

**ΑΝΩΤΑΤΟ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΑΣ
ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΙΑΣ**

**ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
«ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΟΙ ΜΕΘΟΔΟΙ ΜΗΧΑΝΙΚΗΣ ΚΑΤΑΠΟΝΗΣΗΣ
ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ»**



**ΣΠΟΥΔΑΣΤΕΣ:
ΣΤΑΘΟΠΟΥΛΟΣ ΜΙΧΑΗΛ
ΤΣΟΥΜΠΑΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ**

**ΕΠΙΒΛΕΠΟΥΣΑ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ:
ΚΡΟΥΣΤΑΛΛΗ ΑΝΘΟΥΛΑ
ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΗ ΣΥΝΕΡΓΑΤΙΔΑ**

ΠΑΤΡΑ 2013

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το παρόν τεύχος αποτελεί την Πτυχιακή Εργασία που εκπονήθηκε στο Τμήμα Μηχανολογίας του Τεχνολογικού Εκπαιδευτικού Ιδρύματος της Πάτρας και αναφέρεται στις Πειραματικές Μεθόδους Καταπόνησης Ορθοπαιδικών Βιοϋλικών. Είναι γνωστό ότι τα βιοϋλικά υπάρχουν στη ζωή του ανθρώπου για περισσότερες από τρεις χιλιετίες, στην προσπάθεια του ανθρωπίνου είδους να βρει τρόπους ώστε να θεραπεύσει διάφορα νοσήματα, να αναπληρώσει ή ακόμα να αποκαταστήσει απολεσθέντα μέλη του σώματος.

Έτσι στην αρχή γίνεται μια ανάλυση για το πως δημιουργείται το οστό και στην συνέχεια της εργασίας αναφέρονται όλα τα ήδη των ορθοπαιδικών εμφυτευμάτων που χρησιμοποιούνται τα τελευταία χρόνια με τα αντίστοιχα χαρακτηριστικά και ιδιότητες τους. Η εργασία ολοκληρώνεται με τις πειραματικές μεθόδους που χρησιμοποιούνται σήμερα, για την επιτυχή εμφύτευση των βιοϋλικών στον ανθρώπινο οργανισμό.

Θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε θερμά την Επιβλέπουσα Καθηγήτριά μας κα Κρουστάλλη Ανθούλα για την πολύτιμη βοήθειά της για την πραγματοποίηση αυτού του τεύχους.

Οι σπουδαστές
Δημήτρης & Μιχάλης
Φεβρουάριος 2013

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα Πτυχιακή Εργασία αναφέρεται στην χρήση των ορθοπαιδικών εμφυτευμάτων και στις πειραματικές μεθόδους καταπόνησης αυτών. Εστιάζεται το ενδιαφέρον της εργασίας σε ορθοπαιδικά εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται στο ισχύο και στο γόνατο.

Η ανάπτυξη του θέματος γίνεται σε έξι κεφάλαια. Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται εκτενή ανάλυση του κυττάρου, με ιδιαίτερη έμφαση των οστεοβλαστικών κυττάρων, τα οποία είναι υπεύθυνα για την αποκατάσταση του οστού καθώς επίσης και για την επιτυχή οστεοενσωμάτωση.

Στο δεύτερο κεφάλαιο αναφέρονται τα βασικά είδη των βιοϋλικών και ο ρόλος της ιστοτεχνολογίας στις μέρες μας. Στο τρίτο κεφάλαιο γίνεται πλήρη επεξήγηση της συμπεριφοράς των οστεοβλαστικών κυττάρων και ο ρόλος της βιοσυμβατότητας. Η κατανόηση της προσκόλλησης των κυττάρων πάνω σε επιφάνειες των βιοϋλικών, είναι η πιο σημαντική παράμετρος για την επιτυχή κατασκευή των εμφυτευμάτων.

Στο τέταρτο κεφάλαιο αναφέρονται όλα τα υλικά που χρησιμοποιούνται ως ορθοπαιδικά εμφυτεύματα, με τα αντίστοιχα χαρακτηριστικά τους και εφαρμογές.

Στο πέμπτο κεφάλαιο αναλύεται η ανατομία του γονάτου και του ισχύου και τα αντίστοιχα εμφυτεύματα που χρησιμοποιούνται για την αποκατάστασή τους.

Τέλος, στο έκτο κεφάλαιο αναλύονται πειραματικοί μέθοδοι καταπόνησης που χρησιμοποιούνται στα βιοϋλικά, με απότερο στόχο την βελτίωση των ιδιοτήτων τους για καλύτερη χρήση αυτών.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1. Το ανθρώπινο κύτταρο και οι οστεοβλάστες	7
1.1. Η δομή του ανθρώπινου σώματος: Όργανο, ιστός, κύτταρα	7
1.2. Το κύτταρο.	7
1.3. Ο ερειστικός ιστός και ο οστίτης ιστός	10
1.3.1. Ο ερειστικός ιστός	10
1.3.2. Η δομή του οστού	10
1.3.3. Ο οστίτης ιστός σε μικροσκοπικό και μακροσκοπικό επίπεδο	12
1.4. Οστικά κύτταρα και οστεοβλάστες	14
1.4.1. Οστικά κύτταρα	14
1.4.2. Καταγωγή των οστεοβλαστών και των οστικών κυττάρων	14
1.4.3. Οι οστεοβλάστες, η λειτουργία τους και η οστική ανακατασκευή	17
1.5 ΕΞΩΚΥΤΤΑΡΙΑ ΟΥΣΙΑ ΤΟΥ ΟΣΤΟΥ ECM (Extracellular Matrix)	24
1.6 ΒΙΟΠΟΛΥΜΕΡΗ	25
1.7 ΚΟΛΛΑΓΟΝΟ	25
1.8 ΕΛΑΣΤΙΝΗ	25

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2.1 Βιοϋλικά	27
2.1.1 Εισαγωγή	27
2.2. Ιστοτεχνολογία και βιοϋλικά	28
2.2.1 Εισαγωγή στα βιοϋλικά	28
2.3 Μηχανικές Ιδιότητες Βιοϋλικών	29
2.4 Μεταλλικά Βιοϋλικά	32
2.5 Κεραμικά Βιοϋλικά	34
2.6 Πολυμερή βιοϋλικά	35

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

3. Ορθοπαιδικά εμφυτεύματα	37
-----------------------------------	-----------

3.1 Εισαγωγή στα οστικά εμφυτεύματα	37
3.2 Βιοσυμβατότητα	38
3.3 ΚΥΤΤΑΡΙΚΗ ΠΡΟΣΚΟΛΛΗΣΗ (CELL ADHESION)	42
3.4 ΦΙΜΠΡΟΝΕΚΤΙΝΗ	43
3.5 ΒΙΤΡΟΝΕΚΤΙΝΗ	44
3.6 ΙΝΤΕΓΚΡΙΝΕΣ	44
3.7 ΜΕΘΟΔΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΩΝ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΠΡΟΣΚΟΛΛΗΣΗΣ	46
3.8 ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΚΥΤΤΑΡΙΚΗΣ ΠΡΟΣΚΟΛΛΗΣΗΣ	47
3.9 ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΠΡΟΣΚΟΛΛΗΣΗΣ	49
3.9.1 ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΛΥΣΙΜΑΤΟΣ	51
3.9.2 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΑΠΟΚΟΛΛΗΣΗΣ	51
3.9.2.1 ΜΙΚΡΟΧΕΙΡΙΣΜΟΣ	51
3.9.2.2 ΦΥΓΟΚΕΝΤΡΙΣΗ	52
3.9.2.3 ΥΔΡΟΔΥΝΑΜΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΡΟΗΣ	52
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4	
4. ΥΛΙΚΑ	55
4.1 ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΥΛΙΚΑ	55
4.2 ΑΝΟΞΕΙΔΩΤΟΣ ΧΑΛΥΒΑΣ	56
4.3 ΚΡΑΜΑΤΑ CoCr	59
4.4 ΚΡΑΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ: Εμπορικό Τιτάνιο και Ti6Al4V	63
4.5 ΤΕΧΝΗΤΑ ΠΟΛΥΜΕΡΗ	70
4.6 Πολυαιθυλένιο	71
4.7 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΒΙΟΪΛΙΚΑ	72
4.7.1 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΑΛΟΥΜΙΝΑΣ	72
4.7.2 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ	74
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5	
5. ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ	76
5.1 ΓΟΝΑΤΟ	76
5.1.1 ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΓΟΝΑΤΟΣ	80

5.1.2 Άξονες της άρθρωσης του γόνατος	82
5.1.3 Κινηματική του γόνατος	83
5.2 Ολική αρθροπλαστική ισχίου	87
5.3 Κατηγορίες υλικών για ΤΗΑ και ΤΚΑ	90
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6	
6.1 ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΚΑΤΑΠΟΝΗΣΗ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ	95
6.1.1 Φθορά κεραμικών μηριαίων κεφαλών	95
6.1.2 ΔΟΚΙΜΕΣ ΦΘΟΡΑΣ	97
6.1.3 ΦΘΟΡΑ ΕΚΔΟΡΩΝ ΚΕΡΑΜΙΚΩΝ ΥΛΙΚΩΝ	101
6.3 Φθορές γονάτου	102
6.4 Χαλάρωση ολικών αρθροπλαστικών	105
6.5 ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΚΕΦΑΛΩΝ	106
ΑΠΟ ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ	107
6.5 ΦΘΟΡΕΣ ΣΤΑ ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΑ ΚΡΑΜΑΤΑ	107
6.5.1 Διάδοση Διαταραχών	109
6.5.2 Κατηγορίες Υλικών	111
6.5.2.1 Αλλεργίες και παρενέργειες μεταλλικών κραμάτων	113
6.5.2.2 Κόπωση	113
6.5.2.3 Στιβαρότητα	114
6.5.2.4 Αντιδιαβρωτική ιδιότητα μεταλλικών κραμάτων	115
6.6 Στιβαρότητα και αντοχή των κεραμικών	116
6.6.1 Αντοχή σε θραύση/ Παράγοντας έντασης τάσεως	121
6.6.2 Αντοχή σε θερμικούς αιφνιδιασμούς (thermal shock resistance)	125
6.6.3 Κόπωση των κεραμικών (fatigue)	129
6.6.4 Φθορά (wear, erosion) – Τριβή (friction)	129
6.6.5 Αντοχή σε διάβρωση (corrosion resistance)	130
6.6.6 Προσρόφηση (adsorption)- Κατάλυση (catalysis)	131
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	133

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

1. Το ανθρώπινο κύτταρο και οι οστεοβλάστες

1.1. Η δομή του ανθρώπινου σώματος: Όργανο, ιστός, κύτταρα

Το ανθρώπινο σώμα είναι ένας μεγάλος σύνθετος οργανισμός, ο οποίος απαρτίζεται από πολλές χιλιάδες μικρότερα τμήματα. Τα τμήματα αυτά αποτελούνται από τέσσερα είδη μικρότερων τμημάτων. Αυτά είναι: τα κύτταρα, οι ιστοί, τα όργανα και τα συστήματα. Τα μικρότερα και περισσότερα σε αριθμό από αυτά είναι τα κύτταρα. Τα κύτταρα έχουν αναγνωριστεί ως οι απλούστερες μονάδες ζωντανής ύλης, που μπορούν να διατηρήσουν ζωή και να πολλαπλασιαστούν. Αποτελούν όμως εξαιρετικά πολύπλοκες οντότητες. Ο ιστός είναι ένα σύνολο πολλών παρόμοιων κυττάρων, με ποικίλλες ποσότητες και είδη μη-ζωντανής, μεσοκυττάριας ουσίας μεταξύ αυτών. Ακόμα πιο σύνθετα είναι τα όργανα, που αποτελούνται από πολλά είδη διαφορετικών ιστών, οργανωμένων με τέτοιο τρόπο ώστε όλοι μαζί να εκτελούν κάποια λειτουργία. Τα συστήματα είναι οι πιο πολύπλοκες μονάδες του σώματος, σύνολα από ποικίλα σε αριθμό και είδος όργανα, τα οποία οργανώνονται κατάλληλα ώστε όλα μαζί να εκτελούν σύνθετες λειτουργίες του σώματος.

1.2. Το κύτταρο.

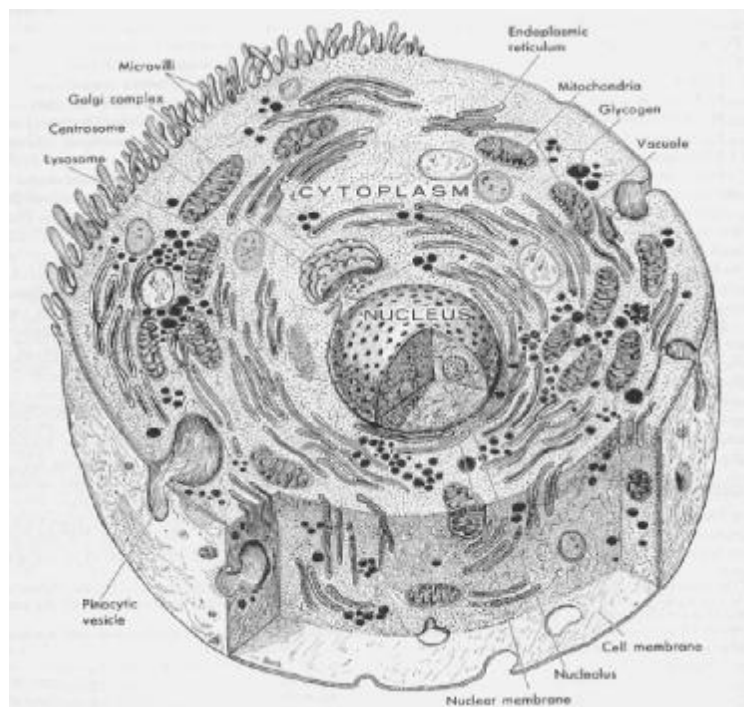
Ο όρος πρωτόπλασμα (protoplasm) σημαίνει ζωντανή ουσία. Το πρωτόπλασμα αποτελείται από ένα σύμπλεγμα χημικών ουσιών, συμπεριλαμβανομένων εικοσιτεσσάρων στοιχείων και εκατοντάδων ενώσεων. Κανένα από αυτά τα

στοιχεία δεν είναι μοναδικό. Όλα συναντώνται και στη μη-ζωντανή ύλη. Τα κυριότερα στοιχεία στο πρωτόπλασμα είναι το υδρογόνο, το οξυγόνο, ο άνθρακας και το άζωτο. Τα άτομα αυτών των τεσσάρων στοιχείων αποτελούν περίπου το 99.4% του συνόλου των ατόμων του πρωτοπλάσματος. Αν και η ζωντανή ύλη δεν περιέχει μοναδικά στοιχεία, περιέχει ωστόσο κάποιες μοναδικές ενώσεις. Αυτές οι ενώσεις (πρωτεΐνες, υδατάνθρακες, λιπίδια και νουκλεϊκά οξέα) απαντώνται μόνο στη ζωντανή ύλη ή στην ύλη που ήταν κάποτε ζωντανή. Το σημαντικότερο χαρακτηριστικό του πρωτοπλάσματος είναι η οργάνωση. Τα μόρια του είναι οργανωμένα σε σαφώς ορισμένες μονάδες, τα κύτταρα. (Εικόνα 1.1). Τα βασικά μέρη ενός κυττάρου είναι η κυτταροπλασματική μεμβράνη (plasma membrane), το κυτταρόπλασμα (cytoplasm) και ο πυρήνας (nucleus). Υπάρχουν δύο ειδών κυτταρικές μεμβράνες (cell membranes)-εσωτερικές και εξωτερικές-ταξινομημένες βάση της θέσης τους. Η εξωτερική μεμβράνη του κυττάρου αποτελεί το έξω όριο του και ονομάζεται κυτταροπλασματική μεμβράνη (plasma membrane). Μερικές μικρές οπές την διαπερνούν. Επίσης σχηματίζει πτυχές προς το εσωτερικό του κυττάρου. Κάποιες κυτταροπλασματικές μεμβράνες σχηματίζουν προεξοχές σε σχήμα "δακτύλων", οι οποίες ονομάζονται μικρολάχνες (microvilli). Οι κυτταροπλασματικές μεμβράνες αποτελούνται από μόρια πρωτεϊνών και φωσφολιπιδίων. Μια τυπική του είδους μεμβράνη έχει πάχος περίπου 75 angstroms ($1 \text{ \AA} = 10^{-7} \text{ nm}$). Παρ'όλο το εξαιρετικά μικρό της πάχος, η κυτταροπλασματική μεμβράνη έχει αρκετή σταθερότητα ώστε να διατηρήσει τις κυτταρικές δομές που είναι απαραίτητες για την εκτέλεση δραστηριοτήτων που διατηρούν το κύτταρο ζωντανό. Αν η κυτταροπλασματική μεμβράνη σχιστεί το κύτταρο χάνει τη συνοχή του και πεθαίνει.

Το κυτταρόπλασμα (cytoplasm) είναι το τμήμα του κυττάρου ανάμεσα στη κυτταροπλασματική μεμβράνη και τον πυρήνα. Δεν είναι ομογενές, αλλά περιέχει πολλά διαφορετικά είδη μικρών δομών, τα ονομαζόμενα κυτταρικά οργανίδια (organelles). Κάθε κυτταρικό οργανίδιο αποτελείται από μόρια οργανωμένα κατά τέτοιο τρόπο ώστε να εκτελούν κάποια λειτουργία απαραίτητη για τη ζωή και την αναπαραγωγή του κυττάρου. Ο πυρήνας (nucleus) συνήθως καταλαμβάνει το κεντρικό τμήμα του κυττάρου. Το σχήμα του καθώς και ο αριθμός των πυρήνων

σε κάθε κύτταρο ποικίλλουν. Η βασική του λειτουργία είναι η “διοίκηση” του κυττάρου. Η δράση του, με σύνθετους ή απλούς τρόπους, ελέγχει τον μεταβολισμό και την αναπαραγωγική διαδικασία, καθώς και όλες τις δραστηριότητες του κυττάρου.

Κάθε κύτταρο εκτελεί έναν αριθμό λειτουργιών για να διατηρηθεί ζωντανό. Πρέπει συνεχώς να κινεί ουσίες δια μέσου των μεμβρανών του και να μεταβολίζει ουσίες-τροφή, για τη παραγωγή ενέργειας και τη σύνθεση σύνθετων ενώσεων. Κάποια κύτταρα εκτελούν τη λειτουργία της αναπαραγωγής, ενώ κάθε κύτταρο εκτελεί κάποια ειδική λειτουργία, η οποία υπηρετεί το σώμα σαν σύνολο.



Εικόνα 1.1. Το κύτταρο.

1.3. Ο ερειστικός ιστός και ο οστίτης ιστός

1.3.1. Ο ερειστικός ιστός

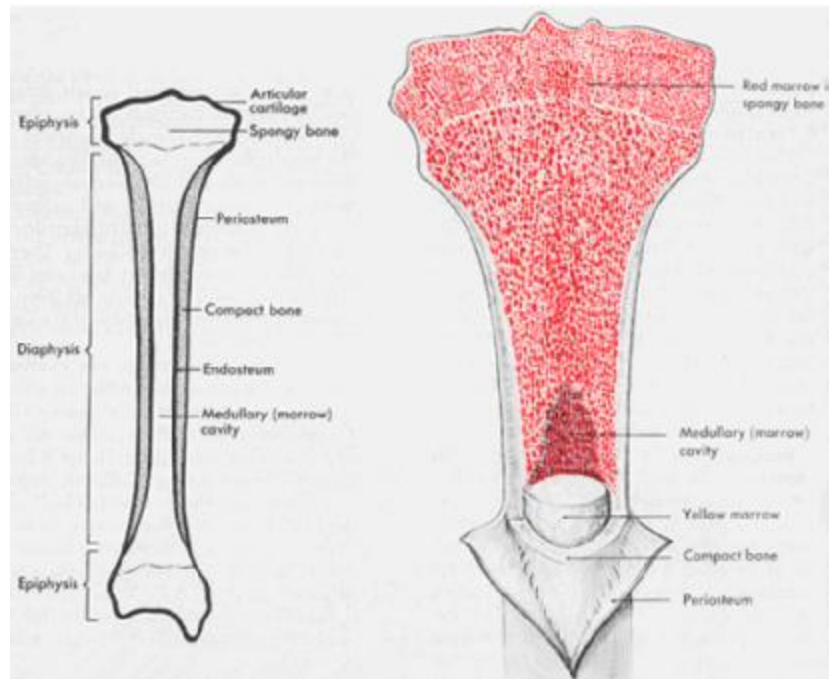
Ο ερειστικός ιστός είναι ο περισσότερο διαδεδομένος ιστός στο ανθρώπινο σώμα. Στηρίζει τους ιστούς και τους συνδέει μεταξύ τους. Διαμορφώνει το “πλαίσιο” που στηρίζει το σώμα σαν σύνολο καθώς και τα επιμέρους όργανα. Ο ερειστικός ιστός έχει μεσοδερμική (μεσεγγυματική) προέλευση. Τα μεσεγγυματικά κύτταρα (mesenchymal cells) του μεσοδέρματος διασπείρονται μέσα στα τρία βλαστικά δέρματα, όπου διαφοροποιούνται σε διάφορες κατηγορίες κυττάρων ερειστικού ιστού, ενώ πολλά παραμένουν αδιαφοροποίητα και κατά το στάδιο του ενήλικου, έτοιμα για διαφοροποίηση. Τα βασικά είδη ερειστικού ιστού είναι: ο συνδετικός ιστός, ο χονδρικός ιστός, ο οστίτης ιστός, και ο αιμοποιητικός ιστός. Ένας ερειστικός ιστός αποτελείται κυρίως από μεσοκυττάρια υλικό και σχετικά μικρό αριθμό κυττάρων. Οι ιδιότητες του μεσοκυττάρια υλικού καθορίζουν τις ιδιότητες του ιστού. Ένας ερειστικός ιστός, για παράδειγμα θα είναι υγρός, εάν το μεσοκυττάρια υλικό είναι υγρό. Κάποιοι έχουν τη μορφή γέλης, κάποιοι είναι στέρεοι αλλά εύκαμπτοι, κάποιοι είναι σκληροί και δύσκαμπτοι, κάποιοι είναι ανθεκτικοί και κάποιοι εύθραυστοι, όπως καθορίζεται σε κάθε περίπτωση από τη μεσοκυττάρια ουσία. Η μεσοκυττάρια ουσία είναι δυνατό να περιέχει ίνες, για παράδειγμα ίνες κολλαγόνου. Το κολλαγόνο αποτελεί περισσότερο από το 25% των πρωτεϊνών του σώματος και είναι η πρωτεΐνη που συναντάται σε μεγαλύτερη αφθονία στον ανθρώπινο οργανισμό. Το πλέγμα της θεμέλιας ουσίας είναι επίσης δυνατό να παρουσιάζει διαφορετικές ιδιότητες από ιστό σε ιστό.

1.3.2. Η δομή του οστού

Το οστόν, όπως και άλλοι ιστοί, αποτελείται από ζωντανά κύτταρα και μη-ζωντανή μεσοκυττάρια ουσία. Στο οστόν, όπως και σε άλλους ερειστικούς

ιστούς, η μεσοκυττάρια ουσία δεσπόζει σε σχέση με τα κύτταρα, είναι όμως επασβεστωμένη.

Μέσα στο ασβεστοποιημένο πλέγμα της μητρικής ουσίας, εγκλείονται ίνες κολλαγόνου. Ένα επίσης ιδιαίτερο χαρακτηριστικό της δομής του οστού είναι η διάταξη της μεσοκυττάριας ουσίας. Ομόκεντρες κυλινδρικές στρώσεις ασβεστοποιημένης μητρικής ουσίας περιβάλλουν ένα κεντρικό διαμήκες κανάλι, το οποίο διατρέχουν αγγεία και νεύρα (Εικόνα 1.2). Σε ένα μακρύ οστό (long bone) διακρίνουμε τα εξής τμήματα: την διάφυση (diaphysis), την επίφυση (epiphysis), τον αρθρικό χόνδρο (articular cartilage), το περίοστεο (periosteum), την κοιλότητα του μυελού των οστών (medullary cavity) και το ενδόστεο (endosteum). Η διάφυση αποτελεί τον κύριο άξονα του οστού. Η δομή της παρέχει αντοχή στις καταπονήσεις, χωρίς περιττό βάρος. Το πυκνά δομημένο συμπαγές οστό είναι το δομικό υλικό που προσδίδει αντοχή, ενώ το κούφιο εσωτερικό μειώνει το συνολικό βάρος. Οι επιφύσεις είναι τα άκρα του οστού. Το βολβώδες σχήμα τους παρέχει ικανοποιητικό χώρο για τη πρόσφυση μυών κοντά στις αρθρώσεις, προσδίδοντας έτσι μεγαλύτερη σταθερότητα στη λειτουργία των τελευταίων. Το μικρό βάρος της επίφυσης οφείλεται στο γεγονός πως αποτελείται από πορώδες οστό και μια μόνο εξωτερική στρώση συμπαγούς οστού. Τα στρώματα της ασβεστοποιημένης μητρικής ουσίας έχουν τον προσανατολισμό των καταπονήσεων αυξάνοντας την αντοχή της. Τα κενά του πορώδους οστού καλύπτει μυελός των οστών. Το περίοστεο είναι μια πυκνή ινώδης μεμβράνη που καλύπτει ολόκληρο το οστό, εκτός των επιφανειών της άρθρωσης, που καλύπτονται από αρθρικό χόνδρο. Οι ίνες του περιόστεου διεισδύουν στο εσωτερικό του οστού, συνδέοντας έτσι τις δύο δομές. Ίνες των μυών συμπλέκονται με τις ίνες του περιόστεου και προσδένουν τους μύες στα οστά. Το εσωτερικό στρώμα του περιόστεου περιέχει οστεοβλάστες, τα κύτταρα που κτίζουν το οστό. Το περίοστεο είναι απαραίτητο για την ανάπτυξη του οστού και την επιβίωση των κυττάρων του. Το ενδόστεο είναι η μεμβράνη που διαχωρίζει την κοιλότητα του μυελού των οστών με το συμπαγές οστό.



Εικόνα 1.2. Δομή του οστού.

1.3.3. Ο οστίτης ιστός σε μικροσκοπικό και μακροσκοπικό επίπεδο

Τα οστά αποτελούν μια εξειδικευμένη μορφή ερειστικού ιστού, την οποία χαρακτηρίζει υψηλή πυκνότητα υλικού. Παρόμοια με το ενισχυμένο σκυρόδεμα, το οστικό πλέγμα είναι πρωταρχικά μια σύνθεση σκληρών ινών (κολλαγόνου), στις οποίες οφείλεται η αντοχή σε εφελκυσμό, και συμπαγών σωματιδίων υδροξυαπατίτη $[Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2]$, στα οποία οφείλεται η αντοχή σε θλίψη. Τα ινίδια του κολλαγόνου στα οστά ενός ενήλικου οργανισμού σχηματίζουν στρώσεις με δομή χαρακτηριστικού τύπου. Τα ινίδια κάθε στρώσης βρίσκονται παράλληλα μεταξύ τους, αλλά η διεύθυνσή τους σχηματίζει τις κατάλληλες γωνίες με τη διεύθυνση των ινιδίων των γειτονικών στρώσεων. Παρ'όλη την ισχυρή δομή του, το οστό δεν είναι μόνιμος και αμετάβλητος ιστός. Το σκληρό εξωκυτταρικό πλέγμα είναι γεμάτο κανάλια και κοιλότητες, τον χώρο των οποίων καταλαμβάνουν ζωντανά κύτταρα στα οποία αντιστοιχεί περίπου το 15% του βάρους του συμπαγούς οστού. Αυτά τα κύτταρα συμμετέχουν σε μια διαρκή

διαδικασία οστικής ανακατασκευής. Ένας τύπος οστικών κυττάρων αποδομεί το οστικό πλέγμα (οστεοκλάστες), ενώ ένας άλλος τύπος εναποθέτει νέο υλικό στο οστικό πλέγμα (οστεοβλάστες). Ο παραπάνω μηχανισμός εξασφαλίζει τη συνεχή ανανέωση και αναδιοργάνωση του οστικού πλέγματος στο εσωτερικό των οστών. Αντίθετα με τους μαλακούς ιστούς, οι οποίοι αναπτύσσονται με εσωτερική διεύρυνση, τα οστά αναπτύσσονται με δημιουργία νέου επιπρόσθετου ιστού, οστικού πλέγματος του οποίου τα κενά καταλαμβάνουν νέα κύτταρα, διαδικασία η οποία λαμβάνει χώρα στις ελεύθερες επιφάνειες των ήδη υπάρχοντων οστών. Τα οστά λοιπόν αποτελούνται από ειδικό συνδετικό ιστό αρκετών κυττάρων διαφορετικού τύπου τα οποία περιβάλλονται από ένα πλέγμα κολλαγόνου, το οποίο ονομάζεται οστεοειδές, πάνω στο οποίο εναποτίθενται μέταλλα και κυρίως κρύσταλλοι ασβεστίου και φωσφόρου, που είναι γνωστοί ως υδροξυαπατίτες. Ο συνδυασμός των ανόργανων συστατικών (υδροξυαπατίτης) και οργανικών συστατικών (κολλαγόνο) το καθιστούν ένα βιολογικό σύνθετο υλικό με σημαντικές μηχανικές ιδιότητες. Το οργανικό πλέγμα αποτελείται κατά 90% από ινίδια κολλαγόνου και κατά 10% από διαλυτές σε νερό άλλου τύπου πρωτεΐνες. Η ύπαρξη νερού στα οστά αποτελεί σημαντικό παράγοντα της μηχανικής συμπεριφοράς τους, ενώ είναι επίσης το μέσο μεταφοράς θρεπτικών ουσιών, καθώς και των προϊόντων του μεταβολισμού των κυττάρων. Μακροσκοπικά τις δομές του οστού τις διακρίνουμε σε δομές συμπαγούς οστού, το οποίο αποτελεί τον φλοιό, και σπογγώδες οστού, που αποτελεί το εσωτερικό του οστού. Το συμπαγές οστό είναι πυκνά δομημένο με κενά μόνο για αιμοφόρα αγγεία και οστικά κύτταρα, 10% πορώδες κατ'όγκο. Το σπογγώδες οστό είναι περισσότερο ελαστικό και πορώδες 50-90% κατ'όγκο, ενώ το διατρέχει ο μυελός των οστών. Σε μικροσκοπικό επίπεδο οι κρύσταλλοι του υδροξυαπατίτη τείνουν να έχουν σχήμα δίσκου και βρίσκονται σε κενά που δημιουργούνται ανάμεσα στα μόρια του κολλαγόνου. Το μέγεθος των πλήρως ανεπτυγμένων δίσκων του υδροξυαπατίτη είναι της τάξης των 50nmx25nm με πάχος 2-3nm. Οι ίνες του κολλαγόνου έχουν μήκος της τάξης των 300nm και διάμετρο της τάξης των 1.5nm.

1.4. Οστικά κύτταρα και οστεοβλάστες

1.4.1. Οστικά κύτταρα

Διακρίνουμε τέσσερα βασικά είδη οστικών κυττάρων:

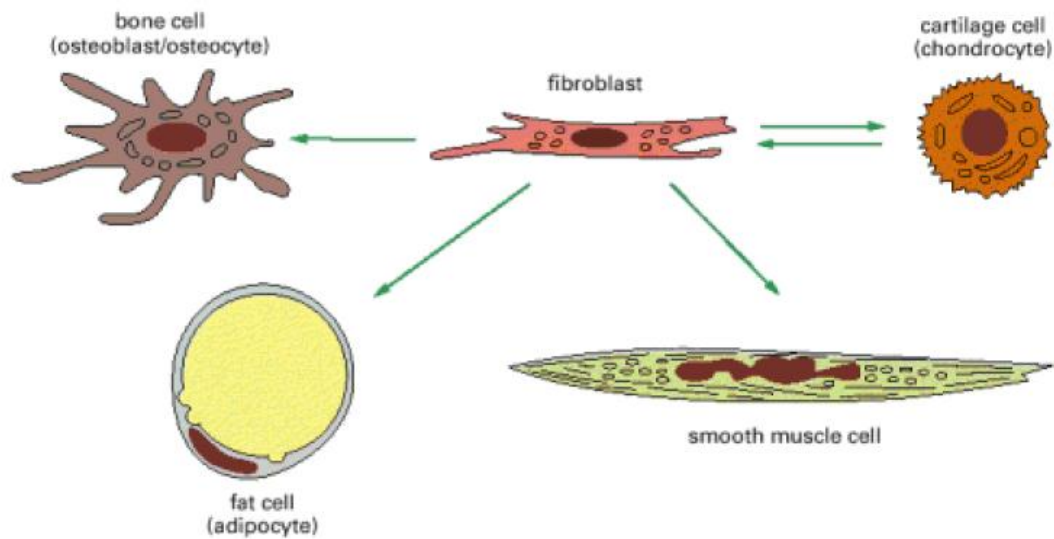
1. Τα αδιαφοροποίητα μεσεγχυματικά κύτταρα (mesenchymal cells), αρχέγονα και πολυδύναμα, έχουν την έδρα τους στον οστικό μυελό και αποτελούν την πηγή εξέλιξης των λοιπών οστικών κυττάρων.
2. Οι οστεοκλάστες προέρχονται από τα αρχέγονα μεσεγχυματικά κύτταρα. Είναι πολυπύρρηνα κύτταρα τα οποία διαβρώνουν το οστικό πλέγμα. Εκκρίνουν οξέα για να διαβρώσουν το επιμεταλλωμένο πλέγμα, δηλαδή το ανόργανο μέρος το πλέγματος, και υδρολάσες (hydrolases) για τη πέψη το οργανικού μέρους του οστικού πλέγματος.
3. Οι οστεοβλάστες προέρχονται από τα πολυδύναμα μεσεγχυματικά κύτταρα του μυελού των οστών και ανήκουν στην μεσεγχυματική σειρά του στρώματος του μυελού.
4. Τα οστεοκύτταρα είναι η εξέλιξη των οστεοβλαστών οι οποίοι, συνθέτοντας και εκκρίνοντας το οστεοειδές, εγκλωβίζονται εντός αυτού και ακινητοποιούνται. Όπως έστω και χονδρικά αναφέρουμε, φαίνεται η κοινή καταγωγή των αιμοποιητικών και των οστικών κυττάρων. Από αυτόν τον συσχετισμό ξεκινά επίσης και η υπόθεση ότι, λογικά, η ενεργοποίηση και απενεργοποίησή τους πρέπει να εξαρτάται από τους ίδιους παράγοντες.

