



ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΟ ΕΚΠΑΙΔΕΥΤΙΚΟ ΙΔΡΥΜΑ ΠΑΤΡΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΩΝ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΟΛΟΓΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

**ΦΥΣΙΚΕΣ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΥΛΙΚΩΝ
ΠΟΥ ΧΡΗΣΙΜΟΠΟΙΟΥΝΤΑΙ
ΣΕ ΕΜΒΙΟΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ,
ΣΤΗΝ ΟΡΘΟΠΕΔΙΚΗ ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΚΑΙ
ΣΤΗΝ ΟΔΟΝΤΙΑΤΡΙΚΗ**

ΕΥΦΡΟΣΥΝΗ Κ. ΠΑΠΑΘΑΝΑΣΟΠΟΥΛΟΥ

&

ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ Γ. ΜΠΕΛΔΕΚΑΣ

**ΕΠΙΒΛΕΠΟΥΣΕΣ ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΕΣ: ΑΝΘΟΥΛΑ ΚΡΟΥΣΤΑΛΛΗ - ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΑΚΗ ΣΥΝΕΡΓΑΤΙΔΑ
ΑΛΙΚΗ ΜΟΥΖΑΚΙΤΗ - ΚΑΘΗΓΗΤΡΙΑ ΕΦΑΡΜΟΓΩΝ**

ΠΑΤΡΑ

ΔΕΚΕΜΒΡΙΟΣ 2011

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Η εκπόνηση της παρούσας πτυχιακής εργασίας πραγματοποιήθηκε στο Τμήμα Μηχανολογίας του Ανώτατου Τεχνολογικού Εκπαιδευτικού Ιδρύματος Πατρών στο πλαίσιο των μαθημάτων «Αντοχή Υλικών» και « Πλαστικά και Σύνθετα Υλικά».

Η ανάθεση του θέματος και η επίβλεψη της εκπόνησης της παρούσας πτυχιακής εργασίας με τίτλο **«Φυσικές και Μηχανικές Ιδιότητες Υλικών που χρησιμοποιούνται σε Εμβιομηχανικές Εφαρμογές, στην Ορθοπαιδική Χειρουργική και στην Οδοντιατρική»** πραγματοποιήθηκε από την Κα Ανθούλα Κρουστάλλη και την Κα Αλίκη Μουζακίτη, τις οποίες θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε θερμά για την εμπιστοσύνη που μας έδειξαν όσον αφορά στην ανάθεση του θέματος και για τη συνεργασία κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της πτυχιακής μας εργασίας.

Στη συνέχεια θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε τον Αλέξανδρο Αθανασίου-Ιωάννου, τελειόφοιτο του τμήματος Μηχανολόγων Μηχανικών του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου (ΕΜΠ), του οποίου η παρουσία ήταν καθοριστική τόσο σε πρακτικό επίπεδο με την παραχώρηση σχετικής βιβλιογραφίας από τη βιβλιοθήκη του Εθνικού Μετσόβιου Πολυτεχνείου, όσο και σε επίπεδο επικοινωνίας όντας πρόθυμος να απαντήσει σε οποιαδήποτε σχετική απορία.

Τέλος, θα θέλαμε να ευχαριστήσουμε ιδιαίτερα το οικογενειακό μας περιβάλλον για τη στήριξη τους καθ' όλη τη διάρκεια εκπόνησης της πτυχιακής εργασίας.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η παρούσα πτυχιακή εργασία είναι μία μελέτη που αφορά στις φυσικές και μηχανικές ιδιότητες των υλικών που χρησιμοποιούνται σε εμβιομηχανικές εφαρμογές, στην ορθοπεδική χειρουργική και στην οδοντιατρική.

Η ανάπτυξη του θέματος γίνεται σε 4 κεφάλαια. Πιο συγκεκριμένα η οργάνωση της πτυχιακής εργασίας έχει ως εξής:

Στο πρώτο κεφάλαιο γίνεται λόγος για την ανατομία και τη φυσιολογία των οστών. Αναλύεται η μακροσκοπική και μικροσκοπική δομή των οστών και εξετάζεται η αντοχή τους σε καταπονήσεις καθώς και η μηχανική τους συμπεριφορά.

Στο δεύτερο κεφάλαιο γίνεται μία εισαγωγή στα βιοϋλικά τα οποία κατηγοριοποιούνται σε 4 οικογένειες: μεταλλικά, κεραμικά, πολυμερή και σύνθετα. Περιγράφεται ξεχωριστά η κάθε οικογένεια βιοϋλικών με τις βασικές της ιδιότητες και τις εφαρμογές της.

Στο τρίτο κεφάλαιο γίνεται λόγος για το οστικό τσιμέντο. Περιγράφονται οι ιδιότητές του και τα δημοφιλέστερα πεδία εφαρμογής του.

Στο τέταρτο κεφάλαιο παρατίθεται ένα A-Z αγγλικό λεξικό με τους πιο πολλά υποσχόμενους όρους για το μέλλον των βιοϋλικών.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Σελ.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1° : Ανατομία και φυσιολογία των οστών.....1

Ιστορική Επισκόπηση των οστών σε εμβιομηχανικές εφαρμογές.....	1
Γενικά στοιχεία ανατομίας οστών.....	3
Μακροσκοπική δομή των οστών.....	5
Μικροσκοπική δομή των οστών.....	9
Αντοχή των οστών.....	10
Μηχανική συμπεριφορά των οστών.....	17

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2° :Εισαγωγή στα βιοϋλικά.....19

Μεταλλικά βιοϋλικά.....	22
Κεραμικά βιοϋλικά.....	31
Πολυμερή βιοϋλικά.....	40
Σύνθετα βιοϋλικά.....	51

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3° :Οστικό τσιμέντο.....61

Εισαγωγή – Ιδιότητες οστικού τσιμέντου.....	61
Εφαρμογές.....	69

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4° : Επίλογος και μέλλον των βιοϋλικών.....70

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....74

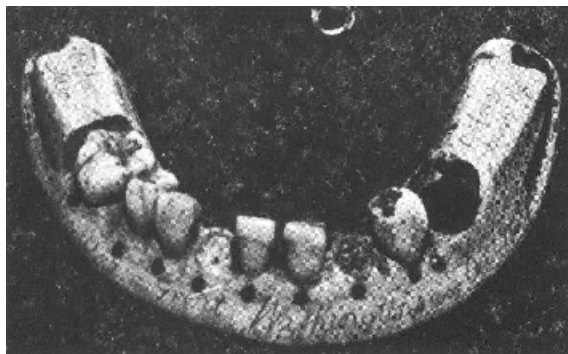
ΑΝΑΤΟΜΙΑ ΚΑΙ ΦΥΣΙΟΛΟΓΙΑ ΤΩΝ ΟΣΤΩΝ

- Ιστορική επισκόπηση των υλικών σε εμβιομηχανικές εφαρμογές.

Η χρήση των υλικών ως πρόσθετα στο ανθρώπινο σώμα δεν είναι νέα ιδέα. Οι Κινέζοι, Ρωμαίοι και Αζτέκοι, χρησιμοποιούσαν τον χρυσό στην οδοντιατρική, ενώ έχουν αναφερθεί δόντια από ξύλο ή από ελεφαντόδοντο. Παράλληλα καταγράφεται συχνά ανά τους αιώνες, η χρήση γυάλινων ματιών ή ξύλινων προσθετικών άκρων.



Εικόνα 1: Ξύλινο τεχνητό δάκτυλο ποδιού μεσήλικης γυναίκας. Αίγυπτος 1200π.Χ



Εικόνα 2: Τεχνητή οδοντοστοιχία του George Washington από ελεφαντοστό.

Το 1759, καταγράφεται η πρώτη χρήση ξύλινου πείρου και κοχλία για τη συγκράτηση μιας ανοιχτής πληγής σε αρτηρία του βραχίονα. Από το 1860 και έπειτα με τα σηπτικά χειρουργεία, το ενδιαφέρον άρχισε να εστιάζεται περισσότερο στις ιδιότητες των πρόσθετων υλικών.

Το 1900 αρχίζουν και χρησιμοποιούνται ελαστομερή ως βιοϋλικά, το 1908 χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά αλουμινένιες πλάκες για την κάλυψη τραυμάτων στο οστό του κεφαλιού, ενώ το 1930 χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά τεχνητές αρθρώσεις.

Με τους δύο παγκόσμιους πολέμους, η χρήση των υλικών ως πρόσθετα στο ανθρώπινο σώμα γνώρισε μεγάλη άνθηση. Με τον 1^ο παγκόσμιο πόλεμο χρησιμοποιήθηκε για 1^η φορά τεχνητό αίμα ενώ με τον 2^ο για πρώτη φορά τμήματα από αλεξίπτωτα χρησιμοποιήθηκαν ως πρόσθετα σε αγγεία.

Το 1947 χρησιμοποιείται για πρώτη φορά το οστικό τσιμέντο, ενώ έντεκα χρόνια μετά το PVC χρησιμοποιείται σε τεχνητές βαλβίδες καρδιάς. Το 1952 ο καθηγητής Ilizarov, χρησιμοποίησε για πρώτη φορά τμήματα ποδηλάτου για να κατασκευάσει ένα νάρθηκα για κατάγματα, έτσι ώστε να διορθωθούν μηχανικές παραμορφώσεις που προήλθαν κατά το κάταγμα. Το 1960 αρχίζουν να χρησιμοποιούνται το πολυαιθυλένιο και ο χάλυβας στην προσθετική μηρών. Το 1972 γίνεται η πρώτη χρήση κεραμικών, όπως η αλουμίνα και το οξειδίο του ζirkονίου ως πρόσθετα στον οστικό σκελετό. Επειδή ωστόσο είχαν χαμηλή μηχανική αντοχή και κατέληγαν σε θραύση, αναπτύχθηκαν νέα κεραμικά υλικά όπως το Bioglass και ο υδροξυαπατίτης καθ' όλη τη δεκαετία του 1970.



Εικόνα 3: Μεταλλικό πρόσθετο στήριξης οστού

Έτσι λοιπόν έχουμε περίπου 70 χρόνια διαπιστευμένης κλινικής χρήσης υλικών ως πρόσθετα στο ανθρώπινο σώμα. Οι δεκαετίες του 1960 και 1970 σημαδεύθηκαν από αλματώδη πρόοδο της τεχνολογίας σε αυτό τον τομέα ενώ τη δεκαετία του 1980 δόθηκε μεγάλη βαρύτητα στις μακροχρόνιες επιπτώσεις από τη χρήση υλικών ως πρόσθετων.

Μάλιστα ήταν το 1987 όταν δόθηκε ο πρώτος ορισμός του βιοϋλικού από τον γιατρό Williams "A biomaterial is a nonviable material used in a medical device, intended to interact with biological systems".

Τον Δεκέμβρη του 1989 μάλιστα το περιοδικό National Geographic, δημοσίευσε μια αφίσα με το βιονικό άνθρωπο, καταγράφοντας όλα τα μέρη του σώματος στα οποία μέχρι τότε χρησιμοποιούνταν πρόσθετα, καθώς και τις ερευνητικές τάσεις εκείνης της εποχής.

Στην αρχή της δεκαετίας του 1990, ο κλάδος γνώρισε μια ύφεση με μεγάλες εταιρίες όπως την DuPont, να εκχωρούν σε άλλες εταιρίες τις θυγατρικές τους, που είχαν ως αντικείμενο τα βιοϋλικά, ωστόσο μετά το 2000 ο κλάδος γνωρίζει ιδιαίτερη άνθηση με ετήσια ανάπτυξη από 12-20%. Σήμερα οι ΗΠΑ, καταλαμβάνουν το 52% της αγοράς των πρόσθετων βιοϋλικών, ενώ η Ευρώπη το 25%.

ΓΕΝΙΚΑ ΣΤΟΙΧΕΙΑ ΑΝΑΤΟΜΙΑΣ ΟΣΤΩΝ

Το σκελετικό σύστημα, σημαντικό για το σώμα τόσο από εμβιομηχανικής απόψεως όσο και μεταβολικής, είναι κατασκευασμένο από μεμονωμένα οστά και από το συνδετικό ιστό που τα ενώνει (χόνδρος), με τα πρώτα να αποτελούν τα κύρια συστατικά του σκελετικού συστήματος και να διαφέρουν από τον συνδετικό ιστό σε ακαμψία και αντοχή. Η διαφοροποίηση όσον αφορά σε αυτές τις μηχανικές ιδιότητες, οφείλεται στα συστατικά υλικά του οστού. Πρόκειται για ένα σύνθετο υλικό, αποτελούμενο από διαφορετικές ουσίες συνδεδεμένες μεταξύ τους με τέτοιο τρόπο, ώστε να δημιουργούν ένα υλικό με εξαιρετικές μηχανικές ιδιότητες. Πιο συγκεκριμένα, αποτελείται από την οργανική μήτρα, κατασκευασμένη από κολλαγόνο και από μη κολλαγονούχες πρωτεΐνες και ιχνοστοιχεία, στα οποία είναι προσκολλημένο ένα κρυσταλλικό άλας (ανόργανο τμήμα), που ονομάζεται υδροξυαπατίτης. Αναφέρεται ότι ο σκελετός ενός ενήλικου ανθρώπου, αποτελείται από 206 διαφορετικά οστά. Ωστόσο, είναι σύνηθες να βρεθεί κάποιο άτομο με ένα παραπάνω πλευρό ή ένα πρόσθετο οστό στα χέρια ή στα πόδια.

Τα οστά έχουν πολλαπλούς ρόλους στον οργανισμό και αυτό τα καθιστά κομμάτι ζωτικής σημασίας στο σύστημα που λέγεται άνθρωπος. Είναι ιδιαίτερα ενεργά όργανα, με πολύπλοκο τρόπο αιμάτωσης, περιέχουν θεμέλιο ουσία που αποτιτανώνεται και εξειδικευμένους κυτταρικούς πληθυσμούς (οστεοκύτταρα, οστεοβλάστες και οστεοκλάστες κ.λ.π.) που είναι υπεύθυνοι για τη διαρκή συντήρηση και ανακατασκευή τους. Για τους παραπάνω λόγους άλλωστε, υπάρχουν συγκεκριμένες ειδικότητες ιατρικής, που ασχολούνται με τη φύση και την ανατομία των οστών όπως η ορθοπεδική (από το ορθός + πεδίο).

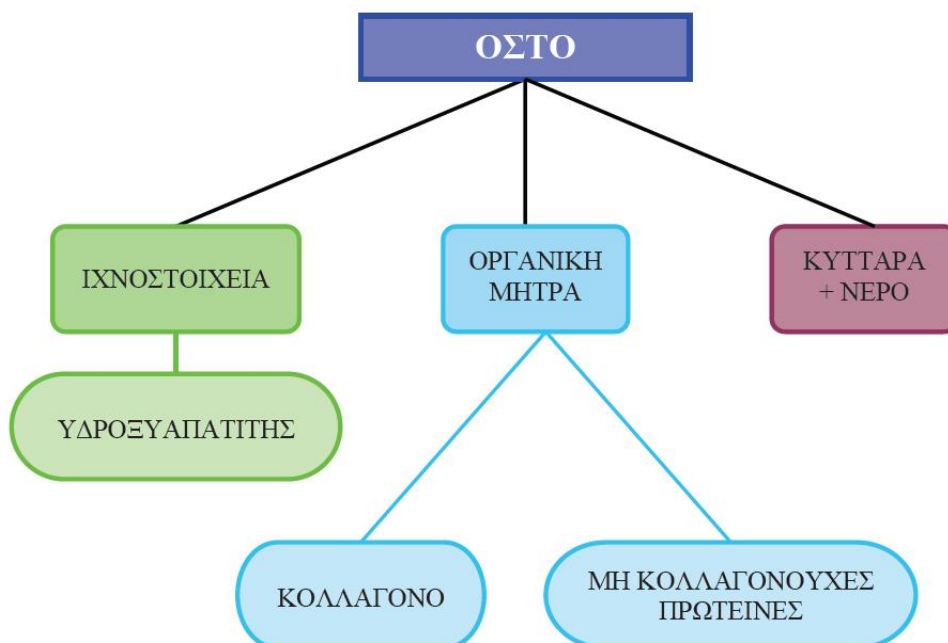
Οι λειτουργίες που επιτελεί ο ανθρώπινος σκελετός λόγω των μεταβολικών ιδιοτήτων των οστών, είναι:

- Παράγει ερυθροκύτταρα.
- Συντελεί στη ρύθμιση.
- Αποτελεί έναν ανεξάντλητο μεταβολικό αποθηκευτικό χώρο για ιόντα και κυρίως ασβέστιο.

Οι λειτουργίες που γίνονται εφικτές λόγω της ακαμψίας και αντοχής του οστού είναι οι εξής:

- Διατηρεί το σχήμα του σώματος και αποτελεί τον υποστηρικτικό μηχανισμό του.
- Προστατεύει τους μαλακούς ιστούς των κρανιακών, θωρακικών και πυελικών κοιλιοτήτων (όργανα).
- Παρέχει το πλαίσιο μέσα στο οποίο βρίσκεται ο μυελός των οστών.
- Αποτελεί το μηχανισμό που καθιστά δυνατή και ευέλικτη την κίνηση του σώματος, μεταφέροντας τις δυνάμεις που αναπτύσσονται λόγω σύσπασης των μυών κατά το βάδισμα, από το ένα τμήμα του σώματος στο άλλο.

Ενώ λοιπόν, εκ πρώτης όψεως τα οστά φαίνονται να είναι ένα μικρό και απλό, ως προς τη σύνθεση και τη λειτουργία, μέρος του συστήματος που λέγεται «σκελετός» παρουσιάζουν πολλές ιδιαιτερότητες που γίνονται φανερές καθημερινά στην κλινική πράξη. Διαγραμματικά η σύσταση του οστού φαίνεται παρακάτω (Σχήμα 1).



Σχήμα 1: Διαγραμματική σύσταση οστού

Μακροσκοπική δομή των οστών

Σχήμα – Μορφή

Τα οστά, ανάλογα με το σχήμα τους, ταξινομούνται στις εξής πέντε ομάδες:

1. Ομάδα από πλατέα ή επίπεδα οστά (π.χ. ωμοπλάτη και μερικά οστά του κρανίου).
2. Ομάδα μακρών ή αυλοειδών οστών (π.χ. αυτά που βρίσκονται στα άνω άκρα).
3. Ομάδα βραχέων οστών (περισσότερο ή λιγότερο κυλινδρικών οστών, όπως αυτά που βρίσκονται στη σπονδυλική στήλη - σπόνδυλοι).
4. Ομάδα οστών ακανόνιστου σχήματος (οστό του καρπού και της ποδοκνημικής άρθρωσης).
5. Πλευρές (αποτελούν ξεχωριστή ομάδα).

Η τόσο μεγάλη διαφοροποίηση, οφείλεται στο γεγονός ότι το σχήμα και η μορφή των οστών, καθορίζονται από τις λειτουργίες που έχει να εκτελέσει το καθένα απ' αυτά υπό φυσιολογικές συνθήκες και επομένως (εμμέσως) από τη μηχανική καταπόνηση την οποία αυτό υφίσταται.

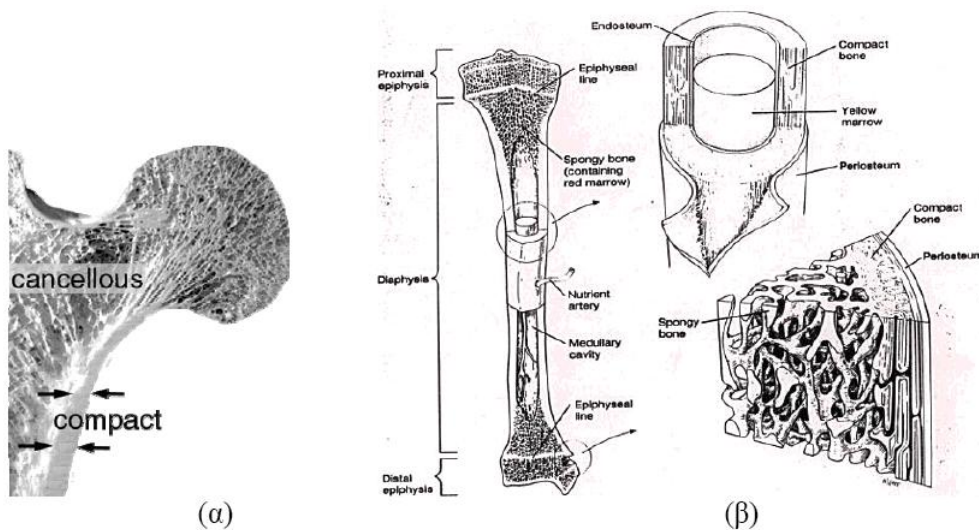
Οποιαδήποτε μεταβολή στη μηχανική καταπόνηση, επιφέρει πιθανή αλλαγή στη γεωμετρία και στην αρχιτεκτονική του οστού, με επακόλουθες συνέπειες στην αντοχή του.

Αρχιτεκτονική δομή

Υπάρχουν δύο μορφές οστίτη ιστού, το εξωτερικό και συμπαγές ή φλοιώδες (cortical) και το εσωτερικό σπογγώδες οστό (cancellous) που σχηματίζεται από ένα δίκτυο οστικών δοκίδων και γι' αυτό ονομάζεται και δοκιδώδες. Ένα οστό, μπορεί να αποτελείται είτε από το ένα, είτε και από τα δύο είδη.

Το 80% των οστών, αποτελείται από φλοιώδες οστό. Η ονομασία «φλοιώδες» δόθηκε, διότι το συμπαγές οστό αποτελεί στην ουσία το περιβάλλον σε σχήμα φλοιού μέσα στο οποίο βρίσκεται το σπογγώδες. Σπογγώδης οστίτης ιστός, βρίσκεται κυρίως στα άκρα των μακρών οστών, ενώ συμπαγής στο κεντρικό μέρος αυτών. Πιο συγκεκριμένα, η διάφυση, δηλαδή το κεντρικό σώμα των μακρών αυλοειδών οστών, αποτελείται από ένα εξωτερικό κύλινδρο φλοιώδους οστίτη ιστού που περιβάλλει τον μυελικό αυλό και έχει και μικρή ποσότητα σπογγώδους οστού. Στις μεταφύσεις (τα άκρα των οστών) το πάχος του φλοιώδους οστού μειώνεται και η μυελική κοιλότητα καλύπτεται από μεγάλη ποσότητα σπογγώδους. Αντίθετα, στην περίπτωση των βραχέων και πλατεών οστών, το κυρίαρχο συστατικό είναι το σπογγώδες οστό, ενώ υπάρχει και μια λεπτή επιφάνεια φλοιώδους γύρω απ' αυτό.

Μικροσκοπικά, ο ιστός και των δυο ειδών οστού είναι ο ίδιος, όπως θα φανεί και σε περιγραφή που παρατίθεται στη συνέχεια. Ωστόσο, είναι φανερό ότι φλοιώδες και σπογγώδες οστό διαφέρουν, ως προς την οστική πυκνότητα, υπό την έννοια της μάζας οστίτη ιστού ανά δεδομένη μονάδα όγκου, αλλά και ως προς την αρχιτεκτονική δομή, κάτι που καθιστά τη συμπεριφορά του ανισοτροπική. Συνέπεια όλων των παραπάνω, είναι η εμφάνιση διαφορετικής μηχανικής συμπεριφοράς και αντοχής ανάμεσα σε φλοιώδες και σπογγώδες οστό.



Σχήμα 2: (α) Φλοιώδες και σπογγώδες τμήμα μηριαίου οστού και (β) λεπτομέρειες δομής κνήμης

Σύσταση

Κύτταρα

Υπάρχουν τέσσερα (4) είδη κυττάρων (βλέπε σχήμα 3) που ευθύνονται για το σχηματισμό, συντήρηση, επιδιόρθωση και προσαρμογή του οστίτη ιστού:

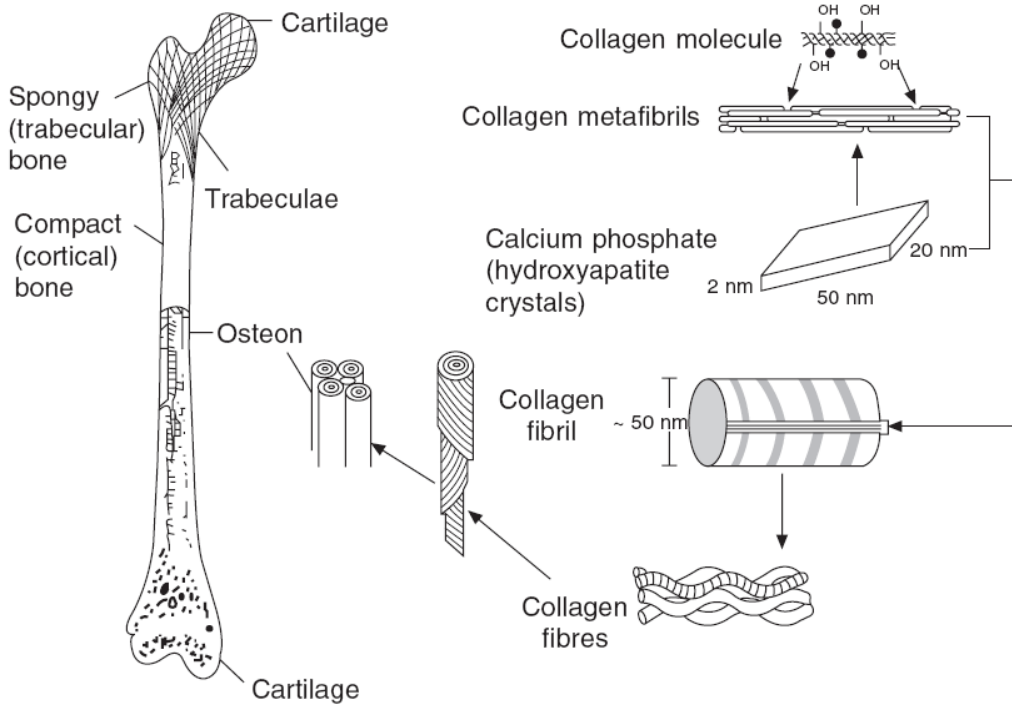
1. Τα αδιαφοροποίητα ή πρώιμες μορφές οστεοκυττάρων. Είναι μικρά, μονοπύρνα και με λίγα οργανίλια και βρίσκονται στα κανάλια των οστών, στο ενδόστεο και το περίστεο, και αν δεχτούν κατάλληλο ερέθισμα, διαφοροποιούνται σε οστεοβλάστες.

2. *Οστεοκύτταρα*. Αποτελούν το 90% των κυττάρων του ώριμου σκελετού. Έχουν ελλειψοειδές σχήμα και εμφανίζουν μεγάλο αριθμό κυτταροπλασματικών προεκβολών. Εργασία τους είναι η επικοινωνία, μέσω αυτών των προεκβολών, με τα υπόλοιπα οστεοκύτταρα και με τους οστεοβλάστες των ελεύθερων επιφανειών και της οργανικής θεμελίου ουσίας, προς διατήρηση της ομοιοστασίας του ασβεστίου στον οργανισμό και τη διακίνηση και ροή των υγρών μέσα στον οστίτη ιστό, στοιχεία που του προσδίδουν γλοιοελαστικές και ηλεκτρικές ιδιότητες. Δεν είναι γνωστά τα μηνύματα που μεταφέρονται μέσω των προεκβολών, αλλά οι επιστήμονες πιστεύουν ότι σχετίζονται με αλλαγές του μηχανικού περιβάλλοντος και των καταπονήσεων που δέχονται τα οστά. Με αυτό τον τρόπο, επιτυγχάνεται σημαντικό ποσοστό της προσαρμογής τους στις νέες μηχανικές συνθήκες.

3. *Οστεοβλάστες*. Είναι κυβοειδή κύτταρα με έναν, συνήθως έκκεντρο πυρήνα, περιέχουν μεγάλο αριθμό συνθετικών οργανιλίων, εκτεταμένο ενδοπλασματικό δίκτυο και μεμβράνες Golgi. Βρίσκονται πάνω στις ελεύθερες επιφάνειες και όταν διεγερθούν αλλάζουν το σχήμα τους, σχηματίζουν νέα θεμέλιο ουσία και ρυθμίζουν την αποτιάνωση. Μέσω κάποιων κυτταροπλασματικών προεκβολών που παρουσιάζουν, έρχονται σε επαφή με τα οστεοκύτταρα.

Κατά την απενεργοποίησή τους, το σχήμα τους μετατρέπεται σε επίπεδο και είτε αποτελούν την επένδυση των ελεύθερων οστικών επιφανειών, είτε περιβάλλονται από αποτιτανωμένη θεμέλιο ουσία και γίνονται οστεοκύτταρα.

4. *Οστεοκλάστες*. Σχηματίζονται από συνένωση πολλαπλών μονοπύρηνων κυττάρων που προέρχονται από το μυελό των οστών. Είναι μεγάλα ανώμαλου σχήματος κύτταρα, με πολλούς πυρήνες. Βασική τους λειτουργία είναι η απορρόφηση οστού, σε αντίθεση με τους οστεοβλάστες που δημιουργούν οστό. Η ενέργεια που χρειάζεται για αυτή τη διαδικασία, εξασφαλίζεται από την πληθώρα μιτοχονδρίων στο κυτταρόπλασμά τους. Κατά τη διαδικασία της απορρόφησης, η κυτταροπλασματική μεμβράνη αναδιπλώνεται, δημιουργώντας ένα σύνθετο όξινο περιβάλλον. Υπό αυτές τις δυσμενείς συνθήκες και παρουσία ενζύμων, η θεμέλιο ουσία χάνει τα μεταλλικά ιόντα της και εν συνεχεία αποσυντίθεται.



