



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ  
ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ  
ΣΤΗΝ ΣΥΓΧΡΟΝΗ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ

**ΕΙΡΗΝΗ ΦΕΝΕΚΟΥ**

**Αριθμός Μητρώου: 48013115**

**Επιβλέπων Καθηγητής**

**Νεκτάριος Καλύβας**

**Αθήνα 20/01/2021**

**ΕΞΕΤΑΣΤΙΚΗ ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

ΠΑΝΤΕΛΕΗΜΩΝ ΑΣΒΕΣΤΑΣ

ΕΡΡΙΚΟΣ-ΧΑΙΜ ΒΕΝΤΟΥΡΑΣ

ΝΕΚΤΑΡΙΟΣ ΚΑΛΥΒΑΣ

(ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ)

**ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΠΤΥΧΙΑΚΗΣ/ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ**

Η κάτωθι υπογεγραμμένη **Ειρήνη Φενέκου** του **Νικολάου** με αριθμό μητρώου **48013115** φοιτήτρια του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής της Σχολής Μηχανικών του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της πτυχιακής/διπλωματικής εργασίας και ότι κάθε βοήθεια την οποία είχα για την προετοιμασία της είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται στην εργασία. Επίσης, οι όποιες πηγές από τις οποίες έκανα χρήση δεδομένων, ιδεών ή λέξεων, είτε ακριβώς είτε παραφρασμένες, αναφέρονται στο σύνολό τους, με πλήρη αναφορά στους συγγραφείς, τον εκδοτικό οίκο ή το περιοδικό, συμπεριλαμβανομένων και των πηγών που ενδεχομένως χρησιμοποιήθηκαν από το διαδίκτυο. Επίσης, βεβαιώνω ότι αυτή η εργασία έχει συγγραφεί από μένα αποκλειστικά και αποτελεί προϊόν πνευματικής ιδιοκτησίας τόσο δικής μου, όσο και του Ιδρύματος.

Παράβαση της ανωτέρω ακαδημαϊκής μου ευθύνης αποτελεί ουσιώδη λόγο για την ανάκληση του πτυχίου μου».

Η Δηλούσα

Ειρήνη Φενέκου

## ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Στην παρούσα διπλωματική εργασία ασχολούμαστε με ένα ραγδαία εξελισσόμενο πεδίο της υπερηχογραφίας, αυτό της διαμόρφωσης δέσμης, εστιάζοντας στις τεχνικές που χρησιμοποιούνται στην σύγχρονη υπερηχογραφία. Με στόχο την κατανόηση και λεπτομερή καταγραφή τους στην εργασία, πραγματοποιήθηκε εκτενής έρευνα και μελέτη επιστημονικών άρθρων, βιβλίων, δημοσιεύσεων και άλλων πηγών από το διαδίκτυο, καθώς επίσης συζήτηση, ανάλυση και προσέγγιση του θέματος με συνεργάτες και επαγγελματίες του χώρου μας. Πρόκειται για ένα πεδίο, άρρηκτα συνδεδεμένο με την υπερηχογραφία που επιδέχεται ανάπτυξης και βελτίωσης ως προς την ανάλυση και την ποιότητα της τελικής εικόνας που προσφέρει.

Το ολοκληρωμένο σύστημα του διαμορφωτή δέσμης αποτελεί ουσιαστικά την καρδιά του υπερηχογραφικού συστήματος αφού είναι αυτό που εστιάζει την δέσμη κατά την μετάδοση και την λήψη, σχηματίζοντας έτσι μέσα από διάφορες τεχνικές την τελική εικόνα που παίρνουμε στην οθόνη του συστήματος.

Η παρούσα εργασία δομείται ως εξής:

Το πρώτο κεφάλαιο αποτελεί την εισαγωγή του θέματος η οποία βοηθά τον αναγνώστη να λάβει μια πρώτη εικόνα για το τι ακολουθεί στα παρακάτω κεφάλαια.

Στο δεύτερο κεφάλαιο αναφέρουμε τις αρχές λειτουργίας ενός υπερηχογραφικού συστήματος, τις ιδιότητες του, και ότι άλλο κρίνεται απαραίτητο για την σωστή κατανόηση πίσω από την οργανολογία του.

Στο τρίτο κεφάλαιο που αποτελεί και το κυρίως θέμα που αναλύεται εδώ, παρατίθενται οι διάφορες τεχνικές διαμόρφωσης της δέσμης και συγκρίνονται αναλυτικά ως προς τα κοινά τους χαρακτηριστικά.

Στο τέταρτο κεφάλαιο συνεχίζουμε με την μετάβαση της τεχνικής διαμόρφωση της δέσμης από υλικό σε λογισμικό με υλικό, αναλύοντας τις ανάγκες που οδήγησαν στην αλλαγή αυτή, τα οφέλη και τα μειονεκτήματα της τεχνικής αυτής.

Τέλος παραθέτουμε θέματα προς συζήτηση, μελλοντικές βελτιώσεις και συμπεράσματα που προκύπτουν ως προς τις τεχνικές διαμόρφωσης δέσμης στην υπερηχογραφία.

## SUMMARY

In the present dissertation we deal with a rapidly evolving field of ultrasound, beamforming, focusing on the techniques used in modern ultrasound imaging. An extensive research and study of scientific articles, books, publications and other sources from the internet was carried out, as well as discussion, analysis and approach of the topic with partners and professionals in our field, in order to understand and analyze in detail the subject of this work. This is a field, inextricably linked to ultrasound, which can be developed and improved further in terms of resolution and image quality.

We could say that the integrated system of the beam modulator is the engine of the ultrasound system, as it focuses the beam during transmission and reception, forming the final image we get in the ultrasound screen through various techniques.

The present work is structured as it follows:

The first chapter includes the introduction of the topic which helps the reader to get a first picture of what follows in the following chapters.

In the second chapter we mention the principles and properties of an ultrasound system.

In the third chapter, we list the different techniques of forming an ultrasound beam and we compare their characteristics, so as to provide a clear picture around the dissertation subject.

In the fourth chapter we introduce the new trend around the field of beam formation, software beamforming, the needs that led to this change and advantages and disadvantages of this technique.

Finally, we present topics for discussion, future improvements and conclusions that arise in terms of beam shaping techniques in ultrasound.

## ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Αρχικά θα ήθελα να ευχαριστήσω από καρδιάς τον καθηγητή μου Κο Νεκτάριο Καλύβα για όλη του την στήριξη και καθοδήγηση στη συγγραφή της διπλωματικής μου εργασίας αλλά και καθ' όλη τη διάρκεια της φοιτητικής μου πορείας.

Εν συνεχεία τους συναδέλφους μου στην εταιρία General Electric για την βοήθεια, την κατανόηση, την υπομονή, την φιλική και ψυχολογική υποστήριξη στο φοιτητικό μου έργο.

Τέλος την πολύτιμη οικογένεια μου, που πάντα βρίσκεται δίπλα μου, πιστεύει σε μένα και σε όσα μπορώ να κάνω.

## ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

ΠΕΡΙΛΗΨΗ .....	4
SUMMARY .....	5
ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ .....	6
ΛΙΣΤΑ ΑΚΡΟΝΥΜΩΝ .....	9
ΕΙΣΑΓΩΓΗ .....	10
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1 .....	12
1.1  ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ .....	12
1.1.1  ΔΙΑΔΟΣΗ ΗΧΟΥ .....	12
1.1.2  ΑΚΟΥΣΤΙΚΗ ΕΜΠΕΔΗΣΗ .....	15
1.1.3  ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΗ .....	15
1.1.4  ΔΙΑΘΛΑΣΗ .....	16
1.2  ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ .....	16
1.2.1  ΠΙΕΖΟΗΛΕΚΤΡΙΚΟ ΦΑΙΝΟΜΕΝΟ.....	16
1.2.2  ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ ΥΠΕΡΗΧΟΥ .....	17
1.3  ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ ΥΠΕΡΗΧΟΥ .....	19
1.3.1  ΕΙΔΗ ΗΧΟΒΟΛΕΩΝ .....	22
1.3.2  ΥΛΙΚΟ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΗΧΟΒΟΛΟΥ ΚΕΦΑΛΗΣ.....	22
1.4  ΤΡΟΠΟΙ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΣΤΗΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ.....	23
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 .....	26
2.1  ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΣΤΗΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ .....	26
2.1.1  ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	26
2.2  ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ.....	27
2.3  Η ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ .....	29
2.3.1  ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ, ΦΑΣΗ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΚΑΙ ΛΗΨΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ .....	29
2.4  ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΔΕΣΜΗΣ .....	31
2.4.1  ΓΡΑΜΜΙΚΟΣ ΗΧΟΒΟΛΕΑΣ & ΗΧΟΒΟΛΕΑΣ ΚΑΜΠΥΛΟΓΡΑΜΜΗΣ ΣΥΣΤΟΙΧΙΑΣ ΣΤΗΝ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ .....	32
2.4.2  ΦΑΣΙΚΗ ΣΥΣΤΟΙΧΙΑ-PHASED ARRAY .....	37
2.4.3  ΛΟΙΠΟΙ ΤΥΠΟΙ ΗΧΟΒΟΛΕΩΝ ΚΑΙ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ .....	40
2.5  ΜΕΘΟΔΟΙ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ .....	48
2.6  ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ.....	55
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3 .....	57
3.1  Η ΝΕΑ ΕΠΟΧΗ: ΤΕΧΝΙΚΗ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ.....	57
3.1.1  ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	57
3.1.2  ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΜΕ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ.....	60

3.1.3	ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΕΩΝ.....	61
3.2	UltraSound ToolBox-USTB ΔΙΑΤΑΞΗ ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΜΕΘΟΔΩΝ .....	64
3.3	ΟΦΕΛΗ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ .....	65
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4 .....		67
4.	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΣΥΖΗΤΗΣΗ .....	67
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ .....		68



## ΛΙΣΤΑ ΑΚΡΟΝΥΜΩΝ

- A-Mode: Amplitude Mode  
ASIC: Application-Specific Integrated Circuit  
ADC : Analog-Digital Converter  
B-Mode: Brightness mode  
CPWI: Compound Plane Wave Imaging  
CPU: Central processing units  
DAS: Delay and sum  
DPM: Dual-Port memory  
DW: Diverging Waves  
FPGA: Field-programmable gate array  
FI: Focused Imaging  
GPU - Graphics Processing Units  
IFR : image frame rate  
MLA: Multi-line acquisition  
MLT: Multi-line transmission  
M-Mode: Motion mode  
PRI: Pulse Repetition Interval  
PWI : Plane Wave Imaging  
SAI : Synthetic aperture Imaging  
SNR: Signal to Noise Ratio  
STAI: Synthetic transmit aperture imaging

## ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο υπέρηχος θα μπορούσε να χαρακτηριστεί ίσως η ανατρεπτική τεχνολογία του 21<sup>ου</sup> αιώνα, καθώς αναπτύσσεται όλο και περισσότερο στην ήδη υπάρχουσα αγορά. Αυτό πηγάζει από τη δυνατότητα απεικόνισης που προσφέρει σε πραγματικό χρόνο, τις μη ιοντίζουσες ιδιότητες του και φυσικά το κόστος, το οποίο είναι αρκετά χαμηλότερο από πολλές ευρέως χρησιμοποιούμενες ιατρικές μεθόδους. Ο υπέρηχος εμφανίζεται δυναμικά σε κλινικά τμήματα, μεταξύ των οποίων αυτά της ακτινολογίας, της μαιευτικής, της καρδιολογίας, της αγγειολογίας καθώς και τμήματα επείγουσας ιατρικής.

Ο όρος «υπέρηχος» χρησιμοποιείται στη φυσική και την ιατρική και απαντά σε συχνότητες μεγαλύτερες από αυτές που μπορεί να αντιληφθεί το ανθρώπινο αυτί, άνω των 20kHz. Οι τυπικές τιμές συχνότητων στον υπέρηχο κυμαίνονται από 1 έως 30MHz. Η διαγνωστική υπερηχογραφία λειτουργεί με τη βοήθεια της υπολογιστικής ανάλυσης ανακλώμενων υπερηχητικών κυμάτων, με παραγωγή εικόνων, εξασφαλίζοντας απεικόνιση μαλακών ιστών όπως είναι τα εσωτερικά όργανα του ανθρώπινου σώματος. Η τεχνολογία του υπερήχου βασίζεται ουσιαστικά στη διασπορά της ηχητικής ενέργειας μέσω διεπαφών υλικών που παρουσιάζουν διαφορετικές, μεταξύ τους ακουστικές ιδιότητες. Η διαδικασία αυτή, οδηγεί στην παραγωγή εικόνων σε πραγματικό χρόνο οι οποίες αποκαλύπτουν την κίνηση των ιστών, των αγγείων, των οργάνων και του αίματος στο ανθρώπινο σώμα καθώς και την ανίχνευση μη φυσιολογικών μαζών όπως είναι οι όγκοι. Η ανάλυση που επιτυγχάνεται είναι υψηλότερη με μικρότερα μήκη κύματος, δηλαδή μεγαλύτερες συχνότητες. Ωστόσο, η χρήση υψηλών συχνοτήτων περιορίζεται εξαιτίας της μεγαλύτερης εξασθένησης (απώλεια ισχύος σήματος) στον ιστό και συνεπώς καταλήγουμε με μικρότερο βάθος διείσδυσης στην παραγωγή, τον εντοπισμό και την επεξεργασία δεδομένων υπερήχων. Η παραπάνω απεικόνιση πραγματοποιείται με τη βοήθεια των ηχοβόλων κεφαλών οι οποίες τοποθετούνται απευθείας στην υπό εξέταση περιοχή και παράγουν υπερηχητικά κύματα που αντανακλώνται στα διάφορα στρώματα των ιστών που συναντούν στην διαδρομή τους. Τέλος ο ήχος μετατρέπεται σε ηλεκτρικό σήμα που χρησιμοποιείται για τη διαμόρφωση της τελικής εικόνας. Τα μοναδικά χαρακτηριστικά του υπερήχου τον έχουν καταστήσει ένα σημαντικό και ευέλικτο εργαλείο ιατρικής απεικόνισης. Η απόκτηση του μέγιστου οφέλους από την τεχνολογία του υπερήχου, απαιτεί συνδυασμό δεξιοτήτων, συμπεριλαμβανομένης της γνώσης των φυσικών αρχών που ενδυναμώνουν τις διαγνωστικές δυνατότητες που μπορεί να προσφέρει. Ο χρήστης πρέπει να κατανοήσει τα βασικά στοιχεία των αλληλεπιδράσεων της ακουστικής ενέργειας με τον ιστό, καθώς επίσης και τις μεθόδους και τα όργανα που χρησιμοποιούνται για την παραγωγή και βελτιστοποίηση της εικόνας ενός υπερηχογραφήματος.

Η ανάπτυξη συσκευών υπερήχων και των διαγνωστικών μεθόδων που εφαρμόζονται σε αυτές, συνδέεται στενά με την ανάπτυξη μικροηλεκτρονικής και επεξεργασίας ψηφιακού σήματος. Στις περισσότερες από τις πλέον σύγχρονες ηλεκτρονικές συσκευές, το σήμα υποβάλλεται σε ψηφιακή επεξεργασία. Αυτές οι συσκευές μπορούν γενικά να κατηγοριοποιηθούν με βάση τον αριθμό των καναλιών που υπόκεινται σε παράλληλη επεξεργασία. Η πλήρως ψηφιακή διαμόρφωση δέσμης (Digital beamforming), επιτρέπει την επίτευξη υψηλής ποιότητας εικόνας. Η παρούσα διπλωματική εργασία παρουσιάζει στο πρώτο μέρος της, συνοπτικά, τις βασικές αρχές του υπερήχου και τον τρόπο λειτουργίας και στο κυρίως μέρος γίνεται μια γενική ανασκόπηση όλων των τεχνικών οι οποίες χρησιμοποιούνται στο στάδιο διαμόρφωσης της δέσμης στη σύγχρονη υπερηχογραφία η

οποία οδηγεί σε σχηματισμό της τελικής εικόνας του υπερήχου. Πραγματοποιήθηκε λεπτομερής έρευνα γύρω από το θέμα, ύστερα από συγκέντρωση πληθώρας χρήσιμων πηγών καθώς και προσέγγισής του με συναδέλφους που ασχολούνται με το συγκεκριμένο πεδίο της υπερηχογραφίας, την βελτίωση και την εξέλιξη του.

*ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ: Υπέρηχος, διαμόρφωση δέσμης, ηχοβολέας, παλμός, μετάδοση, λήψη, καθυστέρηση, λογισμικό*

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1

### 1.1 ΑΡΧΕΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

#### 1.1.1 ΔΙΑΔΟΣΗ ΗΧΟΥ

Ο ήχος αποτελεί μηχανικό κύμα. Ένα τέτοιο κύμα για να διαδοθεί στον χώρο απαιτεί μία φυσική αλληλεπίδραση με το μέσο διάδοσης. Τα κύματα ακουστικής πίεσης μπορούν να ταξιδεύουν σε κατεύθυνση κάθετη προς την κατεύθυνση των σωματιδίων που μετατοπίζονται, με εξαίρεση σε ιστούς και υγρά όπου η διάδοση του ήχου έχει κυρίως την κατεύθυνση της κίνησης των σωματιδίων. Έτσι για τη διάδοση του μηχανικού κύματος υπάρχουν οι δύο διακριτοί μηχανισμοί: Ο διαμήκης και ο εγκάρσιος. Στα εγκάρσια κύματα η διεύθυνση της παραγωγής της ενέργειας είναι κάθετη, με χαρακτηριστικό παράδειγμα τα κύματα στην επιφάνεια του νερού. Διαμήκη χαρακτηρίζονται τα κύματα, στα οποία οι μεταβολές των κυματικών μεταβλητών γίνονται στην ίδια κατεύθυνση με την κατεύθυνση διάδοσης του κύματος. Τα διαμήκη κύματα είναι σημαντικά στη συμβατική απεικόνιση υπερήχων όπως θα αναλυθεί σε επόμενο κεφάλαιο καθώς και στην τεχνική Doppler<sup>1</sup>, ενώ τα εγκάρσια κύματα εμφανίζονται στην τεχνική της ελαστογραφίας διατμητικών κυμάτων. Ο ήχος είναι η απόρροια της μηχανικής ενέργειας που διασχίζει την ύλη ως ένα κύμα που παράγει εναλλασσόμενη συμπίεση και αραιώση στο διάβα του. Τα κύματα πίεσης πολλαπλασιάζονται με περιορισμένη φυσική μετατόπιση του υλικού μέσω του οποίου μεταδίδεται ο ήχος. Η γραφική παράσταση αυτών των αλλαγών στην πίεση εκφράζεται με μια ημιτονοειδή κυματομορφή (Εικόνα 1) στην οποία ο άξονας Y δείχνει την πίεση σε ένα δεδομένο σημείο και ο άξονας X τον χρόνο. Οι μεταβολές της πίεσης συναρτήσεως του χρόνου, καθορίζουν τις βασικές μονάδες μέτρησης του ήχου που περιγράφονται παρακάτω. Η απόσταση μεταξύ δύο αντίστοιχων κορυφών στην καμπύλη χρόνου-πίεσης (δύο μέγιστων ή δύο ελάχιστων) ορίζεται ως το μήκος κύματος ( $\lambda$ ). Το χρονικό διάστημα ( $T$ ) που απαιτείται για να εκτελεστεί μια πλήρης ταλάντωση, ή αλλιώς ο χρόνος που απαιτεί το κύμα για να διατρέξει ένα μήκος κύματος  $\lambda$ , ονομάζεται περίοδος. Ο αριθμός ενός πλήρους κύκλου στην μονάδα χρόνου είναι η συχνότητα ( $f$ ) του ήχου. Η συχνότητα και η περίοδος σχετίζονται μεταξύ τους αντιστρόφως. Εάν η περίοδος ( $T$ ) εκφράζεται σε δευτερόλεπτα:

$$f = 1 / T \quad \text{ή} \quad (1.1)$$

$$f = T \times \text{sec}^{-1} \quad (1.2)$$

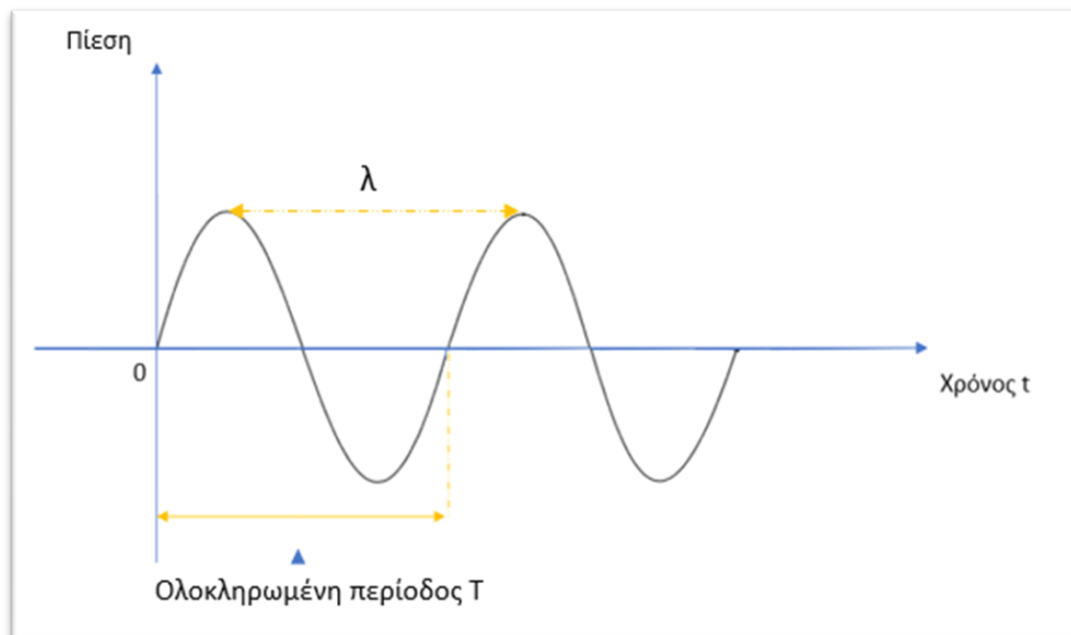
Η μονάδα ακουστικής συχνότητας είναι το Hertz (Hz).

$$1\text{Hz} = 1 \text{ κύκλος ανά δευτερόλεπτο.}$$

Ο υπέρηχος διαφέρει από τον ακουστικό ήχο μόνο ως προς τη συχνότητά του, και είναι από 500 έως 1000 φορές υψηλότερος από τον ήχο που μπορούμε να ακούσουμε. Οι ηχητικές

<sup>1</sup> Η απεικόνιση Doppler αποτελεί απεικόνιση πραγματικού χρόνου που παρέχει σημαντική πληροφορία για την μορφολογία, την ροή του αίματος και τυχόν ανωμαλίες στα αγγεία. Έτσι καθίσταται δυνατός ο προσδιορισμός της διεύθυνσης της αιματικής ροής, της ταχύτητας της αλλά και της αιμάτωσης ενός υπό εξέταση οργάνου.

