ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΤΩΝ ΚΑΤΕΡΓΑΣΙΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

«ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΚΑΙ ΚΑΤΕΡΓΑΣΙΑ ΥΨΗΛΩΝ ΤΑΧΥΤΗΤΩΝ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ»

ΝΙΑΦΑΣ ΧΡΗΣΤΟΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ :
Δ.Ε. ΜΑΝΩΛΑΚΟΣ, Αναπληρωτής Καθηγητής Ε.Μ.Π

ΑΘΗΝΑ

2009

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Ο τομέας της ολικής αρθροπλαστικής, αποκτάει στις μέρες μας ολοένα και περισσότερο ενδιαφέρον. Η αύξηση του μέσου όρου ζωής και η ανάγκη για καλύτερη ποιότητα και συνθήκες διαβίωσης, αναζητούν σύγχρονα τεχνητά εμφυτεύματα υψηλής αντοχής και επίδοσης, ικανά να προσφέρουν ελευθερία κινήσεων, συμβάλλοντας στην ποιοτική αναβάθμιση διαβίωσης μιας μεγάλης κατηγορίας ανθρώπων διαφορετικών ηλικιών και παθήσεων.

Η τεχνολογική εξέλιξη των τελευταίων δεκαετιών στην επιστήμη της τεχνολογίας των υλικών και τις μεθόδους κατεργασίας αυτών, έχουν οδηγήσει στην ανάπτυξη μιας ποικιλίας προηγμένων υλικών υψηλών απαιτήσεων και τεχνικών προδιαγραφών.Ο κύριος εκπρόσωπος της τεχνολογικής αυτής εξέλιξης, είναι τα κεραμικά υλικά, τα οποία έχουν πλέον εδραιωθεί επάξια στην οικογένεια των βιοϋλικών. Των υλικών αυτών δηλαδή, που πληρούν όλες τις προϋποθέσεις ώστε να είναι ικανά να λειτουργούν με αξιοπιστία και πλήρη λειτουργικότητα στο περιβάλλον του ανθρώπινου σώματος και απουσίας όποιας παρενέργειας που σχετίζεται με την ανθρώπινη υγεία.

Σκοπός του παρόντος συγγράμματος είναι να αναδείξει τα σύγχρονα ιατρικά επιτεύγματα στο χώρο της προσθετικής ιατρικής, εστιάζοντας στην ολική αρθροπλαστική ισχίου και γονάτου.

Στο πρώτο κεφάλαιο παρουσιάζονται τα κοπτικά εργαλεία,τα υλικά από τα οποία παρασκευάζονται, καθώς και οι μέθοδοι παρασκευής τους. Γίνεται αναφορά στις κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων και των προτερημάτων τους στις κατεργασίες των κεραμικών υλικών.

Στο δεύτερο κεφάλαιο επισημαίνονται τα σύγχρονα μεταλλικά υλικά και κράματα, που χρησιμοποιούνται στο χώρο της προσθετικής ιατρικής, ενώ το τρίτο κεφάλαιο, έχει σαν αντικείμενο τα κεραμικά υλικά. Αναφέρονται οι φυσικές και μηχανικές ιδιότητες των κεραμικών βιοϋλικών, οι μέθοδοι παρασκευής τους, η μικροδομή τους και τα πλεονεκτήματα που προσφέρουν στην βελτίωση των σύγχρονων εμφυτευμάτων.

Το τέταρτο κεφάλαιο, αναφέρεται σε δύο πολύ σημαντικά υλικά, τα οποία χρησιμοποιούνται κατά κόρον στην προσθετική ιατρική. Πρόκειται για το πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους (UHMWPE), με πλήθος ιατρικών εφαρμογών σήμερα, και στον υδροξυαπατίτη που χαρακτηρίζεται από την εξαιρετική του βιοσυμβατότητα με τον ανθρώπινο οργανισμό.

Στο πέμπτο κεφάλαιο, αναπτύσσεται η επιστήμη της ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου και του γονάτου. Εδώ, ακολουθούμε το ιστορικό της εξέλιξης του συγκεκριμένου τομέα και διαπιστώνουμε τα ιδιαίτερα προβλήματα που παρουσιάζονται σε αυτόν. Τέλος, παρουσιάζονται όλα τα βήματα της κατασκευής μηριαίων κεφαλών από αλούμινα, που πραγματοποιήθηκε για πρώτη φορά στο εργαστήριο του τμήματος Τεχνολογίας των Κατεργασιών του Ε.Μ.Π. Οι κεφαλές κατεργαστήκανε σε αυτόματο τόρνο CNC και υποβλήθηκαν σε μετρήσεις τραχύτητας επιφανείας σε ηλεκτρονικό μικροσκόπιο.

Στο σημείο αυτό θα ήθελα να ευχαριστήσω ειλικρινά, όλους όσους συνέβαλαν στην εκπόνηση του παρόντος συγγράμματος και ιδιαίτερα :

- Τον Καθηγητή κ. Μανωλάκο Δημήτριο για την παρότρυνση ανάληψης της διπλωματικής αυτής, καθώς και για τις εργαστηριακές υποδομές του τομέα για την εκτέλεση των πειραμάτων και μετρήσεων.

- Την Ανώνυμη Εταιρεία Τεχνολογικής Ανάπτυξης Κεραμικών και Πυρίμαχων (ΕΚΕΠΥ) για την πρόθυμη συνεργασία και προμήθεια της κεραμικής αλούμινας.

- Τον κ. Γαλάνη Νικόλαο, για τις υποδείξεις του και τις πολύτιμες συμβουλές του.

Χρήστος Γ.ΝΙΑΦΑΣ
Αθήνα
Μάρτιος 2009

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ…….……....2

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ……4

1.ΚΟΠΤΙΚΑ ΕΡΓΑΛΕΙΑ……..……..7

1.1 ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΤΩΝ ΥΛΙΚΩΝ……..……7

1.1.1 Εισαγωγή……..7

1.1.2 Κεραμικά οξείδια……8

1.1.3 Μη οξειγονούχα κεραμικά……...9

1.1.4 Επικαλύψεις κεραμικών……...9

1.1.5 Κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων……9

1.1.5.1 Υγρά κοπής……10

1.1.5.2 Πλεονεκτήματα κατεργασίας υψηλών ταχυτήτων……10

1.2 ΚΟΠΤΙΚΑ ΕΡΓΑΛΕΙΑ..……..……13

1.2.1 Εισαγωγή……..13

1.2.2 Φθορά κοπτικών εργαλείων……13

1.2.3 Ταχυχάλυβες……..…14

1.2.4 Σκληρομέταλλα……15

1.2.5 Κεραμομεταλλικά……18

1.2.6 Κεραμικά Υλικά……...19

1.2.7 SiAlONs……...20

1.2.8 Αδαμάντινα κοπτικά εργαλεία……22

1.2.9 Κυβικός βοριονιτρίτης (CBN)……..23

2. ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΥΛΙΚΑ……..25

2.1 ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΑ ΚΡΑΜΑΤΑ……25

2.1.1 Περίληψη……25

2.1.2 Διάδοση Διαταραχών……...……..25

2.1.3 Κατηγορίες Υλικών……26

2.1.4 Βιοσυμβατότητα……27

2.1.5 Αλλεργίες και παρενέργειες Μεταλλικών Κραμάτων……28

2.1.6 Κόπωση……..29

2.1.7 Στιβαρότητα……..29

2.1.8 Αντιδιαβρωτική ιδιότητα Μεταλλικών Κραμάτων…….....30

2.2 ΑΝΟΞΕΙΔΩΤΟΙ ΧΑΛΥΒΕΣ……31

2.3 ΚΡΑΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ……...33
2.4 ΚΡΑΜΑΤΑ ΚΟΒΑΛΤΙΟΥ-ΧΡΩΜΙΟΥ……..35
3. ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ……37
3.1 Εισαγωγή……37
3.2 Ιδιότητες Κεραμικών Υλικών……38
3.2.1 Στιβαρότητα και Αντοχή των Κεραμικών……38
3.2.2 Αντοχή σε θραύση/Παράγοντας Έντασης Τάσεως……...41
3.2.3 Αντοχή σε θερμικούς αιφνιδιασμούς……44
3.2.4 Ερπυσμός Κεραμικών……...45
3.2.5 Κόπωση των Κεραμικών……...46
3.2.6 Φθορά-Τριβή……47
3.2.7 Αντοχή σε διάβρωση……47
3.2.8 Προσρόφηση-Κατάλυση……...47
3.2.9 Βιοσυμβατότητα……48
3.3 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΟΞΕΙΔΙΑ……49
3.3.1 Αλούμινα……...49
3.3.2 Ζιρκονία……50
3.3.2.1 Κρυσταλλικές δομές……...50
3.3.2.2 Προσθήκη υττρίου στην TZP……52
3.3.2.3 Γήρανση της Y-TZP……...53
3.3.2.4 Άλλες προσθήκες στην TZP……...57
3.3.2.5 Μερικώς πολυκρυσταλλική ζιρκονία (PSZ)……...57
3.3.3 Ενισχυμένη αλούμινα με προσθήκη ζιρκονίας (ZTA)……..58
3.3.4 Οξίνιο……58
3.4 ΜΗ ΟΞΕΙΓΟΝΟΥΧΑ ΚΕΡΑΜΙΚΑ……59
4. ΠΡΟΣΘΕΤΑ ΒΙΟΫΛΙΚΑ……61
4.1 ΠΟΛΥΑΙΘΥΛΕΝΙΟ……61
4.1.1 Εισαγωγή……..61
4.1.2 Πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους……61
4.1.3 Ιατρικές Εφαρμογές……..62
4.2 ΥΔΡΟΞΥΑΠΑΤΙΤΗΣ……..64
4.2.1 Γενικά Χαρακτηριστικά……...64
4.2.2 Σύνθεση HA…… 65
4.2.3 Τύποι Εμφυτευμάτων HA……65

4.2.4 Κεραμικά καθαρού ΗΑ……66
4.2.5 Επιστρώσεις ΗΑ……..68
5. ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ……...70
5.1 Ολική αρθροπλαστική ισχίου και γονάτου……70
5.1.1 Ιστορική Αναδρομή……..70
5.1.2 Ολική Αρθροπλαστική Ισχίου……...71
5.1.3 Κατηγορίες υλικών για ΤΗΑ και ΤΚΑ……74
5.1.4 Μηριαίες κεφαλές μεγάλου διαμετρήματος……..77
5.1.5 Φθορά κεραμικών μηριαίων κεφαλών……..78
5.1.5.1 Εισαγωγή……...78
5.1.5.2 Δοκιμές Φθοράς……79
5.1.5.3 Φθορά εκδορών κεραμικών υλικών……..82
5.1.6 Ολική αρθροπλαστική γονάτου……83
5.1.7 Χαλάρωση ολικών αρθροπλαστικών……85
5.2 Κατασκευαστική Μέθοδος Παραγωγής Μηριαίων Κεφαλών από Κεραμικά Υλικά……86
5.2.1 Έψηση μορφοποιημένου κεραμικού……87
5.2.2 Ισοστατική συμπίεση εν θερμώ (Μέθοδος HIP)……...89
5.2.3 Παρασκευή Μηριαίων Κεφαλών……..90
5.2.3.1 Εισαγωγή……...90
5.2.3.2 Μονοκρυσταλλική Αλούμινα……90
5.2.3.3 Στάδια κατεργασίας μηριαίων κεφαλών……...92
5.2.3.4 Τραχύτητα Επιφανείας……..95
5.2.3.5 Φθορά κοπτικών εργαλείων……..99
5.3 Συμπεράσματα……...100

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ……..101

1.1 ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΤΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

1.1.1 Εισαγωγή

Τα σύγχρονα κοπτικά εργαλεία που παρασκευάζονται από κεραμικά υλικά αποτελούν ιδανική επιλογή σε κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων, χωρίς μάλιστα τη χρήση υγρών κοπής.

Τα κεραμικά υλικά και ο κυβικός βοριονιτρίτης (CBN) έχουν υψηλή χημική σταθερότητα,σκληρότητα και αντοχή σε φθορά. Ακόμα και σε πολύ υψηλές θερμοκρασίες όπως σε κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων και σκληρών υλικών μπορούν να επιτύχουν σημαντική μείωση στο χρόνο παραγωγής και στο κόστος. Η ικανότητά τους να αποδίδουν χωρίς υγρά κοπής επιτρέπει καθαρότερες κατεργασίες με μειωμένο περιβαλλοντολογικό κόστος και επιρροή πάνω στην υγεία, εξασφαλίζοντας οικονομία σε εξοπλισμό, και συντήρηση. Σε κατεργασία χυτοσιδήρου υψηλών επιδόσεων,ελατά ή και κονδυλωτά (δενδροειδής) ,όπως και στην κατεργασία σκληρυμένων χαλύβων,τα υλικά αυτά παρέχουν παραγωγικά κέρδη και ανοχές στα κέρδη.Έτσι η βιομηχανία αυτοκινήτων έχει επικεντρωθεί τελευταία στην ανάπτυξη των υλικών αυτών.

Αλούμινα,ζιρκονία,καρβίδιο του τιτανίου,νιτρίδιο του τιτανίου και νιτρίδιο του πυριτίου,αποτελούν τα σημαντικότερα υλικά από τα οποία παράγονται τα σύγχρονα κεραμικά κοπτικά εργαλεία.

Σχ.1.1 Τα σύγχρονα κεραμικά υλικά επιτρέπουν την κατασκευή κοπτικών εργαλείων ιδανικών σε κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων χωρίς τη χρήση υγρών κοπής.

Τα βήματα κλειδιά κατά την παραγωγή των κοπτικών εργαλείων είναι

- ✓ η κονιομεταλλουργία (καθορισμός αναλογιών,άλεση υλικών και ξήρανση)
- ✓ η προεπεξεργασία των γεωμετριών και σύντηξη :οξειδωτική σύντηξη,σύντηξη με αέρια και συμπίεση και τέλος
- ✓ την κατεργασία υψηλών απαιτήσεων (ανοχών).

Λόγω των σημαντικών πλεονεκτημάτων που παρουσιάζουν τα κεραμικά υλικά, επιτρέπουν υψηλές ταχύτητες κοπής και κατεργασίας καθώς και κοπή χωρίς την χρήση

υγρών, διότι δεν υπάρχει η ανάγκη μείωσης των θερμοκρασιών που εμφανίζονται στην ακμή κοπής.

Δυστυχώς τα προτερήματα που παρουσιάζουν τα κεραμικά υλικά, αντισταθμίζονται από την περιορισμένη αντοχή σε κόπωση που παρουσιάζουν.Το μειονέκτημα αυτό μπορεί να αντισταθμιστεί βέβαια παίρνοντας τα κατάλληλη μέτρα ανάλογα με τις εκάστοτε συνθήκες κατεργασίας.Στις κατεργασίες υλικών,η επιλογή του κατάλληλου κεραμικού κοπτικού εργαλείου,το σωστό μέγεθος αυτού και το είδος του εργαλείου,εξαρτώνται από το κατεργάσιμο υλικό,το είδος της κατεργασίας και την κατασκευαστική διαδικασία που θα ακολουθηθεί. Προσμετρώντας πάντα το προφίλ του κοπτικού που θα χρησιμοποιηθεί ώστε να ανταπεξέλθει καταλλήλως στις εκάστοτε απαιτούμενες συνθήκες κοπής.

Σχήμα 1.2 Οι μέθοδοι και οι τεχνολογίες παραγωγής κοπτικών εργαλείων σήμερα, παρέχουν μια ατελείωτη γκάμα υλικών, ικανών να ανταπεξέλθουν σε κάθε είδος κατεργασίας.

1.1.2 Κεραμικά οξείδια

Σε πολλά είδη κατεργασιών σήμερα,χρησιμοποιούνται κοπτικά εργαλεία τα οποία βασίζονται στην αλούμινα (συμπεριλαμβανομένου σύνθετα κεραμικά υλικά καθώς και κεραμικά ενισχυμένα με ειδικές ίνες) και στο νιτρίδιο του πυριτίου (Si_3N_4).

Εν τω μεταξύ,κεραμικά με επιστρώσεις ειδικών υλικών,έχουν καταστεί τελευταία πολύ σημαντικά,ειδικά στα κεραμικά από αλούμινα.Τα περισσότερα κεραμικά οξείδια έχουν ως βάση το υλικό αυτό.Η δομή τους περιέχει πολλές φορές κόκκους ζιρκονίας οι οποίοι διανέμονται ομοιογενώς.Η πρόσθεση εξαιρετικά λεπτόκοκκης ζιρκονίας επιφέρει βελτίωση στην αντοχή του υλικού διότι η συγκεκριμένη πρόσμιξη μπορεί να διατηρηθεί στην μετασταθή τετραγωνική δομή. Στη φάση κατεργασίας,όπου αναπτύσσονται τάσεις στο επίπεδο κοπής,οι κόκκοι αυτοί μεταπιδούν στη σταθερή μονοκλινή φάση απορροφώντας ενέργεια.Η ενέργεια αυτή,απαραίτητη για τον μετασχηματισμό, ανακουφίζει την κοπή από θερμικά σόκ και μειώνει τον κίνδυνο εμφάνισης μικρορωγμών στο κατεργάσιμο τεμάχιο.Επίσης κατά τον μετασχηματισμό της ζιρκονίας από την κυβική στην τετραγωνική και τέλος στη μονοκλινή φάση επέρχεται αύξηση του όγκου κατά 4%.Το φαινόμενο αυτό οδηγεί σε καλύτερη απαγωγή της θερμότητας που αναπτύσσεται κατά τη φάση κατεργασίας.

Ο μηχανισμός αυτός, ο οποίος επιφέρει βελτίωση της αντοχής,αποτέλεσε μια καινοτόμο εξέλιξη στον τομέα των κατεργασιών.Τα κεραμικά οξείδια χρησιμοποιούνται σήμερα κυρίως σε κατεργασίες υψηλών απαιτήσεων καθώς και σε κατεργασίες φινιρίσματος.

Ευρεία χρήση παρουσιάζουν επίσης στην κατεργασία χυτοσιδήρου και σε περιπτώσεις κοπής άνευ διακοπής υψηλών ταχυτήτων χωρίς τη χρήση υγρών κοπής.

1.1.3 Μη οξειγονούχα κεραμικά

Τα σύνθετα κεραμικά υλικά δεν περιέχουν μόνο αλούμινα αλλά και άλλα υλικά υψηλών αντοχών όπως το καρβίδιο του τιτανίου ή/και το νιτρίδιο του τιτανίου.Τα υλικά αυτά προσφέρουν μεγαλύτερη σκληρότητα,αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες και αντοχή σε φθορά,συγκρινόμενα με τα προηγούμενα κεραμικά υλικά.Εκτός αυτού,προσφέρουν καλύτερη αντοχή σε θερμικά σόκ και πιο σταθερή συμπεριφορά στην αιχμή του κοπτικού.

Κοπτικά εργαλεία με βάση το νιτρίδιο του πυριτίου εμφανίζουν πολύ υψηλή δυσθραυστότητα και εξαιρετική απαγωγή της θερμότητας κατεργασίας καθώς και πολύ ομαλή απομάκρυνση του αποβλίττου από την κατεργαζόμενη επιφάνεια.

Η ανάπτυξη και εξέλιξη στην παρασκευή κοπτικών εργαλείων νέας σύνθεσης με χρήση κεραμικής σκόνης υψηλής περιεκτικότητας και βελτιστοποίησης στην κονιομεταλλουργία θα αυξήσουν στο μέλλον αισθητά την δυσθραυστότητα καθώς και την αντοχή των υλικών αυτών σε συνθήκες υψηλών θερμοκρασιών.

Το νιτρίδιο του πυριτίου αποτελεί εξαιρετική επιλογή σε επίπονες συνθήκες κοπής χυτοσιδήρου,σε διακοπτόμενη κοπή καθώς και σε συνθήκες κοπής μεταβαλλόμενου βάθους κοπής.Το υλικό αυτό χρησιμοποιείται επιτυχώς όχι μόνο στην τόρνευση αλλά και στο φρεζάρισμα χυτοσιδήρου.

1.1.4 Επικαλύψεις κεραμικών

Οι επικαλύψεις στα κεραμικά και το Si_3N_4 χρησιμοποιούνται κυρίως για την αύξηση της αντοχής σε φθορά των κοπτικών.Τα κλασσικά υλικά επίστρωσης περιέχουν αλουμίνα,καρβίδιο τιτανίου,νιτρίδιο τιτανίου, ακολουθούν διαφορετικές μεθόδους επικάλυψης και με διαφορετικά πάχη (π.χ cvd για Si_3N_4 :χημική εναπόθεση με ατμό)

Στα σύνθετα κεραμικά και τα κεραμικά οξείδια,το υπόστρωμα αποτελείται κυρίως από αλούμινα με υψηλή αντιτριβική συμπεριφορά.Ως εκ τούτου,η επικάλυψη λογικά δεν θα επέφερε σημαντική βελτίωση στην αντοχή σε φθορά του κοπτικού. Στην πραγματικότητα οι επικαλύψεις αυτές έχουν αρχικά οπτικό σκοπό.Με τη βοήθειά τους γίνεται ευκολότερα αισθητή η φθορά των αρχικά σκούρων κοπτικών εργαλείων.

Η επικάλυψη των νιτριδίων πυριτίου έχει αρκετά πλεονεκτήματα,ειδικά στην περίπτωση όπου έχουμε ένα στρώμα από αλουμίνα σε ένα πολλαπλό στρώμα από διαδοχικές επικαλύψεις αλουμίνας και νιτρίδιο του τιτανίου.Η δομή αυτών των επικαλύψεων προσφέρουν παρόμοια διαστολή με αυτή του υποστρώματος. Βελτιώνουν την αντοχή του κοπτικού και διευρύνουν την ακτίνα χρήσης του Si_3N_4 καθιστώντας το κατάλληλο στην τόρνευση χυτοσιδήρου.

1.1.5 Κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων

Στη βιβλιογραφία δεν υπάρχει γενικευμένος ορισμός του όρου "κοπή υψηλών ταχυτήτων". Ο χαρακτηρισμός μιας κατεργασίας με τον όρο αυτό,συνδέεται πάντα από το εκάστοτε κατεργαζόμενο υλικό και της μεθόδου που ακολουθείται.

Για τόρνευση φαιού χυτοσίδηρου,ταχύτητες κοπής άνω των 1000 m/min θεωρούνται υψηλές,ενώ για διάτρηση ταχύτητες μεγαλύτερες των 400m/min θεωρούνται υψηλές.Επιπροσθέτως, ταχύτητες άνω των 500m/min για τόρνευση χαλύβων και άνω των 80m/min για τόρνευση κραμάτων νικελίου με ενισχύσεις ινών από κεραμικά υλικά,βαθμονομούνται ως κοπές υψηλών ταχυτήτων.

1.1.5.1 Υγρά κοπής

Σήμερα υπάρχει διαμάχη μεταξύ των κατεργασιών χωρίς υγρά κοπής και εκείνων που βασίζονται σε αυτά.Τα τελευταία έχουν σημαντικά οικολογικά και οικονομικά μειονεκτήματα.Οι τελευταίοι νομικοί περιορισμοί που επιβάλλονται στις βιομηχανίες με σκοπό την προφύλαξη της υγείας και του περιβάλλοντος,καθώς και τα συνεχώς αυξανόμενα κόστη των λιπαντικών,θα επηρρεάσουν πολύ το μέλλον των βιομηχανιών.
Παρόλ' αυτά,η ολοκληρωτική κατάργηση των υγρών κοπής δεν είναι ούτε επιθυμητή αλλά ούτε και εφικτή.Η χρήση τους όμως είναι πρέπον να ελαχιστοποιηθεί όπου αυτό είναι δυνατόν.

Εξαιτίας της υψηλής σκληρότητας σε υψηλές θερμοκρασίες και της μικρής τάσης σε φαινόμενα αποκόλλησης και διάχυσης,τα CBN και τα κεραμικά υλικά καθιστούν πιο πρακτικές τις ξηρές κατεργασίες,δηλαδή αυτές χωρίς τη χρήση υγρών κοπής. Επιπροσθέτως, στο φρεζάρισμα τα υγρά κοπής προκαλούν επιπλέον θερμικό φορτίο στην επιφάνεια κατεργασίας. Συμπερασματικά είναι προτιμότερο να εξαλειφθεί κάθε χρήση λιπαντικού σε κατεργασία υψηλών ταχυτήτων με περιστρεφόμενη κίνηση.Σε γενικές γραμμές οι κατεργασίες υψηλών επιδόσεων λειτουργούν σήμερα χωρίς τη χρήση υγρών κοπής.

1.1.5.2 Πλεονεκτήματα κατεργασίας υψηλών ταχυτήτων

Το κατασκευαστικό κόστος μειώνεται σημαντικά στην τόρνευση υψηλών ταχυτήτων από ότι στη λείανση ανάλογα βέβαια και με τη γεωμετρία που θέλουμε να αποδώσουμε στο κατεργαζόμενο τεμάχιο.Η τόρνευση υψηλών ταχυτήτων προσφέρει πλήθος πλεονεκτημάτων όπως μικρός χρόνος κατεργασίας,μεγαλύτερη ελαστικότητα ως προς την απόδοση της επιθυμητής γεωμετρίας,δυνατότητα φινιρίσματος του τεμαχίου σε ένα πάσο ακόμα και σε περιπτώσεις πολύπλοκης γεωμετρίας,λιγότερα βήματα/πάσα από το αρχικό μέχρι το τελικό στάδιο κατεργασίας και τέλος αποφυγή εμφάνισης ατελειών και εκδορών στην κατεργάσιμη επιφάνεια,όπως και του κόστους επιδιόρθωσης αυτών.

Η κατεργασία υψηλών ταχυτήτων απαιτεί μεγάλη αποτελεσματικότητα από το κοπτικό εργαλείο,το σύστημα συγκράτησης,το εργαλείο κοπής και την κοπτική ακμή.Ολόκληρο το σύστημα πρέπει να υπακούει στις γενικές προδιαγραφές οι οποίες θα προσφέρουν την υψηλή ακρίβεια κοπής και την ευστάθεια που απαιτείται για την επίτευξη μικρών ανοχών.

Οι κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων συνεπάγονται ανάπτυξη μεγάλων τασικών πεδίων.Ως εκ τούτου,τα κοπτικά εργαλεία πρέπει να προσφέρουν μεγάλη σταθερότητα στο επίπεδο κοπής.Επίσης,οι κοπτικές λεπίδες θα πρέπει να προσφέρουν υψηλή αντοχή σε θερμικά σόκ και υψηλή χημική σταθερότητα διότι στις κατεργασίες αυτού του είδους παράγονται υψηλές θερμοκρασίες και ακόμα μεγαλύτερης θερμοκρασίας απόβλιττα, σχεδόν πυρωμένα.Η τελική ποιότητα επιφανείας των τεμαχίων και η διαστασιολογική τους ακρίβεια,εξαρτώνται από την αντοχή των κοπτικών σε φθορά και την σταθερότητα της κοπτικής τους ακμής.

Σε περιπτώσεις συνεχής κοπής και για συνήθη βάθη κοπής,τα σύνθετα κεραμικά υλικά προτιμούνται έναντι των CBN λόγω της καλύτερης τιμής που παρουσιάζουν στη σχέση κόστους/απόδοσης.Αντίθετα σε περιπτώσεις μεγάλης εναλλαγής του βάθους κοπής ή σε διακοπτόμενες κοπές τα κοπτικά εργαλεία από CBN αποδίδουν καλύτερα.

Ανάλογα τη φθορά του κοπτικού και τις παραμέτρους κοπής,η οριακή ζώνη κοντά στην επιφάνεια κατεργασίας μπορεί να επηρρεαστεί κατά τη διάρκεια μιας κατεργασίας

υψηλών ταχυτήτων σε μικρομετρική κλίμακα (η αποκαλούμενη και ως λευκή ζώνη).Σήμερα έρευνες γίνονται πάνω στους ένσφαιρους τριβείς,οι οποίοι υπόκεινται σε έντονη καταπόνηση,με σκοπό να διερευνηθεί το κατά πόσο οι κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων επηρρεάζουν τη διάρκεια ζωής αυτών των εξαρτημάτων.Σήμερα η τόρνευση υψηλών ταχυτήτων έχει αντικαταστήσει περιπτώσεις λείανσης μεγάλου βάθους αφήνοντας τη λείανση ως κατεργασία σε περιπτώσεις υψηλών απαιτήσεων όπως σε ρουλεμάν μεγάλων διαμέτρων και ειδικά στις καλούμενες 'ενεργές ζώνες' τους που είναι οι οδηγοί.Οι αποκαλούμενες ως 'μη ενεργές ζώνες' των ρουλεμάν όπως οι εξωτερικές διάμετροι και οι παράπλευρες επιφάνειες κατεργάζονται αποκλειστικά σε υψηλές ταχύτητες χωρίς την ανάγκη περαιτέρω κατεργασίας.

Στις κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων οι παράμετροι κοπής είναι συνήθως κοινοί για σύνθετα κεραμικά αλλά και για κοπτικά από CBN.Η ταχύτητα κοπής και το πάχος αποβλίττου επιλέγονται με βάση τη σκληρότητα του κατεργαζόμενου υλικού.

Στις κατεργασίες χυτοσιδήρων οι υψηλές ταχύτητες αποτελούν πλέον σύνηθες φαινόμενο καθώς δεν παρουσιάζονται ιδιαίτερα προβλήματα.Οι ταχύτητες κοπής κυμαίνονται από 600 μέχρι και 1200m/min χωρίς όμως και πάλι να περιορίζονται από το υλικό του κοπτικού αλλά από τους περιορισμούς που συνήθως βάζει η ίδια η συσκευή κοπής και η επιθυμητή γεωμετρία.

Για δύσκολες κατεργασίες χρησιμοποιούνται ως επι τω πλείστων τα νιτρίδιο του πυριτίου,ενώ τα οξείδια χρησιμοποιούνται σε περιπτώσεις διάνοιξης αυλάκων με προφίλ σχήματος V,δημιουργία σπειρωμάτων και άλλων προφίλ ακόμα πιο πολύπλοκης γεωμετρίας.Τα σύνθετα κεραμικά υλικά χρησιμοποιούνται σε φάσεις φινιρίσματος υψηλών ταχυτήτων.

Στο κεφάλαιο των χυτοσιδήρων,η χρήση κοπτικών από νιτρίδια του πυριτίου δεν εξασφαλίζει αυτόματα και την χρήση των CBN.Συχνά είναι δύσκολη η πρόβλεψη της συμπεριφοράς των Si_3N_4 ανάλογα με την αύξηση της ταχύτητας κοπής και της μείωσης του χρόνου κατεργασίας. Σε πρώτο επίπεδο πρέπει ο όλος μηχανισμός, συμπεριλαμβανομένου του μηχανήματος κοπής και του μηχανισμού πρόσδεσης του τεμαχίου,να ταιριάζουν στις απαιτήσεις.Αυτό απαιτεί μηχανές κοπής μεγάλης ισχύος ώστε να έχουμε μεγάλες ταχύτητες περιστροφής του άξονα.Κάτι τέτοιο όμως είναι συνήθως αδύνατο.Έτσι πολλές φορές είμαστε αναγκασμένοι να ελαττώσουμε την πρόωση καθώς η περιστροφή της ατράκτου αυξάνει.

Στα πλεονεκτήματα όλων αυτών των υλικών είναι σαφώς η μεγάλη διάρκεια ζωής (ΔΖ) τους.Έτσι παράγονται περισσότερα τεμάχια ανα κοπτικό εργαλείο και μειώνεται αισθητά ο χρόνος ακινησίας της μηχανής που απαιτείται για την αντικατάσταση του κοπτικού όταν πλέον αυτό έχει φθαρεί.Η χρήση των CBN απαιτεί μεγάλη προσοχή και φροντίδα ώστε να αξιοποιηθούν πλήρως και από οικονομικής άποψης.Έχει παρατηρηθεί ότι το κόστος αξιοποίησης για κάθε κοπτική ακμή των υλικών αυτών είναι περίπου δεκαπλάσιος από αυτόν των υλικών από νιτρίδια του πυριτίου.

Τα οξείδια αποδίδουν ικανοποιητικά στο αποπεράτωμα και στην κοπή σπειρωμάτων, ενώ τα σύνθετα κεραμικά κάνουν καλή δουλειά στο φινίρισμα. Κεραμικά από Si_3N_4 με επικάλυψη διαδοχικών στρωμάτων από TiN και αλουμίνας αποτελούν την καλύτερη επιλογή για κατεργασίες υψηλών απαιτήσεων,διάνοιξης οπών και διακοπτόμενης τόρνευσης.Εδώ οι ταχύτητες κοπής είναι συνήθως χαμηλότερες από αυτές που επιτυγχάνονται στις κατεργασίες χυτοχάλυβων.Για συνεχή τόρνευση κυμαίνονται στις 300 με 600 m/min και ενίοτε αγγίζουν τις 800m/min για διακοπτόμενη τόρνευση.

Τα νιτρίδια του πυριτίου όταν χρησιμοποιούνται με μηχανές κοπής υψηλής ισχύος,προσφέρουν υψηλές ταχύτητες κοπής (πάνω από τις 800m/min) και τιμές πρόωσης (0.2-0.3 mm/m) σε περιπτώσεις διάνοιξης οπών σε χυτοσίδηρο.

Οι κατεργασίες φρεζαρίσματος υποβάλλουν τα κοπτικά εργαλεία σε μεγάλα εναλλασσόμενα μηχανικά και θερμικά φορτία.Έτσι,τα νιτρίδια του πυριτίου με την υψηλή

τους σκληρότητα και την αντοχή στα θερμικά σόκ αποτελούν ιδανική λύση για αυτές τις κατεργασίες.Δημιουργούνται επίσης και απόβλιττα μεγάλης διατομής ακόμα και με θετική γωνία αποβλίττου.

Το φρεζάρισμα χυτοσιδήρου γίνεται συνήθως σε ταχύτητες 500-800m/min αλλά είναι δυνατόν να ξεπεράσουν και τις 1000m/min.Η πρόωση κυμαίνετε μεταξύ 0.10 και 0.30 mm/rev.Κεραμικά κοπτικά εργαλεία διάτρησης από νιτρίδιο του πυριτίου αποτελούν μία από τις τελευταίες προόδους στο χώρο της κατεργασίας υψηλών ταχυτήτων.Για τη χρήση των εργαλείων αυτών απαιτούνται δράπανα υψηλής ισχύος.Για την πλήρη τους αξιοποίηση απαιτείται ισχύς στην άτρακτο μεγαλύτερη των 10kW και ταχύτητες περιστροφής της τάξης των 10.000 rpm.

Τα πλεονεκτήματα που προσφέρουν αυτές οι μηχανές είναι :υψηλές αποδόσεις,κοπές χωρίς υγρά και επομένως φιλικές προς το περιβάλλον,μικροί χρόνοι κατεργασίας, υψηλή παραγωγικότητα ακόμα και με δράπανα μονής ατράκτου καθώς και μεγαλύτερη ευελιξία του συστήματος.

Η χρήση των κεραμικών στη κατεργασία χυτοσιδήρου υψηλών ταχυτήτων είναι πλέον καθιερωμένη.Στην τόρνευση η επιπλέον αύξηση των ταχυτήτων κοπής είναι μάλλον απίθανη στο προσεχές μέλλον.Αντίθετα,σε κατεργασίες όπως το φρεζάρισμα και η διάτρηση,η αύξηση των ταχυτήτων κοπής έχει ακόμα μεγάλα περιθώρια.Για τον λόγο αυτόν όμως απαιτούνται μηχανήματα υψηλής ισχύος και μεγάλων αριθμών περιστροφής καθώς και προηγμένα συστήματα τροφοδότησης και πρόσδεσης,ώστε τα πλεονεκτήματα που έρχονται από τον χώρο των προηγμένων κεραμικών υλικών να αξιοποιηθούν στο έπακρο.

Όσον αφορά τη διάτρηση χυτοσιδήρου με κοπτικά από Si_3N_4 ,πρόκειται για μια μέθοδος κατεργασίας η οποία θα λέγαμε ότι βρίσκεται ακόμα σε νηπιακό στάδιο.Στον τομέα αυτό,νέα κοπτικά μηχανήματα και μέθοδοι παραγωγής θα προσφέρουν ακόμα περισσότερα πλεονεκτήματα.

Τεράστιες δυνατότητες προβάλλουν στην ανάπτυξη κάθε κοπτικού που θα αντέχει σε υψηλές θερμοκρασίες αλλά ειδικά τα κεραμικά και τα CBN με τις κατεργασίες άνευ υγρών κοπής κλέβουν προς το παρόν τις εντυπώσεις.Τέλος η αντικατάσταση της λείανσης από κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων θα αποτελέσουν χώρο τεχνολογικών δοκιμών και νέων προσδοκιών.

Σχήμα1.3 Κατεργασία διάτρησης υψηλών ταχυτήτων με χρήση κοπτικού εργαλείου από σκληρομετάλλου

1.2 ΚΟΠΤΙΚΑ ΕΡΓΑΛΕΙΑ

1.2.1 Εισαγωγή

Κάθε φορά που οι κατασκευαστές επιθυμούν να βελτιώσουν τους ρυθμούς παραγωγής και την γενικότερη παραγωγικότητα,ένας από τους τομείς στον οποίον στρέφονται συνήθως αποτελεί ο χώρος των κοπτικών εργαλείων.Τεχνολογίες όπως η κατεργασία υψηλών ταχυτήτων και η κατεργασία με έλλειψη υγρών κοπής έχουν μεγάλες απαιτήσεις από τα κοπτικά εργαλεία.
Προκειμένου να βγούνε νικητές στο παιχνίδι του ανταγωνισμού,οι προμηθευτές των εργαλείων αυτών πρέπει να αναπτύσσουν συνεχώς προϊόντα τα οποία θα μπορούν να αποδώσουν σε υψηλότερες στροφές και να αντέχουν περισσότερο κάτω από όλο και πιο αυστηρές προϋποθέσεις-συνθήκες εργασίας.

Οι υψηλές στροφές και οι ρυθμοί αποκοπής υλικού,παράγουν μεγάλα ποσά θερμότητας.Για αυτό το λόγο οι κατασκευαστές έχουν δώσει μεγάλη έμφαση στην ανάπτυξη υλικών με μεγάλη αντοχή στη θερμότητα.Το αποτέλεσμα αυτών των μελετών είναι η πρόοδος που οδήγησε σταδιακά στο πέρασμα από τους γνωστούς ταχυχάλυβες (HSS-high-speed steel) σε υλικά όπως τα καρβίδια,τα κεραμικά τα cermet και άλλα υπέρσκληρα υλικά.

1.2.2 Φθορά κοπτικών εργαλείων

Αναφερόμενοι στα υλικά, όλα τα κοπτικά εργαλεία έχουν μια συγκεκριμένη διάρκεια ζωής (ΔΖ).
Η σταδιακή φθορά τους είναι συνιστώσα πολλών παραγόντων,όπως :

- φθορά κοπτικής αιχμής και παράπλευρων επιφανειών
- δημιουργία κρατήρα
- φθορά από τα παραγόμενα απόβλιττα
- εμφάνιση ψευδοακμών
- παραμόρφωση κοπτικού
- θραύση από θερμικά σόκ

Η πρώτη κατηγορία αποτελεί μια φυσιολογική,αργή αλλά σταδιακή,φθορά κάθε κοπτικού.Η εμφάνιση κρατήρα στην ελεύθερη επιφάνεια ενός κοπτικού συμβαίνει συχνά στις κατεργασίες υλικών όπου παράγοντα μακρά,ινώδη απόβλιττα όπως στους χάλυβες.Όταν ο κρατήρας επεκταθεί αρκετά ώστε να έρθει σε επαφή με την κοπτική πλευρά του εργαλείου η θραύση είναι ακαριαία.

Τα παραγόμενα απόβλιττα συχνά προσκολλούνται στην επιφάνεια του κοπτικού. Πρόκειται για υλικό μεγάλης σκληρότητας το οποίο αποχωριζόμενο το κοπτικό παρασέρνει και κομμάτια από αυτό οδηγώντας σε μια αρκετά μη προβλέψιμη φθορά.Η αλλαγή γεωμετρίας ή η χρήση σκληρότερου υλικού,ελαχιστοποιούν το φαινόμενο αυτό.

Η εμφάνιση ψευδοακμών αποτελεί έναν σημαντικό παράγοντα στη φθορά ενός κοπτικού εργαλείου.Στην περίπτωση αυτή υλικό από το κατεργαζόμενο τεμάχιο προσκολλάται στην επιφάνεια αποβλίττου.Όταν το μήκος της ψευδοακμής αναπτυχθεί οριακά αποκόπτεται,συμπαρασέρνοντας και μόρια άνθρακα από το κοπτικό.Το φαινόμενο αυτό είναι πιο έντονο στην κατεργασία όλκιμων υλικών όπως μαλακοί χάλυβες,αλουμίνιο και κράματα χαλκού.

Η παραμόρφωση του κοπτικού εργαλείου, επέρχεται ύστερα από υπερθέρμανση. Ελαχιστοποίηση του φαινομένου αυτού μπορεί να επιτευχθεί με τη χρήση υλικών μεγαλύτερης θερμικής αντοχής ή ελλατώνοντας την ταχύτητα κοπής.

Η κοπή εσωτερικών οδοντώσεων αποτελεί ακόμα προσωπική υπόθεση των εργαλείων από HSS.Κύριος λόγος το κόστος που ανέρχεται στο 1/10 αυτού των καρβιδίων.

Αστοχία ενός κοπτικού λόγω θερμότητας εμφανίζεται κατά κύριο λόγο όταν υπάρχουν έντονες εναλλαγές θέρμανσης-ψύξης.Υπαίτιοι ακόμα είναι η διακοπτόμενη κοπή και η λανθασμένη χρήση υγρών κοπής,όπου αυτά απαιτούνται.
Αυτού του είδους οι μηχανισμοί που επιφέρουν αστοχία των κοπτικών,υπαγορεύουν ως τις πιο επιθυμητές ιδιότητες κάθε κοπτικού εργαλείου αντοχή σε κόπωση,την αντοχή σε φθορά και πάνω απ'όλα τη σκληρότητα,ειδικά σε υψηλές θερμοκρασίες.

1.2.3 Ταχυχάλυβες

Οι ταχυχάλυβες πήραν το όνομά τους λόγω του γεγονότος ότι οι ταχύτητες κοπής με τη χρήση κοπτικών εργαλείων αυτών των υλικών έφτανε αρχικά μέχρι και τέσσερις φορές τις ταχύτητες που επιτυγχάνετο με τη χρήση χαλύβδινων κοπτικών τα οποία και τελικά αντικατέστησαν. Οι ταχυχάλυβες,των οποίων η συστηματική ανάπτυξη ξεκίνησε στις αρχές του περασμένου αιώνα, αποτελούν βαρέα σιδηρούχα κράματα και χωρίζονται σε τρείς βασικές κατηγορίες :

- Σε εκείνους που έχουν σαν βάση το βολφράμιο,
- Εκείνοι που έχουν σαν βάση το μολυβδαίνιο, και τέλος
- Σε εκείνους που έχουν μια βάση μολυβδαινίου-κοβαλτίου.

Και οι τρείς τύποι ταχυχάλυβων έχουν μεγάλη περιεκτικότητα σε άνθρακα,ο οποίος αντιδρώντας με τα εύτηκτα μέταλλα,σχηματίζει υψηλής αντοχής καρβίδια τα οποία αυξάνουν την αντοχή των υλικών αυτών σε φθορά και τη σκληρότητα ειδικά σε υψηλές θερμοκρασίες. Το κοβάλτιο επιδρά διαφορετικά από τα υπόλοιπα στοιχεία που συμμετέχουν στο σχηματισμό των κραμάτων καρβιδίου.Διαλύεται στο φερριτικό ιστό του χάλυβα,με συνέπεια την ανύψωση του σημείου ανακρυστάλλωσης και τη διατήρηση της σκληρότητας σε υψηλότερες θερμοκρασίες (λόγω μηχανισμού σκλήρυνσης και όχι λόγω θερμικής κατεργασίας).