Σχήμα 3: Σχηματική παράσταση της δομής των οστών και της μορφολογίας τους.

Οστική θεμέλιος ουσία

Στις μορφές των κυττάρων έγινε αναφορά για τη λεγόμενη *οστική θεμέλιο ουσία*. Αποτελείται από οργανικά μακρομόρια, σε ποσοστό 20% του συνολικού βάρους, ανόργανα άλατα (κυρίως υδροξυαπατίτης) σε ποσοστό 70%, ενώ το υπόλοιπο μέρος συμπληρώνουν τα υγρά της θεμέλιου ουσίας. Το 90% του οργανικού τμήματος αποτελείται από κολλαγόνο τύπου I και το εναπομένον 10% από μικρού μεγέθους πρωτεϊνογλυκάνες, άλλες μη κολλαγονούχες πρωτεΐνες όπως η οστεονεκτίνη και μικρή ποσότητα κολλαγόνου τύπου V.

Κολλαγόνο

Τα κολλαγόνα αποτελούν μια οικογένεια πρωτεϊνών που είναι πανταχού παρούσες και ευθύνονται για τη συνοχή της δομής των σπονδυλωτών και άλλων πολυκυτταρικών οργανισμών. Τρεις πολυπεπτιδικές αλυσίδες σε δομή τριπλής έλικας συγκροτούν το κολλαγόνο, το οποίο απαντάται σε παραπάνω από 27 τύπους σε ζωικούς ιστούς.

Μερικοί τύποι απ' αυτούς, είναι διατεταγμένοι σε ινίδια και συγκεκριμένα στον οστίτη ιστό εμφανίζουν μορφή ομόκεντρης ύφανσης. Βρίσκονται δε, σε ιστούς οι οποίοι πρέπει να μπορούν να ανθίστανται σε εφελκυστικές, διατμητικές ή θλιπτικές δυνάμεις. Μεταξύ αυτών συγκαταλέγεται και το οστό.

Ο τύπος I είναι ο πλέον συναντώμενος και ευρέως κατανεμημένος τύπος κολλαγόνου, σε όλους σχεδόν τους συνδετικούς ιστούς, όπως τα οστά, το δέρμα, οι τένοντες, οι σύνδεσμοι κ.ά. Αποτελεί περίπου το 95% της συνολικής περιεκτικότητας του οστού σε κολλαγόνο και σχεδόν το 80% του συνολικού αριθμού πρωτεϊνών μέσα σε αυτό.

Άλλοι τύποι κολλαγόνου, όπως ο τύπος V που αναφέρθηκε προηγουμένως, βρίσκονται σε πολύ μικρότερες ποσότητες και σκοπό έχουν τη ρύθμιση της διαμέτρου των ινιδίων.

Τέλος, τονίζεται η σημαντική συνεισφορά του κολλαγόνου στην αντοχή του οστού, κάτι το οποίο θα αναλυθεί με περισσότερες λεπτομέρειες σε επόμενη παράγραφο.

Μικροσκοπική μορφή των οστών

Το οστεοειδές

Κατά την ανάπτυξη, οι οστεοβλάστες σχηματίζουν επιφάνειες από μη αποπιτανωμένη θεμέλιο ουσία, το οστεοειδές, πάνω στις επιφάνειες της ήδη αποπιτανωμένης θεμελίου ουσίας. Το οστεοειδές μεταλλάσσεται αμέσως μετά το σχηματισμό του. Αποτελείται από ένα δίκτυο ινών κολλαγόνου τύπου I και είναι μαλακό και εύπλαστο. Παρουσιάζει μειωμένη μηχανική αντοχή και σε παθολογικές καταστάσεις που δε γίνεται μετάλλωσή του, παρουσιάζονται παραμορφώσεις (ραχιτισμός) και κατάγματα (οστεομαλακία).

Άμορφο και πεταλιώδες οστούν

Ανάλογα με τον τρόπο που διατάσσονται οι ίνες κολλαγόνου για να σχηματίσουν το οστεοειδές, διακρίνονται δυο τύποι μεταλλωμένου οστού, το άμορφο ή δικτυωτό (ανώριμο, πρωτογενές, με ακανόνιστη διάταξη ινών του κολλαγόνου και μετάλλωση) και το πεταλιώδες (ώριμο, δευτερογενές, με κανονική διάταξη των ινών κολλαγόνου και μετάλλωση).

Το άμορφο βρίσκεται στον εμβρυϊκό και αναπτυσσόμενο σκελετό (μέχρι το 3^ο – 4^ο έτος της ηλικίας) καθώς επίσης και στη μεταφυσική πλευρά της επίφυσης. Επίσης, ανευρίσκεται σε περιπτώσεις αυξημένου οστικού μεταβολισμού, όπως σε κατάγματα, μεταβολικά νοσήματα των οστών, νεοπλάσματα και φλεγμονώδεις παθήσεις.

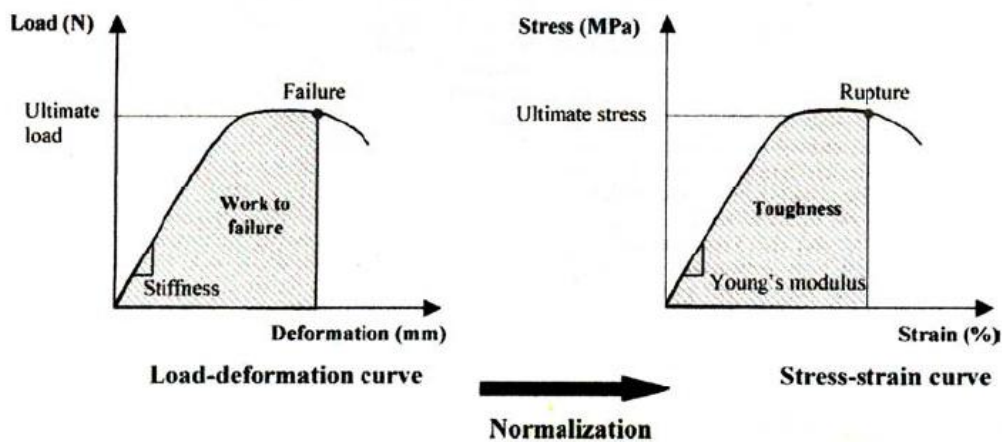
Το άμορφο οστό αντικαθίσταται γρήγορα από πεταλιώδες οστό, που παρουσιάζει μικρότερη κυτταροβρίθεια και μεταβολική δραστηριότητα, αλλά μεγαλύτερη μηχανική αντοχή.

Η αντοχή των οστών

Γενικά

Η δυνατότητα του οστού να ανθίσταται σε τυχόν κατάγματα, εξαρτάται από πλήθος παραγόντων όπως είναι η ποσότητα του, η αρχιτεκτονική δομή του, η δυνατότητα αντικατάστασής του, καθώς και οι εσωτερικές ιδιότητες της οργανικής μήτρας και του ανόργανου τμήματος. Η αντοχή του οστού, μπορεί να εκτιμηθεί με διάφορους μηχανικούς ελέγχους, οι οποίοι προσομοιώνουν *in vitro* τα μηχανικά φορτία που αναπτύσσονται σε αυτό. Οι έλεγχοι είναι σε θλίψη για τη σπονδυλική στήλη, κάμψη τριών ή τεσσάρων σημείων για μακριά οστά και διάτμηση για τον αυχένα του μηριαίου οστού.

Αποτέλεσμα των ελέγχων αυτών, είναι η απόκτηση της καμπύλης φορτίων – αποκλίσεων, η οποία επιτρέπει τον καθορισμό του μέγιστου φορτίου, της μέγιστης απόκλισης και ακαμψίας του δείγματος. Αυτές οι παράμετροι μπορούν να κανονικοποιηθούν, αφού ληφθεί υπόψη το μέγεθος του δείγματος, κάνοντας δυνατή τη μετατροπή του φορτίου σε τάση και της απόκλισης σε παραμόρφωση, παίρνοντας έτσι την καμπύλη τάσεων – παραμορφώσεων. Η κλίση του ευθύγραμμου τμήματος στην καμπύλη φορτίων – αποκλίσεων αντιστοιχεί στην ακαμψία του οστού, ενώ στην καμπύλη τάσεων – παραμορφώσεων στο μέτρο ελαστικότητας του Young που είναι ενδεικτικό της ακαμψίας του οστού. Η μέγιστη τάση που εμφανίζεται στο 2^ο διάγραμμα του σχήματος 4, αντιστοιχεί στην τάση την οποία μπορεί να υφίσταται το οστό χωρίς να σπάσει. Η συνολική ενέργεια παραμόρφωσης, δηλαδή η επιφάνεια που ορίζεται από την καμπύλη και τον άξονα των παραμορφώσεων, καλείται σκληρότητα του δείγματος και αναπαριστά το ποσό ενέργειας που χρειάζεται για την πρόκληση κατάγματος.



Σχήμα 4: Ορισμός ενέργειας παραμόρφωσης και σκληρότητας.

Επιφανειακή πυκνότητα οστικών αλάτων BMD (Bone Mineral Density)

Η κυριότερη μη διεισδυτική μέτρηση που χρησιμεύει για την πρώιμη διάγνωση της οστεοπόρωσης είναι προς το παρόν η μέτρηση της επιφανειακής BMD. Οι περισσότερες μελέτες πάνω σε αναστολείς της οστικής απορρόφησης, έχουν δείξει μια συσχέτιση μεταξύ της αύξησης στην επιφανειακή BMD και της μείωσης του κινδύνου κατάγματος (όχι όμως ανάλογης της αύξησης). Πράγματι, ενώ η BMD φαίνεται να αποτελεί μια καλή πρόβλεψη της αντοχής του οστού, θα μπορούσε να επιφέρει σύγχυση σε συγκεκριμένες περιπτώσεις θεραπείας. Λήψη διαφορετικών φαρμάκων από ασθενείς, έδειξε ότι η επίδρασή τους στη BMD ήταν διαφορετική, ενώ υπήρχε περίπτωση όπου η φαρμακευτική αγωγή προκάλεσε μια θεαματική αλλαγή στη BMD (αύξηση 10% ετησίως) χωρίς όμως να μειωθεί ο κίνδυνος κατάγματος.

Όπως ειπώθηκε η BMD είναι επιφανειακή, δηλαδή μάζα ανά μονάδα επιφανείας και όχι μάζα ανά μονάδα όγκου. Πράγματι η BMD, αντιστοιχεί στο λόγο της ποσότητας του υδροξυαπατίτη (ανόργανο άλας) προς τη σκαναρισμένη επιφάνεια του οστού. Επομένως, αυτή η μεταβλητή λαμβάνει υπόψη της όχι μόνο την ποσότητα του ανόργανου τμήματος, αλλά έμμεσα και τις διαστάσεις του οστού. Το ότι η αντοχή του οστού μπορεί να προβλεφθεί σε μεγάλο ποσοστό με βάση την επιφανειακή πυκνότητα (μελέτες έχουν δείξει ότι αυτό αγγίζει το 66% - 74%), μπορεί να εξηγηθεί, τουλάχιστον εν μέρει, από το γεγονός ότι το μέγεθος του οστού συνυπολογίζεται εμμέσως σε αυτή τη μέτρηση. Τονίζεται ότι η BMD, όπως φαίνεται και από το παραπάνω ποσοστό, δεν είναι παρά μόνο ένα υποκατάστατο της μηχανικής αντοχής και ότι υπάρχουν και άλλοι παράγοντες, όπως η γεωμετρία του οστού, το πάχος και το πορώδες του φλοιώδους οστού, η αρχιτεκτονική δομή του σπογγώδους και η ποιότητα του οστίτη ιστού. Προς το παρόν, μια τέτοια συστηματική εκτίμηση όλων των καθοριστικών παραγόντων για την αντοχή, μπορεί να εξεταστεί σε μοντέλα ζώων.

Διαστάσεις οστού

Οι διαστάσεις του οστού όπως είναι οι εξωτερικές διαμέτροι και το πάχος του φλοιώδους, παίζουν πολύ σημαντικό ρόλο. Από μηχανικής πλευράς, έχει παρουσιαστεί ότι αυξάνοντας την εξωτερική διάμετρο ενός κυλίνδρου, αυξάνει κατά πολύ η αντοχή του σε εφελκυσμό. Η αύξηση στο πάχος του συμπαγούς οστού, έχει επίσης θετική επίδραση, αλλά όχι σε τόσο μεγάλο βαθμό. Η εξωτερική διάμετρος μακρών οστών, μπορεί να προβλέψει μέχρι και ως το 55% της μεταβολής της πυκνότητας του οστού.

Ουσίες που διεγείρουν το σχηματισμό οστού, προκαλούν την τοποθέτηση οστού στο περίοστεο (η πυκνή ινώδης μεμβράνη που καλύπτει την επιφάνεια των οστών εκτός από τις περιοχές των συνδέσμων, εξυπηρετώντας τη σύνδεση του οστού με τους μύες και τους τένοντες) και ως εκ τούτου την αύξηση της εξωτερικής διαμέτρου των μακρών οστών. Αυτή η διεύρυνση της εξωτερικής διαμέτρου, συσχετίζεται με μια παρατηρούμενη αύξηση στην αντοχή.

Αύξηση στο πάχος του φλοιώδους με αναστολές της οστικής απορρόφησης, μπορεί επίσης να παρατηρηθεί και αντιπροσωπεύει την αναστολή της οστικής απορρόφησης του ενδόστεου (η λεπτή επιφάνεια η οποία περιβάλλει το μυελικό αυλό). Συνεπώς, συνεισφέρει στη βελτίωση της αντοχής.

Ενδεικτικά, παρατίθεται ότι σε περιπτώσεις ωθηκεκτομής, εντοπίζεται διεύρυνση της εξωτερικής διαμέτρου των μακριών οστών, που οδηγεί σε αυξημένη μηχανική αντοχή και μπορεί να εκληφθεί ως αντισταθμιστική ενέργεια, για τη μειωμένη οστική μάζα και την αλλαγή στη συνοχή του σπογγώδους οστού. Για άλλη μια φορά επαληθεύεται, πόσο ζωντανοί οργανισμοί είναι τα οστά!

Ποιότητα οστού

Ο όρος «ποιότητα» οστού αναφέρεται στην αρχιτεκτονική δομή του, στις ιδιότητες του ως υλικό (μικροκαταστροφές και επιδιόρθωσή τους, τη δομή του ανόργανου και οργανικού τμήματος) και τη δραστηριότητα οστικής ανακατασκευής, η οποία επηρεάζει τους δύο παραπάνω παράγοντες. Η σημασία της ποιότητας του οστού ως σύνολου, φαίνεται από ασθένειες όπως η ατελής οστεογένεση και η οστεοπόρωση.

Αρχιτεκτονική δομή οστού: Τυχόν αλλαγές στη συνεκτικότητα του σπογγώδους οστού, όπως μειωμένος αριθμός οστεοδοκίδων, αυξημένο πορώδες, τροποποίηση σχήματος από πλάκες σε ράβδους και σε άλλες παραμέτρους συνοχής, εξεταζόμενες από ιστομορφομετρία και μCT, μπορούν να επιδράσουν αρνητικά στην αντοχή του οστού.

Σε συγκεκριμένες περιπτώσεις οστεοπόρωσης, υπάρχουν ολοένα αυξανόμενες ενδείξεις ότι μια έντονη δραστηριότητα ανακατασκευής με αρνητικό ισοζύγιο, επάγει απώλεια οστού και τροποποίηση της μικροαρχιτεκτονικής δομής του, η οποία περιλαμβάνει μείωση του πάχους του σπογγώδους οστού και απώλεια της συνεκτικότητας, καθώς και μείωση του πάχους του φλοιώδους οστού και αύξηση του πορώδους αυτού. Ο υψηλός βαθμός οστικής ανακατασκευής, μπορεί να μειώσει την ακαμψία του οστού και να σχετιστεί με τροποποίηση των ινών του κολλαγόνου.

Η ποιότητα του ιστού θα μπορούσε να είναι ένας υποψήφιος παράγοντας καθορισμού της αντοχής του οστού, μιας και μέσω της οστικής ανακατασκευής η εξωκυτταρική μήτρα αντικαθίσταται συνεχώς κάτω από την επίδραση ορμονικών, διατροφικών ή θεραπευτικών αλλαγών.

Διάταξη ινών κολλαγόνου

Ένας άλλος παράγοντας που παίζει ρόλο στην αντοχή του οστού, είναι και η κατεύθυνση στην οποία διατάσσονται οι ίνες του κολλαγόνου, σύμφωνα με την κατεύθυνση της φόρτισης. Η αντοχή του δηλαδή, είναι πιο μεγάλη κατά την κατεύθυνση της φυσιολογικής φόρτισης, η οποία αντιστοιχεί στον προσανατολισμό των οστεώνων μέσα στο φλοιώδες οστό.

Έχει αναφερθεί στην παγκόσμια βιβλιογραφία ότι επιμήκεις ίνες βρίσκονται σε περιοχές που καλούνται να υποστηρίξουν εφελκυστικά φορτία, ενώ εγκάρσιες αντιστοιχούν σε περιοχές που καταπονούνται από συμπιεστικά φορτία.

Παρόλο που πολλές μελέτες έχουν καταδείξει τον καθοριστική σημασία των ιδιοτήτων του κολλαγόνου σχετικά με την αντοχή του οστού, και γενικά με τις μηχανικές ιδιότητες μετά το όριο διαρροής, οι μοριακοί μηχανισμοί που λαμβάνουν χώρα παραμένουν άγνωστοι.

Αντοχή σπογγώδους και φλοιώδους οστού

Τα σπογγώδη τμήματα που βρίσκονται στα άκρα των μακρών οστών, όπως είναι και η κνήμη, είναι κατάλληλα κατασκευασμένα ώστε να αυξάνουν την ανθεκτικότητα του οστού στις δυνάμεις στις οποίες αυτό υπόκειται. Αν συγκρίνει κάποιος τις γραμμές συμπίεσης και ελκυσμού, λόγω του βάρους που υποστηρίζει η άκρη του οστού και τις δοκίδες, θα παρατηρήσει ότι οι τελευταίες κείτονται κατά μήκος των γραμμών των δυνάμεων. Περαιτέρω ενίσχυση του σπογγώδους ιστού, παρέχεται από την ύπαρξη διασταυρούμενων ινών.

Το σπογγώδες οστό, παρουσιάζει τουλάχιστον δυο πλεονεκτήματα έναντι του συμπαγούς. Στις περιοχές όπου το οστό υπόκειται κυρίως σε καταπόνηση από δυνάμεις συμπίεσης, όπως στα άκρα των οστών και στη σπονδυλική στήλη, τα σπογγώδη οστά προσφέρουν την απαραίτητη αντοχή με τη χρήση μικρότερης ποσότητας υλικού από αυτή που χρησιμοποιείται στα συμπαγή οστά.

Επίσης, επειδή οι δοκίδες είναι σχετικά ευλύγιστες, το σπογγώδες οστό μπορεί να απορροφήσει μεγαλύτερη ενέργεια όταν ασκούνται ισχυρές δυνάμεις, όπως κατά τη διάρκεια της βάρδιας, του τρεξίματος και του άλματος. Από την άλλη μεριά, το σπογγώδες οστό δεν μπορεί να αντέξει τόσο καλά τις τάσεις που συνήθως ασκούνται στο κεντρικό μέρος των μακρών οστών.

Στο σημείο αυτό, πρέπει να τονισθεί ότι στις μεγάλες ηλικίες το οστό γίνεται περισσότερο πορώδες και εξαφανίζεται από την εσωτερική ή ενδοστική επιφάνεια των συμπαγών οστών. Η αντοχή του υπόλοιπου συμπαγούς οστού μειώνεται λόγω της λέπτυνσής του και όχι επειδή μειώνεται η πυκνότητά του – μάλιστα η πυκνότητα του συμπαγούς οστού είναι εκπληκτικά σταθερή κατά τη διάρκεια της ζωής του και περίπου 1,9 φορές μεγαλύτερη από την πυκνότητα του νερού. Το αντίστοιχο φυσικό μέγεθος ονομάζεται *οστική πυκνότητα* και δεν πρέπει να συγχέεται με την *οστική μάζα*. Η σύγκυση προκύπτει εν μέρει από τη χρήση της λέξης ‘πυκνότητα’ σε συνδυασμό με την οπτική πυκνότητα μιας ακτινογραφικής εικόνας, που δεν μπορεί να δώσει παρά μόνο κάποιες πληροφορίες για την οστική μάζα και όχι για την οστική πυκνότητα.

Το οστό ως σύνθετο υλικό

Αναφορικά με τις μηχανικές ιδιότητές του, το οστό ως σύνθετο υλικό, είναι ανάλογο του υαλοβάμβακα. Υπενθυμίζεται ότι το οστό αποτελείται από μικρούς σκληρούς κρυστάλλους οστικών αλάτων, οι οποίοι βρίσκονται ενσωματωμένοι σε ένα μαλακό ευλύγιστο υπόστρωμα κολλαγόνου. Αυτά τα υλικά διαθέτουν διαμετρικά αντίθετες μηχανικές ιδιότητες, οι οποίες διαφέρουν και από τις αντίστοιχες του οστού ως ενιαίας οντότητας. Δεν είναι γνωστός ο ακριβής τρόπος με τον οποίο συνεισφέρει το καθένα υλικό τόσο στη συμπεριφορά όσο και στην τελική αντοχή του οστού.

Έχουν προταθεί όμως αρκετά μοντέλα και θεωρίες που προσεγγίζουν την κατάσταση αυτή. Σε κάθε περίπτωση, ο συνδυασμός τους, οδηγεί σε ένα υλικό που έχει την ίδια αντοχή σε συμπίεση (θλίψη) με το γρανίτη και 25 φορές μεγαλύτερη αντοχή σε εφελκυσμό απ' ότι αυτός.

Σύμφωνα με την επικρατούσα θεωρία, το κολλαγόνο (οργανικό τμήμα του οστού), δίδει το σχήμα του και συμβάλλει στην αντοχή του σε εφελκυσμό. Το ανόργανο τμήμα συμβάλλει στην αντοχή του σε συμπίεση. Εάν αφαιρεθεί ένα από τα δύο τμήματα, δεν επέρχεται καμία αλλαγή στο σχήμα του οστού.

Αντίθετα, είναι εμφανείς οι μεταβολές της μηχανικής συμπεριφοράς του οστού. Όταν αφαιρεθεί το ανόργανο τμήμα, τα οστά γίνονται ιδιαίτερα εύκαμπτα και δύνανται να στρεβλωθούν ή να καμφθούν χωρίς να συμβεί κάταγμα. Όταν αφαιρεθεί το οργανικό τμήμα, τα οστά γίνονται ιδιαίτερα εύθρυπτα.

Φορτίσεις και κατάγματα

Γενικά

Τα οστά καλούνται όχι μόνο να υποστηρίξουν τον άνθρωπο, δηλαδή το βάρος του σώματος, χωρίς να σπάνε αλλά και να αντέχουν σε πολύ ισχυρότερες δυνάμεις που ασκούνται σε αυτά κατά τη διάρκεια σωματικής εργασίας ή άθλησης του ατόμου. Ενδεικτικά, αναφέρεται ότι κατά την κάμψη με σκοπό την ανύψωση ενός βαρέος αντικειμένου, καταπονούνται με πολύ μεγάλες θλιπτικές δυνάμεις οι σπόνδυλοι της κατώτερης μοίρας (οσφυϊκής) της σπονδυλικής στήλης. Επίσης, κατά το τρέξιμο, το ισχίο μπορεί να δέχεται δύναμη τετραπλάσια του σωματικού βάρους τη στιγμή που η φτέρνα αγγίζει το έδαφος, ενώ ακόμα και όταν βαδίζει κάποιος, η δύναμη αυτή είναι περίπου ίση με το διπλάσιο του σωματικού βάρους. Η φύση έχει μεριμνήσει για τα παραπάνω, όχι μόνο δίνοντας το κατάλληλο σχήμα σε κάθε οστό, αλλά και εισάγοντας έναν συντελεστή ασφαλείας, όμοιο με αυτόν που εισάγουν οι μηχανικοί στις κατασκευές τους.

Τα οστά φυσιολογικά δεν σπάνε λόγω συμπίεσης (μπορούν να αντέξουν θλιπτικές τάσεις της τάξης των 170MPa). Συνήθως υφίστανται κατάγματα λόγω συστροφής ή κάτω από εφελκυσμό (αντοχή σε εφελκυσμό περίπου ίση με 120MPa —σαφώς μικρότερη από την αντίστοιχη σε θλίψη).

Τα κατάγματα αυτού του είδους, καλούνται σπειροειδή και συμβαίνουν σε περιπτώσεις πτώσης όταν το πόδι παγιδεύεται κάπου και στη συνέχεια το οστό της κνήμης περιστρέφεται. Το οστό μπορεί να διαπεράσει το δέρμα και γι' αυτό το λόγο τέτοια κατάγματα μολύνονται πιο εύκολα από τα απλά, στα οποία το οστό δεν εκτίθεται.

Υπενθυμίζεται ότι όσο μικρότερη είναι η διάρκεια της σύγκρουσης, τόσο μεγαλύτερη είναι η δύναμη που αναπτύσσεται σε ένα σώμα όπως προκύπτει από τον 2^ο νόμο του Νεύτωνα. Δηλαδή, αν θέλουμε να μειώσουμε τις πιθανότητες κατάγματος, θα πρέπει η ορμή να μεταβληθεί σε ένα μεγάλο σχετικά χρονικό διάστημα και όχι ακαριαία. Ωστόσο, έχει παρατηρηθεί ότι τα οστά έχουν τη δυνατότητα να αντέχουν σε μεγάλες δυνάμεις, ακόμα και αν υπερβαίνουν το όριο μηχανικής αντοχής τους, υπό την προϋπόθεση ότι αυτές ασκούνται για μικρό χρονικό διάστημα. Αντίθετα, οι ίδιες σε μέγεθος και κατεύθυνση δυνάμεις, είναι ικανές να προκαλέσουν κάταγμα, αν ασκηθούν για μεγάλες χρονικές περιόδους. Η ιδιότητα αυτή των οστών καλείται *γλοιοελαστικότητα*.

Αιτιολογία και παθοφυσιολογία καταγμάτων των άκρων λόγω κόπωσης

Τα κατάγματα των κάτω άκρων λόγω κόπωσης έχουν να κάνουν κυρίως με την κνήμη και τα μεταάρσια οστά. Γενικά, προκαλούνται ως αποτέλεσμα συνεχών τραυματισμών (λόγω χρήσης ή άσκησης), οι οποίοι εξαντλούν την εσωτερική δυνατότητα των οστών να αυτοεπιδιορθώνονται. Αυτή η κατάσταση, οδηγεί αναπόφευκτα σε μειωμένη οστική πυκνότητα και μειωμένο πάχος φλοιώδους οστού.

Υπάρχουν δυο ανταγωνιστικές θεωρίες, χωρίς όμως να αποκλείει η μια εντελώς την άλλη, οι οποίες μπορούν ίσως να εξηγήσουν την ανάπτυξη των καταγμάτων από κόπωση.

Η πρώτη θεωρία υποστηρίζει ότι κατά τη διάρκεια της σωματικής άσκησης, η οστεοβλαστική δραστηριότητα υστερεί της οστεοκλαστικής για κάποιες εβδομάδες. Σε αυτή την περίοδο το οστό καθίσταται πιο επιρρεπές σε τραυματισμούς. Στρεπτικά και καμπτικά φορτία, εξαιτίας επανειλημμένης χρήσης, καταλήγουν σε μικροκατάγματα, τα οποία με το πέρασμα του χρόνου εξελίσσονται και σταθεροποιούνται σε κατάγματα λόγω κόπωσης.

Η δεύτερη θεωρία δίνει έμφαση στην υψηλή και συνεχή καταπόνηση του οστού στα σημεία σύνδεσης με τους μύες, οδηγώντας σε έκκεντρες καμπτικές φορτίσεις, στις οποίες δεν μπορεί να ανταπεξέλθει το οστό.

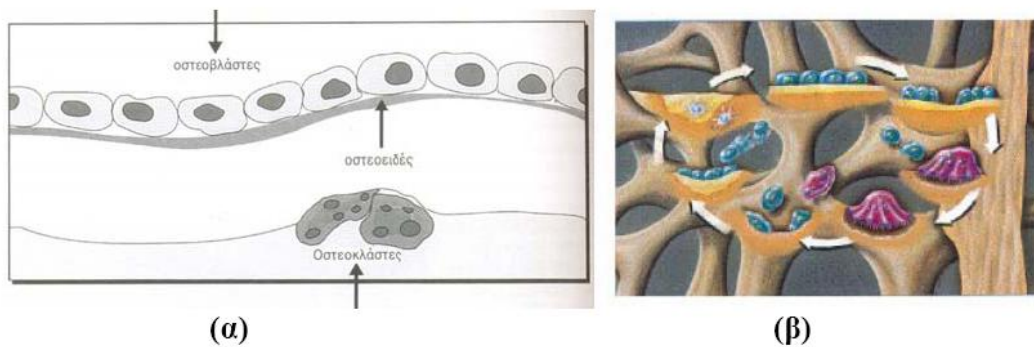
Τα κατάγματα της κνήμης είναι τα πιο συχνά κατάγματα των κάτω άκρων, αποτελώντας περίπου το μισό αριθμό καταγμάτων σε παιδιά και ενήλικες. Δραστηριότητες που τα προκαλούν είναι το τρέξιμο και τα άλματα, γι' αυτό και αθλητές αντίστοιχων αγωνισμάτων υποφέρουν συχνά από κατάγματα στην κνήμη. Στα παιδιά συνήθως συμβαίνουν στο πάνω ένα τρίτο της κνήμης (προς την διάρθρωση του γόνατος), ενώ στους ενήλικες το μέσον και το κάτω ένα τρίτο (προς την αστραγαλοκνημική διάρθρωση) θεωρούνται τα επικρατέστερα σημεία (κατάγματα

που συμβαίνουν σε αυτά τα σημεία είναι πιο εύκολο να αποκατασταθούν). Σε μακριά οστά όπως είναι η κνήμη, οι φυσιολογικές δυνάμεις του βάρους δημιουργούν ροπή κάμψης και εφελκυστικές δυνάμεις, με τις τελευταίες να είναι οι πιο πιθανές αιτίες έναρξης του κατάγματος.