συχνότητες που χρησιμοποιούνται για διαγνωστικές εφαρμογές κυμαίνονται συνήθως μεταξύ του εύρους 2 έως 15MHz, αν και οι συχνότητες έως 50 έως 60MHz βρίσκονται υπό διερεύνηση για ορισμένες εξειδικευμένες εφαρμογές απεικόνισης. Γενικότερα, οι συχνότητες που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση υπερήχων είναι υψηλότερες από αυτές που χρησιμοποιούνται για τη γνωστή τεχνική Doppler. Στην τεχνική αυτή το εύρος της ανακλώμενης ενέργειας από τους ιστούς, χρησιμοποιείται για τη δημιουργία εικόνας και οι μεταβολές της συχνότητας στο υπερηχογράφημα με οπίσθιο διασκορπισμό, παρέχουν πληροφορίες σχετικά με κινούμενους στόχους μέσα στο ανθρώπινο σώμα, όπως το αίμα. [1-4]



Εικόνα 1: Τα κύματα πίεσης πολλαπλασιάζονται όσο το υλικό μετατοπίζεται φυσικά με την διάδοση του ήχου. Οι αλλαγές στην πίεση εκφράζονται με την παραπάνω κυματομορφή. Στον άξονα X ο χρόνος και στον Y η πίεση.

Ο τύπος των κυμάτων εξαρτάται από το μέσο. Ο υπέρηχος διαδίδεται σε ένα υγρό ή αέριο ως διαμήκης κύμα ενώ σε στερεό όπως είναι το οστό, ο υπέρηχος μπορεί να μεταδοθεί τόσο ως διαμήκης όσο και ως εγκάρσιο κύμα. Στην τελευταία περίπτωση, τα σωματίδια κινούνται κάθετα προς την κατεύθυνση της διάδοσης όπως προαναφέρθηκε. Η ταχύτητα με την οποία τα κύματα πίεσης κινούνται διαμέσου του ιστού ποικίλλει σημαντικά και επηρεάζεται από τις φυσικές ιδιότητες του. Η ταχύτητα διάδοσης είναι ουσιαστικά ο ρυθμός με τον οποίο διαδίδεται το κύμα ή η ενέργεια στο εκάστοτε μέσο. Η συμπίεση επηρεάζεται από την πυκνότητα του μέσου και την ακαμψία ή την ελαστικότητά του. Στο σώμα, η ταχύτητα διάδοσης των διαμήκων κυμάτων μπορεί να θεωρηθεί σταθερή για έναν δεδομένο ιστό και δεν επηρεάζεται από τη συχνότητα ή το μήκος κύματος του ήχου. Αυτό έρχεται σε αντίθεση με τα εγκάρσια κύματα (διάτμησης) για τα οποία η ταχύτητα καθορίζεται από το συντελεστή Young, ένα μέτρο ακαμψίας ή ελαστικότητας του ιστού. Η ταχύτητα του ήχου, συμπερασματικά, εξαρτάται από την πυκνότητα και τη συμπιεστότητα του μέσου στο οποίο διαδίδεται. Για παράδειγμα, σε καθαρό νερό, είναι 1492 m/s (20 °C).

Η σχέση μεταξύ συχνότητας, ταχύτητας, και μήκους κύματος δίνεται από την παρακάτω σχέση:

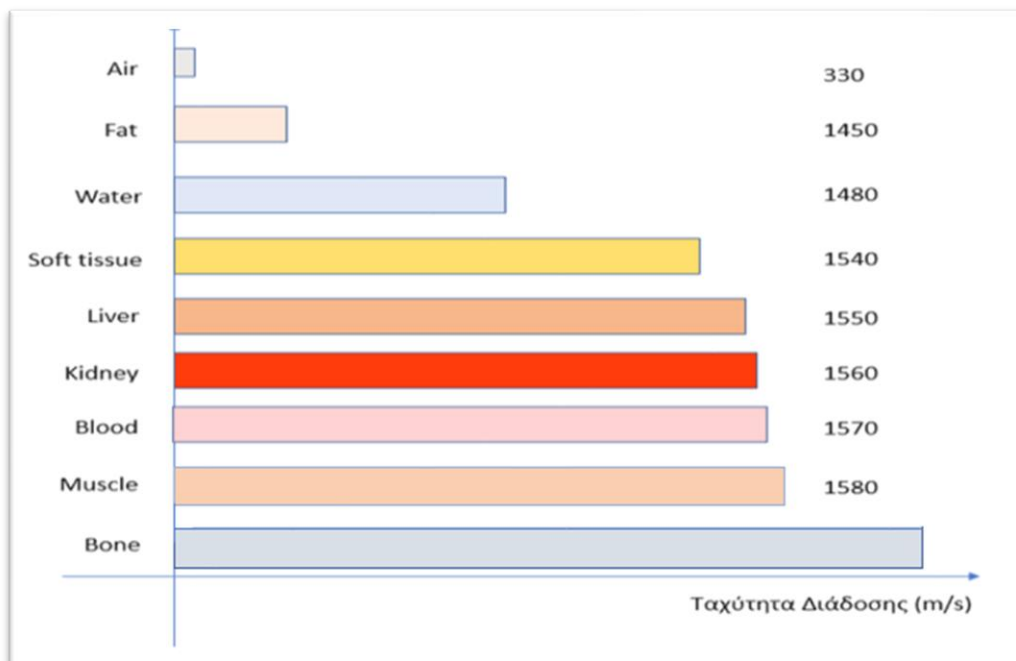
$$\lambda = c/f \quad (1.3)$$

Όπου λ: Μήκος κύματος (m)

C: Ταχύτητα διάδοσης κύματος (m/s)

f: Συχνότητα (Hz)

Όπως και στο νερό, ο υπέρηχος διαδίδεται σε μαλακό ιστό ως διαμήκης κύμα, με μέση ταχύτητα περίπου 1540 m / s (λιπώδης ιστός→1470 m / s, μυς→1570 m / s). Η διαμόρφωση εικόνων στους υπερήχους σχετίζεται με τη μέτρηση των αποστάσεων, που βασίζεται σε αυτήν την σχεδόν σταθερή ταχύτητα διάδοσης του κύματος. Η ταχύτητα με την οποία διαδίδεται ωστόσο στα οστά (περίπου 4000 m / s) (Εικόνα 2) είναι πολύ υψηλότερη και μπορεί να δημιουργήσει παραπλανητικά και ανεπιθύμητα αποτελέσματα στις εικόνες, τα οποία καλούνται ψευδενδείξεις. Η ενέργεια του υπερήχου ωστόσο δεν μπορεί να φτάσει στις περιοχές που βρίσκονται πίσω από τα οστά και επομένως οι εικόνες των υπερήχων εμφανίζουν σε αυτή την περιοχή μια μαύρη ζώνη, που ονομάζεται ακουστική σκιά (shadowing). Το μήκος κύματος (λ) του υπερήχου επηρεάζει την ανάλυση των εικόνων που μπορούν να ληφθούν, και όσο υψηλότερη είναι η συχνότητα (f), τόσο μικρότερο είναι το μήκος κύματος (λ) και τόσο καλύτερη η ανάλυση στην τελική εικόνα. Επομένως, η εξασθένηση είναι επίσης μεγαλύτερη όσο αυξάνεται η συχνότητα. (Η απορρόφηση του κύματος αυξάνεται ανάλογα με το  $\lambda^2$  του μέσου και συμβάλλει στην εξασθένηση της δέσμης του υπερήχου). [5-6]



Εικόνα 2: Διάφορες χαρακτηριστικές τιμές ταχύτητας διάδοσης στοιχείων.

<sup>2</sup> Το  $\lambda^2$  που αλλιώς ονομάζεται και συντελεστής εσωτερικής τριβής, είναι μια σταθερά υλικού που εξαρτάται άμεσα από το είδος του, τις διαμοριακές δυνάμεις που ασκούνται μεταξύ των στρωμάτων του, τη θερμοκρασία και τη σύσταση του. Στα υγρά, με αύξηση της θερμοκρασίας το  $\lambda^2$  μειώνεται ενώ στα αέρια παρατηρείται το αντίθετο.

### 1.1.2 ΑΚΟΥΣΤΙΚΗ ΕΜΠΕΔΗΣΗ

Οι ακουστικές ιδιότητες ενός μέσου ποσοτικοποιούνται στα πλαίσια της ακουστικής του σύνθετης αντίστασης ( $Z$ ) ή αλλιώς όπως ονομάζεται της ακουστικής του εμπέδησης, η οποία εκφράζει ένα μέτρο του βαθμού στο οποίο το μέσο εμποδίζει την κίνηση που συνοδεύει το ακουστικό κύμα. Εξαρτάται από την πυκνότητα του μέσου στο οποίο διαδίδεται το κύμα καθώς και από την ταχύτητα του ήχου σε αυτό. Όταν παρουσιάζεται μεγάλη διαφορά στις τιμές των ακουστικών εμπεδήσεων των ιστών που εξετάζονται, παρατηρείται ότι το ποσοστό της ανάκλασης της έντασης είναι μεγάλο και αυτό της διάδοσης, μικρό. Η ακουστική σύνθετη αντίσταση ή αλλιώς όπως ονομάζεται ακουστική εμπέδηση ( $Z$ ).

$$Z = \rho \times c = (\rho / K)^{1/2} \quad (1.4)$$

Όπου:  $\rho$ : πυκνότητα του μέσου μέσα στην οποία διαδίδεται ο ήχος

$c$ : ταχύτητα διάδοσης του ήχου σε αυτό το μέσο

$K$ : συμπιεστότητα του μέσου

Όταν οι ακουστικές εμπεδήσεις των υπό εξέταση δύο ιστών είναι μεταξύ τους ίσες, τότε η διάδοση της δέσμης αγγίζει το 100%. Στην επιφάνεια που διαχωρίζει τον μαλακό ιστό και τον αέρα, η αντανάκλαση φτάνει το 99% της ηχητικής έντασης. Όταν ο ήχος διασχίζει ένα απόλυτα ομοιογενές μέσο τότε δε συναντά διασυνδέσεις ώστε να προκληθεί η ανάκλαση του ήχου. Η σύνδεση ιστών ή υλικών με διαφορετικές φυσικές ιδιότητες παράγει ακουστική διεπαφή. Αυτές οι διασυνδέσεις είναι υπεύθυνες για την αντανάκλαση των μεταβλητών ποσοτήτων της προσπίπτουσας ηχητικής ενέργειας. Όταν ένας υπέρηχος διαπερνά έναν ιστό, με κατεύθυνση προς έναν άλλο ή συναντά ένα τοίχωμα αγγείου στο σώμα ή κύτταρα αίματος, τότε παρουσιάζεται ανάκλαση ενός μέρους της προσπίπτουσας ηχητικής ενέργειας. Το ύψος της ανάκλασης της δέσμης καθορίζεται από τη διαφορά στις ακουστικές σύνθετες αντιστάσεις των υλικών που σχηματίζουν τη διεπαφή. Όπως με την ταχύτητα διάδοσης, η ακουστική σύνθετη αντίσταση καθορίζεται από τις ιδιότητες των εμπλεκόμενων ιστών και είναι ανεξάρτητη από τη συχνότητα.

### 1.1.3 ΑΝΤΑΝΑΚΛΑΣΗ

Ο τρόπος με τον οποίο ο υπέρηχος αντανακλάται όταν χτυπά μια ακουστική διεπαφή μέσα στο ανθρώπινο σώμα, καθορίζεται από το μέγεθος και τα χαρακτηριστικά της επιφάνειας. Η ποσότητα ενέργειας που αντανακλάται από μια ακουστική διεπαφή μπορεί να εκφραστεί ως κλάσμα της προσπίπτουσας ενέργειας. Αυτό ονομάζεται συντελεστής ανάκλασης ( $R$ ) όπου για κάθε πρόσπτωση η ποσότητα της ανακλώμενης ενέργειας καθορίζεται από την ακόλουθη σχέση:

$$R = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2 \quad (1.5)$$

Όπου  $Z_1$  &  $Z_2$  : οι ακουστικές εμπεδήσεις των μέσων που σχηματίζουν τη διεπαφή

Οι περισσότεροι απόηχοι στο σώμα προέρχονται από μικρότερες διεπαφές εντός στερεών οργάνων. Σε αυτήν την περίπτωση, οι ακουστικές διεπαφές περιλαμβάνουν δομές με μεμονωμένες διαστάσεις πολύ μικρότερες από το μήκος κύματος του ήχου που προσπίπτει. Οι ηχώ από αυτές τις διεπαφές είναι διάσπαρτες προς όλες τις κατευθύνσεις. Τέτοιοι ανακλαστές καλούνται διάχυτοι ανακλαστές. Η καταστροφική παρεμβολή του ήχου που διασκορπίζεται από διάχυτους ανακλαστές, έχει ως αποτέλεσμα την παραγωγή στίγματος στον υπέρηχο, ένα χαρακτηριστικό της υφής του ιστού που εμφανίζεται στα στερεά όργανα. Για ορισμένες διαγνωστικές εφαρμογές, η φύση των ανακλαστικών δομών δημιουργεί σημαντικές συγχύσεις. Για παράδειγμα, τα περισσότερα τοιχώματα των αγγείων συμπεριφέρονται ως κατοπτρικοί ανακλαστές, που απαιτούν τον ήχο σε γωνία  $90^\circ$  για καλύτερη απεικόνιση, ενώ η απεικόνιση Doppler απαιτεί γωνία μικρότερη από  $90^\circ$  μεταξύ της δέσμης του ήχου και του ιστού. [4,5]

#### 1.1.4 ΔΙΑΘΛΑΣΗ

Όταν ο ήχος περνά μέσα από έναν ιστό με μία ακουστική ταχύτητα διάδοσης, σε έναν άλλο ιστό με υψηλότερη ή χαμηλότερη ταχύτητα ήχου, παρατηρείται μια αλλαγή στην κατεύθυνση του ηχητικού κύματος. Αυτή η αλλαγή στην κατεύθυνση της διάδοσης ονομάζεται διάθλαση και περιγράφεται από τον παρακάτω μαθηματικό τύπο, γνωστός ως ο νόμος του Snell:

$$\sin\theta_1/\sin\theta_2 = c_1/c_2 \quad (1.6)$$

Όπου  $\theta_1$  : η γωνία πρόσπτωσης του ήχου που πλησιάζει τη διεπαφή

$\theta_2$  είναι η γωνία διάθλασης

$c_1$  &  $c_2$  : οι ταχύτητες διάδοσης του ήχου στα μέσα που σχηματίζουν τη διεπαφή.

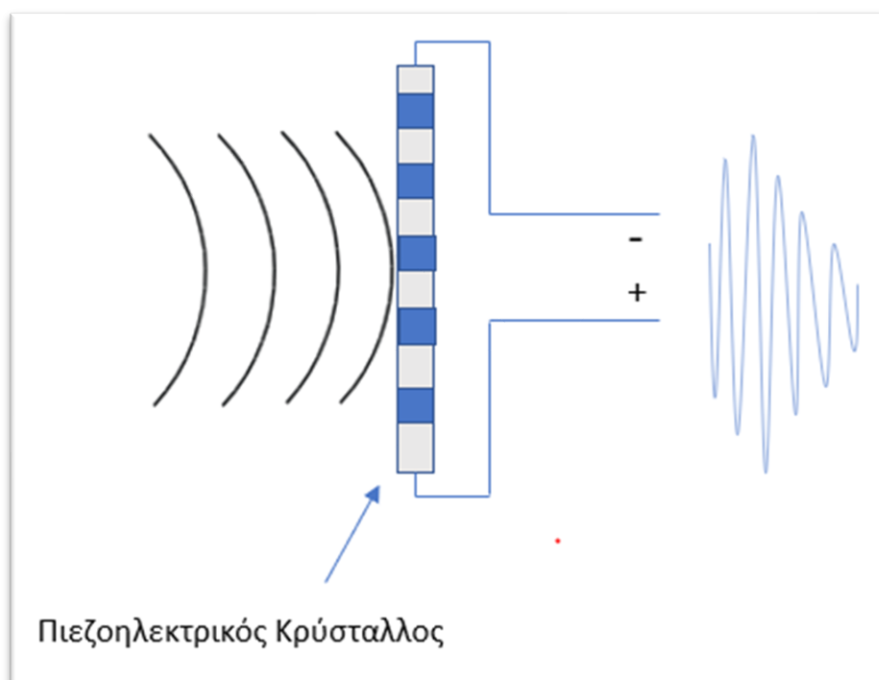
Η διάθλαση είναι μια ιδιαίτερα σημαντική διαδικασία καθώς αποτελεί μια αιτία εσφαλμένης καταχώρησης μιας δομής σε μια εικόνα υπερήχων. Εάν ο ήχος έχει διαθλασθεί, η ηχώ που ανιχνεύεται μπορεί να προέρχεται από διαφορετικό βάθος ή τοποθεσία από την εικόνα που εμφανίζεται στην οθόνη. Εάν υπάρχει υποψία για αυτό, αυξάνοντας την γωνία σάρωσης έτσι ώστε να είναι κάθετη προς τη διεπαφή μπορούμε να προκαλέσουμε ελαχιστοποίηση της ψευδένδειξης. [5,6]

## 1.2 ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

### 1.2.1 ΠΙΕΖΟΗΛΕΚΤΡΙΚΟ ΦΑΙΝΟΜΕΝΟ



Το φαινόμενο αυτό αποτελεί τον ακρογωνιαίο λίθο του υπερήχου. Τα υπερηχητικά κύματα παράγονται ουσιαστικά από τους κεραμικούς κρυστάλλους που παρουσιάζουν πιεζοηλεκτρικές ιδιότητες (πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι) και αποτελούν την καλύτερη βάση για παραγωγή και ανίχνευση υπερηχητικών κυμάτων. [7-10] Χιλιάδες τέτοιοι κρύσταλλοι βρίσκονται προσδεμένοι σε ένα από τα στρώματα της μπροστινής επιφάνειας του ηχοβολέα και συνδέονται με την υπερηχογραφική συσκευή μέσω του καλωδίου του ηχοβολέα. Όταν ένα ηλεκτρικό ρεύμα εφαρμοστεί σε έναν από αυτούς του κρυστάλλους, τότε αυτός αρχίζει να δονείται (τα πολωμένα μόρια του ευθυγραμμίζονται με το ηλεκτρικό πεδίο) προκαλώντας ηχητικό κύμα με συχνότητα μεταξύ 1.5-8MHz. Συμπερασματικά λοιπόν οι κρύσταλλοι μετατρέπουν την ηλεκτρική σε μηχανική ενέργεια. (Εικόνα 3) Επίσης μπορεί να συμβεί και το αντίθετο, δηλαδή οι κρύσταλλοι να χτυπηθούν από τα ανακλώμενα υπερηχητικά κύματα άρα να ξεκινήσουν να δονούνται και οι μηχανικές αυτές δονήσεις να μετατραπούν σε ηλεκτρικό ρεύμα το οποίο στέλνεται πίσω στην συσκευή του υπερήχου όπου το ηλεκτρικό σήμα με την ανάλογη επεξεργασία μεταφράζεται σε εικόνα. [5]



Εικόνα 3: Σχέδιο συστοιχίας πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων που ανιχνεύουν ένα ηχητικό κύμα που προσπίπτει στην επιφάνεια τους

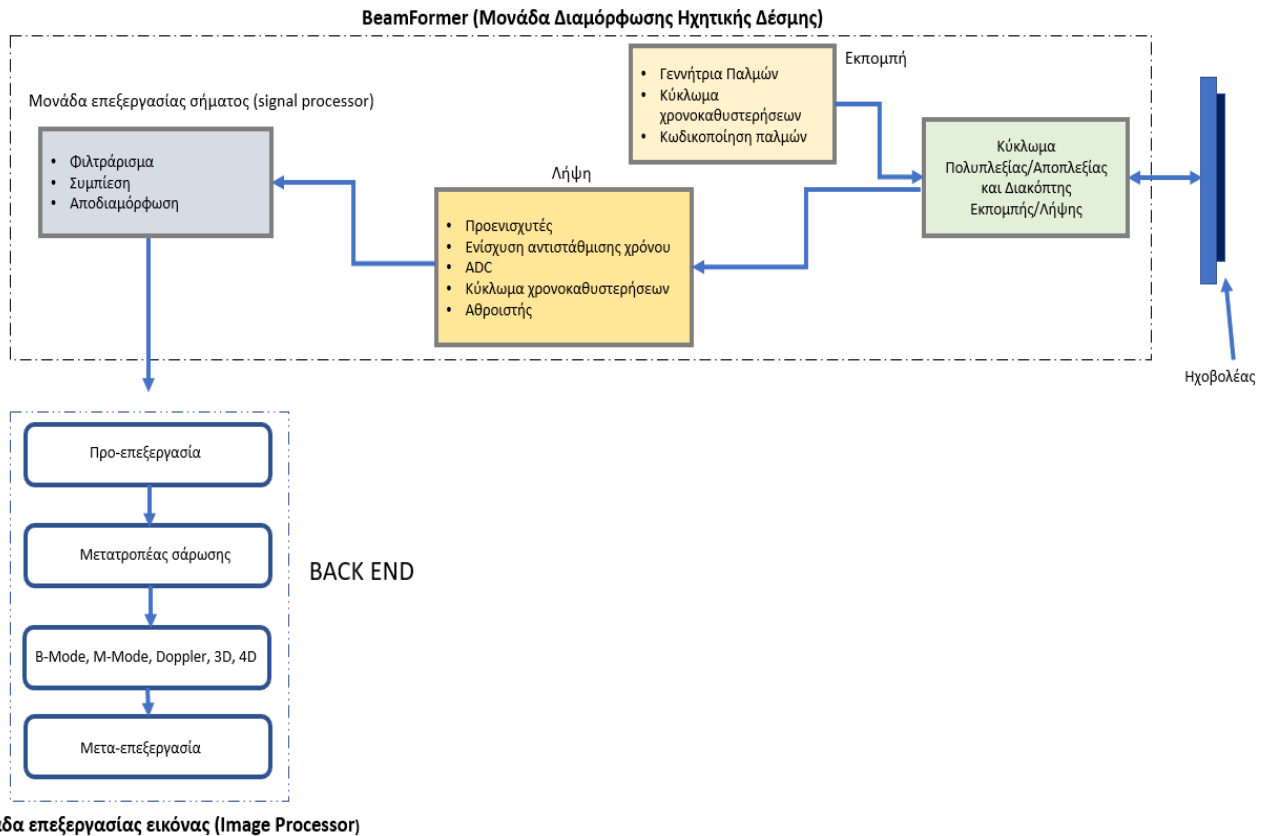
### 1.2.2 ΟΡΓΑΝΟΛΟΓΙΑ ΥΠΕΡΗΧΟΥ

Οι διαγνωστικές ιατρικές συσκευές υπερήχων χρησιμοποιούν κύματα με εύρος συχνοτήτων από 1 έως 15MHz όταν η ανθρώπινη ακοή περιορίζεται σε τιμές κάτω από αυτό το εύρος, που εκτείνεται από 20Hz έως 20.000Hz. Το μεταδιδόμενο κύμα υπερήχων, διαδίδεται στον ιστό κυρίως με τη μορφή σειριακής αλληλουχίας μικρών παλμών, όπου τα κύματα ανακλώνται και επιστρέφουν στην ηχοβολέα με την μορφή ηχούς. Το σήμα της ηχούς αρχικά ενισχύεται και φιλτράρεται σε μια αναλογική αλυσίδα επεξεργασίας και στη συνέχεια

πραγματοποιείται ψηφιακή επεξεργασία του σήματος χρησιμοποιώντας έναν ADC μετατροπέα. Το λαμβανόμενο αυτό σήμα υψηλής συχνότητας (που ονομάζεται RF - ραδιοσυχνότητα) είναι σήμα διαμορφωμένο κατά πλάτος και φάση του κύματος και αποδιαμορφωμένο ώστε να διατηρήσει συχνότητα βάσης. Το αποδιαμορφωμένο σήμα της ηχούς επιδέχεται περαιτέρω επεξεργασία ανάλογα με την εκάστοτε εφαρμογή.

