



ΑΡΙΣΤΟΤΕΛΕΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΟΝΙΚΗΣ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ
ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗΣ ΚΑΙ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

Σύνθεση εικόνας υπερηχογραφήματος B-Σάρωσης

Διπλωματική Εργασία

Ονοματεπώνυμο: Μουρούζη Χρίστος

Επιβλέπων: Πιτσιάνης Νικόλαος, Επίκουρος Καθηγητής

Θεσσαλονίκη, Ιούνιος 2016

Περίληψη

Η ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας κατά τη διάρκεια του περασμένου αιώνα συνέβαλε τα μέγιστα στην πρόληψη ασθενειών αλλά και αντιμετώπιση διαφόρων ζητημάτων στην ιατρική κοινότητα. Η απεικόνιση του ανθρωπίνου σώματος χωρίς χειρουργική παρέμβαση έγινε δυνατή με την πρώτη απεικόνιση με ακτινογραφία στο τέλος του 19^{ου} αιώνα από τον γερμανό φυσικό Wilhelm Röntgen. Όμως με την ανακάλυψη του υπολογιστή και τεχνολογικών συστημάτων αυτό έγινε εφικτό και με διάφορες άλλες μεθόδους. Μια από αυτές είναι η χρήση υπερηχητικών κυμάτων και η απεικόνιση των ανακλάσεων τους στα διάφορα μέρη του ανθρωπίνου σώματος.

Το αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η βιβλιογραφική ανασκόπηση της διαδικασίας που χρειάζεται για την απεικόνιση ιατρικής εικόνας τύπου Β-Σάρωσης χρησιμοποιώντας υπερήχους.

Αρχικά περιγράφονται οι φυσικές αρχές των ηχητικών κυμάτων και οι παράμετροι και ιδιότητες αυτών. Έπειτα περιγράφεται η λειτουργία του ηχοβολέα κατά την εκπομπή ηχητικών παλμών και κατά τη λήψη των ανακλάσεων, όπως και διάφοροι τύποι ηχοβολέων. Ακολουθεί η περιγραφή της μορφοποίησης δέσμης (beamforming) και ο σκοπός λειτουργίας της ενώ στη συνέχεια περιγράφεται η κατασκευή της εικόνας τύπου Β-Σάρωσης (B-Mode, Brightness Mode) που είναι και η πιο διαδεδομένη, όπου περιλαμβάνεται η επεξεργασία του σήματος που αποθηκεύεται στον υπολογιστή, η αποδιαμόρφωση του πλάτους του και στο τέλος η απεικόνιση της εξεταζόμενης περιοχής ώστε να είναι λογική, υψηλής ευκρίνειας και κατανοητή από το ανθρώπινο μάτι. Στο τέλος παρουσιάζονται νέες τάσεις και τεχνολογίες στο χώρο, αφού οι σημερινές δυνατότητες αναπτύσσονται και βελτιώνονται συνεχώς.

Abstract

The rapid development of technology during the last century has contributed greatly to the prevention of diseases and the management of various issues in the medical community. The imaging of the human body without surgical intervention was first implemented by Wilhelm Röntgen a German physicist, at the end of 19th century. However, with the discovery of computer science and technological systems, the imaging of the human body has eventually become feasible by various methods. One of these methods is the use of ultrasonic waves, and the display of their reflections from the various parts of the human body.

The subject of this diploma thesis is a literature review of the process that is necessary for the synthesis of the ultrasound B-Mode image. Initially, there are described the physical principles, the parameters and the properties of the ultrasonic waves. Afterwards, it is described the operation of the transducer during the transmission of ultrasound pulses and the receiving of their reflections whereas various types of transducers are also referred. Subsequently follows a description of the beamforming process and the operation purpose of it. It is then described the construction of B-Mode (Brightness Mode) image, which is the most common, including the processing of the signal stored in the computer, the amplitude demodulation and ultimately the processes of displaying a high definition and understandable image to the human eye of the preferred area on a screen. In the end new trends and technologies in the field are presented, since the existing possibilities are continuously developing and improving.

Ευχαριστίες

Ολοκληρώνοντας αυτή τη διπλωματική εργασία θα ήθελα να εκφράσω τις ευχαριστίες μου στον καθηγητή μου, κ. Νίκο Πιτσιάνη για τη συνεργασία αλλά και για τις χρήσιμες συμβουλές και την υπομονή του κατά τη διάρκεια της εκπόνησης της διπλωματικής μου εργασίας.

Θα ήθελα επίσης να δώσω θερμές ευχαριστίες σε όλους τους καθηγητές μου, για όλες τις γνώσεις που μου έχουν προσφέρει, δίνοντας μου τα εχέγγυα ώστε να έχω μια αξιόλογη επαγγελματική σταδιοδρομία. Νιώθω περήφανος που ήμουν φοιτητής τους και που αποφοιτώ από το τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών του Αριστοτέλειου Πανεπιστήμιου Θεσσαλονίκης.

Δε θα μπορούσα να μην πω ένα τεράστιο ευχαριστώ στους γονείς μου, Δημήτρη και Στέλλα και τον αδερφό μου Κωνσταντίνο για όλα όσα μου έχουν προσφέρει μέχρι τώρα στη ζωή μου και ιδιαίτερα για το ότι οι πολύ δύσκολες συνθήκες που παρουσιάστηκαν κατά τη διάρκεια της φοίτησης μου δεν στάθηκαν ως αιτία για τη διακοπή των σπουδών μου αλλά αντίθετα, έκαναν ό,τι μπορούσαν για να τα καταφέρω.

Πολλές ευχαριστίες στους φίλους και συμφοιτητές μου που ήταν πάντοτε στο πλευρό μου στηρίζοντάς με σε κάθε δυσκολία και παρακινώντας με να ξεπεράσω κάθε εμπόδιο που βρισκόταν μπροστά μου.

Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την κοπέλα μου Μαρία, που ήταν στο πλάι μου σε κάθε δύσκολη στιγμή, βοηθώντας με να πετύχω ό,τι επιθυμούσα. Την ευχαριστώ επίσης για την απίστευτη υπομονή που επέδειξε κατά τη διάρκεια των σπουδών μου και ιδιαίτερα κατά την εκπόνηση της παρούσας διπλωματικής εργασίας.

Μια αστραπή είν' η ζωή

*Μια αστραπή είν' η ζωή κι αν είδες είδες.
Είδα, όταν έβγαλα που την τζιέπην το
σύμπαν, και το είδα σαν ρολόι.*

Σάββας Παύλου

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

1. Εισαγωγή	11
1.1 Εικόνα υπερηχογραφήματος Β-Σάρωσης	12
1.2 Σκοπός της εργασίας	13
1.3 Δομή της εργασίας	13
2. Φυσικές αρχές υπερήχων	14
2.1 Ήχος	14
2.2 Παράμετροι υπερήχων	15
2.3 Ανάκλαση υπερηχητικών κυμάτων	18
2.4 Διάθλαση	21
2.5 Σκέδαση (scattering)	22
2.6 Εξασθένηση και απορρόφηση	22
2.7 Δέσμες υπερήχων	23
3. Εκπομπή και λήψη υπερήχων	26
3.1 Πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο	26
3.2 Μετατροπείς γραμμικών και καμπυλόγραμμων συστοιχιών (linear array & curvilinear-array transducer)	27
3.3 Ενεργή περιοχή στοιχείων (aperture)	29
3.4 Μορφοποίηση δέσμης (Beam-Forming)	30
3.6 Apodization	35
3.7 Δευτερογενείς Λοβοί (grating lobes)	37
3.8 Καμπυλωτοί γραμμικοί μετατροπείς (curvilinear array)	38
3.9 Μετατροπείς με καθυστέρηση φάσης (phased-array transducer)	39
3.10 Χωρική Ανάλυση	41
4. Κατασκευή εικόνας και επεξεργασία	43
4.1 Επεξεργασία σήματος	43
4.2 Ενίσχυση σήματος	44
4.3 Χρονική αντιστάθμιση κέρδους (Time Gain Compensation- TGC)	45
4.4 Δυναμικό εύρος των ανακλάσεων και λογαριθμική συμπίεση	47
4.5 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό	48
4.6 Αποδιαμόρφωση πλάτους (Amplitude Demodulation)	50
4.7 Κατασκευή δισδιάστατης εικόνας	51

5. Νέες τάσεις και τεχνολογίες.....	57
5.1 Υπερταχεία Απεικόνιση με υπερήχους (Ultrafast Ultrasound Imaging)	57
5.2 3D/4D υπερηχογράφημα	60
5.3 Σύνοψη	60
BIBΛΙΟΓΡΑΦΙΑ	62

Σχήματα

Σχήμα 2.1 Ταλάντωση σωματιδίων ενός μέσου κατά μήκος της διεύθυνσης διάδοσης ενός κύματος	15
Σχήμα 2.2 Μήκος κύματος λ	16
Σχήμα 2.4 Μήκη κύματος για $f = 2\text{MHz}, 5\text{MHz}, 10\text{MHz}$	16
Σχήμα 2.5 α) Μικρός συντελεστής πλάτους ανάκλασης άρα και μικρό πλάτος στο ανακλώμενο κύμα, β) Ένταση διαμοιράζεται στο ανακλώμενο και στο διαθλώμενο κύμα..	20
Σχήμα 2.6 Γωνία προσπίπτοντος (θ_i) και γωνία ανακλώμενου κύματος (θ_r)	21
Σχήμα 2.7 Φαινόμενο Διάθλασης	21
Σχήμα 2.8 Φαινόμενο σκέδασης	22
Σχήμα 2.9 Εξασθένηση έντασης σήματος για διάφορες συχνότητες συναρτήσει της απόστασης.....	23
Σχήμα 2.10 α) Άθροισμα δύο κυμάτων με την ίδια φάση, β) Άθροισμα δύο κυμάτων με αντίθετη φάση.....	23
Σχήμα 2.11 α) Επίπεδο κύμα από μεγάλου πλάτους πηγή, β) Σφαιρικό κύμα από μικρού πλάτους πηγή	24
Σχήμα 2.12 Δημιουργία μέτωπου κύματος από διάφορα σφαιρικά κύματα	24
Σχήμα 2.13 Πεδίο Fresnel και Πεδίο Fraunhofer μιας δέσμης υπερήχων και μεταβολές της πίεσης στο καθένα από αυτά.....	25
Σχήμα 3.1 Τύποι πομποδεκτών που χρησιμοποιούνται σήμερα	27
Σχήμα 3.2 α) ορθογώνιο οπτικό πεδίο του γραμμικού μετατροπέα και β) τραπεζοειδές οπτικό πεδίο του καμπυλόγραμμου μετατροπέα	28
Σχήμα 3.3 Γεωμετρία των στοιχείων ενός μετατροπέα	29
Σχήμα 3.3 Λειτουργία σάρωσης. Για την πρώτη γραμμή σάρωσης χρησιμοποιούνται τα στοιχεία 1,2,3 και για την επόμενη τα στοιχεία 2,3,4 κ.ο.κ. Στην πραγματικότητα χρησιμοποιούνται περίπου στα 20 στοιχεία για εκπομπή και για τη λήψη 64.	30
Σχήμα 3.4 Γεωμετρία του χώρου έτσι ώστε να υπολογισθεί ο χρόνος ενεργοποίησης ενός στοιχείου	32
Σχήμα 3.5 Εστίαση κατά τη λειτουργία Εκπομπής.....	32
Σχήμα 3.6 Εστίαση κατά τη λειτουργία Λήψης (Delay and Sum Beamforming).....	33
Σχήμα 3.7 Δυναμική εστίαση. Για διαφορετικά βάθη αντιστοιχούν διαφορετικές καθυστερήσεις	34
Σχήμα 3.8 Παράδειγμα δυναμικής εστίασης λήψης	35
Σχήμα 3.9 Εξάλειψη πλευρικών λοβών με τη μέθοδο του apodization	36

Σχήμα 3.10 Εφαρμογή συντελεστών βαρών apodization για εισερχόμενα σήματα στον μορφοποιητή δέσμης.....	36
Σχήμα 3.11 α) Δευτερογενείς λοβοί σε διάφορες γωνίες, β) Άφιξη παλμού σε ζευγάρι γειτονικών στοιχείων	38
Σχήμα 3.12 Καμπυλωτός γραμμικός μετατροπέας	38
Σχήμα 3.13 Μετατροπέας με καθυστέρηση φάσης	39
Σχήμα 3.14 Εστίαση κατά τη λειτουργία της λήψης σε μετατροπέα.....	40
Σχήμα 3.15 Αξονική διακριτική ικανότητα	41
Σχήμα 4.1 Στάδια επεξεργασίας ανακλώμενου σήματος	44
Σχήμα 4.2 Απλή γραμμική ενίσχυση σήματος κατά τρεις φορές.....	44
Σχήμα 4.3 Γραμμική ενίσχυση κέρδους.....	45
Σχήμα 4.4 Χρονική αντιστάθμιση κέρδους.....	46
Σχήμα 4.5 Εφαρμογή χρονικής αντιστάθμισης κέρδους.....	47
Σχήμα 4.6 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό σήμα	49
Σχήμα 4.7 Καταγραφή ψηφιακού σήματος σε δυαδική μορφή	49
Σχήμα 4.8 Αποδιαμόρφωση πλάτους του σήματος	50
Σχήμα 4.9 Εικονοστοιχεία μιας εικόνας Β-Σάρωσης. Κάθε τιμή ενός εικονοστοιχείου αντιστοιχεί σε μια τιμή φωτεινότητας (αποχρώσεις του γκρι).....	51
Σχήμα 4.10 Διαδικασία εγγραφής τιμής κάθε εικονοστοιχείου για γραμμικό μετατροπέα.....	52
Σχήμα 4.11 Διαδικασία εγγραφής τιμής κάθε εικονοστοιχείου για καμπυλωτό μετατροπέα.....	53
Σχήμα 4.12 Στάδια επεξεργασίας σήματος	54
Σχήμα 4.13 Στα αριστερά φαίνεται η απεικόνιση της καρωτίδας χωρίς καμιά επεξεργασία σήματος και στα δεξιά φαίνεται η επεξεργασμένη εικόνα.....	54
Σχήμα 5.1 Σύγκριση συμβατικής απεικόνισης με υπερήχους με μεθόδους επίπεδων κυμάτων	58
Σχήμα 5.2 Δημιουργία shear wave	59
Σχήμα 5.3 Ελαστογραφία. Με μπλε χρώμα φαίνονται οι μαλακοί ιστοί και με κόκκινο χρώμα οι σκληροί ιστοί	59
Σχημα 5.4 Εικόνα από υπερήχους τριών διαστάσεων	60

1. Εισαγωγή

Η χρήση των υπέρηχων σε ιατρικές εφαρμογές χρονολογείται από τη δεκαετία του 1950, και επικεντρώνεται κυρίως στον τομέα της διάγνωσης. Τα πρώτα όμως, συστήματα απεικόνισης με υπερήχους προήλθαν από τη στρατιωτική τεχνολογία των SONAR (SOund Navigation And Ranging) και αρχικά περιορίζονταν στην κατασκευή και απεικόνιση μιας μόνο γραμμής της δομής η οποία εξεταζόταν (A-Mode).

Στην πορεία όμως, με την πρόοδο της τεχνολογίας και της πληροφορικής, τα υπερηχογραφήματα εξελίχθηκαν στα σημερινά συστήματα με δυνατότητες απεικόνισης ροής αίματος, δισδιάστατων και τρισδιάστατων ανατομικών δομών σε πραγματικό χρόνο, τομογραφίας υπερήχων, ταχείας απεικόνισης και άλλων εφαρμογών, κυρίως στους τομείς της καρδιολογίας και της μαιευτικής.

Στην σημερινή εποχή τα διαγνωστικά συστήματα υπερήχων καταλαμβάνουν ένα μεγάλο μέρος των κλινικών απεικονιστικών μεθόδων και η εξάπλωση τους οφείλεται μεταξύ άλλων:

- στο χαμηλό κόστος αγοράς, εγκατάστασης και συντήρησης σε σχέση με αλλά απεικονιστικά συστήματα καθώς δεν απαιτούν ειδική προετοιμασία του χώρου λειτουργίας τους (π.χ. θωράκιση έναντι των ακτινών X) ενώ χρησιμοποιούν λίγα και σχετικά φθηνά αναλώσιμα υλικά,
- στη δυνατότητα εύκολης μετακίνησής τους,
- στο γεγονός ότι η χρήση τους είναι γενικά ακίνδυνη για τον εξεταζόμενο και τέλος,
- στη διαδικασία της σάρωσης η οποία είναι γρήγορη και άνετη για τον ασθενή προκαλώντας του έτσι ελάχιστη σωματική και ψυχολογική

επιβάρυνση ενώ οι παρεχόμενες πληροφορίες είναι υψηλής διαγνωστικής αξίας.

1.1 Εικόνα υπερηχογραφήματος B-Σάρωσης

Η πιο διαδεδομένη απεικόνιση με υπερήχους είναι με τη μέθοδο B-Σάρωσης (B-Mode). Η εικόνα B-Σάρωσης είναι η απεικόνιση μιας τομής του ανθρωπίνου σώματος η οποία δημιουργείται από ανακλάσεις υπερηχητικών κυμάτων που προέρχονται από τα διάφορα σημεία της εξεταζόμενης τομής. Κάθε ανάκλαση απεικονίζεται σε ένα σημείο στην εικόνα που αντιστοιχεί στη γεωμετρική θέση που έχει στην τομή του σώματος που εξετάζεται. Η φωτεινότητα του σημείου αντιστοιχεί στο πλάτος της ανάκλασης που προέρχεται από αυτό το σημείο, εξού και η ονομασία B-Mode (brightness mode). Όσο πιο δυνατή είναι μια ανάκλαση τόσο πιο φωτεινό είναι το σημείο στην εικόνα. Έτσι η τελική εικόνα μοιάζει σαν μια ασπρόμαυρη έκδοση της τομής που θέλουμε να διερευνήσουμε.

Η διαδικασία δημιουργίας της εικόνας είναι σχετικά απλή. Μια πηγή υπερήχων (ηχοβολέας) τοποθετείται στην επιφάνεια του σώματος και εκπέμπει υπερηχητικούς παλμούς οι οποίοι διαδίδονται στο σώμα μέσα σε στενά μονοπάτια (δέσμες υπερήχων). Μετά την εκπομπή ο ηχοβολέας, από πομπός μετατρέπεται σε δέκτης και ξεκινά να δέχεται τις ανακλάσεις. Ανακλάσεις από στόχους κοντά στον ηχοβολέα λαμβάνονται πρώτοι και μετά ακολουθούν ανακλάσεις από άλλους στόχους σε μεγαλύτερα βάθη μέχρι το επιθυμητό βάθος διείσδυσης. Έτσι δημιουργείται μια ακολουθία ανακλάσεων σε σχέση με το χρόνο, όπου αν την απεικονίζαμε σε ένα παλμογράφο θα είχε τη μορφή ενός RF (Radio-Frequency) σήματος. Αν θεωρήσουμε σταθερή την ταχύτητα διάδοσης του ήχου (c) μέσα στο ανθρώπινο σώμα τότε μπορούμε να αντιστοιχίσουμε τον χρόνο με την απόσταση κάθε σημείου.

Για να κατασκευαστεί η τελική εικόνα, πολλές ακολουθίες ανακλάσεων γνωστές και ως γραμμές B-Σάρωσης πρέπει να δημιουργηθούν και να καλύψουν όλη την περιοχή ενδιαφέροντος. Έχοντας σε γνώση την απόσταση του κάθε σημείου από τον ηχοβολέα αλλά και την θέση και κατεύθυνση της γραμμής σάρωσης, η πληροφορία του σήματος από αυτές τις ακολουθίες επεξεργάζεται κατάλληλα και απεικονίζεται στην οθόνη.



Σχήμα 1.1 Ιατρική εικόνα από υπερήχους τύπου Β-Σάρωσης

1.2 Σκοπός της εργασίας

Σκοπός της υπάρχουσας εργασίας είναι η βιβλιογραφική ανασκόπηση της σύνθεσης της εικόνας υπερηχογραφήματος τύπου Β-Σάρωσης. Ο αναγνώστης θα μπορέσει να κατανοήσει τα βασικά στάδια της διαδικασίας που λαμβάνουν χώρα για τη δημιουργία της εικόνας από υπερήχους. Αναφέρονται οι φυσικές αρχές των υπερήχων, περιγράφονται οι λειτουργίες εκπομπής και λήψης τους από τον μετατροπέα-ηχοβολέα, γίνεται επεξήγηση των βασικών σταδίων επεξεργασίας του σήματος που λαμβάνεται από τις ανακλάσεις και τέλος, περιγράφεται η διαδικασία κατασκευής της τελικής εικόνας και αποθήκευσής της σε ψηφιακή μνήμη.