Μια σχετικά πρόσφατη ανάπτυξη στα κοπτικά από ταχυχάλυβες, είναι η χρήση της κονιομεταλλουργίας σαν μέθοδο παραγωγής των εργαλείων αυτών.Τα παραγόμενα υλικά έχουν μια ενιαία δομή και εμφανίζουν μικρότερο διαχωρισμό καρβιδίων από ότι οι συμβατικοί χυτοχάλυβες.Στους κοινούς ταχυχάλυβες οι δεσμοί των καρβιδίων μπορούν να προκαλέσουν σταδιακή μείωση της σκληρότητας,κάτι που με τους ταχυχάλυβες αυτούς μπορεί να περιοριστεί στο ελάχιστο.
Η ομοιόμορφη κατανομή των καρβιδίων στους ταχυχάλυβες σύντηξης προσφέρει αρκετά πλεονεκτήματα στη συμπεριφορά και τις μηχανικές ιδιότητες των υλικών αυτών.Τα εργαλεία αυτά παρουσιάζουν ταχύτερη και ομαλότερη ανάκαμψη από θερμικές εναλλαγές και η διαστολή λόγω θερμοκρασιακών μεταβολών είναι περισσότερο προβλέψιμη.Το αποτέλεσμα είναι μεγαλύτερη χημική σταθερότητα και βελτιωμένη σκληρότητα,αντοχή σε κόπωση και φθορά,συγκριτικά πάντα με τους συμβατικούς ταχυχάλυβες.
Η ενιαία μικροδομή των εργαλείων που παράγονται με τη μέθοδο της κονιομεταλλουργίας,προσφέρει βελτιωμένη ικανότητα αναγέννησης των συγκεκριμένων κοπτικών χωρίς να υποβαθμίζει παράλληλα τις μηχανικές τους ιδιότητες.Η ικανότητα αυτή είναι ιδιαιτέρως σημαντική στα κραματωμένα υλικά ενώ το κόστος της παραγωγής και του τροχίσματος των κοπτικών αυτών είναι σημαντικά χαμηλότερο.Η μέθοδος

σύντηξης προσφέρει επίσης μεγαλύτερη ευχέρεια στην παραγωγή κοπτικών εργαλείων σύνθετης γεωμετρίας από ότι οι υπόλοιπες συμβατικές μέθοδοι παραγωγής.
Τέλος,η αντοχή των τελικών υλικών είναι μεγαλύτερη συγκριτικά με τα συμβατικά υλικά.Μεγαλύτερη διάρκεια ζωής βελτιώνει την παραγωγικότητα ελαχιστοποιώντας τις αλλαγές κοπτικού και επομένως τους 'νεκρούς χρόνους'.Επιπροσθέτως,υλικό μεγαλύτερης σκληρότητας και αντοχής επιτρέπει και τη χρήση σε υψηλότερες τιμές πρόωσης και ταχύτητας κοπής σε σχέση με τα υλικά των λοιπων συμβατικών μεθόδων παραγωγής.
Οι ταχυχάλυβες σύντηξης (P/M HSS) εμφανίζουν μεγάλη ζήτηση σε κατεργασίες διάτρησης και φρεζαρίσματος,ειδικά σε περιπτώσεις όπου οι κοινοί ανθρακούχοι χάλυβες αλλά και οι κραματωμένοι εμφανίζουν φαινόμενα φθοράς και αστοχίας λόγω διακοπτόμενης κοπής ή γενικότερα δύσκολων συνθηκών κοπής.Το φρεζάρισμα καθώς και η διάτρηση αποτελούν πολλές φορές επίπονες κατεργασίες και για αυτό οι συγκεκριμένοι ταχυχάλυβες αποδεικνύονται ιδιαιτέρως χρήσιμοι.
Οι ισχυροί κραματωμένοι ταχυχάλυβες σύντηξης αποτελούν πλεονέκτημα σε κατεργασίας διάνοιξης οπών,κυρίως τυφλών,όπου η μηχανή κοπής εκτελεί απότομες και συχνές εναλλαγές κινήσεων.Τα υλικά αυτά έχουν καλύτερη συμπεριφορά σε αυτές τις λειτουργίες,ειδικά σε χάλυβες που παράγουν απόβλιττα μεγάλου μήκους.

Ανάμεσα στους ταχυχάλυβες και τους ανθρακούχους χάλυβες βρίσκεται από πλευράς ιδιοτήτων μια άλλη κατηγορία κοπτικών εργαλείων η οποία αποτελείται από κράματα κοβαλτίου. Τα τηκόμενα κράματα, που μπορεί να περιέχουν χρώμιο, βολφράμιο, νιόβιο και άλλες ενώσεις καρβιδίων σε μια μήτρα κοβαλτίου,χύνονται σε γραφειτίζοντα ψυχρά καλούπια,παράγοντας ένα υλικό αρκετά λεπτόκοκκο και μεγάλης σκληρότητας. Ο πυρήνας των υλικών αυτών αποτελείται από υλικό εμπλουτισμένο σε κοβάλτιο και μεγάλης αντοχής.Η δε αντοχή σε κόπωση των υλικών αυτών φτάνει τα 350.000psi (2410 Mpa).

1.2.4 Σκληρομέταλλα

Τα σκληρομέταλλα είναι τα ευρύτερα διαδεδομένα κοπτικά εργαλεία σήμερα.
Το κύριο πλεονέκτημά τους έναντι των ταχυχάλυβων είναι η ικανότητά τους να λειτουργούν σε υψηλότερες ταχύτητες κοπής,περίπου 3-5 φορές ταχύτερα.
Τα σκληρομέταλλα έχουν αντικαταστήσει τους ταχυχάλυβες σε μεγάλο βαθμό σε πολλές κατεργασίες και κατέχουν ποσοστό πάνω από το 50% της παγκόσμιας παρασκευής κοπτικών εργαλείων.Το ποσοστό των ταχυχάλυβων ανέρχεται στο 40%,ενώ το υπόλοιπο 10% μοιράζονται όλα τα υπόλοιπα υλικά.

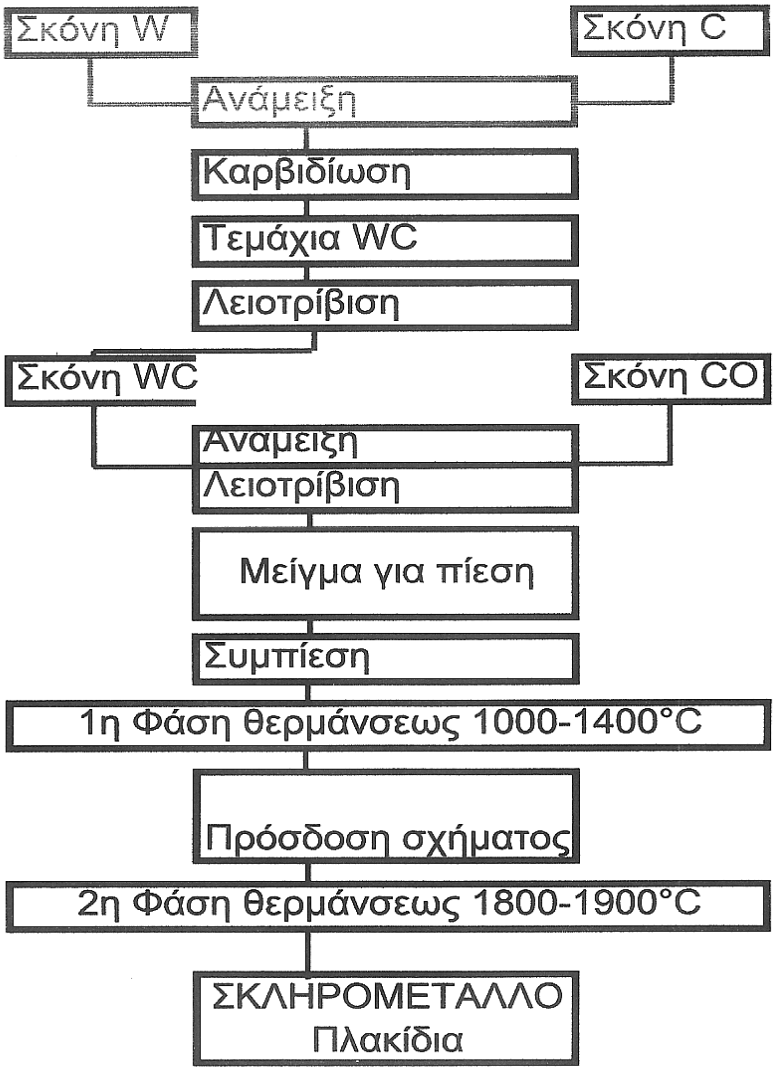
Κατασκευάζονται με τη μέθοδο της κονιομεταλλουργίας και αποτελούνται από διάφορα καρβίδια σε εξαιρετικά λεπτόκοκκη μορφή,τα οποία αναμιγνύονται και συντήκονται σε μια βάση κοβαλτίου που αποτελεί και το συνδετικό τους μέσο.Το καρβίδιο του βολφραμίου (WC) είναι το κυριότερο καρβίδιο που χρησιμοποιείται.

Άλλα καρβίδια που χρησιμοποιούνται αλλά με αρκετά μικρότερη συχνότητα,είναι τα καρβίδια των τιτανίου,τανταλίου,χρωμίου και νιοβίου.Το ποσοστό καρβιδίου σε ένα σκληρομέταλλο κυμαίνεται μεταξύ 60 και 95%.Ρυθμίζοντας το ποσοστό αυτό,καθώς και τον τύπο και το μέγεθος,δύναται να κατασκευαστούν κοπτικά εργαλεία που να ταιριάζουν σε μια πολύ μεγάλη γκάμα μηχανουργικών κατεργασιών.

Στην εικόνα 1.4 βλέπουμε σχηματικά τα στάδια παραγωγής των σύγχρονων σκληρομετάλλων.

Ανάλογα την κατεργασία για την οποία προορίζονται τα υλικά αυτά έχουν διάφορους συνδυασμούς ιδιοτήτων που τους επιτρέπουν να υπερέχουν ως κοπτικά εργαλεία.Οι κύριες ιδιότητές τους είναι :

- εξαιρετική αντιτριβική ικανότητα
- μεγάλο μέτρο ελαστικότητας
- χημική αδράνεια
- αντοχή σε κάμψη διπλάσια αυτής των HSS
- αντοχή σε πίεση επιφανείας
- σκληρότητα και αντοχή σε κρουστικά φορτία
- αντοχή σε φθορά

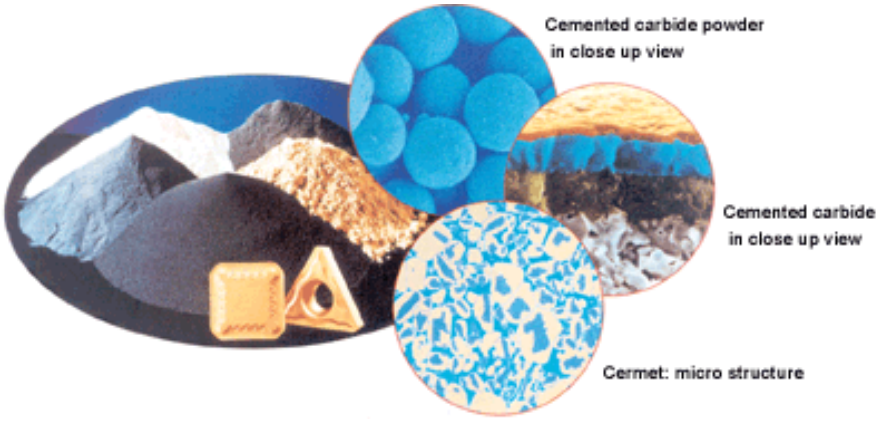


Σχήμα 1.4 Σχηματικό διάγραμμα των σταδίων παρασκευής των σκληρομετάλλων.

Η τεχνολογική πρόοδος ωθεί τον τομέα ανάπτυξης των κοπτικών εργαλείων προς τη δημιουργία εργαλείων ολοένα και μικρότερων διαστάσεων και πολυπλοκότερων συνδέσεων ώστε η χρήση του βολφραμίου να υποχωρεί δίνοντας τη θέση της σε άλλα καρβίδια όπως αυτά που αναφέρθηκαν ανωτέρω.
Η κοκκομετρία των κόνεων καρβιδίων που χρησιμοποιούνται στην παραγωγή των υλικών αυτών έχει μειωθεί τα τελευταία χρόνια από τα 10μm στο 1μm.Αυτό έχει επιφέρει υλικά

με μεγαλύτερη συνοχή και καλύτερες μηχανικές ιδιότητες στο τελικό προϊόν,όπως μεγαλύτερη σκληρότητα και αντοχή σε φθορά.

Σε μηχανικές δοκιμές που έγιναν σε συνήθη υλικά κόκκωσης 2-3μm και ποσοστό σε καρβίδιου του κοβαλτίου 8% έναντι υλικών αισθητά μικρότερης δομής,κόκκωσης 0.3-1μm και 11%Co ,η αντοχή σε εφελκυσμό αυξήθηκε από τα 2000 στα 3000 N/mm^2 ενώ η αντοχή σε θλίψη παρουσίασε αύξηση γύρω στο 11% περνώντας από τα 5400 στα 6000 N/mm^2. Πρακτικά,η αύξηση της θλιπτικής αντοχής στα υλικά αυτά είναι ιδιαίτερα χρήσιμο καθ'ότι με αυτόν τον τρόπο προσφέρουν μεγαλύτερη αντοχή στην κοπτική αιχμή του εργαλείου,όπως συμβαίνει με τα υπερκράματα.



Σχήμα 1.5 Σκληρομέταλλα και cermet, παράγωνται με τη μέθοδο της κονιομεταλλουργίας. Η αρχική κόνη αρχικά συμπιέζεται μαζί με το συνθετικό μέσο και έπειτα το μείγμα συντήκεται, παράγωντας την αρχική γεωμετρία των κοπτικών εργαλείων.

Σήμερα οι έρευνες επεκτείνονται προς την επίτευξη κατασκευής υλικών με ακόμα μικρότερη διάμετρο των κόνων σύντηξης της τάξης των 0.1 με 0.2 μm.Τα υλικά αυτά θα προσφέρουν ακόμα μεγαλύτερη σκληρότητα με δεδομένο ποσοστό κοβαλτίου.Ακόμα,οι ενδοαποστάσεις μεταξύ των τεμαχίων θα είναι τόσο μικρή ώστε οι θερμοκρασίες σύντηξης να μειωθούν αισθητά,περιορίζοντας την ανάπτυξη των κόκκων,φαινόμενο που παρουσιάζεται σε μεγαλύτερες θερμοκρασίες σύντηξης.

Η χρήση διαφορετικών καρβιδίων σε μια ποικιλία ιδιοτήτων,επιτρέπει επίσης τους κατασκευαστές να παράγουν κοπτικά εργαλεία πιο κοντά στις απαιτήσεις τους.Προσμίξεις καρβιδίων τιτανίου,τανταλίου και νιοβίου είναι πλέον συνηθισμένες και τείνουν να βελτιώσουν την αντοχή έναντι σε παραμορφώσεις υψηλών θερμοκρασιών και να αυξήσουν την αντοχή σε χημική φθορά.Άλλες προσμίξεις όπως τα καρβίδια βαναδίου και χρωμίου,τείνουν να εμποδίσουν την ανάπτυξη των απειροστών κόκκων κατά τη διάρκεια της πίεσης και πυροσυσσωμάτωσης της κόνης.

Μια άλλη καινοτομία στις παρασκευαστικές διαδικασίες αυτών των υλικών είναι ο εμπλουτισμός της επιφάνειας των κοπτικών με κοβάλτιο.Η αύξηση της περιεκτικότητας του κοβαλτίου στην επιφάνεια του κοπτικού,έχει αποδειχθεί ότι αυξάνει τη σκληρότητα διατηρώντας την αντοχή σε κόπωση και φθορά σε άλλες περιοχές.

Το πάχος του στρώματος αυτού κυμαίνεται μεταξύ 0.013 και 0.025 mm και η περιεκτικότητά του φτάνει δύο με τρείς φορές ή και περισσότερες αυτή του υπόλοιπου υλικού. Κατα την συνηθέστερη διαδικασία που ακολουθείτε,η εμπλουτισμένη ζώνη παράγεται μέσω διάχυσης αζώτου,τιτανίου και κοβαλτίου κατά τη διάρκεια της σύντηξης.

Η επένδυση κοβαλτίου αποτελεί πλέον μια συνηθισμένη διεργασία που χρησιμοποιείται ακόμα και σε κοπτικά για φινίρισμα υψηλών ταχυτήτων.Η ιδέα έγκειται στην ανάγκη παροχής ενός επιπλέον επιπέδου ασφαλείας όσον αφορά την αξιοπιστία των κοπτικών εργαλείων.Μελέτες γίνονται ακόμα και ως προς την διαφοροποίηση της συγκέντρωσης κοβαλτίου στις γωνίες των κοπτικών όπου η καταπόνηση είναι σαφώς μεγαλύτερη, για ακόμα καλύτερη αποτελεσματικότητα.

Η επιλογή συγκεκριμένου σκληρομετάλλου για μια κατεργασία,μπορεί να κρύβει πιθανά ρίσκα και παγίδες δεδομένου της γκάμας που είναι διαθέσιμη.Μια πρώτη εκτίμηση της κατάστασης και επιλογής του κατάλληλου κοπτικού εργαλείου,
αποτελούν τα χαρακτηριστικά του κατεργαζόμενου υλικού,όπως η σύνθεση και η σκληρότητά του.

Σημαντική βοήθεια στην καλύτερη και πιο αξιόπιστη σύγκλιση προς το κατάλληλο κοπτικό,αποτελούν οι κατά ISO προδιαγραφές προσθηκών.

Η προτυποποίηση αυτή,εμπεριέχει τρείς κύριες κατηγορίες σκληρομετάλλων :
Την κατηγορία P που εμπίπτει στην κατεργασία υλικών με συνεχή απόβλιττα όπως οι περισσότεροι χάλυβες,η κατηγορία M για υλικά υψηλότερων απαιτήσεων όπως οι ανοξείδωτοι χάλυβες και κράματα υψηλής θερμικής αντοχής και τέλος η κατηγορία K για υλικά με ασυνεχή απόβλιττα όπως οι χυτοσίδηροι,κραματωμένοι χάλυβες και άλλα μη σιδηρούχα υλικά.Οι κατηγορίες αυτές συνδυάζονται και με μια σειρά ποιοτήτων οι οποίες δείχνουν την συμβατότητα του συγκεκριμένου κοπτικού για κατεργασίες που διαβαθμίζονται από το απλό φινίρισμα (01) μέχρι την εκχόνδριση (50). Η βελτιστοποίηση της επιλογής των κατάλληλων κοπτικών εργαλείων, απαιτούν πέρα από τις βασικές τυποποιήσεις και ακριβείς μελέτες κόστους,χρόνου κατεργασίας, διάρκεια ζωής κοπτικού και άλλες παραμέτρους.

1.2.5 Κεραμομεταλλικά

Τα επονομαζόμενα **cermet** (**cer**amics + **met**als) αποτελούν στην πραγματικότητα μια ιδιαίτερη κατηγορία σκληρομετάλλων τα οποία εκτός από το καρβίδιο του βολφραμίου, χρησιμοποιούν και άλλα σκληρά υλικά.Τέτοια είναι το καρβίδιο του τιτανίου και το νιτρίδιο του τιτανίου. Η σκληρή φάση αποτελείται σε μερικά υλικά και από το καρβίδιο του μολυβδαίνιου, ενώ ο μεταλλικός δεσμός των υλικών αυτών είναι συνήθως ένα κράμα κοβαλτίου-νικελίου σε περιεκτικότητες 3-20%.

Τα cermets και τα σκληρομέταλλα έχουν παρόμοιες διαδικασίες παραγωγής. Μάλιστα,όσο η σύνθεση ενός σκληρομέταλλου γίνεται πιο περίπλοκη,τόσο η διαχωριστική γραμμή μεταξύ των δύο υλικών γίνεται περισσότερο ασαφής.Αν και η ανάπτυξη που εμφανίζεται τα τελευταία χρόνια στον τομέα των cermets βαίνει αυξανόμενη,παρόλα αυτά επισκιάζεται από εκείνη που εμφανίζεται στο χώρο των σκληρομετάλλων.

Τα cermet εμφανίζουν μεγαλύτερη αντοχή σε φθορά σε σχέση με τα υλικά που έχουν βάση το καρβίδιο του βολφραμίου.Η δυσθραυστότητα είναι συγκρίσιμη με αυτή των σκληρομετάλλων όπως και η αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες,ενώ ο μεταλλικός δεσμός αποτελεί τον καθοριστικό παράγοντα.Τα σκληρομέταλλα εμφανίζουν μεγαλύτερη σκληρότητα,αντοχή σε κόπωση και σε θερμικά σόκ έναντι των cermet.

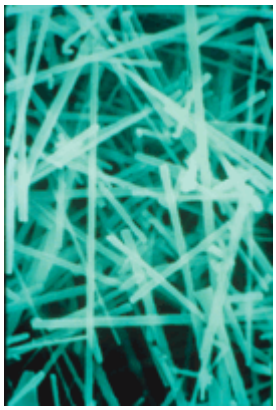
Σε μικρά συνεχή φορτία τα cermets υπερτερούν των σκληρομετάλλων σε αντοχή ακμής και μπορούν να φινιριστούν εύκολα προσφέροντας τελικές επιφάνειες υψηλής ποιότητας.Το μεγαλύτερό τους όμως πλεονέκτημα έναντι των σκληρομετάλλων είναι ότι μπορούν να λειτουργούν σε υψηλότερες ταχύτητες κοπής και ελαχιστοποιούν την τάση εμφάνισης ψευδοακμής.

Τα σύνθετα υλικά cermets παρουσιάζουν αυξημένη ζήτηση καθώς μέσω της τεχνολογικής προόδου καθίστανται ολοένα και πιο ικανά να αντιμετωπίσουν τις σύγχρονες βιομηχανικές απαιτήσεις και να προσφέρουν κατεργασίες με υψηλή ακρίβεια και πολύ μικρά βάθη κοπής.
Οι ιδιότητες αυτές καθιστούν τα cermet ιδανικά υλικά για διακοπτόμενες κατεργασίες κοπής όπως είναι οι κατεργασίες ημι-φινιρίσματος,προσφέροντας μια μεγάλη ποικιλία υλικών.Κοπτικά τα οποία παρασκευάζονται από cermets και σχεδιάζονται για κατεργασίες τόρνευσης,μπορούν να κατεργαστούν ανοξείδωτους χάλυβες και άλλα μεταλλικά υλικά υψηλής σκληρότητας.

Μια ουσιαστική διαφορά των υλικών cermets έναντι των σκληρομετάλλων, είναι το μέγεθος των ινών που χρησιμοποιούνται στη σκληρή φάση. Εδώ τα cermets υπερτερούν εμφανίζοντας μια μεγάλη διαστασιολογική γκάμα έναντι των σκληρομετάλλων που παρασκευάζονται με τη χρήση πολύ λεπτών ινών στο πλέγμα τους.Η ποικιλία στο μέγεθος των ινών που χρησιμοποιούνται στα cermet περιορίζουν την εμφάνιση ρωγμών και ελαχιστοποιούν την πιθανότητα αστοχίας του υλικού.Σε ορισμένα από τα υλικά αυτά,η αύξηση της περιεκτικότητας σε υδρογόνο προσφέρει αυξημένη χημική σταθερότητα και δυνατότητα χρήσης συνδετικού μετάλλου σε μεγαλύτερο ποσοστό,αυξάνοντας τη σκληρότητα.

1.2.6 Κεραμικά Υλικά

Είναι ιδανικά για την παρασκευή κοπτικών εργαλείων, κυρίως λόγω των εξής πλεονεκτημάτων:έχουν υψηλή σκληρότητα και είναι χημικά αδρανή. Η μεγάλη σκληρότητα, ακόμα και σε πολύ υψηλές θερμοκρασίες, σε συνδυασμό με τη χημική αδράνεια δίνουν στα κεραμικά υλικά τη δυνατότητα να λειτουργούν σε υψηλές θερμοκρασίες και για μεγαλύτερα χρονικά διαστήματα εμφανίζοντας παράλληλα χαμηλότερα επίπεδα κόπωσης και φθοράς σε σύγκριση με τα υπόλοιπα υλικά. Παρουσιάζουν ακόμα μεγάλη διάρκεια ζωής και μπορούν να λειτουργήσουν σε υψηλές ταχύτητες κοπής με μεγάλους ρυθμούς αποκοπής υλικού τεμαχίου στην επιθυμητή κατεργασία.



Σχήμα 1.6 Ενισχυμένες ίνες από καρβίδιο πυριτίου (αριστερά) βελτιώνουν τις μηχανικές ιδιότητες της αλούμινας εισχωρώντας σημαντικά στο κεραμικό πλέγμα και καθιστώντας εξαιρετικά δύσκολη την απομάκρυνσή τους από αυτό με οποιαδήποτε μέθοδο.

Τα κεραμικά κοπτικά εργαλεία έχουν αποδειχθεί αξιόπιστα στην τόρνευση και το φρεζάρισμα χυτοχάλυβων και υπερκραμάτων, καθώς και στο φινίρισμα σκληροχάλυβων. Σε κατεργασίες όπως οι ανωτέρω,τα κεραμικά υλικά που βασίζονται

στην αλουμίνα ή το νιτρίδιο του πυριτίου, έχουν το εμφανή πλεονέκτημα έναντι των σκληρομετάλλων.

Πάντως, το μυστικό της επιτυχίας όσον αφορά τα κεραμικά υλικά είναι οι υψηλές θερμοκρασίες λειτουργίας. Η υπερθέρμανση της πλειοψηφίας των υλικών αυτών εμφανίζεται στη ζώνη των 2200°C έναντι των 870°C που ισχύει για τα σκληρομέταλλα. Έτσι τα κεραμικά υλικά καθιστούν και τα πλέον σκληρά υλικά κατεργάσιμα,δουλεύοντας σε υψηλές ταχύτητες ώστε να παράγεται αρκετή θερμότητα,ικανή να ανεβάσει την θερμοκρασία του τεμαχίου στη γειτονιά των 1800°C. Με άλλα λόγια,οι υψηλές ταχύτητες κοπής αποτελούν και τον μηχανισμό με τον οποίο παράγεται η απαιτούμενη θερμότητα για τη σωστή λειτουργία των κεραμικών.

Τα κεραμικά κοπτικά εργαλεία με βάση την αλουμίνα περιλαμβάνουν συνήθως ζιρκονία,καρβίδιο ή νιτρίδιο τιτανίου καθώς και καρβίδιο πυριτίου.
Τα αποκαλούμενα επίσης και «λευκά κεραμικά» αποτελούν μια κατηγορία υλικών από αλουμίνα με περιεκτικότητα σε ζιρκονία μέχρι και 10% προς αύξηση της σκληρότητας.Τα λευκά κεραμικά είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικά σε κατεργασίες φινιρίσματος χαλύβων.Αλουμίνα με περιεκτικότητα μέχρι και 40% σε καρβίδιο του τιτανίου παρουσιάζει εξαιρετική αντοχή σε φθορά και χρησιμοποιείται σε κατεργασίες χυτοσιδήρων και ταχυχάλυβων.

Επίσης,αλουμίνα ενισχυμένη με ίνες από καρβίδιο του πυριτίου καταλαμβάνει την κορυφή στην οικογένεια των κεραμικών που έχουν βάση την αλουμίνα όσον αφορά την σκληρότητα και την αντοχή σε θερμικά σόκ.Σε αντίθεση με τα υπόλοιπα υλικά της κατηγορίας,το υλικό αυτό μπορεί να λειτουργήσει και με παρουσία ψυκτικού υγρού.Μια τυπική κατεργασία στην οποία κοπτικά από κεραμικά με ενίσχυση τέτοιων ινών,είναι το φινίρισμα νικελούχων κραμάτων σε υψηλές στροφές.

Η χρήση προσθετικών βελτιώνει σημαντικά τις μηχανικές ιδιότητες των υλικών αυτών καθώς με τη μορφή λεπτών σωματιδίων ή ινών (whiskers) καταλαμβάνουν συγκεκριμένες θέσεις στο κεραμικό πλέγμα.Τα κεραμικά υλικά αποκτούν επίσης μεγάλο μέτρο ελαστικότητας και πολλαπλάσια αντοχή σε θλίψη (μέχρι και 6,9GPa) κατά τον προσανατολισμό διευθέτησης των ινών στο κεραμικό πλέγμα.

1.2.7 SiAlONs

Κοπτικά υλικά που παρασκευάζονται με βάση το νιτρίδιο του πυριτίου, περιλαμβάνουν προϊόντα υψηλής περιεκτικότητας σε νιτρίδιο του πυριτίου καθώς και τα περίφημα υλικά αποκαλούμενα ως SiAlONs τα οποία αποτελούν στερεά διαλύματα αλουμίνας σε νιτρίδιο του πυριτίου, υπο κρυσταλλική μορφή μέσα σε υαλώδη φάση που αποτελείται κυρίως από Y_2O_3. Η πρώτη κατηγορία κεραμικών εμφανίζει μεγάλη συνοχή πλέγματος,παρόμοια με εκείνη των σκληρομετάλλων, όπως επίσης υψηλή αντοχή και χαμηλό συντελεστή θερμικής διαστολής,παρέχοντας υψηλή αντοχή σε θερμικά σόκ.Τα κοπτικά εργαλεία που παρασκευάζονται με αυτά τα υλικά εμφανίζουν άριστη συμπεριφορά στην τόρνευση φαιών χυτοσιδήρων-όπου είναι δυνατή ακόμα και η χρήση υγρών κοπής- καθώς επίσης στο φρεζάρισμα και σε άλλες διακοπτόμενες κατεργασίες.

Στη δεύτερη κατηγορία συναντάμε τα SiAlON που είναι υλικά μεγαλύτερης χημικής σταθερότητας αλλά χαμηλότερης αντοχής σε θερμικά σόκ.Η χρήση τους περιορίζεται κυρίως σε σκληρές κατεργασίες υπερκραμάτων νικελίου.

Το SiAlON αποτελεί τον κύριο εκπρόσωπο της οικογένειας των SiMON κεραμικών, η ονομασία των οποίων προέρχεται από τη χημική τους σύσταση : Si+Me+O+N. Η υαλώδης φάση των υλικών αυτών, με την κατάλληλη θερμική κατεργασία κρυσταλλώνεται βελτιώνοντας τη συμπεριφορά τους σε ερπυσμό.Το προϊόν είναι σχετικά ελαφρύ με χαμηλό συντελεστή θερμικής διαστολής και πολύ καλή αντοχή σε θραύση, συγκρινόμενη μ’αυτή άλλων προηγμένων κεραμικών.Χρησιμοποιείται για την

κατασκευή εξαρτημάτων κινητήρων που λειτουργούν σε χαμηλές και ενδιάμεσες θερμοκρασίες και υφίστανται τριβή, καθώς επίσης και για ακροφύσια συγκόλλησης, ρουλεμάν και εργαλεία κοπής. Η συνεχής έκθεσή του σε θερμοκρασία μεγαλύτερη των 1000^{0} C,προκαλεί την μαλάκυνση της υαλώδους φάσης μεταξύ των κόκκων.

Τα SiAlON όπως επίσης και τα κεραμικά με ενισχυτικές ίνες,εμφανίζουν περιπτώσεις χημικής αντίδρασης με τα κατεργαζόμενα τεμάχια.Το φαινόμενο αυτό ελαχιστοποιείται με επικαλύψεις από νιτρίδιο του τιτανίου ή άλλο υλικό.

Τα πλεονεκτήματα των SiAlON είναι τα εξής :

- Εξαιρετική αντοχή σε θερμικά σόκ
- Υψηλή αντοχή σε κόπωση
- Μεγάλη δυσθραυστότητα
- Αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες
- Χαμηλό συντελεστή θερμικής διαστολής
- Αντοχή σε οξείδωση

Sialon		
Μηχανικές ιδιότητες	**SI/Metric**	**SI/Metric**
Πυκνότητα	gm/cc	3.24
Πορώδες	%	<1%
Χρώμα	—	gray
Αντοχή εφελκυσμού	MPa	760
Μέτρο Ελαστικότητας	GPa	288
Shear Modulus	GPa	120
Bulk Modulus	GPa	220
Λόγος Poisson	—	0.25
Αντοχή σε θλίψη	MPa	—
Σκληρότητα	Kg/mm^2	1430–1850
Παράγων Έντασης Τάσεως K_{IC}	$MPa•m^{1/2}$	6.0–7.5
Μέγιστη Θερμοκρασία λειτουργίας (άνευ φορτίου)	°C	1200
Θερμικές Ιδιότητες		
Θερμική Αγωγιμότητα	W/m•°K	15–20
Συντελεστής θερμικής διαστολής	10^{-6}/°C	3
Ειδική Θερμότητα	J/Kg•°K	—

Σχ 1.7 Πίνακας Ιδιοτήτων των SiALON

Σχήμα 2.8 Φρεζάρισμα υψηλών ταχυτήτων.

1.2.8 Αδαμάντινα κοπτικά εργαλεία

Η ανάπτυξη κοπτικών εργαλείων από υπέρσκληρα υλικά ξεκίνησε στις αρχές της δεκαετίας του ΄70 με την εμφάνιση κοπτικών εργαλείων κατασκευασμένα από πολυκρυσταλλικό διαμάντι γνωστό ως PCD (polycrystalline diamond).
Τα κοπτικά εργαλεία από PCD αποτελούνται από πολύ μικρούς κόκκους διαμαντιού σε ανθρακικό υπόστρωμα.Η υψηλή αντιτριβική ιδιότητα του διαμαντιού σε συνδυασμό με τον άνθρακα, παράγει ένα υλικό με εξαιρετικές επιδόσεις, ιδίως στην κατεργασία χαλκού, αλουμινίου, σύνθετων υλικών καθώς και μη μεταλλικών υλικών.Το PCD εξομειώνει την υψηλή δυσθραυστότητα ορισμένων κοπτικών από WC και έτσι αποδεικνύεται κατάλληλο σε κατεργασίες φρεζαρίσματος και άλλες διακοπτόμενες κατεργασίες.

Σήμερα έχει αναπτυχθεί μια γκάμα υλικών από διαμάντι που χρησιμεύουν στην παραγωγή κοπτικών εργαλείων.Σε αυτά συμπεριλαμβάνονται και υλικά με ειδικές επικαλύψεις οι οποίες και εναποτίθενται με ποικίλες μεθόδους,καθώς και διαμάντια σε μορφή φίλμ με συνήθη πάχη από 250 μm μέχρι και 1mm που αποτελούν στρώμα καθαρού διαμαντιού επάνω σε υπόστρωμα καρβιδίου.Μια από τις πιο σύγχρονες και αποτελεσματικές μεθόδους παρασκευής τέτοιων υλικών είναι η τεχνική της χημικής εναπόθεσης ατμών (CVD) κατά την οποία γίνεται απόθεση φίλμ αερίου άμορφου άνθρακα και υδρογόνου υπο πολύ υψηλές θερμοκρασίες, πάνω σε ειδικό υπόστρωμα. Το τελικό προϊόν εμφανίζει ιδιότητες που προσεγγίζουν πολύ εκείνες του φυσικού διαμαντιού.

Υπάρχουν δύο κατηγορίες υλικών που παρασκευάζονται με τη μέθοδο CVD. Στην πρώτη κατηγορία, το υλικό αποτελεί μια λεπτή επικάλυψη επάνω σε ένα υπόστρωμα καρβιδίου.Στη δεύτερη κατηγορία ανήκουν υλικά όπου η επικάλυψη διαμαντιού είναι μεγαλύτερη, με πάχη που φτάνουν το ένα χιλιοστό.Τα υλικά αυτά συναγωνίζονται τα κοπτικά από PCD σε όλες τις βασικές κατεργασίες, λόγω της μεγάλης καθαρότητάς τους η οποία τους παρέχει ιδιότητες εφάμιλλες του διαμαντιού, όπως είναι η μεγάλη σκληρότητα, η πυριμαχικότητα και η αντοχή σε φθορά. Η διάρκεια ζωής των κοπτικών εργαλείων που

παρασκευάζονται από τα υλικά αυτά, εμφανίζουν σε ορισμένες κατεργασίες διπλάσια με τριπλάσια τιμή από την αντίστοιχη των κοπτικών από PCD.

1.2.9 Κυβικός Βοριονιτρίτης (CBN)

Πάντως είτε πρόκειται για τα υλικά χημικής εναπόθεσης χοντρού φίλμ είτε για τα διαμάντια της κατηγορίας PCD, το κυριότερο μειονέκτημα των υλικών αυτής της κατηγορίας αποτελεί η αδυναμία κατεργασίας φεριτικών κραμάτων.Εξ αιτίας χημικών αντιδράσεων που σημβαίνουν στη διεπιφάνεια του κοπτικού με το κατεργάσιμο υλικό, τα ανωτέρω υλικά έχουν σήμερα περιορισμένες εφαρμογές. Το μειονέκτημα αυτό, οδήγησε στην εξέλιξη της έτερης οικογένειας υπέρσκληρων υλικών που χρησιμοποιούνται σήμερα στη βιομηχανία για την παραγωγή κοπτικών εργαλείων υψηλών απαιτήσεων.
Πρόκειται για τον κυβικό βοριονιτρίτη,cubic boron nitride (CBN).
Η χρήση των υλικών αυτών παρουσιάζει μια συνεχή αύξηση, με ποσοστό 10-15% ετησίως, παρασυρόμενη περισσότερο από την αυξητική τάση στις κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων.

Τα πολυκρυσταλλικά κυβικά νιτρίδια του βορίου ή αλλιώς λεγόμενα και ως κυβικός βοριονιτρίτης (CBN, Borazon κατά General Electric) υπερέχουν στη σκληρότητα, την αντοχή σε υψηλές θερμοκρασίες και την αντοχή σε υψηλές πιέσεις.
Οι ίνες των CBN παράγονται με ειδικές κατεργασίες υψηλών πιέσεων και θερμοκρασιών (μέγιστη πίεση 5-7 GPa και 1500-2100 °C).Εν συνεχεία,οι ίνες αυτές συντήκονται με χρήση είτε ενός συνθετικού υλικού αποκαλούμενου δεσμός (solid CBN) είτε με βάση το καρβίδιο του βολφραμίου.

Από τη μορφή αυτή,το υλικό στη συνέχεια παίρνει τη βασική γεωμετρία του τελικού κοπτικού που επιθυμούμε και της κοπτικής ακμής.Το υλικό κόβεται και κασσιτεροκολλείται σε μεταλλική βάση.Η γεωμετρία της κοπτικής αιχμής προσδίδεται τελικά μέσω λείανσης και λοξής κοπής.Περεταίρω φινίρισμα του κοπτικού δίνει τελικά την επιθυμητή γεωμετρία.

Πρωταρχικό ρόλο στις ιδιότητες και τα πλεονεκτήματα που προσφέρουν τα ποικίλα κοπτικά που παράγονται από CBN παίζουν η σύνθεσή τους,η κρυσταλλική τους δομή και το συνδετικό που περιέχουν.Κοπτικά με περιεκτικότητα σε CBN μεταξύ 50-65% προσφέρουν υψηλή αντοχή σε πίεση και χημική σταθερότητα.Αυτά τα κοπτικά χρησιμοποιούνται κυρίως σε κατεργασίες υψηλών απαιτήσεων.
Όσο μεγαλύτερη είναι η περιεκτικότητα ενός κοπτικού σε CBN,τόσο μεγαλύτερη αντιτριβική ικανότητα και σκληρότητα παρουσιάζουν αυτά.Έτσι χρησιμοποιούνται κυρίως στην κατεργασία ψυχρού χυτοσιδήρου,συντηκούμενων μετάλλων, υλικών με επικαλύψεις υψηλής αντοχής και περλιτικού χυτοσιδήρου.

Πίνακας Ι : Προτυποποίηση, ιδιότητες και εφαρμογές των σκληρομετάλλων

Βασικές Ομάδες	Συμβολισμός	Υλικά	Είδος και συνθήκες κατεργασίας		↑	↓
P	P01	Χάλυβας, χυτοχάλυβας	Λεπτή τόρνευση και διάτρηση Μεγάλες ταχύτητες κοπής Μικρές προώσεις	`Μεγάλη ακρίβεια διαστάσεων Πολύ καλή ποιότητα επιφανείας Κατεργασία χωρίς δονήσεις	αυξανόμενη ικανότητα σε φθορά υλικών μεταβάλλουσα	αυξανόμενη συνεκτικότητα του σκληρομετάλλου υπεύθυνη προώσεις
	P10	Χάλυβας, χυτοχάλυβας	Τόρνευση συνήθης και αντιγραφής, σπειρωτόμηση, φρεζάρισμα Μεγάλες ταχύτητες κοπής, μικρές μέχρι μεσαίες προώσεις			
	P20	Χάλυβας, χυτοχάλυβας μαλεάμπλ με συνεχές απόβλητο	Τόρνευση συνήθης και αντιγραφής, σπειρωτόμηση, φρεζάρισμα Μέσες ταχύτητες κοπής, πλάνισμα με μικρές μέχρι μεσαίες προώσεις			
	P30	Χάλυβας, χυτοχάλυβας μαλεάμπλ με συνεχές απόβλητο	Τόρνευση, πλάνισμα, φρεζάρισμα Μέσες μέχρι χαμηλές ταχύτητες κοπή, μέσες μέχρι μεγάλες προώσεις ακόμα και κάτω από λιγότερο ευνοϊκές συνθήκες κοπής ©			
	P40	Χάλυβας, χυτοχάλυβας με εγκλεισμένα ψήγματα άμμου και κενά συστολής	Τόρνευση, πλάνισμα, εργασίες αυτομάτων Χαμηλές ταχύτητες κοπής, μεγάλες προώσεις Δυνατή εφαρμογή μεγάλης γωνίας αποβλήτων από μη ευνοϊκές συνθήκες εργασίας ©			
	P50	Χάλυβας Χυτοχάλυβας μέσης και χαμηλής αντοχής επίσης με εγκλεισμένα ψήγματα άμμου και κενά συστολής	Τόρνευση, πλάνισμα, εργασίες αυτομάτων Χαμηλές ταχύτητες κοπής Μεγάλες προώσεις	Δυνατή χρήση μεγάλης γωνίας αποβλήτου από μη ευνοϊκές συνθήκες εργασίας © και με μεγάλες απαιτήσεις για τη συνεκτικότητα του σκληρομετάλλου		
M	M10	Χάλυβας Μαγγανιούχος χάλυβας Χυτοχάλυβας Χυτοσίδηρος και κράματά του	Τόρνευση Μέσες μέχρι υψηλές ταχύτητες κοπής Μικρές μέχρι μέσες προώσεις		αυξανόμενη ικανότητα σε φθορά υλικών μεταβάλλουσα	αυξανόμενη συνεκτικότητα σκληρομετάλλου υπεύθυνη προώσεις
	M20	Χάλυβας ωστενιτικός Χάλυβας μαγγανιούχος	Χυτοσίδηρος, χυτοσίδηρος με σφαιροειδή γραφίτη,χυτοσίδηρος μαλεάμπλ	Τόρνευση, φρεζάρισμα Μέσες ταχύτητες κοπής Μέσες προώσεις		
	M30	Χάλυβας, Ωστενιτικοί χάλυβες Κράματα αντοχής σε υψηλή θέρμανση, χυτοχάλυβας Χυτοσίδηρος	Τόρνευση, πλάνισμα, φρεζάρισμα Μέσες ταχύτητες κοπής Μέσες μέχρι μεγάλες προώσεις			
	M40	Χάλυβες μικρής αντοχής Χάλυβας αυτομάτων Μη σιδηρούχα μέταλλα	Τόρνευση συνήθης, τόρνευση με εργαλεία μορφής, αποκοπής			
K	K01	Βαμμένος χάλυβας Σκληρός χυτοσίδηρος κοκιλών με HRC≤ 60 Χυτοσίδηρος μεγάλης συγκρότητος Κράματα αλουμινίου με υψηλή περιεκτικότητα σε πυρίτιο Σκληρά τεχνητά υλικά, χάρτμπορντ Κεραμικά υλικά	Τόρνευση,λεπτή τόρνευση,λεπτή διάτρηση Λεπτό φρεζάρισμα,στρώσιμο επίπεδης επιφάνειας		αυξανόμενη ικανότητα σε φθορά υλικών μεταβάλλουσα	αυξανόμενη συνεκτικότητα σκληρομετάλλου υπεύθυνη προώσεις
	K10	Βαμμένος χάλυβας χυτοσίδηρος με HB≥ 220 Χυτοσίδηρος μαλεάμπλ με διακεκομμένο απόβλητο Κράματα χαλκού,πυριτιούχα κράματα αλουμινίου Τεχνητά υλικά γυαλί,σκληρό ελαστικό πορσελάνη, χάρτμπόρντ, πετρώματα	Τόρνευση,διάτρηση,φρεζάρισμα κώνου Αλεζονάρισμα,κατασκευή αυλακώσεων Στρώσιμο επίπεδης επιφάνειας			
	K20	Χυτοσίδηρος με HB≤220 χαλκός Ορείχαλκος, αλουμίνιο και συναφή μη σιδηρούχα μέταλλα, σκληρή ξυλεία	Τόρνευση,πλάνισμα,φρεζάρισμα κώνου αλεζονάρισμα Κατασκευή αυλακώσεων με υψηλότερες απαιτήσεις Για τη συνεκτικότητα του σκληρομετάλλου			
	K30	Χάλυβας μικρής αντοχής Χυτοσίδηρος χαμηλής σκληρότητας	Τόρνευση,πλάνισμα,φρεζάρισμα Δυνατή χρήση μεγάλης γωνίας αποβλήτου υπό μη ευνοϊκές συνθήκες κατεργασίας ©			
	K40	Μη σιδηρούχα μέταλλα, μαλακή και σκληρή φυσική ξυλεία	Τόρνευση,φρεζάρισμα δυνατή χρήση μεγάλης γωνίας αποβλήτου υπό μη ευνοϊκές συνθήκες κατεργασίας ©			

© Περιπτώσεις μη ευνοϊκών συνθηκών κατεργασίας: α)ανομοιογενές υλικό β)σκληρές περιοχές επιφάνειας από χυτήριο ή σφυρηλάτηση γ)μεταβαλλόμενη σκληρότητα δ)μεταβαλλόμενο βάθος κοπής ε)διακοπτόμενη κοπή στ)εργασίες με δονήσεις και ζ)μη κυλινδρικά κομμάτια

2.1. ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΑ ΚΡΑΜΑΤΑ

2.1.1 Περίληψη

Από τα πιο διαδεδομένα μοντέλα ολικών αρθροπλαστικών ισχίου είναι εκείνα στα οποία η μηριαία κεφαλή και το κοτυλιδικό κέλυφος αποτελούνται από σύγχρονα μεταλλικά κράματα υψηλών επιδόσεων.