1.4.2. Καταγωγή των οστεοβλαστών και των οστικών κυττάρων

Τα κύτταρα ενός οργανισμού κατατάσσονται σε ομάδες των οποίων τα μέλη σχετίζονται λόγω κοινής προέλευσης και χαρακτήρα. Τα κύτταρα του ερειστικού ιστού δεν σχετίζονται μόνο με τους παραπάνω τρόπους, αλλά είναι ικανά να μετατρέπονται από τον ένα τύπο στον άλλο με ασυνήθιστο τρόπο. Σε αυτή την

οικογένεια κυττάρων εντάσσονται οι ινοβλάστες (fibroblasts), τα χονδροκύτταρα (cartilage cells) και τα οστικά κύτταρα (bone cells). Και τα τρία παραπάνω είναι ειδικευμένα στην έκκριση κολλαγόνου και σχηματισμού εξωκυττάριας ουσίας. Στην ίδια κατηγορία ανήκουν επίσης τα λιποκύτταρα (fat cells) και τα κύτταρα των μαλακών μυών (smooth muscle cells). Οι πιθανές μετατροπές από τον ένα τύπο κυττάρου σε έναν άλλο της ίδιας οικογένειας υποδεικνύονται στη παρακάτω εικόνα (Εικόνα 1.3). Χάριν απλούστευσης, οι ινοβλάστες εμφανίζονται ως ενός τύπου κύτταρα, ενώ στη πραγματικότητα δεν γνωρίζουμε πόσοι τύποι ινοβλαστών υπάρχουν και εάν το δυναμικό τους για διαφοροποίησή περιορίζεται σε κάποιους από αυτούς τους τύπους.

Τα στρωματικά κύτταρα (stromal cells) του μυελού των οστών αποτελούν χαρακτηριστικό παράδειγμα της ευμεταβλητότητας των κυττάρων του ερειστικού ιστού. Τα κύτταρα αυτά μπορούν να θεωρηθούν ως ενός τύπου ινοβλάστες, τα οποία είναι δυνατό να απομονωθούν από τον μυελό των οστών και να πολλαπλασιαστούν με κυτταρική καλλιέργεια. Με αυτόν τον τρόπο προκύπτουν μεγάλοι πληθυσμοί πανομοιότυπων με τα αρχικά κυττάρων. Στη συνέχεια, ανάλογα με ποιές πρωτεΐνες προστίθενται στο θρεπτικό μέσο, τα κύτταρα συνεχίζουν να πολλαπλασιάζονται παράγοντας κύτταρα του ίδιου τύπου ή διαφοροποιούνται σε λιποκύτταρα, χονδροκύτταρα ή οστικά κύτταρα. Λόγω του αυτο-ανανεώμενου και πολυδύναμου χαρακτήρα τους αναφέρονται ως μεσεγχυματικά βλαστοκύτταρα (mesenchymal stem cells).



Εικόνα 1.3: Μετατροπές από τον ένα τύπο κυττάρου σε έναν άλλο της ίδιας οικογένειας

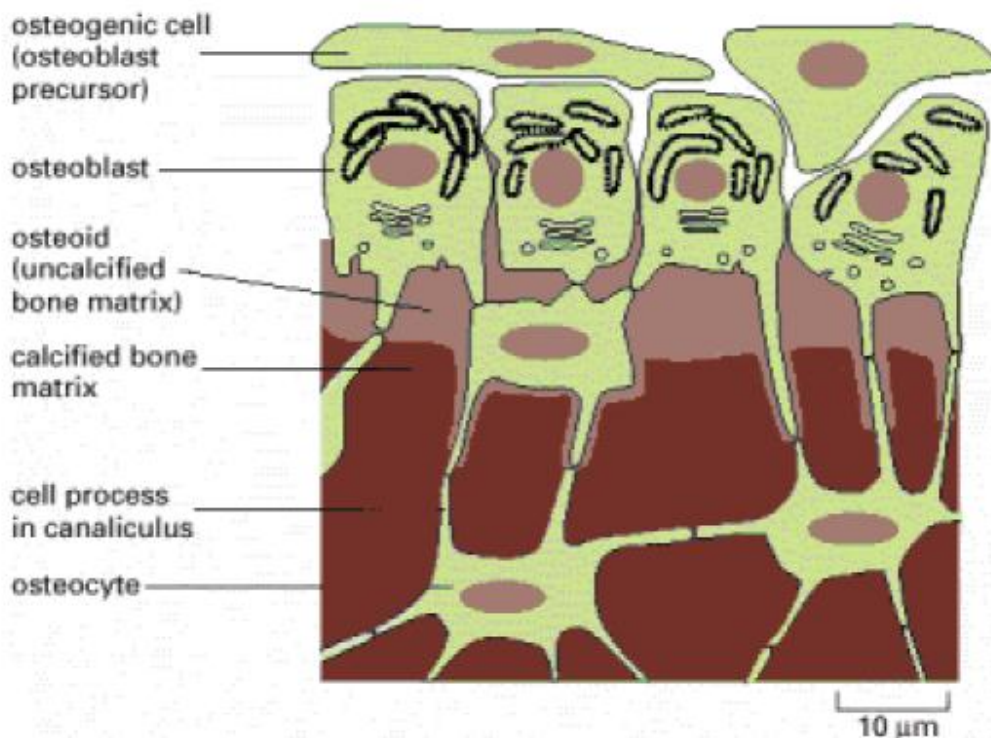
Η εξωκυττάρια ουσία επηρεάζει τη διαφοροποίηση των κυττάρων του ερειστικού ιστού, μέσω φυσικών και χημικών επιδράσεων. Υπάρχουν πειραματικά δεδομένα τα οποία υποδεικνύουν ότι η βιοχημική αλλαγή εξαρτάται, τουλάχιστον εν μέρη, από το σχήμα του κυττάρου (cell shape) και την προσκόλληση (attachment). Ιδιαίτερα για τα κύτταρα του ερειστικού ιστού, ο ιστός που περιβάλλει το κύτταρο επηρεάζει το φαινόμενο της προσκόλλησης του. Συνήθως, ο περιβάλλοντας ιστός έχει προκύψει από το ίδιο το κύτταρο, οδηγώντας στο συμπέρασμα πως το κύτταρο έχει την ικανότητα να δημιουργήσει ένα περιβάλλον το οποίο επιδρά με τη σειρά του πίσω στο κύτταρο, ενισχύοντας τη διαφοροποιημένη του κατάσταση. Με τον ίδιο τρόπο ένα κύτταρο μπορεί να επηρεάσει, ως προς το φαινόμενο της διαφοροποίησης, ένα άλλο γειτονικό του κύτταρο. Και να επιβάλλει τη διαφοροποίησή του προς την ίδια κατεύθυνση.

1.4.3. Οι οστεοβλάστες, η λειτουργία τους και η οστική ανακατασκευή

Η λειτουργία του σχηματισμού οστού βασίζεται στη δράση των οστεοβλαστών (osteoblasts) και των οστεοκυττάρων (osteocytes). Οι δύο παραπάνω τύποι οστικών κυττάρων διαφέρουν πρωταρχικά ως προς την αλληλεπίδραση τους με το περιβάλλον τους και δευτερευόντως ως προς τη δομή και τη λειτουργία τους.

Οι οστεοβλάστες είναι τα βασικά κύτταρα δόμησης του οστού και βρίσκονται στην επιφάνειά του (Εικόνα 1.4). Οι οστεοβλάστες ονομάζονται πλέον οστεοκύτταρα, όταν έχουν εγκλωβιστεί στο επιμεταλλωμένη μητρική ουσία. Βάση των σταδίων ανάμεσα σε αυτές τις δύο ακραίες καταστάσεις, χρησιμοποιούνται οι ονομασίες οστεοκυτταρικός οστεοβλάστης ή οστεοειδές οστεοκύτταρο (osteocytic osteoblast ή osteoid osteocyte) για το κύτταρο το οποίο περιβάλλεται από μητρική ουσία η οποία δεν έχει υποστεί επιμετάλλωση και προ-οστεοκύτταρο (pre-osteocyte) για το κύτταρο που περιβάλλεται από σχεδόν ολικά επιμεταλλωμένο μητρικό πλέγμα. Τα κύτταρα τα οποία βρίσκονται κοντά στις οστεοβλάστες από τη πλευρά έξω από την επιφάνεια του οστού ονομάζονται προ-οστεοβλάστες (pre-osteoblasts). Τα διαχωρίζουν από τις οστεοβλάστες οι λειτουργίες τους: δεν είναι ικανά να εκκρίνουν μητρικό υλικό, αλλά σε αντίθεση με τις οστεοβλάστες είναι ικανά να διαιρεθούν κυτταρικά. Μορφολογικά μπορούμε να τα διαχωρίσουμε περισσότερο βάση της θέσης τους, παρά βάση της δομής και της μορφής τους. Έτσι λοιπόν οι προ-οστεοβλάστες, οι οστεοβλάστες, οι οστεοκυτταρικές οστεοβλάστες ή τα οστεοειδή οστεοκύτταρα και τα προ-οστεοκύτταρα είναι ονομασίες για τον ίδιο τύπο κυττάρου σε διαφορετικά στάδια της εξέλιξής του.

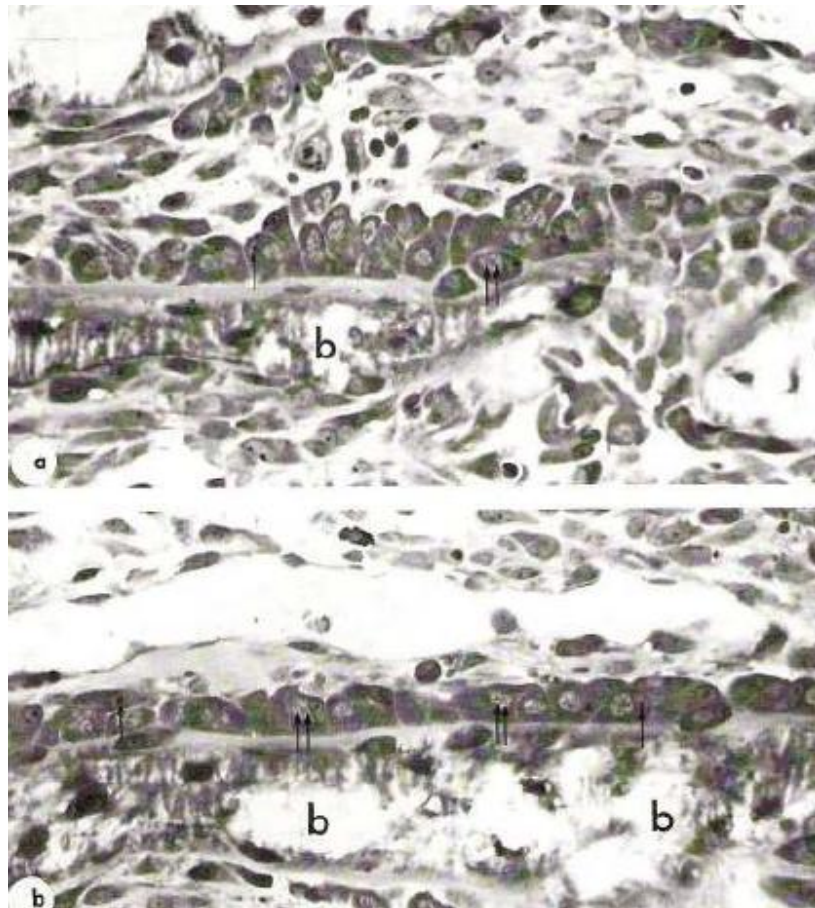
Από αυτά μόνο οι προ-οστεοβλάστες δεν είναι ικανοί για έκκριση οστικού πλέγματος. Το νέο υλικό που εναποτίθεται ονομάζεται οστεοειδές (osteoid) και αποτελείται κυρίως από ίνες κολλαγόνου. Ταχύτατα με τη σειρά του σκληραίνει, λόγω της εναπόθεσης κρυστάλλων υδροξυαπατίτη (επιμετάλλωση), και αποτελεί πλέον μέρος της σκληρής οστικής μητρικής ουσίας (hard bone matrix) (Εικόνα 1.5).



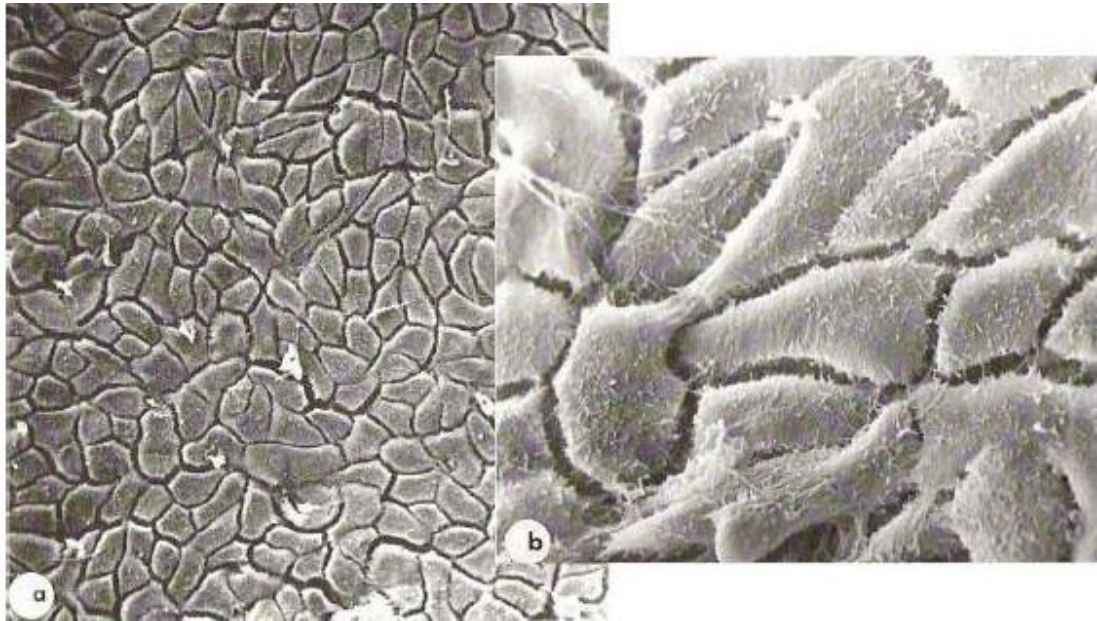
Εικόνα 1.4: Εναπόθεση οστικού ιστού από τις οστεοβλάστες. Οι οστεοβλάστες που βρίσκονται στην επιφάνεια του οστού εκκρίνουν οστεοειδές (osteoid) και μετατρέπονται σε οστεοκύτταρα όταν εγκλωβιστούν στο μητρικό υλικό. Το μητρικό υλικό θα υποστεί επασβέστωση σύντομα μετά την εναποθέσή του (calcified bone matrix). Οι ίδιες οι οστεοβλάστες φαίνεται να προέρχονται από οστικά βλαστοκύτταρα (osteogenic stem cells) τα οποία συγγενεύουν στενά με τις ινοβλάστες (fibroblasts).

Οι ενεργοί οστεοβλάστες καλύπτουν την επιφάνεια του οστού σχηματίζοντας στρώσεις πυκνά διατεταγμένων ομάδων κυττάρων (Εικόνα 1.6). Η διάταξη αυτή των οστεοβλαστών είναι ορατή σαν στρώση ογκωδών κυττάρων, η οποία είναι παράλληλη με την επιφάνεια του οστού και κοντά σε αυτή (Εικόνα 1.5). Όταν οι οστεοβλάστες γίνονται λιγότερο ενεργοί επιμηκύνονται με την επίπεδη επιφάνειά τους παράλληλη προς την επιφάνεια του οστού. Ο όγκος τους μειώνεται καθώς η επιφάνεια που καλύπτουν αυξάνεται. Σε αυτό το στάδιο δεν καλύπτουν απαραίτητα όλη την επιφάνεια του οστού. Όταν οι οστεοβλάστες δεν συμμετέχουν στη σύνθεση οστικού πλέγματος, λεπταίνουν και επιμηκύνονται

αφήνοντας πολλά κενά ανάμεσά τους. Τα κύτταρα σε αυτή τη φάση ονομάζονται συχνά αδρανείς οστεοβλάστες (inactive osteoblasts ή resting osteoblasts ή lining osteoblasts).



Εικόνα 1.5: Οστεοβλάστες, οι οποίες σχηματίζουν περισσότερες από μια στρώσεις (a) ή μια στρώση (b) στις σειρές οστικών κυττάρων (bone trabecula) της διάφυσης της κνήμης ποντικίου. Τα κύτταρα είναι διογκωμένα. Τα βέλη δείχνουν τους εμφανείς πυρήνες, ενώ το b το σχηματισμένο οστόύν. Μεγένθυση x400.

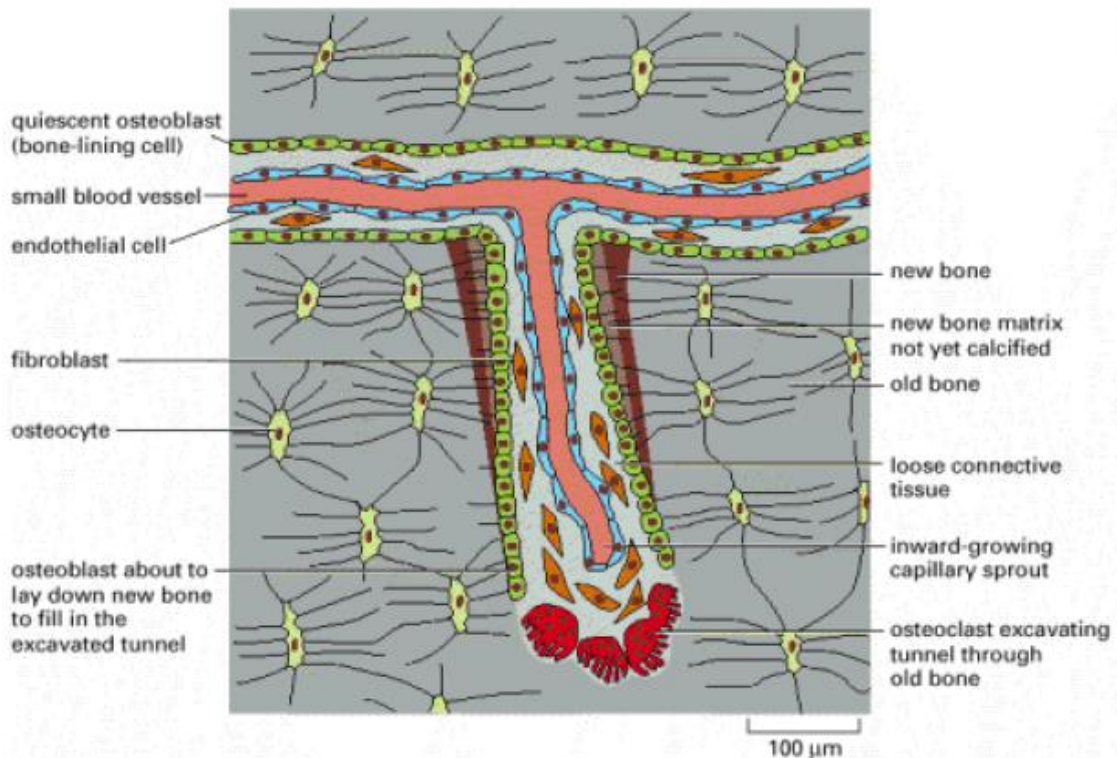


Εικόνα 1.6: (a) Επίπεδο οστεοβλαστών στην εσωτερική επιφάνεια σπονδύλου ποντικίου. Παρατηρούμε τα διαστήματα μεταξύ των κυττάρων. Πλάτος εικόνας 143 μm . (b) Μεγαλύτερη μεγένθυση. Πλάτος εικόνας 38 μm .

Όταν μια οστεοβλάστη έχει γίνει οστεοκυτταρικός οστεοβλάστης ή προ-οστεοκύτταρο έχει ήδη μειώσει τον όγκο της κατά 30%, ανεξάρτητα από τον αρχικό της όγκο. Η διαδικασία αυτή συνεχίζεται. Το οστεοκύτταρο συνεχώς συρρικνώνεται, καθώς γεμίζει το βοθρίο (lacuna) στο ποίο βρίσκεται με οστικό υλικό, έτσι ώστε το πλέον μικρότερο οστεοκύτταρο και το πλέον μικρότερο βοθρίο, να απομακρύνονται από τις επιφάνειες του οστού. Ωστόσο, εάν οι οστεοβλάστες στην επιφάνεια του οστού έχουν μειωμένη δραστηριότητα και έχει ελαττωθεί το μέγεθός τους, τα νέα οστεοκύτταρα που θα προκύψουν είναι δυνατό να είναι μικρότερα σε μέγεθος από τα γηραιότερα οστεοκύτταρα. Πέρα από αυτές τις διακυμάνσεις στον όγκο των οστεοκυττάρων, που οφείλονται στη θέση τους στα τμήματα του ιστού, το μέγεθος και το σχήμα τους επηρεάζεται από τον προσανατολισμό τους στο οστικό πλέγμα. Τα οστεοκύτταρα είναι επικηκυσμένα κύτταρα με τον επιμήκη άξονά τους προσανατολισμένο παράλληλα στις ίνες κολλαγόνου που τα περιβάλλουν.

Οι οστεοβλάστες επικοινωνούν μεταξύ τους μέσω κυτταροπλασματικών προεκτάσεων ή με απευθείας επαφή κυττάρου με κύτταρο, ενώ και οι οστεοβλάστες και τα οστεοκύτταρα επικοινωνούν με έναν αριθμό διεργασιών, που λαμβάνουν χώρα στα κανάλια (canaliculi) του οστού. Με τον τρόπο αυτό τα μέλη της οικογενείας των οστικών κυττάρων συνδέονται στενά μεταξύ τους, σχηματίζοντας ένα λειτουργικό δίκτυο.

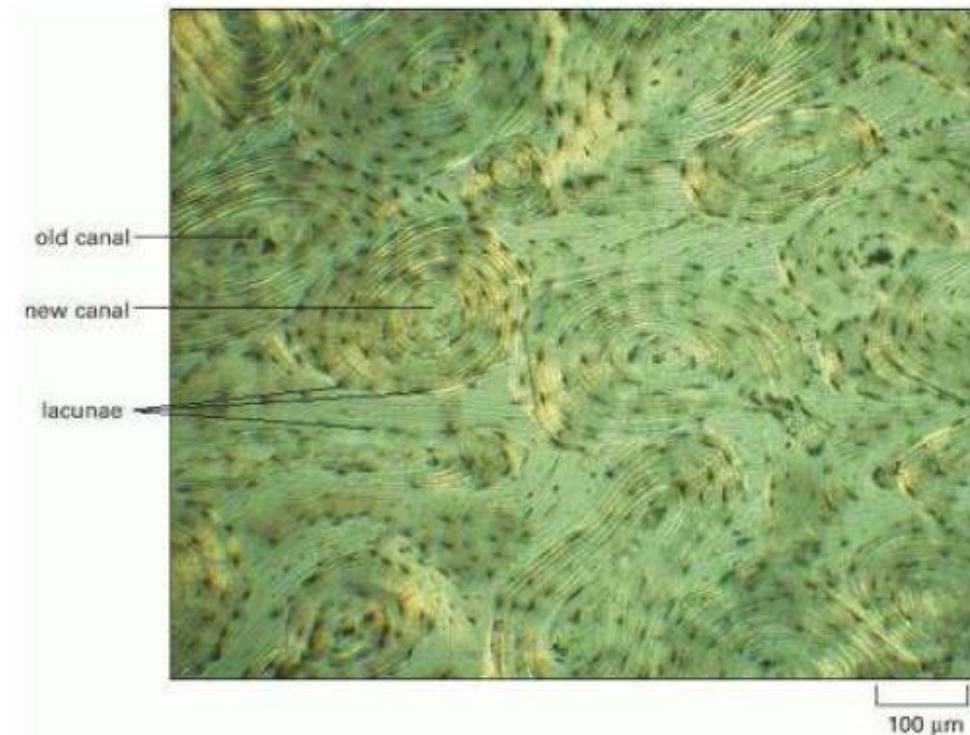
Η μητρική ουσία των οστών εκκρίνεται από τις οστεοβλάστες, ενώ διαβρώνεται από τις οστεοκλάστες (osteoclasts). Αυτά τα πολυπύρρηνα κύτταρα προέρχονται από αιμοποιητικά βλαστοκύτταρα (hemopoietic stem cells) του μυελού των οστών. Τα αρχικά μονοκύτταρα, πρόγονοι, ελευθερώνονται στη ροή του αίματος, συγκεντρώνονται στα σημεία της απορρόφησης του οστού, συγχωνεύονται σχηματίζοντας οστεοκλάστες οι οποίοι προσκολλώνται στις επιφάνειες του οστού και το διαβρώνουν. Δημιουργούν επίσης σήραγγες στο εσωτερικό του συμπαγούς οστού και σχηματίζουν κοιλότητες, στις οποίες στη συνέχεια εισβάλλουν άλλα κύτταρα. Οι οστεοβλάστες εκκρίνουν νέο υλικό δημιουργώντας περικεντρικά νέες στρώσεις μητρικού υλικού, γεμίζοντας σταδιακά την κοιλότητα και αφήνοντας ένα μικρό κανάλι το οποίο θα περιβάλλει το νέο αιμοφόρο αγγείο. Πολλές οστεοβλάστες εγκλωβίζονται και αποτελούν πλέον οστεοκύτταρα. Ένω σε κάποιες σήραγγες εναποτίθεται νέο οστό, σε κάποιες άλλες οι οστεοκλάστες αποδομούν τα παλαιότερα περικεντρικά συστήματα. (Εικόνες 1.7,1.8).



Εικόνα 1.7: Η ανακατασκευή του οστού. Οι οστεοκλάστες σε μικρές ομάδες δημιουργούν σήραγγες στο παλαιό οστό, με ρυθμό της τάξης των 50 μm την ημέρα. Οι οστεοβλάστες ακολουθούν και στα τοιχώματα της σήραγγας (tunnel) εναποθέτουν νέο οστό, με ρυθμό της τάξης των 1-2 μm την ημέρα. Την ίδια στιγμή ένα αιμοφόρο αγγείο (blood vessel) δημιουργείται καταλαμβάνοντας το κέντρο της σήραγγας. Τελικά η τελευταία γεμίζει με περικεντρικές στρώσεις νέου οστού, αφήνοντας ελεύθερο ένα στενό κανάλι. Το κανάλι αυτό περιέχει ένα ή περισσότερα αιμοφόρα αγγεία, μέσω των οποίων μεταφέρονται τα θρεπτικά συστατικά τα οποία απαιτούν το οστικά κύτταρα για να επιβιώσουν, ενώ παράλληλα αποτελεί δίοδο για τη πρόσβαση των οστεοκλαστών και των οστεοβλαστών.

Μέσω της ανακατασκευής, τα οστά έχουν την ικανότητα προσαρμογής της δομής τους, αποκρινόμενα στις μακροχρόνιες μεταβολές των επιβαλλόμενων φορτίων. Τα παραπάνω υποδεικνύουν πως η εναπόθεση και η διάβρωση του μητρικού υλικού του οστού ελέγχονται με κάποιο τρόπο από τις μηχανικές τάσεις, οι οποίες

αναπτύσσονται τοπικά στο οστό. Τα οστικά κύτταρα εκκρίνουν πρωτεΐνες σηματοδότες (signal proteins), οι οποίες παγιδεύονται στο μητρικό υλικό, και πιθανότατα αυτό συμβαίνει όταν το οστό αποδομείται ή του επιβάλλονται οι κατάλληλες μηχανικές τάσεις.



Εικόνα 1.8: Εγκάρσια τομή του συμπαγούς εξωτερικού τμήματος ενός μακρέος οστού. Φαίνονται τα περιγράμματα των σφραγίων που δημιούργησαν οι οστεοκλάστες και τα κυκλικά τμήματα ανακατασκευής των οστεοβλαστών. Η φωτογραφία είναι *in vitro*, και συνεπώς έχουμε την εικόνα του οστού χωρίς τα οστικά κύτταρα. Οι σκιάσεις των δακτυλίων αντιστοιχούν στις εναλλαγές του προσανατολισμού των ινών του κολλαγόνου. Μπορούμε να παρατηρήσουμε τον τρόπο με τον οποίο παλαιά συστήματα περικεντρικών στρώσεων τέμνονται τμηματικά και αντικαθίστανται με νέα συστήματα.

1.5 ΕΞΩΚΥΤΤΑΡΙΑ ΟΥΣΙΑ ΤΟΥ ΟΣΤΟΥ ECM (Extracellular Matrix)

Το οστό είναι στην πραγματικότητα μια συλλογή από διάφορα είδη κυττάρων σφηνωμένων μέσα στην ECM το οποίο αποτελείται από κολλαγόνο και μια σειρά άλλες πρωτεΐνες με κρυστάλλους φωσφορούχου ασβεστίου και υδροξυαπατίτη (HA) να του προσδίδουν δομική σταθερότητα. Τα βασικά κύτταρα του οστού είναι οι οστεοβλάστες, τα οστεοκύτταρα και οι οστεοκλάστες τα οποία ξαπλωμένα ζουν μέσα στο ECM και το μεταλλάσσουν και έχουν ένα αρκετά πολύπλοκο σύστημα διαφοροποίησης και κανονισμών. Οι πρωτεΐνες που απαρτίζουν την ECM είναι δύο κατηγοριών, οι κολλαγονούχες και οι μη-κολλαγονούχες. Οι κολλαγονούχες πρωτεΐνες οι οποίες αποτελούν περίπου το 90% του ECM, αποτελούνται σχεδόν αποκλειστικά από κολλαγόνο I (97%) και λίγο από κολλαγόνο V (3%). Οι μη-κολλαγονούχες πρωτεΐνες είναι πολύ πιο διαφορετικές και αποτελούνται από οστεονεκτίνη (15%), οστική σιαλοπρωτεΐνη II (12%), πρωτεογλυκάνη I (5%), πρωτεογλυκάνη II (5%), gla-πρωτεΐνη (2%) καθώς επίσης και από άλλους ποικίλους μορφογενετικούς παράγοντες, παράγοντες ανάπτυξης του οστού, πρωτεΐνες ορού και κάποιες άλλες άγνωστες πρωτεΐνες.

Για την επιβίωση των κυττάρων αλλά και την ομαλή εξέλιξη όλων των κυτταρικών λειτουργιών όπως η κυτταρική διαφοροποίηση, η κυτταρική αναπαραγωγή ή η κυτταρική επικόλληση σε εξωκυτταρικά υποστρώματα – με τον μηχανισμό αυτόν θα ασχοληθούμε ενδελεχώς σε αυτή την εργασία – υπάρχουν μηχανισμοί συνεχούς επικοινωνίας μεταξύ των κυττάρων και του εξωκυτταρικού τους περιβάλλοντος είτε με αμφίδρομη ανταλλαγή πρωτεϊνών είτε με ανταλλαγή σημάτων, θεμελιώδους σημασίας για την κυτταρική ζωή.

Η κατανόηση των μηχανισμών και των αλληλεπιδράσεων μεταξύ των κυττάρων και της ECM αλλά και μεταξύ των ίδιων των κυττάρων είναι πάρα πολύ σημαντική τόσο για την επιστήμη της Βιολογίας όσο και της Ιατρικής για την καταπολέμηση ασθενειών και την σαφέστερη αντίληψη παθογενειών, αλλά είναι εξίσου σημαντική και στον χώρο της εμβιομηχανικής για την ανάπτυξη εφαρμογών στον τομέα των εμφυτευμάτων, των τεχνητών οργάνων και μελών

κλπ. Δυστυχώς πολύ λίγα είναι γνωστά μέχρι σήμερα παρ' όλες τις εντατικές προσπάθειες που καταβάλλονται στη μελέτη και επεξήγηση αυτών των φαινομένων.

1.6 ΒΙΟΠΟΛΥΜΕΡΗ

Με τον όρο βιοπολυμερή εννοούμε τις βιοπολυμερής ενώσεις που βρίσκονται στους βιολογικούς οργανισμούς. Τέτοιες ενώσεις υπάρχουν πάρα πολλές και σε διαλύματα (αίμα), αλλά και σε στερεά κατάσταση (οστά). Μπορούμε μάλιστα να πούμε ότι όλοι οι οργανισμοί αποτελούνται κυρίως από νερό και βιοπολυμερή. Έτσι τα πολυμερή που συνθέτουν τους συνθετικούς ιστούς είναι το κολλαγόνο, η ελαστίνη και τα βλενοπολυσακχαρίδια (ΒΠΣ). Το κολλαγόνο και η ελαστίνη είναι πρωτεΐνες και τα ΒΠΣ είναι σύμπλοκα πρωτεϊνών και πολυσακχαριδίων.

1.7 ΚΟΛΛΑΓΟΝΟ

Το κολλαγόνο είναι ίσως η πιο διαδεδομένη πρωτεΐνη στο ζωικό βασίλειο. Αποτελεί το κύριο ινώδες συστατικό του δέρματος, των τεντόνων, των χόνδρων, οστών κλπ. Συνήθως εμφανίζεται σαν ένα δέμα από πολλές μη διακλαδισμένες μικροΐνες, που οι διάμετροι τους ποικίλουν από ιστό σε ιστό. Παράγεται κύρια από τους ινοβλάστες.

1.8 ΕΛΑΣΤΙΝΗ

Η ελαστίνη είναι η ελαστική πρωτεΐνη των σπονδυλωτών. Βρίσκεται συνήθως σε συνδυασμό με το κολλαγόνο και τα βλενοπολυσακχαρίδια σε σύνθετες κατασκευές ιστών. Όμως υπάρχει και σε σχεδόν καθαρή μορφή στον τραχηλικό σύνδεσμο των θηλαστικών. Η ελαστίνη εμφανίζεται υπό μορφή λεπτών φύλλων ή ινών και ποτέ σαν ογκώδη τεμάχια. Όταν εξεταστεί με το μικροσκόπιο ή και με διάθλαση ακτινών Χ δεν παρουσιάζει καμία μικροδομή. Όταν όμως τεντωθεί τότε

το ισότροπο αυτό υλικό εμφανίζεται διπλοανακλαστικό. Όταν ξεραθεί η ελασίνη γίνεται ένα δύσκαμπτο κολλώδες στερεό σώμα που όμως ξαναγίνεται ελαστικό απορροφώντας νερό ή άλλους πρωτεϊνικούς διαλύτες. Η ελασίνη είναι τελείως αδιάλυτη σε όλους τους διαλύτες που δεν σπάζουν πεπτιδικούς δεσμούς. Τέλος, δρα σαν στατικό ελαστικό στοιχείο σε ευλύγιστους σύνθετους ιστούς (δέρμα, τραχηλικός σύνδεσμος). Χαρακτηριστικό της είναι το χαμηλό μέτρο ελαστικότητας και η μεγάλη αντιστρεπτή επιμήκυνση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

2.1 Βιοϋλικά

2.1.1 Εισαγωγή

Τα βιοϋλικά υπάρχουν στη ζωή του ανθρώπου για περισσότερες από τρεις χιλιαίτες, στην προσπάθεια του ανθρωπίνου είδους να βρει τρόπους ώστε να θεραπεύσει διάφορα νοσήματα, να αναπληρώσει ή ακόμα να αποκαταστήσει απολεσθέντα μέλη του σώματος. Καταρχήν είναι αναγκαίο να γίνει μία προσεγγιστική ερμηνεία του όρου "βιοϋλικά". Σύμφωνα με το National Institute of Health (Consensus Development Conference), βιοϋλικό ορίζεται κάθε ουσία ή συνδυασμός υλικών, συνθετική ή φυσική που μπορεί να χρησιμοποιηθεί είτε ενιαίο είτε σαν τμήμα ενός συστήματος το οποίο θεραπεύει, ενισχύει ή αντικαθιστά έναν ιστό, ένα όργανο ή μια λειτουργία του σώματος.