Οστική ανακατασκευή (bone remodeling)

Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενη παράγραφο, οι λειτουργίες που έχουν οι οστεοβλάστες και οι οστεοκλάστες είναι εκ διαμέτρου αντίθετες. Οι κυτταρικοί αυτοί πληθυσμοί, είναι σε μια διαρκή συνεργασία και ισορροπία. Υπό κανονικές συνθήκες, όσο οστό απορροφάται, τόσο και παράγεται. Σε περιπτώσεις που υπάρχει ανάγκη για μια πιο ισχυρή αρχιτεκτονική δομή, και επομένως μηχανική αντοχή, η οστεοπλαστική δραστηριότητα αυξάνεται και υπερσχύει της οστεοκλαστικής. Η διαδικασία αυτή είναι αντιστρέψιμη, δηλαδή μπορεί να απορροφάται περισσότερο οστό από ότι παράγεται, με αποτέλεσμα τη σταδιακή μείωση της ποσότητας και της πυκνότητας αυτού.

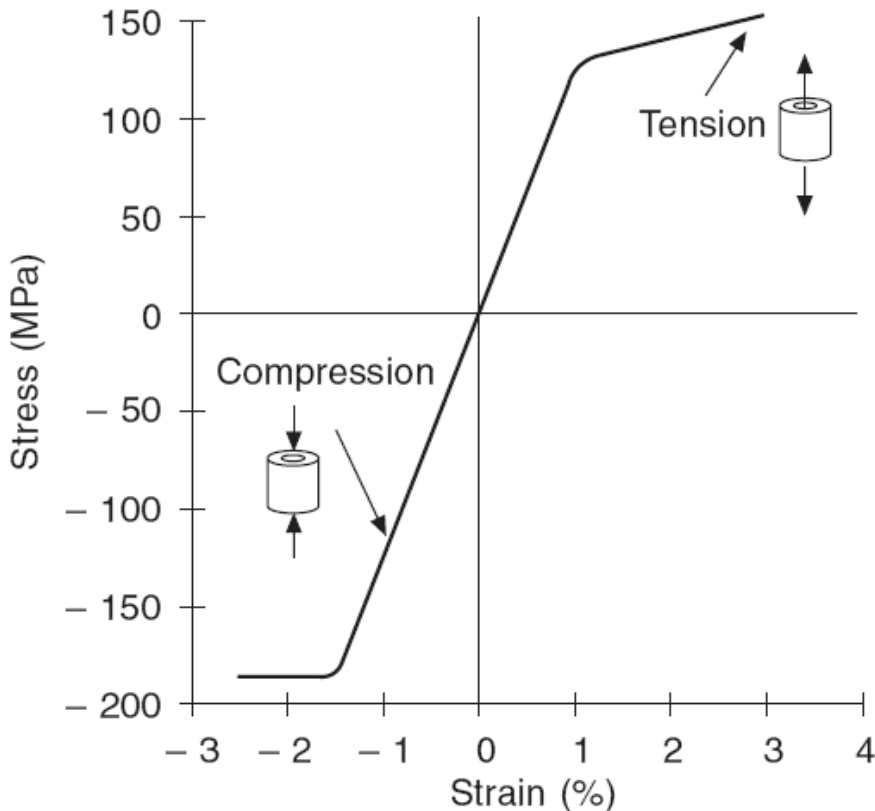
Συνοψίζοντας, οστική ανακατασκευή είναι η διαδικασία ανανέωσης των μικρομονάδων των οστών, με διαδοχική ενεργοποίηση και λειτουργία των οστεοκλαστών και των οστεοβλαστών με σκοπό την επιδιόρθωση των μικροφθορών των μικρομονάδων αυτών, καθώς επίσης και τη σταθερότητα (ομοιοστασία) στις τιμές του ιονισμένου ασβεστίου του εξωκυττάριου χώρου (Σχήμα 5α, 5β).



Σχήμα 5: (α) Λειτουργία οστεοβλαστών και οστεοκλαστών, (β) οστική ανακατασκευή.

Μηχανική συμπεριφορά των οστών.

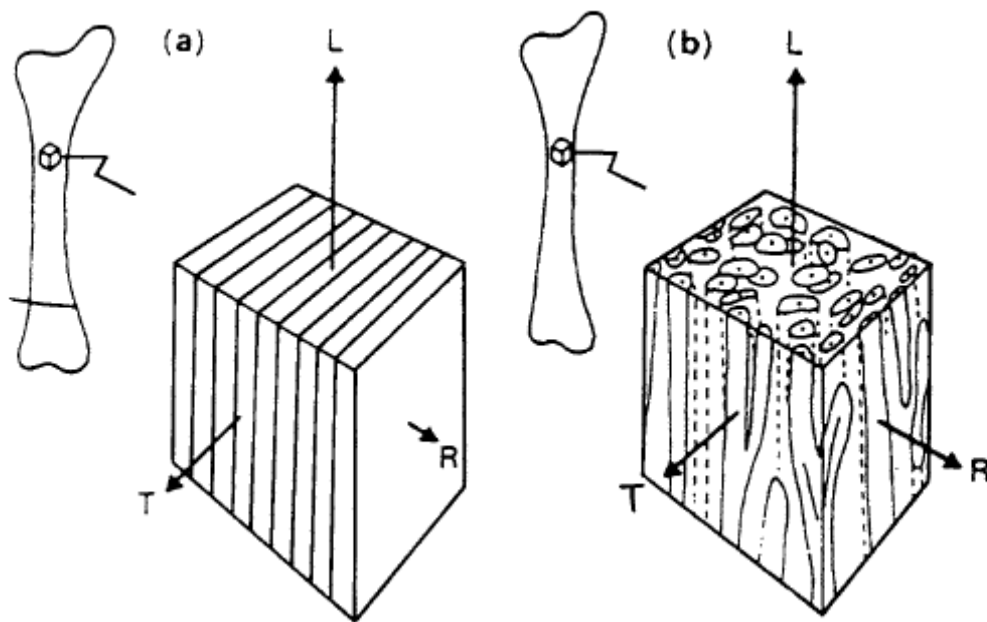
Παρόλο που το οστό είναι ένα βισκοπλαστικό υλικό, στις στατικές ή ημιστατικές φορτίσεις (ακόμα και στις υπερηχητικές συχνότητες) συμπεριφέρεται ως ένα ανισότροπο ελαστικό σώμα (όπως δείχνει και το σχήμα 6). Για αυτό και η πρώτη μοντελοποίηση της μηχανικής του συμπεριφοράς θα γίνει με το νόμο του Hooke.



Σχήμα 6: Διάγραμμα εφελκυστικών και θλιπτικών τάσεων παραμορφώσεων (σ - ϵ) του κοορτώδους οστού στο οποίο φαίνεται η ελαστική συμπεριφορά του οστού.

Επειδή το υλικό είναι ανισότροπο (βλέπε σχήμα 7), για την μοντελοποίηση του οστού δε θα χρησιμοποιηθεί ο νόμος του Hooke στην απλή του μορφή $\sigma = E\epsilon$ αλλά στην τανυστική του μορφή:

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} \epsilon_{kl} \quad i, j = 1-6. \quad (1)$$



Σχήμα 7: Εικόνα στην οποία φαίνεται η ανισοτροπία των οστών.
 Στην α περίπτωση φαίνεται ένας σπόνδυλος ο οποίος είναι πολυστρωματικός.
 Στην β εικόνα φαίνεται ένα οστό κνήμης και ειδικά ένα "harvesian canal".
 Η ανισοτροπία του είναι εμφανής.

Δείκτες για την ανισοτροπία του υλικού είναι οι A_c και A_s για τις εφελκυστικές και διατμητικές τάσεις αντιστοίχως όπου στις εξισώσεις (2) και (3) ,

$$A_c = 100 \frac{K^v - K_R}{K^v + K_R} (2),$$

$$A_s = 100 \frac{G^v - G_R}{G^v + G_R} (3)$$

με K^v, K_R, G^v, G_R σταθερές.

Εισαγωγή στα βιοϋλικά.

Ένα βιοϋλικό αντικαθιστά ένα μέρος ή υποβοηθά μια λειτουργία σε ένα σώμα, με τρόπο αποδεκτό. Τα βιοϋλικά είναι εξ' ορισμού μη φαρμακευτικές ουσίες κατάλληλες για εφαρμογή σε συστήματα που αυξάνουν ή αντικαθιστούν τη λειτουργία των ανθρώπινων ιστών και οργάνων.

Οι εφαρμογές των βιοϋλικών, αφορούν μια μεγάλη ποικιλία διατάξεων και επεμβάσεων για τη θεραπεία ασθενειών ή βλαβών. Ακολουθεί ο πίνακας 1 με τις βασικές χρήσεις των βιοϋλικών.

Περιοχή προβλήματος	Παράδειγμα
Αντικατάσταση ασθενειών η βλαφθέντων μερών	Τεχνική σύνδεσης ισχίου, μηχανική καθαρισμού νεφρών
Βοήθημα για θεραπεία	Ράμματα, δίσκοι οστών και βίδες
Βελτίωση λειτουργίας	Καρδιακός Βηματοδότης, ενδο-οφθαλμικός φακός
Διόρθωση λειτουργίας ανωμαλίας	Καρδιακός Βηματοδότης
Διόρθωση προβλημάτων αισθητικής	Αύξηση μαστοπλαστικής
Βοηθητικά μέσα	Καθετήρες, σωληνίσκοι απορροής

Πίνακας 1: Ενδεικτικές εφαρμογές βιοϋλικών.

Ουσιαστικοί παράγοντες για την επιτυχημένη χρήση των βιοϋλικών είναι τέσσερις: η βιοσυμβατότητα, η βιολειτουργικότητα, η αντίσταση στη διάβρωση, καθώς και η χαμηλή τοξικότητα. Η ανάγκη για βιοσυμβατότητα σε προσθετικές επεμβάσεις, ελαττώνει τον αριθμό των υλικών που μπορούν να χρησιμοποιηθούν εντός του ανθρώπινου οργανισμού. Τα υλικά που ανήκουν στην κατηγορία των βιοϋλικών δεν πρέπει να αναγνωρίζονται ως ξένα, καθώς επίσης να μην προκαλούν τοξικές διαταραχές που δεν μπορούν να διευθετηθούν από τις φυσιολογικές λειτουργίες του ανθρώπινου οργανισμού.

Η βιολειτουργικότητα ενός υλικού, είναι η δυνατότητα αυτού να ενσωματωθεί στο ανθρώπινο σώμα με οικονομικό τρόπο, δίχως να χάνει τη λειτουργικότητά του. Η μεγάλης διάρκειας χρήση των βιοϋλικών, απαιτεί μια καλή αντοχή στη φθορά και σχετικά μεγάλη αντίσταση στη διάβρωση σε ένα βιολογικό περιβάλλον όπως αυτό του ανθρώπινου σώματος. Όταν ένα υλικό παρασκευασμένο εργαστηριακά εναποτίθεται στο ανθρώπινο σώμα, οι ιστοί αντιδρούν με διαφορετικό τρόπο ανάλογα με το είδος του υλικού. Ο μηχανισμός της αλληλεπίδρασης του κάθε ιστού εξαρτάται από την αλληλεπίδραση του ιστού με την επιφάνεια των μοσχευμάτων. Γενικά οι αντιδράσεις των ιστών στα βιοϋλικά μπορούν να περιγραφούν ή να ταξινομηθούν σε βιοαδρανείς, βιοενεργές και βιοδιαλυτές.

- Βιοαδρανές είναι κάθε υλικό το οποίο όταν εναποτίθεται στο ανθρώπινο σώμα έχει την ελάχιστη αντίδραση με τους περιβάλλοντες ιστούς. Παραδείγματα τέτοιων υλικών είναι η αλουμίνη, το τιτάνιο, το ασάλι, η σταθεροποιημένη ζirkόνια και το υψηλού βάρους πολυαιθυλένιο.
- Η βιοενεργότητα, αφορά υλικά που αλληλεπιδρούν με τα οστά και σε ορισμένες περιπτώσεις με τους γειτονικούς ιστούς μετά την είσοδο τους in vivo. Αυτό εμφανίζεται μέσω μιας χρονικά εξαρτημένης κινητικής τροποποίησης της επιφάνειας, προκαλούμενη από την εφαρμογή του μέσα στο οστό. Ένα ιόν αντιδρά με το περιβάλλον (οστό) προκαλώντας την παραγωγή ενός βιολογικά ενεργού υλικού το οποίο είναι συγκρίσιμο με τις ουσίες που παράγονται από το ανθρώπινο σώμα για τις ίδιες λειτουργίες. Χαρακτηριστικά παραδείγματα βιοενεργών υλικών είναι ο συνθετικός υδροξυαπατίτης, το κεραμικό γυαλί A-W και το βιογυαλί.
- Η βιοαπορροφησιμότητα αναφέρεται σε υλικά που όταν τοποθετούνται εντός του ανθρώπινου οργανισμού αρχίζουν να διαλύονται και σιγά σιγά να αντικαθίστανται από προηγμένους ιστούς (π.χ. οστό). Χαρακτηριστικά παραδείγματα τέτοιων υλικών είναι το τριασβεστικό φωσφορικό άλας, τα οξειδία του ασβεστίου, το ανθρακικό άλας ασβεστίου και ο γύψος.

Η βιοσυμβατότητα είναι η ικανότητα ενός βιοϋλικού να αλληλεπιδρά με τους ανθρώπινους ιστούς χωρίς την εκδήλωση αρνητικών κλινικά αντιδράσεων. Τα δομικά στοιχεία των βιοϋλικών είναι συνήθως μακρομόρια σε υδατικά διαλύματα. Στα συστήματα αυτά κυριαρχούν ασθενείς μη ομοιοπολικές δυνάμεις αλληλεπίδρασης (δεσμοί υδρογόνου και Van Der Waals) και θερμικές κινήσεις Brown. Σε αντίθεση με τα χαλαρά υλικά που βρίσκονται σε ισορροπία (ευσταθή ή μετασταθή) οι ζωντανοί οργανισμοί είναι συστήματα εκτός ισορροπίας όπου έχουνε συνέχεια εισαγωγή και εξαγωγή ενέργειας και μάζας (ανοικτό θερμοδυναμικό σύστημα). Στα βιολογικά συστήματα βρίσκουμε καλά καθορισμένες καταστάσεις και όχι σύνολα με δυνατές καταστάσεις (επί παραδείγματι κάθε πρωτεΐνη έχει συγκεκριμένη εναλλαγή αμινοξέων).

Τα βιοϋλικά έχουν ευρεία χρήση σε μέλη του ανθρώπινου σώματος ενώ οι περισσότερες τρέχουσες εφαρμογές περιλαμβάνουν δομικές λειτουργίες ακόμα και σε τέτοια όργανα και συστήματα τα οποία από τη φύση τους δεν είναι πρωτεύοντος δομικά ή αποτελούν πολύ απλές χημικές ή ηλεκτρικές λειτουργίες. Σύνθετες χημικές λειτουργίες, όπως του ήπατος και σύνθετες ηλεκτροχημικές όπως του εγκεφάλου και των αισθητήριων οργάνων δεν μπορούν να μεταφερθούν στα βιοϋλικά ούτε να αναπαραχθούν από αυτά.

Στον πίνακα 2 παρουσιάζονται τα διάφορα σημεία του ανθρώπινου σώματος, στα οποία έχει επιτευχθεί η χρησιμοποίηση βιοϋλικών ή αναμένεται η χρήση τους στο μέλλον.

Σύστημα	Παραδείγματα
Σκελετού	Δίσκοι οστών, ολική αντικατάσταση συνδέσεων
Μυών	Ράμματα
Κυκλοφορικό	Τεχνητές βαλβίδες καρδιάς, αγγεία αίματος καταλείποντας βοηθητικές διατάξεις
Αναπνευστικό	Οξυγονούχος μηχανή
Υμενών	Ράμματα, τεχνητό δέρμα, επίδεσμοι εγκαυμάτων
Ουρικό	Καθετήρες, μηχανή καθαρισμού νεφρού
Νευρικό	Νευρικοί διεγέρτες
Ενδοκρινικό	Μικροενσωμάτωση παγκρεατικών νησίδων κυττάρων
Αναπαραγωγικό	Αύξηση μαστοπλαστικής

Πίνακας 2: Βιοϋλικά σε συστήματα του ανθρώπινου οργανισμού

Μια άμεση κατηγοριοποίηση των βιοϋλικών είναι με βάση σε ποια μεγάλη οικογένεια των υλικών ανήκουν (μέταλλα, κεραμικά, πολυμερή ή σύνθετα). Ωστόσο ένας τρόπος ταξινόμησης που κερδίζει έδαφος στην διεθνή βιβλιογραφία είναι ο ακόλουθος:

- Δομικά στοιχεία ζωντανών οργανισμών (νουκλεϊκά οξέα, πρωτεΐνες, πολυσακχαρίτες, βιολογικές μεμβράνες, κύτταρα).
- Υλικά με φυτική ή ζωική προέλευση (κόλλες, χρώματα, τροφές). Παραδείγματα αυτής της κατηγορίας αποτελεί η κυτταρίνη (cellulose) από δέντρα για την παραγωγή ινών (rayon) και φύλλων (σελοφάν), η εξαγωγή ζελατίνης από ζωικούς ιστούς και οστά για μαγειρική χρήση κ.α.
- Συνθετικά υλικά με εφαρμογές στην ιατρική (προσθετικά μέλη ,τεχνητά όργανα και ιστοί, φάρμακα).

Ωστόσο επειδή το μεγαλύτερο τμήμα της διεθνής βιβλιογραφίας ακολουθεί το πρώτο είδος ταξινόμησης, στην παρούσα πτυχιακή εργασία θα προτιμηθεί.

Ακολουθεί μια σύντομη περιγραφή κάθε μεγάλης οικογένειας βιοϋλικών με τις βασικές τους ιδιότητες.

ΜΕΤΑΛΛΙΚΑ ΒΙΟΪΛΙΚΑ

Εισαγωγή.

Γενικά, τα μεταλλικά βιοϋλικά χρησιμοποιούνται κυρίως σε ορθοπεδικές εφαρμογές, όπου η υψηλή αντοχή τους είναι απαραίτητη, σε ηλεκτρικά εσωτερικά εμφυτεύματα, στην ορθοδοντική και σε τεχνητά όργανα. Προς το παρόν, τα πιο σημαντικά βιοϋλικά είναι ο ανοξείδωτος χάλυβας, τα κράματα κοβαλτίου-χρωμίου, το τιτάνιο και τα κράματα του κ.α. Επίσης, έχει αρχίσει να κάνει την εμφάνισή του η ντρινόλη, ένα κράμα διατήρησης μνήμης. Τέλος, ο άργυρος και ορισμένα ευγενή μέταλλα όπως ο χρυσός και η πλατίνα χρησιμοποιούνται σε μικρό εύρος εφαρμογών λόγω της ανοξείδωτής τους συμπεριφοράς.

Ανοξείδωτος χάλυβας.

Όλοι οι χάλυβες αποτελούνται από σίδηρο και άνθρακα και μπορούν τυπικά να περιέχουν χρώμιο, νικέλιο και μολυβδαίνιο. Στοιχεία όπως το μαγγάνιο, ο φώσφορος, το θείο και το πυρίτιο ενδέχεται να περικλείονται. Οι φερριτικοί ανοξείδωτοι χάλυβες αποτελούνται κυρίως από χρώμιο και σίδηρο. Γενικά αυτός ο τύπος περιέχει πολύ λίγο νικέλιο (<1%). Οι μαρτενσιτικοί ανοξείδωτοι χάλυβες περιέχουν άνθρακα (0.2%), χρώμιο (10.5-18%) και σίδηρο (το υπόλοιπο). Οι ωστενιτικοί ανοξείδωτοι χάλυβες περιέχουν κυρίως χρώμιο (16-25%), νικέλιο (6-12%) και σίδηρο (το υπόλοιπο). Οι ωστενιτικοί ανοξείδωτοι χάλυβες παρουσιάζουν ανώτερη αντίσταση στη διάβρωση από τους μαρτενσιτικούς και τους φερριτικούς ανοξείδωτους χάλυβες λόγω της υψηλής περιεκτικότητας σε χρώμιο και της προσθήκης νικελίου και είναι η κατηγορία που προτιμάται για τη κατασκευή οστικών εμφυτευμάτων. Προσφέρουν μεγάλη δυνατότητα μορφοποίησης και η συμπεριφορά τους στην παραμόρφωση μπορεί να καθοριστεί από το νικέλιο και τον χαλκό. Οι δύο πιο συνηθισμένες τεχνικές για την κατασκευή μεταλλικών βιοϋλικών είναι η σφυρηλάτηση και η χύτευση. Ο σφυρήλατος ανοξείδωτος χάλυβας έχει πολύ μεγαλύτερο όριο διαρροής και θραύσης από τον χυτό ανοξείδωτο χάλυβα ωστόσο παρουσιάζει σημαντικά χαμηλότερο όριο κοπώσεως (το οποίο ωστόσο εν μέρει αντιμετωπίζεται με την προσθήκη χρωμίου). Επειδή το υλικό όμως είναι περισσότερο κατεργάσιμο, δύναται να υποστεί περαιτέρω μηχανική διαμόρφωση.

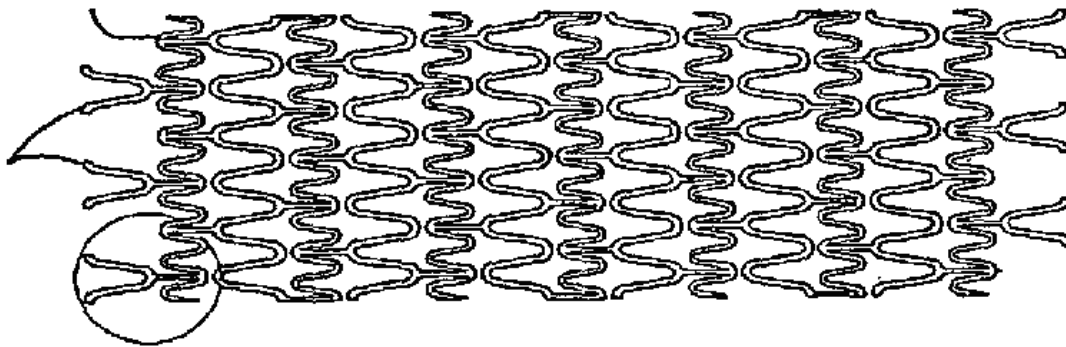
Ο πλέον διαδεδομένος ανοξείδωτος χάλυβας στα βιοϋλικά είναι ο 316 LV. Ο 316 LV αποτελείται κυρίως από σίδηρο (60-65%), με σημαντικές προσθήκες χρωμίου (17-20%) και από μικρές ποσότητες αζώτου, μαγγανίου, μολυβδαίνιου, φωσφόρου, πυριτίου και θείου, όπως δείχνει και ο ακόλουθος πίνακας 3.

Element	Composition(%)
Carbon	0.03 max
Manganese	2.00 max
Phosphorus*	0.03 max
Sulfur	0.03 max
Silicon	0.75 max
Chromium	17.00–20.00
Nickel	12.00–14.00
Molybdenum	2.00–4.00

Πίνακας 3: Τα συστατικά του χάλυβα 316LV.

Το μεγαλύτερο πρόβλημα του ανοξειδωτου χάλυβα είναι η διάβρωση του από τα υγρά του ανθρώπινου σώματος. Αυτός είναι και ο λόγος που πλέον δε χρησιμοποιείται το κράμα 302 (το πρώτο κράμα ανοξειδωτου χάλυβα που χρησιμοποιήθηκε στη σύγχρονη εποχή): το βανάδιο που περιείχε απελευθερωνόταν στον οργανισμό λόγω της διάβρωσης με αποτέλεσμα να προκαλεί δηλητηρίαση.

Η προσθήκη χρωμίου στα κράματα του ανοξειδωτου χάλυβα εκτός από την βελτίωση της συμπεριφοράς σε κόπωση όπως αναφέρθηκε παραπάνω, επιτρέπει την ανάπτυξη αντίστασης στη διάβρωση επειδή σχηματίζει στην επιφάνεια του χάλυβα ένα πολύ ισχυρό στρώμα οξειδίου (Cr_2O_3). Αν και τα όρια θραύσης και διαρροής του ανοξειδωτου χάλυβα είναι λιγότερο υψηλά από άλλων κραμάτων, προτιμώνται λόγω της προσιτής τιμής και της εύκολης διαμορφωσιμότητάς τους για εφαρμογές όπως τα stent (εικόνα 4).



Εικόνα 4: Stent από ανοξειδωτο χάλυβα, στις μέρες μας έχει αντικατασταθεί με κράμα NiTi.

Αποδείχθηκε πρόσφατα ότι η απόθεση λεπτών ταινιών τανταλίου και οξειδίου του τανταλίου ενισχύει τη μακροπρόθεσμη βιοσυμβατότητα των βιοϋλικών από ανοξειδωτο χάλυβα λόγω μιας αύξησης στην αντίσταση διάβρωσής τους.

Χρησιμοποιώντας επίστρωμα οξειδίων τανταλίου σαν βάση για την ομοιοπολική ακινητοποίηση ενός στρώματος κολλαγόνων, τα εμφυτεύματα βελτιώνονται ως προς την εισαγωγή τους στο ανθρώπινο σώμα. Διαπιστώθηκε ότι ο συνδυασμός σιλένιο (silane)-αμινοπροπυλοτριεθοξυσιλένιο και του μορίου N,N'δισουλφονιμιδηλ (disulphosuccinimidyl suberate) ήταν ένα πολύ αποτελεσματικό σύστημα για την ακινητοποίηση των κολλαγόνων. Η παρουσία κολλαγόνου βελτίωσε σημαντικά την κυτταροσυμβατότητα των βιοϋλικών ανοξειδωτού χάλυβα που εξαρτάται σημαντικά από το βαθμό διασύνδεσης του στρώματος κολλαγόνων.

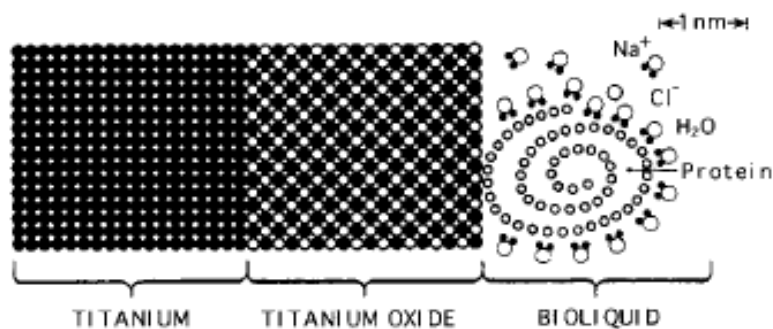
Ενώ ο ανοξειδωτός χάλυβας είναι ένα αναγνωρισμένο μη επικίνδυνο βιοϋλικό, η παραγωγή και χρήση του ελαττώνεται λόγω της χρήσης εναλλακτικών υλικών. Η αυξανόμενη ζήτηση για περισσότερο σύνθετες εφαρμογές και επιλογή αμέταλλων οδηγεί στην αντικατάσταση του από άλλα νεώτερα υλικά, όπως το PEEK (πολυαιθεροθερκετόνη).

Τιτάνιο.

Το καθαρό τιτάνιο είναι ένα αδρανές υλικό με υψηλή αντίσταση στη διάβρωση λόγω ενός στενά προσκολλημένου στρώματος οξειδίων που αποτελείται από διάφορα οξείδια όπως TiO , TiO_2 και Ti_2O_3 . Τα κράματα τιτανίου χρησιμοποιούνται για οστικές αντικαταστάσεις σταθεροποίησης με οστεώδη ανάπτυξη. Το τιτάνιο ινών έχει μηχανικές ιδιότητες κοντά σε εκείνες του οστού ενώ πλεονέκτημα αυτού αποτελεί το νέο οστό που αρχίζει να διαμορφώνεται γύρω από το μόσχευμα του τιτανίου μέσα σε μερικές ημέρες από την εισαγωγή. Το μεγαλύτερο του πλεονέκτημα παραμένει η χαμηλή του πυκνότητα ($4.5g/cm^3$). Στο οστό διαβίωσης το τιτάνιο αποικίζεται λιγότερο με τα βακτηρίδια συγκριτικά με άλλα μέταλλα.