Οι υπερηχοτομογράφοι είναι πολύπλοκες και εξελιγμένες συσκευές απεικόνισης, αλλά όλες αποτελούνται από τα ακόλουθα στοιχεία με την βοήθεια των οποίων εκτελούνται βασικές λειτουργίες: (Εικόνα 4)

- Μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης (Beamformer Unit) που βρίσκεται στο Front-End τμήμα του υπερήχου. Η μονάδα αυτή επικοινωνεί με τον ηχοβολέα (ο οποίος στέλνει και λαμβάνει τα ηχητικά κύματα) μέσω του καλωδίου του. Ελέγχει το σχήμα και την κατεύθυνση της δέσμης του υπερήχου καθώς επίσης και το μοτίβο σάρωσης που θα χρησιμοποιηθεί από τον χειριστή. Τέλος διαχωρίζεται σε δύο βασικούς τομείς, την εκπομπή της ηχητικής δέσμης (transmit) και τη λήψη ηχητικής δέσμης (receive).
- Μονάδα επεξεργασίας όπου διαιρείται σε δύο τμήματα, αυτό της επεξεργασίας σήματος και αυτό της εικόνας. Στο τμήμα που επεξεργάζεται το σήμα πραγματοποιείται η μετατροπή των τάσεων των ανακλώμενων ηχώ σε ψηφιακό σήμα (Signal processing unit) ενώ στο επόμενο τμήμα της επεξεργασίας της εικόνας, γίνεται η μορφοποίηση πολλών δεδομένων γραμμών σάρωσης σε εικόνα (Image processing unit). Ο επεξεργαστής σημάτων λαμβάνει τα ενισχυμένα σήματα από το δέκτη και πραγματοποιεί λειτουργίες όπως φιλτράρισμα, ανίχνευση πλάτους και συμπίεση σήματος. Το φιλτράρισμα αφαιρεί τον ανεπιθύμητο θόρυβο και ελέγχει επίσης το εύρος ζώνης του σήματος. Μόλις τα σήματα διαπεράσουν τον επεξεργαστή σήματος, τροφοδοτούνται προς τον επεξεργαστή της εικόνας. Ο επεξεργαστής αυτός εκτελεί λειτουργίες όπως μετατροπή των δεδομένων γραμμών σάρωσης σε διαστάσιμες εικόνες. Η ικανότητα του μετατροπέα σάρωσης να επεξεργάζεται ταχέως τα χιλιάδες δεδομένα γραμμής σάρωσης που λαμβάνονται κάθε δευτερόλεπτο από τον ηχοβολέα, επιτρέπει την εκτέλεση της δυναμικής απεικόνισης υπερήχων σε πραγματικό χρόνο.
- Μονάδα απεικόνισης (Display Unit). Ένας αριθμός στατικών εικόνων που έχουν ληφθεί και επεξεργαστεί προηγουμένως από τις μονάδες επεξεργασίας που προαναφέρθηκαν, αποστέλλονται τώρα στην οθόνη για να προσφέρουν δυναμικό υπέρηχο με απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο.
- Μονάδα αποθήκευσης (Storage Unit). Οι εικόνες που παρουσιάζονται στην οθόνη του υπερήχου μπορούν να σταλούν σε μια εξωτερική συσκευή όπως είναι ο θερμαντικός εκτυπωτής. Με την επιλογή παγώματος της εικόνας στην οθόνη (freeze) μπορεί να ληφθεί μόνο μία στατική εικόνα η οποία αποθηκεύεται στη μνήμη. Τα πολυάριθμα δεδομένα εικόνες που διατηρούνται και αποθηκεύονται μπορούν να ανασυρθούν οποιαδήποτε στιγμή στην οθόνη του υπερήχου.



Εικόνα 4: Δομή ενός υπερηχογραφικού συστήματος

Η μονάδα διαμόρφωσης της ηχητικής δέσμης με την οποία θα ασχοληθούμε κυρίως στο επόμενο κεφάλαιο, όπως αναφέρθηκε συνοπτικά παραπάνω, παράγει την ηλεκτρική τάση, η οποία συμβάλλει στην κίνηση των κρυστάλλων της ηχοβόλου κεφαλής, προσδιορίζει την συχνότητα και την ένταση των παραγόμενων παλμών, είναι υπεύθυνη για την εστίαση και την κατεύθυνση της δέσμης και διαμορφώνει μέσω της εξομάλυνσης του πλάτους, το σχήμα και την τελική μορφή της δέσμης. Κατά την λήψη της δέσμης, προκαλεί ενίσχυση και συνδυασμό(μέσω συγκεκριμένων διεργασιών, βλ. ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2) των σημάτων που λαμβάνονται από κάθε κρύσταλλο, τις ηχώ, ελέγχει και αντισταθμίζει την εξασθένιση και τέλος επεξεργάζεται το σήμα που παράγεται ώστε να το μετατρέψει εν συνεχεία σε εικόνα στην έξοδο(οθόνη του υπερήχου). [11-13]

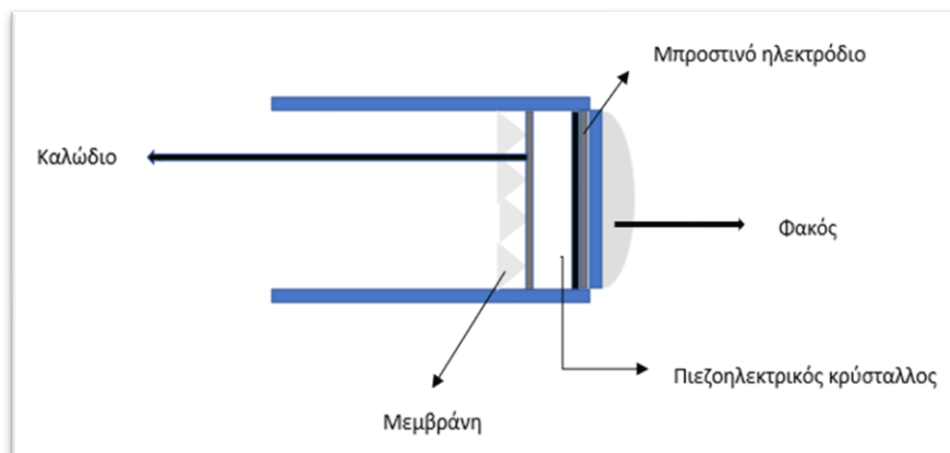
### 1.3 ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ ΥΠΕΡΗΧΟΥ

Οι μετατροπείς υπερήχων ή όπως είναι ευρέως γνωστοί, οι ηχοβόλες κεφαλές, αποτελούν αναμφισβήτητα ένα από τα πιο σημαντικά μέρη ενός υπερηχογράφου αφού αποτελούν το σημείο «συνάντησης» μεταξύ του μηχανήματος και του σώματος του ασθενούς. Στις περισσότερες διαγνωστικές εφαρμογές, ο υπέρηχος εκπέμπεται με την μορφή εξαιρετικά μικρών παλμών, τόσο μικρών, όσο μια στενή δέσμη ακτίνας laser. Όταν δεν εκπέμπει παλμό, ο ίδιος ο πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος, μπορεί να λειτουργήσει ως δέκτης. Ο μετατροπείας δημιουργεί και εκπέμπει το υπερηχητικό σήμα, λαμβάνει και μετατρέπει ύστερα την

πληροφορία σε ηλεκτρικό παλμό (οι παλμοί υπερήχων πρέπει να βρίσκονται σε απόσταση μεταξύ τους ώστε να επιτρέπεται στον ήχο να ταξιδεύει στον υπό εξέταση ιστό και να επιστρέφει πριν από την αποστολή του επόμενου παλμού) και μετατρέπει την ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική και αντίστροφα με την βοήθεια του πιεζοηλεκτρικού φαινομένου που περιεγράφηκε σε προηγούμενο υποκεφάλαιο.

Μια τυπική δομή ενός ηχοβολέα περιγράφεται παρακάτω: (Εικόνα 5)

1. Εξωτερικό περίβλημα με εργονομική σχεδίαση σύμφωνα με τη διάταξη των κρυστάλλων.
2. Πιεζοηλεκτρική συστάδα
3. Ηχοδιαπερατή μεμβράνη που αποτελεί το μέσο εκπομπής και λήψης των υπερήχων
4. Καλώδιο μεταφοράς ηλεκτρικών σημάτων που συνδέει τον ηχοβολέα με την συσκευή των υπερήχων
5. Ειδικό στρώμα απορροφητικού υλικού που χρησιμοποιείται για να συντομεύει τον χρόνο δόνησης του κρυστάλλου, δηλαδή την διάρκεια του ηλεκτρικού παλμού
6. Στρώμα συνδετικού υλικού των κρυστάλλων με χρυσά ή ασημένια ηλεκτρόδια
7. Ακουστικός φακός που χρησιμεύει στην εστίαση και στην αποκοπή των ανακλάσεων που προκαλούν οι ηλεκτρικοί παλμοί κατά την επιστροφή τους



Εικόνα 5: Δομή ενός ηχοβολέα

Ο αριθμός, το μέγεθος, το σχήμα και η διάταξη των στοιχείων του ηχοβολέα ποικίλλουν ανάλογα με τον τύπο και την εφαρμογή του, αλλά αυτά θα εξεταστούν λεπτομερώς σε επόμενο κεφάλαιο στο οποίο συζητείται κάθε τύπος ηχοβολέα και η εξάρτησή του από την διαμόρφωση της δέσμης στον υπέρηχο.[14]

Η πηγή των ηλεκτρικών παλμών, δηλαδή ο ηχοβολέας, ενεργοποιείται με εφαρμογή υψηλού πλάτους τάσης (στους πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους). Στους υπερήχους, που είναι και το αντικείμενο που πραγματεύεται η παρούσα εργασία, ο εν λόγω μετατροπέας, ουσιαστικά μετατρέπει την ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική και το αντίστροφο. Σε διαγνωστικά συστήματα υπερήχων ο μετατροπέας εξυπηρετεί τις δύο ακόλουθες λειτουργίες:

- μετατροπή της ηλεκτρικής ενέργειας που παρέχεται από τον πομπό στους ακουστικούς παλμούς που κατευθύνονται στο σώμα του ασθενούς και

- χρησιμεύει ως δέκτης των ανακλώμενων ηχώ, μετατρέποντας τις αλλαγές ασθενών πιέσεων σε ηλεκτρικά σήματα για επεξεργασία

Οι μετατροπείς υπερήχων χρησιμοποιούν την πιεζοηλεκτρικότητα, μια αρχή που ανακαλύφθηκε από τους Pierre και Jacques Curie το 1880. Τα πιεζοηλεκτρικά υλικά έχουν τη μοναδική ικανότητα να ανταποκρίνονται στη δράση ενός ηλεκτρικού πεδίου αλλάζοντας σχήμα. Έχουν επίσης την ιδιότητα να παράγουν ηλεκτρικά δυναμικά όταν συμπιέζονται. Η αλλαγή της πολικότητας μιας τάσης που εφαρμόζεται στον μετατροπέα αλλάζει το πάχος του, το οποίο διαστέλλεται και συστέλλεται αναλόγως. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία μηχανικών κυμάτων πίεσης που μπορούν να μεταδοθούν στο σώμα. Η πιεζοηλεκτρική επίδραση οδηγεί επίσης στη δημιουργία μικρών δυναμικών κατά μήκος του ηχοβολέα, όταν τα κύματα προσκρούουν σε ιστούς παράγοντας επαναλαμβανόμενες ηχώ. Οι θετικές πιέσεις προκαλούν μια μικρή πολικότητα σε ολόκληρο τον ηχοβολέα. Αυτές οι μικροσκοπικές αλλαγές πολικότητας και οι σχετικές τάσεις που παράγονται, είναι η πηγή όλων των πληροφοριών που υποβάλλονται σε επεξεργασία για τη δημιουργία της τελικής εικόνας υπερήχου. [15]

Όταν ο ηχοβολέας διεγείρεται από την εφαρμογή μιας διαφοράς τάσης στους κρυστάλλους του, δονείται και έτσι προκύπτει ένα εύρος ή αλλιώς όπως ονομάζεται μια ζώνη συχνοτήτων. Ο πομπός δηλαδή ο ηχοβολέας, ελέγχει επίσης τον ρυθμό των παλμών που εκπέμπονται από ή τη συχνότητα επανάληψης παλμού (PRF)<sup>3</sup>. Η προτιμώμενη συχνότητα που παράγεται από έναν ηχοβολέα καθορίζεται από την ταχύτητα διάδοσης του υλικού και το πάχος του. Γενικά, όσο μικρότερος είναι ο παλμός υπερήχων που παράγεται από τον ηχοβολέα, τόσο μεγαλύτερο είναι το εύρος ζώνης. Τα περισσότερα σύγχρονα ψηφιακά συστήματα υπερήχων χρησιμοποιούν τεχνολογία ευρείας ζώνης. Αυτό είναι σημαντικό επειδή κάθε ιστός στο σώμα έχει μια χαρακτηριστική απόκριση στον υπέρηχο μιας δεδομένης συχνότητας και διαφορετικοί ιστοί αποκρίνονται διαφορετικά σε διαφορετικές συχνότητες.

Το μήκος ενός παλμού υπερήχων καθορίζεται από τον αριθμό των εναλλασσόμενων αλλαγών τάσης που εφαρμόζονται στον ηχοβολέα. Για συσκευές υπερήχου συνεχούς κύματος (CW), εφαρμόζεται σταθερό εναλλασσόμενο ρεύμα στον ηχοβολέα, και η εναλλασσόμενη πολικότητα παράγει ένα συνεχές κύμα υπερήχων. Για την απεικόνιση, εφαρμόζεται μία μόνο, σύντομη αλλαγή τάσης, με αποτέλεσμα να δονείται στην προτιμώμενη του συχνότητα. Για απεικόνιση, είναι επιθυμητά τα μικρά μήκη παλμού επειδή οι μεγαλύτεροι παλμοί έχουν ως αποτέλεσμα χαμηλότερη αξονική ανάλυση. Οι παλμοί υπερήχων διαδίδονται μέσα στο σώμα, αντανακλώνται, διαθλώνται, και τέλος απορροφώνται σύμφωνα με τις βασικές ακουστικές αρχές που αναφέρθηκαν παραπάνω. Οι παλμοί που παράγονται από τον ηχοβολέα έχουν ως αποτέλεσμα μια σειρά μετωπικών κυμάτων που σχηματίζουν μια τρισδιάστατη (3D) δέσμη υπερήχων. Τα χαρακτηριστικά αυτής της δέσμης επηρεάζονται από την παρέμβαση των κυμάτων πίεσης, την καμπυλότητα της μπροστινής επιφάνειας του ηχοβολέα και τους ακουστικούς φακούς που χρησιμοποιούνται για τη διαμόρφωση της δέσμης. [16-20]

<sup>3</sup> Το PRF αποτελεί την συχνότητα μεταξύ των παλμών είναι σημαντικό για τον προσδιορισμό του βάθους, σύμφωνα με το οποίο μπορούμε να καταλήξουμε σε σημαντικά δεδομένα των τρόπων απεικόνισης. Για την απεικόνιση, το PRF λαμβάνει τιμές από 1 έως 10kHz, με χρονικό διάστημα που διαρκεί από 0,1 έως 1 mms μεταξύ των παλμών.

### 1.3.1 ΕΙΔΗ ΗΧΟΒΟΛΕΩΝ

- I. Ηχοβολέας γραμμικής διάταξης (Linear probe) : Αποτελείται από πλήθος κρυστάλλων οι οποίοι είναι διατεταγμένοι σε ευθεία σειρά. Οι ηχοβολείς τέτοιου τύπου είναι κατάλληλοι για εφαρμογές απεικόνισης επιφανειακών περιοχών του ανθρώπινου σώματος. (πχ θυρεοειδής αδένας). Λειτουργούν με εφαρμογή ηλεκτρικών παλμών στους πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους ξεκινώντας από το ένα άκρο της ομάδας των στοιχείων του ηχοβολέα, προχωρώντας σειριακά προς το άλλο.
- II. Ηχοβολέας κοίλης διάταξης(Convex): Αυτού του τύπου οι ηχοβολείς, είναι διατεταγμένοι στην σειρά και διατηρούν κοίλο σχήμα. Χρησιμοποιούνται για απεικόνιση σε με δομές μεγαλύτερου βάθους(πχ εξετάσεις άνω και κάτω κοιλίας, γυναικολογικές εξετάσεις)
- III. Ηχοβολέας φασικής συστοιχίας (Phased Array): Οι κρύσταλλοι διεγείρονται συνολικά, και όχι όπως προηγουμένως κατά ομάδες, με κατάλληλες καθυστερήσεις οι οποίες εφαρμόζονται διαδοχικά σε όλα τα στοιχεία από την μια πλευρά προς την άλλη. Παράγουν μια τομεακή δέσμη, και η επιφάνεια επαφής του μετατροπέα είναι μικρή αλλά προσφέρει μεγάλο πεδίο εξέτασης. Η διάταξη σε αυτή την περίπτωση, αποτελείται από μία συστοιχία επιμέρους μικρών ενεργών στοιχείων. Το βασικό χαρακτηριστικό είναι ότι κάθε επιμέρους στοιχείο μπορεί να λειτουργήσει είτε μεμονωμένα είτε συνδυαστικά με τα γειτονικά του στοιχεία. Η κύρια διαφορά της διάταξης αυτής σε σχέση με αυτή της γραμμικής, είναι η χρήση πολλαπλών στοιχείων που δίνει τη δυνατότητα της ηλεκτρονικής διαμόρφωσης της δέσμης (beam forming), της εστίασης σε συγκεκριμένες περιοχές (beam focusing) αλλά και την καθοδήγηση της κατεύθυνσης διάδοσης (beam steering). Ουσιαστικά η δυνατότητα του ηχοβολέα φασικής συστοιχίας να χρησιμοποιεί τα επιμέρους στοιχεία με διαφορετική σειρά ή σε ελάχιστα διαφορετικούς χρόνους τον κάνει να λειτουργεί σαν ομάδα πολλαπλών συνδυαστικών ηχοβολέων, σε μία διάταξη. Εκτενέστερα θα αναφερθούμε σε επόμενο κεφάλαιο.

### 1.3.2 ΥΛΙΚΟ ΚΑΤΑΣΚΕΥΗΣ ΗΧΟΒΟΛΟΥ ΚΕΦΑΛΗΣ

Το υλικό κατασκευής μια ηχοβόλου κεφαλής είναι είτε φυσικό είτε συνθετικό. Τα κριτήρια και οι προϋποθέσεις σύμφωνα με τις οποίες επιλέγονται τα εκάστοτε υλικά για την κατασκευή παρατίθενται παρακάτω:

1. Ο υψηλός συντελεστής ηλεκτρομηχανικής σύζευξης. Προσδιορίζει τον βαθμό στον οποίο η ηλεκτρική ενέργεια μετατρέπεται σε μηχανική και αντίστροφα
2. Οι τιμές ακουστικής εμπέδησης να μην απέχουν πολύ από αυτές των ιστών ώστε να έχουμε καλύτερη διάδοση των ακουστικών κυμάτων μέσω του ηχοβολέα
3. Μεγάλη διηλεκτρική σταθερά
4. Οι χαμηλές ηλεκτρικές και μηχανικές απώλειες
5. Η πιεζοηλεκτρική σταθερά συμπίεσης
6. Ο χαμηλός θερμοκρασιακός συντελεστής

7. Το μικρό πάχος κρυστάλλου, ώστε να υπάρχει δυνατότητα να τοποθετηθεί μεγαλύτερος αριθμός σε μικρότερο εμβαδόν
8. Η σταθερά συχνότητας-πάχους που επιλέγεται.

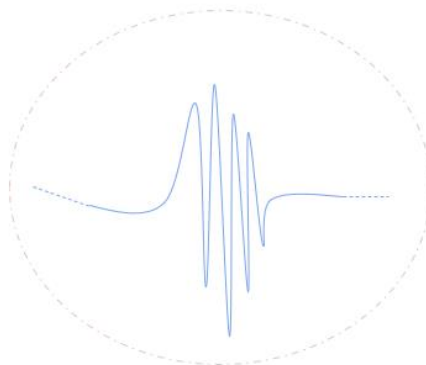
Τα Φυσικά Πιεζοηλεκτρικά Υλικά χρησιμοποιήθηκαν στην κατασκευή των ηχοβολέων επί σειρά ετών προτού αντικατασταθούν σταδιακά από τα συνθετικά πιεζοηλεκτρικά υλικά. Συνήθως κατασκευάζονται από τεχνητό κεραμικό υλικό όπως είναι ο τιτανικός ζirkονικός μόλυβδος. Το πάχος του υλικού (συνήθως 0,1-1 mm) καθορίζει τη συχνότητα των υπερήχων. Οι συνθετικές πιεζοηλεκτρικές επιφάνειες αποτελούνται από πολυμερή υλικά που συγκρατούν λεπτές δομές πιεζοηλεκτρικών κεραμικών στοιχείων. Τα συνθετικά υλικά συνδυάζουν κεραμικά και πολυμερή υλικά ώστε να βελτιώσουν την ηλεκτρομηχανική ζεύξη των υλικών, να προσφέρουν υψηλή απόδοση ηλεκτρομηχανικής μετατροπής, ακουστική εμπέδηση πλησιέστερη σε αυτή των ιστών, υψηλή σταθερότητα και χαμηλές ηλεκτρικές και μηχανικές απώλειες.