Επανερχόμενοι πίσω στην ιστορία συναντώνται αμέτρητα παραδείγματα χρήσης βιοϋλικών στο πέρασμα των χρόνων. Αρχαίοι λαοί όπως οι Αιγύπτιοι, λαοί της Λατινικής Αμερικής και οι Σουμέριοι πειραματίστηκαν στην χρήση γύψου για τα κατάγματα, χρήση ελεφαντόδοντου και ξύλου σε χειροποίητα "μοσχεύματα" αντικατάστασης δοντιών καθώς επίσης για πρώτη φορά βάση στοιχείων γίνεται λόγος για χρήση ραμμάτων από τους Αρχαίους Αιγύπτιους πάνω σε μούμια χρονολογημένη περί του 1100 π.Χ. Παράλληλα υπάρχουν στοιχεία για τους Αρχαίους Έλληνες, Φοίνικες και Ρωμαίους όπου έκαναν χρήση ευγενών μετάλλων (ασήμι, χρυσό) για κατασκευή ψεύτικων δοντιών. Ταυτόχρονα οι συγκεκριμένοι λαοί έχουν αντίληψη για την φλεγμονή στην εξέλιξη των τραυμάτων για αυτό και εφαρμόζουν σαν μέθοδο αντισηψίας και αιμόστασης την καυτηρίαση.

Έτσι σιγά σιγά μέσα από τους αιώνες οι μέθοδοι και οι τεχνικές βελτιώνονται και ο άνθρωπος φτάνει στον εικοστό αιώνα να συνεχίζει την εξέλιξη και την μελέτη γύρω από τα βιοϋλικά, που πλέον αποτελούν αναπόσπαστο μέρος της καθημερινότητας του. Η συνεργασία ιατρών και μηχανικών σ' αυτό το πολυδιάστατο πεδίο μελέτης, έχουν δημιουργήσει μία ευρεία γκάμα εφαρμογών από βιοϋλικά όπως τεχνητές καρδιακές βαλβίδες, τεχνητή καρδιά, κυκλώματα εξωσωματικής κυκλοφορίας (τεχνητός νεφρός-αιμοκάθαρση) και οι ενδοαυλικές προθέσεις, τα γνωστά Stents. Επίσης σημαντικά βιοϋλικά είναι τα εμφυτεύματα ισχύου και γονάτου, για τα οποία θα υπάρξει στοχευμένα εκτενέστερη αναφορά πιο κάτω.

Τα βιοϋλικά μπορούν να διαχωριστούν σε τρεις μεγάλες κατηγορίες ανάλογα με τις ιδιότητες τους. Διακρίνονται σε μεταλλικά βιοϋλικά, σε κεραμικά βιοϋλικά και τα πολυμερή. Αξίζει να σημειωθεί ότι κοινός παρονομαστής είναι η βιοσυμβατότητα του βιοϋλικού ανεξαρτήτως της κατηγορίας που κατατάσσεται. Με τον όρο βιοσυμβατότητα εννοούμε την ικανότητα λειτουργίας του υλικού σε σχέση με την αντίδραση του ξενιστή σε μια συγκεκριμένη περίπτωση χωρίς να προκαλεί βλάβη στον οργανισμό.

2.2. Ιστοτεχνολογία και βιοϋλικά

2.2.1 Εισαγωγή στα βιοϋλικά

Τα βιοϋλικά είναι ανόργανα ή οργανικά, φυσικά ή συνθετικά υλικά, τα οποία τοποθετούνται σε ζωντανούς οργανισμούς, με πρόθεση να αλληλεπιδράσουν με τα βιολογικά συστήματά τους. Τα βιοϋλικά οφείλουν να είναι βιοσυμβατά, δηλαδή να μην προκαλούν φλεγμονές και να μην απορρίπτονται από τον οργανισμό. Βιοσυμβατότητα ονομάζουμε την ικανότητα ενός υλικού να συμπεριφερθεί με την κατάλληλη απόκριση σε μια συγκεκριμένη εφαρμογή. Δεν αποτελεί συνεπώς απόλυτη ιδιότητα, αλλά είναι πάντα συνισταμένη των ιδιοτήτων του υλικού και της λειτουργίας για την οποία προορίζεται. Οι απαιτήσεις για να χαρακτηριστεί ένα

υλικό ως βιοϋλικό είναι δυνατό να χωριστούν σε δύο κατηγορίες, ανάλογα με το αν αφορούν: α) Τις φυσικές και μηχανικές ιδιότητές του, ή β) Την επιφάνειά του και την αλληλεπίδρασή του με το κυτταρικό του περιβάλλον.

Οι πρώτες ιδιότητες σχετίζονται με τη χημική σύνθεση, τα μηχανικά χαρακτηριστικά και τον σχεδιασμό ενός εμφυτεύματος. Ένα υλικό το οποίο θεωρείται γενικά αδρανές, λόγω του γεγονότος πως ένα βιολογικό περιβάλλον είναι “επιθετικό” προς ένα ξένο σώμα, είναι πιθανό να αποδομηθεί και να απελευθερώσει χημικές ουσίες στον περιβάλλοντα ιστό, οι οποίες πιθανότατα να είναι τοξικές για τον τελευταίο. Η χημική σύνθεση έχει συνεπώς βασική σημασία. Το μέγεθος και το σχήμα ενός εμφυτεύματος οφείλουν να είναι συμβατά με τα ανατομικά και ιστολογικά χαρακτηριστικά του σημείου εμφύτευσης.

Τα παραπάνω χαρακτηριστικά ικανοποιούνται σε πολλά υλικά. Οι κατάλληλες επιφανειακές ιδιότητες ωστόσο συναντώνται σε πολύ λιγότερα. Η πρώτη επαφή του βιοϋλικού με τον οργανισμό είναι αυτή της επιφάνειάς του. Συνεπώς η αλληλεπίδραση της επιφάνειας του βιοϋλικού με τα κύτταρα που το περιβάλλουν, η οποία καθορίζεται από τις ιδιότητες της επιφάνειας, είναι κρίσιμη για το εάν το υλικό θα απορριφθεί από το σώμα ή όχι. Οι μηχανισμοί που λαμβάνουν χώρα είναι πολύπλοκοι και δεν έχουν κατανοηθεί πλήρως. Οι ιδανικές ιδιότητες των επιφανειών καθορίζονται από τα χαρακτηριστικά της εκάστοτε εφαρμογής.

2.3 Μηχανικές Ιδιότητες Βιοϋλικών

Απαραίτητη προϋπόθεση για την επιλογή του κατάλληλου υλικού είναι η γνώση των μηχανικών του ιδιοτήτων. Μία από τις πιο βασικές ιδιότητες είναι η αντοχή δηλαδή η ικανότητά του βιοϋλικού να αντιστέκεται στα εξωτερικά φορτία χωρίς να υπάρχει θραύση. Υπάρχουν δύο βασικοί τύποι εξωτερικών δυνάμεων που μπορούν να εφαρμοστούν σε ένα σώμα, τις καθολικές και τις επιφανειακές. Οι καθολικές δυνάμεις εφαρμόζονται σε κάθε σωματίδιο ξεχωριστά και αναπτύσσονται σε όλο τον όγκο του σώματος. Οι καθολικές δυνάμεις και μπορούν να εκφραστούν είτε σε δύναμη ανά μονάδα όγκου είτε σαν δύναμη ανά

μονάδα μάζας. Οι επιφανειακές δυνάμεις προκαλούνται κατά την άμεση επαφή των σωμάτων μεταξύ τους και εφαρμόζονται σε τμήματα της επιφάνειας του σώματος. Οι επιφανειακές δυνάμεις μπορεί να είναι είτε κατανεμημένες, είτε συγκεντρωμένες. Οι κατανεμημένες δυνάμεις ή φορτία αναπτύσσονται πάνω σε μια επιφάνεια ή κατά μήκος μιας γραμμής. Η κατανομή των ασκούμενων δυνάμεων γίνεται ομοιόμορφα, όπου η ένταση είναι σταθερή, ή ανομοιόμορφα όπου η ένταση δεν είναι σταθερή.

Όταν μια εξωτερική δύναμη όταν αυξάνεται με σταθερό ρυθμό από το μηδέν μέχρι μια μέγιστη τιμή τότε θεωρείται στατική. Στην αντίθετη περίπτωση δυναμικό φορτίο υπάρχει όταν ο χρόνος επιβολής μιας δύναμης είναι πολύ μικρός. Όταν στο υλικό αυτό εφαρμόζεται μια δύναμη τότε η εσωτερική αντίδραση της μάζας ενός σώματος ονομάζεται τάση.

Οι μηχανικές ιδιότητες ενός υλικού εξαρτώνται από πολλούς παράγοντες μεταξύ των οποίων περιλαμβάνονται:

- Ο βαθμός καθαρότητας
- Η δομή
- Η θερμοκρασία
- Το σχήμα
- Η επίδραση φυσικών παραγόντων στην καταπόνηση.

Πιο κάτω δίδονται αναλυτικά έννοιες και όροι σχετικά με τις μηχανικές ιδιότητες που συναντώνται στις διάφορες κατηγορίες των βιοϋλικών.

Όριο αναλογίας. Η καμπύλη τάσης-παραμόρφωσης ενός μεταλλικού δοκιμίου, στο οποίο ασκείται δύναμη εφελκυσμού μέχρι αυτό να σπάσει. Για μικρές τιμές των εξωτερικών φορτίων. Οι αναπτυσσόμενες τάσεις είναι ανάλογες με τις παραμορφώσεις που αυτές προκαλούν. Ο νόμος του Hooke περιγράφεται από τη σχέση $\sigma = E \cdot \epsilon$ όπου $\sigma = \eta$ τάση, $\epsilon = \eta$ παραμόρφωση που προκλήθηκε από την τάση σ και $E =$ είναι συντελεστής που ονομάζεται μέτρο ελαστικότητας.

Όριο ελαστικότητας. Η τάση που αντιστοιχεί στο σημείο το οποίο το υλικό εξακολουθεί να συμπεριφέρεται ελαστικά, ονομάζεται όριο ελαστικότητας του

υλικού και είναι η μεγαλύτερη τάση που μπορεί να δεχτεί ένα υλικό, χωρίς να υποστεί μόνιμη παραμόρφωση. Ορισμένα υλικά όπως οι χάλυβες χαμηλής και μέσης περιεκτικότητας σε άνθρακα εμφανίζουν τα ίδια όρια αναλογίας και ελαστικότητας. Γενικά τα δυο αυτά όρια δε συμπίπτουν.

Μέτρο ελαστικότητας. Το μέτρο ελαστικότητας είναι η αντίσταση των διαφόρων υλικών μέσα στην ελαστική περιοχή. Το μέτρο ελαστικότητας δίνεται συνήθως σε MN/m². Η ελαστική συμπεριφορά είναι μια βασική ιδιότητα των υλικών. Υπεύθυνες για την ιδιότητα της ελαστικότητας, είναι οι μεσοατομικές ή μεσομοριακές δυνάμεις του υλικού. Όσο μεγαλύτερες είναι οι δυνάμεις έλξης, τόσο μεγαλύτερη είναι η τιμή του μέτρου ελαστικότητας. Αντίστοιχα όσο ασθενέστερες είναι οι δυνάμεις έλξης, τόσο χαμηλότερη είναι η τιμή του μέτρου ελαστικότητας. Η ιδιότητα του μέτρου ελαστικότητας δεν επηρεάζεται από θερμικές ή μηχανικές κατεργασίες, στις οποίες υποβάλλεται ένα μέταλλο ή κράμα, αλλά εξαρτάται από τη σύνθεση και τη δομή του υλικού. Υλικά, όπως τα ελαστικά έχουν χαμηλή τιμή του μέτρου ελαστικότητας και παθαίνουν εύκολα πλαστική παραμόρφωση. Αντίθετα τα κράματα που χρησιμοποιούνται για χυτές αποκαταστάσεις διαθέτουν υψηλό μέτρο ελαστικότητας.

Οι έννοιες του ορίου ελαστικότητας και μέτρο ελαστικότητας δεν πρέπει να συγχέονται, γιατί όριο ελαστικότητας είναι η τάση, πέρα από την οποία το υλικό παύει να εμφανίζει μόνον ελαστική παραμόρφωση και αρχίζει να εμφανίζει και μόνιμη πλαστική παραμόρφωση, ενώ μέτρο ελαστικότητας είναι η συσχέτιση του βαθμού της ελαστικής παραμόρφωσης ενός υλικού προς συγκεκριμένη τάση.

Ελαστική ενέργεια παραμόρφωσης. Όταν σε ένα σώμα επιδράσει μια εξωτερική δύναμη προκαλείται διαταραχή της ισορροπίας των μεσοατομικών ή μεσομοριακών αποστάσεων που φυσιολογικά υπάρχει μεταξύ των δομικών στοιχείων του υλικού. Η ενέργεια αυτή, που αποθηκεύεται στην μάζα του σώματος, είναι ίση με το έργο που καταναλώθηκε για να παραμορφωθεί το σώμα και ονομάζεται ελαστική ενέργεια. Η ελαστική ενέργεια αναφέρεται σε τιμές ασκούμενης δύναμης που δεν ξεπερνούν το όριο ελαστικότητας του υλικού.

Σκληρότητα. Ο ορισμός της σκληρότητας είναι δύσκολο να διατυπωθεί. Ο χαρακτηρισμός ενός υλικού ως σκληρού ή μαλακού, προσδιορίζεται από την επιφανειακή αντίσταση που προβάλλει το υλικό, στη δεισδυση ενός άλλου σκληρότερου σώματος μέσα σε αυτό.

Κόπωση. Η παραμόρφωση ενός υλικού μέχρι τη θραύση του, μετά την επίδραση σε αυτό δυνάμεων που μεταβάλλονται περιοδικά ονομάζεται κόπωση. Η τιμή της αντοχής κόπωσης σε μια ορισμένη τιμή τάσεων, μέχρι την οποία δεν εμφανίζεται καμία μείωση της αντοχής του υλικού, για οποιαδήποτε αύξηση των εναλλαγών της φόρτισης, ονομάζεται όριο κόπωσης και βρίσκεται κάτω από το όριο ελαστικότητάς του. Η θραύση από κόπωση είναι ψαθυρή και αρχίζει από μικροσκοπικές ρωγμές που σχηματίζονται ή που υπάρχουν στην επιφάνεια. Η ρωγμή αυτή, που κινείται συνήθως μέσα στους κρυστάλλους ή και γύρω από τα όριά τους, εξελίσσεται αργά, γιατί εμποδίζεται κυρίως από περιοχές που υπάρχουν αταξίες της δομής.

Κρούση. Η θραύση των υλικών μπορεί να γίνει ή με όλκιμο ή με ψαθυρό τρόπο. Η όλκιμη θραύση χαρακτηρίζεται από πλαστική ροή του υλικού. Η πλαστική ροή συμβαίνει με μετακίνηση ανωμαλιών της δομής του υλικού, κάτω από την επίδραση διαμηθικών τάσεων. Η ψαθυρή θραύση οφείλεται στην ανάπτυξη εφελκυστικών φορτίων και δεν υπάρχει πλαστική ροή του υλικού. Θα πρέπει να σημειωθεί πως υλικά τα οποία χαρακτηρίζονται σαν όλκιμα κάτω από μεγάλες ταχύτητες φόρτισης. Αυτό οφείλεται στις μεγάλες συγκεντρώσεις τάσεων στα σημεία των ρωγμών.

2.4 Μεταλλικά Βιοϋλικά

Τα μέταλλα λόγω της αντοχής σε μεγάλες τάσεις χρησιμοποιούνται κατά κύρον ως προθέσεις του μηριαίου οστού και του γόνατος. Επίσης έχουν αποτελέσει

βασικό βιοϋλικό για την κατασκευή τεχνητών καρδιακών βαλβίδων και σε βηματοδότες. Σε ορισμένες εφαρμογές χρησιμοποιούνται καθαρά μέταλλα αλλά τα κράματα τους λόγω των βελτιωμένων ιδιοτήτων ειδικά στην αντοχή και την διάβρωση έχουν μεγαλύτερη συχνότητα χρήσης.

Στην κατηγορία των βιοϋλικών κυριαρχούν τέσσερις κατηγορίες μετάλλων : το κράμα κοβαλτίου-χρωμίου-μολυβδαινίου, 316L ανοξειδωτος χάλυβας, το καθαρό τιτάνιο και τα κράματα τιτανίου. Η επιλογή τους γίνεται από τις κύριες ιδιότητες που τα χαρακτηρίζουν όπως η βιοσυμβατότητα, οι κατάλληλες μηχανικές ιδιότητες, η αντίσταση στη διάβρωση και το λογικό κόστος. Η δομή τους είναι αυτή που καθορίζει και τις ιδιότητες τους. Οι ιδιότητες κυρίως της επιφάνειας έχουν μεγάλη σημασία για την επιλογή των μετάλλων λόγω των αλληλεπιδράσεων που παρατηρούνται ανάμεσα στα κύτταρα και τους ιστούς. Το φυσιολογικό περιβάλλον έχει pH περίπου 7.3 σε θερμοκρασία 37°C όπου υπάρχουν ηλεκτρολύτες, κύτταρα και πρωτεΐνες. Η εμφύτευση μετάλλων μπορεί να οδηγήσει στην οξείδωση από χημικές αντιδράσεις. Έτσι στη διάρκεια της ηλεκτροχημικής διαδικασίας της οξείδωσης τα μεταλλικά βιοϋλικά μπορεί να απελευθερώσουν ιόντα, τα οποία εκθέτουν σε κίνδυνο τη λειτουργικότητα των εμφυτευμάτων μειώνοντας ταυτόχρονα τη βιοσυμβατότητα των μετάλλων. Σε μια τέτοια διαδικασία ο τύπος και η συγκέντρωση των προϊόντων της οξείδωσης πιθανό να αλλάξουν τη συμπεριφορά των κυττάρων που έχουν άμεση επαφή με την επιφάνεια των μετάλλων ή ακόμα έχει παρατηρηθεί μεταβολή της συμπεριφοράς κυττάρων που βρίσκονται σε απομακρυσμένα σημεία πέραν της επιφάνειας.

Τέλος τα μέταλλα πρέπει να υφίστανται παθητικοποίηση (passivation) πριν από τη χρήση τους. Είναι χαρακτηριστικό ότι ακόμα και πριν την εμφύτευση εξαιτίας της χημικής αντίδρασης του μετάλλου με το οξυγόνο του περιβάλλοντος αέρα ή με οξείδωση σε όξινο περιβάλλον μπορεί να σχηματισθεί στην επιφάνεια μια λεπτή στοιβάδα από οξείδια. Γι' αυτό επειδή τα οξείδια είναι κεραμικά οι ηλεκτροχημικές αντιδράσεις θα πρέπει να αποφεύγονται ή τουλάχιστον να ελαχιστοποιούνται.

2.5 Κεραμικά Βιοϋλικά

Τα υλικά που έχουν σαν βασικό συστατικό ανόργανα και μη μεταλλικά στοιχεία θεωρούνται κεραμικά υλικά. Είναι δύστηκτα, πολυκρυσταλλικά παράγωγα, συνήθως ανόργανα, που περιλαμβάνουν μεταλλικά οξείδια, καρβίδια και διάφορα άλλα δύστηκτα υδρίδια, σουλφίδια κ.α. Οξείδια όπως το MgO , SiO_2 , Al_2O_3 περιέχουν μεταλλικά και μημεταλλικά στοιχεία.

Η χρήση τους ήταν περιορισμένη μέχρι πρόσφατα, εξαιτίας της ευαισθησίας τους και της ευπάθειάς τους σε μικρορωγμές. Με καινοτόμες τεχνικές οι οποίες έχουν αναπτυχθεί τις τελευταίες δεκαετίες οδήγησαν σε συχνότερη χρήση τους και πλέον θεωρούνται ως υλικά υψηλής τεχνολογίας. Συγκεκριμένα μέσα στην τελευταία δεκαετία έχει καταστεί σαφές μέσα από μελέτες και πειράματα πως τα κεραμικά μπορούν να χρησιμοποιηθούν προκειμένου να αντικαταστήσουν ή και να συμπληρώσουν ακόμη μια σειρά οργάνων όπως τα οστά. Για το λόγο αυτό πλέον ονομάζονται βιοκεραμικά (bioceramics).

Σε μεγάλο βαθμό η χρήση τους γίνεται σε εφαρμογές οδοντιατρικής και οφείλεται στη σχετική τους αδράνεια και την ικανότητα τους να αντέχουν σε υψηλές τάσεις. Επίσης χρησιμεύουν στην κατασκευή τεχνητών τενόντων και σε ειδικές περιπτώσεις κατασκευάζονται τμημάτων κάποιων μοντέλων καρδιακών βαλβίδων.

Αντιδιαμετρικά με τα μέταλλα και τα πολυμερή τα κεραμικά υπολοίπονται της πλαστικότητας εξαιτίας της ιοντικής φύσης των δεσμών που αναπτύσσονται μεταξύ των δομικών τους στοιχείων. Αυτό είναι και το γεγονός που τα καθιστά ευάλωτα σε μικρορωγμές και εγχαράξεις.

Ένα κεραμικό υλικό για να θεωρείται βιοκεραμικό θα πρέπει να πληρεί συγκεκριμένες προϋποθέσεις όπως:

- να είναι μη τοξικά
- να είναι μη καρκινογόνα
- να είναι μη αλλεργιογόνα
- να έχουν όσο το δυνατόν λιγότερη φλεγμονώδη αντίδραση

- να είναι βιοσυμβατά
- να είναι βιολειτουργικά (biofunctional) για το
- διάστημα που βρίσκονται στο δέκτη

Τέλος τα κεραμικά που χρησιμοποιούνται σήμερα κατατάσσονται σε μη απορροφήσιμα, βιοενεργά, και σε απορροφήσιμα ή αποικοδομήσιμα.

2.6 Πολυμερή βιοϋλικά

Πολυμερή χαρακτηρίζονται τα υλικά που αποτελούνται από πολύ μεγάλα μόρια-αλυσίδες ατόμων άνθρακα, στα οποία συνδέονται διάφορα άτομα ή ρίζες. Είναι ευκόλως αντιληπτό ότι τα μακρομόρια αυτά αποτελούνται από ομάδες μονομερών, δηλαδή μικρότερες δομικές μονάδες, που επαναλαμβάνονται κατά μήκος της αλυσίδας, με αποτέλεσμα το μοριακό βάρος να είναι πολύ υψηλό υπερβαίνοντας κάποιες φορές το ένα εκατομμύριο. Οι αλυσίδες δεν είναι πάντα γραμμικές, αλλά συχνά μπορούν να διακλαδώνονται, να διασταυρώνονται ή να δικτυώνονται σχηματίζοντας τρισδιάστατες δομές. Αυτές οι διαμορφώσεις επιφέρουν αλλαγές στα φυσικά χαρακτηριστικά και τη συμπεριφορά του υλικού. Τα πολυμερή που χρησιμοποιούνται ως βιοϋλικά είναι είτε φυσικά είτε τεχνητά.

Τα φυσικά πολυμερή, που ανήκουν στην κατηγορία των βιομοριακών υλικών, παράγονται μέσα από βιολογικές διεργασίες και απαντώνται, κατά κύριο λόγο, στο εξωκυττάριο υλικό των συνδετικών ιστών, όπως επί παραδείγματι στους τένοντες, στο δέρμα, στα οστά, στα δόντια και στα αιμοφόρα αγγεία. Αντιπροσωπευτικά δείγματα είναι το κολλαγόνο, η ελαστίνη, το μετάξι, η κερατίνη, η ακτίνη και η μυοσίνη. Λειτουργικός τους ρόλος είναι η μηχανική στήριξη, η εξωτερική προστασία, η θερμική μόνωση, η συστολή και κινητικότητα, μπορεί όμως να έχουν και δομικό ρόλο. Η δομή και οι ιδιότητές τους παρουσιάζουν ιδιαίτερο ενδιαφέρον και, ως εκ τούτου, αξιοποιούνται και στα τεχνητά εμφυτεύματα στην προσπάθεια μίμησης των φυσικών βιολογικών δομών.

Αρκετά εκτεταμένη, ωστόσο, είναι και η χρήση των τεχνητών πολυμερών ως βιοϋλικών, κυρίως χάρη στην ικανότητά τους να μορφοποιούνται εύκολα και να αποκτούν διάφορες μορφές, όπως νήματα, ράβδοι, ιξώδη υγρά και υμένια. Παρά το γεγονός, όμως, ότι κατασκευάζονται και μορφοποιούνται αρκετά εύκολα, υστερούν σε σχέση με άλλα βιοϋλικά στη συμπεριφορά τους μεσομακροπρόθεσμα. Οι κυριότερες κατηγορίες τεχνητών πολυμερών με εφαρμογές στα βιοϋλικά είναι το πολυαιθυλένιο, τα πολυαμίδια, ο πολυμεθακρυλικός μεθυλεστεράς, το πολυτετραφθοροαιθυλένιο, οι πολυουρεθάνες και άλλες κατηγορίες η δομή και οι ιδιότητες των οποίων αναπτύσσονται παρακάτω.

Οι κυριότερες απαιτήσεις που τίθενται όσον αφορά στη χρησιμοποίηση των πολυμερών ως βιοϋλικών είναι:

- η βιοσυμβατότητα, δηλαδή η ικανότητα του υλικού να μην προκαλεί καρκινογένεση, τοξικότητα και αλλεργική αντίδραση
- οι φυσικές ιδιότητες, δηλαδή η αντοχή, η ελαστικότητα και η σταθερότητα του υλικού
- η ικανότητα μορφοποίησης, με εξώθηση, σε καλούπι ή σχηματισμός ινών
- η ικανότητα αποστείρωσης, σε αυτόκλειστο, με θερμή ξήρανση, με αέριο αιθυλενοξειδίο και ακτινοβολία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

3. Ορθοπαιδικά εμφυτεύματα

3.1 Εισαγωγή στα οστικά εμφυτεύματα

Τα βιοϋλικά που χρησιμοποιούνται στην ορθοπαιδική είναι εμφυτεύματα ή τμήματα εμφυτευμάτων τα οποία τοποθετούνται πάνω ή κοντά σε κατάγματα οστών με σκοπό να διευκολύνουν την επούλωση του κατάγματος ή να καλύψουν ανεπιθύμητες ελλείψεις ή κενά του οστικού ιστού. Τα υλικά τα οποία βρίσκουν εφαρμογή ως ορθοπαιδικά εμφυτεύματα είναι κεραμικά, πολυμερή, μέταλλα καθώς και τροποποιημένο γυαλί, τροποποιημένος υδροξυαπατίτης και μοσχεύματα οστού.

Ένα εμφύτευμα θα πρέπει να ενισχύει την οστέωση (ossification). Θα πρέπει να ενεργοποιεί τα μεσεγχυματικά κύτταρα και να επηρεάζει τους παράγοντες ανάπτυξης. Ένα εμφύτευμα είναι δυνατό να αποτελεί τρισδιάστατο ικρίωμα (scaffold) το οποίο θα καταληφθεί από αιμοφόρα αγγεία και οστικά κύτταρα, ενώ άλλες φορές υποστηρίζει απλώς το οστό χωρίς να επιδρά στη λειτουργία του σχηματισμού οστικού ιστού.

Τα οστικά κατάγματα είναι κλειστού ή ανοικτού τύπου. Στα οστικά κατάγματα κλειστού τύπου δεν έχουμε επαφή με το εξωτερικό περιβάλλον του οστού, συνεπώς η διαδικασία επούλωσης επηρεάζεται μόνο από τοπικούς παράγοντες. Καθώς στα οστικά κατάγματα ανοικτού τύπου έχουμε επαφή με το εξωτερικό περιβάλλον του οστού, είναι αρχικά απαραίτητη η επούλωση του περιβάλλοντος ιστού, όπου πιθανώς να απαιτεί πρόσθετους παράγοντες και τύπους κυττάρων στις επιφάνειες του οστού. Κατά τον τραυματισμό, πολλά αιμοφόρα αγγεία σπάνε

και γεμίζουν την περιοχή του κατάγματος με αίμα, το οποίο στη συνέχεια πήζει και σχηματίζει θρόμβους (callus). Η τιμή του pH της περιοχής μειώνεται από τα 7,4 στα 5,2, ενισχύοντας την επασβέστωση, απορρόφηση και ανακατασκευή του τραυματισμένου ιστού. Κατά τη πρώτη εβδομάδα ειδικότερα παρατηρείται μια συγκεκριμένη αλληλουχία κυτταρικής δράσης. Οι ινοβλάστες και τα οστικά κύτταρα συγκεντρώνονται και πολλαπλασιάζονται στον τόπο του κατάγματος και εκκινούν τη διαδικασία ανακατασκευής. Κάποια ένζυμα ενισχύουν την οστική ανακατασκευή. Παρατηρούνται μεταβολές του ηλεκτρικού δυναμικού κοντά στο κάταγμα. Συγκεκριμένα η αυξημένη ηλεκτραρνητικότητα αντανακλά την ύπαρξη αυξημένης κυτταρικής-δράσης.

3.2 Βιοσυμβατότητα

Η βιοσυμβατότητα των υλικών που χρησιμοποιούνται στη σύγχρονη αρthroπλαστική, 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 αρthroπλαστική, ενώ το καθαρό τιτάνιο χρησιμοποιείται σαν υλικό πορώδους επικάλυψης στις επιφάνειες του στελέχους και του κοτυλιδικού κελύφους μιας αρthroπλαστικής ισχίου.

Το φαινόμενο της φθοράς των ενδοπροθέσεων που κατασκευάζονται από τα κράματα αυτά, εμφανίζουν παρόλα αυτά αρκετά μειονεκτήματα. Τα ρινίσματα που παράγονται με τη χρόνια χρήση και τριβή των συνεργαζόμενων επιφανειών μιας μεταλλικής άρθρωσης, επικάθονται στους μαλακούς ιστούς που την περιβάλλουν ενεργοποιώντας τους μηχανισμούς που προκαλούν οστεόλυση.

Το φαινόμενο αυτό παρατηρείται ακόμα και στο καθαρό τιτάνιο και δημιουργεί αρκετά προβλήματα στη χρήση του διότι η οστεόλυση οδηγεί σταδιακά στην χαλάρωση του συνδέσμου. Τα προϊόντα τριβής των μεταλλικών κραμάτων δίνουν επίσης στους ιστούς αυτούς ένα σκούρο χρώμα. Το φαινόμενο αυτό καλείται μετάλλωση.

Γενικά η κυτταρική προσκόλληση εμπλέκεται σε ποικιλία φυσικών φαινομένων, όπως η διατήρηση της οστικής δομής, η επούλωση της πληγής κα όπως και η ιστική ενσωμάτωση βιοϋλικού.

Η βιοσυμβατότητα των βιοϋλικών σχετίζεται άμεσα με την κυτταρική συμπεριφορά σε επαφή με αυτά και ιδιαίτερα με την κυτταρική προσκόλληση στην επιφάνειά τους. Τα επιφανειακά χαρακτηριστικά των υλικών, όπως η τοπογραφία η χημεία ή η επιφανειακή ενέργεια διαδραματίζουν ένα σημαντικό ρόλο στην οστεοβλαστική προσκόλληση στα βιοϋλικά. Η αρχική προσάρτηση, η προσκόλληση και η εξάπλωση ανήκουν στην πρώτη φάση των αλληλεπιδράσεων κυττάρου-υλικού και η ποιότητα της πρώτης αυτής φάσης θα επιρεάσει την κυτταρική ικανότητα πολλαπλασιασμού και διαφοροποίησης σε επαφή με το εμφύτευμα.

Για την αποτελεσματικότητα των ορθοπεδικών και οδοντικών εμφυτευμάτων είναι σημαντική η δημιουργία μιας μηχανικά σταθερής-στέρεης διαεπιφάνειας, με πλήρη ένωση μεταξύ της επιφάνειας του υλικού και του οστικού ιστού, χωρίς την παρεμβολή ινώδη ιστού. Επιπλέον πρόσφατες εξελίξεις της ιστοτεχνολογίας στο πεδίο της ορθοπεδικής έρευνας, καθιστά δυνατό τον οραματισμό της σύνδεσης αυτολόγων κυττάρων και/ή πρωτεϊνών που προωθούν την κυτταρική προσκόλληση, με υλικά που επάγουν το σχηματισμό οστικού ιστού. Συνεπώς η πλήρης κατανόηση της κυτταρικής προσκόλλησης και ιδιαίτερα των οστεοβλαστικών κυττάρων στα υλικά καθιστάται αναγκαία για την βελτίωση της

διεπιφάνειας οστού/βιοϋλικού, που βρίσκεται στο επίκεντρο των υβριδικών υλικών.

Κάτι τέτοιο περιλαμβάνει την κατανόηση των μορίων που εμπλέκονται στην προσκόλληση του οστικού κυττάρου και ιδιαίτερα όσον αφορά στην αλληλεπίδραση με τα υλικά, αλλά επίσης την ανάγκη προσδιορισμού της οστεοβλαστικής απόκρισης στο μηχανικό περιβάλλον των εμφυτεύσιμων υλικών *in vivo*.

Ο όρος προσκόλληση στο βιοϋλικό καλύπτει διαφορετικά φαινόμενα:

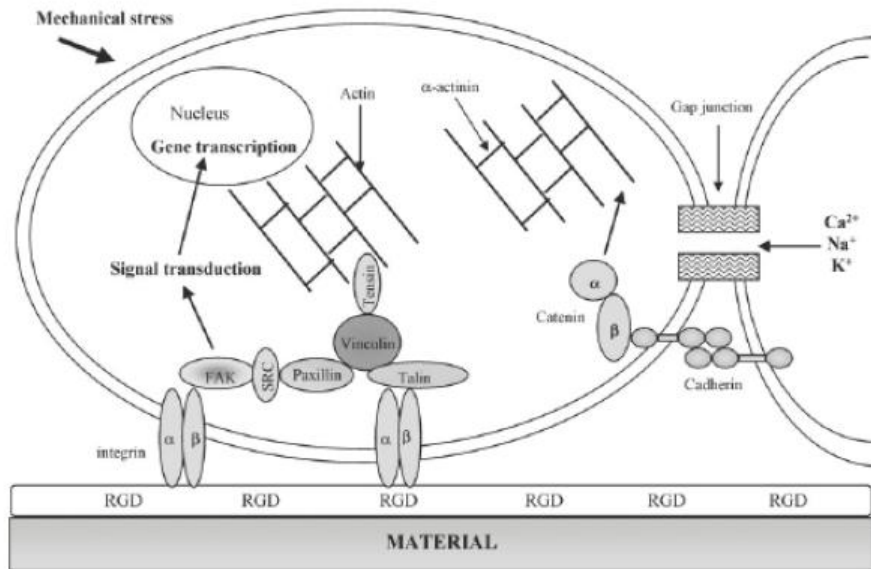
- την φάση σύνδεσης, η οποία πραγματοποιείται ταχύτατα και περιλαμβάνει γεγονότα βραχείας διάρκειας, όπως τις φυσικοχημικές διασυνδέσεις μεταξύ κυττάρων και υλικών, συμπεριλαμβανομένων ιοντικών δυνάμεων, δυνάμεων Van der Waals, κλπ
- την φάση προσκόλλησης που πραγματοποιείται χρονικά αργότερα και στην οποία λαμβάνουν χώρα διάφορα βιολογικά μόρια: πρωτεΐνες της κυτταρικής μεμβράνης, καθώς και κυτταροσκελετικές πρωτεΐνες, οι οποίες αλληλεπιδρούν για την μεταγωγή σ΄ματος, προωθώντας την δράση μεταγραφικών παραγόντων και συνεπώς ρυθμίζοντας την γονιδιακή έκφραση.