Η κυτταροτοξικότητα του τιτανίου έχει μελετηθεί εκτενώς, ειδικά στην περίπτωση των κραμάτων νικελίου – τιτανίου. Το τιτάνιο θεωρείται καλώς ανεχθείσα και σχεδόν αδρανές υλικό. Σε μια βέλτιστη κατάσταση, το τιτάνιο είναι ικανό για την ολοκλήρωση της σύνδεσης του οστού ενώ μπορεί να διαμορφώσει ένα άλας ασβεστίου στην επιφάνειά του. Επιπλέον, το τιτάνιο διαμορφώνει ένα σταθερό στρώμα οξειδίων τιτανίου στην επιφάνεια του το οποίο αποτελεί τον λόγο της καλής βιοσυμβατότητάς του. Τα μόρια που προέρχονται από τα μοσχεύματα τιτανίου αποτελούνται συνήθως από τα αδιάλυτα οξείδια τιτανίου ή ημιοξείδια (εικόνα 5). Το τιτάνιο θεωρείται ένα από τα πιο αποδεκτά μέταλλα κατάλληλο για χρήση του σε ζώντα οργανισμό.

Για τα κράματα νικελίου-τιτανίου, δοκιμάστηκε ακινητοποιημένο πλάσμα ανθρώπινου οργανισμού στην επιφάνειά τους που βελτίωσε σημαντικά τη σύνδεση των κυτάρων. Το επίστρωμα της επιφάνειας μοσχευμάτων δεν είναι πάντα ευεργετικό, καθώς στην παρούσα περίπτωση το pH της διεπιφάνειας τιτανίου/επιστρώματος μειώνεται.



Εικόνα 5: Διεπιφάνεια μοσχεύματος τιτανίου

Τα κράματα τιτανίου είναι κατάλληλα για αντικαταστάσεις αρθρώσεων και συστήματα στήριξης (εικόνα 6) λόγω της υψηλής τους αντίστασης στην διάβρωση συγκριτικά με άλλα μεταλλικά βιοϋλικά όπως τα κράματα κοβαλτίου και τον ανοξειδωτο χάλυβα. Η στρεπτική και αξονική ακαμψία των κραμάτων τιτανίου είναι πιο κοντά σε αυτή των οστών και θεωρητικά παρέχουν λιγότερη αποφόρτιση από τα κράματα κοβαλτίου και τον ανοξειδωτο χάλυβα. Παρόλα αυτά, τα κράματα τιτανίου είναι εξαιρετικά ευαίσθητα σε γεωμετρικούς παράγοντες ως προς τη θραύση. Αυτό μειώνει τη δύναμη ενός συστατικού, με αύξηση της ευαισθησίας του υλικού στη διάδοση των ρωγμών, σε όλη τη μάζα του.

Επομένως, δίνεται προσοχή και στη γεωμετρία της σχεδίασης και στην κατασκευή εμφυτευμάτων τιτανίου. Ίσως το μεγαλύτερο μειονέκτημα των κραμάτων τιτανίου, είναι η χαμηλή τους αντοχή στην τριβή και στην κόπωση.



Εικόνα 6: Τεχνητός αυχένας και κεφαλή μηριαίου από κράμα τιτανίου

Κράματα Κοβαλτίου-Χρωμίου.

Τα κράματα κοβαλτίου χρωμίου μπορούν να διαιρεθούν σε δύο κατηγορίες: τα χυτά και τα σφυρήλατα. Και οι δύο ομάδες περιέχουν περισσότερο από 20% χρώμιο, παρέχοντας έτσι μια καλή αντίσταση στη διάβρωση από τα σωματικά υγρά, λόγω του παθητικού στρώματος που δημιουργείται στην επιφάνεια.

Τα σφυρήλατα κράματα έχουν χαμηλότερη περιεκτικότητα σε χρώμιο από τα χυτά. Οι μηχανικές ιδιότητες των κραμάτων, εξαρτώνται από την ποιότητα των υλικών του μετάλλου που χρησιμοποιούνται. Μια αξιοπρόσεκτη μείωση των ιδιοτήτων αυτών παρουσιάζεται λόγω ύπαρξης ατελειών όπως μικροκοιλότητες, ρωγμές, μεταλλουργική ετερογένεια και χαμηλού ελέγχου των καρβιδίων. Ένα από τα κύρια πλεονεκτήματα των κραμάτων αυτών είναι η καλή αντίσταση στη διάβρωση. Τα κύρια μειονεκτήματα των κραμάτων είναι το υψηλό κόστος, η αδυναμία στην πλαστική παραμόρφωση και η δύσκολη μορφοποίησή τους. Τα κράματα κοβαλτίου χρωμίου περιέχουν χρώμιο (26.5-30%), μολυβδαίνιο (4.5-7%) ενώ το υπόλοιπο τμήμα του κοβαλτίου δεν έχει σταθερή σύσταση όπως δείχνει ο πίνακας 4. Αυτά τα κράματα τροποποιούνται αμέσως στην τελική τους μορφή γιατί σκληραίνουν εξαιρετικά εύκολα σε θερμοκρασίες δωματίου.

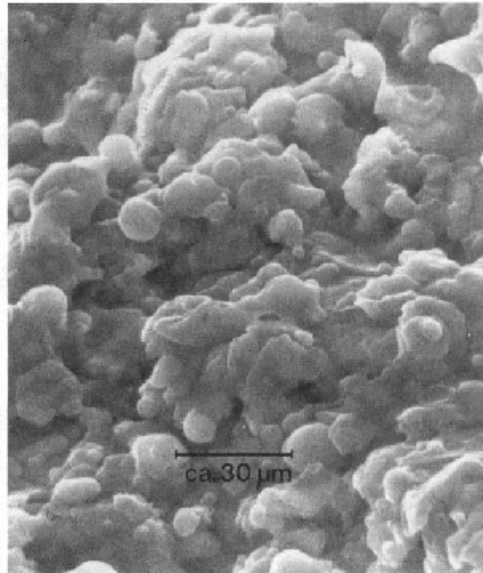
Element	CoCrMo (F75)		CoCrWNi (F90)		CoNiCrMo (F562)		CoNiCrMoWFe (F563)	
	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.	Min.	Max.
Cr	27.0	30.0	19.0	21.0	19.0	21.0	18.00	22.00
Mo	5.0	7.0	—	—	9.0	10.5	3.00	4.00
Ni	—	2.5	9.0	11.0	33.0	37.0	15.00	25.00
Fe	—	0.75	—	3.0	—	1.0	4.00	6.00
C	—	0.35	0.05	0.15	—	0.025	—	0.05
Si	—	1.00	—	1.00	—	0.15	—	0.50
Mn	—	1.00	—	2.00	—	0.15	—	1.00
W	—	—	14.0	16.0	—	—	3.00	4.00
P	—	—	—	—	—	0.015	—	—
S	—	—	—	—	—	0.010	—	0.010
Ti	—	—	—	—	—	1.0	0.50	3.50
Co	Balance							

Πίνακας 4: Σύσταση κραμάτων CoCr για βιοϊατρικές εφαρμογές.

Άλλα κράματα για βιοϊατρικές εφαρμογές εκτός από αυτά του πίνακα 4 είναι το κράμα CoCrNiMo που περιέχει κοβάλτιο(29-38.8%) και νικέλιο (33-37%) καθώς και χαλκό και μολυβδαίνιο. Τα κράματα CoNiCrMo περιέχουν μεγάλες ποσότητες νικελίου που προσφέρει επιπλέον ανθεκτικότητα στην διάβρωση αλλά εγείρονται σοβαρές ενστάσεις για την ανοσολογική ενεργότητα από το απελευθερωμένο Ni.

Τα κράματα κοβαλτίου χρωμίου εμφανίζουν ορισμένες εντυπωσιακές εφαρμογές όπως δείχνουν οι εικόνες 8 και 9.

Να σημειωθεί πως το καταλληλότερο κράμα για οδοντική εμφύτευση είναι το F75(CoCrMo) (όπως στην εικόνα 7) γιατί παρουσιάζει εξαιρετική αντίσταση στην κόπωση και είναι το σκληρότερο από όλα τα μεταλλικά βιοϋλικά.



Εικόνα7:Φωτογραφία SEM (Scanning Electron Microscope) από οδοντικό εμφύτευμα κράματος CoCrMo



Εικόνα 8: Μηριαίο κάλυμμα από κράμα CoCrMo(F75).



Εικόνα 9: Συνολικό μόσχευμα ισχίων από CoCr με πλαστική κεφαλή

Μεταλλικά βιοϋλικά για οδοντιατρικές εφαρμογές.

Στις οδοντιατρικές εφαρμογές χρησιμοποιείται κυρίως το αμάλαμα, ένα κράμα αργύρου στο οποίο αναμειγνύονται υδράργυρος και αλουμίνιο και μερικές φορές χαλκός κ.α. Αυτό το στερεό κράμα περιέχει τουλάχιστον 35-45% άργυρο και 45-55% υδράργυρο και το μέγιστο 15% αλουμίνιο, 6% χαλκό, 2% ψευδάργυρο. Η όλη διαδικασία παρασκευής του δεν κρατά παραπάνω από μια μέρα.

Ο χρυσός και τα κράματά του είναι χρήσιμα μέταλλα στην οδοντιατρική εξαιτίας της ανθεκτικότητάς τους, της αντοχής στους στην διάβρωση και της σταθερότητάς τους (όπως δείχνει και η εικόνα 10). Τα σφραγίσματα από χρυσό παράγονται με δύο τρόπους: χύτευση και σφυρηλάτηση. Η χύτευση του κράματος χρυσού στην οδοντική κοιλότητα πραγματοποιείται σε κενό και για ένα διάστημα ο ασθενής ίσως αποκτήσει ένα παροδικό σφράγισμα. Η διάβρωση είναι ασήμαντη σε όσα σφραγίσματα περιέχουν άνω του 75% χρυσό. Η πλατίνα επίσης χρησιμοποιείται με τον ίδιο τρόπο με την προσθήκη όχι περισσότερο του 4% χαλκού (γιατί τότε πέφτει πολύ το σημείο τήξης του κράματος). Μερικές φορές προστίθεται μικρή ποσότητα ψευδάργυρου για την ευκολότερη κατεργασία του κράματος. Τα κράματα που περιέχουν πάνω από 83% χρυσό είναι μαλακότερα και δεν προορίζονται για εφαρμογές σε υψηλά φορτία τάσεων. Αντιθέτως τα κράματα που έχουν κάτω από 83% χρυσό είναι αρκετά σκληρότερα και προορίζονται για πιο απαιτητικές εφαρμογές.



Εικόνα 10: Σφράγισμα με κράμα χρυσού.

Τα σφυρήλατα κράματα χρυσού τοποθετούνται στην οδοντική κοιλότητα με στρώματα καθαρού χρυσού. Τα στρώματα αυτά συγκολλούνται μέσω διάχυσης σε θερμοκρασίες δωματίου. Είναι πιο μαλακά από τα χυτά (λόγω της πολύ υψηλής περιεκτικότητας σε χρυσό) και για αυτό δεν έχουν τόσες εφαρμογές.

Άλλα μέταλλα.

Διάφορα άλλα μέταλλα χρησιμοποιούνται ως βιοϋλικά. Το ταντάλιο έχει υποστεί αρκετές κλινικές εφαρμογές σε μέταλλα και έχει επιδείξει εξαιρετική βιοσυμβατότητα. Ωστόσο ανασταλτικό παράγοντα αποτελούν τόσο η εξαιρετικά χαμηλή μηχανική του αντοχή όσο και η υψηλή του πυκνότητα (16.6g/cm^3). Μέχρι στιγμής οι ιατρικές του εφαρμογές περιορίζονται σε ιατρικά εργαλεία αλλά στόχος είναι να βρεθεί ένα κράμα με αρκετά καλές μηχανικές ιδιότητες για τη χρήση του ως βιοϋλικό.

Τα μέταλλα της ομάδας της πλατίνας όπως ο μόλυβδος, το ράδιο, το ιρίδιο, το ρουθένιο έχουν εξαιρετική αντοχή στη διάβρωση αλλά και αυτά παρουσιάζουν χαμηλές μηχανικές αντοχές. Μέχρι στιγμής εκμεταλλεύονται την βιοσυμβατότητά τους για την παρασκευή καλωδίων για βηματοδότες.

Εφαρμογές.

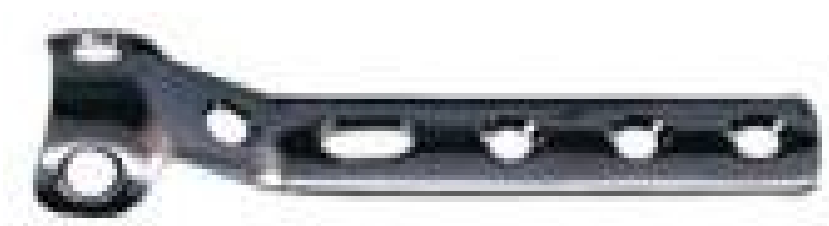
Τα μεταλλικά βιοϋλικά μέχρι στιγμής βρίσκουν κυρίως εφαρμογές στην κατασκευή καλωδίων, ήλων κοχλιών (εικόνα 11), πλακών (εικόνες 12 και 13), πείρων και άλλων συνδετικών τμημάτων μεταξύ των διαφόρων τμημάτων του ανθρώπινου οργανισμού χωρίς ωστόσο να αποκλείονται άλλες χρήσεις όπως τμήματα βιοσυσκευών (π.χ. βηματοδότης ή πλέγμα stent). Για αυτό και η μελλοντική έρευνα γύρω από αυτό πρέπει να εξετάσει και να βελτιώσει ακόμα περισσότερο την βιοσυμβατότητά τους αλλά και την εύρεση νέων υλικών με καλύτερες ιδιότητες.



Εικόνα 11: Μεταλλική βίδα για χρήση σε τεχνητό μηρό.



Εικόνα 12: Μεταλλική πλάκα ανοξείδωτου χάλυβα για προσθετική στην κάτω γνάθο

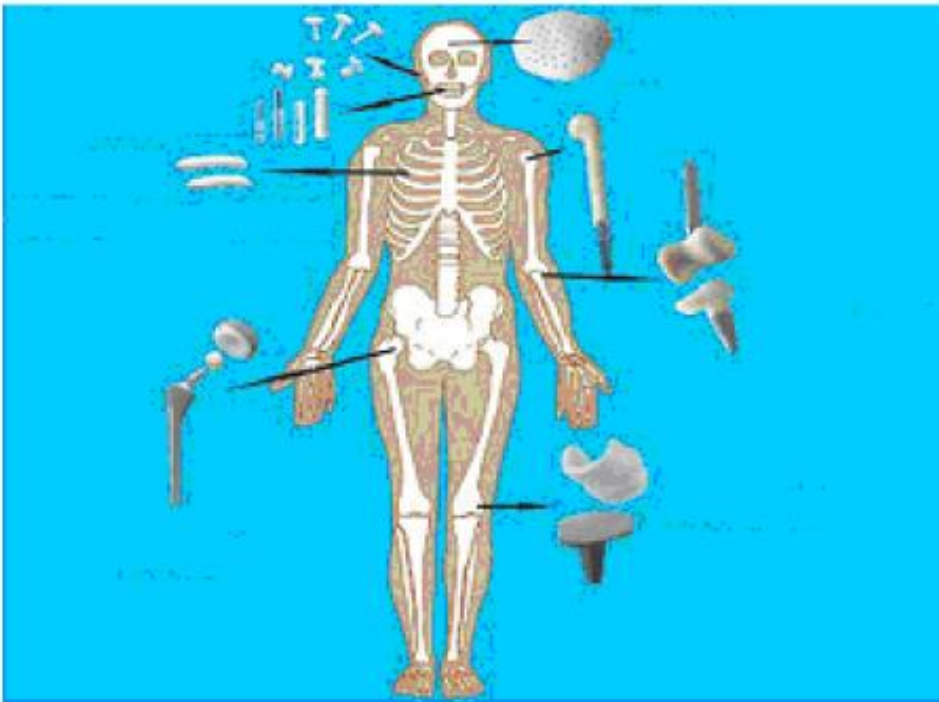


Εικόνα 13: Πλάκα κράματος τιτανίου για σύνδεση τμημάτων του ανθρώπινου κρανίου

ΚΕΡΑΜΙΚΑ ΒΙΟΪΛΙΚΑ

Εισαγωγή

Από την εποχή του λίθου τα κεραμικά υλικά είχαν χρησιμοποιηθεί από τον άνθρωπο. Σήμερα, μια κατηγορία κεραμικών, γνωστή ως βιοκεραμικά (ή αλλιώς κεραμικά βιοϋλικά) χρησιμοποιείται σε ιατρικές και οδοντικές πρακτικές αλλά και σε άλλα μέλη του ανθρώπινου σώματος. Στην ακόλουθη εικόνα 14 φαίνονται όλα τα μέλη του ανθρώπινου σώματος στα οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί ένα κεραμικό βιοϋλικό.



Εικόνα 14: Θέσεις στο ανθρώπινο σώμα που χρησιμοποιούνται κεραμικά βιοϋλικά

Δύο κύριοι παράγοντες επηρεάζουν την αποτελεσματικότητα εναπόθεσης των κεραμικών βιοϋλικών στον ιστό: η σύνθεση και η μορφολογία. Γενικά, τα βιοκεραμικά παρουσιάζουν καλύτερη εναπόθεση στον ανθρώπινο ιστό συγκριτικά με τα πολυμερή ή τα μέταλλα. Τα περισσότερα βιοκεραμικά δεν απελευθερώνουν τα συστατικά τους στο ανθρώπινο σώμα, εκτός και αν είναι βιοαπορροφήσιμα.

Η ανταπόκριση του ιστού ενός βιοϋλικού είναι πολύ σημαντική και αυστηρά καθορισμένη ώστε να μην επιτρέπεται σε ένα βιοϋλικό η απελευθέρωση επιβλαβών συστατικών στο ανθρώπινο σώμα για μια παρατεταμένη χρονική περίοδο, έστω και αν είναι μια μικρή ποσότητα.

Τα τελευταία 30 χρόνια κεραμικά, γυαλιά και υαλοκεραμικά εισήχθησαν στο πεδίο της ιατρικής και χρησιμοποιούνται για την αντικατάσταση, διόρθωση ή ανακατασκευή κατεστραμμένων ή ασθενικών τμημάτων του σώματος και είναι γνωστά ως βιοκεραμικά.

Περιλαμβάνουν μια ευρεία κλίμακα ανόργανων/μη μεταλλικών υλικών, τα οποία μπορεί να είναι βιοαδρανή (όπως το οξείδιο του αλουμινίου- Al_2O_3 , οξείδιο του ζirkονίου- ZrO_2), βιοενεργά (φωσφορικό ασβέστιο-HA), πορώδη σύνθετα για ανάπτυξη ιστών (πχ επικάλυψη μετάλλων με φωσφορικό ασβέστιο), βιοενεργά γυαλιά και υαλοκεραμικά (Bioglass, A-W glass ceramic) ή βιοαπορροφήσιμα (φωσφορικό τρισβέστιο-TCP).

Τα απορροφήσιμα βιοϋλικά, μελετήθηκε ότι απορροφώνται βαθμιαία για μια χρονική περίοδο και αντικαθίστανται από φυσικό ιστό. Αυτό οδηγεί σε ένα πολύ λεπτό ή και πολλές φορές ανύπαρκτο πάχος διεπαφής. Αυτή είναι η βέλτιστη λύση για την χρήση τους σε εμφυτεύματα, αν οι απαιτήσεις αντοχής και η γρήγορη απόδοση μπορούν να συνδυαστούν. Στον πίνακα 5 εμφανίζονται οι τύποι σύνδεσης κάποιων ενδεικτικών κεραμικών βιοϋλικών.

Τύπος σύνδεσης	Παράδειγμα
Πυκνά, μη πορώδη, σχεδόν δρανή υλικά συνδεδεμένα με το οστό με τσιμέντο ή με τεχνηκή πίεσης(μορφολογική στήριξη)	ZrO_2 , Al_2O_3
Πορώδη αδρανή εμφυτεύματα, εμφανίζεται εσωτερική ανάπτυξη του οστού («βιολογική στήριξη»).	HA, Επίστρωση HA σε πορώδη μέταλλα
Πυκνά, μη πορώδη κεραμικά, γυαλιά και υαλοκεραμικά συνδέονται άμεσα με χημικό δεσμό με το οστό («βιοενεργός στήριξη»).	Βιοενεργά υαλοκεραμικά, HA, Βιοενεργά γυαλιά
Πυκνά, μη πορώδη (ή πορώδη) απορροφήσιμα κεραμικά σχεδιάζονται για να αντικατασταθούν από οστό.	TCP, φωσφορικά άλατα ασβεστίου

Πίνακας 5: Πίνακας με ενδεικτικό τρόπο σύνδεσης κάποιων κεραμικών βιοϋλικών

Οι απαιτήσεις για ένα κεραμικό για να είναι βιοϋλικό είναι οι ακόλουθες:

- Να είναι μη τοξικό
- Να είναι μη καρκινογενές
- Να είναι υποαλλεργικό
- Να είναι μη φλεγμονώδες
- Να είναι βιοσυμβατό
- Να είναι λειτουργικό για όλο το χρόνο ζωής του ασθενή

Τα πιο διαδεδομένα κεραμικά υλικά είναι η αλουμίνα, η ζirkονία και ο υδροξυαπατίτης.

Αλουμίνα-Οξείδιο του αλουμινίου(Al_2O_3)

Η αλουμίνα Al_2O_3 είναι ένα βιοαδρανές κεραμικό βιοϋλικό με εφαρμογές σε τεχνητούς συνδέσμους, οστά, οδοντικές ρίζες και σε τεχνητά ακουστικά λόγω των καλών μηχανικών ιδιοτήτων και της αντίστασής της στη φθορά. Αντιπροσωπεύει το 25% περίπου του στερεού φλοιού της γης, αλλά δεν απαντάται συνήθως με την ελεύθερη μορφή της. Συνηθέστερες πηγές απ' όπου λαμβάνεται η αλουμίνα είναι: ο υδραργιλίτης ή γυψίτης ($Al(OH)_3$), ο βωξίτης ($Al_2O(OH)_4$ ή $Al_2O_3 \cdot 2H_2O$) και ο διάσπορος ($Al_2O(OH)$ ή $Al_2O_3 \cdot H_2O$).

Η αλουμίνα μπορεί να τροποποιηθεί ανάλογα με τη θερμοκρασία, την πίεση και τη μέθοδο σύνθεσής της καθώς αντιπροσωπεύει πάνω από 10 κρυσταλλικά συστήματα. Η αλουμίνα που χρησιμοποιείται ως βιοκεραμικό, είναι η α - Al_2O_3 , που είναι η πιο σταθερή μορφή της με ρομβοεδρική δομή. Λεπτόκοκκη σκόνη με υψηλό πορώδες καθώς και συμπυκνωμένη επιφάνεια με μικρό μέγεθος πόρων πρέπει να παράγεται κατά την συμπύκνωσή της.

Οι μηχανικές ιδιότητες της απλής κρυσταλλικής αλουμίνας οφείλονται στην μορφή του δικτυωτού πλέγματος και της επιφάνειάς της. Η αλουμίνα είναι πολύ σταθερή στο ανθρώπινο σώμα λόγω της χημικής σταθερότητάς της. Η ισχυρή όξινη ή η ισχυρή βάση δεν μπορεί να διαλύσει την αλουμίνα ενώ η υδρόφιλη ιδιότητά της, θεωρείται πως προσφέρει στην αλουμίνα άριστη δυνατότητα λίπανσης.

Η αλουμίνα με ένα μέσο μέγεθος πόρων $<4\mu m$ και καθαρότητα $>99.7\%$ εκθέτει καλή αντοχή σε κάμψη και άριστη θλιπτική αντοχή. Έχει βρεθεί ότι τα εμφυτεύματα αλουμίνας που ανταποκρίνονται στα ISO πρότυπα έχουν άριστη αντοχή τόσο σε κόπωση όσο και σε διάδοση ρωγμών. Μια αύξηση στο μέγεθος των κόκκων $>7\mu m$ μπορεί να μειώσει τις μηχανικές της ιδιότητες έως και 20%. Η αλουμίνα χρησιμοποιείται στην ορθοπεδική χειρουργική εδώ και 20 χρόνια περίπου (εικόνες 15 και 16). Η χρήση της έχει παρακινηθεί για δύο λόγους: άριστη βιοσυμβατότητα και πολύ λεπτός σχηματισμός μεμβράνης και χαμηλός συντελεστής τριβής και φθοράς.



Εικόνα 15: Εμφύτευμα ισχίου από αλουμίνα

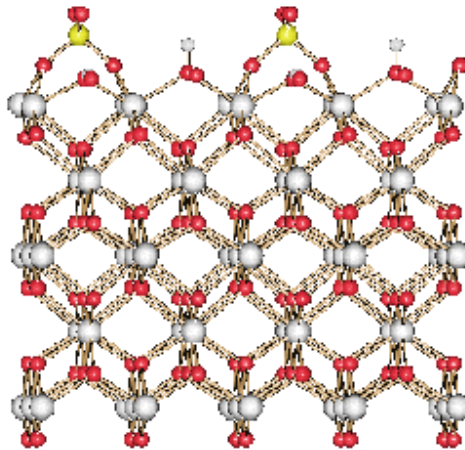


Εικόνα 16: Εμφύτευμα γονάτου από αλουμίνα

Οξείδιο του ζirkονίου-Ζirkονία(ZrO_2)

Η ζirkονία χρησιμοποιείται ως υλικό για αρθροπλαστικές ισχίων, ως εναλλακτικό υλικό της αλουμίνιας λόγω του χαμηλότερου μέτρου ελαστικότητας, της ανθεκτικότητας στη θραύση και της υψηλής ακαμψίας.

Τα κεραμικά μοσχεύματα ζirkονίας είχαν αμφισβητούμενη ιστορία σχετικά με τη φάση σταθεροποίησής τους, την εναπόθεσή τους σε υγρό περιβάλλον και στην αντίδραση στην τριβή. Η (Y-TZP) τετραγωνική πολυκρυσταλλική ζirkονία (εικόνα 17) σταθεροποιημένη με Ύτριο έχει το καλύτερο επιθυμητό αποτέλεσμα και τις καλύτερες μηχανικές ιδιότητες συγκριτικά με τις άλλες δομές της.



Εικόνα 17: Δομή της Y-TZP

Η TZP παρατηρείται από τη μεταφορά φάσης της τετραγωνικής σε μονοεδρική ζirkονία στους 130 με 300°C σε υδατικό περιβάλλον. Αν και αυτή η υποβάθμιση οδηγεί σε μείωση των μηχανικών ιδιοτήτων, πρόσφατα έχουν παραχθεί σύνθετα τύπου TZP-αλουμίνιας, με TZP σε ποσοστό περίπου 70-80%, πράγμα που βελτιστοποιεί τις ιδιότητές του. Η δημιουργία πορώδων επιφανειών διευκολύνει τη μηχανική σύνδεση και εναπόθεση του βιοϋλικού στην επιφάνεια του ανθρώπινου ιστού.

Παρά το γεγονός πως οι φυσικές ιδιότητες της ζirkονίας είναι λίγο κατώτερες της αλουμίνιας, χρησιμοποιείται ευρέως και αυτή στην ορθοπεδική (εικόνα 18). Η υψηλής πυκνότητας ζirkονία έδειξε άψογη βιοσυμβατότητα σε κλινικές εξετάσεις σε πίθηκους και εμφανίστηκε να μην επιδρά με το σώμα του πειραματόζωου. Όταν μάλιστα συνδυάζεται με UHMWPE, εμφανίζει όχι απλά εξαιρετική βιοσυμβατότητα αλλά και πολύ μεγάλη αντοχή στην κόπωση και τη φθορά.



Εικόνα 18 : Ένωση γονάτου με κεραμική ζirkονία

Βιογυαλί.

Η εφεύρεση των πρώτων βιοενεργών κεραμικών έγινε πριν από 30 χρόνια από τον Larry Hench και από εκείνη τη στιγμή προωθήθηκαν νέες στρατηγικές στη χρήση τεχνητών υλικών στη διόρθωση και αντικατάσταση οστών, μεταξύ αυτών και τα βιογυαλιά. Τα βιοενεργά γυαλιά αναπτύσσουν μια διεπαφή συγκόλλησης με τους ιστούς με αποτέλεσμα να αντιστέκονται σε σημαντικές μηχανικές δυνάμεις. Σε πολλές περιπτώσεις η δύναμη της επιφάνειας είναι ίση ή και μεγαλύτερη από αυτή του οστού. Η δύναμη ενός βιοενεργού γυαλιού συνδεδεμένου στο οστό είναι από 15 έως 40 φορές μεγαλύτερη από τη δύναμη των μη βιοενεργών γυαλιών. Συνθέσεις γυαλιών, κεραμικών, υαλοκεραμικών και σύνθετων έχουν εμφανίσει σύνδεση με τα οστά. Κάποια πιο εξειδικευμένα σύνθετα βιοενεργά γυαλιά συνδέονται και με τους μαλακούς ιστούς (Εικόνα 19). Ένα κοινό χαρακτηριστικό των βιοενεργών γυαλιών είναι η εξαρτώμενη από το χρόνο τροποποίηση της επιφάνειάς τους που εμφανίζεται κατά την εμφύτευση. Η επιφάνεια σχηματίζει ένα βιοενεργό ανθρακικό στρώμα υδροξυαπατίτη που παρέχει μια επιφάνεια σύνδεσης με το οστό.

Τα βασικά συστατικά στα περισσότερα βιοενεργά γυαλιά είναι SiO_2 , Na_2O , CaO και P_2O_5 σε συγκεκριμένες ποσότητες. Πολλά βιοενεργά πυρίμαχα γυαλιά βασίζονται στον τύπο 45S5. Η πρώτη και πιο συνηθισμένη μορφή βιογυαλιού είναι το Bioglass 45S5 που περιέχει 45% SiO_2 , 24.5% Na_2O , 24.4% CaO και 6% P_2O_5 . Γυαλιά με μικρότερο λόγο $\text{CaO}/\text{P}_2\text{O}_5 < 5$ δεν συνδέονται με το οστό.