Στα μοντέλα αυτά η ανοχή ανάμεσα στις συνεργαζόμενες επιφάνειες είναι σχεδιασμένη κατάλληλα ώστε να επιτρέπει την κυκλοφορία του αρθρικού υγρού και κατ'επέκταση τη λίπανση της τεχνητής άρθρωσης.Έχει βρεθεί ότι η λίπανση του ισχιακού συνδέσμου βελτιώνεται με την αύξηση της διαμέτρου της μηριαίας κεφαλής.Τα εμφυτεύματα ισχίου μέταλλο με μέταλλο,είναι κατασκευασμένα στην πλειοψηφία τους με διάμετρο μηριαίας κεφαλής μεταξύ 28 και 32 χιλιοστά.

2.1.2 Διάδοση Διαταραχών

Το βάδισμα προκαλεί διαδοχικά κρουστικά κύματα κάθε φορά που το πόδι έρχεται σε επαφή με το έδαφος.Η φόρτιση αυτή, αποκαλούμενη και ως 'χτύπημα φτέρνας' διαδίδεται στην τεχνητή άρθρωση και στην διεπιφάνεια αυτής με τον ανθρώπινο σκελετό.Η αποτελεσματική και ομοιόμορφη απορρόφηση τέτοιων φορτίσεων αποτελούν το επίκεντρο του ενδιαφέροντος με σκοπό την δημιουργία αξιόπιστων εμφυτευμάτων υψηλών προδιαγραφών και επιδόσεων.Τα φορτία τα οποία καταπονούν τον σύνδεσμο πρέπει να αποσβένονται ομαλά.Η διάδοσή τους μέσω του εμφυτεύματος στα περιβάλλοντα οστά και τους χόνδρους που στηρίζουν την άρθρωση πρέπει να εξομειώνει στο μέγιστο το φυσικό μοντέλο.

Τα μεταλλικά υλικά που χρησιμοποιούνται σήμερα στο χώρο της βιοϊατρικής είναι μακράν πιο εξελιγμένα από τα υλικά που χρησιμοποιούνταν πρίν μερικά χρόνια στις πρώτες αρθροπλαστικές επεμβάσεις.Παρόλ' αυτά ορισμένες ιδιότητες των υλικών αυτών όπως η πυκνότητα και η σκληρότητα, απέχουν ακόμα από τις επιθυμητές τιμές.Ο φόβος της παρασκευής υπερβολικά σκληρών υλικών προκαλεί έντονη ανησυχία σε μηχανικούς και χειρούργους διότι έτσι οι διαταραχές και τα φορτία που καταπονούν τον ισχιακό σύνδεσμο απορροφούνται εξ' ολοκλήρου από το εμφύτευμα,αφήνοντας στην αδράνεια τα περιβάλλοντα οστά και τους χόνδρους του συνδέσμου.

Το ανθρώπινο οστό,όπως και οι μύς,είναι κατασκευασμένα με τρόπο ώστε να μπορούν να προσαρμόζονται στις εκάστοτε συνθήκες φόρτισης.Με την άσκηση,τα οστά ακολουθούν ένα είδος επαναδιάταξης της δομής και της μηχανικής τους αντοχής ώστε να μπορούν να ανταπεξέλθουν σε περίπτωση αύξησης των επιβαλλόμενων φορτίων.Έχουν δηλαδή εκ φύσεως την δυνατότητα να προσαρμόζονται ανάλογα με τις συνθήκες φόρτισης.Στον αντίποδα αυτής της διαδικασίας,όταν δηλαδή τα επιβαλλόμενα φορτία σταδιακά μειώνονται,το ανθρώπινο οστό ατροφεί αφού πλέον η φόρτιση στην οποία υποβάλλεται φθίνει.

Με την εισαγωγή ενός τεχνητού εμφυτεύματος στον ανθρώπινο ισχιακό σύνδεσμο οι ισορροπίες αλλάζουν καθοριστικά.Υλικά πολύ μεγαλύτερης σκληρότητας καθώς και πυκνότητας από αυτής των οστών,παραλαμβάνουν σχεδόν εξ ολοκλήρου τα επιβαλλόμενα φορτία αφήνοντας απροστάτευτο τον υπόλοιπο σύνδεσμο,ο οποίος παίζει πλέον δευτερεύοντα ρόλο στην μηχανική της άρθρωσης. Επιπλέον η μη ομαλή μετάδοση της φόρτισης από το μεταλλικό κράμα στο οστό,μπορεί να προκαλέσει φθορά του συνδέσμου και να οδηγήσει στην

χαλάρωση.Έτσι τα περιβάλλοντα οστά σταδιακά ατροφούν και οι επιπτώσεις μπορεί να είναι καταστροφικές μέσα σε μερικά χρόνια.

Τα εμφυτεύματα μετάλλου με μέταλλο σε μια τεχνητή άρθρωση ισχίου,στερούνται ενός μαλακού υλικού με το οποίο θα μπορούσε να επιτευχθεί ομαλότερη μετάδοση των φορτίων και άμβλυνση των διαταραχών που έπονται των επαναλαμβανόμενων κινήσεων όπως το βάδισμα και το τρέξιμο.

2.1.3 Κατηγορίες Υλικών

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 ανάγει 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 τρείς κύριες κατηγορίες **:**

- **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 αναμείξεις άλλων μετάλλων,όπως το νικέλιο.

- **Κράματα τιτανίου**

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

- **Κράματα ανοξείδωτων χαλύβων**

  Βασικό μέταλλλο 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.

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

- ✓ Μεγάλης σκληρότητας και αντοχής σε κόπωση και λυγισμό,ώστε να αντέχουν στα υψηλά φορτία,
- ✓ Μεγάλης στιβαρότητας,εφάμιλλης αυτής των οστών
- ✓ Βιοσυμβατά,για να είναι αποδεκτά από τον οργανισμό
- ✓ 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.

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι : 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.Παρόλ'αυτά παρουσιάζουν συγκεκριμένα προβλήματα που θα αναλυθούν παρακάτω.

Σχήμα 2.1 α)Μηριαία κεφαλή και κοτυλιδικό κέλυφος μεγάλου διαμετρήματος, από κράμα CoCr. β) Η συναρμογή του συνόλου σε κάτοψη.Φαίνεται ο λεπτομερής σχεδιασμός στην εφαρμογή των δύο μερών του εμφυτεύματος.

2.1.4 Βιοσυμβατότητα

Η βιοσυμβατότητα των υλικών που χρησιμοποιούντα 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 παρόλ'αυτά αρκετά μειονεκτήματα.Τα ρινίσματα που παράγονται με τη χρόνια χρήση και τριβή των συνεργαζόμενων επιφανειών μιας

μεταλλικής άρθρωσης,επικάθωνται στους μαλακούς ιστούς που την περιβάλλουν ενεργοποιώντας τους μηχανισμούς που προκαλούν οστεόλυση (βλ.Κεφ 3).
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.

2.1.5 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 τέστ συμβατότητας του δερματότυπού τους με τα ιόντα του μετάλλου κατασκευής του υποψήφιου εμφυτεύματος. Παρόλ' αυτά τα αποτελέσματα αυτών των τέστ, είναι μόνο ενδεικτικά της κλινικής κατάστασης του ασθενούς, καθ'ότι 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.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΙΙ : 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 τέστ 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 τέστ 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 ευχέρια 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.

2.1.6 Κόπωση

Η καθημερινή χρήση καταπονεί σε μεγάλο βαθμό ένα τεχνητό εμφύτευμα. Για παράδειγμα, ένας εξηντάχρονος ασθενής σωματικού βάρους 75 κιλών και με προοπτική άλλων δεκαεπτά ετών δραστηριότητας, θα υποβάλλει τον τεχνητό ισχιακό σύνδεσμο σε 34 εκατ. επαναλήψεις, κάθε μία εκ των οποίων αντιστοιχεί σε φορτίο ίσο με 200 κιλά για το βάδισμα και σε 600 κιλά για τρέξιμο.

Η ανωτέρω 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 υπο μικρότερα φορτία. Το μεταλλικό κράμα τελικά θα υποκύψει υπο 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.

2.1.7 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 αδρανεί 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 πορώδες 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.

2.1.8 Αντιδιαβρωτική ιδιότητα μεταλλικών κραμάτων

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 συγκρίση 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 περιβάλλλοντα 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 αρθροπλαστικών 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 ελέγχωντας 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 επηρρεάζουν 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.

2.2 ΑΝΟΞΕΙΔΩΤΟΙ ΧΑΛΥΒΕΣ

Οι ανοξείδωτοι χάλυβες αποτελούν τα πρώτα υλικά που χρησιμοποιήθηκν 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 μολυβδενίου 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 (γ εδροκεντρωμένο κυβικό σύστημα fcc) σε θερμοκρασία δωματίου και αυξάνει την αντιδιαβρωτική συμπεριφορά του κράματος. Η ελάχιστη περιεκτικότητα για τη διατήρηση της ωστενιτικής φάσης είναι περίπου 10%.

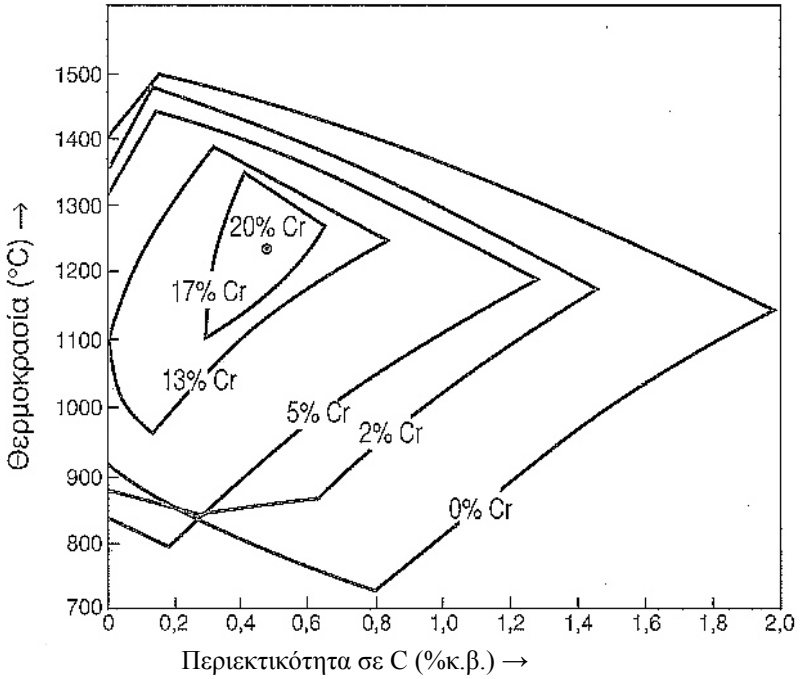
Ο κύριος εμπορικός εκπρόσωπος των ωστενιτικών ανοξείδωτων χαλύβων είναι ο 316L, λόγω της χαμηλότερης περιεκτικότητάς του σε άνθρακα. Η ποσοστιαία περιεκτικότητά του και οι ιδιότητές του φαίνονται παρακάτω.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΙΙΙ. Στοιχειομετρική αναλογία του χάλυβα AISI 316L, DIN X2CrNiMo17132

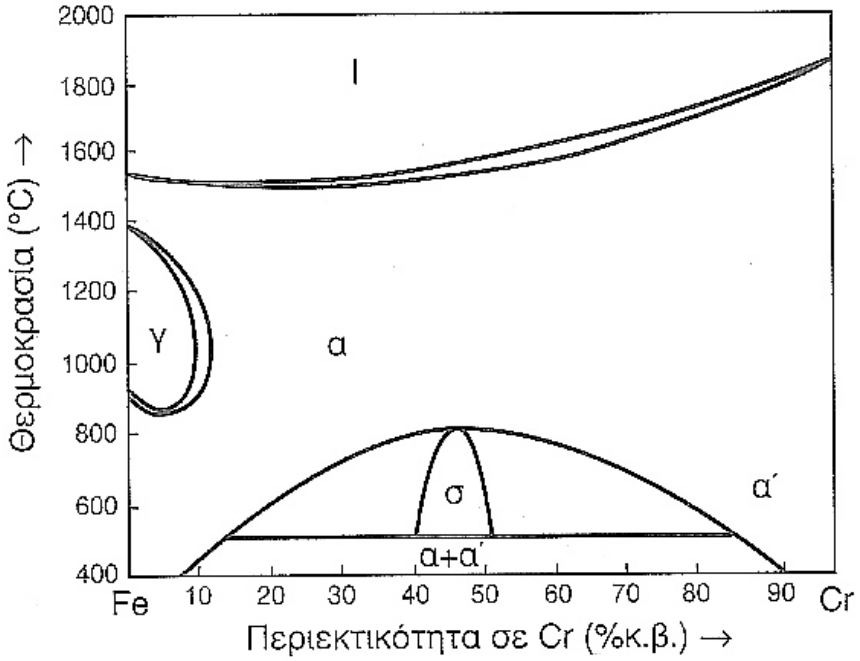
Cr	16.7 %
Ni	13.0 %
Mo	2.3 %
Si	≤0.8 %
Mn	≤0.8 %
C	≤0.02 %

ΠΙΝΑΚΑΣ IV. Μηχανικές ιδιότητες του ανοξείδωτου χάλυβα 316L.

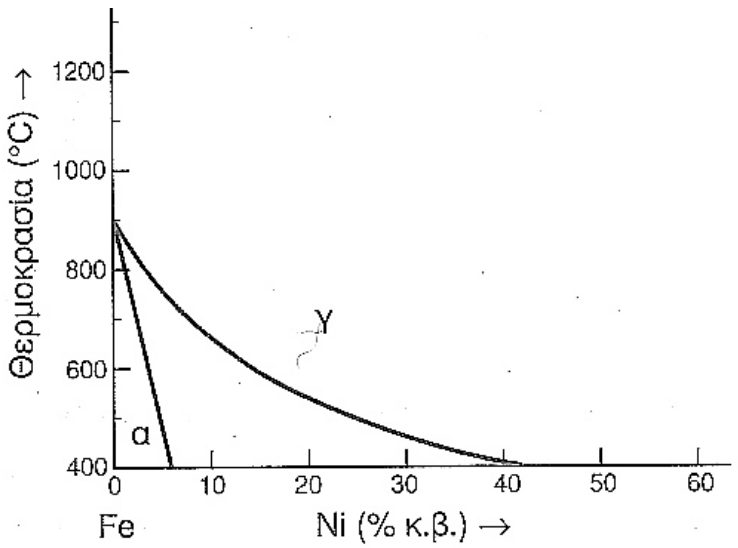
Ιδιότητα υλικού κατά την πυροσυσσωμάτωσή του	
Πυκνότητα (g/cm^3)	7.65
Σκληρότητα, HV1	85
Μέτρο Ελαστικότητας (GPa)	192
Επιμήκυνση (%)	54
Αντοχή εφελκυσμού (MPa)	450
Αντοχή σε λυγισμό (MPa)	290
Τραχύτητα επιφανείας	$R_a < 1.6$



Σχήμα 2.2 Σύστημα Fe-C-Cr. Είναι φανερή η επίδραση του χρωμίου στην έκταση της ωστενιτικής περιοχής : Για 0% κ.β C, ο μετασχηματισμός α→γ 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 2.3 Διάγραμμα ισορροπίας των φάσεων, του συστήματος Fe-Cr.



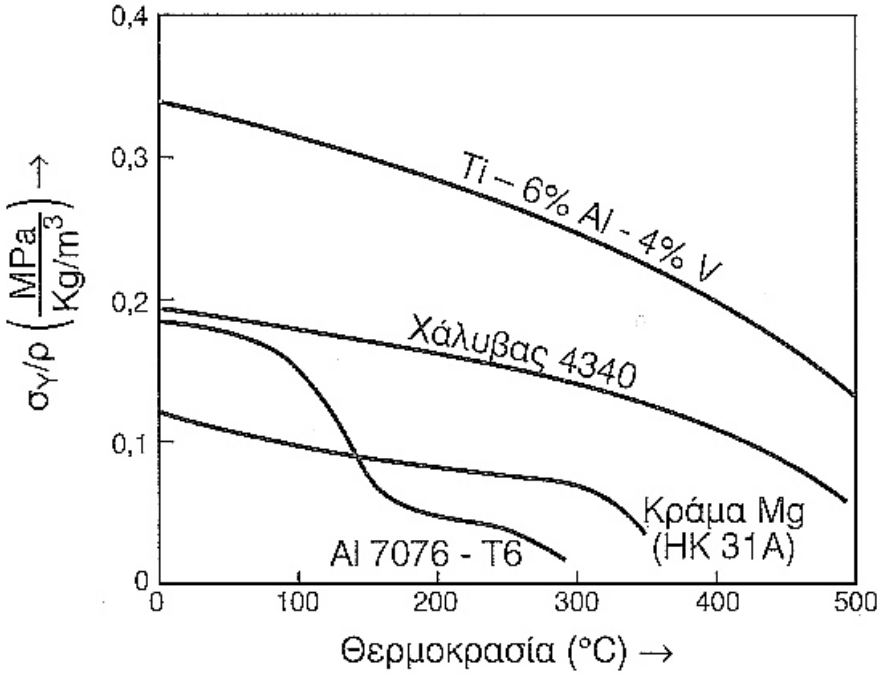
Σχήμα 2.4 Διάγραμμα ισορροπίας των φάσεων, του συστήματος Fe-Ni.

2.3 ΚΡΑΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ

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 882^0C 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 (γ-Fe→α-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.

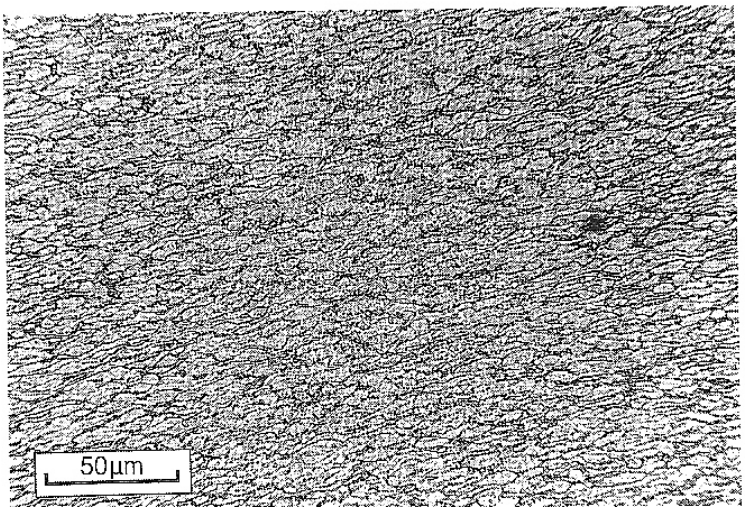
Η πυκνότητα του τιτανίου (4.54 g/cm^3) βρίσκεται μεταξύ αυτής του Al και του Fe. Ωστόσο, ο λόγος μηχανικής αντοχής/πυκνότητα του τιτανίου, είναι κατά πολύ μεγαλύτερος εκείνου των άλλων μετάλλων, όπως φαίνεται στο ακόλουθο σχήμα :



Σχήμα 2.5 Μεταβολή του λόγου ορίου διαρροής/πυκνότητα, συναρτήσει της θερμοκρασίας, για διάφορα βιομηχανικά κράματα.

Η αντίσταση σε διάβρωση του τιτανίου και των κραμάτων του είναι πολύ καλή,καλύτερη και αυτής του ανοξείδωτου χάλυβα, λόγω της δημιουργίας παθητικοποιημένου στρώματος TiO_2, το οποίο παραμένει αναλλοίωτο μέχρι τους 535^0C. Επίσης το τιτάνιο είναι αδρανές σε χλωριούχες ενώσεις, κάτι που το καθιστά ιδιαίτερα απρόσβλητο στο περιβάλλον του ανθρώπινου σώματος.

Το κράμα Ti6Al4V (βλ.σχ 2.6) συνδυάζει υψηλή αντοχή, σκληρότητα και συγκολλησιμότητα, καθώς και κατεργασιμότητα. Μορφοποιείται εν θερμώ και παρουσιάζει την ιδιότητα της ευπλαστότητας (ε ≈ 700%).



Σχήμα 2.6 Μικροδομή του κράματος Ti6Al4V, μετά από έλαση εν θερμώ.

2.4 ΚΡΑΜΑΤΑ ΚΟΒΑΛΤΙΟΥ-ΧΡΩΜΙΟΥ

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 μολυβδένιο 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.

ΠΙΝΑΚΑΣ V. Χημική σύσταση των κραμάτων Co-Cr

	CoCrMo (F75)		CoNiCrMo (F562)	
Στοιχείο	**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).

Οι αυξημένες ιδιότητες κόπωσης και μέγιστης εφελκυστικής αντοχής του κράματος CoNiCrMo, το καθιστούν κατάλληλο για εφαρμογές που απαιτούν μακρά διάρκεια ζωής χωρίς προβλήματα θραύσης ή κόπωσης, όπως οι προσθέσεις ΤΗΑ.
Στον πίνακα VI. παρουσιάζονται οι απαιτούμενες ιδιότητες για τα κράματα CoCr . Παρατηρείται ότι η αυξημένη αντοχή συνοδεύεται από μειωμένη ελατότητα.

ΠΙΝΑΚΑΣ VI. Απαιτούμενες μηχανικές ιδιότητες για τα κράματα CoCr (American Society for Testing and Materials)

			Κατεργασμένο CoNiCrMo (F562)	
Ιδιότητα	**Χυτό CoCrMo (F75)**	**Κατεργασμένο CoCrWNi (F90)**	**Σκληρυμένο Διάλυμα**	**Ψυχρή κατεργασία και Γήρανση**
Εφελκυστική Αντοχή (MPa)	655	860	793-1000	1793 min
Αντοχή Ένδοσης (0,2%) (MPa)	450	310	240-655	1585
Επιμήκυνση (%)	8	10	50.0	8.0
Μείωση της επιφάνειας (%)	8	-	65.0	35.0
Αντοχή σε κόπωση (MPa)	310	-	-	-

Ο πειραματικός καθορισμός του ρυθμού έκλυσης Ni από το κράμα CoNiCrMo και από τον ανοξείδωτο 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 $3x10^{-10}$ $g/cm^2/day$. Το γεγονός αυτό προκαλεί έκπληξη, καθώς η περιεκτικότητα του κράματος CoNiCrMo σε νικέλιο, είναι περίπου η τριπλάσια από εκείνη του ανοξείδωτου 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 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η αρχική επεξήγηση του όρου κεραμικό κατά την αρχαιοελληνική γλώσσα υποδηλώνει κάθε θερμικά κατεργασμένο υλικό που προέρχεται από αργιλικές πρώτες ύλες.Ο όρος αυτός μάλιστα εντοπίζεται και σε παλιότερα σανσκριτικά κείμενα όπου υποδηλώνει κάτι καμμένο.Τα υλικά αυτά αποτελούνται κατά κύριο λόγο από οξείδια των οποίων η συνοχή εξασφαλίζεται μέσω ιοντικών ή ομοιοπολικών δεσμών.Οι γενικές τους ιδιότητες εξαρτώνται κατά βάση από το είδος των δεσμών αυτών και το πλέγμα που διαμορφώνει τη μικροδομή του εκάστοτε υλικού.

Από την αρχαιότητα η ύπαρξη των κεραμικών και η κατεργασία τους ήταν γνωστά σε όλους τους πολιτισμούς.Δοχεία, αγγεία, αμφορείς, βάζα, γλυπτά, αγαλματίδια και λογιστικές πλάκες,που αποτελούν τα πρώτα αποδεικτικά στοιχεία της ανθρώπινης γραφής, είναι λίγα μόνο από τα αντικείμενα που κατασκεύασε ο άνθρωπος εισάγοντας τα κεραμικά υλικά στην καθημερινή του ζωή ήδη από την 5η χιλιετία π.χ. Ναοί, κτίρια, τάφοι, κατοικίες και τείχη θα αποτελέσουν μερικά ακόμη από τα πρώτα αρχιτεκτονικά βήματα του ανθρώπου που χωρίς τη χρήση των κεραμικών υλικών θα ήταν σχεδόν αδύνατα.

Η χρήση των κεραμικών υλικών συνεχίζεται δια μέσου των αιώνων και οι εφαρμογές τους αυξάνονται. Κατα τον μεσαίωνα και την αναγέννηση πυριτικά κεραμικά όπως οι ψαμίτες,οι πορσελάνες και τα αλουμινοπυριτικά γυαλιά βρήκαν τεράστιες εφαρμογές στην υαλουργία και την κατασκευή βιτρώ.Κατα την βιομηχανική εποχή χρησιμοποιήθηκαν ως πυρίμαχα,λειαντικά και μονωτικά.

Στα μέσα του 20ου αιώνα, καθαρά οξείδια ή μείγματα οξειδίων χρησιμοποιήθηκαν σε πολλές βιομηχανικές εφαρμογές όπως σε πυκνωτές και σε μέρη εργαλείων που υπόκεινται σε υψηλές μηχανικές και θερμικές φορτίσεις.

Από το 1970 τα κεραμικά εισέρχονται στο χώρο της βιοϊατρικής εγκαινιάζοντας μια νέα κατηγορία υλικών,των βιοϋλικών.Κύριο προτέρημα των υλικών αυτών είναι ο συνδυασμός των πλεονεκτημάτων των κεραμικών,σε σύγκριση με τα μέταλλα,με την υψηλή βιοσυμβατότητά τους,γεγονός που τα καθιστά εξαιρετικά δημοφιλή.Παράλληλα όμως εμφανίζονται και μειονεκτήματα τόσο στις μηχανικές τους ιδιότητες,όπως η ψαθυρότητα και η μικρή ελαστικότητα,όσο και στο υψηλό κόστος κατεργασίας.Για το λόγο αυτό υπάρχει μια συνεχή προσπάθεια βελτίωσης των υλικών αυτών και περιορισμού των μειονεκτημάτων στο ελάχιστο.

Σκοπός είναι η κατασκευή εμφυτευμάτων υψηλής λειτουργικότητας,αντοχής στα φορτία που καταπονούν καθημερινά τις αρθρώσεις του ανθρώπινου σώματος, ικανότητα επιβίωσης σε μεγάλο βάθος χρόνου και εξαιρετικής βιοσυμβατότητας.

Η είσοδος των κεραμικών υλικών στο χώρο της ιατρικής μετράει περίπου τρείς 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 χειρούργοι. 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. Στον πίνακα ΙΙ φαίνεται ότι τα κεραμικά υλικά έχουν μικρό παράγοντα έντασης τάσεως συγκριτικά με τα μεταλλικά κράματα CoCr και Ti. 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 τρείς 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.

3.2 ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

3.2.1 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 Ι) 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 (Ε/ρ) και γι'αυτό οι κεραμικές ίνες χρησιμοποιούνται ως ενισχυτικό των σύνθετων υλικών.

ΠΙΝΑΚΑΣ Ι Ειδικό μέτρο ελαστικότητας ορισμένων μετάλλων και κεραμικών.

ΥΛΙΚΟ	ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ E(GPa)	ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ ρ(g/cm^3)	ΕΙΔΙΚΟ ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ E/ρ (GPa/g.cm^{-3})
Χάλυβες	210	7,8	27
Κράματα Al	70	2,7	26
Αλούμινα	390	3,9	100
Πυριτία	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_{TS}). Η εξάρτηση των μεγεθών αυτών από το πορώδες δίνεται από τις αντίστοιχες εμπειρικές σχέσεις (3.1) και (3.2)

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

όπου E_0 το μέτρο ελαστικότητας του κεραμικού για μηδενικό πορώδες.

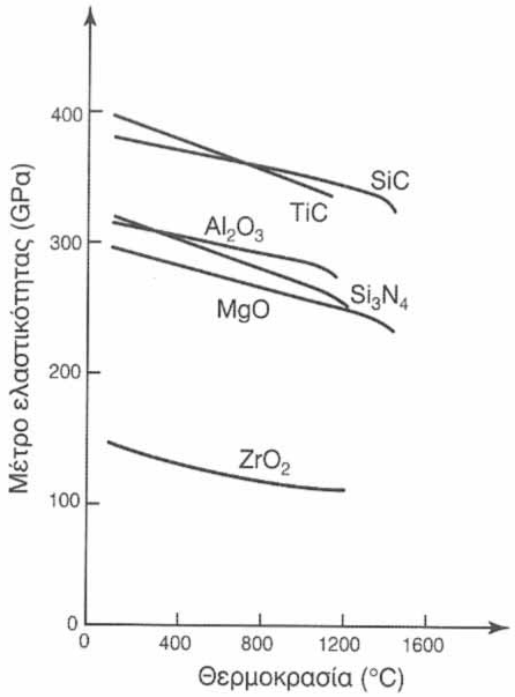
$$\sigma_{TS} = (\sigma_{TS})_0 e^{-nP} \qquad \text{σχέση (3.2)}$$

όπου $(\sigma_{TS})_0$ η αντοχή σε εφελκυσμό συμπαγούς υλικού (P=0) και

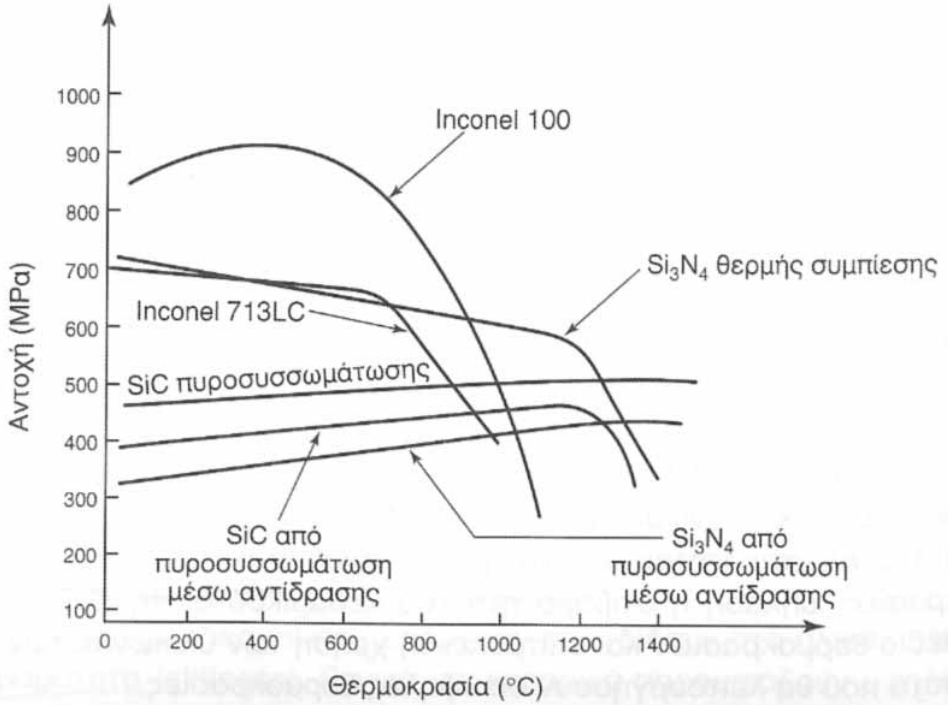
n ένας συντελεστής που συνήθως κυμαίνεται από 4 έως 7.

Στο σχήμα (3.1) που ακολουθεί, δίνεται η εξάρτηση του μέτρου ελαστικότητας διαφόρων κεραμικών ενώσεων από τη θερμοκρασία. Γενικά, παρατηρείται ότι το μέτρο ελαστικότητας (Ε) 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 (3.2). 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 800^0C, τα κεραμικά διατηρούν μια μέση αντοχή της τάξης των 450 MPa για θερμοκρασίες από 0 έως 1400^0C.



Σχήμα 3.1 Η επίδραση της θερμοκρασίας στο μέτρο ελαστικότητας διαφόρων κεραμικών. Για λόγους σύγκρισης αναφέρουμε ότι ο χάλυβας έχει μέτρο ελαστικότητας περίπου 200 GPa.

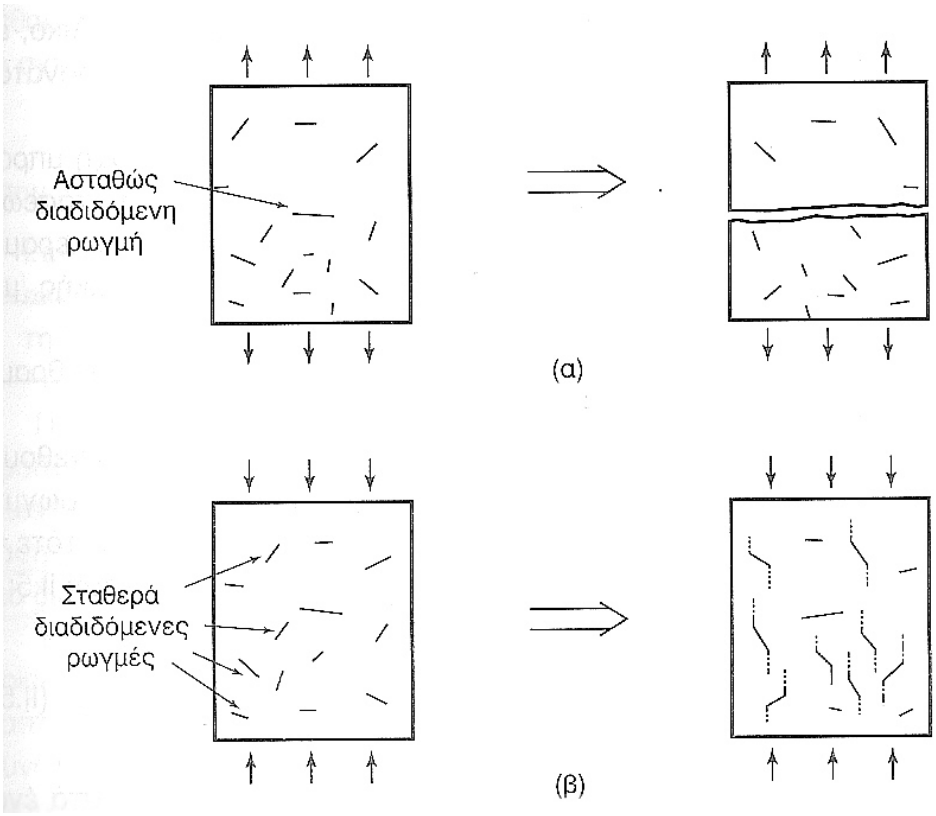


Σχήμα 3.2 Η επίδραση της θερμοκρασίας στην αντοχή ορισμένων κεραμικών και υπερκραμάτων.

Θα πρέπει να τονιστεί ότι η αντοχή των κεραμικών σε εφελκυστικά φορτία είναι πολύ μικρότερη από την αντοχή τους σε θλιπτικά. Ενώ για τα μέταλλα, η τάση που μετράται κατά τη θλίψη ισούται μ'αυτή του εφελκυσμού, στην περίπτωση των ψαθυρών υλικών είναι περίπου 15 φορές μεγαλύτερη.

Μια σχηματική εξήγηση των παραπάνω δίνεται στο σχήμα (3.3)
Κατά τον εφελκυσμό, η αστοχία του κεραμικού επέρχεται από την ταχύτατη διάδοση της μεγαλύτερης ρωγμής, της οποίας η διεύθυνση είναι κάθετη στη διέυθυνση εφελκυσμού.

Οι ρωγμές κατά τη θλίψη διαδίδονται αργά και σταθερά, κατά τη διεύθυνση θλίψης. Η θραύση δεν προκαλείται από τη γρήγορη ασταθή διάδοση μιας ρωγμή, αλλά από την αργή συνένωση πολλών ρωγμών, που δημιουργούν μια ζώνη θραύσης. Οι ρωγμές που είναι κάθετες στη διεύθυνση θλίψης "κλείνουν".



Σχήμα (3.3) Μηχανισμός θραύσης κεραμικών κατά τη δοκιμή τους σε εφελκυσμό (α) και σε θλίψη (β).

3.2.2 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 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,μή προβλέψιμης θραύσης.Η αντοχή

των κεραμικών μελετάται με τις αρχές της θεωρίας της θραυστομηχανικής που θεμελειώθηκε από τον Griffith.

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 2α ,τότε η κρίσιμη τάση που θα οδηγήσει στη θραύση του,δίνεται από τη σχέση :

$$\sigma = \sqrt{\frac{EG_c}{\pi\alpha}} \qquad \text{σχέση (3.3)}$$

όπου G_c η ενέργεια που απαιτείται για τη διάδοση της ρωγμής κατά ένα στοιχειώδες μήκος (α) και
Ε 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 (α).

Από τη σχέση (3.3) προκύπτει η σχέση (3.4), η οποία προσδιορίζει τον παράγοντα έντασης τάσεως (K) (stress intensity factor) :

$$K = \sigma\sqrt{\pi\alpha} = \sqrt{EG_c} \qquad \text{σχέση (3.4)}$$

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 (2α) να θεωρείται της ίδιας τάξης μεγέθους με αυτές,ο παράγοντας έντασης τάσεως ορίζεται ορθότερα από τη σχέση (3.5)

$$K = f\sigma\sqrt{\pi\alpha} \qquad \text{σχέση (3.5)}$$

όπου f : ένας συντελεστής που εξαρτάται από τη γεωμετρία του δοκιμίου και είναι συνάρτηση του λόγου α/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.

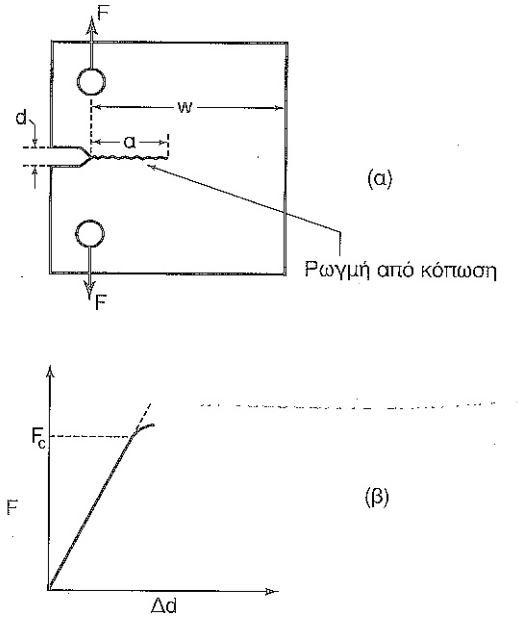
Πιο συγκεκριμένα,για τον πειραματικό προσδιορισμό του K_c ,αρχικά δοκίμιο με μηχανική εγκοπή,υποβάλλεται σε δοκιμή κόπωσης,ώστε να αναπτυχθεί στη μάζα του,στην άκρη της εγκοπής,ρωγμή με το ελάχιστο δυνατό μήκος (α).Εν συνεχεία , το δοκίμιο υποβάλλεται σε δοκιμή εφελκυσμού (σχήμα 3.4α) κατά την οποία καταγράφεται η μεταβολή της δύναμης (F) συναρτήσει της μεταβολής του "ανοίγματος" της ρωγμής (Δd), (σχήμα 3.4β). Με τον τρόπο αυτό προσδιορίζεται η

κρίσιμη τιμή F_c,για την οποία το δοκίμιο παύει αν παραμορφώνεται ελαστικά και θραύεται με ακαριαία διάδοση της ρωγμής. Ξέροντας την τιμή της F_c, μπορούμε να υπολογίσουμε την ονομαστική τιμή της τάσης (σ_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 προϋπαρχουσών 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 3.4 (α) Δοκίμιο εφελκυσμού του οποίου οι διαστάσεις είναι της ίδιας τάξης μεγέθους με το μήκος των προϋπαρχουσών ρωγμών. (β) Καμπύλη μεταβολής F-Δd κατά τον εφελκυσμό.

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

(α) Ισχυροποίηση μέσω μικρορωγμάτωσης (microcrack toughening).Κατά το μετασχηματισμό της τετραγωνικής σε μονοκλινή, στη μάζα της ζιρκονίας αναπτύσσονται μικρορωγμές, οι οποίες δημιουργούν ένα πλέγμα αναχαίτισης της πορείας διάδοσης της κύριας ρωγμής (σχήμα 3.5α).

(β) 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 ζιρκονίας 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 3.5β)

3.2.3 Αντοχή σε θερμικούς αιφνιδιασμούς (thermal shock resistance)

Η αντοχή σε θερμικούς αιφνιδιασμούς είναι η μέγιστη διαφορά θερμοκρασίας (ΔT_c) την οποία μπορεί να αντέξει το υλικό χωρίς να αστοχήσει.Μετράται μετά από ταχεία εμβάπτιση σε κρύο νερό, σειράς δοκιμίων κεραμικού που έχουν θερμανθεί σε διαφορετικές θερμοκρασίες.Η μεταβολή της αντοχής του υλικού συναρτήσει της διαφοράς θερμοκρασίας από το ψυκτικό μέσο, έχει τη γενική μορφή της καμπύλης του σχήματος (3.6). Η μηχανική αντοχή του κεραμικού διατηρείται σταθερή, μέχρις ότου η διαφορά θερμοκρασίας ΔΤ υπερβεί την κρίσιμη τιμή ΔT_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 :

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

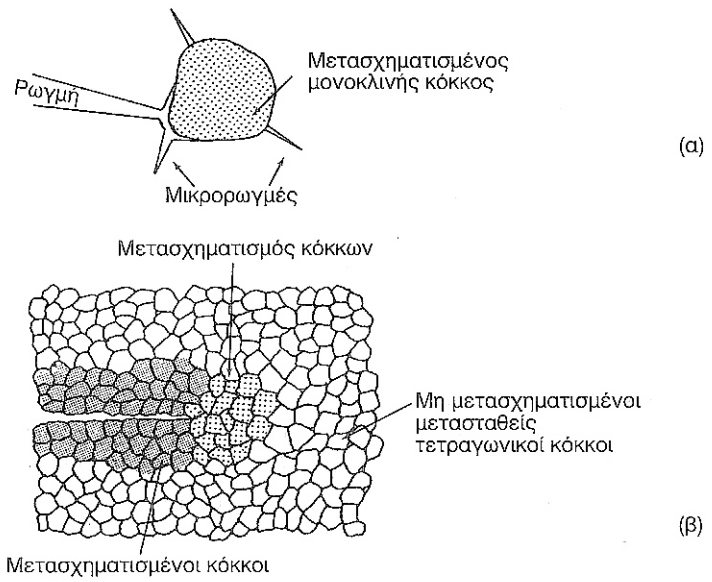
όπου Ε το μέτρο ελαστικότητας
α ο συντελεστής θερμικής διαστολής και
ν ο λόγος Poisson

Αν η μέγιστη αναπτυσσόμενη τάση στην επιφάνεια (σ_{max}) είναι μικρότερη της τάσης θραύσης (σ_f), το κεραμικό δε θα αστοχήσει.Τέτοιες τάσεις αναπτύσσονται όταν η ΔΤ είναι μικρότερη της κρίσιμης τιμής (ΔT_c).Αν η σ_{max} είναι μεγαλύτερη της σ_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 (ΔT_c). Όπως γίνεται φανερό και από τη σχέση (3.6), η οποία μπορεί να γραφτεί :

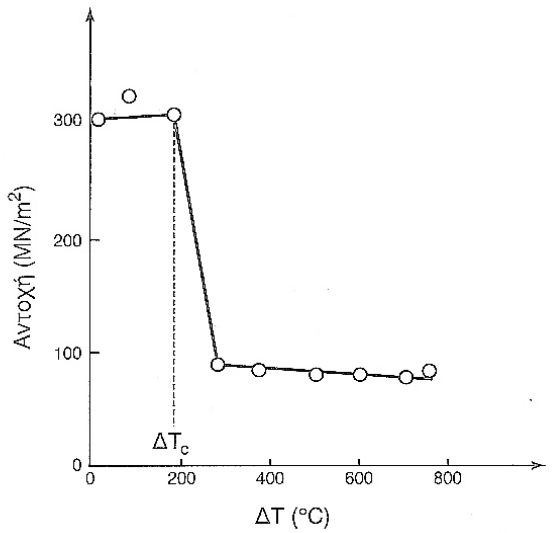
$$\Delta T_c = \frac{\sigma_f(1-\nu)}{E\alpha} \quad \text{σχέση (3.7)}$$

μεγάλη αντοχή στους θερμικούς αιφνιδιασμούς (υψηλή ΔT_c) παρουσιάζει το κεραμικό που έχει μεγάλη αντοχή σε θραύση και χαμηλό μέτρο ελαστικότητας (Ε) και συντελεστή θερμικής διαστολής (α).Στην πραγματικότητα η τιμή της ΔT_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 ΔΤ=84 Κ, ενώ το διαμάντι ρωγματώνεται μετά από ταχύτατη απόψυξη (ΔΤ=1000 Κ).