Το εξωκυττάριο στρώμα του οστού αποτελείται από 90% κολλαγονούχες πρωτεΐνες (97% κολλαγόνο τύπου I και 3% κολλαγόνο τύπου V) και 10% μη κολλαγονούχες πρωτεΐνες (20% οστεοκαλσίνη, 20% οστεονεκτίνη, 10% πρωτεογλυκάνες, οστεοποντίνη, αυξητικούς παράγοντες κα). Όλες αυτές οι πρωτεΐνες συντίθενται από τα οστεοβλαστικά κύτταρα και οι περισσότερες εμπλέκονται στην προσκόλληση. Άλλες πρωτεΐνες, όπως η ινονεκτίνη, ή η βιτρονεκτίνη, έχουν φανεί ότι εμπλέκονται στην *in vitro* οστεοβλαστική

προσκόλληση. Κάποιες από τις οστικές πρωτεΐνες έχουν συγκολλητικές ιδιότητες, γιατί περιέχουν την αλληλουχία RGD, η οποία σχετίζεται με την σταθεροποίηση υποδοχέων της κυτταρικής μεμβράνης όπως οι ιντεγκρίνες.

Για τον προσδιορισμό των πρωτεϊνών που εμπλέκονται στην προσκόλληση των οστικών κυττάρων, σχεδιάζονται πειράματα κατά τα οποία πραγματοποιούνται καλλιέργειες των οστικών κυττάρων σε επικαλυμένα με πρωτεΐνες του εξωκυττάρου στρώματος τρυβλία.

Οι θέσεις προσκόλλησης μεταξύ καλλιεργούμενων κυττάρων ιστών και επιφανειακών των επιστρωμάτων αποκαλούνται εστιακές επαφές, ή πλάκες προσκόλλησης. Οι εστιακές επαφές είναι σημεία συνένωσης στα οποία η απόσταση μεταξύ της επιφάνειας του υποστρώματος και της κυτταρικής μεμβράνης κυμαίνεται μεταξύ 10-15nm. Ο τύπος αυτός σύνδεσης είναι σπάνιος *in vivo*, εκτός από ενδοθηλιακά κύτταρα αγγείων με υδροδυναμικά φορτία. Οι εξωτερικές πλευρές των εστιακών επαφών παρουσιάζουν ειδικές πρωτεΐνες-υποδοχείς, όπως οι ιντεγκρίνες. Στην εσωτερική πλευρά, πρωτεΐνες όπως η ταλίνη, η παξιλίνη, η βινκουλίνη και η τενσίνη, είναι γνωστό ότι μεσολαβούν σε αλληλεπιδράσεις μεταξύ των ινών ακτίνης και μεμβρανικών πετεϊνικών υποδοχέων (ιντεγκρίνες) (Εικ. 3.1). Πολλές πρωτεΐνες βρίσκονται μαζί με την βινκουλίνη και την ταλίνη στην πλάκα προσκόλλησης: ιντεγκρίνες, κυτταροσκελετικές πρωτεΐνες, σηματοδοτικά μόρια κλπ.

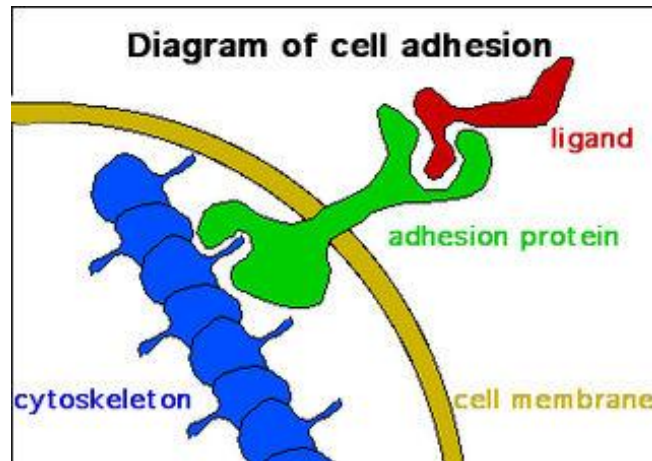


Εικόνα 3.1: Αναπαράσταση των κυτταρικών πρωτεϊνών που εμπλέκονται στην κυτταρική προσκόλληση σε βιοϋλικό

3.3 ΚΥΤΤΑΡΙΚΗ ΠΡΟΣΚΟΛΗΣΗ (CELL ADHESION)

Τα κύτταρα πολύ συχνά δεν βρίσκονται στην απομόνωση, αλλά τείνουν να κολλούν σε άλλα κύτταρα ή μη κυτταρικές δομές του περιβάλλοντός τους. Στην κυτταρική επικόλληση λειτουργούν πρωτεϊνικά μόρια της επιφάνειας των κυττάρων, οι πρωτεΐνες κυτταρικής προσκόλλησης (Εικ. 3.2). Οι πιο βασικές οικογένειες τέτοιων πρωτεϊνικών μορίων είναι οι παρακάτω:

- οι **σελεκτίνες**
- οι **ιντεγκρίνες**
- οι **καντερίνες**



Εικόνα 3.2: Διάγραμμα κυτταρικής προσκόλλησης

Για την πρωτεΐνη, όπως αυτή που φαίνεται στην παραπάνω εικόνα 3.2, η ενδοκυτταρική περιοχή δένεται με τα πρωτεϊνικά συστατικά του κυτταρικού σκελετού. Αυτό επιτρέπει δυνατή προσκόλληση. Χωρίς προσκόλληση στον κυτταροσκελετό η πρωτεΐνη που είναι σφιχτά δεμένη σε ένα συνδέτη θα κινδύνευε να υδρολυθεί από εξωτερικά υδρολυτικά ένζυμα. Αυτό θα αποκολλούσε βίαια την πρωτεΐνη από την εύθραυστη κυτταρική μεμβράνη.

Η κυτταρική προσκόλληση είναι σημαντική για την ομαλή λειτουργία των ζωντανών οργανισμών και οι πρωτεΐνες επικόλλησης κρατούν μαζί τα συστατικά των συμπαγών ιστών. Είναι επίσης ο μηχανισμός αυτός βασικός για τη λειτουργία των μεταναστευτικών κυττάρων, όπως για παράδειγμα τα λευκά αιμοσφαίρια του αίματος .

3.4 ΦΙΜΠΡΟΝΕΚΤΙΝΗ

Η φιβρονεκτίνη ή αλλιώς ινονεκτίνη, είναι μια συγκολλητική γλυκοπρωτεΐνη. Μια μορφή της κυκλοφορεί στο πλάσμα και δρα σαν οψωνίνη, η άλλη της μορφή είναι πρωτεΐνη της κυτταρικής επιφάνειας η οποία μεσολαβεί στις κυτταρικές αλληλεπιδράσεις συγκόλλησης.

Η φιμπρονεκτίνη εμπλέκεται σε πολλές κυτταρικές διαδικασίες συμπεριλαμβανομένων και της επιδιόρθωσης των ιστών, την εμβρυογένεση, την κυτταρική μετανάστευση και βέβαια την κυτταρική επικόλληση.

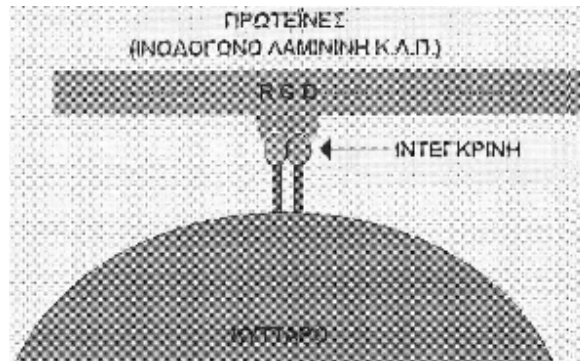
3.5 ΒΙΤΡΟΝΕΚΤΙΝΗ

Η βιτρονεκτίνη, γνωστή και ως S-πρωτεΐνη, παράγοντας μεταδιδόμενου ορού και επιβολίνης, είναι μείγμα δύο μονομερών γλυκοπρωτεϊνών και βρίσκεται στο αίμα και στην ECM πολλών ιστών. Όπως αναφέραμε και παραπάνω η βιτρονεκτίνη μαζί με τη φιμπρονεκτίνη είναι οι δύο βασικές συγκολλητικές πρωτεΐνες στο πλάσμα και στον ορό. Έτσι όμοια σχεδόν με όλα τα υπόλοιπα συγκολλητικά μόρια, η βιτρονεκτίνη ενώνεται στα κύτταρα μέσω αλληλεπίδρασης της Arg-Gly-Asp (RGD) αλληλουχίας συνήθως των ιντεγκρινών ανβ3 και ανβ5 της επιφάνειας των κυττάρων και των δικών της ειδικών υποδοχέων.

Αλληλεπιδράσεις με την ECM γίνονται μέσω της κολλαγονούχου περιοχής της βιτρονεκτίνης. Είναι πολύ χρήσιμη στο να διαδίδει την κυτταρική επικόλληση, αναπαραγωγή και διαφοροποίηση πολλών κανονικών και νεοπλαστικών κυττάρων.

3.6 ΙΝΤΕΓΚΡΙΝΕΣ

Ιντεγκρίνη είναι μια αναπόσπαστη διαμεμβρανική γλυκοπρωτεΐνη στο μεμβρανικό πλάσμα των κυττάρων. Παίζει σημαντικό ρόλο στην προσκόλληση του κυττάρου στο ECM και στη μεταγωγή σημάτων από το ECM στο κύτταρο και ανάποδα (Εικ. 3.3). Υπάρχουν πολλοί διαφορετικοί τύποι ιντεγκρινών και πολλά κύτταρα έχουν περισσότερους από έναν τύπο στην επιφάνεια τους. Οι ιντεγκρίνες έχουν ζωτική σημασία για σχεδόν όλους τους πολυκυτταρικούς οργανισμούς.



Εικόνα 3.3: Σύνδεση κυττάρου - πρωτεϊνών μέσω ιντεγκρινών

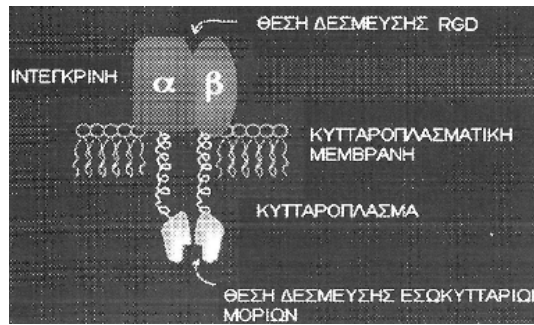
Οι ιντεγκρίνες που βρίσκονται μέσα στο κύτταρο και οι οποίες απαρτίζονται από δύο διαφορετικές υπομονάδες:

Την α-υπομονάδα και μια μικρότερη β-υπομονάδα οι οποίες προβάλλουν εκτός του κυττάρου. Και οι δύο υπομονάδες είναι απαραίτητες για τον σχηματισμό δεσμού με τον υποκατάστατη τους. Κατά το σχηματισμό δεσμού στις διαθέσιμες θέσεις της υπομονάδας α- πρέπει να δεσμευτούν κατιόντα.

Οι ιντεγκρίνες είναι ένα μέρος μιας μεγάλης οικογένειας πρωτεϊνών που σχετίζονται με τις αλληλεπιδράσεις κυττάρου-κυττάρου και κυττάρου-εξωκυττάριας ουσίας.

Μέχρι σήμερα είναι γνωστές 16 α- και 8 β- υπομονάδες ιντεγκρινών στο ζωικό βασίλειο με 22 συνδυασμούς. Ο συνδυασμός των υπομονάδων αυτών καθορίζει την εκλεκτικότητα τους έναντι διαφόρων μορίων. Το τελικό τμήμα της ιντεγκρίνης που βρίσκεται μέσα στο κύτταρο έχει θέσεις δέσμευσης διαφόρων μορίων και δρα σαν μεταγωγέας σήματος (Εικ. 3.4).

Η βιολογική δράση των ιντεγκρινών οφείλεται στη χαμηλή χημική συγγένεια με τον υποκατάστατη. Αν υπήρχε ισχυρός δεσμός μεταξύ ιντεγκρίνης και ενός υποκατάστατη, τότε αυτός θα απέτρεπε το κύτταρο να δεσμευτεί με άλλους υποκατάστατες και θα περιοριζόταν στο να εκτελέσει μόνο την λειτουργία που του υπαγορεύει ο συγκεκριμένος δεσμευμένος υποκατάστατης με την ιντεγκρίνη.



Εικόνα 3.4: Δομή ιντεγκρίνης

3.7 ΜΕΘΟΔΟΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΩΝ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΠΡΟΣΚΟΛΛΗΣΗΣ

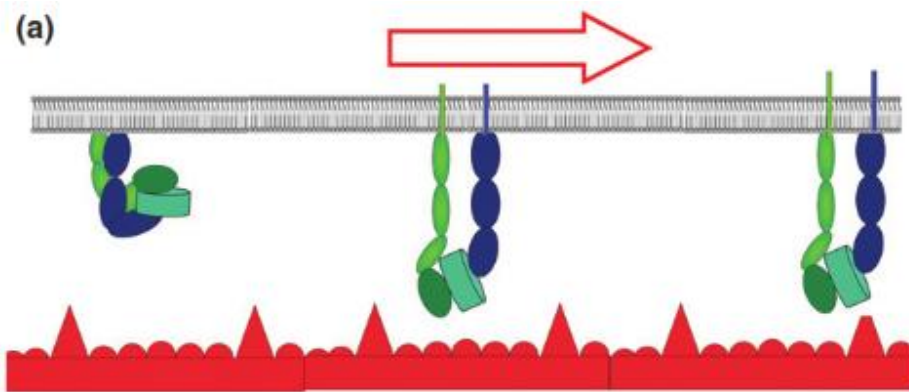
Σε συστήματα βαλβίδας καρδιάς η ροή αίματος ασκεί αιμοδυναμικές δυνάμεις στα ενδοθηλιακά κύτταρα. Κάτω από φυσιολογικές συνθήκες τα κύτταρα αντιστέκονται σε αυτές τις δυνάμεις και το ενδοθηλιακό στρώμα παραμένει ανέπαφο από τις αλληλεπιδράσεις της εξωκυττάριας ουσίας με τα κύτταρα. Η κυτταρική προσκόλληση πάνω σε ένα βιοϋλικό επηρεάζεται από την επικάλυψη του βιοϋλικού, πχ από την γλυκοπρωτεΐνη φιβρονεκτίνη η οποία προσδένεται με συγκεκριμένο πεπτίδιο πάνω στην επιφάνεια. Η φιβρονεκτίνη και η γέφυρα που δημιουργείται με την ιντεγκρίνη και την επιφάνεια του υλικού βασίζεται στους υποδοχείς των ιντεγκρινών. Η εξάπλωση, η αύξηση και η δημιουργία μονού στρώματος των κυττάρων έχει απασχολήσει τους ερευνητές σε in-vitro και στατικές συνθήκες. Γενικά οι γλυκοπρωτεΐνες, όπως είναι η φιβρονεκτίνη, η νιτρονεκτίνη, η λαμίνη και άλλοι αυξητικοί παράγοντες της εξωκυττάριας ουσίας, μελετούνται εξαιτίας του ότι μεσολαβούν στην κυτταρική προσκόλληση των ενδοθηλιακών κυττάρων. Κατά τον Reutelingsperger, η δύναμη προσκόλλησης η οποία μελετήθηκε σε υλικό που καλλιεργήθηκαν ενδοθηλιακά κύτταρα μετρήθηκε με χρήση περιστρεφόμενου δίσκου. Σε αυτά τα πειράματα, δίσκοι πολυάνθρακα επικαλυπτόμενοι με φιβρονεκτίνη έδειξαν ότι με δημιουργία διατμητικών τάσεων της τάξεως των 10^{-4}Ncm^{-2} έχασαν την επαφή της αλληλεπίδρασης του κυττάρου-φιβρονεκτίνης με την εξωκυττάρια ουσία. Σε αντίθεση με τα υλικά εκείνα τα οποία πριν καλλιεργηθούν τα κύτταρα, επικαλύφθηκαν με ένα

σύμπλεγμα εξωκυττάριας ουσίας, όπου η δύναμη προσκόλλησης αυξήθηκε στα $2 \times 10^{-3} \text{Ncm}^{-2}$. Αυτό αποδεικνύει ότι τα ενδοθηλιακά στρώματα αλληλεπιδρούν καλύτερα και με μεγαλύτερη δύναμη σε ένα σύμπλεγμα εξωκυττάριας ουσίας παρά σε μια τροποποιημένη επιφάνεια μόνο με φιμπρονεκτίνη.

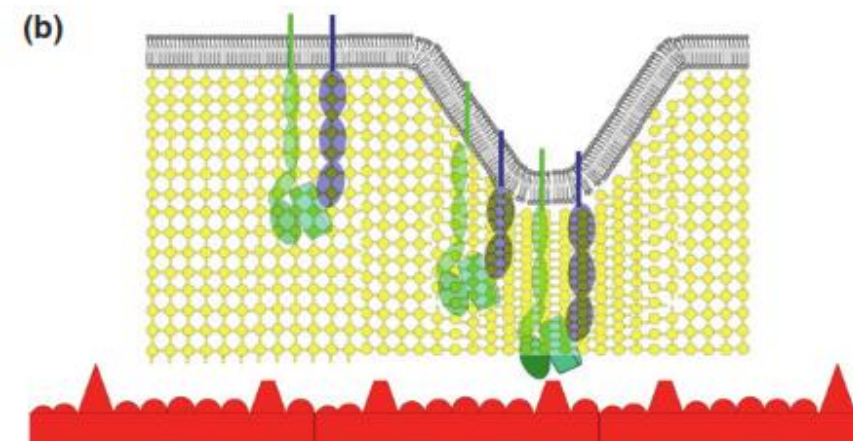
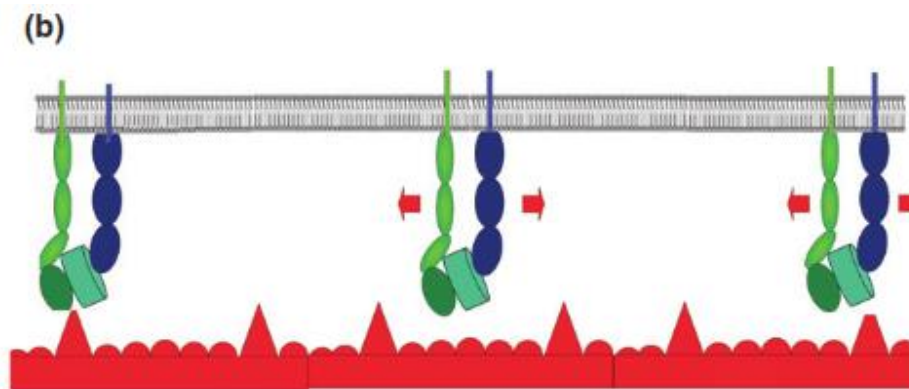
Άλλη μια μελέτη που έγινε (Kerrij et al 1989) με χρήση ενδοθηλιακών κυττάρων, απέδειξε ότι η δύναμη προσκόλλησης γενικά εξαρτάται από τον χρόνο καλλιέργειας των κυττάρων. Σύμφωνα με αυτήν την εργασία, ανθρώπινα αορτικά ενδοθηλιακά κύτταρα προσκολλήθηκαν για χρόνους 5 έως 30min και σε αυτά με την χρήση περιστρεφόμενου δίσκου εφαρμόστηκε διαμητική τάση σταθερή 45dynes/cm^2 και 90dynes/cm^2 . Τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν ήταν PET (polyethyleneterephthalate) με (PET+) ή χωρίς (PET-) επικάλυψη πλάσματος (PDSM) σε σύγκριση με το πλαστικό. Τέσσερις πρωτεΐνες χρησιμοποιήθηκαν, η φιμπρονεκτίνη, κολλαγόνο I/III, κολλαγόνο IV/V και λαμινίνη. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η δύναμη προσκόλλησης στο PET+ ήταν καλύτερη σε σχέση με το PET- σχεδόν για όλες τις περιπτώσεις. Καταλήγουμε λοιπόν στο συμπέρασμα ότι η τροποποίηση της επιφάνειας των πολυμερών μπορεί να είναι πραγματικά ενδιαφέρουσα και αποδεικνύεται ότι μπορεί να αυξήσει την δύναμη προσκόλλησης των ενδοθηλιακών κυττάρων.

3.8 ΜΗΧΑΝΙΣΜΟΣ ΤΗΣ ΚΥΤΤΑΡΙΚΗΣ ΠΡΟΣΚΟΛΛΗΣΗΣ

Η κυτταρική προσκόλληση ξεκινά με το κύτταρο να αιωρείται και έτοιμο να κινηθεί, επιτρέποντας έτσι στις ιντεγκρίνες να σκανάρουν την επιφάνεια και να προσδεθούν (Εικ. 3.5a).



Ο δεσμός προσκόλλησης που συγκρατείται στην επιφάνεια του κυτάρου, προσδένεται με την ιντεγκρίνη της επιφάνειας του κυτάρου και των δεσμών συνδετών της επιφάνειας (Εικ. 3.5b).



Σε αυτήν την φάση απαιτείται να αντιμετωπιστούν αρκετά προβλήματα, όπως πχ είναι η κίνηση της πλασματικής μεμβράνης σχετικά με την επιφάνεια, όπου

πρέπει να έρθει η ιντεγκρίνη και ο σύνδεσμος σε κατάλληλη απόσταση πρόσδεσης. Ξεπερνώντας τις τυχόν δυσκολίες, τότε αυξάνεται η αποτελεσματικότητα της ρύθμισης, με την ενεργοποίηση της ιντεγκρίνης. Πιο συγκεκριμένα η πρόσδεση τόσο της ιντεγκρίνης, όσο και του συνδέτη στην επιφάνεια προσδίδουν αύξηση του δεσμού σταθερότητας (Εικ. 3.5c,d).



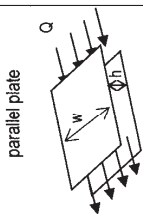
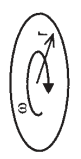
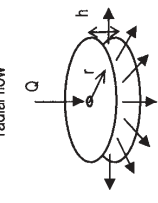
3.9 ΑΝΑΛΥΣΗ ΜΕΘΟΔΩΝ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΠΡΟΣΚΟΛΛΗΣΗΣ

Η προσκόλληση των κυττάρων επηρεάζεται από τα συστατικά της εξωκυττάριας ουσίας, η οποία εμπεριέχει υποδοχείς ιντεγκρινών οι οποίοι επηρεάζουν την πρόσδεση, τις κυτταροσκελετικές αλληλεπιδράσεις, την εξάπλωση των κυττάρων και την δύναμη προσκόλλησης. Παρά το γεγονός ότι μέχρι σήμερα έχουν γίνει πολλές μελέτες, και όμως μπορεί να χαρακτηριστεί ακόμη «φτωχή» η κατανόηση των μηχανισμών της πρόσδεσης των κυττάρων, εξαιτίας της πολυπλοκότητας τόσο των βιοχημικών όσο και των βιοφυσικών αντιδράσεων στην επίδραση της προσκόλλησης. Γι'αυτό λοιπόν είναι πολύ σημαντική η μηχανική ανάλυση της δύναμης προσκόλλησης των κυττάρων, αφού μπορεί να προβάλλει σημαντικές πληροφορίες για την σχέση της δομής και της σύνδεσης καθώς και το πώς αυτή επηρεάζει και επιδρά στην προσκόλληση.

Κατά την μελέτη του Garcia J. Et al 2003, αναλύθηκαν τα συστήματα μέτρησης της δύναμης προσκόλλησης των κυττάρων και έγινε ανάλυση ποσοτικοποίησης για το πώς οι ιντεγκρίνες μεσολαβούν δυναμικά με τα συστατικά της εξωκυττάριας ουσίας. Μέθοδοι που μελετούν την δύναμη προσκόλλησης των

κυττάρων, γενικά εστιάζουν την προσοχή τους στην μέτρηση των ζωντανών κυττάρων που παραμένουν προσκολλημένα μετά από εφαρμογή δύναμη προσκόλλησης.

Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για να αποκολληθούν τα κύτταρα φαίνονται στον παρακάτω πίνακα:

Assay	Configuration/Principle	Applied Force	Advantages	Disadvantages	Ref.
Wash	wash off "non-adherent" cells	uneven/unknown	+ simple/convenient + widely used	- reproducibility - sensitivity - limited to short term adhesion	
Micromanipulation	apply force with micropipette, microprobe, AFM cantilever, or laser tweezers	directly obtained from force transducer or calibrated deflections (F_{max} approx. 10 nN)	+ sensitive real-time force-displacement measurements + control over loading protocol	- limited to receptor-ligand binding - specialized equipment - single cell measurements	29-34
Centrifugation	apply centrifugal (normal) force using conventional centrifuge	$F = V d R \omega^2$ V = cell volume d = cell density – media density ω = centrifugation speed R = centrifugation radius ($F_{max} < 10^{-3}$ dynes/cell)	+ simple/convenient + population-averaged measurements	- single applied force per run - low applied forces/limited to short term adhesion	35-38
Hydrodynamic flow	shear forces generated by fluid flow over adherent cells	proportional to wall shear stress (τ_w)	+ reproducible/controlled forces + population-averaged measurements	- specialized flow cells - detachment forces depend on cell morphology - flow validation required for high flow rates	
	parallel plate 	$\tau_w = \frac{6\mu Q}{w h^2}$ Q = flow rate w = channel width h = channel height μ = fluid viscosity ($\tau_{w,max} < 120$ dyne/cm ²)	+ direct observation of attachment/detachment process + flow conditions can be readily validated	- single force per experiment - low applied forces/limited to short term adhesion	44-47
	spinning disk 	$\tau_w = 0.8 \sqrt{\rho \mu \omega^3}$ ω = rotational speed r = radial position ρ = fluid density μ = fluid viscosity ($\tau_{w,max} < 2500$ dyne/cm ²)	+ linear gradient of applied forces + wide range of applied forces + uniform chemical conditions at surface	- validation of flow patterns required - end point assay	48-53
	radial flow 	$\tau_w = \frac{3\mu Q}{\pi r h^2}$ Q = flow rate r = radial position h = gap height μ = fluid viscosity ($\tau_{w,max} < 600$ dyne/cm ²)	+ gradient of applied forces + inversely proportional to radial position + direct observation of the attachment/detachment process	- validation of flow patterns required - complex hydrodynamic conditions at central flow impingement point	54-55

3.9.1 ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΛΥΣΙΜΑΤΟΣ

Η πιο απλή και πιο διαδεδομένη μέθοδος, είναι εκείνη στην οποία πραγματοποιείται απλό ξέπλυμα με φυσιολογικούς ορούς έτσι ώστε να απομακρυνθούν τα μη προσκολλημένα κύτταρα και να μετρηθούν αυτά που έχουν απομείνει.

Αυτή η μέθοδος μειονεκτεί στο γεγονός ότι είναι πολύ ευαίσθητη εξαιτίας του ότι δεν είναι γνωστή η εφαρμοζόμενη δύναμη αποκόλλησης και ότι μπορεί να εφαρμοστεί σε πολύ αρχικούς χρόνους προσκόλλησης (<60min).

3.9.2 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΔΥΝΑΜΕΩΝ ΑΠΟΚΟΛΛΗΣΗΣ

Άλλοι μέθοδοι που έχουν αναπτυχθεί εφαρμόζοντας ελεγχόμενες δυνάμεις αποκόλλησης σε προσκολλημένα κύτταρα κατηγοριοποιούνται ανάλογα με το είδος της δύναμης που εφαρμόζεται για να αποκολληθούν τα κύτταρα. Αυτές οι κατηγορίες είναι τρεις:

1. Με μικροχειρισμούς
2. Με φυγοκέντριση
3. Με εφαρμογή υδροδυναμικής δύναμης.

3.9.2.1 ΜΙΚΡΟΧΕΙΡΙΣΜΟΣ

Ο μικροχειρισμός αποτελείται από αρκετές διαφορετικές τεχνικές που εφαρμόζουν φυσικές ή επαπτομενικές δυνάμεις με χρήση μικροπιπέτας, AFM cantiviler, μικροκαθετήρα και χρήση λέιζερ.

Αυτές οι τεχνικές λειτουργούν πολύ ευαίσθητα σε pico-nano κλίμακα για πραγματικούς χρόνους δύναμης με αντίστοιχες μετρήσεις και είναι ιδιαίτερα χρήσιμες στην ανάλυση απομόνωσης του κυττάρου και στις αλληλεπιδράσεις των υποδοχέων.

Οι μέθοδοι των μικροχειρισμών εφαρμογών γενικότερα δεν εφαρμόζονται για μεγάλους χρόνους προσκόλλησης εξαιτίας του ότι η ανώτερη περιοχή της δύναμης που μπορεί να εφαρμοστεί (10nN) δεν είναι δυνατή έτσι ώστε να εξετάζει για μεγάλους χρόνους προσκόλλησης.

3.9.2.2 ΦΥΓΟΚΕΝΤΡΙΣΗ

Οι μέθοδοι της φυγοκέντρισης χρησιμοποιούν απλές τεχνικές με σάνταρντ εργαστηριακούς εξοπλισμούς οι οποίοι αποδίδουν μετρήσεις της κυτταρικής προσκόλλησης για μεγάλο κυτταρικό πληθυσμό. Με αυτήν την μέθοδο φυγοκέντρισης, προσκολλημένα κύτταρα πάνω σε επιφάνειες περιστρέφονται με συγκεκριμένη ταχύτητα έτσι ώστε να εφαρμόζεται μια ελεγχόμενη δύναμη αποκόλλησης περιμετρικά στην περιοχή των προσκολλημένων κυττάρων. Αυτή η τεχνική χρησιμοποιείται για μικρές δυνάμεις αποκόλλησης ($<10^3$ dynes/cm²) και ενδείκνυται κυρίως για μικρούς χρόνους προσκόλλησης (<60min). Για μεγαλύτερους χρόνους προσκόλλησης, η κυτταρική δύναμη προσκόλλησης απαιτεί εφαρμογή μέγιστης φυγοκεντρικής δύναμης, με αποτέλεσμα αυτή η μέθοδος να είναι πολύ ευαίσθητη. Οι κύριοι παράμετροι αυτής της τεχνικής (χρόνος προσκόλλησης, ταχύτητα φυγοκέντρισης) είναι ισχυρά εξαρτημένα από το είδος των κυττάρων και από τις συνθήκες του πειράματος (θερμοκρασία, παρουσία συστατικών ορών κλπ). Επίσης μόνο μια δύναμη μπορεί να εφαρμοστεί σε κάθε πείραμα και απαιτούνται πολλαπλά πειράματα σε διαφορετικές ταχύτητες για να προκύψει ο μέσος όρος της τιμής της δύναμης προσκόλλησης.

3.9.2.3 ΥΔΡΟΔΥΝΑΜΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΡΟΗΣ

Τέλος όσον αφορά την μέθοδο των υδροδυναμικών συστημάτων ροής, επιτρέπει την εφαρμογή σε ένα ευρύ φάσμα δύναμης αποκόλλησης για μεγάλο πληθυσμό

κυττάρων και γενικά προβάλλει την πιο αξιόπιστη μέθοδο μέτρησης της δύναμης προσκόλλησης.

Τα υδροδυναμικά συστήματα βασίζονται στην ροή του υγρού πάνω στα προσκολλημένα κύτταρα, δημιουργώντας έτσι διατμητικές δυνάμεις. Η δύναμη αποκόλλησης συνήθως αναφέρεται σε διατμητική τάση (τ =δύναμη/επιφάνεια) στο chamber και προβάλλει το ποσοστό αποκόλλησης των κυττάρων. Παρά το γεγονός όμως ότι η τ είναι μια χρήσιμη τιμή μέτρησης για την δύναμη προσκόλλησης, υπάρχουν παράμετροι όπου επηρεάζουν τα καθαρά αποτελέσματα της δύναμης. Τέτοιες παράμετροι είναι η εφαρμοζόμενη υδροδυναμική αναρρόφηση και η ροπή, παράμετρος οι οποίες είναι πολύ ευαίσθητες και μεταβάλλονται από την των κυττάρων καθώς επίσης και από το μέγεθος και την θέση του κυττάρου με τα σημεία επαφής της επιφάνειας.

Τα υδροδυναμικά συστήματα κατηγοριοποιούνται ανάλογα με το είδος της ροής. Οι βασικές γεωμετρίες αυτών των συστημάτων κυρίως είναι:

- α) Παράλληλες πλάκες
- α) Περιστρεφόμενος δίσκος
- α) Εφαρμογή ακτινικής ροής ανάμεσα σε παράλληλες πλάκες

Ο σχεδιασμός της ροής σε παράλληλες πλάκες χρησιμοποιείται με σκοπό να εξετάσουν κυτταρικά φαινόμενα, συμπεριλαμβανομένου και της κυτταρικής προσκόλλησης.

Με την χρήση του περιστρεφόμενου δίσκου, εφαρμόζονται δυνάμεις σχεδόν γραμμικές συναρτήσει με την απόσταση της ακτίνας και επιτρέπουν την εφαρμογή για ένα ευρύ φάσμα δυνάμεων αποκόλλησης για μεγάλο κυτταρικό πληθυσμό σε ένα πείραμα.

Παρά το γεγονός ότι τα συστήματα αυτά αποδίδουν πολύ καλά σε χαμηλές περιστροφικές ταχύτητες, μπορούν να χρησιμοποιηθούν ικανοποιητικά και σε υψηλές ταχύτητες. Σύμφωνα με την εργασία του Garcia και των συνεργατών του, ανέπτυξαν ένα περιστρεφόμενο δίσκο όπου διαθέτει ένα ευρύ φάσμα

υδροδυναμικών δυνάμεων στα προσκολλημένα κύτταρα που προβάλλουν με ακρίβεια την μέτρηση της δύναμης αποκόλλησης.

