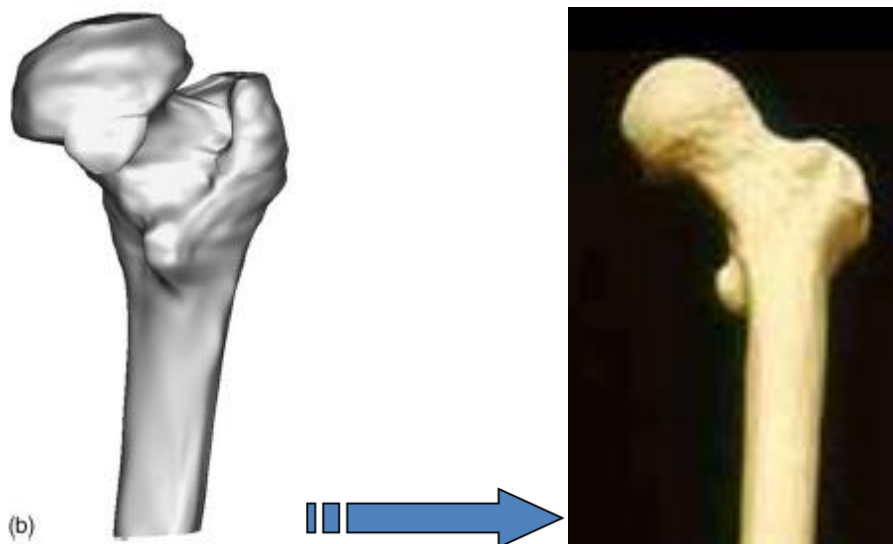
Το PMMA επίσης χρησιμοποιείται για να γεμίσει τον πιθανό κενό χώρο ανάμεσα στο εμφύτευμα και στο οστό, σε αυτήν την περίπτωση παραμένει στον οργανισμό. Το PMMA παρουσιάζει μεγάλη βιοσυμβατότητα και έχει χρησιμοποιηθεί ως υλικό κατασκευής φακών επαφής [30].

## 4. ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ ΚΑΙ ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΟΣ

### 4.1 ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΓΕΩΜΕΤΡΙΑΣ

#### Άμεση Μηχανική

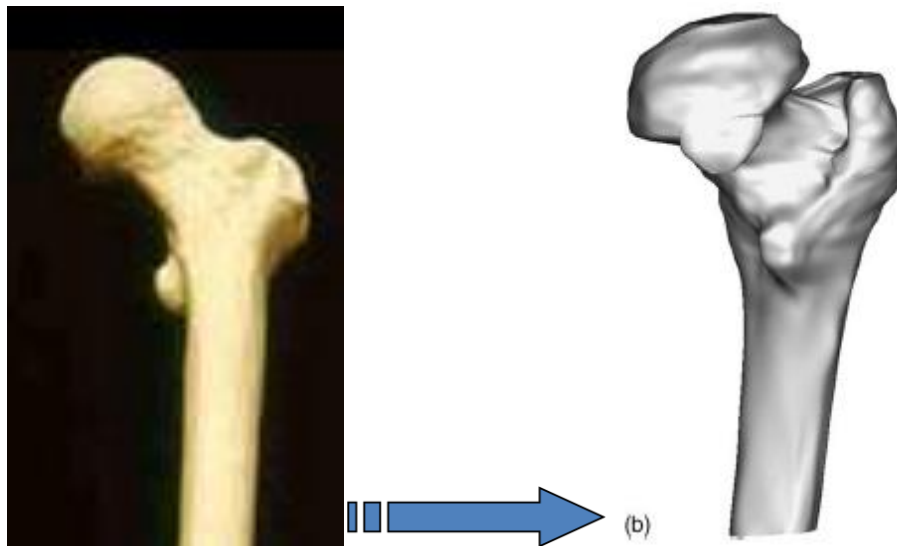
Άμεση μηχανική είναι η διαδικασία δημιουργίας ακριβούς αντίγραφου ενός προϊόντος με τη χρήση γεωμετρικών σχεδίων ή μετρήσεων που είναι εργαλεία τα οποία χρησιμοποιεί η συμβατική σχεδίαση (σχήμα 4.1).



Σχήμα 4.1 : Σχεδιασμός - Μοντέλο Υπολογιστών - Κατασκευή – Προϊόν

#### Αντίστροφη Μηχανική

Αντίστροφη μηχανική είναι η διαδικασία δημιουργίας ακριβούς αντίγραφου ενός προϊόντος ή τμήματός του χωρίς τη χρήση γεωμετρικών σχεδίων ή μετρήσεων στηρίζεται στην αποσυναρμολόγηση ενός προϊόντος στα επιμέρους συστατικά του τμήματα, προκειμένου να γίνει κατανοητός ο τρόπος σχεδιασμού του από το αρχικό στάδιο μέχρι το τελικό προϊόν (σχήμα 4.2) [40].



Σχήμα 4.2 : Προϊόν (οστό) - CT - Δεδομένα - Μοντέλο υπολογιστή

### Διαδικασία μοντελοποίησης με βάση CT

#### **Βήμα 1:**

Επιλογή των εικόνων της αξονικής τομογραφίας CT που αντιπροσωπεύουν την επιθυμητή ανατομία του οστού (σχήμα 4.3).

#### **Βήμα 2:**

Διάκριση σε τμήματα του επιθυμητού αντικειμένου μέσω της ανίχνευσης των περιγραμμάτων με τον προσδιορισμό της τιμής του αριθμού Hounsfield στα σημεία της αξονικής τομογραφίας CT (σχήμα 4.4).

#### **Βήμα 3:**

Δημιουργία καμπυλών τομής κατά μήκος των σημείων της αξονικής τομογραφίας CT.

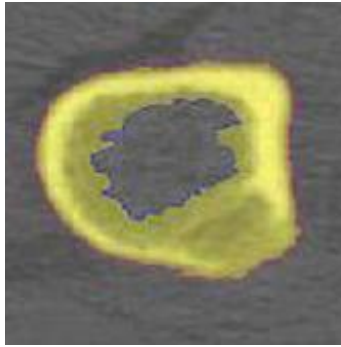
#### **Βήμα 4:**

Δημιουργία του μοντέλου επιφάνειας από τις καμπύλες (σχήμα 4.5).

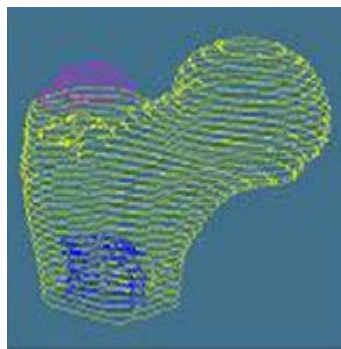
#### **Βήμα 5:**

Παραγωγή του στερεού μοντέλου του μηριαίου οστού (σχήμα 4.6).





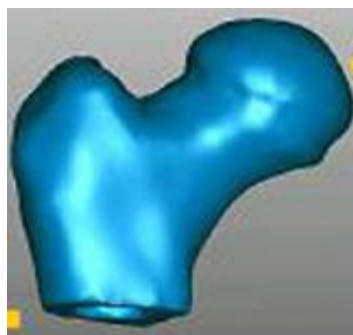
**Σχήμα 4.3 :** Τμηματοποίηση των εικόνων CT



**Σχήμα 4.4 :** Στοιβα της τομής καμπυλών



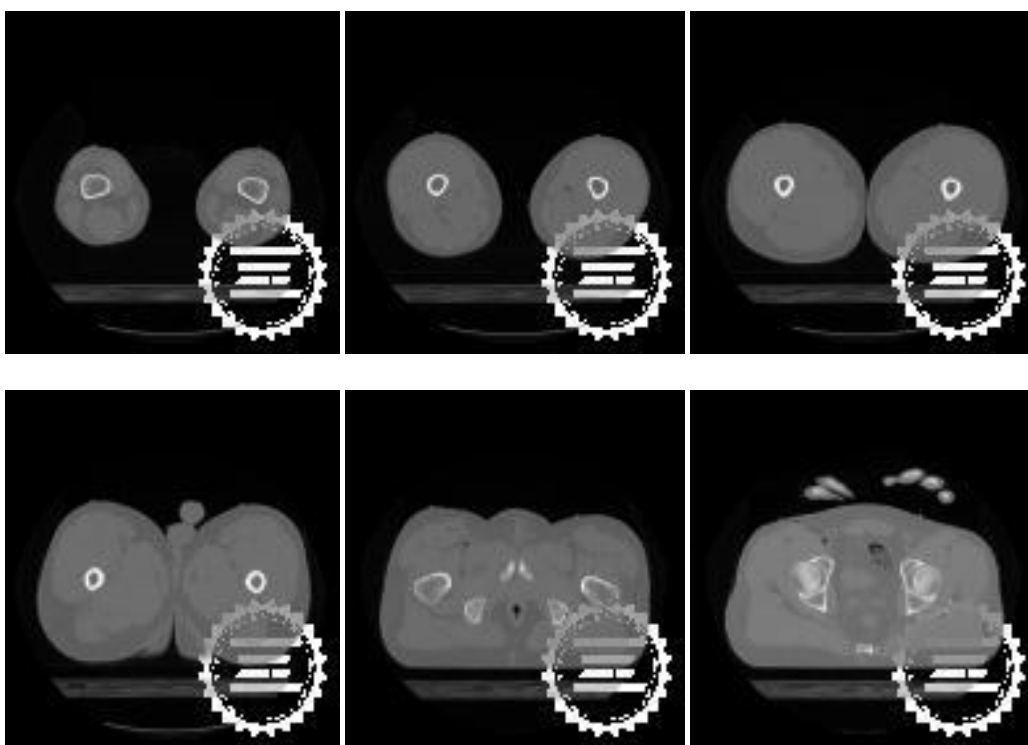
**Σχήμα 4.5 :** Επιφανειακή τοποθέτηση



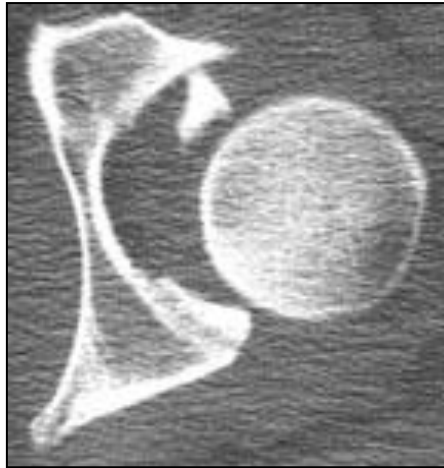
**Σχήμα 4.6 :** Συμπαγές Μοντέλο

## Τμηματοποίηση μοντελοποίησης με βάση CT

Οι αξονικές CT μετρήσεις για ασθενή άρθρωση του ισχίου πραγματοποιούνται με σκοπό να αποκτήσουν συντεταγμένες των σημείων και τον καθορισμό της εξωτερικής και εσωτερικής περιμέτρου του οστού (σχήμα 4.7 και σχήμα 4.8). Οι εικόνες CT στη συνέχεια με σωστή επεξεργασία φιλτράρουν τα απαιτούμενα στοιχεία για να εντοπίζουν τα περιγράμματα (σχήμα 4.9) [41].



Σχήμα 4.7 : Εικόνες αξονικής τομογραφίας του ισχίου



**Σχήμα 4.8 :** Αξονική του ισχίου



**Σχήμα 4.9 :** Τμηματοποίηση των αξονικών του ισχίου

## **4.2 ΠΕΠΕΡΑΣΜΕΝΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΣΤΗΝ ΜΕΛΕΤΗ ΤΟΥ ΤΕΧΝΗΤΟΥ ΙΣΧΙΟΥ**

### **4.2.1 Εμβιομηχανική**

Με τον όρο εμβιομηχανική εννοούμε την εφαρμογή των γνώσεων κλάδων της Μηχανικής (Στατική, Ρομποτική, Μηχανική των Ρευστών κτλ) για τη μελέτη του ανθρωπίνου σώματος και των προβλημάτων που αντιμετωπίζει, με σκοπό πάντα την βελτίωση της ζωής του ανθρώπου. Φυσικά, ο κλάδος της

εμβιομηχανικής είναι διεπιστημονικός και ασχολούνται με αυτόν συνεργαζόμενοι επιστήμονες διάφορων ειδικοτήτων, κυρίως βιολόγοι, ιατροί, μηχανικοί και φυσικοί.

#### 4.2.2 Πεπερασμένα στοιχεία

Η αναλυτική λύση των εξισώσεων με τις οποίες περιγράφονται τα διάφορα τεχνικά προβλήματα είναι δυνατή μόνο σε ειδικές περιπτώσεις, όπου οι καταπονήσεις και τα γεωμετρικά σχήματα είναι πάρα πολύ απλά. Όμως, υπήρχε η ανάγκη να λυθούν και πιο σύνθετα προβλήματα και γι' αυτό το λόγο αναπτύχθηκαν διάφορες προσεγγιστικές μέθοδοι. Μία τέτοια μέθοδος είναι και η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων. Αυτή η μέθοδος είναι μεν προσεγγιστική, αλλά μπορεί να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα και έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε όλα τα προβλήματα. Το μειονέκτημά της είναι οι αυξημένες απαιτήσεις σε υπολογιστική ισχύ, ιδίως όταν εφαρμόζεται σε σύνθετα μοντέλα. Αυτό όμως το μειονέκτημα ξεπεράστηκε τα τελευταία χρόνια χάρη στη ραγδαία ανάπτυξη των υπολογιστών. Η επιτυχία αυτής της μεθόδου ήταν τόσο μεγάλη, που ακόμα και σήμερα χρησιμοποιείται στην έρευνα και στην βιομηχανία για τον υπολογισμό και τη μελέτη διάφορων κατασκευών. Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μία εξέλιξη των μητρωϊκών μεθόδων.

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

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

##### 4.2.2.1 Γενική περιγραφή της μεθόδου των πεπερασμένων στοιχείων

Η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων είναι μια προσεγγιστική μέθοδος της αριθμητικής ανάλυσης. Μέσω αυτής, γίνεται φυσική προσέγγιση του προβλήματος διαμερίζοντας τον χώρο σε επιμέρους διακριτά πεπερασμένα στοιχεία, στα οποία ορίζονται εξισώσεις που έχουν ακριβή λύση. Λόγω του ότι τα προβλήματα της μηχανικής του παραμορφώσιμου στερεού περιγράφονται με διαφορικές εξισώσεις μερικών παραγώγων,

μπορούν να επιλυθούν με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων. Οι διαφορικές εξισώσεις που περιγράφουν τα προβλήματα της μηχανικής προκύπτουν από άλλες σχέσεις, όπως οι παρακάτω [42, 43]:

Σχέσεις ανοιγμένων παραμορφώσεων-μετατοπίσεων:

$$\varepsilon_x = \frac{\theta_u}{\theta_x}, \varepsilon_y = \frac{\theta_v}{\theta_y}, \varepsilon_z = \frac{\theta_w}{\theta_z} \quad \text{σχέση (4.1)}$$

$$\gamma_{zx} = \frac{\theta_w}{\theta_x} + \frac{\theta_u}{\theta_z}, \gamma_{yx} = \frac{\theta_v}{\theta_y} + \frac{\theta_u}{\theta_z}, \gamma_{xy} = \frac{\theta_u}{\theta_y} + \frac{\theta_v}{\theta_x} \quad \text{σχέση (4.2)}$$

Εξισώσεις συμβιβαστού των παραμορφώσεων:

$$\frac{\theta^2 \varepsilon_i}{\theta_j^2} + \frac{\theta^2 \varepsilon_j}{\theta_i^2} = \frac{\theta^2 \gamma_{ij}}{\theta_i \theta_j} \quad \text{σχέση (4.3)}$$

Όπου τα  $i, j$  είναι  $x, y$  ή  $y, z$  ή  $z, x$ .

Εξισώσεις ισορροπίας:

$$\frac{\theta \sigma_{ix}}{\theta_x} + \frac{\theta \sigma_{iy}}{\theta_y} + \frac{\theta \sigma_{iz}}{\theta_z} + F_i = 0 \quad \text{σχέση (4.4)}$$

όπου τα  $i=x,y,z$  και  $F_i$  οι μαζικές δυνάμεις.

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

Συνοριακές συνθήκες,  $\sigma_{ij} \cdot \nu_j = G_j$ , όπου  $\nu$  στο σύνορο και  $G_j$  η δύναμη ανά μονάδα επιφανείας στο σύνορο.

Επίσης, εάν,  $u_i = F_i$  η παραπάνω σχέση σημαίνει ότι το διάνυσμα των μετατοπίσεων ορίζεται σε περιοχές του σώματος.

Για την αριθμητική επίλυση του προβλήματος χρησιμοποιείται η αρχή των δυνατών έργων. Έστω  $\sigma_{ij}$  και  $\varepsilon_{ij}$  οι τανυστές των τάσεων και των ανηγμένων παραμορφώσεων αντίστοιχα και  $P_i, \delta_i$  είναι τα φορτία και οι δυνατές μετακινήσεις. Το έργο που προκαλείται από τα φορτία πρέπει να ισούται με το δυνατό έργο των παραμορφώσεων. Δηλαδή:

$$\sum P_i \delta_i = \int \sigma_{ij} \cdot \varepsilon_{ij} dV$$

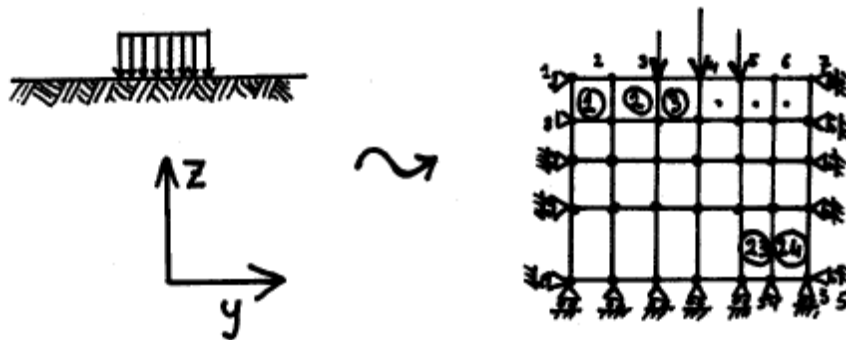
Προκειμένου να καταστρωθεί το πρόβλημα των πεπερασμένων στοιχείων, πρέπει να χωριστεί το πεδίο του προβλήματος – το οποίο καταλαμβάνει κάποιο πεπερασμένο όγκο – σε πεπερασμένο αριθμό στοιχείων απλούστερου σχήματος. Καθένα από τα πεπερασμένα στοιχεία, στα οποία χωρίζεται το πεδίο του προβλήματος, αποτελείται από κάποιο αριθμό κόμβων. Κάθε κόμβος έχει κάποιους βαθμούς ελευθερίας. Το

πρόβλημα, λοιπόν, ανάγεται στην απόδοση τιμών σε αυτούς τους βαθμούς ελευθερίας. Τα στοιχεία συναρμολογούνται σε κάποιους κοινούς βαθμούς ελευθερίας (ή κόμβους). Έτσι, σε έναν κόμβο μπορεί να συνδέονται 2, 3 ή και παραπάνω στοιχεία. Το πρόβλημα μπορεί να διατυπωθεί ως εξής:

$$[K] \cdot u = F$$

Όπου  $u$  είναι διάνυσμα διάστασης  $n$ , όπου το  $n$  ισούται με τους βαθμούς ελευθερίας του προβλήματος. Κάποιοι από τους βαθμούς ελευθερίας είναι δεσμευμένοι και αποτελούν τις συνθήκες Dirichlet. Το  $F$  είναι επίσης διάνυσμα διάστασης  $n$  και περιέχει τις συνοριακές συνθήκες των φορτίσεων, δηλαδή δυνάμεις στους κόμβους, πιέσεις στις πλευρές των στοιχείων και μαζικές δυνάμεις. Ο πίνακας  $[K]$  είναι διάστασης  $n \times n$  και ονομάζεται πίνακας δυσκαμψίας. Ο πίνακας  $[K]$  περιλαμβάνει τη γεωμετρία και τις φυσικές ιδιότητες των υλικών του προβλήματος. Ονομάζεται πίνακας δυσκαμψίας διότι, δείχνει τη δυσκαμψία του προβλήματος να αντιδράσει σε κάποια εξωτερική φόρτιση – ή αλλιώς δείχνει την απόκριση του συστήματος σε εξωτερικά αίτια. Τελικά, προκειμένου να επιλυθεί το πρόβλημα επιλύεται το παραπάνω σύστημα εξισώσεων ως προς  $u$ . Αφού προσδιοριστούν οι τιμές των  $u$  με κατάλληλες αναγωγές μπορούν να προκύψουν και άλλα παράγωγα μεγέθη, όπως οι τάσεις.

Στο Σχήμα 4.10 φαίνεται σχηματοποιημένα η κατάστρωση ενός προβλήματος με πεπερασμένα στοιχεία. Φαίνεται το πεδίο του προβλήματος, η διακριτοποίησή του σε πεπερασμένα στοιχεία, που συναρμολογούνται από κόμβους, οι συνοριακές συνθήκες, καθώς και ένα απομονωμένο στοιχείο με τους τοπικούς και καθολικούς βαθμούς ελευθερίας.