Σχήμα 3.5 Μηχανισμοί ισχυροποίησης της ζιρκονίας, συνδεόμενοι με το μετασχηματισμό t→ m : (α) Ισχυροποίηση μέσω μικρορωγμάτωσης και (β) Ισχυροποίηση μέσω μετασχηματισμού.



Σχήμα 3.6 Μηχανική αντοχή αλούμινας συναρτήσει της ΔΤ.

3.2.4 Ερπυσμός κεραμικών (creep)

Ο ερπυσμός για τα κεραμικά αποτελεί σημαντική ιδιότητα, εξαιτίας της χρήσης τους σε υψηλές θερμοκρασίες. Η συμπεριφορά τους σε αυτόν, είναι όμοια με των μετάλλων (σχήμα 3.7)

Κατά τη διάρκεια του πρώτου σταδίου του ερπυσμού, ο ρυθμός παραμόρφωσης ($\dot{\varepsilon}$) μειώνεται με το χρόνο, τείνοντας να σταθεροποιηθεί σε μια τιμή $\left(\dot{\varepsilon}_{ss}\right)$, η οποία υπολογίζεται από τη σχέση (3.8)

$$\dot{\varepsilon}_{ss} = A\sigma^n \exp\frac{-Q}{RT} \quad \text{σχέση (3.8)}$$

όπου σ η τάση,

Α και n σταθερές του ερπυσμού και

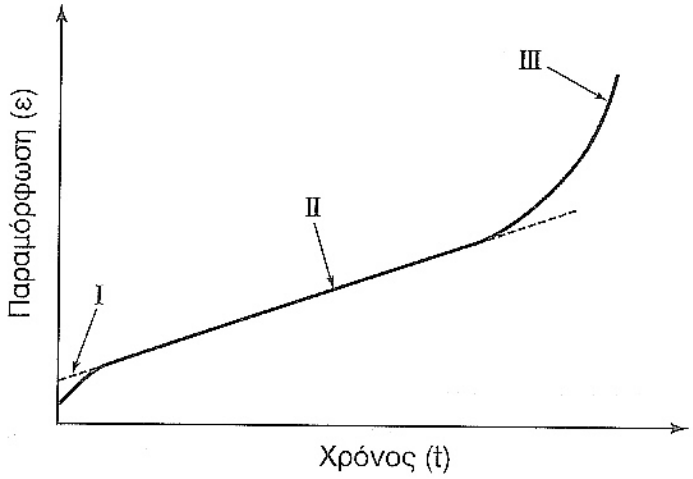
Q η ενέργεια ενεργοποίησης του ερπυσμού

Τελικά η ταχύτητα ερπυσμού αυξάνεται στο τρίτο στάδιο του ερπυσμού και μέχρι τη θραύση του υλικού.

Ο ερπυσμός εκδηλώνεται όταν η θερμοκρασία στην οποία χρησιμοποιείται το κεραμικό υπερβεί το 1/3 περίπου της θερμοκρασίας τήξης του (T_m), η οποία για τα προηγμένα κεραμικά είναι υψηλή (μεγαλύτερη των 2000^0C).

Η δομή των κεραμικών μεταβάλλεται με τον ερπυσμό :

- Τα γυαλιά σε υψηλές θερμοκρασίες εμφανίζουν υψηλό ιξώδες και έρπουν, γεγονός που τα καθιστά προβληματικά σε αυτές τις θερμοκρασίες.
- Στα κεραμικά με κρυσταλλική δομή, σε υψηλές θερμοκρασίες, εμφανίζεται πλήθος πόρων και μικρορωγμών, που οδηγούν σε αστοχία.
- Στα κεραμικά με μικτή δομή, η άμορφη φάση που περιβάλλει το κρυσταλλικό υλικό, όπως ήδη αναφέρθηκε, ρέει σε υψηλές θερμοκρασίες.Το πρόβλημα αντιμετωπίζεται με ενισχυτικές προσθήκες της υαλώδους φάσης.



Σχήμα 3.7 Καμπύλη ερπυσμού κεραμικού υλικού

3.2.5 Κόπωση των κεραμικών (fatigue)

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 εξασθένιση 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.

3.2.6 Φθορά (wear, erosion) – Τριβή (friction)

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 σ'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.

Λόγω της καλής τους συμπεριφοράς σε τριβή, τα κεραμικά βρίσκουν χρήσεις ως λειαντικά, για επιστρώσεις κοπτικών εργαλείων κλπ.

3.2.7 Αντοχή σε διάβρωση (corrosion resistance)

Χάριν 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.

Ειδική περίπτωση χημικής αποσύνθεσης κεραμικού αποτελεί η προσβολή των μαρμάρινων μνημείων από διοξείδιο του θείου, όταν αυτά βρεθούν σε βιομηχανικό περιβάλλον. Παρουσία νερού, το διοξείδιο του θείου (SO_2) μετατρέπεται σε θειϊκό οξύ (όξινη βροχή), το οποίο αντιδρά με το ανθρακικό ασβέστιο του μαρμάρου και το μετασχηματίζει σε γύψο ($CaSO_4 \cdot 2H_2O$).Η γύψος έχοντας μεγαλύτερο ειδικό όγκο από το ανθρακικό ασβέστιο από το οποίο προήλθε, προκαλεί την επιφανειακή διόγκωση της κατασκευής.Στο προσβεβλημένο επιφανειακό στρώμα προκαλείται ρωγμάτωση και αποφλοίωση.Με τον τρόπο αυτό,δημιουργούνται δίοδοι για τη διείσδυση της όξινης βροχής σε μεγαλύτερα βάθη και τη σταδιακή προσβολή ολόκληρης της μαρμάρινης κατασκευής. Είναι χαρακτηριστική η καταστροφή των μαρμάρων του Παρθενώνα κατά τα τελευταία σαράντα χρόνια,λόγω της ατμοσφαιρικής ρύπανσης.

3.2.8 Προσρόφηση (adsorption)- Κατάλυση (catalysis)

Προσρόφηση είναι η ικανότητα που έχουν τα στερεά, να συγκρατούν στην επιφάνειά τους μόρια ή άτομα άλλων ουσιών. Η ιδιότητα αυτή οφείλεται στην κατάσταση των επιφανειακών μορίων του προσροφητικού μέσου που του επιτρέπει την δημιουργία ασθενών δεσμών Van der Waals (φυσική προσρόφηση) ή ισχυρότερων χημικών δεσμών (ενεργοποιημένη προσρόφηση).

Ως προσροφητικά μέσα χρησιμοποιούνται διάφορα στερεά, κυρίως με τη μορφή πηκτών (gels). Από τα σπουδαιότερα είναι ο ενεργός άνθρακας, η ξηροπηκτή SiO_2 (silica gel), το οξείδιο του αργιλίου, ορισμένοι ζεόλιθοι, κλπ.

Μια άλλη πολύ σημαντική επίσης ιδιότητα που παρουσιάζουν ορισμένα κεραμικά είναι αυτή της κατάλυσης. Χρησιμοποιούνται τόσο για την παρασκευή καταλυτών όσο και για την κατασκευή καταλυτικών φορέων.

Το μεγαλύτερο ποσοστό της παγκόσμιας αγοράς κεραμικών καταλυτών το μοιράζονται τρεις μεγάλες βιομηχανίες : η χημική βιομηχανία, η βιομηχανία διύλισης πετρελαίου και η βιομηχανία ελέγχου και περιορισμού της ρύπανσης. Χρησιμοποιούνται σε διατάξεις ανάκτησης θείου, αφυδάτωσης αλκοολών, ισομερείωσης ολεφινών.

Ως καταλύτες χρησιμοποιούνται σωματίδια ποικίλης κοκκομετρίας (20-200 μm) και χημικής σύστασης, όπως η ενεργή αλούμινα, το διοξείδιο του τιτανίου (TiO_2) για την απομάκρυνση των οξειδίων του αζώτου από βιομηχανικά απαέρια και το οξείδιο του πυριτίου (SiO_2) για την απομάκρυνση θείου από υδρογονάνθρακες, τον πολυμερισμό των ολεφινών και την οξείδωση της φαινόλης.

Οι καταλυτικοί φορείς θα πρέπει να έχουν μηχανική αντοχή, αντοχή στους θερμικούς αιφνιδιασμούς και τις υψηλές θερμοκρασίες, συμβατότητα με τον καταλύτη, υψηλό πορώδες (30-40%), αντίσταση στη διάβρωση και τη φθορά. Ως τέτοιοι χρησιμοποιούνται ενεργές αλούμινες, λόγω του ελεγχόμενου πορώδους (κατανομή μεγέθους πόρων) και κυψελοειδείς διατάξεις, όπως ο μουλλίτης, ο κορδιερίτης, η αλούμινα, η ζιρκονία, η τιτανία.

Οι τριοδικοί καταλυτικοί μετατροπείς των αυτοκινήτων διασπούν τα οξείδια του αζώτου, το μονοξείδιο του άνθρακα και ορισμένους υδρογονάνθρακες. Αποτελούνται από :

- το κεραμικό υπόβαθρο από κορδιερίτη κυψελοειδούς δομής και 400 οπών/in^2,
- το φορέα του καταλύτη από γ-αλούμινα ή άλλα οξείδια υπό έρευνα και
- τον καταλύτη από πολύτιμα μέταλλα (Pt,Rh και Pd) σε λεπτό διαμερισμό (μοριακά κόσκινα).

3.2.9 Βιοσυμβατότητα (biocompatibility)

Μια 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 ανοξείδωτοι 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 αλούμινα, η ζιρκονία, τα SiAlONs, τα βιογυαλιά και ο υδροξυαπατίτης ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$).

Η πορσελάνη, η ζιρκονία κι ο μονοκρύσταλλος από ζαφείρι χρησιμοποιούνται ήδη σε μεγάλη κλίμακα για ορθοδοντικές εργασίες.

3.3 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΟΞΕΙΔΙΑ

Η αλουμίνα και η ζιρκονία αποτελούν τα δύο σημαντικότερα κεραμικά οξείδια,με μακρόχρονη χρήση σε ολικές αρθροπλαστικές ισχίου και γονάτου.Τα υλικά αυτά έχουν κρυσταλλική δομή με τα άτομα να συγκρατούνται στο μεταλλικό πλέγμα μέσω ισχυρών ιοντικών και ουδέτερων δεσμών που προσδίδουν στο υλικό υψηλές μηχανικές ιδιότητες, όπως η υψηλή θλιπτική τάση,το μέτρο ελαστικότητας,η σκληρότητα αλλά και η εξαιρετική χημική αδράνεια στο περιβάλλον του ανθρωπίνου σώματος.Η βιοσυμβατότητα των ανωτέρω κεραμικών υλικών, σχετίζεται με την χημική σταθερότητα του κρυσταλλικού πλέγματος που προαναφέρθηκε και η οποία προσφέρει στην αλουμίνα και τη ζιρκονία υψηλή αντιδιαβρωτική συμπεριφορά και αξιόπιστη συμπεριφορά in vivo. Στην επιφάνεια αυτών των κεραμικών οξείδιων, εντοπίζονται ελεύθερες ρίζες υδροξυλίου (-OH) οι οποίες αλληλεπιδρούν με τα σωματικά υγρά, παρέχοντας ένα λιπαντικό στρώμα γύρω απο το εμφύτευμα.
Ο πίνακας ΙΙ που ακολουθεί, παρουσιάζει τις ιδιότητες της αλουμίνας και της ζιρκονίας σε σύγκριση με τα κράματα κοβαλτίου-χρωμίου και τις αντίστοιχες ιδιότητες του ανθρώπινου οστού.

Πίνακας ΙΙ. Ιδιότητες υλικών (σε θερμοκρασία δωματίου) Ιατρικής αλούμινας και υλικών με βάση τη ζιρκονία, συγκρινόμενα με εκείνες των κραμάτων CoCr και του φυσικού οστού.

Ιδιότητα	Al_2O_3	Mg-PSZ	Y-TZP	ZTA	CoCr	Οστό
Σύνθεση	99.9% Al_2O_3	ZrO_2-8 mol% MgO	ZrO_2-3 mol% Y_2O_3	Al_2O_3- 20% ZrO_2		
Πυκνότητα (g/cm^3)	>3.97	5.75	6.05	4.40	~8.5	1.7-2.0
Κοκκομετρία (μm)	1-5	50	0.1-1.0	1-2		
Αντοχή (MPa)						
Εφελκυσμός	250-300	300-400	---	---	600-1800	---
Θλίψη	2000-3000	2000-3000	3000-4000	---		130-180
Κάμψη	300-500	600-700	1000-1500	700-1000		60-160
Παράγων έντασης τάσης K_{IC} (MPa.m$^{1/2}$)	4-5	6-10	6-12	6-10	50-100	2-12
Μέτρο Ελαστικότητας (GPa)	400-450	200-250	200-250	300-350	210-250	3-30
Σκληρότητα (Vickers) (GPa)	14-16	10-12	12-14	12-15	3-4	
Σκληρότητα (Vickers) (HV)	1800-2000	1200	1200	1600-1800	300-400	
Συντελεστής θερμικής διαστολής (10^{-6} K^{-1})	8	7-10	11	8.5	~14.0	
Θερμική αγωγιμότητα (Wm^{-1}K^{-1})	30	2	2	17	~100	

3.3.1 Αλούμινα (Al_2O_3)

Η καθαρή αλούμινα ιατρικής χρήσης αποτελείτε από πρώτη ύλη υψηλής καθαρότητας (>99.5%) και χρησιμοποιείτε στον χώρο της προσθετικής ιατρικής από τις αρχές της δεκαετίας του ’70. Πρόκειται για πολυκρυσταλλική α-αλούμινα, η οποία αναφέρεται στη βιβλιογραφία απλά ως αλούμινα. Το υλικό αυτό αποτελείται από μια και μόνο κρυσταλλική φάση (α-φάση) η οποία είναι εξαιρετικά λεπτόκοκκη, με μέσο μέγεθος κόκκων μερικών μικρών του χιλιοστού, όπως φαίνεται στην εικόνα13.α.

Στη συνήθη βιοϊατρική αλούμινα, προστίθονται μικρές ποσότητες οξειδίου του μαγνησίου, περίπου 0.25% κ.β, το οποίο ενισχύει την ικανότητα σύντηξης του

υλικού, ελέγχει την κοκκομετρία του και βοηθάει στην επίτευξη προϊόντων μεγάλης πυκνότητας. Η αλούμινα υψηλής πυκνότητας και λεπτής κοκκομετρίας (βλ σχ 12.α και 12.β), χαρακτηρίζεται από εξαιρετικά χαμηλό συντελεστή τριβής, καθιστώντας την ιδανική ως συνεργαζόμενη επιφάνεια σε πολλές ολικές αρθροπλαστικές.

Η χρήση μηριαίων κεφαλών από αλούμινα, μειώνει δραστικά τα επίπεδα φθοράς του UHMWPE (βλέπε Πίνακα.IV) ή ακόμα και να εξαλείψει εντελώς την ανάγκη χρήσης του πολυαιθυλενίου στις ολικές αρθροπλαστικές. Η αλούμινα έχει εξαιρετική βιοσυμβατότητα με τον ανθρώπινο ιστό, ενώ με το πέρασμα του χρόνου δεν παρατηρείται καμμία αλλοίωση στη κρυσταλλική δομή του υλικού, ούτε αυξάνει ο κίνδυνος αστοχίας του. Ο χαμηλός παράγοντας έντασης τάσης της αλούμινας, αποτελεί ένα σημαντικό μειονέκτημα, ειδικά σε περιπτώσεις όπου το υλικό δέχεται μεγάλα και επαναλαμβανόμενα φορτία. Οι βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες, οι τεχνικές εμφύτευσης και η βελτιστοποίηση της γεωμετρίας των εμφυτευμάτων, έχουν μειώσει αισθητά την πιθανότητα μιας καταστρεπτικής αστοχίας τόσο των μηριαίων κεφαλών από αλούμινα, όσο και των κοτυλιδικών κελύφων. Την τελευταία δεκαετία το ποσοστό των αναφερόμενων αστοχιών ενός τεχνητού εμφυτεύματος από αλούμινα δεν ξεπερνάει το 0.1%, ποσοστό ίσο με όλους τους υπόλοιπους κινδύνους ρουτίνας που χαρακτηρίζουν μια εγχείρηση ολικής αρθροπλαστικής.

3.3.2 Ζιρκονία (ZrO_2)

Η ζιρκονία παράγεται με την απλή άλεση του ορυκτού της που είναι υψηλής καθαρότητας. Η καθαρή ζιρκονία έχει μια μονοκλινή κρυσταλλική δομή σε θερμοκρασία περιβάλλοντος και μεταπείπτει σε τετραγωνική και κυβική δομή σε υψηλότερες θερμοκρασίες. Για την σταθεροποίηση του πλέγματος της τετραγωνικής και της κυβικής δομής της ζιρκονίας γίνεται πρόσθεση διαφόρων οξειδίων ανάμεσα στα οποία είναι και το οξείδιο του μαγνησίου,το οξείδιο του υττρίου,το οξείδιο του ασβεστίου και το οξείδιο του δημήτριου (Ce_2O_3).
Στη σταθεροποιημένη της μορφή η ζιρκονία είναι εξαιρετικά χρήσιμη στη μεταλλουργία.

3.3.2.1 Κρυσταλλικές δομές

Η κατασκευή μηριαίων κεφαλών με βάση τη ζιρκονία, ξεκίνησε στις αρχές της δεκαετίας του ’80 σε μια προσπάθεια να αντιμετωπιστούν οι περιπτώσεις προβληματικών αρθροπλαστικών ισχίου με κεφαλές απο κεραμική αλούμινα. Η μηχανική αντοχή και ο παράγοντας έντασης τάσεως της Y-TZP είναι διπλάσια έως και τριπλάσια συγκριτικά με την αλούμινα (βλέπε Πίνακα.II), καθιστώντας το υλικό αυτό ένα από τα πιο σκληρά και ανθεκτικά προηγμένα κεραμικά υλικά. Οι αρχικές προσδοκίες για το υλικό αυτό ήταν αρκετά υψηλές, πιστεύοντας ότι το υλικό αυτό είναι ικανό να μειώσει αισθητά το κίνδυνο αστοχίας των μηριαίων κεφαλών και να περιορίσει τη φθορά του πολυαιθυλενίου που παρατηρείται ειδικά σε κεφαλές μικρού διαμετρήματος. Παρόλ’ αυτά τα κλινικά αποτελέσματα που προέκυψαν ήταν αμφιλεγόμενα, ενώ το ποσοστό αποτυχημένων εμφυτευμάτων ανησυχητικά υψηλό.

Η καθαρή ζιρκονία απαντάται σε τρείς κύριες κρυσταλλογραφικές δομές. Την κυβική (c), την τετραγωνική (t) και τη μονοκλινή (m) φάση. Σε υψηλές θερμοκρασίες (άνω των 2370^0C) το υλικό έχει κυβική δομή (c-phase).Σε χαμηλότερες

θερμοκρασίες,μεταξύ 1170^0C και 2370^0C,η ζιρκονία εμφανίζεται στην τετραγωνική δομή (t-phase), ενώ σε θερμοκρασία χαμηλότερη των 1170^0C κρυσταλλώνεται στο μονοκλινές σύστημα (m-phase). Ο μετασχηματισμός της ζιρκονίας από τη μια φάση στην επόμενη, εξαρτάται άμεσα από τη θερμοκρασία και διέπεται από την ακόλουθη εξίσωση :

$$\text{Κυβική δομή (c)} \xleftrightarrow{2365^0 C} \text{Τετραγωνική (t)}$$

$$\xleftrightarrow{1165^0 C(A_s)/950^0 C(M_s)} \text{Μονοκλινή (m)}$$

Ο μετασχηματισμός από τη δομή (t) στην (m) είναι μαρτενσιτικής φύσης. Πραγματοποιείται περίπου στους 950^0C (M_s) κατά την απόψυξη και συνοδεύεται από διαστολή με συντελεστή κατά προσέγγιση στο 3-5%. Το φαινόμενο αυτό καταστρέφει τις μηχανικές ιδιότητες του τελικού προϊόντος κατά τη διαδικασία της ψύξης και καθιστά τη καθαρή ζιρκονία άχρηστη για κάθε δομική ή άλλη μηχανολογική χρήση. Ο μετασχηματισμός είναι αμφίδρομος και στη θέρμανση ενεργοποιείται στους 1165^0C (A_s).

Επομένως, στην καθαρή, μη σταθεροποιημένη, ζιρκονία, οι θερμικοί κύκλοι μιας κατεργασίας επιφέρουν αλλαγές στην κρυσταλλογραφία και τον όγκο του υλικού (μετασχηματισμός t → m), οδηγώντας στην διάδοση ρωγμών στο εσωτερικό της μάζας και σε απώλεια δομικής συνέχειας. Παρόμοια αποτελέσματα προκύπτουν και κατά την διαδικασία της απλής απόψυξης από τη θερμοκρασία κατεργασίας, η οποία κυμαίνεται στους 1400^0C – 1600^0C. Συμπερασματικά, η καθαρή ζιρκονία δεν ενδείκνυται για ιατρικές χρήσεις.

Για το λόγο αυτό, χρησιμοποιούνται διάφορα οξείδια (MgO, CaO, Y_2O_3) τα οποία σταθεροποιούν το πλέγμα της ζιρκονίας, προσφέροντας μια λίστα σύγχρονων υλικών με προηγμένες φυσικές και μηχανικές ιδιότητες. Σήμερα παράγονται τρείς κύριες κατηγορίες υλικών με βάση τη ζιρκονία :

- Η μερικώς σταθεροποιημένη ζιρκονία (PSZ : Partially Stabilized ZrO_2)
- Η τετραγωνική πολυκρυσταλλική ζιρκονία(TZP : Tetragonal ZrO_2 Polycrystals)
- Κεραμικά όπως η αλούμινα, με τη ζιρκονία στο ρόλο του ενισχυτικού υλικού (ZTA : Zirkonia Toughened Aloumina)

Οι εικόνες 3.8(β)-(δ) παρουσιάζουν τη μικροδομή των ανωτέρω υλικών, καθένα εκ των οποίων παρουσιάζει διαφορετικές ιδιότητες και απόδοση στη βιοϊατρική τεχνολογία.

Ο μετασχηματισμός από την τετραγωνική φάση στη μονοκλινή, χρησιμοποιείται συνήθως στη βελτίωση των μηχανικών ιδιοτήτων της ζιρκονίας και στη σκλήρυνση του αρχικού υλικού, η οποία επιτυγχάνεται λόγω της θερμικής διαστολής που λαμβάνει χώρα κατά τον μετασχηματισμό και ο οποίος μειώνει τις παραμένουσες τάσεις στα όρια των μικρορωγμών που υπάρχουν στη μάζα του κεραμικού, αναστέλλοντας την διάδοσή τους (βλέπε Ιδιότητες Κεραμικών Υλικών). Οι μικρορωγμές αυτές περιορίζονται καθότι για τη διάδοσή τους χρειάζεται να υπερνικηθεί η απαιτούμενη ενέργεια του μετασχηματισμού, καθώς και η ενέργεια που απορροφάται κατά τη διαστολή του υλικού.

3.3.2.2 Προσθήκη υττρίου στην TZP (Y-TZP)

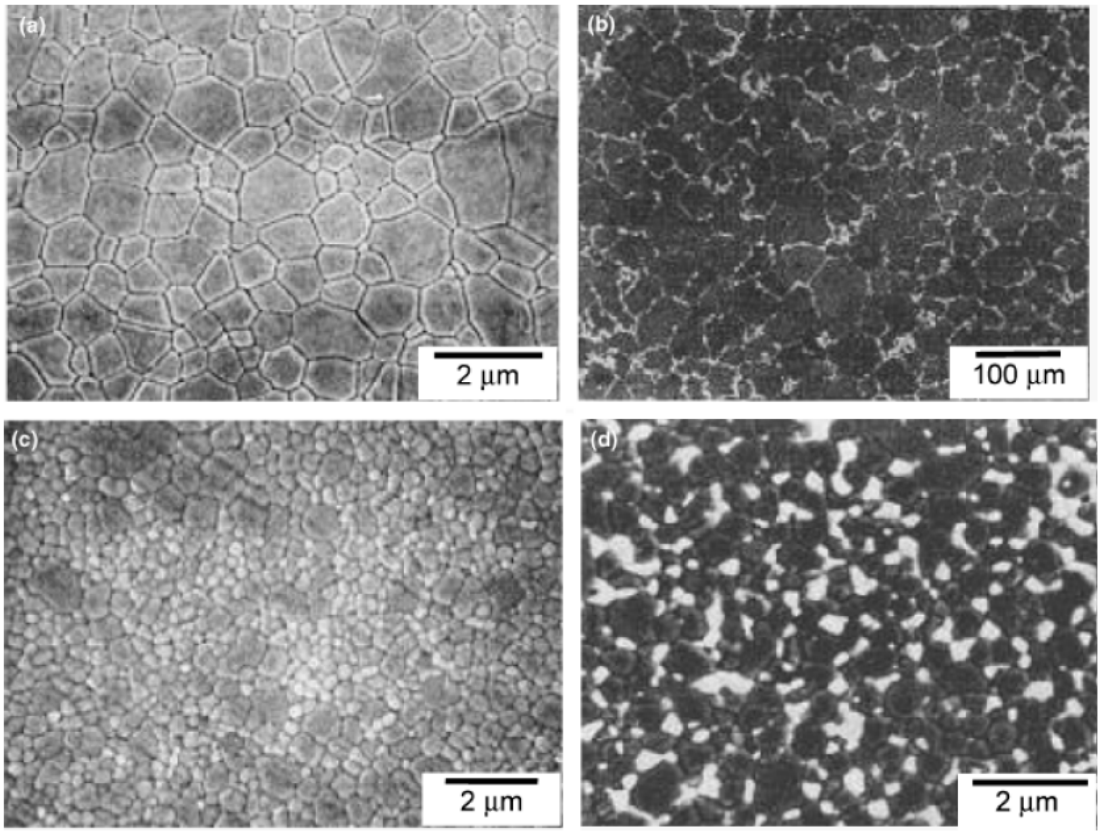
Η πολυκρυσταλλική τετραγωνική ζιρκονία με προσθήκη υττρίου (Y-TZP), εισήχθη στο χώρο της βιοϊατρικής στις αρχές της δεκαετίας του ’80 με σκοπό τη χρήση της στην παρασκευή μηριαίων κεφαλών, λόγω της μεγάλης σκληρότητας που παρουσιάζει σε σύγκριση με την αλούμινα, αλλά και τα χαμηλότερα επίπεδα φθοράς. Η περιεκτικότητα του υλικού αυτού σε Y_2O_3 κυμαίνεται μεταξύ 1.5 και 3.5mol% σε στερεή κατάσταση. Για βιοϊατρική χρήση όμως, η περιεκτικότητα αυτή είναι 3mol% οξείδιου του υττρίου, για αυτό και το συγκεκριμένο υλικό αναφέρεται ως 3Y-TZP.

Η Y-TZP αποτελείται κυρίως από τη μετασταθή φάση t, με λεπτόκοκκη δομή (0.1-1 μm) όπως φαίνεται στην εικόνα 3.8(γ). Το υλικό αυτό είναι σήμερα το σκληρότερο και πιο ανθεκτικό από όλα τα κεραμικά με βάση τη ζιρκονία (Πίνακας ΙΙ). Οι μηχανικές του ιδιότητες μπορούν να βελτιωθούν με έλεγχο της περιεκτικότητας σε Y_2O_3 , το οποίο παίζει το ρόλο του σταθεροποιητή, και διατηρώντας την κοκκομετρία κάτω από ένα κρίσιμο όριο ώστε να αποφευχθεί ο μετασχηματισμός από τη φάση t στην m, κατά τη διάρκεια της κατεργασίας του υλικού. Με τον τρόπο αυτό ενεργοποιείται η διαδικασία σκλήρυνσης.

Έχει βρεθεί ότι ο βέλτιστος παράγων έντασης τάσεως της Y-TZP, επιτυγχάνεται με περιεκτικότητα 2mol% σε Y_2O_3 και με μέσο μέγεθος κόκκων περί τα 0.3μm. Αυξάνοντας την περιεκτικότητα στα 3mol% έχουμε υψηλότερη αντοχή αλλά χαμηλότερο K_c. Πάντως υπο τις ανωτέρω συνθήκες διασφαλίζεται η εύκολη κατεργασία του υλικού, καθώς η κρίσιμη τιμή της κοκκομετρίας που ενεργοποιεί τον μετασχηματισμό t σε m, βρίσκεται στο 1μm.

Στην ολική αρθροπλαστική του ισχίου, μηριαίες κεφαλές από ζιρκονία χρησιμοποιούνται αποκλειστικά σε συνεργασία με κοτυλιδικά κελύφη από UHMWPE. Ο λόγος είναι ότι τυχόν συνεργασία με κελύφη από το ίδιο υλικό ή ακόμα και από αλούμινα, παρουσιάζουν επικίνδυνα υψηλά επίπεδα φθοράς με καταστρεπτικές συνέπειες για το εκάστοτε τεχνητό εμφύτευμα.

Οι πρώτες μηριαίες κεφαλές από Y-TZP ήταν συχνά χρώματος μαύρου λόγω της διαδικασίας της πυροσυσσωμάτωσης σε περιβάλλον έλλειψης οξυγόνου.Τα προϊόντα αυτά, συνδέθηκαν με υψηλά ποσοστά μετεγχειρήσεων σε ολικές αρθροπλαστικές ισχίου. Έτσι, το υλικό αυτό που χρησιμοποιήθηκε από τις αρχές της δεκαετίας του ’80, αποσύρθηκε το 2001 από το διεθνή Οργανισμό Τροφίμων και Φαρμάκων και αντικαταστάθηκε με μια νέα γενιά προϊόντων που παρασκευάζονται πλέον με τη μέθοδο της ισοστατικής συμπίεσης εν θερμώ. Οι νέες αυτές μηριαίες κεφαλές έχουν αρχικά μαύρο χρώμα λόγω της ισοστατικής συμπίεσης σε περιβάλλον έλλειψης οξυγόνου. Εν συνεχεία όμως υπόκεινται σε θερμική επεξεργασία στους 1000^0-1200^0C και παρουσία οξυγόνου, αποκτώντας σταδιακά ένα άσπρο χρώμα.



Εικόνα 3.8 Λήψεις από ηλεκτρονικό μικροσκόπιο που παρουσιάζουν τυπικές μικροδομές κεραμικών βιοϋλικών.(α) Φάση α-αλουμίνας με μέσο μέγεθος κόκκων 1.2μm.(β) Μερικώς σταθεροποιημένη ζιρκονία,Mg-PSZ, με προσθήκη μαγνησίου (περιεκτικότητα 8mol% MgO), όπου περιλαμβάνονται μικροδομές δύο φάσεων. Διακρίνονται κόκκοι κυβικής ζιρκονίας μεγέθους 50-100μm, στους οποίους παρεμβάλονται ομοιόμορφα κατανεμημένα κόκκοι ζιρκονίας τετραγωνικής και μονοκλινής φάσης, μέσου μεγέθους μερικών μικρών του χιλιοστού.(γ) Σταθεροποιημένη πολυκρυσταλλική ζιρκονία τετραγωνικής φάσης, με προσθήκη υττρίας Y-TZP (περιεκτικότητα 3mol% Y_2O_3), με μέσο μέγεθος κόκκων 0.5μm (δ) Σκληρυμένη αλούμινα με προσθήκη ζιρκονίας (ZTA) (περιεκτικότητας 20 mol% ZrO_2) με κόκκους ζιρκονίας τετραγωνικής και μονοκλινής φάσης, μέσου μεγέθους 0.4μm, διασπαρμένους στο πλέγμα λεπτόκοκκης α-αλούμινας (μέσο μέγεθος κόκκων περί τα 0.6μm).

3.3.2.3 Γήρανση της Y-TZP

Σημαντικός περιοριστικός παράγοντας στη χρήση της Y-TZP, αποτελεί η τάση υποβάθμισης των μηχανικών ιδιοτήτων που παρουσιάζει το υλικό αυτό σε περιβάλλον υψηλού ποσοστού υγρασίας και σε θερμοκρασίες 150^0 με 400^0C. Υπο τις συνθήκες αυτές, είναι δυνατόν να ενεργοποιηθεί ένας αργός μετασχηματισμός από την τετραγωνική στη μονοκλινή δομή, ο οποίος ξεκινάει από την επιφάνεια του υλικού και οδηγεί στη διάδοση μικρορωγμών και τελικά στην υποβάθμιση της μηχανικής αντοχής του τεμαχίου.Το φαινόμενο αυτό καλείται στην διεθνή βιβλιογραφία ως υποβάθμιση ή γήρανση χαμηλής θερμοκρασίας (LTD : Low Temperature Degradation) και αποτελεί σήμερα αντικείμενο επιστημονικής μελέτης καθώς ο μηχανισμός του φαινομένου παραμένει άγνωστος. Τα βασικά σημεία μελέτης του φαινομένου αυτού είναι τα εξής :

1. Ο t - m μετασχηματισμός συμβαίνει ταχύτερα σε θερμοκρασίες 200^0 – 300^0C και εξαρτάται άμεσα από το χρόνο.

2. Ο μετασχηματισμός αυξάνει σε περιβάλλον με υψηλή υγρασία.
3. Η αύξηση του ποσοστού Y_2O_3 και η λεπτόκοκκη δομή, σταθεροποιούν και βελτιώνουν την αντίσταση του υλικού στο μετασχηματισμό t – m.
4. Ο μετασχηματισμός εκκινεί στην επιφάνεια του υλικού και προοδευτικά επεκτείνεται στο εσωτερικό της μάζας του.

Πρόσφατες μελέτες έχουν δείξει ότι το φαινόμενο LTD μπορεί να συμβεί και σε θερμοκρασίες πολύ χαμηλότερες από τους 150^0C, ακόμα και στη θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος, ήτοι στους 37^0C. Υπάρχουν ακόμα ενδείξεις ότι η γήρανση του υλικού αυτού μπορεί να επέλθει και σε συνθήκες in vivo, στην επιφάνεια ενός εμφυτεύματος από Y-TZP. Κάτι τέτοιο μπορεί να αποδειχθεί καταστροφικό για περισσότερα από 500.000 εμφυτεύματα ζιρκονίας τα οποία έχουν εμφυτευθεί την τελευταία δεκαετία. Ύστερα από μια εικοσαετία διαρκών μελετών, ο μηχανισμός του εν λόγω φαινομένου δεν έχει διαλευκανθεί. Θεωρείται ότι τα μόρια του νερού διαχέονται στο εσωτερικό του πλέγματος της ζιρκονίας, προκαλώντας αύξηση των τασικών πεδίων και ενεργοποιώντας τον μετασχηματισμό της ζιρκονίας από την τετραγωνική στη μονοκλινή κρυσταλλική δομή. Η διείσδυση των μορίων του νερού στο εσωτερικό του κεραμικού πλέγματος, οδηγεί σε συστολή και τέλος στην επιβολή τάσεων στα όρια των κόκκων, αποσταθεροποιώντας την τετραγωνική δομή. Έτσι οδηγούμαστε στον μαρτενσιτικό μετασχηματισμό προς τη μονοκλινή δομή, ο οποίος ξεκινάει από την κορυφή της ρωγμής όπου και οι τάσεις είναι μέγιστες.

Έχει αποδειχθεί πειραματικά, ότι οι εφελκυστικές δυνάμεις που παράγονται κατά τον μετασχηματισμό, εντείνουν τη διάδοση των μικρορωγμών στα όρια των κόκκων, διευκολύνοντας τα μόρια του νερού να διαχυθούν στο πλέγμα του κεραμικού.

Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τη μελέτη του φαινομένου της γήρανσης της Y-TZP ποικίλλουν και κάθε μια παρέχει διαφορετικά επιστημονικά στοιχεία .
Η μέθοδος της περίθλασης με ακτίνες Χ και η φασματοσκοπία κατά Raman χρησιμεύουν στην ποσοτικοποίηση του φαινομένου της γήρανσης της Y-TZP, μετρώντας τον ρυθμό μεταβολής της μονοκλινής δομής συναρτήσει του χρόνου κατά την φάση μετασχηματισμού του υλικού. Η δε μελέτη της επέκτασης του φαινομένου της γήρανσης στο εσωτερικό του υλικού, γίνεται με μεθόδους σάρωσης σε συγκεκριμένες διατομές του υλικού με χρήση ηλεκτρονικού μικροσκοπίου (SEM : Scanning Electron Microscopy). Τέλος, τεχνικές επιφανειακής απεικόνισης με χρήση ατομικών μικροσκοπίων (AFM : Atomic Force Microscopy) και οπτικού παρεμβολισμού (OI : Optical Interferometry), αποτελούν τις πλέον ευαίσθητες και ακριβείς μεθόδους καταγραφής των πρώιμων σταδίων της γήρανσης και παρέχουν πληροφορίες μοριακού επιπέδου σχετικά με τα βήματα του μετασχηματισμού από την τετραγωνική στη μονοκλινή κρυσταλλική δομή. Παρόμοιες εικόνες από AFM παρουσιάζονται στην εικόνα 3.9

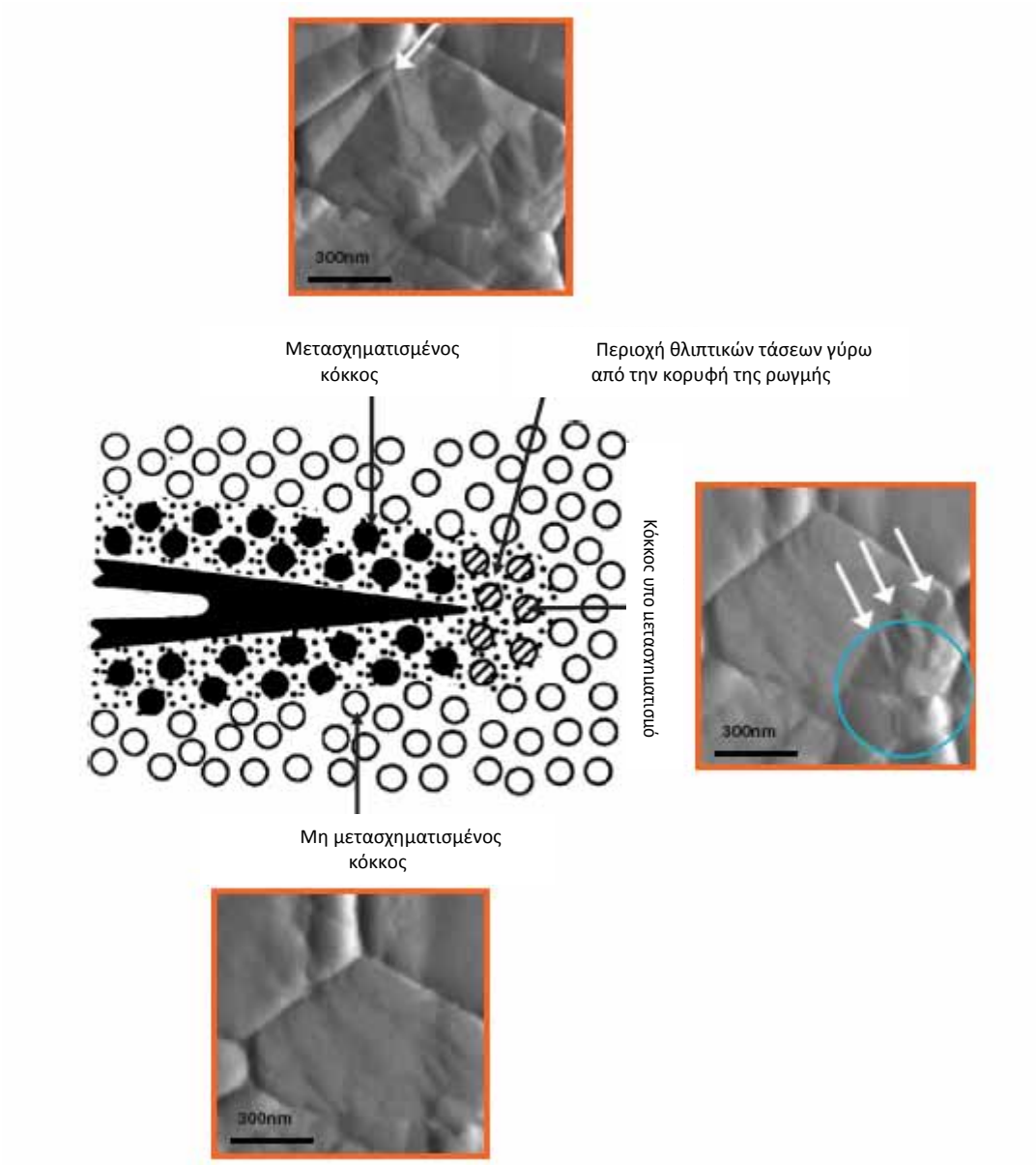
Το φαινόμενο της γήρανσης χαμηλής θερμοκρασίας, μπορεί να έχει δυο σοβαρότατες επιπτώσεις στη χρήση της Y-TZP στην ολική αρθροπλαστική ισχίου και γονάτου. Κατά κύριον λόγο, η γήρανση οδηγεί σταδιακά στην αύξηση της τραχύτητας επιφανείας και την εμφάνιση μικρορωγμών στις διεπιφάνειες επαφής των κινούμενων μερών του εμφυτεύματος. Κάτι τέτοιο οδηγεί σε αύξηση των επιπέδων φθοράς τόσο του κοτυλιδικού κελύφους ή αντίστοιχα του κνημιαίου στελέχους (κατασκευασμένα κυρίως από UHMWPE) όσο και της κεραμικής επιφάνειας, αυξάνοντας την παραγωγή υποπροϊόντων φθοράς τα οποία ως γνωστόν συμβάλλουν στο φαινόμενο της οστεόλυσης και της χαλάρωσης του εμφυτεύματος. Δεύτερον, το φαινόμενο της γήρανσης οδηγεί στην εμφάνιση σημειακών ατελειών λόγω της διάδοσης των

μικρορωγμών και του συνοδευόμενου μετασχηματισμού. Όπως έχει εξηγηθεί ανωτέρω, η Y-TZP παρουσιάζει την τάση εμφάνισης μικρορωγμών, οι οποίες διαδίδονται αργά στο εσωτερικό του υλικού λόγω της υποβολής αυτού σε τασικά πεδία και της προοδευτικής του διάβρωσης. Η ανάπτυξη των ατελειών αυτών μέσω της γήρανσης, μπορούν να οδηγήσουν σε ένα κρίσιμο όριο, πέραν του οποίου ο κίνδυνος αστοχίας του εμφυτεύματος είναι εμφανής.

Το φαινόμενο LTD της Y-TZP, μπορεί να περιοριστεί αλλά η εξάλειψή του δεν είναι ακόμα δυνατή και ο κύριος λόγος είναι η έλλειψη της πλήρης κατανόησης του μηχανισμού αυτού του φαινομένου. Κύριοι παράμετροι στην αντιμετώπιση της γήρανσης, αποτελεί η ιδιαίτερη σύνθεση, πυκνότητα και κοκκομετρία κάθε εμφυτεύματος παρασκευασμένο από Y-TZP. Επίσης η ομοιογένεια, η κατανομή της κάθε κρυσταλλικής δομής στη μάζα του κεραμικού και οι παραμένουσες τάσεις στην επιφάνειά του, αποτελούν κριτήρια πρωταρχικής σημασίας στην αντιμετώπιση και την ελαχιστοποίηση της γήρανσης. Πειραματικά αποτελέσματα έχουν δείξει την ύπαρξη ενός κρίσιμου ορίου κοκκομετρίας, κάτω από το οποίο το φαινόμενο της γήρανσης δεν παρατηρείται, χωρίς όμως η θεωρία αυτή να έχει αποδειχθεί πρακτικά.

Ενώ η μείωση της κοκκομετρίας έχει αποδειχθεί ότι δρα θετικά ως προς το φαινόμενο της γήρανσης, έχει και αρνητικές συνέπειες καθώς έτσι μειώνεται ο κρίσιμος παράγοντας έντασης τάσης και το όριο περα από το οποίο αναπτύσσεται έντονα ο μηχανισμός διάδοσης των ρωγμών, εξαιτίας της περιορισμένης σκλήρυνσης που επιτυγχάνεται με τη διαδικασία του μετασχηματισμού. Ο συνδυασμός λεπτής κοκκομετρίας και υψηλής πυκνότητας μπορούν πάντως να διασφαλίσουν μια αρκετά ικανοποιητική απόδοση του υλικού απέναντι στη γήρανση.