#### 1.4 ΤΡΟΠΟΙ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΣΤΗΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ

Στην συνέχεια θα αναφερθούμε στους πιο κοινούς τρόπους απεικόνισης ( display modes) που έχουν αναπτυχθεί, την Α-σάρωση(**A-mode**), την Μ-σάρωση(**M-mode**) και την Β-σάρωση(**B-mode**).

##### ➤ **A-σάρωση(A-mode)**

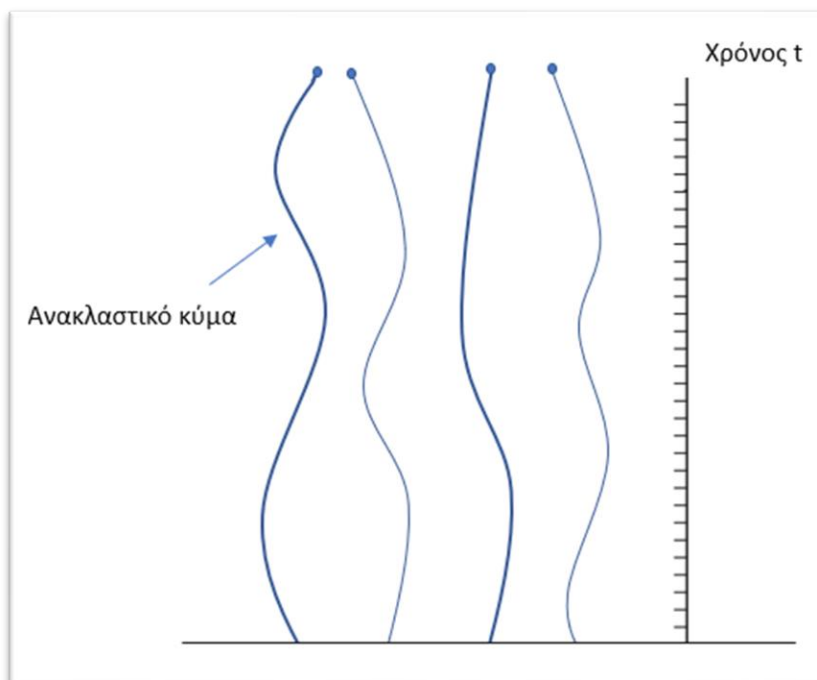
Ο απλούστερος εκ των δύο τρόπων είναι η Α-σάρωση. Αρχικά η απεικόνιση της επεξεργασμένης πληροφορίας γινόταν ως συνάρτηση του βάθους. Αυτός ο τρόπος απεικόνισης είναι γνωστός ως A-mode, όπου το Α αναφέρεται στο πλάτος. (Εικόνα 6) Οι σύγχρονοι υπερηχογράφοι περιλαμβάνουν επιλογή απεικόνισης με A-mode, το οποίο χρησιμοποιείται ως εργαλείο για την μέτρηση της απόστασης, με σημαντική εφαρμογή σε μετρήσεις του μεγέθους της καρδιάς. Τα δεδομένα απεικονίζονται σε ένα διάγραμμα που αποτελείται από το πλάτος του κύματος και τον χρόνο επιστροφής της δέσμης, στον κατακόρυφο και στον οριζόντιο άξονα αντίστοιχα. Συνήθως, ο τρόπος αυτός σάρωσης, χρησιμοποιείται για να παρουσιάσει τα δεδομένα σε συνδυασμό με κάποιον άλλον τρόπο απεικόνισης. [17]



Εικόνα 6: Η ηχώ που λαμβάνεται από ένα ηχοβολέα μπορεί να παρουσιαστεί με τη μορφή επαρμάτων σε έναν παλμογράφο με ύψος ανάλογο προς την ένταση της ηχούς.

➤ **M-σάρωση(M-mode)**

Αν εξασφαλιστούν αρκετές A-σαρώσεις από την ίδια διεύθυνση και απεικονιστούν σε μία στήλη, ή μια δίπλα την άλλη, τότε έχουμε πληροφορία για την κίνηση. Ο τρόπος απεικόνισης αυτός είναι γνωστός ως M-mode. Εδώ, στον οριζόντιο άξονα έχουμε πάλι τον χρόνο ενώ στον κατακόρυφο το βάθος. Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιήθηκε αρκετά κατά τα πρώτα χρόνια εμφάνισης των ιατρικών υπερήχων στην καρδιολογία. Τα σύγχρονα υπερηχητικά συστήματα παρέχουν πλέον δυσδιάστατη 2D απεικόνιση της περιοχής ενδιαφέροντος του ιστού. Αυτό συμβαίνει με την αποστολή εστιασμένων σημάτων, διαδοχικά σε διαφορετικές περιοχές και με απόκτηση πολλών A-σαρώσεων που καλύπτουν όλη την περιοχή ενδιαφέροντος. Αυτές οι σαρώσεις στην συνέχεια ενώνονται και δημιουργούν την τελική εικόνα. (Εικόνα 7)

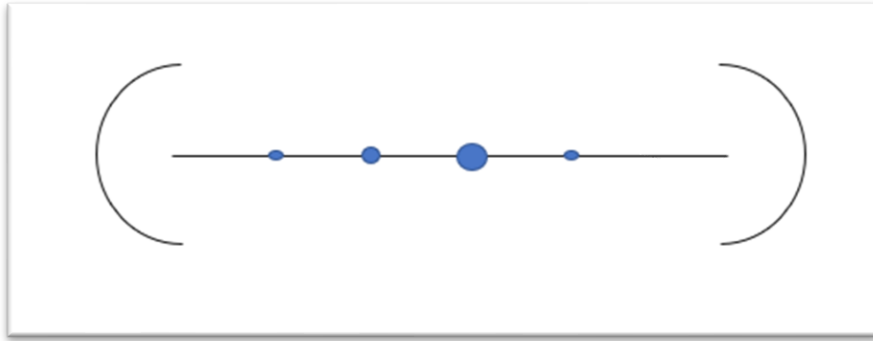


Εικόνα 7: Αν το ανακλώμενο αντικείμενο κινείται με την πάροδο του χρόνου, τότε οι κηλίδες κινούνται εμπρός ή πίσω κατά μήκος του ίχνους του παλμογράφου. Έτσι, αν το ίχνος καταγράφεται σε μια γραμμή, θα ληφθεί ένα διάγραμμα γραμμής όπου οι καμπύλες υποδηλώνουν την κίνηση των ανακλαστικών κυμάτων ως συνάρτηση του χρόνου.

➤ **B-σάρωση(B-mode)**

Δεδομένα που δεν υπάρχουν ανάμεσα σε διαδοχικές A-σαρώσεις δημιουργούνται με παρεμβολή. Τα τελικά δεδομένα μετατρέπονται σε ορθογώνιες συνιστώσες (μετατροπή σάρωσης) και απεικονίζονται. Πρόκειται για απεικόνιση 2D, σε κλίμακα τόνων του γκρι, με ένταση τόνου που αυξάνεται ή μειώνεται ανάλογα με το σήμα ανακλώμενο σήμα που φτάνει στον ηχοβολέα και αποτελεί τον ευρέως χρησιμοποιούμενο τρόπο απεικόνισης στην υπερηχογραφία. Αυτός ο τρόπος απεικόνισης αναφέρεται ως B-mode και είναι ο βασικός τρόπος απεικόνισης των ανατομικών εικόνων. [21-26](Εικόνα 8)





Εικόνα 8: Η δέσμη που προέρχεται από τον ηχοβολέα σαρώνει έναν στόχο, μετακινούμενη παλινδρομικά με σταθερή γωνιακή ταχύτητα, με αποτέλεσμα να παράγεται μια τομογραφική εικόνα σε πραγματικό χρόνο, δηλαδή μια δισδιάστατη εικόνα.

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2

### 2.1 ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΣΤΗΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ

#### 2.1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η διαμόρφωση της δέσμης μπορεί να χαρακτηριστεί ίσως ως η πιο κρίσιμη τεχνική που χρησιμοποιείται στην υπερηχογραφία, υπεύθυνη για τον συνεκτικό συνδυασμό των ανακλάσεων του ήχου από τους ιστούς που οδηγεί στον σχηματισμό της τελικής εικόνας. Ο διαμορφωτής δέσμης (Beamformer) αποτελεί ουσιαστικά τον «κινητήρα» του συστήματος υπερήχου. Ο διαμορφωτής:

- Παράγει, εστιάζει και οδηγεί την δέσμη του υπερήχου.
- Κατευθύνει ή εστιάζει τον ηχοβολέα σε ένα σήμα που προέρχεται από ένα συγκεκριμένο σημείο, που ονομάζεται εστιακό σημείο.
- Βελτιώνει την αντίθεση, την χωρική διακριτική ικανότητα και την αναλογία του σήματος προς τον θόρυβο της εικόνας του υπερήχου.
- Περιορίζει, όσο το δυνατόν περισσότερο τις παρεμβολές (Θόρυβος)
- Βελτιώνει τον ρυθμό σάρωσης του υπερήχου (Frame rate<sup>4</sup>), ο οποίος περιορίζεται εξαιτίας της επαναληπτικής διαδικασίας του ελέγχου κάθε γραμμής.

Η διαμόρφωση δέσμης στην απεικόνιση εικόνας του υπερήχου είναι ένα στάδιο που επιδρά σημαντικά στην ποιότητα της τελικής εικόνας που λαμβάνουμε, καθώς όπως αναφέρθηκε παραπάνω, αποτελεί διαδικασία η οποία μπορεί να ελέγξει την ανάλυση της εικόνας και την αντίθεση. Η ποιότητα της εικόνας επηρεάζεται από το σχήμα της δέσμης. Η ψηφιακή διαμόρφωση δέσμης αποτελεί ένα από τα ισχυρότερα υπολογιστικά συστήματα στα σύγχρονα συστήματα των υπερήχων. Η διαμόρφωση της δέσμης προσφέρει την δυνατότητα ακρόασης και ακουστικοποίησης των δεδομένων που έχουν καταγραφεί, αποτελεί μια τεχνική ακουστικής απεικόνισης που μας επιτρέπει ίσως να πούμε, ότι «κάνει τον ήχο ορατό» [26-29]

Παραδοσιακά το σύστημα διαμόρφωσης της δέσμης το οποίο και εξετάζουμε στην παρούσα διπλωματική εργασία, υποστηρίζεται από ενσύρματες αρχιτεκτονικές (π.χ. ολοκληρωμένα κυκλώματα ειδικού σκοπού (ASICs) ή πιο πρόσφατα, από συστοιχία επιτόπια προγραμματιζόμενων πυλών, (FPGAs).

- Το FPGA είναι ένα ολοκληρωμένο ψηφιακό κύκλωμα σε μορφή τσιπ, που αποτελείται εσωτερικά από διαμορφωμένα λογικά κυκλώματα (προγραμματιζόμενες ομάδες λογικής, τυποποιημένες πύλες, απαριθμητές, καταχωρητές μνήμης). Οι φυσικές διασυνδέσεις του μπορούν να μετασχηματιστούν εσωτερικά ώστε να προσαρμόζονται σε κάθε επιθυμητή λογική λειτουργία.

<sup>4</sup> Η αντίστροφη χρονική διαδικασία από αυτήν της παραγωγής μιας εικόνας υπερήχου. Δηλαδή το αντίστροφο του χρόνου που απαιτείται για την εκπομπή και την επιστροφή μιας δέσμης από τον στόχο, πίσω στον ηχοβολέα.

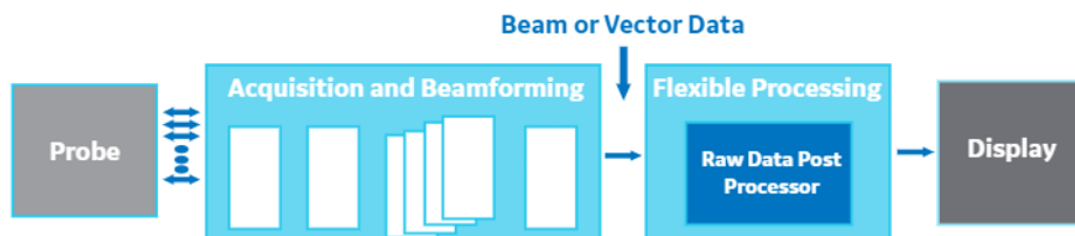
- Από την άλλη τα συστήματα ASIC, είναι κατασκευασμένα σε επίπεδο πυριτίου ώστε να πραγματοποιούν τις επιθυμητές λειτουργίες και περιλαμβάνουν μόνο την απαραίτητη λογική για τον σκοπό για τον οποίο σχεδιάστηκαν πρωταρχικά. Τα συστήματα αυτά είναι σαφώς πιο ακριβά στην σχεδίαση και την ανάπτυξη τους αλλά προσφέρουν κέρδος όταν παράγονται σε μεγάλες ποσότητες. Τα συστήματα ASIC χρησιμοποιούνται σε συστήματα φασικής συστοιχίας και στόχος είναι ο υπολογισμός της εξόδου του σήματος σε δύο διαφορετικά χρονικά διαστήματα.

Λόγω της πρόσφατης όμως τάσης των προγραμματιζόμενων επεξεργαστών να εξελίσσονται σε συστήματα πολλών πυρήνων, ενδέχεται να υπάρχει η δυνατότητα, αυτό το ισχυρό υπολογιστικό ψηφιακό σύστημα διαμόρφωσης της δέσμης, να στηριχτεί σε λογισμικό, μια σύγχρονη τεχνική, που θα συναντήσουμε σε επόμενο κεφάλαιο. (Εικόνα 9)

Κάποιος μπορεί να περιηγηθεί στις διάφορες τεχνικές διαμόρφωσης που αναλύονται λεπτομερώς στην συνέχεια, έχοντας ως πυξίδα την ακόλουθη ερώτηση:

Ποια χαρακτηριστικά απεικόνισης είναι περισσότερο σημαντικά και απαραίτητα για την συγκεκριμένη εφαρμογή που με αφορά, και ποια είναι αυτά που μπορώ να θυσιάσω;

Στην ουσία, δεν υπάρχει η απόλυτη προσέγγιση σε αυτό το ερώτημα που τίθεται, καθώς η απάντηση εξαρτάται αποκλειστικά από το τι είναι αυτό που θέλει κάποιος να δει στην εικόνα. Αναλόγως με την εφαρμογή για την οποία χρησιμοποιεί ο καθένας την συσκευή του υπερήχου, αποφασίζει ποια τεχνική θα επιλέξει, σύμφωνα με το βάθος διείδυσης που επιθυμεί να πετύχει και την ανάλυση. [30-34]



Εικόνα 9: Παραδοσιακή διαδικασία διαμόρφωσης δέσμης. Πηγή: Η άδεια χρήσης της παραπάνω εικόνας δόθηκε από το νομικό τμήμα της General Electric Healthcare

## 2.2 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

Οι μέθοδοι που ακολουθούνται για την εστίαση μιας σειράς στοιχείων προς μια συγκεκριμένη κατεύθυνση ή ένα σημείο στον χώρο, είναι γνωστές ως διαμόρφωση δέσμης και ελέγχουν την ποιότητα της διαγνωστικής απεικόνισης. Στην απεικόνιση αυτή, ο σχεδιασμός της δέσμης έχει να κάνει με την χωρική κατανομή του πλάτους του πεδίου της πίεσης στην περιοχή του ενδιαφέροντος και τον συνδυασμό των λαμβανόμενων σημάτων με

σκοπό την δημιουργία εικόνων. Η ευρέως χρησιμοποιούμενη, απλή αλλά ισχυρή μέθοδος διαμόρφωσης δέσμης επάνω στην οποία βασίστηκαν οι υπόλοιπες για να εξελιχθούν, είναι αυτή της τυπικής καθυστέρησης και αθροίσματος (DAS) που θα αναλυθεί εκτενέστερα στο υπόλοιπο του κεφαλαίου, και συνίσταται στην καθυστέρηση και στάθμιση των ανακλώμενων ηχώ (αυτών που λαμβάνουμε μετά από την μετάδοση της δέσμης) προτού αυτές αθροιστούν. Μέχρι στιγμής, η απλότητα και οι δυνατότητες απεικόνισης που προσφέρει σε πραγματικό χρόνο την καθιστούν μια από τις πιο αναγνωρισμένες τεχνικές διαμόρφωσης της δέσμης στον υπέρηχο.

Η εξίσωση που χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό τιμών μετάδοσης και λήψης των καθυστερήσεων σε ένα σημείο-στόχο προς εξέταση σημειώνεται παρακάτω:

$$T_r = 1/c * [(x_i - x_{fp})^2 + z_{fpi}^2 - R_{fpi}]^{1/2} \quad (2.1)$$

Όπου c: ταχύτητα του ήχου

$T_r$ : τιμή μετάδοσης ή λήψης καθυστέρησης

$x_{fp}, z_{fp}$ : οι συντεταμένες του σημείου εστίασης

$R_{fpi}$ : Η απόσταση από το σημείο προέλευσης ή από το κέντρο φάσης ως το σημείο εστίασης

Το κεντρικό σημείο του ηχοβολέα βρίσκεται σε μια θέση  $x_0, y_0, z_0$  και η απόσταση του στο υπό εξέταση σημείο  $r_c$ , εκφράζεται ως:

$$r_c = [(x_0 - x_f)^2 + (y_0 - y_f)^2 + (z_0 - z_f)^2]^{1/2} \quad (2.2)$$

Το επίκεντρο μπορεί να είναι ένα από τα παρακάτω:

- Σταθερό σημείο στον χώρο. Πχ. ένα εστιακό σημείο μετάδοσης
- Σημείο που κινείται με την ταχύτητα του ήχου, c, με το μέτωπο κύματος του μεταδιδόμενου παλμού όπως στη δυναμική εστίαση<sup>5</sup>.
- Σημείο που αντιστοιχεί σε ένα εικονοστοιχείο της εικόνας η οποία σχηματίζεται με μια προσέγγιση συνθετικού ανοίγματος

---

<sup>5</sup> Δυναμική εστίαση είναι η λειτουργία καθυστέρησης του σήματος που λαμβάνεται από κάθε στοιχείο λήψης του ηχοβολέα, με μια καθυστέρηση που ισούται με τον χρόνο που απαιτείται από το σήμα για να φτάσει στο απαιτούμενο σημείο και ύστερα να αντανakλαστεί πίσω στον ηχοβολέα. Αυτό συνεπάγεται ότι η εστίαση του ηχοβολέα αλλάζει δυναμικά με κάθε εστιακό σημείο.

## 2.3 Η ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

### 2.3.1 ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ, ΦΑΣΗ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΚΑΙ ΛΗΨΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

Το ενδιαμέσο ανάμεσα στον υπέρηχο και τον εξεταζόμενο είναι ο ηχοβολέας, από τον οποίο παράγονται οι αλληλουχίες παλμών και γίνεται και η λήψη του ανακλώμενου σήματος, μέσω κατάλληλης διέγερσης πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων.

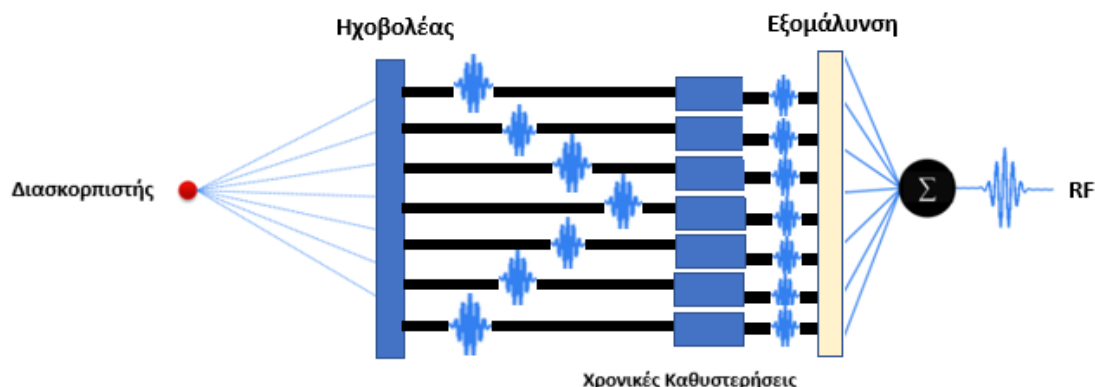
Πιο αναλυτικά η ομάδα πιεζοηλεκτρικών στοιχείων του ηχοβολέα που μετατρέπει τους ηλεκτρικούς παλμούς που προέρχονται από τον πομπό σε ακουστική δέσμη, δονείται, παράγοντας έναν μικρό παλμό ο οποίος διαγράφει μια ευθεία γραμμή. Κάθε παλμός παράγει χιλιάδες ηχώ καθώς ταξιδεύει μέσα στο ανθρώπινο σώμα και συναντά τις διεπαφές του ιστού. Οι ιστοί παρουσιάζουν μεταξύ τους διαφορετικές ακουστικές σύνθετες αντιστάσεις ή όπως ονομάζονται εμπεδήσεις, με αποτέλεσμα να προκαλούν ανακλάσεις των ηχώ οι οποίες καταφτάνουν στον ηχοβολέα, προκαλώντας όπως αναφέρθηκε, την δόνηση των πιεζοηλεκτρικών στοιχείων, τα οποία βρίσκονται σε λειτουργία ακρόασης. Υποθέτοντας μια σταθερή ταχύτητα σε μαλακούς ιστούς, το σύστημα μπορεί να εντοπίσει αυτές τις ηχώ και να στείλει έναν δεύτερο παλμό κατά μήκος μιας δεύτερης γραμμής με την προηγούμενη και ούτω καθ' εξής μέχρις ότου να σχηματιστεί η τελική εικόνα. Μια εικόνα ανανεώνεται περίπου 30 φορές ανά δευτερόλεπτο. Οι παλμοί χάνουν ενέργεια καθώς διασχίζουν τις διεπαφές του ιστού και μέρος της ενέργειας αυτής αντανακλάται πίσω στον ηχοβολέα με την μορφή ηχούς. Η εναπομένουσα ενέργεια κυμάτων συνεχίζει την πορεία της δημιουργώντας επιπλέον ηχώ μέχρις ότου η αρχική ενέργεια να καταναλωθεί πλήρως. Επειδή, όπως αναφέρθηκε, οι ιστοί του ανθρώπινου σώματος παρουσιάζουν διαφορετικές ακουστικές ιδιότητες, οπότε η σχετική ηχώ που παράγεται σε κάθε περίπτωση ποικίλλει. Οι ιστοί που δημιουργούν ηχώ υψηλού πλάτους θα εμφανιστούν εντονότερα στην οθόνη. Αντιθέτως εκείνοι που παράγουν ηχώ μικρότερου πλάτους εμφανίζονται αχνά. Κάθε στοιχείο του ηχοβολέα, συνδέεται με έναν αναλογικό σε ψηφιακό μετατροπέα (ADC) ακολουθούμενο από ένα ψηφιακό κανάλι διαμόρφωσης δέσμης. Μετά την ολοκλήρωση της αναλογικής ρύθμισης, τα σήματα που λαμβάνονται από τα κανάλια του ηχοβολέα, ψηφιοποιούνται από τους μετατροπείς ADC, έτσι ώστε να μπορεί να πραγματοποιηθεί ψηφιακή διαμόρφωση δέσμης. Μετά από την διαμόρφωση, εφαρμόζεται η αποδιαμόρφωση ώστε να αφαιρεθεί ο φορέας της συχνότητας των λαμβανόμενων υπερηχητικών δεδομένων για την εξαγωγή των σύνθετων δεδομένων βασικής ζώνης. Τα δεδομένα της βασικής ζώνης μεταφέρονται στο πίσω άκρο του συστήματος υπερήχων (Back-end) όπου η επεξεργασία σήματος και εικόνας πραγματοποιείται για διάφορες τεχνικές υπερήχων (π.χ., B-mode, έγχρωμο Doppler, φασματικό Doppler και ελαστογραφία) πριν από την εμφάνιση.[35-38]