1.3 Δομή της εργασίας

Στο κεφάλαιο 2 περιγράφονται οι φυσικές αρχές των υπερήχων, στο κεφάλαιο 3 γίνεται περιγραφή των λειτουργιών της εκπομπής και της λήψης των υπερήχων, στο κεφάλαιο 4 γίνεται περιγραφή της επεξεργασίας του σήματος και της διαδικασίας για την κατασκευή της εικόνας και τέλος στο κεφάλαιο 5 παρουσιάζονται νέες τάσεις και τεχνολογίες στο χώρο της συγκεκριμένης επιστήμης.

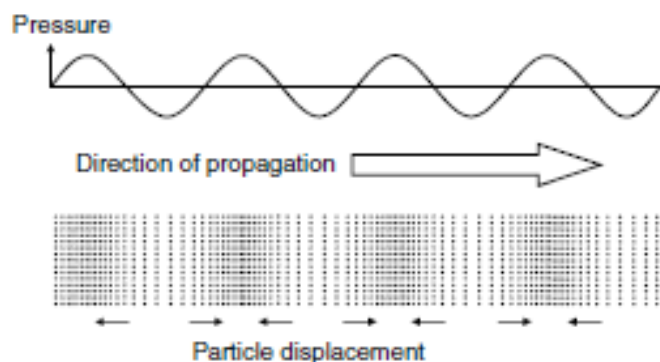
2. Φυσικές αρχές υπερήχων

Ο υπέρηχος είναι ένα υψηλής συχνότητας ηχητικό κύμα το οποίο χρησιμοποιείται για τη δημιουργία ιατρικής απεικόνισης εσωτερικών οργάνων του ανθρωπίνου σώματος. Ο υπέρηχος διαδίδεται μέσα στους ιστούς του σώματος με τέτοιο τρόπο ώστε να είναι εφικτή η κατασκευή της εικόνας από τις ανακλάσεις στα διάφορα μέρη του σώματος. Για να γίνει κατανοητή η διαδικασία όμως ο αναγνώστης πρέπει να έχει μια γενική εικόνα των βασικών φυσικών αρχών των υπερήχων αλλά και των χαρακτηριστικών παραμέτρων που έχει ένα ηχητικό κύμα. Γίνεται περιγραφή των ιδιοτήτων του ηχητικού κύματος όπως η συχνότητα, ταχύτητα, μήκος κύματος και φάση. Ακόμη δίνονται οι ορισμοί της διάθλασης, περίθλασης, ανάκλασης και απόσβεσης ενός κύματος όπως και η έννοια της δέσμης υπερήχων.

2.1 Ήχος

Το κύμα είναι μια διαταραχή που προκαλείται από μια πηγή και μεταδίδεται στο χώρο και το χρόνο, από σημείο σε σημείο κάποιου φυσικού μέσου. Ο ήχος είναι ένα διαμήκες κύμα, δηλαδή μια διαταραχή που μεταδίδεται κατά μήκος της διεύθυνσης διάδοσης σε ένα συνεχές υλικό μέσο π.χ αέρας, νερό, ιστοί ανθρωπίνου σώματος. Αυτή η διαταραχή προκαλεί την ταλάντωση των σωματιδίων του μέσου γύρω από τη θέση ισορροπίας τους. Αν το μέσο είναι ελαστικό τότε τα ταλαντευόμενα σωματίδια παράγουν εναλλασσόμενες περιοχές αραιώσης και πύκνωσης και έτσι το κύμα διαδίδεται διαμέσου του υλικού [3]. Άρα ο ήχος προέρχεται από τις

μεταβολές της πίεσης που συμβαίνουν όταν ένα ελαστικό μέσο διαστέλλεται ή συστέλλεται και τελικά αυτή η διαταραχή της πίεσης είναι που μεταδίδεται, χωρίς να μετακινούνται τα σωματίδια με τρόπο που να προκαλείται παραμόρφωση του μέσου.



Σχήμα 2.1 [2] Ταλάντωση σωματιδίων ενός μέσου κατά μήκος της διεύθυνσης διάδοσης ενός κύματος

Οι ήχοι διακρίνονται σε κατηγορίες ανάλογα με τη συχνότητά τους f :

- Υπόηχους ($f < 20 \text{ Hz}$)
- Ακουστούς ήχους ($20 \text{ Hz} < f < 20 \text{ KHz}$)
- Υπερήχους ($f > 20 \text{ KHz}$)

Για την απεικόνιση των διαφόρων οργάνων του ανθρωπίνου σώματος χρησιμοποιούμε υπερήχους οι οποίοι κυμαίνονται από 1-10 MHz [5] ανάλογα με την εφαρμογή τους.

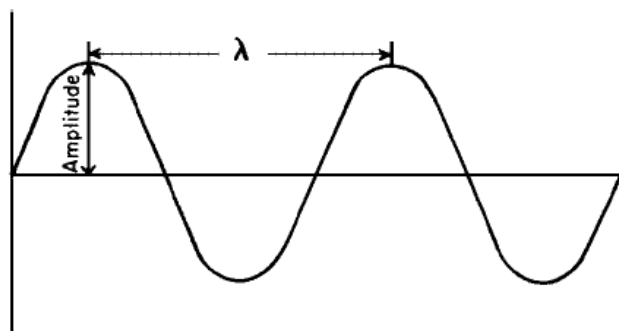
2.2 Παράμετροι υπερήχων

Συχνότητα

Όπως αναφέρθηκε πιο πάνω οι υπέρηχοι είναι μια μηχανική διαταραχή της ύλης η οποία προκαλεί την ταλάντωση των σωματιδίων του ελαστικού μέσου γύρω από τη θέση ηρεμίας τους σε συγκεκριμένη συχνότητα (αριθμός ταλαντώσεων ανά δευτερόλεπτο). Χαρακτηρίζεται από το σύμβολο f και η μονάδα μέτρησης της είναι $\text{Hz} = 1 \text{ κύκλος ανά δευτερόλεπτο}$. Η συχνότητα είναι αντιστρόφως ανάλογη της περιόδου T του κύματος.

Μήκος κύματος

Το μήκος κύματος είναι η απόσταση μεταξύ δύο κορυφογραμμών ενός ημιτονοειδούς κύματος, δηλαδή η απόσταση μεταξύ συμπιέσεων και αραιώσεων που συμβαίνουν μέσα στο μέσο [4]. Χαρακτηρίζεται από το σύμβολο λ και μονάδα μέτρησης του είναι m (μέτρα) ή mm (μιλίμετρα).



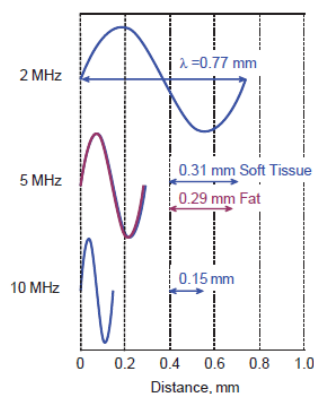
Σχήμα 2.2 Μήκος κύματος λ

Ταχύτητα

Η ταχύτητα διάδοσης του ήχου είναι η απόσταση που ταξιδεύει το ηχητικό κύμα ανά μονάδα χρόνου. Ισούται δηλαδή με το μήκος κύματος λ (απόσταση) προς την περίοδο του κύματος T (μονάδα χρόνου) [3]. Χαρακτηρίζεται με το σύμβολο c και έχει μονάδα μέτρησης m/s (μέτρα ανά δευτερόλεπτο). Αφού η συχνότητα είναι αντιστρόφως ανάλογη της περιόδου T τότε:

$$c = f \cdot \lambda \text{ (m/s)}$$

Άρα αν θεωρήσουμε σταθερή την ταχύτητα διάδοσης του ήχου στο ανθρώπινο σώμα, τότε βλέπουμε ότι το μήκος κύματος είναι αντιστρόφως ανάλογο από τη συχνότητα του κύματος. Για υψηλές συχνότητες το μήκος κύματος είναι μικρό ενώ για χαμηλές συχνότητες είναι μεγάλο.



Σχήμα 2.4 [3] Μήκη κύματος για $f = 2\text{MHz}, 5\text{MHz}, 10\text{MHz}$

Επίσης η ταχύτητα εξαρτάται από τις ιδιότητες του μέσου και συγκεκριμένα από τη μέση πυκνότητά του (ρ) και από τη μέση σκληρότητά του (B). Η μέση σκληρότητα B είναι ένα μέγεθος που ορίζει την αντίσταση του μέσου να συμπιεστεί. Άρα για υλικά τα οποία τείνουν να συμπιεστούν περισσότερο (π.χ αέρας) η ταχύτητα του ήχου είναι μικρή, ενώ για υλικά τα οποία παρουσιάζουν μεγάλη αντίσταση για να συμπιεστούν (π.χ οστά) η ταχύτητα είναι μεγάλη [4]. Η ταχύτητα δίνεται επίσης από τη σχέση:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}}$$

Χαρακτηριστικές ταχύτητες του ήχου μέσα στο ανθρώπινο σώμα και σε άλλα μέσα δίνονται από τον πιο κάτω πίνακα. Η μέση ταχύτητα στους ιστούς είναι 1540 m/s.

Μέσο	Ταχύτητα του ήχου (m/s)
Αέρας	333
Λίπος	1466
Νερό	1480
Αίμα	1566
Συκώτι	1566
Μυς	1542-1626
Εγκέφαλος	1505-1612
Νεφροί	1567
Οστό	2070-5350

Φάση

Φάση κύματος ονομάζουμε το μέγεθος που εκφράζει την απομάκρυνση ενός σώματος που εκτελεί ταλάντωση από τη θέση ισορροπίας του σε κάποιο δεδομένο χρόνο. Δύο κύματα με την ίδια συχνότητα, έχουν διαφορά φάσης όταν εμφανίζουν διαφορετικό πλάτος την ίδια χρονική στιγμή. Δύο κύματα λέγονται συμφασικά αν έχουν διαφορά φάσης 0° και 360° ενώ βρίσκονται σε αντίθετη φάση αν η διαφορά φάσης τους είναι 180° .

Πίεση, ένταση και ισχύς

Όπως προαναφέρθηκε ο ήχος κατά τη διάδοσή του, προκαλεί μετακίνηση των σωματιδίων του μέσου μπροστά και πίσω, δημιουργώντας έτσι περιοχές πύκνωσης και αραιώσης. Δηλαδή προκαλούνται μεταβολές στην πίεση του μέσου (μεγάλη πίεση στις περιοχές πύκνωσης και μικρή πίεση στις περιοχές αραιώσης). Άρα το

πλάτος πίεσης ορίζεται ως το μέγεθος που αντιστοιχεί σε αυτές τις μεταβολές της πίεσης σε σχέση με την μέση πίεση του μέσου. Αυτή η πίεση χαρακτηρίζεται με το σύμβολο P και σαν μονάδα μέτρησης έχει το Pa (Pascal) όπου $1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$.

Καθώς ένα κύμα διαπερνά το μέσο, μεταφέρει μηχανική ενέργεια από την πηγή η οποία το παρήγαγε [2]. Ο ρυθμός με τον οποίο παράγεται αυτή η ενέργεια από την πηγή δίνεται από την ισχύ του υπέρηχου. Η ενέργεια του κύματος μετριέται σε J (Joule) και η ισχύς σε W (Watt) όπου ένα $W = 1 \text{ J/s}$.

Η ένταση I του ηχητικού κύματος ορίζεται ως η ενέργεια ανά μονάδα χρόνου που δίδεται μέσα από μια μοναδιαία επιφάνεια, κάθετη στη διεύθυνση του κύματος και ισούται με το τετράγωνο του πλάτους πίεσης ($I=P^2$) [3]. Η μονάδα μέτρησης της έντασης I είναι W/cm^2 ή mW/cm^2 (ισχύς ανά μονάδα επιφάνειας).

Η σχετική ένταση μπορεί να περιγραφεί σε dB (decibel) όπου [3]

$$\text{σχετική ένταση(dB)} = 10 \log \frac{I_2}{I_1}$$

όπου I_1 και I_2 είναι τιμές έντασης που συγκρίνονται μεταξύ τους. Έτσι αν είχαμε έναν υπερηχητικό παλμό με ένταση $I_1 = 100 \text{ mW}$ που έχασε -30 dB σχετική ένταση κατά τη διάδοση του μέσα στους ιστούς τότε η εναπομένουσα ένταση του είναι $I_2 = 0.1 \text{ mW}$.

2.3 Ανάκλαση υπερηχητικών κυμάτων

Η αρχή στην οποία στηρίζεται η λειτουργία ενός υπερηχογραφήματος, είναι η λήψη των ανακλάσεων που λαμβάνουν χώρα μέσα στους ιστούς του σώματος, μετά την εκπομπή κάποιου υπερηχητικού κύματος. Καθώς ένας υπέρηχος ταξιδεύει στο ανθρώπινο σώμα ανακλάται μεταξύ των ορίων των διαφόρων ιστών.

Ακουστική εμπέδηση Z

Η ακουστική εμπέδηση Z είναι μια ιδιότητα του υλικού μέσου και ορίζεται ως ο λόγος της πίεσης σε κάποιο σημείο ως προς τη ταχύτητα του σωματιδίου στο

σημείο αυτό [2]. Η μονάδα μέτρησης της ακουστικής εμπίδησης Z είναι $\text{kg/m}^2\text{s}$, ή αλλιώς Rayl. Εξαρτάται, μόνο από τις μηχανικές ιδιότητες του μέσου και από τον τύπο του διαδιδόμενου κύματος και ορίζεται από την πιο κάτω εξίσωση:

$$Z = \frac{p}{v} \quad (\text{kg/m}^2\text{s})$$

ή

$$Z = \rho \cdot c \quad (\text{kg/m}^2\text{s})$$

όπου ρ είναι η πυκνότητα του υλικού και c είναι η ταχύτητα του ήχου.

Στον πιο κάτω πίνακα φαίνεται η ακουστική εμπίδηση για διάφορα όργανα του σώματος:

Υλικό	Ακουστική εμπίδηση Z ($\text{kg/m}^2\text{s}$)
Συκώτι	1.66×10^6
Νεφρός	1.64×10^6
Λίπος	1.33×10^6
Νερό	1.48×10^6
Αέρας	430
Κόκκαλο	6.47×10^6

Ανάκλαση

Όταν ένα κύμα ταξιδεύει σε ένα μέσο συναντά στα όριά του κάποιο άλλο μέσο το οποίο έχει διαφορετική ακουστική εμπίδηση. Κάποιο μέρος της ενέργειας του προσπίπτοντος κύματος μεταφέρεται σε αυτό το μέσο και κάποιο άλλο μέρος ανακλάται πίσω στο πρώτο μέσο [2]. Τα πλάτη των ανακλωμένων και των διαθλωμένων κυμάτων καθορίζονται από την ακουστική εμπίδηση των μέσων.

Η σχέση που συνδέει τις δύο ακουστικές εμπεδήσεις δίνεται από τη σχέση:

$$\frac{Pr}{Pi} = \frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1}$$

Όπου Pr και Pi , είναι τα πλάτη των πιέσεων του ανακλώμενου και του προσπίπτοντος κύματος κοντά στην επιφάνεια αντιστοίχως. Ο πιο πάνω λόγος ονομάζεται και συντελεστής πλάτους ανάκλασης, R_A ο οποίος ορίζει το πλάτος των ανακλάσεων που παράγεται στα όρια δύο διαφορετικών μέσων που έχουν

διαφορετική ακουστική εμπέδηση. Δηλαδή αν έχουμε μεγάλο συντελεστή πλάτους ανάκλασης τότε το ανακλώμενο κύμα θα έχει αντίστοιχα μεγάλο πλάτος και το διαθλώμενο μικρό.

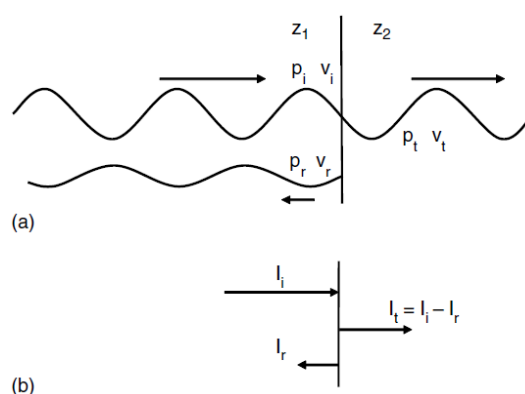
Χαρακτηριστικές τιμές του συντελεστή R_A φαίνονται στον πιο κάτω πίνακα:

Επιφάνεια	R_A
Συκώτι-Νεφρός	0.006
Νεφρός-Σπλήνα	0.003
Αίμα-Νεφρός	0.009
Συκώτι-Λίπος	0.11
Συκώτι-Κόκκαλο	0.59
Συκώτι-Αέρας	0.995

Ο συντελεστής έντασης ανάκλασης ορίζεται ως:

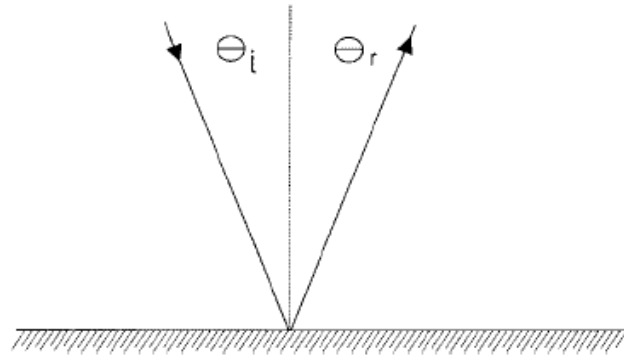
$$RI = \frac{Ir}{Ii} = \left(\frac{z_2 - z_1}{z_2 + z_1} \right)^2$$

και περιγράφει το λόγο των εντάσεων του προσπίπτοντος και του ανακλώμενου κύματος [2]. Η ροή ενέργειας του προσπίπτοντος κύματος πρέπει να διαμοιραστεί στο ανακλώμενο και το διαθλώμενο κύμα (αυτό που συνεχίζει στο δεύτερο μέσο). Άρα αν ο συντελεστής έντασης ανάκλασης είναι μεγάλος τότε λίγη ενέργεια θα μεταφερθεί στο δεύτερο μέσο και πολλή ενέργεια θα επιστρέψει στο πρώτο.



Σχήμα 2.5 [2] α) Μικρός συντελεστής πλάτους ανάκλασης άρα και μικρό πλάτος στο ανακλώμενο κύμα, β) Ένταση διαμοιράζεται στο ανακλώμενο και στο διαθλώμενο κύμα

Αν η επιφάνεια στην οποία προσπίπτει ένα κύμα είναι μεγαλύτερη από το μήκος κύματος τότε η γωνία με την οποία προσπίπτει ισούται με τη γωνία με την οποία ανακλάται ($\theta_i = \theta_r$). Αυτός είναι και ο νόμος της ανάκλασης [4].



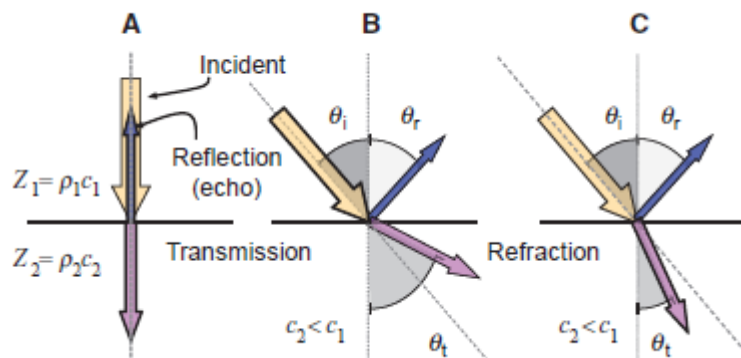
Σχήμα 2.6 [4] Γωνία προσπίπτοντος (θ_i) και γωνία ανακλώμενου κύματος (θ_r)

2.4 Διάθλαση

Η διάθλαση περιγράφει την αλλαγή της διεύθυνσης του κύματος που συνεχίζει να διαδίδεται στο δεύτερο μέσο όταν το αρχικό κύμα δεν προσπίπτει κάθετα στην επιφάνεια. Η γωνία διεύθυνσης εξαρτάται από την ταχύτητα του ήχου μέσα στα δύο μέσα. Αν η ταχύτητα παραμένει η ίδια τότε το διαθλώμενο κύμα συνεχίζει να διαδίδεται με την γωνία διεύθυνσής του να είναι ίση με αυτή του προσπίπτοντος [3]. Περιγράφεται από την πιο κάτω εξίσωση:

$$\frac{\sin \theta_t}{\sin \theta_i} = \frac{c_2}{c_1}$$

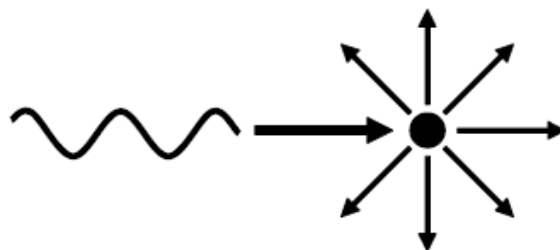
όπου θ_t η γωνία διάθλασης, θ_i γωνία πρόσπτωσης, c_2 η ταχύτητα του κύματος στο δεύτερο μέσο και c_1 η ταχύτητα του κύματος στο πρώτο μέσο.



