



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ
ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΔΙΑΔΟΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΕ ΟΣΤΑ ΓΙΑ ΜΕΛΕΤΗ
ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΔΟΜΗΣ ΤΟΥΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ
ΚΟΤΣΩΝΗΣ ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ

ΕΠΙΒΛΕΠΟΥΣΑ: ΔΕΛΗΓΙΑΝΝΗ ΔΕΣΠΟΙΝΑ

ΠΑΤΡΑ - ΣΕΠΤΕΜΒΡΙΟΣ 2021

Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών.

Κοτσώνης Βασίλειος

© 2021 – Με την επιφύλαξη παντός δικαιώματος

Το σύνολο της εργασίας αποτελεί πρωτότυπο έργο, παραχθέν από τον Κοτσώνη Βασίλειο, και δεν παραβιάζει δικαιώματα τρίτων καθ' οιονδήποτε τρόπο. Αν η εργασία περιέχει υλικό, το οποίο δεν έχει παραχθεί από τον ίδιο, αυτό είναι ευδιάκριτο και αναφέρεται ρητώς εντός του κειμένου της εργασίας ως προϊόν εργασίας τρίτου, σημειώνοντας με παρομοίως σαφή τρόπο τα στοιχεία ταυτοποίησής του, ενώ παράλληλα βεβαιώνει πως στην περίπτωση χρήσης αυτούσιων γραφικών αναπαραστάσεων, εικόνων, γραφημάτων κ.λπ., έχει λάβει τη χωρίς περιορισμούς άδεια του κατόχου των πνευματικών δικαιωμάτων για την συμπερίληψη και επακόλουθη δημοσίευση του υλικού αυτού.

ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ

Πιστοποιείται ότι η Διπλωματική Εργασία με τίτλο

ΔΙΑΔΟΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΕ ΟΣΤΑ ΓΙΑ ΜΕΛΕΤΗ

ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗ ΤΗΣ ΔΟΜΗΣ ΤΟΥΣ

Του φοιτητή του Τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών

ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ ΚΟΤΣΩΝΗΣ ΤΟΥ ΦΩΤΙΟΥ

Αριθμός Μητρώου: 1031531

Παρουσιάστηκε δημόσια στο Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών
στις

20/09/2021

Η Επιβλέπουσα

Ο Συνεξεταστής

Ο Διευθυντής του
Τομέα

Δεληγιάννη Δέσποινα

Λυμπερόπουλος
Δημήτριος

Σγαρμπάς Κυριάκος

Καθηγήτρια

Καθηγητής

Αναπληρωτής
Καθηγητής

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Ο υπέρηχος χρησιμοποιείται σε πολλά πεδία έρευνας, όπως και σε αυτό της εμβιομηχανικής όπου η οστεοπόρωση μελετάται μέσω της διάδοσης των υπερήχων στο σπογγώδες οστό. Στη παρούσα διπλωματική εργασία μελετήθηκε η επιρροή της αρχιτεκτονικής και του υλικού του σπογγώδους οστού στα χαρακτηριστικά των υπερήχων όπως η ταχύτητα του υπέρηχου, ο συντελεστής οπισθοσκέδασης κάνοντας χρήση αντίγραφα τα οποία έχουν κατασκευαστεί από τον τρισδιάστατο εκτυπωτή.

Η τρισδιάστατη εκτύπωση αποτελεί μια τεχνολογία καινοτόμα και χρησιμοποιείται τόσο στη βιομηχανία όσο και στην ιατρική. Σκοπός ήταν η δημιουργία αντιγράφων σπογγώδους οστού με όσο τον δυνατόν ακριβέστερη δομή ακολουθώντας την ίδια διαδικασία εκτύπωσης έτσι ώστε να γίνει φανερό ότι μόνο το υλικό έχει επίδραση πάνω στις ιδιότητες των υπερήχων.

Κατασκευάστηκαν αντίγραφα σπογγώδους οστού από τρία διαφορετικά υλικά όπως το πολυγαλακτικό οξύ (PLA), η θερμοπλαστική πολυουρεθάνη (TPU) και το πολυπροπυλένιο (PP). Στη συνέχεια με πειράματα διάδοσης υπερήχων προέκυψαν συμπεράσματα για τις παραμέτρους των αντιγράφων σπογγώδους οστού (υλικό, δομή).

Από τα πειράματα αυτά προέκυψε η γραμμική σχέση της ταχύτητας των υπερήχων (SOS) με το BV/TV και την πυκνότητα του κάθε δείγματος καθώς επίσης και η γραμμική σχέση των χαρακτηριστικών του σήματος της εξασθένισης ευρέος φάσματος στο πεδίο του χρόνου και στη συχνότητα με το BV/TV. Στον συντελεστή οπισθοσκέδασης συναρτήσει της συχνότητας παρατηρήθηκε ότι η μορφή του εξαρτάται από την δομή των αντιγράφων.

Αν και τα αντίγραφα σπογγώδους οστού από τον τρισδιάστατο εκτυπωτή δε μπορούν να συγκριθούν με το πραγματικό σπογγώδες οστό ειδικά στην περίπτωση οστεοπορωτικού οστού ωστόσο προέκυψαν συμπεράσματα σχετικά με την επιρροή του διαφορετικού BV/TV και της χαμηλής πυκνότητας των αντιγράφων σπογγώδους οστού στον συντελεστή οπισθοσκέδασης και στις ιδιότητες των υπερήχων ως αποτέλεσμα της οστικής αποδόμησης. Έτσι η εκτενής έρευνα μπορεί να συμβάλει στη διαμόρφωση διαγνωστικών συσκευών οστεοπόρωσης.

Ultrasound propagation through bones, study and analysis of their structure

KOTSONIS VASILEIOS

ABSTRACT

Ultrasound is used in many fields of research, such as biomechanics where osteoporosis is studied through the propagation of ultrasound into spongy bone. In this thesis we studied the influence of the architecture and the material of the spongy bone on the characteristics of the ultrasound such as the speed of the ultrasound and the backscatter coefficient using specimens that have been constructed by the 3D printer.

3D printing is an innovative technology and is used in both industry and medicine. The aim was to make copies of spongy bone with the most accurate structure as possible by following the same printing process so that it becomes apparent that only the material has an effect on the properties of the ultrasound.

Copies of spongy bone were made from three different materials such as polylactic acid (PLA), thermoplastic polyurethane (TPU) and polypropylene (PP). Ultrasound propagation experiments yielded conclusions about the parameters of cancellous bone replications (material, structure).

These experiments revealed the linear relationship of ultrasonic speed (SOS) with BV / TV and the density of each sample as well as the linear relationship of broadband attenuation signal characteristics over time and frequency with BV/TV . At the backscatter coefficient as a function of frequency it was observed that its shape depends on the structure of the specimens.

Although the spongy bone copies from the 3D printer cannot be compared to the actual spongy bone especially in the case of the osteoporotic bone, conclusions have been drawn about the influence of different BV / TV and the low density of the spongy bone copies on ultrasound propagation and backscatter coefficient as a result of bone degradation. Thus, extensive research can contribute to the development of osteoporosis diagnostic devices.

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

Πίνακας 2.1. Μεγέθη φυσικής υπερήχων σελ. 25

Πίνακας 3.1. Θερμικές ιδιότητες πολυγαλακτικού οξέος (PLA) σελ. 47

Πίνακας 3.2. Μηχανικές ιδιότητες πολυγαλακτικού οξέος 3D-Printing (PLA) σελ. 4

Πίνακας 3.3. Θερμικές ιδιότητες θερμοπλαστικής πολυουθεράνης (TPU) σελ. 49

Πίνακας 3.4. Μηχανικές ιδιότητες θερμοπλαστικής πολυουθεράνης (TPU) 3D-Printing σελ. 50

Πίνακας 3.5. Θερμικές ιδιότητες πολυπροπυλενίου (PP) σελ. 51

Πίνακας 3.6. Μηχανικές ιδιότητες πολυπροπυλενίου (PP) 3D-Printing σελ. 52

Πίνακας 4.1. Μετρήσεις Αντιγράφων σπογγώδους οστού για τα διάφορα υλικά σελ. 56

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

- Εικόνα 1.1. (α) Υπερηχητικό είδωλο εμβρύου. (β)Υπέρηχος οφθαλμικών κόγχων σελ. 2
- Εικόνα 2.1 Οστεοβλάστες (Ob), οστεοκύτταρα (Oc),οστεοκλάστες (Oc) σελ.14
- Εικόνα 2.2. Το οστό στο μικροσκοπικό επίπεδο σελ.15
- Εικόνα 2.3. Συμπαγές και σπογγώδες οστό σελ .16
- Εικόνα 2.4. (α) Διαμήκες Κύμα (β) Εγκάρσιο Κύμα σελ.24
- Εικόνα 2.5 (α) Χαρακτηριστικά σχήματος δέσμης (β) Μεταλλάκτες εστίασης και μη
- Εικόνα 2.6. Σήμα υπολογισμού ταχύτητας στο νερό και στο δοκίμιο σελ.30
- Εικόνα 2.7 Σήμα υπολογισμού BUA του υπέρηχου στο νερό και στο δοκίμιο αντίστοιχα στο πεδίο του χρόνου (αριστερά) και της συχνότητας (δεξιά) σελ. 31
- Εικόνα 2.8 Η BUA υπολογίζεται χρησιμοποιώντας τον λογάριθμο του λόγου των ευρών του φάσματος του δοκιμίου και του νερού αντίστοιχα σελ.32
- Εικόνα 2.9 Η BUA, είναι η κλίση της γραμμικής περιοχής και υπολογίζεται με την μέθοδο της προσαρμογής των ελαχίστων τετραγώνων σε μία περιοχή από 0.2 έως 1.2 MHz σελ. 32
- Εικόνα 2.10 (α) Πρόβλεψη της εξασθένισης που οφείλεται στη σκέδαση συναρτήσει της συχνότητας (β) Πρόβλεψη της διαφορικής διατομής σκέδασης 180 για σπογγώδες οστό με πορώδες 70% για διάφορα μεγέθη σκεδαστών. Η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης για την περιγραφή του οστού, είναι αυτή του πυκνού πληθυσμού σελ. 36
- Εικόνα 2.11 (α) Η διαφορικής διατομής σκέδασης 1800 στο σπογγώδες οστό με πορώδες 70% για διαφορετικά μεγέθη σκεδαστών. Η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης για την περιγραφή του οστού είναι της σφαιρικής κατανομής.(β) Η εξασθένιση που οφείλεται στη σκέδαση για σπογγώδες οστό με πορώδες 70% για διάφορα μεγέθη σκεδαστών. Η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης για την περιγραφή του οστού, είναι της σφαιρικής κατανομής σελ 38
- Εικόνα 2.12 Τρισδιάστατος Εκτυπωτής (3D-Printer) σελ.41

Εικόνα 4.1 Ultimaker Τρισδιάστατος Εκτυπωτής σελ.54

Εικόνα 4.2 Αντίγραφο σπογγώδους οστού σελ. 55

Εικόνα 4.3 (α) Μέθοδος Through Transmission (β) Μέθοδος Pulse-Echo σελ.57

Εικόνα 4.4 Η περιοχή που χαρακτηρίζεται ως διεπιφάνεια (interface) αναφέρεται στην επιφάνεια ανάμεσα στο νερό και το οστό και σε ένα βάθος περίπου 3mm, λόγω της φύσεως του οστού. Τα 7mm οριοθετούν τον όγκο ενδιαφέροντός μας του οποίου μετράμε την διαφορική διατομή σκέδασης 1800 και ακολουθεί τη διεπιφάνεια. Το μήκος z μετράται από την αρχή του δοκιμίου μέχρι το μέσο του όγκου του οποίου προσδιορίζουμε την διαφορική διατομή σκέδασης 180 σελ.61

Εικόνα 5.1 Ταχύτητα υπερήχου συναρτήσει της πυκνότητας στις διάφορες διευθύνσεις σελ.63

Εικόνα 5.2 Ταχύτητα υπερήχου συναρτήσει του BV/TV στις διάφορες διευθύνσεις σελ.64

Εικόνα 5.3 Διαφορική Διατομή Σκέδασης 180 για αντίγραφα με υλικό PLA και TPU με το ίδιο BV/TV συναρτήσει της συχνότητας στις διευθύνσεις (α) X (β) Y (γ) Z σελ.66
Εικόνα 5.4 Διαφορική Διατομή Σκέδασης 180 για αντίγραφα με υλικό PLA με BV/TV 34%, 40% συναρτήσει της συχνότητας στις διευθύνσεις (α) X (β) Y (γ) Z σελ.68

Εικόνα 5.5 Σήμα στο Πεδίο του χρόνου (Fast Wave) σελ.70

Εικόνα 5.6. Γραμμική σχέση τιμών κορυφών συναρτήσει του BV/TV σελ.70

Εικόνα 5.7. Γραμμική σχέση τιμών κορυφών συναρτήσει της πυκνότητας σελ.71

Εικόνα 5.8 Σήμα στο πεδίο της συχνότητας σελ.72

Εικόνα 5.9 (α)Γραμμική σχέση τιμών κορυφών του σήματος στο πεδίο της συχνότητας συναρτήσει του BV/TV (β) Γραμμική σχέση της ενέργειας του σήματος στο πεδίο της συχνότητας συναρτήσει του BV/TV (γ) Γραμμική σχέση του εμβαδού του σήματος στο πεδίο της συχνότητας συναρτήσει του BV/TV σελ.73

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	5
ABSTRACT.....	I
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ.....	III
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ.....	IV
ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ.....	VI
ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....	1
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	2
1.1 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	2
1.2 ΑΝΤΙΚΕΪΜΕΝΟ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ.....	3
1.3 ΠΕΡΙΓΡΑΦΜΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ	4
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ.....	5
2.1 ΔΙΑΔΟΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΤΟ ΣΠΟΓΓΩΔΕΣ ΟΣΤΟ	5
2.2 ΔΟΜΗ ΟΣΤΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΣΠΟΓΓΩΔΟΥΣ ΟΣΤΟΥ. 11	
2.3 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΚΥΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	19
2.4 ΤΕΧΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΜΕΤΑΛΛΑΚΤΩΝ-ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ (PROBES-TRANSDUCERS).....	25

2.5	ΑΚΟΥΣΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	28
2.6	ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗΣ ΕΚΤΥΠΩΣΗΣ (3D-PRINTING)	38
2.7	ΠΡΟΣΦΑΤΕΣ ΕΡΕΥΝΕΣ ΠΑΝΩ ΣΕ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΑ ΜΟΝΤΕΛΑ ΣΠΟΓΓΩΔΟΥΣ ΟΣΤΟΥ	43
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΥΛΙΚΑ		46
3.1	ΠΟΛΥΓΑΛΑΚΤΙΚΟ ΟΞΥ (POLYLACTIC ACID-PLA).....	46
3.2	ΘΕΡΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΟΛΥΟΥΡΕΘΑΝΗ (THERMOPLASTIC POLYURETHANE- TPU).....	49
3.3	ΠΟΛΥΠΡΟΠΥΛΕΝΙΟ (POLYPROPELENE-PP)	51
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ		53
4.1	ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΔΕΙΓΜΑΤΩΝ ΟΣΤΩΝ.....	53
4.2	ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΑΚΟΥΣΤΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	56
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ		62
5.1	ΣΧΕΣΗ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ (SOS) ΜΕ ΤΗΝ ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ	62
5.2	ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ΣΤΗ ΔΙΑΔΟΣΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	64
.....		66
5.3	ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟΥ BV/TV ΣΤΗ ΔΙΑΔΟΣΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	67
5.4	ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΗΜΑΤΩΝ	69

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	74
--------------------------------------	-----------

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	76
---------------------------	-----------

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

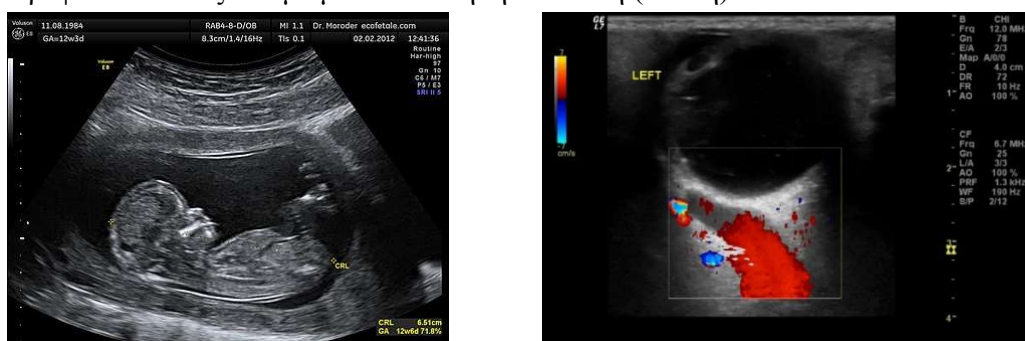
Θα ήθελα να ευχαριστήσω την επιβλέπουσα Κα Δεληγιάννη Δέσποινα για την ευκαιρία που μου έδωσε να εξασκήσω την διπλωματική εργασία στο εργαστήριο Εμβιομηχανικής και Βιοιατρικής Τεχνολογίας του τμήματος Μηχανολόγων και Αεροναυπηγών Μηχανικών, όπως επίσης και τον Κος Αποστολόπουλο Κωνσταντίνο για την καθοδήγηση και τις γνώσεις του που μου πρόσφερε στην ολοκλήρωση της διπλωματικής εργασίας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΕΙΣΑΓΩΓΗ

1.1 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Υπέρηχος ονομάζεται το μηχανικό κύμα με συχνότητα 2KHz. Στη συχνότητα αυτή ο ήχος δεν μπορεί να γίνει αντιληπτός από το ανθρώπινο αυτί καθώς το ανθρώπινο αυτί έχει κάποια όρια και δεν μπορεί να ακούσει πολύ ψηλούς ή χαμηλούς ήχους. Σε αντίθεση με κάποια ζώα τα οποία είναι ικανά να ακούσουν τους υπερήχους όπως ο σκύλος, ενώ οι νυχτερίδες τους χρησιμοποιούν για να «βλέπουν» τη νύχτα.

Οι εφαρμογές των υπερήχων ποικίλουν. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την εύρεση ενός αντικειμένου ακόμα και για τη μέτρηση μιας απόστασης. Βέβαια οι υπέρηχοι είναι χρήσιμοι σε πάρα πολλούς κλάδους όπως εκείνον της Ιατρικής και της βιομηχανίας. Στην Ιατρική συγκεκριμένα οι υπέρηχοι χρησιμοποιούνται σε συσκευές απεικόνισης του εσωτερικού ενός ανθρώπου όπως για παράδειγμα είναι η απεικόνιση του εμβρύου στις έγκυες γυναίκες. Μέσα στο σώμα ο υπέρηχος όταν καλά τις περιοχές όπου υπάρχει μεγάλη αλλαγή στην πυκνότητα. Ο παλμός που επιστρέφει απεικονίζεται με μία κατάλληλη συσκευή (οθόνη).



Εικόνα 1.1. (α) Υπερηχητικό είδωλο εμβρύου. (β)Υπέρηχος οφθαλμικών κόγχων.

Οι υπέρηχοι βρίσκουν εφαρμογή και στην βιομηχανία καθώς αποτελεί μία από τις σημαντικότερες μη καταστροφικές μεθόδους ελέγχου υλικών και έτσι χρησιμοποιούνται από τη βιομηχανία για την ανίχνευση ρωγμών και δομικών ατελειών η και ακόμα για την επιτάχυνση των φυσικοχημικών διεργασιών.

Τέλος, οι υπέρηχοι χρησιμοποιούνται ακόμα και στον τομέα της εμβιομηχανικής όπως για παράδειγμα στην ανίχνευση της οστεοπόρωσης, μελετώντας τις μηχανικές ιδιότητες καθώς και την δομή συγκεκριμένων οστών όπως το σπογγώδες οστό.

1.2 ΑΝΤΙΚΕΙΜΕΝΟ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Στην παρούσα διπλωματική χρησιμοποιήθηκαν τρισδιάστατα μοντέλα σπογγώδους οστού χρησιμοποιώντας έναν τρισδιάστατο εκτυπωτή. Τα τρισδιάστατα αυτά μοντέλα οστών κατασκευάστηκαν με διαφορετική δομή και από διαφορετικό υλικό.

Το πολυγαλακτικό οξύ (PLA), η θερμοπλαστική πολυουρεθάνη (TPU) και το πολυπροπυλένιο (PP) αποτελούν τα υλικά τα οποία χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή αυτών των δοκιμίων που προσομοιάζουν το σπογγώδες οστό. Στη συνέχεια χρησιμοποιώντας τα πειράματα υπερήχων έγιναν μελέτες που αφορούν την ταχύτητα των υπερήχων (SOS) την εξασθένιση ευρέος φάσματος (BUA) και την οπισθοσκέδαση (Backscatter) καθώς ο υπέρηχος διασχίζει τα δοκίμια. Προέκυψαν έτσι συμπεράσματα που αφορούν τη δομή και την κατασκευή του σπογγώδους οστού οι οποίες επηρέασαν τη διάδοση των υπερήχων. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι το υλικό επηρεάζει τον συντελεστή οπισθοσκέδασης και ότι δοκιδωτή δομή των δοκιμίων σχετίζεται με τα χαρακτηριστικά σχήματα της σκέδασης τα οποία αντιστοιχούν στο πάχος των δοκίδων.

1.3 ΠΕΡΙΓΡΑΦΜΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1:

Εφαρμογές της φυσικής των υπερήχων σε διάφορους κλάδους και παρουσίαση αντικειμένου της διπλωματικής

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2:

Βιβλιογραφική ανασκόπηση που αφορά την διάδοση υπερήχων στο σπογγώδες οστό, τις φυσικές ιδιότητες του σπογγώδες οστού, τα χαρακτηριστικά υπερήχων, τους μεταλλάκτες-αισθητήρων υπερήχων, τις ακουστικές παραμέτρους υπερήχων (SOS, BUA, Backscatter) και την τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης (3D-Printing).

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3:

Χαρακτηριστικά και κατασκευή υλικών που χρησιμοποιήθηκαν για τα πειράματα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4:

Συγκρίσεις ακουστικών παραμέτρων υπερήχων με την πυκνότητα των τρισδιάστατων δοκιμίων, ανάλυση σήματος για τις διαφορές BV/TV(%) τιμές και ανάλυση αποτελεσμάτων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5:

Εξαγωγή συμπερασμάτων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΑΝΑΣΚΟΠΗΣΗ

2.1 ΔΙΑΔΟΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΤΟ ΣΠΟΓΓΩΔΕΣ ΟΣΤΟ

Το σπογγώδες οστό είναι ένα διφασικό σύνθετο υλικό, με μεγάλο πορώδες και πολύπλοκη αρχιτεκτονική δομή. Η ανομοιογένεια και η ανισοτροπία του καθιστούν τον χαρακτηρισμό του πολύ δύσκολο, τόσο *in vivo* όσο και *in vitro*.

Η μελέτη της διάδοσης των υπερήχων στο σπογγώδες οστό έχει βρεί τα τελευταία χρόνια μεγάλη απήχηση, επειδή φαίνεται ότι μπορούν να δώσουν πληροφορίες τόσο για την πυκνότητα της οστικής μάζας όσο και για την γεωμετρία των δοκίδων μέσα στο σπογγώδες οστό (αρχιτεκτονική δομή). Μπορούμε δηλαδή με την μέθοδο των υπερήχων να προσδιορίσουμε και τους δύο παράγοντες που καθορίζουν τις μηχανικές ιδιότητες των οστών (Muller 1996).

Οι κυριότερες μεθοδολογίες που έχουν αναπτυχθεί για την διάγνωση της οστεοπόρωσης με την χρήση των υπερήχων αφορούν την μεταβολή της *group velocity* και της *phase velocity* (Isaac Chen and Subatra Saha (1987)), τον υπολογισμό και την μεταβολή του *fast* και του *slow wave* που αναπτύσσονται κατά την διάρκεια της διάδοσης του κύματος (Yoshiki Nagatani and Katsunori Mizuno (2008)), καθώς και τις συσχετίσεις της ταχύτητας και της εξασθένησης με την πυκνότητα.

Οι κυριότερες μεθοδολογίες που έχουν αναπτυχθεί για την διάγνωση της οστεοπόρωσης με την χρήση των υπερήχων αφορούν την μεταβολή της *group velocity* και της *phase velocity* (Isaac Chen and Subatra Saha (1987)), τον υπολογισμό και την μεταβολή του *fast* και του *slow wave* που αναπτύσσονται κατά την διάρκεια της διάδοσης του κύματος (Yoshiki Nagatani and

Katsunori Mizuno (2008)), καθώς και τις συσχετίσεις της ταχύτητας και της εξασθένησης με την πυκνότητα.

Επίσης ο προσδιορισμός της οστεοπόρωσης πραγματοποιείται με τον υπολογισμό της οστικής μάζας με ανάλογες τεχνικές που έχουν αναπτυχθεί. Οι τεχνικές αυτές είναι:

Radiographic absorptiometry (RA), Quantitative computed tomography (QCT), Peripheral Quantitative computed tomography (pQCT), Dual X-ray absorptiometry (DXA), Peripheral Dual X-ray absorptiometry (pDXA), Magnetic resonance imaging (MRI), Single X-ray absorptiometry (SXA), Single-photon absorptiometry (SPA), Dual-photon absorptiometry (DPA) και η Quantitative ultrasound (QUS) όπως έχει προαναφερθεί.

Τα χαρακτηριστικά, πλεονεκτήματα που παρουσιάζουν οι υπέρηχοι έναντι των προηγούμενων τεχνικών που έχουν αναπτυχθεί, είναι:

- Μη επεμβατικοί διαγνωστικοί έλεγχοι στο ανθρώπινο σώμα

Μία σημαντική από τις εφαρμογές των υπερήχων είναι η διάγνωση ασθενειών στον ανθρώπινο οργανισμό. Το γνωστό υπερηχογράφημα χρησιμεύει στην διάγνωση ασθενειών στο ήπαρ, πάγκρεας, θυρεοειδή, μαστό κ.λ.π. ενώ μπορούν να δώσουν πληροφορίες για κινήσεις εσωτερικών οργάνων του ανθρώπινου σώματος όπως τμημάτων της καρδιάς. Επίσης μεγέθη που σχετίζονται με την ταχύτητα του αίματος στα αγγεία μπορούν να μετρηθούν και να δώσουν πληροφορίες για την κυκλοφορία του αίματος σ' αυτά.

- Μη καταστροφικός έλεγχος με υπερήχους.

Ο ήχος είναι ένα φαινόμενο το οποίο δεν προκαλεί καμία μόνιμη μεταβολή στο μέσο στο οποίο διαδίδεται, αν και η παρουσία του παρατηρείται εύκολα. Αυτός είναι ο κύριος λόγος που η εφαρμογή του ήχου είναι κατάλληλη στον μη καταστροφικό έλεγχο, όπου το ζητούμενο είναι να διαγνώσουμε ακριβείς πληροφορίες για τη κατάσταση του δοκιμίου που εξετάζεται, χωρίς να αλλάξουμε τη κατάσταση του. Για το σκοπό αυτό απαιτείται μία μέθοδος η οποία να παράγει μία ευδιάκριτη αντίδραση με το δοκίμιο, αλλά να μην αλλάζει την κατάσταση του. Γι' αυτό η ιδιότητα

του ήχου να είναι παθητικός, είναι το κυριότερο χαρακτηριστικό που απαιτείται ώστε να χρησιμοποιείται για τον έλεγχο των υλικών.