Ο παλμός ενός υπερήχου μεταδίδεται από έναν ηχοβολέα (διαδικασία μετάδοσης) ο οποίος όπως αναφέρθηκε παραπάνω αποτελείται από μια σειρά μικρών πιεζοηλεκτρικών στοιχείων. Κάθε στοιχείο μπορεί να μεταδώσει και να λάβει παλμούς υπερήχων ανεξάρτητα από τα υπόλοιπα στοιχεία. Όταν πολλαπλά στοιχεία μεταδίδουν ταυτόχρονα, τα συνδυασμένα κύματα πίεσης παράγουν ένα μοτίβο παρεμβολών. Η διαμόρφωση δέσμης, που αποτελεί και το θέμα της παρούσας έρευνας, είναι ουσιαστικά η διαδικασία ελέγχου της καθυστέρησης του εκπεμπόμενου παλμού για κάθε στοιχείο του ηχοβολέα προκειμένου να επιτευχθεί η μέγιστη εστίαση στον στόχο. Η διαδικασία αυτή ξεκινά όταν ένα τμήμα στοιχείων του ηχοβολέα, το λεγόμενο παράθυρο, υποβάλλεται σε ένα ηλεκτρικό σήμα, παράγοντας με αυτό τον τρόπο ένα κύμα, το οποίο ταξιδεύει στο μέσο. Η παραπάνω διαδικασία αντιστοιχεί στην μετάδοση του παλμού. Η διαμόρφωση πραγματοποιείται και κατά την λήψη του

σήματος όμως, όπου ο ηχοβολέας δρα ως δέκτης (παθητική φάση), καταγράφει την πίεση από το στοιχείο που επιστρέφει σε αυτόν και προσκρούει στην επιφάνεια του και την μετατρέπει σε ηλεκτρικό σήμα, ώστε να λάβει τα σήματα που εξέπεμψε προηγουμένως η περιοχή ενδιαφέροντος. Οι ηχώ φθάνουν στα κανάλια<sup>6</sup> του ηχοβολέα σε διαφορετικούς χρόνους ανάλογα με τη θέση του σημείου στόχου και τη θέση του στοιχείου στον ηχοβολέα. Οι παλμοί που αντανakλώνται πίσω στον πομποδέκτη ηχοβολέα, θα προσκρούσουν τα μεμονωμένα στοιχεία του και θα καταγραφούν σε ελαφρώς διαφορετικούς χρόνους ανάλογα με την προέλευσή τους. Το κεντρικό στοιχείο λαμβάνει την ηχώ από το σημείο στόχου νωρίτερα από τα μη κεντρικά στοιχεία, και τα δύο ακραία στοιχεία, λαμβάνουν την ηχώ τελευταία. Εφαρμόζοντας μια κατάλληλη χρονική καθυστέρηση σε κάθε κανάλι (π.χ.  $t$  για το κεντρικό στοιχείο), οι ληφθείσες ηχώ ευθυγραμμίζονται κατάλληλα προτού αθροισθούν συνεκτικά. Όσο περισσότερο καθυστερήσει ένα σήμα να επιστρέψει στον ηχοβολέα, από μεγάλο βάθος δηλαδή, τόσο περισσότερο θα ενισχυθεί στην διαδρομή που θα διασχίσει. Εκεί λοιπόν εμφανίζεται η διάταξη ενίσχυσης αντιστάθμισης χρόνου TGC, η οποία εξισορροπεί ουσιαστικά τα πλάτη από τις ηχώ που ανακλώνται από διαφορετικά βάθη. Στα σύγχρονα συστήματα, κάθε κανάλι (στοιχείο) του ηχοβολέα παρουσιάζει την δική του χρονική καθυστέρηση και εξομάλυνση του πλάτους (apodization). Ο διαμορφωτής δέσμης καθυστερεί λοιπόν τα σήματα από κάθε κανάλι (στοιχείο) έτσι ώστε τα σήματα που παράγονται από παλμούς που προέρχονται κατά μήκος της δέσμης, να συγχρονίζονται. Η καθυστέρηση αυτή έχει ως αποτέλεσμα να επιτυγχάνεται υψηλότερη αναλογία σήματος προς θόρυβο (SNR) και καλύτερη χωρική ανάλυση, οδηγώντας σε βελτιωμένη ποιότητα εικόνας. Για υψηλής ποιότητας διαμόρφωση δέσμης, τα δεδομένα υπερήχων πρέπει να έχουν καλή χρονική ανάλυση, η οποία απαιτεί όμως και πολύ υψηλής συχνότητας μετατροπείς ADC. Λόγω της μη πρακτικότητας αυτής της απαίτησης, χρησιμοποιείται ένας αλγόριθμος διαμόρφωσης δέσμης για την επίτευξη μιας καλής ανάλυσης καθυστέρησης (πριν αθροιστεί) μέσω παρεμβολής δεδομένων υπερήχων. Στο σύστημα εκπομπής και λήψης συμπεριλαμβάνεται μια διάταξη πολυπλεξίας/αποπλεξίας (MUX/DEMUX), υπεύθυνη για την απλοποίηση του συστήματος εκπομπής και λήψης. Αυτή της πολυπλεξίας είναι υπεύθυνη για την συλλογή των γραμμών εισόδου και την κατεύθυνση τους προς την έξοδο, δηλαδή την οθόνη. Ο αποπλέκτης αντίστοιχα ασχολείται με την πληροφορία που συλλέγεται στην είσοδο του και την κατευθύνει προς τις εξόδους του. Προτού ληφθούν δείγματα αναλογικών ηχητικών σημάτων από τους μετατροπείς ADC (π.χ. στα 40 MHz), σειρά έχει το φιλτράρισμα ώστε να αυξήσει την ανάλυση της χρονικής καθυστέρησης που απαιτείται για την διαδικασία διαμόρφωση δέσμης όπως αναφέρθηκε παραπάνω. Μετά την παρεμβολή, στα δείγματα θα έχει εφαρμοστεί καλύτερη ανάλυση χρόνου και θα επιλεγεί έτσι ένα κατάλληλο δείγμα ανάλογα με την καθυστέρηση για κάθε κανάλι. Αφού επιλεγούν τα κατάλληλα δείγματα από όλα τα κανάλια, τότε αθροίζονται ώστε να σχηματίσουν ένα εστιασμένο δείγμα, με υψηλές συχνότητες RF στην περιοχή των ραδιοκυμάτων του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος, καθιστώντας τους συγχρονισμένους παλμούς, ισχυρότερους, και τους μη συγχρονισμένους παλμούς πιο εξασθενημένους. (Εικόνα 10) Με αυτόν τον τρόπο, ο διαμορφωτής δέσμης εστιάζει τα σήματα που προέρχονται από τη δέσμη. Η διαδικασία της λήψης της δέσμης, όπως περιεγράφηκε παραπάνω είναι κατά κάποιον τρόπο το αντίστροφο της διαμόρφωσης της δέσμης μετάδοσης. Μια σημαντική διαφορά είναι ότι κατά τη μετάδοση του παλμού, είναι δυνατή η εστίαση σε ένα μόνο σημείο, ενώ κατά τη λήψη, η καθυστέρηση μπορεί να ρυθμιστεί δυναμικά για να εστιάσει σε όλα τα σημεία κατά μήκος της δέσμης. Δεδομένου ότι

<sup>6</sup> Κάθε γραμμή μεταξύ ενός κρυστάλλου, του ενισχυτή της τάσης των παλμών και του συστήματος χρονοκαθυστέρησης καλείται κανάλι εκπομπής

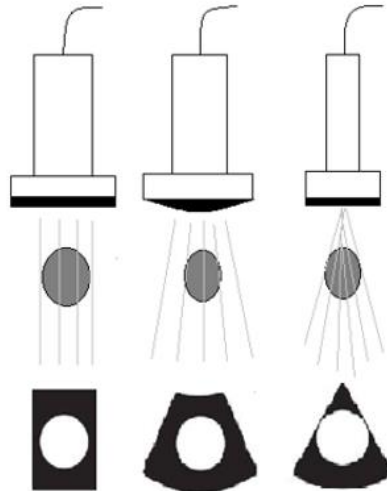
τα εστιασμένα δείγματα RF εξακολουθούν να περιέχουν το σήμα φορέα, αποδιαμορφώνονται για να παράγουν τα σύνθετα δεδομένα βάσης για επεξεργασία στο πίσω μέρος του υπερήχου(Back-end)



Εικόνα 10: Σχηματικό διάγραμμα απεικόνισης 7 καναλιών. Αρχή διαμόρφωσης δέσμης. Η δέσμη μεταδίδεται από τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία του ηχοβολέα, εφαρμόζονται καθυστερήσεις σε κάθε κανάλι προτού τα σήματα αθροιστούν και δώσουν το τελικό σήμα στην έξοδο.

## 2.4 ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ

Οι διαμορφωτές δέσμης διατίθενται σε μια ευρεία ποικιλία μεγεθών και δυνατοτήτων. Η μεταβλητότητα που παρουσιάζουν προέρχεται από τους διαφορετικούς τύπους ηχοβόλων κεφαλών που υποστηρίζουν. Η σύνθεση της συστοιχίας του εκάστοτε ηχοβολέα παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στην δυναμική εστίαση και στην ηλεκτρονική διαμόρφωση. Ο τρόπος με τον οποίο η δέσμη διαμορφώνεται και σαρώνεται μέσω του σώματος του ασθενούς, με διαφορετικούς τύπους σαρωτή θα παρουσιαστεί στο παρόν κεφάλαιο. Οι συχνότερες συστοιχίες που χρησιμοποιούνται είναι γραμμικές, καμπυλόγραμμες ή φασικές. Οι σημαντικές διακρίσεις πηγάζουν από την μέθοδο της καθοδήγησης της δέσμης που χρησιμοποιείται σε καθ' έναν από τους τύπους των προαναφερθέντων ηχοβολέων. Για τους γραμμικούς και καμπυλόγραμμους ηχοβολείς, η καθοδήγηση της δέσμης επιτυγχάνεται με επιλογή μιας ομάδας στοιχείων των οποίων η θέση καθορίζεται από το κέντρο φάσης της δέσμης. Σε αντίθεση με τους γραμμικούς και καμπυλόγραμμους ηχοβολείς, οι ηχοβολείς φασικής συστοιχίας απαιτούν από τον διαμορφωτή της δέσμης, να την κατευθύνει με ένα μη ρυθμισμένο σύνολο πιεζοηλεκτρικών στοιχείων (Εικόνα 11). Αυτή η απαίτηση εισάγει σημαντικές διαφορές στην πολυπλοκότητα έναντι των γραμμικών και καμπυλόγραμμων συστοιχιών.



Εικόνα 11: Μορφή γραμμικής, καμπυλόγραμμης και φασικής συστοιχίας

#### 2.4.1 ΓΡΑΜΜΙΚΟΣ ΗΧΟΒΟΛΕΑΣ & ΗΧΟΒΟΛΕΑΣ ΚΑΜΠΥΛΟΓΡΑΜΜΗΣ ΣΥΣΤΟΙΧΙΑΣ ΣΤΗΝ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ

##### ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΣΥΣΤΟΙΧΙΑ

Ένας από τους πιο κοινούς τύπους κεφαλής είναι η γραμμική συστοιχία. Οι γραμμικές συστοιχίες, των οποίων τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία είναι διατεταγμένα σε ευθεία γραμμή, προσφέρουν ένα λεπτό ορθογώνιο οπτικό πεδίο, γεγονός που συμβάλλει στην διατήρηση του πλάτους κοντά στον ηχοβολέα και επομένως είναι ιδιαίτερα κατάλληλοι όταν η περιοχή ενδιαφέροντος βρίσκεται σε μικρό βάθος. (π.χ. λαϊμός, άκρα, αρτηρίες, φλέβες).

##### ΚΑΜΠΥΛΟΓΡΑΜΜΗ ΣΥΣΤΟΙΧΙΑ

Εδώ η σειρά των πιεζοηλεκτρικών στοιχείων κατά μήκος της μπροστινής όψης του ηχοβολέα σχηματίζει μια καμπύλη, τέτοια ώστε το πεδίο θέασης του, να καταλήγει σε τομεακό και με αύξηση του βάθους, να διευρύνεται. Το είδος θέασης αυτό, έχει ως αποτέλεσμα την απώλεια ποιότητας στην εικόνα σε βάθος, αλλά το κέρδος σε όγκο/μέγεθος πεδίου εξέτασης. Τα συστήματα φασικής συστοιχίας (phased array, που θα περιγραφούν στην συνέχεια) είναι τα πλέον κατάλληλα για τομεακή σάρωση, αλλά οι ηχοβολείς καμπυλόγραμμης συστοιχίας επιτρέπουν στους κατασκευαστές να προσφέρουν ηχοβολείς τομεακής σάρωσης, χωρίς όμως να χρειάζεται να ενσωματώσουν τα εξειδικευμένα ηλεκτρονικά συστήματα που απαιτούν οι αντίστοιχοι ηχοβολείς φασικής συστοιχίας. Ωστόσο, η κυρτότητα της καμπυλόγραμμης επιφάνειας του εν λόγω μετατροπέα, σε ορισμένες περιπτώσεις όπου απαιτείται η επίπεδη επιφάνεια ενός ηχοβολέα συστοιχίας διαφοράς φάσης, τον καθιστά ακατάλληλο για χρήση. Η διαμόρφωση της δέσμης με ηχοβολείς τέτοιου τύπου, λειτουργεί με παραγωγή κατάλληλων καθυστερήσεων εστίασης καθώς και διεύθυνση της δέσμης σύμφωνα με το στοιχείο που θα επιλεγεί. Τέτοιου είδους οπτικά πεδία, χρησιμοποιούνται στην γυναικολογία και στην μαιευτική

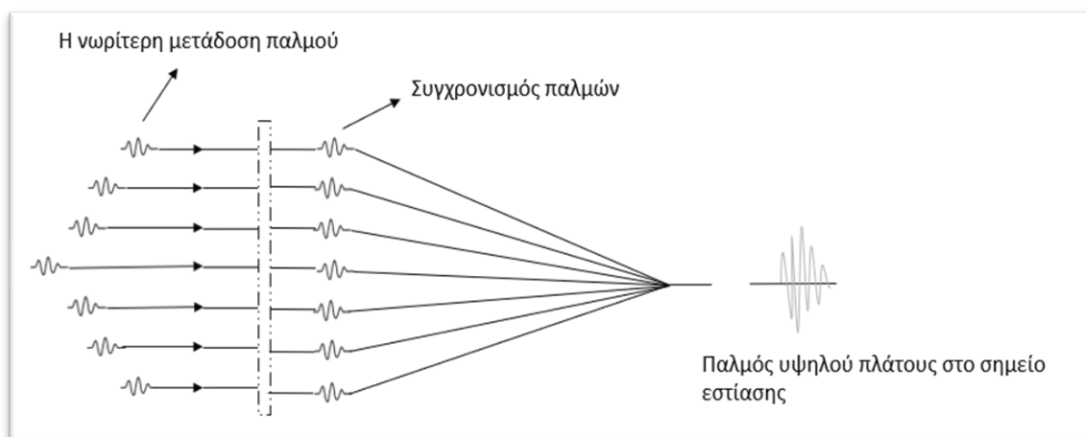


## ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΚΑΙ ΚΟΙΝΑ ΣΗΜΕΙΑ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΔΥΟ ΤΥΠΩΝ ΗΧΟΒΟΛΕΩΝ

Οι καμπυλόγραμμες συστοιχίες λειτουργούν, ως προς την μέθοδο της εστίασης και της σάρωσης, με τον ίδιο τρόπο όπως οι γραμμικές, αλλά διαφέρουν στο ότι η σειρά των πιεζοηλεκτρικών στοιχείων κατά μήκος της μπροστινής όψης του ηχοβολέα σχηματίζει μια καμπύλη, και όχι μια ευθεία γραμμή. Μοιράζονται το ίδιο όφελος από ένα ευρύ πεδίο προβολής που προσφέρει η επιφάνεια, αλλά παρουσιάζουν το πρόσθετο πλεονέκτημα ότι ο τομέας της προβολής διευρύνεται ως προς το βάθος. Επομένως, είναι δημοφιλείς για κοιλιακές εφαρμογές, συμπεριλαμβανομένων και των μαιευτικών σε αντίθεση με τους γραμμικούς προβολείς που απεικονίζουν επιφανειακές δομές. Το πλάτος της δέσμης στην εστιακή ζώνη καταλήγει να είναι μεγαλύτερο και η πλευρική ανάλυση χαμηλότερη από ότι σε μια συγκρίσιμη γραμμική διάταξη. Αυτό οφείλεται κυρίως στο γεγονός ότι, καθώς αυξάνεται ο αριθμός των ενεργών στοιχείων, τα εξωτερικά στοιχεία φαίνονται όλα και πιο μακριά από την γραμμή σάρωσης μέχρις ότου τελικά δεν μπορούν να μεταδώσουν ή να λάβουν καθόλου προς αυτήν την κατεύθυνση.

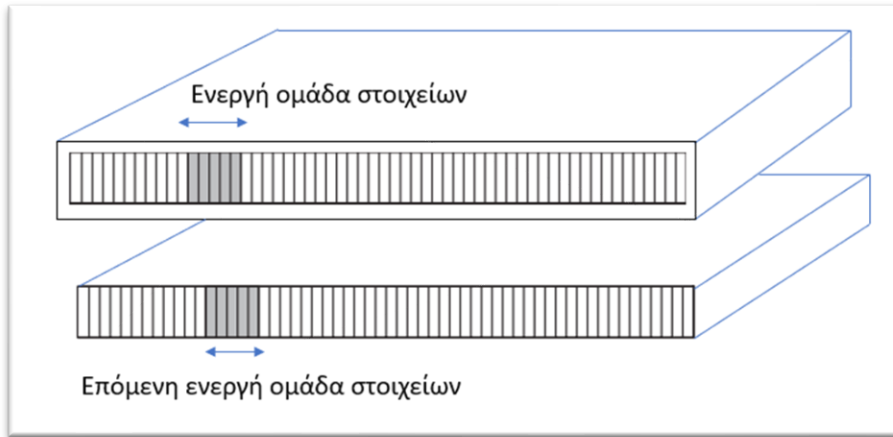
## 2.4.1.1 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ

Για εξέταση με ηχοβολέα γραμμικής σάρωσης, χρησιμοποιείται μια ομάδα γειτονικών στοιχείων, που ως επίκεντρο έχει την απαιτούμενη γραμμή σάρωσης (Εικόνα 12). Όσο ελέγχεται η γραμμή αυτή, τα υπόλοιπα στοιχεία αποσυνδέονται και διατηρούν μια κατάσταση αδράνειας. Ένας παλμός μεταδίδεται χρησιμοποιώντας τα 20 κεντρικά στοιχεία της ομάδας του ηχοβολέα (ένας γραμμικός ηχοβολέας αποτελείται από 128 ή 256 στοιχεία). Ο παλμός ακολουθεί μια διαδρομή κατά μήκος της δέσμης μετάδοσης προς το κέντρο της γραμμής σάρωσης. Όταν ολοκληρωθεί η μετάδοση του παλμού, τίθεται σε ισχύ ένας διαφορετικός συνδυασμός στοιχείων που βρίσκεται επίσης στο κέντρο της γραμμής σάρωσης. Οι παλμοί από όλα τα στοιχεία της ενεργούς ομάδας πρέπει να φτάσουν ταυτόχρονα στην εστίαση της μετάδοσης προκειμένου να συγκεντρωθεί η ισχύς σε μια στενή «εστιακή ζώνη». Ωστόσο, η απόσταση μεταξύ ενός στοιχείου και της εστίας, είναι ελαφρώς μεγαλύτερη για τα εξωτερικά στοιχεία της ομάδας από ό, τι για τα πιο κεντρικά στοιχεία της. Παλμοί από στοιχεία που παρεκκλίνουν από το κέντρο της ενεργούς ομάδας πρέπει, επομένως, να μεταδίδονται λίγο νωρίτερα από εκείνα που βρίσκονται πλησιέστερα στο κέντρο.



Εικόνα 12: Δημιουργία εστίασης μετάδοσης για ηχοβολέα γραμμικής διάταξης. Προκειμένου να σχηματιστεί ένας παλμός μεγάλου πλάτους στο σημείο εστίασης, οι παλμοί από όλα τα στοιχεία πρέπει να φτάσουν εκεί ταυτόχρονα. Αυτό επιτυγχάνεται με λίγο νωρίτερη μετάδοση των στοιχείων που βρίσκονται πιο μακριά από το κέντρο της ομάδας.

Μόλις μεταδοθεί ο παλμός μετάδοσης, ένας διαφορετικός συνδυασμός στοιχείων, οδηγεί τον ηχοβολέα να ενεργήσει ως ηχοβολέας λήψης, ορίζοντας τη δέσμη λήψης. Εστίαση στη λήψη σημαίνει ότι, για κάθε γραμμή σάρωσης, ο ηχοβολέας, καθίσταται ιδιαίτερα ευαίσθητος σε ηχώ που προέρχονται από ένα καθορισμένο βάθος στη γραμμή σάρωσης. Αυτό έχει επίσης ως αποτέλεσμα, η δέσμη λήψης να στενεύει όσο πλησιάζει την εστία, βελτιώνοντας περαιτέρω την πλευρική ανάλυση. Για να είναι υψηλή η ευαισθησία που προέρχεται από ένα κοντινό, στην εστία λήψης σημείο, τα σήματα ηχούς που παράγονται από όλα τα στοιχεία του ηχοβολέα στην ενεργή ομάδα πρέπει να συνεισφέρουν ταυτόχρονα στο ηλεκτρονικό σήμα ηχούς που προκύπτει. Ο αριθμός των στοιχείων που χρησιμοποιούνται για λήψη είναι αρχικά μικρότερος από αυτόν που χρησιμοποιείται για την μετάδοση, αλλά αυξάνεται προοδευτικά καθώς οι ηχώ επιστρέφουν από όλο και βαθύτερους στόχους έως ότου τελικά ο αριθμός αυτός υπερβεί αυτόν που χρησιμοποιείται για μετάδοση. Τόσο οι δέσμες μετάδοσης όσο και αυτές της λήψης, μπορούν να εστιαστούν, ή αλλιώς να τροποποιηθούν, με έλεγχο των σημάτων που προέρχονται ή κατευθύνονται προς τα στοιχεία της ενεργού ομάδας. Μόλις ολοκληρωθεί η λήψη όλων των ηχώ από μια γραμμή σάρωσης, ενεργοποιείται μια νέα ομάδα στοιχείων. (Εικόνα 13) Η διαδικασία επαναλαμβάνεται για όλες τις γραμμές σάρωσης, κάθε φορά με την υποστήριξη νέων δεσμών εκπομπής και λήψης έως ότου εξεταστούν όλες οι γραμμές σε ολόκληρο το πεδίο προβολής που θα οδηγήσουν στον σχηματισμό της τελικής εικόνας. [39-43]



Εικόνα 13: Η ενεργή ομάδα τοποθετείται κατά μήκος της συστοιχίας ρίχνοντας ένα στοιχείο στο ένα άκρο και προσθέτοντας ένα νέο στο άλλο άκρο.