Εικόνα 19: Προσθετικά προστατευτικά από βιογυαλί

Φωσφορικό ασβέστιο.

Το φωσφορικό ασβέστιο χρησιμοποιείται ως τεχνητό οστό. Το υλικό αυτό κατασκευάστηκε και χρησιμοποιήθηκε σε διάφορες μορφές εμφυτευμάτων όπως και σε πορώδες κάλυμμα άλλων εμφυτευμάτων στο ανθρώπινο σώμα.

Το φωσφορικό ασβέστιο κρυσταλλώνεται σε άλατα όπως π.χ. ο υδροξυαπατίτης και η δομή του εξαρτάται από την παρουσία ακαθαρσιών, νερού και της θερμοκρασίας. Σε ένα υγρό περιβάλλον σε θερμοκρασία κάτω των 900 βαθμών Κελσίου, θα αποκτήσει τη δομή του υδροξυαπατίτη. Το φωσφορικό ασβέστιο σε κάθε του μορφή είναι εξαιρετικά βιοσυμβατό και χρησιμοποιείται σε μορφή συμπαγούς υλικού είτε σε μορφή πούδρας (σκόνης). Η κρυσταλλική δομή του φωσφορικού ασβεστίου πλησιάζει μέχρι στιγμής όσο κανένα άλλο βιοϋλικό την φυσική και χημική δομή του οστού και των οδόντων.

Οι μηχανικές του ιδιότητες ποικίλλουν λόγω της μεγάλης αλλοτροπίας που παρουσιάζει στην δομή του. Η δομή του φωσφορικού ασβεστίου εξαρτάται πάρα πολύ από τη διαδικασία παρασκευής του. Το φωσφορικό ασβέστιο στην μορφή του Enamel® εμφανίζει μέτρο ελαστικότητας 74GPa και είναι πολύ κοντά στη δομή του οστού ενώ στη μορφή του Dentin ® εμφανίζει μέτρο ελαστικότητας 21GPa, ίδιο με αυτό των δοντιών.

Διάφορα άλλα άλατα με βάση το φωσφορικό ασβέστιο, όπως το Zinc – Sulfate – Calcium –Phosphate (ZSCAP), χρησιμοποιούνται επίσης ως βιοϋλικά για επιδιόρθωση ρωγμών ή άλλων ατελειών στο οστό ενώ το Ferric – Calcium – Phosphorous – Oxide (FECAP) χρησιμοποιείται σε περιπτώσεις ασθενών με αναιμία ώστε εκτός από τον ρόλο του ως δομικό κεραμικό στα οστά να συμβάλλει στην καταπολέμηση της παραπάνω ασθένειας με την σταδιακή απελευθέρωση σιδήρου στον οργανισμό.

Υδροξυαπατίτης.

Ο υδροξυαπατίτης (HA) είναι το κυρίαρχο ανόργανο συστατικό των σκληρών ιστών του ανθρώπινου σώματος. Το ορυκτό μέρος των δοντιών και των οστών είναι κατασκευασμένο από μια συγκεκριμένη δομή του κρυσταλλικού φωσφορικού ασβεστίου όμοια με υδροξυαπατίτη (όπως αναφέρθηκε και προηγουμένως). Περίπου το 85% του φωσφόρου στον ανθρώπινο οργανισμό βρίσκεται ως απατίτης των οστών. Ο υδροξυαπατίτης ανήκει στην κατηγορία των βιοενεργών κεραμικών και ο όρος HA χρησιμοποιείται για να πιστοποιήσει τον τύπο $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ στο πεδίο των βιοϋλικών αν και η λέξη απατίτης δείχνει μια πιο σύνθετη δομή. Ο όρος απατίτης δόθηκε από Αυστραλούς ερευνητές επειδή θεώρησαν πως το υλικό προσπάθησε να τους «απατήσει» και να τους δώσει την εντύπωση πως είναι τμήμα σκληρού οστού ζωντανού οργανισμού.

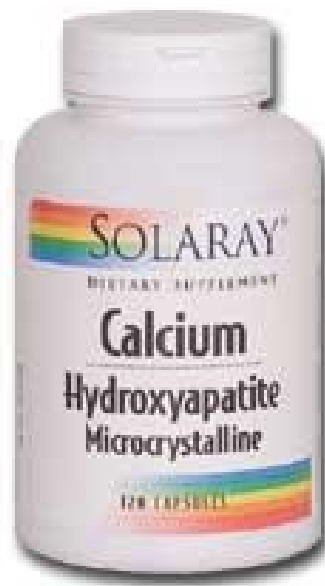
Ο HA χρησιμοποιείται ως υποκατάστατο του οστού σε ορθοπεδικές και οδοντιατρικές επεμβάσεις λόγω της καλής βιοσυμβατότητάς και της άμεσης χημικής σύνδεσης με το ανθρώπινο οστό. Ο υδροξυαπατίτης φαίνεται να σχηματίζει ένα άμεσο χημικό δεσμό με τους σκληρούς ιστούς. Με την εμφύτευση υδροξυαπατίτη ως σωματίδια ή πορώδη τμήματα σε οστά, νέα δικτυωτά πολυστρώματα εμφανίζονται (θα αναλυθεί εκτενώς στο κεφάλαιο για τα βιοσύνθετα). Από τη στιγμή που δεν είναι απορροφίσιμος από το ανθρώπινο σώμα μπορεί να παραμείνει σταθερός σε αυτό αν δεν έχει καρβονύλια.

Πολλές τεχνικές έχουν παρουσιαστεί για τη συνθετική παραγωγή του HA. Μπορεί να παραχθεί είτε χημικά είτε από φυσικές πηγές όπως τα κοράλλια με υδροθερμικές μετατροπές είτε από οστά ζώων. Τελευταία γίνονται έντονες προσπάθειες να αναπτυχθεί από το σμάλτο των δοντιών.

Η ποιότητα ενός επιστρώματος υδροξυαπατίτη εξαρτάται από τις ιδιότητες και τα χαρακτηριστικά του. Τέτοιες ιδιότητες είναι το μέγεθος των κόκκων του, η διανομή και η μορφολογία του. Αυτοί οι σοβαροί παράγοντες καθορίζουν τα χαρακτηριστικά ροής της σκόνης και της συμπεριφοράς του κατά την εναπόθεση. Προκειμένου να αυξηθεί η ροή των κόκκων του HA, η σφαιρική γεωμετρία και οι στενές διανομές στην εναπόθεση του επιστρώματος υιοθετούνται. Πολυάριθμες μεθοδολογίες σύνθεσης πούδρας HA είναι γνωστές όπως καταβύθιση, sol-gel, υδρόλυση και υδροθερμικές μέθοδοι.

Δυστυχώς δεν έχει καλές μηχανικές ιδιότητες για αυτό και δεν χρησιμοποιείται μόνος του σε συμπαγή τμήματα αλλά ως υλικό επιδιόρθωσης ατελειών ή ως επίστρωμα σε άλλα υλικά (συνήθως μεταλλικά). Το βέλτιστο πάχος της επίστρωσής του εξαρτάται από την ποιότητα της επίστρωσης, τη λειτουργία και τη γεωμετρία του εμφυτεύματος. Γενικότερα από μηχανική άποψη, είναι καλύτερο να υπάρχει λεπτή στρώση HA έτσι ώστε να μειώνεται ο κίνδυνος θραύσης του.

Συνήθως ο υδροξυαπατίτης κυκλοφορεί στο εμπόριο σε μορφή σκόνης (εικόνα 20)



Εικόνα 20: Εμπορική μορφή υδροξυαπατίτη

Εφαρμογές

Οι εφαρμογές των βιοκεραμικών υλικών περιλαμβάνουν αντικαταστάσεις γονάτων, δοντιών, τενόντων, διόρθωση περιοδοντικών ασθενειών, ανακατασκευή προσώπου κ.α.

Στη συνέχεια ακολουθεί ο πίνακας 6 που συνοψίζει τις περισσότερες εφαρμογές των βιοκεραμικών.

Surface Reactive Bioceramics	References
1. For coating of metal prostheses.	Cotell et al., 1992 Huaxia et al., 1992 Ritter et al., 1979 Takatsuko et al., 1993 Whitehead et al., 1993
2. In reconstruction of dental defects.	Hulbert et al., 1987 Gheysen et al., 1983 Schepers et al., 1988 Schepers et al., 1989
3. For filling space vacated by bone screws, donor bone, excised tumors, and diseased bone loss.	Hulbert et al., 1987 Schepers et al., 1993 Terry et al., 1989
4. As bone plates and screws.	Doyle, 1990 Ducheyne and McGuckin, 1990 Yamamuro et al., 1988
5. As replacements of middle ear ossicles.	Feenstra and de Groot, 1983 Grote, 1987 Hench, 1991 Hench, 1993 Reck et al., 1988
6. For lengthening of rami.	Feenstra and de Groot, 1983
7. For correcting periodontal defects.	Feenstra and de Groot, 1983 Hulbert, 1992
8. In replacing subperiosteal teeth.	Hulbert, 1992

Πίνακας 6: Εφαρμογές των βιοκεραμικών

ΠΟΛΥΜΕΡΗ ΒΙΟΪΛΙΚΑ

Εισαγωγή.

Η χρήση των πολυμερών ως βιοϋλικά είναι πολύ διαδεδομένη. Τα πρώτα πολυμερή ως βιοϋλικά βασίστηκαν σε υψηλής καθαρότητας βιομηχανικά πολυμερή με αρκετές χρήσεις. Στα πρόσφατα χρόνια νέα πολυμερή υλικά συνθέτονται για ειδική χρήση ως βιοϋλικά. Τα πιο συνηθισμένα πολυμερή ως βιοϋλικά είναι το υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλένιο και η πολυουρεθάνη. Ο πίνακας 7 παρουσιάζει ορισμένα πολυμερή που βρίσκουν αρκετές εφαρμογές στην ιατρική τεχνολογία.

Poly(methylmethacrylate)	Hard contact lenses, intraocular lenses, bone cements, denture base
UHMWPE (Ultra-high molecular weight polyethylene)	Bearing surfaces in artificial joints
PET(Polyethylene terephthalate)	Artificial arteries
Polyurethanes	Catheters
Polyhema (Polyhydroxyethylmethacrylate)	Soft contact lenses, wound dressings, drug release matrices
Poly(propylene)	Sutures, heart valves, finger joints
Silicones	Breast implants, facial devices
Poly(glycolide)	Biodegradable sutures

Πίνακας 7: Πολυμερή και εφαρμογές τους ως βιοϋλικά

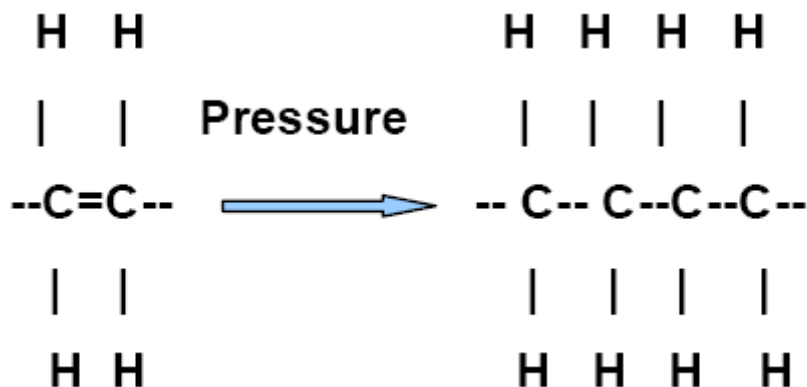
Το κύριο πλεονέκτημά τους σε σύγκριση με τα μεταλλικά ή τα κεραμικά βιοϋλικά είναι η εύκολη παρασκευή και μορφοποίηση σε διάφορες μορφές (υμένια ,ίνες ,πλάκες κ.α.), η εύκολη επαναχρησιμοποίηση, το χαμηλό κόστος και η δυνατότητα τροποποίησης χημικών και μηχανικών ιδιοτήτων. Οι απαιτούμενες ιδιότητες των πολυμερών βιοϋλικών είναι παρόμοιες με των υπόλοιπων: Η βιοσυμβατότητα, η δυνατότητα αποστείρωσης και η δυνατότητα μορφοποίησης.

Πολλά πολυμερή, σε αντίθεση με τα μέταλλα, μπορούν να απορροφώνται από τον οργανισμό. Αυτό σημαίνει πως κατά τη διάρκεια της διάσπασης αντικαθίστανται βαθμιαία από τους ιστούς. Αυτό αποτελεί ένα εξαιρετικό πλεονέκτημα καθώς τα υλικά αυτά ελαχιστοποιούν την πιθανότητα αφαίρεσης του εμφυτεύματος και μιας δεύτερης επαναληπτικής επέμβασης. Επίσης, όταν ένα εμφύτευμα απορροφάται, χάνει τις μηχανικές του ιδιότητες και προσδίδει δύναμη στο οστό, το καθιστά ισχυρό και μειώνει το φαινόμενο της αποφόρτισης και την οστική απορρόφηση. Σε κάποιες περιπτώσεις όμως η ιδιότητα των βιοαπορροφήσιμων πολυμερών οδηγεί στη χειροτέρευση των μηχανικών ιδιοτήτων τους και έτσι περιορίζεται η χρήση τους σε εφαρμογές που απαιτούνται μεγάλες φορτίσεις και υψηλή αντοχή και ακαμψία, όπως είναι οι αντικαταστάσεις αρθρώσεων. Ωστόσο, έχουν φυσικές ιδιότητες που μοιάζουν αρκετά στους μαλακούς ιστούς και προτιμώνται για αντικαταστάσεις δέρματος, τενόντων, χόνδρων, αγγείων κλπ.

Πολυαιθυλένιο.

Τρεις βαθμοί πολυαιθυλενίου είναι αναγνωρισμένοι και διαθέσιμοι στο εμπόριο. Ο τύπος I, χαμηλής πυκνότητας πολυαιθυλένιο (Low Density Poly Ethylene), ο τύπος II, πολυαιθυλένιο υψηλής πυκνότητας(High Density Poly Ethylene) και ο σημαντικότερος για χρήση του ως βιοϋλικό, τύπος III, υπερβολικά υψηλού μοριακού βάρους πολυαιθυλένιο (Ultra High Molecular Weight Poly Ethylene).

Το μοριακό βάρος του UHMWPE κυμαίνεται σε δύο με τρία εκατομμύρια αλλά ενδέχεται σε ορισμένες περιπτώσεις να είναι και μεγαλύτερο. Το πολυαιθυλένιο είναι πολυμερισμένο από το αιθυλένιο υπό συγκεκριμένες συνθήκες θερμοκρασίας και πίεσης απαιτώντας παράλληλα την παρουσία ενός καταλύτη, όπως δείχνει η εικόνα 21.



Εικόνα 21: Πολυμερισμός πολυαιθυλενίου.

Η μέθοδος του πολυμερισμού επηρεάζει το μοριακό βάρος σημαντικά με αποτέλεσμα το πολυαιθυλένιο να παρουσιάζει μοριακά βάρη εύρους από 1000 έως 3.000.000 ή και παραπάνω.

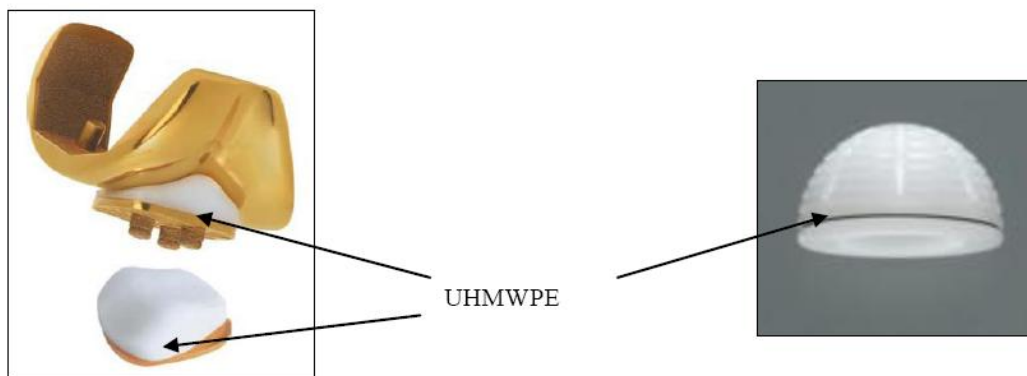
Σε μια διαδικασία υψηλής πίεσης (1020-3400 ατμόσφαιρες) και χρησιμοποιώντας ισχυρό οξειδωτικό μέσο όπως το οξυγόνο ή ένα υπεροξειδίο ως καταλύτη, παράγεται υψηλής κρυσταλλικότητας πολυμερές σε ποσοστό μεταξύ 40-60%. Μια εναλλακτική σύνθεση χαμηλής πίεσης μπορεί να δώσει διαφορετικές πυκνότητες στο αιθυλένιο και να παράγει ολόκληρη τη σειρά των τύπων του από τον τύπο I έως τον τύπο III. Ο συνδυασμός των καταλυτών που χρησιμοποιούνται συνήθως είναι τα αλκίλια και τα αλογονίδια ή ενεργοποιημένα μεταλλικά οξείδια.

Χρησιμοποιώντας καταλύτη όπως το τριεθυλοαλουμίνιο ή το διεθυλικό χλωρίδιο αργιλίου σε συνδυασμό με το τετραχλωρίδιο του τιτανίου, σε μια αδρανή ατμόσφαιρα για να αποτρέπεται η αυτανάφλεξη, ο τύπος III μπορεί να έχει κρυσταλλικότητα μέχρι και 85%.

Το πολυαιθυλένιο λόγω των μικρών δευτερευουσών ομάδων υδρογόνου έχει τη δυνατότητα υψηλού βαθμού κινητικότητας στις αλυσίδες, το οποίο οδηγεί στη συνέχεια σε έναν υψηλό βαθμό κρυσταλλικότητας. Οι μηχανικές ιδιότητες του πολυαιθυλενίου υπαγορεύονται από την ακαμψία της μοριακής αλυσίδας και το επίπεδο κρυσταλλικότητας.

Η κύρια χρήση του υλικού αυτού είναι ως ορθοπεδικού μοσχεύματος λόγω της καλής ενσωμάτωσης και της αντοχής σε ερπυσμό (εικόνα 22).

Τα πολυμερή μακριάς αλυσίδας υψηλού μοριακού βάρους είναι τα υλικά που αποτελούνται από αλυσίδες από επαναλαμβανόμενες μονομερικές μονάδες. Το UHMWPE είναι ένα γραμμικό πολυαιθυλένιο με εξαιρετικά μεγάλο μοριακό βάρος και πολύ υψηλή αντίσταση στη φθορά και τη διάβρωση εκ του περιβάλλοντος, χαμηλό συντελεστή τριβής, αντικολλητική επιφάνεια και εξαιρετικές ιδιότητες σε χαμηλές θερμοκρασίες. Χρησιμοποιείται σε προθέσεις αρθρώσεων ως υποκατάστατο του υγρού της άρθρωσης κ.α.



Εικόνα 22: Χρήση του UHMWPE σε εμφυτεύματα ισχίων και γονάτων.

Πολυουρεθάνη.

Το ελαστομερές της πολυουρεθάνης δεν εμπεριέχει αιθερικές ομάδες και παραμένει σταθερό κατά την εισαγωγή του σε ζωντανό οργανισμό. Βασικό μειονέκτημά του είναι η μόλυνση που μπορεί να προκαλέσει κατά την εισαγωγή του στο ανθρώπινο σώμα με αποτέλεσμα να χρησιμοποιούνται αντιβιοτικά ενσωματωμένα στο πολυμερές και με αργή, συνεχή απελευθέρωση του αντιβιοτικού από το υλικό με την πάροδο του χρόνου, χωρίς τη χρήση εξωγενών συνδέσμων.

PMMA.

Το PMMA ή αλλιώς στην ιατρική ορολογία τσιμέντο (αυστηρά χρησιμοποιούμενος στην ιατρική ορολογία και ουδεμία σχέση με το πραγματικό τσιμέντο) έχει χρησιμοποιηθεί ως υλικό στήριξης σε εμφυτεύματα ισχίου. Ανήκει στα ακρυλικά, τα οποία βασίζονται στο ακρυλικό οξύ, μεθακρυλικό οξύ και τους εστέρες του. Σε φυσιολογικές συνθήκες, το PMMA είναι ένα σκληρό διάφανο υλικό. Σημαντικό μειονέκτημά του είναι οι μέτριες μηχανικές του ιδιότητες.

PEEK.

Το PEEK ή αλλιώς πολυαιθεροθερκετόνη είναι ένα νεότερο βιοϋλικό που αντικατέστησε τον ανοξειδωτο χάλυβα, το τιτάνιο και άλλα παραδοσιακά μεταλλικά βιοϋλικά σε διάφορες εφαρμογές. Χαρακτηρίζεται από ακαμψία, αντοχή, ευελιξία σχεδίου, βιοσυμβατότητα ενώ η αναλογία δύναμης/βάρους και η χημική αντίσταση σε διάβρωση το καθιστούν κατάλληλο για χρήση σε συσκευές τήξης και σταθεροποίησης καθώς και σε πολυάριθμες εμφυτεύσιμες συσκευές.

Πολυβινυλοχλωρίδιο(PVC).

Το PVC είναι ένα άμορφο, στερεό πολυμερές εξαιτίας της προσθήκης του χλωρίου. Έχει υψηλό ιξώδες που το καθιστά δύσκολο στην παρασκευή. Για να αποφευχθεί η θερμική αποσύνθεση του PVC(σημείο τήξης από 75-105°C) και ενδεχόμενος σχηματισμός υδροχλωρικού οξέος, προστίθενται θερμικοί σταθεροποιητές όπως μεταλλικοί σάπωνες ή άλατα. Ενδεχομένως να περιέχει πλαστικοποιητές από 10% του PVC έως και σε ίση αναλογία μαζί του. Η προσθήκη πλαστικοποιητών όπως πολυεστέρας, αζελάτη και φωσφάτωση προστίθενται για να προλάβουν διάβρωση από το αίμα, υδατικά διαλύματα και το καυτό νερό κατά την αποστείρωση. Φύλλα PVC χρησιμοποιούνται για την αποθήκευση βιολογικών οργάνων όπως αίμα ενώ σωλήνες PVC χρησιμοποιούνται ως καθετήρες.

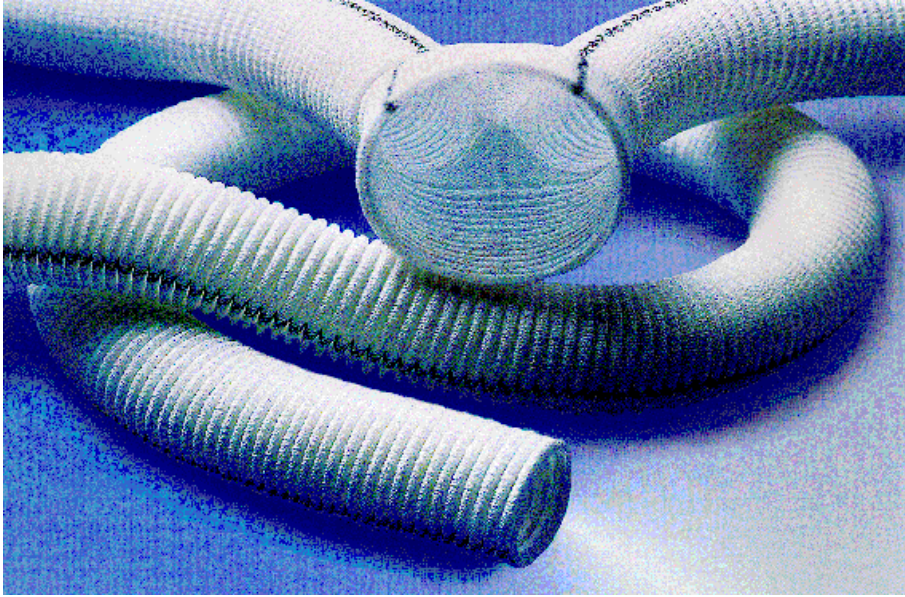
Πολυπροπυλένιο (PP).

Το PP πολυμερίζεται με καταλύτες Ziegler-Natta. Οι φυσικές και χημικές του ιδιότητες πλησιάζουν αρκετά αυτές του πολυμεθυλίου (Πυκνότητα από 0,85 έως 0,98g/cm³ και σημείο κρυστάλλωσης 12°C). Το μέσο μοριακό βάρος του πολυπροπυλενίου κυμαίνεται από 2,2 έως 7 · 10⁵. Για την καλύτερη του κατεργασία συχνά προστίθενται σε αυτό αντιόξινα, σταθεροποιητές κατά του ηλιακού φωτός, λιπαντικά κ.α. Το πολυπροπυλένιο χρησιμοποιείται για την κατασκευή υποθερμικών συριγγών, αποθήκευση βιοϊατρικών συσκευών και φαρμάκων, τεχνητών καρδιακών βαλβίδων κ.ά.

Πολυστηρένιο(PS) και συμπολυμερή του.

Το PS πολυμερίζεται με ελεύθερες ρίζες και είναι συνήθως ατακτικό. Εμφανίζεται σε τρεις μορφές: γενικής χρήσης πολυστηρένιο (General Purpose PolyStyrene), υψηλής αντοχής (High Impact PolyStyrene) και σε μορφή αφρού PS(PS foam). Για τη βελτίωση των ιδιοτήτων του προστίθενται σε αυτό σταθεροποιητές, διαλύτες και λιπαντικά. Μορφοποιείται κυρίως με χύτευση.

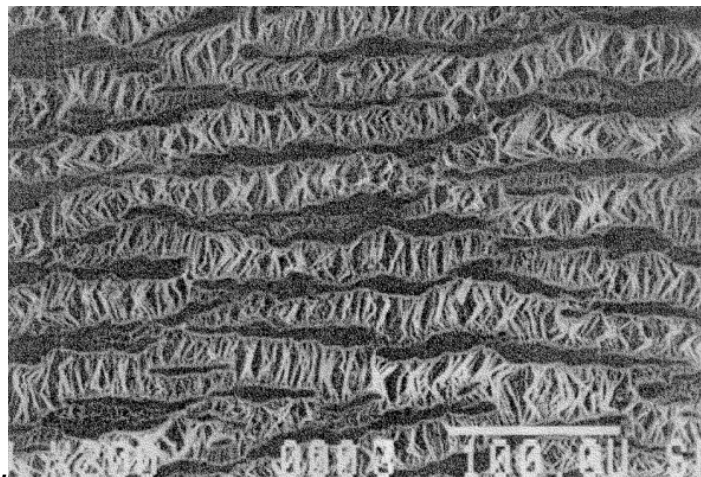
Προϊόντα του είναι διαλύτες αίματος, δοχεία ιστών και τεχνητές αορτές (Εικόνα 23).



Εικόνα 23:Τεχνητή αρτηρία από πολυηθέρνιο .

PTFE.

Το πιο γνωστό πολυμερές της ομάδας είναι το πολυτετραφθοροεθυλένιο (PTFE) ή αλλιώς Teflon. Το Teflon κατασκευάζεται με πολυμερισμό υπό πίεση με την παρουσία νερού για απαγωγή της θερμότητας. Το πολυμερές αυτό παρουσιάζει πολύ υψηλό βαθμό κρυσταλλικότητας (πάνω από 94%) ενώ το μοριακό του βάρος έχει εύρος από 0.5 έως 5 εκατομμύρια. Παρουσιάζει υψηλή πυκνότητα , χαμηλό μέτρο ελαστικότητας (0.5 GPa) και μικρό συντελεστή τριβής (0.1). Λόγω του υψηλού του ιξώδους δεν μπορεί να δεχθεί πλαστικοποιητές. Συνήθως βρίσκεται σε σκόνη και χρησιμοποιείται κυρίως για την παραγωγή τεχνητών οργάνων και εμφυτευμάτων (εικόνα 24).



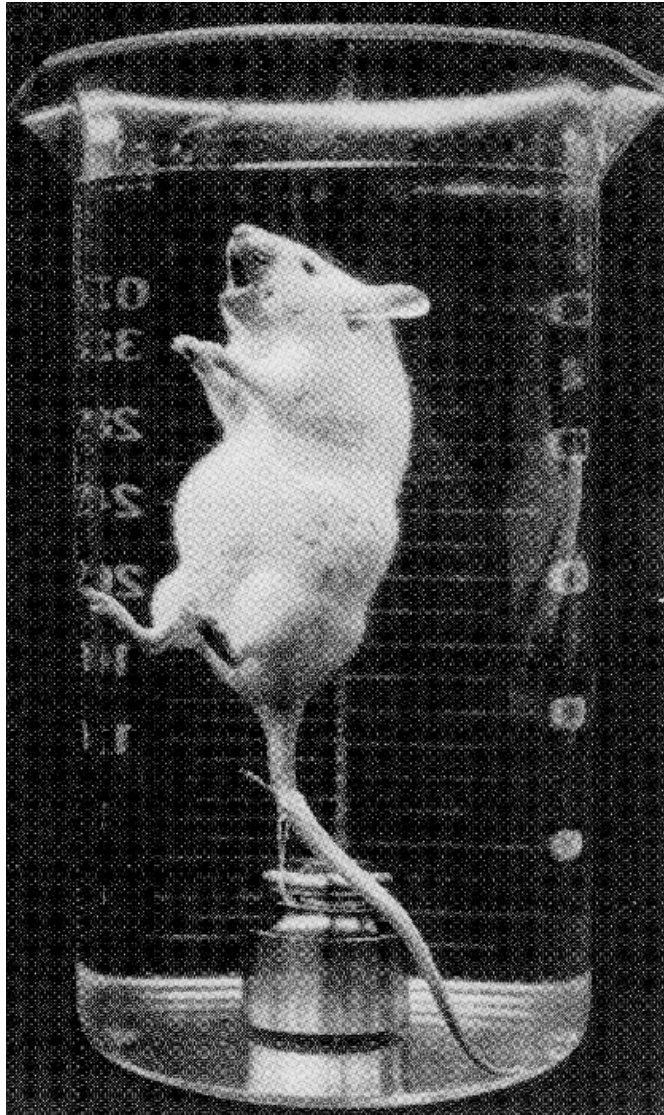
Εικόνα 24: Μορφολογία τεχνητού οργάνου από Teflon

Τεχνητό αίμα.