Σχήμα 2.7 [3] Φαινόμενο Διάθλασης

2.5 Σκέδαση (scattering)

Αν το προσπίπτον κύμα συναντήσει επιφάνειες που το μέγεθός τους είναι μικρότερο ή ίσο με ένα μήκος κύματος τότε οι ανακλάσεις από αυτές τις επιφάνειες δεν ακολουθούν τον νόμο της ανάκλασης [2]. Όταν ένα κύμα συναντήσει μια τέτοια επιφάνεια τότε ανακλάται σε διάφορες γωνιές και η ενέργεια του διασκορπίζεται σε διάφορες κατευθύνσεις όπως φαίνεται στο πιο κάτω σχήμα. Το πλάτος των ανακλωμένων κυμάτων από κάποιο σκεδαστή είναι κατά πολύ μικρότερο από τις ανακλάσεις που προκαλούνται μεταξύ μεγάλων επιφανειών.



Σχήμα 2.8 [2] Φαινόμενο σκέδασης

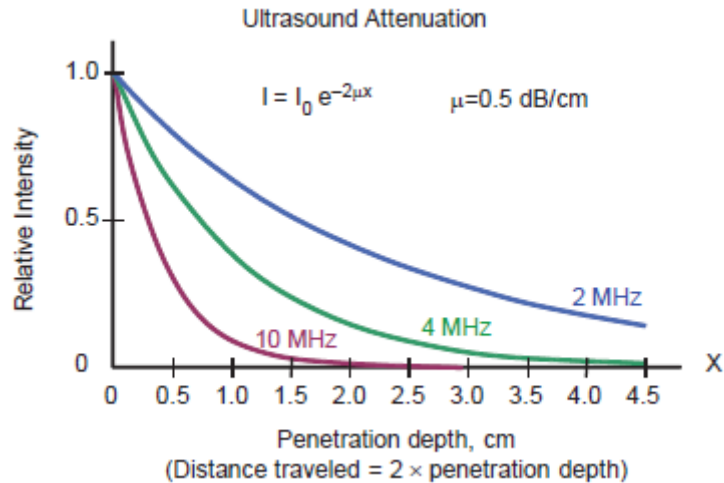
2.6 Εξασθένηση και απορρόφηση

Καθώς ένα υπερηχητικό κύμα διαδίδεται μέσα στους ιστούς χάνει μηχανική ενέργεια η οποία μετατρέπεται κυρίως σε θερμότητα και απορροφάται από τους ιστούς. Ο συντελεστής εξασθένησης μ (dB/cmMHz) ορίζει το μέγεθος της σχετικής έντασης που μειώνεται μ dB ανά εκατοστόμετρο (cm) όταν το κύμα έχει συχνότητα f (MHz) [2]. Δηλαδή αν για παράδειγμα ο συντελεστής μ ισούται με απώλεια 0.3 dB για κάθε εκατοστόμετρο καθώς το κύμα διαδίδεται με συχνότητα ίση με 5 MHz, και αν το επιθυμητό βάθος διείσδυσης ισούται με 10cm τότε το υπερηχητικό κύμα θα έχανε ένταση ίση με $0.3 \times 10 \times 5 = 15$ dB μέχρι να φτάσει στο επιθυμητό βάθος. Άρα μέχρι να επιστρέψει πίσω και να ανιχνευτεί θα έχανε ακόμα 15 dB.

Η σχετική ένταση κύματος μπορεί να χαρακτηριστεί και έτσι:

$$I(\chi) = I_0 \cdot e^{-2\mu\chi}$$

όπου I_0 η αρχική ένταση του κύματος, μ ο συντελεστής εξασθένησης του κύματος και 2χ η απόσταση που διένυσε μέχρι να ανιχνευτεί [3].

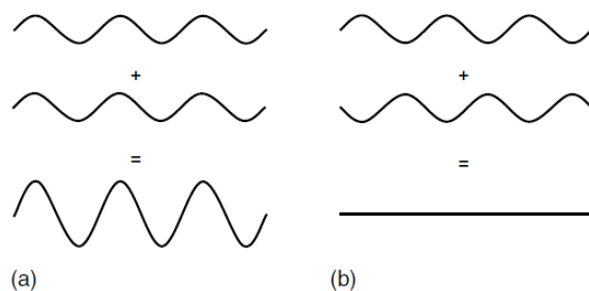


Σχήμα 2.9 [3] Εξασθένηση έντασης σήματος για διάφορες συχνότητες συναρτήσει της απόστασης

Όπως φαίνεται και στο πιο πάνω σχήμα ένα υπερηχητικό κύμα χάνει περισσότερη ενέργεια για μεγάλες συχνότητες και μεγάλες αποστάσεις.

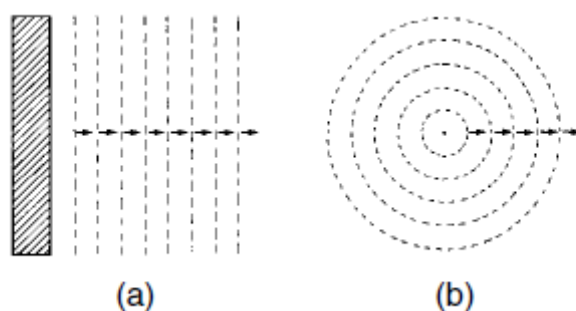
2.7 Δέσμες υπερήχων

Πιο πάνω περιγράφηκαν οι φυσικές αρχές ενός υπερηχητικού κύματος όταν διαδίδεται μόνο του σε κάποιο μέσο. Αν όμως περισσότερες από μια πηγές εκπέμπουν υπερηχητικά κύματα στο ίδιο μέσο τότε αυτά θα συναντηθούν μεταξύ τους. Τότε η πίεση σε ένα σημείο του μέσου θα είναι το άθροισμα των πιέσεων που προκαλεί το κάθε ένα από τα κύματα [4]. Στο πιο κάτω σχήμα φαίνεται η απλή περίπτωση αθροίσματος δύο κυμάτων με το ίδιο πλάτος και την ίδια συχνότητα.



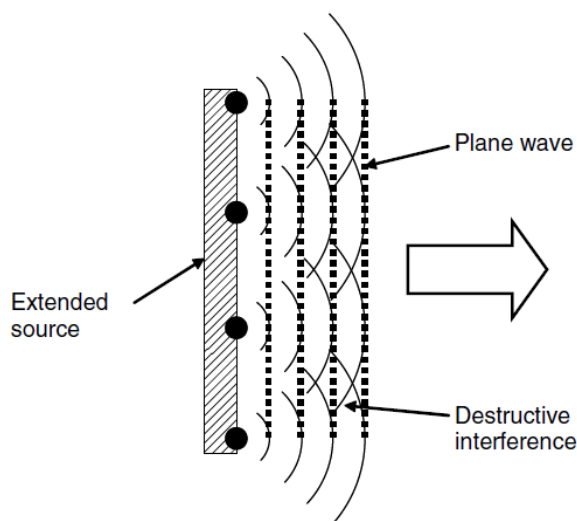
Σχήμα 2.10 [2] α) Άθροισμα δύο κυμάτων με την ίδια φάση, β) Άθροισμα δύο κυμάτων με αντίθετη φάση

Αν μια πηγή έχει πλάτος μικρότερο από το μήκος κύματος του κύματος που παράγει τότε, αυτό τείνει να απομακρύνεται σαν ένα σφαιρικό κύμα (σαν σε μια λίμνη που παράγεται σφαιρικό κύμα αν ρίξουμε μια πέτρα μέσα). Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται περίθλαση [4]. Αν το πλάτος της πηγής είναι μεγαλύτερο από ένα μήκος κύματος τότε το κύμα που δημιουργείται είναι επίπεδο και παράλληλο ως προς την επιφάνεια της πηγής.



Σχήμα 2.11 [4] α) Επίπεδο κύμα από μεγάλου πλάτους πηγή, β) Σφαιρικό κύμα από μικρού πλάτους πηγή

Άρα, αν βάλουμε πολλές μικρές πηγές σε μια γραμμή τότε μια μεγαλύτερη πηγή δημιουργείται. Η κάθε μικρή πηγή παράγει ένα σφαιρικό κύμα με την ίδια συχνότητα και πλάτος και η κάθε μια μεταξύ τους είναι σε φάση. Τότε η συνάντηση αυτών των σφαιρικών κυμάτων μεταξύ τους δημιουργεί μέτωπα κυμάτων (λόγω των φαινομένων συμβολής που δημιουργούνται) [4] τα οποία διαδίδονται σαν μια δέσμη υπερήχων.



Σχήμα 2.12 [2] Δημιουργία μετώπου κύματος από διάφορα σφαιρικά κύματα

Παράμετροι δεσμών υπερήχων

Η μορφή μιας δέσμης υπερήχων αποτελείται από δύο περιοχές. Το εγγύς πεδίο ή πεδίο Fresnel και το μακρινό πεδίο ή πεδίο Fraunhofer.

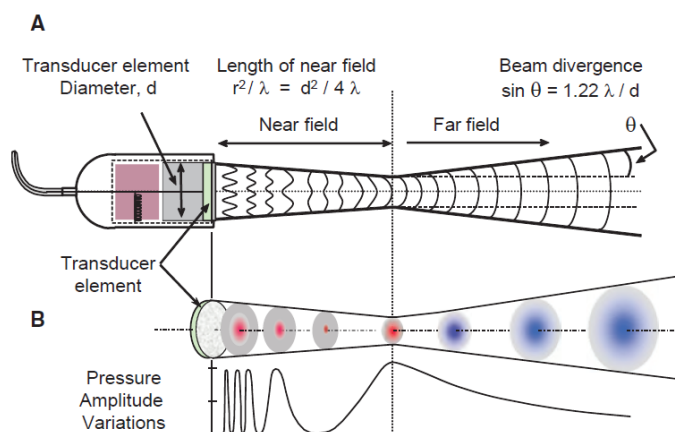
Στο πεδίο Fresnel τα φαινόμενα περίθλασης, λόγω των περιορισμένων διαστάσεων της πηγής, δημιουργούν φαινόμενα χωρικής συμβολής με αποτέλεσμα η ένταση να μεταβάλλεται ακανόνιστα [3]. Βλέποντας το σχήμα παρακάτω το εγγύς πεδίο εκτείνεται σε απόσταση z η οποία εξαρτάται από τη διάμετρο D της πηγής και το μήκος κύματος λ .

$$z = \frac{D^2}{\lambda}$$

Στο πεδίο Fraunhofer η δέσμη αποκλίνει κατά γωνία ίση με

$$\theta = \arcsin\left(\frac{1.22\lambda}{D}\right)$$

Άρα από τις πιο πάνω σχέσεις γίνεται σαφές ότι η αύξηση της συχνότητας f οδηγεί σε αύξηση του μήκους του εγγύς πεδίου και μείωση της γωνίας απόκλισης στο μακρινό πεδίο, πράγμα που κάνει τη δέσμη πιο στενή και βελτιώνει έτσι τα χαρακτηριστικά της.



Σχήμα 2.13 [3] Πεδίο Fresnel και Πεδίο Fraunhofer μιας δέσμης υπερήχων και μεταβολές της πίεσης στο καθένα από αυτά

3. Εκπομπή και λήψη υπερήχων

Για να γίνει η εκπομπή ενός ηχητικού παλμού αλλά και να ληφθούν οι ανακλάσεις από τα διάφορα όργανα του σώματος ώστε να επεξεργαστούν, χρειάζεται ένας πομποδέκτης-μετατροπέας ηλεκτρικής ενέργειας σε μηχανική ενέργεια και αντίστροφα. Στο παρόν κεφάλαιο περιγράφονται οι διάφοροι τύποι μετατροπέων, οι οποίοι αποτελούνται από αριθμό στοιχείων (elements), όσο και το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο που δημιουργεί τον υπερηχητικό παλμό αλλά και μετατρέπει τις ανακλάσεις σε ηλεκτρικά σήματα. Έπειτα περιγράφεται ο μορφοποιητής δέσμης (beam-former) που είναι και η καρδιά του συστήματος ενός υπερηχογραφήματος και είναι υπεύθυνος για το σχήμα, το μέγεθος και τη θέση της δέσμης υπερήχων. Κατά τη λειτουργία της εκπομπής, ο πομπός παράγει ηλεκτρικά σήματα τα οποία οδηγούνται σε κάθε στοιχείο (element) του μετατροπέα. Κατά τη λήψη των ανακλάσεων των κυμάτων, ο δέκτης συνδυάζει τις ξεχωριστές ακολουθίες ανακλάσεων που λαμβάνονται από όλα τα στοιχεία του μετατροπέα, ενώνοντάς τις σε μια μοναδική ακολουθία ανακλάσεων.

3.1 Πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο

Για να παραχθούν και να ανιχνευθούν υπέρηχοι λαμβάνει χώρα ένα φαινόμενο, το οποίο ονομάζεται πιεζοηλεκτρικό. Αυτό το φαινόμενο είναι αποτέλεσμα της ιδιότητας κάποιων κρυστάλλων η οποία τους επιτρέπει να μετατρέπουν την ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική ενέργεια και αντίστροφα. Ο μετατροπέας ενέργειας

ή αλλιώς ηχοβολέας αποτελείται από στοιχεία πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων που όταν δεχθούν ηλεκτρική τάση στα άκρα τους παραμορφώνονται μηχανικά [2].

Κατά την λειτουργία της εκπομπής τα ηλεκτρικά σήματα μετατρέπονται σε κύματα πίεσης τα οποία διαδίδονται στο μέσο. Ο μετατροπέας, εκτός από πομπός ηχητικών κυμάτων, είναι και δέκτης ανακλάσεων. Έτσι όταν φτάνουν στους κρυστάλλους ανακλάσεις υπερηχητικών κυμάτων δημιουργείται διαφορά δυναμικού στα άκρα τους.

Η συχνότητα συντονισμού του ηχοβολέα καθορίζεται από το πάχος του κρυστάλλου. Τα συστήματα υπερήχων λειτουργούν συνήθως σε συχνότητες 1 έως 30 MHz [2]. Οι χαμηλές συχνότητες χρησιμοποιούνται στην μαιευτική και την καρδιολογία αφού προσφέρουν μεγάλο σχετικά βάθος διείσδυσης. Οι υψηλότερες συχνότητες δίνουν καλύτερη ανάλυση κατά τη διεύθυνση διάδοσης αφού το υπερηχητικό κύμα έχει μικρότερο μήκος κύματος, με το μειονέκτημα όμως ότι δεν χρησιμοποιούνται για διαγνώσεις σε δομές με μεγάλο βάθος αφού η εξασθένηση του κύματος μέσα στους ιστούς είναι εξαρτημένη από τη συχνότητα.

3.2 Μετατροπείς γραμμικών και καμπυλόγραμμων συστοιχιών (linear array & curvilinear-array transducer)

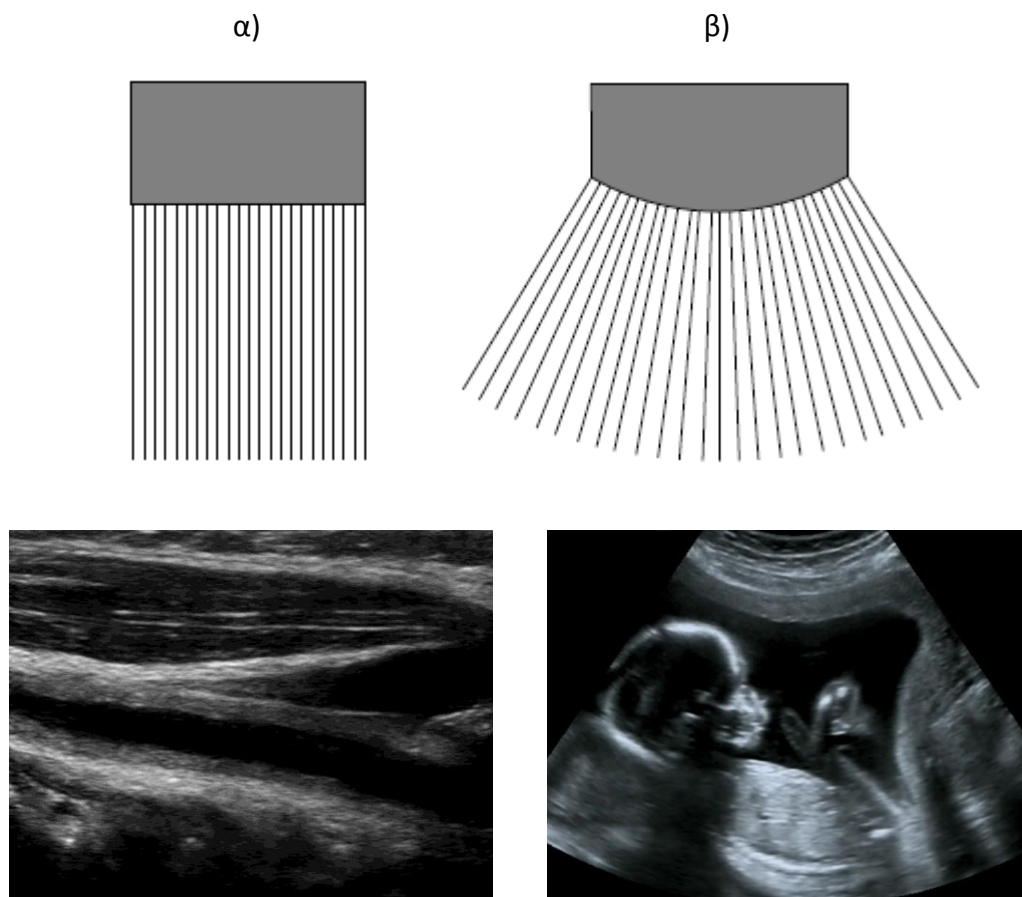
Στα πρώτα συστήματα υπερήχων χρησιμοποιούνταν πομποδέκτες μονού στοιχείου. Στη σύγχρονη εποχή όμως, αντικαταστάθηκαν από μετατροπείς με πολλά στοιχεία (array elements) διαφόρων ειδών όπως φαίνονται στο σχήμα.



Σχήμα 3.1 Τύποι πομποδεκτών που χρησιμοποιούνται σήμερα

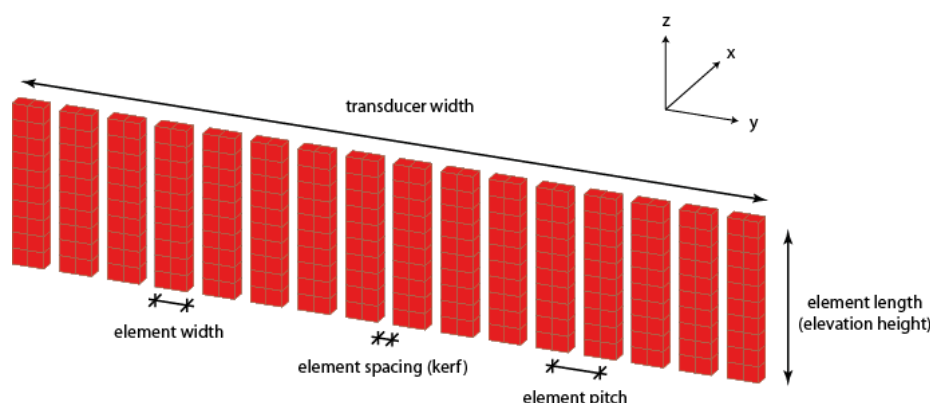
Ένας κοινός τύπος πομποδέκτη είναι ο γραμμικός μετατροπέας (linear transducer) ή η καμπυλόγραμμη έκδοσή του (curvilinear transducer). Ο γραμμικός μετατροπέας έχει τα στοιχεία του σε μια ευθεία γραμμή το ένα δίπλα από το άλλο και συνήθως έχει 128 έως 512 στοιχεία [3] πολύ μικρών διαστάσεων, το κάθε ένα ξεχωριστά συνδεδεμένο με ένα ηλεκτρόδιο. Ο τύπος αυτού του πομποδέκτη δίνει ένα ορθογώνιο οπτικό πεδίο διατηρώντας το πλάτος του μπροστά από το μέτωπο του μετατροπέα και είναι ιδανικός όταν μια περιοχή ενδιαφέροντος βρίσκεται κοντά στην επιφάνεια του σώματος.