Τα ηχητικά κύματα είναι μηχανικά κύματα και γι' αυτό απαιτείται ένα μέσο, μέσω του οποίου θα διαδοθούν. Σε κάθε μέσο είτε είναι στερεό, υγρό είτε αέριο μπορεί να γίνει αποτίμηση της κατάστασης του, μέσω της αλληλεπίδρασης των ηχητικών κυμάτων με αυτό. Η βάση του ελέγχου με υπερήχους είναι το πώς τα κύματα επηρεάζονται κατά τη διάδοση τους από το μέσο το οποίο εξετάζεται. Στο κύμα κατά τη διάδοση του, συμβαίνουν αλλαγές οι οποίες μπορούν να μετρηθούν και βάσει αυτών να γίνει αποτίμηση της κατάστασης του ελεγχόμενου υλικού. Η αποτίμηση των ιδιοτήτων του υλικού μπορεί να γίνει εμμέσως, με τη χρήση μοντέλων και εμπειρικών σχέσεων τα οποία συνδέουν αλλαγές στο ηχητικό σήμα με συγκεκριμένη κατάσταση του υλικού ή την ύπαρξη ασυνεχειών. Η αποτίμηση της ποιότητας του υλικού εξαρτάται πάντα από την αξιοπιστία της μεθόδου που χρησιμοποιούμε και από την κατάλληλη ερμηνεία του σήματος που λαμβάνουμε.

- Η ακρίβεια εκτίμησης της οστεοπόρωσης

Η οστεοπόρωση τελευταία αναγνωρίζεται σαν μία σιωπηλή επιδημική ασθένεια με διαρκώς αυξανόμενη ανάγκη διάγνωσης και θεραπείας της. Η τεχνική των υπερήχων έχει δώσει μία νέα διάσταση στην εκτίμηση της οστεοπόρωσης, στηριζόμενη κυρίως σε μετρήσεις της εξασθένησης ευρέως φάσματος (Broadband Ultrasound Attenuation) και της ταχύτητας (Speed Of Sound). Κατά γενική ομολογία οι υπέρηχοι δίνουν αξιόλογες πληροφορίες για την πυκνότητα (BMD) σχετιζόμενες με πληροφορίες που παίρνουμε με μεθόδους όπως η DXA, σε διάφορες περιοχές του σώματος όπως το μηριαίο, οι σπόνδυλοι, το ισχίο κ.λ.π. Σε μερικές δε περιπτώσεις οι υπέρηχοι δίνουν ακριβέστερες πληροφορίες από άλλες τεχνικές. Έχει δε παρατηρηθεί ότι συνδυασμός αποτελεσμάτων από υπέρηχους και DXA προβλέπει με μεγάλη ακρίβεια κατάγματα σε ισχίο, σε βαθμό που στο μέλλον μπορεί η τεχνική των υπερήχων (με τα γνωστά πλεονεκτήματα), να αντικαταστήσει την τεχνική της DXA.

Η ταχύτητα του ήχου (SOS) και η εξασθένηση του σήματος των υπερήχων (BUA), είναι οι δύο ιδιότητες των υπερήχων που έχουν μελετηθεί κυρίως στο σπογγώδες οστό (Langton 1984, McKartney & Jeffcott, 1987, Evans & Tavakoli, 1990, Nicholson 1996, Hodgkinson 1996, Han 1996).

Οι μέχρι σήμερα μελέτες της ταχύτητας του ήχου οδήγησαν στα παρακάτω σημαντικά συμπεράσματα:

- Υπάρχει ένας πολύ καλός συσχετισμός ($R^2 > 0.85$) μεταξύ της πυκνότητας των δοκιμίων και των ταχυτήτων (Ashman 1998), όπως επίσης των ταχυτήτων με το μέτρο ελαστικότητας στις τρεις διαστάσεις του χώρου (μετρήσεις *in vitro*, Langton 1990a).
- Υπάρχει γραμμική σχέση μεταξύ του μέτρου ελαστικότητας προσδιορισμένου με υπέρηχους και του μέτρου ελαστικότητας μετρημένου με μηχανικά τεστς ($R^2 = 0.935$) (Ashman 1998)

Το μέτρο ελαστικότητας του σπογγώδους οστού εξαρτάται συγχρόνως από την πυκνότητα και την αρχιτεκτονική του δομή. Επειδή το μέτρο ελαστικότητας είναι καλά συσχετισμένο με την πυκνότητα (Gibson, 1985), συμπεραίνεται ότι πιθανώς η πυκνότητα είναι παράγοντας πρωταρχικής σημασίας για την ελαστικότητα του υλικού. Μετρήσεις όμως στις τρεις διευθύνσεις δίνουν διαφορετικές τιμές στα μέτρα ελαστικότητας, ενώ η πυκνότητα είναι σταθερή (Nicholson, 1994).

Ο Langton (1984) ανέπτυξε την τεχνική που είναι γνωστή σαν εξασθένηση ευρέως φάσματος συχνοτήτων (BUA). Ο συντελεστής συσχέτισης της εξασθένησης των υπερήχων με την πυκνότητα του σπογγώδους οστού *in vitro*, είναι γύρω στο 0.5 (Evans ND, Tavakoli, 1990). Τα φαινόμενα της εξασθένησης κατά την διάδοση των υπερήχων δια μέσου του σπογγώδους οστού οφείλονται αφενός στην απορρόφηση, αφετέρου στην σκέδαση. Η απορρόφηση εξαρτάται από την πυκνότητα του σπογγώδους οστού, από το ιξώδες του μυελού, και από την συχνότητα του κύματος. Η σκέδαση εξαρτάται από την δομή του σπογγώδους οστού (Langton 1994). Η

παράμετρος BUA είναι άμεσα συνδεδεμένη με την τρισδιάστατη αρχιτεκτονική του σπογγώδους οστού αφού σχετίζεται με φαινόμενα σκέδασης των υπερήχων.

Ο προσδιορισμός της σχέσης της εξασθένησης με τις φυσικές-μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού δεν είναι απλός. Από τις μελέτες που έγιναν *in vitro* σε οστά προέκυψαν τα εξής:

- Η BUA δεν σχετίζεται με το μέτρο ελαστικότητας στις τρεις διαστάσεις του χώρου,
- Η εξασθένηση του σήματος των υπερήχων (BUA) σε ανθρώπινα οστά *in vitro*, έχει

γραμμική σχέση με την πυκνότητα, όσο και με το μέτρο ελαστικότητας

Στις περισσότερες εργασίες γίνεται προσπάθεια συσχέτισης των ιδιοτήτων των υπερήχων κυρίως με την πυκνότητα και το μέτρο ελαστικότητας του σπογγώδους οστού, χωρίς ουσιαστικά να λαμβάνεται υπόψη ο παράγοντας “αρχιτεκτονική δομή”. Οι παραπάνω παρατηρήσεις όμως οδήγησαν στο συμπέρασμα ότι είναι απαραίτητο να μελετηθεί περισσότερο η επίδραση της αρχιτεκτονικής δομής του οστού τόσο στην διάδοση των υπερήχων, όσο και γενικότερα στις μηχανικές ιδιότητες του σπογγώδους οστού.

Τα τελευταία χρόνια έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές τρισδιάστατης απεικόνισης του σπογγώδους οστού. Μερικές από τις περισσότερο διαδεδομένες είναι οι μέθοδοι τομογραφίας με ακτίνες X (X-ray tomographic methods), ο τμηματικός διαχωρισμός (serial sectioning), καθώς και η μέθοδος NMR* (Odgaard 1997). Με την βοήθεια των παραπάνω μεθόδων μπορούμε να παίρνουμε στον υπολογιστή εικόνες από το εσωτερικό του σπογγώδους οστού, τις οποίες αν στην συνέχεια συνθέσουμε με την βοήθεια κατάλληλου λογισμικού μπορούμε να έχουμε μια ψηφιακή αναπαράσταση της αρχιτεκτονικής δομής του οστού (Mehta 1997).

Έχοντας αναπαραστήσει την δομή του σπογγώδους οστού, το επόμενο βήμα είναι η ποσοτικοποίησή της, η εφαρμογή δηλαδή μεθόδων που θα μας δώσουν πληροφορίες για την πυκνότητα, το πορώδες, και τον προσανατολισμό των δοκίδων. Μια τέτοια τεχνική είναι η MIL (Mean Intercept Length). Επίσης έχουν αναπτυχθεί και άλλες παρόμοιες μέθοδοι (volume

orientation, star volume distribution, star length distribution), οι οποίες αναφέρονται ως εναλλακτικές προτάσεις στην μέθοδο MIL (Odgaard 1997). Πολύ γνωστή είναι επίσης και η μέθοδος QCT (Quantitative Computed Tomography), η οποία δίνει πληροφορίες τόσο για την πυκνότητα όσο και για την δομή (Blake 1997, Laugier 1997). Επίσης ο χαρακτηρισμός της δομής με fractals αρχίζει να βρίσκει εφαρμογή (Majumdar 1993, Fazzalari 1997 Rho 1997, Langton 1998). Έμφαση τέλος δίνεται τα τελευταία χρόνια και στην ανάλυση στις τρεις διαστάσεις με την μέθοδο των πεπερασμένων στοιχείων, η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε συνδυασμό με μία από τις παραπάνω τεχνικές “ποσοτικοποίησης” της αρχιτεκτονικής δομής του οστού (Muller 1996, Van Rietbergen 1996).

Παρά το γεγονός ότι έχει γίνει μεγάλος αριθμός μετρήσεων της ταχύτητας διάδοσης των υπερήχων (κυρίως *in vitro*) και της εξασθένησης, το εύρος των τιμών που αναφέρονται στην βιβλιογραφία είναι μεγάλο και οι απόψεις των συγγραφέων διαφέρουν ως προς την έκταση στην οποία σχετίζονται οι ποσότητες αυτές με τις άλλες φυσικές και τις μηχανικές παραμέτρους του φυσιολογικού σπογγώδους οστού ή των παθολογικών δοκιμίων (Zagzebski 1991, Mahrt 1991, Wear 2000). Μέχρι σήμερα δεν έχει εξετασθεί συστηματικά η ατομική συνεισφορά του καθενός παράγοντα, πυκνότητα και δομή, στην εξασθένηση, κάτι που εμποδίζει και την ποσοτικοποίηση της παραπάνω πληροφορίας. Για την επίτευξη ενός τέτοιου στόχου, έχει προταθεί από διάφορους ερευνητές η εισαγωγή νέων κατευθύνσεων στον χαρακτηρισμό των οστών με υπερήχους, όπως οι μετρήσεις με την pulse-echo τεχνική (Laugier 1994).

Είναι γεγονός ότι η θεωρητική κατανόηση της εξασθένησης (απορρόφηση και σκέδαση) που υφίσταται ο υπέρηχος κατά την διάδοσή του μέσα στο σπογγώδες οστό δεν έχει καλά τεκμηριωθεί αλλά και μοντέλα για την σκέδαση των υπερήχων δεν έχουν ακόμη αναπτυχθεί (Langton, 1994). Έχει τέλος αναγνωρισθεί η ανάγκη επεξεργασίας νέων παραμέτρων, που να περιγράφουν την δομή του οστίτη ιστού σαν σημαντική πληροφορία για την πρόβλεψη του

κινδύνου κατάγματος και γίνεται προσπάθεια σε διεθνή κλίμακα στην κατεύθυνση αυτή (McKelvie and Palmer 1991, Langton 1991).

Η σκέδαση εκτός από την ταχύτητα και την εξασθένιση, είναι άλλη μία ιδιότητα που μπορεί να δώσει πληροφορίες για την οστεοπόρωση. Μελέτες της σκέδασης του κύματος από διάφορους βιολογικούς ιστούς έχουν γίνει κατά καιρούς (Campell και Waag 1983, Madsen και Insana 1984, Lizzi 1987), με καλά αποτελέσματα συσχέτισης με την πυκνότητα (Seghal 1993). Το μέγεθος των σκεδαστών εκτιμάται σύμφωνα με τις συναρτήσεις αυτοσυσχέτισης του πυκνού πληθυσμού και της σφαιρικής κατανομής. Από τον πειραματικό υπολογισμό (με την χρήση υπερήχων) της διαφορικής διατομής σκέδασης 1800 σ' ένα αντιπροσωπευτικό δοκίμιο σπογγώδους βοείου οστού, εμφανίζονται κορυφές σε συγκεκριμένες τιμές συχνότητας που αντιστοιχούν σε κυρίαρχες ομάδες δοκίδων. Οι κορυφές αυτές αντιστοιχούν σύμφωνα με τις προαναφερθείσες συναρτήσεις αυτοσυσχέτισης σε δοκίδες συγκεκριμένων διαστάσεων.

Η διαφορική διατομή σκέδασης 180 που υφίσταται ο υπέρηχος κατά την διάδοσή του στο σπογγώδες οστό, είναι ιδιαίτερα ευαίσθητη στις μεταβολές της μικροδομής που σχετίζονται με την οστεοπόρωση, εν αντιθέσει με την ταχύτητα και την εξασθένιση (Wear και Garra 1998). Επίσης έχει σημειωθεί μεγάλη συσχέτιση μεταξύ των τριών ακουστικών παραμέτρων του υπέρηχου κατά την διάρκεια της διάδοσής του στο σπογγώδες οστό (Wear 2000). Σημειώνεται δε ότι οι παρατηρήσεις που έγιναν στις παραπάνω παραμέτρους αφορούν κατ' εξοχήν πειράματα σε ανθρώπινα σπογγώδη οστά, και ιδιαίτερα οστεοπορωτικά, περιορίζοντας έτσι τα αποτελέσματα σ' ένα μικρό εύρος πυκνοτήτων.

2.2 ΔΟΜΗ ΟΣΤΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΣΠΟΓΓΩΔΟΥΣ ΟΣΤΟΥ

Τα οστά παρουσιάζουν μια αξιοσημείωτη και εξαιρετικά πολύπλοκη δομή.

Έχουν δύο κύριες λειτουργίες:

- να σχηματίζουν τον σκελετό που στηρίζει μηχανικά,
- προστατεύει τον οργανισμό,
- και να διατηρούν την ομοιόσταση των ανόργανων συστατικών στο σώμα ρυθμίζοντας την συγκέντρωση των ηλεκτρολυτών στο αίμα.

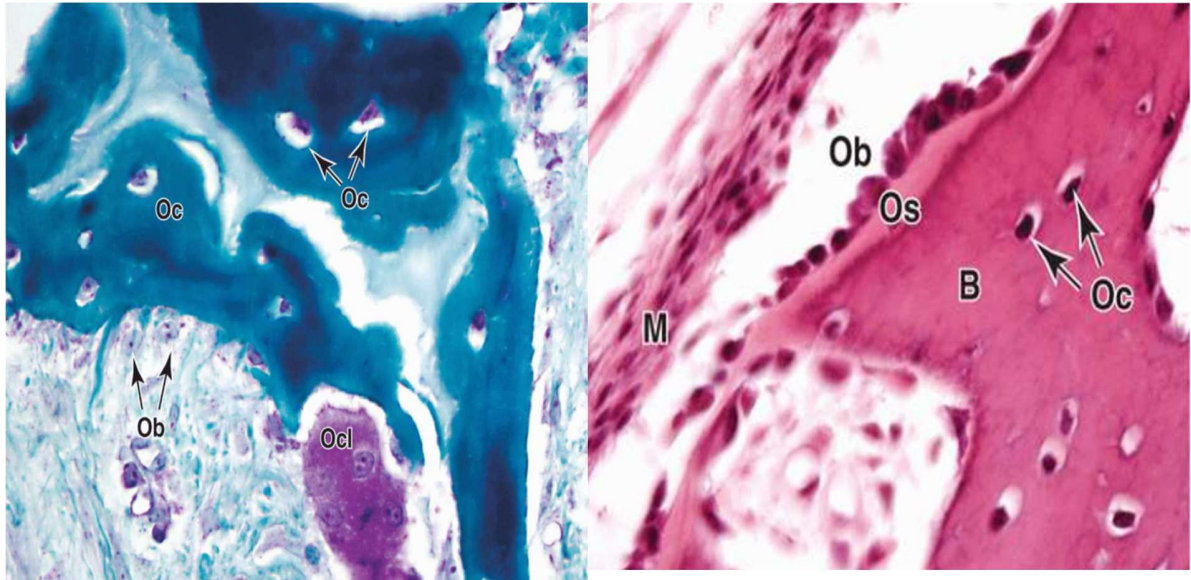
Τα οστά δεν είναι ούτε μορφολογικά ούτε μηχανικά ομογενή, αλλά η ανομοιογένειά τους όχι μόνο δεν εμποδίζει την λειτουργική τους προσαρμογή, αλλά αντίθετα συνεισφέρει σ' αυτή. Η προσαρμογή στην μηχανική λειτουργία αφορά το σχήμα, την αξονική μορφή, την κατανομή του υλικού κατά το μήκος και την διατομή τους, και την εσωτερική τους δομή.

Τα επίπεδα δομικής οργάνωση στα οποία οργανώνονται τα οστά είναι:

- το μοριακό επίπεδο,
- το μικροσκοπικό επίπεδο,
- και το μακροσκοπικό επίπεδο

Στο κατώτερο επίπεδο οργάνωσης το οστό (Εικόνα 2.1, Εικόνα 2.2) μπορεί να θεωρηθεί σύνθετο υλικό αποτελούμενο από μία ινώδη πρωτεΐνη, το κολλαγόνο (βασική πρωτεΐνη σύνδεσης ιστών), και το φωσφορικό ασβέστιο. Οι άλλες συνιστώσες είναι νερό, κάποια όχι πλήρως μελετημένα άμορφα πολυσακχαρίδια και πρωτεΐνες, ζωντανά κύτταρα και αιμοφόρα αγγεία. Τα ανόργανα συστατικά υπάρχουν σε αναλογία περίπου 60-65% (του ξηρού βάρους) στα πλήρως ανεπτυγμένα οστά. Οι μικροσκοπικοί κρύσταλλοι υδροξυαπατίτη (τους οποίους σχηματίζουν το ασβέστιο και ο φωσφόρος), βρίσκονται κατά μήκος των ινιδίων του κολλαγόνου. Τα μικροϊνίδια του κολλαγόνου έχουν διάμετρο 50-70 nm και η διεύθυνση διάταξης τους δεν είναι τυχαία αλλά καθορισμένη. Ο οστίτης ιστός αποτελείται από τρεις τύπους κυττάρων (bone cells), τα οστεοκύτταρα, τις οστεοβλάστες και τις οστεοκλάστες. Μεταξύ αυτών υπάρχει μία ουσία που καλείται μεσοκυττάρια. Τα οστεοκύτταρα (osteocytes) καταλαμβάνουν τελείως τις οστικές κοιλότητες κατά την διάρκεια της ζωής τους και έχουν σχήμα ωοειδές και πεπλατυσμένο με

διαστάσεις : μήκος 20-50 μm , πλάτος 5-15 μm και πάχος 5-10 μm . Από τα οστεοκύτταρα αρχίζουν πολυάριθμες λεπτές αποφυάδες που εισδύουν μέσα στα οστικά σωληνάκια όπου έρχονται σε επαφή με τις αποφυάδες των γειτονικών οστεοκυττάρων. Στον ανεπτυγμένο οστίτη ιστό, τα οστεοκύτταρα είναι οστεοβλάστες (osteoblasts), οι οποίες περιβάλλονται από τον οστικό ιστό που οι ίδιες παράγουν. Παραμένουν όμως ενεργά κύτταρα που έχουν κάποιο ρόλο στη συντήρηση της οστέινης ουσίας και την κινητοποίηση του ασβεστίου από τον οστίτη ιστό στο αίμα. Οι οστεοβλάστες παράγουν τα οργανικά στοιχεία της οστικής ουσίας (κολλαγόνο, βλεννοπολυσακχαρίτες). Σε αυτή εναποθέτουν άλατα του ασβεστίου μέσω ειδικού ενζύμου, της αλκαλικής φωσφατάσης που περιέχει σε αφθονία. Οι οστεοβλάστες προέρχονται από την εξωμήτρια ζωή από πρόδρομα μεσεγχυματογενή κύτταρα, που απαντούν στην ελεύθερη εξωτερική επιφάνεια των οστών και ειδικότερα στην εσωτερική στοιβάδα του περιosteού και στην ελεύθερη επιφάνεια των εσωτερικών κοιλοτήτων τους (ενδόστεο). Οι οστεοκλάστες (osteoclasts) είναι ευκίνητα πολυπύρρηνα γιγαντοκύτταρα με διάμετρο 20-100 μm που περιέχουν 5-50 πυρήνες. Απαντούν εκεί όπου συντελείται απορρόφηση οστίτη ιστού και συνήθως μέσα σε σκαφοειδή κοιλώματα της ελεύθερης επιφάνειας της οστέινης ουσίας.

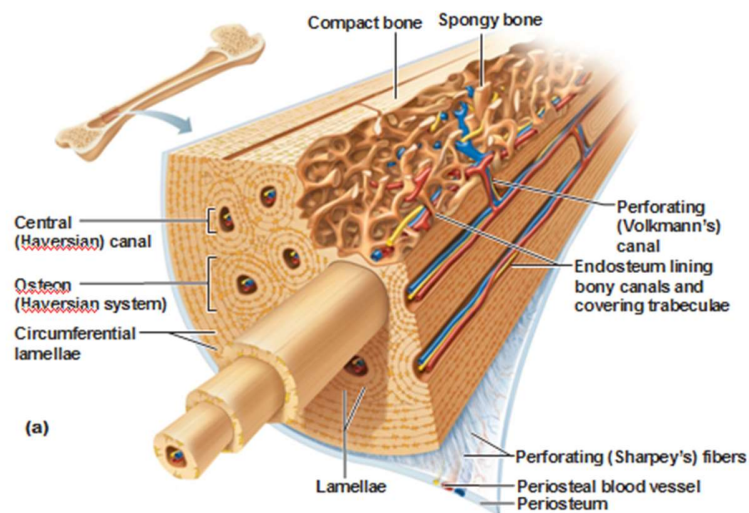


Εικόνα 2.1 Οστεοβλάστες (Ob), οστεοκύτταρα (Oc), οστεοκλάστες (Oc).

Στα θηλαστικά υπάρχουν, στο μικροσκοπικό επίπεδο οργάνωσης, δύο τύποι οστού (Currey 1984). Στον πεταλιώδη ιστό το κολλαγόνο και ο συνδεόμενος υδροξυαπατίτης σχηματίζουν στρώσεις, τα οστέινα πετάλια (lamellae) πάχους περίπου 5μm. Τα ινίδια του κολλαγόνου βρίσκονται μέσα στο επίπεδο του οστέινου πεταλίου και τείνουν να προσανατολίζονται σε μια διεύθυνση μέσα σ' αυτό το επίπεδο. Μερικοί ερευνητές υποστηρίζουν ότι τα ινίδια του κολλαγόνου έχουν όλα την ίδια διεύθυνση μέσα σ' ένα ορισμένο πετάλιο (Ascenzi 1982). Όμως το πιθανότερο είναι ότι τα ινίδια με συγκεκριμένο προσανατολισμό καταλαμβάνουν μικρές περιοχές. Μέσα σε μια περιοχή ο προσανατολισμός των ινιδίων δεν είναι σταθερός, αλλά μεταβάλλεται από περιοχή σε περιοχή στο ίδιο πετάλιο. Αν και όλα τα ινίδια σ' ένα πετάλιο δεν έχουν την ίδια διεύθυνση, φαίνεται ότι μεταβαίνοντας από το ένα πετάλιο στο άλλο, η διεύθυνση αλλάζει. Ο δεύτερος τύπος οστού αποτελείται από οστεώνες ή συστήματα Havers που

σχηματίζονται με τον εξής τρόπο: το οστό γύρω από ένα αιμοφόρο αγγείο απορροφάται από τις οστεοκλάστες. Έτσι σχηματίζεται μία κοιλότητα διαμέτρου περίπου 100 μm (Haversian canals). Τα τοιχώματα της κοιλότητας είναι λεία και το οστό αποτίθεται στην εσωτερική επιφάνεια σε ομόκεντρες στρώσεις. Η κεντρική κοιλότητα περιέχει ένα ή καμιά φορά δύο αιμοφόρα αγγεία (Εικόνα 2.2).

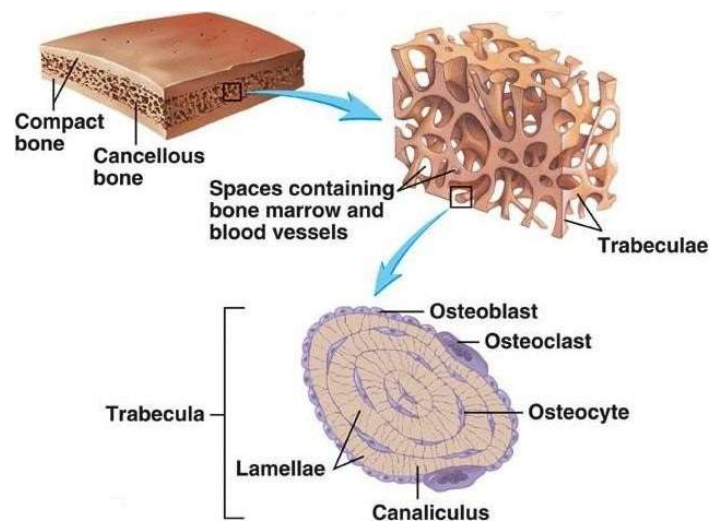
Microscopic Structure of Compact Bone



Εικόνα 2.2. Το οστό στο μικροσκοπικό επίπεδο.

Στο μακροσκοπικό επίπεδο οργάνωσης παρατηρείται η εξαιρετικά σημαντική από μηχανική άποψη διάκριση σε συμπαγές (compact) και σπογγώδες οστό (trabecular ή cancellous

bone) (Εικόνα 2.3). Στο συμπαγές οστό οι μόνοι πόροι που περιέχονται είναι εκείνοι που καταλαμβάνονται από οστεοκύτταρα, οστικά σωληνάκια (canaliculi), αγγεία και περιοχές διάβρωσης. Αντίθετα στο σπογγώδες οστό οι πόροι καταλαμβάνουν μεγάλο ποσοστό του όγκου του. Ο οστικός ιστός από τον οποίον αποτελείται το σπογγώδες οστό είναι συνήθως πρωτογενής πεταλιώδης ιστός (primary lamellar bone) ή τμήματα συστημάτων Havers. Το σπογγώδες οστό είναι διπλά ανισότροπο υλικό: και όσον αφορά τον ιστό που τον αποτελεί, αλλά και την δομή του μακροσκοπικά. Ο Singh (1978) περιέγραψε λεπτομερώς την μορφολογία του στηριζόμενος στις μικροσκοπικές μελέτες των Whitehouse και άλλων (1971, 1974). Η μελέτη του σπογγώδους οστού από διάφορα τμήματα του ανθρώπινου σκελετού αποκαλύπτει μεγάλο πλούτο αρχιτεκτονικής ποικιλίας, και μπορεί να ταξινομηθεί στους τύπους I, Πα, Πθ, Πγ, ΙΙα, ΙΙβ και ΙΙγ.



Εικόνα 2.3. Συμπαγές και σπογγώδες οστό

Επιπλέον μέσα στο οστό υπάρχει και ο μυελός. Ο μυελός είναι ένας μαλακός πολτώδης ιστός πλούσιος σε αγγεία που συναντάται όχι μόνο ανάμεσα στις δοκίδες του σπογγώδους οστού, αλλά και στον μυελώδη αυλό των επιμήκων οστών και στους μεγαλύτερους από τους σωλήνες Havers (Haversian canals). Η σύνθεση του διαφέρει στα διάφορα οστά και στις διάφορες ηλικίες και εμφανίζεται σε δύο μορφές, τον ωχρό ή λιπώδη και στον ερυθρό μυελό.