Μια από τις πιο ενδιαφέρουσες εφαρμογές των πολυμερών βιοϋλικών είναι η χρήση τους ως τεχνητό αίμα (ή αλλιώς υποκατάστατο αίματος). Κατά τον πρώτο παγκόσμιο πόλεμο, παρατηρήθηκε πως η μεγάλη απώλεια αίματος μπορούσε να οδηγήσει σε απότομη πτώση πίεσης και καρδιακό επεισόδιο ακόμα και όταν δεν υπήρχε σοβαρή βλάβη σε κάποιο από τα ζωτικά όργανα. Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος χρησιμοποιήθηκαν διάφορα ρευστά τα οποία προστίθενται στον οργανισμό για την επαναφορά της πίεσης στα προηγούμενα επίπεδα. Αρχικά χρησιμοποιήθηκε νερό γιατί παρουσιάζει πολλές ομοιότητες με το αίμα (το αίμα είναι υδατικό διάλυμα) ωστόσο γρήγορα αντικαταστάθηκε από πολυμερείς ουσίες που είχαν ιξώδες και πίεση όσμωσης πιο κοντά στο αίμα.

Μερικά από τα πολυμερή που χρησιμοποιούνται είναι το Dextran και οι πεκτίνες (pectins) ωστόσο η πιο διαδεδομένη παραμένει η πολυβινυλοπυρριλιδόνη (polyvinylpyrrolidone). Ένας ακόμα σημαντικός παράγοντας υπό έλεγχο στο τεχνητό αίμα είναι το μοριακό βάρος. Τα πολυμερή που βρίσκουν τέτοιες εφαρμογές πρέπει να έχουν μοριακό βάρος κάτω του 40000, γιατί αλλιώς παραμένουν στον ανθρώπινο οργανισμό.

Η έρευνα τώρα στρέφεται σε τεχνητό αίμα που θα μπορούσε να διατηρήσει οργανισμούς μέσα του και να τους θρέψει όπως ο πλακούντας το έμβρυο (εικόνα 25).



Εικόνα 25: Υποκατάστατο αίματος που επιτρέπει σε ζωντανό αρουραίο να αναπνέει.

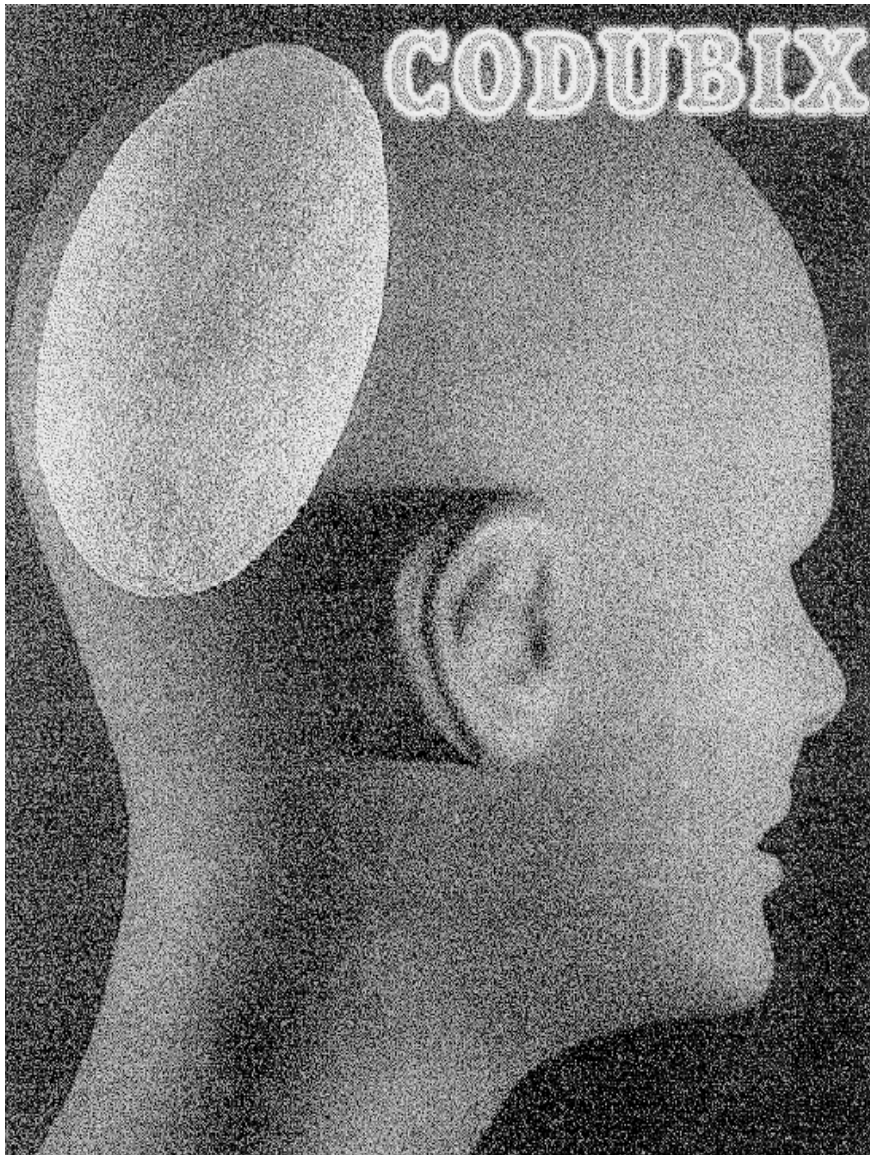
Εφαρμογές.

Η χρήση των πολυμερών έχει μεγάλη εφαρμογή σε αντικατάσταση ισχίων (Εικόνα 26), τεχνητές αρτηρίες, βαλβίδες καρδιών, επιστρώματα στους βηματοδότες, οδοντικά επιστρώματα, προσθοδοντικά μοσχεύματα, φακοί επαφής (Εικόνα 27), ενδοφθάλμιοι φακοί, τεχνητό δέρμα, αναδημιουργία νεύρων, εμφυτεύσιμοι αισθητήρες, κόλλες, τεχνητά όργανα και μήτρες απελευθέρωσης φαρμάκων.

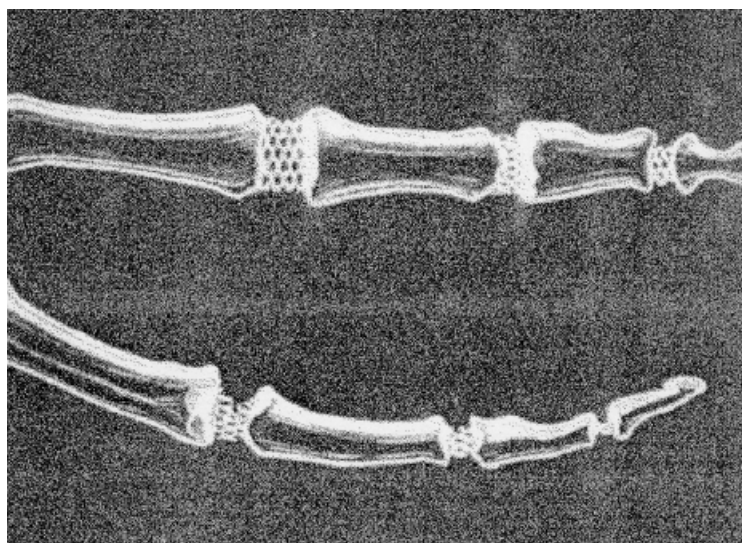


Εικόνα 26: Έγχυση μονάδων επισκευής χόνδρου που φορμάρεται από το βιοδιασπώμενο πολυλακτίδιο (PLA)

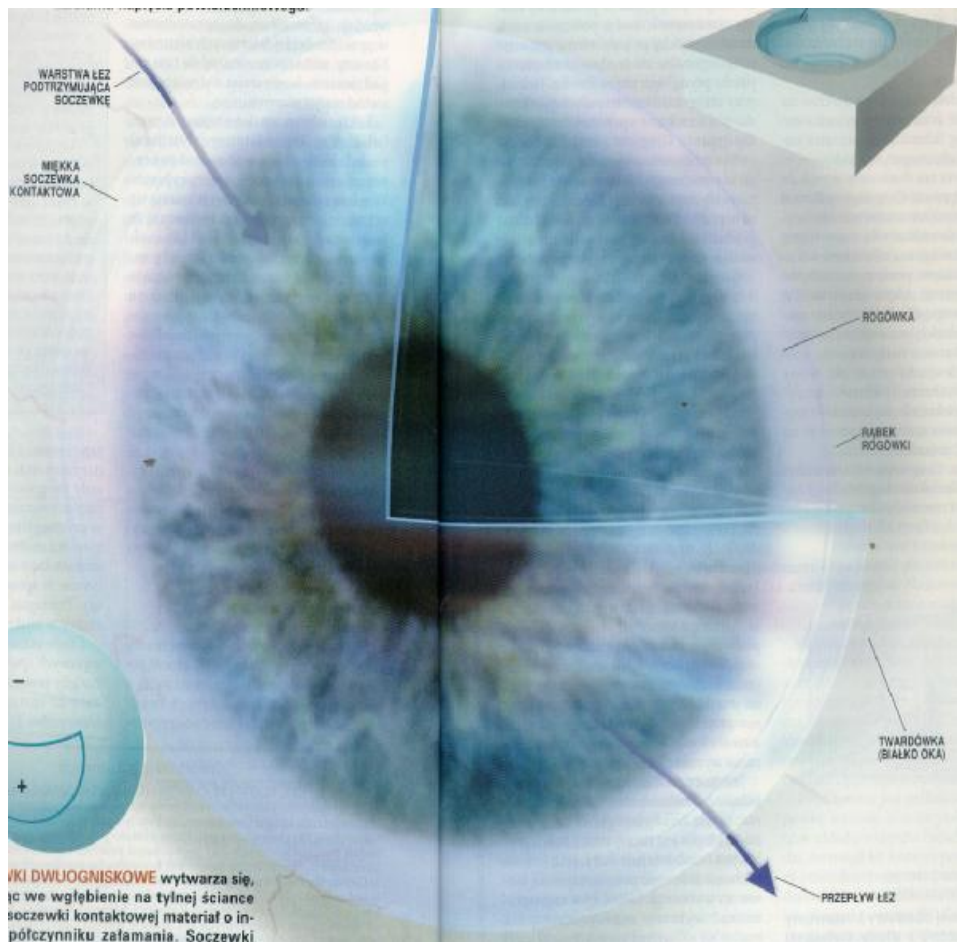
Ειδικά, τα βιοαπορροφήσιμα πολυμερή χρησιμοποιούνται στην ορθοπεδική κυρίως σε εμφυτεύματα στήριξης σε θραύση οστών. Επιπλέον, έχουν χρησιμοποιηθεί και για τη θεραπεία σπασμένων μικρών οστών όπως είναι τα οστά του αστράγαλου (εικόνα 28). Άλλες εφαρμογές συναντιούνται στη στήριξη των σπασμένων οστών του αγκώνα, στην επιγονατίδα, στην κοτύλη, σε θραύσεις του γονάτου, την κνήμη και στις φάλαγγες. Κοινά πολυμερή που χρησιμοποιούνται είναι το ακρυλικό, το νάιλον, η σιλικόνη, το πολυαιθυλένιο, η πολυουρεθάνη, το πολυπροπυλένιο και η πολυκαπρολακτόνη ως απορροφήσιμες λάμες και βίδες (εικόνα 27).



Εικόνα 27: Βιοδιασπώμενο πολυμερές εμφύτευμα κρανίου σε μορφή λάμας.



Εικόνα 28: Βιοδιασπώμενο πολυμερικό βιοϋλικό σε σπασμένο δάκτυλο



Εικόνα 29: Πολυμερικοί φακοί επαφής.

Στο τέλος του κεφαλαίου παρατίθεται ο πίνακας 8 με τα περισσότερα πολυμερή ως βιοϋλικά και για ποιον λόγο χρησιμοποιούνται ως βιοϋλικά.

To modify blood compatibility	Octadecyl group attachment to surface Silicon containing block copolymer additive Plasma fluoropolymer deposition Plasma siloxane polymer deposition Radiation-grafted hydrogels
To influence cell adhesion and growth	Chemically modified polystyrene for heparin-like activity Oxidized polystyrene surface Ammonia plasma-treated surface Plasma-deposited acetone or methanol film Plasma fluoropolymer deposition
To control protein adsorption	Surface with immobilized polyethyleneglycol Treated ELISA dish surface Affinity chromatography particulates Surface cross-linked contact lens
To improve lubricity	Plasma treatment Radiation-grafted hydrogels Interpenetrating polymeric networks
To improve wear resistance and corrosion resistance	Ion implantation Diamond deposition Anodization
To alter transport properties	Plasma deposition (methane, fluoropolymer, siloxane)
To modify electrical characteristics	Plasma deposition Solvent coatings Parylene coatings

Πίνακας 8: Πίνακας με τη χρήση πολυμερών βιοϋλικών και τον στόχο τους

ΣΥΝΘΕΤΑ ΒΙΟΪΛΙΚΑ

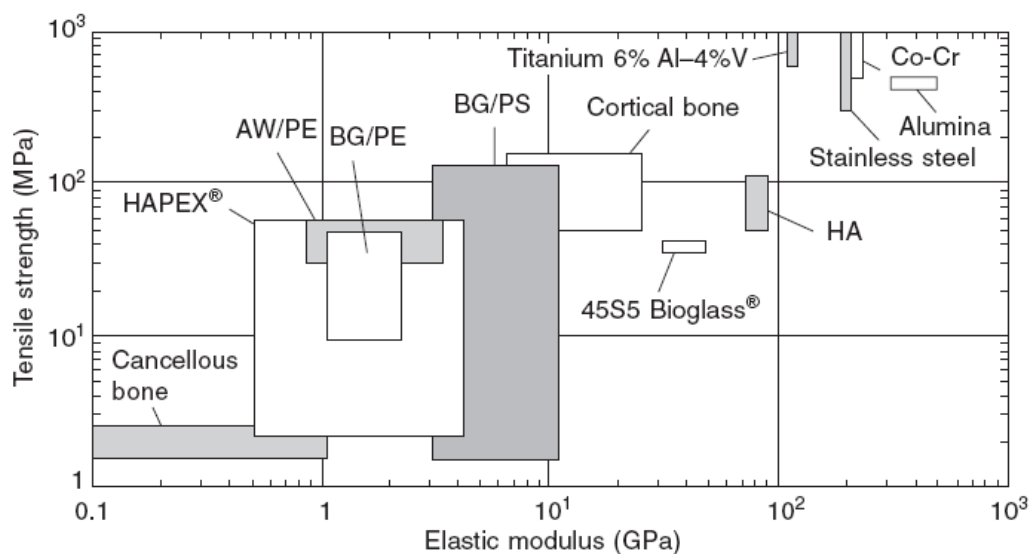
Εισαγωγή.

Τα σύνθετα βιοϋλικά (ή αλλιώς βιοσύνθετα-biocomposites) είναι μια πρόσθετη μορφή σύνθετων που μπορεί να χρησιμοποιηθεί στις βιοϊατρικές εφαρμογές είτε εσωτερικά είτε εξωτερικά σε επαφή με το ανθρώπινο σώμα. Ένα βασικό πλεονέκτημα του κάθε σύνθετου είναι ότι οι ιδιότητές του μπορούν να προσαρμοστούν σύμφωνα με τις διαφορετικές απαιτήσεις στις μηχανικές, χημικές, βιολογικές και άλλες φυσικές πτυχές. Αυτό επιτυγχάνεται αλλάζοντας τη σύνθεση και τον τρόπο σύνδεσης των διεπαφών. Τα σύνθετα υλικά μπορούν να ταξινομηθούν όπως είχε αναλυθεί σε προηγούμενο κεφάλαιο και με βάση το υλικό των μήτρων που χρησιμοποιείται. Έτσι υπάρχουν βιοσύνθετα με μεταλλική μήτρα, με κεραμική και με πολυμερή μήτρα.

Είναι αξιοσημείωτο το γεγονός πως πολλοί φυσικοί ιστοί είναι σύνθετα υλικά που αποτελούνται από δύο ή τρεις φάσεις και παράγουν τις απαραίτητες δομικές μηχανικές ιδιότητες που απαιτούνται ώστε να εκπληρώσουν τις φυσιολογικές λειτουργίες του οργανισμού. Τα οστά και τα δόντια είναι παραδείγματα τέτοιων φυσικών σύνθετων. Σήμερα σημαντικό είναι να παραχθεί ένα σύνθετο που να έχει τον ίδιο συντελεστή που προσδιορίζει τη σχέση μεταξύ του υλικού πληρώσεως και της μήτρας. Είναι σημαντικό να επιτευχθεί ένας καλός ενδιάμεσος δεσμός μεταξύ των δύο φάσεων στο σύνθετο.

Αυτό θα επιτρέψει η μεταφορά πίεσης να πραγματοποιηθεί μεταξύ των δύο φάσεων, επιτρέποντας κατά συνέπεια στο υλικό πληρώσεως να συμμετάσχει κατά ένα μεγαλύτερο ποσοστό στην εξισορρόπηση της εφαρμοσμένης πίεσης. Στις περισσότερες περιπτώσεις, τα σύνθετα υλικά εκθέτουν μια πιο εύθραυστη συμπεριφορά από τη μήτρα.

Για παράδειγμα ο υδροξυαπατίτης (το υλικό των σκληρών ιστών του σώματος) ενισχυμένος από πολυαιθυλενίου είναι σε θέση να πετύχει μεγαλύτερο συντελεστή ελαστικότητας από ότι μόνος του, πράγμα που συνδυάζεται με μια μεγαλύτερη τάση θραύσης. Οι μηχανικές ιδιότητες των βιοσύνθετων μπορούν να παρατηρηθούν και στην ακόλουθη εικόνα 30.



Εικόνα 30: Μηχανικές ιδιότητες βιοϋλικών

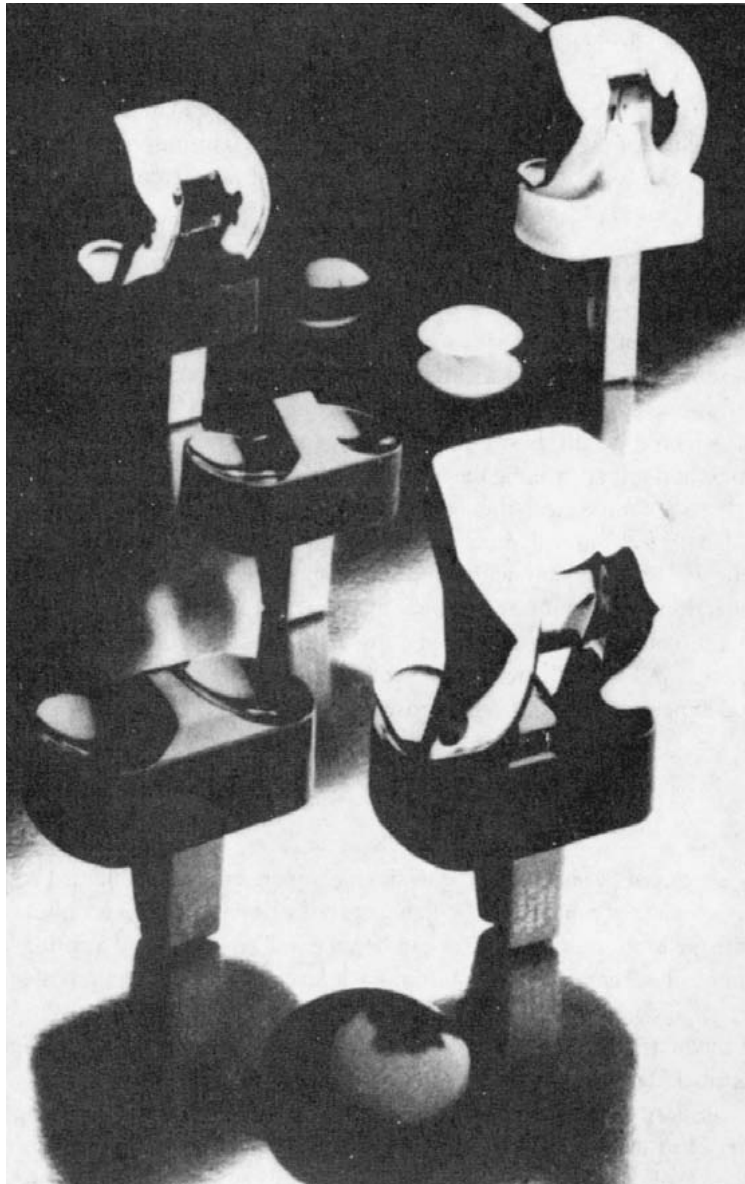
Βιοσύνθετα πολυμερικής μήτρας.

Όπως έχει αναλυθεί στο παρελθόν τα πολυμερή μπορούν να διακριθούν σε θερμοπλαστικά, θερμοσκληρόμενα και ελαστομερή.

Τα σύνθετα πολυμερών μήτρων μπορούν επίσης να ομαδοποιηθούν ανάλογα τις βιοδιασπώμενες ιδιότητές τους. Εάν και η φάση πολυμερών μήτρων και η ενισχυμένη φάση (ίνα) είναι βιοδιασπώμενες, το προκύπτων σύνθετο βιοϋλικό καλείται πλήρως απορροφήσιμο σύνθετο.

Αν μόνο η πολυμερής μήτρα είναι βιοδιασπώμενη αλλά η ενισχυμένη φάση δεν είναι, το σύνθετο βιοϋλικό καλείται μερικώς απορροφήσιμο. Ένα μη απορροφήσιμο σύνθετο αποτελείται από μη βιοδιασπώμενες φάσεις. Τα σύνθετα πολυμερή είναι ιδιαίτερα ελκυστικά λόγω των ελεγχόμενων κατασκευαστικών ιδιοτήτων τους καθώς επίσης και του γεγονότος ότι όλες οι ιδιότητες τους είναι συγκρίσιμες των ανθρώπινων ιστών.

Ένα βιοσύνθετο με πολυμερική μήτρα που χρησιμοποιείται πάρα πολύ είναι το UHMWPE με ίνες άνθρακα για τεχνητά γόνατα σε πολλά άτομα της τρίτης ηλικίας (εικόνα 31). Αποδείχθηκε πως το εν λόγω σύνθετο βιοϋλικό εμφανίζει έναντι του τυπικού UHMWPE ενισχυμένη συμπεριφορά σε ερπυσμό και κόπωσης. Άλλες εφαρμογές του βρίσκονται στα τεχνητά ισχία.



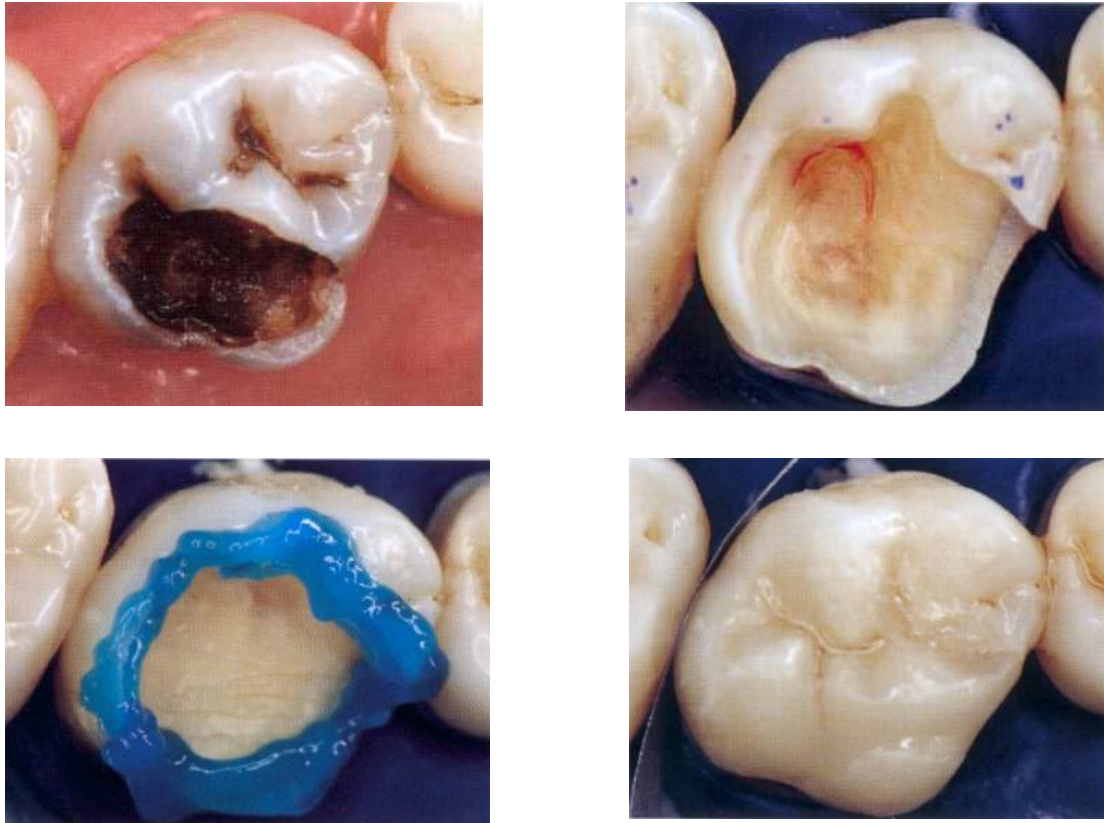
Εικόνα 31: Τεχνητό γόνατο από βιοσύνθετο υλικό

Χρήσεις άλλων βιοσύνθετων πολυμερικής μήτρας βρίσκονται στα οστικά υλικά, κυρίως με μήτρα από PE λόγω της καλής του βιοσυμβατότητάς του. Για να βελτιωθούν οι μηχανικές ιδιότητες του PE, βιοενεργός υδροξυαπατίτης ενισχύει το πολυμερές. Όμως η βιοενεργότητα είναι πολύ μικρότερη από την απαιτούμενη γιατί η διαθέσιμη επιφάνεια του υδροξυαπατίτη είναι μικρή και η διαδικασία σύνδεσης του βιοσύνθετου με το οστό είναι αργή.

Για το λόγο αυτό απορροφήσιμα πολυμερή όπως η πολυαθυλενογλυκόλη, το τετραφθαλικό πολυβουτιλένιο, πολύ(Λ-γαλακτικό οξύ), το άλας αλγινικού οξέως και η ζελατίνη ενισχύουν τα βιοενεργά μόρια. Η μήτρα του πολυμερούς απορροφά περισσότερα βιοενεργά μόρια με αποτέλεσμα την καλή ένταξη του υλικού στο οστό.

Το πιο πετυχημένο βιοσύνθετο στην κατηγορία αυτή(με πολυμερή μήτρα και κεραμικές ίνες) είναι αναντίρρητα το HAPEX(HA) που σχεδιάσει ο καθηγητής W.Bonfield στο πανεπιστήμιο του Λονδίνου. Προκειμένου να προσομοιώσει όσο τον δυνατόν πιο κοντά τις φυσικές ιδιότητες του οστού έφτιαξε ένα βιοσύνθετο με 55% PE αντί για κολλαγόνο και 45% υδροξυαπατίτη. Το υλικό αυτό όχι απλά πέρασε σε χρόνο εξαιρετικά σύντομο όλες τις κλινικές δοκιμές με τα καλύτερα δυνατά αποτελέσματα αλλά άρχισε να χρησιμοποιείται και σε νέες εφαρμογές αντί της ορθοπεδικής όπως την αντικατάσταση των γερασμένων οστών του τυμπάνου σε άτομα της 3^{ης} ηλικίας με προβλήματα ακοής.

Μια άλλη χρήση των βιοσύνθετων υλικών με πολυμερική μήτρα είναι σε οδοντικά υλικά αποκατάστασης (εικόνα 32). Τα οδοντικά υλικά αποκατάστασης χρησιμοποιούνται για να γεμίσουν τις κοιλότητες των δοντιών και μερικές φορές να καλύψουν αποχρωματισμούς ή να διορθώσουν ανεπαρκή και μη ευθύγραμμα περιγράμματα. Η οδοντική σύνθεση της ρητίνης περιλαμβάνει διφανόλη Α γλυκοδιλ-μεκαρκυλικό (bis-phenol A glycidyl methacrylate) ως πολυμερή μήτρα και χαλαζία, γυαλιά βαρίου και κολλοειδές πυρίτιο ως υλικά πληρώσεως. Ο πολυμερισμός αρχίζει από υπεριώδες φως παραγόμενο από ένα λαμπτήρα που χρησιμοποιεί ο οδοντίατρος για να παράγει ελεύθερες ρίζες στη μήτρα.