Η καμπυλόγραμμη έκδοσή του ή αλλιώς ο καμπυλόγραμμος γραμμικός μετατροπέας έχει την ίδια λειτουργία με τον γραμμικό, μόνο που το οπτικό πεδίο του έχει σχήμα τραπεζοειδές. Το πλεονέκτημά του σε σχέση με τον γραμμικό μετατροπέα είναι ότι έχει πιο πλατύ οπτικό πεδίο σε πιο μεγάλα βάθη, πράγμα που του επιτρέπει να απεικονίζει μεγαλύτερες επιφάνειες. Χρησιμοποιείται κυρίως στη μαιευτική για την απεικόνιση εμβρύων [4].



Σχήμα 3.2 [2] α) ορθογώνιο οπτικό πεδίο του γραμμικού μετατροπέα και β) τραπεζοειδές οπτικό πεδίο του καμπυλόγραμμου μετατροπέα

Η απόσταση μεταξύ των κέντρων των στοιχείων ονομάζεται βήμα (pitch) και το κενό ανάμεσά τους ονομάζεται kerf. Το ύψος (height) αναφέρεται στην κατακόρυφη διεύθυνση και το πλάτος (width) αναφέρεται στην οριζόντια διεύθυνση.



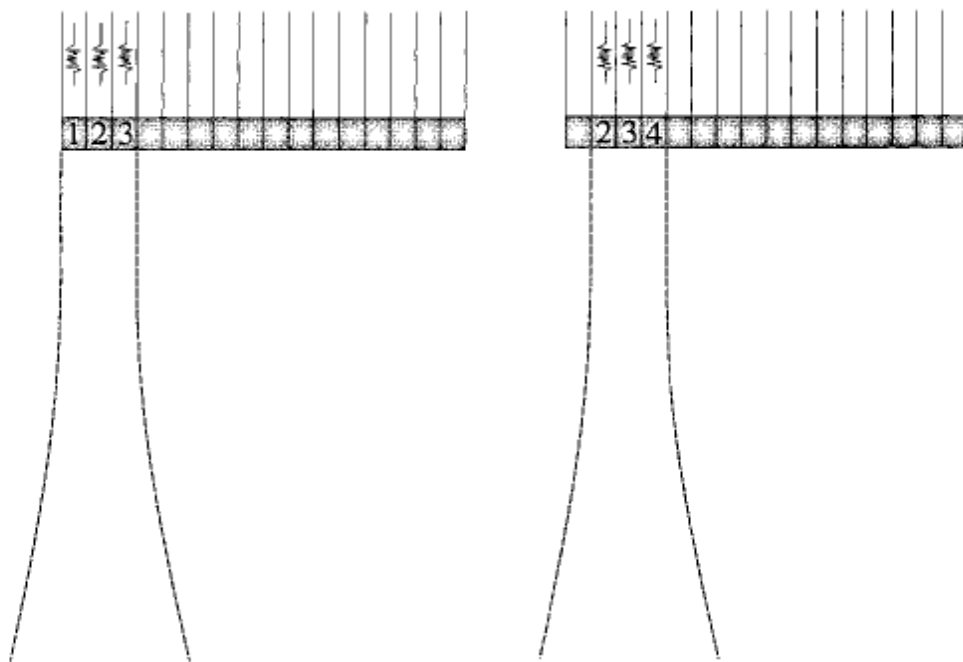
Σχήμα 3.3 Γεωμετρία των στοιχείων ενός μετατροπέα

3.3 Ενεργή περιοχή στοιχείων (aperture)

Για να σχηματιστεί μια γραμμή σάρωσης χρειάζεται να ενεργοποιηθεί μια ομάδα από γειτονικά στοιχεία κεντραρισμένα στη συγκεκριμένη γραμμή σάρωσης [2]. Δηλαδή αν έχουμε μια ομάδα από 17 στοιχεία τότε η γραμμή σάρωσης θεωρείται ότι σχηματίζεται στο 9^ο στοιχείο. Όταν σχηματίζεται αυτή η γραμμή σάρωσης τότε όλα τα υπόλοιπα στοιχεία είναι απενεργοποιημένα. Πρώτα ένας παλμός εκπέμπεται από τα στοιχεία της ομάδας και ταξιδεύει στη δέσμη εκπομπής, κεντραρισμένος στη γραμμή σάρωσης. Όταν τελειώσει η λειτουργία της εκπομπής τότε τα στοιχεία αντιστρέφουν τη λειτουργία τους και βρίσκονται σε λειτουργία δέκτη δημιουργώντας έτσι τη δέσμη λήψης [3].

Αρχικά τα στοιχεία που δέχονται τις ανακλάσεις είναι λιγότερα από αυτά που χρησιμοποιήθηκαν στην εκπομπή και καθώς οι ανακλάσεις έρχονται από βαθύτερα στρώματα της εξεταζόμενης περιοχής, ο αριθμός των στοιχείων που χρησιμοποιούνται για τη λήψη αυξάνεται σταδιακά μέχρι να ξεπεράσουν τον αριθμό των στοιχείων για τον οποίο χρησιμοποιήθηκαν στην εκπομπή [2]. Αν έχουμε μεγάλο εστιακό βάθος τότε ίσως περισσότερα στοιχεία να χρησιμοποιηθούν για τη λήψη έτσι ώστε να έχουμε καλύτερη πλευρική ανάλυση. Αυτό ονομάζεται και δυναμική εστίαση στη λήψη [4].

Όταν όλες οι ανακλάσεις έχουν ληφθεί για μια γραμμή σάρωσης τότε ενεργοποιείται μια νέα ομάδα στοιχείων κεντραρισμένη στην επόμενη γραμμή σάρωσης. Αυτό επιτυγχάνεται απενεργοποιώντας ένα στοιχείο στην αρχή της προηγούμενης ομάδας και ενεργοποιώντας το αμέσως επόμενο από το τέλος. Τότε μια νέα δέσμη εκπομπής και λήψης δημιουργείται για αυτή τη γραμμή σάρωσης και αυτή η διαδικασία επαναλαμβάνεται έως ότου να σχηματιστούν όλες οι γραμμές σάρωσης.



Σχήμα 3.3 [4] Λειτουργία σάρωσης. Για την πρώτη γραμμή σάρωσης χρησιμοποιούνται τα στοιχεία 1,2,3 και για την επόμενη τα στοιχεία 2,3,4 κ.ο.κ. Στην πραγματικότητα χρησιμοποιούνται περίπου στα 20 στοιχεία για εκπομπή και για τη λήψη 64.

3.4 Μορφοποίηση δέσμης (Beam-Forming)

Εστίαση στην λειτουργία εκπομπής

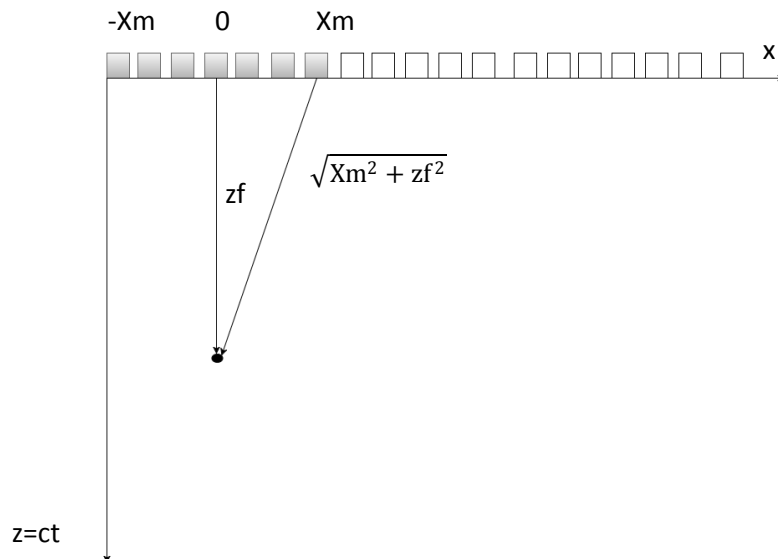
Για να πετύχουμε εστίαση (focusing) κατά τη λειτουργία εκπομπής όσο και κατά τη λειτουργία λήψης χρησιμοποιείται η μέθοδος της μορφοποίησης δέσμης (beamforming), και εκτελείται από τον μορφοποιητή δέσμης (beamformer). Η εστίαση κατά την λειτουργία της εκπομπής ελέγχεται από τον χρήστη και επιλέγεται το βάθος για το οποίο πρέπει να επιτευχθεί η βέλτιστη εστίαση. Για να έχουμε

εστίαση κατά τη λειτουργία της εκπομπής, παλμοί από όλα τα ενεργά στοιχεία πρέπει να φθάσουν ταυτόχρονα στο βάθος το οποίο επιλέχθηκε έτσι ώστε να συγκεντρωθεί όλη η ενέργεια σε μια στενή «εστιακή δέσμη»[2]. Η απόσταση όμως μεταξύ των στοιχείων από το σημείο εστίασης είναι πιο μικρή για τα πιο κεντρικά στοιχεία της ενεργής ομάδας, πράγμα που σημαίνει ότι αν όλοι οι παλμοί στέλνονταν ταυτόχρονα τότε αυτοί που στάληκαν από τα πιο εξωτερικά στοιχεία θα έφταναν με καθυστέρηση στο σημείο εστίασης. Άρα για να επιτευχθεί η εστίαση, αρχικά στέλνονται παλμοί από τα εξωτερικά στοιχεία της ομάδας και μετά, με την ανάλογη καθυστέρηση, στέλνονται από τα υπόλοιπα στοιχεία μέχρι το κέντρο της ομάδας έτσι ώστε να φτάσουν ταυτόχρονα στο σημείο εστίασης [3].

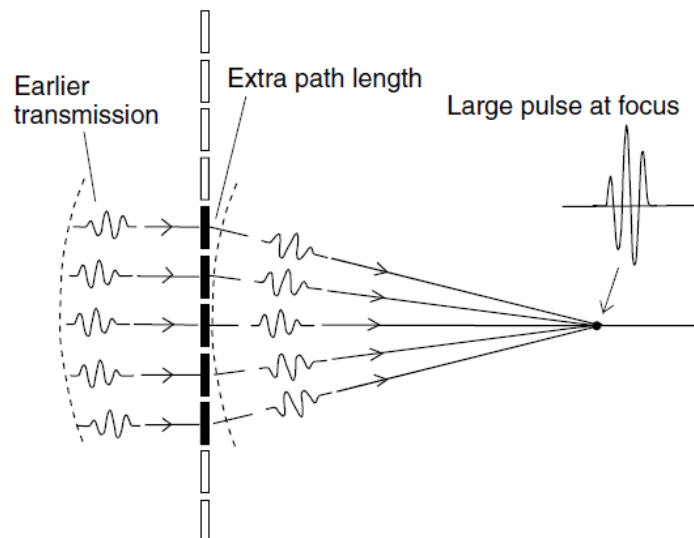
Αν θεωρήσουμε καρτεσιανό σύστημα συντεταγμένων (x,z), όπου x ο οριζόντιος άξονας του μετατροπέα και z ο κάθετος άξονας του βάθους διεύθυνσης, τότε μπορούμε να υπολογίσουμε την χρονική καθυστέρηση εκπομπής του παλμού από κάθε στοιχείο της ενεργής ομάδας. Η γραμμή σάρωσης η οποία και θα απεικονιστεί μετά, βρίσκεται στο κέντρο (0,0) της ενεργής ομάδας. Αφού ξέρουμε την απόσταση του σημείου εστίασης από τον μετατροπέα, την απόσταση μεταξύ των στοιχείων και την μέση ταχύτητα του ήχου μέσα στους ιστούς τότε μπορούμε να υπολογίσουμε τους αντίστοιχους χρόνους με τους οποίους θα εκπέμψουν τα στοιχεία, με βάση το πυθαγόρειο θεώρημα. Ο χρόνος ενεργοποίησης για κάθε στοιχείο θα είναι η διαφορά του πιο σύντομου χρόνου που χρειάζεται να φθάσει ο παλμός στο σημείο εστίασης (από το κέντρο της ενεργής ομάδας) με το χρόνο που χρειάζεται να φθάσει ο παλμός από το στοιχείο το οποίο θέλουμε να ενεργοποιηθεί [7]. Ο χρόνος υπολογίζεται ως εξής:

$$\Delta tm = \frac{zf}{c} - \frac{zf'}{c} = \frac{1}{c}(zf - \sqrt{Xm^2 + zf^2})$$

όπου $\frac{zf}{c}$ είναι ο χρόνος που χρειάζεται να φτάσει ένας παλμός από το κεντρικό στοιχείο στο σημείο εστίασης και $\frac{zf'}{c}$ είναι ο χρόνος που χρειάζεται για να φτάσει ο παλμός από το m στοιχείο. Αν θεωρήσουμε ότι το κεντρικό στοιχείο εκπέμπει στο χρόνο t=0 τότε η διαφορά χρόνου του με κάποιο άλλο στοιχείο θα είναι αρνητική. Άρα δηλώνει πόσο πιο γρήγορα θα πρέπει το στοιχείο αυτό να εκπέμψει από το κεντρικό.



Σχήμα 3.4 Γεωμετρία του χώρου έτσι ώστε να υπολογισθεί ο χρόνος ενεργοποίησης ενός στοιχείου

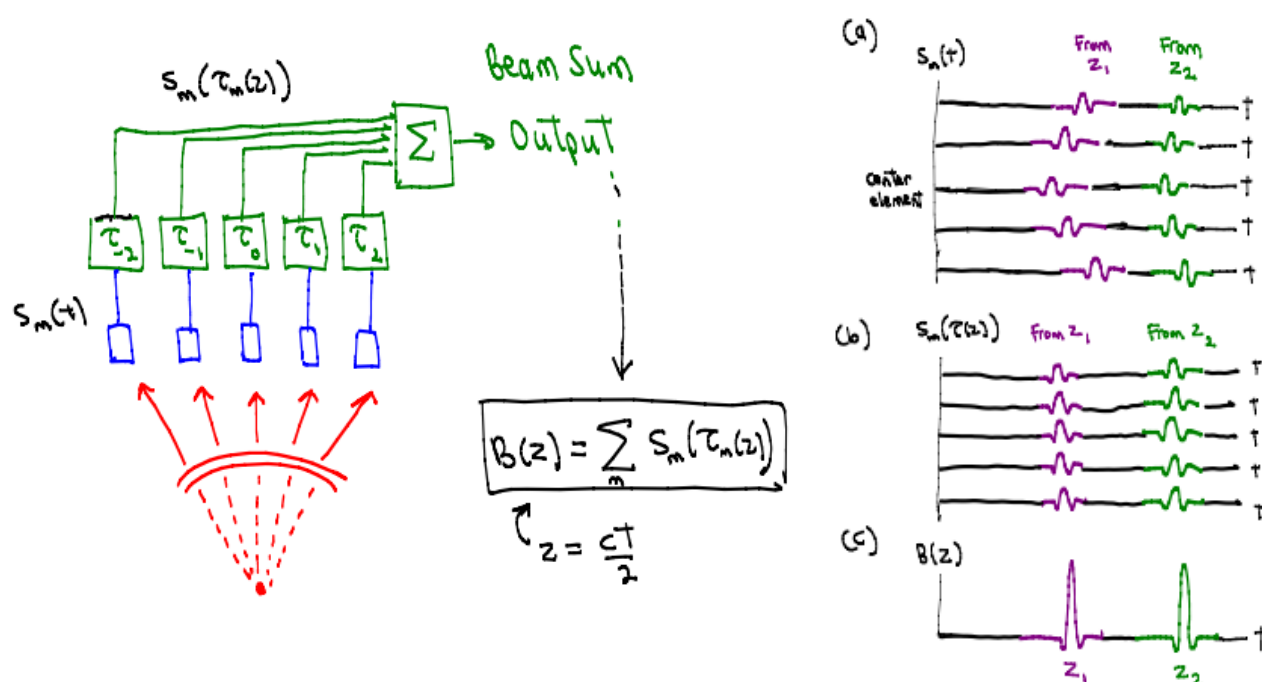


Σχήμα 3.5 [2] Εστίαση κατά τη λειτουργία Εκπομπής

Δυναμική εστίαση κατά την λειτουργία της λήψης

Εστίαση στη λειτουργία της λήψης, σημαίνει πως για μια συγκεκριμένη γραμμή σάρωσης, ο μετατροπέας είναι ευαίσθητος σε ανακλάσεις που έρχονται από συγκεκριμένο βάθος αυτής της γραμμής σάρωσης. Όπως και κατά τη λειτουργία της εκπομπής, πρέπει να ληφθεί υπόψη ότι κάποιες ανακλάσεις θα καθυστερήσουν να ανιχνευτούν στα διάφορα στοιχεία της ενεργής ομάδας. Δηλαδή τα πιο κεντρικά στοιχεία, θα ανιχνεύσουν από το σημείο εστίασης πιο γρήγορα την ανάκλαση από τα εξωτερικά [2]. Άρα όπως και στην εκπομπή, τα σήματα πρέπει να καθυστερήσουν

έτσι ώστε να ευθυγραμμιστούν σε φάση και μετά να αθροιστούν μεταξύ τους, με αποτέλεσμα να δημιουργείται ένα μεγάλο αθροισμένο σήμα από την επιθυμητή ζώνη εστίασης [3].



Σχήμα 3.6 [7] Εστίαση κατά τη λειτουργία Λήψης (Delay and Sum Beamforming)

Αυτή η τεχνική ονομάζεται Delay and Sum Beamforming και είναι ευρέως διαδεδομένη στο χώρο της επιστήμης των υπερηχογραφημάτων. Στο παρελθόν αυτή η τεχνική γινόταν αναλογικά, αλλά πλέον εφαρμόζεται αποκλειστικά μέσα στον υπολογιστή.

Ο χρόνος ανίχνευσης μιας ανάκλασης από κάθε στοιχείο της ενεργής ομάδας ισούται με το χρόνο που έκανε ο παλμός να φτάσει στο σημείο εστίασης συν τον χρόνο που χρειάζεται για να ταξιδέψει πίσω σε κάποιο στοιχείο [7]:

$$tm = \frac{z}{c} + \frac{z'}{c} = \frac{1}{c} (z + \sqrt{Xm^2 + z^2})$$

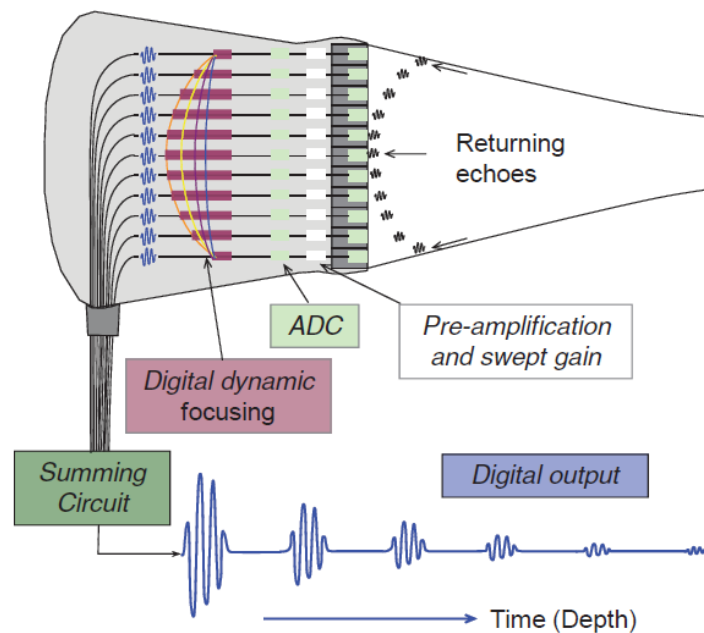
Το πρώτο στοιχείο που θα λάβει την ανάκλαση θα είναι το κεντρικό αρά αυτό θα έχει και τη μεγαλύτερη καθυστέρηση μέσα στον μορφοποιητή. Όταν φτάσει το σήμα στα τελευταία ενεργά στοιχεία τότε ο μορφοποιητής δέσμευ τα αθροίζει με αποτέλεσμα να έχουμε ένα μεγάλο ενισχυμένο σήμα. Η έξοδος του μορφοποιητή θα είναι τότε [7]:

$$B(z) = \sum_1^N Sm(tm(z))$$

όπου N ο αριθμός των ενεργών στοιχείων, $z=ct/2$, s_m είναι το σήμα που φτάνει στο m στοιχείο και $t_m(z)$ η χρονική καθυστέρηση που αντιστοιχεί σε αυτό το στοιχείο.