Σε ένα τυπικό πείραμα σε κύτταρα που είναι προσκολλημένα σε επιφάνεια, εφαρμόζεται περιστροφική σταθερή δύναμη και κατόπιν μετριέται ο αριθμός των κυττάρων σε συγκεκριμένες αποστάσεις της ακτίνας, στις οποίες είναι γνωστή η εφαρμογή της τιμής της διαμητικής τάσης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

4. ΥΛΙΚΑ

4.1 ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΥΛΙΚΑ

Τα μέταλλα χρησιμοποιούνται ως βιοϋλικά χάρη στην άριστη θερμική και ηλεκτρική αγωγιμότητά τους, αλλά και στις μηχανικές τους ιδιότητες. Ο λόγος είναι η ύπαρξη ορισμένων αδέσμευτων ηλεκτρονίων, τα οποία μπορούν γρήγορα να μεταφέρουν ηλεκτρικό φορτίο και θερμική ενέργεια. Τα κινούμενα ελεύθερα ηλεκτρόνια δρουν ως συνδετική δύναμη που συγκρατούν τα θετικά μεταλλικά ιόντα μαζί. Αυτή η επίδραση είναι δυνατή, όπως γίνεται αντιληπτό από τη διάταξη μέγιστης συμπύκνωσης έχοντας ως αποτέλεσμα υψηλό ειδικό βάρος και τα υψηλά σημεία τήξης των περισσότερων μετάλλων. Καθώς ο μεταλλικός δεσμός είναι μη κατευθυντικός, η θέση των μεταλλικών ιόντων μπορεί να τροποποιηθεί χωρίς να καταστραφεί η κρυσταλλική δομή οδηγώντας σε ένα στερεό που παραμορφώνεται πλαστικά. Μερικά μέταλλα χρησιμοποιούνται ως παθητικά υποκατάστατα για σκληρούς ιστούς, όπως επί παραδείγματι στην ολική αρθροπλαστική ισχίου και γόνατος, για την υποστήριξη της επούλωσης καταγμάτων με τη μορφή οστεοσυνθετικών πλακών ή κοχλιών, σε συσκευές συγκράτησης της σπονδυλικής στήλης, αλλά και στα οδοντικά εμφυτεύματα χάρη στις άριστες μηχανικές ιδιότητες και την αντοχή στη διάβρωση. Μερικά μεταλλικά κράματα χρησιμοποιούνται με πιο ενεργό ρόλο σε συσκευές, όπως οι αγγειακές ενδοπροθέσεις (stents), τα σύρματα καθοδήγησης σε καθετηριασμούς, ορθοδοντικά τόξα και κοχλιακά εμφυτεύματα. Το πρώτο μεταλλικό κράμα που αναπτύχθηκε ειδικά για εφαρμογές στον άνθρωπο ήταν ο κραματοποιημένος χάλυβας με βανάδιο στην κατασκευή οστεοσυνθετικών πλακών και κοχλιών. Τα

περισσότερα μέταλλα, όπως ο σίδηρος, το χρώμιο, το κοβάλτιο, το νικέλιο, το τιτάνιο, το ταντάλιο, το νιόβιο, το μολυβδένιο και το βολφράμιο, που δοκιμάστηκαν σε κράματα για ανάλογες εφαρμογές ήταν ανεκτά από τον οργανισμό μόνο σε ελάχιστες ποσότητες. Μερικές φορές αυτά τα μεταλλικά στοιχεία στις φυσικές τους μορφές είναι σημαντικά για τις λειτουργίες των ερυθροκυττάρων (σίδηρος) ή τη σύνθεση της βιταμίνης B12 (κοβάλτιο), ωστόσο δεν είναι ανεκτά σε μεγάλες ποσότητες. Η βιοσυμβατότητα των μεταλλικών εμφυτευμάτων είναι ένα θέμα στο οποίο επικεντρώνεται σε μεγάλο βαθμό το ερευνητικό ενδιαφέρον, καθώς αυτά τα εμφυτεύματα είναι δυνατόν να διαβρωθούν και σε in vivo περιβάλλον, προκαλώντας την καθεαυτή αποσύνθεση του εμφυτεύματος που το αποδυναμώνει, αλλά και βλαβερή επίδραση των προϊόντων της διάβρωσης στους περιβάλλοντες ιστούς και όργανα.

4.2 ΑΝΟΞΕΙΔΩΤΟΣ ΧΑΛΥΒΑΣ

Ο πρώτος ανοξειδωτός χάλυβας που χρησιμοποιήθηκε για εφαρμογή σε εμφυτεύματα ήταν ο 18-8 (τύπος 302 στη σύγχρονη κατάταξη), που ήταν πιο ισχυρός και ανθεκτικός στη διάβρωση από τον vanadium steel, ο οποίος έπαψε να χρησιμοποιείται σε αυτές τις εφαρμογές λόγω της ανεπαρκούς του αντοχής στη διάβρωση in vivo. Αργότερα, εισήχθηκε ο 18-8s Mo ανοξειδωτός χάλυβας που περιέχει ένα μικρό ποσοστό μολυβδενίου για να βελτιώσει την αντοχή στη διάβρωση σε χλωριούχο διάλυμα (αλατόνερο). Αυτό το κράμα έγινε γνωστό ως ανοξειδωτός χάλυβας 316. Στη δεκαετία 1950 η περιεκτικότητα σε άνθρακα μειώθηκε από 0,08 σε μέγιστη ποσότητα 0,03% (κατά βάρος) αφενός για λόγους καλύτερης απόκρισης στη διάβρωση και αφετέρου για να μειωθεί η ευαισθητοποίηση, κράμα ανοξειδωτού χάλυβα 316L. Η ελάχιστη αποτελεσματική συγκέντρωση χρωμίου είναι 11% για να επιφέρει αντοχή στη διάβρωση στους ανοξειδωτούς χάλυβες, καθώς το χρώμιο είναι δραστικό στοιχείο, αλλά αυτό και τα κράματά του μπορούν να παθητικοποιηθούν από 30% νιτρικό οξύ και να δώσουν αντοχή στη διάβρωση.

Οι ωστενιτικοί ανοξειδωτοι χάλυβες και ειδικότερα οι τύποι 316 και 316L, είναι οι πιο διαδεδομένοι για εφαρμογές στα εμφυτεύματα και δεν μπορούν να σκληρυνθούν με θερμή κατεργασία, αλλά μόνο με ψυχρή. Αυτή η ομάδα ανοξειδωτων χαλύβων είναι μη μαγνητική και διαθέτει καλύτερη αντοχή στη διάβρωση συγκρινόμενη με άλλες, ενώ η προσθήκη μολυβδενίου βελτιώνει την απόκριση στη διάβρωση (pitting corrosion) σε διάλυμα άλατος. Προτιμότερο μεταξύ των δύο τύπων είναι ο 316L, λόγω της χαμηλότερης μέγιστης περιεκτικότητας σε άνθρακα.

Το νικέλιο σταθεροποιεί την ωστενιτική φάση [γ , εδροκεντρωμένο κυβικό σύστημα (fcc)] σε θερμοκρασία δωματίου και, επίσης, αυξάνει την ικανότητα αντίστασης στη διάβρωση. Ο σχηματισμός της ωστενιτικής φάσης μπορεί να επηρεαστεί εξίσου από τις περιεκτικότητες Ni και Cr, όπως φαίνεται και στον πίνακα που ακολουθεί για ανοξειδωτο χάλυβα περιεκτικότητας 0,01% σε άνθρακα. Η ελάχιστη ποσότητα για τη διατήρηση της ωστενιτικής φάσης είναι περίπου 10%.

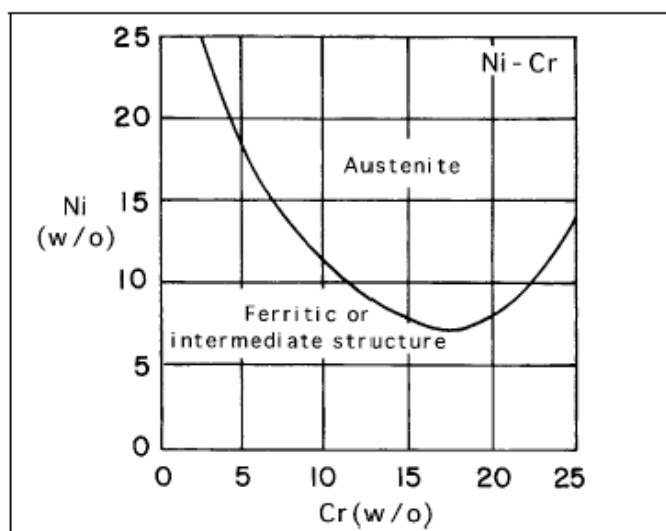
Αρκετά καθοριστική για τις μηχανικές ιδιότητες του χάλυβα 316L είναι η μέθοδος που εφαρμόζεται για την κατεργασία του κράματος. Με τη θερμή κατεργασία αποκτάται μαλακότερο υλικό με μεγαλύτερη ικανότητα επιμήκυνσης, ενώ με την ψυχρή το υλικό έχει υψηλή αντοχή σε εφελκυσμό και σκληρότητα. Αυτή η επίδραση αποδίδει και στο διάγραμμα που ακολουθεί. Ως εκ τούτου, απαιτείται μεγάλη προσοχή στην επιλογή της μεθόδου κατεργασίας.

Πίνακας 4.1:Περιεκτικότητα Ανοξειδωτου Χάλυβα 316L

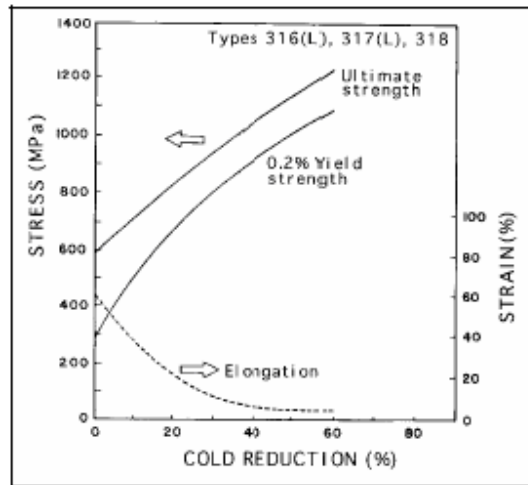
Στοιχείο	Ποσοστό (%)
Ανθρακας	0,03
Μαγγάνιο	2,00
Φωσφόρος	0,03
Θείο	0,03
Πυρίτιο	0,75
Χρώμιο	17,00-20,00
Νικέλιο	12,00-14,00
Μολυβδένιο	2,00-4,00

Πίνακας 4.2: Μηχανικές Ιδιότητες των εμφυτευμάτων από Ανοξειδωτο Χάλυβα 316L

Μορφοποίηση	Μέγιστη Εφελκυστική Τάση (MPa)	Τάση Ένδοσης (MPa)	Επιμήκυνση (%)	Σκληρότητα Rockwell
Σκλήρυνση (annealing)	485	172	40	95 HRB
Ψυχρή κατεργασία	860	690	12	-



Σχήμα 4.1: Η επίδραση της περιεκτικότητας σε Ni και Cr στην ωστενιτική φάση των ανοξειδωτων χαλύβων με 0,01% C



Σχήμα 4.2: Επίδραση της ψυχρής κατεργασίας στην ένδοση και στη μέγιστη εφελκυστική αντοχή του ανοξειδωτού χάλυβα 18-8

Ακόμη και τα κράματα χάλυβα 316L, ωστόσο, μπορούν να διαβρωθούν μέσα στον οργανισμό κάτω από ορισμένες συνθήκες σε περιοχή όπου ασκούνται υψηλές τάσεις και έχουν μειωμένο οξυγόνο, όπως επί παραδείγματι οι κοχλίες των πλακών οστεοσύνθεσης. Γι' αυτό κρίνεται επιβεβλημένη η παραμονή τους μόνο για πρόσκαιρα εμφυτεύματα, πλάκες οστεοσύνθεσης, κοχλίες και ήλους για το ισχίο. Προκειμένου να βελτιωθεί η αντοχή στη διάβρωση, η αντοχή στη φθορά και η αντοχή στην κόπωση εφαρμόζονται μέθοδοι τροποποίησης της επιφάνειας, όπως επί παραδείγματι η δημιουργία στρώματος ανόδου και η παθητικοποίηση. [Park, 2000]

4.3 ΚΡΑΜΑΤΑ CoCr

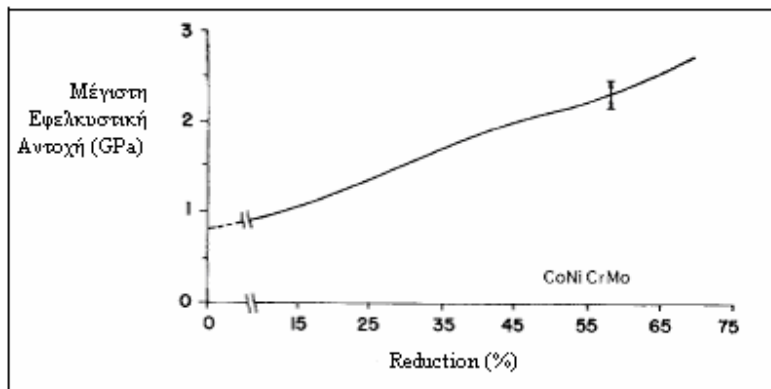
Δύο είναι τα κύρια είδη κραμάτων CoCr: το χυτεύσιμο σε καλούπια κράμα CoCrMo και το κράμα CoNiCrMo, που συνήθως υφίσταται κατεργασία σφυρηλάτησης. Το πρώτο κράμα αρχικά χρησιμοποιήθηκε για οδοντιατρικές εφαρμογές, αλλά αργότερα η χρήση του επεκτάθηκε και στις τεχνητές

αρθρώσεις. Το δεύτερο χρησιμοποιείται σε στελέχη προσθέσεων για αρθρώσεις που δέχονται υψηλά φορτία, όπως το ισχίο και το γόνατο.

Τα δύο βασικά συστατικά των κραμάτων CoCr σχηματίζουν ένα διάλυμα που περιέχει μέχρι και 65% Co. 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.

Πίνακας 4.3: Χημική σύσταση των κραμάτων Co-Cr

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



Σχήμα 4.3: Σχέση μεταξύ της Μέγιστης Εφελκυστικής Αντοχής και της ψυχρής κατεργασίας του κράματος CoNiCrMo

Το κράμα CoNiCrMo περιλαμβάνει περίπου από 35% Co και Ni και εμφανίζει υψηλή αντίσταση στη διάβρωση στο θαλασσινό νερό, που περιέχει χλωριούχα ιόντα, υπό τάση. Η ψυχρή κατεργασία μπορεί να αυξήσει σημαντικά την αντοχή του κράματος, ωστόσο υπάρχει τεχνική δυσκολία όσον αφορά στην κατεργασία μεγάλων στελεχών, όπως αυτά για την αρθροπλαστική ισχίου. Σε αυτές τις περιπτώσεις, μπορεί να εφαρμοστεί μόνο η θερμή σφυρηλάτηση (hot forging). Οι ιδιότητες φθοράς των δύο κραμάτων είναι παρόμοιες και περίπου έχουν μετρηθεί στα 0,14mm/yr σε δοκιμές προσομοίωσης άρθρωσης με κυπέλλιο από πολυαιθυλένιο υπερυψηλού μοριακού βάρους, ωστόσο το κράμα CoCrMo δε συνιστάται για τις επιφάνειες των προσθέσεων που φέρουν φορτία εξαιτίας των μη ικανοποιητικών ιδιοτήτων τριβής. Από την άλλη, οι ανώτερες 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 αρθροπλαστικής ισχίου. Οι μηχανικές ιδιότητες που απαιτούνται για τα κράματα CoCr παρουσιάζονται στον πίνακα που ακολουθεί. Αυτό που παρατηρείται είναι το γεγονός ότι η αυξημένη αντοχή συνοδεύεται από μειωμένη ελασιμότητα (ductility), ωστόσο και τα δύο κράματα έχουν πολύ καλή αντοχή στη διάβρωση.

Πίνακας 4.4: Απαιτούμενες Μηχανικές Ιδιότητες για τα κράματα Co-Cr (American Society for Testing and Materials)

Ιδιότητα	Χυτό CoCrMo (F75)	Κατεργασμένο CoCrWNi (F90)	Κατεργασμένο CoNiCrMo (F562)	
			Σκληρωμένο 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 είχε μεγαλύτερη αρχική αποδέσμευση ιόντων νικελίου στο διάλυμα, ο ρυθμός ήταν σχεδόν ο ίδιος για τα δύο κράματα, περίπου 3×10^{-10} g/cm²/day. Αυτό προκαλεί έκπληξη, καθώς η περιεκτικότητα σε νικέλιο του κράματος CoNiCrMo είναι περίπου η τριπλάσια από εκείνη του ανοξείδωτου χάλυβα. Τα μεταλλικά προϊόντα που απελευθερώνονται από τις προσθήσεις εξαιτίας της φθοράς, της διάβρωσης και της τριβής μπορούν να επηρεάσουν τους γειτονικούς ιστούς και όργανα. Πειραματικές μελέτες έχουν δείξει ότι τα σωματίδια Co είναι τοξικά και επηρεάζουν τους ανθρώπινους οστεοβλάστες αναστέλλοντας τη σύνθεση του κολλαγόνου τύπου I στο μέσο καλλιέργειας. Η τοξικότητα των σωματιδίων Co και Ni είναι τέτοια, που για έκλυση της μισής συγκέντρωσης αυτών των συστατικών, μεταβάλλει όλους τους δείκτες βιωσιμότητας σε 24 ώρες. Εν τούτοις, τα κατάλοιπα Cr φαίνονται να είναι λιγότερο τοξικά από αυτά του Co και του Ni. Το μέτρο ελαστικότητας για τα κράματα CoCr δε μεταβάλλεται με την αλλαγή του μέγιστης εφελκυστικής αντοχής (UTS). Οι τιμές κυμαίνονται μεταξύ 220 και 234 GPa, που είναι υψηλότερες από άλλα αντίστοιχα υλικά όπως οι ανοξείδωτοι χάλυβες. Αυτή η ιδιότητα 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 απόλυτα ξεκάθαρη. Η χαμηλή φθορά παρουσιάζεται ως

πλεονέκτημα των metal-on-metal αρθρώσεων ισχίου λόγω της σκληρότητας και της ανθεκτικότητας που εμφανίζουν.

4.4 ΚΡΑΜΑΤΑ ΤΙΤΑΝΙΟΥ: Εμπορικό Τιτάνιο και Ti6Al4V

Οι πρώτες προσπάθειες για τη χρησιμοποίηση του τιτανίου στην κατασκευή εμφυτευμάτων τοποθετούνται χρονικά στα τέλη της δεκαετίας του 1930, μετά από μελέτες που έδειχναν ότι ήταν καλώς ανεκτό στο μηριαίο οστό γάτας, όπως ήταν ο ανοξειδωτος χάλυβας και το βιτάλιο (Vitallium® - κράμα CoCrMo). Το τιτάνιο είναι πολύ ελαφρύ υλικό με πυκνότητα 4,5 g/cm³, τη χαμηλότερη από τα άλλα χρησιμοποιούμενα κράματα μετάλλων, όπως φαίνεται και στον πίνακα που ακολουθεί, και εμφανίζει πολύ καλές μηχανοχημικές ιδιότητες, χαρακτηριστικά που το καθιστούν ενδιαφέρον και αξιοποιήσιμο γι' αυτές τις εφαρμογές.

Πίνακας 4.5: Η πυκνότητα των κυριότερων κραμάτων που χρησιμοποιούνται σε εμφυτεύματα

Κράμα	Πυκνότητα (g/cm ³)
Ti και τα κράματά του	4,5
Ανοξειδωτος Χάλυβας 316	7,9
CoCrMo	8,3
CoNiCrMo	9,2
NiTi	6,7

Υπάρχουν τέσσερις τύποι μη κραματοποιημένου εμπορικά καθαρού (cp) τιτανίου κατάλληλοι για εφαρμογές στα χειρουργικά εμφυτεύματα, όπου εντοπίζονται ποσότητες οξυγόνου, σιδήρου και αζώτου και διαφοροποιούνται οι μηχανικές τους ιδιότητες, όπως παρουσιάζονται στους πίνακες 4.5 και 4.6.

Παρατηρείται ότι η παρουσία του οξυγόνου, ιδιαίτερα, επιφέρει αξιοσημείωτη μεταβολή στην ελατότητα και την αντοχή του υλικού.

Πίνακας 4.6: Χημική Σύσταση των τύπων εμπορικού τιτανίου και του κράματος Ti6Al4V (μέγιστο επιτρεπόμενο ποσοστό κ.β.)

Στοιχείο	Τύπος 1	Τύπος 2	Τύπος 3	Τύπος 4	Ti6Al4V*
Αζωτο	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05
Ανθρακας	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08
Υδρογόνο	0,015	0,015	0,015	0,015	0,0125
Σίδηρος	0,20	0,30	0,30	0,50	0,25
Οξυγόνο	0,18	0,25	0,35	0,40	0,13
Τιτάνιο	Σε ισορροπία				

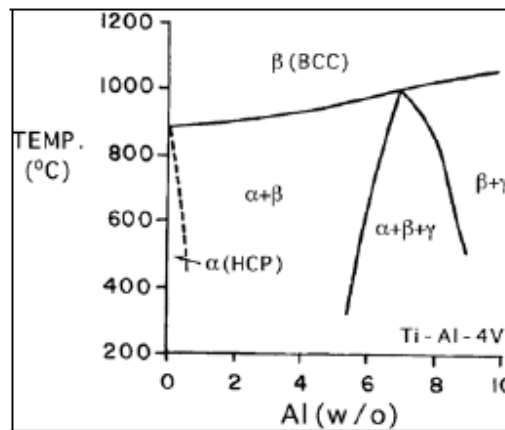
*Το κράμα περιέχει επίσης Αργίλιο ~ 6,00% (5,50-6,50), Βανάδιο ~ 4,00% (3,50-4,50) με μέγιστο ποσοστό 0,40 % συνολικά

Πίνακας 4.7: Μηχανικές ιδιότητες των τύπων εμπορικού τιτανίου και του κράματος Ti6Al4V

Ιδιότητα	Τύπος 1	Τύπος 2	Τύπος 3	Τύπος 4	Ti6Al4V
Εφελκυστική αντοχή (MPa)	240	345	450	550	860
Αντοχή στην ένδωση για 0,02% (MPa)	170	275	380	485	795
Επιμήκυνση (%)	24	20	18	15	10
Μείωση της επιφάνειας (%)	30	30	30	25	25

Το κυριότερο χρησιμοποιούμενο κράμα τιτανίου για την κατασκευή εμφυτευμάτων είναι το Ti6Al4V, με κύρια συστατικά του το Αργίλιο ~ 6,00% (5,50-6,50) και το Βανάδιο ~ 4,00% (3,50-4,50). Το κράμα έχει περίπου την ίδια αντοχή στην κόπωση, 550 MPa, με το κράμα CoCr μετά τις δοκιμές κόπωσης σε περιστροφική κάμψη. Το τιτάνιο χαρακτηρίζεται αλλοτροπικό υλικό, το οποίο

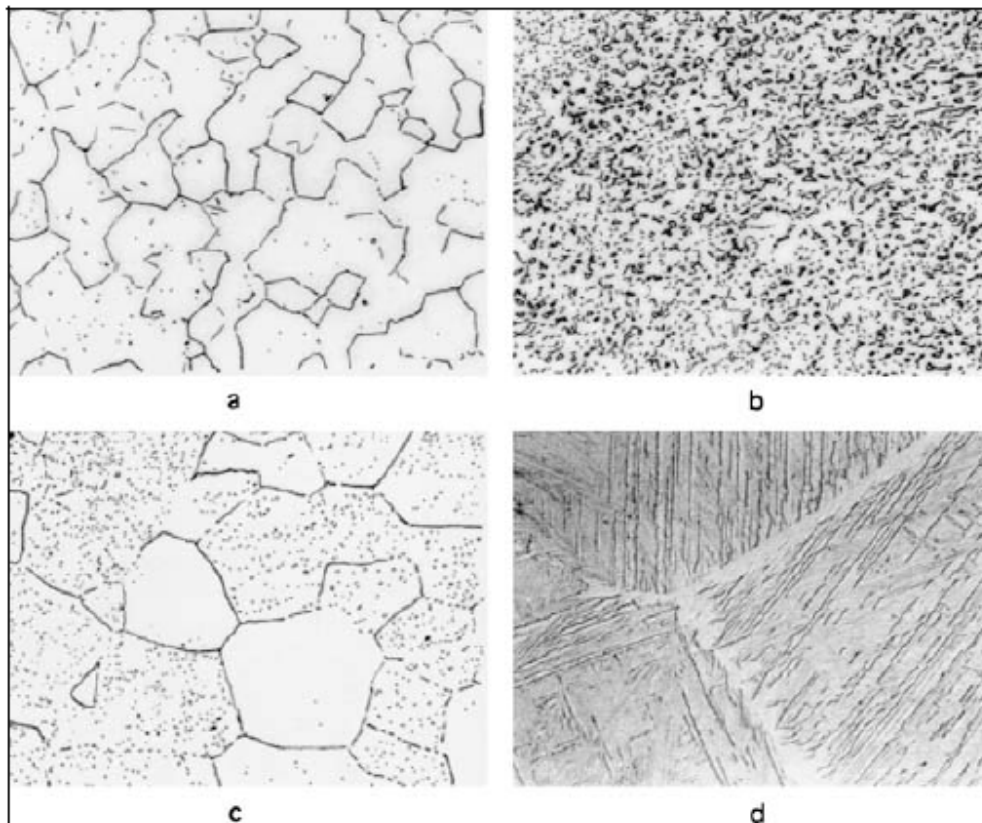
εμφανίζεται ως εξαγωνική δομή μέγιστης συσσωμάτωσης (hcp, α -Ti) μέχρι τους 882°C και χωροκεντρωμένη κυβική δομή (bcc, β -Ti) για υψηλότερες θερμοκρασίες. Τα κράματα τιτανίου μπορούν να ισχυροποιηθούν και να μεταβληθούν οι μηχανικές τους ιδιότητες μέσα από διαφοροποίηση της σύστασης και θερμομηχανικές κατεργασίες. Η προσθήκη αλουμινίου σταθεροποιεί την α -φάση αυξάνοντας τη θερμοκρασία μετάβασης από την α -φάση στη β -φάση, ενώ το βανάδιο σταθεροποιεί τη β -φάση χαμηλώνοντας τη θερμοκρασία του μετασχηματισμού από την α στη β .



Σχήμα 4.4: Μέρος του διαγράμματος φάσης του κράματος Ti-Al-4V για περιεκτικότητα 4% w/o V.

Το α -κράμα έχει μικροδομή μίας φάσης η οποία επιτρέπει την εύκολη συγκόλληση. Το αποτέλεσμα της σταθεροποίησης των κραμάτων με υψηλή περιεκτικότητα σε αλουμίνιο είναι τα καλά χαρακτηριστικά μηχανικής αντοχής και η αντοχή σε διάβρωση στις υψηλές θερμοκρασίες (300-600°C), ωστόσο δεν μπορούν να υποστούν θερμική κατεργασία για σκλήρυνση με κατακρήμνιση, καθώς είναι μονοφασικά. Η προσθήκη ελεγχόμενων ποσοτήτων β -σταθεροποιητών έχει ως αποτέλεσμα να εξακολουθεί να παραμένει η β -φάση κάτω από τη θερμοκρασία μετασχηματισμού που οδηγεί σε διφασικό σύστημα. Τα κατακρημνίσματα της β -φάσης εμφανίζονται με θερμική κατεργασία στη θερμοκρασία του στερεού διαλύματος και με διαδοχική μείωσή της, ακολουθούμενη από γήρανση σε κάπως χαμηλότερη θερμοκρασία. Ο κύκλος

γήρανσης προκαλεί την κατακρήμνιση μερικών α μορίων από τη μετασταθή β . Οι ρωγμές είτε αναχαιτίζονται είτε συγκρατούνται στα μόρια α , έτσι ώστε η σκληρότητα να είναι υψηλότερη από το στερεό διάλυμα. Το αποτέλεσμα ενός υψηλότερου ποσοστού β -σταθεροποιητικών στοιχείων (13% V σε κράμα Ti13V11Cr3Al) είναι μία μικροδομή ουσιαστικά κατ' ουσίαν β , η οποία μπορεί να ισχυροποιηθεί με θερμή κατεργασία.

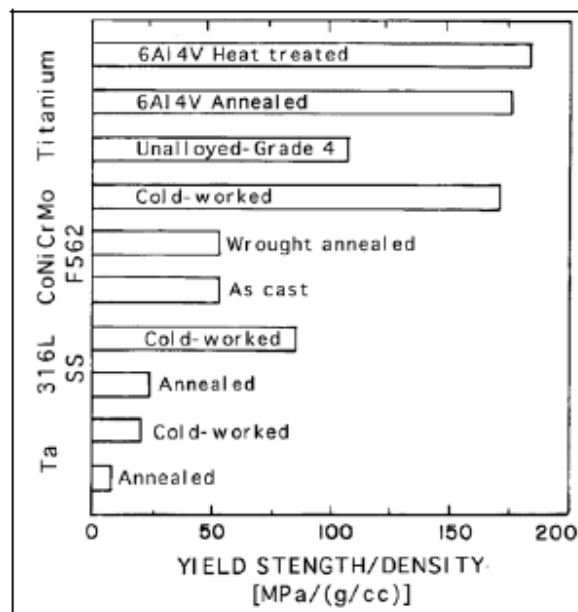


Σχήμα 4.5: Μικροδομή κραμάτων Ti (όλα σε μεγέθυνση 500X). a) Σκληρυμένο α -κράμα, b) Ti6Al4V, α - β κράμα σκληρυμένο, c) β -κράμα σκληρυμένο, d) Ti6Al4V με θερμική κατεργασία στους 1650°C και ψύξη

Το μέτρο ελαστικότητας αυτών των κραμάτων είναι περίπου 110 GPa. Παρατηρώντας τον πίνακα με τις μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων, διαπιστώνεται ότι η υψηλότερη περιεκτικότητα σε ακαθαρσίες του cp-Ti οδηγεί σε υψηλότερη αντοχή και μειωμένη ελατότητα. Η αντοχή του υλικού κυμαίνεται από

τιμές πολύ χαμηλότερες από αυτή του ανοξειδωτου χάλυβα 316 ή των κραμάτων CoCr μέχρι τιμές σχεδόν ίσες με αυτές του σκληρυμένου ανοξειδωτου χάλυβα 316 ή του χυτού κράματος CoCrMo.

Συγκρινόμενα βάσει της ειδικής αντοχής, δηλαδή της αντοχής ως προς την πυκνότητα, τα κράματα τιτανίου υπερέχουν έναντι των άλλων υλικών που χρησιμοποιούνται στα εμφυτεύματα, όπως προκύπτει και από το σχήμα που ακολουθεί. Υστερούν, ωστόσο, σε διατμητική αντοχή, με αποτέλεσμα να μην προτιμώνται σε μερικά είδη εφαρμογών, όπως είναι οι βίδες για τα οστά και οι πλάκες. Ένα ακόμη μειονέκτημα είναι η τάση να φθείρονται και να παραμορφώνονται όταν κατά την ολίσθηση έρχονται σε επαφή με το αυτό ή άλλο μέταλλο.

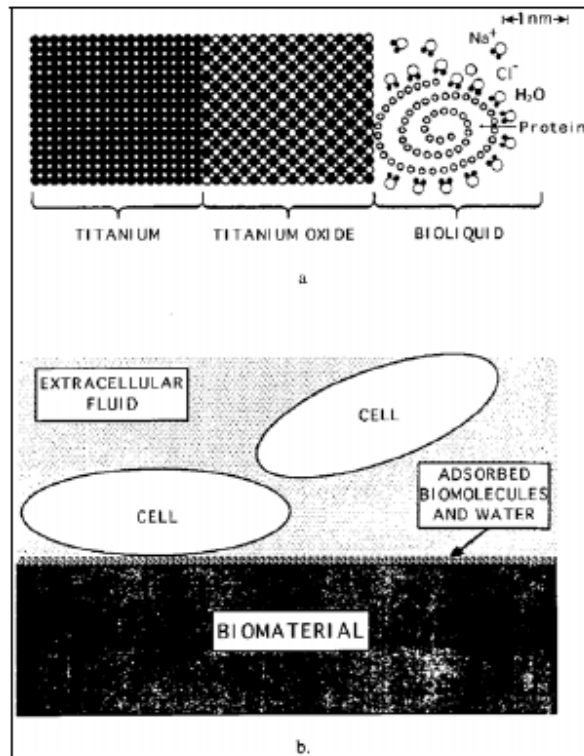


Την αντίσταση στη διάβρωση του τιτανίου προσδίδει ο σχηματισμός ενός στερεού στρώματος οξειδίου βάθους 10 nm. Σε συνθήκες in vivo το οξείδιο TiO_2 είναι το μόνο σταθερό προϊόν αντίδρασης. Ωστόσο, οι μικροκινήσεις μεταξύ οστικού τσιμέντου- πρόσθεσης και οστικού τσιμέντου- οστού είναι αναπόφευκτες και, κατά συνέπεια, οξείδια του τιτανίου και μόρια κράματος τιτανίου απελευθερώνονται στην ενδοπρόσθεση. Κάποιες φορές, αυτά τα υπολείμματα

από τη φθορά συγκεντρώνονται ως περιπρωσθητικό υγρό και δίνει το ερέθισμα για έντονη κυτταρική απόκριση γύρω από το εμφύτευμα. Αυτή η κυστική συλλογή μεγεθύνεται και συγκεντρώνεται χρωματισμένο «μαύρο» υγρό που περιέχει μόρια από τη φθορά του τιτανίου και ιστοκύτταρα. Η ιστολογική εξέταση του χρωματισμένου μαλακού ιστού δείχνει θρομβωτικά νεκρωτικά κατάλοιπα και κολλαγονούχο ινώδη ιστό που περιλαμβάνει ιστοκύτταρα και ξένα σώματα. Η μετάλλωση, δηλαδή αυτή η μαύρη χρώση των περιπρωσθητικών ιστών, εντοπίζεται σε περιπτώσεις εμφυτευμάτων, όπως για παράδειγμα τα εμφυτεύματα γόνατος.

Η επιφάνεια ενός εμφυτεύματος τιτανίου αποτελείται από μία λεπτή στρώση οξειδίου και το βιολογικό υγρό μορίων νερού, διαλυμένων ιόντων και βιομορίων, κυρίως πρωτεϊνών με περιβάλλον υδατικό κέλυφος, όπως αποδίδεται στο σχήμα που ακολουθεί. Η μικροαρχιτεκτονική, δηλαδή η μικρογεωμετρία, η τραχύτητα και άλλες παράμετροι, της επιφάνειας και οι χημικές συστάσεις είναι σημαντικές για δύο λόγους:

- Η φύση της επιφάνειας σε ατομικό, μοριακό ή υψηλότερο επίπεδο σε σχέση με τις διαστάσεις των βιολογικών μονάδων μπορεί να προκαλέσει διαφορετικές επιφάνειες επαφής με βιομόρια και κύτταρα. Οι διαφορετικές επιφάνειες επαφής, διαδοχικά, μπορούν να προκαλέσουν διαταραχές και τύπους πρόσδεσης των βιολογικών μονάδων, που είναι δυνατόν να επηρεάσουν τη διαμόρφωση και τη λειτουργία.
- Η χημική σύσταση της επιφάνειας μπορεί να δημιουργήσει διαφορετικούς τύπους πρόσδεσης με τα βιομόρια, τα οποία στη συνέχεια επηρεάζουν τις ιδιότητες και τη λειτουργία. Τα μέταλλα υφίστανται χημικές αντιδράσεις στην επιφάνεια που εξαρτώνται από το περιβάλλον, γεγονός που επιφέρει δυσκολίες κατανόησης της ακριβούς φύσης των αντιδράσεων.



Σχήμα 4.7: α) Διεπιφάνεια μεταξύ ενός εμφυτεύματος τιτανίου και βιούγρου και β) αλληλεπίδραση στην κυτταρική επιφάνεια

Η αλληλεπίδραση μεταξύ επιφάνειας και ιστού είναι δυναμική και εξελίσσεται με τον χρόνο, αρχής γενομένης λίγα δευτερόλεπτα μετά την εμφύτευση. Για τα ελάχιστα πρώτα δευτερόλεπτα μετά την εμφύτευση, υπάρχει μόνο νερό, διαλυμένα ιόντα και ελεύθερα βιομόρια σε εγγύτητα με την επιφάνεια, αλλά όχι κύτταρα. Η σύσταση του βιούγρου στη συνέχεια αλλάζει συνεχώς, καθώς εξελίσσονται οι διεργασίες της φλεγμονής και της επούλωσης, και πιθανώς προκαλούνται αλλαγές στη σύσταση του απορροφημένου στρώματος βιομορίων στην επιφάνεια του εμφυτεύματος μέχρις ότου επέλθει ημι-ισορροπία. Τελικά, τα κύτταρα και οι ιστοί προσεγγίζουν την επιφάνεια και, ανάλογα με τη φύση του προσροφώμενου στρώματος, αποκρίνονται με εξειδικευμένο τρόπο και το τροποποιούν περαιτέρω. Ο τύπος των πλησιέστερων στην επιφάνεια κυττάρων και οι δραστηριότητές τους μεταβάλλονται με τον χρόνο. Επί παραδείγματι, ανάλογα με τον τύπο της αρχικής αντίδρασης, το τελικό αποτέλεσμα μπορεί να είναι είτε ο σχηματισμός ινώδους περιβλήματος είτε η ιστική ενσωμάτωση.