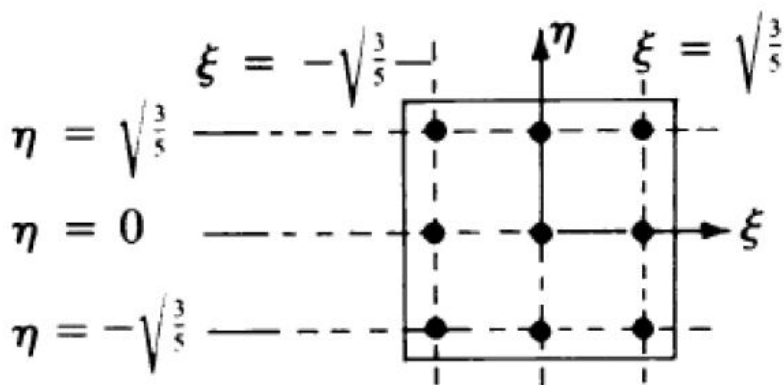


**Σχήμα 4.10 :** Κατάστρωση προβλήματος με πεπερασμένα στοιχεία

#### 4.2.2.2 Σχηματισμός πίνακα δυσκαμψίας

Προκειμένου να σχηματιστεί ο πίνακας δυσκαμψίας  $[k]$  γίνεται συναρμολόγηση πολλών επιμέρους πινάκων  $[k_i]$  κάθε στοιχείου. Για να σχηματιστούν οι πίνακες  $[k_i]$  χρησιμοποιείται η αριθμητική ολοκλήρωση με τη μέθοδο των σημείων Gauss. Για να διευκολύνουμε τους υπολογισμούς

χρησιμοποιούμε πολυώνυμα τα οποία είναι εύκολα ολοκληρώσιμα - παραγωγίσιμα. Τα πολυώνυμα αυτά ονομάζονται πολυώνυμα μορφής. Ανάλογα με το βαθμό των πολυωνύμων λαμβάνεται και ανάλογη τάξη στα στοιχεία. Έτσι κάνοντας χρήση πολυωνύμων πρώτου βαθμού, στα στερεά προκύπτουν κυβικά στοιχεία 8 κόμβων. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν στοιχεία ανώτερης τάξης όπως κυβικά στοιχεία 20 κόμβων. Μεγαλύτερη τάξη στοιχείων σημαίνει καλύτερη ακρίβεια στη λύση. Η ακρίβεια στη λύση μπορεί να επιτευχθεί και πυκνώνοντας το πλέγμα των πεπερασμένων στοιχείων. Τα πολυώνυμα μορφής εκφράζονται σε ένα τοπικό σύστημα συντεταγμένων  $(\xi, \eta, \zeta)$  το οποίο έχει κέντρο στο εσωτερικό του στοιχείου. Οι τιμές των συντεταγμένων στο τοπικό σύστημα παίρνουν τιμές από -1 έως 1. Τα πολυώνυμα μορφής παραγωγίζονται εύκολα ως προς τα  $(\xi, \eta, \zeta)$  και σχηματίζουν τα μητρώα  $[B_i]$  με τις παραγώγους. Στο Σχήμα 4.11 φαίνονται τα σημεία ολοκλήρωσης Gauss για ένα δισδιάστατο στοιχείο. Για τρισδιάστατα στοιχεία υπάρχουν τρία τέτοια διατεταγμένα επίπεδα.



**Σχήμα 4.11 :** Σημεία ολοκλήρωσης Gauss σε ένα επίπεδο στοιχείο

Προκειμένου να αυξηθεί η ακρίβεια ολοκλήρωσης με τη μέθοδο Gauss αυξάνεται ο αριθμός σημείων ολοκλήρωσης. Ο τελικός τύπος για το σχηματισμό του μητρώου δυσκαμψίας ενός στοιχείου  $[K_e]$  είναι:

$$K_e = \int v [B] \tau [D] [B] dV$$

Ο παραπάνω τύπος με τη βοήθεια της αριθμητικής ολοκλήρωσης μπορεί να γραφεί σαν άθροισμα διακριτών όρων:

$$K_e = \sum_{i=1}^n H_i [B(\xi_i, \eta_i, \zeta_i)]^2 [D] [B](\xi_i, \eta_i, \zeta_i) J(\xi_i, \eta_i, \zeta_i)$$

Οι  $H_i$  είναι συντελεστές της ολοκλήρωσης Gauss σε  $n$  διακριτά σημεία με συντεταγμένες  $(\xi_i, \eta_i, \zeta_i)$ , ενώ η  $J$  είναι η Ιακωβιανή μετασχηματισμού από

το καθολικό σύστημα συντεταγμένων  $X, Y, Z$  στο  $\xi, \eta, \zeta$ . Το  $[D]$  είναι ένα μητρώο που υπολογίζεται από τις ελαστικές σταθερές  $E, \nu$ .

#### 4.2.2.3 Επίλυση του συστήματος

Αφού επιλυθεί το σύστημα  $[K] \cdot u = F$  προκύπτουν οι τιμές των  $u$ . Ας θεωρήσουμε ότι τα  $u$  είναι μετατοπίσεις στους βαθμούς ελευθερίας (κατά  $x, y, z$  στους κόμβους). Μετά την επίλυση, πέραν των μετατοπίσεων, χρήσιμα μεγέθη είναι και οι τάσεις καθώς και διάφορα άλλα παράγωγα μεγέθη. Με αριθμητικές παραγωγίσεις του πεδίου είναι δυνατό να υπολογιστούν οι ανοιγμένες παραμορφώσεις και οι τάσεις στο πεδίο του προβλήματος. Η κατανομή του πεδίου των μετατοπίσεων είναι συνεχής, δεν ισχύει όμως το ίδιο και για τα παράγωγα μεγέθη τα οποία ενδέχεται να μην έχουν συνέχεια. Σε περίπτωση που τα πολυώνυμα μορφής είναι 1ου βαθμού, οι παράγωγοι είναι σταθεροί αριθμοί και η κατανομή τους για κάποιο στοιχείο είναι σταθερή. Φαίνεται λοιπόν ότι με αύξηση της τάξης του μεγέθους των στοιχείων, βελτιώνεται η ακρίβεια των αποτελεσμάτων [44, 45].

### 4.3 ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ CAM

Το cam είναι ένα σύστημα κατεργασιών με τη βοήθεια ηλεκτρονικού υπολογιστή. **Στόχοι cam :**

- δημιουργία ψηφιακού μοντέλου προϊόντος
- δημιουργία κώδικα καθοδήγησης cnc
- προσομοίωση παραγωγικής διαδικασίας
- διάγνωση σφαλμάτων
- διαχείριση παραγωγικής διαδικασίας
- ψηφιακή καθοδήγηση εργαλειομηχανής

**Προγραμματισμός κατεργασιών :** μετά την ολοκλήρωση της μελέτης του προϊόντος ακολουθεί το στάδιο του προγραμματισμού των κατεργασιών στόχος του σταδίου προγραμματισμού των κατεργασιών, το οποίο είναι βασιζόμενο στις ιδιαίτερα χαρακτηριστικά του κάθε αντικειμένου, είναι να μετατρέψει το ψηφιακό μοντέλο σε προϊόν κατά τον προγραμματισμό των κατεργασιών θα πρέπει :

- να προετοιμάσουμε την ύλη
- να προετοιμάσουμε τη μηχανή
- να ορίσουμε τις συνθήκες κοπής
- να ορίσουμε και να ετοιμάσουμε τα εργαλεία κοπής

#### 4.3.1 Μορφές αρχείων για μεταφορά δεδομένων σε CAD/CAM

Προκειμένου να αντιμετωπιστεί το πρόβλημα της μεταφοράς αρχείων αναπτύχθηκαν ουδέτερες μορφές αρχείων οι οποίες είναι συμβατές από τα διάφορα συστήματα. Η φιλοσοφία λειτουργίας των ουδέτερων αρχείων είναι να μετατρέπουν τη γεωμετρία του αντικειμένου σε μια συγκεκριμένη δομημένη



κωδικοποίηση η οποία είναι συμβατή και αναγνωρίσιμη από το άλλο λογισμικό. Το αρχείο ουδέτερης μορφής που αναπτύχθηκε ήταν το IGES (Initial Graphics Exchange Specifications) το οποίο χρησιμοποιείται ευρέως μέχρι σήμερα και αρχικά έδινε μεγάλη έμφαση στα γραφικά δεδομένα του συστήματος. Η πρώτη έκδοση του IGES 1.0 πραγματοποιήθηκε το 1980 και μέχρι σήμερα έχουν ενσωματωθεί πολλές δυνατότητες προκειμένου να μας παρέχει μια αξιόπιστη λύση στο πρόβλημα της μεταφοράς δεδομένων.

#### *4.3.1.1 Μορφή αρχείου IGES*

Η φιλοσοφία λειτουργίας του IGES στηρίζεται στη φιλοσοφία της μεταφοράς δεδομένων που στηρίζονται σε:

- γεωμετρικά στοιχεία όπως επιφάνειες και στερεά.
- μη γεωμετρικά στοιχεία όπως διαστάσεις, σημειώσεις, όψεις κ.α.

Προκειμένου να λειτουργήσει η μεταφορά δεδομένων με τη χρήση ενός ουδέτερου αρχείου κάθε σύστημα cad/cam έχει δύο μεταφραστές. Ο ένας μετατρέπει σε αρχείο IGES και ο δεύτερος που μετατρέπει ένα αρχείο IGES στη μορφή που αναγνωρίζει. Το εξαγωγή αρχείου ενός IGES είναι ένα αρχείο κειμένου το οποίο περιέχει ένα τύπο κώδικα που περιγράφει τη γεωμετρία του αντικειμένου.

#### *4.3.1.2 Μορφή αρχείου STEP*

Μια ποιο εξελιγμένη και αξιόπιστη μορφή ουδέτερου αρχείου είναι ο τύπος STEP (Standard for the Exchange of Product Data). Με τη χρήση του αρχείου STEP όχι μόνο ελέγχουμε τα γραφικά του μοντέλου αλλά και όλα στοιχεία που αφορούν την πορεία ανάπτυξης του. Παράλληλα αποσκοπεί να άρει κάποια από τα μειονεκτήματα του IGES χρησιμοποιώντας μια τυπική γλώσσα για την ανταλλαγή των δεδομένων Επίσης το step διακρίνεται σε μια δομή λειτουργίας τριών επιπέδων , το πρώτο αφορά τα δεδομένα που εξάγουμε, το δεύτερο επίπεδο όπου ο υπολογιστής αναγνωρίζει τα δεδομένα που θα μεταφερθούν ώστε στο τρίτο επίπεδο όπου υπάρχουν τα πρωτόκολλα εφαρμογής. Κάθε πρωτόκολλο αντιστοιχεί και σε μια κατηγορία εφαρμογής ώστε να αποκτηθούν τα δεδομένα στη σωστή τους.

#### *4.3.1.3 Κοινές μορφές αρχείων STEP*

Εκτός από τα ουδέτερα αρχεία έχουν αναπτυχθεί από τους διάφορους κατασκευαστές συστημάτων cad/cam αρχεία μεταφοράς δεδομένων. Η Autodesk έχει αναπτύξει το ποιο κοινό αρχείο αυτής της ομάδας το DXF Ο τύπος αρχείου .dxf τυγχάνει μεγάλης αναγνωσιμότητας με αποτέλεσμα να χρησιμοποιεί σήμερα και από πολλούς άλλους κατασκευαστές.

### 4.3.2 Επεξεργαστές δεδομένων

- Pre – Processor
- Post - Processor

Ο πρώτος είναι υπεύθυνος για τη μεταφορά των δεδομένων στη μορφή του ουδέτερου αρχείου ενώ ο δεύτερος είναι υπεύθυνος για τη μεταφορά των δεδομένων από το ουδέτερο αρχείο.

Προκειμένου να μεταφερθούν τα δεδομένα σωστά θα πρέπει όλα τα δεδομένα που περιέχονται στο σύστημα CAD να είναι πλήρως αναγνωρίσιμα από το ουδέτερο αρχείο. Επίσης θα πρέπει τα δεδομένα από το ουδέτερο αρχείο να αναγνωρίζονται πλήρως από τον αποδέκτη.

### 4.3.3 Προγραμματισμός κέντρου κατεργασίας

Ο προγραμματισμός ενός κέντρου κατεργασίας μπορεί να επιτευχθεί με δύο τρόπους:

- i. Παράλληλος προγραμματισμός
- ii. Συμβατικός προγραμματισμός μορφοποίησης τεμαχίων κατευθείαν πάνω στην εργαλειομηχανή με δυνατότητα άμεσης διόρθωσης και βελτίωση της προγραμματιζόμενης διαδικασίας. Σε αυτή την περίπτωση χρησιμοποιούμε τη μονάδα ελέγχου που βρίσκετε πάνω στην εργαλειομηχανή.

Μειονεκτήματα του δεύτερου τρόπου είναι ότι:

- Θα πρέπει η εργαλειομηχανή να απασχολείται στον προγραμματισμό.
- Απαιτείται η γνώση του κώδικα G & M προκειμένου να εισάγουμε τις εντολές καθοδήγησης της εργαλειομηχανής.

Η μορφοποίηση του αντικειμένου στο επιθυμητό σχήμα και στις επιθυμητές διαστάσεις στηρίζεται στις κατάλληλες σχετικές κινήσεις μεταξύ του εργαλείου που χρησιμοποιείται για τη μορφοποίηση του. Κάθε ένα από τα στοιχεία του αντικειμένου (γραμμές, τόξα) υπαγορεύουν τις στοιχειώδεις διαδρομές που πρέπει να εκτελέσει το κοπτικό σε σχέση με το μορφοποιούμενο τεμάχιο.

Παράλληλα η γεωμετρία του τεμαχίου μας ορίζει τις οριακές θέσεις κίνησης του κοπτικού οπότε και οι διαδοχικές κινήσεις του κοπτικού μεταξύ των προαναφερθέντων οριακών θέσεων κατά προδιαγεγραμμένο τρόπο έχουν σαν συνέπεια τη μορφοποίηση του τεμαχίου.

Στόχος κατά τον προγραμματισμό είναι να ορίσουμε με απόλυτη ακρίβεια τις διαδοχικές κινήσεις του κοπτικού με τέτοιο τρόπο ώστε να επιτυγχάνουμε κατεργασία στο βέλτιστο χρόνο, χρησιμοποιώντας τα κατάλληλα κάθε φορά κοπτικά. Για κατεργασία του τεμαχίου απαιτείται η σύνθεση σε κωδική μορφή αλγορίθμου κατεργασίας, που υπαγορεύεται από τη μορφολογία του τεμαχίου. Γενικά η κωδικοποίηση ενός αλγορίθμου μπορεί να γίνει σε κάποια από τις διατιθέμενες γλώσσες προγραμματισμού. Το σύνολο των πληροφοριών που απαιτούνται για τη μορφοποίηση ενός αντικειμένου σε μια CNC εργαλειομηχανή ονομάζεται πρόγραμμα ψηφιακής καθοδήγησης. Η κωδική μορφή που συντάσσεται το πρόγραμμα ψηφιακής καθοδήγησης είναι

διαφόρων ειδών αλλά κάθε εργαλειομηχανή CNC αναγνωρίζει μια μόνο ιδιαίτερη κωδική μορφή, η οποία συνοδεύεται από διεθνή τυποποίηση (ISO-646), και είναι γνωστή με τον όρο γλώσσα μηχανής. Όλες οι πληροφορίες που απαιτούνται για τη μορφοποίηση ενός αντικειμένου σε μια CNC μηχανή θα πρέπει να εκφραστούν μέσα από τον συγκεκριμένο κώδικα. Ένα πρόγραμμα ψηφιακής καθοδήγησης σε γλώσσα μηχανής συντίθεται σε προτάσεις που συνιστούν ομάδες εντολών προς την εργαλειομηχανή. Κάθε πρόταση περιλαμβάνει έναν αριθμό λέξεων / εντολών που αποτελεί μια οδηγία προς την εργαλειομηχανή. Κάθε λέξη σχηματίζεται με αλφαβητικούς, αριθμητικούς (0-9) και άλλους ιδιαίτερους χαρακτήρες.

#### 4.3.4 Δομή προτάσεων προγράμματος

Κάθε επιμέρους πρόταση σε ένα πρόγραμμα ψηφιακής καθοδήγησης εισάγεται με το σύμβολο N και έναν αριθμό που υποδηλώνει τη σειρά της συγκεκριμένης πρότασης στο πρόγραμμα ψηφιακής καθοδήγησης. Ο αριθμός αυτός ακολουθείται από τα υπόλοιπα στοιχεία / λέξεις με την εξής γενική σειρά:

- εντολή κίνησης ή προετοιμασίας (G)
- λέξεις που υποδηλώνουν διάσταση , κατά σειρά χρησιμοποιούνται ως εξής: X,Y,Z,A,B,C
- παράμετροι κυκλικής διαδρομής I,J
- ορισμός ταχύτητας (αν απαιτείται)
- εντολές λειτουργίας (M)

##### 4.3.4.1 Εντολές κίνησης / προετοιμασίας (G)

Σχηματίζονται με τον χαρακτήρα G και ένα διψήφιο αριθμό. Οι εντολές έχουν τυποποιηθεί διεθνώς κατά ISO-6983/2 & DIN 66025.

##### Παραδείγματα κίνησης

G90 G00 X10 Y40 Z0

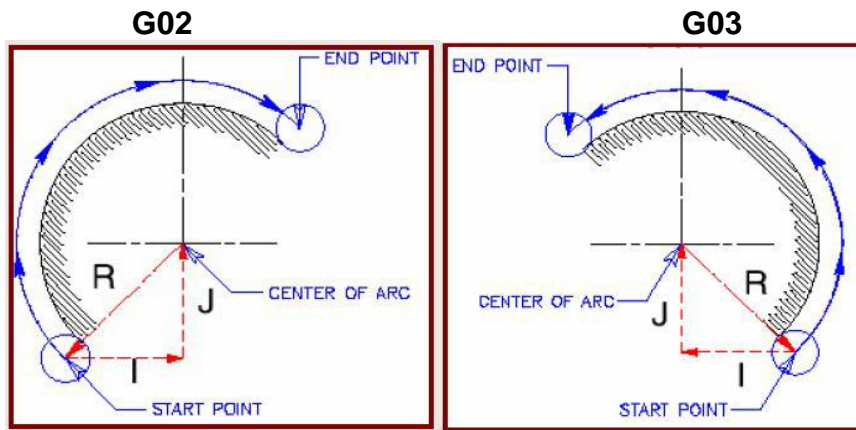
G90 G01 X10

G03 X100 Z100 I100 J0

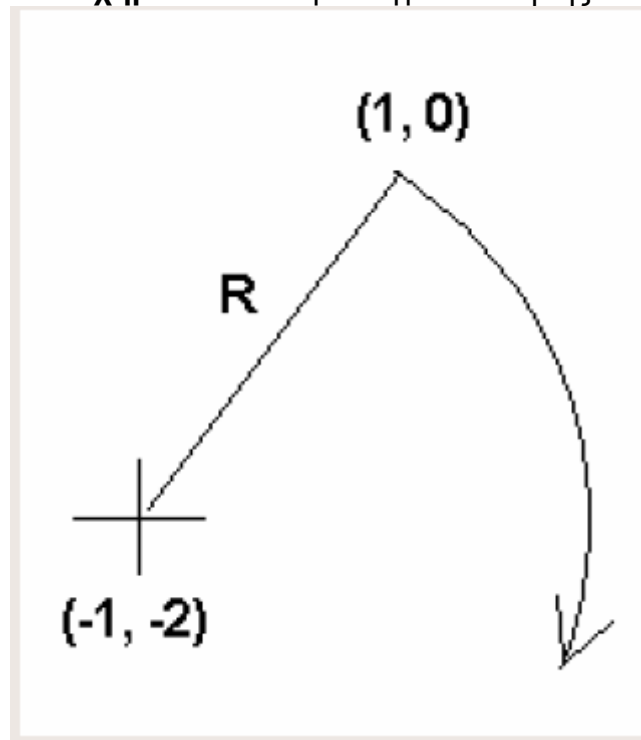
G04 F4

G28 X250 Z200

G92 X100 Z200



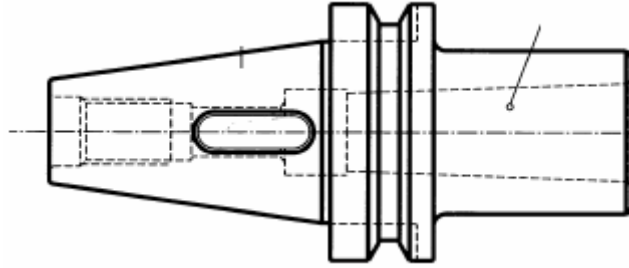
Σχήμα 4.12 : Παραδείγματα κίνησης



Σχήμα 4.13 : Ορισμός I και J

#### 4.3.5 Σύστημα εργαλείων κέντρου κατεργασίας

Βασικό σύστημα για την λειτουργία του κέντρου κατεργασίας αποτελεί ο εργαλειοδέτης (σχήμα 4.14), ο οποίος εξωτερικά έχει κωνική μορφή (τυποποιημένος κατά DIN , ISO κ.α.) προκειμένου να προσαρμόζεται στην άτρακτο του CNC.



**Σχήμα 4.14 :** Εργαλειοδέτης

Στην εξωτερική επιφάνεια του εργαλειοδέτη υπάρχει μια ειδική εγκοπή για την στήριξη του μηχανισμού αλλαγής εργαλείου.

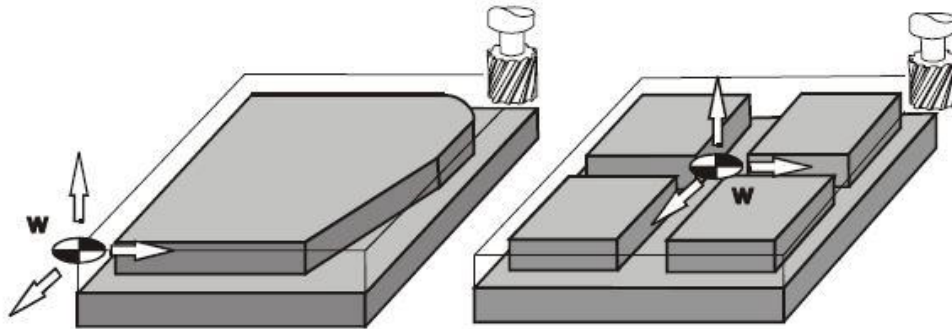
#### 4.3.5.1 Σύστημα εργαλειοφορέα

Μια βασική λειτουργία που προδίδει ιδιαίτερη ευελιξία στα κέντρα κατεργασίας είναι η δυνατότητα χρησιμοποίησης περισσότερων από ένα κοπτικό εργαλείο. Αλλά και τη δυνατότητα να εκτελέσουμε διαδοχικές διαφορετικές κατεργασίες. Για να είναι δυνατή η υποστήριξη πολλών εργαλείων απαιτείται η χρήση εργαλειοφορέα. Οπότε είναι η δυνατή η εκτέλεση σύνθετων εργασιών χωρίς να απαιτείται το επαναλαμβανόμενο σταμάτημα της μηχανής. Ανάλογα με τον κατασκευαστή του κάθε κέντρου ο εργαλειοφορέας μπορεί να βρίσκεται σε διαφορετική θέση. Προκειμένου να πραγματοποιηθεί η αλλαγή του κοπτικού όταν ο εργαλειοφορέας βρίσκεται πίσω από την τράπεζα εργασίας κινείται η άτρακτος απελευθερώνει το κοπτικό που επιθυμούμε να απομακρυνθεί και 'φορτώνει' το κοπτικό που απαιτείται για τη συνέχιση της κατεργασίας. Σε άλλα κέντρα κατεργασίας τα κοπτικά τοποθετούνται σε έναν περιστρεφόμενο υποδοχέα.