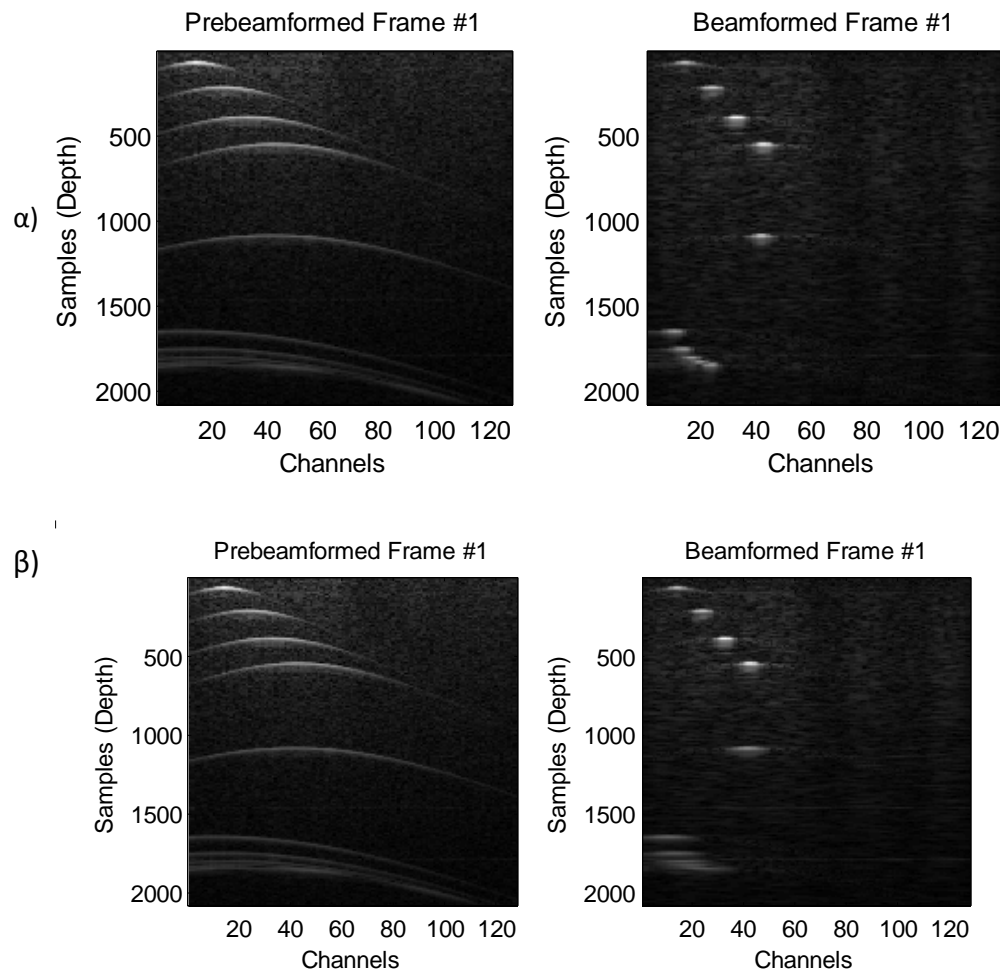
Όπως έχουμε προαναφέρει ο αριθμός των στοιχείων που λαμβάνει ενεργά μέρος στη διαδικασία της λήψης, αλλάζει δυναμικά σε σχέση με το βάθος έτσι ώστε να διατηρείται καλή πλευρική ανάλυση, διατηρώντας τη δέσμη λήψης όσο το δυνατόν πιο στενή. Αυτό γίνεται διατηρώντας σταθερό ένα αριθμό γνωστό ως $f\#$ που ισούται με την αναλογία βάθους προς ενεργή ομάδα στοιχείων (aperture) [1].

$$f\# = \frac{z}{2 * aperture}$$



Σχήμα 3.7 [3] Δυναμική εστίαση. Για διαφορετικά βάθη αντιστοιχούν διαφορετικές καθυστερήσεις

Αυτό είναι και λογικό αφού στα πρώτα στρώματα βάθους η ανάκλαση από το σημείο εστίασης λήψης δεν θα προλάβει να φτάσει στα μακρινά ενεργά στοιχεία. Όμως στο τελευταίο βάθος θα έπρεπε να χρησιμοποιηθούν όλα τα στοιχεία της ομάδας για να διατηρείται καλή πλευρική ανάλυση.



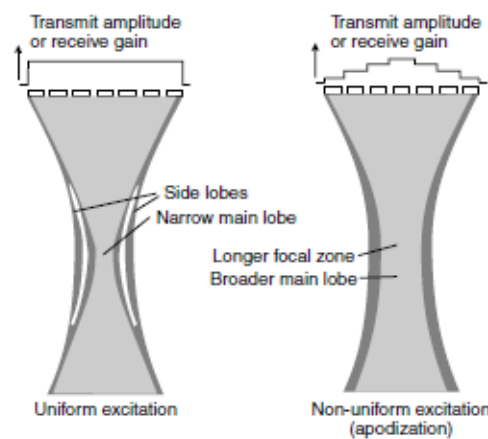
Σχήμα 3.8 Παράδειγμα δυναμικής εστίασης λήψης για α) $F_{num}=2$ και μέγιστο αριθμό ενεργών στοιχείων $\max \text{ aperture receive size} = 64$, β) $F_{num}=2$ και μέγιστο αριθμό ενεργών στοιχείων $\max \text{ aperture receive size} = 16$. Όπως φαίνεται στο σχήμα για μικρότερη ενεργή ομάδα η ανάλυση προς το βάθος είναι χειρότερη

3.6 Apodization

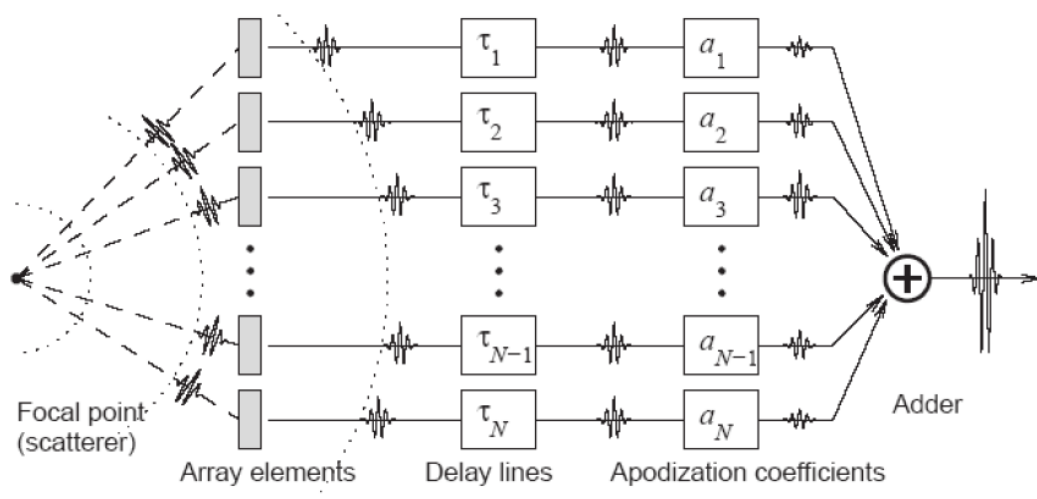
Ακόμα μια λειτουργία του μορφοποιητή δέσμης είναι γνωστή στην ξένη βιβλιογραφία ως *apodization*. Καθώς εκπέμπεται μια δέσμη υπερήχων ένα μέρος της ενέργειας απομακρύνεται από την δέσμη προκαλώντας έτσι πλευρικούς λοβούς όπως φαίνονται στο σχήμα 3.9 [2]. Αυτοί οι πλευρικοί λοβοί είναι ανεπιθύμητοι αφού μπορεί να προκαλέσουν μη επιθυμητές ανακλάσεις οι οποίες θα καταγραφούν στον μετατροπέα. Με τη μέθοδο του *apodization* τα ενεργά στοιχεία εκπέμπουν σε μη ομοιόμορφη ένταση για να κρατήσουν το προφίλ έντασης μέσα στη δέσμη και να περιοριστούν φαινόμενα πλευρικών λοβών-δεσμών [1]. Για

παράδειγμα αν τα πιο κεντρικά στοιχεία εκπέμπουν σε μεγαλύτερη ένταση τότε το πλάτος των πλευρικών λοβών θα μειωθεί και η κύρια δέσμη θα γίνει πιο πλατιά.

Στην λειτουργία της λήψης δεν υπάρχει κοινή γραμμή μεταξύ των κατασκευαστών. Αυτό που συνήθως συμβαίνει για να επιτευχθεί το apodization κατά τη λήψη, είναι να δίνεται διαφορετική ενίσχυση στο κάθε σήμα κάθε στοιχείου. Αυτό συμβαίνει εφαρμόζοντας στα εισερχόμενα σήματα μέσα στον μορφοποιητή μια συνάρτηση βαρών (συνήθως συναρτήσεις Hamming ή Gauss) [1], έτσι ώστε να συγκεντρώνεται η ενέργεια της δέσμης λήψης στο κέντρο της και να μειώνονται φαινόμενα ανεπιθύμητων ανακλάσεων από πλευρικούς λοβούς.



Σχήμα 3.9 Εξάλειψη πλευρικών λοβών με τη μέθοδο του apodization



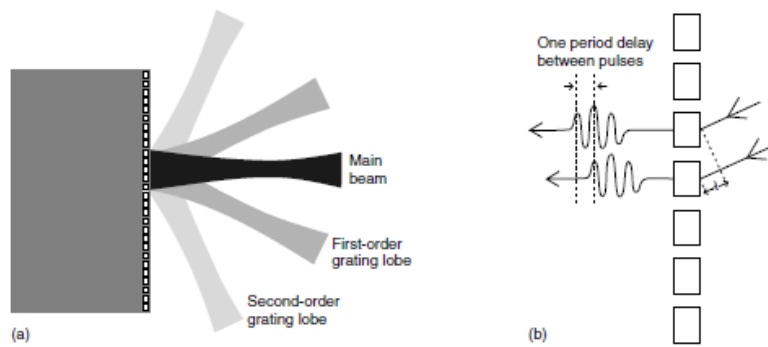
Σχήμα 3.10 [4] Εφαρμογή συντελεστών βαρών apodization για εισερχόμενα σήματα στον μορφοποιητή δέσμης

3.7 Δευτερογενείς Λοβοί (grating lobes)

Οι δευτερογενείς λοβοί εμφανίζονται όταν η υπερηχητική ενέργεια εκπέμπεται μακριά από τον άξονα της κύριας δέσμης από μετατροπείς με πολλά στοιχεία και είναι αποτέλεσμα από τη μη συνεχή επιφάνεια των στοιχείων του μετατροπέα [3]. Είναι «αδύναμα» αντίγραφα της κύριας δέσμης σε διάφορες γωνίες στην κάθε πλευρά της [5]. Όσο πιο μεγάλη η γωνία τόσο πιο «αδύναμα» αυτά τα αντίγραφα. Αυτοί οι δευτερογενείς λοβοί μπορεί να προκαλέσουν ακουστικό θόρυβο και έτσι να μειώσουν την ανάλυση της εικόνας [2].

Ας υποθέσουμε μια άφιξη μιας ανάκλασης από ένα μακρινό στόχο σε γωνία σε σχέση με την κύρια δέσμη, όπως φαίνεται στο σχήμα 3.11. Ο παλμός θα φτάσει σε κάθε στοιχείο σε διαφορετικούς χρόνους. Αν η γωνία μεγαλώνει τότε και ο χρόνος άφιξης του παλμού σε ένα ζευγάρι γειτονικών στοιχείων, μεγαλώνει. Αν η απόσταση μεταξύ των στοιχείων αυτών είναι μεγάλη τότε θα υπάρχει μια γωνία για την οποία η διαφορά του χρόνου άφιξης θα ισούται με ένα μήκος κύματος. Τότε, αν η πρώτη κορυφή του παλμού φτάνει στο πιο μακρινό στοιχείο του ζευγαριού τότε η δεύτερη κορυφή θα φτάνει με διαφορά ενός μήκους κύματος στο επόμενο γειτονικό. Έτσι όταν αθροιστούν στον μορφοποιητή δέσμης, το αποτέλεσμα θα είναι οι ηλεκτρικοί παλμοί μεταξύ των δύο αυτών στοιχείων να ενισχύονται μεταξύ τους. Αυτό συμβαίνει για κάθε ζευγάρι γειτονικών στοιχείων, μέσα στην ενεργή ομάδα. Ανάλογα με την απόσταση μεταξύ των στοιχείων και των αριθμών των κύκλων ενός παλμού μπορεί να υπάρξουν και δεύτερης και τρίτης τάξης δευτερογενείς λοβοί αφού κάποιος παλμός μπορεί να φτάσει σε ένα στοιχείο στον δεύτερο ή τρίτο κύκλο του, σε σχέση με το πώς φτάνει στο γειτονικό στοιχείο [2].

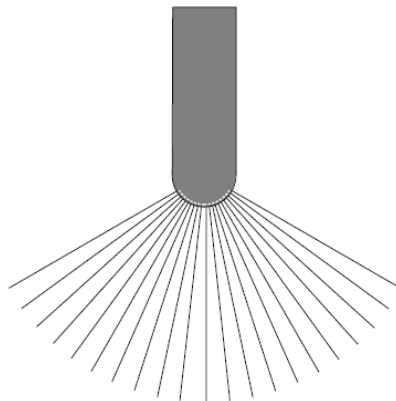
Όσο πιο μικρή είναι η απόσταση από κέντρο σε κέντρο των στοιχείων τόσο πιο μεγάλη θα είναι η γωνία που θα χρειάζεται για να δημιουργηθεί ο πρώτος δευτερογενής λοβός. Αν αυτή η απόσταση είναι μικρότερη από μισό μήκος κύματος, τότε ακόμα κι αν ένας παλμός φτάσει σε γωνία 90° τότε θα προκαλέσει μια διαφορά χρόνου μικρότερη από μισή περίοδο [2]. Κατά συνέπεια, δεν μπορούν να υπάρξουν δευτερογενείς λοβοί αν οι αποστάσεις μεταξύ των κέντρων των στοιχείων είναι μικρότερες ή ίσες με μισό μήκος κύματος.



Σχήμα 3.11 [2] α) Δευτερογενείς λοβοί σε διάφορες γωνίες, β) Άφιξη παλμού σε ζευγάρι γειτονικών στοιχείων

3.8 Καμπυλωτοί γραμμικοί μετατροπείς (curvilinear array)

Οι καμπυλωτοί γραμμικοί μετατροπείς έχουν παρόμοια λειτουργία με τους γραμμικούς. Η διαφορά τους είναι πως η επιφάνεια στην οποία βρίσκονται τα στοιχεία είναι κυρτή. Αυτό δίνει το πλεονέκτημα να έχουμε όσο πιο μεγάλο οπτικό πεδίο στο βάθος της δομής που εξετάζουμε και πιο μικρό κοντά στην επιφάνεια του σώματος. Ο αριθμός των στοιχείων μιας ενεργής ομάδας είναι μειωμένος σε σχέση με μια ενεργή ομάδα ενός γραμμικού στοιχείου [2]. Έτσι το πλάτος κάθε δέσμης στη ζώνη εστίασης είναι πιο μεγάλο, με συνέπεια να έχουμε πιο φτωχή πλευρική ανάλυση σε σχέση με ένα γραμμικό μετατροπέα. Αυτό συμβαίνει γιατί όσο ο αριθμός των ενεργών στοιχείων μεγαλώνει τότε τα εξωτερικά στοιχεία της ομάδας θα εκπέμπουν ακόμα πιο μακριά από το κέντρο της γραμμής σάρωσης, χωρίς στο τέλος να μπορούν να εκπέμψουν παλμούς ή να λάβουν ανακλάσεις από τη συγκεκριμένη κατεύθυνση [5].

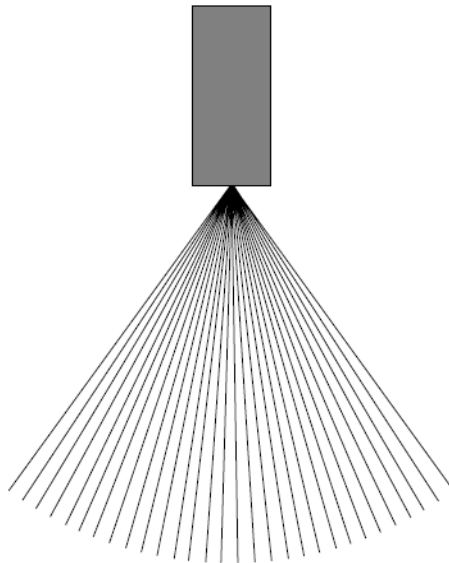


Σχήμα 3.12 [2] Καμπυλωτός γραμμικός μετατροπέας

3.9 Μετατροπείς με καθυστέρηση φάσης (phased-array transducer)

Η απεικόνιση από γραμμικούς ή κυρτούς μετατροπείς επιτρέπει την εστίαση των εκπεμπόμενων και λαμβανόμενων δεσμών αλλά επιτρέπει την καθοδήγηση της δέσμης μόνο σε διευθύνσεις κάθετες στην επιφάνεια του μετατροπέα. Η καθοδήγηση της δέσμης σε διαφορετικές διευθύνσεις είναι δυνατή με τη χρήση καθυστερήσεων στα διάφορα στοιχεία. Αυτή η μέθοδος ονομάζεται απεικόνιση με καθυστέρηση φάσης.

Αντίθετα με τους γραμμικούς μετατροπείς οι οποίοι χρησιμοποιούν διαφορετικές ενεργές ομάδες στοιχείων για κάθε γραμμή σάρωσης, στον μετατροπέα με καθυστέρηση φάσης χρησιμοποιούνται όλα τα στοιχεία για το σχηματισμό των δεσμών εκπομπής και λήψης για κάθε γραμμή σάρωσης. Ο αριθμός των στοιχείων αυτού του τύπου μετατροπέα είναι 128 [2] και οι αποστάσεις που τα χωρίζουν είναι μικρότερες από ότι σε ένα γραμμικό μετατροπέα [3].



Σχήμα 3.13 [2] Μετατροπέας με καθυστέρηση φάσης

Ηλεκτρονική καθοδήγηση δέσμης

Χρησιμοποιώντας χρονικές καθυστερήσεις, κατά την ενεργοποίηση των στοιχείων είναι δυνατή η καθοδήγηση της δέσμης ηλεκτρονικά, χωρίς να μετακινείται ο ηχοβολέας πάνω από την επιφάνεια του σώματος του ανθρώπου. Η αρχή πίσω από

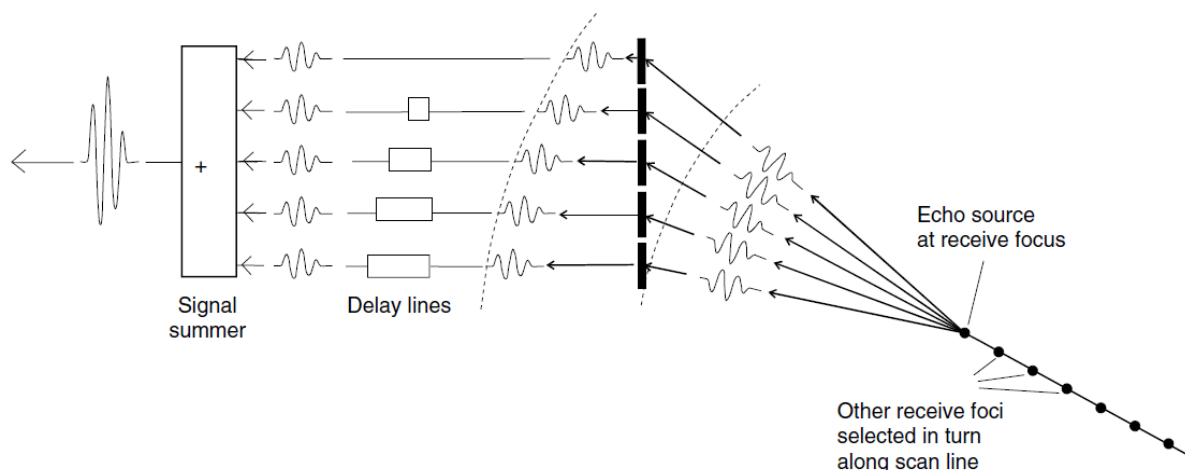
την καθοδήγηση δέσμης είναι μια επέκταση της αρχής που χρησιμοποιείται για την εστίαση δέσμης [2].