#### 2.4.1.2 ΤΕΧΝΙΚΗ ΕΞΟΜΑΛΥΝΣΗΣ ΠΛΑΤΟΥΣ (Apodization)

Αποτελεί μια λειτουργία που επιτελεί ο διαμορφωτής της δέσμης, με σκοπό την βελτίωση του σχήματος της δέσμης του υπερήχου. Γνωστή ως «εξομάλυνση του πλάτους της δόνησης των κρυστάλλων», η διαδικασία αυτή ελέγχει και μειώνει το φαινόμενο των πλευρικών λοβών<sup>7</sup> που εμφανίζεται στα σήματα μετάδοσης και λήψης (Εικόνα 14). Πρόκειται ουσιαστικά για συναρτήσεις πλάτους που εφαρμόζονται με σκοπό να μειώσουν την τιμή του πλάτους στα άκρα του παραθύρου του ηχοβολέα. Ωστόσο, η χρήση των συναρτήσεων πλάτους οδηγεί στην μείωση της ενέργειας που μεταδίδεται στους ιστούς. Για παράδειγμα, εάν τα εσωτερικά πιεζοηλεκτρικά στοιχεία του ηχοβολέα, είναι περισσότερο διεγερμένα από τα εξωτερικά στοιχεία, οι πλευρικοί λοβοί μπορούν να κατασταλούν σε πλάτος και η εστιακή ζώνη μπορεί να εκταθεί. Οι πιο συνήθεις συναρτήσεις πλάτους στην υπερηχογραφία είναι οι Hamming, Gaussian και Hanning.

Η εξομάλυνση του πλάτους  $w_m^{rx}(z, x, x_m)$ , χρησιμοποιώντας ένα ορθογώνιο παράθυρο (γραμμικό ή καμπυλόγραμμο ηχοβολέα) μπορεί να υπολογιστεί ως εξής:

$$w_m^{rx}(z, x, x_m) = 1, \text{ αν } |x - x_m| \leq z/(2f\#) \quad (2.3)$$

$$w_m^{rx}(z, x, x_m) = 0, \text{ σε άλλη περίπτωση} \quad (2.4)$$

Όπου  $(x, z)$ : οι θέσεις των εικονοστοιχείων

$x_m$ : η θέση του στοιχείου λήψης

<sup>7</sup> Ο πλάγιος λοβός είναι ένα ανεπιθύμητο φαινόμενο που συναντάται στους γραμμικούς ηχοβολείς και στους ηχοβολείς φασικούς συστοιχίες διαφοράς φάσης και δημιουργείται εξαιτίας της αδυναμίας επεξεργασίας όλων των ηχητικών κυμάτων που στέλνει ο ηχοβολέας. Το φαινόμενο οφείλεται στον τρόπο τοποθέτησης των πιεζοηλεκτρικών στοιχείων στην συστοιχία, τα οποία δεν αλληλεπιδρούν στο σύνολο τους όλα με τα υπόλοιπα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία ώστε να δημιουργηθεί μια ενιαία δέσμη, αλλά διαδίδονται μέσα στο υλικό σε γωνίες που διαφέρουν από αυτήν της κύριας δέσμης.

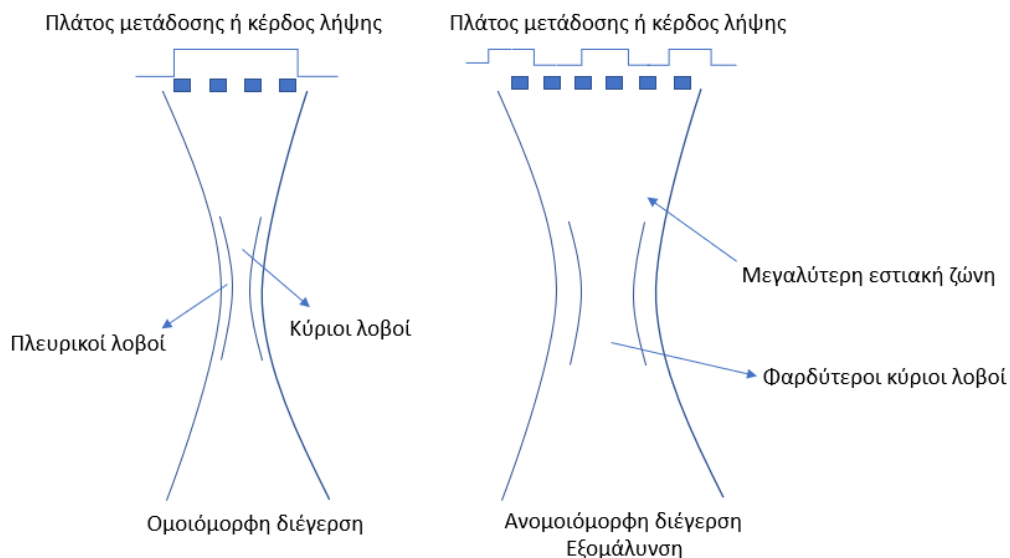
$f\#$  : η αναλογία μεταξύ βάθους του εικονοστοιχείου  $z$  και μεγέθους του παραθύρου  $D$ .

Τα μεγέθη  $z, D$  συνδέονται σύμφωνα με την επόμενη σχέση:

$$f\# = z/D \quad (2.5)$$

Έτσι καταλήγουμε με ένα επεκταμένο παράθυρο με συνεχή  $f$  αριθμό. Μπορούμε να χρησιμοποιούσαμε και άλλες συναρτήσεις εξομάλυνσης πλάτους με τις οποίες θα υπολογίσουμε μέσω της εξίσωσης (2.5) τα ενεργά στοιχεία, και επομένως το παράθυρο. Η επιλογή του παραθύρου, ως γνωστόν, θα επηρεάζει την ανάλυση και την καταστολή του φαινομένου εμφάνισης πλευρικών λοβών.

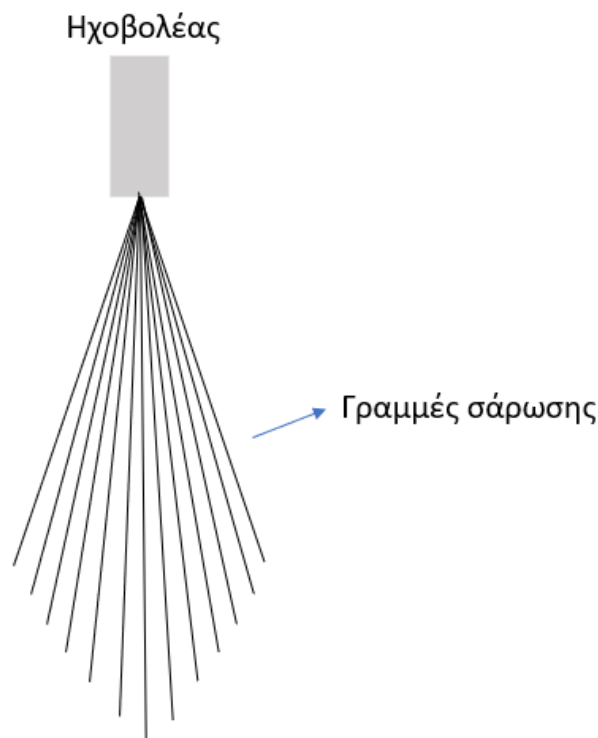
Περαιτέρω βελτίωση στην πλευρική ανάλυση, είναι εφικτή με υποδιαίρεση της κάθε γραμμής σάρωσης σε δύο ή περισσότερες ζώνες βάθους και με τον έλεγχο της κάθε ζώνης με ξεχωριστό παλμό μετάδοσης, εστιασμένο στο κέντρο της. Για παράδειγμα, ο χειριστής μπορεί να επιλέξει εστίες μετάδοσης σε δύο διαφορετικά βάθη,  $F_1$  και  $F_2$ . Ο παλμός μεταδίδεται με εστίαση στο  $F_1$  και η ηχώ καταγράφεται από βάθη, κάπου μεταξύ των  $F_1$  και  $F_2$ . Τότε μεταδίδεται και ένας δεύτερος παλμός με εστίαση στο  $F_2$  και καταγράφονται τώρα από όλα τα μεγαλύτερα βάθη. Δυστυχώς, όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός των εστιακών ζωνών, τόσο περισσότερο είναι και το κόστος σε ρυθμό σάρωσης σε κάθε γραμμή σάρωσης. Κατά τη χρήση εστιακών ζωνών πολλαπλής μετάδοσης, άλλες παράμετροι μετάδοσης, όπως η κεντρική συχνότητα, το μήκος και το σχήμα παλμού, το παράθυρο και η εξομάλυνση, ενδέχεται να βελτιστοποιούνται ανεξάρτητα για κάθε μια από τις εστιακές ζώνες.



Εικόνα 14: Με διέγερση των εξωτερικών στοιχείων, λιγότερο, από αυτά του κέντρου, οι πλευρικοί λοβού μπορούν να κατασταλούν και η εστιακή ζώνη να επεκταθεί. Ωστόσο, το πλάτος του κύριου λοβού αυξάνεται. Η ανομοιόμορφη ενίσχυση των ηχώ από διαφορετικά στοιχεία μπορεί να επιτύχει παρόμοιες αλλαγές στη δέσμη λήψης

## 2.4.2 ΦΑΣΙΚΗ ΣΥΣΤΟΙΧΙΑ-PHASED ARRAY

Ο ηχοβολέας φασικής συστοιχίας, παράγει μια μορφή σάρωσης τομών. Οι γραμμές σάρωσης προέρχονται από ένα σημείο στο κέντρο της επιφάνειας του μετατροπέα με σχηματισμό τύπου έλικας. Η μορφή αυτή της διάταξης έχει ως αποτέλεσμα, το σημείο ενδιαφέροντος να μεγαλώνει (Εικόνα 15). Όπως με όλους τους τύπους σαρωτών, κάθε γραμμή σάρωσης αντιπροσωπεύει τον άξονα μιας δέσμης μετάδοσης-λήψης. Η εν λόγω κεφαλή κατασκευάζεται με παρόμοιο τρόπο με τον ηχοβολέα γραμμικής διάταξης. Υπάρχουν συνήθως 128 ορθογώνια στοιχεία σε ένα στρώμα κάτω από την επιφάνεια του ηχοβολέα. Οι κρύσταλλοι του ηχοβολέα διεγείρονται ένας κάθε φορά από τους παλμούς οι οποίοι επιστρέφουν στα στοιχεία με διαφορετική καθυστέρηση μεταξύ τους όπως και προηγουμένως. Τα κύματα που παράγονται από τους κρυστάλλους του ηχοβολέα παρουσιάζουν μικρές φασικές διαφορές με αποτέλεσμα την δημιουργία μιας δέσμης με σχήμα και διεύθυνση που μεταβάλλονται ανάλογα με τους χρόνους στους οποίους καταφθάνουν οι παλμοί στα διάφορα στοιχεία του ηχοβολέα. Δεδομένου ότι η διάσταση της διάταξης και η μέθοδος εστίασης στην κατεύθυνση ανύψωσης είναι ίδιες με εκείνες μιας γραμμικής συστοιχίας, οι δύο τύποι μετατροπέα προσφέρουν παρόμοιο πάχος δέσμης.

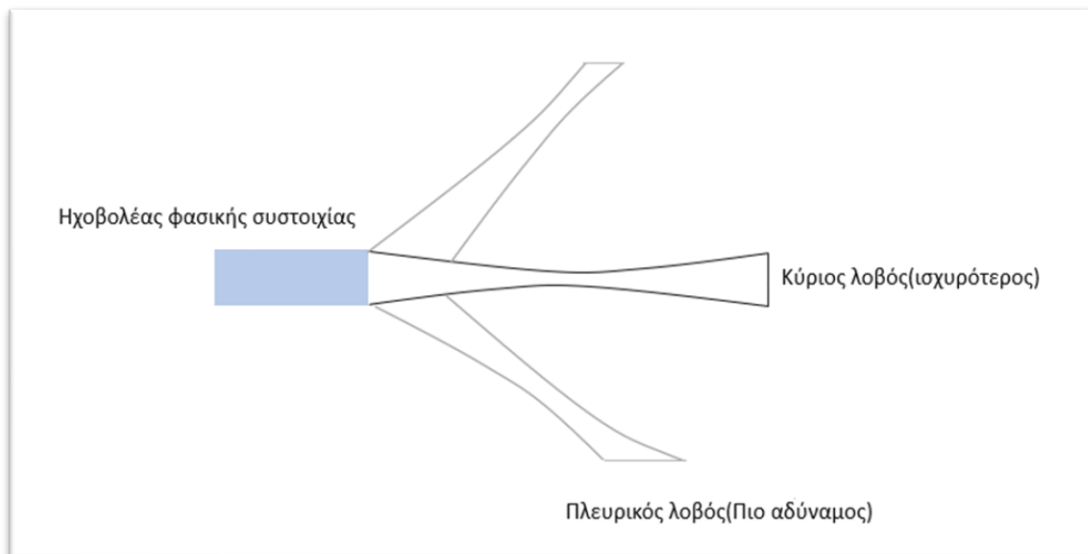


Εικόνα 15: Δομή τομεακής σάρωσης ηχοβολέα φασικής συστοιχίας

Ένα ιδιαίτερο σφάλμα που είναι πιθανό να εμφανιστεί στην εικόνα, στην περίπτωση των ηχοβολέων φασικής συστοιχίας είναι, ότι το πλάτος της δέσμης, που μετριέται στην εστία του, αυξάνεται όσο αυξάνεται και η γωνία της διεύθυνσης. Ως εκ τούτου, η πλευρική διακριτική ικανότητα γίνεται πιο φτωχή προς τα άκρα του τομεακού οπτικού πεδίου. Το

πλάτος της δέσμης μειώνεται όταν το γωνιακό πλάτος του ηχοβολέα, αυξάνεται, άρα τα δύο αυτά μεγέθη είναι μεταξύ τους αντιστρόφως ανάλογα. Επειδή τα μεμονωμένα στοιχεία είναι πιο αποτελεσματικά κατά τη μετάδοση ή τη λήψη από διευθύνσεις κοντά στην διεύθυνση της δέσμης «ευθεία μπροστά», η ευαισθησία παρατηρείται να μειώνεται όσο αυξάνεται η γωνία διεύθυνσης. Γενικότερα, η στενή τοποθέτηση των στοιχείων της φασικής συστοιχίας έχει ως αποτέλεσμα την μείωση της έντασης των πλευρικών λοβών, σε σύγκριση με αυτούς που δημιουργούνται στην γραμμική συστοιχία.

Επιπλέον οι πλευρικοί λοβοί μεγαλώνουν σε περίπτωση μεγάλης γωνίας διεύθυνσης αλλά όπως αναφέρθηκε, τα μεμονωμένα στοιχεία είναι πιο αποτελεσματικά όταν μεταδίδουν ή λαμβάνουν από διεύθυνση κοντά σε αυτήν της ευθεία μπροστά. Καθώς αυξάνεται η εκτροπή της κύριας δέσμης, ορισμένοι πλευρικοί λοβοί δείχνουν να είναι πιο μπροστά και έτσι γίνονται ισχυρότεροι. Ταυτόχρονα, η κύρια δέσμη γίνεται πιο αδύναμη. Όταν χρησιμοποιείται ένας ηχοβολέας φασικής συστοιχίας, ο χειριστής πρέπει πάντα να κρατά τον ηχοβολέα σε γωνία τέτοια ώστε οποιαδήποτε περιοχή ιδιαίτερου ενδιαφέροντος να βρίσκεται στο κέντρο του οπτικού πεδίου. Αυτό συμβαίνει όπου είναι μικρότερη η απόκλιση της δέσμης, άρα εκεί όπου τα πλάτη της δέσμης είναι τα μικρότερα δυνατά και εκεί όπου ο λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR) είναι υψηλότερος. Επομένως, το σημείο αυτό, θα είναι εκείνο όπου θα επιτευχθεί η καλύτερη διακριτική ικανότητα, η υψηλότερη ευαισθησία και η καλύτερη ανάλυση της αντίθεσης.[44-49] (Εικόνα 16)



Εικόνα 16: Οι πλευρικοί λοβοί μιας φασικής συστοιχίας είναι γενικά αδύναμοι. Όσο εκτρέπεται η κύρια δέσμη, τόσο ισχυροποιούνται οι πλευρικοί λοβοί και την ίδια στιγμή η κύρια δέσμη αποδυναμώνεται.

Παραδοσιακά, ένας διαμορφωτής δέσμης σχεδιαζόταν ως χωρικό φίλτρο που λειτουργούσε στις εξόδους μιας συστοιχίας αισθητήρων με σκοπό τον σχηματισμό ενός επιθυμητού σχεδίου δέσμης. Μια τέτοια χωρική λειτουργία φιλτραρίσματος μπορεί να κατηγοριοποιηθεί περαιτέρω σε 2 υποδιεργασίες, την τεχνική συγχρονισμού και την τεχνική «βάρους και άθροισμα».

- Διαδικασία συγχρονισμού- Synchronization

Σε αυτή την διαδικασία συμβαίνει καθυστέρηση ή προώθηση κάθε εξόδου του αισθητήρα μέσα σε ένα κατάλληλο χρονικό διάστημα, έτσι ώστε τα στοιχεία του σήματος που προέρχονται από την επιθυμητή κατεύθυνση να συγχρονιστούν.

- Τεχνική «Βάρος και άθροισμα»- Weight and sum  
Όπως υποδηλώνει το όνομά της, ο σκοπός της τεχνικής αυτής είναι να σταθμίσει τα ευθυγραμμισμένα σήματα και στη συνέχεια να προσθέσει όλα τα αποτελέσματα μαζί ώστε να σχηματίσει μία έξοδο.

Παρόλο που και οι δύο διαδικασίες διαδραματίζουν σημαντικό ρόλο στον έλεγχο της φασικής συστοιχίας-phased array- (η τεχνική του συγχρονισμού ελέγχει την κατεύθυνση διεύθυνσης και η τεχνική «βάρους και αθροίσματος» ελέγχει το πλάτος της δέσμης του κεντρικού σφαιριδίου και τα χαρακτηριστικά των πλευρικών λοβών), η προσοχή στη διαμόρφωση της δομής συχνά δίνεται στο δεύτερο βήμα για τον προσδιορισμό των συντελεστών στάθμισης, επειδή σε πολλές εφαρμογές οι συντελεστές στάθμισης μπορούν να προσδιοριστούν με βάση ένα προκαθορισμένο σχέδιο δέσμης συστοιχιών, αλλά συνήθως είναι πιο συμφέρουσα η εκτίμηση των συντελεστών με προσαρμοστικό τρόπο βάσει των χαρακτηριστικών σήματος και θορύβου. Στις συστοιχίες αισθητήρων, ένα ευρέως χρησιμοποιούμενο μοντέλο σήματος υποθέτει ότι κάθε κανάλι διάδοσης εισάγει μόνο κάποια καθυστέρηση και εξασθένηση. Με αυτήν την υπόθεση και στο σενάριο όπου έχουμε έναν πίνακα που αποτελείται από αισθητήρες  $N$ , οι έξοδοι του πίνακα, τη στιγμή  $K$ , εκφράζονται ως, ομάδα πιεζοηλεκτρικών στοιχείων που δονούνται, με παραγωγή ενός σύντομου παλμού που διαδίδεται κατά μήκος μιας ευθείας γραμμής.

#### 2.4.2.1 ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗ ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗ ΔΕΣΜΗΣ ΚΑΙ ΕΣΤΙΑΣΗ ΣΤΟ ΕΠΙΠΕΔΟ ΣΑΡΩΣΗΣ

Παρόμοιες τεχνικές καθυστέρησης σήματος με αυτές που περιγράφηκαν προηγουμένως για μετατροπείς γραμμικής συστοιχίας, χρησιμοποιούνται και για την επίτευξη εστίασης της δέσμης μετάδοσης και λήψης στο επίπεδο σάρωσης, στην περίπτωση που χρησιμοποιείται ηχοβολέας φασικής συστοιχίας. Ωστόσο, εκτός από την εστίαση στο επίπεδο σάρωσης, οι δέσμες πρέπει επίσης να κατευθύνονται σε γωνία έως  $\pm 45^\circ$ . Οι αρχές επάνω στις οποίες βασίζεται η κατεύθυνση της δέσμης:

1. Σάρωση επιπέδου εστίασης (και διεύθυνσης) στην μετάδοση

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω, στους μετατροπείς γραμμικής συστοιχίας, η εστίαση στη μετάδοση προϋποθέτει, οι παλμοί από όλα τα στοιχεία, να φτάνουν ταυτόχρονα στην εστία μετάδοσης. Οι πρώιμες εκκινήσεις που απαιτούνται από κάθε στοιχείο, ανάλογα με την θέση του στο πεδίο του ηχοβολέα, μπορούν να υπολογίζονται εκ των προτέρων από τον κατασκευαστή για κάθε πιθανή θέση της εστίας μετάδοσης κατά μήκος των διαφόρων γραμμών σάρωσης. Το γεγονός ότι η εστία μετάδοσης σε μια συγκεκριμένη γραμμή σάρωσης δεν βρίσκεται ακριβώς μπροστά από τα στοιχεία μετάδοσης έχει μικρή συνέπεια, υπό την προϋπόθεση ότι οι δέσμες μετάδοσης των μεμονωμένων στοιχείων αποκλίνουν επαρκώς ώστε να επιτρέψουν στον ήχο από κάθε στοιχείο, να φτάσει σε αυτή. [50-51]

2. Σάρωση επιπέδου εστίασης (και διεύθυνσης) στη λήψη

Ομοίως, στην διαδικασία της λήψης, επιλέγονται προσεκτικά προεπιλεγμένες ηλεκτρονικές καθυστερήσεις για να διασφαλιστεί ότι, η ηχώ, απαιτεί τον ίδιο χρόνο για να φτάσει από την επιθυμητή εστία λήψης, στον αθροιστή του σήματος, ανεξάρτητα από το ποιο στοιχείο λαμβάνεται υπόψη. Το γεγονός ότι όλες οι εστίες λήψης βρίσκονται κατά μήκος μιας γραμμής σάρωσης, υπό μια συγκεκριμένη γωνία ως προς τον άξονα του ηχοβολέα, δεν έχει σημασία, υπό την προϋπόθεση ότι κάθε στοιχείο μπορεί να λάβει από οποιαδήποτε εστία λήψης. Αυτό διασφαλίζεται από την στενή σύνδεση που έχουν μεταξύ τους τα στοιχεία αλλά και από τις τεχνικές που χρησιμοποιούνται για τη βελτίωση της πλευρικής διακριτικής ικανότητας, όπως η εξομάλυνση του πλάτους (βλ. ΚΕΦ. 2.4.1.2) και η εστίαση πολλαπλών ζωνών στη μετάδοση. Αυτές οι τεχνικές είναι ίδιες με αυτές που αναλύθηκαν παραπάνω για τα συστήματα γραμμικής συστοιχίας.