Όσον αφορά την αρχιτεκτονική και δομική προσέγγιση του ιστού, αυτή χαρακτηρίζεται από την ιστομορφομετρία. Στην προκειμένη περίπτωση, οι σημαντικότερες παράμετροι που χαρακτηρίζουν την δομή του σπογγώδους οστού είναι οι ακόλουθες:

- BV/TV (Relative bone volume), είναι η σχετική ποσότητα του οστού ανά μονάδα όγκου. Είναι αδιάστατο μέγεθος και μετράται σε % ή σε κλάσμα της μονάδας.
- BS/BV (Bone surface to volume ratio), είναι η σχετική επιφάνεια του οστού ανά μονάδα όγκου, και χαρακτηρίζει την συνθετότητα της δομής. Υπολογίζεται από το 3D μ CT, και μετράται σε mm^{-1} .
- Tb.Th. (Trabecular thickness), αφορά το πάχος της δοκίδας. Υπολογίζεται από μετρήσεις στο επίπεδο (2D), θεωρώντας δύο μοντέλα δοκίδων, το μοντέλο των παράλληλων πλακών (parallel plate) και το μοντέλο των κυλινδρικών ράβδων (cylinder rod model).
- Tr.Sp. (Trabecular separation), αφορά το μέσο πλάτος των πόρων (κάθετα στην διεύθυνση των δοκίδων) και μετράται σε mm ή σε μm , και για τα δύο μοντέλα.
- Tr.N. (Trabecular number), αφορά την μέση απόσταση των δοκίδων, από κορυφογραμμή σε κορυφογραμμή (ridges), και μετράται σε mm και για τα δύο μοντέλα.

- D.A. (Degree of anisotropy). Ένα υλικό χαρακτηρίζεται ανισότροπο όταν οι ιδιότητες του αλλάζουν σε διάφορες διευθύνσεις. Το σπογγώδες οστό είναι γενικά ανισότροπο υλικό με μεγάλη πολυπλοκότητα στη δομή του.

Οι φυσικές ιδιότητες των οστών σχετίζονται με την πυκνότητα, την πυκνότητα των οστικών αλάτων και το πορώδες.

Η πυκνότητα ορίζεται ως το βαθμωτό εκείνο μέγεθος που εκφράζεται με το πηλίκο της μάζας ενός σώματος, προς τον όγκο του σώματος. Στο σπογγώδες οστό η πυκνότητα εκφράζεται με τον ίδιο τρόπο, αλλά παρουσιάζονται σύνθετα προβλήματα σ' ότι αφορά τόσο την εκτίμηση της μάζας όσο και την εκτίμηση του όγκου. Ο υπολογισμός της μάζας αφορά την ύπαρξη ή όχι μυελού. Ο υπολογισμός του όγκου λόγω του πορώδους οδηγεί σε δύο λύσεις. Η μία υπολογίζει τον όγκο συνολικά (συμπεριλαμβανομένων των πόρων που είναι γεμάτοι με μυελό) και ονομάζεται ολικός όγκος (total volume, Weaver and Chalmers 1996 and Bell 1967), και η άλλη υπολογίζει τον όγκο χωρίς τον μυελό και ονομάζεται όγκος μήτρας-καλουπιού (Volume of the solid matrix excluding the marrow vascular spaces Arnold and Tont, 1967). Ως εκ τούτου η πυκνότητα του σπογγώδους οστού εκφράζεται είτε ως πραγματική πυκνότητα ή ως φαινόμενη πυκνότητα (Galante 1970) :

- Πραγματική πυκνότητα (real density): Ορίζεται σαν το πηλίκο της υγρής μάζας (wet mass-weight) του δοκιμίου προς τον πραγματικό όγκο του ιστού.
- Φαινόμενη ή ισοδύναμη (effective) πυκνότητα (apparent density): Ορίζεται σαν το πηλίκο της μάζας του δοκιμίου του οστού απαλλαγμένης από τον μυελό (mass of solid matrix), προς τον αντίστοιχο συνολικό όγκο του δοκιμίου.

Η πυκνότητα των οστικών αλάτων αφορά την παρουσία ανόργανων συστατικών. Η ποσότητα αυτών στα οστά, είναι παράγοντας πολύ μεγάλης σημασίας γιατί αφορά πρωτίστως την υγεία των οστών. Η παρουσία και η πυκνότητα αυτών, είναι συνάρτηση πολλών παραγόντων.

Πρωτεύουσας σημασίας μπορούν να θεωρηθούν η ηλικία και η διατροφή ενώ δευτερεύουσας το γένος, η κληρονομικότητα, η λήψη φαρμάκων κ.λ.π. (Review Clinical Rheumatology, J. Dequeker February 1993). Τα βασικότερα στοιχεία που βρίσκονται στα οστά είναι τα εξής: C, O, F, Ca, P, H, S, Cl, K, Zn, Fe, Si και βρίσκονται υπό την μορφή ανοργάνων ή οργανικών μεγαλομοριακών ενώσεων, όπως: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, MgO , NaCl , ZnO , K_2SO_4 , Fe_2O_3 , Al_2O_3 , SiO_2 κ.λ.π.

Τέλος, η παρουσία του πορώδους στα πορώδη υλικά, είναι που τα κάνει να έχουν διαφορετικές και περίπλοκες φυσικές ιδιότητες, σε σχέση με τα μη πορώδη. Η περιπλοκότητα των ιδιοτήτων τους μπορεί να γίνει μεγαλύτερη εάν οι πόροι των υλικών περικλείουν υγρά, έστω και σε πολύ μικρό ποσοστό (Acoustics of Porous media. T Bourbie 1987). Ο λόγος του όγκου των κενών προς το συνολικό όγκο του σώματος ονομάζεται πορώδες. Αυτή η τιμή, τις περισσότερες φορές, είναι σχετικά εύκολο να προσδιοριστεί και να μετρηθεί. Όμως, είναι πολύ πιο δύσκολο και περίπλοκο να γίνει μια γεωμετρική περιγραφή των πόρων. Μόνο λίγες συγκεκριμένες περιπτώσεις μπορούν να περιγραφούν ποσοτικά (όπως όταν οι πόροι είναι σφαίρες ίδιας διαμέτρου), ενώ στις περισσότερες περιπτώσεις οι πόροι έχουν πολύπλοκη γεωμετρία, κάτι που κάνει την αυστηρώς γεωμετρική περιγραφή τους αδύνατη.

2.3 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΚΥΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΦΥΣΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Ένας από τους τρόπους με τους οποίους ταξιδεύει η ενέργεια χωρίς μεταφορά μάζας (Keller 1958) με κύριο χαρακτηριστικό την περιοδικότητα στο χώρο και στο χρόνο. Η διαδικασία με την οποία μεταφέρεται η ενέργεια από μία περιοχή σε μία άλλη ονομάζεται διάδοση.

Επίπεδο, σφαιρικό, κυλινδρικό κύμα, είναι το κύμα που έχει επίπεδες, σφαιρικές και κυλινδρικές ισοφασικές αντίστοιχα επιφάνειες.

Στάσιμο κύμα είναι το κύμα που οι ισοφασικές του ή οι δεσμικές του επιφάνειες, δεν ταξιδεύουν στο χώρο.

Ισοφασική επιφάνεια είναι ο γεωμετρικός τόπος των σημείων που βρίσκονται μέσα στην ίδια περίοδο και έχουν την ίδια φάση.

Μερικά χαρακτηριστικά των κυμάτων είναι :

- Δεσμός είναι το σημείο με μηδενική απομάκρυνση για κάθε χρονική στιγμή t .
- Κυματικός αριθμός ή κυματάρηθος: Το μέτρο του διανύσματος της διεύθυνσης του κύματος (k , $k=2\pi/\lambda$) ($1/m$).
- Εξασθένιση του κύματος (attenuation): είναι η βαθμιαία ελάττωση του πλάτους του κύματος.
- Διασκόρπιση (dispersion): είναι η βαθμιαία μεταβολή του σχήματος ενός κύματος που οφείλεται στην ιδιότητα του μέσου να διαδίδει τα διάφορα αρμονικά κύματα που συνθέτουν το κύμα, με διαφορετικές φασικές ταχύτητες (ανάλογα του ω).
- Απόσβεση (dissipation): είναι ο φυσικός μηχανισμός που δημιουργεί τα φαινόμενα της εξασθένισης. Η απώλεια ενέργειας λόγω απόστασης οφείλεται σε μετατροπή της μηχανικής ενέργειας ή οποιασδήποτε άλλης μορφής ενέργειας σε θερμότητα ή στην εκτροπή της ενέργειας από την κύρια διεύθυνση διάδοσης.
- Σκέδαση (scattering): Όταν η πορεία διάδοσης ενός κύματος διακόπτεται από οποιαδήποτε ανομοιογένεια συμπίεστότητας ή πυκνότητας, τότε έχουμε το φαινόμενο της σκέδασης. Σκέδαση (Chivers 1997) μπορεί να θεωρηθεί ως η αλλαγή του εύρους, της συχνότητας, της φασικής ταχύτητας ή της διεύθυνσης της κυματικής διάδοσης σαν αποτέλεσμα της ανομοιομορφίας του μέσου εντός του οποίου διαδίδεται και οφείλεται στο πεπερασμένο μέγεθος των σκεδαστών, συγκρινόμενο με το μήκος κύματος και μετράται σε $Sr\cdot l\text{cm}^{-1}$.

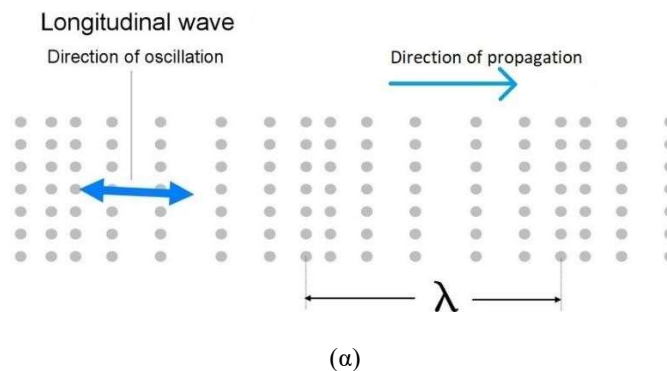
- Ενεργειακή διατομή σκέδασης (Ε.Δ.Σ.): Όταν το σκεδαζόμενο κύμα σκορπίσει σφαιρικά γύρω από την ανομοιογένεια τότε αναφερόμαστε στην Ε.Δ.Σ. και ορίζεται σαν η μέση ισχύς του σκεδαζομένου κύματος από διάφορες ανομοιογένειες του μέσου που οριοθετούνται από έναν όγκο V , προς τον όγκο αυτόν.
- Διαφορική διατομή σκέδασης 1800 (Δ.Δ.Σ.) (Backscattering): Η Δ.Δ.Σ. 180 εκφράζει το ποσοστό της ισχύος του κύματος που σκεδάζεται στις 180 μοίρες προς την ένταση του προσπίπτοντος κύματος.
- Στερακτίνιο (Steradian - Sr): Στερεή γωνία που έχει την κορυφή της στο κέντρο μιας θεωρητικής σφαίρας και κόβει περιοχή της επιφάνειας της σφαίρας ίσου εμβαδού με το εμβαδό τετραγώνου πλευράς ίση με την ακτίνα της σφαίρας. Μία σφαίρα περιέχει 4π steradians.
- Nepers (Np): Αδιάστατη μονάδα που εκφράζει τον λόγο δύο ομοειδών ποσοτήτων με λογαριθμικό τρόπο. Χρησιμοποιεί σαν βάση τον αριθμό 2,71878 σε αντίθεση με την μονάδα dB που χρησιμοποιεί ως βάση τον αριθμό 10 (1 Neper-8,686 decibels).
- Συντελεστής εξασθένισης (Attenuation coefficient): Εκφράζει την απώλεια ενέργειας σε οποιαδήποτε διεύθυνση.
- Εξασθένιση λόγω σκέδασης (Attenuation due to scattering): Η ποσότητα αυτή εκφράζει την απώλεια της ενέργειας του υπερήχου που οφείλεται στη σκέδαση.
- Ένταση κύματος (Intensity): Η ενέργεια του προσπίπτοντος κύματος ανά δευτερόλεπτο και ανά μονάδα επιφανείας.
- Φασική ταχύτητα (phase velocity): Η ταχύτητα με την οποία ταξιδεύει η φάση του κύματος. Δίνεται από τον τύπο: $c=\lambda/T=\omega/k$.

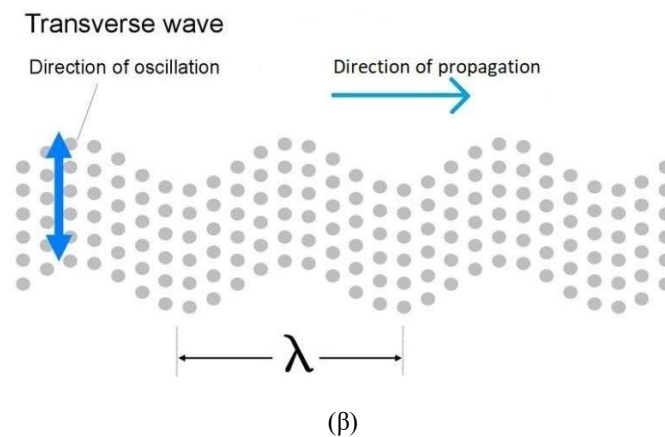
- Κυματικό μέτωπο: Είναι η πρώτη επιφάνεια του κύματος που έρχεται σ' επαφή με μη διαταραγμένο χώρο. Η γεωμετρία του μετώπου μπορεί να είναι επίπεδη, σφαιρική, κυλινδρική κ.ο.κ.

Οι φυσικές αρχές που διέπουν τους υπέρηχους είναι οι ίδιες με αυτές του ήχου στο ακουστικό πεδίο, απλά η ταλάντωση εξελίσσεται τόσο γρήγορα που δεν μπορεί να γίνει αντιληπτή από το ανθρώπινο αυτί. Ενώ το όριο της ακουστότητας είναι περίπου στα 0.02 MHz στα πειράματα με υπέρηχους χρησιμοποιούνται συχνότητες ανάμεσα στα 0.5 MHz και στα 20 MHz. Αυτή η ιδιότητα των υπερήχων, ότι δηλαδή δεν γίνονται αντιληπτοί, έχει το πλεονέκτημα ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί κατά τη διάρκεια των πειραμάτων, τόσο υψηλή ένταση ήχου, ο οποίος εάν ήταν στο ακουστικό πεδίο θα ήταν ανυπόφορος.

Οποιοδήποτε μέσο είτε στερεό είτε υγρό είτε αέριο, μπορεί να ταλαντωθεί. Εάν η ταλάντωση εξελίσσεται τόσο γρήγορα που δεν μπορεί να γίνει αντιληπτή από το ανθρώπινο αυτί αναφέρεται σαν υπέρηχος. Στην πραγματικότητα υπάρχουν μικρά σωματίδια του μέσου που ταλαντώνονται σαν να είναι ελαστικά συνδεδεμένα. Ο τύπος της ταλάντωσης προσδιορίζεται από τις ελαστικές ιδιότητες του μέσου και από τη μορφή του παλμού που προκαλεί την ταλάντωση. Η ταλάντωση διαδίδεται στο μέσο με μια ηχητική ταχύτητα c . Η ηχητική ταλάντωση μπορεί να περιγραφεί σαν μία κίνηση των σωματιδίων του μέσου, για παράδειγμα σαν μία μετατόπιση των σωματιδίων συναρτήσει της θέσης τους και του χρόνου $\zeta=f(z,t)$, ή σαν την μεταβολή της πίεσης του ήχου συναρτήσει της θέσης και του χρόνου $p=f(z,t)$. Η πίεση του ήχου ή η μεταβολή της πίεσης με την ταλάντωση είναι πολύ σημαντική επειδή το ηλεκτρικό δυναμικό που δημιουργείται από ένα πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο $U=f(z,t)$ είναι ευθέως ανάλογο με το ηχητικό κύμα που δημιουργείται και αντίστροφα. Στην Εικόνα 2.4(α) φαίνεται η διάδοση του ήχου σε αέρια, στερεά και υγρά μέσα. Τα σωματίδια του μέσου ταλαντώνονται στη διεύθυνση διάδοσης του ήχου. Αυτού του είδους η ταλάντωση ονομάζεται διάμηκες κύμα. Στα σημεία που τα σωματίδια είναι κοντά

μεταξύ τους, σημαίνει ότι έχουμε μικρή μετατόπιση αλλά η ταχύτητα και η πίεση του ήχου είναι μεγάλη. Εάν στο μέσο μπορούν να αναπτυχθούν και διατμητικές δυνάμεις (κάτι που κυρίως συμβαίνει στα στερεά) τα σωματίδια μπορούν να ταλαντωθούν και σε κάθετη ως προς τη διάδοση του κύματος διεύθυνση. Αυτή η ταλάντωση ονομάζεται εγκάρσιο κύμα (Εικόνα 2.4(β)). Τα παραπάνω όμως ισχύουν μόνο σε ιδανικές περιπτώσεις και για απείρου μήκους μέσα. Εάν, κατά τη διάρκεια του πειράματος, υπάρχει ανάκλαση από τις εξωτερικές επιφάνειες των δοκιμίων που απέχουν μεταξύ τους ελάχιστα αναπτύσσονται πεπλεγμένες μεικτές μορφές κυμάτων (plate waves (συμβολή P και S κυμάτων που διαδίδονται σε λεπτή πλάκα με πολύ μεγαλύτερη ταχύτητα, και αντίστοιχα σε κυλινδρικής μορφής μέσα (rod waves))). Οι εξισώσεις που ισχύουν για τα καθαρά διαμήκη και εγκάρσια κύματα δεν ισχύουν για αυτού του είδους τα κύματα. Όλοι αυτοί οι τύποι των κυμάτων μπορούν να συνυπάρχουν εντός του υπό έλεγχο δοκιμίου και κάνουν την ερμηνεία των φαινομένων πολύ δύσκολη.





Εικόνα 2.4. (α) Διαμήκες Κύμα (β) Εγκάρσιο Κύμα

Τα περισσότερα σημαντικά μεγέθη που αφορούν την φυσική των υπερήχων και τη διάδοσή τους σε δοκίμια δίνονται στο παρακάτω πίνακα.

ΜΕΓΕΘΗ	Τύπος	Μονάδα Μέτρησης (S.I)
Γωνιακή ταχύτητα	$\omega = 2 \pi f$	rad/s
Συχνότητα	$f=1/T$	1/s ή Hz (Hertz)
Ταχύτητα του ήχου	c	m/s
Μήκος κύματος	$\lambda=c/f$	m
Μετατόπιση σωματιδίου	ξ	m
Ταχύτητα σωματιδίου	v	m/s
Πυκνότητα	ρ	kg/m^3
Δύναμη	F	kgm/s ή N (Newton)

Διαφορά της πίεσης του ήχου	p	kg /m s^2 ή Pascal (Pa)
Ο λόγος του Poisson	μ, m	
Μέτρο ελαστικότητας	E	kg /ms^2
Μέτρο διάτμησης	G	kg /ms^2
Ακουστική εμπίεση	$Z = \rho c$	$\text{kg /m}^2 \text{ s}$
Ακουστική ισχύς	P	Watt (W)
Πυκνότητα ακουστικής ισχύος (ένταση)	J	W/m^2

Πίνακας 2.1 Μεγέθη φυσικής υπερήχων.

2.4 ΤΕΧΝΙΚΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΜΕΤΑΛΛΑΚΤΩΝ-ΑΙΣΘΗΤΗΡΩΝ (PROBES-TRANSDUCERS)

Ο μεταλλάκτης-αισθητήρας (probe ή transducer), είναι μηχανισμός μετατροπής μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική, ή ηλεκτρικής σε μηχανική.

Ηχητικά κύματα μπορούν να δημιουργηθούν με πολλούς τρόπους π.χ. από ηλεκτρομαγνητικούς μηχανισμούς (Electromagnetic Acoustic Transducers-EMATS) ή από ειδικά

φύλλα ημικρυσταλλικού πλαστικού υλικού (Polyvinylidene fluoride PVDF) ή ακόμη και με την χρήση laser. Η πιο διαδεδομένη όμως τεχνική είναι η ηλεκτρική διέγερση πιεζοκρυστάλλων.

Οι πιεζοκρύσταλλοι είναι κατασκευασμένοι είτε από φυσικούς κρυστάλλους όπως ο χαλαζίας (quartz) ή ο τουρμαλίνης (tourmaline) ή από κεραμικά υλικά. Χαρακτηριστικό των πιεζοκρυστάλλων είναι ότι η εφαρμογή ηλεκτρικού πεδίου στα άκρα τους προκαλεί μεταβολή των φυσικών τους διαστάσεων. Η αλληλεπίδραση του υλικού (μέσα στα όρια του κρυσταλλικού πλέγματος) με το ηλεκτρικό πεδίο, προκαλεί μηχανικές τάσεις και παραμορφώσεις που με την σειρά τους δημιουργούν κύμα υπερήχων. Κατά την αντίστροφη διαδικασία κύματα υπερήχων προκαλούν μηχανικές τάσεις που με την σειρά τους μετατρέπονται σε διαφορά δυναμικού στα άκρα του πιεζοκρυστάλλου.

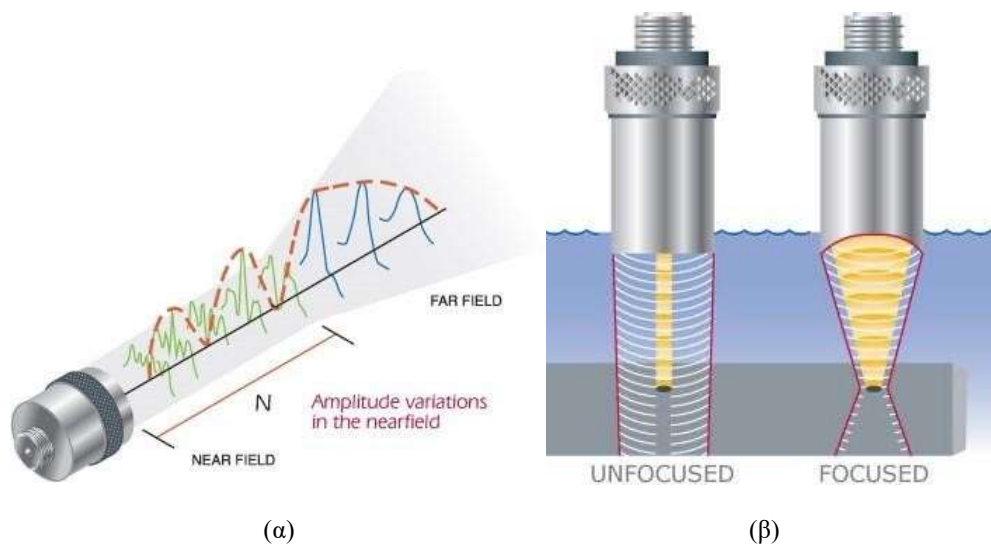
Οι κρύσταλλοι πομποί δέκτες, είναι συσκευές που αποδίδουν το μέγιστο όταν ο πιεζοκρύσταλλος που περιέχουν διεγερθεί κοντά στην συχνότητα συντονισμού του.

Τότε η παραγόμενη πίεση είναι ανάλογη της τάσης διέγερσης. Συνήθως οι πιεζοκρύσταλλοι έχουν την μορφή λεπτού δίσκου με ηλεκτρόδια τοποθετημένα σε κάθε πλευρά τους. Η συχνότητα συντονισμού f του πομπού-δέκτη καθορίζεται από το πάχος του δίσκου. Μία συνήθης διάσταση είναι $\lambda/2$, όπου $\lambda=c/f$. Στην εξωτερική πλευρά τοποθετείται ένα προστατευτικό στρώμα κατάλληλου απορροφητικού υλικού ανάλογα με το περιβάλλον λειτουργίας και με πάχος ίσο με $\lambda/4$. Στην πίσω πλευρά του κρυστάλλου τοποθετούνται λεπτά στρώματα με σκοπό την απορρόφηση αντανάκλασεων από το εξωτερικό κάλυμμα του πομπού. Έτσι τα πίσω φύλλα παίζουν το ρόλο του αποσβεστήρα. Όταν η απόσβεση είναι μικρή ο παλμός έχει μεγάλη διάρκεια (Narrow band). Μεγάλη απόσβεση οδηγεί σε μικρής διάρκειας παλμούς (Broad band), οι οποίοι χρησιμοποιούνται συνήθως για την μέτρηση πάχους και γενικά όπου χρειάζεται ακριβής προσδιορισμός χρονικής διάρκειας γεγονότων.

Αν η διέγερση του πιεζοκρυστάλλου ήταν συνεχής θα υπήρχε μεγάλη δυσκολία στο διαχωρισμό των σημάτων από ανακλάσεις από νέα σήματα. Έτσι η διέγερση γίνεται με παλμούς συγκεκριμένης χρονικής διάρκειας.

Τα σπουδαιότερα τεχνικά χαρακτηριστικά των μεταλλακτών είναι:

- **Ηχητικό πεδίο (Sound Field):** Το σύνολο των τιμών της πίεσης σε κάθε σημείο του χώρου σχηματίζει το ηχητικό πεδίο, το οποίο διακρίνεται σε δύο ζώνες. Στην ζώνη του εγγύς και στη ζώνη του απομακρυσμένου πεδίου.
- **Εγγύς Πεδίο (Near Field Length):** Είναι η απόσταση της πηγής (η επιφάνεια του μεταλλάκτη) από την θέση όπου η δέσμη παρουσιάζει την μέγιστη τιμή πίεσης.
- **Απομακρυσμένο πεδίο (Far Field):** Είναι η αντίστοιχη θέση πίσω από το NFL όπου η κατανομή της πίεσης μηδενίζεται, αφού πρώτα μειώνεται βαθμιαία, προοδευτικά.
- **Σχήμα δέσμης (Beam shape):** Είναι το «θεωρητικό» σχήμα του ηχητικού πεδίου, που ορίζεται από το σύνολο των τιμών της πίεσης. Για τους κυκλικής διατομής μεταλλάκτες, η δέσμη είναι κωνικής μορφής όπου μειώνεται η διατομή της μέχρι το NFL και μετά αυξάνεται.
- **Διαστάσεις (Element size D ή $a \times b$):** Οι μεταλλάκτες έχουν κυκλική ή ορθογωνική διατομή. Το μέγεθος της διατομής επηρεάζει σε μεγάλο βαθμό την μορφή του μεταφερόμενου ηχητικού πεδίου.
- **Κεντρική Συχνότητα (Central frequency):** Η κορυφή της καμπύλης της απόκρισης του αισθητήρα
- **Μεταλλάκτες εστίασης και μη (focus-unfocus):** Είναι οι μεταλλάκτες που εστιάζουν την δέσμη των υπερήχων σε ένα μικρό (focus) ή σε ένα μεγαλύτερο (unfocus) τμήμα του υλικού, δίνοντας έτσι αντίστοιχες πληροφορίες για τις περιοχές αυτές.



Εικόνα 2.5 (α) Χαρακτηριστικά σχήματος δέσμης (β) Μεταλλάκτες εστίασης και μη

2.5 ΑΚΟΥΣΤΙΚΕΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

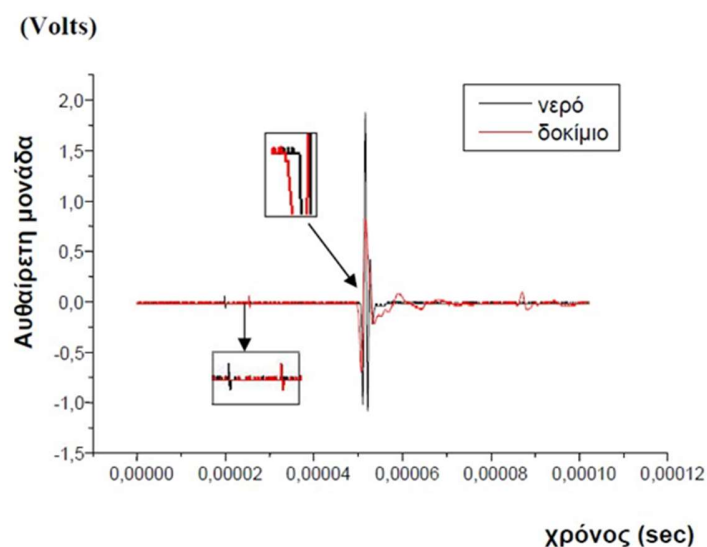
Όπως έχουμε αναφέρει, τα χαρακτηριστικά και οι ιδιότητες του σπογγώδους οστού έχουν μελετηθεί χρησιμοποιώντας τις αλλαγές που υφίστανται η διάδοση των υπερήχων μέσα στο οστό μεταβάλλοντας έτσι τις φυσικές ιδιότητες που χαρακτηρίζουν τα υπερηχητικά κύματα. Οι ιδιότητες αυτές, τις οποίες χρησιμοποιήσαμε κατά την διεξαγωγή της έρευνας, είναι η ταχύτητα

του υπερήχου (Speed of Sound- SOS), η εξασθένιση ευρέως φάσματος (Broadband Ultrasound Attenuation- BUA) και η οπισθοσκέδαση του υπερήχου (Backscatter- Bsc).