Ως οστεοενσωμάτωση ορίζεται η απευθείας επαφή χωρίς παρεμβαίνοντα μαλακό ιστό μεταξύ ενός ανακατασκευασμένου οστού και του εμφυτεύματος. Η τραχύτητα της επιφάνειας των κραμάτων τιτανίου έχει σημαντική επίδραση στην πρόσδεση οστού και εμφυτεύματος και στην ισχύ της διεπιφανείας. Αυξανόμενη της μέσης τραχύτητας από 0,5 σε 5,9 μm , η διεπιφανειακή διατμητική αντοχή αυξάνεται από 0,48 σε 3,50 MPa. Υψηλά επίπεδα πρόσδεσης οστεοβλαστών αποκτώνται σε αδρές επιφάνειες, όπου εντοπίζονται περισσότερα διαφοροποιημένα κύτταρα σε σχέση με τις λείες επιφάνειες. Οι χημικές μεταβολές της επιφάνειας του τιτανίου που ακολουθούνται από θερμική κατεργασία πιστεύεται ότι πάνω στην επιφάνεια TiO_2 σχηματίζουν μία στρώση υδροπηκτώματος TiO_2 , το οποίο είναι δυνατόν να επιφέρει σχηματισμό κρυστάλλου απατίτη.

Γενικά, στην τραχύτερες επιφάνειες παρατηρούνται μικρότεροι αριθμοί κυττάρων, μειωμένος αριθμός κυτταρικού πολλαπλασιασμού και αυξημένη παραγωγή μήτρας σε σχέση με τις λείες επιφάνειες. Ο σχηματισμός του οστού φαίνεται να σχετίζεται σημαντικά με την παρουσία του αυξητικού παράγοντα μετασχηματισμού β_1 στη μήτρα του οστού.

4.5 ΤΕΧΝΗΤΑ ΠΟΛΥΜΕΡΗ

Τα τεχνητά πολυμερή χρησιμοποιούνται εκτενώς στα εμφυτεύματα λόγω της ευκολίας μορφοποίησής τους. Κύριες είναι οι εφαρμογές τους στις προσθετο-συνθετικές αρθρώσεις, στη γναθοπροσωπική προσθετική για την αποκατάσταση οστικών ελλειμμάτων, στην οδοντιατρική και στα αρτηριακά μοσχεύματα.

Πίνακας 4.11: Κυριότερες βιοϊατρικές εφαρμογές των τεχνητών πολυμερών

Τεχνητά Πολυμερή	Εφαρμογές
Πολυβινυλοχλωρίδιο (PVC)	Συσκευασίες μεταφοράς αίματος και διαλυμάτων, καθετήρες
Πολυαιθυλένιο (PE)	Ορθοπεδικά εμφυτεύματα, καθετήρες
Πολυπροπυλένιο (PP)	Ράμματα, τεχνητά αγγειακά μοσχεύματα, σύριγγες
Πολυμεθακρυλικός Μεθυλεστέρας (PMMA)	Αντλίες αίματος, φακοί επαφής, οστικό τσιμέντο
Πολυτετραφθοροαιθυλένιο (PTFE)	Καθετήρες, τεχνητά αγγειακά μοσχεύματα
Πολουρεθάνη (PU)	Υμένα, καθετήρες
Πολυαμίδιο (Nylon)	Καθετήρες, Ράμματα, Συσκευασίες

4.6 Πολυαιθυλένιο

Το πολυαιθυλένιο διατίθεται στο εμπόριο σε πέντε μορφές: πολύ χαμηλής πυκνότητας (VLDPE), γραμμικό χαμηλής πυκνότητας (LLDPE), χαμηλής πυκνότητας (LDPE), υψηλής πυκνότητας (HDPE) και υπερυψηλής πυκνότητας (UHMWPE).

Στην περίπτωση που ο πολυμερισμός του αιθυλενίου γίνεται σε θερμοκρασία 60-80°C και πίεση $\sim 10 \text{ kg/cm}^2$ με τη βοήθεια μεταλλικών καταλυτών, λαμβάνεται το πολυαιθυλένιο υψηλής πυκνότητας που είναι γραμμικό, έχει μοριακό βάρος της τάξεως του ενός εκατομμυρίου, παρουσιάζει αυξημένη κρυσταλλικότητα, έχει σημείο τήξεως 135°C και πυκνότητα που κυμαίνεται στο εύρος $0,94-0,965 \text{ g/cm}^3$. Το πολυμερές που λαμβάνεται έπειτα από πολυμερισμό του αιθυλενίου σε υψηλή θερμοκρασία (150-300°C) και πίεση $1.000-3.000 \text{ kg/cm}^2$ με τη βοήθεια ελευθέρων ριζών ονομάζεται πολυαιθυλένιο χαμηλής πυκνότητας. Εμφανίζει μεγάλο βαθμό διακλαδώσεως στις αλυσίδες, πυκνότητα στο εύρος $0,915-0,935 \text{ g/cm}^3$ και χαμηλότερο σημείο τήξεως (110-115°C). Το γραμμικό χαμηλής πυκνότητας (πυκνότητα $0,91-0,94 \text{ g/cm}^3$) και πολύ χαμηλής πυκνότητας (πυκνότητα $0,88-0,89 \text{ g/cm}^3$), τα οποία επίσης είναι 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 4×10^6 g/mol. Εμφανίζει εξαιρετικά υψηλή αντίσταση στην κρούση, αντίσταση στη φθορά από το περιβάλλον και την τριβή, έχει χαμηλό συντελεστή τριβής και καλή χημική αντίσταση στους κοινούς διαλύτες. Αυτός ο ασυνήθιστος συνδυασμός ιδιοτήτων οδηγεί αυτό το υλικό σε πολυάριθμες και ποικίλες εφαρμογές μεταξύ των οποίων και η κατασκευή ορθοπεδικών εμφυτευμάτων, ειδικά για εφαρμογές που φέρουν φορτία όπως είναι στο κυπέλλιο της κοτύλης για τις περιπτώσεις αρθροπλαστικής ισχίου ή τις επιγονατιδικές επιφάνειες στην αρθροπλαστική γόνατος.

4.7 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΒΙΟΪΛΙΚΑ

Ο όρος κεραμικά αναφέρεται σε θερμικά κατεργασμένα υλικά (με έψηση) τα οποία προέρχονται από αργιλικές πρώτες ύλες. Τα κεραμικά υλικά σήμερα καλύπτουν μεγάλο εύρος εφαρμογών στην ιατρική. Ενδεικτικά αναφέρεται η χρήση της πορσελάνης στην οδοντιατρική και της αλουμίνης, της ζirkονίας και του φωσφορικού ασβεστίου στην ορθοπεδική. Τα βασικά πλεονεκτήματα των κεραμικών έναντι των μετάλλων εστιάζονται στην αυξημένη αντίσταση στη διάβρωση, τη σχετικά χαμηλή πυκνότητα, στο υψηλό μέτρο ελαστικότητας και στην καλή αντοχή στη θλίψη. Τα μειονεκτήματα που εμφανίζουν σε σχέση με τα μεταλλικά υλικά σχετίζονται με τη μικρή αντοχή σε εφελκυσμό, την ευθραυστότητα, την εύκολη διάδοση των ρωγμών και τη μικρή αντοχή σε κόπωση.

4.7.1 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΑΛΟΥΜΙΝΑΣ

Η κύρια πηγή υψηλής καθαρότητας αλουμίνης (οξείδιο αργιλίου, Al_2O_3) είναι ο βωξίτης και το φυσικό κορούνδιο. Η συνήθως διαθέσιμη αλουμίνα (α-αλουμίνα)

μπορεί να παρασκευαστεί με πύρωση τρι-ένυδρης αλουμίνας. Από την ASTM (American Society for Testing and Materials) έχει καθοριστεί ότι η αλουμίνα για εμφύτευση πρέπει να περιέχει 99,5% καθαρή αλουμίνα και λιγότερο από 0,1% συνδυασμένη με SiO_2 και οξειδία αλκαλίων.

Η αντοχή της πολυκρυσταλικής αλουμίνας εξαρτάται από το μέγεθος των κόκκων και το πορώδες. Γενικά, όσο μικρότεροι είναι οι κόκκοι, τόσο χαμηλότερο το πορώδες και υψηλότερη η αντοχή. Το πρότυπο ASTM απαιτεί μια αντοχή κάμψεως μεγαλύτερη από 400MPa και ένα μέτρο ελαστικότητας 380GPa.

Τα βιοκεραμικά αλουμίνας υψηλής καθαρότητας έχουν αναπτυχθεί ως εναλλακτική λύση των χειρουργικών κραμάτων μετάλλων, για ολική αντικατάσταση ισχίων και για οδοντικά εμφυτεύματα. Η υψηλή σκληρότητα, ο χαμηλός συντελεστής τριβής και η άριστη αντίσταση διάβρωσης της αλουμίνας προσφέρουν ένα πολύ χαμηλό ποσοστό φθοράς στις επιφάνειες των αρθρώσεων στις ορθοπεδικές εφαρμογές. Το μέσο μέγεθος των κόκκων της αλουμίνας που προορίζεται για ιατρική χρήση δεν ξεπερνά τα 7 μm , κυμαίνεται συνήθως γύρω στα 1,4 μm και η επιφάνεια του παρουσιάζει τραχύτητα μικρότερη των 0,02 μm . Εντούτοις, σε περίπτωση που η επιφάνεια της αλουμίνας τροποποιηθεί ή χρησιμοποιηθεί άμεσα στην περιοχή της άρθρωσης, μπορεί να αναπτυχθεί στη διεπαφή μια ινώδης μεμβράνη. Σε ορισμένες περιστάσεις το μόσχευμα αλουμίνας μπορεί να αποτύχει και να οδηγήσει σε χαλάρωση, όπως παρατηρήθηκε σε μερικά οδοντικά μοσχεύματα.

Άλλες εφαρμογές της αλουμίνας αποτελούν τα πορώδη επιστρώματα για τους μηρούς, η προσθετική γονάτων και στο παρελθόν οι μορφές της ως πολυκρυσταλλικός και ενιαίος κρύσταλλος χρησιμοποιούνται στις οδοντικές εφαρμογές ως μοσχεύματα δοντιών.

Η μηχανική συμπεριφορά της αλουμίνας σε προσομοιωτές (φυσιολογικά περιβάλλοντα) οδηγεί σε μακροπρόθεσμες προβλέψεις επιβίωσης για αυτά τα υλικά όταν υπόκεινται σε υπέρμετρες πιέσεις. Τα προϊόντα αλουμίνας τα οποία προορίζονται για εμφύτευση παρουσιάζουν 99,9% πιθανότητα να επιβιώσουν για 50 χρόνια σε συνθήκες πίεσης της τάξεως των 112 MPa. Υπολογίζοντας τις εκτάσεις πιέσεις που ασκούνται σε πολλά μοσχεύματα, όπως σε ένα κεραμικό ισχίο, καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι αυτός ο τύπος υλικού μπορεί να

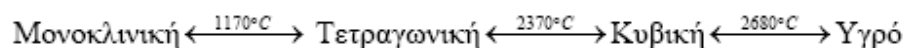
χρησιμοποιηθεί με αξιοπιστία. Σε μια πρόσφατη εργασία των Oonishi και λοιποί αναφέρθηκε ότι η φθορά του κράματος αλουμίνα/ UHMWPE στις συνολικές αρθροπλαστικές ισχίων ήταν κατά 25-30% μικρότερη από τη φθορά του κράματος μέταλλο/UHMWPE όπως προέκυψε από κλινικά αποτελέσματα στις δοκιμές προσομοιωτών ισχίων. Η φθορά στις ολικές αντικαταστάσεις ισχίων με χρήση κράματος αλουμίνα/αλουμίνα παρατηρήθηκε να είναι κοντά στο μηδέν σε παρόμοια δοκιμή προσομοιωτών ισχίων.

Στις δοκιμές προσομοιωτών γονάτων, η φθορά του UHMWPE ενάντια στην αλουμίνα μειώθηκε στο 1/10 από αυτή ενάντια στο μέταλλο. Σε ορισμένες περιπτώσεις, η επιφάνεια του UHMWPE ενάντια στην αλουμίνα ήταν πολύ ομαλή, εν τούτοις σε μία συγκριτική μελέτη για την επιφάνεια του UHMWPE σε σχέση με το μέταλλο βρέθηκαν πολλές ινώδεις μεμβράνες και ρωγμές, γεγονός που καθιστά την αλουμίνα προτιμότερη.

Λόγω των μηχανικών ιδιοτήτων της, η αλουμίνα θεωρείται ιδανικό υλικό για την κατασκευή εμφυτευμάτων μηριαίων κεφαλών σε νεαρά άτομα που απαιτούν πλήρη επαναφορά των σωματικών τους λειτουργιών.

4.7.2 ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΖΙΡΚΟΝΙΑΣ

Η ζirkονία χρησιμοποιείται για την κατασκευή των κεφαλών του στειλεού που χρησιμοποιείται στην ολική αρθροπλαστική ισχίου. Εμφανίζεται στη στερεή της μορφή, δηλαδή σε θερμοκρασίες μικρότερες από 2680°C σε τρεις κρυσταλλικές καταστάσεις, την μονοκλινική, την τετραγωνική και την κυβική. Οι μετασχηματισμοί φάσεων σε ατμοσφαιρική πίεση είναι οι ακόλουθοι:



Η μονοκλινική φάση είναι σταθερή σε θερμοκρασίες χαμηλότερες των 1170°C και είναι η μοναδική από τις τρεις δομές της καθαρής ζirkονίας που υπάρχει στη φύση σε θερμοκρασία περιβάλλοντος. Κυριότερο χαρακτηριστικό του κρυστάλλου της είναι ο επτάπτυχος προσανατολισμός του Zr με ένα πλήθος δεσμών O²⁻ διαφορετικού μήκους κύματος και διαφορετικής γωνίας.

Η μονοκλινική φάση μετασχηματίζεται στην τετραγωνική στους 1170°C, η οποία παραμένει σταθερή μέχρι τους 2370°C. Η κρυσταλλική της μορφή αποδίδεται με ένα άτομο Zr στο εσωτερικό ενός τετραέδρου να περιβάλλεται από οκτώ άτομα O^{2-} τοποθετημένα στις κορυφές και σε αποστάσεις από το Zr 0.2455nm τα τέσσερα από αυτά και 0,2065nm τα υπόλοιπα.

Η κυβική φάση είναι σταθερή από τους 2370°C μέχρι το σημείο τήξεως του υλικού στους 2680°C.

Η βασική αρχή στα κεραμικά της σταθεροποιημένης ζirkονίας είναι η δημιουργία μιγμάτων καθαρής ζirkονίας και ικανής ποσότητας άλλου οξειδίου, ώστε να σταθεροποιηθούν οι αλλοτροπικές μορφές της ζirkονίας, τετραγωνική και κυβική, σε χαμηλότερες θερμοκρασίες. Στερεά διαλύματα οξειδίων δισθενών ή τρισθενών μετάλλων με κυβική συμμετρία, όπως επί παραδείγματι Y_2O_3 , MgO, CaO κρυσταλλώνονται στην τετραγωνική ή κυβική δομή σε θερμοκρασία περιβάλλοντος. Η μίξη της ζirkονίας με καθένα από τα παραπάνω οξείδια έχει ως αποτέλεσμα όχι μόνο τη σταθεροποίηση των φάσεων, αλλά και τη δημιουργία υλικών με πλήθος ιδιοτήτων που τα καθιστούν απαραίτητα σε μεγάλο εύρος εφαρμογών.

Προσθήκη στη ζirkονία Y_2O_3 σε περιεκτικότητα μικρότερη από αυτή που απαιτείται για την πλήρη σταθεροποίηση και σχηματισμό κυβικού πλέγματος, δηλαδή 8 mol %, υποβαθμίζει τη θερμοκρασία σχηματισμού της τετραγωνικής φάσης και προκαλεί εμφάνιση και των δύο στο πλέγμα (μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία).

Η μείωση του συντελεστή γραμμικής θερμικής διαστολής, καθώς και των μεταβολών του όγκου κατά τη θερμική επεξεργασία που παρουσιάζει η μερικώς σταθεροποιημένη ζirkονία σε σχέση με τη μονοκλινική προσφέρει μεγαλύτερη αντοχή σε μηχανικές καταπονήσεις και αντίσταση στη διάβρωση, δηλαδή χαρακτηρίζεται σκληρότερη.

Με προσθήκη στη ζirkονία Y_2O_3 σε περιεκτικότητα μικρότερη ίση ή μεγαλύτερη από 8 mol %, λαμβάνεται πλήρως σταθεροποιημένη ζirkονία με κυβική δομή τύπου φθορίτη. Η πλήρως σταθεροποιημένη ζirkονία εμφανίζει υψηλό σημείο τήξης, αυξημένη αγωγιμότητα και χημική αδράνεια.

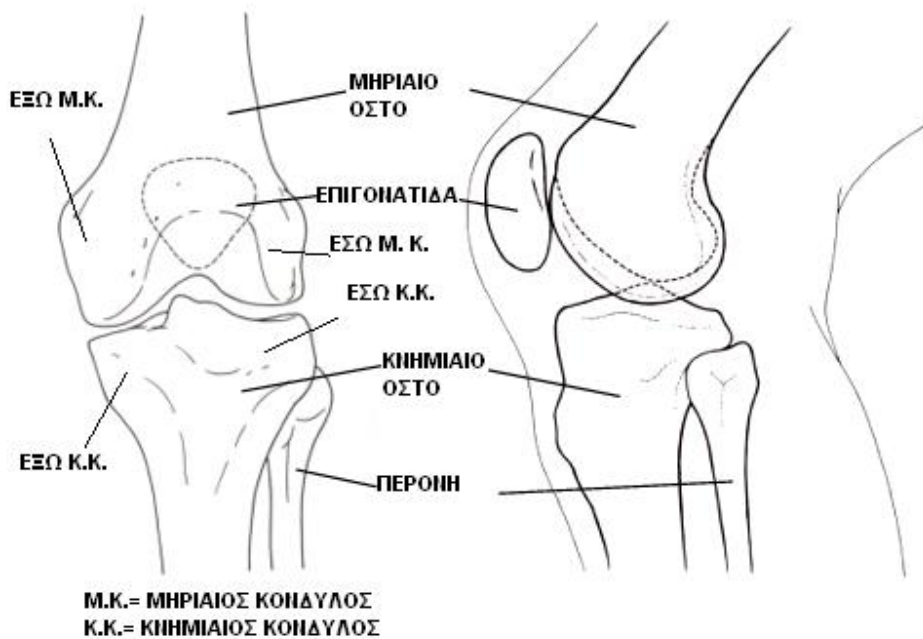
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5

5. ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ

5.1 ΓΟΝΑΤΟ

Το γόνατο είναι μία από τις πλέον ενδιαφέρουσες και πολύπλοκες αρθρώσεις του ανθρώπινου σώματός. Θεωρείται η μεγαλύτερη άρθρωση και έχει καταταγεί στις κονδυλιαίες αρθρώσεις (οι κονδυλιαίες αρθρώσεις αν εξεταστούν από ανατομικής και μόνο απόψεως είναι αρθρώσεις που επιτελούν κίνηση ως προς ένα μόνο άξονα). Το γόνατο, όμως, δεν είναι μια απλή άρθρωση μίας κίνησης ή περιστρεφόμενη. Στην πραγματικότητα, η κίνησή του επιτελείται ταυτόχρονα και στα τρία επίπεδα. Παρά ταύτα, η πιο εμφανής κίνηση γίνεται σε ένα επίπεδο και γι' αυτό το λόγο, από ανατομικής απόψεως, θεωρείται μονοαξονική άρθρωση.

Η άρθρωση του γόνατος αποτελείται από διάφορα οστά τα οποία φαίνονται στην ακόλουθη εικόνα:



Μορφολογικά, αποτελείται από τις επιφάνειες του κάτω άκρου του μηριαίου, του άνω άκρου της κνήμης και την επιγονατίδα. Αποτελείται δηλαδή ουσιαστικά από δύο αρθρώσεις την μηροκνημιαία και την επιγονατιδομηριαία.

Το κάτω άκρο του μηριαίου αποτελεί το άνω τμήμα της διάρθρωσης, το οποίο σχηματίζεται από δύο κονδύλους, τον έσω και τον έξω. Η αρθρική επιφάνεια της κνήμης είναι πεπλατυσμένη και αποτελείται από τον έσω και έξω κνημιαίο κόνδυλο.

Δύο οστά, το μηριαίο και η κνήμη, φέρουν το βάρος του σώματος, ενώ η επιγονατίδα και η περόνη, παρέχουν υποστήριξη και επιτρέπουν καλύτερη κινητικότητα. Το μηριαίο οστό είναι το εμβιομηχανικά πιο ισχυρό οστό στο ανθρώπινο σώμα. Οι αρθρικές επιφάνειες καλύπτονται από χόνδρο, που απορροφά τους κραδασμούς και έχει μικρό συντελεστή τριβής. Η επιγονατίδα είναι μικρό, τριγωνικό, δισκοειδές οστό, που βρίσκεται στο πρόσθιο μέρος του γόνατος. Αυτό το οστό προστατεύει την άρθρωση του γόνατος και δίνει μοχλοβραχίονα για τους μύες του ποδιού. Η περόνη δεν αποτελεί η ίδια μέρος της άρθρωσης του γόνατος, αλλά συμμετέχει μαζί με την κνήμη και βοηθά στη σταθερότητα της ποδοκνημικής (αστράγαλος).

Η άρθρωση περιέχει αρθρικό υγρό. Το παχύρρευστο αρθρικό υγρό εξυπηρετεί πολλαπλούς σκοπούς. Δρα ως λιπαντικό για τη μείωση της τριβής ανάμεσα στις επιφάνειες της άρθρωσης του γόνατος, επίσης συμπεριφέρεται ως απορροφητής κραδασμών διαχέοντας τις δυνάμεις, που ασκούνται στην άρθρωση εξαιτίας πιέσεων και κίνησης. Τέλος, το αρθρικό υγρό λειτουργεί ως μέσο μεταφοράς, αφαιρώντας τα απόβλητα και μεταφέροντας τροφή για τον αρθρικό χόνδρο.



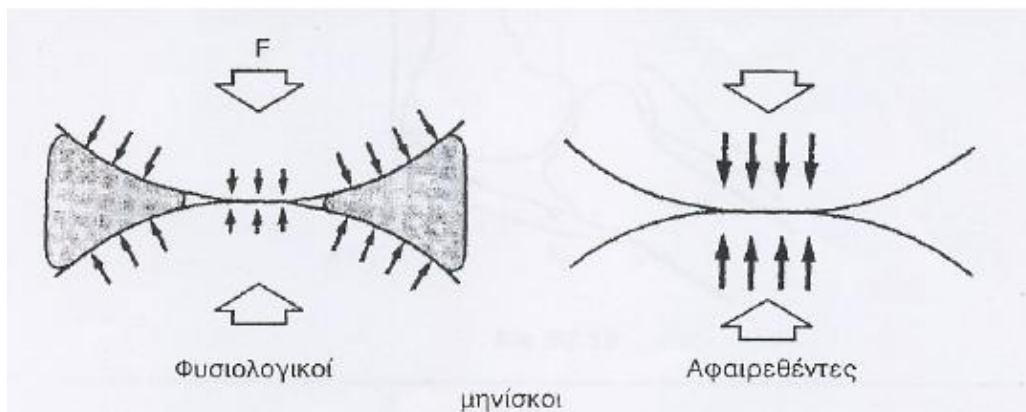
Ο αρθρικός χόνδρος είναι μια εξειδικευμένη μορφή χόνδρου, η οποία μειώνει την τριβή της άρθρωσης, αντιστέκεται στη φθορά και μεταφέρει τις δυνάμεις στο υποκείμενο οστό. Ο χόνδρος έχει μια ειδική δομή με σχετικά σκληρή εξωτερική επιφάνεια, από ίνες κολλαγόνου, πάνω σε ένα υπόστρωμα με δομή από πορώδες κολλαγόνο. Αυτή η δομή επιτρέπει στο χόνδρο να έχει επιφάνεια που αντιστέκεται στη φθορά, πάνω σε μία επιφάνεια που απορροφά τους κραδασμούς. Ο χόνδρος του γόνατος είναι ένας ζωντανός ιστός, αλλά δεν έχει αυτόνομη παροχή αίματος. Λαμβάνει όλα τα θρεπτικά συστατικά από το αρθρικό υγρό που το περικλείει. Αν καταστραφεί, λόγω αρθρίτιδας ή τραυματισμού, ο αρθρικός χόνδρος έχει περιορισμένη δυνατότητα αναγέννησης ή ανακατασκευής.

Το γόνατο παρουσιάζει τέσσερις κύριους συνδέσμους: τους δύο πλάγιους (τον έσω και τον έξω) και τους δύο χιαστούς (τον πρόσθιο και τον οπίσθιο). Οι

σύνδεσμοι συγκρατούν την άρθρωση του γόνατος και του δίνουν σταθερότητα. Ο έσω και ο έξω πλάγιος σύνδεσμος περιορίζουν την κίνηση του γόνατος στο μετωπιαίο επίπεδο. Ο πρόσθιος και ο οπίσθιος χιαστός περιορίζουν την κίνηση στο οβελιαίο επίπεδο.



Την άρθρωση συμπληρώνουν οι δύο μηνίσκοι, ο έσω και ο έξω, οι οποίοι είναι δύο ημισελινοειδείς χόνδρινοι συστάσεως σχηματισμοί. Οι δύο μηνίσκοι είναι αυτοί που απορροφούν το μεγαλύτερο μέρος των φορτίων που εφαρμόζονται στο γόνατο, αφού αυξάνουν την επιφάνεια επαφής των αρθρικών επιφανειών και επομένως αποφορτίζουν τον αρθρικό χόνδρο.



Επίσης οι μηνίσκοι λειτουργούν ως απορροφητές κραδασμών, αυξάνουν τη σταθερότητα της άρθρωσης δρώντας σαν σφηνοειδείς σταθεροποιητές, βοηθούν στην αντίληψη του χώρου, με νευρικές απολήξεις που υπάρχουν στην περιφέρειά τους, βοηθούν στην λίπανση των αρθρικών επιφανειών και τέλος κατά την κάμψη και την έκταση του γόνατος υποστηρίζουν τους μηνιαίους κονδύλους, με την κίνηση προς τα εμπρός και πίσω και με την ταυτόχρονη σμίκρυνση ή αύξηση της διαμέτρου τους.

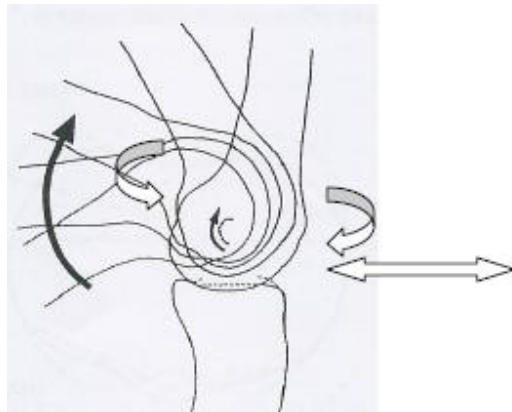
5.1.1 ΚΙΝΗΣΕΙΣ ΓΟΝΑΤΟΣ

Η κίνηση της άρθρωσης του γόνατος έχει απασχολήσει πολλούς ερευνητές και παρά το γεγονός ότι αποτελεί μια από τις πλέον μελετημένες αρθρώσεις, εξακολουθούν να παραμένουν ερωτηματικά.

Στο οβελιαίο επίπεδο το γόνατο εκτελεί κάμψη και έκταση που κυμαίνονται από 0° – 140° ή κατ' άλλους $0-145^{\circ}$. Εκτός από αυτή την κίνηση, το γόνατο εκτελεί στροφικές κινήσεις στο οριζόντιο επίπεδο. Σε πλήρη έκταση αυτή η στροφή δεν παρατηρείται επειδή οι αρθρικές επιφάνειες βρίσκονται σε σταθερή θέση. Αν το γόνατο καμφθεί στις 90° , τότε παρατηρείται έξω στροφή που μπορεί να φτάσει τις 45° . Αν η κάμψη του γόνατος υπερβεί τις 90° , οι στροφικές κινήσεις μειώνονται λόγω διάτασης των μαλακών μορίων.

Στο μετωπιαίο επίπεδο, υπό πλήρη έκταση, δεν παρατηρείται καμία κίνηση. Αν η άρθρωση καμφθεί σε γωνία 30° τότε είναι δυνατόν να παρατηρηθεί παθητικού χαρακτήρα κίνηση, προς τα έξω ή προς τα έσω, ενώ αν η κάμψη υπερβεί τις 30° αυτές οι κινήσεις μειώνονται. Η προς τα έξω παθητική κίνηση ονομάζεται κίνηση βλαισότητας, ενώ η προς τα έσω κίνηση ραιβότητας.

Το εύρος κίνησης του γόνατος κατά της κάμψη- έκταση στις καθημερινές ασχολίες κατά κύριο λόγο φτάνει τις 93° και ποτέ δεν ξεπερνά τις 117° .

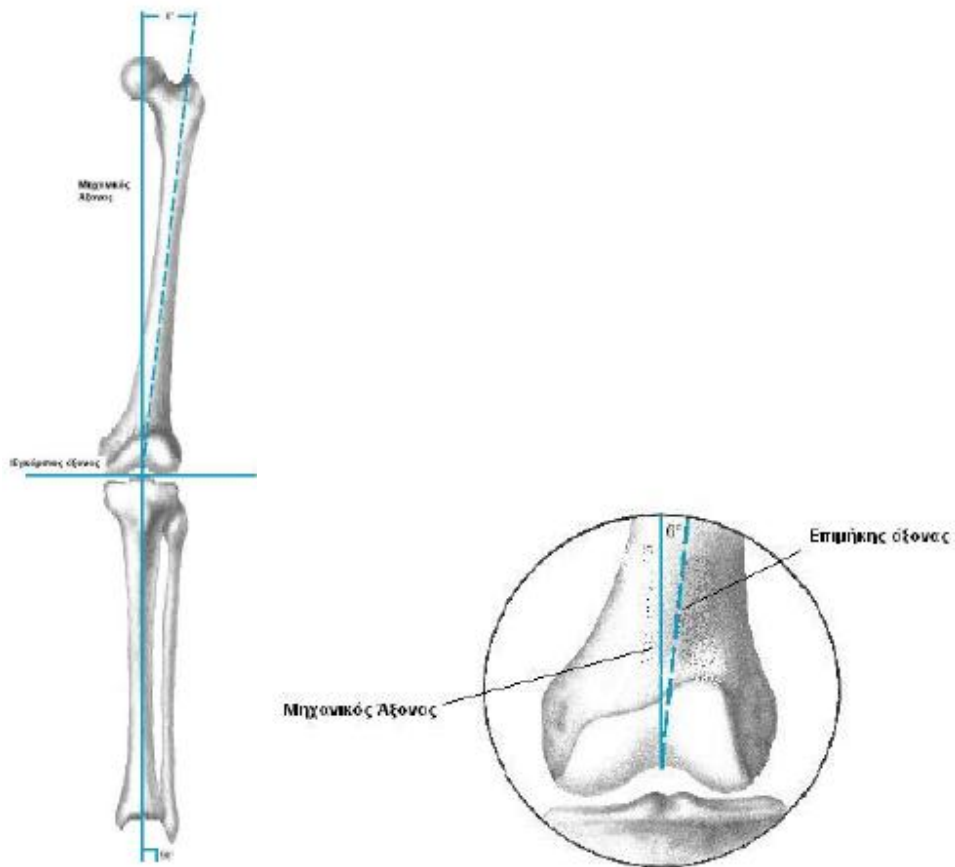


Επίσης δύο έννοιες που πρέπει να γνωρίζουμε και δεν πρέπει να συγχέονται είναι οι έννοιες επιμήκης άξονας και μηχανικός άξονας.

Επιμήκης άξονας ή ανατομικός άξονας του μηριαίου οστού είναι η νοητή γραμμή, που διέρχεται από το κέντρο του μηριαίου οστού και το διατρέχει σε όλο το μήκος του.

Μηχανικός άξονας ή άξονας φόρτισης, είναι η νοητή γραμμή μέσω της οποίας περνά το βάρος του σώματος. Διέρχεται διαμέσου του κέντρου της μηριαίας κεφαλής και του κέντρου της άρθρωσης του γόνατος.

Η γωνία που σχηματίζουν οι δύο άξονες μεταξύ τους είναι η γωνία εφαρμογής των μυϊκών φορτίων στην άρθρωση του γόνατος.



5.1.2 Άξονες της άρθρωσης του γόνατος

Η ευθεία γραμμή, η οποία ενώνει τα κέντρα των τριών κυρίων αρθρώσεων του κάτω άκρου, ισχίο-γόνατο-ποδοκνημική, ονομάζεται μηχανικός άξονας του κάτω άκρου.

Ο άξονας αυτός σχηματίζει 6° γωνία με τον άξονα του μηριαίου οστού και 3° γωνία με τον κατακόρυφο άξονα.

Η γωνία μεταξύ του μηχανικού και του κατακόρυφου άξονα του μηρού μεγαλώνει, όσο αυξάνεται το φάρδος της λεκάνης, όπως συμβαίνει στις γυναίκες. Αυτός είναι και ο λόγος που η φυσιολογική βλαισότητα είναι μεγαλύτερη στις γυναίκες από ότι στους άντρες.

Ο μηχανικός άξονας του κάτω άκρου περνά από το κέντρο της άρθρωσης του γόνατος. Αυτό παρουσιάζεται στο 60% περίπου των ανθρώπων. Στο υπόλοιπο 40%, ο μηχανικός άξονας του κάτω άκρου περνά 1εκ. περίπου προς τα μέσα από το κέντρο της άρθρωσης του γόνατος. Οι αποκλίσεις που μπορεί να παρουσιαστούν στον άξονα αυτό σε σχέση με το κέντρο της άρθρωσης του γόνατος και που είναι μεγαλύτερες από 2-2,5εκ. προς τα μέσα ή προς τα έξω παρουσιάζουν μία παθολογική κατάσταση, η οποία ονομάζεται ραιβότητα ή βλαισότητα.

5.1.3 Κινηματική του γόνατος

Η κινηματική καθορίζει το εύρος των κινήσεων και επεξηγεί την κίνηση των αρθρικών επιφανειών στα τρία επίπεδα κίνησης, μετωπιαίο, οβελιαίο και εγκάρσιο.