##### 4.3.5.1.1 Ορισμός σημείων & ψηφιακή καθοδήγηση

Όλες οι εργασίες κατεργασίας σε μια CNC ορίζονται με βάση τις διαστάσεις και τη γεωμετρία του τεμαχίου. Ο ορισμός των διαστάσεων του τεμαχίου πραγματοποιείται με βάση κάποια συγκεκριμένα γεωμετρικά σημεία. Το βασικότερο χαρακτηριστικό σημείο είναι το σημείο μηδέν (σημείο M) το οποίο αποτελεί και την αρχή του συστήματος συντεταγμένων. Το σημείο M είναι ένα και μοναδικό σε κάθε CNC και ορίζεται από τον κατασκευαστή του μηχανήματος. Όταν η μηχανή τεθεί σε λειτουργία οι άξονες κατεργασίας, συνήθως, μετακινούνται αυτόματα στο σημείο M. Χαρακτηριστικό σημείο σε ένα CNC αποτελεί και το σημείο αλλαγής του κοπτικού εργαλείου. Το σημείο αλλαγής του κοπτικού συμβολίζεται με Ww και ορίζεται από τον κατασκευαστή και βρίσκεται σε θέση κοντά στον χειριστή του CNC. Η μεταφορά της άτρακτος στο σημείο αυτό πραγματοποιείται με συγκεκριμένη ταχύτητα που ορίζεται από τον κατασκευαστή. Ο ορισμός του σημείου γίνεται επίσης με γνώμονα και την αποφυγή συγκρούσεων με το κατεργαζόμενο τεμάχιο. Χαρακτηριστικό σημείο αποτελεί και το μηδενικό σημείο του

προγράμματος. Συμβολίζεται ως  $P$  και ορίζει τη θέση που θα έχει το κοπτικό κατά την εκκίνηση του προγράμματος κατεργασίας. Χαρακτηριστικό σημείο αποτελεί και το μηδενικό σημείο του κατεργαζόμενου τεμαχίου. Συμβολίζεται ως  $W$  και αποτελεί την αρχή του συστήματος συντεταγμένων του τεμαχίου. Χαρακτηριστικό σημείο αποτελεί και το μηδενικό σημείο του κατεργαζόμενου τεμαχίου. Συμβολίζεται ως  $W$  και αποτελεί την αρχή του συστήματος συντεταγμένων του τεμαχίου. Ορίζεται από τον προγραμματιστή του CNC και θα πρέπει να είναι σε άμεση συσχέτιση με το σημείο  $M$ . Ο σωστός ορισμός του σημείο μπορεί να απλουστεύσει και τη διαδικασία κατεργασίας (σχήμα 4.15) [46].



**Σχήμα 4.15 :** Πιθανές θέσεις ορισμού σημείου  $W$

## 5.ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΕΝΔΟΠΡΟΘΕΣΗΣ

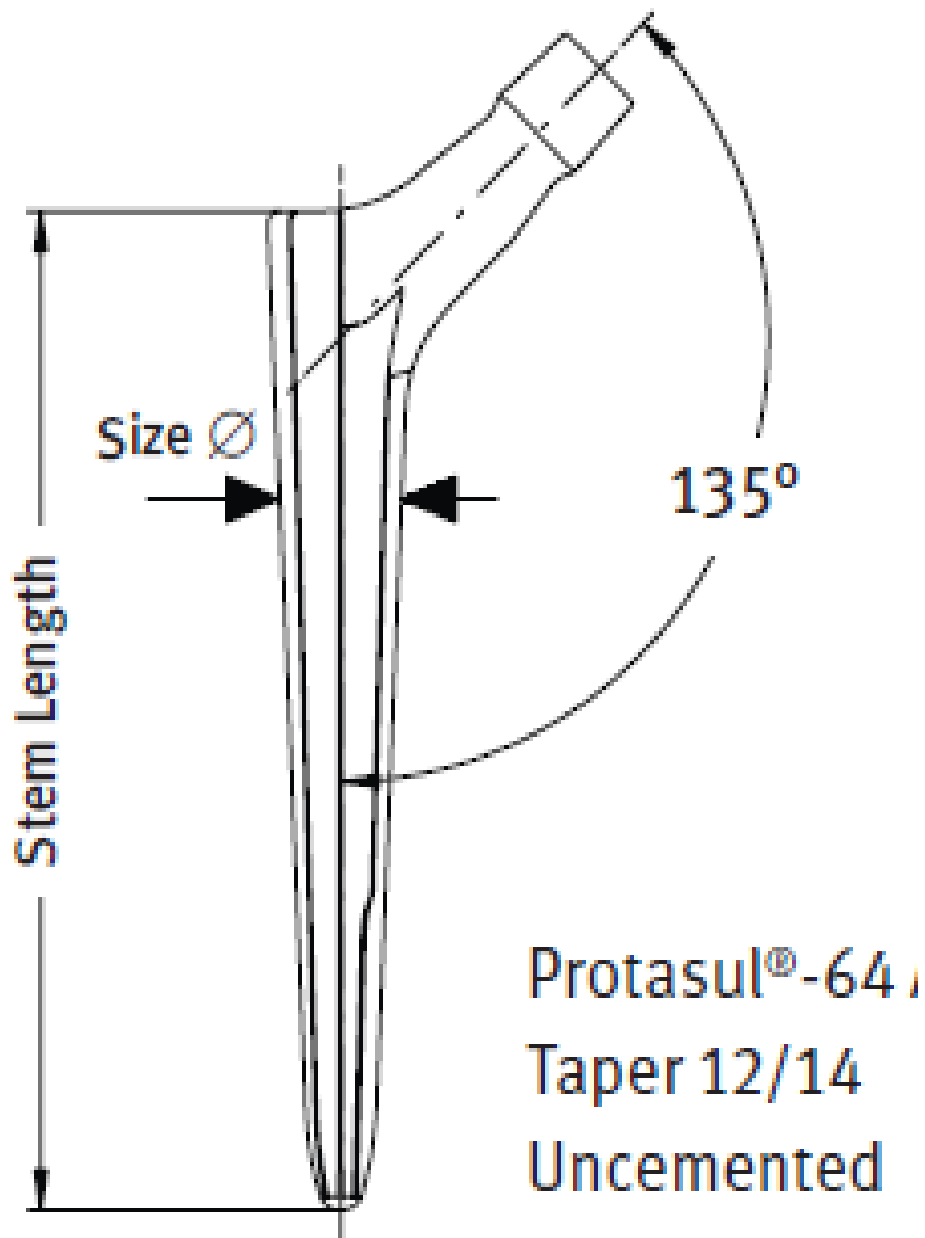
### 5.1 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΕΝΔΟΠΡΟΘΕΣΗΣ

Το πιο εμπορικό κράμα τιτανίου που χρησιμοποιείται σήμερα στην βιοϊατρική τεχνολογία είναι το Ti6Al4V. Τα κράματα τιτανίου μπορούν να ισχυροποιηθούν, βελτιώνοντας τις μηχανικές τους ιδιότητες, μέσα από διαφοροποίηση της σύστασης και θερμομηχανικές κατεργασίες. Τα χαρακτηριστικά του τιτανίου και των κραμάτων του συνδυάζουν υψηλή αντοχή, σκληρότητα, αντιδιαβρωτική ικανότητα και βιοσυμβατότητα.

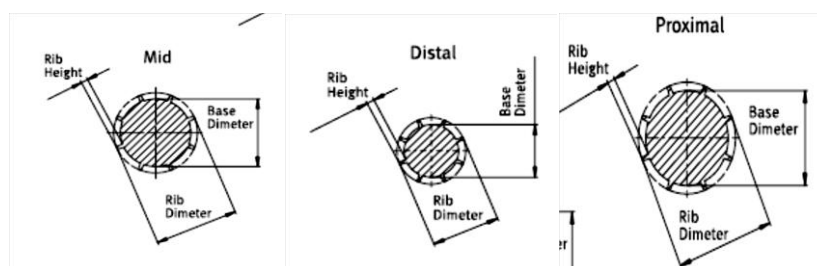
Αυτό τους δίνει ένα προβάδισμα σε σύγκριση με τα υπόλοιπα υλικά και για το λόγο αυτό κατέχουν σήμερα το μεγαλύτερο ποσοστό χρήσης ανάμεσα στα μεταλλικά υλικά, ίσως και στο σύνολο των υλικών που χρησιμοποιούνται στις σύγχρονες ολικές αρθροπλαστικές. Στους πίνακες 5.1, 5.2 και 5.3 και στα σχήματα 5.1 και 5.2 αναφέρονται τα γεωμετρικά χαρακτηριστικά της ενδοπρόθεσης [47].

**Πίνακας 5.1 :** Χαρακτηριστικά ενδοπρόθεσης

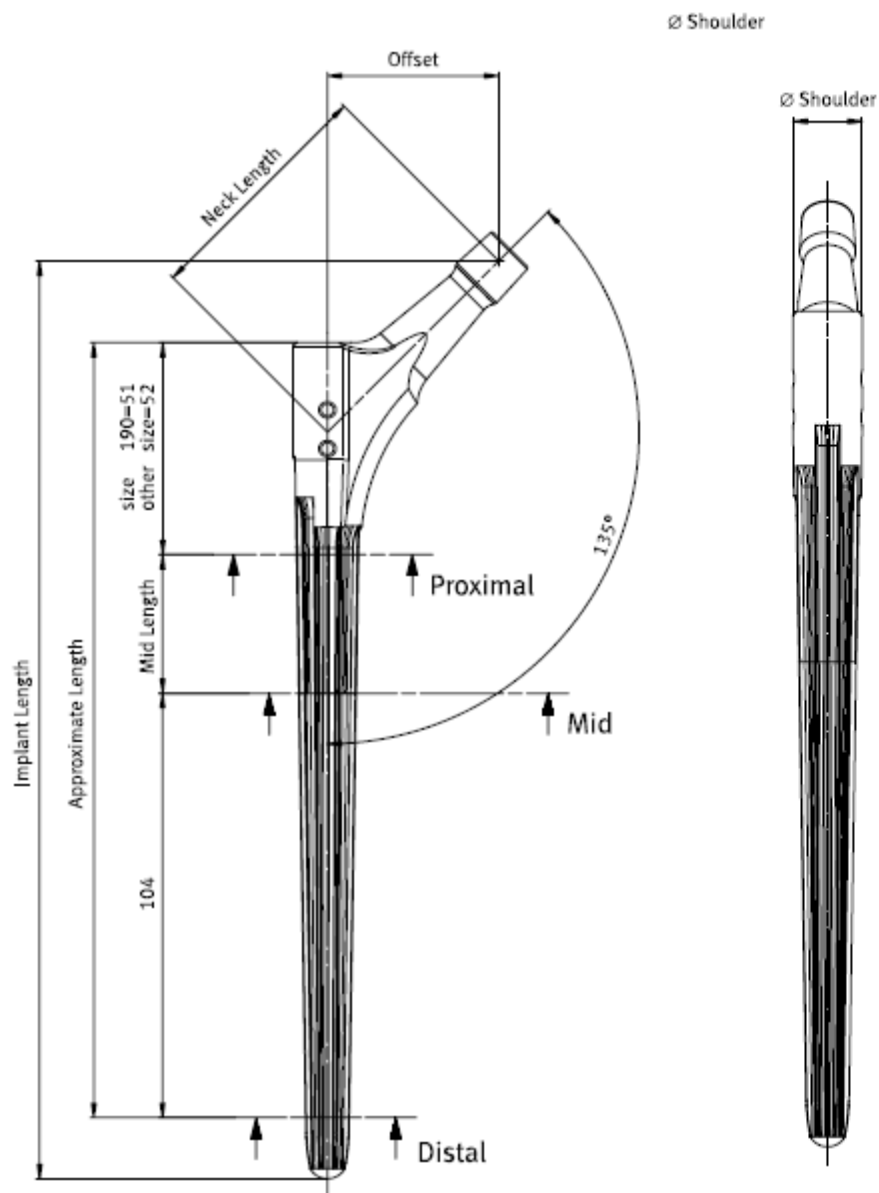
Size $\varnothing$ mm	Offset mm	Stem Length mm	M-L Angle
13	26.2	115.0	5°
14	29.7	125.5	5°
15	30.4	125.7	5°
16	31.1	125.9	5°
17	31.8	126.2	5°
18	32.5	126.4	5°
19	33.2	126.6	5°
20	33.9	126.8	5°
21	34.7	127.0	5°
22	35.4	127.2	5°
23	36.1	127.4	5°
24	36.8	127.6	5°



Σχήμα 5.1 : Σχέδιο ενδοπρόθεσης ισχίου







Σχήμα 5.2 : Γεωμετρικά χαρακτηριστικά ενδοπρόθεσης

Πίνακας 5.2 : Γεωμετρικά χαρακτηριστικά ενδοπρόθεσης

Size	Midshaft Section (mm)				Distal Section (mm)							Shoulder		
	Rib Height	Base Diameter			Rib Diameter			Rib Height	Base Diameter					
		225	265	305	190	225	265/305		190	225	265/305	190	225	265/305
14	1	12	12	12	10.37	10.37	10.4	1	8.4	8.4	8.4	15.75	17	17
15	1.2	12.6	12.6	12.6	11.37	11.37	10.4	1.2	9.0	9.0	9.0	16.75	17	17
16	1.3	13.4	13.4	13.4	12.37	12.37	10.4	1.3	9.8	9.8	9.8	17	17	17
17	1.5	14	14	14	13.37	13.37	10.4	1.5	10.4	10.4	10.4	17	17	17
18	1.6	14.8	14.8	14.8	14.37	14.37	14.4	1.6	11.2	11.2	11.2	19.74	21	21
19	2	15	15	15	15.37	15.37	15.4	2.4	10.5	10.5	10.5	20.75	21	21
20	2	16	16	16	16.37	16.37	16.4	2.9	10.6	10.6	10.6	21	21	21
21	2	-	17	17	-	17.37	17.4	2.9	-	11.6	11.6	-	21	21
22	2	-	18	18	-	18.37	18.4	2.9	-	12.6	12.6	-	25	25
23	2	-	19	19	-	-	19.4	2.9	-	-	13.6	-	-	25
24	2	-	20	20	-	-	20.4	2.9	-	-	14.6	-	-	25
25	2	-	21	21	-	-	21.4	2.9	-	-	15.6	-	-	25

Πίνακας 5.3 : Γεωμετρικά χαρακτηριστικά ενδοπρόθεσης

Size	Offset/Neck Length (mm)				Distal Section (mm)								Midshaft Length			
	Rib Diameter			Rib Height	Base Diameter			Midshaft Length								
	190	225	265/305		190	225	265	305	190	225	265	305	190	225	265	305
14	42/59.4	42/59.4	42/59.4	14	15.37	16.58	17	1	12	13.37	14.58	15	0	34	74	114
15	42/59.4	42/59.4	42/59.4	15	16.19	17	17	1.2	12.6	13.79	14.6	14.6	0	34	74	114
16	42/59.4	42/59.4	42/59.4	16	17	17	17	1.3	13.4	14.4	14.4	14.4	0	34	74	114
17	42/59.4	42/59.4	42/59.4	17	17	17	17	1.5	14	14	14	14	0	34	74	114
18	44/62.2	44/62.2	44/64.2	18	19.37	20.58	21	1.6	14.8	16.17	17.38	17.8	0	34	74	114
19	44/62.2	44/62.2	44/64.2	19	20.19	21	21	2	15	16.19	17	17	0	34	74	114
20	44/62.2	44/62.2	44/64.2	20	20	21	21	2	16	17	17	17	0	34	74	114
21	-	44/62.2	44/64.2	-	21	21	21	2	-	17	17	17	-	34	74	114
22	-	46/65.0	46/65.0	-	23.37	24.58	25	2	-	19.37	20.58	21	-	34	74	114
23	-	46/65.0	-	-	25	25	25	2	-	-	21	21	-	-	74	114
24	-	46/65.0	-	-	25	25	25	2	-	-	21	21	-	-	74	114
25	-	46/65.0	-	-	25	25	25	2	-	-	21	21	-	-	74	114

## 5.2 ΣΧΕΔΙΑΣΤΙΚΟ ΠΡΟΓΡΑΜΜΑ CATIA

### 5.2.1 CATIA Mechanical Design

Ως μια εφαρμογή η οποία βρίσκεται στην καρδιά των PLM λύσεων, η έκδοση 5 του CATIA αποτελεί τη ναυαρχίδα της πραγματικής ολοκλήρωσης μεταξύ ανθρώπων, εργαλείων, μεθόδων και των πόρων μίας επιχείρησης. Η μοναδική προσέγγιση όσον αφορά τη σχεδίαση και ανάπτυξη προϊόντων, παρέχουν ένα περιβάλλον εργασίας το οποίο προωθεί τη δημιουργικότητα, τον καταμερισμό της γνώσης και την επικοινωνία του τρισδιάστατου προϊόντος με τις παραγωγικές διαδικασίες. Η δυνατότητα αποθήκευσης και επαναχρησιμοποίησης της γνώσης που εμπεριέχεται στο CATIA, διευκολύνει την υλοποίηση των συγκεκριμένων σχεδιαστικών απαιτήσεων και διαδικασιών κάθε οργανισμού. Επιπλέον απελευθερώνει τους τελικούς χρήστες οι οποίοι έτσι επικεντρώνονται στη δημιουργικότητα και τις πρωτοπορίες. Επιπλέον, η ανοικτή αρχιτεκτονική του CATIA V5 επιτρέπει σε μια σειρά από προγράμματα άλλων εταιριών να ενσωματώνονται εύκολα στο CATIA, επεκτείνοντας τις δυνατότητες των χρηστών.

### Λύσεις Μηχανολογικής Σχεδίασης

Από τη σύλληψη της αρχικής ιδέας έως το λεπτομερή σχεδιασμό και τη δημιουργία δυσδιάστατων σχεδίων, η λύση του CATIA V5 για το μηχανολογικό σχεδιασμό επιταχύνει τις βασικές διαδικασίες της ανάπτυξης προϊόντων. Παραγωγικές διαδικασίες όπως ο σχεδιασμός ελασμάτων και οι απαιτήσεις για σχεδιασμό καλουπιών καλύπτονται μέσω εξειδικευμένων εφαρμογών οι οποίες επιταχύνουν δραματικά την παραγωγικότητα και μειώνουν το χρόνο εισαγωγής ενός προϊόντος στην αγορά.

### Τα κυριότερα χαρακτηριστικά είναι:

**Ένα προηγμένο πακέτο δημιουργίας 3D μοντέλων** - Το πακέτο αυτό περιλαμβάνει σχεδόν όλο το εύρος των εργαλείων που απαιτούνται για τη δημιουργία μοντέλων και συναρμολογήσεων, όπως επίσης και για τη δημιουργία των συναφών κατασκευαστικών σχεδίων. Οι σχεδιαστές θα βρουν επίσης όλες τις απαραίτητες λειτουργίες και διαδικασίες για τη σχεδίαση σε δύο διαστάσεις.

**Παραγωγικό και δαισθητικό σχεδιασμό ελασμάτων** - Η προσέγγιση η οποία βασίζεται στο αντικείμενο προσφέρει ένα περιβάλλον εργασίας υψηλής παραγωγικότητας. Επιτρέπει τον εύκολο σχεδιασμό του διαμορφωμένου και του ανεπτυγμένου μοντέλου, ανεβάζοντας έτσι την παραγωγικότητα στα ύψη.

**Γρήγορος, ανέξοδος σχεδιασμός καλουπιών** - Τα προϊόντα μηχανολογικής σχεδίασης του CATIA παρέχουν εξειδικευμένα εργαλεία για να καλύψουν τη διαδικασία παραγωγής πλαστικών μοντέλων. Παρέχουν επίσης ένα πανίσχυρο εργαλείο το οποίο παίρνει μια επιφάνεια ή ένα στερεό και το

χωρίζει αυτόματα σε αρσενικό και θηλυκό. Αυτές οι εφαρμογές δίνουν μεγάλη ώθηση στην παραγωγικότητα της σχεδίασης, μέσω προηγμένων εργαλείων τα οποία προσομοιώνουν τα χαρακτηριστικά των καλουπιών και επιταχύνουν την δημιουργία των κατασκευαστικών σχεδίων και την κατεργασία των στοιχείων του καλουπιού.

**Απλή και γρήγορη δημιουργία παντός είδους κατασκευής** - Αυτή η δυνατότητα καλύπτει τις αρχικές και λεπτομερείς απαιτήσεις για προϊόντα όπως βαριές κατασκευές, εξοπλισμοί, παρελκόμενα καλουπιών, θεμελιώδεις διαδικασίες ναυπηγικής και εργοστασίων.

**Μοντελοποίηση στηριζόμενη σε προδιαγραφές, παραγωγικές εφαρμογές και ελεγχόμενη συσχέτιση** - Αυτά τα χαρακτηριστικά προσφέρουν υψηλή παραγωγικότητα και σταθερό περιβάλλον διαχείρισης μηχανολογικών αλλαγών. Οι μηχανολογικές αλλαγές μπορούν να εφαρμοστούν σε όλα τα δεδομένα τα οποία συνθέτουν ένα μοντέλο και να συσχετιστούν με συγκεκριμένες διαδικασίες του κύκλου ζωής των προϊόντων. Αυτό μειώνει δραματικά το χρόνο ανάπτυξης και το κόστος, ενώ παράλληλα εξαλείφει τις πιθανότητες ανθρώπινου λάθους ή σχεδιαστικών αντιφάσεων.

#### 5.2.1.1 CATIA Mechanical Design -Συνθέσεις

**CATIA- Drafting (DR1)** - Παρέχει τα απαραίτητα εργαλεία για τη δημιουργία κατασκευαστικών σχεδίων. Περιέχει τη δυνατότητα μετάφρασης δεδομένων από τα πιο συνήθη format αρχείων, συμπεριλαμβανομένων σχεδίων που έχουν δημιουργηθεί με το CADAM.