Εστίαση κατά τη λειτουργία της εκπομπής

Όπως και στους γραμμικούς μετατροπείς, για την εστίαση κατά την λειτουργία της εκπομπής, οι παλμοί από κάθε στοιχείο πρέπει να φτάνουν ταυτόχρονα στο σημείο εστίασης. Ο αρχικός χρόνος που χρειάζεται το κάθε στοιχείο, μπορεί να υπολογιστεί από πριν από τον κατασκευαστή για κάθε πιθανό σημείο της εστίασης εκπομπής για τις διάφορες γραμμές σάρωσης [3].

Εστίαση κατά τη λειτουργία της λήψης

Παρόμοια, στη λήψη, ηλεκτρονικές καθυστερήσεις χρησιμοποιούνται, έτσι ώστε οι ανακλάσεις από συγκεκριμένο σημείο εστίασης λήψης, να φτάνουν την ίδια χρονική στιγμή στον αθροιστή σημάτων. Όπως και στον γραμμικό μετατροπέα έτσι και σε αυτή τη περίπτωση χρησιμοποιείται δυναμική εστίαση κατά τη λήψη μόνο που τώρα η γραμμή σάρωσης είναι λοξή αντί κάθετη στην επιφάνεια του μετατροπέα [2].



Σχήμα 3.14 [2] Εστίαση κατά τη λειτουργία της λήψης σε μετατροπέα

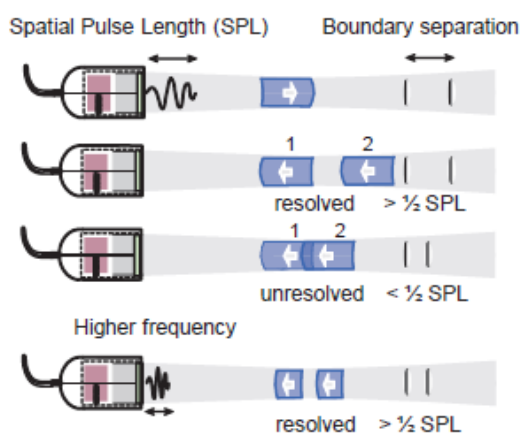
3.10 Χωρική Ανάλυση

Αξονική διακριτική ικανότητα (Axial Resolution)

Η ανάλυση αυτή ορίζει την ελάχιστη απόσταση σε βάθος που μπορεί να χωρίζει δυο διαφορετικούς στόχους έτσι ώστε αυτοί να γίνουν αντιληπτοί σαν δυο ξεχωριστά αντικείμενα και όχι σαν ένα. Για να πετύχουμε καλή αξονική διακριτική ικανότητα απαιτείται οι ανακλάσεις να μην επικαλύπτονται μεταξύ τους και να ξεχωρίζουν. Η αξονική διακριτική ικανότητα καθορίζεται από τη διάρκεια του ηχητικού παλμού που εφαρμόζεται σε κάθε στοιχείο του μετατροπέα η οποία με τη σειρά της καθορίζεται από την κεντρική συχνότητα και το εύρος ζώνης του μετατροπέα. Σχετίζεται με το χωρικό μήκος παλμού (SPL) σύμφωνα με τη σχέση [3]:

$$\text{Αξονική διακριτική ικανότητα} = \text{χωρικό μήκος παλμού} / 2$$
$$\text{SPL} = \text{αριθμός κύκλων παλμού (n) x μήκος κύματος (\lambda)}$$

Από την τελευταία σχέση μπορεί να φανεί ότι δυο αντικείμενα θα εκληφθούν σαν ξεχωριστοί στόχοι μόνο αν η απόσταση που τα χωρίζει είναι μεγαλύτερη ή ίση του ενός δευτέρου του χωρικού μήκους παλμού [4]. Μετατροπείς με μεγάλο εύρος ζώνης οι οποίοι λειτουργούν σε υψηλές συχνότητες παράγουν στενούς – μικρής διάρκειας ηχητικούς παλμούς με ικανοποιητική αξονική ανάλυση. Για να πετύχουμε καλύτερη αξονική ανάλυση θα πρέπει το χωρικό μήκος του παλμού να είναι όσο το δυνατό μικρότερο δηλαδή είτε μείωση του μήκους κύματος είτε τη μείωση των αριθμών των κύκλων του παλμού. Αυξημένες συχνότητες δίνουν καλύτερη αξονική ανάλυση (μείωση του μήκους κύματος λ) αλλά έχουν το μειονέκτημα της μεγάλης εξασθένισης του παλμού σε μεγάλα βάθη.



Σχήμα 3.15 [3] Αξονική διακριτική ικανότητα

Πλευρική διακριτική ικανότητα (lateral resolution)

Η πλευρική διακριτική ικανότητα ή η λεγόμενη πλευρική ανάλυση ορίζεται ως η ελάχιστη απόσταση που πρέπει να χωρίζει δύο στόχους στο κάθετο επίπεδο από αυτό που διαδίδεται η δέσμη [4]. Με άλλα λόγια ορίζει την ελάχιστη απόσταση που χωρίζει δύο αντικείμενα τη στιγμή που το ένα είναι εντός της δέσμης και το άλλο εκτός αυτής. Η πλευρική ανάλυση καθορίζεται από το πλάτος του κύριου λοβού [1]. Δηλαδή μια δέσμη με πιο στενό κύριο λοβό αντιστοιχεί σε καλύτερη πλευρική διακριτική ικανότητα.

Χρησιμοποιώντας τεχνικές μορφοποίησης δέσμης επιτυγχάνουμε καλύτερη πλευρική ανάλυση για μεγάλη ακτίνα περί του σημείου εστίασης. Η πλευρική διακριτική ικανότητα είναι αντιστρόφως ανάλογη της ενεργής ομάδας στοιχείων. Για αυτό και για να πετύχουμε εικόνα με καλύτερη πλευρική ανάλυση χρησιμοποιούμε τη δυναμική εστίαση λήψης, διατηρώντας τον αριθμό $f\#$ σταθερό και μεταβάλλοντας τις χρονικές καθυστερήσεις για τα ενεργά στοιχεία επανεστιάζοντας τη δέσμη για κάθε βάθος [1]. Οι δευτερεύοντες λοβοί του πεδίου στην οριζόντια διεύθυνση υποβαθμίζουν την ποιότητα της εικόνας επικαλύπτοντας σκεδαστές οι οποίοι βρίσκονται κοντά σε κάποιον ισχυρά ανακλαστικό στόχο. Οι λοβοί αυτοί μπορούν να μειωθούν εφαρμόζοντας τη μέθοδο apodization όπως περιγράφηκε πιο πάνω.

4. Κατασκευή εικόνας και επεξεργασία

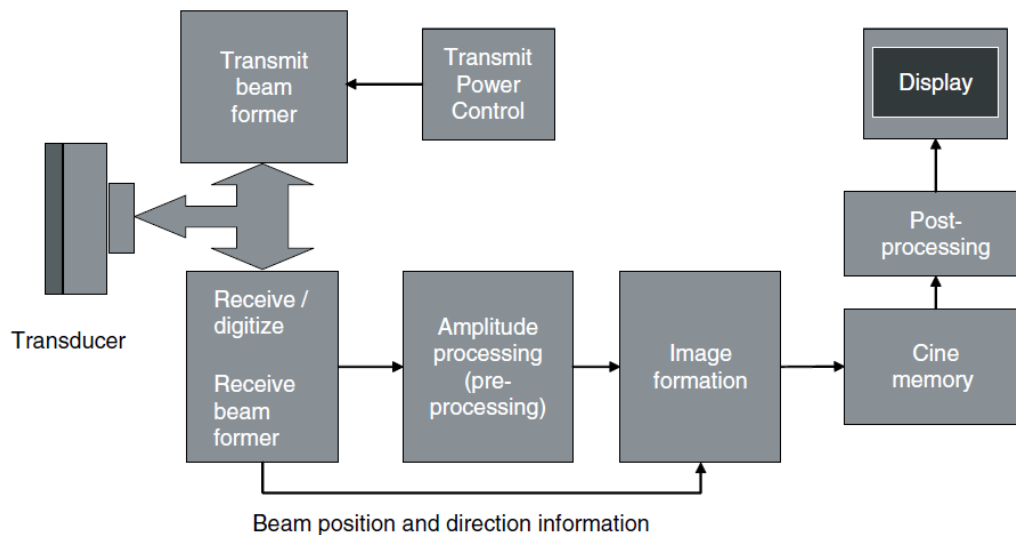
Εφόσον όλες οι ανακλάσεις καταγραφούν και επεξεργαστούν από τον μορφοποιητή δέσμης, τότε τα σήματα επεξεργάζονται ηλεκτρονικά έτσι ώστε να απεικονιστούν στην οθόνη σε μια κατανοητή, για το ανθρώπινο μάτι, εικόνα. Όσο ο υπέρηχος ταξιδεύει στο σώμα χάνει ενέργεια. Άρα σε μεγαλύτερο βάθος οι ανακλάσεις θα είναι πιο «αδύναμες», δίνοντας ένα οπτικό σφάλμα σε σχέση με την πραγματική δομή της εξεταζόμενης περιοχής. Σε αυτό το κεφάλαιο περιγράφεται η μέθοδος με την οποία ελαχιστοποιείται αυτό το σφάλμα, ενισχύοντας το σήμα που προέρχεται από τα βαθύτερα στρώματα της δομής. Ακόμη, εξηγείται η μετατροπή του αναλογικού ηλεκτρικού σήματος σε ψηφιακό, ενώ αναλύεται και η λογαριθμική συμπίεση των σημάτων καθώς και η αποδιαμόρφωση του πλάτους τους ώστε η εικόνα να είναι αντιληπτή από κάποιον παρατηρητή.

4.1 Επεξεργασία σήματος

Η τεχνική της μορφοποίησης δέσμης που περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο χρησιμοποιείται έτσι ώστε να ληφθούν ακολουθίες ανακλάσεων συναρτήσεων χρόνου-απόστασης από διάφορα σημεία της απεικονιζόμενης περιοχής, επιλέγοντας κατάλληλο αριθμό ενεργών στοιχείων κατά την εκπομπή αλλά και κατά τη λήψη υπερήχων. Αυτές οι ακολουθίες ανακλάσεων καθορίζουν τις χωρικές ιδιότητες της εικόνας με μέθοδο Β-Σάρωσης. Η φωτεινότητα της εικόνας σε κάθε σημείο κατά μήκος της γραμμής σάρωσης, ορίζεται από το πλάτος του ανακλώμενου σήματος σε σχέση με τον χρόνο-βάθος από όπου προήλθε [2]. Αυτά

τα σήματα πρέπει πρώτα να επεξεργαστούν κατάλληλα για να κατασκευαστεί η τελική εικόνα.

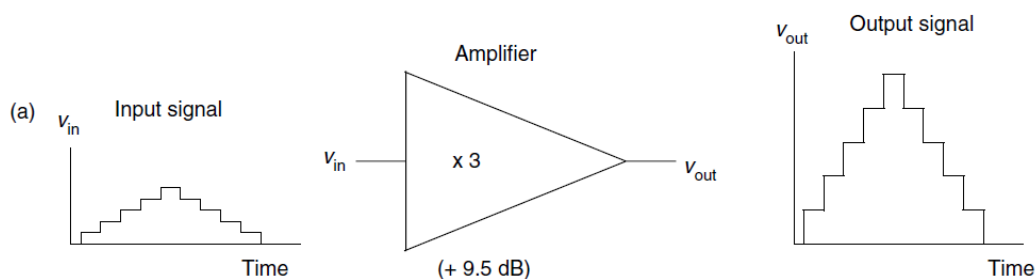
Στα σύγχρονα συστήματα υπερηχογραφήμων η επεξεργασία του αναλογικού σήματος γίνεται ηλεκτρονικά για καλύτερα και πιο ακριβή αποτελέσματα. Στο πιο κάτω σχήμα φαίνονται τα στάδια επεξεργασίας του ανακλώμενου σήματος.



Σχήμα 4.1 [2] Στάδια επεξεργασίας ανακλώμενου σήματος

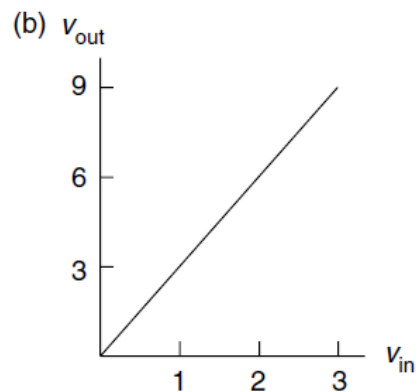
4.2 Ενίσχυση σήματος

Τα ηλεκτρικά σήματα που λαμβάνονται από τα στοιχεία του μετατροπέα έχουν γενικά πολύ μικρό πλάτος που δεν καθιστά δυνατή την απευθείας απεικόνισή τους [2]. Έτσι πρέπει να τύχουν της κατάλληλης ενίσχυσης. Αυτή τη λειτουργία αναλαμβάνει ένας ενισχυτής σήματος όπως φαίνεται στο σχήμα.



Σχήμα 4.2 [2] Απλή γραμμική ενίσχυση σήματος κατά τρεις φορές

Όπως φαίνεται στο σχήμα το πλάτος του σήματος εισόδου τριπλασιάζεται στην έξοδο. Το κέρδος ενίσχυσης ισούται με $\frac{V_{out}}{V_{in}}$. Στην περίπτωση που το κέρδος ενίσχυσης παραμένει σταθερό τότε η ενίσχυση των σημάτων θεωρείται γραμμική, ανεξάρτητα από το πότε επιστρέφουν αυτά τα σήματα στον μετατροπέα. Αυτό θα είχε ως αποτέλεσμα τα σημεία στην εικόνα να φαίνονται είτε πιο φωτεινά είτε πιο σκοτεινά, ανεξάρτητα από τη θέση τους.



Σχήμα 4.3 [2] Γραμμική ενίσχυση κέρδους

4.3 Χρονική αντιστάθμιση κέρδους (Time Gain Compensation-TGC)

Όπως προαναφέρθηκε, το λαμβανόμενο σήμα πρέπει να ενισχυθεί προκειμένου να αναπληρωθεί η χαμένη ενέργεια λόγω της εξασθένησης του παλμού μέσα στους ιστούς. Έτσι χρησιμοποιείται ένας έλεγχος του κέρδους ενίσχυσης με βάση την απόσταση/χρόνο που διένυσε ένα υπερηχητικό κύμα μέσα στο σώμα. Η εξασθένηση του σήματος στους ιστούς είναι της τάξης dB/MHz·cm και χαρακτηρίζεται με

$$I(d) = I_0 \cdot e^{-\mu d}$$

Όπου I η ένταση του υπερηχητικού σήματος που έχει συχνότητα f (MHz), μετά από διάδοσή του σε απόσταση d (cm) από την στιγμή που έγινε η εκπομπή του, με αρχικό πλάτος I_0 και με συντελεστή εξασθένησης στους ιστούς μ (dB/MHz·cm). Αν θεωρήσουμε ότι το σήμα ανιχνεύεται μετά από απόσταση $d=2z$ όπου z το βάθος διείσδυσης τότε η εξασθένηση θα ισούται με $e^{-2\mu z}$ (dB) [7].

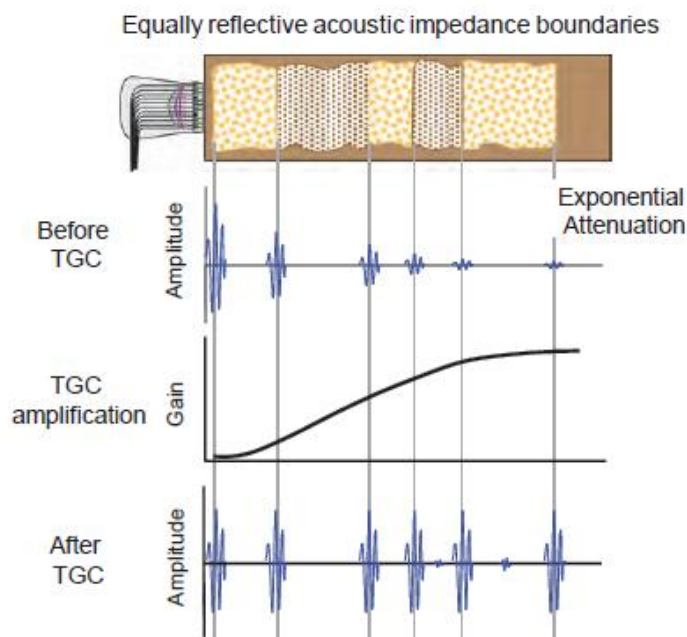
Αυτό δηλώνει εκθετική μείωση του πλάτους του σήματος ως προς τη συχνότητα και το βάθος διείσδυσης [3]. Δηλαδή για μεγάλες συχνότητες και για μεγάλα βάθη το σήμα εξασθενεί περισσότερο. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα, δομές που βρίσκονται στα βαθύτερα στρώματα της εξεταζόμενης περιοχής να εμφανίζονται διαφορετικά από ότι είναι στην πραγματικότητα. Δηλαδή κάποιο σημείο κοντά στην επιφάνεια με μικρή ανακλαστικότητα μπορεί να εμφανίζει αντήχηση πολύ μεγαλύτερου πλάτους, από κάποιο σημείο με μεγαλύτερη ανακλαστικότητα σε πιο μεγάλο βάθος.

Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίζεται με τη μέθοδο χρονικής αντιστάθμισης κέρδους (TGC). Δηλαδή εφαρμόζεται στο σήμα ενίσχυση με κέρδος εκθετικά αυξημένο σε σχέση με την απόσταση/χρόνο που διένυσε. Έτσι το τελικό σήμα θα ισούται με

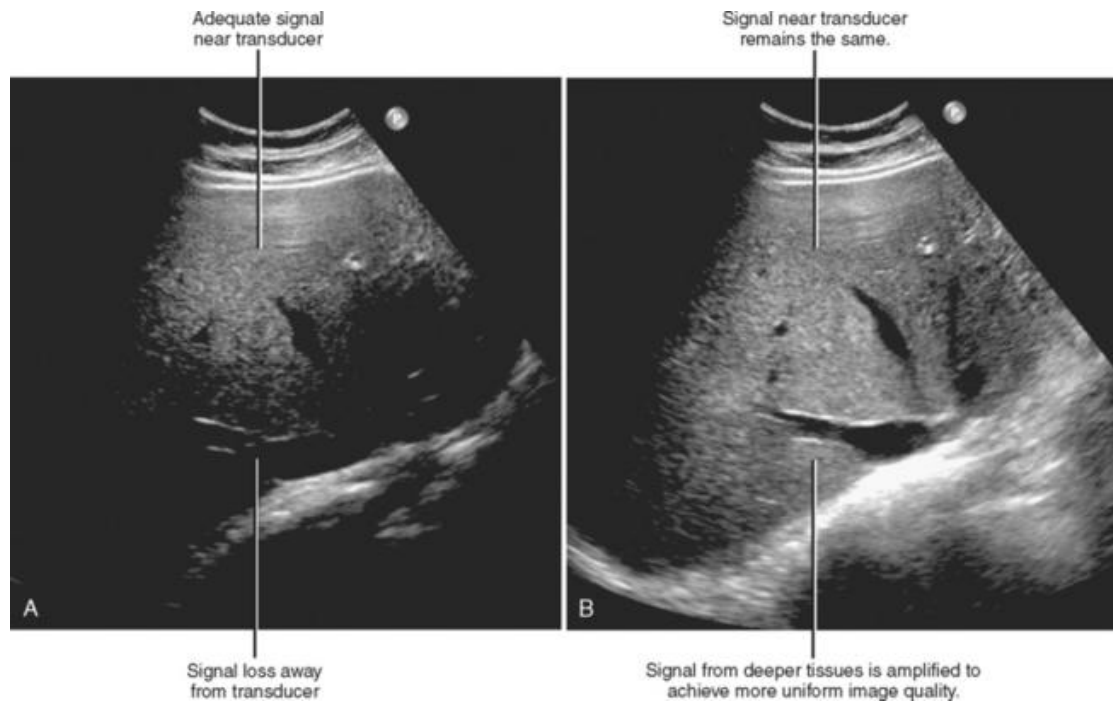
$$STGC(t) = TGC * S(t)$$

όπου

$$TGC = e^{+2az} = e^{+act}$$



Σχήμα 4.4 [3] Χρονική αντιστάθμιση κέρδους



Σχήμα 4.5 Εφαρμογή χρονικής αντιστάθμισης κέρδους. Στα αριστερά φαίνεται εικόνα στην οποία το υπερηχητικό κύμα έτυχε εξασθένησης και στα δεξιά η διόρθωση της εξασθένησης

4.4 Δυναμικό εύρος των ανακλάσεων και λογαριθμική συμπίεση

Δυναμικό εύρος

Το δυναμικό εύρος των σημάτων ορίζεται ως ο λόγος του μεγαλύτερου πλάτους του σήματος που δεν προκαλεί την παραμόρφωσή του, ως προς το μικρότερο πλάτος του σήματος που μπορεί να διαχωριστεί από θόρυβο και εκφράζεται σε dB.