Η ταχύτητα των υπερήχων είναι μία ιδιότητα η οποία σχετίζεται με την πυκνότητα ενός οστού και μας δίνει πληροφορίες για την ποιότητα αυτού. Με τη μέθοδο through transmission λαμβάνουμε το αντίστοιχο σήμα (Εικόνα 2.6) με την ανάλυση του οποίου μπορούμε να υπολογίσουμε την ταχύτητα του υπερήχου. Στα σήματα που λαμβάνουμε για το νερό και το δοκίμιο παρατηρούμε στην αρχή μία μικρή μεταβολή του σήματος. Από εκείνο το σημείο μέχρι και λίγο πριν τη μεγάλη μεταβολή λαμβάνουμε για το νερό και το δοκίμιο αντίστοιχα τον χρόνο διέλευσης (time of flight) του υπερήχου από το μεταλλάκτη πομπό προς το μεταλλάκτη δέκτη (tsam-twat). Έτσι γνωρίζοντας την απόσταση μεταξύ των μεταλλακτών και αφού έχουμε καταγράψει το χρόνο διέλευσης των υπερήχων μπορούμε να υπολογίσουμε την ταχύτητα διάδοσης μέσα στο δοκίμιο. Η ταχύτητα διάδοσης λαμβάνεται από τον ακόλουθο τύπο:

$$C_{sam} = \frac{1}{\frac{1}{C_{wat}} + \frac{\Delta t}{d}}$$

Όπου Cwat και Csam, είναι οι ταχύτητες διάδοσης των υπερήχων στο νερό και στο δοκίμιο αντίστοιχα, d το πάχος του δοκιμίου και Δt η διαφορά (tsam-twat) των χρόνων διέλευσης μέσα από το δοκίμιο και μέσα από το νερό αντίστοιχα.



Εικόνα 2.6. Σήμα υπολογισμού ταχύτητας στο νερό και στο δοκίμιο.

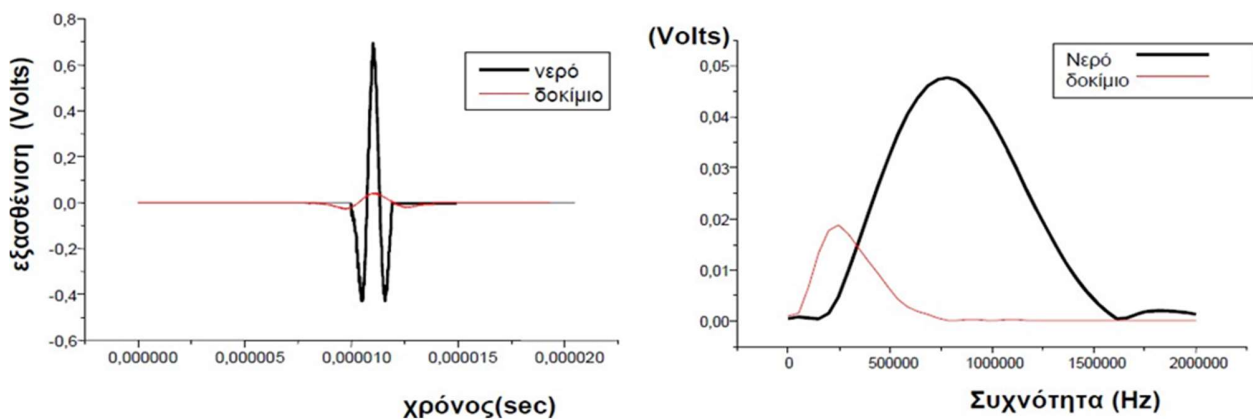
Η εξασθένηση ευρέως φάσματος (BUA) αποτελεί επίσης μια ιδιότητα των υπερήχων η οποία σχετίζεται με τη απώλεια ενέργειας του σήματος η οποία οφείλεται στην απορρόφηση ή και στη σκέδαση κατά τη διάδοση των υπερήχων στο οστό.

Η εξασθένηση που υφίσταται ο υπέρηχος όταν διέρχεται μέσα από το νερό ή το δοκίμιο υπολογίζεται σε μονάδες dB ως δεκαδικός λογάριθμος του λόγου των νεύρων του φάσματος της ισχύος του κύματος που διαδίδεται μέσω του δοκιμίου και του νερού αντίστοιχα. Συγκεκριμένα λαμβάνοντας το σήμα από το πεδίο του χρόνου στο πεδίο της συχνότητας (Εικόνα 2.7) μέσω του FFT (Fast Fourier Transform) , αφού πρώτα έχουμε αφαιρέσει την ενίσχυση του σήματος, υπολογίζουμε αυτόν τον δεκαδικό λογάριθμο για το νερό και το δοκίμιο αντίστοιχα. Ο τύπος υπολογισμού του BUA είναι ο εξής:

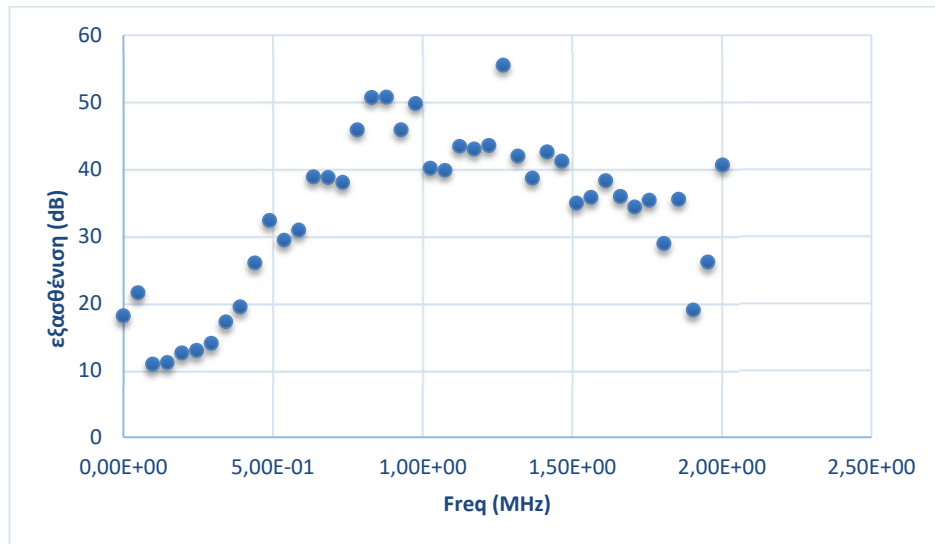
$$20 \log \frac{|X(f)|}{|Y(f)|}$$

Όπου $X(f)$ είναι η απόλυτη τιμή του εύρους φάσματος κατά τη διάδοση του υπερήχου στο νερό και $Y(f)$ είναι η αντίστοιχη κατά τη διάδοση του υπερήχου στο οστό.

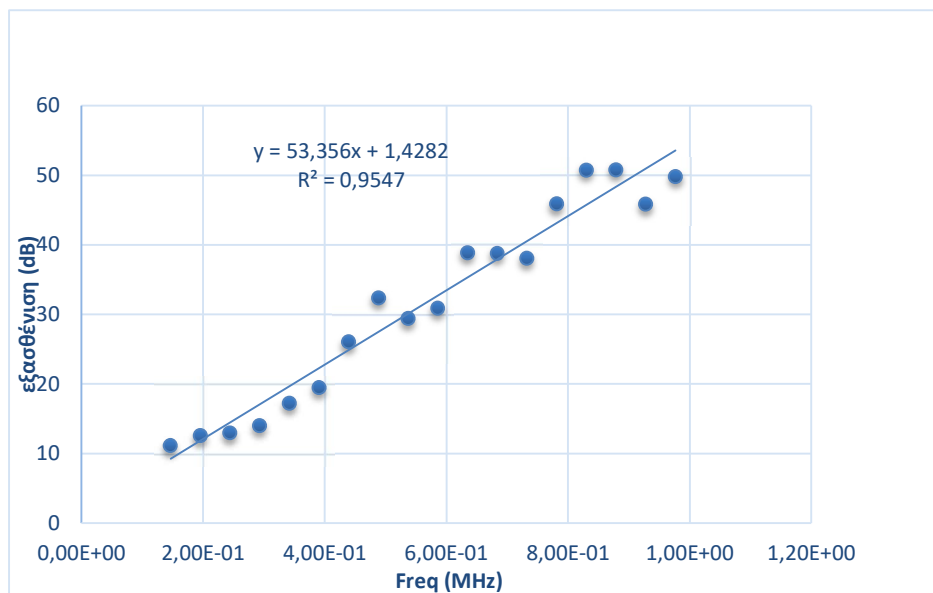
Η εξασθένηση ευρέως φάσματος παρουσιάζει μία γραμμική περιοχή στην περιοχή συχνοτήτων από 200 έως 900 KHz. Η κλίση της γραμμικής αυτής περιοχής μας δίνει την τιμή της εξασθένισης ευρέως φάσματος (Εικόνα 2.8, Εικόνα 2.9).



Εικόνα 2.7 Σήμα υπολογισμού BUA του υπερήχου στο νερό και στο δοκίμιο αντίστοιχα στο πεδίο του χρόνου (αριστερά) και της συχνότητας (δεξιά).



Εικόνα 2.8 Η BUA υπολογίζεται χρησιμοποιώντας τον λογάριθμο του λόγου των ευρών του φάσματος του δοκιμίου και του νερού αντίστοιχα.



Εικόνα 2.9 Η BUA, είναι η κλίση της γραμμικής περιοχής και υπολογίζεται με την μέθοδο της προσαρμογής των ελαχίστων τετραγώνων σε μία περιοχή από 0.2 έως 1.2 MHz.

Η σκέδαση που υφίσταται ο υπέρηχος όταν διαδίδεται μέσα σε σπογγώδες βόειο οστό, έχει αρχίσει να μελετάται πρόσφατα και έχει προσεγγισθεί με δύο μοντέλα. Το πρώτο προτείνεται από τον Wear (1999, 2003, 2004) που χρησιμοποιεί, όπως έχει προηγουμένως σημειωθεί τα αναλυτικά μοντέλα του Faran που παρέχουν μία αναλυτική λύση για την διαφορική διατομή σκέδασης από ένα σφαιρικό ή κυλινδρικό ελαστικό στερεό σώμα. Οι μετρήσεις της διαφορικής διατομής σκέδασης βρίσκονται σε καλή συμφωνία με τις θεωρητικές προβλέψεις σε χαμηλές συχνότητες. Επίσης ο Chaffai και οι συνεργάτες του (2000) βρήκε καλές συσχετίσεις μεταξύ πειραματικών δεδομένων, των κυλινδρικών και σφαιρικών μοντέλων του Faran. Το δεύτερο μοντέλο (Chernov, 1960; Morse and Ingard, 1968) στηρίζεται σε μία απόδειξη του Chernov ότι η σκέδαση είναι ανάλογη της διακύμανσης της συμπίεστικότητας, και της συνάρτησης αυτοσυσχέτισης που αφορούν το σώμα. Θεωρεί το μέσο σαν ένα συνεχές τυχαίο ρευστό και η μοντελοποίηση αυτή είχε επιτυχία σε μαλακούς ιστούς. Οι σκεδαστές περιγράφονται σαν πηγές δημιουργίας διαταραχής στο κύμα που μεταδίδεται στο περιβάλλον ρευστό. Η προσέγγιση αυτή προϋποθέτει ασθενή σκέδαση (Born approximation).

Οι Strelitski et al., (1998) και Nicholson et al., (2000) παρουσίασαν ένα μοντέλο σκέδασης, χρησιμοποιώντας την διακύμανση της ταχύτητας σ' ένα διφασικό σώμα και μία εκθετική συνάρτηση αυτοσυσχέτισης για να περιγράψουν τις στατιστικές ιδιότητες του μέσου, χωρίς όμως σύγκριση με πειραματικά αποτελέσματα.

Ο Jenson (2003) χρησιμοποίησε διάφορες συναρτήσεις αυτοσυσχέτισης (Gaussian, εκθετική και πυκνού πληθυσμού) για να υπολογίσει την διαφορική διατομή σκέδασης και βρήκε καλές συσχετίσεις μεταξύ των θεωρητικών προβλέψεων και των πειραματικών δεδομένων. Η καλύτερη πρόβλεψη επετεύχθη με την Gaussian συνάρτηση αυτοσυσχέτισης αν και δεν παρατηρήθηκαν μεγάλες διαφορές στα αποτελέσματα και με την χρήση των άλλων συναρτήσεων αυτοσυσχέτισης. Σημαντικές συσχετίσεις προέκυψαν μεταξύ των προβλεπόμενων τιμών των

δοκίδων του σπογγώδους οστού από τα μοντέλα και αυτών που υπολογίσθηκαν από τα πειραματικά αποτελέσματα.

Για την μοντελοποίηση ενός μέσου με τυχαίες συνεχείς ανομοιογένειας (σπογγώδες οστό), χρησιμοποιούμε δύο διαφορετικές συναρτήσεις αυτοσυσχέτισης. Οι σπουδαιότερες παραδοχές της θεωρίας για την μοντελοποίηση της διαφορικής διατομής σκέδασης 1800 των υπερήχων κατά την διάδοσή τους στο σπογγώδες οστό, είναι οι κάτωθι :

- Υποθέτουμε ότι το δείγμα μας είναι στατιστικά ομογενές και ισότροπο.
- Δεν υπάρχουν φαινόμενα πολλαπλής σκέδασης. Αυτό θα συνέβαινε στο σπογγώδες βόειο οστό μόνο εάν οι δοκίδες θα είχαν μέγεθος συγκρίσιμο με το μήκος κύματος (Tourin et al., 2000; Page et al., 1996). Αναφορά για την πολλαπλή σκέδαση σε σπογγώδες οστό έχουν γίνει από τους Jenson et al., (2003) και Wear et al., (1999).

- Η υπόθεση ασθενούς σκέδασης. Η ασθενής σκέδαση είναι προϊόν μικρών μεταβολών των διακυμάνσεων της συμπίεστικότητας και της πυκνότητας, και έχει ισχύ μόνο όταν ο λογάριθμος του εύρους του συντελεστή εξασθένισης στην διεύθυνση διάδοσης του υπέρηχου, κυμαίνεται μεταξύ 0.2-0.5 (Ishimaru 1997). Το εύρος του συντελεστή εξασθένισης σ' ένα ανομοιογενές τυχαίο μέσο για το μοντέλο του πυκνού πληθυσμού, δίνεται από την σχέση:

$$\sigma_{\chi}^2 = \langle \gamma^2 \rangle \frac{2}{3\sqrt{2}} a k^2 L \sqrt{\pi}$$

Όπου: L είναι η απόσταση που διανύει ο υπέρηχος στα δοκίμια (στα πειράματά μας είναι 7mm). Ο συντελεστής εξασθένισης είναι συνάρτηση της ποσότητας ak^2 , διότι το L και το $\langle \gamma^2 \rangle$ είναι σταθερά. Σύμφωνα με την παραπάνω σχέση για την μέγιστη τιμή διακύμανσης του δείκτη διάθλασης $\langle \gamma^2 \rangle$ που είναι 0.4, (συμβαίνει για πορώδες πάνω από 65%), η διακύμανση του εύρους μπορεί να κριθεί σαν ασθενής για συχνότητες πάνω από 600 kHz και για μέγεθος σκεδαστών μικρότερο από 300μm.

Έτσι τα πειραματικά δεδομένα εμπίπτουν στα όρια της ασθενούς σκέδασης.

- Ένας επιπρόσθετος περιορισμός της θεωρίας διάδοσης σε συνεχή μέσα με τυχαίες ανομοιογένειες, είναι ότι λαμβάνει υπ' όψιν μόνο τα διαμήκη κύματα διάδοσης, και μία πιθανή περίπτωση μετατροπής σε διατμητικά στις διεπιφάνειες στερεού υγρού (δοκίδας-μυελού) θεωρείται αμελητέα. Καταλήγοντας τονίζεται ότι αν και η θεωρία διάδοσης σε συνεχή μέσα με τυχαίες ανομοιογένειες είναι κατάλληλα για μαλακούς ιστούς, οι σκληροί ιστοί περιγράφονται αρκετά καλά.

- Η φασική ταχύτητα του ήχου λαμβάνεται σταθερή σ' όλο το εύρος των συχνοτήτων

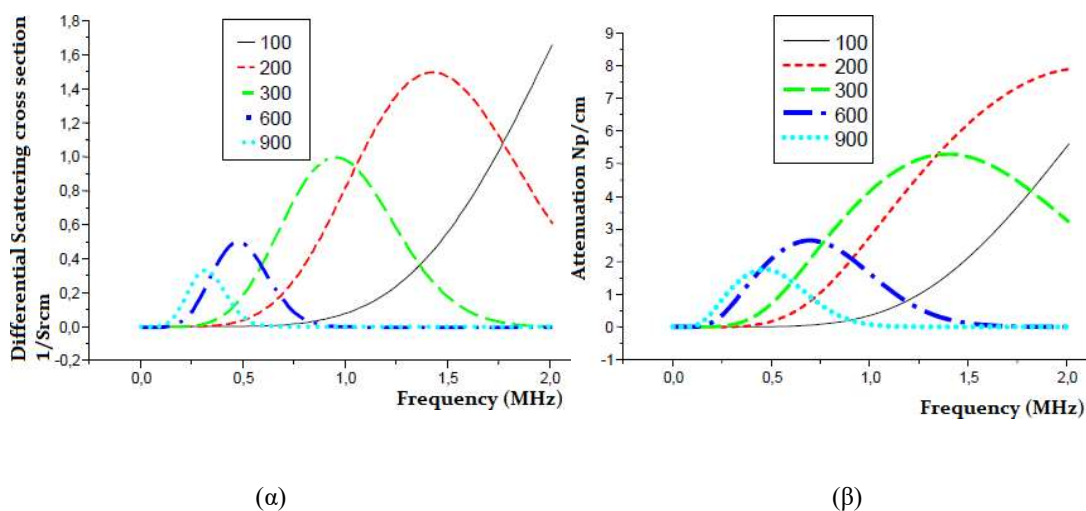
Συνάρτηση αυτοσυσχέτισης πυκνού πληθυσμού (Densely populated autocorrelation function):

Στο βόειο σπογγώδες οστό οι δοκίδες είναι πυκνά κατανεμημένες. Συνεπώς οι μέσες τιμές της πυκνότητας ρ_0 και της συμπιεστότητας κ_0 δεν προέρχονται μόνο από εκείνες του υγρού που περιβάλλει τις δοκίδες (μυελός), αλλά και από τις αντίστοιχες των δοκίδων-σκεδαστών. Έτσι το σπογγώδες οστό μπορεί να θεωρηθεί ένα μέσο πυκνού πληθυσμού (densely populated medium) όπου $\rho_f < \rho_0$ και $\kappa_f < \kappa_0$ ή με άλλα λόγια ένα μέσο, όπου κάθε του ανομοιογένεια είναι περισσότερο ασυμπίεστη και περισσότερο πυκνή, από το περιβάλλον μέσο. Η διαφορική διατομή σκέδασης σ_b και η εξασθένιση a_{sc} (Εικόνα 2.9) έχει αποδειχθεί ότι είναι:

$$\sigma_b = \frac{k^3 \gamma^2}{8\pi} \int_0^\infty \left(1 - \frac{x^2}{3a^2}\right) e^{-\frac{x^2}{2a^2}} \sin(2kx) x dx = \frac{1}{6} \sqrt{\frac{2}{\pi}} \gamma^2 k^6 a^5 e^{-2a^2 k^2}$$

$$a_{sc} = \frac{k^2 \mu^2}{2} \int_0^\infty \left(1 - \frac{x^2}{3a^2}\right) e^{-\frac{x^2}{2a^2}} (\cos kx - \cos 3kx) dx = \sqrt{\frac{\pi}{2}} \frac{k^2 \mu^2}{6} a e^{-\frac{9k^2 a^2}{2}} \left(-2 - 9a^2 k^2 + e^{4a^2 k^2} (2 + a^2 k^2)\right)$$

Όπου a είναι το μέγεθος του σκεδαστή, μ^2 η μεταβολή της ταχύτητας και $k=2\pi/\lambda$



Εικόνα 2.10 (α) Πρόβλεψη της εξασθένισης που οφείλεται στη σκέδαση συναρτήσει της συχνότητας (β) Πρόβλεψη της διαφορικής διατομής σκέδασης 180 για σπογγώδες οστό με πορώδες 70% για διάφορα μεγέθη σκεδαστών. Η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης για την περιγραφή του οστού, είναι αυτή του πυκνού πληθυσμού

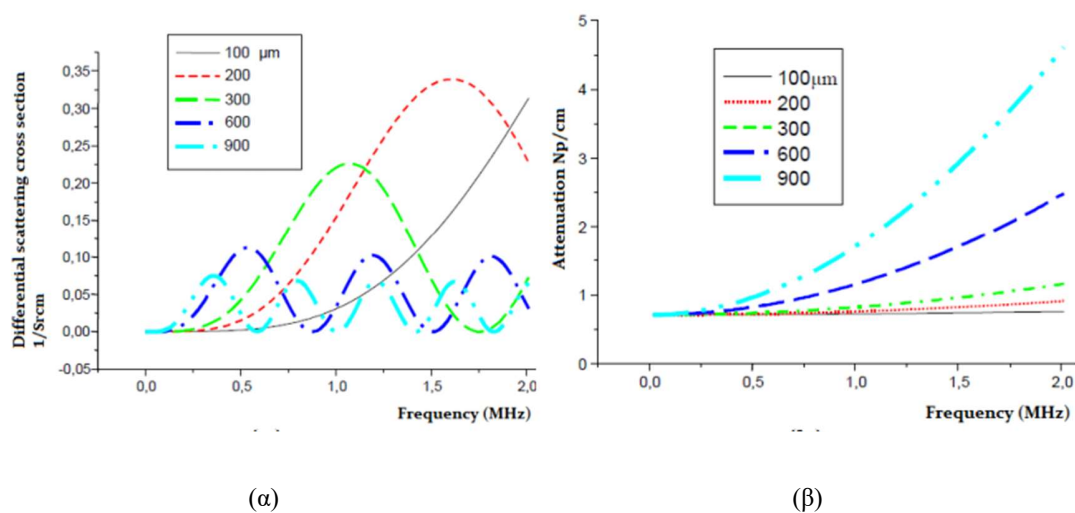
Συνάρτηση αυτοσυσχέτισης σφαιρικής κατανομής (Fluid Sphere autocorrelation function)

Έστω ένα τυχαίο μέσο μέσα στο οποίο υπάρχουν σφαίρες ίδιας ακτίνας τυχαία κατανεμημένες, διαφορετικής πυκνότητας και συμπιεστότητας από το μέσο αυτό. Η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης του μέσου αυτού (συνάρτηση σφαιρικής κατανομής) έχει προσδιορισθεί από την αυτοσυσχέτιση μιας σφαίρας στις τρεις διαστάσεις. Η διαφορική διατομή σκέδασης s_b και η εξασθένιση asc (Εικόνα 2.10) υπολογίζεται από τους εξής τύπους:

$$\sigma_b = \frac{k^4 V_s^2 \bar{n} \gamma_0^2}{16\pi^2} \left(\frac{3}{2ka} J_1(2ka) \right)$$

όπου: J_1 πρώτου βαθμού και πρώτου είδους σφαιρική συνάρτηση Bessel, V_s ο συνολικός όγκος σφαιρικών σκεδαστών ακτίνας a , $\bar{n}$ ο μέσος όρος σκεδαστών ανά μονάδα όγκου στο μέσο, και γ_0 η μέση τετραγωνική διακύμανση ανά σκεδαστή, και τον τύπο

$$\begin{aligned} a_{sc} = & \frac{k^2 \mu^2}{2} \left[\frac{10 - 9 \cos 2ak - \cos 6ak}{36ak^2} + \frac{1}{a^3 k^4} \left(\frac{41}{108} + \frac{3(-2 + 4a^2 k^2) \cos 2ak}{16} + \right. \right. \\ & \left. \left. + \frac{(-2 + 36a^2 k^2) \cos 6ak}{432} \right) + \frac{3 \sin 2ak + \sin 6ak}{6k} + \frac{1}{8a^2 k^3} ((-6 + 4a^2 k^2) \sin 2ak + \right. \\ & \left. \left. + \frac{1}{81} (-6 + 36a^2 k^2) \sin 6ak) \right] \right] \end{aligned}$$



Εικόνα 2.11 (α) Η διαφορικής διατομής σκέδασης 180° στο σπογγώδες οστό με πορώδες 70% για διαφορετικά μεγέθη σκεδαστών. Η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης για την περιγραφή του οστού είναι της σφαιρικής κατανομής. (β) Η εξασθένιση που οφείλεται στη σκέδαση για σπογγώδες οστό με πορώδες 70% για διάφορα μεγέθη σκεδαστών. Η συνάρτηση αυτοσυσχέτισης για την περιγραφή του οστού, είναι της σφαιρικής κατανομής.

2.6 ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΗΣ ΕΚΤΥΠΩΣΗΣ (3D-PRINTING)

Η τρισδιάστατη εκτύπωση (3D Printing) είναι μια μέθοδος προσθετικής κατασκευής στην οποία κατασκευάζονται αντικείμενα μέσω της διαδοχικής πρόσθεσης επάλληλων στρώσεων υλικού. Στη τρισδιάστατη εκτύπωση μπορούν να χρησιμοποιηθούν διάφοροι τύποι υλικού, κυρίως κεραμικά

και πολυμερή. Σε σύγκριση με άλλες τεχνολογίες και εξοπλισμό προσθετικής κατασκευής, οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές είναι συνήθως ταχύτεροι, φθηνότεροι και ευκολότεροι στη χρήση.

Οι τρισδιάστατοι εκτυπωτές (Εικόνα 2.12) χρησιμοποιούνται κυρίως για την κατασκευή φυσικών μοντέλων και πρωτοτύπων από σχεδιαστές, μηχανικούς και ομάδες ανάπτυξης νέων προϊόντων, έχουν τη δυνατότητα να εκτυπώνουν μέρη και εξαρτήματα από διάφορα υλικά, με διαφορετικές μηχανικές και φυσικές ιδιότητες και συχνά σε μια ενιαία διαδικασία κατασκευής.

Η τρισδιάστατη εκτύπωση εφευρέθηκε στα 1982 από τον Chuck Hull. Ο Hull είχε την ιδέα ότι αν μπορούσε να τοποθετήσει χιλιάδες λεπτά στρώματα πλαστικού το ένα πάνω από το άλλο και στη συνέχεια να χαράξει το σχήμα τους, χρησιμοποιώντας το φως, τότε θα ήταν σε θέση να σχηματίσει τρισδιάστατα αντικείμενα. Μετά από ένα χρόνο πειραματιζόμενος με τις ιδέες αυτές, ανέπτυξε ένα σύστημα όπου μια συμπυκνωμένη ακτίνα υπεριώδους φωτός, κινούμενη υπό τον έλεγχο ενός υπολογιστή, χτυπά την επιφάνεια ενός κάδου γεμάτο με υγρό φωτοπολυμερές και όπου χτυπά το υγρό αυτό μετατρέπεται σε ένα τύπο πλαστικού σε σταθερή μορφή. Ο Hull συνειδητοποίησε ότι το εύρημά του δεν περιοριζόταν σε υγρά στοιχεία και ως εκ τούτου η ευρεσιτεχνία του ονομάστηκε στερεολιθογραφία ή 3D εκτύπωση, καθώς κάλυπτε κάθε υλικό ικανό προς στερεοποίηση ή ικανό να μεταβάλει τη φυσική του κατάσταση.