**CATIA- Mechanical Design 1 (MD1)** - Παρέχει τα απαραίτητα εργαλεία για το σχεδιασμό 3D μοντέλων, τη δημιουργία συναρμολογήσεων και τη δημιουργία κατασκευαστικών σχεδίων. Επιπρόσθετα περιλαμβάνει εργαλεία για την δημιουργία φωτορεαλισμών και ενσωματώνει δυνατότητες ανταλλαγής δεδομένων μέσω των γνωστών format αρχείων, συμπεριλαμβανομένων σχεδίων που έχουν δημιουργηθεί με το CADAM.

**CATIA- Mechanical Engineering 1 (ME1)** - Παρέχει τα απαραίτητα εργαλεία για το σχεδιασμό 3D μοντέλων, τη δημιουργία συναρμολογήσεων και τη δημιουργία κατασκευαστικών σχεδίων. Παρέχονται επίσης εργαλεία τα οποία βοηθούν τους μηχανικούς να πάρουν μια γρήγορη ιδέα όσον αφορά την απόκριση των μοντέλων τους σε φορτίσεις. Επιπρόσθετα το ME1 περιλαμβάνει εργαλεία για την δημιουργία φωτορεαλισμών και ενσωματώνει δυνατότητες ανταλλαγής δεδομένων μέσω των γνωστών format αρχείων, συμπεριλαμβανομένων σχεδίων που έχουν δημιουργηθεί με το CADAM.

**CATIA- Extended Mechanical Design 1 (XM1)** - Παρέχει μια ελκυστική λύση για μικρού και μεσαίου μεγέθους επιχειρήσεις οι οποίες θέλουν να έχουν πρόσβαση σε όλο το εύρος του PLM (Product Lifecycle Management). Το XM1 ταιριάζει απόλυτα σε πολλούς τομείς, όπως ο

βιομηχανικός εξοπλισμός και τα καταναλωτικά αγαθά. Το μέρος της 3D μοντελοποίησης περιλαμβάνει όλο το εύρος των εργαλείων που απαιτούνται για τη δημιουργία μοντέλων και συναρμολογήσεων, όπως επίσης και για τη δημιουργία των συναφών κατασκευαστικών σχεδίων. Οι σχεδιαστές θα βρουν επίσης όλες τις απαραίτητες λειτουργίες και διαδικασίες για τη σχεδίαση σε δύο διαστάσεις.

Προκειμένου να συμβαδίζει με τις ειδικές ανάγκες της βιομηχανίας, το συγκεκριμένο configuration έχει εμπλουτιστεί με δυνατότητες δημιουργίας ελασμάτων, βασικές λειτουργίες δημιουργίας επιφανειών και ειδικές εντολές για τον καθορισμό συγκολλήσεων. Επιπρόσθετα, η δυνατότητες εισαγωγής και εξαγωγής αρχείων τύπου IGES και STEP διευκολύνουν ακόμα περισσότερο τη συνεργασία σε όλο το εύρος της επιχείρησης. Οι μηχανικοί που διαχειρίζονται μεγάλες συναρμολογήσεις θα βρουν ιδιαίτερα χρήσιμα τα εργαλεία ανάλυσης, όπως η μέτρηση αποστάσεων, οι δυναμικές τομές και ο έλεγχος συγκρούσεων.

**CATIA- Core and Cavity Design 2 (CV2)** - Παρέχει όλα τα απαραίτητα εργαλεία για να καλυφθούν όλα τα βήματα της σχεδίασης καλουπιών. Οι σχεδιαστές καλουπιών κατά βάση εισάγουν τα μοντέλα σε μορφή IGES ή STEP και στη συνέχεια χρησιμοποιούν την εφαρμογή Healing Assistant για να τα καταστήσουν κατάλληλα για χρήση από το CATIA V5. Έπειτα χρησιμοποιείται η εφαρμογή Core and Cavity Design για την προετοιμασία του μοντέλου για το οποίο θα δημιουργηθεί το καλούπι και για τον καθορισμό των επιφανειών διαχωρισμού. Το CV2 προσφέρει επίσης εργαλεία για τη δημιουργία επιφανειών και στερεών αντικειμένων ώστε να διευκολύνεται ακόμα περισσότερο η παραγωγή οποιουδήποτε προϊόντος. Η λύση αυτή είναι εύκολη στη χρήση, πλήρως ενσωματωμένη και αυτοματοποιημένη, με βάση τις απαιτήσεις κάθε εταιρίας.

**CATIA- Drawing Production 2 (DP2)** - Παρέχει όλα τα απαραίτητα εργαλεία για τη δημιουργία κατασκευαστικών σχεδίων, είτε αυτά προέρχονται από συναφή 3D μοντέλα, είτε αυτά σχεδιάζονται εξ' αρχής σε δύο διαστάσεις. Ως ένα configuration του CATIA P2, το DP2 παρέχει ολοκληρωμένα εργαλεία τα οποία είναι συμβατά με το CATIA V4. Επίσης, ενσωματώνει δυνατότητες ανταλλαγής δεδομένων μέσω των γνωστών format αρχείων, συμπεριλαμβανομένων σχεδίων που έχουν δημιουργηθεί με το CADAM.

**CATIA- Mechanica Design 2 (MD2)** - Παρέχει όλα τα εργαλεία για τον προηγμένο σχεδιασμό μοντέλων και συναρμολογήσεων σε 3 διαστάσεις, χρησιμοποιώντας όλο το εύρος του digital mock- up, όπως επίσης και για τη δημιουργία λεπτομερών κατασκευαστικών σχεδίων. Επιπρόσθετα περιλαμβάνει εργαλεία για την δημιουργία φωτορεαλισμών.

Ως ένα configuration του CATIA P2, το MD2, προσφέρει προηγμένα εργαλεία τρισδιάστατης απεικόνισης, όπως η πλοήγηση, αλλά και προηγμένες δυνατότητες απεικόνισης και διαχείρισης του "δέντρου" με τα χαρακτηριστικά των μοντέλων και συναρμολογήσεων. Οι πελάτες επωφελοούνται επίσης από την ενσωματωμένη δυνατότητα συνεργασίας με άλλες λύσεις του CATIA V5. Είναι το configuration που πρέπει να επιλέξουν υπάρχοντες χρήστες του CATIA V4, διότι προσφέρει ολοκληρωμένα εργαλεία τα οποία είναι συμβατά με το CATIA V5, όπως επίσης και τη δυνατότητα μετάφρασης δεδομένων από

τα πιο συνήθη format αρχείων. Οι πελάτες θα επωφεληθούν επίσης από τη δυνατότητα για αναβάθμιση κάθε θέσης εργασίας, έτσι ώστε να ενσωματώνεται και η εφαρμογή Shape Design, για τον ταχύτερο σχεδιασμό πολύπλοκων προϊόντων μέσω της χρήσης υβριδικών μεθόδων μοντελοποίησης.

**CATIA- Mechanical Engineering 2 (ME2)** - Παρέχει, σε μία θέση εργασίας, όλα τα εργαλεία για τον προηγμένο σχεδιασμό μοντέλων και συναρμολογήσεων σε 3 διαστάσεις, χρησιμοποιώντας όλο το εύρος του digital mock-up, όπως επίσης και για τη δημιουργία λεπτομερών κατασκευαστικών σχεδίων. Παρέχονται επίσης εργαλεία τα οποία βοηθούν τους μηχανικούς να πάρουν μια γρήγορη ιδέα όσον αφορά την απόκριση των μοντέλων τους σε φορτίσεις.

Ως ένα configuration του CATIA P2, το MD2, προσφέρει προηγμένα εργαλεία τρισδιάστατης απεικόνισης, όπως η πλοήγηση, αλλά και προηγμένες δυνατότητες απεικόνισης και διαχείρισης του "δέντρου" με τα χαρακτηριστικά των μοντέλων και συναρμολογήσεων. Οι πελάτες επωφελούνται επίσης από την ενσωματωμένη δυνατότητα συνεργασίας με άλλες λύσεις του CATIA V5. Είναι το configuration που πρέπει να επιλέξουν υπάρχοντες χρήστες του CATIA V4, διότι προσφέρει ολοκληρωμένα εργαλεία τα οποία είναι συμβατά με το CATIA V5, όπως επίσης και τη δυνατότητα μετάφρασης δεδομένων από τα πιο συνήθη format αρχείων. Οι πελάτες θα επωφεληθούν επίσης από τη δυνατότητα για αναβάθμιση κάθε θέσης εργασίας, έτσι ώστε να ενσωματώνεται και η εφαρμογή Shape Design, για τον ταχύτερο σχεδιασμό πολύπλοκων προϊόντων μέσω της χρήσης υβριδικών μεθόδων μοντελοποίησης.

**CATIA- Mechanism Simulation 2 (MS2)** - Παρέχει, σε μία θέση εργασίας, όλα τα εργαλεία για τον προηγμένο σχεδιασμό μοντέλων και συναρμολογήσεων σε 3 διαστάσεις. Το DMU Kinematics Simulator 2 (KIN), προσομοιώνει εύκολα την κίνηση μηχανισμών, μέσω απλών κινήσεων του mouse, για την πιστοποίηση της μηχανικής εξομοίωσης.

Αυτό είναι ένα εργαλείο πολύ χρήσιμο για χρήστες η εργασία των οποίων έχει να κάνει με δραστηριότητες που εκτείνονται από το σχεδιασμό μηχανισμών έως την πιστοποίηση της λειτουργικότητας των μηχανικών συστημάτων. Οι πελάτες επωφελούνται επίσης από τις ενσωματωμένες δυνατότητες συνεργασίας με άλλες θέσεις εργασίας του CATIA V5. Είναι το configuration που πρέπει να επιλέξουν υπάρχοντες χρήστες του CATIA V4, διότι προσφέρει ολοκληρωμένα εργαλεία τα οποία είναι συμβατά με το V4.

**CATIA- Sheet Metal Design (SD2)** – Παρέχει, σε μία θέση εργασίας, όλα τα απαραίτητα εργαλεία για το σχεδιασμό ελασμάτων οποιασδήποτε μορφής αλλά και για τη δημιουργία συναρμολογήσεων. Υπάρχουν επίσης εργαλεία για τη δημιουργία κατασκευαστικών σχεδίων, πιστοποίηση του εάν το σχεδιασμένο έλασμα είναι δυνατό να κατασκευαστεί και μεταφραστή (DXF), για την καλύτερη επικοινωνία του συστήματος με προγράμματα παραγωγής ελασμάτων. Τέλος ενσωματώνει δυνατότητες μετάφρασης από τα πιο γνωστά format αρχείων, συμπεριλαμβανομένων και αυτών που έχουν δημιουργηθεί από το CAD/CAM.

**CATIA- Extended Mechanical Design 2 (XM2)** - Πρόκειται για ένα πακέτο το οποίο περιλαμβάνει όλα τα εργαλεία για την τρισδιάστατη δημιουργία προϊόντων, το οποίο ταιριάζει απόλυτα σε εταιρίες που

ασχολούνται με βιομηχανικό εξοπλισμό και καταναλωτικά αγαθά. Περιέχει όλα τα απαραίτητα εργαλεία μοντελοποίησης και δημιουργίας συναρμολογήσεων, όπως επίσης και τη δυνατότητα δημιουργίας των συναφών κατασκευαστικών σχεδίων. Οι σχεδιαστές θα βρουν επίσης όλες τις απαραίτητες λειτουργίες και διαδικασίες για τη σχεδίαση σε δύο διαστάσεις.

Ως ένα configuration του CATIA P2, το XM2 περιέχει προηγμένα εργαλεία τρισδιάστατης απεικόνισης όπως η ανάλυση των βαθμών ελευθερίας ενός μοντέλου σε μια συναρμολόγηση. Αυτό επιτρέπει τη γρήγορη προεπισκόπηση του τρόπου με τον οποίο έχει τοποθετηθεί ένα μοντέλο στο χώρο. Οι χρήστες έχουν επίσης τη δυνατότητα επαναχρησιμοποίησης στοιχείων από παλαιότερα σχέδια, τα οποία αποθηκεύονται σε καλά οργανωμένες βάσεις δεδομένων, προκειμένου να διασφαλίζεται πάντα η συμβατότητα και ποιότητα των σχεδίων τους.

Προκειμένου να συμβαδίζει με τις ειδικές ανάγκες της βιομηχανίας, το συγκεκριμένο configuration έχει εμπλουτιστεί με δυνατότητες δημιουργίας ελασμάτων, και προηγμένες λειτουργίες δημιουργίας επιφανειών και ελεύθερων μορφών. Οι πελάτες επωφελούνται επίσης από την ενσωματωμένη δυνατότητα συνεργασίας με άλλες λύσεις του CATIA V5. Είναι το configuration που πρέπει να επιλέξουν υπάρχοντες χρήστες του CATIA V4, διότι προσφέρει ολοκληρωμένα εργαλεία τα οποία είναι συμβατά με το V4, όπως επίσης και τη δυνατότητα μετάφρασης δεδομένων από τα πιο συνήθη format αρχείων.

**CATIA- Composites Design 3 (CD3)** - Παρέχει όλα τα απαραίτητα εργαλεία για το σχεδιασμό τρισδιάστατων μοντέλων προκειμένου αυτά να χρησιμοποιηθούν σε διαδικασίες ψηφιακής εξομοίωσης. Επιπλέον με το βασικό του προϊόν, CATIA- Composites Design 3 (CDP), το CD3 παρέχει προηγμένα μηχανολογικά εργαλεία και εργαλεία δημιουργίας επιφανειών προκειμένου να ενισχύσει την αποτελεσματικότητα των σχεδιαστικών αλλαγών. Τα εργαλεία αυτά υποστηρίζονται από λύσεις οι οποίες επιτρέπουν την αποθήκευση και επαναχρησιμοποίηση της τεχνογνωσίας και των βασικών σχεδιαστικών κανόνων κάθε οργανισμού. Για το λόγο αυτό το CD3 υποστηρίζει όλες τις διαδικασίες του κύκλου σχεδίασης ενός προϊόντος.

Η σχεδιαστική λύση που προσφέρει το συγκεκριμένο πακέτο είναι πλήρως ολοκληρωμένη με το CATIA V5 Product Process Resource model που προσφέρει πλήρη εναρμόνιση με τις διαδικασίες που οδηγούν στην παραγωγή και για το λόγο αυτό βοηθά τις εταιρίες να παράγουν τα σωστά προϊόντα.

**CATIA- Aerospace Sheet Metal Design 3 (SL3)** - Προσφέρει όλα τα απαραίτητα εργαλεία για τον προηγμένο και εξειδικευμένο τρισδιάστατο σχεδιασμό ελασμάτων τα οποία χρησιμοποιούνται από τις αεροναυπηγικές βιομηχανίες. Επίσης ενσωματώνει την πλήρη γκάμα σχεδιαστικών εργαλείων σε 2 και 3 διαστάσεις, συμπεριλαμβανομένων εφαρμογών που αφορούν σχεδίαση επιφανειών, δημιουργία φωτορεαλισμών και μεταφραστές. Το πλαίσιο εργασίας της συγκεκριμένης λύσης παρέχει στους χρήστες μοναδικές δυνατότητες ενσωμάτωσης τεχνογνωσίας στις ακολουθούμενες σχεδιαστικές διαδικασίες, με απώτερο σκοπό την επιτάχυνση και επικέντρωση σε συγκεκριμένες διαδικασίες σχεδίασης ελασμάτων για την αεροναυπηγική βιομηχανία.

## **5.2.2 CATIA Machining**

Με την πληρότητα των λύσεων που προσφέρει το CATIA και την απλή στη χρήση, βασισμένη στην τεχνογνωσία αρχιτεκτονική του CATIA V5, οι λύσεις που προσφέρονται για μηχανουργικές εφαρμογές, υπερβαίνουν τις δυνατότητες όλων των άλλων αντίστοιχων συστημάτων.

**Μερικά από τα κύρια χαρακτηριστικά περιλαμβάνουν:**

**Υψηλή αποδοτικότητα στον προγραμματισμό μοντέλων:**

Χάρη στην άριστη συνεργασία μεταξύ του καθορισμού των διαδρομών των εργαλείων και τον υπολογισμό, την πιστοποίηση των διαδρομών των εργαλείων και την εξαγωγή κώδικα, οι χρήστες μπορούν να αυξήσουν δραματικά την ποιότητα αφού κατεργάζονται το σωστό μοντέλο, από την πρώτη κιόλας φορά. Μηχανουργικές κατεργασίες οι οποίες υποστηρίζουν πολλαπλά πάσα και επίπεδα, όπως επίσης και αυτόματη επανάληψη εργασιών ξεχονδρίσματος και φινιρίσματος διασφαλίζουν ένα υψηλό επίπεδο παραγωγικότητας.

**Αποτελεσματική διαχείριση αλλαγών:**

Το σύνολο των λύσεων προτείνει μια υψηλού επιπέδου συσχέτιση μεταξύ των διαδικασιών σχεδίασης και παραγωγικών διαδικασιών και αποθεμάτων.

Με τον τρόπο αυτό οι εταιρίες έχουν τη δυνατότητα να εφαρμόσουν το concurrent engineering, ενώ η ροή των παραγωγικών διαδικασιών γίνεται ομαλότερα, με αποτέλεσμα να μειώνονται οι χρόνοι που απαιτούνται για να παραχθεί το σχεδιασμένο προϊόν, κάτι που οδηγεί σε μείωση του κόστους.

**Υψηλό επίπεδο αυτοματοποίησης και τυποποίησης:**

Υιοθετώντας τις δυνατότητες του CATIA για αποθήκευση της τεχνογνωσίας, η επαναχρησιμοποίηση μηχανουργικών κατεργασιών γίνεται υπόθεση απλή, κάτι το οποίο βοηθά στην μείωση των απαιτούμενων χρόνων και άρα του κόστους. Βέλτιστες διαδρομές εργαλείων και μείωση του χρόνου κατεργασιών.

Τα προϊόντα του CATIA V5 προσφέρουν ένα μεγάλο εύρος από εργαλεία τα οποία υποστηρίζουν τις σύγχρονες τεχνολογίες high speed machining. Αυτό μειώνει το χρόνο που απαιτείται για την εκτέλεση μηχανουργικών κατεργασιών όπως τα concentric roughing, Z- level milling, spiral milling και 5- axis flank contouring.

**Μικρότερο κόστος διαχείρισης:**

Οι λύσεις του CATIA V5 στον τομέα των μηχανουργικών κατεργασιών μπορούν να χρησιμοποιηθούν ως ένα και μοναδικό σύστημα το οποίο



καλύπτει ένα μεγάλο εύρος εφαρμογών, από το τρνίρισμα έως τις αξονικές κοπές σε κέντρα κατεργασίας.

### 5.2.2.1 CATIA Machining - Συνθέσεις

**CATIA- Designer and Advanced Machinist 2 Configuration (AM2) -** Επιτρέπει στις αεροναυπηγικές εταιρίες να διαχειρίζονται με αποτελεσματικότητα της σχεδίαση των μοντέλων, έως την παραγωγική διαδικασία. Το AM2 εμπεριέχει πανίσχυρα εργαλεία στερεάς μοντελοποίησης και δημιουργίας επιφανειών, όπως επίσης και εργαλεία για τον καθορισμό μηχανουργικών κατεργασιών από 2.5 έως 5 άξονες ώστε να διευκολύνεται η παραγωγή πολύπλοκων μοντέλων. Αυτό που κάνει το AM2 μοναδικό είναι η ενσωματωμένη προσομοίωση αφαίρεσης υλικού η οποία συνοδεύεται από προηγμένα εργαλεία ανάλυσης σε ένα μοναδικό περιβάλλον εργασίας. Το AM2 είναι η ιδανική λύση για την απελευθέρωση των αεροναυπηγικών εταιριών από ένα ετερογενές περιβάλλον. Έτσι, οι εταιρίες αυτές μπορούν να διαχειρίζονται καλύτερα τις αλλαγές στη σχεδίαση και να εμπλουτίζουν τις μεθοδολογίες τους για concurrent engineering και manufacturing.

**CATIA- Mold and Die Machinist 2 (MO2) -** Παρέχει όλα τα απαραίτητα εργαλεία για μηχανουργούς οι οποίοι ασχολούνται με την κατεργασία καλουπιών. Ως ένα configuration του CATIA P2, το MO2 προσφέρει εργαλεία τα οποία είναι συμβατά με το CATIA V4. Επίσης περιλαμβάνει μεταφραστές για τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα format αρχείων.

**CATIA- Prismatic Machining 2 (PM2) -** Παρέχει όλα τα απαραίτητα εργαλεία για μηχανουργούς οι οποίοι κατεργάζονται μοντέλα σε 2.5 άξονες. Ως ένα configuration του CATIA P2, το PM2 προσφέρει εργαλεία τα οποία είναι συμβατά με το CATIA V4. Επίσης περιλαμβάνει μεταφραστές για τα πιο συχνά χρησιμοποιούμενα format αρχείων.

**CATIA- Preparation Machinist 2 (RM2) -** Παρέχει συνεργασία μεταξύ πανίσχυρων εργαλείων για μηχανολογικό σχεδιασμό σε δύο και τρεις διαστάσεις με εργαλεία για καθορισμό μηχανουργικών κατεργασιών σε 2.5 και 3 άξονες. Απευθύνεται σε χρήστες οι οποίοι χρειάζεται να πραγματοποιούν αλλαγές στα προς κατεργασία μοντέλα, ή να δημιουργούν πρόσθετες γεωμετρίες όπως fixtures, ή ακόμα και να δημιουργούν σχέδια για να εξηγήσουν καλύτερα το στήσιμο των μηχανών. Η εύκολη υιοθέτηση των απαιτούμενων αλλαγών είναι δυνατή μόνο μέσω των συσχετίσεων που προσφέρει το CATIA.