Η ένταση των ανακλάσεων που προέρχονται από πολύ μικρές επιφάνειες είναι πολύ πιο μικρή από την ένταση των ανακλάσεων που προέρχονται από μεγάλες επιφάνειες [3]. Χαρακτηριστικές τάσεις σε αντιστοιχία με το πλάτος σε (dB) φαίνονται στον πιο κάτω πίνακα.

Τάση	Πλάτος (dB)	Επιφάνεια
1 V	0	Μαλακός ιστός-αέρας
100 mV	-20	Συκώτι-Λίπος
10 mV	-40	Αίμα μυών-συκώτι-εγκέφαλος
1 mV	-60	Συκώτι
100 μ V	-80	Αίμα
10 μ V	-100	Αίμα

Αδύναμες ανακλάσεις που προέρχονται από σκεδαστές (πολύ μικρά σημεία), δίνουν πληροφορία για το παρέγχυμα (υφή) ενός οργάνου [2], ενώ ανακλάσεις από μεγάλες επιφάνειες δίνουν πληροφορίες για το μέγεθος και το σχήμα των οργάνων. Για να είναι χρήσιμη μια εικόνα Β-σάρωσης πρέπει να περιλαμβάνει την απεικόνιση και των δύο τύπων των ανακλάσεων.

Μια τυπική απεικόνιση με υπερήχους έχει δυναμικό εύρος 120 dB [1]. Όμως για αυτό το εύρος δεν μπορεί να απεικονιστεί μια δομή κατάλληλα, αφού μια οθόνη μπορεί να απεικονίσει λόγο φωτεινότητας/σκοτεινότητας ίσο με 20 dB[2] και το ανθρώπινο μάτι μπορεί να αντιληφθεί σε κλίμακα του γκρι εύρος ίσο με 30 dB [1].

Συμπύεση

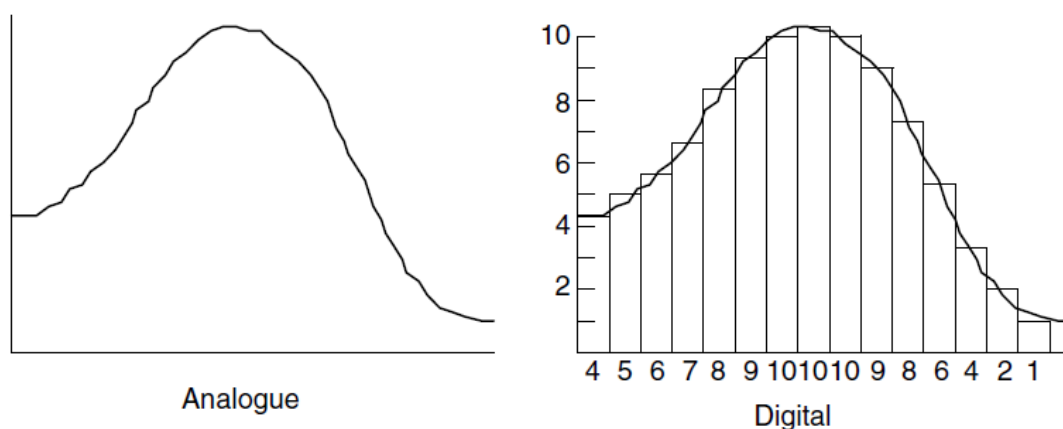
Για να επιτευχθεί απεικόνιση των αντηχήσεων από σκεδαστές αλλά και από μεγάλες επιφάνειες πρέπει να μειωθεί το δυναμικό εύρος από 60 dB σε 20 dB που αντιστοιχεί στο επίπεδο φωτεινότητας της οθόνης [2]. Η συμπύεση επιτυγχάνεται συμπιέζοντας τα σήματα σε λογαριθμική κλίμακα, έτσι ώστε μικρά πλάτη ανακλάσεων να ενισχυθούν πολύ περισσότερο από μεγαλύτερα πλάτη πιο ισχυρών ανακλάσεων.

4.5 Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό

Τα σήματα που λαμβάνονται από τον μετατροπέα είναι αναλογικά σήματα. Η μορφοποίηση δέσμης η οποία περιγράφηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο γίνεται ηλεκτρονικά. Άρα το σήμα στην αρχή της διαδικασίας επεξεργασίας του σήματος πρέπει να μετατραπεί από αναλογικό σε ψηφιακό.

Έτσι πραγματοποιείται δειγματοληψία του αναλογικού σήματος, παράγοντας έτσι μια ακολουθία από αριθμούς που αντιστοιχούν στις τιμές των πλατών των

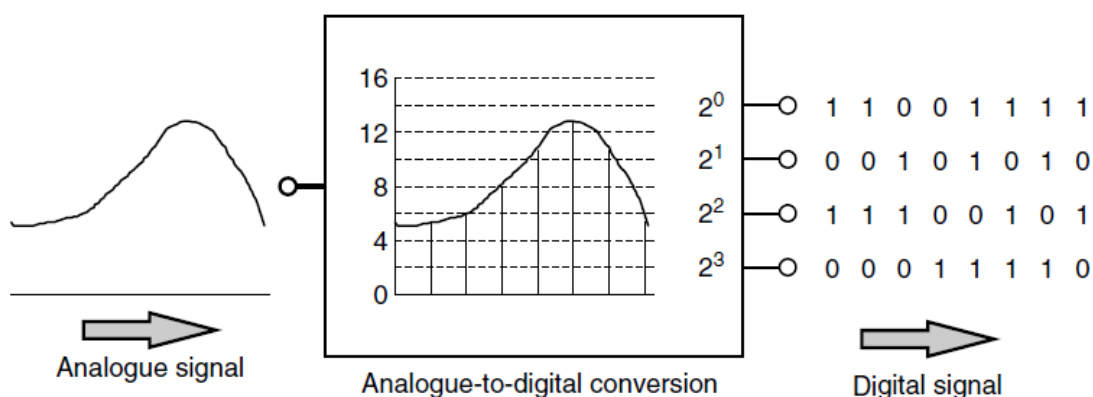
δειγμάτων. Στην ψηφιακή μορφή το σήμα κβαντίζεται, πράγμα που σημαίνει ότι έχει πεπερασμένο, διακριτό αριθμό τιμών, αντίθετα με το αναλογικό σήμα το οποίο είναι συνεχές στο χρόνο.



Σχήμα 4.6 [2] Μετατροπή αναλογικού σήματος σε ψηφιακό σήμα

Ο ADC (Analog to Digital Converter) μετατροπέας που χρησιμοποιείται στα σύγχρονα συστήματα απεικόνισης Β-Σάρωσης, λειτουργεί με μεγαλύτερες συχνότητες δειγματοληψίας (συνήθως 40MHz), έτσι ώστε να χάνεται όσο το δυνατό λιγότερη πληροφορία από το αναλογικό σήμα [5].

Η ακρίβεια με την οποία ο ADC μπορεί να μετρήσει το πλάτος του αναλογικού σήματος περιγράφεται από τον αριθμό των bits που βρίσκονται στην έξοδό του. Όπως φαίνεται στο πιο κάτω σχήμα το πλάτος ενός δείγματος αποθηκεύεται σε δυαδική μορφή. Στο παράδειγμα η έξοδος είναι της τάξης των 4-bit και κάθε στήλη της εξόδου αντιστοιχεί στη τιμή του πλάτους του αντίστοιχου δείγματος από αριστερά προς τα δεξιά [2].



Σχήμα 4.7 [2] Καταγραφή ψηφιακού σήματος σε δυαδική μορφή

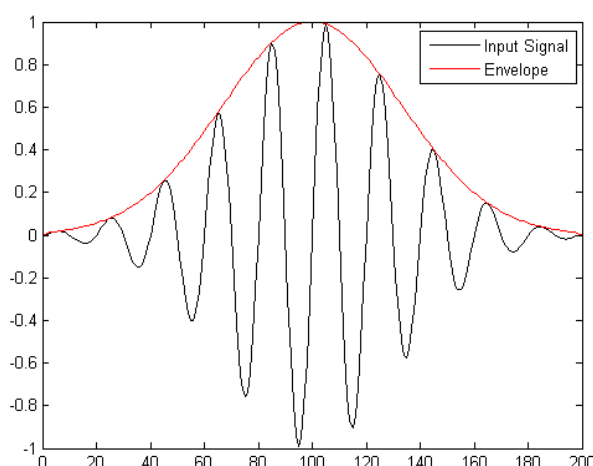
Για έξοδο 4-bits οι διάφορες τιμές που μπορούν να πάρουν τα πλάτη είναι 16. Άρα για έξοδο με μεγαλύτερο αριθμό bits έχουμε αντίστοιχα και μεγαλύτερο εύρος τιμών άρα και μεγαλύτερο δυναμικό εύρος των σημάτων που θα ψηφιοποιηθούν [2].

4.6 Αποδιαμόρφωση πλάτους (Amplitude Demodulation)

Ο παλμός που εκπέμπεται για τη δημιουργία μιας εικόνας B-Σάρωσης περιέχει πολλούς κύκλους ταλαντώσεων με συχνότητα μερικών MHz. Τα σήματα των ανακλάσεων έχουν την ίδια μορφή και μοιάζουν με ένα RF (Radio Frequency (υψηλής συχνότητας)) σήμα με θετικές κορυφές αλλά και αρνητικές. Σκοπός της αποδιαμόρφωσης πλάτους είναι να βρεθεί η περιβάλλουσα (envelope) αυτού του σήματος έτσι ώστε να εξαλειφθούν οι ψηλές συχνότητες και το σήμα να γίνει πιο ομαλό [2].

Αρχικά οι αρνητικές κορυφές, αντιστρέφοντάς τις, γίνονται θετικές και μετά μια καμπύλη ενώνει όλες τις κορυφές. Συνήθως αυτό γίνεται εφαρμόζοντας τον μετασχηματισμό Hilbert στο σήμα [3].

Το τελικό σήμα ονομάζεται και σήμα A-Σάρωσης (Amplitude-Mode signal) και το πλάτος του σε κάθε σημείο της περιβάλλουσας είναι αυτό που δίνει την πληροφορία της φωτεινότητας που εμφανίζεται στην εικόνα, για το σημείο που αντιστοιχεί στο χρόνο/απόσταση από τον μετατροπέα [2].



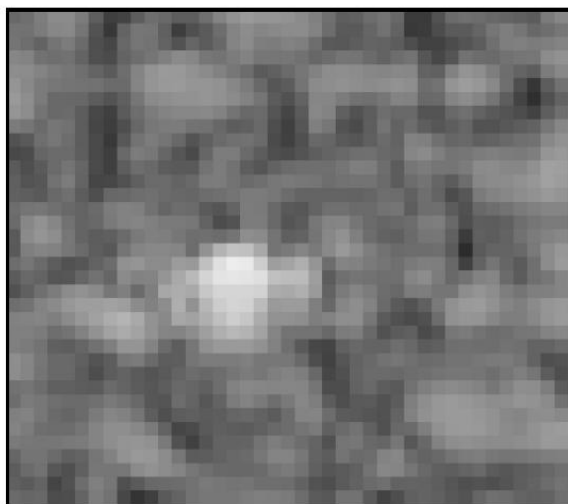
Σχήμα 4.8 Αποδιαμόρφωση πλάτους του σήματος

4.7 Κατασκευή δισδιάστατης εικόνας

Η εικόνα Β-Σάρωσης αποθηκεύεται στην μνήμη του συστήματος, χρησιμοποιώντας το επεξεργασμένο πλάτος του σήματος και τις πληροφορίες από τον μορφοποιητή δέσμης που αφορούν τη θέση και κατεύθυνση της δέσμης των υπερήχων (γραμμή σάρωσης). Μετά η εικόνα, αποθηκευμένη στη μνήμη σαν ένας δισδιάστατος πίνακας, διαβάζεται σε μια οθόνη.

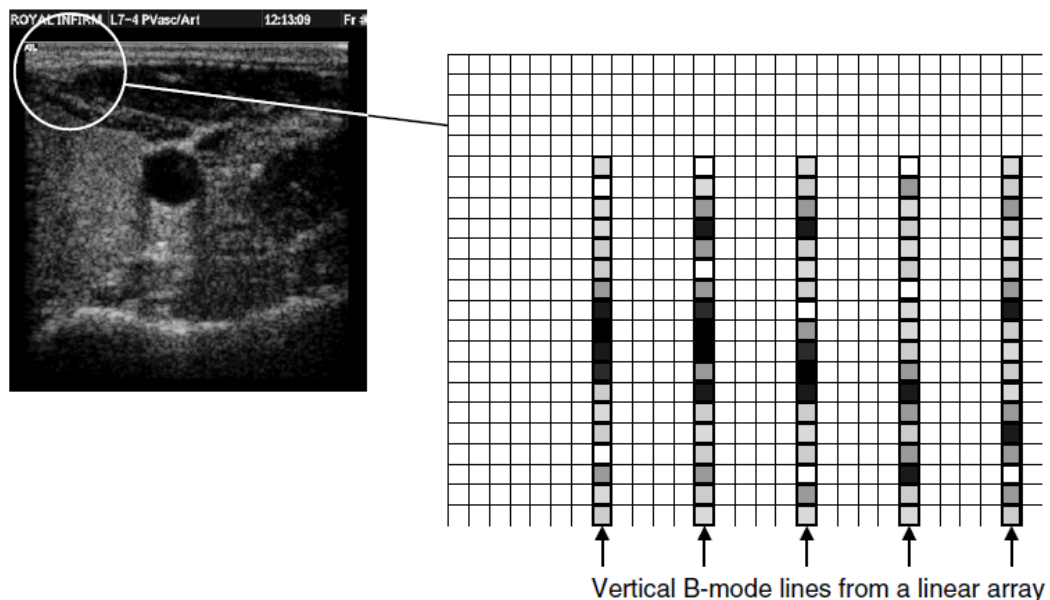
Η μνήμη που χρησιμοποιείται είναι μια ψηφιακή μνήμη παρόμοια με αυτή που χρησιμοποιείται σε ένα υπολογιστή. Όπως το πλάτος των ανακλάσεων που αντιστοιχεί στη φωτεινότητα (αποχρώσεις του γκρι) πρέπει πρώτα να κβαντιστεί και να ψηφιοποιηθεί, έτσι και η πληροφορία που περιγράφει τη θέση των ανακλάσεων πρέπει να διαχωριστεί σε διακριτά σημεία για να μπορεί να γίνει η αποθήκευση [2]. Όπως προαναφέρθηκε η εικόνα είναι αποθηκευμένη στη μνήμη σαν ένας δισδιάστατος πίνακας, όπου κάθε στοιχείο αυτού του πίνακα λέγεται εικονοστοιχείο (pixel). Το κάθε εικονοστοιχείο είναι μοναδικό και η θέση του χαρακτηρίζεται από τον αριθμό στήλης για τη θέση του στην οριζόντια διεύθυνση και από τον αριθμό γραμμής για τη θέση του στην κάθετη διεύθυνση.

Για να έχουμε εικόνα με καλύτερη ανάλυση, η εικόνα χωρίζεται σε μεγάλο αριθμό από εικονοστοιχεία. Μια εικόνα ενός σύγχρονου υπερηχογραφήματος Β-Σάρωσης μπορεί να έχει και μέχρι 1000 x 1000 εικονοστοιχεία [2]. Κάθε εικονοστοιχείο έχει τη μοναδική τιμή που αντιστοιχεί στη φωτεινότητά του.



Σχήμα 4.9 [2] Εικονοστοιχεία μιας εικόνας Β-Σάρωσης. Κάθε τιμή ενός εικονοστοιχείου αντιστοιχεί σε μια τιμή φωτεινότητας (αποχρώσεις του γκρι)

Αμέσως μετά την εκπομπή ενός παλμού, το σύστημα βρίσκει τη διεύθυνση του εικονοστοιχείου που αντιστοιχεί στο κέντρο ακριβώς κάτω από την ενεργή ομάδα του μετατροπέα. Η ψηφιακή τιμή που αντιστοιχεί στο πλάτος της ανάκλασης από αυτό το σημείο εγγράφεται στη θέση μνήμης που του αντιστοιχεί. Το σύστημα μετά βρίσκει την θέση του επόμενου εικονοστοιχείου κατά μήκος της γραμμής σάρωσης και γράφει την τιμή πλάτους της ανάκλασης που του αντιστοιχεί κ.ο.κ. Η διαδικασία ολοκληρώνεται όταν ληφθούν όλες οι ανακλάσεις από τη γραμμή σάρωσης και ξεκινάει ξανά για την επόμενη γραμμή σάρωσης έως ότου φτάσει στη τελευταία. Οι αποστάσεις μεταξύ των γραμμών είναι ίσες μεταξύ τους για να διατηρείται η ανάλογη κλίμακα της εικόνας [2]. Η διαδικασία φαίνεται γραφικά στο πιο κάτω σχήμα.

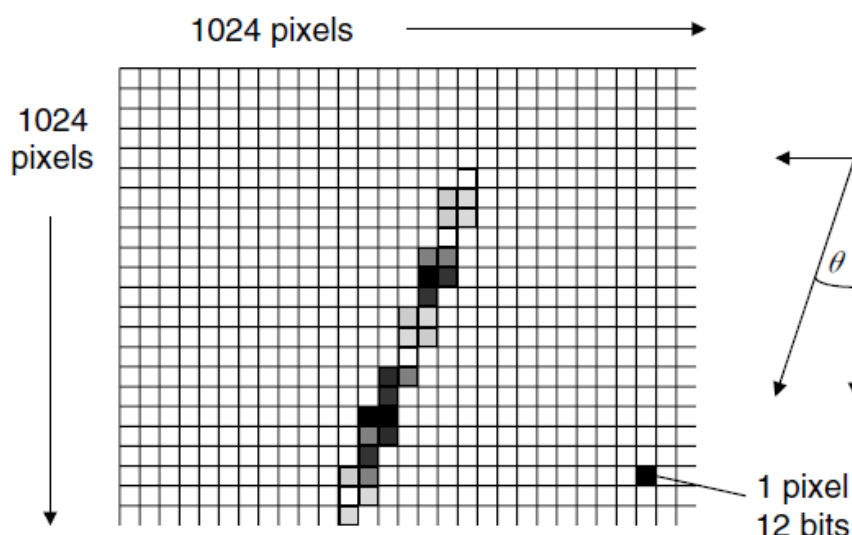


Σχήμα 4.10 [2] Διαδικασία εγγραφής τιμής κάθε εικονοστοιχείου για γραμμικό μετατροπέα

Ο χρόνος ταξιδιού ενός κύματος από τη στιγμή της εκπομπής του μέχρι τη στιγμή της λήψης ισούται με $t=2d/c$ [5]. Άρα για κάθε εκατοστόμετρο το κύμα χρειάζεται περίπου 13 μs για να ανιχνευτεί και να εγγραφεί [2]. Άρα για βάθος 10 cm θα χρειάζονταν περίπου 130 μs για να εγγραφεί μια ολόκληρη γραμμή.