Η βασική ιδέα πίσω από την τρισδιάστατη εκτύπωση -μια καθομιλουμένη φράση για μία μέθοδο που ονομάζεται «προσθετική κατασκευή»- συναντάται στους σχηματισμούς πετρωμάτων σε μεγάλα βάθη κάτω από τη γη (οι σταγόνες του νερού εναποθέτουν λεπτές στρώσεις μετάλλων σχηματίζοντας σταλακτίτες και σταλαγμίτες), ενώ ένα πιο σύγχρονο παράδειγμα είναι ένα κοινός επιτραπέζιος εκτυπωτής. Όπως ακριβώς ένας εκτυπωτής ψεκασμού μελάνης προσθέτει μεμονωμένες κουκίδες του μελανιού για να σχηματίσουν μια εικόνα, ένας 3D εκτυπωτής προσθέτει υλικό μόνο όπου χρειάζεται, ακολουθώντας εντολές από ένα ψηφιακό αρχείο.

Η τεχνολογία της προσθετικής κατασκευής εφαρμόζεται σε εκτυπωτές με διάφορα μεγέθη και σχήματα· ανεξάρτητα όμως από το είδος του 3D εκτυπωτή ή από το υλικό που

χρησιμοποιείται, η διαδικασία της 3D εκτύπωσης ακολουθεί τα ίδια βασικά βήματα. Ξεκινά με τη δημιουργία ενός 3D σχεδίου από το αντικείμενο που θέλει κανείς να εκτυπώσει, χρησιμοποιώντας ψηφιακό λογισμικό CAD (Computer Aided Design). Το ψηφιακό μοντέλο μπορεί επίσης να προκύψει μέσω της χρήσης κάποιου τρισδιάστατου σαρωτή είτε κατεβάζοντας απλώς κάποιο αρχείο από τη διαδικτυακή αγορά.

Η προετοιμασία του εκτυπωτή περιλαμβάνει καταρχάς το γέμισμά του με τις πρώτες ύλες (όπως πλαστικά, σκόνες μετάλλων). Πρέπει μάλιστα να διαλέξει κανείς το υλικό με το οποίο θα επιτύχει καλύτερα τις συγκεκριμένες ιδιότητες που απαιτούνται για το αντικείμενο που θέλει να παραγάγει. Η ποικιλία των υλικών που χρησιμοποιούνται στους 3D εκτυπωτές είναι πολύ μεγάλη, περιλαμβάνει πλαστικά, κεραμικά, ρητίνη, μέταλλα, άμμο, υφάσματα, βιοϋλικά, γυαλί ακόμα και τροφή.

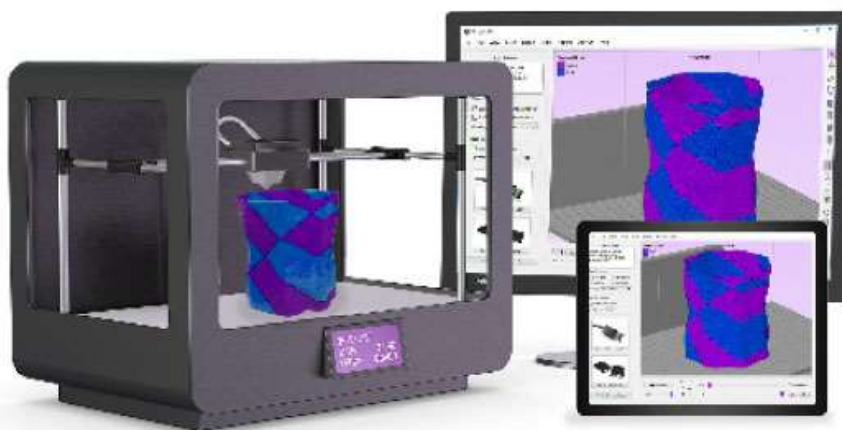
Επιπλέον, απαιτείται προετοιμασία της πλατφόρμας κατασκευής (σε ορισμένες περιπτώσεις, ίσως χρειαστεί να καθαριστεί ή να εφαρμόσει μια κόλλα για να αποτραπεί η μετακίνηση και στρέβλωση του αντικειμένου από τη θερμότητα κατά τη διάρκεια της διαδικασίας εκτύπωσης).

Μόλις φορτωθεί το ψηφιακό μοντέλο στον εκτυπωτή, το μηχάνημα αναλαμβάνει αυτόματα τη δημιουργία του επιθυμητού αντικειμένου. Ενώ οι διεργασίες εκτύπωσης ποικίλλουν ανάλογα με τον τύπο της τεχνολογίας του 3D εκτυπωτή, η εξώθηση υλικού (η οποία περιλαμβάνει έναν αριθμό διαφορετικών τύπων διεργασιών) είναι η πιο κοινή μέθοδος που χρησιμοποιείται στους επιτραπέζιους 3D εκτυπωτές.

Η εξώθηση υλικού λειτουργεί σαν ένα πυροβόλο όπλο κόλλας. Το υλικό εκτύπωσης, κατά κανόνα ένα πλαστικό νήμα, θερμαίνεται μέχρις ότου υγροποιείται και εξωθείται μέσω του ακροφυσίου (η άκρη από την οποία εκτινάσσεται το νήμα) εκτύπωσης. Χρησιμοποιώντας πληροφορίες από το ψηφιακό αρχείο, ο σχεδιασμός είναι χωρισμένος σε λεπτές δισδιάστατες διατομές, ώστε ο εκτυπωτής να ξέρει ακριβώς πού να τοποθετήσει το πλαστικό υλικό (πολυμερές)

μέσω του ακροφυσίου σε λεπτές στρώσεις, συχνά 0,1 χιλιοστά πάχος. Το πολυμερές στερεοποιείται γρήγορα και δένεται με το κάτω στρώμα του υλικού, πριν χαμηλώσει η πλατφόρμα και η κεφαλή εκτύπωσης προσθέσει άλλο στρώμα. Ανάλογα με το μέγεθος και την πολυπλοκότητα του αντικειμένου, η όλη διαδικασία μπορεί να διαρκέσει από λεπτά έως ημέρες.

Αφού ολοκληρωθεί η εκτύπωση, κάθε αντικείμενο απαιτεί μία ελάχιστη μετα-επεξεργασία η οποία περιλαμβάνει ποικιλία πρακτικών (απλών ή περισσότερο σύνθετων), από την απλή αποκόλληση του αντικειμένου από την πλατφόρμα εκτύπωσης, έως την αφαίρεση δομών στήριξης από το αντικείμενο (προσωρινό υλικό που τυπώνεται για τη στήριξη προεξοχών επί του αντικειμένου), το βούρτσισμα, το φινίρισμα κτλ. Αυτό το βήμα απαιτεί συχνά εξειδικευμένες δεξιότητες και υλικά. Όταν το αντικείμενο πρωτοτυπώνεται, συχνά δεν μπορεί να χρησιμοποιηθεί άμεσα ή να ολοκληρωθεί μέχρις ότου λειανθεί, βερνικωθεί ή βαφτεί ώστε να ολοκληρωθεί ο αρχικός σχεδιασμός του. Το υλικό το οποίο έχει επιλεγθεί είναι αυτό το οποίο θα καθορίσει ποια μέθοδος μετα-επεξεργασίας είναι η πιο αρμόδια.



Εικόνα 2.12 Τρισδιάστατος Εκτυπωτής (3D-Printer)

Όσον αφορά τις εφαρμογές τρισδιάστατης εκτύπωσης στην ιατρική, υπάρχουν τέσσερα επίπεδα:

- Τα μοντέλα οργάνων κατασκευάζονται προκειμένου να βοηθήσουν στην προεγχειρητική σχεδίαση και στην ανάλυση χειρουργικής θεραπείας.

Τρισδιάστατα τυπωμένα όργανα και ιατρικά μοντέλα βοηθούν τους γιατρούς στην προετοιμασία μιας χειρουργικής επέμβασης, αλλά μπορούν επίσης να παρέχουν ένα μέσο επικοινωνίας μεταξύ γιατρών και μηχανικών, βοηθώντας έτσι στη χειρουργική ανάλυση και διάγνωση. Οι εφαρμογές που περιλαμβάνουν *in vitro* εξοπλισμό, ιατρικά μοντέλα, πρότυπα δοκιμών και σχεδιασμό πρόσθεσης δεν απαιτούν τη βιοσυμβατότητα των υλικών, επειδή αυτά τα τρισδιάστατα αντικείμενα δεν θα εισέλθουν στο σώμα.

- Μόνιμα μη βιοδραστικά εμφυτεύματα.

Στην οδοντιατρική και την ορθοπεδική χρησιμοποιούνται μόνιμα ιατρικά εμφυτεύματα που κατασκευάζονται από μη αποικοδομήσιμα βιοϋλικά. Τα μόνιμα ιατρικά εμφυτεύματα παρέχουν καλή βιοσυμβατότητα μετά τη χειρουργική επέμβαση και σε σύγκριση με τα παραδοσιακά κατασκευασμένα εμφυτεύματα, τα 3D-εκτυπωμένα με οποιαδήποτε σύνθετη δομή μπορούν να εξατομικευτούν σε πραγματικό χρόνο, κατασκευασμένα με υψηλή ακρίβεια διαστάσεων.

- Κατασκευή βιοδραστικών και βιοαποικοδομήσιμων ικριωμάτων.

Η κατασκευή ιστών και οργάνων μπορεί να επιτευχθεί με δύο πιθανούς τρόπους. Η πρώτη μέθοδος αφορά τη μηχανική ιστών και είναι γνωστή ως έμμεση συγκρότηση κυττάρων, η οποία περιλαμβάνει την κατασκευή τρισδιάστατου ικριώματος και μετά τη σπορά κυττάρων. Οι βιομιμητικές δομές μικροαρχιτεκτονικής τύπου ιστού θα μπορούσαν να δημιουργηθούν από βιοσυμβατά υλικά, παράγοντες ανάπτυξης και φυσικούς παράγοντες. Αυτό θα

μπορούσε να επιτευχθεί είτε μόνο με αυτούς τους παράγοντες είτε σε συνδυασμό με ζωντανά κύτταρα . Η δεύτερη μέθοδος δημιουργεί τόσο κύτταρα όσο και υλικά σε σύνθετη δομή και είναι γνωστή ως άμεση συγκρότηση κυψελών.

- Άμεση εκτύπωση ιστών και οργάνων.

Η εκτύπωση κυττάρων και οργάνων αντιπροσωπεύει την προέλευση της σύγχρονης τεχνολογίας «βιοεκτύπωσης» 3D. Διάφορα υλικά και η «βιολογική μελάνη» που περιέχουν κύτταρα σπόρου, αυξητικούς παράγοντες και θρεπτικά συστατικά εκτυπώνονται ανά στρώση, σχηματίζοντας έτσι δομές ιστού. Στη συνέχεια, με τη διαδικασία καλλιέργειας, μπορούν να σχηματιστούν ιστοί ή όργανα με φυσιολογικές λειτουργίες.

Η τρισδιάστατη εκτύπωση αποτελεί ένα καινοτόμο εργαλείο που έχει εφαρμογή σε πολλά διαφορετικά πεδία εφαρμογής, συμπεριλαμβανομένης της ιατρικής και είναι μια συνεχώς αναπτυσσόμενη τεχνολογία , καθώς αυξάνεται η απόδοση, η ανάλυση και τα διαθέσιμα υλικά του εκτυπωτή. Οι ιατρικές εξελίξεις στις οποίες συνεισφέρει η τρισδιάστατη εκτύπωση, είναι σημαντικές. Ωστόσο, οι επιστήμονες συνεχίζουν να βελτιώνουν τις υπάρχουσες ιατρικές εφαρμογές της τεχνολογίας 3D-εκτύπωσης, όπως η εκτύπωση οργάνων.

2.7 ΠΡΟΣΦΑΤΕΣ ΕΡΕΥΝΕΣ ΠΑΝΩ ΣΕ ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΑ ΜΟΝΤΕΛΑ ΣΠΟΓΓΩΔΟΥΣ ΟΣΤΟΥ

Η τεχνολογία της τρισδιάστατης εκτύπωσης χρησιμοποιείται για την κατασκευή αντιγράφων σπογγώδων οστών προκειμένου να προσομοιωθεί η ίδια δομή οστού με διακριτές παραμέτρους.

Είναι δύσκολο να έχουμε το ίδιο δείγμα σε διαφορετικές καταστάσεις και συνεπώς να συγκρίνουμε τα χαρακτηριστικά και τις μηχανικές ιδιότητες. Έτσι, η τεχνολογία εκτύπωσης 3D δίνει την ευκαιρία να ξεπεραστούν αυτά τα ζητήματα και να μελετηθούν οι ιδιότητες των οστών με διαφορετικούς τρόπους που οδηγούν σε ποσοτικά αποτελέσματα εύκολα.

Ο C.M. Langton (1997) χρησιμοποίησε τη μέθοδο της στερεολιθογραφίας για να κατασκευάσει ένα μοντέλο, προσομοιώνοντας έτσι το δοκιδωτό οστό του ανθρώπινου ασβεστίου. Με αυτόν τον τρόπο, προσομοιώθηκε η διάτρηση και η αραίωση του δοκιδωτού οστού που σχετίζεται με την οστεοπόρωση και εκτιμήθηκε η εξάρτηση των υπερήχων και των μηχανικών παραμέτρων από τη δομή των καρκινικών οστών. Επίσης, το 2006, η C.M. Langton και ο C.A. Dobson εφάρμοσε τη στερεολιθογραφία για να κατασκευάσει μοντέλα δομών δοκιδωτών οστών. Τα τρισδιάστατα τυπωμένα μοντέλα δοκιμάστηκαν μηχανικά και τα αποτελέσματα σχετικά με την ακαμψία των οστών συγκρίθηκαν με εκείνα που προέβλεπε η ανάλυση πεπερασμένων στοιχείων. Μετά από αυτήν τη σύγκριση προέκυψε ισχυρή συσχέτιση μεταξύ των προβλεπόμενων και υπολογισμένων δυσκαμψιών των δομών, δείχνοντας έτσι ότι η μέθοδος της στερεολιθογραφίας είναι πολλά υποσχόμενη. Μετά από μερικά χρόνια, ο Haydar Aygün (2010) εφάρμοσε τον πολλαπλασιασμό υπερήχων μέσω στερεολιθογραφικών αντιγράφων οστών που ήταν 13 φορές μεγαλύτερα από τα αρχικά δείγματα οστών. Οι μετρήσεις των παλμών, που επικεντρώθηκαν στα 100 kHz και 1 MHz και μεταδόθηκαν μέσω των αντίγραφων οστών, συγκρίθηκαν με τις προβλέψεις μιας τροποποιημένης ανισοτροπικής θεωρίας Biot-Allard.

Ο V. Kuhn (2014) μελέτησε την ποιότητα και τη διαφορά δομών δοκιδωτού οστού με βάση microCT και τις βιομηχανικές ιδιότητες δειγμάτων δοκιδωτού οστού με εκτύπωση 3D, έχοντας χρησιμοποιήσει εκτυπωτές 3D υψηλών προδιαγραφών που επιτρέπουν αναλύσεις έως 16μm. Ο Y.J. Yoon (2015) εφάρμοσε την τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης και τη δοκιμή συμπίεσης προκειμένου να διερευνήσει τις μηχανικές ιδιότητες δομημένων δοκιδωτών δοκών οστών και

κηρήθρων. Οι δομές που σχεδιάστηκαν κατασκευάστηκαν χρησιμοποιώντας το μοντέλο τήξης από τήξη (FDM) με υλικό ακρυλονιτριλίου βουταδιενίου στυρολίου (ABS).

Το επόμενο έτος, ο F. Meziere πραγματοποίησε μετρήσεις υπερήχων των δειγμάτων δοκιδωδους οστού τρισδιάστατης κλίμακας 1: 1. Τα πειράματα υπερήχων μέσω μετάδοσης πραγματοποιήθηκαν μέσω μιας εξαιρετικά ανισοτροπικής εκδοχής της δομής των οστών και παρατηρήθηκαν τόσο τα γρήγορα όσο και τα αργά κύματα. Σε αυτή τη μελέτη υπογραμμίζεται το δυναμικό της στερεολιθογραφίας και η σχετικότητα αυτού του είδους.

Η πιο πρόσφατη μελέτη που δημοσιεύθηκε σε ό, τι αφορά τη διάδοση των υπερηχητικών κυμάτων μέσω ενός τρισδιάστατου τυπωμένου μοντέλου δοκιδωτού οστού που διεξήχθησαν από τους Α. Τσιριγότη, Δ. Δεληγιάννη και Κ. Αποστολόπουλο (2021). Πρώτον, το γεγονός ότι ο τρισδιάστατος εκτυπωτής είναι σε θέση να παράγει με ακρίβεια και επανειλημμένα «μοντέλα αντιγράφων οστών» διαφορετικού μεγέθους και πυκνότητας επιβεβαιώθηκε με δοκιμές συμπίεσης. Στη συνέχεια, κατασκευάστηκαν αντίγραφα των αρχικών δειγμάτων δοκιδωτού οστού με δύο διαφορετικά πολυμερή και χρησιμοποιήθηκαν μοντέλα αραιωμένων δοκιδίων για την εκτίμηση της επίδρασης των ιδιοτήτων υλικού στα χαρακτηριστικά υπερήχων. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι επηρεάζεται μόνο το μέγεθος του συντελεστή οπισθοσκέδασης, ενώ τα χαρακτηριστικά της διάδοσης υπερήχων συνδέονται με την δοκιδωτή δομή.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΥΛΙΚΑ

Στη παρούσα εργασία κατασκευάστηκαν από τον τρισδιάστατο εκτυπωτή αντίγραφα βοειδούς σπογγώδους οστού χρησιμοποιώντας τρία διαφορετικά υλικά με σκοπό την εκτίμηση της επίδρασης των διαφορετικών υλικών στην διάδοση των υπερήχων μέσα από αυτών των δομών. Τα υλικά αυτά ήταν το πολυγαλακτικό οξύ (Polylactic Acid- PLA), η θερμοπλαστική πολουρεθάνη (Thermoplastic Polyurethane-TPU) για την κατασκευή οστών με τιμές BV/TV 40% και 55% καθώς και το πολυπροπένιο (Polypropylene -PP), το οποίο έχει πυκνότητα πολύ κοντά με αυτή των ανθρωπίνων οστών με τιμές BV/TV 55%, 40%, και οστεοπρωτικά δείγματα 34% και 21%, προκειμένου να προσομοιωθούν οι πραγματικές συνθήκες και εξάγουμε χρήσιμα συμπεράσματα όσον αφορά την οστεοπόρωση. Συνολικά, κατασκευάστηκαν οκτώ δείγματα.

3.1 ΠΟΛΥΓΑΛΑΚΤΙΚΟ ΟΞΥ (POLYLACTIC ACID-PLA)

Το πολυγαλακτικό οξύ ή πολυγαλακτικό οξύ ή πολυλακτίδιο (PLA) είναι ένας βιοδιασπάσιμος και βιοδραστικός θερμοπλαστικός αλειφατικός πολυεστέρας που προέρχεται από ανανεώσιμες πηγές, όπως το άμυλο καλαμποκιού (στις Ηνωμένες Πολιτείες και τον Καναδά), οι ρίζες ταπιόκα σε φλούδες ή το άμυλο (κυρίως στην Ασία), ή το ζαχαροκάλαμο (στον υπόλοιπο κόσμο).

Μερικές εφαρμογές του PLA στην Ιατρική είναι οι παρακάτω:

- Κατασκευή ορθοπεδικών συσκευών και συσκευών στερέωσης
- Μηχανική ιστών και αναγεννητική ιατρική
- Διαχείριση Τραυμάτων

Το PLA είναι ένα θερμοπλαστικό πολυμερές υψηλής αντοχής και υψηλού συντελεστή που μπορεί να προέρχεται από ανανεώσιμες πηγές ετησίως για την παραγωγή διάφορων συστατικών είτε για βιομηχανική χρήση είτε για την κατασκευή βιοσυμβατών / βιοαπορροφητικών ιατρικών συσκευών. Μπορεί εύκολα να υποβληθεί σε επεξεργασία σε τυποποιημένο πλαστικό για την κατασκευή ινών, φιλμ ή χυτευμένων μερών. Επίσης, το PLA χρησιμοποιείται ευρέως στη τρισδιάστατη εκτύπωση και δεν είναι κατάλληλο για επαφή με τρόφιμα και εφαρμογές in-vivo. Στους παρακάτω πίνακες φαίνονται οι θερμικές και οι μηχανικές ιδιότητες 3D-Printing του PLA.

Πίνακας 3.1. Θερμικές ιδιότητες πολυγαλακτικού οξέος (PLA)

ΘΕΡΜΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ	ΤΥΠΙΚΕΣ ΤΙΜΕΣ
Ρυθμός ροής τηγμένου	6.09 g/10min
Θερμοκρασία υαλώδους μετάπτωσης	~60 °C
Θερμοκρασία τήξης	145-160 °C

ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ	ΤΥΠΙΚΕΣ ΤΙΜΕΣ
Πυκνότητα	1.24 g/cm ³
Μέτρο Ελαστικότητας	2346.5 MPa
Εκφυλιστική Αντοχή στο όριο διαρροής	49.5MPa
Εκφυλιστική Αντοχή κατά τη θραύση	45.6 MPa
Επιμήκυνση στο όριο διαρροής	3.3%
Επιμήκυνση κατά τη θραύση	5.2%
Αντίσταση στη κάμψη	103.0 MPa
Μέτρο Κάμψης	3150.0 MPa

Πίνακας 3.2. Μηχανικές ιδιότητες πολυγαλακτικού οξέος 3D-Printing (PLA)

3.2 ΘΕΡΜΟΠΛΑΣΤΙΚΗ ΠΟΛΥΟΥΡΕΘΑΝΗ (THERMOPLASTIC POLYURETHANE- TPU)

Η θερμοπλαστική πολυουθεράνη είναι ένας τύπος θερμοπλαστικού ελαστομερούς. Ως εκ τούτου, είναι ελαστική και μπορεί να υποβληθεί σε επεξεργασία με τήξη. Έχει πολλές ευνοϊκές ιδιότητες όπως η ελαστικότητα, η διαφάνεια, η αντίσταση έναντι των ελαίων και η αντίσταση στην τριβή. Το TPU είναι μια μορφή μπλοκ συμπολυμερούς (περιέχει μαλακά και σκληρά τμήματα).

Το TPU χρησιμοποιείται ευρέως στην υγειονομική περίθαλψη, την αεροδιαστημική και σε πολλές βιομηχανίες για επιστρώσεις, εξαρτήματα και προϊόντα, λόγω των καλών ιδιοτήτων του και της σύνθετης ευελιξίας. Επίσης, χρησιμοποιείται για τρισδιάστατη εκτύπωση, όπου δεν είναι κατάλληλο για επαφή με τρόφιμα και εφαρμογές in-vivo.

Στους παρακάτω πίνακες φαίνονται οι θερμικές και οι μηχανικές ιδιότητες 3D-Printing του TPU

Πίνακας 3.3. Θερμικές ιδιότητες θερμοπλαστικής πολυουθεράνης (TPU)

ΘΕΡΜΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ	ΤΥΠΙΚΕΣ ΤΙΜΕΣ
Ρυθμός ροής τηγμένου	15.9 g/10min
Θερμοκρασία ναλώδους μετάπτωσης	-24 °C
Θερμοκρασία τήξης	220 °C

ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ	ΤΥΠΙΚΕΣ ΤΙΜΕΣ
Πυκνότητα	1.21 g/cm ³
Μέτρο Ελαστικότητας	26.0 MPa
Εκφυλιστική Αντοχή στο όριο διαρροής	8.6 MPa
Εκφυλιστική Αντοχή κατά τη θραύση	39.0 MPa
Επιμήκυνση στο όριο διαρροής	55%
Επιμήκυνση κατά τη θραύση	580 %
Αντίσταση στη κάμψη	4.3 MPa
Μέτρο Κάμψης	78.7 MPa

Πίνακας 3.4.Μηχανικές ιδιότητες θερμοπλαστικής πολυουρεθάνης (TPU) 3D-Printing

3.3 ΠΟΛΥΠΡΟΠΥΛΕΝΙΟ (POLYPROPELENE-PP)

Το πολυπροπυλένιο (PP) είναι ένα θερμοπλαστικό πολυμερές που χρησιμοποιείται σε μια ευρεία ποικιλία εφαρμογών συμπεριλαμβανομένης της συσκευασίας και της επισήμανσης, στα κλωστοϋφαντουργικά προϊόντα (π.χ., σχοινιά, χαλιά κτλπ.), χαρτικά, πλαστικά μέρη και επαναχρησιμοποιούμενα δοχεία διαφόρων τύπων, εργαστηριακό εξοπλισμό και εξαρτήματα αυτοκινήτων. Επιπλέον είναι ένα πολυμερές το οποίο γίνεται από το μονομερές προπυλενίου, είναι τραχύ και ασυνήθιστα ανθεκτικό σε πολλά χημικά διαλυτικά, οξέα και βάσεις.

Επιπλέον, το πολυπροπυλένιο χρησιμοποιείται εκτενώς ως υλικό 3D-εκτύπωσης, το οποίο δεν είναι κατάλληλο για επαφή με τρόφιμα και in vivo εφαρμογές.

Στους παρακάτω πίνακες φαίνονται οι θερμικές και οι μηχανικές ιδιότητες 3D-Printing του PP.

Πίνακας 3.5.Θερμικές ιδιότητες πολυπροπυλενίου (PP)

ΘΕΡΜΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ	ΤΥΠΙΚΕΣ ΤΙΜΕΣ
Ρυθμός ροής τηγμένου	20 g/10min
Θερμοκρασία ναλώδους μετάπτωσης	115 °C
Θερμοκρασία τήξης	130 °C

Πίνακας 3.6.Μηχανικές ιδιότητες πολυπροπυλενίου (PP) 3D-Printing

ΜΗΧΑΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ	ΤΥΠΙΚΕΣ ΤΙΜΕΣ
Πυκνότητα	0.89 g/cm ³
Μέτρο Ελαστικότητας	220 MPa
Εκφυλιστική Αντοχή στο όριο διαρροής	8.7 MPa
Εκφυλιστική Αντοχή κατά τη θραύση	Δεν υπήρχε θραύση κατά τις δοκιμές
Επιμήκυνση στο όριο διαρροής	18%
Επιμήκυνση κατά τη θραύση	>300%
Αντίσταση στη κάμψη	13 MPa
Μέτρο Κάμψης	305 MPa

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΠΕΙΡΑΜΑΤΙΚΗ ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ

4.1 ΚΑΤΑΣΚΕΥΗ ΔΕΙΓΜΑΤΩΝ ΟΣΤΩΝ

Στην παρούσα εργασία κατασκευάστηκαν οκτώ αντίγραφα σπογγώδους οστού από βόειο μηριαίο. Τα αντίγραφα αυτά κατασκευάστηκαν από τρία διαφορετικά υλικά με ξεχωριστά BV/TV(%) και τιμές 21%, 34%, 40%, 55%.

Αρχικά, εφαρμόστηκε στα αυθεντικά δείγματα ακτίνες X μικροεστίασης, χρησιμοποιώντας έναν X-CUBE CT Scanner. Ο μυελός των οστών είχε πρωτίστως αφαιρεθεί. Στη συνέχεια οι προεξοχές ανακατασκευάστηκαν σε όγκο 3D από ένα λογισμικό X-CUBE και χρησιμοποιώντας ένα αλγόριθμο τρισδιάστατου φίλτρου. Μετά την διαδικασία κατασκευής των εικόνων, πραγματοποιήθηκε ο διαχωρισμός των εικονοστειχείων (pixel) που δεν ήταν οστά. Για αυτήν τη μελέτη, ένας επιλεγμένος όγκος ενδιαφέροντος (VOI) ήταν ένας κύβος μεγέθους 6 mm (110 x 110 x 110 voxels). Τέλος, ένα τρισδιάστατο μοντέλο επιφάνειας του δοκιδωτού δείγματος οστού ανακατασκευάστηκε με την εισαγωγή της στοίβας με τις διαφοροποιημένες εικόνες στο λογισμικό InVesalius 3.1.1 και το μοντέλο επιφάνειας 3D αποθηκεύτηκε ως αρχείο "stl".