**CATIA- Lathe Machining 1 (LG1) -** Εύκολος καθορισμός διαδικασιών τρνίρισματος σε 2 άξονες και δημιουργία οπών, τόσο σε οριζόντιου όσο και σε κάθετου προσανατολισμού τόνους. Εντολές για την ταχεία δημιουργία των απαραίτητων διαδρομών των εργαλείων είναι διαθέσιμα μέσω ενός διαισθητικού περιβάλλοντος εργασίας το οποίο βασίζεται σε παράθυρα διαλόγων. Η δημιουργία εργαλείων είναι υπόθεση απλή, ενώ η αποθήκευσή τους γίνεται με τη βοήθεια καταλόγων εργαλείων. Καλύπτεται όλη η

παραγωγική διαδικασία, από τον καθορισμό των διαδρομών των εργαλείων, τον υπολογισμό και την επαλήθευση του NC κώδικα, έως τη δημιουργία των απαραίτητων εγγράφων για την παραγωγή. Η παραμετρική συσχέτιση με τα μοντέλα που είναι σχεδιασμένα στο CATIA, επιτρέπει την εύκολη διαχείριση οποιωνδήποτε αλλαγών.

**CATIA- NC Manufacturing Review 1 (NG1)** - Προσφέρει βασικές δυνατότητες για NC, όπως πιστοποίηση των διαδρομών των εργαλείων και δημιουργία των απαραίτητων εγγράφων για την παραγωγή. Παρέχει την ίδια δομή με όλα τα προϊόντα για NC του CATIA V5 P1 και επιτρέπει στους NC προγραμματιστές ή χειριστές να έχουν μια επισκόπηση των μηχανουργικών κατεργασιών. Επιπλέον, διαφορετικά αρχεία, όπως αρχεία σε μορφή APT, CL και ISO είναι δυνατό να εισαχθούν στο σύστημα.

**CATIA- Prismatic Machining 1 (PG1)** - Εύκολος καθορισμός διαδικασιών φρεζαρίσματος έως 2.5 άξονες και δημιουργία οπών. Εντολές για την ταχεία δημιουργία των απαραίτητων διαδρομών των εργαλείων είναι διαθέσιμα μέσω ενός διαισθητικού περιβάλλοντος εργασίας το οποίο βασίζεται σε παράθυρα διαλόγων. Η δημιουργία εργαλείων είναι υπόθεση απλή, ενώ η αποθήκευσή τους γίνεται με τη βοήθεια καταλόγων εργαλείων. Καλύπτεται όλη η παραγωγική διαδικασία, από τον καθορισμό των διαδρομών των εργαλείων, τον υπολογισμό και την επαλήθευση του NC κώδικα, έως τη δημιουργία των απαραίτητων εγγράφων για την παραγωγή. Η παραμετρική συσχέτιση με τα μοντέλα που είναι σχεδιασμένα στο CATIA, επιτρέπει την εύκολη διαχείριση οποιωνδήποτε αλλαγών.

**CATIA- STL Rapid Prototyping (TL1)** - Δημιουργεί με ακρίβεια και ταχύτητα STL αρχεία μέσω της ψηφιοποίησης των δεδομένων του CAD. Επιτρέπεται η εισαγωγή STL αρχείων την απεικόνιση του πλέγματος και την ανάλυση της ποιότητάς του. Το προϊόν παρέχει βασικά εργαλεία για την βελτίωση της ποιότητας του πλέγματος μέσω της αφαίρεσης και αναδιοργάνωσης της διάταξης των τριγώνων. Επιπλέον επιτρέπεται η δημιουργία μικρών offset για τη δημιουργία στερεών. Τα πλέγματα είναι δυνατό να εξαχθούν σε τυποποιημένα δυαδικής μορφής STL αρχεία τα οποία μπορούμε να χρησιμοποιήσουμε σε μηχανές ταχείας προτυποποίησης.

**CATIA- Advanced Machining 2 (AMG)** - Εύκολη δημιουργία του απαραίτητου NC κώδικα για την κατεργασία πολύπλοκων 3D μοντέλων (π. χ. αεροναυπηγικά μοντέλα) μέσα σε ένα και μοναδικό περιβάλλον εργασίας. Το προϊόν παρέχει δυνατότητες δημιουργίας κατεργασιών φρεζαρίσματος από 2.5 έως 5 άξονες, όπως επίσης και αξονικές κατεργασίες. Επιπρόσθετα με τις λειτουργίες που προσφέρονται από άλλα προϊόντα του V5 (CATIA- Prismatic Machining 2 (PMG), CATIA- 3- Axis Surface Machining 2 (SMG) και CATIA- Multi Axis Machining 2 (MMG)), το AMG παρέχει εντολές όπως multi axis flank contouring, 5- axis helix machining for turbo machinery parts και διαδικασίες για advanced multi axis όπως οι μοναδικές multi pocket στρατηγικές.

**CATIA- Lathe Machining 2 (LMG)** - Εύκολος καθορισμός διαδικασιών τριβής σε 2 άξονες και δημιουργία οπών, τόσο σε οριζόντιου όσο και σε κάθετου προσανατολισμού τόνους. Εντολές για την ταχεία δημιουργία των απαραίτητων διαδρομών των εργαλείων είναι διαθέσιμα μέσω ενός διαισθητικού περιβάλλοντος εργασίας το οποίο βασίζεται σε παράθυρα διαλόγων. Η δημιουργία εργαλείων είναι υπόθεση απλή, ενώ η αποθήκευσή τους γίνεται με τη βοήθεια καταλόγων εργαλείων. Καλύπτεται όλη η παραγωγική διαδικασία, από τον καθορισμό των διαδρομών των εργαλείων, τον υπολογισμό και την επαλήθευση του NC κώδικα, έως τη δημιουργία των απαραίτητων εγγράφων για την παραγωγή. Η παραμετρική συσχέτιση με τα μοντέλα που είναι σχεδιασμένα στο CATIA, επιτρέπει την εύκολη διαχείριση οποιωνδήποτε αλλαγών.

### 5.2.3 CATIA Engineering

Ως μια ολοκληρωμένη εφαρμογή, το CATIA V5 ενσωματώνει μια μεγάλη γκάμα εργαλείων μηχανολογικής ανάλυσης. Σκοπός τους είναι η με ταχύτητα και ακρίβεια αποτίμηση των μηχανολογικών ιδιοτήτων και συμπεριφορών που παρουσιάζουν τα προϊόντα και τα επιμέρους εξαρτήματά τους.

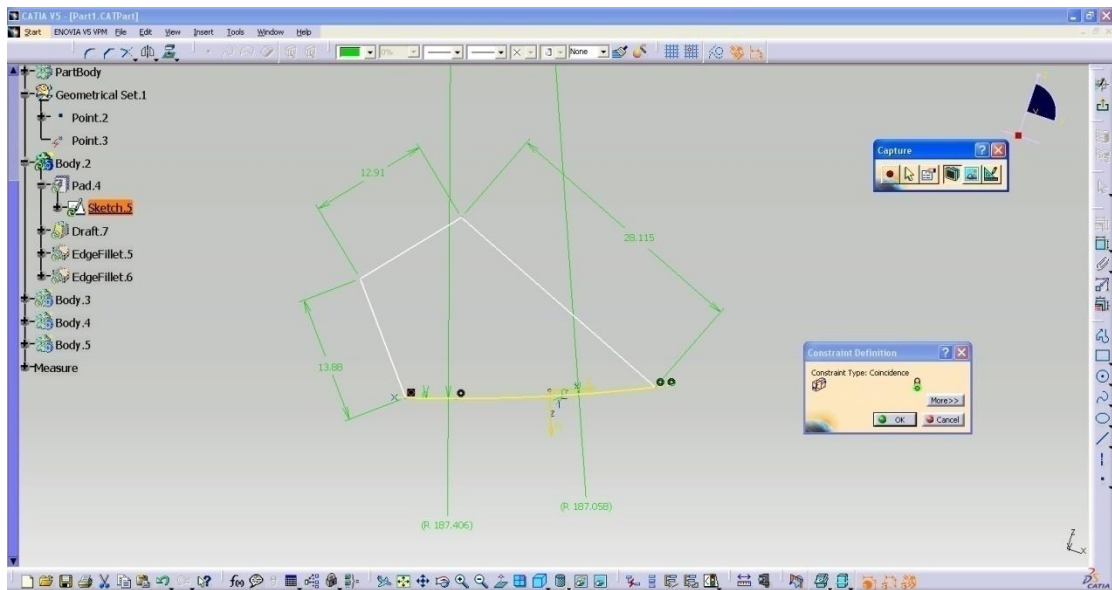
Μέσα σε ένα διαισθητικό περιβάλλον εργασίας, οι χρήστες του V5 θα βρουν όλα τα απαραίτητα εργαλεία ανάλυσης τα οποία σε συνδυασμό με τις δυνατότητες που το CATIA παρέχει για σχεδιασμό και δημιουργία συναρμολογήσεων, συνθέτουν ένα απόλυτα παραγωγικό εργαλείο, το οποίο μπορεί να επεκτείνει τους ορίζοντες και τις δυνατότητες κάθε επιχείρησης. Χρησιμοποιώντας τον επιλυτή ELFINI, το CATIA εγγυάται την εξαγωγή αποτελεσμάτων τα οποία χαρακτηρίζονται από απόλυτη ακρίβεια, ενώ οι προσομοιώσεις που πραγματοποιούνται είναι απολύτως ρεαλιστικές. Όλα αυτά δείχνουν ότι η παραγωγή προϊόντων, δίχως την ανάγκη πραγματοποίησης δοκιμών σε πραγματικά πρωτότυπα είναι πλέον εφικτή. Το CATIA αποτελεί τον ακρογωνιαίο λίθο της προσομοίωσης και ανάπτυξης προϊόντων με βάση εικονικά πρωτότυπα (Virtual Product Development), κάτι το οποίο πολλοί υπόσχονται, λίγοι όμως μπορούν να το πραγματοποιήσουν και πολύ περισσότερο να το υποστηρίξουν.

Τέλος οι χρήστες, κατόπιν της πραγματοποίησης των αναλύσεων που επιθυμούν έχουν τη δυνατότητα δημιουργίας επαγγελματικών αναφορών οι οποίες περιέχουν λεπτομερώς, τα αποτελέσματα των προαναφερθέντων αναλύσεων [48].

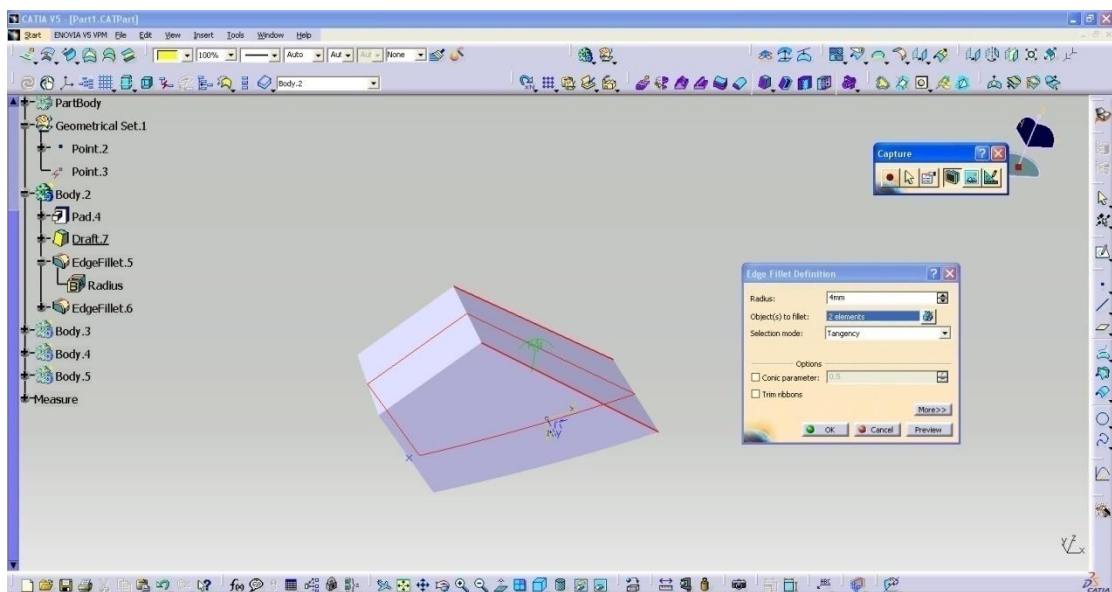
### 5.3 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ

**Για τον αυχένα.**

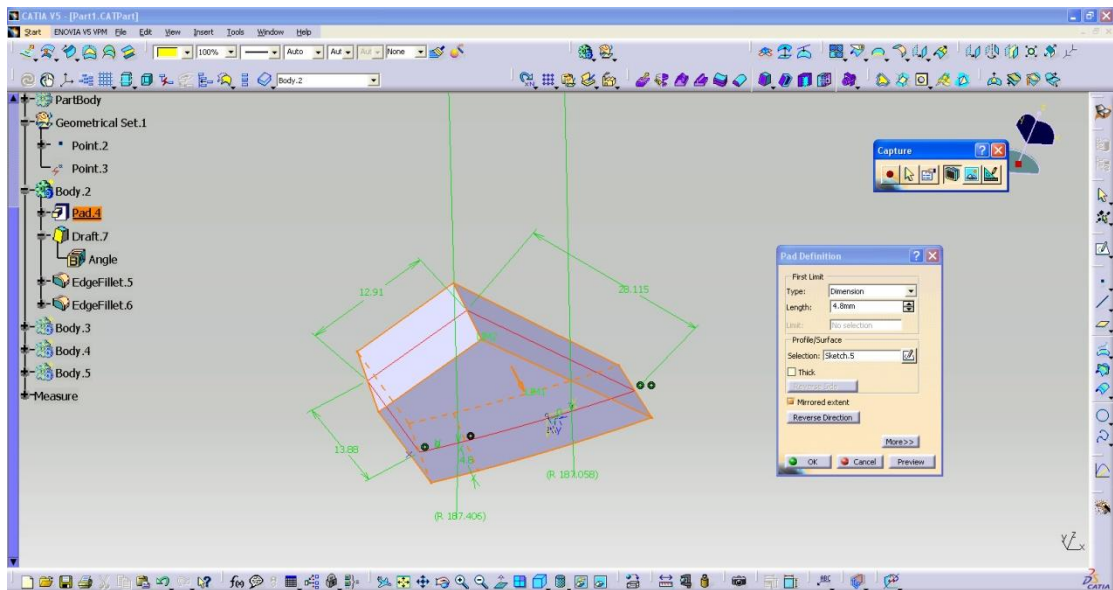
Χρησιμοποιούμε βοηθητικά πάνω στα οποία θα πατήσει το καινούργιο sketch για τον αυχένα της ενδοπρόθεσης.



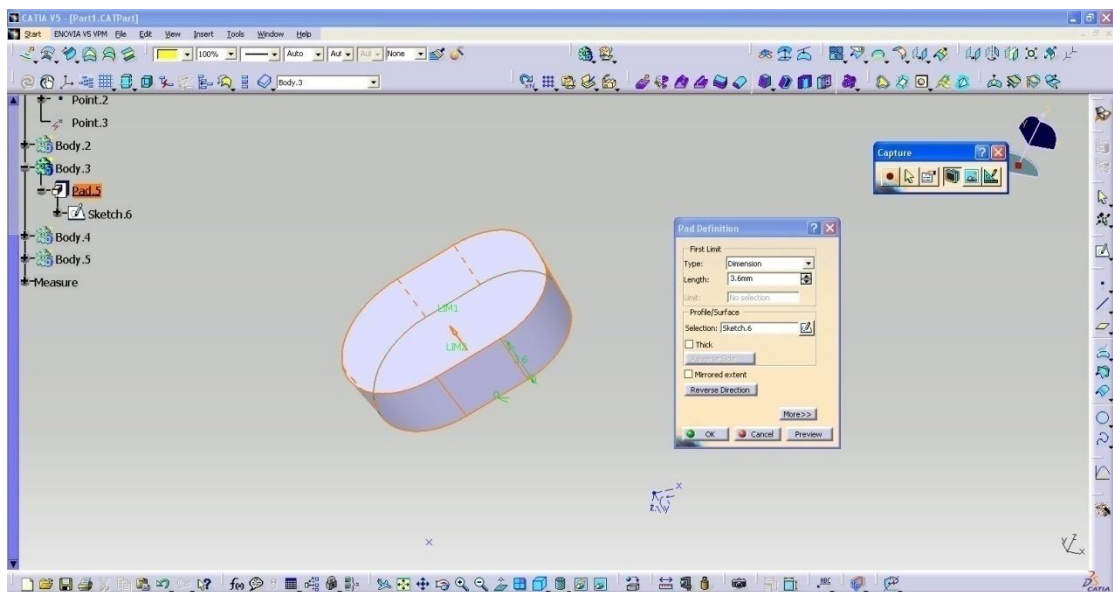
Χρησιμοποιούμε την εντολή round δύο φορές μία με τιμή 4mm για τα δύο edges που φαίνονται και άλλη μία για τα απέναντι με τιμή 4.8 mm.



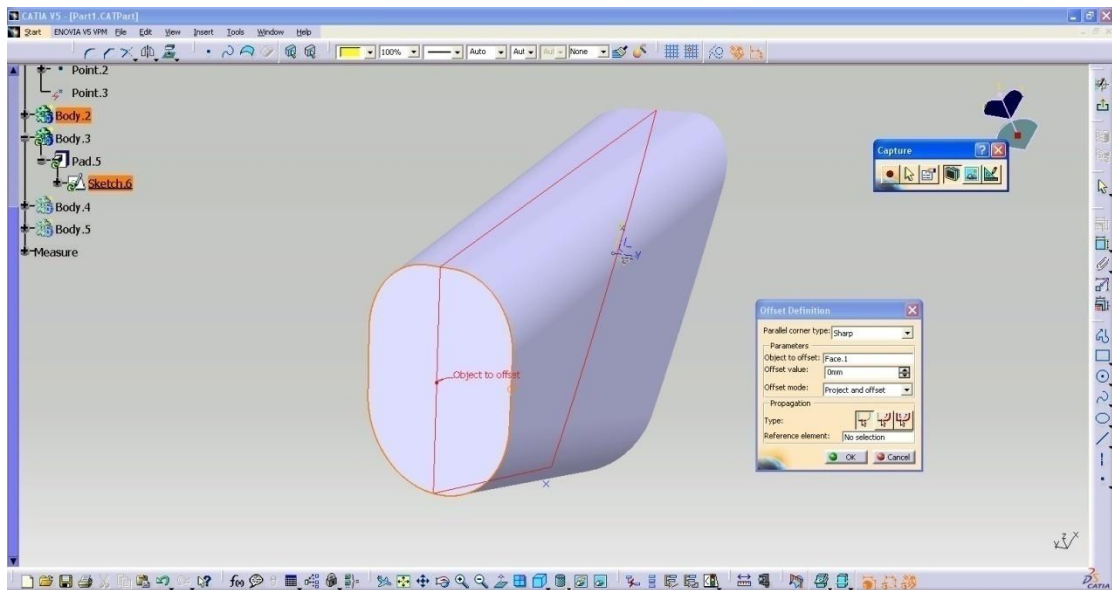
Στην συνέχεια κάνουμε pad.



Δημιουργούμε ένα έξτρα κομμάτι του αυχένα χρησιμοποιώντας offset της ήδη υπάρχουσας γεωμετρίας.

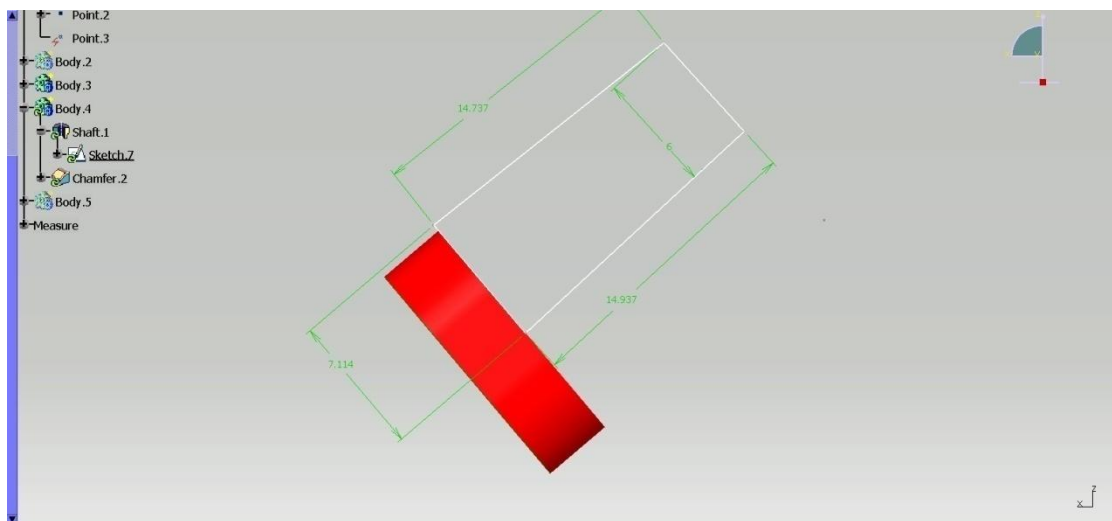


Το έξτρα κομμάτι του αυχένα το κάνουμε pad.