Εικόνα 32: Διαδικασία πλήρωσης οδοντικής κοιλότητας με βιοσύνθετο υλικό πολυμερικής μήτρας

Το τσιμέντο PMMA (όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο) είναι πιο αδύναμο σε σχέση με το πραγματικό οστό. Ένας τρόπος αντιμετώπισης αυτού του προβλήματος είναι η εισαγωγή μεταλλικών καλωδίων ως ίνες μέσα στο PMMA για να ισχυροποιήσουν το βιοσύνθετο εμφύτευμα. Τα καλώδια αυτά είναι κατασκευασμένα από κράμα κοβαλτίου-χρωμίου ή ανοξείδωτου χάλυβα. Άλλα υλικά που έχουν δοκιμαστεί ως υλικά ινών είναι ο γραφίτης και το τιτάνιο. Σε όλες τις περιπτώσεις βελτιώθηκε σημαντικά η μηχανική συμπεριφορά του υλικού.

Ένα επιπλέον προτέρημα αυτού του βιοσύνθετου υλικού είναι η πτώση της θερμοκρασίας του εμφυτεύματος που μπορεί να οδηγήσει σε περαιτέρω προβλήματα όπως στην νέκρωση τμήματος του οστού στο οποίο εμφυτεύεται.

Ωστόσο η εισαγωγή ινών στο PMMA μπορεί να οδηγήσει σε αύξηση του ιξώδους του PMMA με αποτέλεσμα να αυξάνει σημαντικά για τον χειρουργό η δυνατότητα να μορφοποιήσει το τσιμέντο κατά τη διάρκεια της επέμβασης.

Ένα μειονέκτημα των βιοσύνθετων με πολυμερική μήτρα είναι η απορρόφηση νερού in vivo που οδηγεί σε πτώση της θερμοκρασίας κρυστάλλωσης και οι πιο άμορφες καταστάσεις. Το ζήτημα αυτό γίνεται προσπάθεια να αντιμετωπιστεί με την προσθήκη πλαστικοποιητών στη μήτρα ωστόσο έτσι μειώνεται μέχρι 9% η σκληρότητα και 13% η μηχανική αντοχή.

Σύνθετα μεταλλικής μήτρας.

Μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε υψηλότερες θερμοκρασίες από τα αντίστοιχα μέταλλα από τα οποία αποτελούνται. Η φάση ενίσχυσης μπορεί να βελτιώσει την ειδική ακαμψία, την ειδική αντοχή, την αντίσταση στην τριβή, την αντίσταση στον ερπυσμό, τη θερμική αγωγιμότητα και τη διασταλτική σταθερότητα. Κράματα αλουμινίου, τιτανίου, μαγνησίου και χαλκού χρησιμοποιούνται για μητρικά υλικά. Στις βιοϊατρικές εφαρμογές προτιμάται το τιτάνιο και τα κράματα του όπως το HA/Ti(το δεύτερο υλικό δηλώνει τη μήτρα) κ.α.

Σύνθετα κεραμικής μήτρας.

Οι τιμές αντοχής σε θραύση των κεραμικών υλικών είναι σχετικά χαμηλές και κυμαίνονται μεταξύ 1 και 5 MPa. Παραδείγματα τέτοιων βιοϊατρικών σύνθετων με κεραμική μήτρα αποτελούν τα χάλυβας/HA και το γυαλί HA.

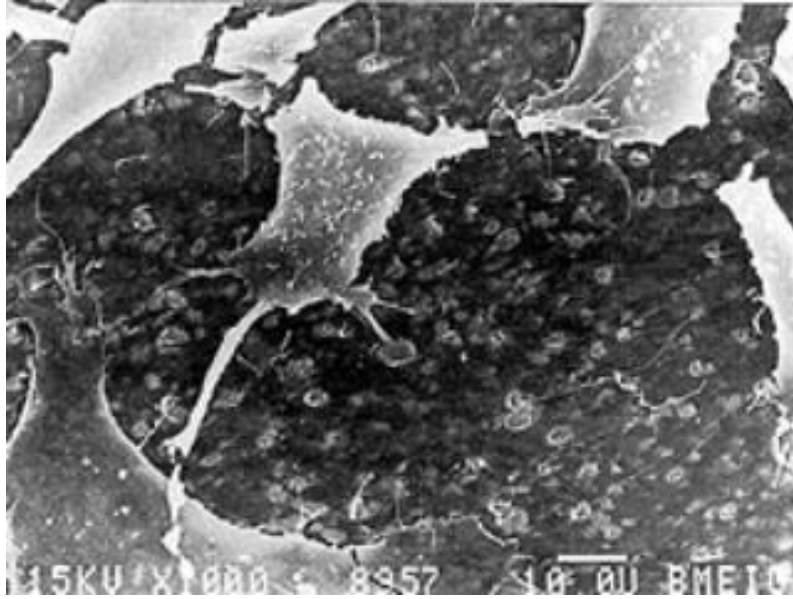
Οι βιοϊατρικές εφαρμογές των σύνθετων μπορούν να ομαδοποιηθούν σε εκείνες για τους σκληρούς (οστά, χόνδροι, δόντια) και σε εκείνες για τους μαλακούς ιστούς.

Βιοσύνθετα υλικά βασισμένα στον άνθρακα και σε άλλα ατομικά στοιχεία χαμηλού μοριακού βάρους παρουσιάζουν λιγότερα προβλήματα στην ιατρική διάγνωση μετά την εμφύτευση τους σε σύγκριση με συμβατικά μεταλλικά υλικά.

Μια νέα τάση στα βιοσύνθετα υλικά είναι η χρήση υλικών με υψηλό πορώδες ώστε να ευνοείται η ανάπτυξη του ιστού μέσα από τους πόρους του και η σύνδεση του με το υλικό ως ένα βιοσύνθετο υλικό.

Όταν ένα τέτοιο υλικό εμφυτεύεται στο οστό, οι πόροι πληρώνονται με αίμα που πήζει και ύστερα μετά από 4 περίπου εβδομάδες αναπτύσσεται οστό πάνω τους.

Το αναδομούμενο οστό διαμέσου των πόρων αναπτύσσει μηχανική αντοχή με βάση την αντοχή του αρχικού εμφυτεύματος. Απαιτείται ωστόσο μεγάλη μηχανική σταθερότητα και ακινησία γιατί αλλιώς το οστό δε θα αποκτήσει συμπαγή μορφή αλλά θα μετατραπεί σε ένα κολλαγονούχο οστό, όπως στην εικόνα 33.



Εικόνα 33: Ηαρεχ με ζωντανό ιστό διαμέσου των πόρων του

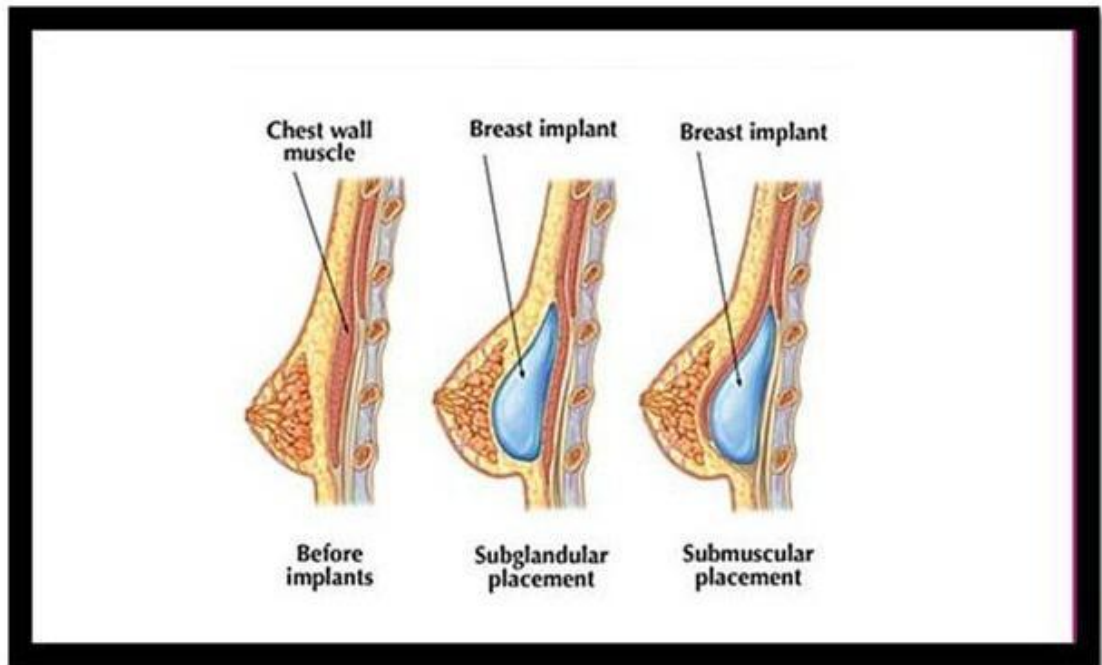
Όταν πορώδη υλικά χρησιμοποιούνται σε μαλακό ιστό, οι πόροι του υλικού (κυρίως PE) γεμίζουν με αίμα και μετέπειτα κολλαγόνο. Με αυτό τον τρόπο αναπαράγεται τεχνητό δέρμα (εικόνα 34) και αποθεραπύονται κατεστραμμένοι τένοντες.



Εικόνα 34:Τεχνητό δέρμα

Να σημειωθεί πως η ανάπτυξη ιστού διαμέσου των πόρων δεν ήταν πάντοτε επιθυμητή στα βιοσύνητα. Για παράδειγμα, στις πρώτες τεχνικές αύξησης στήθους χρησιμοποιήθηκε πολυβινυλοαλκοόλη και διαμέσου των πόρων της αναπτύχθηκε ιστός οδηγώντας στην μεταβολή του στήθους σε σκληρό, οστεοποιημένο οστό. Τα σημερινά εμφυτεύματα στην αύξηση στήθους είναι πολυμερή βιοσύνητα ,δηλαδή υλικά με πολυμερή μήτρα σιλικόνης που περιέχει πόρους με λάδι σιλικόνης ή gel ή και αλατούχο υδατικό διάλυμα.

Για την εμπόδιση ανάπτυξης ιστού διαμέσου των πόρων του εμφυτεύματος στήθους, τοποθετείται ένα στρώμα πολυεστέρα στην πίσω μεριά. Στην ακόλουθη εικόνα 35 εμφανίζεται μια επέμβαση εμφυτεύματος στήθους.



Εικόνα 35: Εμφύτευμα στήθους με πολυμερές βιοϋλικό (σιλικονούχα μήτρα και λάδι σιλικόνης στους πόρους).

Μια πολύ συνηθισμένη εφαρμογή των βιοσύνθετων είναι στη συνολική αντικατάσταση ισχίων που είναι η πιο κοινή τεχνητή ένωση στο ανθρώπινο σώμα. Μια τυπική σύνδεση ισχίου αποτελείται από μια κούπα και ένα μηριαίο συστατικό του οποίου το πάνω μέρος (κεφάλι) είναι σχεδιασμένο να εισχωρεί και να εφαρμόζει στην κούπα. Τα υλικά που χρησιμοποιούνται είναι ο χάλυβας για το κεφάλι και το UHMWPE για την κούπα. Πλέον για να βελτιωθεί η συνολική συμπεριφορά του συστήματος, στο UHMWPE εισάγονται ίνες άνθρακα για καλύτερη αντιμετώπιση του φαινομένου του ερπυσμού αλλά και μείωση του συντελεστή τριβής ανάμεσα στην κούπα και το κεφάλι. Τέτοια κούπα φαίνεται και στην εικόνα 36.



Εικόνα 36: Κούπα ισχίος από βιοσύνθετο υλικό

Τα σύνθετα υλικά έχουν πολυάριθμα πλεονεκτήματα πέρα από τα παραδοσιακά ομοιογενή υλικά που είναι αποτελεσματικά για βιοϊατρικές εφαρμογές, δεδομένου ότι μια θεμελιώδη γνώση στα σύνθετα υλικά είναι απαραίτητη για την ανάπτυξη των βιοϋλικών καθώς επίσης για το σχέδιο των ιατρικών συσκευών. Τα μοσχεύματα που έχουν αναπτυχθεί *in vivo*, με βάση την ιατρική τεχνολογία, η έρευνα των οποίων συνεχίζεται αφού πολλά είναι στο στάδιο της εργαστηριακής ανάπτυξης. Μια σημαντική ρωγμή είναι η έλλειψη θεωρίας πλήρους κατανόησης των σύνθετων υλικών. Να σημειωθεί πως σε αντίθεση με τα κεραμικά, μεταλλικά και πολυμερή βιοϋλικά, τα περισσότερα σύνθετα βιοϋλικά δεν περνούν τις περισσότερες κλινικές εξετάσεις εξαιτίας της έλλειψης θεωρίας που προβλέπει τη συμπεριφορά τους. Ωστόσο οι εφαρμογές τους είναι πολλά υποσχόμενες, όπως στην εικόνα 37.



Εικόνα 37: Τεχνητά μέλη του σώματος από σύνθετα βιοϋλικά.

ΟΣΤΙΚΟ ΤΣΙΜΕΝΤΟ

Εισαγωγή.

Η ιστορία της χρήσης οστικού τσιμέντου σε αρθροπλαστικές επεμβάσεις αρχίζει με τον Charnley που χρησιμοποίησε το ακρυλικό τσιμέντο σε οστά για να συνδέσει τις μηριαίες κεφαλές στο μηρό το 1958. Σημαντικό βήμα στη παραγωγή του οστικού τσιμέντου είναι η βελτίωση της επαφής του με το οστό. Για το σκοπό αυτό εξελίχθηκε η χρήση των πορώδων υλικών και προσθετικών συσκευών, τα οποία εξασφαλίζουν τη σωστή τοποθέτηση του πρόσθετου καθώς και ένα αξιόπιστο πάχος στο μανδύα του οστικού τσιμέντου που προστίθεται. Με αυτές τις νέες τεχνικές η αρθροπλαστική ισχύει με τσιμέντο παρουσιάζει ποσοστά επιβίωσης 85 με 90% μετά από 15 έτη και 85% μετά από 20 έτη.

Το βιοενεργό τσιμέντο είναι ορισμένο ως τσιμέντο που ενισχύει τη σταθερότητα στο ανθρώπινο σώμα και που διαμορφώνεται με τη βοήθεια βιοενεργών υλικών, όπως οι ηπατίτες. Στο βιομηχανικό πεδίο, το τσιμέντο είναι ορισμένο ως ανόργανο υλικό που παρουσιάζει σκληρυντικές ιδιότητες. Στον τομέα των βιοϋλικών ο όρος έχει βαθύτερη έννοια και δηλώνει πως το υλικό παρουσιάζει σκληρυνόμενες ιδιότητες. Έτσι ως οστικό τσιμέντο ορίζεται το μείγμα του PMMA και του MMA. Ένα μείγμα του οστικού τσιμέντου με βιοενεργό κεραμικό όπως ο υδροξυαπατίτης ή βιοενεργό γυαλί αναγνωρίζεται ως βιοενεργό οστικό τσιμέντο.

Το πολύ(μεθακρυλικό μεθύλιο)χρησιμοποιείται για να γεφυρώσει το χάσμα μεταξύ του προσθέτου και του περιβάλλοντος γύρω από αυτό σε αρθροπλαστικές επεμβάσεις. Τα προβλήματα βιοσυμβατότητας σχετικά με την εφαρμογή του οστικού τσιμέντου περιορίζουν την κλινική επιτυχία του στις αρθροπλαστικές.

Η επιφάνεια του οστικού τσιμέντου έρχεται σε στενή επαφή με το οστό με αποτέλεσμα οι ιδιότητες της επιφάνειας του τσιμέντου όπως η σύνθεση και η ενέργεια να διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στην απόδοση των βιοϋλικών.

Ιδιότητες οστικών τσιμέντων.

Πολλά τσιμέντα είναι διαθέσιμα στο εμπόριο για τις ορθοπεδικές επεμβάσεις. Κάθε ένα από αυτά έχει συγκεκριμένες φυσικές, χημικές και μηχανικές ιδιότητες. Αν και μερικά τσιμέντα εγκρίνονται για χρήση από τα κράτη μέλη της ευρωπαϊκής ένωσης(CE) κανένα τσιμέντο δεν έχει εγκριθεί ακόμα από τη διοίκηση αμερικανικών τροφίμων και φαρμάκων(FDA) για αυτή τη χρήση.

Χημικές ιδιότητες οστικών τσιμέντων.

Όλα τα διαθέσιμα στο εμπόριο οστικά τσιμέντα έχουν δύο φάσεις: τη στερεή φάση που αποτελείται κυρίως από ένα πολυμερές βασισμένο σε PMA και από την υγρή που είναι κυρίως MMA. Η αρχική παρουσία του PMMA επιτρέπει τη χρήση λιγότερου μονομερούς για τη λήψη του ίδιου ποσού τελικού προϊόντος.

Αυτό το μείγμα PMMA και MMA σημαίνει πως τα ανεπιθύμητα αποτελέσματα του πολυμερισμού μειώνονται. Αρχικά, η χρήση λιγότερου μονομερούς οδηγεί σε λιγότερη παραγωγή θερμότητας. Αφετέρου, ο πολυμερισμός από ένα μονομερές οδηγεί απαραίτητως σε έναν μειωμένο όγκο και μια αυξανόμενη πυκνότητα εξαιτίας του γεγονότος ότι τα μόρια καταλαμβάνουν το λιγότερο διάστημα σε ένα πολυμερές σώμα από ότι στο υγρό μονομερές τους.

Εκτός από τα κύρια συστατικά, άλλες ουσίες απαιτούνται για να επιτευχθεί ένας ελεγχόμενος πολυμερισμός στη θερμοκρασία του σώματος.

Τα ακρυλικά οστικά τσιμέντα βασίζονται στο PMMA, το οποίο έχει γίνει αποδεχτό από την επιστημονική κοινότητα ως ένα βιοσυμβατό πολυμερές μετά από κατάλληλη κατεργασία. Το οστικό τσιμέντο συνήθως παρασκευάζεται από μείγμα δύο καταστάσεων, μιας υγρής και μιας στερεής. Το υγρό έχει χαμηλό ιξώδες, σημείο ζέσεως περίπου 100°C σε κανονικές συνθήκες και χαρακτηριστική οσμή. Συνήθως εμπεριέχει τρία βασικά χαρακτηριστικά:

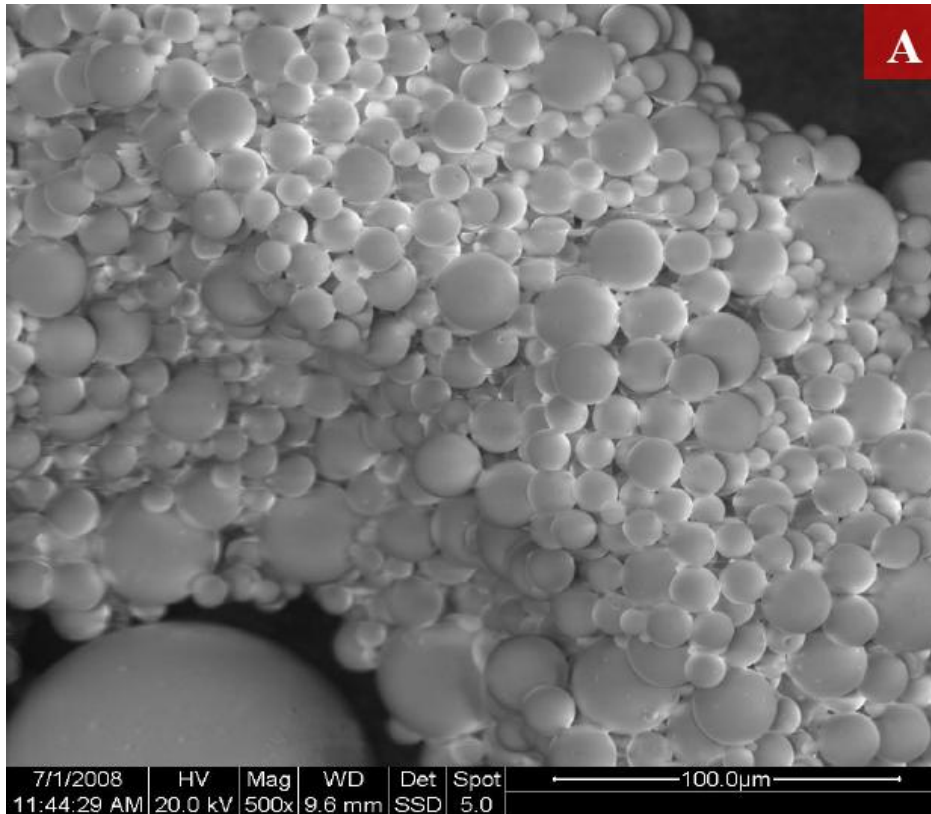
- MMA μονομερές 97%
- 2.7% DMT(διμεθυλ-π-τολουιδίνη) και
- Υδροκινόνη(OHC₆H₄OH) 750ppm.

Το DMT δρα ως επιταχυντής του πολυμερισμού, καθώς ενεργοποιεί τον εκκινητή ή διεγέρτη που ανακατεύεται με την άλλη φάση. Η υδροκινόνη είναι ένας αναστολέας, που προλαμβάνει τον πρώιμο πολυμερισμό του μονομερούς.

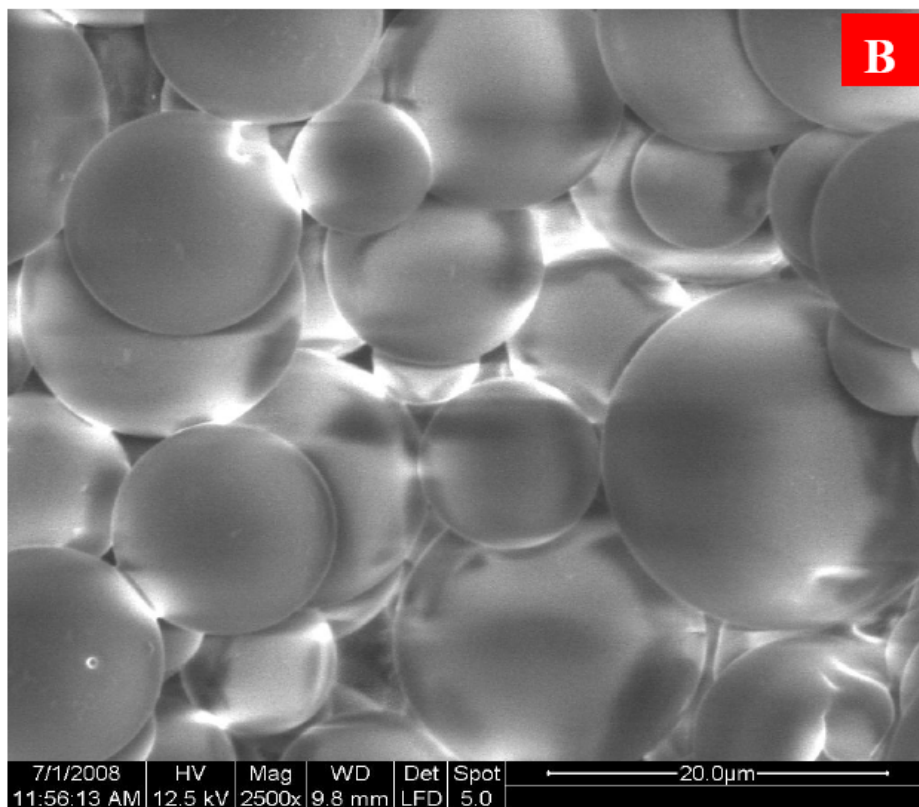
Τα βασικά συστατικά της σκόνης που αποτελεί τη στερεή φάση είναι τα παρακάτω:

- PMMA περίπου 89% w/w
- Υπεροξειδίο του βενζολίου (BPO) 0.75% w/w
- Βιοενεργό υλικό περίπου 10% w/w

Το BPO δρα ως εκκινητής παράγοντας στις ελεύθερες ρίζες όταν αντιδρά με την αμίνη DMT. Το βιοενεργό υλικό προστίθεται λόγω της βιοσυμβατότητάς του. Η διάμετρος των περισσότερων από τους προστιθέμενους κόκκους του PMMA είναι μεταξύ 30 και 150 μm και το σχήμα τους εξαρτάται από τη διαδικασία που ακολουθήθηκε κατά την παραγωγή του. Το μέγεθος των κόκκων του μπορεί να φανεί από τις εικόνες 38 και 39 ηλεκτρονικού μικροσκοπίου σάρωσης.



Εικόνα 38: Φωτογραφία από ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης της επιφάνειας του ΡΜΜΑ σε μεγέθυνση 500 φορές



Εικόνα 39: Φωτογραφία από ηλεκτρονικό μικροσκόπιο σάρωσης της επιφάνειας του ΡΜΜΑ σε μεγέθυνση 2500 φορές.

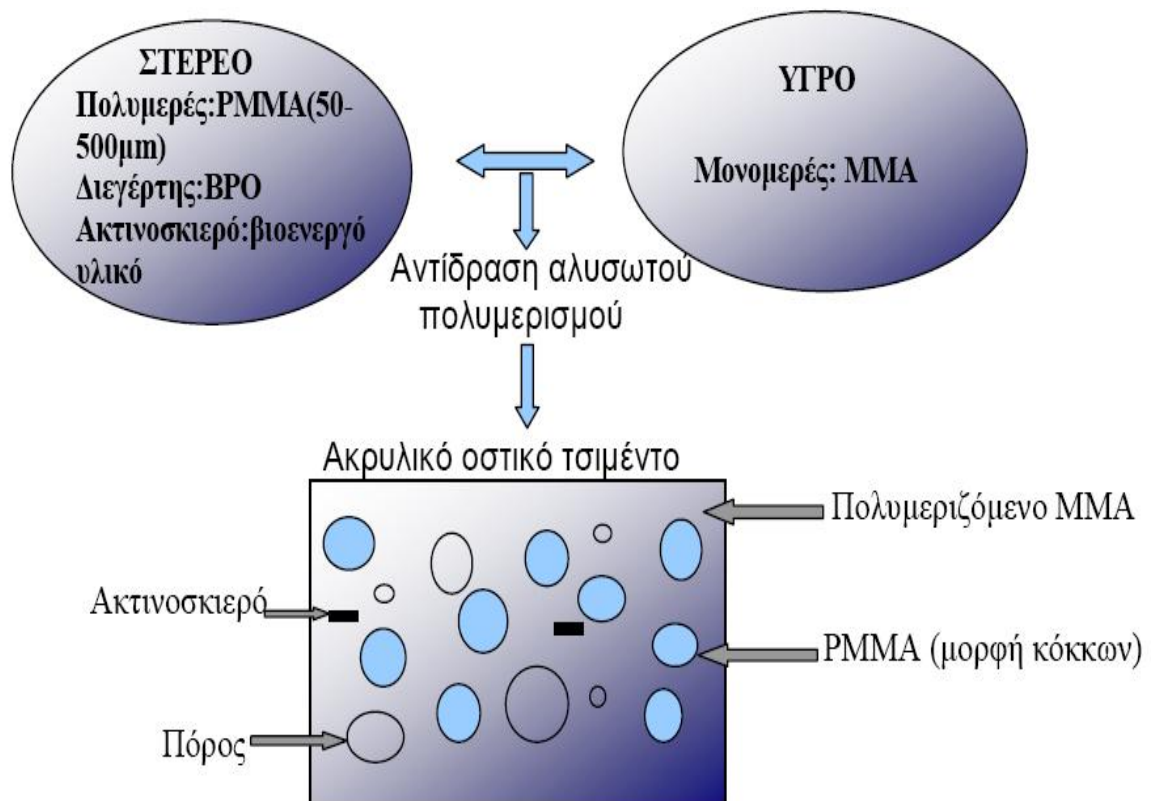
Τη στιγμή της προσθήκης των δύο φάσεων ,υγρής και στερεής, που αναφέρθηκαν προηγουμένως, ο πολυμερισμός του μονομερούς ξεκινά ως τυπικός αλυσωτός πολυμερισμός. Ταυτόχρονα τόσο χημικά, όσο και φυσικά φαινόμενα αρχίζουν να εξελίσσονται .Τα φαινόμενα αυτά επηρεάζουν και τη διαδικασία εναπόθεσης, καθώς και την μικροδομή και τις μηχανικές ιδιότητες του τελικού τσιμέντου και τα ποσοστά εξαρτώνται από παράγοντες όπως η χημική σύνθεση και τα ποσοστά συγκέντρωσης της αρχικής σκόνης, η φυσική μέθοδος ανάμειξης και το χημικό περιβάλλον παρασκευής του τσιμέντου.

Ο χρόνος που περνάει από τη διαδικασία ανάμειξης των δύο αρχικών καταστάσεων έως την τελική εναπόθεση του τσιμέντου ονομάζεται χρόνος απόθεσης. Αν παρακολουθείται η θερμοκρασία συναρτήσει του χρόνου, ο χρόνος απόθεσης στον οποίο η θερμοκρασία της μάζας του πολυμερισμένου υλικού είναι

$$T=T_{amb}+(T_{max}-T_{amb})/2 \quad [^{\circ}\text{C}] \quad (\text{εξ. 1})$$

όπου T_{amb} είναι η θερμοκρασία περιβάλλοντος και T_{max} είναι η μέγιστη θερμοκρασία που έφτασε ο πολυμερισμός. Η μέγιστη θερμοκρασία παράγεται από εξώθερμες αντιδράσεις κατά τον πολυμερισμό. Το οστικό τσιμέντο οφείλει να τοποθετηθεί στο ανθρώπινο σώμα πριν φτάσει στη μέγιστη θερμοκρασία. Ο χρόνος στον οποίο το τσιμέντο δεν επιδέχεται περαιτέρω παρεμβάσεις από ιατρικά εργαλεία ή δάχτυλα ιατρού ονομάζεται χρόνος σκλήρυνσης. Ο χρόνος μεταξύ του χρόνου σκλήρυνσης και του χρόνου εναπόθεσης ονομάζεται χρόνος επεξεργασίας και κατά μόνο αυτό τον χρόνο το οστικό τσιμέντο μπορεί να μορφοποιηθεί και να εμφυτευθεί.