Για την περίπτωση του γραμμικού μετατροπέα η εγγραφή μιας ολόκληρης γραμμής σάρωσης γίνεται κάθετα, άρα αλλάζει μόνο η θέση του κάθε εικονοστοιχείου κατά μήκος της στήλης του πίνακα. Για την περίπτωση του καμπυλωτού μετατροπέα τα εικονοστοιχεία παίρνουν τιμή σε θέσεις μνήμης που αντιστοιχούν στη γραμμή

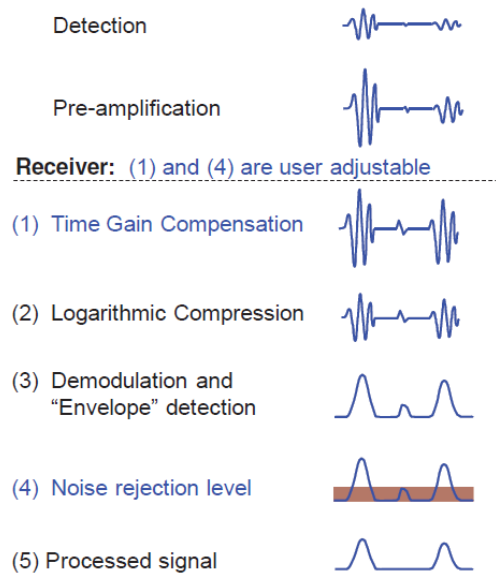
σάρωσης ανάλογα με τη γωνία θ που σχηματίζει η κάθε γραμμή σάρωσης με τον κάθετο άξονα στο κέντρο του μετατροπέα όπως φαίνεται και στο σχήμα [2].



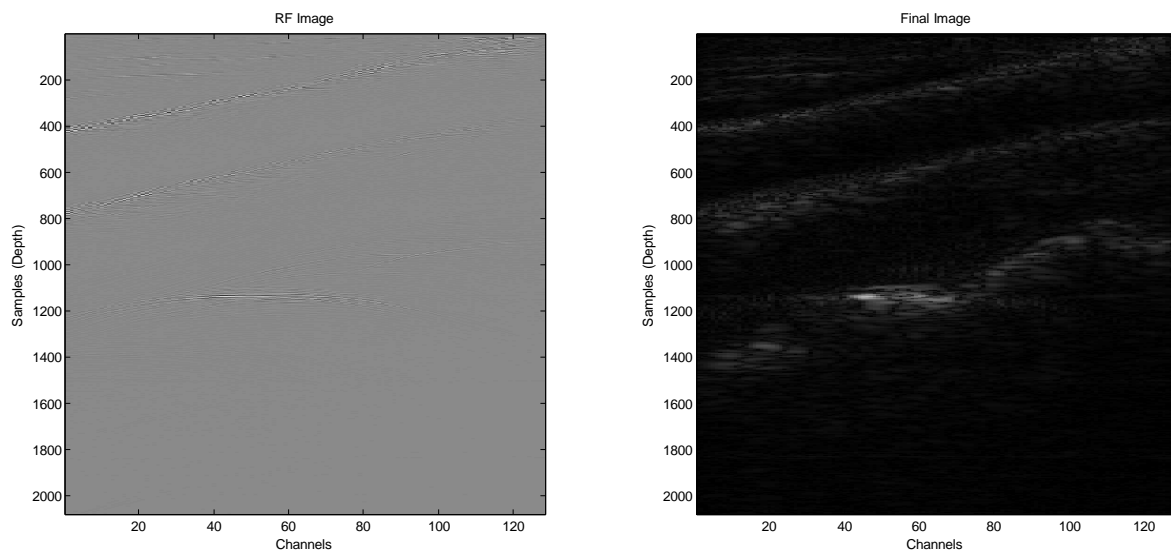
Σχήμα 4.11 [2] Διαδικασία εγγραφής τιμής κάθε εικονοστοιχείου για καμπυλωτό μετατροπέα

Παρεμβολή

Οι γραμμές σε μια εικόνα Β-Σάρωσης μπορεί να μην αποθηκευτούν σε γειτονικές στήλες αν οι γραμμές σάρωσης είναι πιο λίγες από τις στήλες της εικόνας. Άρα θα πρέπει να δοθούν τιμές στα εικονοστοιχεία των κενών στηλών της μνήμης της εικόνας. Οι τιμές μεταξύ αυτών των στοιχείων συνήθως υπολογίζονται με γραμμική παρεμβολή. Δηλαδή αν μια τιμή κάποιου εικονοστοιχείου είναι 5 και απέχει 4 εικονοστοιχεία από κάποιο άλλο που έχει τιμή 10, τότε τα κενά εικονοστοιχεία θα πάρουν τιμές 6,7,8,9 αντίστοιχα [2]. Σημερινά σύγχρονα συστήματα χρησιμοποιούν πιο εξειδικευμένες μεθόδους παρεμβολής για να δώσουν τιμές στα κενά εικονοστοιχεία. Ακόμα πιο εξειδικευμένες μέθοδοι παρεμβολής χρησιμοποιούνται στα συστήματα με καμπυλωτούς μετατροπείς ή με μετατροπείς με καθυστέρηση φάσης όπου, οι γραμμές σάρωσης σε μεγαλύτερα βάθη έχουν μεγαλύτερες αποστάσεις μεταξύ τους στη μνήμη της εικόνας.



Σχήμα 4.12 [3] Στάδια επεξεργασίας σήματος



Σχήμα 4.13 Στα αριστερά φαίνεται η απεικόνιση της καρωτίδας χωρίς καμιά επεξεργασία σήματος και στα δεξιά φαίνεται η επεξεργασμένη εικόνα

Επεξεργασία μετά την αποθήκευση

Η εικόνα μετά την αποθήκευση μπορεί να τύχει κι άλλης επεξεργασίας χρησιμοποιώντας τεχνικές επεξεργασίας εικόνων για καλύτερη ανάλυση και εξάλειψη διάφορων σφαλμάτων.

Απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο

Μια δισδιάστατη εικόνα λέγεται και πλαίσιο (frame) και δημιουργείται όπως προαναφέρθηκε από τη πληροφορία για το πλάτος των ανακλάσεων από τις διάφορες γραμμές σάρωσης.

Όπως και στην περίπτωση παραγωγής ενός βίντεο, για να έχουμε τη ψευδαίσθηση ότι η εικόνα είναι κινούμενη, παράγονται πολλά πλαίσια (εικόνες) μέσα σε ένα δευτερόλεπτο και εναλλάσσονται μεταξύ τους. Αυτό μπορεί να συμβεί και στην απεικόνιση με υπερήχους αν παραχθούν πολλές στάσιμες εικόνες από τις ανακλάσεις σε μια δομή του ανθρώπινου σώματος, μέσα σε ένα δευτερόλεπτο (περίπου 30 frames/s) και εναλλαχθούν μεταξύ τους η μια μετά την άλλη. Έτσι θα μπορούμε να έχουμε απεικόνιση κινούμενων οργάνων μέσα στο σώμα.

Κάθε γραμμή σάρωσης χρειάζεται συγκεκριμένο χρόνο για να δημιουργηθεί ο οποίος εξαρτάται από το βάθος της εξεταζόμενης περιοχής και της ταχύτητας του ήχου. Αυτός ο χρόνος λέγεται και περίοδος επανάληψης παλμού (PRP-Pulse Repetition Period) [4], αφού μόλις ανιχνεύεται και η τελευταία ανάκλαση από το επιθυμητό βάθος για μια γραμμή σάρωσης, ένας νέος παλμός εκπέμπεται για τη δημιουργία της επόμενης γραμμής σάρωσης.

Η περίοδος επανάληψης παλμού ισούται με [4]:

$$PRP = \frac{2d_{max}}{c} \text{ (}\mu\text{s)}$$

όπου d_{max} (cm) το μέγιστο βάθος το οποίο θέλουμε να απεικονίσουμε και c (m/s) η ταχύτητα του ήχου μέσα στους ιστούς.

Η συχνότητα επανάληψης παλμού (PRF-Pulse Repetition Frequency) ισούται με:

$$PRF = \frac{1}{PRP} \text{ (Hz)}$$

Άρα ο χρόνος (FT-Frame Time) που χρειάζεται για να παραχθεί ένα πλαίσιο με N γραμμές σάρωσης ισούται:

$$FT = PRP \cdot N \text{ (}\mu\text{s)}$$

όπου N οι γραμμές σάρωσης.

Η συχνότητα εναλλαγής πλαισίων (FR- Frame Rate) τότε ισούται με:

$$FR = \frac{1}{FT} \text{ (frames/s)}$$

Άρα για μεγαλύτερο FR πρέπει να είναι είτε πιο μικρό το βάθος που θέλουμε να εξετάσουμε είτε πιο λίγες οι γραμμές σάρωσης. Καινούργιες τεχνικές επεξεργάζονται παράλληλα περισσότερες από μια γραμμή σάρωσης αυξάνοντας έτσι τη συχνότητα εναλλαγής πλαισίων.

5. Νέες τάσεις και τεχνολογίες

Η ραγδαία ανάπτυξη της τεχνολογίας τις τελευταίες δεκαετίες δημιουργεί και τις ανάλογες προσδοκίες ώστε, ειδικά στον τομέα της ιατρικής, να γίνουν τέτοια άλματα που να εξυπηρετούν την ανθρωπότητα στον μέγιστο βαθμό. Ερευνητικές ομάδες σε όλο τον κόσμο ασχολούνται με τη βελτίωση της εικόνας του υπερήχου και της υψηλής ευκρίνειας απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο του ανθρωπίνου σώματος τόσο σε δισδιάστατη όσο και σε τρισδιάστατη μορφή.

5.1 Υπερταχεία Απεικόνιση με υπερήχους (Ultrafast Ultrasound Imaging)

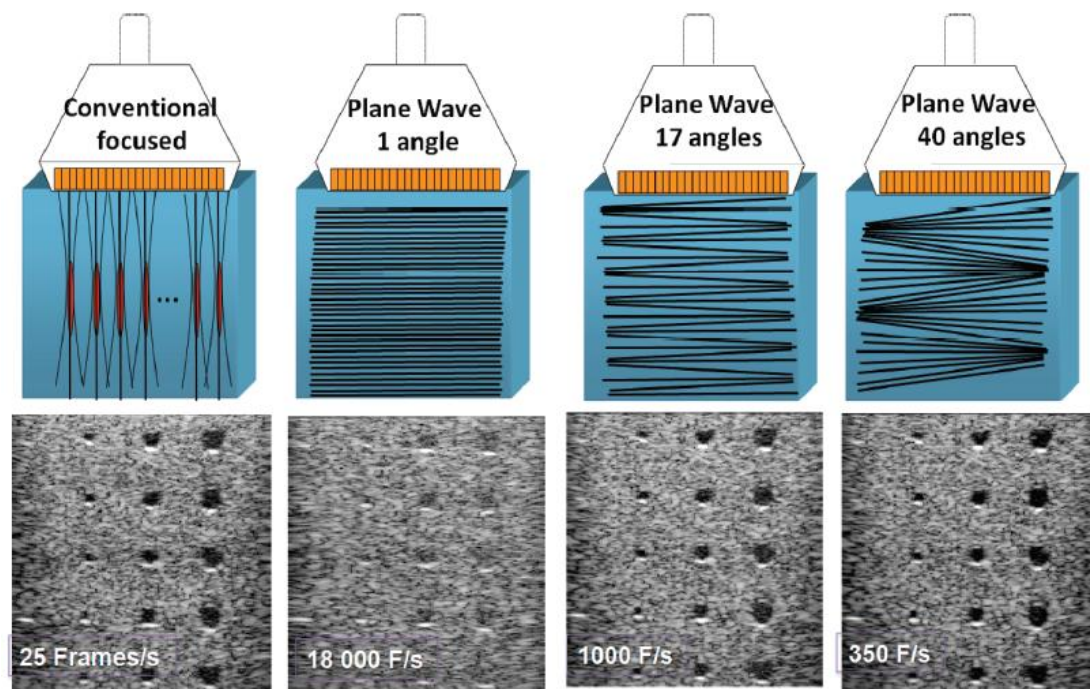
Εδώ και πολλά χρόνια η έρευνα στα υπερηχογραφήματα έχει επικεντρωθεί στη δημιουργία συστημάτων που θα έχουν αυξημένες υπολογιστικές δυνατότητες, κατά πολύ γρηγορότερα από τα συμβατικά συστήματα που χρησιμοποιούνται ως επί το πλείστον σήμερα.

Κάποια έχουν ήδη βγει από τα ακαδημαϊκά εργαστήρια και είναι διαθέσιμα στο εμπόριο. Τέτοια συστήματα προσφέρουν έως και ρυθμό παραγωγής εικόνων B-Σάρωσης ίσο με 1000 frames/s [6].

Η μέθοδος που χρησιμοποιούν αυτά τα συστήματα είναι ότι αντί να εκπέμπονται εστιασμένες δέσμες υπερήχων και η λήψη των ανακλάσεων να γίνεται γραμμή με γραμμή σάρωσης για όλη την περιοχή ενδιαφέροντος, στέλνεται ένα μη εστιασμένο

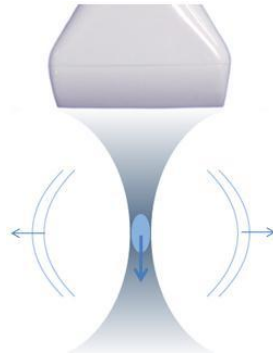
επίπεδο κύμα που καλύπτει όλη την περιοχή και στη λήψη πραγματοποιείται ηλεκτρονική παράλληλη μορφοποίηση δέσμης από εξελιγμένους αλγορίθμους. Αυτή η τεχνική λέγεται plane-wave imaging και αυξάνει τον ρυθμό εναλλαγής πλαισίων περισσότερο από 100 φορές από την συμβατική τεχνολογία έχοντας όμως σαν αντίτιμο χαμηλότερης ευκρίνειας εικόνα [6].

Μια πιο εξελιγμένη μέθοδος είναι η συνεκτική σύνθεση επίπεδων κυμάτων όπου επίπεδα κύματα στέλνονται με διαφορετικές γωνίες μέσα στην εξεταζόμενη περιοχή και μετά συνθέτονται για να παράξουν την τελική εικόνα.



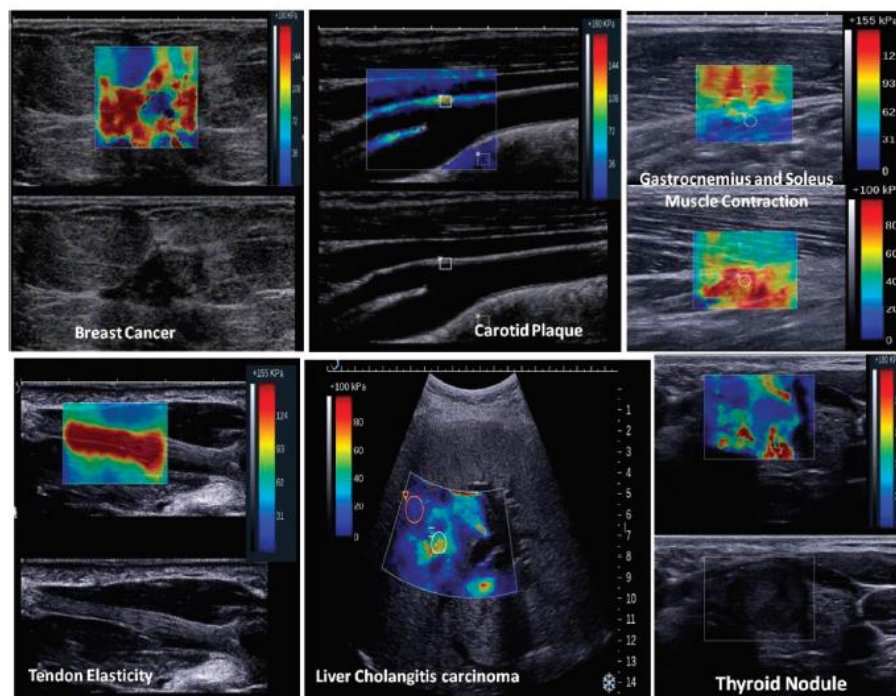
Σχήμα 5.1 Σύγκριση συμβατικής απεικόνισης με υπερήχους με μεθόδους επίπεδων κυμάτων

Οι πιο πάνω μέθοδοι χρησιμοποιούνται και στην ελαστογραφία [6]. Η ελαστογραφία είναι η μέθοδος με την οποία απεικονίζεται η σκληρότητα των ιστών. Η πληροφορία αυτή είναι πολύ χρήσιμη στη διάγνωση όγκων ή καρκίνων μέσα στο ανθρώπινο σώμα. Αυτή η σκληρότητα ανιχνεύεται από την προσωρινή μετατόπιση των ιστών την οποία προκαλούν μηχανικά κύματα (shear waves) που διαδίδονται οριζόντια (όπως φαίνεται στο σχήμα) μέσα σε κάποιο ιστό αφού πρώτα δημιουργήθηκαν από μια ακουστική πιεστική δύναμη στην περιοχή ενδιαφέροντος [6].



Σχήμα 5.2 Δημιουργία shear wave

Επειδή αυτά τα κύματα ταξιδεύουν πολύ αργά μέσα στους ιστούς (10 m/s) τότε υπάρχει ανάγκη για δημιουργία μεγάλου αριθμού πλαισίων ανά δευτερόλεπτο έτσι ώστε να ανιχνευτεί η μετατόπιση στους ιστούς. Αν ένας ιστός είναι μαλακός τότε θα έχει μεγαλύτερη μετατόπιση, ενώ ένας σκληρός μικρότερη μετατόπιση.



Σχήμα 5.3 [6] Ελαστογραφία. Με μπλε χρώμα φαίνονται οι μαλακοί ιστοί και με κόκκινο χρώμα οι σκληροί ιστοί

5.2 3D/4D υπερηχογράφημα

Πέρα από τη δισδιάστατη απεικόνιση πλέον υπάρχει και δυνατότητα δημιουργίας τρισδιάστατης (3D) στάσιμης και κινούμενης (4D) εικόνας χρησιμοποιώντας υπερήχους. Αυτό γίνεται παρόμοια με τον τρόπο που παράγεται και η δισδιάστατη εικόνα μόνο που εδώ ο μετατροπέας έχει δύο διαστάσεις άρα μπορεί να λάβει πολλά επίπεδα δισδιάστατων δομών και να τα συνθέσει σε τρισδιάστατη μορφή χρησιμοποιώντας εξελιγμένους αλγορίθμους [5]. Με την αύξηση όμως των υπολογιστικών δυνατοτήτων των σημερινών υπολογιστών υπάρχει δυνατότητα εισαγωγής της διάστασης του χρόνου, με αποτέλεσμα να έχουμε διαθέσιμη κινούμενη τρισδιάστατη εικόνα.



Σχημα 5.4 Εικόνα από υπερήχους τριών διαστάσεων

5.3 Σύνοψη

Όπως παρουσιάστηκε σε αυτή τη διπλωματική εργασία η απεικόνιση ανατομικών δομών του ανθρωπίνου σώματος με υπερήχους είναι απλή και μη χρονοβόρα διαδικασία. Ποιος μπορούσε να φανταστεί πριν από μισό αιώνα περίπου ότι κάτι αόρατο (υπερηχητικό κύμα) στο ανθρώπινο μάτι θα ήταν το εργαλείο για την

αναπαράσταση του ανθρωπίνου σώματος σε πραγματικό χρόνο χωρίς να χρειαστεί χειρουργική επέμβαση.

Το γεγονός ότι η διαδικασία είναι τόσο απλή και ακίνδυνη καθιστά την απεικόνιση με υπερήχους ως ένα από τα σημαντικότερα διαγνωστικά εργαλεία στον χώρο της ιατρικής επιστήμης. Πολλές ανθρώπινες ζωές έχουν σωθεί χάρη στην εφεύρεση αυτού του απλού εργαλείου. Η πρόγνωση και η διάγνωση μέρα με τη μέρα βελτιώνονται διαρκώς χάρη στη εξέλιξη της τεχνολογίας και της επιστήμης των υπολογιστών. Μεγάλες ερευνητικές ομάδες σε όλο τον κόσμο οραματίζονται και προσπαθούν να επιτύχουν τη μεγιστοποίηση των δυνατοτήτων των υπαρχόντων συστημάτων στο όνομα της ζωής του ανθρώπου.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

[1] *Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, Second Edition*, Thomas L. Szabo

[2] *Diagnostic Ultrasound Physics and Equipment, Second Edition*, Peter Hoskins, Kevin Martin, Abigail Thrush

[3] *The Essential Physics of Medical Imaging, Third Edition*, Jerrold T. Bushberg, J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt, John M. Boone

[4] *Medical Imaging physics, Fourth Edition*, William R. Hendee, E. Russell Ritenour

[5] *Medical Image Processing, Reconstruction and Restoration Concepts and Methods*, Jiri Jan

[6] Mickael Tanter, Mathias Fink, "Ultrafast imaging in biomedical ultrasound", *IEEE Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control Society*, vol. 61, no. 1, pp. 102-119, January 2014

[7]
http://minerva.union.edu/bumat/Teaching/BNG487/BNG487_W16/BNG487_Home_W16.htm, Μαθήματα Βιοϊατρικής τεχνολογίας στο πανεπιστήμιο Union College, New York, USA