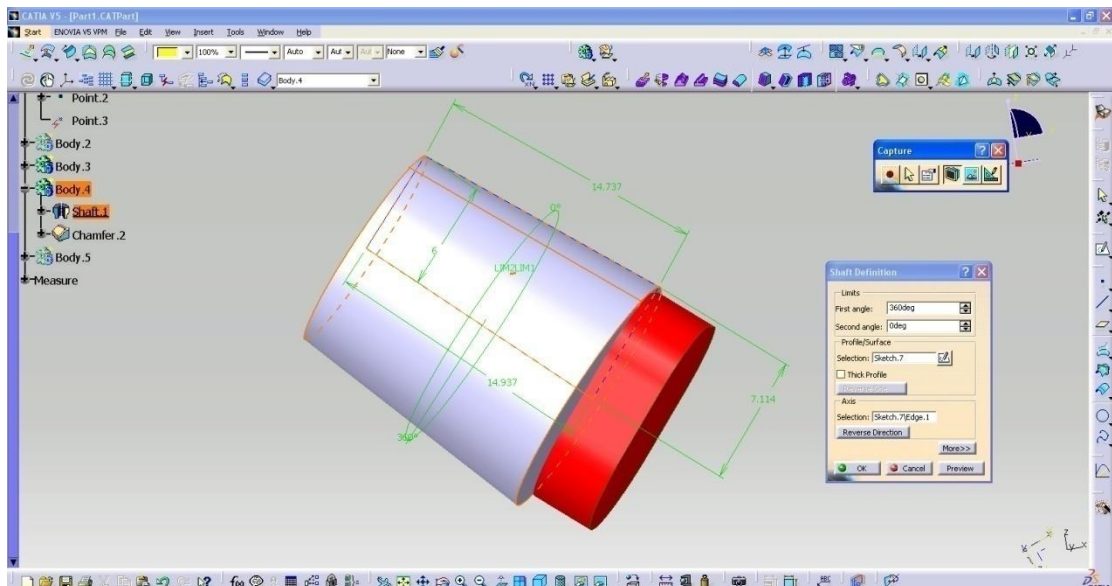
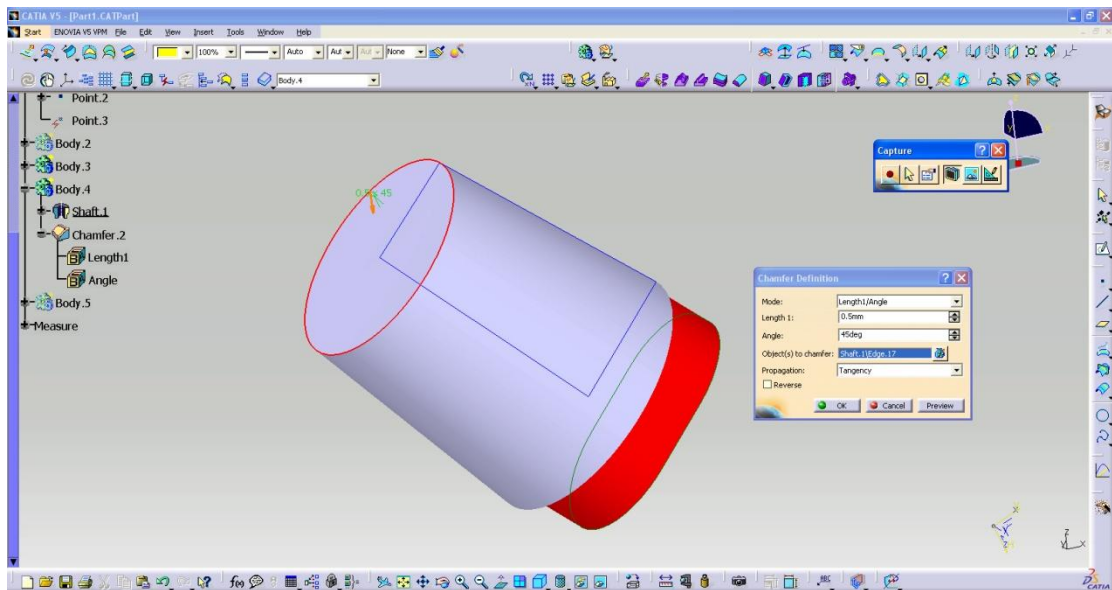
## Για τον κώνο

Χρησιμοποιώντας σαν οδηγό το έξτρα κομμάτι του αυχένα, δημιουργούμε τον κώνο. Υπάρχει επαφή μεταξύ του κώνου και του αυχένα.



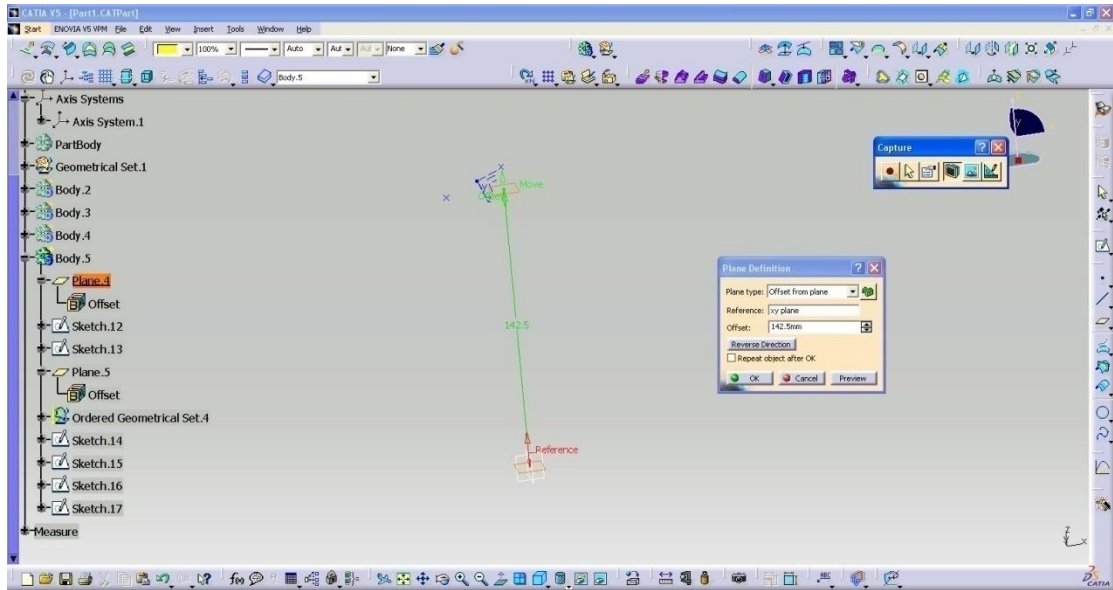
Χρησιμοποιούμε την εντολή chamfer και στην συνέχεια την εντολή shaft για την δημιουργία του κώνου.



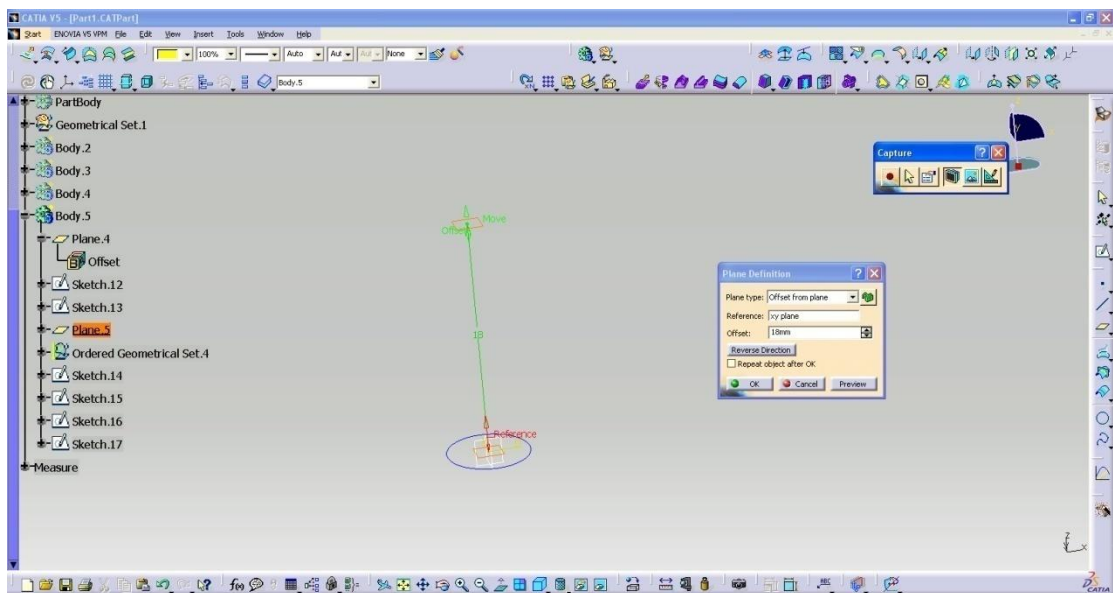


## Για τον σπειλεό

Δημιουργούμε το ανώτατο επίπεδο για τον σπειλεό, χρησιμοποιώντας το xy επίπεδο κάνουμε extruded κατά 142.5 mm.

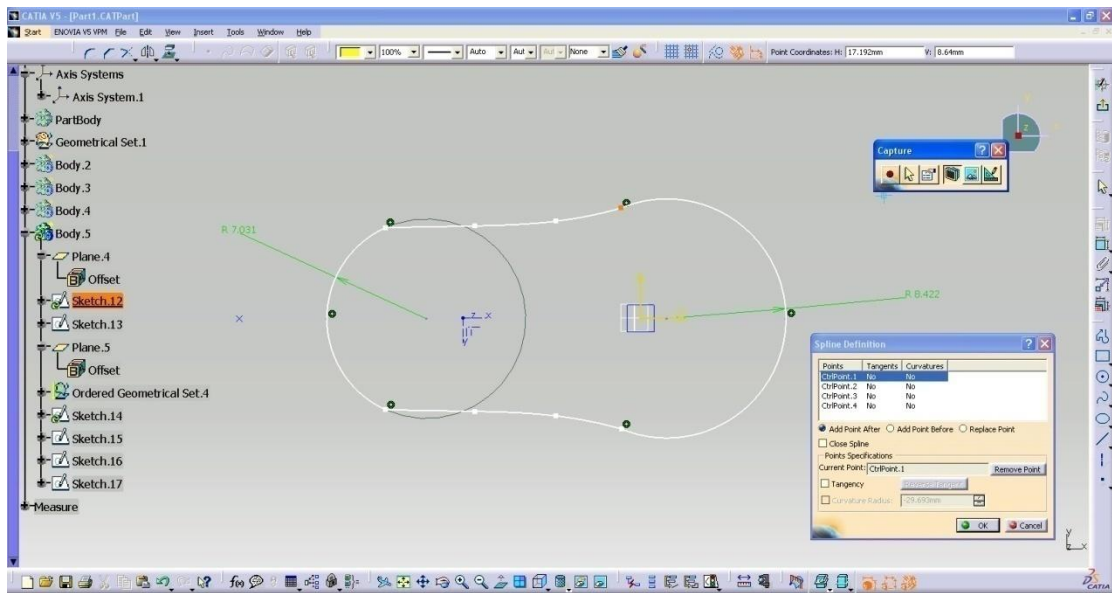


Για να φτιάξουμε τις ενδιάμεσες γεωμετρίες του σπειριού θα κάνουμε προβολή του xy επιπέδου στο z σε απόσταση 18 mm και θα επιλέξουμε Reverse και θα εισάγουμε το νούμερο 6, άρα θα φτιάξουμε συνολικά 7 planes.

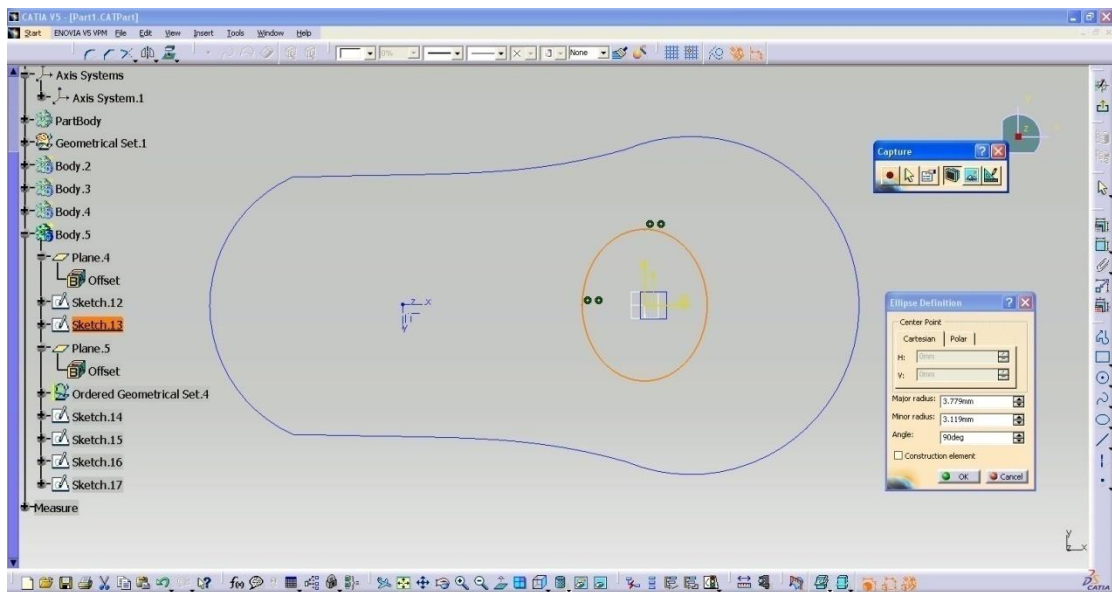


Στο επίπεδο που φτιάξαμε θα σχεδιάσουμε την ανώτατη επιφάνεια του σπειριού, χρησιμοποιώντας τμήματα κύκλων και splines.

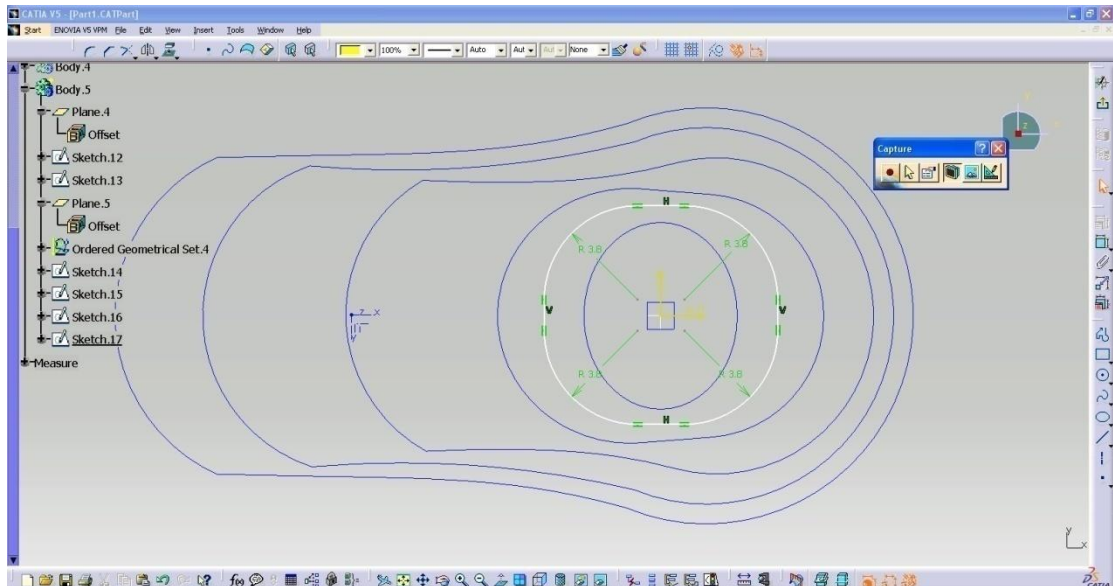
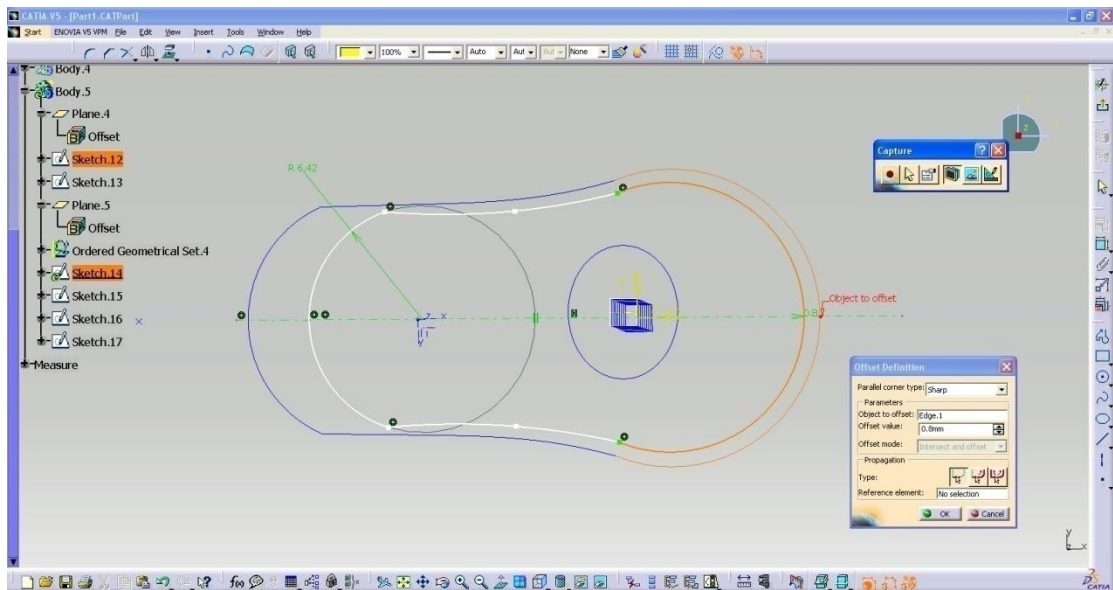




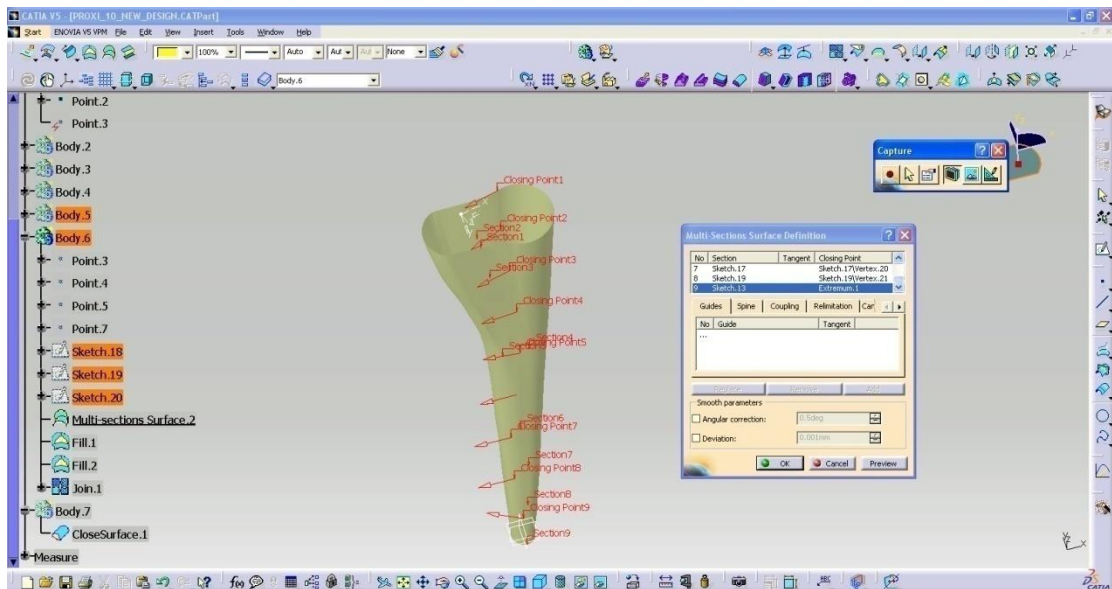
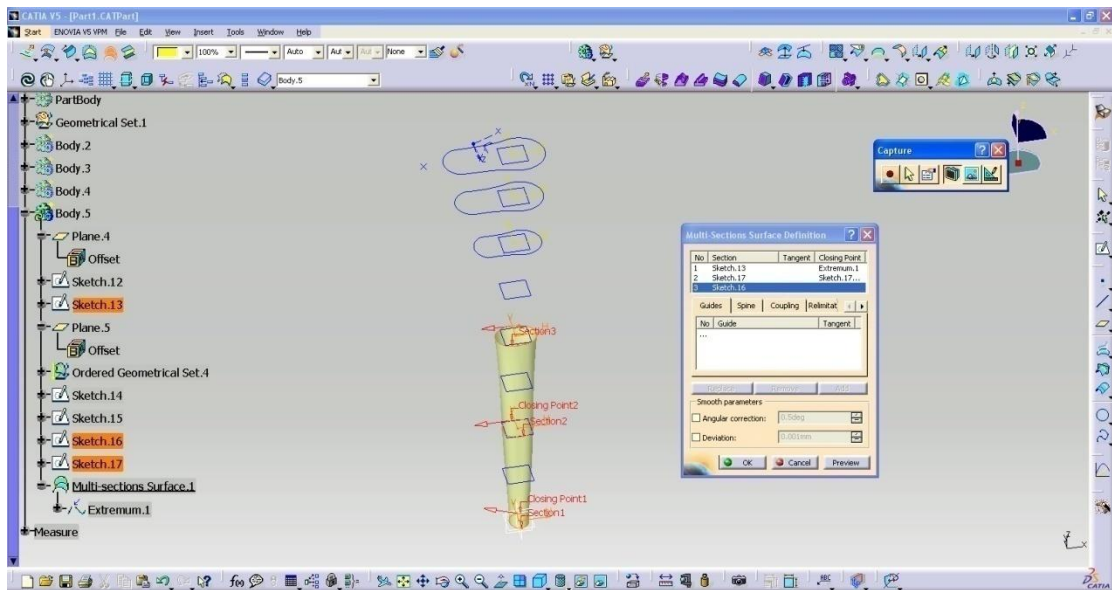
Με τον ίδιο τρόπο πατώντας πάνω στον χγ άξονα σχεδιάζουμε την βάση της ενδοπρόθεσης χρησιμοποιώντας έλλειψη.