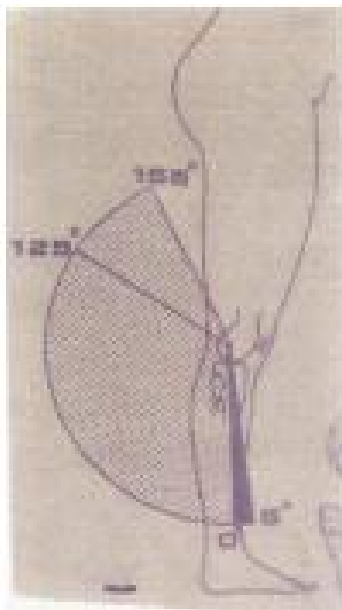
Οι κινήσεις που επιτρέπονται στην άρθρωση του γόνατος είναι κάμψη-έκταση στο οβελιαίο επίπεδο, κινήσεις απαγωγής-προσαγωγής της κνήμης πολύ μικρού εύρους (2° - 9°) σε μετωπιαίο επίπεδο και στροφικές κινήσεις στο εγκάρσιο επίπεδο.

Κάμψη-έκταση: από τη θέση της έκτασης μέχρι τη θέση της πλήρους κάμψης διαγράφεται τόξο 0 - 140° όταν η άρθρωση του ισχίου βρίσκεται σε κάμψη ενώ σε θέση έκτασης του ισχίου η κάμψη φτάνει μέχρι τις 120° , αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι οι οπίσθιοι μηριαίοι έχουν ελαττωμένη μυϊκή ισχύ κατά την έκταση του ισχίου. Η παθητική κάμψη μπορεί να φτάσει τις 160° επιτρέποντας την πτέρνα να έρθει σε επαφή με τον γλουτό.

Έκταση είναι η κίνηση που φέρνει το γόνατο στην ουδέτερη θέση από οποιαδήποτε θέση κάμψης, η παθητική έκταση μπορεί να φτάσει τις 5 - 10° , σε μερικά άτομα παρατηρείται αυτή η μη φυσιολογική υπερέκταση και οδηγεί σε ανάκυρτα γόνατα. Η έκταση ολοκληρώνεται με έξω στροφή της κνήμης και έσω στροφή των μηριαίων κονδύλων κατά 5° περίπου, για να γίνει το χαρακτηριστικό «κλειδώμα στο γόνατο».

Η κάμψη του γόνατος είναι μια σύνθετη κίνηση που αναλύεται σε μικρότερες κινήσεις δηλαδή κύλισης και ολίσθησης των μηριαίων κονδύλων πάνω στους κνημιαίους κονδύλους. Αυτή η σχέση κύλισης και ολίσθησης ποικίλλει στη διάρκεια της κάμψης-έκτασης. Στις πρώτες μοίρες της κάμψης (10-15°) παρουσιάζεται μόνο κύλιση και προοδευτικά, ως το τέλος της κάμψης, κύρια κίνηση γίνεται η ολίσθηση. Το μέγεθος της κυλίσεως διαφέρει μεταξύ των μηριαίων κονδύλων, με τον έξω μηριαίο κόνδυλο να παρουσιάζει κίνηση κύλισης μέχρι τις 20° κάμψης, ενώ ο έσω μέχρι τις 15°. Για να γίνει όμως η κάμψη, είναι απαραίτητη και η έξω στροφή του μηρού κατά 1°-2°, έτσι γίνεται και απελευθέρωση της άρθρωσης από τον ιγνυακό μυ.

Η επιγονατίδα κατά την κάμψη του γόνατος, μετατοπίζεται κατακόρυφα κατά μήκος της μεσοκονδύλιας αύλακας του μηριαίου. Το εύρος κίνησής της είναι περίπου 8 cm, δηλαδή διπλάσιο απ' το μήκος της.

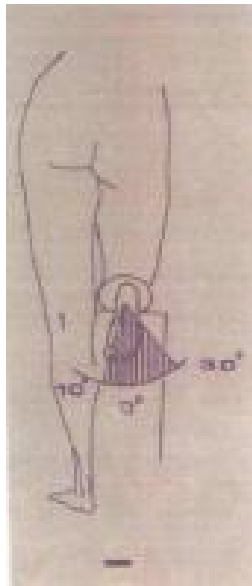


Έσω-έξω στροφή: στροφικές κινήσεις γίνονται μόνο από τη θέση κάμψης του γόνατος, στην έκταση οι μεσογλήνιες άκανθες μπλοκάρονται μέσα στη μεσοσπονδύλιο εντομή και δεν μπορεί να υπάρξει στροφή της κνήμης.

Η κίνηση της στροφής αρχίζει μετά τις 10°-20° κάμψης του γόνατος και αυξάνεται προοδευτικά μέχρι 90° κάμψης, εμφανίζοντας σ' αυτό το επίπεδο, έσω στροφή της κνήμης έως 30° και έξω στροφή έως 45°. Η παθητική έξω στροφή μπορεί να

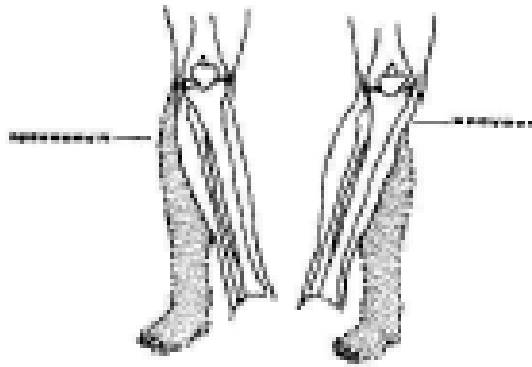
φθάσει τις 50° και η παθητική έσω στροφή τις 35° . Πρέπει να σημειωθεί ότι υπάρχει και ο τύπος της αυτόματης στροφής που συνδέεται με τις κινήσεις κάμψης-έκτασης, κατά το τέλος της έκτασης παρουσιάζεται έξω στροφή ενώ στην αρχή της κάμψης, έσω στροφή.

Κατά τη διάρκεια της έσω στροφής, ο έσω μηνίσκος έχει φορά προς τα εμπρός και έξω, ενώ ο έξω μηνίσκος προς τα πίσω και έσω. Κατά την έξω στροφή συμβαίνουν οι ακριβώς αντίθετες κινήσεις. Επίσης στην έξω στροφή της κνήμης ο έξω μηριαίος κόνδυλος παρεκτοπίζεται προς τα εμπρός πάνω στην αρθρική επιφάνεια του έξω κνημιαίου κονδύλου, ενώ ο έσω μηριαίος κόνδυλος προς τα πίσω.



Απαγωγή-προσαγωγή: Με το γόνατο σε έκταση οι πλάγιες αυτές κινήσεις κυμαίνονται από 2° - 5° , ενώ σε κάμψη 90° έχουν εύρος 4° - 9° .

Κατά την κάμψη, το εύρος είναι μεγαλύτερο, γιατί ο έξω πλάγιος σύνδεσμος είναι χαλαρός.



Κατά την χειρουργική αντιμετώπιση γίνεται αντικατάσταση των αρθρικών επιφανειών της κνήμης και του μηριαίου και ενίοτε και της επιγονατίδας με τεχνητές προθέσεις και δημιουργία μιας νέας μηχανικής άρθρωσης. Η ολική αρthroπλαστική του γόνατος ακολούθησε από το 1950 μια πορεία παράλληλα προς την αρthroπλαστική του ισχίου, χωρίς όμως να έχει εξίσου καλά αποτελέσματα για αρκετά χρόνια, επειδή όλοι οι τύποι προθέσεων που κατασκευάστηκαν δεν μπόρεσαν να μιμηθούν τη σύνθετη (κάμψη-έκταση-στροφή) του φυσιολογικού γόνατος, με αποτέλεσμα πρώιμη χαλάρωση. Ήδη όμως στους νέους τύπους προθέσεων το πρόβλημα αυτό λύθηκε και τα αποτελέσματα της ολικής αρthroπλαστικής του γόνατος είναι ικανοποιητικά σε 90-95% των περιπτώσεων, ποσοστό ανάλογο με τα αποτελέσματα της ολικής αρthroπλαστικής του ισχίου.



5.2 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 από μια μεταλλική μηριαία κεφαλή προσαρτημένη επάνω σε ένα μεταλλικό στέλεχος, σε συνεργασία με ένα κοτυλιδικό κέλυφος από πολυαιθυλένιο UHMPE. Η πρόσφυση στο οστό επιτυγχάνεται 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).

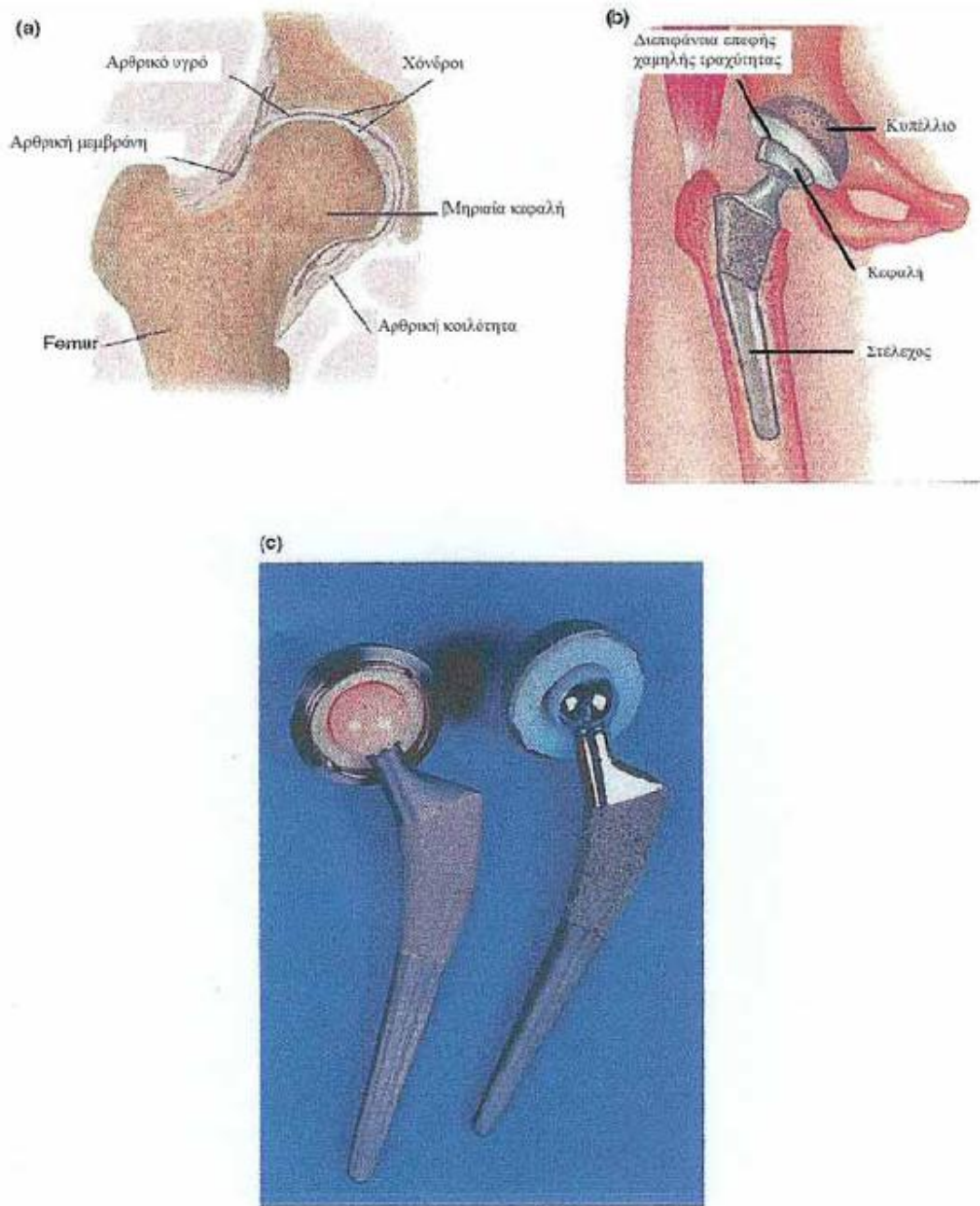
Σήμερα οι μηριαίες κεφαλές παρασκευάζονται κυρίως από μεταλλικά κράματα κοβαλτίου-χρωμίου (CoCr), ενώ το υλικό που έχει επικρατήσει για την συνεργαζόμενη επιφάνεια της κοτύλης είναι το πολυαιθυλένιο υψηλού μοριακού βάρους (βλ. σχ.5.4). Σχεδόν 500.000 εγχειρήσεις ολικής αρθροπλαστικής ισχίου και γονάτου γίνονται κάθε χρόνο σε Ευρώπη και Αμερική. Ο αριθμός αυτός, αναμένεται να αυξηθεί αισθητά τα επόμενα χρόνια εξ αιτίας κυρίως της γήρανσης του πληθυσμού 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

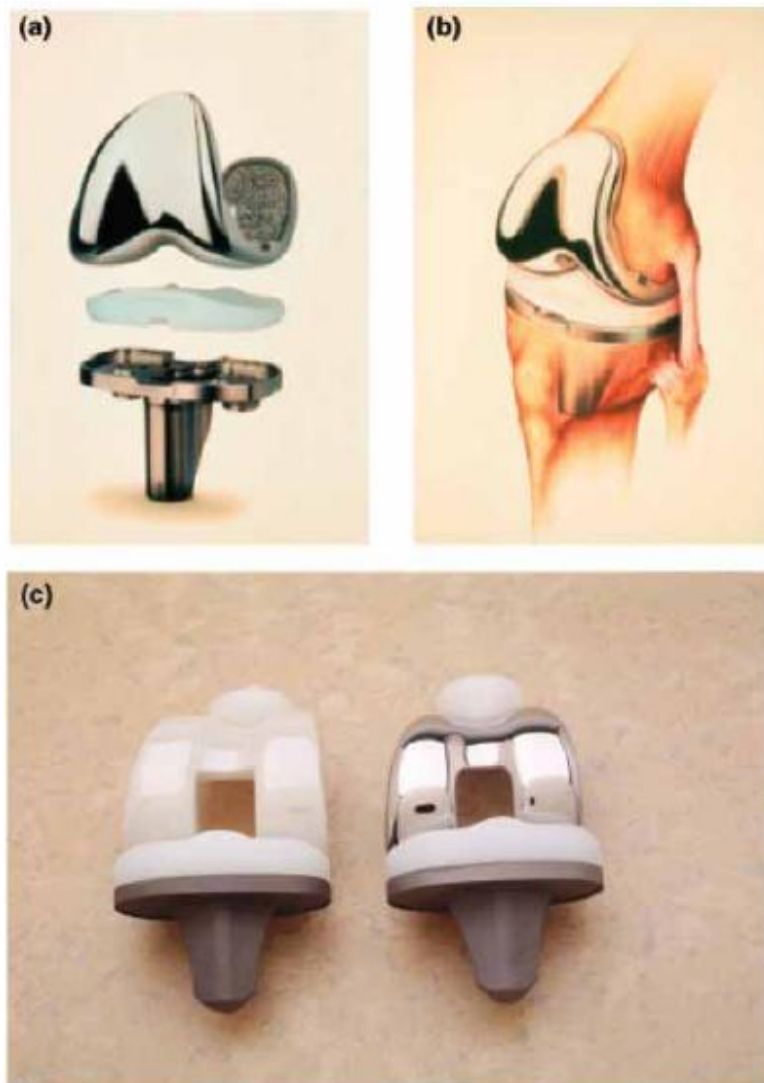
σωματίδια που παράγονται σταδιακά κατά την τριβή των συνεργαζόμενων επιφανειών του συνδέσμου, τα οποία με τον καιρό επικάθονται στους περιβάλλοντες ιστούς.

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 ζirkονία. Σήμερα η αλουμίνα αποτελεί το ευρύτερα διαδεδομένο κεραμικό υλικό στην ολική αρθροπλαστική ισχίου. Υπολογίζεται ότι από το 2005, πάνω από 5 εκατ. μηνιαίες κεφαλές και περισσότερα από 500,000 κοτυλιδικά κελύφη έχουν κατασκευαστεί από το υλικό αυτό παγκοσμίως. 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 από μηχανικής αλλά και από 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 α) Τεχνητά μέρη συνδέσμου γονάτου β) Σχηματική απεικόνιση μιας ΤΚΑ γ) Προσθετικά εμφυτεύματα γονάτου, κεραμικό με UHMWPE (αριστερά) και κράμα CoCr με UHMWPE (αριστερά). Η μεταλλική τους βάση είναι παρασκευασμένη από το κράμα Ti6Al4V.

5.3 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 βιοϋλικού 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 ζirkονία , 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 ζirkονία (ZTA), στην οποία το κεραμικό πλέγμα της αλουμίνας εμπλουτίζεται και ενισχύεται με μια αναλογία ζirkονίας. Το παραγόμενο υλικό εμφανίζει σημαντικά βελτιωμένα μηχανικά χαρακτηριστικά καθώς είναι λιγότερο φαθυρό από τη ζirkονία και την αλουμίνα χωριστά.
- 4) Δύστηκτα μέταλλα με ειδική κατεργασία επιφανείας μέσω οξειδωσης. Τέλειο παράδειγμα αυτής της κατηγορίας υλικών αποτελεί το οξίνιο. Πρόκειται για ζirkόνιο το οποίο μετά την αρχική του κατεργασία $\text{u}963$ στην επιθυμητή γεωμετρία υπόκειται σε επιφανειακή οξειδωση αποκτώντας ένα λεπτό στρώμα κεραμικής ζirkονίας.

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 ακολουθούν 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 πριν ή και μετά την πυροσυσσωμάτωση.

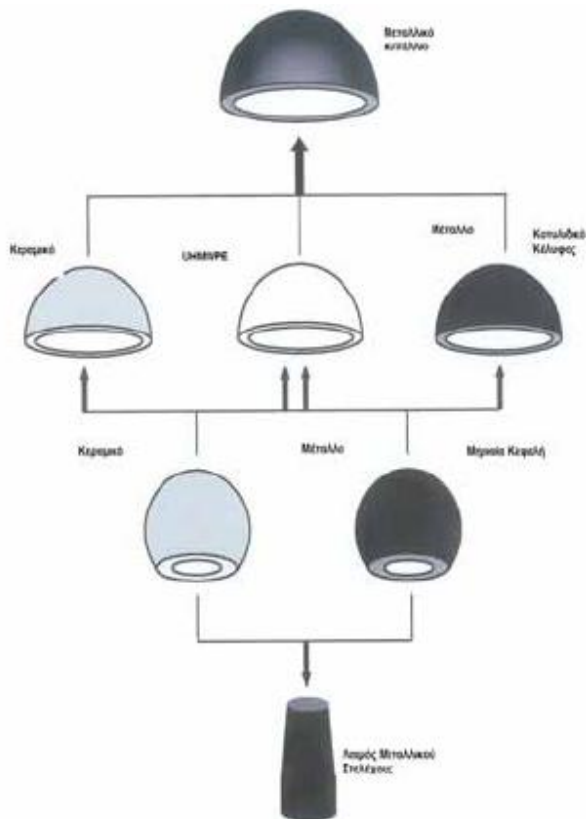
Η πρώτη γενιά κεραμικών προϊόντων από αλούμινα παρασκευάζονταν με τη μέθοδο της πυροσυσσωμάτωσης. Σήμερα, η ισοστατική συμπίεση εν θερμώ, αποτελεί την πιο αναγνωρισμένη και αποδεκτή μέθοδο, η οποία εγγυάται τεμάχια άριστης και ομοιόμορφης κοκκομετρίας και πυκνότητας. Συμβάλλοντας στην αξιοπιστία των 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 I που ακολουθεί.

Πίνακας I. 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 laser	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.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6

6.1 ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΚΑΤΑΠΟΝΗΣΗ ΟΡΘΟΠΑΙΔΙΚΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ

6.1.1 Φθορά κεραμικών μηριαίων κεφαλών

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

Πίνακας 6.1: Συγκριτικός πίνακας επιπέδων φθοράς συνεργαζόμενων υλικών που χρησιμοποιούνται στην ολική αρθροπλαστική ισχίου και γονάτου

Συνδυασμός υλικών	Γραμμική φθορά (μικ/έτος)
CoCr/UHMWPE	200
Alumina/UHMWPE	<100
Alumina/CFRP	<1
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 ζirkονία με προσθήκη υτρίου.

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 ανεπαρκούς 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.

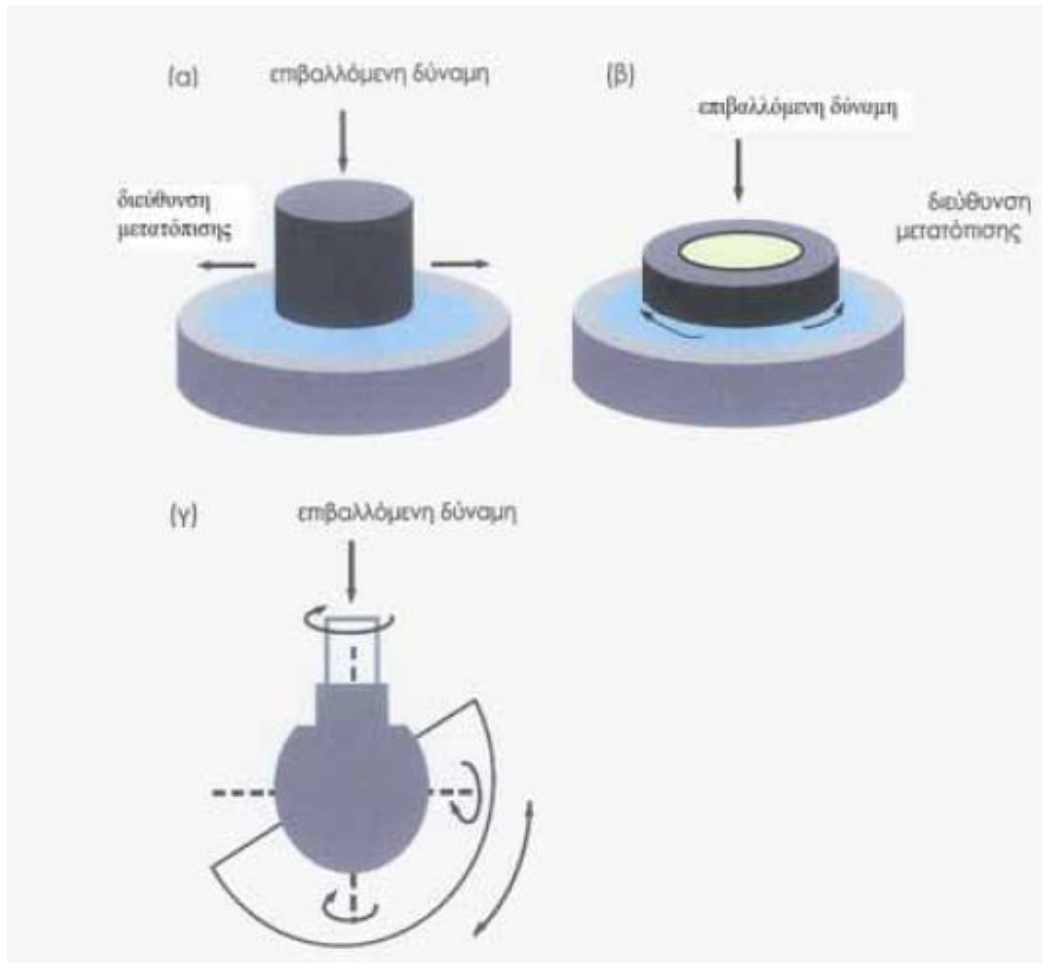
6.1.2 ΔΟΚΙΜΕΣ ΦΘΟΡΑΣ

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 6.1(α) και 6.1(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 ζωικά 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 6.1: Σχηματική απεικόνιση των tests φθοράς και διάβρωσης.(α)πείρου-επιφανείας, (β) δακτυλίου-επιφανείας, (γ) προσομοιωτής ισχιακού συνδέσμου.

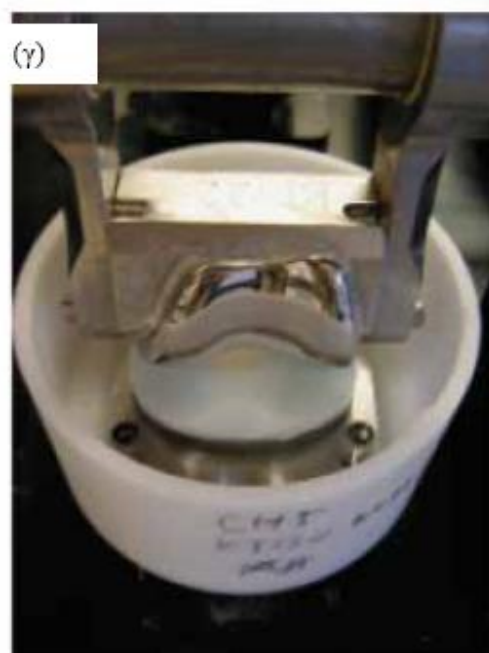
Τα αποτελέσματα των αναφερόμενων δοκιμών ποιότητας έχουν κατά καιρούς αμφισβητηθεί, καθώς συχνά καταλήγουν σε αντικρουόμενα επιστημονικά δεδομένα και αποτελέσματα. Εν μέρη, οι διαφοροποιήσεις αυτές οφείλονται στο πλήθος των ανεξάρτητων μεταβλητών όπως είναι:

- α Η διαστασιολογική τυποποίηση των δειγμάτων (γεωμετρικά μοντέλα)
- α Το λιπαντικό μέσο

- α Η εξομοίωση της διεπιφάνειας και των επιβαλλόμενων φορτίων
- α 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 6.2(α) φαίνονται τέσσερις σταθμοί μιας εγκατάστασης συνολικά οκτώ ισχιακών προσομοιωτών, με τις μηριαίες κεφαλές στην ανατομική θέση και τους θαλάμους αφαιρεμένους για καλύτερη απεικόνιση. Στις εικόνες 6.2 (β) και 6.2(γ) φαίνονται αντίστοιχα ένα μοντέλο ισχιακής άρθρωσης από κεραμική αλούμινα (κεφαλή-κέλυφος) και ένας προσομοιωτής γονάτου CoCr-UHMWPE.



Σχήμα 6.2: (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.

6.1.3 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 αναμένονται 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 περισσότερες 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 (6.3). 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, πριν 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 6.3.

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 mm³ ανά εκατ.κύκλους, σε συνθήκες έντονης καταπόνησης, μέχρι τα 0.2 και 1.84 mm³ 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.

6.3 Φθορές γονάτου

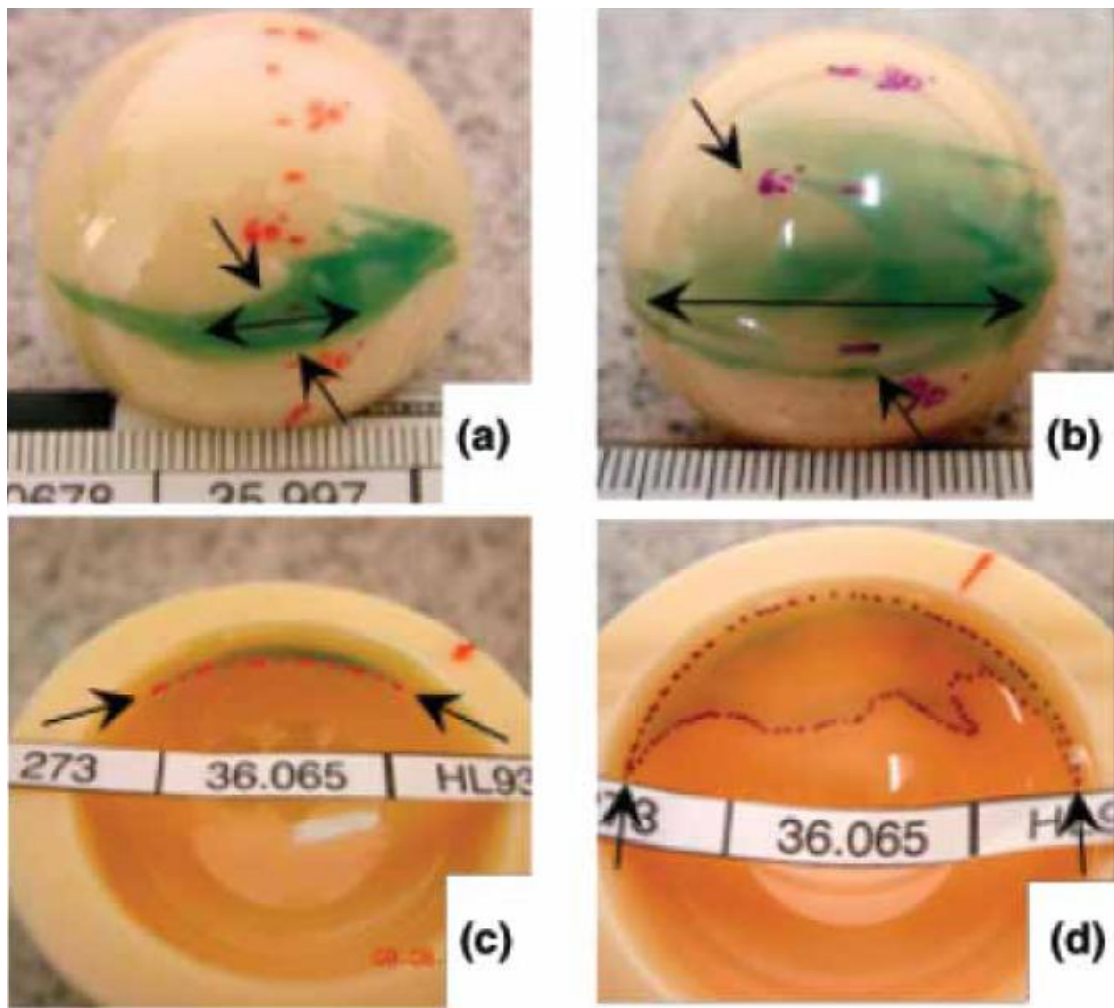
Οι αρθροπλαστικές εγχειρήσεις που εμφανίζουν μεγαλύτερη συχνότητα, είναι αυτές του γονάτου από κάθε άλλο σύνδεσμο. Σε μια ολική αρθροπλαστική

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 συνιστώμενα 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, χρησιμοποιείται ένα επιπλέον κομμάτι.



0.1×10^6 κύκλοι

50×10^6 κύκλοι



Σχήμα 6.3: Τυπικές περιπτώσεις εκδορών φθοράς σε ισχιακούς προσομοιωτές λειτουργίας κατά τις πρώτες 105 επαναλήψεις (α και γ) και στο τέλος της συγκεκριμένης προσομοίωσης στις 50×10^6 επαναλήψεις (β και δ) ενός ισχιακού μοντέλου αλούμινα-αλούμινα.

6.4 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 δημιουργείται 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 χειρουργοί 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.

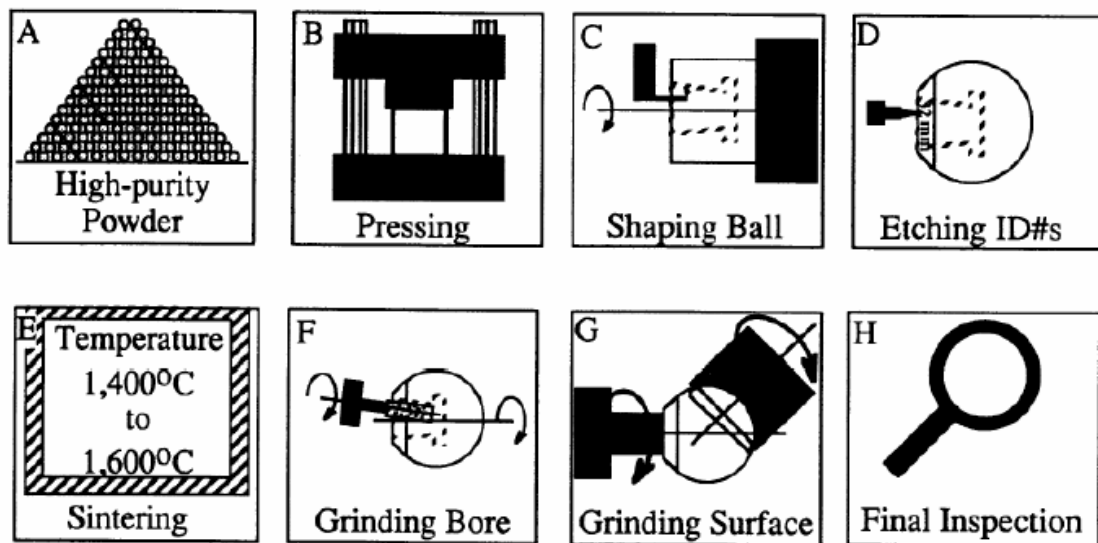
6.5 ΚΑΤΑΣΚΕΥΑΣΤΙΚΗ ΜΕΘΟΔΟΣ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ ΜΗΡΙΑΙΩΝ ΚΕΦΑΛΩΝ ΑΠΟ ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΥΛΙΚΑ

Αρχικά κόνη αλουμίνας ή ζirkονίας 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°C , 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°C και 1600°C . 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°C 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 6.4: Στάδια παρασκευής και ποιοτικού ελέγχου μηριαίων κεφαλών από κεραμική κόνη υψηλής καθαρότητας.

6.5 ΦΘΟΡΕΣ ΣΤΑ ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΑ ΚΡΑΜΑΤΑ

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.

6.5.1 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 πριν μερικά χρόνια στις πρώτες αρthroπλαστικές 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 χειρουργούς 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 άμβλυση των διαταραχών που έπονται των επαναλαμβανόμενων κινήσεων όπως το βάδισμα και το τρέξιμο.

6.5.2 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 τρεις 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 αναμειξεις 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 ανοξειδωτων χαλύβων

Βασικό μέταλλο είναι φυσικά ο σίδηρος με περιεκτικότητες μεγαλύτερες από 58%, αναμειγμένος με ποσοστά χρωμίου και νικελίου, καθώς και άλλων μετάλλων. Τα σύγχρονα μεταλλικά κράματα, πέρα από την εκάστοτε εταιρεία και την εμπορική ονομασία με την οποία λανσάρονται στη διεθνή αγορά, έχουν παρόμοιες χημικές συνθέσεις και υπακούουν στις ίδιες τεχνικές προδιαγραφές. Η μηχανική συμπεριφορά των υλικών αυτών, έχει φτάσει σε πολύ ικανοποιητικό επίπεδο, αποδίδοντας ικανοποιητικά στις εξαιρετικά επίπονες συνθήκες που επικρατούν στο ανθρώπινο σώμα.

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

- α Μεγάλης σκληρότητας και αντοχής σε κόπωση και λυγισμό, ώστε να αντέχουν στα υψηλά φορτία,
- α Μεγάλης στιβαρότητας, εφάμιλλης αυτής των οστών
- α Βιοσυμβατά, για να είναι αποδεκτά από τον οργανισμό
- α 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 6.2: Κύριες χαρακτηριστικές επιδόσεις των ορθοπεδικών μεταλλικών βιοϋλικών

ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ	ΑΝΟΞΙΔΩΤΟΙ 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.

6.5.2.1 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 6.3.