### 2.4.3 ΛΟΙΠΟΙ ΤΥΠΟΙ ΗΧΟΒΟΛΕΩΝ ΚΑΙ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ

#### 2.4.3.1 ΥΒΡΙΔΙΚΟΙ ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ

Ορισμένες τεχνικές σάρωσης περιλαμβάνουν την οδήγηση των δεσμών από έναν ηχοβολέα γραμμικής ή καμπυλόγραμμης συστοιχίας, μακριά από την φυσιολογική πορεία «ευθεία μπροστά». Ένα τέτοιο παράδειγμα είναι το σύστημα γραμμικής συστοιχίας διπλής όψης όπου η δέσμη Doppler εκτρέπεται με σκοπό να μειώσει τη γωνία που σχηματίζει με την κατεύθυνση της ροής του αίματος σε ένα αγγείο το οποίο βρίσκεται παράλληλα με την επιφάνεια του δέρματος. Ωστόσο, το σχετικά μεγάλο πλάτος των στοιχείων του ηχοβολέα σε μετατροπείς γραμμικής συστοιχίας, σε σύγκριση με αυτά των συστοιχιών διαφοράς φάσης, οδηγεί σε μεγαλύτερα προβλήματα. Καθώς η δέσμη εκτρέπεται προοδευτικά, παρατηρείται μεγαλύτερη μείωση της ευαισθησίας αλλά και μεγαλύτερος ακουστικός θόρυβος από τους πλευρικούς λοβούς. Παρ' όλα τα προβλήματα που αναφέρθηκαν, έχει αναπτυχθεί ένας σημαντικός αριθμός υβριδικών διατάξεων σάρωσης για γραμμικές συστοιχίες, στις οποίες χρησιμοποιείται το σύστημα διεύθυνσης δέσμης που αναφέρθηκε.

#### ΤΡΑΠΕΖΟΕΙΔΗΣ ΣΑΡΩΣΗ

Ορισμένα συστήματα γραμμικής σάρωσης πετυχαίνουν τραπεζοειδές οπτικό πεδίο, κατευθύνοντας τις γραμμές σάρωσης που βρίσκονται προς τα άκρα του ηχοβολέα, προοδευτικά προς τα έξω. Τέτοιοι ηχοβολείς, παρέχουν, το μεγάλο πλεονέκτημα οπτικού πεδίου που παρέχουν και οι ηχοβολείς καμπυλόγραμμης συστοιχίας, χωρίς ενδεχόμενα προβλήματα και επιπτώσεις όπως είναι η συμπίεση των ιστών.

#### ΚΑΤΕΥΘΥΝΟΜΕΝΗ ΓΡΑΜΜΙΚΗ ΣΑΡΩΣΗ

Η δυνατότητα κατεύθυνσης ολόκληρου του οπτικού πεδίου ενός γραμμικού ηχοβολέα στην μία πλευρά της εικόνας, αποτελεί μεγάλο πλεονέκτημα ως προς την σάρωση και την ευκολία χρήσης από τον ιατρό. Γι' αυτό έχουν αναπτυχθεί συστήματα τα οποία υποστηρίζουν την επιλογή κατεύθυνσης των δεσμών μετάδοσης και λήψης στα δεξιά ή στα αριστερά της εικόνας, παρέχοντας έτσι ένα παραλληλόγραμμο οπτικό πεδίο.



## ΤΕΧΝΙΚΗ ΣΥΝΘΕΤΗΣ ΣΑΡΩΣΗΣ

Μια επέκταση της τεχνικής γραμμικής συστοιχίας είναι η υπέρθεση πολλών γωνιακών προβολών σε μία μόνο «σύνθετη» σάρωση. Αυτή η τεχνική, που βρίσκει εφαρμογή τόσο σε γραμμικούς όσο και σε καμπυλόγραμμους ηχοβολείς, προσφέρει μια πιο ολοκληρωμένη οριοθέτηση των ανατομικών χαρακτηριστικών. Η σύνθετη παραγωγή παρουσιάζει μειωμένο ακουστικό θόρυβο και απώλεια χρονικής ανάλυσης, καθώς κάθε πλαίσιο που εμφανίζεται προκύπτει από τον μέσο όρο αρκετών σαρώσεων. [52-58]

### 2.4.3.2 ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ 3D / 4D

Προηγουμένως περιγράφηκαν διάφορες τεχνικές διαμόρφωσης και σάρωσης της δέσμης που σχεδιάστηκαν για την απόκτηση πληροφορίας της ηχούς από ένα μόνο κανάλι μέσω των ιστών του σώματος. Οι πληροφορίες ηχούς υποβάλλονταν σε επεξεργασία και εμφανίζονταν στην οθόνη ως μια δυσδιάστατη 2D εικόνα, με B-mode σε πραγματικό χρόνο. Οι ίδιες τεχνικές σχηματισμού δέσμης και σάρωσης μπορούν να επεκταθούν τώρα για να αποκτήσουμε αντίστοιχες πληροφορίες για έναν τρισδιάστατο 3D όγκο ιστού. Το προκύπτον 3D σύνολο των δεδομένων μπορεί να υποβληθεί σε επεξεργασία για να δημιουργήσει έναν αριθμό εναλλακτικών τρόπων εμφάνισης. Η επανάληψη της 3D εμφάνισης σε λίγα hertz έχει ως αποτέλεσμα την δημιουργία μιας κινούμενης 3D εικόνας που αναφέρεται ως 4D (συνδυασμός 3D και κίνησης). Η διακριτική ικανότητα των λαμβανόμενων δεδομένων υπόκειται ξανά στους ίδιους περιορισμούς που περιγράφηκαν προηγουμένως για τους μετατροπείς γραμμικής συστοιχίας. Δηλαδή, η πλευρική ανάλυση στο αρχικό επίπεδο σάρωσης είναι πολύ καλύτερη από αυτήν στο επίπεδο ανύψωσης, λόγω της έλλειψης ηλεκτρονικής εστίασης σε αυτήν διεύθυνση. Ο εναλλακτικός, κοινώς χρησιμοποιούμενος μετατροπέας 3D, είναι ουσιαστικά ένας πίνακας 2D (2D matrix), μια 2D μήτρα, η οποία περιέχει αρκετές χιλιάδες διατεταγμένα τετραγωνικά στοιχεία. Χρησιμοποιώντας τεχνικές διαμόρφωσης και διεύθυνσης της δέσμης όπως περιεγράφηκε παραπάνω, η συστοιχία πινάκων μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη δημιουργία σάρωσης τομέα 2D σε ένα μόνο επίπεδο. Εφαρμόζοντας τις ίδιες τεχνικές και στην ορθογώνια κατεύθυνση, ο τομέας 2D μπορεί να σαρωθεί προς τα πλάγια για να περιγράψει έναν πυραμιδικό όγκο. Τα αποθηκευμένα δεδομένα μπορούν να ελεγχθούν και να εμφανιστούν ως μια ακολουθία γειτονικών 2D σαρώσεων σε οποιοδήποτε επίπεδο B-mode όπου το τμήμα απεικόνισης είναι παράλληλο με την επιφάνεια του ηχοβολέα.

#### 1. ΠΑΡΑΛΛΗΛΗ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ ΚΑΤΑ ΤΗΝ ΛΗΨΗ

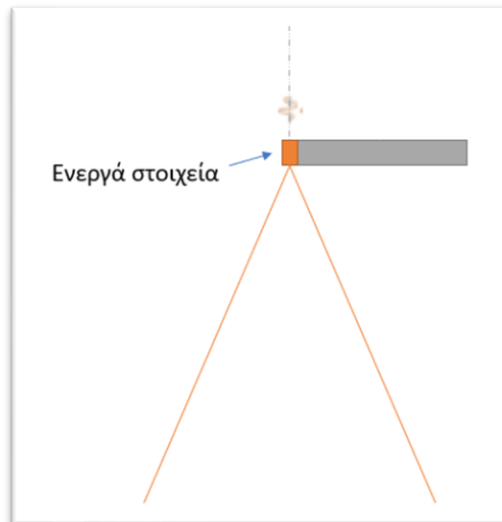
Η δυναμική εστίαση απαιτεί συμβιβασμούς μεταξύ του μεγέθους του οπτικού πεδίου, της ποιότητας εικόνας και της χρονικής ανάλυσης. Η βελτίωση μιας εκ των τριών όμως, δρα σε βάρος των υπολοίπων. Για 3D απεικόνιση αυξημένης ανάλυσης με υψηλό ρυθμό σάρωσης, μπορεί να εφαρμοστεί η τεχνική παράλληλης διαμόρφωσης, κατά την οποία πολλαπλές γραμμές σάρωσης θα διαμορφωθούν ταυτόχρονα, σε μια μόνο μετάδοση που δεν έχει προηγουμένως εστιαστεί. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται για να αυξήσει σημαντικά τον ρυθμό σάρωσης των 2D συστημάτων καθιστώντας το δυνατό να συλλάβει πολύ σύντομες

κινήσεις. Στην πραγματικότητα, η δέσμη μετάδοσης μπορεί να δέχεται δύο δέσμες λήψης την μια δίπλα στην άλλη. Με την κοινή χρήση των ίδιων μεταδιδόμενων παλμών, οι ηχώ από τους στόχους που βρίσκονται σε δύο παράλληλες γραμμές σάρωσης μπορούν να υποστούν επεξεργασία ταυτόχρονα («παράλληλα») σε δύο ξεχωριστούς διαμορφωτές δέσμης λήψης. Οι διαφορετικές καθυστερήσεις εστίασης για κάθε δέσμη λήψης μπορούν να εφαρμοστούν είτε με σύστημα με μορφή υλικού είτε με λογισμικό. Στο πρώτη περίπτωση, κάθε στοιχείο συνδέεται με δύο φυσικά χωριστά κυκλώματα σχηματισμού δέσμης. Στην τελευταία περίπτωση, τα δύο σύνολα καθυστερήσεων εφαρμόζονται σε μια χρονικά διαμοιρασμένη βάση ψηφιακών δειγμάτων του σήματος της ηχούς. Ένας πλήρως ψηφιακός διαμορφωτής δέσμης, επιτρέπει την ευέλικτη παράλληλη διαμόρφωση δέσμης και την εξαιρετικά γρήγορη απεικόνιση, που πηγάζουν από την ικανότητά του να κατευθύνει την συστοιχία του ηχοβολέα σε οποιονδήποτε αριθμό κατευθύνσεων ταυτόχρονα. Επίσης παρέχει μεγάλη ευελιξία όταν εφαρμόζεται μερικώς ή ολοκληρωμένος σε λογισμικό.

## 2. ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΥΨΗΛΟΥ ΡΥΘΜΟΥ ΣΑΡΩΣΗΣ

Στην παραδοσιακή απεικόνιση με B-mode, μπορούν εύκολα να επιτευχθούν ρυθμοί σάρωσης από 30-60 Hz, χρησιμοποιώντας σάρωση του ιστού μέσω μιας μόνο δέσμης, δημιουργώντας την εικόνα, με σάρωση μιας γραμμής κάθε φορά. Στον τρισδιάστατο 3D υπέρηχο, οι παραδοσιακές τεχνικές διαμόρφωσης της δέσμης δεν έχουν την δυνατότητα να παρέχουν τον απαιτούμενο ρυθμό σάρωσης για την απεικόνιση της πίεσης και διάτμησης του κύματος (shearwave). Η χρήση των τεχνικών εξοικονόμησης χρόνου όμως, μπορεί να συντελέσει, σε ορισμένες περιπτώσεις, στην αύξηση του ρυθμού σάρωσης. Παρακάτω περιγράφονται δύο τεχνικές διαμόρφωσης που χρησιμοποιούνται σε τέτοιου είδους περιπτώσεις. Αυτές οι τεχνικές έχουν καταστεί δυνατές για χρήση τα τελευταία χρόνια, λόγω της δυνατότητας ψηφιακής διαμόρφωσης δέσμης και υψηλής ταχύτητας επεξεργασίας των δεδομένων. Αυτές οι μέθοδοι είναι σε θέση να παράγουν μια πλήρη εικόνα 2D από έναν μόνο παλμό μετάδοσης, με συνέπεια την μειωμένη διακριτική ικανότητα.

- Συνθετική απεικόνιση επιφάνειας- (SAI): Σε αυτήν την τεχνική, αντί για εστιασμένη δέσμη, χρησιμοποιείται, ένα μόνο στοιχείο ή μια ομάδα δύο ή τριών στοιχείων για την μετάδοση σφαιρικών κυμάτων μέσα από τους ιστούς. Με αυτόν τον τρόπο είναι δυνατόν να αποκτήσουμε μια εικόνα, προερχόμενη από έναν μόνο παλμό, έχοντας ως αποτέλεσμα την αύξηση του ρυθμού σάρωσης, με χαμηλότερη διακριτική ικανότητα σε σχέση με την συμβατική απεικόνιση. Μια σειρά εικόνων χαμηλής ανάλυσης, λαμβάνεται, η καθεμία από διαφορετική θέση στοιχείου εκπομπής. Οι εικόνες αυτές μπορούν να αθροιστούν για να παράξουν μια τελική εικόνα υψηλότερης ανάλυσης. Εναλλακτικά, μπορούν να χρησιμοποιηθούν λιγότερες εκπομπές για να σχηματίσουν μια εικόνα, κάτι το οποίο θα οδηγήσει σε βελτιωμένη χρονική ανάλυση, με συνέπεια όμως, την μειωμένη διακριτική ικανότητα. Αυτή η προσέγγιση έχει χρησιμοποιηθεί για την παραγωγή εικόνων έγχρωμης ροής με B-mode. Ένας περιορισμός της μεθόδου συνθετικής επιφάνειας στην απεικόνιση υπερήχων, είναι ότι μόνο ένα στοιχείο, ή ένας πολύ μικρός αριθμός στοιχείων, χρησιμοποιείται για την μετάδοση, όπως αναφέρθηκε παραπάνω, με αποτέλεσμα να περιορίζεται το πλάτος του μεταδιδόμενου παλμού του υπερήχου.



Εικόνα 17: Συνθετική απεικόνιση

- Τεχνικές επιπέδου κύματος (PWI): Αυτή η μέθοδος αναπτύχθηκε στο πλαίσιο της απεικόνισης της παροδικής διάδοσης μηχανικών κυμάτων διάτμησης σε πραγματικό χρόνο. Είναι ο τύπος απεικόνισης που χρησιμοποιεί μια μόνο δέσμη χωρίς εστίαση για να απεικονιστεί η προς ανίχνευση περιοχή. Για την τεχνική αυτή, απαιτούνται χιλιάδες σάρωσεις ανά δευτερόλεπτο. (Frame rates per second). Η βασική ιδέα της τεχνικής είναι ότι, αν είναι εφικτό να μειωθεί ο αριθμός των μεταδόσεων που απαιτούνται για να σχηματιστεί μια εικόνα στο ελάχιστο, τότε αυτό συνεπάγεται την μεγιστοποίηση του ρυθμού σάρωσης. Μια πλήρης εικόνα μπορεί να παράγεται με μια μόνο μετάδοση και λήψη. Οι εικόνες χρησιμοποιούν την φωτεινότητα για να αποκαλύψουν το μέγεθος και την ποσότητα της ανάκλασης των στοιχείων στην υπό εξέταση περιοχή αλλά και το πλάτος της ληφθείσας ηχούς. (Εικόνα 18) Η τεχνική PWI παράγει ένα πολύ μεγαλύτερο ρυθμό σάρωσης απ' ότι η παραδοσιακή γραμμική σάρωση. Αυτός ο υψηλός ρυθμός επανάληψης είναι πολύ σημαντικός για μετρήσεις ροής και για τον προσδιορισμό της ελαστικότητας του ιστού. Η τεχνική PWI μπορεί να υποστηρίξει υψηλό ρυθμό σάρωσης που θα ισούται με τον ρυθμό σάρωσης γραμμικής απεικόνισης πολλαπλασιαζόμενο με τον αριθμό των γραμμών σάρωσης και συνήθως καταλήγει σε χιλιάδες καρτέ ανά δευτερόλεπτο. (2.6)

$$FR_{LinearImaging} = 1 / N_{SL} * T_{SL} \quad (2.6)$$

$$FR_{PWI} = 1 / T_{SL} \quad (2.7)$$

Όπου  $N_{sl}$ : Ο αριθμός των γραμμών σάρωσης

$T_{sl}$  : Χρόνος μεταξύ εκπομπής και λήψης για μια γραμμή σάρωσης

$$T_{SL} = 2 * Z / C \quad (2.8)$$

Όπου Z: Το μέγιστο εστιακό βάθος

C: Ταχύτητα του ήχου στο απεικονιστικό μέσο

Το απόλυτο ελάχιστο ισούται με 1 μετάδοση ανά εικόνα (2.7) άρα σε αυτή την περίπτωση ο ρυθμός επανάληψης περιορίζεται μόνο από την ταχύτητα του κύματος μέσα στο απεικονιστικό μέσο, τα βάθη που πρέπει να απεικονιστούν και τον χρόνο επεξεργασίας που απαιτείται για τον σχεδιασμό της εικόνας.

Η ιδέα αυτή προσεγγίζει την παραγωγή ενός επιπέδου κύματος κατά την μετάδοση πετυχαίνοντας με αυτό τον τρόπο μια πολύ μεγάλη και ομοιογενή δέσμη (τόσο μεγάλη όσο και το παράθυρο της διάταξης). Αυτό επιτυγχάνεται με διέγερση όλων των στοιχείων του ηχοβολέα με την ίδια φάση για κάθε συμβάν μετάδοσης. Ύστερα, στην φάση λήψης, τα σήματα που λαμβάνονται από όλα τα στοιχεία, επιδέχονται επεξεργασίας με διαφορετικά σύνολα φάσης και πλάτη και τέλος παράγονται πολλαπλές γραμμές παράλληλα. Όλες οι γραμμές που σχηματίζουν μια εικόνα, παράγονται με τα σήματα ηχούς που λαμβάνονται μετά από μια μετάδοση. Η αξία του κάθε εστιακού σημείου στην τελική εικόνα είναι το αποτέλεσμα του μέσου όρου των τιμών που ελήφθησαν από όλα τα στοιχεία λήψης από το σημείο που ξεκινά η καθυστέρηση τους από μια συγκεκριμένη τιμή (2.9) Αυτό εκφράζεται μαθηματικά από την παρακάτω εξίσωση:

$$p(x, z) = \sum_{j=1}^N T_j(t - t_j * (x, z)) \quad (2.9)$$

Όπου  $p(x,z)$  : η τιμή που βρίσκεται στο σημείο x (πλευρική κατεύθυνση) και z (αξονική κατεύθυνση)

N: ο συνολικός αριθμός των στοιχείων λήψης

$T_j(t)$ : η τιμή που λήφθηκε από το στοιχείο λήψης  $j^{\text{th}}$

$t(x,z)$ : ο συνολικός χρόνος που χρειάστηκε το σήμα να ταξιδέψει από το σημείο μετάδοσης στο εστιακό σημείο και ύστερα πάλι στο στοιχείο λήψης j.

Ο χρόνος που διαρκεί η διαδρομή του σήματος από το σημείο μετάδοσης προς το εστιακό σημείο, περιγράφεται από την εξίσωση παρακάτω.(2.10)

$$\tau_j (x, z) = t_{tr} + t_{rc} \quad (2.10)$$

Όπου  $t_{tr}$  : Χρόνος μετάδοσης από και προς το εστιακό σημείο

$t_{rc}$  : Χρόνος λήψης από και προς το εστιακό σημείο

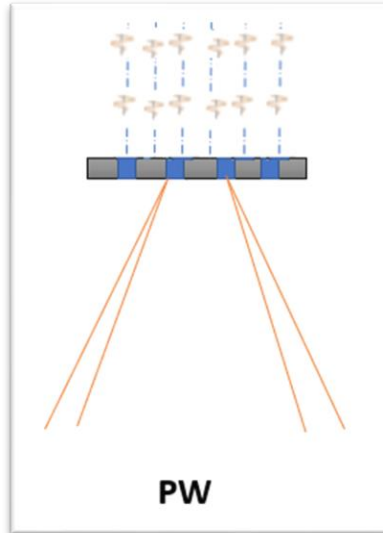
$$t_{tr} = z / c \quad (2.11)$$

$$t_{rc} = (z^2 + (x_i - x)^2)^{1/2} \quad (2.12)$$

Όπου  $x_i$ : πλευρική απόσταση

$J^{\text{th}}$ : στοιχείο λήψης

Η λειτουργία διαμόρφωσης δέσμης που αθροίζει τα καθυστερημένα RF σήματα είναι η εξίσωση που ονομάζεται Delay-And-Sum (DAS) και χρησιμοποιείται ευρέως στην ιατρική απεικόνιση με υπερήχους (2.11) . Λεπτομέρειες σχετικές με αυτή την τεχνική θα περιγραφούν παρακάτω.