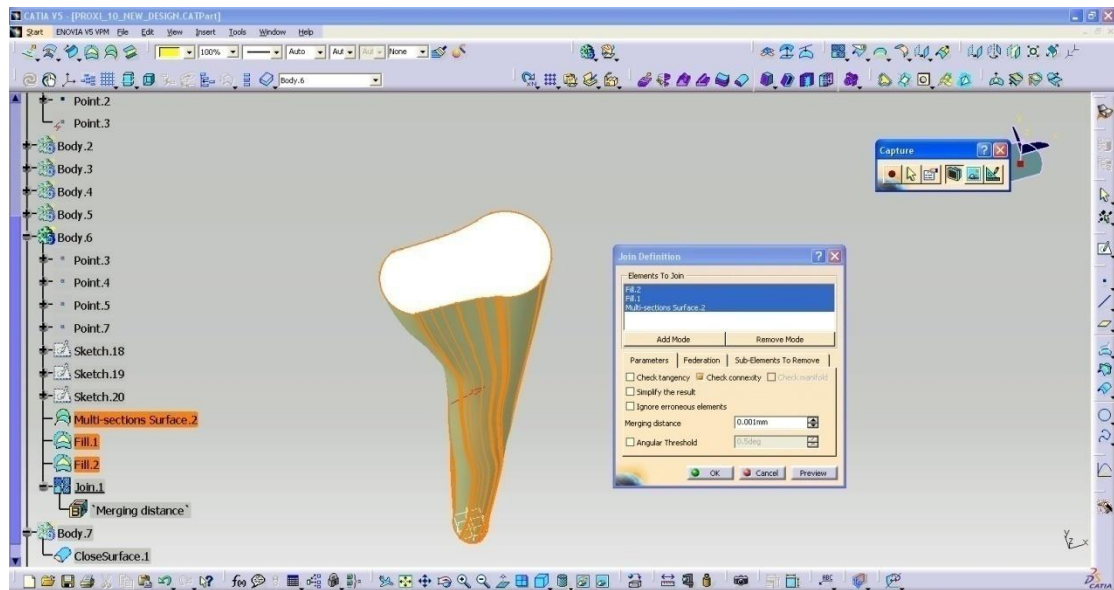
Σε καθένα από τα planes που έχουμε φτιάξει θα σχεδιάσουμε την αντίστοιχη γεωμετρία του στείλιου.



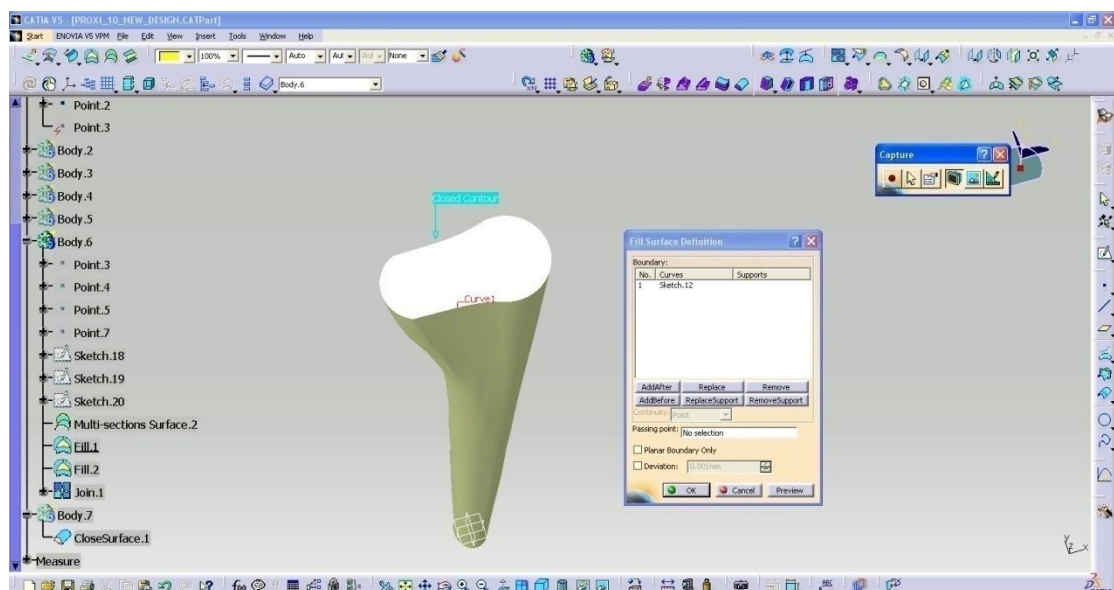
Στην συνέχεια θα χρησιμοποιήσουμε την εντολή multi section surface και θα εισάγουμε όλες τις γεωμετρίες που σχεδιάσαμε για τον σπειρέδι.



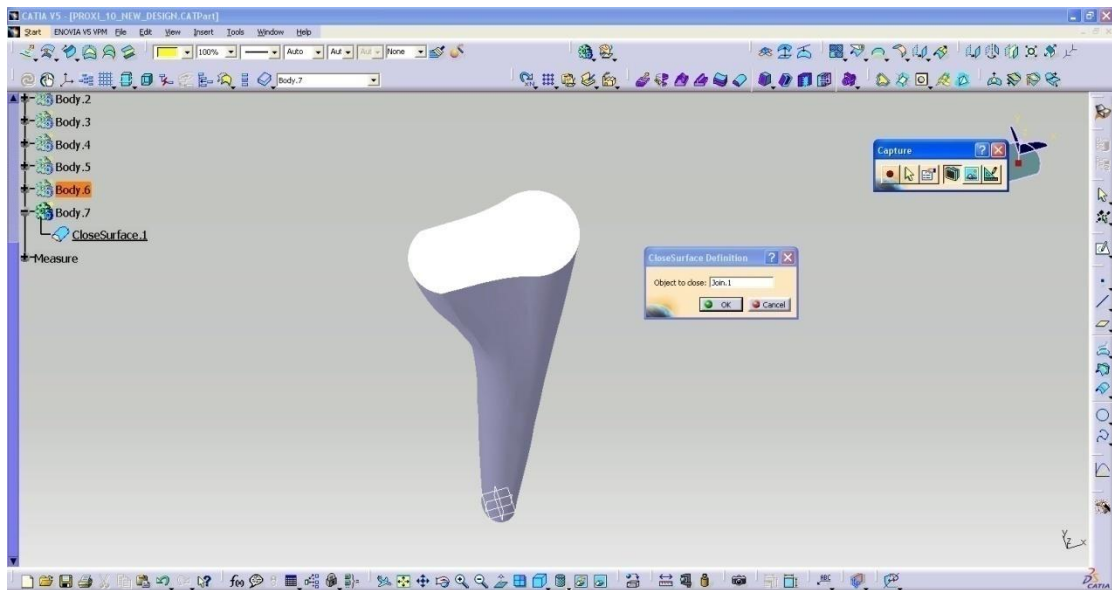
Στην συνέχεια χρησιμοποιούμε την εντολή join για να γίνουν οι τρεις επιφάνειες μια.



Στην συνέχεια χρησιμοποιούμε την εντολή fillet και από τις δύο πλευρές για να δημιουργήσουμε ένα κλειστό σχήμα.



Αμέσως μετά θα κάνουμε solid. Επιλέγουμε την εντολή join και φτιάχνουμε solid.



### Για την κορυφή του σπειλεού

Αρχικά δημιουργούμε κάποια βοηθητικά σημεία και καμπύλες με βάση το σχέδιο της ενδοπρόθεσης (μπλε χρώμα). Στην συνέχεια χρησιμοποιούμε το xz επίπεδο και ένα από τα βοηθητικά σημεία που έχουμε φτιάξει για να σχεδιάσουμε το πάνω μέρος του σπειλεού.

Ακτίνα τόξου : 187.060 mm

Max length v : 40.66 mm

Max length h : 21.646 mm

Coordinates for center point of the arc :

h : -186.438 mm

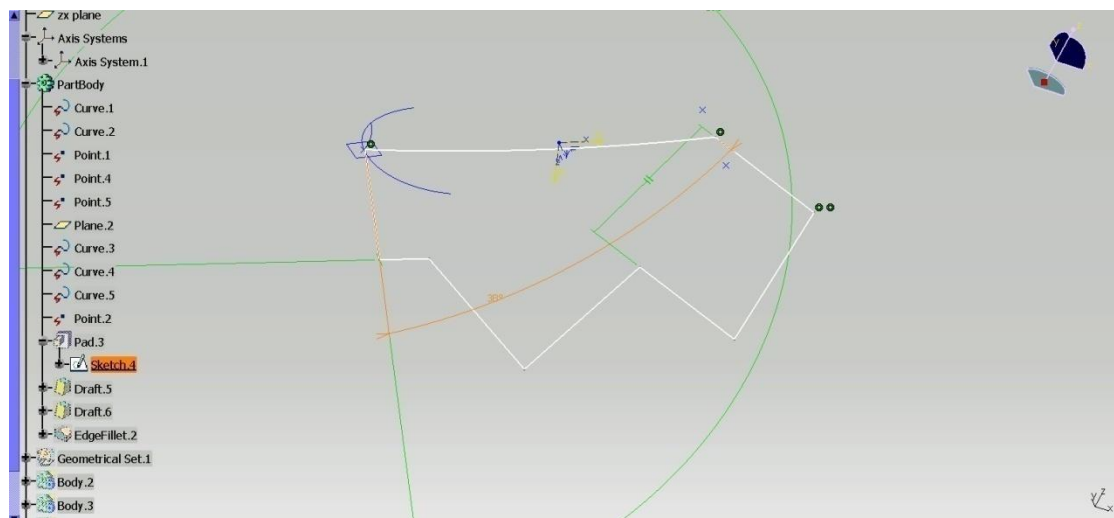
v : -1.634mm

Εντολές που χρησιμοποιήθηκαν :

Draw line

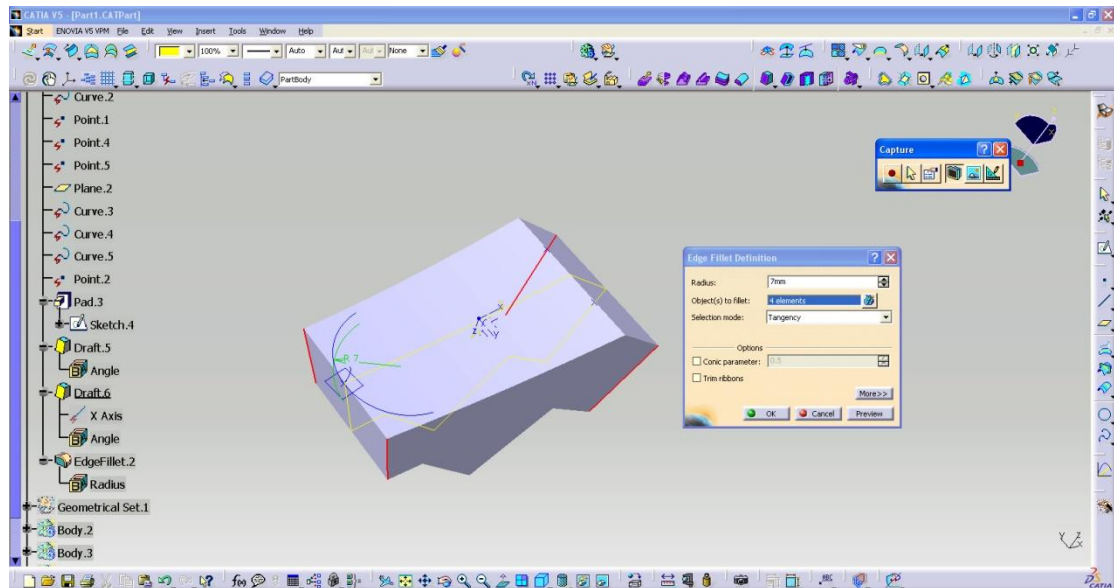
Draw arc

Constraint → coincidence

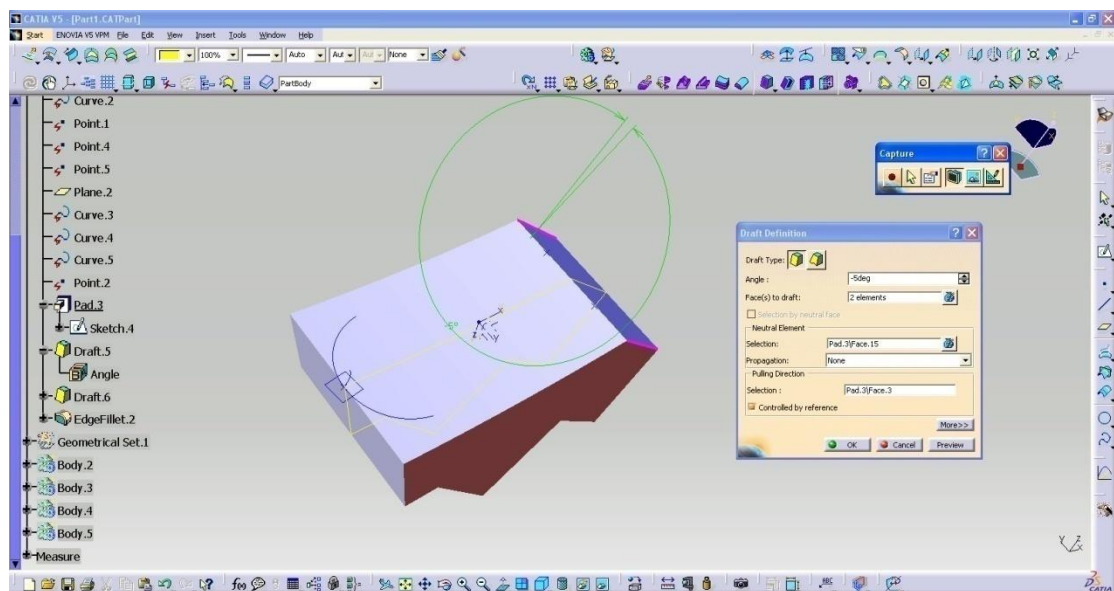




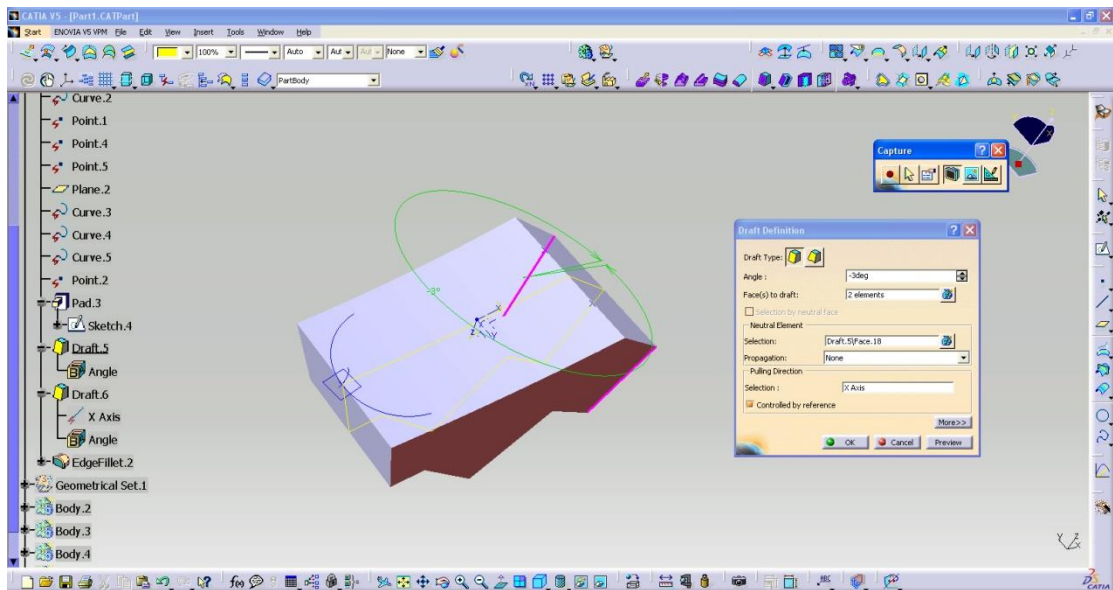
Στην συνέχεια χρησιμοποιούμε την εντολή round στο sketch για την κορυφή του σπειλεού.



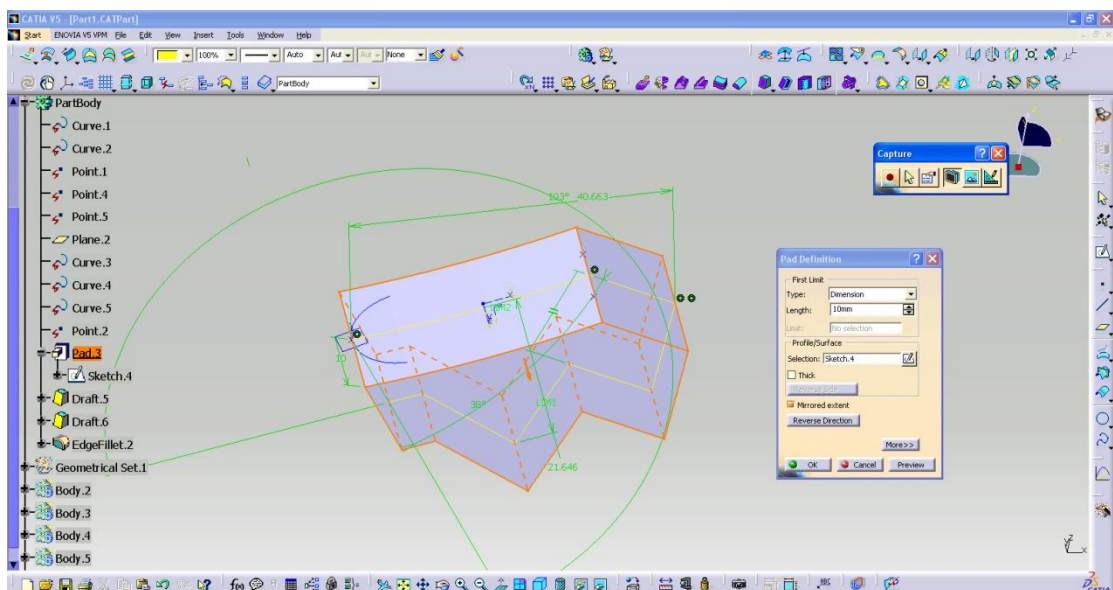
Και στην συνέχεια κάνουμε το πρώτο draft για την κορυφή του σπειλεού.



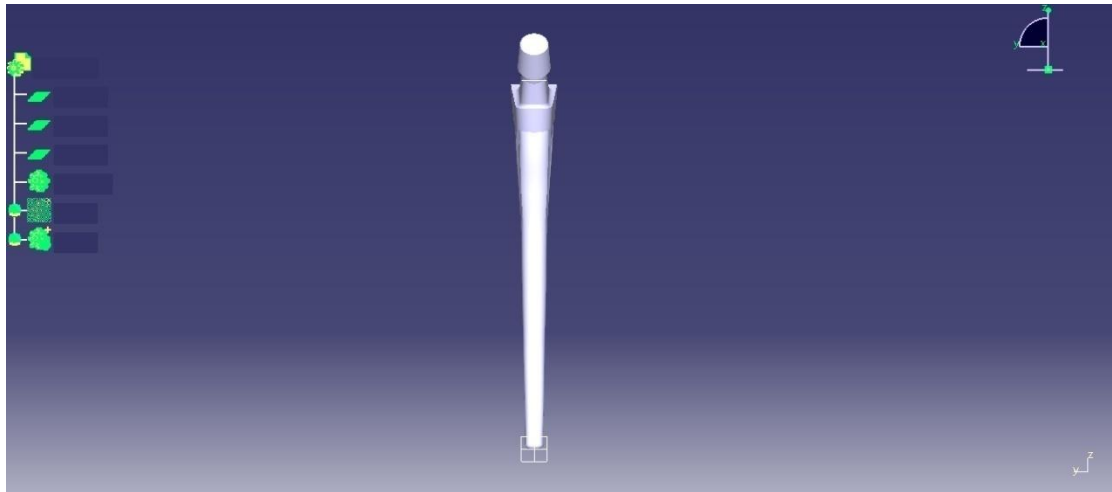
Στην συνέχεια κάνουμε το δεύτερο draft για την κορυφή του σπειλεού.



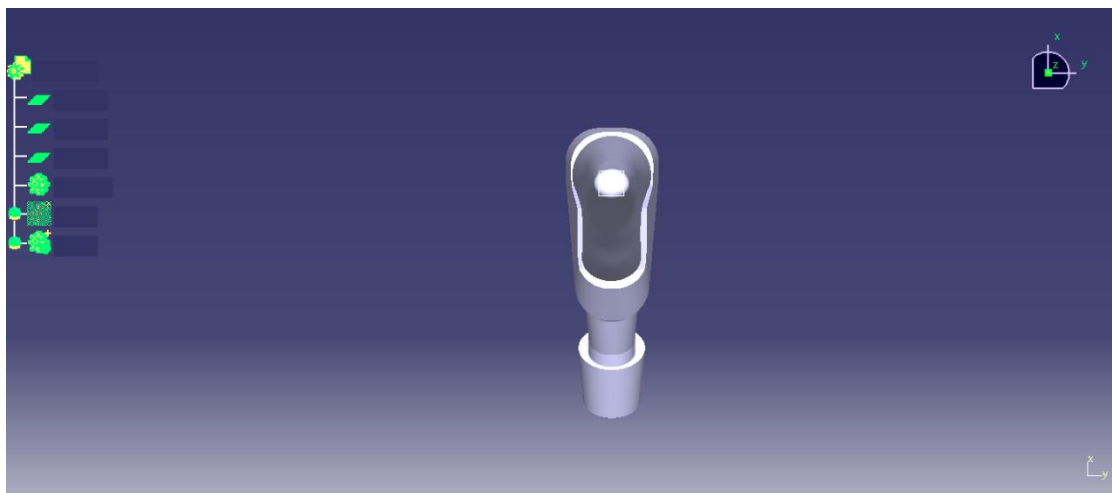
Τέλος κάνουμε pad στο sketch για την κορυφή του σπειλεού.



Οι παρακάτω εικόνες απεικονίζουν το τελικό μοντέλο της ενδοπρόθεσης του ισχίου σε όλες τις όψεις του.