Η κατασκευή τρισδιάστατων αντιγράφων δοκιδωτών οστών επιτεύχθηκε χρησιμοποιώντας έναν εκτυπωτή 3D Ultimaker 2+. Αρχικά, τα "αρχεία stl" που αναφέρθηκαν προηγουμένως, εισάγονται σε ένα λογισμικό που ονομάζεται Ultimaker Cura προκειμένου να επεξεργαστεί τα χαρακτηριστικά των μοντέλων και να καθορίσει τις κατάλληλες ρυθμίσεις του εκτυπωτή 3D. Στη συνέχεια, ακολουθεί ο τεμαχισμός των μοντέλων και η μετατροπή τους σε κώδικα g. Ο κωδικός G είναι ένας αναγνώσιμος τύπος αρχείου από το 3Dprinter. Το Ultimaker 2+

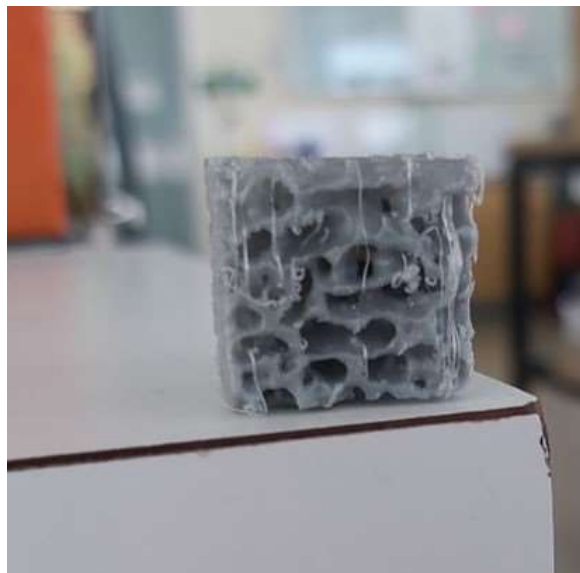
ακολουθεί μια διαδικασία που ονομάζεται Fused Filament Fabrication (FFF), η οποία έχει μεγάλη ακρίβεια για σύνθετες μηχανικές κατασκευές.



Εικόνα 4.1 Ultimaker Τρισδιάστατος Εκτυπωτής

Στην παρούσα μελέτη, χρησιμοποιήθηκαν τρία διαφορετικά υλικά για την αξιολόγηση της επίδρασης των ιδιοτήτων του υλικού στη διάδοση των υπερήχων στα οστά. Το καθαρό πολυγαλακτικό οξύ (PLA) και η θερμοπλαστική πολουρεθάνη (TPU) χρησιμοποιήθηκαν για την κατασκευή δειγμάτων οστού $BV / TV = 55\%$ και $BV / TV = 40\%$ (συνολικά τέσσερα δείγματα) προκειμένου να συγκριθούν οι ιδιότητες υπερήχων. Αυτά τα υλικά επιλέχθηκαν λόγω των διαφορετικών μηχανικών ιδιοτήτων τους, εκτός από την πυκνότητα που είναι παρόμοια. Επίσης, το πολυπροπυλένιο (PP) χρησιμοποιήθηκε για δείγματα σπογγώδους οστού $BV / TV = 55\%$, $BV /$

TV = 40% και για οστεοπορωτικά $BV / TV = 34\%$ και $BV / TV = 21\%$, λόγω της πυκνότητάς του που είναι παρόμοια με αυτή των ανθρώπινων οστών. Πρέπει να σημειωθεί ότι όλα τα υλικά που χρησιμοποιήθηκαν για τη διαδικασία εκτύπωσης 3D αποκτήθηκαν απευθείας από την εταιρεία "Ultimaker". Στην Εικόνα 4.2 φαίνεται το αποτέλεσμα των αντίγραφων σπογγώδους οστού από τον Ultimaker. Τέλος, στον Πίνακα 4.1 διακρίνονται οι μετρήσεις για τη μάζα, τον όγκο και την πυκνότητα των τριών αντίγραφων καθώς και το μέγεθος τους σε κάθε διάσταση (X,Y,Z) τα οποία μετρήθηκαν σε θερμοκρασία δωματίου 25 βαθμών.



Εικόνα 4.2 Αντίγραφο σπογγώδους οστού

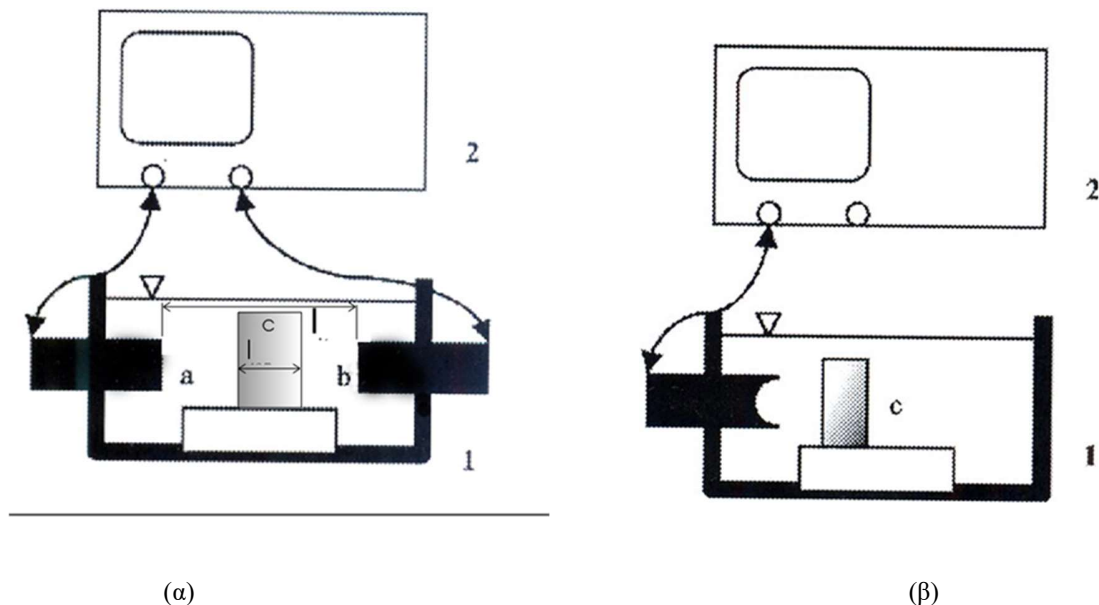
<i>ΥΑΙΚΟ</i>	<i>PLA</i>		<i>TPU</i>		<i>PP</i>			
BV/TV(%)	55	40	55	40	55	40	34	21
X(mm)	18,3	18	18,3	18	18,3	18	18	18
Y(mm)	18	19,4	18	19,4	18	19,4	18	18
Z(mm)	18,1	18	18,1	18	18,1	18	18,1	18,2
Μάζα(gr)	2,808	2,967	2,610	2,924	1,773	2,139	2,139	1,773
Όγκος (cm ³)	5,9621	6,2856	5,9621	6,2856	5,9621	6,2856	6,2856	5,9621
Πυκνότητα (gr/cm ³)	0,471	0,472	0,438	0,465	0,406	0,340	0,318	0,169

Πίνακας 4.1. Μετρήσεις Αντιγράφων σπογγώδους οστού για τα διάφορα υλικά

4.2 ΜΕΤΡΗΣΕΙΣ ΑΚΟΥΣΤΙΚΩΝ ΙΔΙΟΤΗΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Σε έναν αριθμό οκτώ δειγμάτων δοκιδωτού οστού τρισδιάστατης εκτύπωσης, πραγματοποιήθηκαν μετρήσεις σε τρεις κατευθύνσεις κάθετες μεταξύ τους (X,Y,Z). Οι μετρήσεις των υπερήχων πραγματοποιήθηκαν σε απεσταγμένο νερό σε θερμοκρασία δωματίου. Τα δείγματα τοποθετήθηκαν σε φιάλη κενού για να απομακρυνθούν οι φυσαλίδες αέρα. Οι μετρήσεις αυτές γίνονται με μεταλλάκτες ειδικούς για μετρήσεις μέσα στο νερό (immersion transducers) μη εστιακούς (Panametrics, V303, d=0,5in, κεντρική συχνότητα 1MHz, και εστιακή απόσταση F=23mm). Αυτοί συνδέονται μ' έναν δέκτη παλμών υπερήχων (USD 10NF, Krautkraemer, Germany) που μπορεί να δουλέψει με δύο τρόπους: με τους δύο μεταλλάκτες συνευθειακούς (ο ένας σαν πομπός και ο άλλος σαν δέκτης), και το δοκίμιο ανάμεσά τους (through- transmission), και ο άλλος μ'έναν μεταλλάκτη που είναι ταυτόχρονα πομπός και δέκτης (pulse-echo). Τα RF ψηφιακά σήματα ελήφθησαν με συχνότητα δειγματοληψίας 35 MHz. Τα -20dB στο εύρος του σήματος, αντιστοιχούν σε συχνότητα από 0.24 έως 1.24 MHz και από 0.38 έως 1.18 MHz για εστιακούς και μη εστιακούς μεταλλάκτες αντίστοιχα.

Η μέθοδος through-transmission χρησιμοποιήθηκε για να μετρήσουμε την ταχύτητα του υπέρηχου και την εξασθένιση (BUA) που υφίσταται όταν διέρχεται μέσα από το νερό ή το δοκίμιο (SOS). Η συντελεστής εξασθένισης υπολογίζεται σε μονάδες dB, ως ο δεκαδικός λογάριθμος του λόγου των ευρών του φάσματος της ισχύος του κύματος που διαδίδεται μέσω του δοκιμίου και του νερού αντίστοιχα. Η εξασθένιση συναρτήσει της συχνότητας παρουσιάζει μία γραμμική περιοχή στην περιοχή συχνοτήτων από 200 έως 900 kHz. Η κλίση της γραμμικής περιοχής της εξασθένισης συναρτήσει της συχνότητας μας δίνει την τιμή της εξασθένισης ευρέως φάσματος (BUA). Η ταχύτητα διάδοσης των υπερήχων σε αντίγραφα τρισδιάστατης εκτύπωσης δοκίμια σπογγώδους οστού βασίζεται στον προσδιορισμό του χρόνου διέλευσης (time of flight) του παλμού των υπερήχων από τον μεταλλάκτη πομπό στον μεταλλάκτη δέκτη.



Εικόνα 4.3 (α) Μέθοδος Through Transmission (β) Μέθοδος Pulse-Echo

Οι μετρήσεις της διαφορικής διατομής σκέδασης γίνονται με την μέθοδο pulse-echo δηλ.μ' έναν μεταλλάκτη που μπορεί να είναι είτε εστιακός είτε μη εστιακός, και να έχει τον διπλό ρόλο του πομπού (transmitter) και του δέκτη (receiver) ταυτόχρονα. Η διαφορική διατομή σκέδασης 180 σε συνάρτηση με την συχνότητα υπολογίζεται με την μέθοδο των Roberjot et al., (1996) και Chaffai et al., (2002). Τα RF σήματα από τα δοκίμια του οστού λαμβάνονται με βήματα του 1 mm, σε 2D σάρωση της διατομής του αυτού. Η διατομή της δέσμης του υπέρηχου δίνεται από την σχέση $2.44\lambda F/d = 6.75\text{mm}$ (Wear et al., 2001) για μεταλλάκτη συχνότητας 1MHz, όπου λ είναι το μήκος κύματος, F είναι το μήκος εστίασης (Focal Length) (Σχ. 3.11), και d είναι η διάμετρος του μεταλλάκτη.

Οι μετρήσεις της διαφορικής διατομής σκέδασης γίνονται με την μέθοδο pulse-echo δηλ.μ' έναν μεταλλάκτη που μπορεί να είναι είτε εστιακός είτε μη εστιακός, και να έχει τον διπλό ρόλο του πομπού (transmitter) και του δέκτη (receiver) ταυτόχρονα. Η διαφορική διατομή σκέδασης 180 σε συνάρτηση με την συχνότητα υπολογίζεται με την μέθοδο των Roberjot et al., (1996) και Chaffai et al., (2002). Τα RF σήματα από τα δοκίμια του οστού λαμβάνονται με βήματα του 1 mm, σε 2D σάρωση της διατομής του αυτού. Η διατομή της δέσμης του υπέρηχου δίνεται από την σχέση $2.44\lambda F/d = 6.75\text{mm}$ (Wear et al., 2001) για μεταλλάκτη συχνότητας 1MHz, όπου λ είναι το μήκος κύματος, F είναι το μήκος εστίασης (Focal Length) (Σχ. 3.11), και d είναι η διάμετρος του μεταλλάκτη.

Από τη χρονοσειρά του σήματος που αντιστοιχεί σε όλο το μήκος του δοκιμίου επιλέγεται μία περιοχή μήκους 7 mm (3 mm από την αρχή του δοκιμίου), στην οποία υπολογίζεται η διαφορική διατομή σκέδασης 180. Ο υπολογισμός αυτός περιλαμβάνει μία διόρθωση του σήματος στ' άκρα του με το παράθυρο του Hamming (Hamming window), και τρεις συντελεστές διόρθωσης που αφορούν σφάλματα που οφείλονται στην εξασθένιση του σήματος στο οστό, (Ο' Donell και Miller, 1981), στην εξάρτηση της συχνότητας από τον όγκο που εξετάζεται, και στην διάθλαση (Xu et al., 1993) που συμβαίνει στον ήχο όταν αυτός συναντά την διεπιφάνεια νερού-

οστού. Το φάσμα της ισχύος (power spectrum) της περιοχής των 7mm του δοκιμίου, που προκύπτει από την μετάβαση στο πεδίο των συχνοτήτων από το πεδίο του χρόνου με τον μετασχηματισμό Fourier διαιρείται με το αντίστοιχο φάσμα της ισχύος μίας ατσάλινης πλάκας που θεωρείται ως αναφορά. Η επιφάνεια της πλάκας βρίσκεται σε απόσταση από τον μεταλλάκτη όση είναι η απόσταση του μεταλλάκτη από το μέσο της περιοχής των 7 mm του τμήματος του δοκιμίου που μας ενδιαφέρει.

Έτσι προκύπτει η σχέση που εκφράζει τον φαινόμενο συντελεστή σκέδασης.

$$\hat{\mu}_B(f) = \frac{\langle S_B(f) \rangle}{S_0(f)}$$

όπου $\langle S_B(f) \rangle$ είναι ο μέσος όρος των τιμών του φάσματος της ισχύος που λαμβάνεται σε διαφορετικές θέσεις που αντιστοιχούν στον όγκο του δοκιμίου που θέλουμε να ελέγξουμε, και $\langle S_0(f) \rangle$ είναι οι τιμές του φάσματος της ισχύος από το δοκίμιο αναφοράς. Η χρησιμοποίηση του μέσου όρου και όχι μιας μόνο μέτρησης για το προσδιορισμό του φάσματος είναι αναγκαίος γιατί έτσι απομακρύνονται τα στατιστικά λάθη που υπεισέρχονται στο ανακλώμενο σήμα λόγω της τυχαίας φάσης των στοιχειωδών κυμάτων που αντανακλώνται. Αυτός ο φαινόμενος συντελεστής της σκέδασης πρέπει να διορθωθεί λόγω των αρκετών πηγών σφάλματος, συμπεριλαμβανομένων της απώλειας σήματος που προκαλείται από την ανάκλαση στην επιφάνεια του οστού, της εξασθένησης του σήματος στο οστό, και της εξάρτησης της συχνότητας από τον όγκο που μετριέται. Όλες οι πραγματικές μετρήσεις της διαφορικής διατομής σκέδασης 1800 που γίνονται για το εσωτερικό μέρος ενός οστέινου δοκιμίου, θα πρέπει να διορθώνονται ως προς την εξασθένηση. Σε μια πρόσφατη εργασία βρέθηκε ότι το 99% του προσπίπτουσας ενέργειας μεταφέρεται ως διάμηκες (Laugier et al., 2002), ερμηνεύοντας έτσι το φαινόμενο της ανάκλασης στην διεπιφάνεια. Έτσι μπορούν να αντισταθμισθούν οι απώλειες της εξασθένησης με βάση τα δεδομένα που έχουμε από τη μέθοδο through-transmission.

Η διαφορική διατομή σκέδασης 1800 (Chaffai et al., 2002) είναι ίση με:

$$\mu B(f) = \mu B(f) Ad(f) C(f) Factors(f)$$

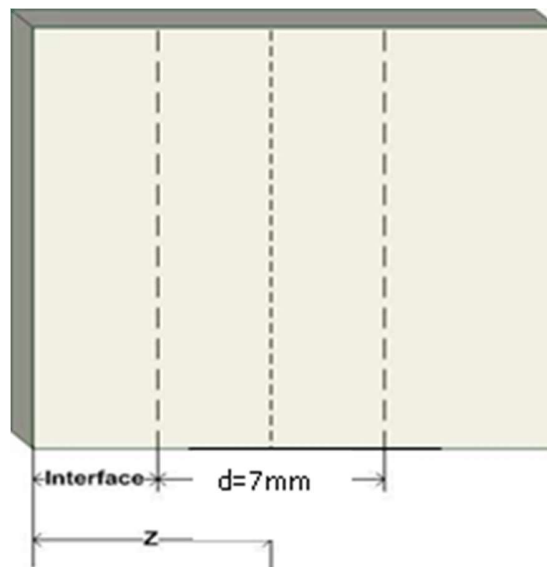
όπου $C(f)$ είναι ο συντελεστής διόρθωσης λόγω της εξασθένησης, $Ad(f)$ είναι ο συντελεστής διόρθωσης λόγω της διάθλασης και ισούται με 0.99, και ο $Factors(f)$ είναι ο συντελεστής διόρθωσης και εξαρτάται από τη συχνότητα στον όγκο της υπό εξέτασης περιοχής του δοκιμίου. Ο συντελεστής $C(f)$ δίνεται από την εξίσωση:

$$C(f) = e^{4\hat{a}(f)z} \frac{4\hat{a}(f)d}{e^{2\hat{a}(f)d} - e^{-2\hat{a}(f)d}}$$

και ο συντελεστής $Factors(f)$ δίνεται από την εξίσωση:

$$Factors(f) = \frac{1}{0.63^2} \frac{k^2 a^2}{8\pi d \left[1 + \left(\frac{ka^2}{4F} \right) \right]}$$

όπου $(1/0.63)^2$ είναι ο διορθωτικός παράγοντας για τη Hamming gate συνάρτηση, $\hat{a}(f)$ είναι ο εξαρτημένος από τη συχνότητα συντελεστής εξασθένησης σε μονάδες Nepers/MHz/cm, d είναι το μήκος του όγκου ελέγχου (7mm), z είναι η απόσταση από την αρχή του εξεταζόμενου οστού μέχρι το μέσο του όγκου που ελέγχεται (6.5mm), $k = 2\pi/\lambda$ είναι ο κυματικός αριθμός, a είναι η ακτίνα του μεταλλάκτη (5.5mm) και F είναι η εστιακή απόσταση (Focal Length=29,3mm). Στην Εικόνα 4.4 φαίνονται τα μεγέθη d, z και N αντίστοιχα.



Εικόνα 4.4 Η περιοχή που χαρακτηρίζεται ως διεπιφάνεια (interface) αναφέρεται στην επιφάνεια ανάμεσα στο νερό και το οστό και σε ένα βάθος περίπου 3mm, λόγω της φύσεως του οστού. Τα 7mm οριοθετούν τον όγκο ενδιαφέροντός μας του οποίου μετράμε την διαφορική διατομή σκέδασης 1800 και ακολουθεί τη διεπιφάνεια. Το μήκος z μετράται από την αρχή του δοκιμίου μέχρι το μέσο του όγκου του οποίου προσδιορίζουμε την διαφορική διατομή σκέδασης 180.

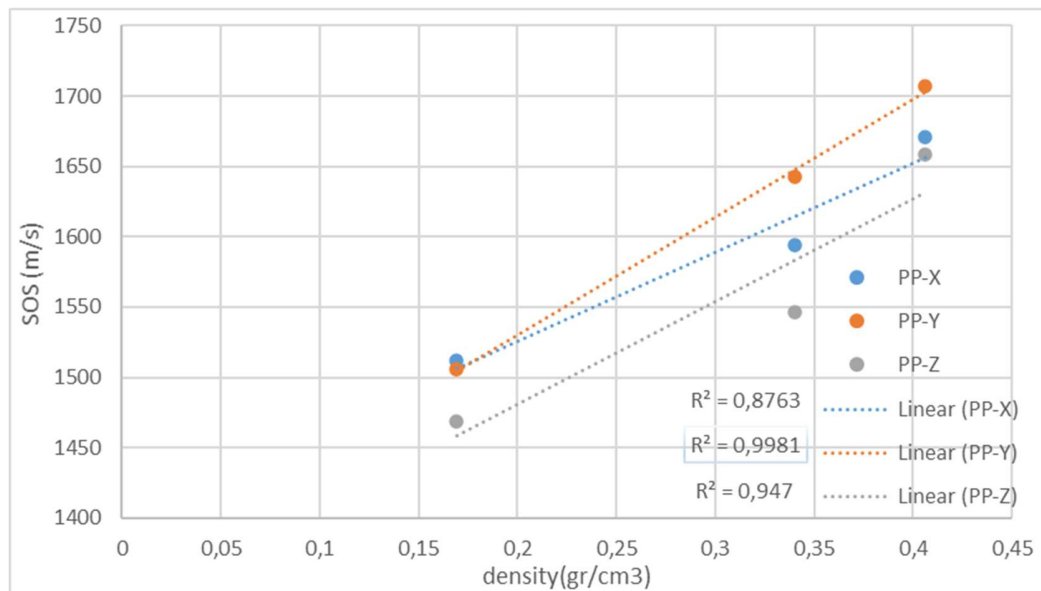
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Σκοπός της μελέτης ήταν να ερευνηθεί η επίδραση της δομής του σπογγώδους οστού και του υλικού στις χαρακτηριστικές ιδιότητες των υπερήχων, όπως η ταχύτητα των υπερήχων (SOS) και ο συντελεστής οπισθοσκέδασης (Backscatter) με τη χρήση αντίγραφων σπογγώδους οστού τα οποία κατασκευάστηκαν από τον τρισδιάστατο εκτυπωτή. Επιπλέον, ακολούθησε και μια ανάλυση σήματος του BUA προκειμένου να γίνει συσχέτιση διάφορων χαρακτηριστικών του σήματος με την πυκνότητα και το BV/TV του κάθε δείγματος. Ήταν πολύ σημαντικό να δημιουργηθούν ακριβή αντίγραφα για αυτόν τον σκοπό ακολουθώντας την ίδια ακριβώς μέθοδο κατασκευής έτσι ώστε να φανεί ότι τα αποτελέσματα και τα συμπεράσματα που θα προκύψουν αφορούν μόνο την επίδραση που έχει το υλικό στις ιδιότητες των υπερήχων, αφού τα δείγματα είναι ακριβώς ίδια.

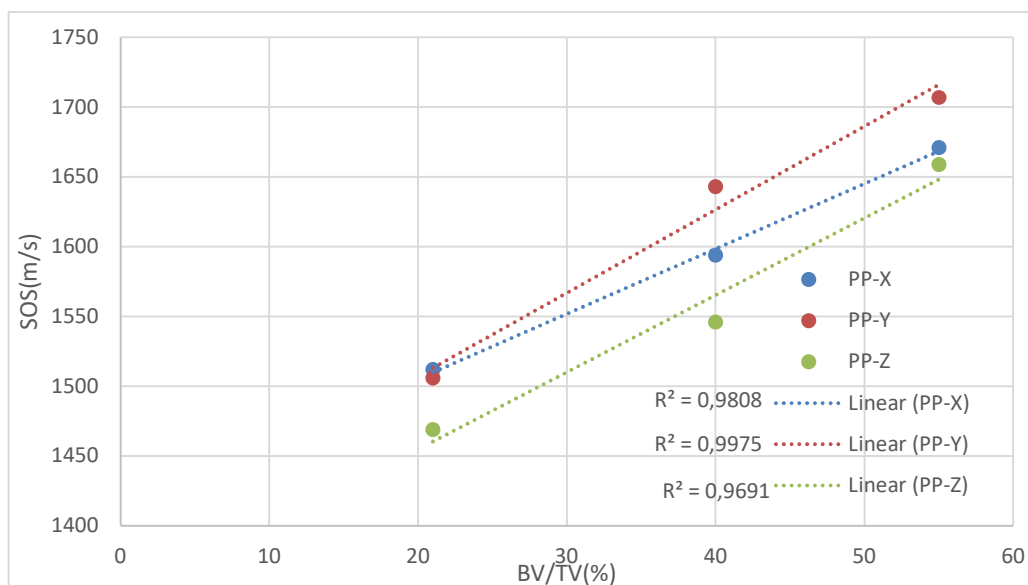
5.1 ΣΧΕΣΗ ΤΑΧΥΤΗΤΑΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ (SOS) ΜΕ ΤΗΝ ΠΥΚΝΟΤΗΤΑ

Μεταξύ της ταχύτητας του υπερήχου (SOS) και της πυκνότητας παρατηρείται μια γραμμική σχέση. Συγκεκριμένα για το αντίγραφο σπογγώδους οστού με υλικό PP παρατηρείται ένας συντελεστής συσχέτισης R^2 0,9808 0,9975 και 0,9691 για τις διευθύνσεις X, Y, Z αντίστοιχα συναρτήσει της πυκνότητας και ένας συντελεστής συσχέτισης R^2 0,8763 0,9981 και 0,947 για τις διευθύνσεις X, Y, Z αντίστοιχα συναρτήσει του BV/TV. Στην Εικόνα 5.1 και 5.2 διακρίνονται οι συσχετίσεις των αντίγραφων σπογγώδους οστού με την πυκνότητα και το BV/TV. Τα αντίγραφα καθώς αποτελούνται από το ίδιο υλικό έχουν το ίδιο μέτρο ελαστικότητας κατά Young για αυτό

παρατηρείται και αυτή η γραμμική σχέση. Η διαφορά στη δομή των αντίγραφων με το υλικό PP για τις διάφορες διευθύνσεις γίνεται εμφανή από την διαφορά της κλίσης των κάθε συναρτήσεων.