Η μέθοδος της πυροσυσσωμάτωσης, χωρίς πλήρως ελεγχόμενες συνθήκες, όπως μεγάλης διάρκειας και υψηλών θερμοκρασιών, οδηγούν σε μικροδομές με μεγαλύτερους κόκκους κυβικής δομής και μικρότερους κόκκους τετραγωνικής δομής. Στην κυβική κρυσταλλική δομή, παρουσιάζεται αυξημένη συγκέντρωση οξειδίου του υττρίου σε σύγκριση με τους κόκκους τετραγωνικής δομής, όπου η αντίστοιχη συγκέντρωση βρίσκεται κάτω από το μέσο όρο του υλικού. Έτσι, η τετραγωνική φάση, υστερώντας σε Y_2O_3, μπορεί να λειτουργήσει ως πυρήνας ενεργοποίησης του φαινομένου της γήρανσης. Αυξημένα τασικά πεδία στα όρια των κόκκων, προάγουν τον μετασχηματισμό από την τετραγωνική στη μονοκλινή δομή, ενώ και μακροσκοπικά παρόμοιες τάσεις οδηγούν σε αντίστοιχα αποτελέσματα. Για το λόγο αυτό, η κατεργασία του κεραμικού οφείλει να γίνεται υπο πλήρη ελεγχόμενες συνθήκες. Τέλος, η προσθήκη μικρών ποσοτήτων αλούμινας (0.15 – 3.0% κ.ο) στην TZP, μπορεί να ελαχιστοποιήσει το φαινόμενο LTD και να αυξήσει τη θερμοκρασία στην οποία έχουμε μέγιστη ταχύτητα του μετασχηματισμού t-m.



Εικόνα 3.9 Σχηματική απεικόνιση του μηχανισμού σκλήρυνσης μέσω μετασχηματισμού της τετραγωνικής πολυκρυσταλλικής ζιρκονίας με προσθήκη υττρίου (Y-TZP). Οι μικρορωγμές στο πλέγμα της ζιρκονίας αυτοπεριορίζονται εάν ελεγχθεί ο μετασχηματισμός από την τετραγωνική στη μονοκλινή κρυσταλλική δομή. Μια εν εξελίξη ρωγμή πρέπει να υπερνικήσει την απαιτούμενη ενέργεια για το μετασχηματισμό t – m, καθώς και τα θλιπτικά φορτία που σχετίζονται με την διαστολή του όγκου τον μετασχηματισμένων πλέον κόκκων μονοκλινούς δομής. Παρουσιάζονται εικόνες από ηλεκτρονικό μικροσκόπιο που δείχνουν τα βήματα του μετασχηματισμού γύρω από μια διαδιδόμενη ρωγμή.

Στην πράξη, οι ολικές αρθροπλαστικές ισχίου και γονάτου, αποτελούν πλήρη τριβολογικά συστήματα. Ο μηχανισμός δράσης τέτοιων συστημάτων όπως είναι η ανάπτυξη υψηλών θερμοκρασιών, η διεπιφάνεια δράσης του συνδέσμου,οι αναπτυσσόμενες δυνάμεις κ.ά, αποτελούν μια σειρά παραμέτρων οι οποίες αναπόφευκτα ενισχύουν τον μετασχηματισμό t-m. Η in-vivo συμπεριφορά μιας μηριαίας κεφαλής από Y-TZP, είναι απρόβλεπτη και σύνθετη. Σε περίπτωση που ο μετασχηματισμός στη μονοκλινή φάση επεκταθεί πέραν των επιθυμητών ορίων, το

κεραμικό χάνει το πλεονέκτημα της αυξημένης σκληρότητας που το χαρακτηρίζει και αυξάνει η τραχύτητα επιφανείας και εν γένει η πιθανότητα αστοχίας του εμφυτεύματος. Σε πραγματικές συνθήκες (in vivo), παράμετροι όπως η ανάπτυξη μεγάλων σημειακών φορτίων και αυξημένων θερμοκρασιών στη διεπιφάνεια, οδηγούν σε απρόβλεπτες συμπεριφορές των κεραμικών εμφυτευμάτων από Y-TZP. Η αύξηση της μονοκλινής δομής των μηριαίων κεφαλών από TZP, μπορούν να υποβληθούν σε επιφανειακή μηχανική υποβάθμιση οδηγώντας σε καταστροφικές ατέλειες. Έπειτα από την εμφάνιση ασυνήθιστα υψηλών ποσοστών αστοχίας, αποτέλεσμα διαφοροποιήσεων των μεταβλητών κατεργασίας, οι μηριαίες κεφαλές από Y-TZP αποσύρθηκαν από κάθε ορθοπεδική χρήση το 2001.

3.3.2.4 Άλλες προσθήκες στην TZP

Λόγω των προαναφερόμενων περιορισμών στη χρήση της Y-TZP, τα τελευταία χρόνια γίνονται έντονες μελέτες στη χρήση άλλων σταθεροποιητικών μέσων στην παρασκευή και κατεργασία της TZP. Όμως η περισσότερα υποσχόμενη εφαρμογή της ζιρκονίας στην κατασκευή σύγχρονων τεχνητών εμφυτευμάτων, φαίνεται ότι είναι η χρήση της ως ενισχυτικό μέσο στο πλέγμα της αλούμινας, το οποίο οδηγεί στην παρασκευή της ZTA.

Η σταθεροποίηση του πλέγματος της ζιρκονίας επιτυγχάνεται τα τελευταία χρόνια και με την προσθήκη νέων οξειδίων με επικρατέστερο αυτό του δημητρίου (CeO_2) σε περιεκτικότητα 12mol%. Το αποτέλεσμα είναι η παρασκευή του κεραμικού Ce-TZP το οποίο είναι πλήρως βιοσυμβατό και χρησιμοποιείται κυρίως σε ορθοδοντικές εφαρμογές. Αν και η Ce-TZP παρουσιάζει υποβαθμισμένες μηχανικές ιδιότητες σε σύγκριση με την Y-TZP, τα αποτελέσματα ως προς την αντιμετώπιση του φαινομένου της γήρανσης είναι πολύ πιο ενθαρρυντικά. Η υψηλή αντίσταση του κεραμικού αυτού στη γήρανση, οφείλεται πιθανώς στην μειωμένη περιεκτικότητα οξυγόνου που εντοπίζεται σε εμφυτεύματα μετά από μακρόχρονη χρήση, σε αντιδιαστολή με αντίστοιχα πειραματικά δεδομένα που προκύπτουν από την Y-TZP.

Τέλος, τα τελευταία χρόνια βρίσκεται σε πειραματικό στάδιο και η προσθήκη CeO_2 στη τετραγωνική πολυκρυσταλλική ζιρκονία με προσθήκη υττρίου. Το κεραμικό αυτό που συμβολίζεται ως Ce-Y-TZP, εμφανίζει αυξημένη κοκκομετρία και μειωμένες κεραμικές ιδιότητες, αλλά βελτιωμένη αντοχή στο φαινόμενο της γήρανσης.

3.3.2.5 Μερικώς πολυκρυσταλλική ζιρκονία (PSZ)

Προσθήκη οξειδίου του μαγνησίου σε περιεκτικότητες 8-11mol% στο πλέγμα της ζιρκονίας, έχει σαν αποτέλεσμα την παραγωγή του κεραμικού Mg-PSZ, με ανεπαρκή διαλυτότητα για την πλήρη σταθεροποίηση της κυβικής ζιρκονίας (c-ZrO_2). Αποτελείται από ένα μείγμα δύο κρυσταλλικών δομών, δηλαδή από λεπτόκοκκη τετραγωνική ζιρκονία (t-ZrO_2) η οποία διαχέεται ομοιόμορφα στο πλέγμα κυβικής ζιρκονίας (c-ZrO_2) χονδρότερης κοκκομετρίας, με τυπικό μέγεθος κόκκων >20μm (Βλέπε Εικόνα 3.8β). Οι συνθήκες παρασκευής του εν λόγω κεραμικού πρέπει να είναι απόλυτα ελεγχόμενες, με σκοπό την επιτάχυνση της ψύξης προς αποφυγή του μετασχηματισμού t-m και την επίτευξη της επιθυμητής διαμόρφωσης λεπτόκοκκης τετραγωνικής ζιρκονίας μέσα στο πλέγμα της c-ZrO_2.

Το κεραμικό Mg-PSZ αποτελεί ένα από τα πρώτα κεραμικά υλικά που εισήχθησαν στην αγορά των Η.Π.Α, λόγω της αυξημένης της στοιβαρότητας και της υψηλότερης σκληρότητας σε σύγκριση με τα κεραμικά υλικά με βάση την αλούμινα. Πάντως, τα κλινικά συμπεράσματα ως προς την μακρόχρονη συμπεριφορά του υλικού αυτού είναι ακόμα ασαφή, ενώ η μηχανική αντοχή και ο παράγοντας έντασης τάσεώς του είναι χαμηλότερα από τις αντίστοιχες τιμές της Y-TZP, τουλάχιστον σε επίπεδο εργαστηριακών δοκιμών (βλ. Πίνακα ΙΙ). Η μερικώς σταθεροποιημένη ζιρκονία με χρήση MgO (Mg-PSZ) εμφανίζει σχεδόν διπλάσιο παράγων έντασης τάσης απο αυτό της αλουμίνας.Με βάση όμως τα ιδιαιτέρως αποθαρρυντικά επίπεδα φθοράς που εμφανίζουν τα εμφυτεύματα όπου μηριαία κεφαλή και κοτυλιδικό κέλυφος είναι κατασκευασμένα από Y-TZP, μηριαίες κεφαλές από τη συγκριτικά ανώτερη Mg-PSZ, χρησιμοποιούνται σήμερα αποκλειστικά σε συνεργασία με UHMWPE.Ο ρυθμός φθοράς ενός τέτοιου συνεργαζόμενου μοντέλου είναι ίδιος με το μοντέλο Al_2O_3-UHMWPE αλλά αρκετά μεγαλύτερος από ένα μοντέλο Al_2O_3-Al_2O_3.

Συγκριτικά βελτιωμένη παρουσιάζεται επίσης η απόδοση της Mg-PSZ ως προς την γήρανση σε περιβάλλοντα υψηλών ποσοστών υγρασίας. Το υλικό αυτό χρησιμοποιείται σήμερα στην κατασκευή μηριαίων κεφαλών, σε εφαρμογές ολικής αρθροπλαστικής του ισχίου, σε άρθρωση με κοτυλιδικά κελύφη από UHMWPE.

3.3.3 Ενισχυμένη αλούμινα με προσθήκη ζιρκονίας (ZTA)

Πρόκειται για ένα υλικό με δύο κρυσταλλογραφικές δομές, το οποίο περιέχει ζιρκονία πολύ λεπτής κοκκομετρίας, κατανεμημένη στο πλέγμα της αλούμινας (Εικ.13γ). Τυπικά οι κόκκοι ζιρκονίας, οι οποίοι σταθεροποιούνται με προσθήκη μικρών ποσοτήτων Y_2O_3, έχουν μέγεθος 0.5-1.0μm και σε αναλογία 20% κατά όγκο της συνολικής μάζας του κεραμικού.

Η ζιρκονία βρίσκεται στη δομή m ή στην t ή και στις δύο. Όμως η μεγαλύτερη μηχανική αντοχή και ο μεγαλύτερος παράγοντας έντασης τάσεως, έχει παρατηρηθεί όταν η ζιρκονία βρίσκεται αποκλειστικά στην τετραγωνική κρυσταλλική δομή. Καθοριστικός παράγοντας στην βελτιστοποίηση της μεθόδου σκλήρυνσης της ZTA, αποτελεί το μέγεθος των κόκκων της τετραγωνικής ζιρκονίας, το οποίο και καθορίζεται από τη σύνθεση και τις συνθήκες κατεργασίας. Για το λόγο αυτό, η τελική κοκκομετρία της ζιρκονίας, οφείλει να βρίσκεται κάτω από την κρίσιμη τιμή στην οποία έχουμε έναρξη του μετασχηματισμού της ζιρκονίας από την τετραγωνική στη μονοκλινή κρυσταλλική δομή.

Εν συγκρίση με την α-Al_2O_3, η ZTA προσφέρει την ίδια σκληρότητα και επιπλέον βελτιωμένη μηχανική αντοχή και παράγοντα έντασης τάσης.

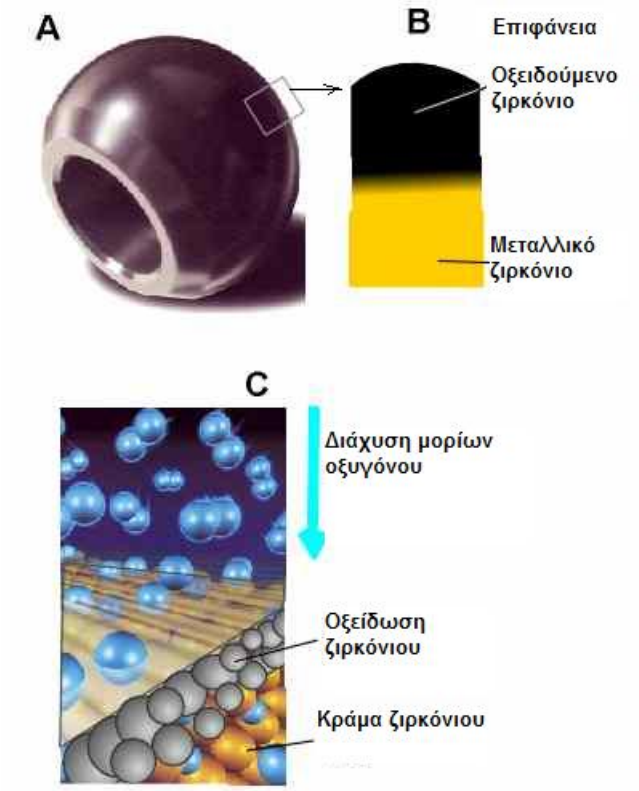
3.3.4 Οξίνιο

Οι σύγχρονοι μέθοδοι κατεργασίας των κεραμικών υλικών, προσφέρουν τα τελευταία χρόνια νέες διεξόδους και λύσεις, με σκοπό τη δημιουργία ακόμα περισσότερο ανθεκτικών και λειτουργικών υλικών στον τομέα της βιοϊατρικής τεχνολογίας.

Μια τέτοια μέθοδος είναι και η παραγωγή του οξίνιου.Το υλικό αυτό παρασκευάζεται από μεταλλικό ζιρκόνιο, το οποίο έπειτα από την κατεργασία του και την απόκτηση της επιθυμητής γεωμετρίας, υπόκειται σε περαιτέρω διεργασίες μέσω

των οποίων διαμορφώνεται στην επιφάνεια του τεμαχίου ένα λεπτό στρώμα κεραμικής ζιρκονίας.

Πρόκειται για ένα ιδιαίτερα ανθεκτικό και βιοσυμβατό υλικό που συνδυάζει με μεγάλη επιτυχία τα πλεονεκτήματα των μετάλλων και των κεραμικών.



Σχήμα 3.10 α)μηριαία κεφαλή παρασκευασμένη από οξίνιο β) Στρωματική σύσταση κεφαλής γ)Διαδικασία επιφανειακής οξείδωσης μεταλλικού ζιρκόνιου

3.4 ΜΗ ΟΞΕΙΓΟΝΟΥΧΑ ΚΕΡΑΜΙΚΑ

Α. Το νιτρίδιο του πυριτίου (Si_3N_4), αποτελεί ένα από τα πιο γνωστά και εφαρμόσιμα κεραμικά υλικά της κατηγορίας αυτής. Αποτελεί αντικείμενο μελετών και ανάπτυξης για δεκαετίες, ειδικά σε εφαρμογές όπου αναπτύσσονται υψηλές θερμοκρασίες, όπως για παράδειγμα σε βιομηχανικούς και αεροπορικούς κινητήρες.
Η πρόοδος στις μεθόδους παραγωγής και βελτίωσης των μηχανικών ιδιοτήτων του υλικού αυτού, προδφέρουν σήμερα προηγμένα κεραμικά υψηλής αξιοπιστίας. Το Si_3N_4 παράγεται κυρίως με τη μέθοδο της ισοστατικής συμπίεσης εν θερμώ (HIP) και παρουσιάζει υψηλότερη μηχανική αντοχή και σκληρότητα από την αλούμινα. Η επίτευξη της ελεγχόμενης κατεργασίας και της λεπτής κοκκομετρίας, αποδίδουν υλικά που συνδυάζουν υψηλό K_c και μεγάλη χημική σταθερότητα σε ένα πραγματικά ευρύ φάσμα θερμοκρασιών. Η επίτευξη των ιδιοτήτων αυτών γίνεται αποκλειστικά με τον απόλυτο έλεγχο των φάσεων παρασκευής του κεραμικού και των παραμέτρων πυροσυσσωμάτωσης της αρχικής ύλης, χωρίς την ανάγκη προσθετικών ή ενισχυτικών μέσων, όπως συμβαίνει σε παράγωγα της ζιρκονίας. Αυτή η κατηγορία σκληρυμένου νιτριδίου του πυριτίου, με αντοχή σε εφελκυσμό περι το 1 GPa και παράγοντα

έντασης τάσεως 10-12 $MPa.m^{1/2}$, χρησιμοποιούνται τα τελευταία χρόνια στην παρασκευή μηριαίων κεφαλών με εξαιρετικά χαμηλά επίπεδα φθοράς.

Οι προηγμένες ιδιότητες του Si_3N_4, δίνουν νέες προοπτικές και νέες δυνατότητες εξάλειψης των μειονεκτημάτων που σχετίζονται με τις ολικές αρθροπλαστικές και τα προβλήματα φθοράς του UHMWPE. Εργαστηριακές δοκιμές που έχουν γίνει σε μοντέλα Si_3N_4 - Si_3N_4 καθώς και σε μοντέλα Si_3N_4 με CoCr έχουν παρουσιάσει επίπεδα φθοράς εφάμιλλα με τα μοντέλα αλούμινας (Al_2O_3-Al_2O_3).
Επίσης, σύμφωνα με τέστ που έχουν γίνει με βάση το πρότυπο ISO 10993, έχει διαπιστωθεί ότι το νιτρίδιο του πυριτίου είναι πλήρως βιοσυμβατό και παραμένει, μετά από πολυετής χρήση στο ανθρώπινο σώμα.Σύμφωνα και με παλιότερες δοκιμές, έχει βρεθεί ότι η μακρόχρονη έκθεση στο υλικό αυτό, έχει ελάχιστη πιθανότητα να προκαλέσει διάφορες βιολογικές αντιδράσεις όπως αλλεργίες, ερεθισμούς, τοξικότητα ή καρκινοπάθειες.

Β. Το καρβίδιο του πυριτίου (SiC) παρασκευάζεται επίσης με τη μέθοδο HIP, παρουσιάζει υψηλότερη αντοχή και σκληρότητα από την αλούμινα και παρόμοιο παράγοντα έντασης τάσης. Η αντοχή εφελκυσμού του υλικού αυτού, αγγίζει τα 650MPa και η τιμή του K_{IC} τα 9-10 $MPa.m^{1/2}$. Αν και οι μηχανικές ιδιότητες του υλικού αυτόυ το καθιστούν ιδιαίτερα ελκυστικό για ορθοπεδικές εφαρμογές, ο μηχαχνισμός διάβρωσης και φθοράς του υλικού αυτού στο περιβάλλον του ανθρώπινου σώματος, είναι ακόμα άγνωστος. Με την παρασκευή του, το καρβίδιο του πυριτίου καλύπτεται από ένα στρώμα οξειδίου του πυριτίου, πάχους ορισμένων νανόμετρων, προϊόν οξείδωσης. Πιθανή χημική διάβρωση του υλικού σε συνθήκες in vivo, μπορεί να οδηγήσουν στην αύξηση του στρώματος αυτού, το οποίο εν συνεχεία έχει την τάση να αποσπαστεί από το κύριο σώμα του εμφυτεύματος,αφήνωντάς το εκτεθειμένο σε περαιτέρω διάβρωση και αυξάνοντας δραματικά τα επίπεδα φθοράς.
Βέβαια, ένα τέτοιο σενάριο δεν έχει ακόμα επιβεβαιωθεί επιστημονικά. Εξάλλου κάτι τέτοιο θα μπορούσε να ισχύει και για το νιτρίδιο του πυριτίου, το οποίο επίσης καλύπτεται από ένα στρώμα SiO_2. Έρευνες πάντως, έχουν δείξει ότι το οξειδούχο αυτό στρώμα, αν και καλύπτει και τα δύο υλικά, δεν είναι χημικά ταυτόσημο.
Στην περίπτωση δηλαδή του Si_3N_4 , το οξειδούχο στρώμα έχει μια πυριτική οξειδονιτρική σύνθεση, ενώ όσον αφορά το SiC η χημική σύνδεση του στρώματος φαίνεται να αποτελείται καθαρά από οξείδιο του πυριτίου.

4.1 ΠΟΛΥΑΙΘΥΛΕΝΙΟ

4.1.1 Εισαγωγή

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 ΤΗΑ όσο και για το κνημιαίον στέλεχος σε μια ΤΚΑ.

Η συντριπτική πλειοψηφία των κοτυλιδικών κελύφων 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. 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 θερμώ 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.Παρόλ' αυτά, οι μέθοδοι παραγωγής αυτών των υλικών, υποβιβάζουν τις μηχανικές ιδιότητές τους εμφανίζοντας ταχύτερη διάδοση των μικρορωγμών και μικρότερη αντοχή σε τασικά πεδία.

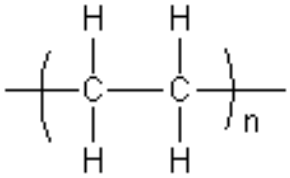
Μια νέα τάση στο χώρο της προσθετικής ιατρικής προκειμένου να ξεπεραστούν παρόμοια προβλήματα περιορίζοντας τη χρήση του UHMWPE είναι η ανάπτυξη εμφυτευμάτων στα οποία οι συνεργαζόμενες επιφάνειες αποτελούνται απο το ίδιο υλικό, όπως για παράδειγμα από κράμα CoCr ή από κεραμικό υλικό. Οι κατασκευαστικοί περιορισμοί όμως κοτυλιδικών κελυφών απο κεραμικό υλικό σε συνδυασμό με την ψαθυρότητα έχουν περιορίσει στο ελάχιστο το ενδιαφέρον των ορθοπεδικών χειρούργων στη χρήση τέτοιων εμφυτευμάτων,ιδιαίτερα εκείνων με μεγάλη μηριαία κεφαλή αφού παρουσιάζουν και τα μεγαλύτερα προβλήματα.

4.1.2 Πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους

Το πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους είναι γνωστό στη παγκόσμια βιβλιογραφία ως UHMWPE (ultra high molecular weight polyethylene) ή HMPE (high-modulus polyethylene) ή HPPE (high-performance polyethylene) και αποτελεί ένα θερμοπλαστικό, μερικώς κρυσταλλικό, υψηλών προδιαγραφών και μηχανικών ιδιοτήτων με την μεγαλύτερη ίσως συμμετοχή στον χώρο της προσθετικής ιατρικής.

Αποτελείται από εξαιρετικά μακρές μοριακές αλυσίδες, στην κάθε μία εκ των οποίων το μόριο του αιθυλενίου Σχ(4.1), επαναλαμβάνεται χιλιάδες φορές. Το μοριακό βάρος των υλικών αυτών κυμαίνεται μεταξύ των τιμών $2 \cdot 10^6$ και $6 \cdot 10^6$. Οι μακρές μοριακές του αλυσίδες προσφέρουν μια ιδιαίτερη δομή, γνωστή και ως spaghetti-like, καθώς το υπερβολικό πλήθος των δεσμών C-C σε ένα μόριο πολυμερούς αποτρέπει την ευθυγράμμιση μιας πολυμερικής αλυσίδας. Κάθε μόριο περιστρέφεται, αναδιπλώνεται και συνεχώς αλλάζει διευθύνσεις. Η δομή αυτή προσφέρει υψηλή συνοχή και έναν αποτελεσματικότατο μηχανισμό μεταφοράς και απορρόφησης

φορτίων από τη μάζα του πολυμερούς. Για το λόγο αυτό, το UHMWPE εμφανίζει την υψηλότερη μηχανική αντοχή από κάθε άλλο θερμοπλαστικό σήμερα.



Σχήμα 4.1 Μοριακή δομή του UHMWPE (n≥ 100,000)

Στην περίπτωση που ο πολυμερισμός του αιθυλενίου γίνεται σε θερμοκρασία 60-80^{0}C και πίεση ~10kg/cm^2 με τη βοήθεια μεταλλικών καταλυτών, λαμβάνεται το πολυαιθυλένιο υψηλής πυκνότητας που είναι γραμμικό, παρουσιάζει αυξημένη γραμμικότητα, έχει σημείο τήξης 135^{0}C και πυκνότητα που κυμαίνεται μεταξύ 0.94 και 0.965 g/cm^3.

Το πολυμερές που λαμβάνεται έπειτα από πολυμερισμό του αιθυλενίου σε υψηλή θερμοκρασία (150-300^{0}C) και πίεση 1.000-3.000 kg/cm^2 με τη βοήθεια ελευθέρων ριζών, ονομάζεται πολυαιθυλένιο χαμηλής πυκνότητας. Εμφανίζει μεγάλο βαθμό διακλαδώσεως στις αλυσίδες, πυκνότητα 0.915-0.935 g/cm^3 και χαμηλότερο σημείο τήξεως (110-115^{0}C). Το γραμμικό χαμηλής πυκνότητας (0.91-0.94 g/cm^3) και πολύ χαμηλής πυκνότητας (0.88-0.89 g/cm^3) αντίστοιχα, τα οποία είναι επίσης γραμμικά πολυμερή, προκύπτουν από πολυμερισμό σε χαμηλή πίεση και θερμοκρασία με τη χρήση μεταλλικών καταλυτών.

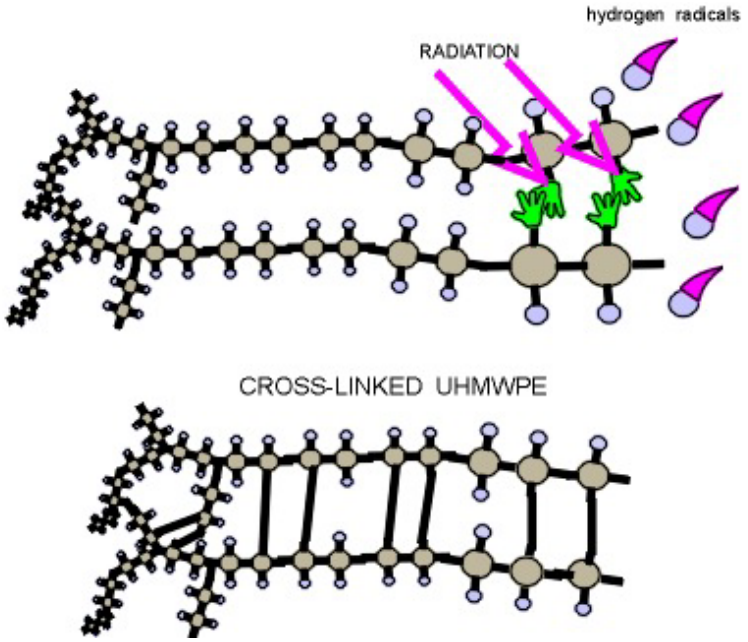
Το πολυαιθυλένιο υπερυψηλού μοριακού βάρους (UHDPE) είναι ένα γραμμικό πολυμερές με μοριακό βάρος μέχρι και 6x10^6 g/mol. Εμφανίζει εξαιρετικά υψηλή αντίσταση στην κρούση, στη φθορά και την τριβή και παρουσιάζει καλή χημική αντίσταση στους κοινούς διαλύτες. Αυτός ο ασυνήθιστος συνδυασμός ιδιοτήτων, οδηγεί το υλικό αυτό σε πολυάριθμες και ποικίλλες εφαρμογές μεταξύ των οποίων και η κατασκευή ορθοπεδικών εμφυτευμάτων, ειδικά σε εφαρμογές που φέρουν φορτία όπως είναι το κυπέλλιο της κοτύλης σε ολικές αρθροπλαστικές ισχίου ή τις επιγονατιδικές επιφάνειες στην ολική αρθροπλαστική γονάτου.

4.1.3 Ιατρικές εφαρμογές

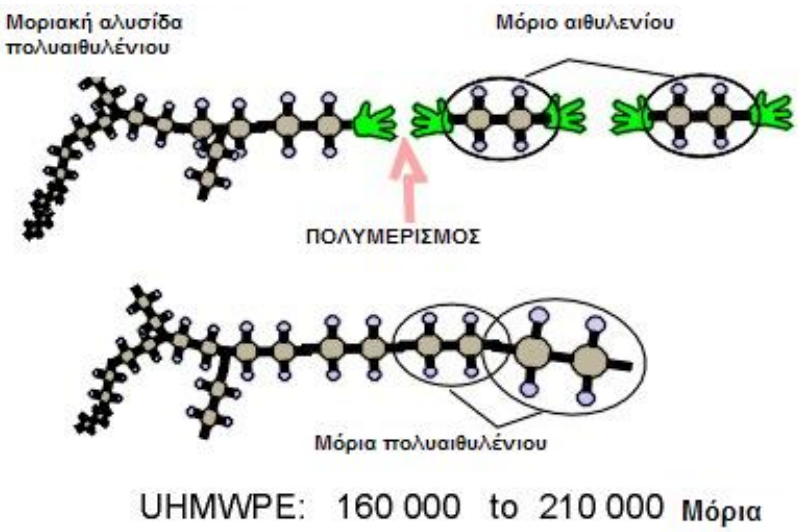
Το πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους, μετράει περισσότερα από 40 χρόνια επιτυχημένης ιατρικής χρήσης, σε εφαρμογές υψηλών απαιτήσεων όπως είναι οι αρθροπλαστικές ισχίου και γονάτου. Μάλιστα από την δεκαετία του ’80, εφαρμόζεται και σε εγχειρήσεις εμφυτευμάτων της σπονδυλικής στήλης.

Ο πρώτος που χρησιμοποίηση το UHMWPE, ήταν ο Sir John Charnley, το 1962, ενώ η ευρεία χρήση του καθιερώθηκε στις αρχές της δεκαετίας του ’70. Στην πορεία του υλικού αυτού, υπήρξανε πολλές προσπάθειες βελτίωσης των μηχανικών του ιδιοτήτων και των κλινικών του επιδόσεων, χωρίς όμως κάποιο σημαντικό αποτέλεσμα, μέχρι την ανακάλυψη του UHMWPE διασταυρούμενων αλυσίδων (crosslinked –UHMWPE), στα μέσα της δεκαετίας του ’90.

Μια αποτυχημένη προσπάθεια τροποποίησης του UHMWPE, ήταν η άλεση της αρχικής κόνης του πολυαιθυλενίου με πρόσμιξη ινών άνθρακα. Όμως οι ίνες άνθρακα, αποδείχθηκαν μικρής συμβατότητας με το πλέγμα του πολυμερούς και η κλινική επίδοση του υλικού αυτού κατώτερη του αρχικού υλικού.



Σχήμα 4.2 Σχηματική παράσταση της μοριακής δομής του πολυαιθυλένιου διασταυρούμενων αλυσίδων, που παρουσιάζει βελτιωμένες μηχανικές ιδιότητες και μεγαλύτερη αντιτριβική συμπεριφορά, μειώνοντας το απαιτούμενο πάχος των παραγόμενων κοτυλιδικών κελύφων σε μια ολική αρθροπλαστική ισχίου.



Σχήμα 4.3 Απεικόνιση του πολυμερισμού που υφίστανται το μόριο του αιθυλενίου προς παρασκευή του πολυαιθυλένιου υψηλού μοριακού βάρους.

Μια δεύτερη προσπάθεια τροποποίησης του πολυαιθυλενίου υψηλού μοριακού βάρους, επιχειρήθηκε μέσω της μεθόδου ανακρυστάλλωσης υπο υψηλή πίεση, στα τέλη της δεκαετίας του ’80. Το υλικό αυτό όμως παρουσίασε αυξημένη οξείδωση, οδηγώντας επίσης σε υποβαθμισμένες ιδιότητες εν συγκρίση με το αρχικό υλικό.

Το UHMWPE διασταυρούμενων αλυσίδων, εισήχθη στο χώρο της ιατρικής το 1998 και έκτοτε αποτελεί μια σταθερή και αποτελεσματική λύση στις ολικές

αρθροπλαστικές ισχίου. Η διασταύρωση των αλυσίδων, γίνεται με έκθεση σε ακτίνες γάμα ή δέσμης ηλεκτρονίων και εν συνεχεία το υλικό υφίσταται θερμική κατεργασία προς βελτίωση της αντιοξειδωτικής του συμπεριφοράς. Σύντομα, η κλινική εικόνα έδειξε την υπεροχή του υλικού αυτού σε σύγκριση με το συμβατικό πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους στις ΤΗΑ και ΤΚΑ.

4.2 ΥΔΡΟΞΥΑΠΑΤΙΤΗΣ

4.2.1 Γενικά χαρακτηριστικά

Ο υδροξυαπατίτης (ΗΑ) είναι βασικό δομικό συστατικό των οστών και μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως υλικό σε πολλές εφαρμογές αποκατάστασης αυτών. Σε συνθήκες pH 7.4 είναι το λιγότερο διαλυτό από τα υπόλοιπα φυσικά άλατα φωσφορικού ασβεστίου. Η σταθερή μακρομοριακή δομή του, σε συνδυασμό με τη χαμηλή διαλυτότητα στο φυσιολογικό pH, συντελούν σε σχετική αντίσταση σε αναρρόφηση in vivo, ανάλογα με την εκάστοτε μέθοδο παρασκευής.

Αξιοσημείωτη για όλα τα είδη ΗΑ, είναι η άριστη βιοσυμβατότητά τους. Ο ΗΑ δεν προκαλεί κυτταρική αντίδραση, όπως γίνεται με άλλα ξένα σώματα,εκτεταμένη φλεγμονή, τοξικές αντιδράσεις ή αύξηση στα επίπεδα ασβεστίουκαι φωσφόρου στον ορό του αίματος. Η πιο σημαντική ιδιότητα του ΗΑ ωστόσο, είναι ο τρόπος αλληλεπίδρασής του με τον οστίτη ιστό. Μερικές μελέτες έχουν ισχυριστεί ότι η παρουσία ΗΑ προκαλεί οστεογένεση (εξ αρχής σχηματισμός νέου οστού), όμως σε άλλες έχει αποδειχθεί ότι δεν παρατηρείται οστεοσύνθεση, απουσία κυττάρων μυελού των οστών.

Παρά το γεγονός ότι ο υδροξυαπατίτης δεν είναι οστεογόνος, επάγει την οστεοσύνθεση (osteoconductive). Αυτό σημαίνει ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως ικρίωμα (βάση), πάνω στο οποίο θα μεγαλώσει το οστό. Αν στο εμφύτευμα δημιουργηθούν μακροπόροι (200-300μm), το οστό θα αναπτυχθεί σε αυτούς. Εμφυτεύματα μπλόκ ΗΑ φέρουν ταχύτερο ρυθμό αύξησης του οστού από τα οστικά μοσχεύματα, ενώ παρόμοιες μελέτες έχουν δείξει ότι και οι χόνδροι μπορούν να αναπτυχθούν σε πορώδη εμφυτεύματα ΗΑ. Παρόλο που δε συμβαίνει οστεογένεση, ένας χημικός δεσμός σχηματίζεται μεταξύ του εμφυτεύματος και του οστού, χωρίς να μεσολαβεί ινώδης ιστός. Αυτή η πρόσδεση του εμφυτεύματος στο οστό, αναφέρεται ως οστεοενσωμάτωση.

Σημαντική είναι και η ικανότητα του ΗΑ να προσροφά ουσίες, όπως η αλβουμίνη, η δεξτράνη καθώς και λιπίδια. Σε μελέτη που έγινε, μετρήθηκε αρχικά η ποσότητα προσρόφησης από τις εξεταζόμενες ουσίες και εν συνεχεία η ισχύς της προσρόφησης, μετρώντας το βάρος της παραμένουσας ουσίας μετά από έκπλυση. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το βάρος της προσροφώμενης αλβουμίνης και της δεξτράνης, ήταν 1.4±0.13 και 1.6±0.3 φορές υψηλότερο σε σύγκριση με άλλη ουσία. Το δε βάρος των προσροφώμενων λιπιδίων, ήταν σημαντικά υψηλότερο σε σχέση με την αλούμινα. Αντιθέτως, τα ποσοστά απωλειών για τον ΗΑ μετά από έκπλυση ήταν χαμηλότερα από τους άλλους φορείς. Συνάγεται επομένως το συμπέρασμα ότι ο ΗΑ προσροφά καλύτερα αλβουμίνη, δεξτράνη και λιλπίδια σε σχέση με άλλες ουσίες, όπως η αλούμινα.

4.2.2 Σύνθεση HA

Οι απατίτες είναι γνωστοί για την ιδιότητά τους να εμφανίζονται σε μη στοιχειομετρικές μορφές και να ενσωματώνουν ιόντα. Οι μη στοιχειομετρικοί απατίτες, έχουν λόγο Ca/P που μεταβάλλεται και ως εκ τούτου διαφορετικές ιδιότητες. Για τον ακριβή προσδιορισμό του εκάστοτε λόγου, εφαρμόζεται συνήθως η θερμική ανάλυση των προϊόντων, όμως μπορεί να εφαρμοστεί και χημική μέθοδος.
Η θερμική αντίδραση του ελλιπή σε ασβέστιο HA με γενική μορφή
$Ca_{10-x}H_{2x-y}(PO_4)_6(OH)_{2-y}$ μπορεί να περιγραφεί από την εξίσωση :

$$Ca_{10-x}H_{2x-y}(PO_4)_6(OH)_{2-y} \rightarrow (1-x)Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2 + 3xCa_3(PO_4)_2 + (2x-y)H_2O \quad \text{εξ. (4.1)}$$

Μέσω αυτής της εξίσωσης, μπορεί να υπολογιστεί ο γραμμομοριακός λόγος Ca/P από την τιμή του πειραματικά προσδιορισμένου κλάσματος μάζας,wTCP, του φωσφορικού τριασβεστίου $Ca_3(PO_4)_2$, ως εξής :
Γραμμομοριακός λόγος Ca/P = (10-x)/6 εξ.(4.2)
όπου x=1.0796 wTCP /(1+0.0796 wTCP) εξ.(4.3)

Μία σκόνη υδροξυαπατίτη υψηλής καθαρότητας έχει συντεθεί στο National Institute of Standards & Technology και έχει καταχωρηθεί ως υλικό αναφοράς για τον HA. Πρόκειται για στοιχειομετρικό HA και έχει προκύψει από ένα κλάσμα μάζας εξαγωνικής μορφής περίπου 0.7 και μονοκλινής μορφής περίπου 0.3. Ο λόγος Ca/P υπολογίστηκε σε 1.6649± 0.0005 με τη θερμική μέθοδο και συμφωνεί με την τιμή 1.664 ± 0.006 που υπολογίστηκε με χημική μέθοδο. Οι παράμετροι πλέγματος καθορίστηκαν με περίθλαση ακτίνων X κόνεως.

Στα έμβια όντα, εκτιμάται ότι οι κρύσταλλοι HA αχηματίζονται στα μιτοχόνδρια και στις κυψελίδες της θεμέλιας ουσίας.

Οι κρύσταλλοι του HA, απαντώνται σε διάφορα μεγέθη και έχουν μέση διατομή 2500 $Å^2$ (περίπου 50x50 Å). Προσδίδουν ακαμψία στους σκληρούς ιστούς, καθώς είναι πολύ δύσκαμπτοι και σκληροί, με μέτρο ελαστικότητας περί τα 165 GPa. Αυτό μπορεί να συγκριθεί με το μέτρο ελαστικότητας του χάλυβα (200 GPa) και του κράματος αλουμινίου 6061 (70 GPa). Ο HA υστερεί όμως σε αντοχή σε θραύση, της οποίας η μέση τιμή δεν υπερβαίνει την τιμή του 1.0 $MPa.m^{1/2}$ και αυξανομένου του πορώδους, μειώνεται σχεδόν γραμμικά. Η ενέργεια θραύσης κυμαίνεται μεταξύ 2.3 και 20 J/m^2. Η αντοχή σε κάμψη των μονοκρυστάλλων (διαμέτρου 15-55 μm) βρίσκεται στο εύρος τιμών 200-1000 MPa, με μέση τιμή τα 468, 361 και 501, σε μετρήσεις που έγιναν στον αέρα, στο νερό και σε προσομοίωση υγρών του σώματος αντίστοιχα. Παρατηρήθηκε ότι η παρουσία μικρής ποσότητας ανθρακικών ιόντων δεν επηρέασε την αντοχή στον αέρα, αλλά τη μείωσε ελαφρώς στο νερό. Η σκληρότητα κατά Vickers, που μετρήθηκε σε κεραμικά πυκνού HA, παίρνει τιμές 3.0-7.0 GPa. Τα ίδια κεραμικά εμφανίζουν υπερπλαστικότητα μεταξύ 1000-1100^{0}C, με ένα μηχανισμό παραμόρφωσης που στηρίζεται στην ολίσθηση στα όρια των κόκκων.

4.2.3 Τύποι εμφυτευμάτων HA

Ο υδροξυαπατίτης παρασκευάζεται σε κεραμική και μη κεραμική μορφή. Μέχρι τα μέσα της δεκαετίας του 1970, χρησιμοποιούνταν σε κλινικές εφαρμογές, κυρίως υπο τη μορφή κεραμικού. Αυτές οι κεραμικές μορφές, θερμαίνονταν για να συμπυκνώσουν μεμονωμένους κρύσταλλους HA, μέσω της διαδικασίας της πυροσυσσωμάτωσης (sintering). Κατόπιν οι κρύσταλλοι HA, παρέμεναν σε συνθήκες

pH σημαντικά χαμηλότερου από το φυσιολογικό και επαναθερμαίνονταν στους 600-700^{0}C. Αυτό συνέτεινε στη δημιουργία ενός σκληρού και σταθερού υλικού, λειτουργικά μη αναρροφήσιμου, που εφαρμόστηκε εκτενώς στους τομείς της οδοντιατρικής και γναθοχειρουργικής. Με ανάλογη μέθοδο, δημιουργούνταν και εμφυτεύματα ΗΑ πορώδους μορφής, βασισμένα στη δομή του κοραλλιού, για χρήση σε ορθοπεδικές επεμβάσεις, όπου έπρεπε να υποστηριχθεί η οστεοσύνθεση. ως μη κεραμικός, ο ΗΑ χρησιμοποιούνταν ευρέως σε τσιμέντο, το οποίο παραγόταν από άμεση κρυσταλλοποίηση ΗΑ in vivo, χωρίς να απαιτείται θέρμανση για το σχηματισμό ενός δομικά σταθερού εμφυτεύματος. Η διαλυτότητα του μη πυροσυσσωματωμένου ΗΑ, είναι μεγαλύτερη από του κεραμικού σε αντίθεση με την αντοχή του που, αν και μικρότερη, χαρακτηρίζεται ως ικανοποιητική για την ανακατασκευή μη φέροντος φορτίο οστού.

Ωστόσο, τα κεραμικά ΗΑ δεν ενδείκνυνται για εμφυτεύματα φέροντα βαρέα φορτία, όπως είναι τα οστά. Οι ιατρικές εφαρμογές περιορίζονται σε μικρά εμφυτεύματα άνευ φορτίων, πούδρες, επιστρώσεις και πορώδη εμφυτεύματα μικρών φορτίων. Προκειμένου να αυξηθεί η αξιοπιστία των κεραμικών, έχουν δοκιμαστεί κεραμικές, μεταλλικές και πολυμερικές ενισχύσεις,ενώ παράλληλα, μέταλλα επικαλυμμένα με ΗΑ έχουν εισαχθεί ως τεχνητά οστά.

4.2.4 Κεραμικά καθαρού ΗΑ

Α. Παρασκευή σκόνης ΗΑ

Τα κεραμικά καθαρού ΗΑ βρίσκονται σε υψηλό σημείο ανάπτυξης και πολλές τεχνικές εφαρμόζονται για την παρασκευή τους. Δύο κύριες μέθοδοι για την προετοιμασία σκόνης ΗΑ είναι :

- Υγρές μέθοδοι και
- Αντιδράσεις στερεάς κατάστασης.

Οι υγρές μέθοδοι διακρίνονται σε ιζηματοποίηση, υδροθερμική τεχνική και υδρόλυση άλλων αλάτων φωσφορικού ασβεστίου.

Ανάλογα με την τεχνική, τα προϊόντα μπορεί να διαφέρουν ως προς τη μορφολογία, τη στοιχειομετρία, το λόγο Ca/P και το βαθμό κρυσταλλικότητας.