**Σχήμα 5.3 :** Πίσω όψη ενδοπρόθεσης

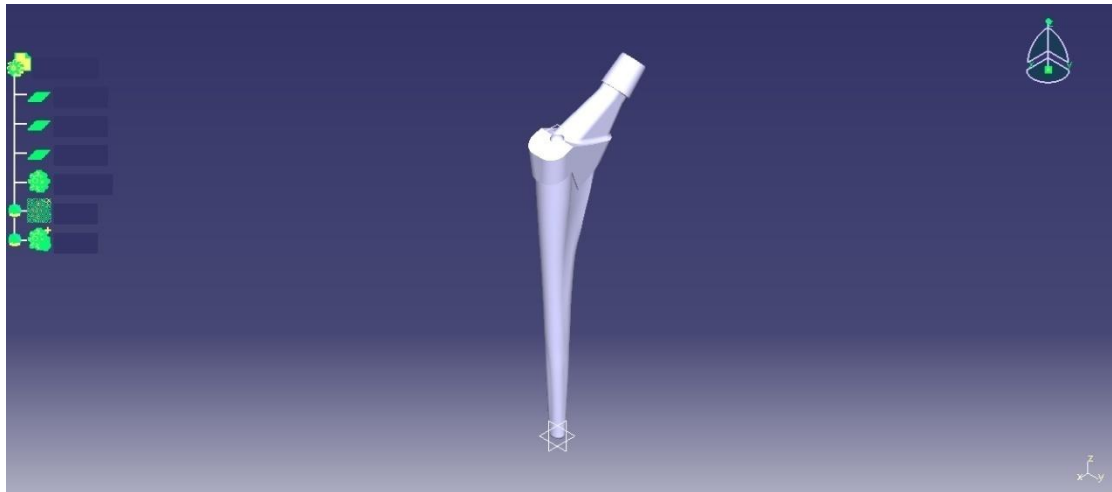


**Σχήμα 5.4 :** Άνοψη ενδοπρόθεσης

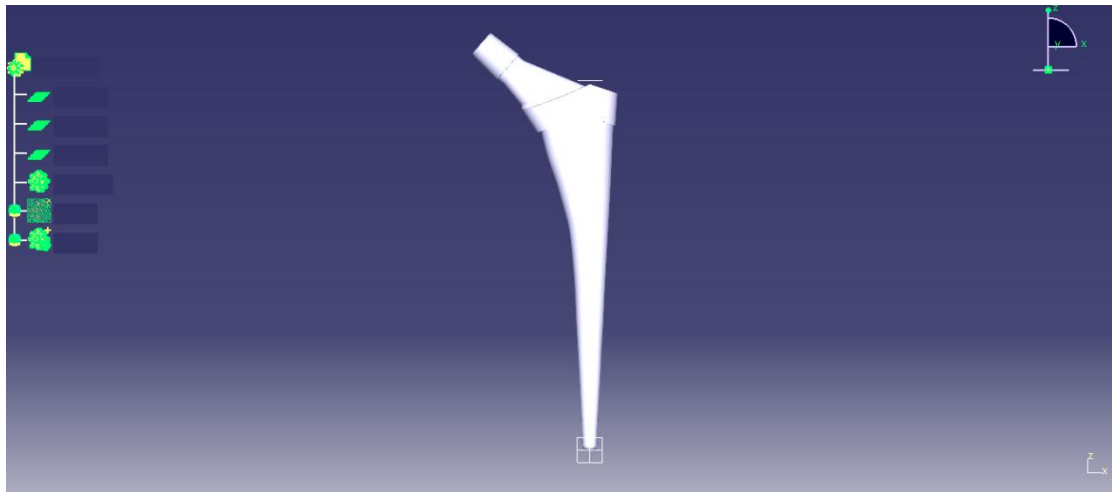


**Σχήμα 5.5 :** Πρόσοψη ενδοπρόθεσης





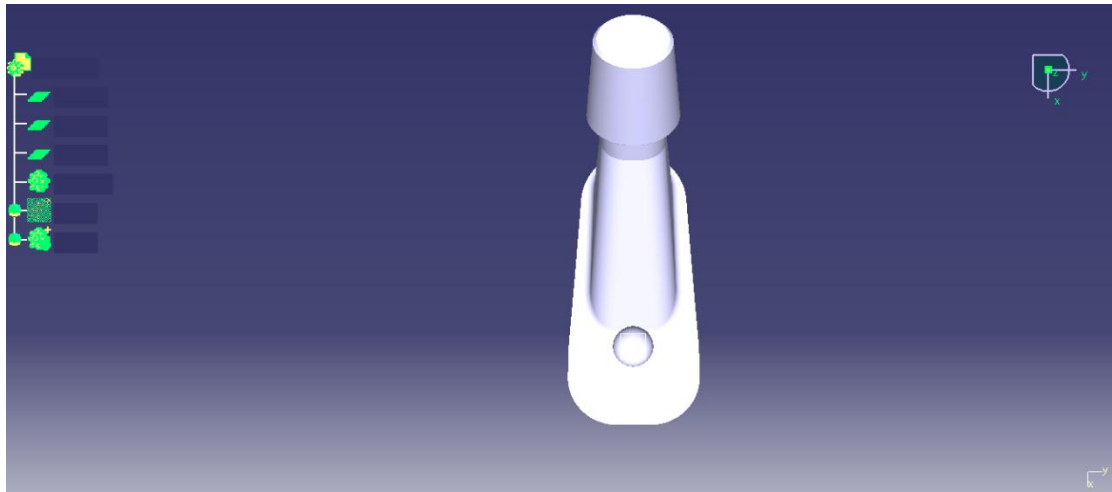
**Σχήμα 5.6 :** Ισομετρική όψη ενδοπρόθεσης



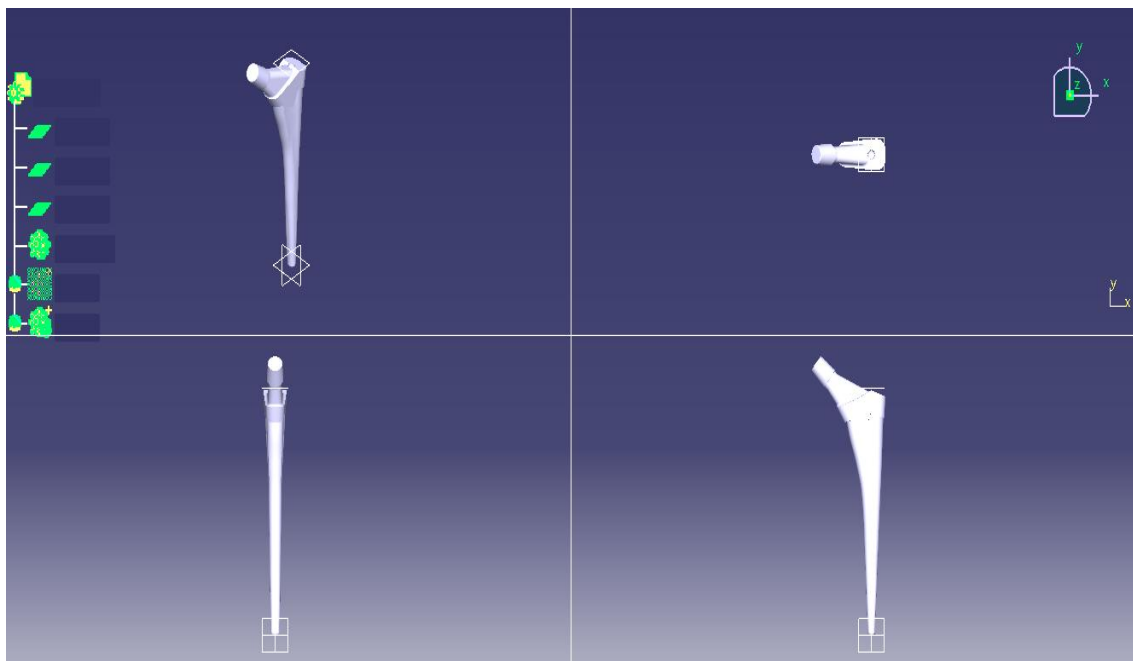
**Σχήμα 5.7 :** Αριστερή όψη ενδοπρόθεσης



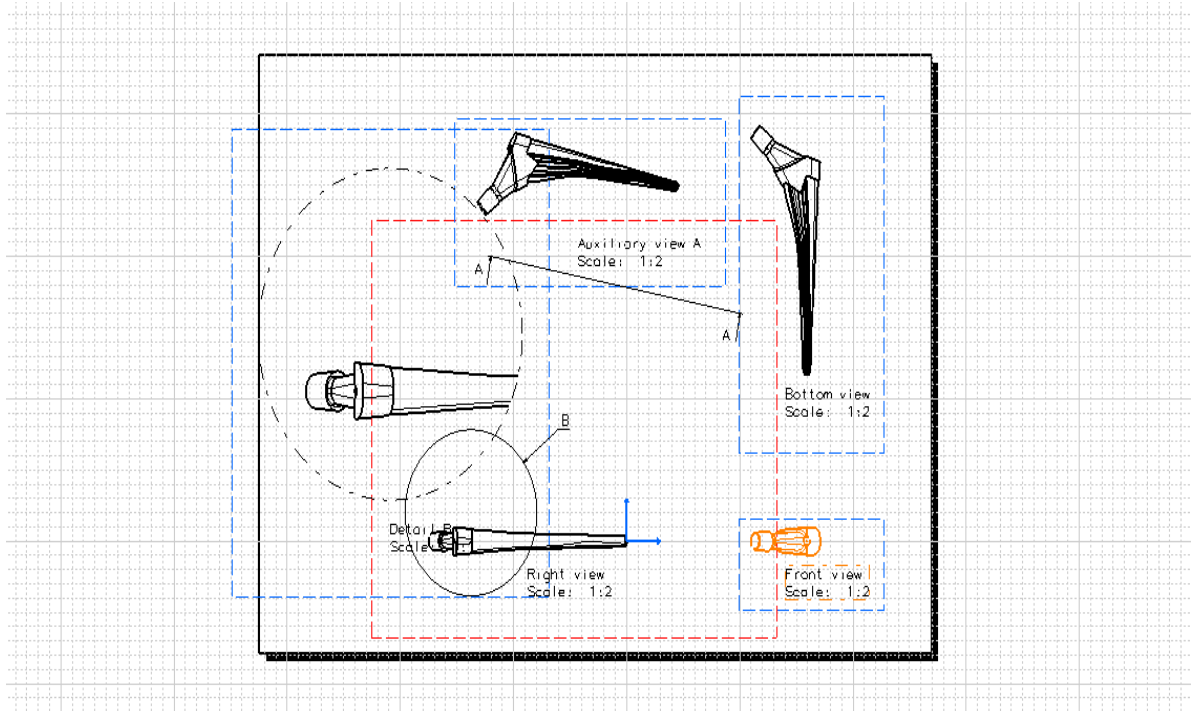
**Σχήμα 5.8 :** Δεξιά όψη ενδοπρόθεσης



**Σχήμα 5.9** : Κάτοψη ενδοπρόθεσης



**Σχήμα 5.10** : Πρόσωση, κάτοψη και πλάγια αριστερή όψη του μοντέλου της ενδοπρόθεσης



**Σχήμα 5.11 :** Σχέδιο πρόσοψης, κάτοψης και δεξιάς όψης ενδοπρόθεσης

## 6. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η ολική αρθροπλαστική του ισχίου είναι ένα από τα μεγαλύτερα σύγχρονα επιτεύγματα της ορθοπεδικής χειρουργικής και γενικότερα της ιατρικής. Η συνεργασία της ιατρικής με τη μηχανική έχουν οδηγήσει στη δημιουργία του νέου κλάδου της Εμβιομηχανικής. Ο νέος αυτός κλάδος χρησιμοποιώντας τις μεθόδους της μηχανικής σε ιατρικά προβλήματα καλείται να δώσει νέες λύσεις σε πλήθος προβλημάτων υγείας, όπως είναι τα προβλήματα του ισχίου.

Για την κατασκευή και την τοποθέτηση των μηριαίων προθέσεων στην ολική αρθροπλαστική ισχίου χρησιμοποιούνται μεταλλικά, κεραμικά και πολυμερή υλικά. Η βιοσυμβατότητα, δηλαδή η ιδιότητα των υλικών να γίνονται αποδεκτά από τον ανθρώπινο οργανισμό, αποτελεί την πιο σημαντική ιδιότητα των υλικών που χρησιμοποιούνται στη σύγχρονη αρθροπλαστική. Τα σύγχρονα μεταλλικά κράματα εμφανίζουν εξαιρετική βιοσυμβατότητα, με το τιτάνιο να κατέχει εξέχουσα θέση. Τα κράματα τιτανίου αποτελούν σήμερα την πιο ενδεδειγμένη λύση όσον αφορά την επιλογή υλικού σε μια αρθροπλαστική. Τα χαρακτηριστικά του τιτανίου και των κραμάτων του συνδυάζουν υψηλή αντοχή, σκληρότητα, αντιδιαβρωτική ικανότητα και υψηλή βιοσυμβατότητα.

Για την κατασκευή της ενδοπρόθεσης του ισχίου γίνεται επιλογή των εικόνων της αξονικής τομογραφίας CT που αντιπροσωπεύουν την επιθυμητή ανατομία του οστού έτσι ώστε να καταλήξουμε στην δημιουργία και την παραγωγή του στερεού μοντέλου του μηριαίου οστού και τον προσδιορισμό της γεωμετρίας του. Στην συνέχεια εφαρμόζετε η μέθοδος των πεπερασμένων στοιχείων για την επίλυση πιο σύνθετων προβλημάτων. Αυτή η μέθοδος είναι μεν προσεγγιστική, αλλά μπορεί να δώσει αξιόπιστα αποτελέσματα και έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε όλα τα προβλήματα.

Το τελευταίο στάδιο για την κατασκευή της ενδοπρόθεσης ισχίου περιλαμβάνει τον σχεδιασμό της μέσω του σχεδιαστικού προγράμματος CATIA. Κατά τον σχεδιασμό της λαμβάνονται υπόψη όλα τα στοιχεία που προέκυψαν από τον προσδιορισμό της γεωμετρίας της ενδοπρόθεσης.

## 7.ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] [wikipedia.org/wiki/Hip\\_replacement](http://wikipedia.org/wiki/Hip_replacement)
- [2] [www.maitriseorthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/judet\\_synthus.shtml](http://www.maitriseorthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/judet_synthus.shtml)
- [3] [orthopedics.about.com/cs/jointreplacement1/p/austinmoore.html](http://orthopedics.about.com/cs/jointreplacement1/p/austinmoore.html)
- [4] [www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2772913/](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2772913/)
- [5] [Wikipedia.org/wiki/Kenneth\\_mckee](http://Wikipedia.org/wiki/Kenneth_mckee)
- [6] [www.independent.co.uk/arts-entertainment/obitnary-john-watsonfarrar-1110191.html](http://www.independent.co.uk/arts-entertainment/obitnary-john-watsonfarrar-1110191.html)
- [7] [Wikipedia.org/wiki/john\\_chnarnley](http://Wikipedia.org/wiki/john_chnarnley)
- [8] Campbell James W. Harkess ,Orthopedics Athroplasty of hip, 4th volume, 2004, page: 350-356, 358-365
- [9] [Wikipedia.org/wiki/hip](http://Wikipedia.org/wiki/hip)
- [10] Παναγιώτης Π. Συμεωνίδης, Ορθοπεδική Κακώσεις και Παθήσεις του μυοσκελετικού συστήματος, Δεύτερη έκδοση, Θεσ/νίκη 1996, Εκδόσεις επιστημονικών βιβλίων και περιοδικών σελ: 406-415
- [11] <http://www.itsapakidis.gr/index.php>
- [12] A. G. Mamalis, J. Ramsden, A. I. Grabchencko, L. A. Lytvynov, V. A. Filipenko and S. N. Lavrynenko. A Novel concept for the manufacture of individual sapphire – metallic hip joint endoprosthesis. Journal of Biological Physics and Chemistry.
- [13] P. Heaton-Adegbile, B. Russerly, L. Taylor, J. Tong. Failure of an uncemented acetabular prosthesis – a case study. Engineering failure analysis, 13;163-169, 2006
- [14] I. A. Anderson, M. Bowden, T. P. Wyatt. Stress analysis of hemispherical ceramic hip prosthesis bearings. Medical Engineering & Physics, 27; 115-122, 2005
- [15] John L. Masonis, Robert B. Bourne, Michael D. Ries, Richard W. McCalden, Abraham Salehi and David C. Kelman. Zirconia femoral head fractures – A clinical and retrieval analysis. The Journal of Arthroplasty, Vol. 19; No 7, 2004
- [16] Erick M. Santos, Shikhar Vohra, S. Aaron Catledge, Michelle D. McClenny, Jack Lemons and K. David Moore. Examination of Surface and Material Properties of Explanted Zirconia Femoral Heads. The Journal of Arthroplasty, Vol. 19; No 7 Suppl. 2, 2004
- [17] Samuel D. Jarrett, Paul F. Lachiewicz. Precoated Femoral Component With Proximal and Distal Centralizers. The Journal of Arthroplasty, Vol. 20; No 3, 2005
- [18] Alejandro Gonzalez Della Valle, Stephen Doty, Guntmar Gradl, Anthony Labissiere and Bryan J. Nestor. Wear of a Highly Cross-Linked Polyethylene Liner Associated With Metallic Deposition on a Ceramic Femoral Head. The Journal of Arthroplasty, Vol. 19; No 4, 2004
- [19] C. R. McLean, H. Dabis, and D. Mok. Delayed Fracture of the Ceramic Femoral Head After Trauma. The Journal of Arthroplasty, Vol. 17; No 4, 2002
- [20] Stephen Krikler and Joseph Schatzker. Ceramic Head Failure. The Journal of Arthroplasty. Vol. 10; No 6, 1995
- [21] Masahiro Hasegawa, Akihiro Sudo, Hitoshi Hirata, and Atsumasa Uchida. Ceramic Acetabular Liner Fracture in Total Hip Arthroplasty with a Ceramic Sandwich Cup. The Journal of Arthroplasty, Vol. 18; No 5, 2003

- [22] J.L. Tipper, A. Hatton, J.E. Nevelos, E. Ingham, C. Doyle, R. Streicher, A.B. Nevelos, J. Fisher. Alumina–alumina artificial hip joints. Part II: Characterisation of the wear debris from in vitro hip joint simulations. *Biomaterials*, 23; 3441-3448, 2002
- [23] Alison L. Galvin, Sophie Williams, Peter Hatto, Jonathan Thompson, Graham Isaac, Martin Stone, Eileen Ingham, John Fisher. Comparison of wear of ultra high molecular weight polyethylene acetabular cups against alumina ceramic and chromium nitride coated femoral heads. *Wear*, 259;972-976, 2005
- [24] A. Wang, A. Essner. Three-body wear of UHMWPE acetabular cups by PMMA particles against CoCr, alumina and zirconia heads in a hip joint simulator. *Wear*, 250; 212-216, 2001
- [25] Todd D. Stewart, Joanne L. Tipper, Gerard Insley, Robert M. Streicher, Eileen Ingham and John Fisher. Severe Wear and Fracture of Zirconia Heads Against Alumina Inserts in Hip Simulator Studies With Microseparation. *The Journal of Arthroplasty*, Vol. 18; No 6, 2003
- [26] Willmann G., Wie sicher sind keramische Kugelköpfe für Hüftendoprothesen? *Materiellenwissenschaft und Werkstofftechnik*, 27; 280 – 286, 1996
- [27] G. Hunter, W. M. Jones, M. Spector, Chapter 59: Oxidized Zirconium, *Total Knee Arthroplasty*, Ed. Johan Bellemans, Michael D. Ries, Jan M.K. Victor: Springer Medizin Verlag Heidelberg 2005
- [28] Willmann G., Überlebensrate und Sicherheit von keramischen Kugelköpfen für Hüftendoprothesen. *Materiellenwissenschaft und Werkstofftechnik*, 29; 595 – 604, 1996
- [29] Δ.Α.Βερέπτας Διευθυντής Ορθοπαιδικής Κλινικής Γ.Π.Ν. Αλεξανδρούπολης
- [30] Μη μεταλλικά τεχνικά υλικά, Δημήτρης Ι. Παντελής, Εκδόσεις Παπασωτηρίου, σελ: 19-178
- [31] Δικτυακός τόπος: [www.stryker.com](http://www.stryker.com)
- [32] Joon B. Park, Young Kon Kim, “Chapter 37: Metallic Biomaterials”, In. “The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition”, Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [33] W.G. Billotte, “Chapter 38: Ceramic Biomaterials”, In. “The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition”, Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [34] G. Hunter, W. M. Jones, M. Spector, Chapter 59: Oxidized Zirconium, *Total Knee Arthroplasty*, Ed. Johan Bellemans, Michael D. Ries, Jan M.K. Victor: Springer Medizin Verlag Heidelberg 2005
- [35] Hai Bang Lee, Gilson Khang, Jin Ho Lee, “Chapter 39: Polymeric Biomaterials”, In. “The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition”, Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [36] Δ.Ε.Μανωλάκος, Δ.Ι. Παντελής, «ΒΙΟΎΛΙΚΑ ΙΙ», Αθήνα, Ιανουάριος 2005.
- [37] Thomas Leach MD, Amilcare Gentili MD, Deborah Forrester MD, Edward McPherson MD, *Hip Arthroplasty: Normal and Abnormal Imaging Appearances*, Lakeside Center – Education Exhibits - Space 0101CE-e, 1995, <http://www.gentili.net/thr/>
- [38] William D. Callister, Jr., Univ. of Utah, “Materials Science and Engineering: An Introduction”, 5th Edition, John Wiley & Sons, 1999
- [39] [wikipedia.org/wiki/Biocompatibility](http://wikipedia.org/wiki/Biocompatibility)

- [40][http://www.liaison.uoc.gr/documents/unistep/parousiaseis\\_plaisia\\_unistep/02\\_Tools\\_for\\_Innovation\\_RP\\_VR\\_RE\\_Maravelakis.pdf](http://www.liaison.uoc.gr/documents/unistep/parousiaseis_plaisia_unistep/02_Tools_for_Innovation_RP_VR_RE_Maravelakis.pdf)
- [41]<http://www.aeromech.usyd.edu.au/people/academic/qingli/AMME4981.htm>
- [42]Beer and Watson; Introduction to Finite and Boundary Element Methods for Engineers; John Wiley & sons, 1992
- [43]Reddy J.N ; Finite Element Method; McGrawHill, 1993
- [44]Hakim N.S and King, A.I. ; A computer aided technique for generation of a 3-d finite element model of a vertebra; Computers Biology Med., 8; 187-196, 1978
- [45]Hakim N.S and King, A.I ; A three dimensional finite element dynamic response analysis of a vertebra with experimental verification; Journal of Biomechanics,12; 277-292, 1972
- [46][http://www.wfdt.teilar.gr/material/Lessons/CAD\\_CAM\\_I\\_diafanies.pdf](http://www.wfdt.teilar.gr/material/Lessons/CAD_CAM_I_diafanies.pdf)
- [47]Wagner\_SL\_Revision\_Hip\_Stem\_Surgical\_Tehnique\_(97-0121-002\_Rev\_1)\_(04\_2009).pdf
- [48] <http://www.ovision.gr/main.html>