Εικόνα 5.1 Ταχύτητα υπερήχου συναρτήσει της πυκνότητας στις διάφορες διευθύνσεις

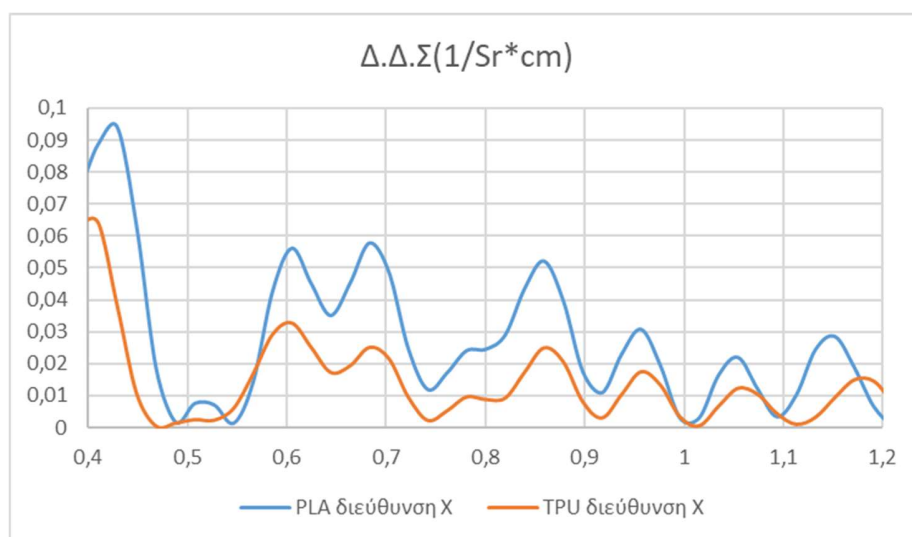


Εικόνα 5.2 Ταχύτητα υπερήχου συναρτήσει του BV/TV στις διάφορες διευθύνσεις

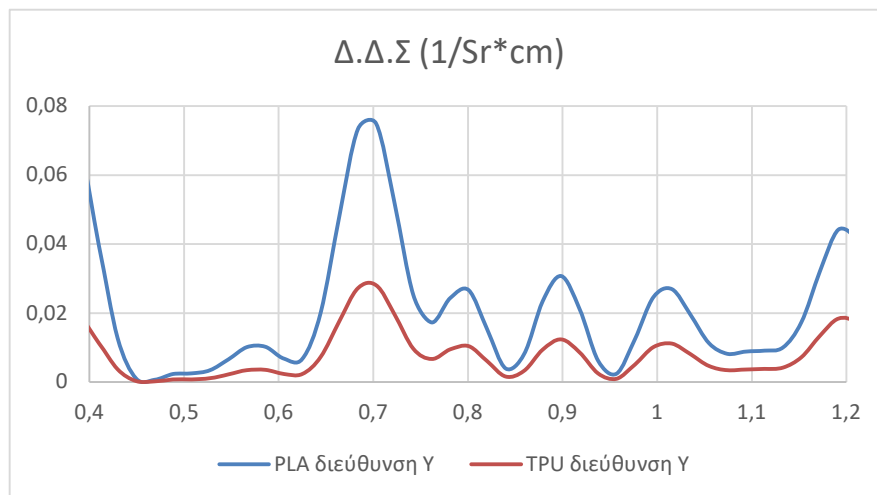
5.2 ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΥΛΙΚΟΥ ΣΤΗ ΔΙΑΔΟΣΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Η διαφορική διατομή σκέδασης 180 δύο διαφορετικών αντίγραφων σπογγώδους οστού με ίδιο BV/TV(%) τρισδιάστατης εκτύπωσης όπου το ένα αντίγραφο έχει κατασκευαστεί με το υλικό PLA και το άλλο με το υλικό TPU παρουσιάζεται στην Εικόνα 5.3. Στη κάθε κατεύθυνση των αντίγραφων σπογγώδους οστού η διαφορική διατομή σκέδασης 180 παρουσιάζει κάποιες ομοιότητες. Το αντίγραφο τρισδιάστατης εκτύπωσης με μεγαλύτερη ελαστικότητα παρουσιάζει και μεγαλύτερη τιμή του συντελεστή οπισθοσκέδασης όπως φαίνεται και στις εικόνες. Η κάθε κορυφή, όπως έχει αναφερθεί, αντιστοιχεί σε μία συχνότητα και σε ένα συγκεκριμένο μέγεθος

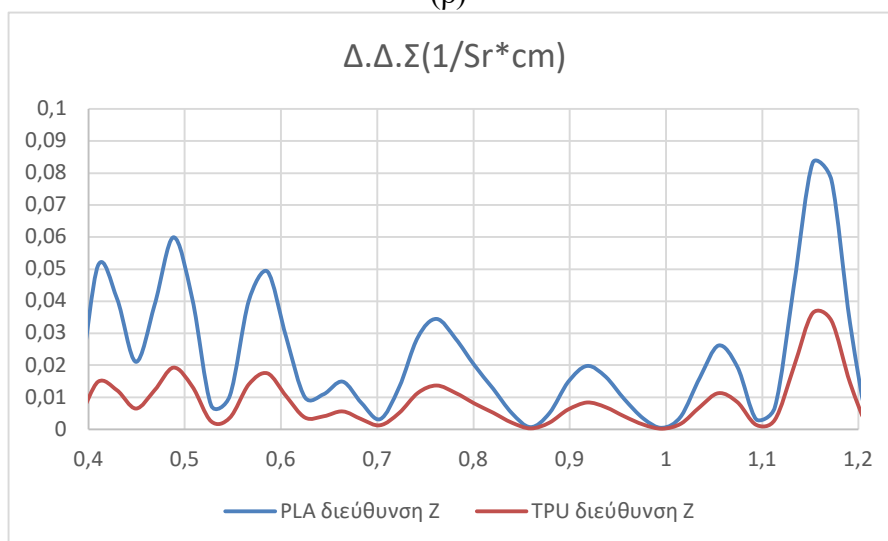
σκεδαστή το οποίο σύμφωνα με τις συναρτήσεις αυτοσυσχέτισης πυκνού πληθυσμού και σφαιρικής κατανομής μας φανερώνει το πάχος των δοκίδων. Παρατηρούμε και στις τρεις κατευθύνσεις ότι οι κορυφές αντιστοιχούν περίπου στην ίδια συχνότητα. Αυτό προκύπτει καθώς τα δύο αντίγραφα έχουν κατασκευαστεί ακριβώς με τον ίδιο τρόπο. Τελικά, η τιμή του συντελεστή οπισθοσκέδασης εξαρτάται από το υλικό, ενώ η μορφή της γραφική παράστασης με τις κορυφές της εξαρτάται από την δομή του δοκίμιου.



(α)



(β)

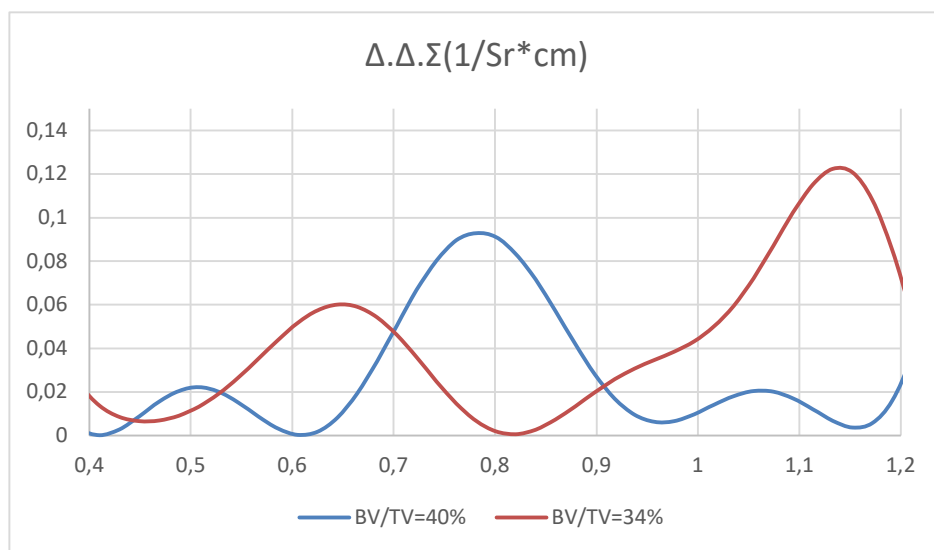


(γ)

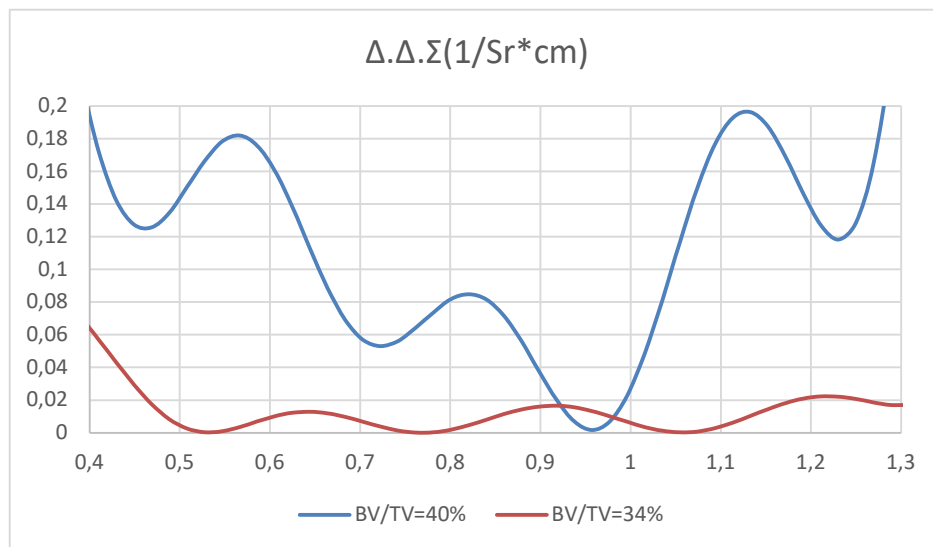
Εικόνα 5.3 Διαφορική Διατομή Σκέδασης 180 για αντίγραφα με υλικό PLA και TPU με το ίδιο BV/TV συναρτήσει της συχνότητας στις διευθύνσεις (α) X (β) Y (γ) Z

5.3 ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΟΥ ΔΙΑΦΟΡΕΤΙΚΟΥ BV/TV ΣΤΗ ΔΙΑΔΟΣΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

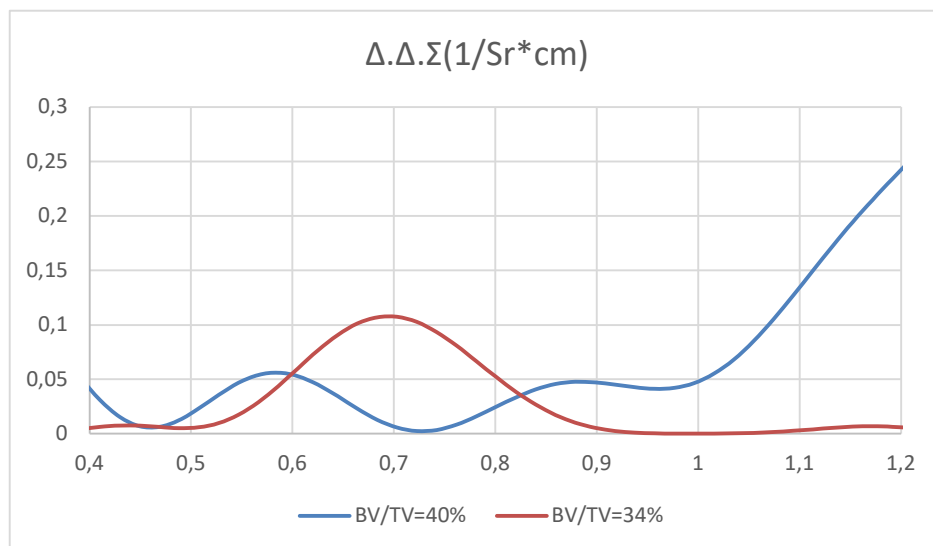
Η διαφορική διατομή σκέδασης 180 συναρτήσει της συχνότητας για δύο διαφορετικά BV/TV 34% και 40% για το αντίγραφο σπογγώδους οστού με υλικό PLA και για τις τρεις κατευθύνσεις φαίνεται στην Εικόνα 5.4. Κάθε κορυφή (μέγιστη τιμή) του κάθε γραφήματος αντιστοιχεί σε μία συγκεκριμένη συχνότητα, όπου σύμφωνα και με τις συναρτήσεις αυτοσυσχέτισης αντιστοιχεί σε ένα σκεδαστή συγκεκριμένου μεγέθους. Έτσι μπορεί να υπολογιστεί το πάχος των δοκίδων για κάθε δείγμα σπογγώδους οστού. Συγκεκριμένα εκτιμήθηκε το πάχος των δοκίδων για το αντίγραφο με BV/TV 34% και 40% και παρατηρήθηκε ότι αυτό μειώθηκε κατά 15% για το αντίγραφο με BV/TV 34% σε σχέση με εκείνο με BV/TV 40%.



(α)



(β)

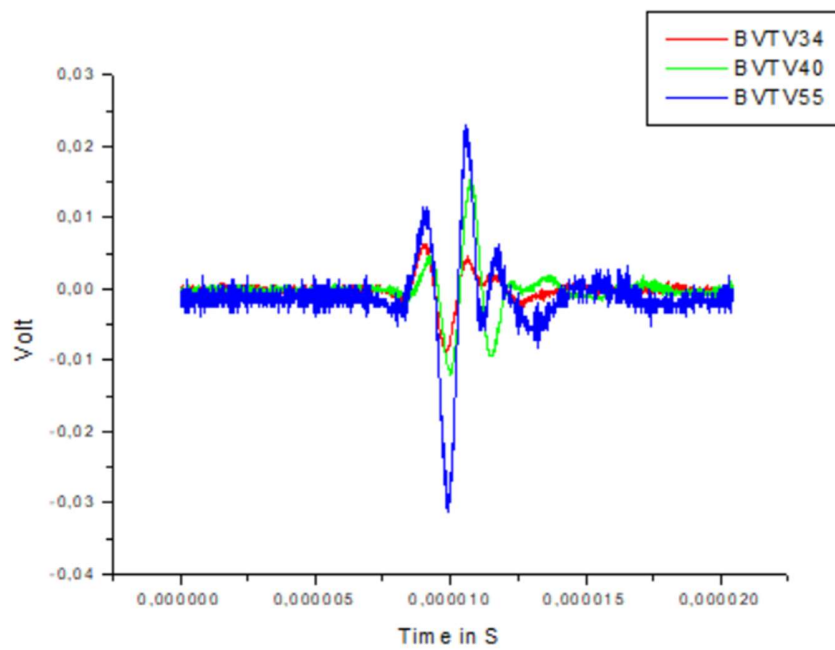


(γ)

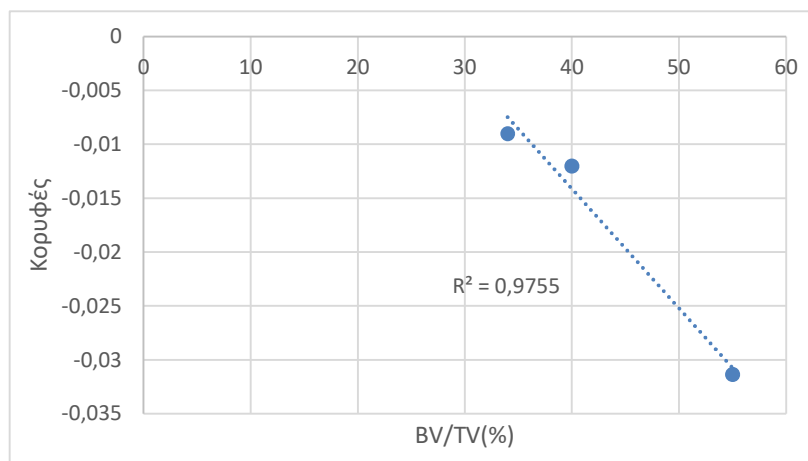
Εικόνα 5.4 Διαφορική Διατομή Σκέδασης 180 για αντίγραφα με υλικό PLA με BV/TV 34%, 40% συναρτήσει της συχνότητας στις διευθύνσεις (α) X (β) Y (γ) Z

5.4 ΑΝΑΛΥΣΗ ΣΗΜΑΤΩΝ

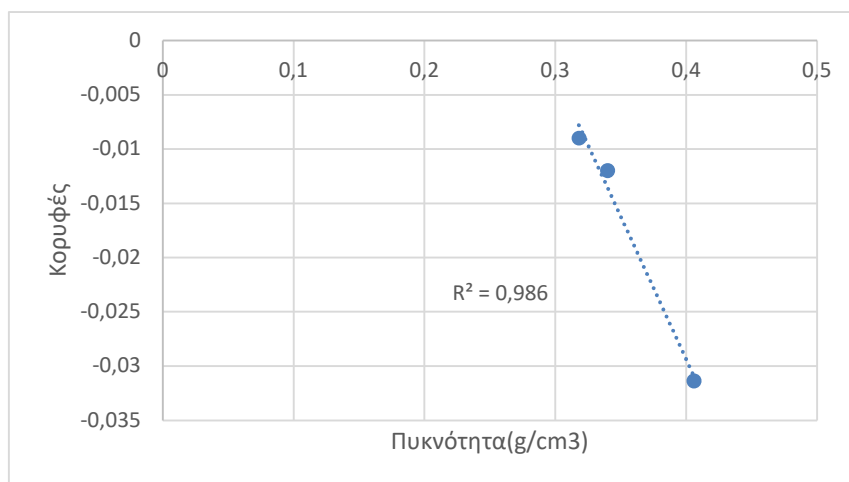
Στη συνέχεια της εργασίας πραγματοποιήθηκε και η ανάλυση σήματος από το σήμα που λαμβάνουμε για την εξασθένιση ευρέος φάσματος (BUA). Από το σήμα λάβαμε κάποια χαρακτηριστικά όπως τις κορυφές (peak), την ενέργεια, το εμβαδόν. Οι κορυφές μετρήθηκαν τόσο στο χρόνο όσο και στη συχνότητα ενώ τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά στη συχνότητα, αφού, όπως έχουμε αναφέρει, το σήμα το λαμβάνουμε στο πεδίο της συχνότητας με τη χρήση του Fast Fourier Transform (FFT). Οι μετρήσεις πραγματοποιήθηκαν στα αντίγραφα σπογγώδους οστού τα οποία έχουν κατασκευαστεί με το υλικό PP για BV/TV 34%, 40% και 55% . Το αντίγραφο με BV/TV 21% έχει εξαιρεθεί από την ανάλυση καθώς αποτελεί ένα πολύ οστεοπορωτικό αντίγραφο και έτσι δεν ακολουθεί την γραμμική σχέση, όπως τα υπόλοιπα αντίγραφα με μεγαλύτερο BV/TV, των χαρακτηριστικών των σημάτων συναρτήσεως του BV/TV και της πυκνότητας. Στην Εικόνα 5.5 διακρίνεται το σήμα των αντίγραφων σπογγώδους οστού με BV/TV 34%, 40% και 55% στο πεδίο του χρόνου γνωστό και ως Fast Wave. Παρατηρούμε ότι με την αύξηση του BV/TV και της πυκνότητας παρατηρούμε τιμές μικρότερες των κορυφών (peak) και όπως φαίνεται και στην Εικόνα 5.6 Παρατηρείται η γραμμική σχέση των τιμών των κορυφών με την πυκνότητα και το BV/TV με μία πολύ υψηλή τιμή συσχέτισης.



Εικόνα 5.5 Σήμα στο Πεδίο του χρόνου (Fast Wave)

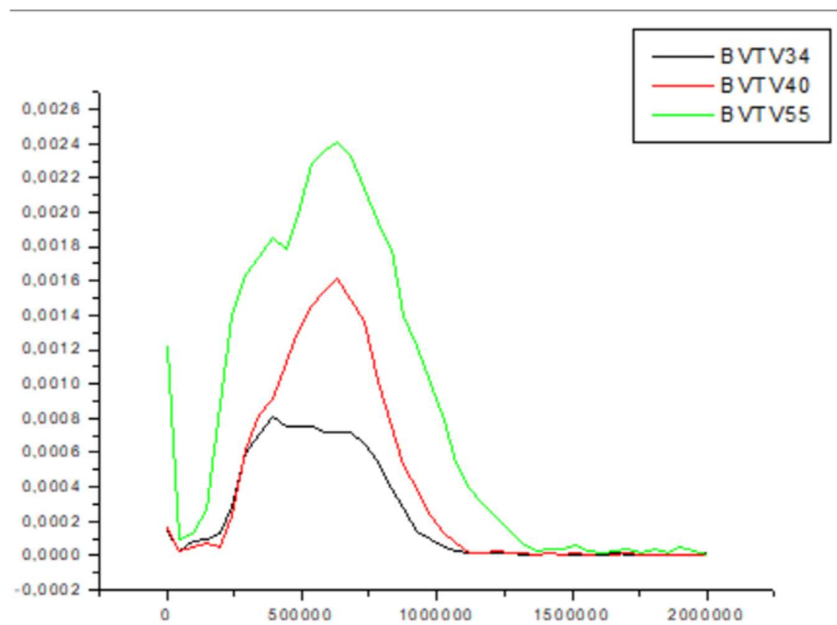


Εικόνα 5.6. Γραμμική σχέση τιμών κορυφών συναρτήσει του BV/TV

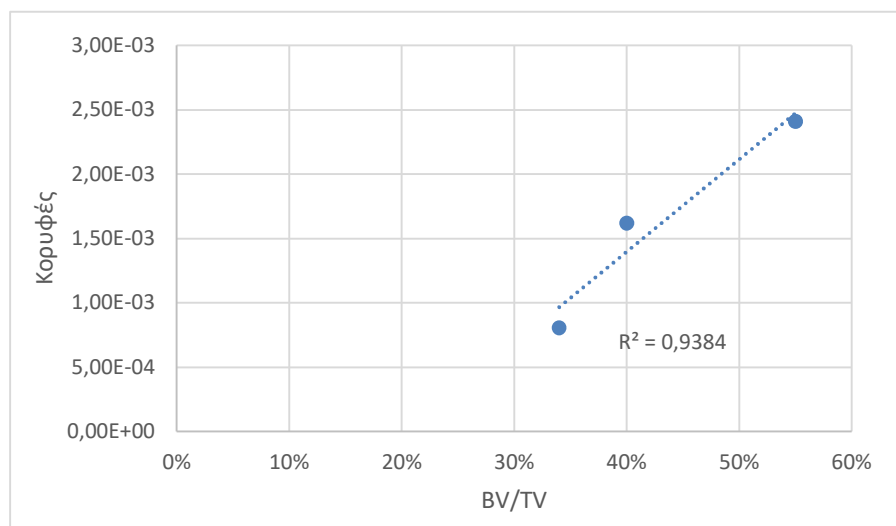


Εικόνα 5.7. Γραμμική σχέση τιμών κορυφών συναρτήσει της πυκνότητας

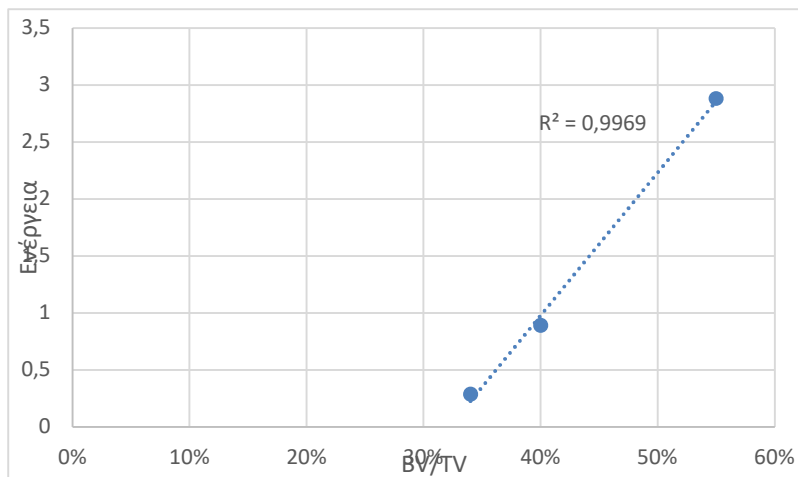
Όσον αφορά το σήμα στο πεδίο της συχνότητας παρατηρήθηκε η γραμμική σχέση τόσο των τιμών των κορυφών (peak) όσο και της ενέργειας του σήματος και το εμβαδόν που καταλαμβάνει η καμπύλη του σήματος. Στην εικόνα 5.8 διακρίνονται τα σήματα στο πεδίο της συχνότητας για διαφορετικά BV/TV των αντιγράφων σπογγώδους οστού με το υλικό PP. Όπως παρατηρούμε ότι τα αντίγραφα σπογγώδους οστού με BV/TV 55% παρουσιάζουν μικρότερο peak σε σχέση με τα υπόλοιπα με το μεγαλύτερο peak να το παρουσιάζει το σήμα με το μικρότερο BV/TV και τη μικρότερη πυκνότητα, έχουμε δηλαδή μια αρνητική συσχέτιση των κορυφών και του BV/TV στο πεδίο του χρόνου. Οι γραμμικές σχέσεις των χαρακτηριστικών του σήματος στο πεδίο της συχνότητας συναρτήσει του BV/TV διακρίνονται στην Εικόνα 5.9 και στην μαζί με τους αντίστοιχους συντελεστές συσχέτισης για τα αντίγραφα σπογγώδους οστού με υλικό PP.



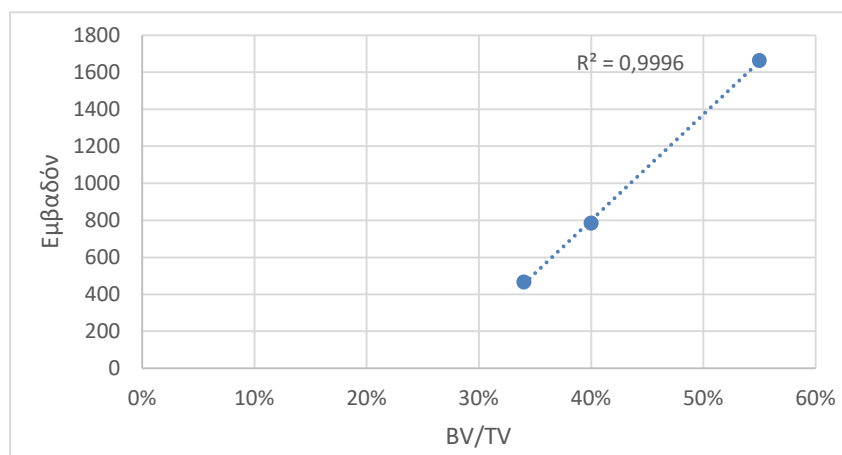
Εικόνα 5.8 Σήμα στο πεδίο της συχνότητας



(α)



(β)



(γ)

Εικόνα 5.9 (α) Γραμμική σχέση τιμών κορυφών του σήματος στο πεδίο της συχνότητας συναρτήσει του BV/TV (β) Γραμμική σχέση της ενέργειας του σήματος στο πεδίο της συχνότητας συναρτήσει του BV/TV (γ) Γραμμική σχέση του εμβαδού του σήματος στο πεδίο της συχνότητας συναρτήσει του BV/TV.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Σκοπός της παρούσας διπλωματικής εργασίας ήταν να ερευνήσουμε την επιρροή που έχει η δομή του σπογγώδους οστού και το υλικό στις ιδιότητες και στα χαρακτηριστικά των υπερήχων κατά τη διάδοσή τους.

Συνολικά κατασκευάστηκαν από τρία διαφορετικά υλικά αντίγραφα σπογγώδους οστού από ένα τρισδιάστατο εκτυπωτή. Αυτά ήταν κατασκευασμένα από τρία υλικά το PLA, το TPU τα οποία παρουσιάζουν παρόμοια πυκνότητα αλλά διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες και το PP το οποίο έχει χαμηλή πυκνότητα πολύ κοντά με αυτήν των ανθρώπινων οστών. Συνολικά οκτώ αντίγραφα σπογγώδους οστού κατασκευάστηκαν με διαφορετικά BV/TV από έναν τρισδιάστατο εκτυπωτή και έγιναν οι απαραίτητες μετρήσεις κατά την διάδοση των υπερήχων μέσα από αυτά.

Από τις μετρήσεις αυτές προέκυψαν τα εξής συμπεράσματα. Η τιμή της οπισθοσκέδασης από το διάγραμμα της διαφορετικής διατομής σκέδασης 180° συνάρτηση της συχνότητας επηρεάζεται από τις διαφορετικές μηχανικές ιδιότητες των υλικών και αυτό παρατηρήθηκε μετρώντας την διαφορική διατομή σκέδασης σε δύο διαφορετικά υλικά της ίδιας όμως κατασκευής. Στη συνέχεια βασιζόμενοι στο μοντέλο σκέδασης και στο συνδυασμό των δύο συναρτήσεων αυτοσυσχέτισης μετρήθηκε το πάχος των δοκίδων καθώς βασιζόμενοι σε αυτά τα μοντέλα η κάθε κορυφή της συνάρτησης της διαφορετικής διατομής σκέδασης 180° συναρτήσει της συχνότητας αντιστοιχεί σε μία συχνότητα και έτσι μπορούμε να εκτιμήσουμε το πάχος των δοκίδων. Τα αντίγραφα σπογγώδους οστού τα οποία είχαν μικρότερη τιμή BV/TV παρατηρήθηκε πως το πάχος της δοκίδα ήταν μικρότερο.