Για να παραχθεί το τσιμέντο είναι απαραίτητη η ανάμειξη των δύο καταστάσεων. Είναι απαραίτητο επίσης, οι ενώσεις που χρησιμοποιούνται ως διεγέρτες ή εκκινητές (τύπου ΒΡΟ) να είναι πλήρως διαλυμένες στο μονομερές. Η εξάτμιση του μονομερούς είναι ένα φαινόμενο που παρατηρείται σε αυτά τα αρχικά στάδια και καλό θα είναι να λαμβάνεται υπόψιν γιατί έχει κλινικές επιπτώσεις. Κατά την ανάμειξη των δύο καταστάσεων προκύπτουν δύο φάσεις μέσα στο τσιμέντο, αυτή του πολυμερισμένου μονομερούς και αυτή του ΡΜΜΑ με μορφή κόκκων. Η σύνδεση των δύο οδηγεί στο τελικό υλικό. Η εικόνα 40 περιγράφει τη διαδικασία.



Εικόνα 40: Διάγραμμα ροής σύνθεσης ακρυλικού οστικού τσιμέντου, ενισχυμένο με βιοσύνθετο υλικό.

Οι αντιδράσεις του BPO με το DMT μπορεί να οδηγήσουν στην παραγωγή παράπλευρων ελευθέρων ριζών εκτός της ρίζας του BPO και σε παραπροϊόντα. Η κινητική σχηματισμού ριζών μελετήθηκε από επιστήμονες (Turner 1984) που κατέληξαν στο συμπέρασμα πως η παρουσία τέτοιων ριζών και παραπροϊόντων στο τελικό τσιμέντο μπορεί να επηρεάσει την ανάπτυξη και τη βιοσυμβατότητά του.

Σημαντικός παράγοντας που επιδρά στις ιδιότητες του τσιμέντου είναι το μονομερές που δεν πολυμερίστηκε. Αυτό εξαρτάται από το εμπορικό προϊόν που χρησιμοποιήθηκε και σε όλες τις περιπτώσεις η συγκέντρωσή του μειώθηκε με το χρόνο σε ποσά της τάξης του 0.05% σε 21 μέρες.

Η διαδικασία του πολυμερισμού εξαρτάται άμεσα από τη θερμοκρασία περιβάλλοντος στην οποία γίνεται ο πολυμερισμός. Τόσο ο χρόνος σκλήρυνσης, όσο και ο χρόνος απόθεσης εξαρτώνται από τη χημική σύνθεση και τις συγκεντρώσεις του υγρού μέρους και το μέγεθος και το ποσοστό της σκόνης στο τσιμέντο. Για να υπάρχουν δυνατότητες σύγκρισης τα ASTM πρότυπα καθορίζουν για τα ακρυλικά οστικά τσιμέντα ως θερμοκρασία σύνθεσης του τσιμέντου τους 23 βαθμούς Κελσίου, χρόνο σκλήρυνσης τα 5 λεπτά και χρόνο εναπόθεσης τα 5 με 15 λεπτά. Έχει προταθεί ακόμα η ιδέα επιτάχυνσης του πολυμερισμού και η χρήση προθερμασμένων εμφυτευμάτων.

Στη βιβλιογραφία υπάρχουν εκτεταμένες αναφορές για το ρόλο που παίζει η εξώθερμη αντίδραση πολυμερισμού στη νέκρωση του περιβάλλοντος οστού. Το ποσοστό της εκλυόμενης θερμότητας εξαρτάται άμεσα από το βάρος του μονομερούς που προστίθεται στο μείγμα. Για αυτό και τα πρότυπα ASTM καθορίζουν με σαφήνεια την πλήρη γεωμετρία του παραγόμενου τσιμέντου σε κάθε διαδικασία εμφύτευσης.

Η παρουσία θειικού άλατος βαρίου και βιοσύνθετου υλικού (π.χ. ZrO_2) σε σκόνη είναι απαραίτητη για κλινικούς λόγους. Τα οστικά τσιμέντα που δεν εμπεριέχουν αυτές τις ουσίες δε θα μπορούν να απεικονιστούν στις ακτινογραφίες. Τα παραπάνω συστατικά καθιστούν το οστό μη διαπερατό από ακτίνες X ενώ η χλωροφύλλη του δίνει ένα πράσινο χρώμα για καλύτερη διάκριση από τους ιστούς του σώματος κατά τη διάρκεια χειρουργικής επέμβασης.

Ανθεκτικότητα σε θραύση

Η ανθεκτικότητα σε θραύση ορίζεται ως η αντίσταση ενός υλικού σε σπάσιμο όταν στο υλικό περιέχεται μια προσχηματισμένη ρωγμή. Η ανθεκτικότητα σε θραύση λαμβάνει υπόψη το εφαρμοσμένο φορτίο καθώς και το μέγεθος της προρωγμής.

Η ικανότητα απορρόφησης της ενέργειας αυξάνει με την ανθεκτικότητα του οστικού τσιμέντου δεδομένου πως οι ενεργειακοί απορροφητικοί μηχανισμοί καθυστερούν το καταστροφικό σπάσιμο. Οι τεχνικές αποστείρωσης (ακτινοβολία γ , οξειδίο αιθυλενίου) έχουν έμμεσες επιπτώσεις στην ανθεκτικότητα σπασίματος αλλάζοντας το μοριακό βάρος του πολυμερικού σώματος. Η ανθεκτικότητα μειώνεται με την αυξανόμενη επικράτηση του πορώδους, η οποία μπορεί να ελαχιστοποιηθεί με την κενή μείξη. Προσθέτοντας ίνες πολυαιθυλενίου υψηλού μοριακού βάρους στο PMMA, αυξάνεται σημαντικά η ανθεκτικότητα σε θραύση του οστικού τσιμέντου. Ένας ακόμη παράγοντας που βελτιώνει την ανθεκτικότητα είναι η χρήση ιών μετάλλου όπως ο ανοξείδωτος χάλυβας και το τιτάνιο. Οι ίνες χάλυβα εκτρέπουν την αύξηση των ρωγμών με αποτέλεσμα τη μηχανική ενδασφάλιση μεταξύ των τραχιών επιφανειών που είναι εν μέρει αρμόδιες για την ανθεκτικότητα του υλικού. Ομοίως, η προσθήκη κόκκων γυαλιού ενισχύει την ανθεκτικότητα. Με τη χρήση του γυαλιού αλλάζει η αναλογία μονομερούς και πολυμερούς και οδηγεί σε αύξηση της ανθεκτικότητας.

Ίνες διάφορων υλικών προστίθενται με την ελπίδα της καθυστέρησης της έναρξης των ρωγμών ή επιβράδυνσης της διάδοσής τους. Η μείωση του αριθμού και το μεγέθος των πόρων αυξάνει την απόδοση του οστικού τσιμέντου. Αυτό επιτυγχάνεται μέσω της μείξης υπό κενό και της διατηρούμενης σταθερής ατμοσφαιρικής πίεσης κατά την έγχυση. Μείωσης στο μοριακό βάρος ελαττώνουν την αντοχή του τσιμέντου. Η προσθήκη μιας ενισχύοντα φάσης (π.χ. ίνες) ενισχύει την απόδοση έναντι της κόπωσης.

Λοιπές μηχανικές ιδιότητες οστικού τσιμέντου.

Το οστικό τσιμέντο έχει διάφορα έμφυτα προβλήματα όπως η ανικανότητα σύνδεσης με το οστό, η χαμηλή μηχανική αντοχή και η υψηλή παραγωγή θερμότητας κατά τη διάρκεια του πολυμερισμού. Για να υπερνικηθούν οι μηχανικές αδυναμίες ,τα οστικά τσιμέντα ενισχύονται συνήθως με πρόσθετες ουσίες όπως ο άνθρακας, τιτάνιο, ίνες PMMA, UHMWPE ,μόρια οστών και υδροξυαπατίτης.

Τα κεραμικά υλικά που χρησιμοποιούνται για τον ίδιο λόγο πρέπει να μην προστίθενται σε μεγάλες αναλογίες γιατί προκαλούν μείωση των μηχανικών τους ιδιοτήτων. Το βέλτιστο ποσό πρόσθετων βιοκεραμικών ουσιών πρέπει να κυμαίνεται μεταξύ 1.5 και 2.5%.

Οι μηχανικές ιδιότητες του οστικού τσιμέντου επηρεάζονται από διάφορα χαρακτηριστικά και είναι δύσκολο να κατηγοριοποιηθούν γιατί τα τσιμέντα αυτά έχουν διαφορετικές συστάσεις. Μερικά χαρακτηριστικά που επηρεάζουν τις μηχανικές του ιδιότητες είναι ο τρόπος σύνθεσης του τσιμέντου, το μέσο μοριακό βάρος του πολυμερούς, το πορώδες, ο τρόπος σύνδεσης των συστατικών και η μέθοδος μείξης στον ανθρώπινο οργανισμό. Οι στατικές και δυναμικές του ιδιότητες επηρεάζονται από όλους αυτούς τους παράγοντες.

Ο παρακάτω πίνακας 9 παρουσιάζει ενδεικτικές τιμές των μηχανικών ιδιοτήτων του οστικού τσιμέντου.

	Εφελκυσμός	Θλίψη	Ελαστικότητα
Αντοχή σε εφελκυσμό	24-49 MPa	-	-
Αντοχή σε θλίψη	-	73-117 MPa	-
Αντοχή σε κάμψη	-	-	12-74 MPa
Αντοχή σε διάτμηση	-	-	32-69 MPa
Σταθερά ελαστικότητας	1580-4120 MPa	1940-3180 MPa	1950- 3160 MPa

Πίνακας 9: Ενδεικτικές τιμές μηχανικών ιδιοτήτων του τσιμέντου.

Τα ακρυλικά τσιμέντα που βασίζονται στο PMMA ,έχουν μηχανικές ιδιότητες συνυφασμένες με την ιξωδοελαστική φύση του πολυμερούς και είναι πολύ ευαίσθητα σε αλλαγές θερμοκρασίας. Τα οστικά τσιμέντα είναι πολυφασικά συστήματα και σε σχέση με το PMMA έχουν μικρότερες μηχανικές αντοχές.

Εξαιτίας της πολυμερικής φύσης τους τα οστικά τσιμέντα παρουσιάζουν μια ιξωδοελαστική συμπεριφορά και οι ιδιότητές τους καθορίζονται από τη θερμοκρασία και το εύρος των εφελκυστικών τάσεων που δέχονται. Πρακτικά οι αντοχές σε θλίψη και εφελκυσμό καθορίζουν ένα οστικό τσιμέντο.

Πορώδες

Το πορώδες του οστικού τσιμέντου επηρεάζει τις μηχανικές του ιδιότητες. Είναι αποδεκτό ότι επιδιώκεται σε κάθε εφαρμογή του οστικού τσιμέντου να μειώνεται όσο το δυνατόν περισσότερο το πορώδες. Σε αυτή την κατεύθυνση έχουν αναπτυχθεί καλύτερες τεχνικές ανάμειξης των δύο αρχικών φάσεων-καταστάσεων. Οι τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τη μείωση του πορώδους είναι η βελτίωση της ανάμειξης με διάφορα τεχνικά μέσα και συνεχή πίεση του τσιμέντου κατά την πήξη. Οι πόροι κατά την φόρτιση λειτουργούν ως μικρορωγμές, συγκεντρώνουν τάσεις και έτσι δημιουργούνται μεγαλύτερες ρωγμές. Μεγαλύτερο ρόλο παίζει το μέγεθος των μεγαλύτερων πόρων και όχι το μέσο μέγεθός τους. Εξαιτίας του πορώδους έχει παρατηρηθεί ως και 50% μείωση των μηχανικών ιδιοτήτων του οστικού τσιμέντου.

Πορώδες οστικό τσιμέντο δημιουργείται είτε εξαιτίας της κακής χειροκίνητης ανάδευσης που αφήνει σταγονίδια αέρα να εισέλθουν στον προϊόν από απελευθέρωση του εγκλωβισμένου αέρα κατά τον πολυμερισμό, είτε από μεγάλη θερμοκρασία πολυμερισμού που οδηγεί σε εξάτμιση του μονομερούς.

Βιοσυμβατότητα

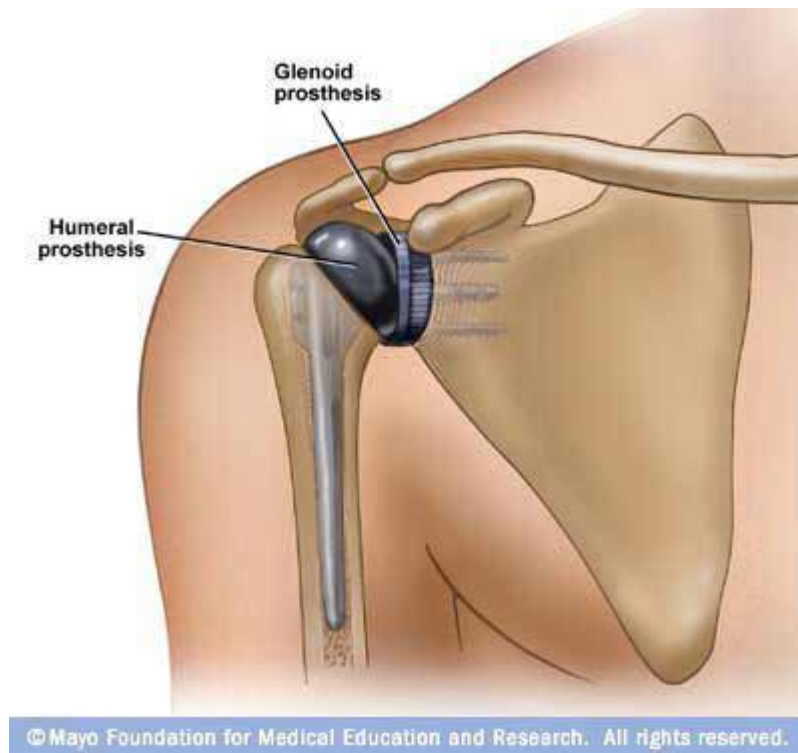
Η εμφύτευση του ακρυλικού τσιμέντου στο μηρό αυξάνει την ισταμίνη πλάσματος, η οποία, ειδικά στους ηλικιωμένους ασθενείς με τις προϋπάρχουσες καρδιαγγειακές ασθενείς μπορεί να προκαλέσει καρδιακά επεισόδια. Τα δυσμενή αποτελέσματα στους ανθρώπους αναπτύσσονται μέσα στα πρώτα δύο με πέντε λεπτά της σταθεροποίησης όπου εμφανίζεται συχνά το γνώρισμα της πνευμονικής ανεπάρκειας.

Ο ατμός των μονομερών του μπορεί να ενοχλήσει την αναπνευστική οδό, τα μάτια και το δέρμα. Επίσης, τα περισσότερα χειρουργικά γάντια δεν αποτελούν αξιόπιστο εμπόδιο για τα μονομερή του. Η δερματίτιδα, ο ίλιγγος, η ναυτία και ο εμετός μπορεί να εμφανιστούν καθώς το οξείδιο του αιθυλενίου που βρίσκεται στο ακρυλικό τσιμέντο μπορεί να προκαλέσει αλλεργικές αντιδράσεις.

Η προσθήκη υλικών (π.χ. αντιμικροβιακά φάρμακα) στο ακρυλικό τσιμέντο μπορεί να οδηγήσει σε περαιτέρω μηχανική αδυναμία λόγω της απώλειας ομοιογένειας και της μεγαλύτερης απορρόφησης ύδατος. Τα αντιμικροβιακά φάρμακα έχουν προστεθεί για να καταπολεμήσουν το πρόβλημα της μικροβιακής εμμόνης. Αυτό μπορεί να οδηγήσει σε μια ιδιαίτερη νεκρή μάζα στην επιφάνεια του PMMA προωθώντας μολύνσεις με την παροχή μιας επιφάνειας ελκυστικής σε άλλα μικρόβια.

Εφαρμογές

Οι δημοφιλέστερες χρήσεις του οστικού τσιμέντου είναι οι συνδετικές αρthroπλαστικές επεμβάσεις για αντικαταστάσεις γονάτων και ισχίων. Άλλες εφαρμογές του οστικού τσιμέντου σε επεμβάσεις περιλαμβάνουν την αντικατάσταση ώμων και αγκώνων όπως στην εικόνα 41.



Εικόνα 41: Οστικό τσιμέντο σε τεχνητό ώμο.

Η πιθανή κλινική αποτυχία του μοσχεύματος διορθώνεται άμεσα με τη χειρουργική επέμβαση αναθεώρησης. Οι αναθεωρήσεις είναι οι πιο επικρατούσες μεταξύ των νεότερων και ενεργών ή υπέρβαρων ασθενών. Η αμερικανική ακαδημία ορθοπαιδικών επεμβάσεων αποκάλυψε πως το κόστος των αποκαταστάσεων γονάτων και ισχίων το 2003 έφτασε το \$1.5 δισεκατομμύριο και \$1.7 δισεκατομμύρια αντίστοιχα ενώ μέχρι το 2030 αναμένεται να φτάσει το συνολικό κόστος των \$24.3 δισεκατομμυρίων!

Επίσης σε μερικές οδοντικές εφαρμογές, οστικό τσιμέντο που αποτελείται αποκλειστικά από PMMA χρησιμοποιείται για δομικούς λόγους. Η εφαρμογή αυτή διαφέρει από την κοινή αρthroπλαστική γιατί αφενός το οστικό τσιμέντο δεν είναι το μείγμα MMA και PMMA αφετέρου η χρήση του δεν παρουσιάζει τα ίδια μειονεκτήματα με τις διάφορες δομές του PMMA οστικών τσιμέντων όπως τον ερπυσμό και τη χημική και θερμική νέκρωση.

ΕΠΙΛΟΓΟΣ ΚΑΙ ΜΕΛΛΟΝ ΤΩΝ ΒΙΟΪΛΙΚΩΝ

Το πεδίο των βιοϋλικών είναι νεαρό ακόμα, με 40 χρόνια πρόσφατης ιστορίας. Προέρχεται από ένα χώρο ο οποίος θεωρήθηκε τμήμα της χημείας και σιγά σιγά αναδεικνύεται ως ένα διεπιστημονικό πεδίο στο οποίο εμπλέκονται εκτός της χημείας η φυσική, τα μαθηματικά και η μηχανική. Παλαιότερα σε αυτό γινόταν έρευνα κυρίως από κάποιους πεφωτισμένους χειρουργούς και πρωτοπόρους ιατρούς για να καλύψουν άμεσες ανάγκες. Πλέον η έρευνα γίνεται πιο συστηματοποιημένη σε εργαστήρια και ακαδημαϊκούς χώρους από ομάδες ιατρών, μηχανικών και άλλων ειδικοτήτων επιστήμονες.

Αντί επιλόγου ζητείται η άδεια να δημοσιευθεί ένα A-Z λεξικό στα αγγλικά με τους πιο πολλά υποσχόμενους όρους για το μέλλον των βιοϋλικών από το Biomaterials Science: An introduction to materials of medicine, Buddy D. Ratner, Allan S. Hoffman, Frederick J. Schoen και Jack E. Lemons).

Assembly (Συναρμολόγηση): Στο μέλλον ζητείται τρόπος ώστε η εισαγωγή βιοϋλικών εμφυτευμάτων να είναι παροδική και να χρησιμεύει ως ερέθισμα ώστε το ίδιο το ανθρώπινο σώμα να συναρμολογεί και να επισκευάζει τα προβληματικά τμήματα του.

Biocompatibility (Βιοσυμβατότητα): Πρέπει να κατανοηθεί πλήρως ο μηχανισμός της βιοσυμβατότητας ώστε να διευρυνθεί σημαντικά ο αριθμός των βιοϋλικών που χρησιμοποιούνται εντός του ανθρώπινου σώματος.

Cytokines (Κυτοκίνες): Οι χημικοί αγγελιοφόροι μεταξύ των κυττάρων που είναι αρμόδιες για την ανάπτυξη των ιστών. Η κατανόηση του μηχανισμού τους θα βοηθήσει στην καλύτερη διεπιφάνεια βιοϋλικών και ανθρώπινου σώματος.

Drug delivery (Διακίνηση φαρμάκων): Στο μέλλον τα βιοϋλικά δε θα παίζουν μόνο δομικό ρόλο στον άνθρωπο αλλά και λειτουργικό, χρησιμεύοντας και στην αντιμετώπιση ασθενειών απελευθερώνοντας φαρμακευτικές ουσίες.

Extra cellular matrix materials (Εξωκυτταρικά σύνθετα υλικά): Ένας στόχος είναι η ανάπτυξη βιοϋλικών που δε θα είναι μεμονωμένα συστήματα αλλά θα δένουν με τον ανθρώπινο ιστό σε μια μη διακριτή ένωση. Ήδη έχουν γίνει μεγάλες πρόοδοι στο αντικείμενο αυτό.

Fullerenes (Φουλλερένια): Αυτές οι εξωτικές νανοδομές άνθρακα εξετάζονται από πολλούς για χρήση ως μελλοντικά βιοϋλικά με στόχο την εκμετάλλευση των μοναδικών ιδιοτήτων τους.

Genetic Engineering (Γενετική Μηχανική): Πλέον όποιες πρωτεΐνες κρίνονται απαραίτητες για την βελτίωση των βιοϋλικών, θα σχεδιάζονται στον υπολογιστή, θα τοποθετούνται σε βακτήρια και θα προκύπτει μαζική παραγωγή τους.

Hybrid Artificial Organs (Υβριδικά Τεχνητά Όργανα): Όργανα αποτελούμενα από βιοϋλικά νέας γενιάς θα αντικαθιστούν τα παλαιωμένα όργανα του οργανισμού και θα επιτελούν σύνθετες βιολογικές διεργασίες όπως η αιμοκάθαρση.

Interfaces (Διεπιφάνειες): Οι διεπιφάνειες ανάμεσα στα βιοϋλικά και στο σώμα θα σταματήσουν να είναι διακριτές και θα χρησιμεύουν για την πλήρη αποδοχή του μοσχεύματος από τον οργανισμό. Ωστόσο, υπάρχει αρκετή ακόμα δουλειά για την κατανόηση του τρόπου λειτουργίας τους.

Josephson tunnel junction: Αυτό το κβαντικό φαινόμενο θα οδηγήσει σε ταχύτερους υπολογιστές που θα γλιτώσουν ώρες κλινικών δοκιμών και σε μεγαλύτερης ακρίβειας αισθητήρες, επιτρέποντας την τέλεση πειραμάτων με πολύ μεγαλύτερη ακρίβεια.

Km: Αυτή η σταθερά Michaelis-Menten είναι αρμόδια για την κινητική των ενζύμων. Ο ρόλος των ενζύμων κρίνεται βασικής σημασίας για την λειτουργία ενός βιοϋλικού όπως π.χ. για την βιοαπορροφησιμότητά του. Η πρόοδος στην αντίληψη του μηχανισμού λειτουργίας των ενζύμων θα βοηθήσει σημαντικά την πρόοδο στα βιοϋλικά.

Life (Ζωή): Τι ακριβώς είναι το φαινόμενο που ονομάζεται ζωή; Και άραγε θα έρθει κάποια στιγμή που ο άνθρωπος θα καταφέρει να δημιουργήσει ζωντανούς οργανισμούς μόνο με τη χρήση βιοϋλικών;

Microscopy (Μικροσκοπία): Η ανάπτυξη ισχυρότερων μικροσκοπίων θα συμβάλλει σημαντικά στην πρόοδο των βιοϋλικών αφού τα μικροσκόπια είναι από τα σημαντικότερα εργαλεία στην τεχνολογία των βιοϋλικών.

Nanofabrication (Νανοκατασκευές): Οι νανοκατασκευές θα ανοίξουν ένα εντελώς νέο πεδίο στα βιοϋλικά. Νανομηχανές κατασκευασμένες από βιοϋλικά θα επιδιορθώνουν προβλήματα του οργανισμού και ύστερα ή θα διαλύονται ή θα απορροφούνται από τον οργανισμό .

Orientation (Προσανατολισμός): Προσανατολισμένα βιοϋλικά σε μοριακό επίπεδο θα παρουσιάζουν ιδιότητες κατά παραγγελία και θα λύνουν τα προβλήματα της βιοσυμβατότητας.

PCR: Η αλυσιδωτή αντίδραση πολυμεράσης είναι ο πιο σημαντικός τρόπος πολυμερισμού των βιοπολυμερών και η σημαντική έρευνα γύρω από αυτήν είναι να μπορέσει να χρησιμοποιηθεί για τον πιο αποτελεσματικό πολυμερισμό των πολυμερών βιοϋλικών.

Quantum tunnelling (κβαντικά τούνελ): αυτό το κβαντικό φαινόμενο χρησιμοποιείται στα μικροσκόπια και είναι το πιο σημαντικό φαινόμενο στη μελέτη των βιοϋλικών

μέσω μικροσκοπίας. Πρόοδος στην ανάπτυξη ισχυρότερων τέτοιων μικροσκόπιων θα απογειώσει την τεχνολογία των βιοϋλικών .

Receptors and recognition (Αποδέκτες και Αναγνώριση): Προκειμένου να αποκτηθούν πλήρως βιοσυμβατά βιοϋλικά θα πρέπει να χειραγωγηθούν πιο αποτελεσματικά τα ανθρώπινα ένζυμα που αναγνωρίζουν το βιοϋλικό ώστε να επιτευχθεί μεγαλύτερη αποδοχή του εμφυτεύματος.

Sol-Gel: Πρωτοποριακή τεχνική κατασκευής σκόνης που θα οδηγήσει στην πιο γρήγορη και πιο αποδοτική κατασκευή βιοϋλικών.

Titanium (Τιτάνιο): Ένα από τα πλέον χρησιμοποιούμενα μεταλλικά βιοϋλικά με ένδοξο παρόν και λαμπρό μέλλον.

Urethane (ουρεθάνη): Μονομερές από τον πολυμερισμό του οποίου προκύπτει το σημαντικότερο βιοπολυμερές. Τώρα χρησιμοποιείται και ως μήτρα πολλές φορές στα βιοσύνθετα.

Vitronectin: Οργανικό μόριο (πρωτεΐνη) που αναμένεται να παίξει σημαντικό ρόλο στη βιοσυμβατότητα αφού βρίσκεται στην εξωκυτταρική μεμβράνη πολλών ανθρώπινων κυττάρων.

Wear (Φθορά): Το σημαντικότερο εμπόδιο από μηχανικής άποψης για τη χρήση υλικών ως βιοϋλικά. Τα βιοϋλικά πρέπει να έχουν μεγάλες αντοχές στη συνεχόμενη φθορά.

X-rays (ακτίνες X): Σημαντικό εργαλείο για τη μελέτη των βιοϋλικών. Μέσω αυτών μπορούν να προκύψουν πληροφορίες τόσο για τη μικροδομή του υλικού όσο και να γίνει τρισδιάστατη αναπαράστασή του από δύο διαστάσεων φωτογραφία.

Yeast (Μαγιά): Η μαγιά χρησιμοποιείται στην γενετική μηχανική για την παραγωγή μεγάλων ποσοτήτων πρωτεϊνών.

Zeolites (Ζεόλιθοι): Κεραμικό υλικό που εξετάζεται η χρήση του ως βιοϋλικό αφού προκαλεί σημαντική βελτίωση της υγείας των οστών.



Ο βιονικός άνθρωπος του μέλλοντος.

BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

Bronzino Joseph D., The Biomedical Engineering Handbook, CRC Handbook published in cooperation with IEEE Press

Hench Larry L., Jones Julian R., Biomaterials, artificial organs and tissue engineering, Woodhead Publishing Limited, Cambridge England, 2005

Ratner D.Buddy, Hoffman S.Allan, Schoen J.Frederick, Lemons E.Jack, Biomaterials Science – An Introduction to Materials in Medicine, Endorsed by the Society for Biomaterials

Slomkowski Stanislaw, Polymers for medical applications, Center of Molecular and Macromolecular Studies PAS Sienkiewicza 112, 90-363 Lodz

Ulanski Piotr, Hydrogels and their biomedical applications, Institute of Applied Radiation Chemistry Technical University of Lodz, Poland 2008

Έξαρχος Όμηρος, Διπλωματική εργασία: Ανάπτυξη Μεθοδολογίας Επεξεργασίας εικόνων pQ-CT για την κατασκευή 3-Δ μοντέλων πεπερασμένων στοιχείων μακρών οστών, Αθήνα 2007

Κούλη Παναγιώτα, Διπλωματική εργασία: Εμβιομηχανική μελέτη ελαστικά εδρασμένων φυσικών οδόντων με τη μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, Αθήνα 2008

Μανωλάκος Δημήτριος, users.ntua.gr/manolako

Προβατίδης Χρ., Πρόχειρες σημειώσεις του μαθήματος “Εμβιομηχανική και Βιοϊατρική Τεχνολογία”, Αθήνα 2005

Τζεδάκη Μαρία, Διπλωματική εργασία: Σύνθεση και χαρακτηρισμός βιοσύνθετου υλικού παραγόμενου με πολυμερισμό μεθακρυλικού μεθυλίου παρουσία υδροξυαπατίτη, Αθήνα 2008

Υφαντής Κων/νος, Βιοϋλικά-Εφαρμογές,
http://www.chemeng.ntua.gr/dpms_ylika/bioylika.pdf