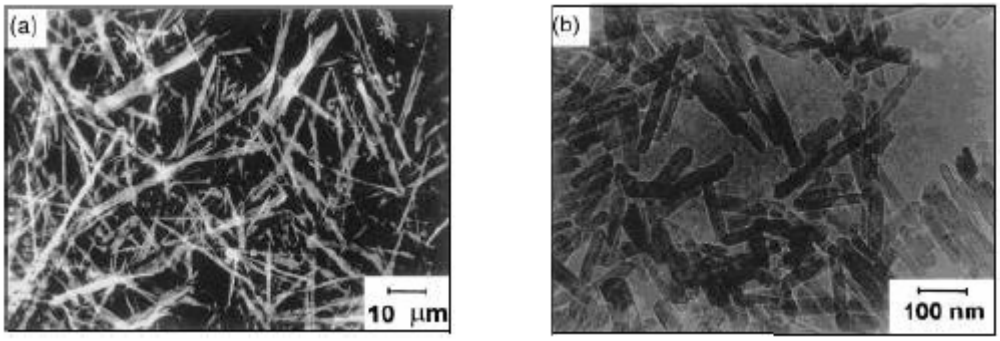
Β. Κεραμικά καθαρού πυκνού ΗΑ

Η παρασκευή κεραμικών καθαρού πυκνού ΗΑ με ανώτερες μηχανικές ιδιότητες, είναι δυνατή μόνο εφόσον η αρχική κόνη ΗΑ είναι στοιχειομετρική. Αν η τιμή του λόγου Ca/P υπερβαίνει το 1.67, τότε κατά τη διαδικασία της πυροσυσσωμάτωσης σχηματίζεται CaO, το οποίο φαίνεται ότι μειώνει την αντοχή του υλικού και διαταράσσει τη συνοχή του εξαιτίας μιας σειράς αντιδράσεων. Κάποιες πούδρες ΗΑ μπορεί να υποστούν πυροσυσσωμάτωση χωρίς πίεση μεχρι κάποια θεωρητική πυκνότητα σε θερμοκρασίες 1000-1200^{0}C. Με θερμή πίεση (hot pressing :HP), θερμή ισοστατική συμπίεση (HIP) ή HIP-postsintering, μπορεί να μειωθεί η θερμοκρασία συμπύκνωσης, το μέγεθος των κόκκων και να επιτευχθούν υψηλότερες πυκνότητες. Κατ' επέκταση, αποκτώνται κεραμικά με λεπτότερες μικροδομές, υψηλότερη θερμική σταθερότητα και καλύτερες μηχανικές ιδιότητες.

Η αντοχή σε θραύση (K_{IC}) κυμαίνεται μεταξύ 0.8 και 1.2 MPa.m$^{1/2}$, με μέση τιμή το 1.0 MPa.m$^{1/2}$ και μειώνεται σχεδόν γραμμικά με αύξηση του πορώδους. Η

ενέργεια θραύσης ανήκει στο εύρος 2.3-20 J/m^2. Η αντοχή σε κάμψη, θλίψη και εφελκυσμό είναι 38-250 MPa, 120-900 MPa και 38-300 MPa αντίστοιχα. Η διακύμανση των τιμών οφείλεται ενδεικτικά στη στατιστική φύση της κατανομής φορτίου, το μέγεθος των κόκκων και την ύπαρξη ακαθαρσιών. Αυξανόμενου του λόγου Ca/P, η αντοχή αυξάνεται φτάνοντας τη μέγιστη τιμή για Ca/P = 1.67, ενώ μετά από την τιμή αυτή, μειώνεται. Η αντοχή μειώνεται εκθετικά με την αύξηση του πορώδους (σχήμα ___). Το μέτρο Weibull ανήκει στο εύρος τιμών 5-18, που σημαίνει ότι ο ΗΑ συμπεριφέρεται σαν τυπικό ψαθυρό κεραμικό. Το μέτρο Young κυμαίνεται μεταξύ 35 και 120GPa, αν και υπερηχητικές τεχνικές δίνουν τιμές περίπου 115 GPa. Η αντίσταση σε φθορά και ο συντελεστής τριβής είναι παρόμοιος με τις τιμές που αντιστοιχούν στην ανθρώπινη αδαμαντίνη.

Οι χαμηλές τιμές K_{IC} και μέτρου Weibull σε συνδυασμό με την ευαισθησία σε αργή ανάπτυξη ρωγμών (ειδικά υπο υγρές συνθήκες) τεκμηριώνουν τη χαμηλή αξιοπιστία των εμφυτευμάτων πυκνού ΗΑ, όσον αφορά τα φορτία. Ως εκ τούτου, οι εφαρμογές τους περιορίζονται στην οδοντιατρική για αφόρτιστα υποκατάστατα ριζών δοντιών. Μια άλλη εφαρμογή που βασίζεται στην άριστη βιοσυμβατότητά του με το δέρμα, είναι η χρήση του σε διαδερμικές συσκευές παρακολούθησης της κατάστασης ενός οργάνου.



Σχήμα 4.4 Επιλεγμένοι κρύσταλλοι παρασκευασμένοι υδροθερμικά α) S.E.M εικόνα μονοκρυσταλλικών ινών ΗΑ, β) T.E.M εικόνα λεπτών κρυστάλλων ΗΑ

Γ. Πορώδη κεραμικά ΗΑ

Τα κεραμικά ΗΑ σε πορώδη μορφή έχουν ευρεύως χρησιμοποιηθεί ως οστικά υποκατάστατα, καθώς ο πορώδης ΗΑ δεσμεύεται ισχυρά στο οστό και οι πόροι παρέχουν μηχανική σταθερότητα που οδηγεί σε εδραίο στερέωμα του υλικού στο οστό. Ο οστίτης ιστός αναπτύσσεται εντός των πόρων, αυξάνοντας την αντοχή του εμφυτεύματος.

Ο συνήθης τρόπος για την παρασκευή πορώδων κεραμικών ΗΑ (μεγέθους πόρων 100-600μm) είναι μέσω της διαδικασίας της πυροσυσσωμάτωσης κόνεως με κατάλληλα προσθετικά, όπως παραφίνη, ναφθαλίνη και υπεροξείδιο του υδρογόνου, που επιτρέπουν τη δημιουργία πόρων μέσω των αερίων που ελευθερώνουν σε ανυψωμένες θερμοκρασίες.

Η αντοχή σε κάμψη, θλίψη και εφελκυσμό είναι 2-11MPa, 2-100 MPa και 3MPa αντίστοιχα. Αυξανόμενου του πορώδους, η αντοχή σε θραύση μειώνεται δραματικά. Αξιοσημείωτο είναι το γεγονός ότι τα πορώδη κεραμικά ΗΑ είναι λιγότερο ανθεκτικά στην κόπωση από τα κεραμικά πυκνού ΗΑ. Τα εμφυτεύματα πορώδων κεραμικών υφίστανται βιοαποικοδόμηση, που σημαίνει ότι σταδιακά αντικαθίστανται

από το οστό, με ρυθμό λίγων εκατοστιαίων μονάδων ετησίως. Πορώδη κεραμικά με βελτιωμένες ιδιότητες μπορούν να δημιουργηθούν με τη χρήση ινών ΗΑ ή μονοκρυσταλλικών ινών.

Στις εφαρμογές τους συγκαταλέγονται πλήρωση ατελειών σε οστά, συστήματα απελευθέρωσης φαρμάκων, αύξηση της φατνιακής ζώνης και ορθογναθική αναδόμηση.

4.2.5 Επιστρώσεις ΗΑ

Μία από τις πλέον διαδεδομένες κλινικές εφαρμογές του ΗΑ είναι σε επιστρώσεις μεταλλικών εμφυτευμάτων, όπως τεχνητά μέλη στην αρθροπλαστική ισχίου, συνδυάζοντας τα πλεονεκτήματα των μεταλλικών υλικών σε μηχανικές ιδιότητες με την άριστη βιοσυμβατότητα του ΗΑ. 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 την χαλάρωση του εμφυτεύματος. Στην περίπτωση όμως των επικαλυμμένων εμφυτευμάτων, το οστό ενοποιείται εξ ολοκλήρου με το εμφύτευμα, ακόμα και κατά τις πρώτες λειτουργικές φορτίσεις.

Οι επιστρώσεις ΗΑ επιτελούν αρκετές λειτουργίες. Πρώτον, διασφαλίζουν το σταθερό στερέωμα του εμφυτεύματος στο οστό και ελαχιστοποιούν ανεπιθύμητες αντιδράσεις μεσω της βιοσυμβατής φάσης που δημιουργείται. Δεύτερον, μειώνουν τν αποδέσμευση μεταλλικών ιόντων προς τον οργανισμό και προστατεύουν τη μεταλλική επιφάνεια από το βιολογικό περιβάλλον. Στην περίπτωση των πορώδων μεταλλικών εμφυτευμάτων, ενθαρρύνουν την ανάπτυξη του οστού εντός των πόρων.

Η πιο δημοφιλής μέθοδος παρασκευής επιστρώσεων ΗΑ, είναι η τεχνική ψεκασμού πλάσματος, όμως εφαρμόζονται και άλλες όπως ενδεικτικά η ισοστατική συμπίεση εν θερμώ, ο ψεκασμός χρώματος και η ηλεκτροχημική απόθεση ατμών (cvd). Οι επιστρώσεις δεν εφαρμόζονται μόνο σε μεταλλικά κράματα, αλλά και σε υποκατάστατα με σύνθετα υλικά ινών γραφίτη, σε πυροσυσσωματωμένα κεραμικά (Al_2O_3 και ZrO_2) ή ακόμα και σε πολυμερή (PMMA).

Το πάχος των επιστρώσεων ΗΑ βρίσκεται συνήθως στο εύρος των 40-200μm, με την αύξηση του πάχους να επιφέρει μείωση στη συγκέντρωση των αποδεσμευόμενων μεταλλικών ιόντων και να αυξάνει την αντίστασή του στην προσρόφηση του ΗΑ. Σημαντική παράμετρος είναι να μην υπάρχουν άλλες μορφές φωσφορικού ασβεστίου στις επιστρώσεις, καθώς μπορεί να μειώσουν τη χημική σταθερότητα των εμφυτευμάτων και να προκαλέσουν την αποικοδόμησή τους.

Όπως ήδη αναφέρθηκε, τέτοια υλικά χρησιμοποιούνται ευρέως σε τεχνητά μέλη στην ΤΗΑ.

Σχήμα 4.5 Επικαλύψεις HA σε στελέχη ολικών αρθροπλαστικών ισχίου χωρίς τη χρήση ιατρικού τσιμέντου.

Σχήμα 4.6 Επικάλυψη HA στην εξωτερική επιφάνεια κυπελλίου, σε τεχνητό εμφύτευμα ισχίου με κεφαλή μεγάλης διαμέτρου (52mm).

5.1 ΟΛΙΚΗ ΑΡΘΡΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΙΣΧΙΟΥ ΚΑΙ ΓΟΝΑΤΟΥ

5.1.1 Ιστορική αναδρομή

Για περισσότερο από έναν αιώνα,οι ορθοπεδικοί προσπαθούν να ανακατασκευάσουν κατεστραμένους γοφούς και να δώσουν λύση στο πρόβλημα χιλιάδων ασθενών.Η άρθρωση του ισχίου αποτελείται από την πυελική υποδοχή στην περιοχή της λεκάνης,γνωστή ως κοτύλη,και την μηριαία κεφαλή στην οποία καταλήγει το μηριαίο οστό.Η σχετική κίνηση της μηριαίας κεφαλής σε σχέση με την κοτύλη παρέχει την απαραίτητη κίνηση του ισχίου.Η άρθρωση αυτή καταπονείται καθημερινά με μεγάλα φορτία και η μηριαία κεφαλή τρίβεται σε σχέση με την κοτύλη κατά εκατοντάδες ή ακόμα και χιλιάδες φορές ημερησίως.Η δε λειτουργικότητά της κρίνεται μεγάλης σημασίας διότι εκτός των άλλων,παρέχει και την απαραίτητη ισορροπία στο ανθρώπινο σώμα.Για όλους τους ανωτέρω λόγους,ο σύνδεσμος αυτός είναι γενικά ευπαθής σε ένα μεγάλο ποσοστό ατόμων,κυρίως μεγάλου σωματικού βάρους και έντονης δραστηριότητας,καθώς και σε ασθενείς που πάσχουν από ρευματοειδή αρθρίτιδα και γενικά από οστεοπορωτικά οστά με ευρύ αυλό του μηριαίου.

Οι πρώτες ιατρικές προσεγγίσεις σε προβληματικές αρθρώσεις του ισχίου, αποσκοπούσαν στην κατεργασία των συνεργαζόμενων επιφανειών κοτύλης και μηριαίας κεφαλής,οι οποίες είχαν παραμορφωθεί από χρόνια αρθρίτιδα. Προχωρούσαν λοιπόν στην επικάλυψη των οστών με χρυσό,μαγνήσιο,ψευδάργυρο, ακόμη και με μέρη από κύστες ζώων.Άλλοι αντικαθιστούσαν τη μηριαία κεφαλή με μεταλλικές σφαίρες ή επανακατεργάζονταν την κοτύλη με ακρυλικές ρητίνες.

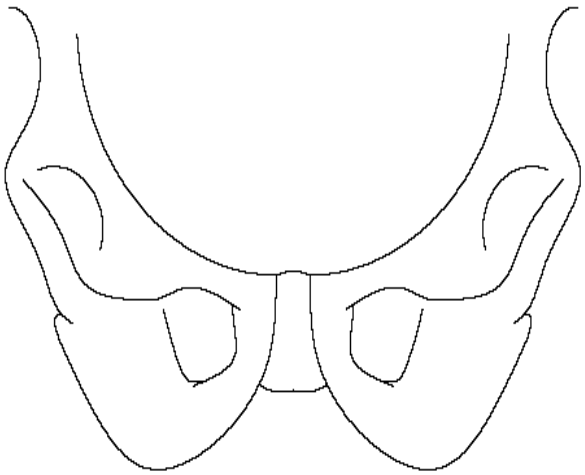
Αποτέλεσμα αυτών των πρώιμων σχεδιαστικών και εγχειρητικών προσπαθειών ήταν η βραχυπρόθεσμη επίλυση του προβλήματος.Στις καλύτερες των περιπτώσεων οι ασθενείς κέρδιζαν μερική από την κινητικότητα του συνδέσμου και για πολύ μικρά χρονικά διαστήματα.Οι προσεγγίσεις αυτές αδυνατούσαν να διαμορφώσουν συνδέσμους ικανούς να ανταπεξέλθουν στα μεγάλα φορτία που καταπονούν τον ανθρώπινο γοφό.

Αρνητικά λειτούργησε το γεγονός ότι οι ορθοπεδικοί στην πλειοψηφία τους αντιμετώπιζαν το πρόβλημα μονοδιάστατα και ασχολούνταν άλλωτε με την κοτύλη και άλλωτε με τη μηριαία κεφαλή.Ο πρώτος ορθοπεδικός ο οποίος αντιμετώπισε τον ισχιακό σύνδεσμο σαν ένα ενιαίο σύστημα,ήταν ο Βρεττανός John Charnley, μετέπειτα εχρισμένος ως Sir John Charnley,το 1958.Οι ριζοσπαστικές απόψεις του Charnley περι ολικής ανακατασκευής του ισχιακού συνδέσμου προκαλούσε την αντίδραση των συναδέλφων του.Το 1962 ο ίδιος μετακομίζει σε ένα απομονωμένο νοσοκομείο έξω από την περιοχή του Μάντσεστερ,το οποίο στο παρελθόν λειτουργούσε ως σανατόριο για ασθενείς με φυματίωση.Εκεί έγιναν και οι πρώτες σύγχρονες ολικές αρθροπλαστικές του ισχίου.

Σε πρώτο στάδιο ο Charnley προχώρησε στην αφαίρεση του άνω τμήματος του μηριαίου οστού.Στη θέση του τοποθέτησε μια μεταλλική σφαίρα προσαρτημένη πάνω σε ένα μεταλλικό στέλεχος,το οποίο βύθισε στο εναπομείναν οστό.Στη συνέχεια χρησιμοποίησε οδοντιατρικό τσιμέντο για να προσκολλήσει ένα ειδικά διαμορφωμένο κυπέλλιο στο εσωτερικό της κοτύλης.Το κυπέλλιο αυτό αποτελούνταν από ένα ειδικό κάλυμμα,φτιαγμένο από πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους,μέσα σε ένα μεταλλικό κέλυφος.Όταν η μεταλική σφαίρα εισχωρούσε στο κοτυλιδικό κέλυφος,προκαλούσε παραμόρφωση του πολυαιθυλικού καλύμματος,επιτυγχάνωντας την συναρμογή του συνόλου.Το αποτέλεσμα ήταν η κατασκευή ενός αρκετά

λειτουργικού ένσφαιρου τριβέα και η εμφύτευσή του αποδείχθηκε εύκολη μέσω μιας απλής χειρουργικής επέμβασης.Τα κύρια προβλήματα του παρελθόντος είχαν πλέον ξεπεραστεί.Οι ασθενείς εμφάνιζαν μετά την επέμβαση εμφανή μείωση του πόνου και αυξημένη κίνηση του συνδέσμου.Τα περισσότερα εμφυτεύματα διαρκούσαν 10 με 15 χρόνια.

Παρόλ'αυτά ο Charnley έμελλε να προχωρήσει σε έναν κρίσιμο συμβιβασμό. Η μεταλλική σφαίρα που χρησιμοποιούσε είχε διάμετρο αρκετά μικρότερη από την μηριαία κεφαλή που είχε αφαιρέσει.Ο λόγος ήταν η προσπάθειά του να μειώσει τη φθορά,περιορίζοντας την διεπιφάνεια επαφής μεταξύ της μηριαίας κεφαλής και του πολυαιθυλικού καλύμματος σε κάθε βήμα του ασθενή.Με αυτή την προσαρμογή του εμφυτεύματος οι ασθενείς μπορούσαν να στέκονται και να κινούνται με άνεση.
Οι μικρότερες κεφαλές όμως δεν ήταν το ίδιο σταθερές με τον αρχικό σύνδεσμο.Στην πορεία αποδείχθηκε ότι είχαν την τάση να εμφανίζουν εξαρθρώσεις σε πολύ μεγαλύτερο ποσοστό και η κινητικότητα των ασθενών περιορίζονταν σε μεγάλο βαθμό.



Σχήμα 5.1 Γραμμική απεικόνιση της σκελετικής μορφολογίας της ανθρώπινης λεκάνης. Διακρίνουμε τον αυλό του μηριαίου και τις γωνίες πρόσδεσης αυτού εν συγκρίση με το λαγόνιο και το ισχιακό οστό.

5.1.2 Ολική αρθροπλαστική ισχίου

Η ολική αρθροπλαστική ισχίου αποτελεί για δεκαετίες το βασικό αντικείμενο ερευνών στο χώρο της προσθετικής ιατρικής.Πρώιμα εμφυτεύματα ισχίου , εμφανίζονται στις αρχές του 20ου αιώνα, αλλά τα πρώτα αξιόλογα αποτελέσματα εμφανίζονται τη δεκαετία του '60, όταν ο βρετανός Sir John Charnley εισήγαγε την ολική αρθροπλαστική ισχίου (THA,Total Hip Arthroplasty). Η καινοτόμος λύση του Sir Charnley αποτελείται απο μια μεταλλική μηριαία κεφαλή προσαρτιμένη επάνω σε ένα μεταλλικό στέλεχος, σε συνεργασία με ένα κοτυλιδικό κέλυφος απο πολυαιθυλένιο UHMPE. Η πρόσφυση στο οστό επιτυγχάνετο με χρήση πολυμεθακρυλικού μεθυλίου-PMMA. Έκτοτε οι παραλλαγές αυτού του

εμφυτεύματος υπήρξαν πάρα πολλές αλλά όλες βασίζονται στο αρχικό σχέδιο του Charnley, το οποίο με την πάροδο των ετών αποτέλεσε την βάση και για άλλες κατηγορίες εμφυτευμάτων,όπως η ολική αρθροπλαστική γονάτου (TKA-Total Knee Arthroplasty).

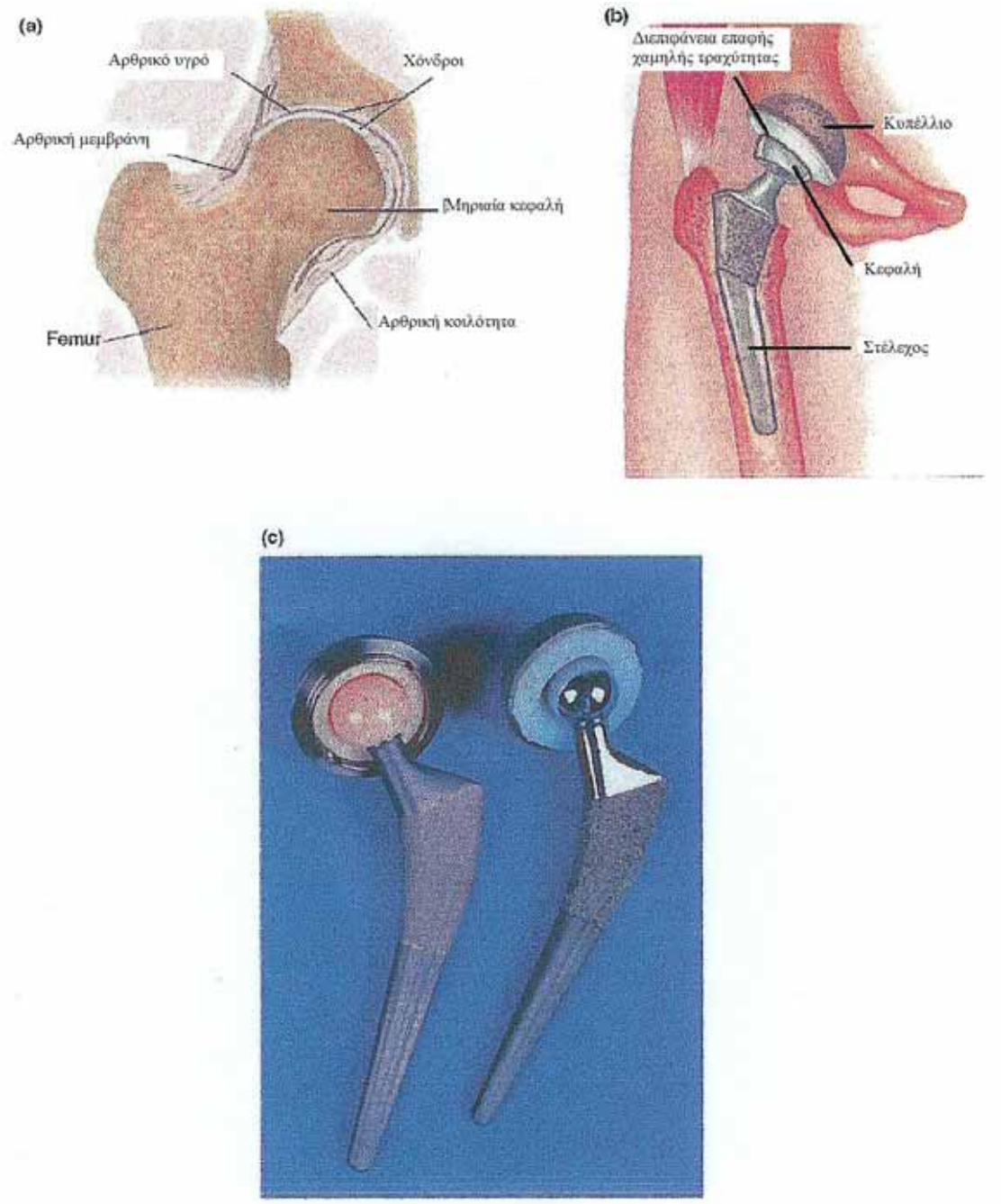
Σήμερα οι μηριαίες κεφαλές παρασκευάζονται κυρίως απο μεταλλικά κράματα κοβαλτίου-χρωμίου (CoCr), ενώ το υλικό που έχει επικρατήσει για την συνεργαζόμενη επιφάνεια της κοτύλης είναι το πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους (βλ.σχ.5.4). Σχεδόν 500.000 εγχειρήσεις ολικής αρθροπλαστικής ισχίου και γονάτου γίνονται κάθε χρόνο σε Ευρώπη και Αμερική.Ο αριθμός αυτός,αναμένεται να αυξηθεί αισθητά τα επόμενα χρόνια εξ αιτίας κυρίως της γήρανσης του πλυθυσμού αλλά και των αυξημένων απαιτήσεων ασθενών μικρότερων ηλικιών με προβλήματα χρόνιας αρθρίτιδας και άλλων εκφυλιστικών ασθενειών.

Για όλους αυτούς, η σύγχρονη ιατρική είναι σήμερα σε θέση να προσφέρει αξιόπιστες και άκρως λειτουργικές λύσεις, με εμφυτεύματα που αντέχουν σε μεγάλες καταπονήσεις και ικανά να διαρκούν και να λειτουργούν ικανοποιητικά για αρκετά χρόνια.Ο μέσος όρος ζωής ενός εμφυτεύματος CoCr-UHMWPE,για το οποίο έγινε λόγος παραπάνω, κυμαίνεται μεταξύ των 10 και 15 ετών, ενώ το 25% των THA και TKA που γίνονται ετησίως, αποτελούν μετεγχειρητικές επεμβάσεις λόγω πρόωρης αστοχίας ή εξάρθρωσης του εμφυτεύματος,αποτέλεσμα του φαινομένου της χαλάρωσης. Το φαινόμενο αυτό οφείλεται στα μικροσκοπικά σωματίδια που παράγονται σταδιακά κατα την τριβή των συνεργαζόμενων επιφανειών του συνδέσμου, τα οποία με τον καιρό επικάθονται στους περιβάλλοντες ιστούς.

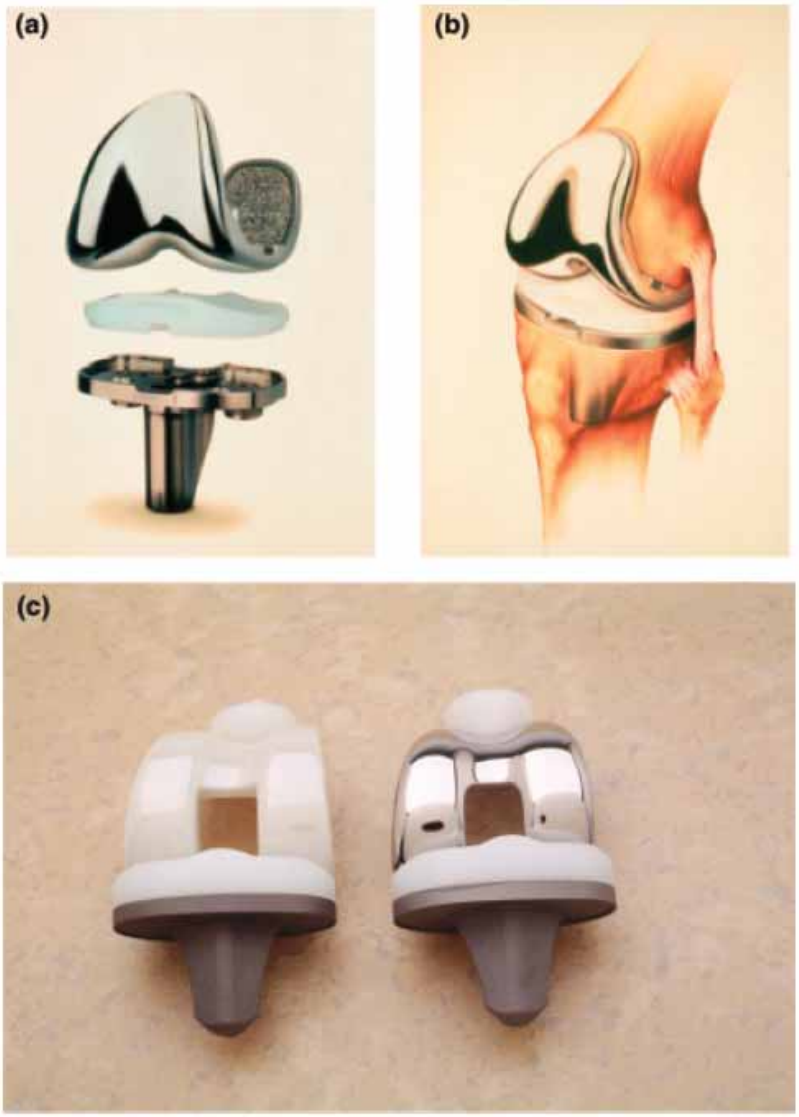
Τα κεραμικά υλικά χρησιμοποιούνται σήμερα σαν μια εναλλακτική πρόταση απέναντι στα μεταλλικά κράματα. Στις αρχές της δεκαετίας του ΄70 εισήχθη στο χώρο της προσθετικής ιατρικής η αλουμίνα, ενώ μια δεκαετία αργότερα εμφανίστηκε ένα νέο και πολλά υποσχόμενο κεραμικό υλικό, η ζιρκονία.Σήμερα η αλουμίνα αποτελεί το ευρύτερα διαδεδομένο κεραμικό υλικό στην ολική αρθροπλαστική ισχίου.Υπολογίζεται ότι απο το 2005, πάνω απο 5 εκατ. μηριαίες κεφαλές και περισσότερα απο 500,000 κοτυλιδικά κελύφη έχουν κατασκευαστεί απο το υλικό αυτό παγκοσμίως.Στον πίνακα Ι ,παρουσιάζεται μια λίστα απο κεραμικά υλικά που χρησιμοποιούνται σήμερα ή που βρίσκονται υπο εξέλιξη για χρήση στην παρασκευή μηριαίων κεφαλών.Το πλεονέκτημα της χρήσης κεραμικών υλικών είναι η μεγάλη μείωση του ρυθμού φθοράς των ενεργών επιφανειών στην προσθετική ισχίου και γονάτου.Τα χαμηλά επίπεδα φθοράς είναι επιθυμητά απο μηχανικής αλλά και απο κλινικής πλευράς, περιορίζοντας στο ελάχιστο τα υποπροϊόντα τριβής και κατ΄ επέκταση το φαινόμενο της χαλάρωσης και της απώλειας οστικής μάζας.

Έτσι μειώνεται και ο αριθμός μετεγχειρητικών επεμβάσεων, οι οποίες καταπονούν ιδιαίτερα τους ασθενείς και εγκυμονούν επιπρόσθετους κινδύνους εμφάνισης παράπλευρων νοσημάτων.

Καθώς ο αριθμός των επεμβάσεων THA και TKA σε νέους και δραστήριους ασθενείς αυξάνει συνεχώς,η μείωση των φαινομένων φθοράς στα σύγχρονα εμφυτεύματα αποτελεί εξαιρετικά σημαντικό παράγοντα προς την ανάπτυξη και τη βελτιστοποίηση των κεραμικών υλικών. Στον αντίποδα αυτής της κατηγορίας υλικών βρίσκονται και μερικά σημαντικά μειονεκτήματα, τα οποία δυσχεραίνουν και περιορίζουν τη χρήση τους στη σύγχρονη προσθετική ιατρική.Το σημαντικότερο εξ’αυτών αποτελεί η ψαθυρότητα, η οποία μπορεί να οδηγήσει στο φαινόμενο της χαλάρωσης του τεχνητού συνδέσμου και τελικά στην αστοχία αυτού.



Σχήμα 5.2 α)Απεικόνιση του ισχιακού συνδέσμου. β) Τεχνητή άρθρωση ισχίου γ) Ολικά εμφυτεύματα ισχίου κεραμικό με κεραμικό (αριστερά) και μεταλλικής κεφαλής (CoCr) με κάλυμα από UHMWPE (δεξιά). Το στέλεχος είναι κατασκευασμένο από κράμα Ti6Al4V.



Σχήμα 5.3 a) Τεχνητά μέρη συνδέσμου γονάτου b) Σχηματική απεικόνιση μιας ΤΚΑ c) Προσθετικά εμφυτεύματα γονάτου, κεραμικό με UHMWPE (αριστερά) και κράμα CoCr με UHMWPE (αριστερά). Η μεταλλική τους βάση είναι παρασκευασμένη από το κράμα Ti6Al4V.

5.1.3 Κατηγορίες υλικών για ΤΗΑ και ΤΚΑ

Τα υλικά που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή των συνεργαζόμενων επιφανειών ενός τεχνητού εμφυτεύματος, πρέπει να έχουν συγκεκριμένες ιδιότητες και να υπακούν σε αυστηρά ποιοτικά κριτήρια. Οι βασικές κατηγορίες των επιθυμητών χαρακτηριστικών ενός σύγχρονου βιοϋλικού είναι :

1.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,δηλαδή από 3 έως και 8kN και με συχνότητες από 1Hz για βάδισμα μέχρι και 15Hz για τρέξιμο.

2.Υψηλή αντιδιαβρωτική συμπεριφορά για τη μακρόχρονη και σωστή λειτουργία του εμφυτεύματος, καθώς και υψηλή βιοσυμβατότητα.

3.Υψηλή σκληρότητα και άριστο φινίρισμα των συνεργαζόμενων επιφανειών για τη μέγιστη αντοχή σε φθορά και την επίτευξη μικρού συντελεστή τριβής.

4.Τέλος,απαιτείται καλή λίπανση του συνδέσμου,άριστη συναρμογή και μικρή γωνία εισόδου του αρθρικού υγρού στον ενδιάμεσο χώρο του εμφυτεύματος.
Οι ανωτέρω ιδιότητες αποτελούν τη βασική γραμμή μελέτης και εξέλιξης κάθε βιουλικού και αναλύονται εκτενέστερα σε επόμενο κεφάλαιο.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 σύμφωνα με πρόσφατα στατιστικά στοιχεία, κάθε τεχνητό εμφύτευμα υπόκειται σε πάνω από 2 εκατομμύρια κύκλους επιβαλλόμενου φορτίου ανά έτος.
Τα σύγχρονα υλικά που χρησιμοποιούνται σήμερα στη παρασκευή ολικών εμφυτευμάτων ισχίου και γονάτου, χωρίζονται στις ακόλουθες κύριες κατηγορίες :

1. Μεταλλικά κράματα, όπως το κράμα CoCr,οι ανοξείδωτοι χάλυβες καθώς και κράματα τιτανίου με επικρατέστερο το κράμα Ti-6Al-4V.Τα υλικά αυτά σχηματίζουν ένα λεπτό στρώμα οξειδίου πάχους μερικών νανομέτρων στην επιφάνεια των μηριαίων κεφαλών ή των αντίστοιχων συνεργαζόμενων επιφανειών στη περίπτωση των ολικών αρθροπλαστικών γονάτου.
2. Μονοκρύσταλλοι κεραμικών οξειδίων όπως η αλουμίνα και η ζιρκονία , ή και κεραμικών ελλείψη οξυγόνου, όπως το νιτρίδιο του πυριτίου Si_3N_4 το οποίο χρησιμοποιείται σε προσθετικές ισχίου και γονάτου την τελευταία μόλις δεκαετία. Το τελευταίο σχηματίζει στην επιφάνειά του ένα στρώμα πάχους μερικών νανομέτρων μεγάλης περιεκτικότητας σε οξείδιο του πυριτίου.
3. Σύνθετα κεραμικά υλικά όπως η αλουμίνα ενισχυμένη με ζιρκονία (ZTA), στην οποία το κεραμικό πλέγμα της αλουμίνας εμπλουτίζεται και ενισχύεται με μια αναλογία ζιρκονίας. Το παραγόμενο υλικό εμφανίζει σημαντικά βελτιωμένα μηχανικά χαρακτηριστικά καθώς είναι λιγότερο ψαθυρό από τη ζιρκονία και την αλουμίνα χωριστά.
4. Δύστηκτα μέταλλα με ειδική κατεργασία επιφανείας μέσω οξείδωσης. Τέλειο παράδειγμα αυτής της κατηγορίας υλικών αποτελεί το οξίνιο. Πρόκειται για ζιρκόνιο το οποίο μετά την αρχική του κατεργασία στην επιθυμητή γεωμετρία υπόκειται σε επιφανειακή οξείδωση αποκτώντας ένα λεπτό στρώμα κεραμικής ζιρκονίας.

Εναλλακτικά τα τελευταία χρόνια έχουν εμφανιστεί πρόσθετες μέθοδοι παρασκευής σύνθετων κεραμικών υλικών, με επιφανειακή επικάλυψη στρώματος από υπέρσκληρα υλικά όπως το νιτρίδιο του τιτανίου και καρβίδια συνθετικών διαμαντιών (DLC).

Αν και οι μέθοδοι κατεργασίας των κεραμικών υλικών ακουλουθούν μια κοινή στρατηγική, κάθε εταιρεία παρασκευής κεραμικών υλικών εφαρμόζει ξεχωριστές καινοτομίες και παραλλαγές των μεθόδων αυτών. Το αποτέλεσμα είναι μικρές διαφοροποιήσεις ως προς τις ιδιότητες των τελικών προϊόντων. Για παράδειγμα, μια μηριαία κεφαλή μπορεί να λάβει την αρχική γεωμετρία με τη μέθοδο της πυροσυσσωμάτωσης και της ισοστατικής συμπίεσης εν θερμώ και στη συνέχεια να διαμορφωθεί η εσωτερική οπή πρόσδεσης στο μηριαίο στέλεχος.Η χάραξη με lazer

της κεφαλής προς απόδοση του κωδικού σειράς του προϊόντος, μπορεί να γίνει πρίν ή και μετά την πυροσυσσωμάτωση.

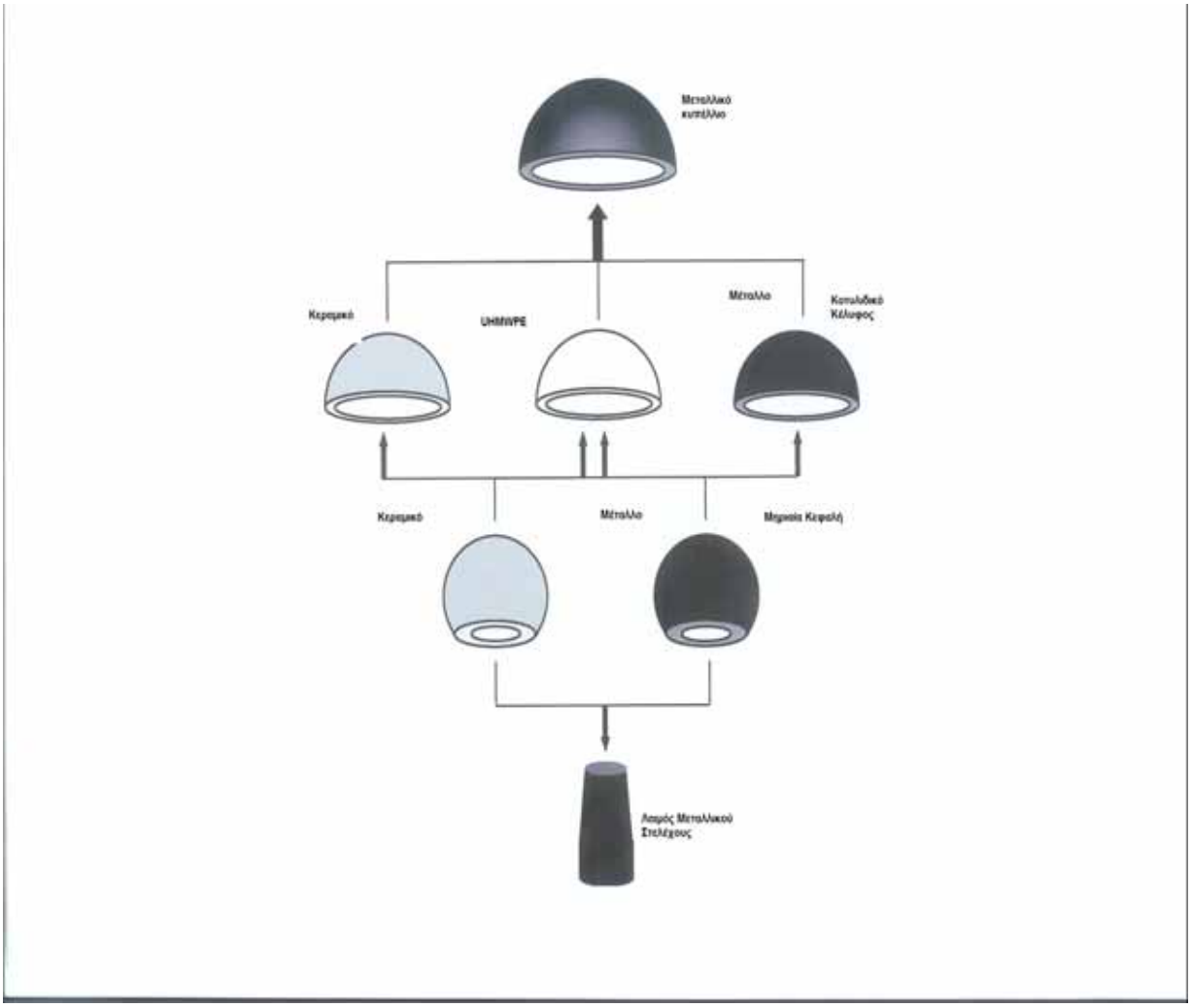
Η πρώτη γενιά κεραμικών προϊόντων από αλούμινα παρασκευάζονταν με τη μέθοδο της πυροσυσσωμάτωσης.Σήμερα, η ισοστατική συμπίεση εν θερμώ, αποτελεί την πιο αναγνωρισμένη και αποδεκτή μέθοδο, η οποία εγγυάται τεμάχια άριστης και ομοιόμορφης κοκκομετρίας και πυκνότητας. Συμβάλλοντας στην αξιοπιστία των σύγχρονων εμφυτευμάτων, κάθε τελικό τεμάχιο φέρει έναν κατασκευαστικό κωδικό, ώστε σε περίπτωση αστοχίας να είναι εύκολος ο εντοπισμός της καταγωγής του προϊόντος (ημερ.παραγωγής,παρτίδα,υλικό και εταιρεία).

Η χρήση δέσμης λέιζερ για την ταυτοποίηση κάθε τεμαχίου, ελαχιστοποιεί τις ανωμαλίες επιφάνειας που μπορεί να πυροδοτήσουν την ανάπτυξη τασικών πεδίων. Μετά την κατασκευή κάθε τεμαχίου, ακολουθούνται μια σειρά από τέστ ποιότητας, τα οποία εξασφαλίζουν την αρτιότητα κάθε εμφυτεύματος και αυξάνουν το βαθμό αξιοπιστίας. Όλες οι ανωτέρω διαδικασίες, σε συνδυασμό με την εξέλιξη που έχει σημειωθεί σε όλα τα παραγωγικά στάδια, διασφαλίζουν την απόδοση μιας νέας γενιάς ιατρικών εμφυτευμάτων, με βελτιωμένες μηχανικές και φυσικές ιδιότητες, αντιτριβικά χαρακτηριστικά, βιοσυμβατότητα καθώς και αξιοπιστία, συγκρινόμενα με εμφυτεύματα παλιότερων ετών. Το γεγονός αυτό γίνεται ακόμα πιο κατανοητό με τη βοήθεια του πίνακα Ι που ακολουθεί.

Πίνακας Ι. Εξέλιξη στην κατασκευή και τις ιδιότητες ιατρικής αλούμινας ανα δεκαετίες.

Ιδιότητα	Αλούμινα:1970	Αλούμινα:1980	Αλούμινα:1990
Καμπτική αντοχή (MPa)	400	500	580
Θλιπτική αντοχή (MPa)	>4000	>4000	>4000
Παράγων έντασης τάσης ($MPa.m^{1/2}$)	4	4	4
Σκληρότητα κατά Vickers (HV)	1800	1900	2000
Γωνία λίπανσης (deg)	<50	<50	<50
Κοκκομετρία (μm)	4.5	3.2	1.8
Πυκνότητα (g/cm^3)	3.94	3.96	3.98
Μέτρο Ελαστικότητας (GPa)	380	380	380
Ταυτοποίηση με lazer	Όχι	Ναι	Ναι
Παραγωγή με HIP	Όχι	Όχι	Ναι
Τέστ αξιοπιστίας	Όχι	Όχι	Ναι
100% Επιθεώρηση τεμαχίου	Ναι	Ναι	Ναι
Βιοσυμβατότητα	Ναι	Ναι	Ναι

HIP: Ισοστατική συμπίεση εν θερμώ



Σχήμα 5.4 Σχηματική απεικόνιση ολικών προσθετικών ισχίου και των συνδυασμών των υλικών που χρησιμοποιούνται σήμερα.

5.1.4 Μηριαίες κεφαλές μεγάλου διαμετρήματος

Η ανάπτυξη νέων μεθόδων παρασκευής πολυαιθυλενίου διασταυρούμενων αλυσίδων (crosslinked PE) έχει αυξήσει θεαματικά τις ικανότητες και την αξιοπιστία των υλικών αυτών.Πρόσφατες μελέτες έχουν δείξει ότι σε κοτυλιδικά κελύφη απο τέτοια υλικά, τα επίπεδα φθοράς μειώνονται μέχρι και 90%. Οι μηχανικές ιδιότητες αυτών των υλικών νέας γενιάς αποδεικνύονται ιδιαίτερα χρήσιμες στο χώρο της προσθετικής ιατρικής και τα πλεονεκτήματα της χρήσης τους σε μια ολική αρθροπλαστική ποικίλουν. Το μεγαλύτερο εξ αυτών όμως είναι η δυνατότητα κατασκευής μηριαίων κεφαλών μεγαλύτερης διαμέτρου μιμούμενων πιο αποτελεσματικά τη μηχανική μιας φυσικής ισχιακής άρθρωσης.

Τα σύγχρονα τεχνητά εμφυτεύματα οφείλουν την ύπαρξή τους στον Sir Charnley ο οποίος με σκοπό να περιορίσει τα επίπεδα φθοράς χρησιμοποίησε μηριαίες κεφαλές μικρού διαμετρήματος περιορίζοντας όμως την ελευθερία κινήσεων και μειώνοντας την σταθερότητα του συνδέσμου. Μια μικρή μηριαία κεφαλή μπορεί να περιστρέφεται κατα απόσταση ίση με την ακτίνα της πρίν το μεταλλικό στέλεχος προσκρούσει στην άκρη της κοτύλης. Εάν και η εφαρμοζόμενη πίεση αυξηθεί τότε ο

κίνδυνος να προκληθεί εξάρθρωση είναι μεγάλος. Οι μηριαίες κεφαλές μεγαλύτερης διαμέτρου μπορούν να εξαλείψουν το πρόβλημα.Έχοντας μεγαλύτερη ακτίνα, προσφέρουν μεγαλύτερη επιφάνεια συνεργασίας και επομένως μεγαλύτερη ακτίνα μετατόπισης του συνδέσμου. Οι ασθενείς μπορούν έτσι να τρέξουν ή να ασχοληθούν με άλλα δραστήρια αθλήματα, κάτι που πριν μερικά χρόνια φάνταζε πρακτικά αδύνατο.