Επίσης ανάλυση έγινε και στην ταχύτητα των υπερήχων για τα διαφορετικά υλικά και κυρίως για το αντίγραφο σπογγώδους οστού από PP υλικό από το πιο είχαμε και περισσότερα

αντίγραφο με διαφορετικές τιμές BV/TV. Από αυτή την ανάλυση προέκυψε η δυνατή συσχέτιση της πυκνότητας και του BV/TV με την ταχύτητα του υπερήχου (SOS).

Όπως και η ταχύτητα υπερήχου έτσι και τα χαρακτηριστικά του σήματος εξασθένισης ευρέος φάσματος όπως η τιμή των κορυφών (Peak) στο πεδίο του χρόνου καθώς και η τιμή των κορυφών στο πεδίο της συχνότητας, το εμβαδόν της καμπύλης του σήματος και η ενέργεια του σήματος παρουσιάζουν μία γραμμικότητα σε σχέση με το BV/TV για το αντίγραφο σπογγώδους οστού με υλικό PP.

Ο σκοπός αυτής της μελέτης ήταν η διερεύνηση των ποιοτικών χαρακτηριστικών της διάδοσης υπερήχων μέσω των τρισδιάστατων τυπωμένων δειγμάτων. Τα αποτελέσματα, που προέκυψαν από την έρευνα για τη διάδοση υπερήχων μέσω των τρισδιάστατων τυπωμένων οστών-δειγμάτων, πιθανότατα δεν μπορούν να συσχετιστούν με το αρχικό σπογγώδες οστό (διαφορές στο μέγεθος και στη πυκνότητα) ειδικά, σε περίπτωση οστεοπορωτικής δομής. Παρ' όλα αυτά, παρουσιάζονται σημαντικά συμπεράσματα σχετικά με την προέλευση της μεταβολής των ιδιοτήτων της οπισθοσκέδασης και των υπερήχων λόγω δομικής υποβάθμισης, η οποία είναι αποτέλεσμα της διαδικασίας γήρανσης. Επίσης, η τεχνολογία τρισδιάστατης εκτύπωσης έχει προχωρήσει στο σημείο που είναι εφικτή η ιδέα της ανακατασκευής δομικών ιστών με ανόργανα υλικά. Τέλος, καθώς προχωρούν οι τεχνολογίες micro-CT, μπορούν να αναπτυχθούν δείγματα με μορφομετρικά χαρακτηριστικά και ιδιότητες κοντά σε αυτά των ασθενών οστών. Η έκταση της έρευνας για αυτά μπορεί να συμβάλει στη διαμόρφωση διαγνωστικών συσκευών οστεοπόρωσης.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1]. McKelvie, M. L., & Palmer, S. B. (1991). The interaction of ultrasound with cancellous bone. *Physics in Medicine & Biology*, 36(10), 1331.
- [2]. Langton, C. M., Palmer, S. B., & Porter, R. W. (1984). The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone. *Engineering in medicine*, 13(2), 89-91.
- [3]. Padilla, F., Jenson, F., & Laugier, P. (2006). Estimation of trabecular thickness using ultrasonic backscatter. *Ultrasonic imaging*, 28(1), 3-22.
- [4]. R  egsegger, P., Koller, B., & M  ller, R. (1996). A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture. *Calcified tissue international*, 58(1), 24-29.
- [5]. Chen, I. I., & Saha, S. (1987). Wave propagation characteristics in long bones to diagnose osteoporosis. *Journal of biomechanics*, 20(5), 523-527.
- [6]. Nagatani, Y., Mizuno, K., Saeki, T., Matsukawa, M., Sakaguchi, T., & Hosoi, H. (2008). Numerical and experimental study on the wave attenuation in bone–FDTD simulation of ultrasound propagation in cancellous bone. *Ultrasonics*, 48(6-7), 607-612.
- [7]. Αποστολόπουλος, Κ. (2009). Διάδοση υπερήχων σε σπογγώδες οστόν in vitro. Επίδραση των μεταβολών της μικροδομής στην σκέδαση των υπερήχων σ'ένα πειραματικό μοντέλο οστεοπόρωσης (Doctoral dissertation).

- [8]. Blake, G., Wahner, H., & Fogelman, I. (1999). The evaluation of osteoporosis: Dual energy X-ray absorptiometry in clinical practice (Second ed.). London: Martin Dunitz.
- [9]. Kelly, T. L., Crane, G., & Baran, D. T. (1994). Single X-ray absorptiometry of the forearm: precision, correlation, and reference data. *Calcified tissue international*, 54(3), 212-218.
- [10]. Θ. Φιλιππίδης (2000). Μη καταστροφικός έλεγχος με υπερήχους, Πανεπιστήμιο Πατρών, Τμήμα Μηχανολόγων Μηχανικών, Εργαστήριο Τεχνικής Μηχανικής και Ταλαντώσεων.
- [11]. Ishimaru, A. (1990). Wave propagation and scattering in random media. San Diego: Acad. Pr.
- [12]. Chernov, L. A., & Silverman, R. A. (1960). Wave propagation in a random medium (p. 168). New York: McGraw-Hill.
- [13]. Njeh, C. F., Boivin, C. M., & Langton, C. M. (1997). The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis: a review. *Osteoporosis international*, 7(1), 7-22.
- [14]. Wear, K. A., Stuber, A. P., & Reynolds, J. C. (2000). Relationships of ultrasonic backscatter with ultrasonic attenuation, sound speed and bone mineral density in human calcaneus. *Ultrasound in medicine & biology*, 26(8), 1311-1316.
- [15]. Chappard, C., Laugier, P., Fournier, B., Roux, C., & Berger, G. (1997). Assessment of the relationship between broadband ultrasound attenuation and bone mineral density at the calcaneus using BUA imaging and DXA. *Osteoporosis international*, 7(4), 316-322.

- [16]. Baran, D. T., Faulkner, K. G., Genant, H. K., Miller, P. D., & Pacifici, R. (1997). Diagnosis and management of osteoporosis: guidelines for the utilization of bone densitometry. *Calcified Tissue International*, 61(6), 433- 440.
- [17]. Han, S., Rho, J., Medige, J., & Ziv, I. (1996). Ultrasound velocity and broadband attenuation over a wide range of bone mineral density. *Osteoporosis international*, 6(4), 291-296.
- [18]. Langton, C. M., Ali, A. V., Riggs, C. M., Evans, G. P., & Bonfield, W. (1990). A contact method for the assessment of ultrasonic velocity and broadband attenuation in cortical and cancellous bone. *Clinical physics and physiological measurement*, 11(3), 243.
- [19]. Wear, K. A., & Garra, B. S. (1998). Assessment of bone density using ultrasonic backscatter. *Ultrasound in medicine & biology*, 24(5), 689-695.
- [20]. Evans, J. A., & Tavakoli, M. B. (1990). Ultrasonic attenuation and velocity in bone. *Physics in Medicine & Biology*, 35(10), 1387.
- [21]. Nicholson, P. H. F., Lowet, G., Langton, C. M., Dequeker, J., & Van der Perre, G. (1996). A comparison of time-domain and frequency-domain approaches to ultrasonic velocity measurement in trabecular bone. *Physics in Medicine & Biology*, 41(11), 2421.
- [22]. Njeh, C. F., Hodgkinson, R., Currey, J. D., & Langton, C. M. (1996). Orthogonal relationships between ultrasonic velocity and material properties of bovine cancellous bone. *Medical engineering & physics*, 18(5), 373-381.

- [23]. Ashman, R. B., & Rho, J. Y. (1988). Elastic modulus of trabecular bone material. *Journal of biomechanics*, 21(3), 177-181.
- [24]. Gibson, L. J. (1985). The mechanical behaviour of cancellous bone. *Journal of biomechanics*, 18(5), 317-328.
- [25]. Nicholson, P. H. F., Haddaway, M. J., & Davie, M. W. J. (1994). The dependence of ultrasonic properties on orientation in human vertebral bone. *Physics in Medicine & Biology*, 39(6), 1013.
- [26]. Langton, C. M. (1994). The role of ultrasound in the assessment of osteoporosis. *Clinical Rheumatology*, 13, 13-17.
- [27]. Alves, J. M., Ryaby, J. T., Kaufman, J. J., Magee, F. P., & Siffert, R. S. (1996). Influence of marrow on ultrasonic velocity and attenuation in bovine trabecular bone. *Calcified tissue international*, 58(5), 362-367.
- [28]. Duquette, J., Lin, J., Hoffman, A., Houde, J., Ahmadi, S., & Baran, D. (1997). Correlations among bone mineral density, broadband ultrasound attenuation, mechanical indentation testing, and bone orientation in bovine femoral neck samples. *Calcified tissue international*, 60(2), 181-186.
- [29]. Duquette, J., Honeyman, T., Hoffman, A., Ahmadi, S., & Baran, D. (1997). Effect of bovine bone constituents on broadband ultrasound attenuation measurements. *Bone*, 21(3), 289-294.

- [30]. Strelitzki, R., Evans, J. A., & Clarke, A. J. (1997). The influence of porosity and pore size on the ultrasonic properties of bone investigated using a phantom material. *Osteoporosis international*, 7(4), 370-375.
- [31]. Langton, C. M., Whitehead, M. A., Langton, D. K., & Langley, G. (1997). Development of a cancellous bone structural model by stereolithography for ultrasound characterisation of the calcaneus. *Medical engineering & physics*, 19(7), 599-604.
- [32]. Hodgkinson, R., Njeh, C. F., Currey, J. D., & Langton, C. M. (1997). The ability of ultrasound velocity to predict the stiffness of cancellous bone in vitro. *Bone*, 21(2), 183-190.
- [33]. Dequeker, J. (1994). Assessment of quality of bone in osteoporosis-- BIOMED I: fundamental study of relevant bone. *Clinical rheumatology*, 13, 7-12.
- [34]. Geraets 1998ard, A. (1997). Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone*, 20(4), 315-328.
- [35]. Mehta, B. V., Rajani, S., & Sinha, G. (1997). Comparison of image processing techniques (magnetic resonance imaging, computed tomography scan and ultrasound) for 3D modeling and analysis of the human bones. *Journal of digital imaging*, 10(1), 203-206.

- [36]. Laugier, P., Droin, P., Laval-Jeantet, A. M., & Berger, G. (1997). In vitro assessment of the relationship between acoustic properties and bone mass density of the calcaneus by comparison of ultrasound parametric imaging and quantitative computed tomography. *Bone*, 20(2), 157-165.
- [37]. Majumdar, S., Weinstein, R. S., & Prasad, R. R. (1993). Application of fractal geometry techniques to the study of trabecular bone. *Medical physics*, 20(6), 1611-1619.
- [38]. Fazzalari, N. L., & Parkinson, I. H. (1997). Fractal properties of subchondral cancellous bone in severe osteoarthritis of the hip. *Journal of Bone and Mineral Research*, 12(4), 632-640.
- [39]. Rho, J. Y., Tsui, T. Y., & Pharr, G. M. (1997). Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation. *Biomaterials*, 18(20), 1325-1330.
- [40]. Langton, C. M., Whitehead, M. A., Haire, T. J., & Hodgkinson, R. (1998). Fractal dimension predicts broadband ultrasound attenuation in stereolithography models of cancellous bone. *Physics in Medicine & Biology*, 43(2), 467.
- [41]. Müller, R., Hildebrand, T. H. H. J., Häuselmann, H. J., & Rüeggsegger, P. (1996). In vivo reproducibility of three-dimensional structural properties of noninvasive bone biopsies using 3D-pQCT. *Journal of Bone and Mineral Research*, 11(11), 1745-1750.
- [42]. Van Rietbergen, B., Odgaard, A., Kabel, J., & Huiskes, R. (1996). Direct mechanics assessment of elastic symmetries and properties of trabecular bone architecture. *Journal of biomechanics*, 29(12), 1653-1657.

- [43]. Zagzebski, J. A., Rossman, P. J., Mesina, C., Mazess, R. B., & Madsen, E. L. (1991). Ultrasound transmission measurements through the os calcis. *Calcified tissue international*, 49(2), 107-111.
- [44]. Mahrt, K. H., Barkmann, R., Niedermayer, W., & Kroebe, W. (1991, December). Extremely sensitive ultrasound scanning system for non-invasive in vivo detection of minute mineralisation changes in human heel bones. In *IEEE 1991 Ultrasonics Symposium*, (pp. 1119-1122). IEEE.
- [45]. Laugier, P., Giat, P., & Berger, G. (1994). Bone characterization with ultrasound: state of the art and new proposal. *Clinical rheumatology*, 13, 22- 32.
- [46]. Langton, C. M., Riggs, C. M., & Evans, G. P. (1991). Pathway of ultrasound waves in the equine third metacarpal bone. *Journal of biomedical engineering*, 13(2), 113-118.
- [47]. Campbell, J. A., & Waag, R. C. (1983). Normalization of ultrasonic scattering measurements to obtain average differential scattering cross sections for tissues. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 74(2), 393-399.
- [48]. Madsen, E. L., Insana, M. F., & Zagzebski, J. A. (1984). Method of data reduction for accurate determination of acoustic backscatter coefficients. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 76(3), 913-923.
- [49]. Lizzi, F. L., Ostromogilsky, M., Feleppa, E. J., Rorke, M. C., & Yaremko, M. (1987). Relationship of ultrasonic spectral parameters to features of tissue microstructure. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 34(3), 319-329.

- [50]. Sehgal, C. M. (1993). Quantitative relationship between tissue composition and scattering of ultrasound. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 94(4), 1944-1952.
- [51]. Florencio-Silva, R., Sasso, G. R. D. S., Sasso-Cerri, E., Simões, M. J., & Cerri, P. S. (2015). *Biology of bone tissue: structure, function, and factors that influence bone cells*. BioMed research international, 2015.
- [52]. Olszta, M. J., Cheng, X., Jee, S. S., Kumar, R., Kim, Y. Y., Kaufman, M. J., ... & Gower, L. B. (2007). Bone structure and formation: A new perspective. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 58(3-5), 77-116.
- [53]. Weiner, S., & Wagner, H. D. (1998). The material bone: structure- mechanical function relations. *Annual review of materials science*, 28(1), 271-298.
- [54]. Bourne, G. H. (Ed.). (2014). *The biochemistry and physiology of bone*. Elsevier.
- [55]. Cooper, R. R., MILGRAM, J. W., & ROBINSON, R. A. (1966). Morphology of the osteon: an electron microscopic study. *JBJS*, 48(7), 1239-1271.
- [56]. Florencio-Silva, R., Sasso, G. R. D. S., Sasso-Cerri, E., Simões, M. J., & Cerri, P. S. (2015). *Biology of bone tissue: structure, function, and factors that influence bone cells*. BioMed research international, 2015.

[57]. Currey, J. (1984). Comparative mechanical properties and histology of bone.

American Zoologist, 24(1), 5-12.

[58]. Currey, J. D. (1984). Effects of differences in mineralization on the mechanical properties of bone. Philosophical Transactions of the Royal Society of London. B, Biological Sciences, 304(1121), 509-518.

[59]. Ascenzi, A., Benvenuti, A., & Bonucci, E. (1982). The tensile properties of single osteonic lamellae: technical problems and preliminary results. Journal of biomechanics, 15(1), 29-37.

[60]. Barbos, M. P., Bianco, P., & Ascenzi, A. (1982). Structural and biomechanical analysis of osteonic compact bone: a new method. In Biomechanics: Principles and Applications (pp. 261-266). Springer, Dordrecht.

[61]. Singh, I. (1978). The architecture of cancellous bone. Journal of anatomy, 127(Pt 2), 305.

[62]. Whitehouse, W. J., Dyson, E. D., & Jackson, C. K. (1971). The scanning electron microscope in studies of trabecular bone from a human vertebral body. Journal of anatomy, 108(Pt 3), 481.

[63]. Whitehouse, W. J. (1974). The quantitative morphology of anisotropic trabecular bone. Journal of microscopy, 101(2), 153-168.

[64]. Gray, H. (2009). Gray's anatomy. Arcturus Publishing.

[65]. Borah, B., Dufresne, T. E., Chmielewski, P. A., Gross, G. J., Prenger, M. C., & Phipps, R. J. (2002). Risedronate preserves trabecular architecture and increases bone strength in vertebra of

ovariectomized minipigs as measured by three-dimensional microcomputed tomography. *Journal of Bone and Mineral Research*, 17(7), 1139-1147.

[66]. Harrigan, T. P., & Mann, R. W. (1984). Characterization of microstructural anisotropy in orthotropic materials using a second rank tensor. *Journal of Materials Science*, 19(3), 761-767.

[67]. Hildebrand, T. O. R., & Rüegsegger, P. (1997). Quantification of bone microarchitecture with the structure model index. *Computer Methods in Biomechanics and Bio Medical Engineering*, 1(1), 15-23.

[68]. Odgaard, A., & Gundersen, H. J. G. (1993). Quantification of connectivity in cancellous bone, with special emphasis on 3-D reconstructions. *Bone*, 14(2), 173-182.

[69]. Odgaard, A. (1997). Three-dimensional methods for quantification of cancellous bone architecture. *Bone*, 20(4), 315-328.

[70]. Parfitt, A. M., Drezner, M. K., Glorieux, F. H., Kanis, J. A., Malluche, H., Meunier, P. J., ... & Recker, R. R. (1987). Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units: report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. *Journal of bone and mineral research*, 2(6), 595-610.

[71]. Ulrich, D., Van Rietbergen, B., Laib, A., & Ruegsegger, P. (1999). The ability of three-dimensional structural indices to reflect mechanical aspects of trabecular bone. *Bone*, 25(1), 55-60.

- [72]. Geraets, W. G. M. (1998). Comparison of two methods for measuring orientation. *Bone*, 23(4), 383-388.
- [73]. Galante, J., Rostoker, W., & Ray, R. D. (1970). Physical properties of trabecular bone. *Calcified tissue research*, 5(1), 236-246.
- [74]. Bourbié, T., Coussy, O., Zinszner, B., & Junger, M. C. (1992). Acoustics of porous media.
- [75]. Keller, J. B. (1958). Surface waves on water of non-uniform depth. *Journal of Fluid Mechanics*, 4(6), 607-614.
- [76]. Crawford, F. S. (1971). Berkeley physics course: Ondas. 3 (Vol. 3). Reverté.
- [77]. Whitham, G. B. (2011). Linear and nonlinear waves (Vol. 42). John Wiley & Sons.
- [78]. Insana, M. F., Brown, D. G., & Shung, K. K. (1993). Acoustic scattering theory applied to soft biological tissues. *Ultrasonic scattering in biological tissues*, 75-124.
- [79]. Lighthill, M. J., & Lighthill, J. (2001). Waves in fluids. Cambridge university press.
- [80]. Chivers, R. C. (1977). The scattering of ultrasound by human tissues—Some theoretical models. *Ultrasound in medicine & biology*, 3(1), 1-13.
- [81]. Laugier, P., & Haïat, G. (2011). Introduction to the physics of ultrasound. *Bone quantitative ultrasound*, 29-45.
- [82]. Martin, D. J., Wells, I. T., & Goodwin, C. R. (2015). Physics of ultrasound. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 16(3), 132-135.
- [83]. Hirao, M., & Ogi, H. (2017). Electromagnetic acoustic transducers (Vol.

20017). Tokyo, Japan:: Springer.

[84]. Platte, M. (1991). PVDF ultrasonic transducers for non-destructive testing.

Ferroelectrics, 115(4), 229-246.

[85]. Arnau, A. (Ed.). (2004). Piezoelectric transducers and applications (Vol.

2004). Berlin: Springer.

[86]. Kelly, J. F. (2003). Nearfield pressure calculations for circular transducers.

East Lansing: Michigan State University.

[87]. Wear, K. A. (2019). Mechanisms of interaction of ultrasound with cancellous bone: A review. IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, 67(3), 454-482.

[88]. Droin, P., Berger, G., & Laugier, P. (1998). Velocity dispersion of acoustic waves in cancellous bone. IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, 45(3), 581-592.

[89]. Bauer, A. Q., Anderson, C. C., Holland, M. R., & Miller, J. G. (2009). Bone sonometry: Reducing phase aberration to improve estimates of broadband ultrasonic attenuation. The Journal of the Acoustical Society of America, 125(1), 522-529.

[90]. Langton, C. M., Njeh, C. F., Hodgkinson, R., & Currey, J. D. (1996). Prediction of mechanical properties of the human calcaneus by broadband ultrasonic attenuation. Bone, 18(6), 495-503.

- [91]. Chen, X., Phillips, D., Schwarz, K. Q., Mottley, J. G., & Parker, K. J. (1997). The measurement of backscatter coefficient from a broadband pulse-echo system: A new formulation. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 44(2), 515-525.
- [92]. O'Donnell, M., & Miller, J. G. (1981). Quantitative broadband ultrasonic backscatter: An approach to nondestructive evaluation in acoustically inhomogeneous materials. *Journal of Applied Physics*, 52(2), 1056-1065.
- [93]. Wear, K. A. (2001). Fundamental precision limitations for measurements of frequency dependence of backscatter: Applications in tissue-mimicking phantoms and trabecular bone. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 110(6), 3275-3282.
- [94]. Wear, K. A. (1999). Frequency dependence of ultrasonic backscatter from human trabecular bone: Theory and experiment. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 106(6), 3659-3664.
- [95]. Wear, K. A., & Laib, A. (2003). The dependence of ultrasonic backscatter on trabecular thickness in human calcaneus: Theoretical and experimental results. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 50(8), 979-986.
- [96]. Wear, K. A. (2004). Measurement of dependence of backscatter coefficient from cylinders on frequency and diameter using focused transducers—with applications in trabecular bone. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 115(1), 66-72.

- [97]. Chaffai, S., Roberjot, V., Peyrin, F., Berger, G., & Laugier, P. (2000). Frequency dependence of ultrasonic backscattering in cancellous bone: Autocorrelation model and experimental results. *The journal of the Acoustical Society of America*, 108(5), 2403-2411.
- [98]. Morse, P. M., & Ingard, K. U. (1986). *Theoretical acoustics*. Princeton university press.
- [99]. Nicholson, P. H. F., Strelitzki, R., Cleveland, R. O., & Bouxsein, M. L. (2000). Scattering of ultrasound in cancellous bone: predictions from a theoretical model. *Journal of biomechanics*, 33(4), 503-506.
- [100].rédéric Jenson, F., rédéric Padilla, F., & Laugier, P. (2003). Prediction of frequency-dependent ultrasonic backscatter in cancellous bone using statistical weak scattering model. *Ultrasound in medicine & biology*, 29(3), 455-464.
- [101]. Trebacz, H., & Natali, A. (1999). Ultrasound velocity and attenuation in cancellous bone samples from lumbar vertebra and calcaneus. *Osteoporosis international*, 9(2), 99-105.
- [102].Thomsen, J. S., Ebbesen, E. N., & Mosekilde, L. I. (2002). Static histomorphometry of human iliac crest and vertebral trabecular bone: a comparative study. *Bone*, 30(1), 267-274.
- [103]. Tourin, A., Derode, A., Peyre, A., & Fink, M. (2000). Transport parameters for an ultrasonic pulsed wave propagating in a multiple scattering medium. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 108(2), 503-512.
- [104].Page, J. H., Sheng, P., Schriemer, H. P., Jones, I., Jing, X., & Weitz, D. A. (1996). Group velocity in strongly scattering media. *Science*, 271(5249), 634- 637.

- [105]. Ventola, C. L. (2014). Medical applications for 3D-printing: current and projected uses. *Pharmacy and Therapeutics*, 39(10), 704.
- [106]. Schubert, C., Van Langeveld, M. C., & Donoso, L. A. (2014). Innovations in 3D-printing: a 3D overview from optics to organs. *British Journal of Ophthalmology*, 98(2), 159-161.
- [107]. Urgan, I. D., Chiu, L., & Pierce, A. (2013). Three-dimensional drug printing: a structured review. *Journal of the American Pharmacists Association*, 53(2), 136-144.
- [108]. Gross, B. C., Erkal, J. L., Lockwood, S. Y., Chen, C., & Spence, D. M. (2014). Evaluation of 3D-printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences.
- [109]. Cui, X., Boland, T., D'DLima, D., & K Lotz, M. (2012). Thermal inkjet printing in tissue engineering and regenerative medicine. *Recent patents on drug delivery & formulation*, 6(2), 149-155.
- [110]. Shahrubudin, N., Lee, T. C., & Ramlan, R. (2019). An overview on 3D- printing technology: Technological, materials, and applications. *Procedia Manufacturing*, 35, 1286-1296.
- [111]. Lee, J. Y., An, J., & Chua, C. K. (2017). Fundamentals and applications of 3D- printing for novel materials. *Applied materials today*, 7, 120-133.
- [112]. Yan, Q., Dong, H., Su, J., Han, J., Song, B., Wei, Q., & Shi, Y. (2018). A review of 3D-printing technology for medical applications. *Engineering*, 4(5), 729- 742.
- [113]. Dodziuk, H. (2016). Applications of 3D-printing in healthcare. *Kardiochirurgia i torakochirurgia polska= Polish journal of cardio-thoracic surgery*, 13(3), 283.

[114]. Li, S., Qian, T., Wang, X., Liu, J., & Gu, X. (2017). Noncoding RNAs and their potential therapeutic applications in tissue engineering. *Engineering*, 3(1), 3-15.

[115]. Thomas, D., & Singh, D. (2017). 3D-printing for engineering the next generation of artificial trabecular bone structures. *International journal of surgery (London, England)*, 46, 195-197.

[116]. Barak, M. M., & Black, M. A. (2018). A novel use of 3D-printing model demonstrates the effects of deteriorated trabecular bone structure on bone

stiffness and strength. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 78, 455-464.

[117]. Dobson, C. A., Sisias, G., Phillips, R., Fagan, M. J., & Langton, C. M. (2006). Three dimensional stereolithography models of cancellous bone structures from μ CT data: testing and validation of finite element results. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 220(3), 481-484.

[118]. Aygün, H., Attenborough, K., Lauriks, W., & Langton, C. M. (2010). Ultrasonic wave propagation in stereo-lithographical bone replicas. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 127(6), 3781-3789.

[119]. Kuhn, V., Ivanovic, N., & Recheis, W. (2014). High resolution 3D-printing of trabecular bone based on micro-CT data. *Journal of Orthopaedic Translation*, 4(2), 238.

- [120]. Yoon, Y. J., Moon, S. K., & Hwang, J. (2014). 3D-printing as an efficient way for comparative study of biomimetic structures—trabecular bone and honeycomb. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 28(11), 4635- 4640.
- [121]. Meziere, F., Juskova, P., Woittequand, J., Muller, M., Bossy, E., Boistel, R., ... & Derode, A. (2016). Experimental observation of ultrasound fast and slow waves through three-dimensional printed trabecular bone phantoms. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 139(2), EL13-EL18.
- [122]. Wu, D., Spanou, A., Diez-Escudero, A., & Persson, C. (2020). 3D-printed PLA/HA composite structures as synthetic trabecular bone: A feasibility study using fused deposition modeling. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 103, 103608.
- [123]. Carew, R. M., Morgan, R. M., & Rando, C. (2020). Experimental assessment of the surface quality of 3D-printed bones. *Australian Journal of Forensic Sciences*, 1-18.
- [124]. Athanasios, T., Konstantinos, A., & Despoina, D. (2021). Three- dimensional-printed replica models of bone for experimentally decoupling trabecular bone properties contribution to ultrasound propagation parameters. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 149(1), 296- 306.
- [125]. Anastasia Manta. Ultrasound propagation through trabecular structures : influence of structure and material 2021

[126]. Athanasios, T., Konstantinos, A., & Despoina, D. (2021). Three- dimensional-printed replica models of bone for experimentally decoupling trabecular bone properties contribution to ultrasound propagation parameters. The Journal of the Acoustical Society of America, 149(1), 296- 306.

[127]. Deligianni, D. D., & Apostolopoulos, K. N. (2007). Characterization of dense bovine cancellous bone tissue microstructure by ultrasonic backscattering using weak scattering models. The Journal of the Acoustical Society of America, 122(2), 1180-1190.