ΠΙΝΑΚΑΣ 6.3 : Στατιστικά ποσοστά ευαισθησίας στα μεταλλικά κράματα

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

Σήμερα, η πιθανότητα για έναν ασθενή να εμφανίσει κάποια αλλεργική επιπλοκή προερχόμενη από τεχνητό μεταλλικό εμφύτευμα, θεωρείται ελάχιστη αν και δεν υπάρχουν απολύτως ασφαλή τεστ που να το διασφαλίζουν.

Προκύπτουν δυο σημαντικά ερωτήματα σχετικά με το πρόβλημα αυτό. Το πρώτο αναφέρεται στο εάν μια τέτοια ευαισθησία συνδέεται με την αστοχία ενός τεχνητού εμφυτεύματος. Για πολλά χρόνια δεν υπήρχανε σχετικά πειραματικά δεδομένα που να παρέχουν πειστικές αποδείξεις για ένα τέτοιο ενδεχόμενο. Τα τελευταία χρόνια όμως, έχουν λάβει χώρα ορισμένες μελέτες που υποδεικνύουν ότι μια αλλεργική αντίδραση μπορεί να οδηγήσει στην χαλάρωση και τελικά στην αστοχία ενός μεταλλικού εμφυτεύματος.

Το δεύτερο ζήτημα, εξετάζει την πιθανότητα μιας πετυχημένης αρθροπλαστικής εγχείρησης σε ένα άτομο που χαρακτηρίζεται από υψηλή ευαισθησία σε ένα οποιοδήποτε ορθοπεδικό μεταλλικό κράμα. Από στατιστικά δεδομένα των τελευταίων ετών, προκύπτει ότι ασθενείς με θετικά αποτελέσματα σε τεστ ευαισθησίας έναντι ενός ορθοπεδικού μετάλλου, κατάφεραν να έχουν μια πετυχημένη ολική αρθροπλαστική. Όμως η σύγχρονη τεχνολογία και η ανάπτυξη στο χώρο της βιοϊατρικής δίνει στους ασθενείς αυτούς την 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.

6.5.2.2 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.

6.5.2.3 Στιβαρότητα

Ένας από τους σημαντικότερους ρόλους ενός τεχνητού εμφυτεύματος, είναι η απορρόφηση μέρους των φορτίων και των κραδασμών που καταβάλλουν καθημερινά τον σύνδεσμο. Σε μια ολική αρθροπλαστική ισχίου για παράδειγμα, μέρος των τάσεων που καταπονούν το άνω μέρος του μηριαίου οστού στο

περπάτημα και τις άλλες καθημερινές δραστηριότητες του ασθενούς, απορροφούνται από το στέλεχος.

Η στιβαρότητα του τεχνητού συνδέσμου παίζει σημαντικό ρόλο στον τομέα αυτό. Ένα στέλεχος μεγάλης στιβαρότητας, προσπαίζει υπερβολικά το μηριαίο οστό από τις επιβαλλόμενες τάσεις. Στα μεταλλικά κράματα το φαινόμενο αυτό είναι σύνθητες, διότι τα υλικά αυτά εμφανίζουν πολύ μεγαλύτερη στιβαρότητα από το ανθρώπινο οστό. Έτσι, το προστατευόμενο κνημιαίο οστό που περιβάλλει και συγκρατεί το εμφύτευμα, σταδιακά αδρανεύει και αποδυναμώνεται, με αποτέλεσμα να αδυνατεί να συγκρατήσει αποτελεσματικά το στέλεχος, οδηγώντας στη χαλάρωση του συνδέσμου και τελικά στην αστοχία.

Τα κράματα τιτανίου χαρακτηρίζονται από τη χαμηλότερη στιβαρότητα ανάμεσα στο πλήθος των ορθοπεδικών κραμάτων και για το λόγο αυτό προτιμούνται στις ολικές αρthroπλαστικές. Η στιβαρότητα του στελέχους όμως δεν εξαρτάται μόνο από τις φυσικές ιδιότητες του υλικού κατασκευής αλλά από τη γεωμετρία και το σχήμα του. Όσο μικρότερη είναι η διατομή του τόσο μικρότερη στιβαρότητα εμφανίζει. Για αυτό όταν μελετάται η κατασκευή ενός στελέχους με στιβαρότητα εφάμιλλη εκείνης του φυσικού οστού, πρέπει να λαμβάνεται υπόψη, εκτός από τα χαρακτηριστικά του υλικού, η δομή και η γεωμετρία του. Μια από τις πιο πρόσφατες τεχνολογίες προς την κατεύθυνση αυτή, είναι η Μέθοδος της Μεταβατικής Τεχνικής. Κατασκευάζεται μια μεταλλική πορώδης επικάλυψη από βολφράμιο, η οποία παρουσιάζει σχεδόν ίδια στιβαρότητα με εκείνη του φυσικού οστού, και εναποτίθεται στην εξωτερική επιφάνεια του στελέχους. Με τον τρόπο αυτό, οι κατασκευαστές προσβλέπουν σε μια ομαλή μετάβαση από το κράμα υψηλής στιβαρότητας στο πιο αδύναμο ανθρώπινο οστό.

6.5.2.4 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:

- Ø 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.
- Ø Στις διεπιφάνειες μετάλλου με μέταλλο όπου έχουμε σχετική κίνηση, όπως στην περίπτωση κεφαλής με κοτυλιδικό κέλυφος μιας ΤΗΑ. Η διάβρωση στην περίπτωση αυτή απελευθερώνει μεταλλικά ιόντα στον περιβάλλοντα χώρο που μπορεί να έχουν αρνητικές επιπτώσεις στην υγεία του ασθενούς αλλά και στην κατάσταση του εμφυτεύματος.

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

Τα ιόντα χρωμίου και κοβαλτίου αποβάλλονται μέσω των νεφρών ελέγχοντας τις αντίστοιχες περιεκτικότητες. Σε ασθενείς όμως με χρόνια νεφρική ανεπάρκεια, εντοπίζονται αυξημένες περιεκτικότητες των στοιχείων αυτών στο αίμα. Για το λόγο αυτό, η προσθήκη ενός τεχνητού εμφυτεύματος πρέπει να γίνεται με υλικά που δεν επηρεάζουν μακρόχρονα την υγεία αυτών των ατόμων.

Τέλος, το σύνολο των ορθοπεδικών μεταλλικών κραμάτων δεν είναι μαγνητικά. Αυτό διευκολύνει την παρακολούθηση της πορείας του ασθενούς με μαγνητικές τομογραφίες.

6.6 Στιβαρότητα και αντοχή των κεραμικών

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 οξειδία 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 5^η 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. Κατά την βιομηχανική εποχή χρησιμοποιήθηκαν ως πυρίμαχα, λειαντικά και μονωτικά.

Στα μέσα του 20ου αιώνα, καθαρά οξειδία 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 j/C2_0 1το λόγο αυτό υπάρχει μια συνεχή προσπάθεια βελτίωσης των υλικών αυτών και περιορισμού των μειονεκτημάτων στο ελάχιστο 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 II 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 τρεις δεκαετίες τα σύγχρονα κεραμικά υλικά έχουν παρουσιάσει τεράστια βελτίωση σε θέματα αξιοπιστίας και μηχανικών ιδιοτήτων. Καταλυτικό παράγοντα στην εξέλιξη αυτή αποτέλεσε ο έλεγχος και η βελτίωση της πρώτης ύλης (η χημική σύνθεση, η καθαρότητα και το μέγεθος των κόκκων της αρχικής κόνης) και των κατασκευαστικών μεθόδων.

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 I) και ανεξάρτητο του χρόνου φόρτισης, σε αντίθεση με ότι συμβαίνει στα πολυμερή. Εξαιτίας της σχετικά χαμηλής πυκνότητάς τους, τα κεραμικά παρουσιάζουν πάρα πολύ υψηλό ειδικό μέτρο ελαστικότητας (E/ρ) και γι'αυτό οι κεραμικές ίνες χρησιμοποιούνται ως ενισχυτικό των σύνθετων υλικών.

ΠΙΝΑΚΑΣ 6.5: Ειδικό μέτρο ελαστικότητας ορισμένων μετάλλων και κεραμικών.

ΥΛΙΚΟ	ΜΕΤΡΟ ΕΛΑΣΤΙΚΟΤΗΤΑΣ E(GPa)	ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ $\rho(\text{g}/\text{cm}^3)$	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:

$$E = E_0 (1 - 1,9P + 0,9P^2)$$

όπου E_0 το μέτρο ελαστικότητας του κεραμικού για μηδενικό πορώδες.

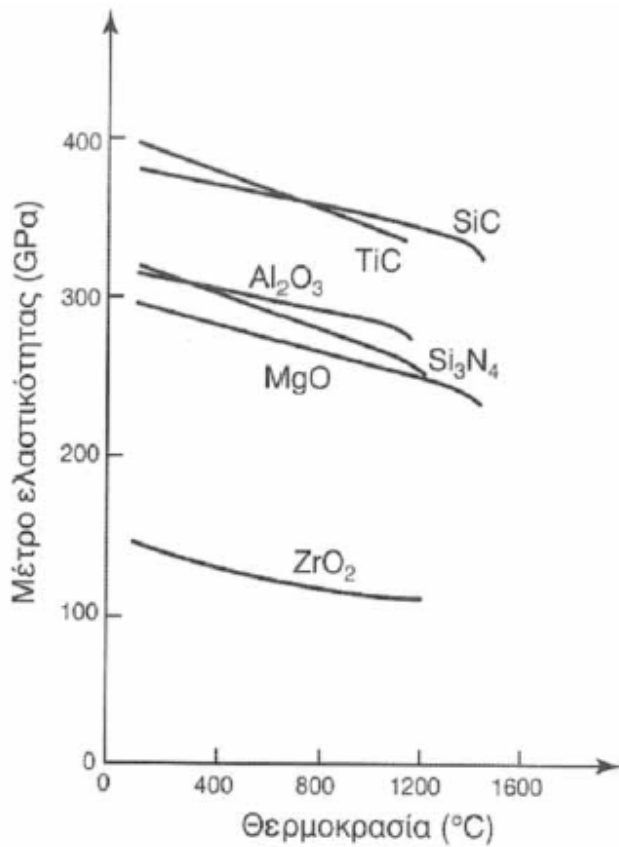
$$\sigma_{TS} = (\sigma_{TS})_0 e^{-nP}$$

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

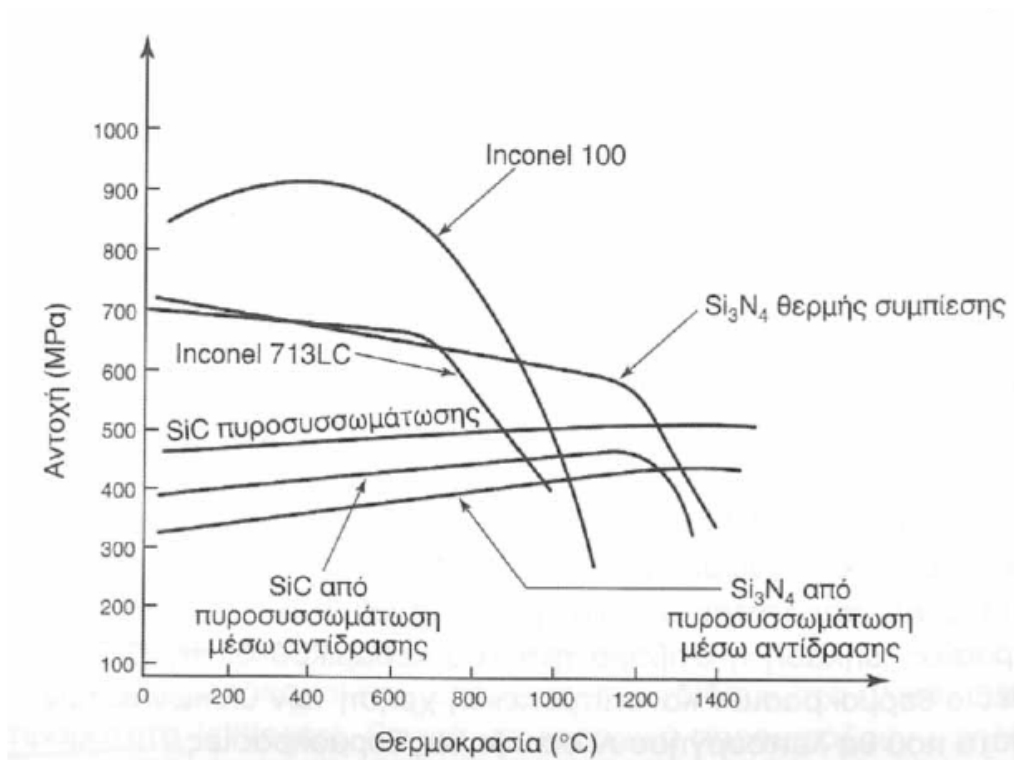
Στο σχήμα 6.5 που ακολουθεί, δίνεται η εξάρτηση του μέτρου ελαστικότητας διαφόρων κεραμικών ενώσεων από τη θερμοκρασία. Γενικά, παρατηρείται ότι το μέτρο ελαστικότητας (E) διατηρείται σχεδόν σταθερό σε υψηλές θερμοκρασίες, δηλαδή η στιβαρότητα του κεραμικού διατηρείται σε ένα ευρύ θερμοκρασιακό πεδίο και επιτρέπει τη χρήση των υλικών αυτών σε εξαρτήματα που θα λειτουργήσουν σε υψηλές θερμοκρασίες.

Η εξάρτηση της αντοχής των κεραμικών από τη θερμοκρασία δίνεται στο σχήμα 6.6. 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 8000C, τα κεραμικά διατηρούν μια μέση αντοχή της τάξης των 450 MPa για θερμοκρασίες από 0 έως 14000C.



Σχήμα 6.5: Η επίδραση της θερμοκρασίας στο μέτρο ελαστικότητας διαφόρων κεραμικών. Για λόγους σύγκρισης αναφέρουμε ότι ο χάλυβας έχει μέτρο ελαστικότητας περίπου 200 GPa.



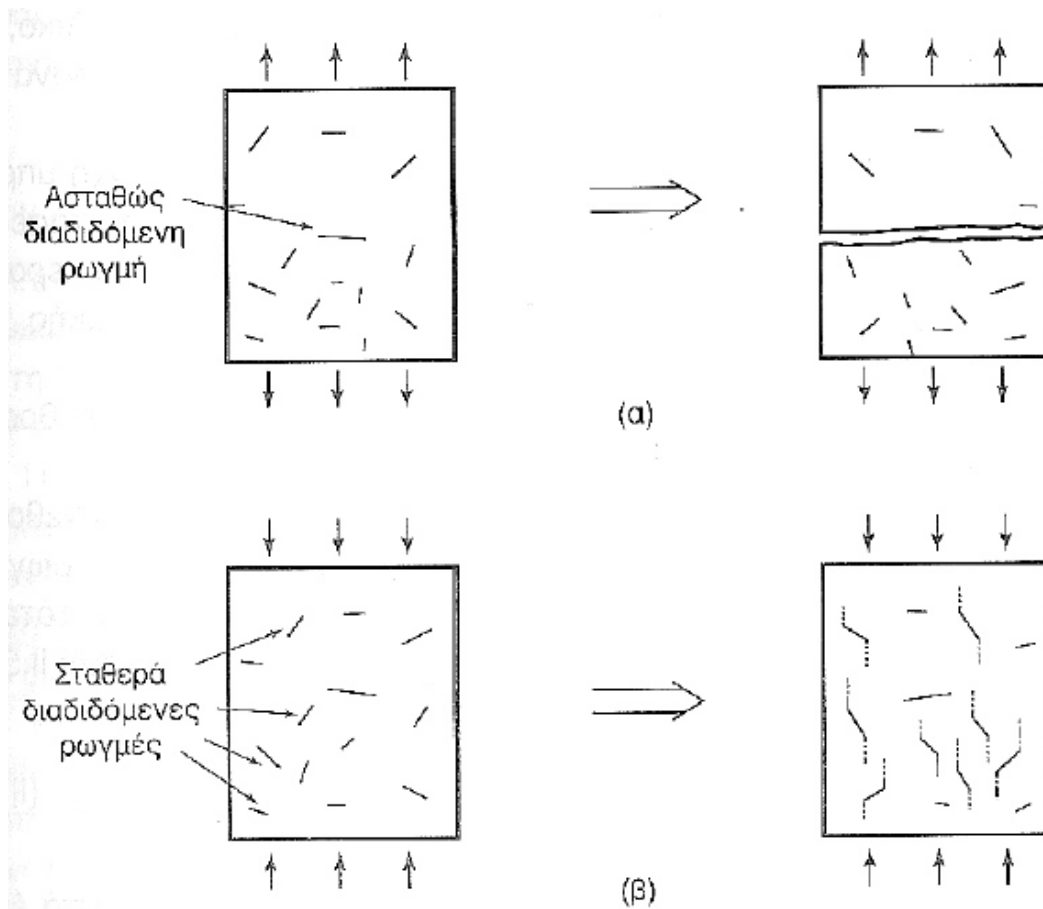
Σχήμα 6.6: Η επίδραση της θερμοκρασίας στην αντοχή ορισμένων κεραμικών και υπερκραμάτων.

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

Μια σχηματική εξήγηση των παραπάνω δίνεται στο σχήμα 6.7. Κατά τον εφελκυσμό, η αστοχία του κεραμικού επέρχεται από την ταχύτατη διάδοση της μεγαλύτερης ρωγμής, της οποίας η διεύθυνση είναι κάθετη στη διεύθυνση εφελκυσμού.

Οι ρωγμές κατά τη θλίψη διαδίδονται αργά και σταθερά, κατά τη διεύθυνση θλίψης. Η θραύση δεν προκαλείται από τη γρήγορη ασταθή διάδοση μιας ρωγμής, αλλά από την αργή συνένωση πολλών ρωγμών, που δημιουργούν μια ζώνη ραύσης.

Οι ρωγμές που είναι κάθετες στη διεύθυνση θλίψης "κλείνουν".



Σχήμα 6.7: Μηχανισμός θραύσης κεραμικών κατά τη δοκιμή τους σε εφελκυσμό (α) και σε θλίψη (β).

6.6.1 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 θεμελιώθηκε 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 :

$$\sigma = \sqrt{\frac{EG_c}{\pi\alpha}}$$

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

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

Στην περίπτωση που η αρχική ρωγμή δεν είναι στο εσωτερικό,αλλά ξεκινά από την επιφάνεια του εξεταζόμενου υλικού,το αρχικό μήκος της ρωγμής λαμβάνεται ίσο με (α).

Έτσι, προκύπτει η παρακάτω σχέση, η οποία προσδιορίζει τον παράγοντα έντασης τάσεως (K) (stress intensity factor):

$$K = \sigma\sqrt{\pi a} = \sqrt{EG_c}$$

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

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

$$K = f\sigma\sqrt{\pi a}$$

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

Πειραματικά ο προσδιορισμός της αντοχής σε θραύση γίνεται με τον προσδιορισμό του κρίσιμου παράγοντα έντασης τάσεως (K_c , critical stress intensity factor ή critical fracture toughness), ο οποίος ορίζεται ως η τιμή της τάσης για την οποία μια ρωγμή, προϋπάρχουσα σε προτυποποιημένο δοκίμιο διαδίδεται ταχύτατα κατά τον εφελκυσμό του.

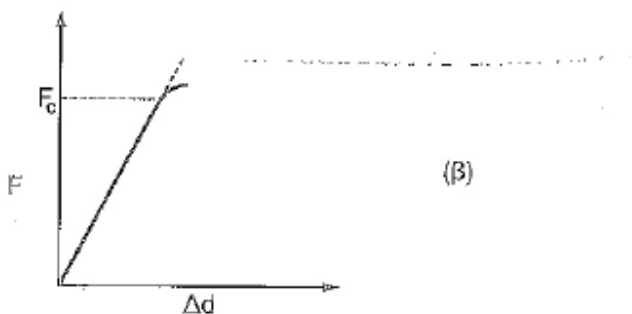
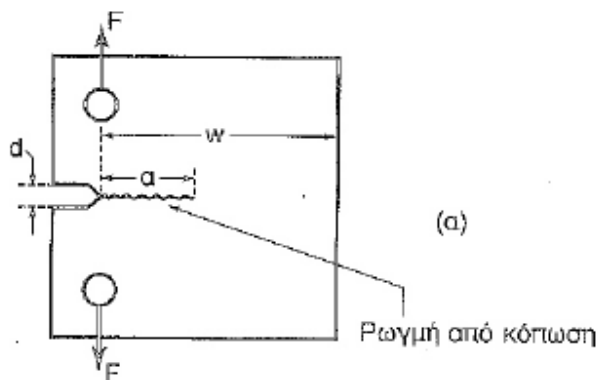
Πιο συγκεκριμένα, για τον πειραματικό προσδιορισμό του K_c , αρχικά δοκίμιο με μηχανική εγκοπή, υποβάλλεται σε δοκιμή κόπωσης, ώστε να αναπτυχθεί στη μάζα του, στην άκρη της εγκοπής, ρωγμή με το ελάχιστο δυνατό μήκος (a). Εν συνεχεία, το δοκίμιο υποβάλλεται σε δοκιμή εφελκυσμού (σχήμα 6.8α) κατά την οποία καταγράφεται η μεταβολή της δύναμης (F) συναρτήσει της μεταβολής του

“ανοίγματος” της ρωγμής (Δd), (σχήμα 6.8β). Με τον τρόπο αυτό προσδιορίζεται η κρίσιμη τιμή F_c , για την οποία το δοκίμιο παύει να παραμορφώνεται ελαστικά και θραύεται με ακαριαία διάδοση της ρωγμής. Ξέροντας την τιμή της F_c , μπορούμε να υπολογίσουμε την ονομαστική τιμή της τάσης (σ_c), καθώς επίσης και του κρίσιμου παράγοντα έντασης τάσεως (K_c).

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:

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



Σχήμα 6.8: (α) Δοκίμιο εφελκυσμού του οποίου οι διαστάσεις είναι της ίδιας τάξης μεγέθους με το μήκος των προϋπαρχουσών ρωγμών. (β) Καμπύλη μεταβολής $F-\Delta d$ κατά τον εφελκυσμό.

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

(α) Ισχυροποίηση μέσω μικρορωγμάτωσης (microcrack toughening). Κατά το μετασχηματισμό της τετραγωνικής σε μονοκλινή, στη μάζα της ζirkονίας αναπτύσσονται μικρορωγμές, οι οποίες δημιουργούν ένα πλέγμα αναχαίτισης της πορείας διάδοσης της κύριας ρωγμής (σχήμα 6.8α).

(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 ζirkονίας σε μονοκλινή. Σε αυτήν την περίπτωση η διάδοση της ρωγμής παρεμποδίζεται τόσο από τους μετασχηματισμένους κόκκους στην κορυφή της ρωγμής, όσο και από τις εκεί παραμένουσες θλιπτικές τάσεις, λόγω του μετασχηματισμού των κόκκων που βρίσκονται εκατέρωθεν της ρωγμής (σχήμα 6.8β)

6.6.2 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 (6.9). Η μηχανική αντοχή του κεραμικού διατηρείται σταθερή, μέχρις ότου η διαφορά θερμοκρασίας ΔT 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 :

$$\sigma_{\max} = \frac{E\alpha\Delta T}{1-\nu}$$

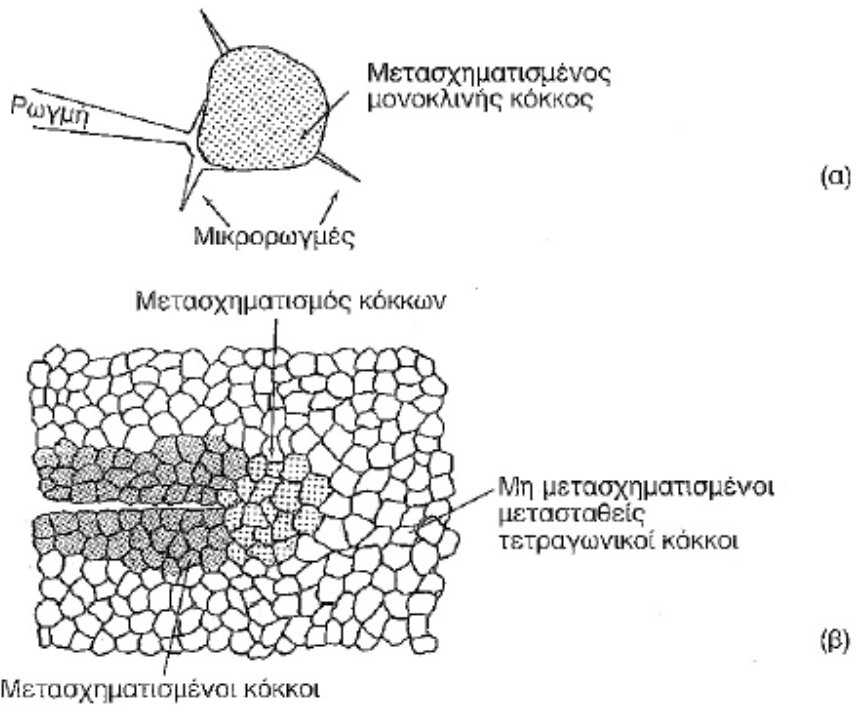
όπου E το μέτρο ελαστικότητας α ο συντελεστής θερμικής διαστολής και ν ο λόγος Poisson A_n η μέγιστη αναπτυσσόμενη τάση στην επιφάνεια (σ_{\max}) είναι

μικρότερη της τάσης θραύσης (σ_f), το κεραμικό δε θα αστοχήσει. Τέτοιες τάσεις αναπτύσσονται όταν η ΔT 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 θα έχουμε με βάση τις παραπάνω σχέσεις:

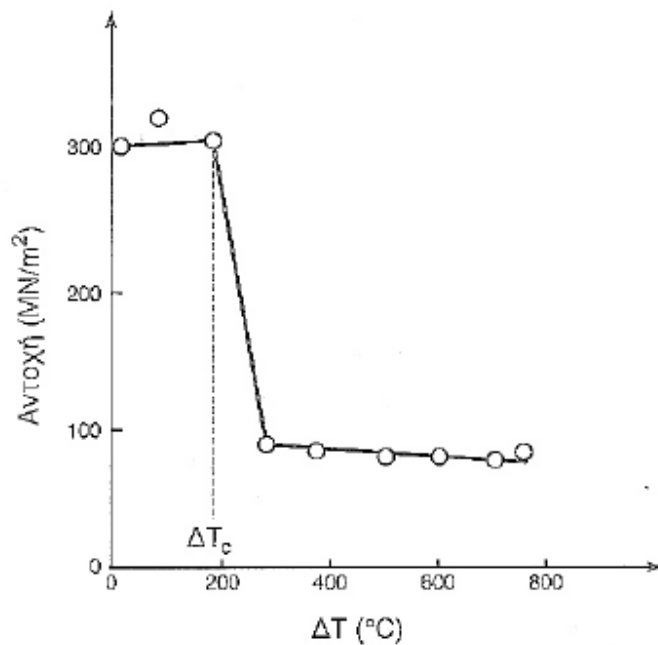
$$\Delta T_c = \frac{\sigma_f(1-\nu)}{E\alpha}$$

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

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



Σχήμα 6.8: Μηχανισμοί ισχυροποίησης της ζirkονίας, συνδεδόμενοι με το μετασχηματισμό $t \rightarrow m$: (α) Ισχυροποίηση μέσω μικρορωγμάτωσης και (β) Ισχυροποίηση μέσω μετασχηματισμού.



Σχήμα 6.9: Μηχανική αντοχή αλούμινας συναρτήσει της ΔT.

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 6.10) Κατά τη διάρκεια του πρώτου σταδίου του ερπυσμού, ο ρυθμός Παραμόρφωσης ($\dot{\epsilon}$) μειώνεται με το χρόνο, τείνοντας να σταθεροποιηθεί σε μια τιμή ($\dot{\epsilon}_{ss}$), η οποία υπολογίζεται από την παρακάτω σχέση:

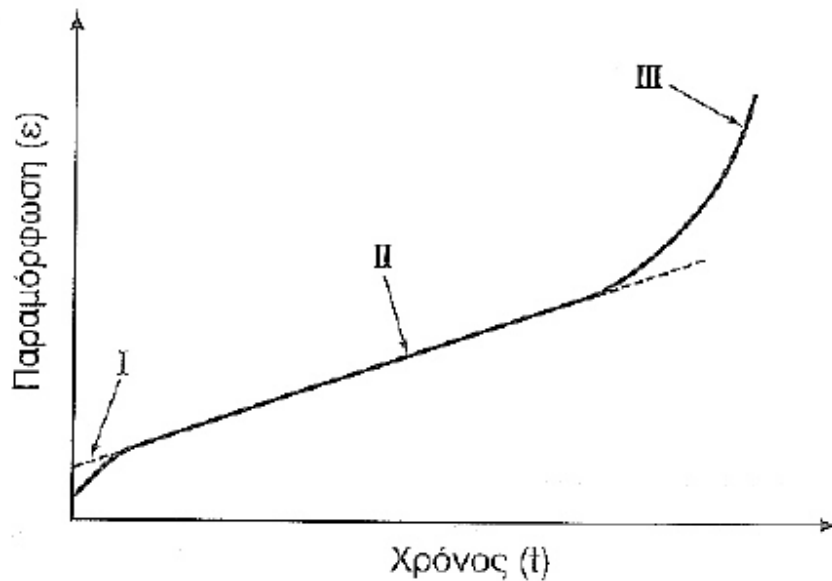
$$\dot{\epsilon}_{ss} = A \sigma^n \exp \frac{-Q}{RT}$$

όπου σ η τάση, A 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°C).

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, ρέει σε υψηλές θερμοκρασίες. Το πρόβλημα αντιμετωπίζεται με ενισχυτικές προσθήκες της υαλώδους φάσης.



Σχήμα 6.10: Καμπύλη ερπυσμού κεραμικού υλικού

6.6.3 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.

6.6.4 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 ποιοί

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.

6.6.5 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 θειικό οξύ (όξινη βροχή), το οποίο αντιδρά με το ανθρακικό ασβέστιο του μαρμάρου και το μετασχηματίζει σε γύψο ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$). 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.

6.6.6 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 πήκτων (gels). Από τα σπουδαιότερα είναι ο ενεργός άνθρακας, η ξηροπηκτική SiO₂ (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 (TiO₂) για την απομάκρυνση των οξειδίων του αζώτου από βιομηχανικά απαέρια και το οξείδιο του πυριτίου (SiO₂) για την απομάκρυνση θείου από υδρογονάνθρακες, τον πολυμερισμό των ολεφινών και την οξειδωση 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 ζirkονία, η τιτανία.

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

Αποτελούνται από :

- α το κεραμικό υπόβαθρο από κορδιερίτη κυψελοειδούς δομής και 400 οπών/in²,
- α το φορέα του καταλύτη από γ-αλούμινα ή άλλα οξειδία υπό έρευνα και
- α τον καταλύτη από πολύτιμα μέταλλα (Pt,Rh και Pd) σε λεπτό διαμερισμό (μοριακά κόσκινα).

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

1. P.M.REUTELINGSPERGER. The rotating disc as a device to study the adhesive properties of endothelial cells under differential shear stresses. J Mat Sci. Mat Med 5(1994) 361-367.
2. Pratt J.K., Williams K.S., Jarrel E.B.. Enhanced adherence of human adult endothelial cells to plasma discharge modified polyethylene terephthalate. J. Biomed Mat Res; 23; 1131-1147; 1989.
3. Andres J. Garcia and Nathan D. Gallant. Stick and grip. Cell Biochemistry and Biophysics; 39;2003.
4. Andres J. Garcia, Paul Ducheyne, Devid, Boettiger. Quantification of cell adhesion using a spinning disc device and application to surface-reactive materials. Biomaterials 18; 1091-1098; 1997.
5. David Boettiger, Mechanical control of integrin-mediated adhesion and signaling. COCEBI-1035.
5. Κ. Μπελεκούκας, Γ. Σαρηγιάννης. Σύγχρονες Προσεγγίσεις στο Σχεδιασμό και Σύνθεση Αναλόγων του RGD ως Αντιθρομβωτικών και Αντικαρκινικών Φαρμάκων. PHARMAΚΕΦΤΙΚΗ15,1, 2-11, 2002.
- 6.Κ. ΒΑΡΣΑΜΙΔΗΣ, «ΡΗΞΗ ΚΑΙ ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΠΡΟΣΘΙΟΥ ΧΙΑΣΤΟΥ ΣΥΝΔΕΣΜΟΥ ΣΕ ΑΘΛΗΤΗ» ΤΕΙ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ, 2007
7. Δ.Ε.Μανωλάκος, Δ.Ι. Παντελής, «ΒΙΟΪΛΙΚΑ ΙΙ», Αθήνα, Ιανουάριος 2005
8. Ν. Μπουρόπουλος, Ο. Παύλου, «Εισαγωγή στα Βιοϋλικά», Πανεπιστήμιο Πατρών, 2002
9. Φτίκος, «Επιστήμη και Τεχνική των Κεραμικών», Αθήνα 2003
10. ΓΕΩΡΓΙΛΕ ΜΑΡΙΑ, ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ «ΒΙΟΪΛΙΚΑ ΣΤΑ ΤΕΧΝΗΤΑ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΑ ΚΑΙ ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΑΚΡΙΒΕΙΑΣ ΤΩΝ ΕΜΦΥΤΕΥΜΑΤΩΝ», ΑΘΗΝΑ, 2007
11. http://www.alpha-bio.eu/documents/Colorado_2.pdf
12. <http://www.ce.cmu.edu/GreenDesign/gd/education/gdedintro.pdf>
13. Η ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗ ΤΩΝ ΠΡΟΘΕΣΕΩΝ ΤΩΝ ΚΑΤΩ ΑΚΡΩΝ, Δρ. Παναγιώτης Β. Τσακλής

14. Σημειώσεις μαθήματος ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΗΣ-ΚΙΝΗΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΤΩΝ ΑΚΡΩΝ Κ. Κονταξάκη για το τμήμα Τεχνολογίας Ιατρικών Συστημάτων Τ.Ε.Ι Ηρακλείου Κρήτης
15. www.student.brighton.ac.uk/anatomy.htm
16. www.student.brighton.ac.uk/anatomy.htm
17. www.wmt.com/kneesite/wright-animations/totkneewright.html
18. Alberts B., Johnson A., Lewis J., Raff M., Roberts K., Walter P., 2002. Molecular Biology of the Cell, Published by Garland Science, New York.
19. Athanasiou G., Deligianni D. Adhesion strength of individual human bone marrow cells to fibronectin Integrin β 1-mediated adhesion. *J. Sci Mater Med.* 2001; 12:965-70.
20. Ikada, Y.. Surface modification of polymers for medical applications. *Biomaterials*, 1994. 15(10): p. 725-736.
21. Ontanon, M., Aparicio, C., Ginebra, M.P., and Planell, J.A. Structure and mechanical properties of cortical bone, in Structural biological materials, 2000.
22. Park, J.B., and Lakes, R.S. Biomaterials: An introduction, 1992.
23. Puleo, D.A., and Nanci, A., Understanding and controlling the bone-implant interface. *Biomaterials*, 1999. 20: p. 2311-2321.
24. Θωμαΐδης Β., Δημητρόπουλος Β., 1996. ΟΣΤΙΚΗ ΑΝΑΚΑΤΑΣΚΕΥΗ (Bone Remodeling). Αναφορά στους αναστολείς της απορρόφησης του οστού. <http://www.diavlos.gr/orto96/ortowww/okikat1.htm>