5.1.5 Φθορά κεραμικών μηριαίων κεφαλών

5.1.5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Με τον όρο φθορά αποκαλούμε την σταδιακή απομάκρυνση ύλης από ένα σώμα, μέσω της σχετικής κίνησης δύο συνεργαζόμενων επιφανειών που λειτουργούν υπο την επιβολή κάποιου τασικού πεδίου.Αν και οι μηχανικές επιπτώσεις των μηχανισμών φθοράς, όπως η σταδιακή λέπτυνση μιας πολυαιθυλενικής κοτύλης ή ενός κνημιαίου κελύφους μπορούν να περιορίσουν την διάρκεια ζωής ενός εμφυτεύματος, τα κλινικά προβλήματα απορρέουν κατά πλειοψηφία από το φαινόμενο της χαλάρωσης του συνδέσμου, το οποίο και αποτελεί συνέπεια της εισόδου των μικροσκοπικών προϊόντων τριβής στον περιβάλλοντα χώρο.

Ένα τεχνητό εμφύτευμα υπόκειται σε περισσότερους από έναν μηχανισμούς φθοράς κατά τη διάρκεια της ζωής του. Το κυρίαρχο μοντέλο φθοράς σε μια προσθετική άρθρωση μπορεί να ποικίλλει από ασθενή σε ασθενή και ανα χρονικές περιόδους, ακόμα και αν πρόκειται για πανομοιότυπο προσθετικό εμφύτευμα (υλικό, κατασκευαστής,τεχνική). Τέτοια μοντέλα αποτελούν :

- η προσκόλληση ξένων σωματιδίων στις συνεργαζόμενες επιφάνειες της άρθρωσης,
- η απόξυση επιφανείας που εντείνεται σε περιοχές αυξημένης τραχύτητας και
- η κόπωση του υλικού που επέρχεται σταδιακά με τη μακροχρόνια χρήση του κεραμικού

Η τελική φθορά όμως είναι αποτέλεσμα όλων των συνθηκών καταπόνησης στις οποίες υπόκειται ένα τεχνητό εμφύτευμα, με τις πιο πρόσφατες να φέρουν το μεγαλύτερο μέρος της ευθύνης.

Ο πίνακας ΙΙ παρουσιάζει μερικά δεδομένα σχετικά με τα επίπεδα φθοράς σε συνθήκες ολίσθησης συνεργαζόμενων επιφανειών ολικής αρθροπλαστικής ισχίου και γονάτου (THA και TKA).

Πίνακας ΙΙ. Συγκριτικός πίνακας επιπέδων φθοράς συνεργαζόμενων υλικών που χρησιμοποιούνται στην ολική αρθροπλαστική ισχίου και γονάτου

Συνδυασμός υλικών	Γραμμική φθορά (μm/έτος)
CoCr/UHMWPE	200
Alumina/UHMWPE	<100
Alumina/CFRP	<4
Y-TZP/UHMWPE	<100
Alumina/Alumina	<5
Y-TZP/Y-TZP	Καταστροφικό

CFRP: Πολυαιθυλένιο με ενίσχυση ινών άνθρακα (Carbon Fiber Reinforced PE)
Y-TZP:Τετραγωνικής δομής πολυκρυσταλλική σταθεροποιημένη ζιρκονία με προσθήκη υττρίου.

Παρατηρούμε ότι το επίπεδο φθοράς μιας συνηθισμένης μηριαίας κεφαλής από χρωμοκοβάλτιο σε συνεργασία με πολυαιθυλένιο, μειώνεται περίπου στο μισό στην περίπτωση χρήσης αλούμινας ή Y-TZP. Το αποτέλεσμα αυτό όμως δεν μπορεί να συγκριθεί με τα επίπεδα φθοράς που παρατηρούμε στο μοντέλο αλούμινα-αλούμινα όπου τα επίπεδα φθοράς είναι μέχρι και 50 φορές μειωμένα συγκριτικά με το μοντέλο του χρωμοκοβάλτιου.Απο τις αρχές της δεκαετίας του ’70 η πλειοψηφία των τεχνητών εμφυτευμάτων αποτελούνταν από μια μηριαία κεφαλή από χρωμοκοβάλτιο, σε συνεργασία με ένα κοτυλιδικό επικάλυμα από πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους. Το ζευγάρι αυτό έχει το βασικό πλεονέκτημα του χαμηλού κόστους, όμως το επίπεδο φθοράς του παραμένει υψηλό και σχετίζεται άμεσα από την δραστηριότητα του ασθενούς και από τη διάμετρο της μηριαίας κεφαλής. Ο μέσος χρόνος ζωής του δεν ξεπερνάει τα 10 χρόνια και για το λόγο αυτό, το εν λόγω εμφύτευμα προτιμάται σε ασθενείς προχωρημένης ηλικίας και περιορισμένης κινητικότητας.
Το τιτάνιο και τα κράματά του,όπως για παράδειγμα το Ti-6Al-4V, θεωρούνται πλέον ακατάλληλα για την παρασκευή μηριαίων κεφαλών λόγω της ανεπαρκής στοιβαρότητας και της χαμηλής αντιτριβικής τους συμπεριφοράς.

Τέλος, τα τελευταία χρόνια γίνονται μελέτες πάνω στις τεχνικές εναπόθεσης ειδικών επικαλύψεων,όπως είναι το νιτρίδιο του τιτανίου και ειδικές επικαλύψεις τεχνητού διαμαντιού (DLC), σε μεταλλικές επιφάνειες οι οποίες μπορούν να βελτιώσουν την απόδοση και να μειώσουν τη φθορά ενός εμφυτεύματος. Κύριο πρόβλημα των τεχνικών αυτών είναι η φθορά της επικάλυψης που μπορεί να προκληθεί από την επικάθιση προϊόντων αποδόμησης στη διεπιφάνεια επαφής, η βίαιη επαφή της μηριαίας κεφαλής με τον εξωτερικό δακτύλιο του κοτυλιδικού κελύφους κατά την εγχείρηση ή τέλος, σε περίπτωση εξάρθρωσης,κάτι που οδηγεί σε καταστροφική φθορά ολόκληρης της κεφαλής.

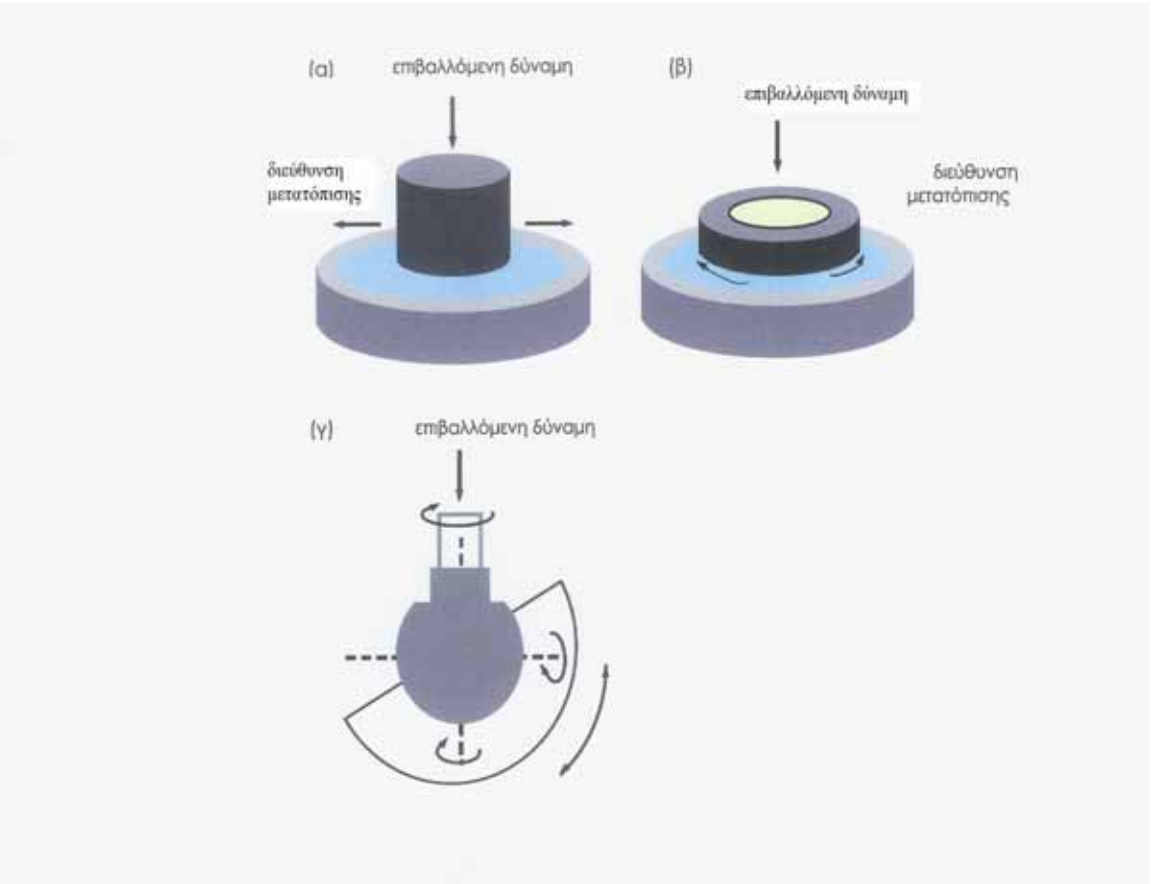
5.1.5.2 ΔΟΚΙΜΕΣ ΦΘΟΡΑΣ

Τα κεραμικά εμφυτεύματα υπόκεινται σε μια σειρά από δοκιμές ως προς τη φθορά και τη διάβρωσή τους.Οι δοκιμές αυτές βασίζονται σε απλοποιημένα γεωμετρικά μοντέλα και μεθόδους, όπως φαίνεται στις εικόνες 5.4(α) και 5.4(β).

Τα δύο πιο διαδεδομένα τέστ με βάση τέτοιου είδους απλοποιημένες γεωμετρίες σήμερα, είναι το τέστ πείρου-επιφανείας, βάση του προτύπου ASTM F 603, και του δακτυλίου-επιφανείας το οποίο με τη σειρά του υπακούει στο πρότυπο ISO 6474.
Οι ανωτέρω δοκιμές λαμβάνουν χώρα παρουσία πάντα κάποιου λιπαντικού μέσου, το οποίο εξομοιώνει το ανθρώπινο αρθρικό υγρό όπως είναι το διάλυμα Ringer ή το αλατικό διάλυμα Hank. Μπορεί ακόμα να χρησιμοποιηθούν και ειδικά φυσικά πρωτεϊνούχα διαλύματα όπως για παράδειγμα ειδικό διάλυμα ορού προερχόμενο από ζωϊκά εμβρυακά υγρά (συνήθως από θηλαστικά, όπως η αγελάδα).

Τα γεωμετρικά μοντέλα υποβάλλονται σε περιοδική καταπόνηση διάρκειας μέχρι και 2 εκατ. κύκλων, αριθμός που αντιπροσωπεύει μια μέση διάρκεια πραγματικής λειτουργίας 2 ετών ενός τεχνητού εμφυτεύματος, βασισμένο σε δεδομένα ασθενών μέσης κινητικότητας. Διαφοροποιήσεις ως προς το βάρος ή/και τις

διαστάσεις των εν λόγω μοντέλων γίνονται με σκοπό την απόδοση μιας ποσοτικής εικόνας των επιπέδων φθοράς του υπο εξεταζόμενου βιοϋλικού.



Σχήμα 5.5 Σχηματική απεικόνιση των τέστ φθοράς και διάβρωσης.(α)πείρου-επιφανείας, (β) δακτυλίου-επιφανείας, (γ) προσομοιωτής ισχιακού συνδέσμου.

Τα αποτελέσματα των αναφερόμενων δοκιμών ποιότητας έχουν κατά καιρούς αμφισβητηθεί, καθώς συχνά καταλήγουν σε αντικρουόμενα επιστημονικά δεδομένα και αποτελέσματα. Εν μέρη, οι διαφοροποιήσεις αυτές οφείλονται στο πλήθος των ανεξάρτητων μεταβλητών όπως είναι :

- Η διαστασιολογική τυποποίηση των δειγμάτων (γεωμετρικά μοντέλα)
- Το λιπαντικό μέσο
- Η εξομοίωση της διεπιφάνειας και των επιβαλλόμενων φορτίων
- Το μοντέλο κινητικής εξομοίωσης (περιοδικότητα,κατεύθυνση,κλπ.)

Όλες αυτές οι παράμετροι είναι δύσκολο να αξιολογηθούν και να αποδοθεί σε κάθε μία από αυτές η κατάλληλη τιμή, ώστε να επιτευχθεί η καλύτερη δυνατή προσέγγιση της πραγματικής κατάστασης στην οποία λειτουργεί ένα τεχνητό εμφύτευμα (performance in vivo). Για το λόγο αυτό τα τελευταία 25 χρόνια έχουν εξελιχθεί ειδικά μοντέλα, τα οποία προσομοιώνουν την κινητική του ισχιακού συνδέσμου καθώς και αυτού του γονάτου.Οι μηχανισμοί αυτοί παρέχουν χρήσιμα δεδομένα σχετικά με τα επίπεδα φθοράς και χρησιμοποιούνται πλέον σε μεγάλη κλίμακα από όλες τις κατασκευάστριες εταιρείες τεχνητών εμφυτευμάτων.Οι κύριες παράμετροι που επισέρχονται στα μοντέλα αυτά είναι η επιλογή της φύσης των κινήσεων που αναπαρίστανται καθώς το είδος και το μέγεθος των επιβαλλόμενων

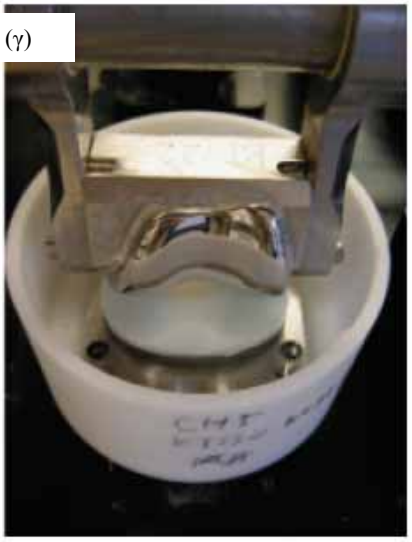
φορτίων,αναφορικά πάντα με τα αντίστοιχα δεδομένα που ισχύουν για ένα τεχνητό εμφύτευμα σε in vivo συνθήκες.

Συνήθως, σε τέστ που γίνονται σε ισχιακούς προσομοιωτές, λαμβάνεται κατά κύριο λόγο η φυσιολογία του βαδίσματος, παρέχοντας δεδομένα ως προς τις γωνιακές μετατοπίσεις της μηριαίας κεφαλής και των δυνάμεων που αναπτύσσονται περιοδικά σε κάθε συνεργαζόμενη επιφάνεια.Οι μηριαίες κεφαλές τοποθετούνται είτε στην γνωστή ως ανατομική θέση, δηλαδή με το κοτυλιδικό κέλυφος από πάνω και υπο γωνία προκαθορισμένων μοιρών, είτε στην ανάστροφα ανατομική θέση και εσωκλείονται σε ειδικά διαμορφωμένους θαλάμους οι οποίοι περιέχουν το κατάλληλο λιπαντικό μέσο. Στο σχήμα 5.5(α) φαίνονται τέσσερις σταθμοί μιας εγκατάστασης συνολικά οκτώ ισχιακών προσομοιωτών, με τις μηριαίες κεφαλές στην ανατομική θέση και τους θαλάμους αφαιρημένους για καλύτερη απεικόνιση. Στις εικόνες 5.5(β) και 5.5(γ) φαίνονται αντίστοιχα ένα μοντέλο ισχιακής άρθρωσης από κεραμική αλούμινα (κεφαλή-κέλυφος) και ένας προσομοιωτής γονάτου CoCr-UHMWPE.

(α

(β)

(γ)



Σχήμα 5.6 (α) Άποψη τεσσάρων σταθμών από προσομοιωτές ισχιακού συνδέσμου με την κεφαλή στην ανατομική θέση. (β) Μοντέλο από κεραμική αλούμινα σε τέστ φθοράς. (γ) Προσομοιωτής γονάτου με μηριαίο στέλεχος από χρωμοκοβάλτιο και κνημιαία πλάκα από πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους.Οι ειδικοί θάλαμοι που περιέχουν το λιπαντικό μέσο έχουν αφαιρεθεί για καλύτερη οπτική απεικόνιση.

5.1.5.3 ΦΘΟΡΑ ΕΚΔΟΡΩΝ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ

Έπειτα από συστηματικές παρατηρήσεις που έχουν γίνει σε επιτυχή μοντέλα αρθροπλαστικής από αλούμινα και με χρόνια χρήση σε ασθενείς, έχει παρατηρηθεί ότι εκτός από τα φυσιολογικά επίπεδα φθοράς που αναμέμονται λόγω της επίπονης χρήσης και της καταπόνησης των συνεργαζόμενων επιφανειών, εντοπίζονται συχνά και κάποια ασυνήθη μοτίβα φθοράς τα οποία χαρακτηρίζονται κοινώς και ως «φθορά εκδορών».Αυτή η κατηγορία αποτελείται από μία ή και περσσότερες λεπτές και εκτενείς ζώνες φθοράς επάνω στην επιφάνεια της μηριαίας κεφαλής σε συνδυασμό με μια αντίστοιχη φθαρμένη λωρίδα κοντά στο χείλος του κοτυλιδικού κελύφους, όπως παρουσιάζεται στην εικόνα (5.6). Αυτές οι εκδορές είναι αποτέλεσμα της επαφής μεταξύ των δυο επιφανειών και της σχετικής τους κίνησης. Τέτοιου είδους φθορές είχαν αρχικά αναφερθεί σε εμφυτεύματα από αλούμινα πρώτης και δεύτερης γενιάς και είχαν συνδυαστεί με τη γεωμετρία του κελύφους (απότομες γωνίες επαφής με την κεφαλή στον εξωτερικό δακτύλιο), το νεαρό της ηλικίας των υπο εξέταση ασθενών (αυξημένη κινητικότητα) και τις μετεγχειρήσεις.Οι φθορές αυτές αποδόθηκαν αρχικά στις αναπτυσσόμενες τάσεις στην επαφή της μηριαίας κεφαλής με το χείλος του κοτυλιδικού κελύφους, σε συνδυασμό με τη χαμηλή ποιότητα των κεραμικών υλικών πρώτης και δεύτερης γενιάς.

Όμως, πρόσφατες παρατηρήσεις του φαινομένου σε εμφυτεύματα αλούμινας τρίτης γενιάς, κατασκευασμένα με τη μέθοδο της ισοστατικής συμπίεσης εν θερμώ και με άριστη συναρμογή και τοποθέτηση του κοτυλιδικού κελύφους, φανέρωσαν ότι ο μηχανισμός του φαινομένου αυτού είναι διαφορετικός. Μελέτες περιπτώσεων in vivo, έχουν δείξει ότι σε μια ολική αρθροπλαστική ισχίου, η μηριαία κεφαλή και το κοτυλιδικό κέλυφος μπορούν να διαχωριστούν κατά την κίνηση του βαδίσματος, συνεισφέροντας στη χαλάρωση των μαλακών ιστών που περιβάλλουν την άρθρωση.
Αυτός ο μικροδιαχωρισμός μπορεί να έχει σαν αποτέλεσμα την επαφή της μηριαίας κεφαλής στο χείλος του κελύφους, πρίν την επανατοποθέτησή του στη σωστή θέση.Η επαφή αυτή είναι ακαριαία και γίνεται υπο υψηλές πιέσεις, ικανές να οδηγήσουν σταδιακά σε εκδορά της επιφάνειας της μηριαίας κεφαλής όμοιας με αυτή που παρουσιάζεται στην εικόνα 5.6.

Το υποθετικό αυτό σενάριο, έχει ενισχυθεί μέσω πειραμάτων που έχουν γίνει σε εμφυτεύματα αλούμινας, τα οποία έχουν υποβληθεί σε μικροδιαχωρισμό μέσω διατάξεων που εξομοιώνουν την κινησιολογία του βαδίσματος. Τα αποτελέσματα συμπίπτουν με ανάλογα κλινικά δεδομένα, οδηγώντας σε παρόμοια μοτίβα φθοράς και επιπέδων τριβής. Παρόμοιες μελέτες σε εξομοιωτές, έχουν αποδείξει ότι ο ανωτέρω μηχανισμός φθοράς, οδηγεί σε υψηλότερα επίπεδα τριβής, ανάλογα με την ένταση και την συχνότητα των παρατηρούμενων μικροδιαχωρισμών. Όσον αφορά τα

εμφυτεύματα από αλούμινα τρίτης γενιάς με την μέθοδο HIP,τα επίπεδα φθοράς παρουσίασαν αυξητική τάση, από τιμές <0.1 mm^3 ανά εκατ.κύκλους, σε συνθήκες έντονης καταπόνησης, μέχρι τα 0.2 και 1.84 mm^3 ανά εκατ.κύκλους.

Στο σημείο αυτό πρέπει να επισημανθεί ότι η φθορά εκδορών έχει παρατηρηθεί μέχρι σήμερα, μόνο σε ένα μικρό ποσοστό κεραμικών εμφυτευμάτων αλούμινας και μετά την ανάκτησή τους από τους ασθενείς. Ακόμα όμως και για τις περιπτώσεις αυτές, τα επίπεδα φθοράς καθώς και των προϊόντων αποδόμησης διατηρούνται αρκετά χαμηλά ώστε η πιθανότητα εμφάνισης οστεόλυσης να είναι σημαντικά μικρότερη από ότι σε εμφυτεύματα με κοτυλιδικό κέλυφος από πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους. Παρόλ'αυτά, επιπλέον μελέτες είναι απαραίτητες, με σκοπό τον περιορισμό του φαινομένου, ιδιαίτερα σε συνθήκες έντονης καταπόνησης όπου υπάρχει έντονη επικινδυνότητα μικροδιαχωρισμού της μηριαίας κεφαλής από το κοτυλιδικό κέλυφος.

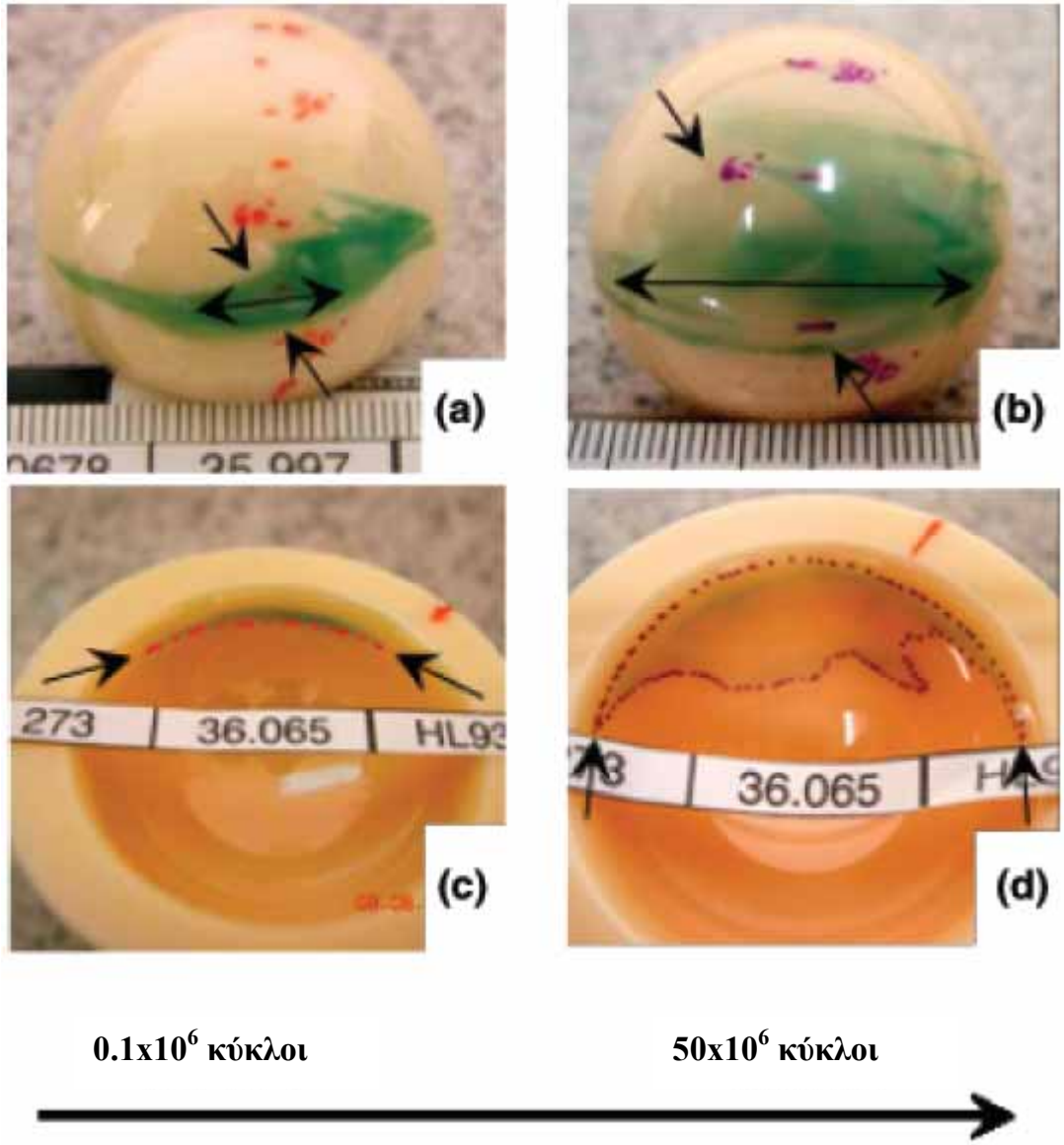
5.1.6 Ολική αρθροπλαστική γονάτου

Οι αρθροπλαστικές εγχειρήσεις που εμφανίζουν μεγαλύτερη συχνότητα,είναι αυτές του γονάτου από κάθε άλλο σύνδεσμο.Σε μια ολική αρθροπλαστική γονάτου ο προβληματικός χόνδρος στις επιφάνειες του μηριαίου οστού,της κνήμης και της επιγονατίδας,αντικαθίστανται από προσθετικά υλικά όπως μεταλλικά κράματα,υψηλής ποιότητας πλαστικά και πολυμερή.Τα περισσότερα από τα υπόλοιπα μέρη του γονάτου,όπως οι σύνδεσμοι,παραμένουν άθικτοι.

Η εγχείρηση εμφύτευσης γονάτου,συνιστάται σε ασθενείς που παρουσιάζουν έντονο πόνο και δυσλειτουργικότητα λόγω βλάβης του συνδέσμου από ρευματοαρθρίτιδα,οστεοαρθρίτιδα ή τραύμα.Αποτελεί δε μια εγχείρηση,η οποία διασφαλίζει σε μεγάλο ποσοστό,την ανακούφιση του ασθενούς από τον πόνο και αποκαθιστά την σωστή λειτουργία του συνδέσμου.

Προς χάρη απλότητας,το γόνατο θεωρείται ως μια άρθρωση λόγω της ικανότητάς του να τεντώνει και να λυγίζει.Στην πραγματικότητα όμως,πρόκειται για έναν πολυπλοκότερο σύνδεσμο,καθώς οι επιφάνειες επαφής περιστρέφονται και ολισθαίνουν η μία ως προς την άλλη σε κάθε κίνηση του γονάτου.Τα πρώτα εμφυτεύματα βασίστηκαν πάνω στην κίνηση της άρθρωσης και περιείχαν κυριολεκτικά μια άρθρωση που ένωνε τα δύο μέρη του εμφυτεύματος.Νεότερα μοντέλα,αναγνωρίζοντας την πολυπλοκότητα του συνδέσμου αυτού,προσπάθησαν να αντιγράψουν με μεγαλύτερη ακρίβεια την κινησιολογία του γονάτου, εκμεταλλευόμενοι τους οπίσθιους κύριους συνδέσμους καθώς και τους δευτερεύοντες συνδέσμους οι οποίοι προσφέρουν πλήρη σταθερότητα στην άρθρωση και εξασφαλίζουν τη σωστή κίνηση μεταξύ των μελών.

Σε μια πλήρη αρθροπλαστική γονάτου(ΤΚΑ),δύναται να αντικατασταθούν μέχρι και τρία κόκκαλα.Το κάτω μέρος του μηριαίου οστού,το άνω μέρος της κνήμης,καθώς και η οπίσθια πλευρά της επιγονατίδας.Τα συνιστώντα μέρη σχεδιάζονται κατά τέτοιο τρόπο ώστε μέταλλο να βρίσκεται σε άρθρωση με πλαστικό,παρέχοντας λεία κίνηση και ελαχιστοποιώντας τη φθορά μεταξύ των κινούμενων μελών. Το μεταλλικό εμφύτευμα του μηρού,καλύπτει την άκρη του μηριαίου οστού.Φέρει επίσης μια εσωτερική εγκοπή η οποία εφαρμόζεται στην επιγονατίδα προσφέροντάς της άνετη κίνηση προς τα κάτω και προς τα πάνω,καθώς το γόνατο λυγίζει και τεντώνει.Συνήθως για την διασφάλιση της σωστής γεωμετρίας της απόλιξης του οστού,χρησημοποιείται ένα επιπλέον κομμάτι.



Σχήμα 5.7 Τυπικές περιπτώσεις εκδορών φθοράς σε ισχιακούς προσομοιωτές λειτουργίας κατά τις πρώτες 10^5 επαναλήψεις (α και γ) και στο τέλος της συγκεκριμένης προσομοίωσης στις $50x10^6$ επαναλήψεις (β και δ) ενός ισχιακού μοντέλου αλούμινα-αλούμινα.

Σχήμα 5.8 Τεχνητό εμφύτευμα γονάτου με μηριαίο στέλεχος από κράμα CoCr και πλαστικό κνημιαίο κάλυμα από UHMWPE.

5.1.7 Χαλάρωση ολικών αρθροπλαστικών

Μέχρι προ 10ετίας περίπου συνηθίζονταν ο όρος 'νόσος του τσιμέντου' (Jones and Hungerford,1987) για να αιτιολογήσει την εμφάνιση χαλάρωσης των αρθροπλαστικών με τσιμέντο.Επιστεύετο ότι οι διαυγαστικές γραμμές που χαρακτήριζαν την χαλάρωση οφείλονταν στον ουλώδη ιστό που δημιουργείτο από τη νέκρωση του οστού λόγω της υψηλής θερμοκρασίας που αναπτύσσεται κατά τον πολυμερισμό του τσιμέντου,ενώ πάντα τα παθολογοανατομικά ευρήματα αφορούσαν την ανίχνευση μικροτεμαχίων πολυμερούς.

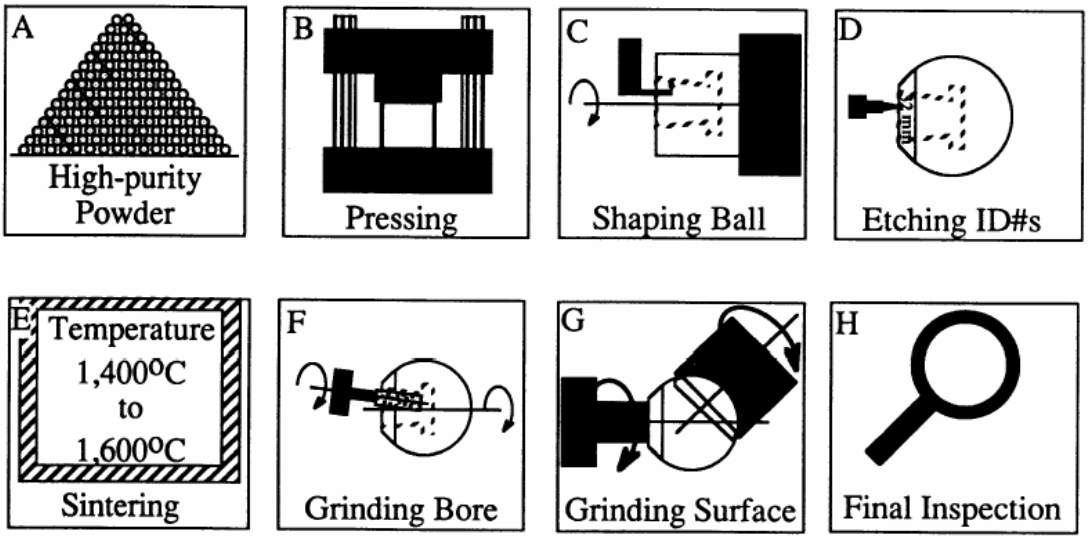
Οι χειρούργοι που υιοθέτησαν τις μεθόδους του Charnley διαπίστωσαν σύντομα ότι η νέκρωση του οστού γύρω από το εμφύτευμα,τους έδινε τη δυνατότητα το πολύ δύο μετεγχειρητικών σταδίων.Σχεδόν σε όλες τις περιπτώσεις μια τρίτη ανανέωση ήταν απαγορευτική,καθώς δεν παρέμενε πλέον αρκετό οστό για να διασφαλιστεί μια επιτυχημένη εγχείρηση.Οι ορθοπεδικοί συνιστούσαν στους ασθενείς να αναβάλλουν την απόφασή τους να προχωρήσουν σε μια αρθροπλαστική ισχίου όσο το δυνατόν περισσότερο,διαφορετικά υπήρχε κίνδυνος να χάσουν οριστικά την ικανότητά τους να κινούνται μετά από 20 ή 30 χρόνια.

Αποδείχθηκε όμως σύντομα ότι ο όρος ήταν ατυχής,καθ'όσον διαυγαστικές γραμμές και οστεόλυση εμφανίζονταν με εξίσου αυξανόμενο ρυθμό και στις χωρίς τσιμέντο αρθροπλαστικές.Επιπλέον πρόσφατες δημοσιεύσεις με αποτελέσματα ολικών αρθροπλαστικών στις οποίες η χρήση του τσιμέντου έγινε με μοντέρνες μεθόδους,ελαχιστοποιούν τα ποσοστά χαλάρωσης,επιβεβαιώνοντας τη θέση ότι δεν έφταιγε το τσιμέντο για τη νόσο,αλλά ο τρόπος χρήσης του.

Έγινε σιγά-σιγά εμφανές ότι η οστεόλυση και η χαλάρωση έχουν σαν κύρια αιτία τη βιολογική αντίδραση του οργανισμού στα προϊόντα/ρινίσματα που παράγονται από τη φθορά των υλικών των αρθρουμένων επιφανειών και των υλικών γενικότερα.

5.2 ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΚΕΦΑΛΩΝ ΑΠΟ ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ

Αρχικά κόνη αλουμίνας ή ζιρκονίας υψηλής καθαρότητας υφίσταται ισοαξονική συμπίεση σε ειδικά διαμορφωμένα κυλινδρικά καλούπια χωρίς θέρμανση. Έτσι επιτυγχάνεται η απόδοση της αρχικής συμπαγής μορφής του κεραμικού, το οποίο εν συνεχεία υφίσταται κατεργασία σε τόρνο CNC (computer numerical control) ώστε να διαμορφωθεί η εσωτερική κοιλότητα αλλά και η εξωτερική σφαιρική επιφάνεια.
Στο τέλος της κατεργασίας γίνεται πιστοποίηση της επιφανειακής σκληρότητας του κεραμικού και της τραχύτητας επιφανείας.Στη συνέχεια το τεμάχιο συντήκεται σε θερμοκρασία μέχρι το πολύ 1600^0C, αποκτώντας την τελική σκληρότητα και τις επιθυμητές μηχανικές ιδιότητες.Στις βιομηχανικές μεθόδους σύντηξης κεραμικών που προορίζονται για ιατρική χρήση,η τελική σύντηξη των υλικών γίνεται σε θερμοκρασίες μεταξύ 1400^0C και 1600^0C. Πάνω από το όριο αυτό υπάρχει ο κίνδυνος σχηματισμού κυβικής φάσης στη μάζα του κεραμικού, η οποία δεν ανταποκρίνεται στα επιθυμητά χαρακτηριστικά.Αντίθετα, η σύντηξη σε θερμοκρασία κάτω από τους 1400^0C οδηγεί στην τελική παρασκευή τεμαχίου με χαμηλή πυκνότητα και υψηλό πορώδες.
Το τελικό φινίρισμα γίνεται με αδαμάντινα λειαντικά εργαλεία, επιτυγχάνοντας πολύ χαμηλές τιμές τραχύτητας και επομένως χαμηλούς συντελεστές τριβής.
Η τελική επιθεώρηση του τεμαχίου εξασφαλίζει την υψηλή αξιοπιστία που απαιτείται προκειμένου το τελικό προϊόν να είναι ικανό να αντέξει για μεγάλα χρονικά διαστήματα στο αφιλόξενο περιβάλλον του ανθρώπινου σώματος.



Σχήμα 5.9 Στάδια παρασκευής και ποιοτικού ελέγχου μηριαίων κεφαλών από κεραμική κόνη υψηλής καθαρότητας.

5.2.1 Έψηση μορφοποιημένου κεραμικού (Firing)

Προκειμένου να μετατραπεί η μορφοποιημένη πρώτη ύλη σε ένα ανθεκτικό τελικό προϊόν, υφίσταται κατεργασία σε υψηλή θερμοκρασία.Κατα τη διάρκεια της έψησης αυξάνεται προοδευτικά η πυκνότητα και το υλικό συρρικνώνεται με ταυτόχρονη μείωση του πορώδους. Το στάδιο της έψησης των κεραμικών καλείται και πυροσυσσωμάτωση (sintering), λόγω της βασικής μεταλλουργικής διεργασίας που πραγματοποιείται σε αυτό.

Πυροσυσσωμάτωση είναι η διεργασία κατά την οποία επέρχεται δομική διασύνδεση των επιμέρους συστατικών ενός κεραμικού συστήματος κατά την έψηση, με ταυτόχρονη μεταβολή στο σχήμα και το μέγεθος των πόρων.

Σχήμα 5.10 Πυροσυσσωμάτωση στα όρια των κόκκων του κεραμικού.

Η θερμοκρασία πυροσυσσωμάτωσης κεραμικών κόνεων (T_{sint}) είναι από 0,7 ως 0,75 της χαμηλότερης θερμοκρασίας τήξης των συστατικών της κεραμικής σκόνης, όταν η πυροσυσσωμάτωση γίνεται σε στερεή κατάσταση. Η χρονική διάρκεια της διεργασίας κυμαίνεται από 15 ως 120 λεπτά. Τέλος, σημαντικό ρόλο παίζει και η ατμόσφαιρα του φούρνου όπου πραγματοποιείται η πυροσυσσωμάτωση. Γενικά, η έψηση κεραμικών οξειδίων μπορεί να πραγματοποιηθεί στον αέρα, ενώ για τα μη οξείδια απαιτείται συνήθως ειδική ατμόσφαιρα.

Για τον ακριβή καθορισμό των παραμέτρων έψησης (θερμοκρασία, χρόνος, ατμόσφαιρα θαλάμου) πρέπει να λαμβάνονται υπόψη η χημική σύσταση και η καθαρότητα των πρώτων υλών, η κοκκομετρία και το σχήμα των κόκκων, καθώς επίσης και το ποσοστό του πορώδους και της υαλώδους φάσεως που επιδιώκονται για το τελικό προϊόν.

Ανάλογα με την κατάσταση των συστατικών που μετέχουν στην πυροσυσσωμάτωση, το φαινόμενο διέπεται από διαφορετικούς μηχανισμούς :
(α) Όταν η πυροσυσσωμάτωση πραγματοποιείται χωρίς τήξη των πρώτων υλών, η διεργασία ονομάζεται πυροσυσσωμάτωση στερεάς κατάστασης (solid state sintering).

Η φύση και η ένταση των δεσμών που δημιουργούνται μεταξύ των σωματιδίων, κατά την πυροσυσσωμάτωση, στηρίζεται σε μηχανισμούς μεταφοράς μάζας.Κατά την έψηση μεταξύ των κόκκων της πρώτης ύλης δημιουργούνται γέφυρες με τη μορφή "λαιμών", που συνδέουν τους κόκκους αυτούς μεταξύ τους (σχ 5.10)
Η μεταφορά μάζας προς το ‘λαιμό’ πραγματοποιείται :

- Από την επιφάνεια των κόκκων, μέσω μηχανισμών επιφανειακής και ενδοκρυσταλλικής διάχυσης, προς τα σημεία επαφής (όρια) των κόκκων.

- Από τα όρια των κόκκων με ενδοκρυσταλλική διάχυση και διάχυση μέσω των ορίων αυτών.

Η μεταφορά μάζας διευκολύνεται από γραμμικές ατέλειες (διαταραχές) στη μάζα του υλικού, οι οποίες οφείλονται είτε στην πλαστική του παραμόρφωση, είτε συνοδεύουν την ενδοκρυσταλλική διάχυση.

Λόγω των φαινομένων αυτών, παρατηρείται πρώτα "κλείσιμο" και ύστερα στρογγύλευση των πόρων και μείωση του αριθμού τους, με αποτέλεσμα την αύξηση της πυκνότητας του κεραμικού.

Η μείωση του πορώδους και η συρρίκνωση του υλικού έχει σαν αποτέλεσμα την αύξηση της πυκνότητάς του.Η πυκνότητα κεραμικής σκόνης, που υφίσταται πυροσυσσωμάτωση, αυξάνεται με το χρόνο έψησης ως ένα οριακό σημείο, πέρα από το οποίο η τιμή της διατηρείται σταθερή.Το οριακό αυτό σημείο είναι συνάρτηση του χρόνου και της θερμοκρασίας έψησης, της εξασκούμενης πίεσης και των χαρακτηριστικών της πρώτης ύλης: κοκκομετρία, επιφανεακή ενέργεια, συντελεστής διάχυσης.

Η πυκνότητα του υλικού αυξάνεται με τον χρόνο έψησης, αλλά το τελικό προϊόν έχει πάντοτε ένα μικρό ποσοστό πόρων και πολλές φορές παρατηρείται ανεπιθύμητη μεγέθυνση κόκκων.Στα δύο αυτά προβλήματα έχει δώσει ικανοποιητική απάντηση η τεχνική της θερμής συμπίεσης :σε χαμηλότερες θερμοκρασίες έψησης από αυτές της απλής πυροσυσσωμάτωσης, η ταυτόχρονη συμπίεση δίνει κεραμικό χαμηλού πορώδους και λεπτόκοκκης δομής.

Κινητήρια δύναμη της διεργασίας αποτελεί η μεγάλη επιφανειακή ενέργεια των κόκκων της πρώτης ύλης.Όσο περισσότερο λεπτόκοκκο είναι το υλικό, τόσο μεγαλύτερη είναι η ελεύθερη επιφάνειά του μέσω της οποίας θα πραγματοποιηθεί η πυροσυσσωμάτωση. Είναι χαρακτηριστικό ότι ένα φλυτζάνι με κόκκους Al_2O_3, που έχουν μέγεθος 1μm, παρουσιάζει ελεύθερη επιφάνεια 1000 m^2.Τα άτομα της επιφανείας των σωματιδίων, λόγω της διάχυσής τους διαμέσου των ορίων των κόκκων, " γεμίζουν" το κενό των πόρων. Η κίνηση αυτή ευνοείται θερμοδυναμικά, επειδή οδηγεί σε ελάττωση της συνολικής επιφανειακής ενέργειας του υλικού.
Γενικά, τα μικρότερα σωματίδια πυροσυσσωματώνονται ταχύτερα από τα μεγαλύτερα, λόγω μεγαλύτερης συνολικής επιφανειακής ενέργειας και μικρότερων διαδρομών διάχυσης.Ο ρυθμός πυροσυσσωμάτωσης μεταβάλλεται συναρτήσει της θερμοκρασίας, ακολουθώντας τον τρόπο μεταβολής του συντελεστή διάχυσης.

(β) Σε πολλές περιπτώσεις επιδιώκεται η πυροσυσσωμάτωση να γίνει παρουσία μικρής ποσότητας τήγματος το οποίο δρα ως συνδετικό και προσδίδει αυξημένη μηχανική αντοχή στο τελικό προϊόν, λόγω της μεγάλης ελάττωσης του πορώδους. Η διεργασία αναφέρεται ως **πυροσυσσωμάτωση μέσω αντιδρώντος υγρού** (reactive liquid phase sintering).

Ο μηχανισμός πυροσυσσωμάτωσης διαφέρει από αυτόν της προηγούμενης κατηγορίας.Απαιτείται η καλή διαβροχή του στερεού από το υγρό και η σημαντική του διαλυτότητα σε αυτό. Η μεταφορά μάζας πραγματοποιείται μέσω διάλυσης στην υγρή φάση, μεταφοράς μέσω αυτής και κατακρήμνισης. Επιπλέον, λόγω της παρουσίας υγρής φάσεως, τα φαινόμενα διάχυσης είναι λιγότερο ευαίσθητα στη μεταβολή της θερμοκρασίας. Τέλος, η πυροσυσσωμάτωση μέσω αντιδρώντος υγρού, είναι ταχύτερη της πυροσυσσωμάτωσης στερεάς κατάστασης.

(γ) Όταν η πυροσυσσωμάτωση γίνεται παρουσία ιξώδους υγρού σε αναλογία εώς 40% στο μίγμα, η διεργασία καλείται **πυροσυσσωμάτωση υγρής φάσεως** (liquid

phase sintering). Λόγω του υψηλού ιξώδους του τήγματος, η διεργασία αυτή αναφέρεται και ως **υαλοποίηση** (vitrification).

Η πυροσυσσωμάτωση μέσω υγρής φάσεως αποτελούσε για πολλούς αιώνες το μυστικό της παραγωγής της κινέζικης πορσελάνης.Μυστικό που ανακαλύφθηκε στη Δύση, μόλις το 1700, όταν άρχισαν να χρησιμοποιούνται μεγάλες ποσότητες αστριούχων πετρωμάτων, τα οποία και αύξαναν την ποσότητα της υγρής φάσης.

Στη θερμοκρασία έψησης, μέρος του υλικού τήκεται δημιουργώντας υγρό υψηλού ιξώδους. Η υγρή φάση διατηρείται σε ποσοστό μικρότερο του 40% για την αποφυγή παραμόρφωσης του κεραμικού λόγω δυνάμεων βαρύτητας κατά τη διάρκεια της έψησης. Η ύπαρξη στερεών σωματιδίων στη μάζα του τήγματος, δημιουργεί περιοχές διαφορετικής πίεσης. Το υγρό ρέει προς τις περιοχές χαμηλής πίεσης, οι οποίες αντιστοιχούν σε πόρους, και προκαλεί την πυροσυσσωμάτωση.

Η διεργασία της πυροσυσσωμάτωσης υγρής φάσεως είναι πολύ συνηθισμένη και απαντάται κυρίως κατά τη μορφοποίηση αλούμινας και νιτριδίου του πυριτίου, παρουσία MgO :

$Al_2O_3 + MgO \rightarrow$ 1% υαλώδης φάση

Η υαλώδης φάση αυξάνει την πυκνότητα του κεραμικού, "κλείνοντας" τους πόρους.

Το ρυθμό πυροσυσσωμάτωσης επηρεάζουν: η κοκκομετρία και η επιφανειακή τάση του στερεού και το ιξώδες της υγρής φάσεως, το οποίο ως γνωστόν εξαρτάται από τη θερμοκρασία και τη χημική σύσταση του υγρού.

5.2.2 Ισοστατική συμπίεση εν θερμώ (Μέθοδος HIP)

Αποτελεί τεχνική υψηλής τεχνολογίας. Η φάση της μορφοποίησης και της έψησης πραγματοποιούνται ταυτόχρονα. Το υλικό τοποθετείται σε αυτόκλειστο υψηλής πίεσης που περιέχει αδρανές αέριο (συνήθως Ar). Με τον τρόπο αυτό, υφίσταται συγχρόνως την επίδραση υψηλής πίεσης και υψηλής θερμοκρασίας.

Οι απαιτούμενες θερμοκρασίες εξαρτώνται από τα κατεργαζόμενα υλικά (Πίνακας ΙΙΙ), ενώ οι χρησιμοποιούμενες πιέσεις κυμαίνονται από 100 έως 200 MPa.

ΠΙΝΑΚΑΣ ΙΙΙ. Τυπικές θερμοκρασίες της μεθόδου HIP.

ΠΡΩΤΗ ΥΛΗ	ΘΕΡΜΟΚΡΑΣΙΑ HIP (^{0}C)
Μαγνησία, Αλούμινα, Cermet	1000-1300
Αλούμινα, Καρβίδια με μεταλλικές προσθήκες	1300-1500
Καρβίδιο & Νιτρίδιο του Πυριτίου,Ζιρκονία,Αλούμινα	1500-2000

Η μέθοδος HIP ενώ αναπτύχθηκε αρχικά για τη μορφοποίηση μεταλλικών κόνεων, έδωσε επίσης καλά αποτελέσματα για τη μορφοποίηση των προηγμένων κεραμικών. Τα κυριότερα πλεονεκτήματά της είναι :

- Τελικό προϊόν λεπτοκρυσταλλικής, ομοιογενούς δομής.
- Ελάττωση προσθέτων για τη βελτίωση των ιδιοτήτων του τελικού προϊόντος.
- Ισοτροπία μηχανικών ιδιοτήτων, λόγω της ομοιόμορφης επίδρασης της υψηλής πίεσης.
- Αξιοπιστία και μικρότερες διακυμάνσεις των ιδιοτήτων των τελικών προϊόντων.
- Παραγωγή αντικειμένων με τις ζητούμενες διαστάσεις, ελάττωση της επίδρασης της συρρίκνωσης κατά την πυροσυσσωμάτωση.

Με τη μέθοδο αυτή έχουν παραχθεί σειρά προϊόντων όπως : πτερύγια και ρότορες αεριοστροβίλων, κοπτικά εργαλεία κλπ. Το υψηλό κόστος της μεθόδου δεν επιτρέπει τη χρήση της για μαζική παραγωγή κεραμικών προϊόντων. Παράλληλα, σε Ευρώπη, Ιαπωνία και ΗΠΑ, γίνονται πολλές προσπάθειες για την τελειοποίηση της μεθόδου και την πληρέστερη κατανόηση των μηχανισμών των φαινομένων που τη διέπουν.

5.2.3 Παρασκευή Μηριαίων Κεφαλών

5.2.3.1 Εισαγωγή

Στο εργαστήριο του Τομέα Τεχνολογίας των Κατεργασιών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, κατασκευάστηκαν σε τόρνο CNC δύο αξόνων,(βλέπε σχ.5.11) και με κατεργασία υψηλών ταχυτήτων, τρείς μηριαίες κεφαλές από πολυκρυσταλλική αλούμινα, διαμέτρου 22mm.

Σκοπός του πειράματος, ήταν η μελέτη της κατεργασίας υψηλών ταχυτήτων στην κατασκευή μηριαίων κεφαλών από κεραμικά υλικά. Με τη βοήθεια και υποστήριξη του ΕΚΕΠΥ (Ανώνυμη Εταιρεία Τεχνολογικής Ανάπτυξης Κεραμικών και Πυρίμαχων), παρασκευάστηκε το αρχικό τεμάχιο από πολυκρυσταλλική αλούμινα υψηλής καθαρότητας (99.5%) και χαμηλού πορώδους, σύμφωνα με τα πρότυπα που διέπουν την παρασκευή κεραμικών βιοϋλικών.

Αρχική κόνη αλούμινας, συντύχθηκε με τη μέθοδο της πυροσυσσωμάτωσης με προσθήκη ειδικού συνθετικού μέσου, σε ειδικό κλίβανο στους 1100^0C, παράγωντας το αρχικό κυλινδρικό τεμάχιο διαμέτρου 25mm και μήκους 100mm, όπως φαίνεται στο σχήμα 5.12. Στη συνέχεια το τεμάχιο αυτό κατεργάστηκε στο εργαστήριο του πολυτεχνείου με χρήση κοπτικών εργαλείων CBN της εταιρείας Secomax και σε υψηλές ταχύτητες κατεργασίας, χωρίς τη χρήση υγρών κοπής.

5.2.3.2 Μονοκρυσταλλική αλούμινα

Η αρχική προσπάθεια παρασκευής κεραμικής μηριαίας κεφαλής, έγινε με χρήση μονοκρύσταλλο αλούμινας. Το τεμάχιο αυτό όμως παρουσιάζει υψηλή ψαθυρότητα, η οποία κατέστησε δύσκολη την ασφαλή και σταθερή προσάρτιση του τεμαχίου στα μάγουλα του τόρνου. Ως αποτέλεσμα αυτού, το αρχικό τεμάχιο παρουσίασε ακαριαία θραύση με την πρώτη προσπάθεια κατεργασίας του, αποσπάστηκε από το τσόκ συγκράτησης και η περεταίρω προσπάθεια κατεργασίας του κεραμικού κατέστη αδύνατη.

Σχήμα 5.11 Τόρνος CNC δύο αξόνων της εταιρείας OKUMA του τομέα Τεχνολογία των Κατεργασιών του ΕΜΠ.

Σχήμα 5.12 Κυλινδρικό τεμάχιο (μήκους 100mm και διαμέτρου d=25mm) πολυκρυσταλλικής αλούμινας μεγάλης καθαρότητας (99.5%), που χρησιμοποιήθηκε στο εργαστήριο Τεχνολογίας των Κατεργασιών του ΕΜΠ σαν πρώτη ύλη για την κατασκευή μηριαίων κεφαλών.

Σχήμα 5.13 Θραύσματα μονοκρυσταλλικής αλούμινας έπειτα από μη επιτυχή προσπάθεια κατεργασίας τεμαχίου σε τόρνο CNC, σε υψηλή ταχύτητα και χωρίς τη χρήση υγρού κοπής.

5.2.3.3 Στάδια κατεργασίας μηριαίων κεφαλών

Η παραμετροποίηση του αυτόματου τόρνου έγινε με τα κριτήρια μιας κατεργασίας κεραμικού υψηλών ταχυτήτων. Το κεραμικό δοκίμιο πακτώθηκε στα μάγουλα του τόρνου με ελαστικό υλικό, με σκοπό την απορρόφηση των κραδασμών κατά την περιστροφή του άξονα στη φάση κατεργασίας και την απόδοση υψηλότερης στιβαρότητας στην κατασκευή.

Σημαντικό επίσης παράγοντα αποτελεί στις περιπτώσεις αυτές το σωστό σετάρισμα της μηχανής ως προς τις συντεταγμένες των σημείων αναφοράς. Οι δύο άξονες κατεργασίας της CNC (x ο εγκάρσιος και z ο διαμήκης άξονας) απαιτούν υψηλή ακρίβεια ρύθμισης με στόχο την καλύτερη δυνατή σφαιρικότητα του τελικού προϊόντος.

Η ταχύτητα κοπής,*v,* που επιλέχθη είναι τα 250 m/min, ταχύτητα που χαρακτηρίζει κατεργασίες τόρνευσης κεραμικής αλούμινας υψηλών ταχυτήτων. Η ταχύτητα αυτή, αντιστοιχεί για το συγκεκριμένο τεμάχιο, σε μια μέση ταχύτητα περιστροφής της ατράκτου του τόρνου, ίση με 3500rpm.
Το βάθος κοπής *t* , ορίστηκε στα 0.1mm, ενώ η πρόωση *s*, στα 0.05mm/rev.
Ανάλογα με τη φάση κατεργασίας, η πρόωση μεταβλήθηκε από το 10% μέχρι και το 50% της τιμής σεταρίσματος, ώστε να διατηρείται πάντα μέσα στα όρια που καθορίζονται για κατεργασίες κεραμικών υλικών υψηλών ταχυτήτων με χρήση κοπτικού CBN.

Σε πρώτο στάδιο το κυλινδρικό δοκίμιο αλούμινας κατεργάστηκε περιφερειακά, αποκόπτωντας πάχος 2mm (σχ.5.14α). Έτσι επιτυγχάνεται λείανση της επιφάνειας του τεμαχίου καθώς και απομάκρυνση όποιων ακαθαρσιών έχουν προσκολήσει σε αυτό. Εξάλλου η αλούμινα έχει μεγάλη προσροφητική ικανότητα και οι επιφανειακές ακαθαρσίες μπορεί να οδηγήσουν σε εκδορές κατά την τόρνευση. Εν συνεχεία προχωρήσαμε στην κατεργασία της εμπρόσθιας επιφάνειας της κεφαλής, δημιουργώντας μια ημισφαιρική μορφή (σχήμα 5.14β). Στον αρχικό κώδικα κατεργασίας που εισήχθη στον αυτόματο τόρνο, η φάση φινιρίσματος διεξάγεται στο

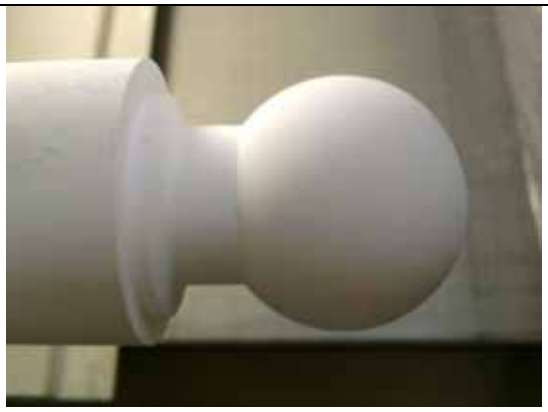
τελευταίο πάσο της κατεργασίας, με ταχύτητα φινιρίσματος ίση με 300m/min, αποδίνοντας στην κεφαλή την τελική της τραχύτητα.

Πρίν την κατεργασία της οπίσθιας πλευράς της κεφαλής, πρέπει να εξασφαλίσουμε την αποφυγή μιας πλευρικής επαφής του κοπτικού εργαλείου με το κατεργάσιμο τεμάχιο, κάτι που θα είχε πιθανώς καταστρεπτικά αποτελέσματα. Έτσι, δημιουργούμε μια μικρή εγκοπή στην βάση της κεφαλής, βάθους πέντε χιλιοστών.
Τέλος, κατεργαζόμαστε την έτερη μισή πλευρά του κοπτικού, υπο συνθήκες ίδιες με αυτές της εμπρόσθιας πλευράς (5.14γ). Η κατεργασία αυτή δεν ολοκληρώνεται, αλλά γίνεται μέχρι το κάθετο επίπεδο στο επίπεδο κοπής, όπου η διάμετρος μειώνεται στα 12mm. Έτσι εν συνεχεία είναι δυνατή η κατεργασία μέσω διάτρησης της εσωτερικής κωνικής κοιλότητας συναρμογής (taper) της κεφαλής με το στέλεχος του εμφυτεύματος (σχήμα 5.15).

α) Απομάκρυνση εξωτερικού στρώματος πάχους 2mm. Διακρίνονται με μεγάλη ευκρίνεια, τα παραγόμενα απόβλητα της τόρνευσης.

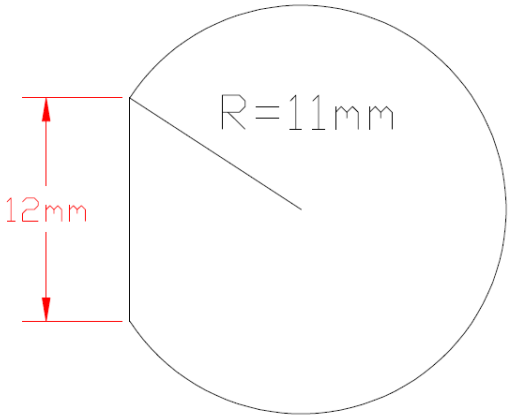
β) Κατεργασία εμπρόσθιας επιφάνειας κεφαλής.

γ) Διαμόρφωση του δεύτερου ημισφαιρίου της κεφαλής.Εδώ, το ακριβές σετάρισμα της μηχανής CNC παίζει καθοριστικό παράγοντα στη σφαιρικότητα του τελικού προϊόντος που επιτυγχάνεται τελικά με το φινίρισμα.



δ) Η τελική φάση της κεραμικής κεφαλής. Η διαμόρφωση λαμβάνει υπόψη την κωνικότητα της οπής συναρμογής του στελέχους στην βάση της κεφαλής, που εδώ είναι 14mm, σύμφωνα μετα διεθνή πρότυπα.

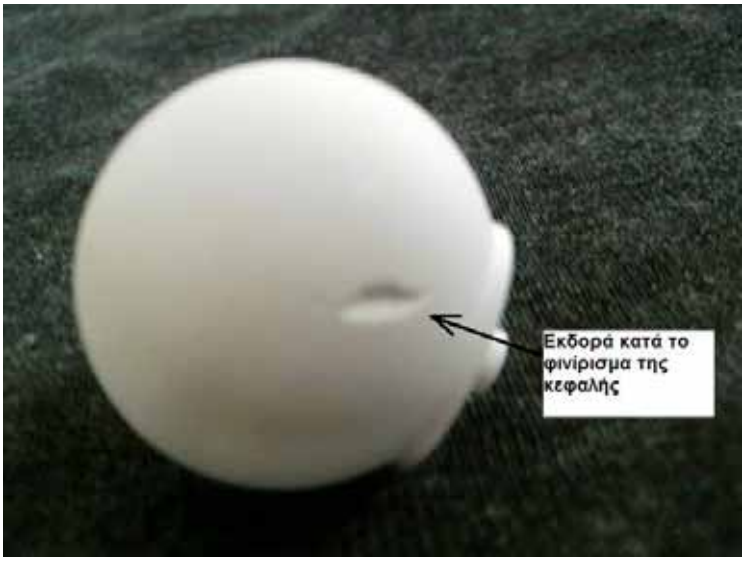
Σχήμα 5.14 Οι τέσσερις κύριες φάσεις κατεργασίας κεραμικής μηριαίας κεφαλής από αλούμινα, διαμέτρου 22 χιλιοστών και με κωνικότητα 12/10.



Σχήμα 5.15 Η κεφαλή κατεργάζεται με κωνικότητα 12/10, σύμφωνα με τα ευρωπαϊκά πρότυπα.

Οι μηριαίες κεφαλές μετά την παρασκευή τους στο εργαστήριο, υπόκεινται σε νέα έψηση στους 1550^0C, ώστε να αποκτήσουν την τελική τους σκληρότητα (βλέπε παρ. 5.2). Έτσι, απομακρύνεται η υπολειπόμενη υγρασία και μειώνεται ακόμα περισσότερο το ποσοστό πορώδους του υλικού.

Σημειώνουμε ότι στη δεύτερη κεφαλή που παρασκευάστηκε, παρατηρήθηκε μια εκδορά στην επιφάνεια του υλικού. Η τοπική αυτή αστοχία, οφείλεται πιθανότατα σε ανομοιομορφία του αρχικού τεμαχίου κατά την αρχική έψηση της αλούμινας, η οποία οδήγησε σε τοπική αύξηση του πορώδους.



Σχήμα 5.16 Χαρακτηριστική φθορά εκδοράς στην επιφάνεια της κεφαλής που ενδεχομένως να οφείλεται στην ανάπτυξη μεγάλων σημειακών φορτίων κατά την κατεργασία της στο σημείο αυτό, λόγω ανομοιογένειας του αρχικού υλικού.

Στην τρίτη εν σειρά κεφαλή που παράχθηκε στο εργαστήριο, διαμορφώθηκε και η εσωτερική κωνική οπή (σχήμα 5.17). Η διαμόρφωσή της έγινε σε πρώτη φάση και εν συνεχεία ακολουθήθηκαν τα στάδια παρασκευής, όπως περιγράφθηκαν ανωτέρω, με σκοπό την δυνατότητα συγκράτησης του τεμαχίου στα μάγουλα του τόρνου.

Σχήμα 5.17 Η τρίτη εν σειρά κατεργάσιμη κεφαλή από αλούμινα. Φαίνεται και η εσωτερική διαμόρφωση της κωνικότητας, όπου εν συνεχεία προσαρμόζεται το στέλεχος του εμφυτεύματος.

Σε όλες τις φάσεις κατεργασίας των κεφαλών, ελέγχθηκε η εκλυόμενη θερμότητα και παρατηρήθηκε ότι τόσο το κατεργάσιμο τεμάχιο όσο και το κοπτικό εργαλείο παρέμειναν σε θερμοκρασία δωματίου, εκτός από μια ελάχιστη αύξηση της θερμοκρασίας στο τέλος της φάσης φινιρίσματος. Αυτό, αποδεικνύει την ομοιόμορφη κατανομή των δυνάμεων κοπής σε κατεργασία υψηλών ταχυτήτων, καθώς και την ομαλή απαγωγή των παραγόμενων ποσών θερμότητας από το επίπεδο κοπής.

Η κεφαλή αυτή δεν εστάλη προς δεύτερη έψηση, με σκοπό να συγκριθούν η τελική ποιότητα και τυχόν διαφοροποιήσεις ως προς την τραχύτητα επιφανείας.

5.2.3.4 Τραχύτητα επιφανείας

Στο εργαστήριο S.E.M του τμήματος Τεχνολογίας των Κατεργασιών, έγιναν μετρήσεις των μηριαίων κεφαλών που παρασκευάστηκαν (σχήματα 5.18α,β), με σκοπό να ερευνηθεί η ποιότητα επιφανείας τους μέσω μετρήσεων τραχύτητας πρίν αλλά και μετά την δεύτερη έψηση των κεφαλών. Οι μετρήσεις έγιναν με ηλεκτρονικό μικροσκόπιο της εταιρείας DME (Danish Micro Engineering).

Σημειώνουμε ότι η κεφαλή No.2 είναι αυτή η οποία υπέστει φθορά εκδοράς στην επιφάνειά της κατά την φάση κατεργασίας της (σχ.5.16). Στον ακόλουθο πίνακα δίνεται η μέση τραχύτητα των μετρήσεων που πήραμε στο ηλεκτρονικό μικροσκόπιο.

Πρίν την έψηση, έγινε μια μέτρηση για κάθε κεφαλή, σε απόσταση μερικών χιλιοστών από τον πόλο.

Μετά την δεύτερη έψηση των κεραμικών κεφαλών, πραγματοποιήθηκαν τρείς μετρήσεις σε κάθε κεφαλή, σε τρεία καθορισμένα σημεία βάση της προδιαγραφής ISO 7206-2.Στη συγκεκριμένη προδιαγραφή, ορίζονται 24 μετρήσεις, ήτοι 8 περιμετρικά σημεία της κεφαλής ανά κάθε ισημερινό επίπεδο που ορίζουν τα τρεία

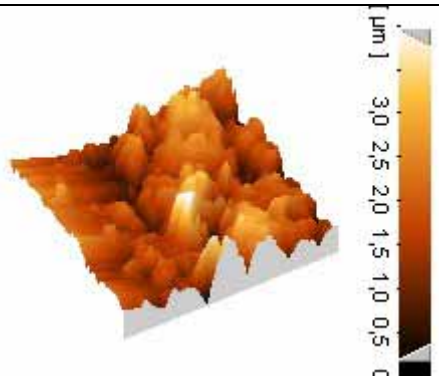
σημεία. Παρόλ' αυτά, οι μετρήσεις που πραγματοποιήθηκαν ήταν δύο σε κάθε σημείο, δηλαδή συνολικά 12 μετρήσεις για τις δύο πρώτες κεφαλές.
Στην τρίτη κεφαλή με την εσωτερική οπή, έγινε μια διπλή μέτρηση σε σημείο κοντά στον πόλο.

Σχήμα 5.18 α)Αριστερά : οι δύο μηριαίες κεφαλές (1 και 2) που παρασκευάστηκαν στο εργαστήριο και εν συνεχεία έγινε δεύτερη έψηση στους 1550^0C β) Δεξιά : Η τρίτη μηριαία κεφαλή (3) με τη διαμόρφωση της εσωτερικής κωνικής οπής.

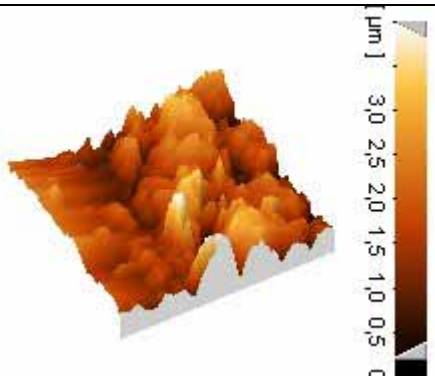
Πίνακας Ι Δεδομένα μετρήσεων τραχύτητας

ΠΡΙΝ ΤΗΝ ΕΨΗΣΗ		R_a (nm)
Κεφαλή No.1		477
Κεφαλή No.2		465
ΜΕΤΑ ΤΗΝ ΕΨΗΣΗ		
Κεφαλή No.1	Σημείο : 1α	607
	1β	597
	2α	472
	2β	466
	3^{α}	473
	3β	478
Κεφαλή No.2	Σημείο : 1^{α}	522
	1β	537
	2^{α}	549
	2β	560
	3^{α}	474
	3β	460
Κεφαλή με εσωτ.οπή	1^{η} μέτρηση	444
	2^{η} μέτρηση	429

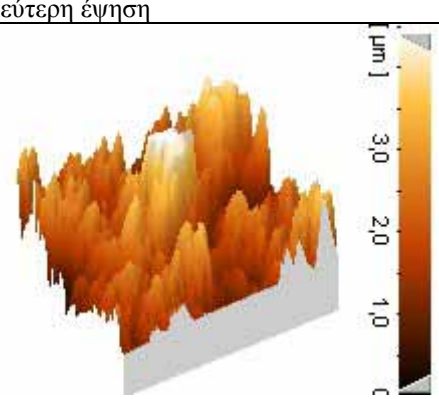
Λόγω του αριθμού των μετρήσεων δεν είναι δυνατόν, βάση στατιστικής, να εξέλθουν αξιόπιστα συμπεράσματα ως προς τυχόν διαφοροποίηση της τραχύτητας των κεφαλών 1 και 2, μετά την δεύτερη έψησή τους.
Τα δεδομένα αυτά, παρουσιάζονται παρακάτω, με τη μορφή τρισδιάστατων απεικονίσεων, όπως αυτά εξάχθηκαν από το λογισμικό του S.E.M.



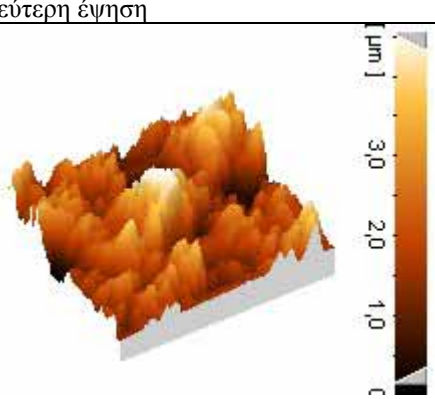
α)Μέτρηση τραχύτητας κεφαλής No.1 πρίν την δεύτερη έψηση



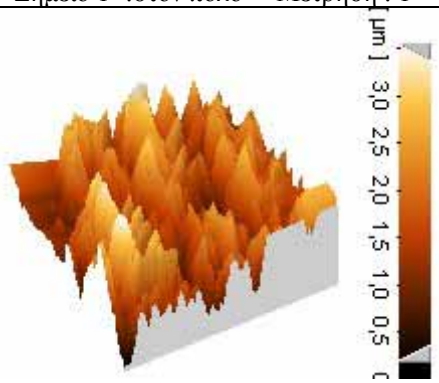
β)Μέτρηση τραχύτητας κεφαλής No.2 πρίν την δεύτερη έψηση



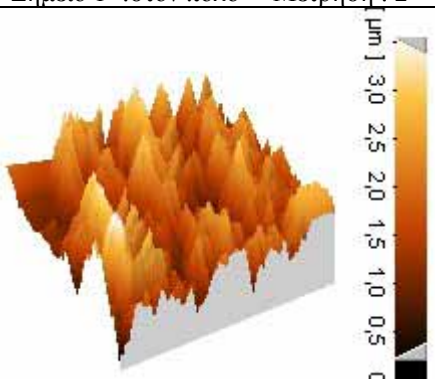
γ)Κεφαλή No.1 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 1ο :στον πόλο Μέτρηση : 1η



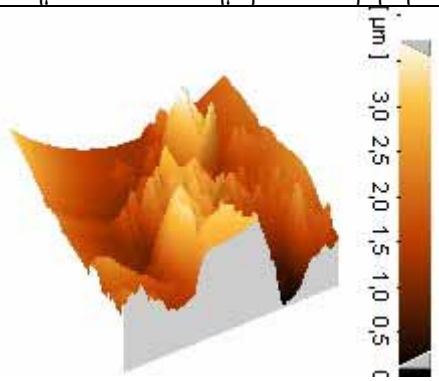
δ)Κεφαλή No.1 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 1ο :στον πόλο Μέτρηση : 2η



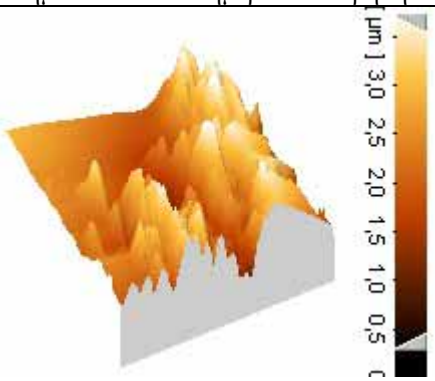
ε)Κεφαλή No.1 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 2ο :στον ισημερινό Μέτρηση : 1η



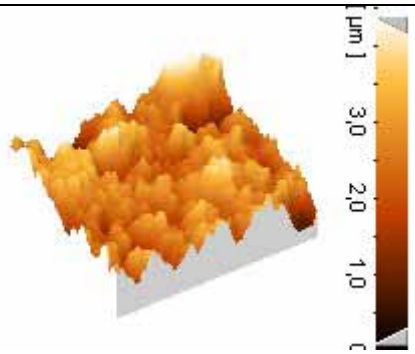
στ)Κεφαλή No.1 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 2ο :στον ισημερινό Μέτρηση : 2η



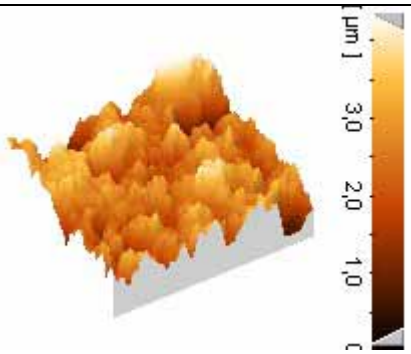
ζ)Κεφαλή No.1 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 3ο :στο χείλος Μέτρηση : 1η



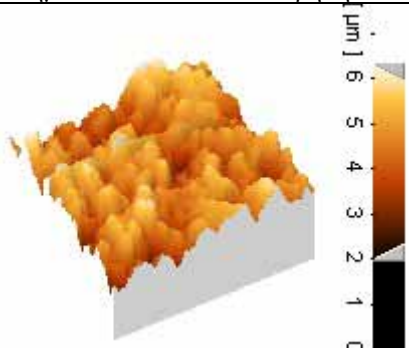
η)Κεφαλή No.1 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 3ο :στο χείλος Μέτρηση : 2η



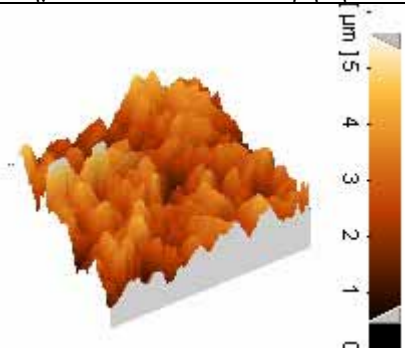
θ)Κεφαλή No.2 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 1ο :στον πόλο Μέτρηση : 1η



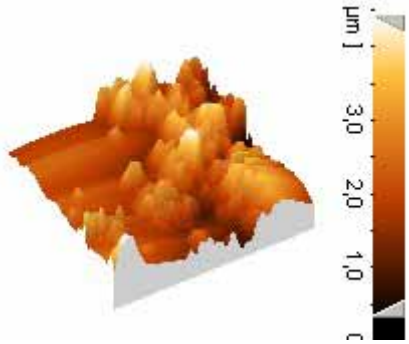
ι)Κεφαλή No.2 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 1ο :στον πόλο Μέτρηση : 2η



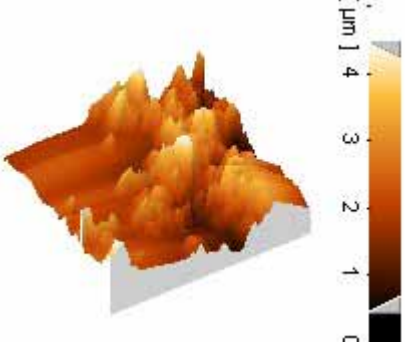
κ)Κεφαλή No.2 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 2ο :στον ισημερινό Μέτρηση : 1η



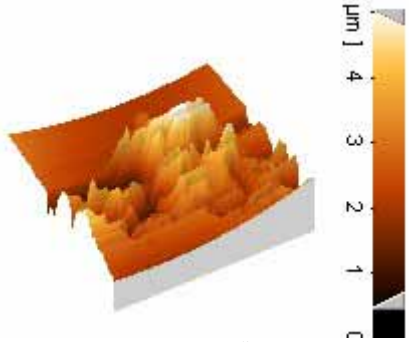
λ)Κεφαλή No.2 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 2ο :στον ισημερινό Μέτρηση : 2η



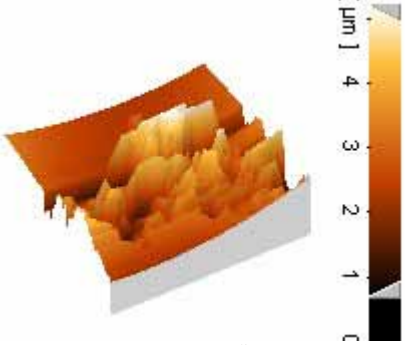
μ)Κεφαλή No.2 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 3ο :στο χείλος Μέτρηση : 1η



ν)Κεφαλή No.2 μετά την τελική έψηση.
Σημείο 3ο :στο χείλος Μέτρηση : 2η



ξ)Κεφαλή No.3 χωρίς 2η έψηση
Μέτρηση : 1η



ο)Κεφαλή No.3 χωρίς 2η έψηση
Μέτρηση : 2η

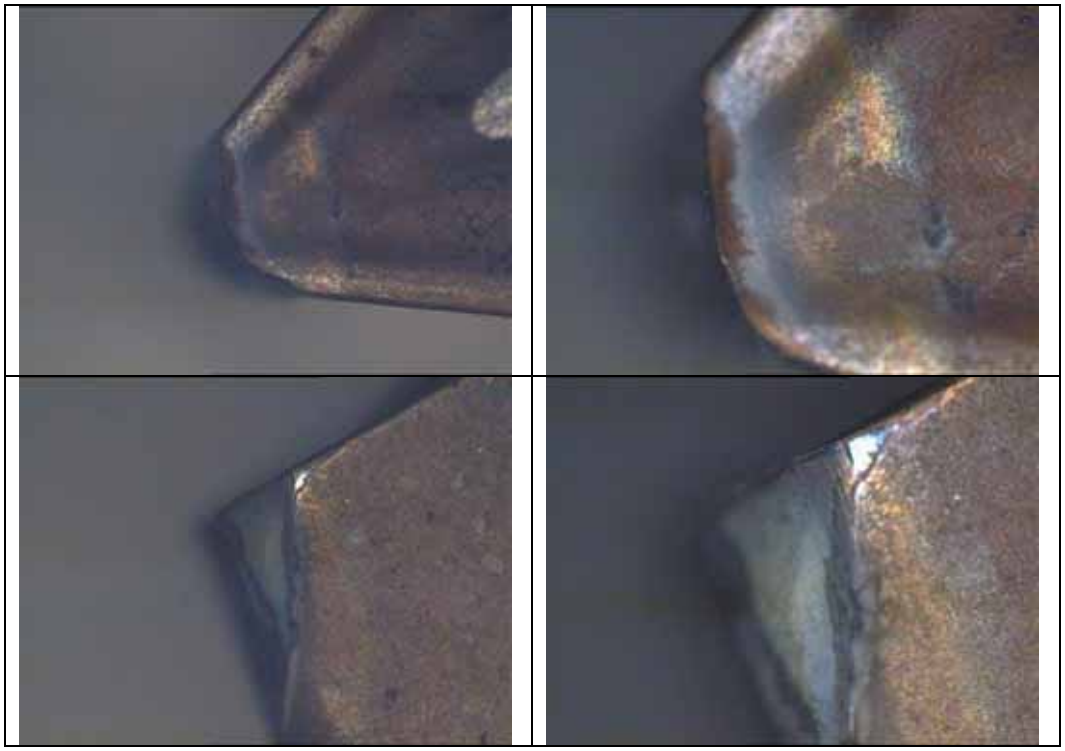
Σχήμα 5.19 3D απεικόνιση των τραχυτήτων επιφανείας, με τη σειρά που αναφέρονται στον πίνακα Ι.

5.2.3.5 Φθορά κοπτικών εργαλείων

Δοκιμάστηκε η κατεργασία νέας μηριαίας κεφαλής από το ίδιο αρχικό τεμάχιο και με την ίδια παραμετροποίηση του αυτόματου τόρνου, αλλά αυτή τη φορά με χρήση κοπτικού εργαλείου από επενδεδυμένο σκληρομέταλλο.

Επιχειρήθηκε η διεργασία της εμπρόσθιας ημισφαιρικής διαμόρφωσης της κεφαλής, υπο τις ίδιες συνθήκες κοπής. Στη φάση κοπής, το κοπτικό εργαλείο παρουσίασε μια αρκετά ικανοποιητική εικόνα, παρουσιάζοντας όμως μικρά σημάδια φθοράς. Στη φάση του φινιρίσματος όμως, όπου οι στροφές τις κατεργασίας και οι αναπτυσσόμενες δυνάμεις αυξάνουν δραματικά, το κοπτικό εργαλείο αστόχησε ακαριαία, δημιουργόντας εκδορές στην επιφάνεια του κεραμικού.

Με αυτό τον τρόπο, επιχειρήσαμε να αποδείξουμε ότι τα πλέον κατάλληλα κοπτικά εργαλεία σήμερα στην κατεργασία κεραμικών υλικών και δη σε κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων, είναι το διαμάντι και τα κοπτικά από κυβικό βοριονιτρίτη (CBN). Παρακάτω, φαίνονται εικόνες από μικροσκόπιο που παρουσιάζουν την εκτεταμένη φθορά που υπέστει το κοπτικό εργαλείο.



Σχήμα 5.20 Εικόνες από μικροσκόπιο που παρουσιάζουν το επίπεδο φθοράς κοπτικού εργαλείου από επενδεδυμένο σκληρομέταλλο.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ :

Τα σύγχρονα κεραμικά υλικά, υπερέχουν σε πολλά σημεία συγκριτικά με τα μεταλλικά κράματα, όσον αφορά τον τομέα της προσθετικής ιατρικής. Η μεγάλη σκληρότητα και η βιοσυμβατότητα που τα χαρακτηρίζει, αποτελούν τα μεγαλύτερα πλεονεκτήματα των υλικών αυτών καπροσφέρουν νέες προοπτικές στην ανάπτυξη τεχνητών εμφυτευμάτων υψηλών απαιτήσεων. Η αχίλλειος φτέρνα τους είναι η ψαθυρότητα, η οποία ακόμα περιορίζει την χρήση τους και απαιτούνται περαιτέρω μελέτες ως προς την αντιμετώπιση των προβλημάτων που προκύπτουν από αυτό.

Η πρόοδος των τεχνητών εμφυτευμάτων, συγκλίνει προς την επίτευξη τεχνητών αρθρώσεων που θα προσομοιάζουν όσο γίνεται περισσότερο την φύση. Τα μεταλλικά κράματα αποτελούν μια αξιόπιστη και οικονομική λύση και η εφαρμογή τους καλύπτει σήμερα το μεγαλύτερο ποσοστό των εγχειρήσεων που λαμβάνουν χώρα ετησίως. Όμως η υψηλή τους πυκνότητα και ο φόβος πρόκλησης διάφορων παρενεργειών, μεταξύ των οποίων η πρόκληση μερικών μορφών καρκίνου, αναγκάζουν τη σύγχρονη βιομηχανία να προχωρήσει στην εξέλιξη των κεραμικών υλικών. Η προσπάθεια κατασκευής μηριαίων κεφαλών μεγάλου διαμετρήματος (48-55mm) ανάλογες με το μέγεθος της κεφαλής ενός μέσου ενήλικα, βρίσκει ακόμα αρκετά εμπόδια, καθώς η ψαθυρότητα των κεραμικών υλικών δεν επιτρέπει την κατασκευή κοτυλιδικών κελύφων μικρού πάχους, κάτι που προφανώς περιορίζει τη διάμετρο της κεφαλής. Αντίθετα το πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους διασταυρούμενων αλυσίδων, υπερέχει αισθητά στον τομέα αυτό και η χρήση του μοιάζει αναγκαία για τα επόμενα χρόνια.

Τέλος, οι μέθοδοι κατεργασίας των κεραμικών υλικών καθώς και ο παρασκευαστικές μέθοδοι, φαίνεται πως αποτελούν το κλειδί προς την ανάπτυξη στο μέλλον νέων κεραμικών υλικών με πολύ μεγαλύτερη αντοχή στη θραύση. Οι κατεργασίες υψηλών ταχυτήτων προσφέρουν προϊόντα υψηλών προδιαγραφών και πολύ χαμηλής τραχύτητας επιφανείας.Τα υλικά αυτά σε λίγα χρόνια, πιθανώς να αποσπάσουν το μονοπώλιο στην αγορά της προσθετικής ιατρικής, υπερέχοντας σε όλους τους τομείς.

Προς το παρόν, τα κεραμικά υλικά αποτελούν μια εναλλακτική λύση, με πολύ ικανοποιητική λειτουργικότητα, υψηλή βιοσυμβατότητα και πολύ μεγάλη μηχανική αντοχή στα επιβαλλόμενα φορτία που καταπονούν τον ανθρώπινο ισχιακό σύνδεσμο και τον σύνδεσμο του γονάτου.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. ΑΘΑΝ.Γ.ΜΑΜΑΛΗ : Κατεργασίες των υλικών ΙΙ, Αθήνα 1999
2. Δ.Ε.ΜΑΝΩΛΑΚΟΣ, Δ.Ι.ΠΑΝΤΕΛΗΣ : Βιοϋλικά ΙΙ, 2005
3. Ν.ΜΠΟΥΡΟΠΟΥΛΟΣ : Εισαγωγή στα βιοϋλικά, 2002
4. Ε.ΦΤΙΚΟΣ : Επιστήμη και τεχνική των κεραμικών, 2003
5. Δ.Ι.ΠΑΝΤΕΛΗΣ : Μη μεταλλικά τεχνικά υλικά, Αθήνα 1996
6. Δ.Ι.ΠΑΝΤΕΛΗΣ : Επιστήμη και Τεχνολογία των Κεραμικών Υλικών, Αθήνα 1996
7. Α.Γ.ΑΝΔΡΕΟΠΟΥΛΟΣ : Επεξεργασία Πολυμερών, Αθήνα 1990
8. Κ.ΣΤΟΥΡΝΑΡΑΣ,Α.ΤΣΕΤΣΕΚΟΥ (Ε.ΚΕ.ΠΥ.) : Σημειώσεις για Κεραμικά Υλικά, Χαλκίδα 1993

ΞΕΝΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. Mohamed N.Rahaman and Aihua Yao : Ceramics for Prosthetic Hip and Knee Joint Replacement, 2007
2. J.Charnley : Arthroplasty of the Hip:A new operation, 1961
3. D.F.G Emery, H.J.Clarke and M.L.Grover :Stanmore Total Hip Replacement in Younger Patients, Review of a Group of Patients under 50 Years of Age, 1997
4. H.B.Skinner : Ceramic Bearing Surfaces, 1999
5. M.Boehler,H.Jr.Plenk and Salzer : Alumina Ceramic Bearings for Hip Endoprostheses, 2000
6. C.H.Geerdink, B.Grimm, R.Ramakrishnan, J.Rondhuis,A.J Verburg, and A.J.Tonino : Crosslinked Polyethylene Compared to Conventional Polyethylene in Total Hip Replacement: Pre-clinical evaluation, In vitro testing and prospective clinical follow-up study, 2006
7. B.Cales : Key issues for a high reability in A.Ravagliodi (ed.) Y-TZP zirconia ceramic hip joint heads, 1995
8. H.A.Kishawy,J.Wilcox : Tool wear and chip formation during hard turning with self-propelled rotary tools, 2002
9. J.Bronzino : A bioengineering handbook, 2000
10. R.Singha Roy,Manoj Mitra and D.Basu : Characterization of Mechanical Properties of Alumina Based Hip Joint Prostheses, 2005
11. P.C.POWELL : Engineering with Polymers, Chapman & Hall, London 1983

12. F.F.Y. WANG : Ceramic Fabrication Processes,Academic Press, New York 1976
13. E.DOERRE,H.BEUTTER,D.GEDULDIG : Anforderungen an keramische werkstoffe als biomaterial fuer kuenstliche gelenke, Arch.Orthop.Unfallchir (in German),Vol.83,269, Berlin 1975
14. D.BASU ,S.MUKHERJEE,K.K.PHANI : Non-destructive characterization of zirkonia toughened alumina ceramics using ultrasonics, 1996
15. M.N.RAHAMAN,Y.BOITEUX and L.C.DE JONGHE : Surface Characterization of Silicon Nitride and Silicon Carbide Powders, 1986
16. J.RIEU : Ceramic Formation on Metallic Surfaces (Ceramization) for Medical Applications, 1993
17. A.KRELL and D.KLAFFKE : Grain Size Dependence of Hardness in Dense Submicrometer Alumina, 1995