Εικόνα 18: Τεχνική επιπέδου κύματος

### ΣΥΝΕΚΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΕΠΙΠΕΔΟΥ ΚΥΜΑΤΟΣ (CPWI)

Ως συνέχεια της παραπάνω PW τεχνικής, και για την βελτίωση της ποιότητας της, εμφανίστηκε αυτή, της συνεκτικής απεικόνισης επίπεδου κύματος(CPWI). Η βελτίωση της ποιότητας εικόνας χωρίς εστίαση με την χρήση της CPWI, συνοδεύεται όμως και από την μείωση του ρυθμού σάρωσης που εξαρτάται άμεσα από τον αριθμό των σύνθετων σημάτων. Όταν χρησιμοποιείται η CPWI για απεικόνιση όπως αυτή της διάτμησης κυμάτων (shearwave imaging) που απαιτεί 1000-4000 καρέ ανά δευτερόλεπτο(frames per second) [25], πρέπει να επιτευχθεί η απαιτούμενη ποιότητα απεικόνισης με χρήση του ελάχιστου δυνατού αριθμού των συνθετικών σημάτων. Η τεχνική αυτή χρησιμοποιείται στην ελαστογραφία η οποία παρέχει πληροφορίες σχετικά με την ακαμψία των ιστών με την απεικόνιση διατμητικών κυμάτων (shear wave elastography) Αντί των σφαιρικών κυμάτων που παράγονται από ένα μόνο στοιχείο όπως αναφέρθηκε για την απεικόνιση συνθετικής επιφάνειας, στην παρούσα τεχνική, χρησιμοποιούνται όλα τα στοιχεία για την παραγωγή ενός επιπέδου κύματος και η εικόνα παράγεται από σχεδιασμό δέσμης στη λήψη. Πρόκειται για μια εικόνα χαμηλής ανάλυσης η οποία όμως μπορεί να αυξηθεί με σχεδιασμό μιας σειράς εικόνων από επίπεδα κυμάτων διαφορετικών κατευθύνσεων και συνδυάζοντάς τα, ωστόσο, με μειωμένο ρυθμό σάρωσης όπως αναλύθηκε.

Στην τεχνική αυτή, αντί του σχηματισμού της τελικής εικόνας με μια μετάδοση όπως συμβαίνει στην PWI, παρουσιάζεται μια εικόνα ύστερα από σύνθεση της μέσης τιμής πολλαπλών εικόνων, η κάθε μια από τις οποίες έχει παρουσιαστεί με διεύθυνση μιας δέσμης χωρίς εστίαση υπό μια συγκεκριμένη γωνία. Τα καρέ αυτά σχηματίζονται ξεχωριστά πριν να συντεθούν. Η διαδικασία της σύνθεσης που παράγει την τελική εικόνα, μπορεί αν επιτευχθεί με χρήση συνεκτικής ή ασυνάρτητης μεθόδου. Ο ρυθμός επανάληψης που επιτυγχάνουμε

στην τεχνική CPWI είναι αυτός που απαιτείται για κάθε ατομικό καρτέ, διαιρείται με τον αριθμό των γωνιών:

$$FR_{CPWI} = FR_{PWI}/N_A \quad (2.13)$$

Όπου  $N_A$ : Ο αριθμός των συνθετικών γωνιών

$FR_{PWI}$ : Ο ρυθμός επανάληψης

Από την παραπάνω εξίσωση φαίνεται ότι ο ρυθμός επανάληψης εικόνας στην τεχνική CPWI είναι αντιστρόφως ανάλογος με τον αριθμό των γωνιών προς σύνθεση. Αυτός ο ρυθμός επανάληψης είναι κατάλληλος για την απεικόνιση εφαρμογών μέχρι ένα συγκεκριμένο όριο γωνιών. Αν το όριο αυτό ξεπεραστεί, η μείωση του ρυθμού σάρωσης γίνεται ακατάλληλη για αυτές τις εφαρμογές. Σε αντίθεση με αυτό, η κίνηση των ιστών θα έχει ένα παρατηρήσιμο αποτέλεσμα στην ποιότητα των παραγόμενων εικόνων. Ο μέγιστος αριθμός των συνθετικών γωνιών μπορεί να υπολογιστεί σύμφωνα με το βάθος της απεικόνισης, την ταχύτητα του ήχου και την κίνηση των ιστών στην περιοχή ενδιαφέροντος.

Οι παραπάνω δύο τεχνικές που περιεγράφηκαν, δηλαδή η PWI και η CPWI εφαρμόζονται σε περιπτώσεις απεικόνισης με ηχοβολείς γραμμικής συστοιχίας.

#### ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΑΠΟΚΛΙΝΟΝΤΩΝ ΚΥΜΑΤΩΝ

Η διαμόρφωση αποκλινόντων κυμάτων είναι αρκετά παρόμοια με εκείνη των επίπεδων κυμάτων που περιεγράφηκε παραπάνω. Διαφέρουν μεταξύ τους ουσιαστικά στο ότι μια δέσμη, όχι εστιασμένη όπως στην περίπτωση των επίπεδων κυμάτων, χρησιμοποιείται στην φάση της μετάδοσης. Σε αυτήν την περίπτωση δημιουργούνται επίσης πολλές παράλληλες γραμμές και μπορούν να εφαρμοστούν αλγόριθμοι σύνθεσης. Σε γενικές γραμμές, ισχύουν οι ίδιες αρχές όπως και στην απεικόνιση επιπέδου κύματος. Επιπλέον, λόγω των πλατών χαμηλής πίεσης που παράγονται στη φάση μετάδοσης, αυτές οι τεχνικές δεν είναι σίγουρα οι πιο ιδανικές για εφαρμογές αρμονικής απεικόνισης ιστού, όπου απαιτούνται τιμές υψηλής πίεσης για εφαρμογές απεικόνισης ιστού όπου απαιτούνται υψηλές τιμές πίεσης ώστε να παραχθούν τα στοιχεία που είναι απαραίτητα για τον σχηματισμό της εικόνας.

#### ΣΑΡΩΣΗ ΜΙΚΤΗΣ ΛΕΙΤΟΥΡΓΙΑΣ

Οι ηχοβολείς επιτρέπουν στον χειριστή να επισημάνει μια συγκεκριμένη γραμμή με B-mode σε μια εικόνα και ταυτόχρονα να δημιουργήσει μια σάρωση M-mode ή ένα φάσμα Doppler σε πραγματικό χρόνο για αυτήν τη γραμμή, στο ίδιο παράθυρο απεικόνισης. Εδώ, η ταυτόχρονη εμφάνιση M-mode και B-mode σε πραγματικό χρόνο (2D) επιτρέπει στον χειριστή να ελέγξει με M-mode ότι η γραμμή είναι τοποθετημένη και παραμένει, στη σωστή ανατομική θέση. Αν και οι δύο σαρώσεις φαίνεται να σχηματίζονται ταυτόχρονα, στην πραγματικότητα ο σχεδιασμός της δέσμης εναλλάσσεται γρήγορα μεταξύ των σαρώσεων B και M. Μετά από λίγες γραμμές με εφαρμογή B-mode, η δέσμη μπορεί να μεταβεί στην επιλεγμένη γραμμή της M-mode για μια ακολουθία μετάδοσης και απόκτησης ηχούς. Στη

συνέχεια επιστρέφει για να συνεχίσει τη B-mode για άλλες λίγες γραμμές και ύστερα επιστρέφει ξανά στη γραμμή της M-mode κοκ.

Η σάρωση Doppler «Duplex» είναι ένα άλλο παράδειγμα σάρωσης μικτής λειτουργίας. Εδώ, οι μετρήσεις του Doppler γίνονται από τη ροή του αίματος ή τις κινήσεις των ιστών σε ένα δείγμα, η θέση του οποίου υποδεικνύεται σε μια «γραμμή Doppler» στην εικόνα της B-mode. Αυτή η γραμμή μπορεί να ρυθμιστεί από τον χειριστή ώστε να είναι παράλληλη ή να βρίσκεται υπό γωνία στις γραμμές σάρωσης της εικόνας. Όταν ρυθμίζεται υπό γωνία προς τις γραμμές σάρωσης, οι τεχνικές διεύθυνσης και εστίασης της δέσμης που περιγράφηκαν νωρίτερα χρησιμοποιούνται για τον έλεγχο αυτής της γραμμής. Η γραμμή Doppler πρέπει να εξεταστεί με υψηλή συχνότητα επανάληψης, πολύ υψηλότερη από ό, τι θα ήταν δυνατό ακόμη και αν μεταβαίναμε στη γραμμή Doppler μετά από κάθε γραμμή B-mode. Επομένως, η γραμμή Doppler υποβάλλεται σε έλεγχο χωρίς διακοπή, με εξαίρεση κάποιες πολύ σύντομες περιόδους (περίπου 20 msec) σε κάθε δευτερόλεπτο περίπου, όπως καθορίζεται από τον χειριστή, στο οποίο χρόνο το μηχάνημα εκτελεί μια πλήρη αναβάθμιση πλαισίου του B-mode. Κάθε μία από αυτές τις εικόνες B-mode διατηρείται παγωμένη (freeze mode) δίπλα στην τρέχουσα απεικόνιση Doppler μέχρι να αντικατασταθεί αυτόματα από την επόμενη. [59-61]

#### 2.4.3.3 ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ ΕΣΩΤΕΡΙΚΗΣ ΚΟΙΛΟΤΗΤΑΣ

Οι ηχοβολείς εσωτερικής κοιλότητας προορίζονται για εισαγωγή σε φυσική κοιλότητα του σώματος ή μέσω ενός χειρουργικού ανοίγματος. Η ικανότητα τοποθέτησης του ηχοβολέα κοντά σε ένα όργανο ή μάζα του υπό εξέταση στόχου σημαίνει αυτόματα ότι υπάρχει λιγότερη εξασθένηση που προκαλείται από τον παρεμβαλλόμενο ιστό, πράγμα που με τη σειρά του μας οδηγεί στο συμπέρασμα ότι μπορεί να χρησιμοποιηθεί υψηλότερη συχνότητα με αποτέλεσμα την ανώτερη πλευρική και αξονική ανάλυση. Οι παραμορφώσεις της εικόνας και οι ψευδενδείξεις λόγω οποιασδήποτε ετερογένειας ιστού ή έντονα ανακλαστικών ή διαθλαστικών διεπαφών μεταξύ του ηχοβολέα και του στόχου, επίσης μειώνονται.

Όλες οι τεχνικές σχεδιασμού δέσμης που αναφέρθηκαν προηγουμένως χρησιμοποιούνται σε ενδοκοιλοτικούς ηχοβολείς, η επιλογή των οποίων καθορίζεται κυρίως σύμφωνα με τα ανατομικά χαρακτηριστικά και τους περιορισμούς της συγκεκριμένης εφαρμογής. Μια καμπυλωτή συστοιχία προσφέρει οπτικό πεδίο κατάλληλου σχήματος για διακοπική σάρωση, ενώ το ευρύ οπτικό πεδίο κοντά σε μια γραμμική συστοιχία, είναι κατάλληλο για απεικόνιση του προστάτη από το ορθό. Τέλος οι συστοιχίες διαφοράς φάσης δίνουν ένα ευρύ οπτικό πεδίο για την οπτικοποίηση της αριστερής πλευράς της καρδιάς με μια διοισοφάγιο κεφαλή.

#### 2.4.3.4 ΜΗΧΑΝΙΚΑ ΕΝΔΟΚΟΙΛΟΤΙΚΟΙ ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ ΣΑΡΩΣΗΣ 360 °

Αυτές περιστρέφουν έναν ηχοβολέα γύρω από τον άξονα μιας κεφαλής έτσι ώστε η δέσμη να σαρώνει γύρω από έναν κύκλο 360°, με παρόμοιο τρόπο όπως μια δέσμη φωτός στριφογυρνά γύρω από έναν φάρο. Τέτοιοι ανιχνευτές αποτελούνται από έναν εξωτερικό σωλήνα εντός του οποίου υπάρχει μια περιστρεφόμενη εσωτερική ράβδος, που φέρει τον εξωτερικό ηχοβολέα. Για να διασταυρωθούν τα σήματα προς και από τον ηχοβολέα μεταξύ

των στατικών και περιστρεφόμενων μερών, χρησιμοποιούνται είτε δακτύλιοι ολίσθησης ή μια διάταξη μετασχηματιστή. Η τεχνική μπορεί να χρησιμοποιηθεί με ηχοβολείς χαμηλής συχνότητας, αλλά λόγω του μεγέθους και της μάζας των ηχοβολέων, είναι πιθανό να περιορίζονται στους ρυθμούς σάρωσης ή να περιλαμβάνουν χειροκίνητη περιστροφή του ηχοβολέα.

## 2.5 ΜΕΘΟΔΟΙ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

### ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ ΜΕ ΣΤΑΘΕΡΗ ΕΣΤΙΑΣΗ

Ιστορικά, η πρώτη τεχνική διαμόρφωσης δέσμης που χρησιμοποιήθηκε ήταν ο διαμορφωτής σταθεροποίησης της εστίασης, όχι με ηλεκτρονική διεύθυνση και εφαρμογή καθυστερήσεων όπως συμβαίνει με τους σύγχρονους διαμορφωτές αλλά με χρήση ηχοβολέων μονής συστοιχίας για την επίτευξη της επιθυμούμενης εστίασης. Η εναλλαγή της περιοχής ενδιαφέροντος πραγματοποιούνταν με περιστροφή του ηχοβολέα και τα απεικονιστικά συστήματα διόρθωναν την κίνηση, τόσο στην μετάδοση, όσο και στην λήψη. Η εικόνα παρουσίαζε τομεακή μορφή όπως και στην φασική συστοιχία.

### ΚΛΑΣΙΚΗ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ

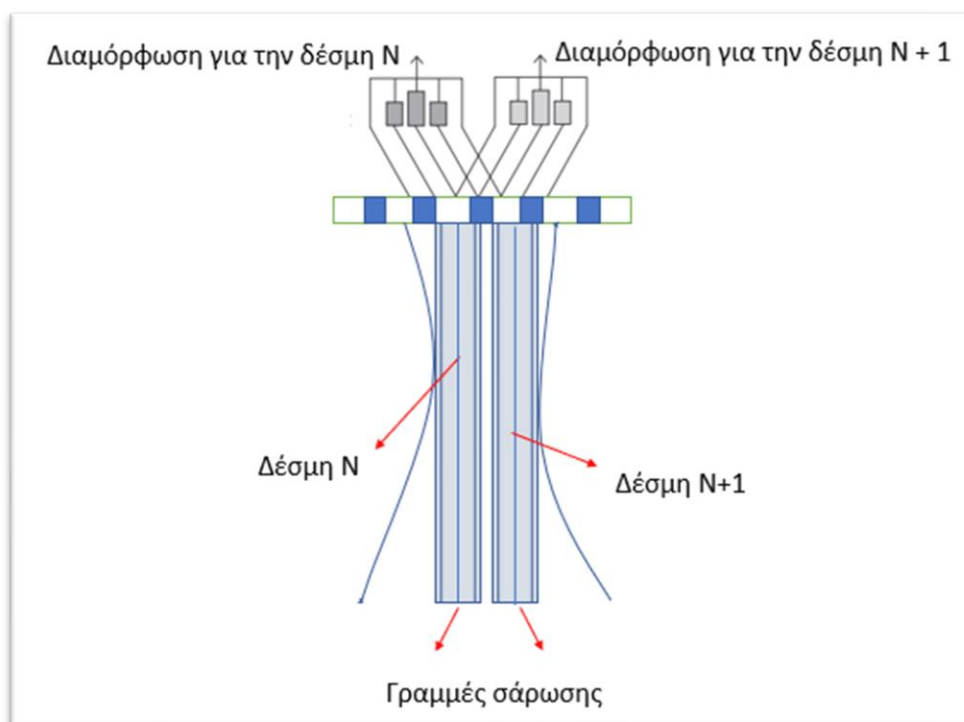
Πρόκειται για την απλούστερη τεχνική διαμόρφωσης της δέσμης. Η κλασική διαμόρφωση επιτυγχάνεται με κατάλληλες καθυστερήσεις και προσθέσεις των εξόδων συστοιχίας ενός ηχοβολέα. Η εικόνα που σχηματίζεται με την λειτουργία B-mode στην συμβατική υπερηχογραφία αποτελείται από πολλές γραμμές/διαδρομές οι οποίες λαμβάνονται με σάρωση του ιστού στον οποίο διαδίδονται τα ακουστικά κύματα. Για κάθε γραμμή, το σύστημα διεγείρει τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία του ηχοβολέα με μια σύντομη ημιτονοειδή διέγερση με συχνότητα μεταξύ του εύρους 1-10MHz. Εφαρμόζοντας κατάλληλες καθυστερήσεις, ο ηχοβολέας παράγει μια λεπτή δέσμη που εστιάζεται στο επιθυμητό σημείο. Κατά τη λήψη, το σήμα που επιστρέφει ενισχύεται και ψηφιοποιείται και ο διαμορφωτής δέσμης, εφαρμόζει διαφορετικούς συντελεστές απόδοσης σε όλα τα λαμβανόμενα σήματα από τα στοιχεία του ηχοβολέα. Τέλος, όπως αναφέρθηκε, το σήμα που λαμβάνεται από κάθε έξοδο, υποβάλλεται σε συγκεκριμένη καθυστέρηση η οποία αλλάζει δυναμικά σύμφωνα με το βάθος της προέλευσης (Δυναμική εστίαση). Το αποτέλεσμα είναι ότι το σήμα εστιάζεται σε κάθε σημείο μιας γραμμής και όχι σε ένα μόνο σημείο. Οι συντελεστές απόδοσης και καθυστέρησης υπολογίζονται εκ των προτέρων και αποθηκεύονται στην μνήμη, ενώ οι καθυστερήσεις εφαρμόζονται με σειρά ψηφιακών καθυστερήσεων που πραγματοποιούνται μέσω της μνήμης. Όλες αυτές οι λειτουργίες είναι αρκετά απαιτητικές ως προς τον υπολογισμό και συνήθως αναθέτονται σε ολοκληρωμένα συστήματα FPGA, τα οποία δημιουργούν κάθε σημείο της εικόνας με τον ίδιο ρυθμό που χρησιμοποιείται για τη δειγματοληψία δεδομένων. [62-64]

### ΠΑΡΑΛΛΗΛΗ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ

Η τεχνική αυτή, η οποία αναφέρθηκε συνοπτικά νωρίτερα, εφαρμόζεται με σκοπό την αύξηση του ρυθμού σάρωσης στην ιατρική υπερηχογραφική απεικόνιση, συγκεκριμένα σε



2D συστήματα τα οποία παρουσιάζουν υψηλό αριθμό κρυστάλλων τόσο στο πλευρικό όσο και στο επίπεδο του πάχους. Ο ρυθμός επανάληψης της εικόνας περιορίζεται εξαιτίας του χρόνου διάδοσης του παλμικού ήχου σε κάθε μια από τις γραμμές σάρωσης. Κάθε ανακλώμενη γραμμή υποβάλλεται σε παράλληλη επεξεργασία (parallel beamforming) έτσι ώστε να εξασφαλίσουμε τρισδιάστατες εικόνες, άρα όγκο στην εικόνα. (Εικόνα 19). Μπορεί το πεδίο απεικόνισης που προκύπτει να είναι μικρότερο, ο ρυθμός επανάληψης όμως, είναι αρκετά μεγάλος και μπορεί να φτάσει ακόμα και τις 20-30 λήψεις εικόνας το δευτερόλεπτο. Οι λιγότερες γραμμές σάρωσης και η μείωση του όγκου της δειγματοληψίας, είναι κάποιιοι από τους τρόπους με τους οποίους επιτυγχάνεται η παραπάνω τεχνική. Αν και ο ρυθμός επανάληψης αυξάνεται σύμφωνα με τον αριθμό των παράλληλων δεσμών, η τεχνική παρουσιάζει σφάλματα τύπου μπλοκ στην εικόνα [20].

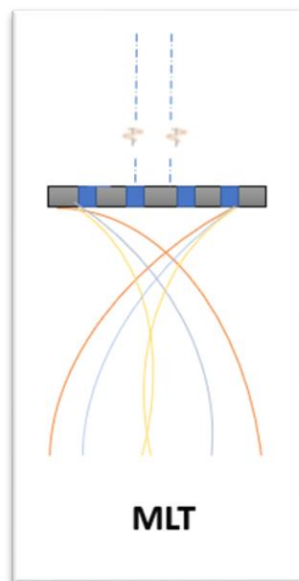


Εικόνα 19: Διαδικασία παράλληλης διαμόρφωσης της δέσμης

#### ΠΑΡΑΛΛΗΛΗ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΠΟΛΛΑΠΛΩΝ ΓΡΑΜΜΩΝ (MLT)

Όπως και η προηγούμενη, έτσι και αυτή η τεχνική, έχει ως σκοπό την αύξηση του ρυθμού σάρωσης στα υπερηχογραφικά συστήματα. Πρόκειται για την παράλληλη διαμόρφωση πολλαπλών γραμμών (Multi-line transmission). Η βασική ιδέα πίσω από αυτή την προσέγγιση διαμόρφωσης της δέσμης, είναι η μετάδοση μιας φαρδιάς δέσμης, τόση ώστε να καλύπτει μια μεγάλη περιοχή, και στην συνέχεια η μετάδοση πολλαπλών στενών δεσμών ώστε να σχεδιαστούν αρκετές σαρώσεις με B-mode, διαμέσου διαφορετικών διευθύνσεων για κάθε γεγονός μετάδοσης (Εικόνα 20). Με αυτόν τον τρόπο, πολλαπλές γραμμές σχεδιάζονται παράλληλα αυξάνοντας έτσι τον ρυθμό σάρωσης και την χωρική διακριτική ικανότητα. Τα διαφορετικά σήματα που λαμβάνονται από όλα τα στοιχεία του ηχοβολέα συνδυάζονται ώστε να σχηματίσουν μια γραμμή στην εικόνα. Μια μεγάλη μνήμη διπλής θύρας (DPM)

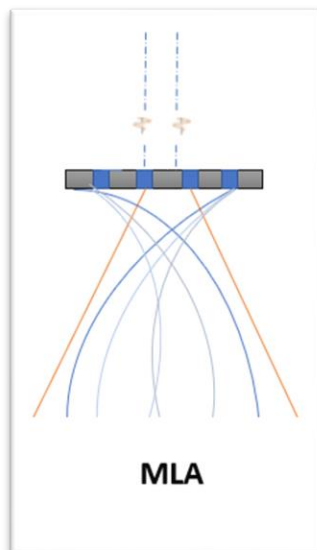
τοποθετείται μεταξύ των μετατροπών AD και του συστήματος FPGA όπου και πραγματοποιούνται οι μαθηματικοί υπολογισμοί. Η DPM χρησιμοποιείται για την αποθήκευση των δεδομένων που αποκτήθηκαν. Πραγματοποιείται η πρώτη διέγερση των 32 ληφθέντων δεδομένων τα οποία αποθηκεύονται στην DPM και οι διαμορφωτές αρχίζουν να επεξεργάζονται την πρώτη ομάδα γραμμών που λειτουργούν στη μέγιστη επιτρεπόμενη συχνότητα, δηλαδή την  $FM$ . Μόλις δημιουργηθεί η πρώτη ομάδα γραμμών, τα δεδομένα στο DPM «διαβάζονται» ξανά και υποβάλλονται σε επεξεργασία από τους διαμορφωτές, οι οποίοι χρησιμοποιούν διαφορετικούς συντελεστές για να δημιουργηθεί μια νέα ομάδα γραμμών και ούτω καθεξής, έως ότου να ολοκληρωθεί η επεξεργασία όλων των γραμμών της εικόνας. Τα επεξεργασμένα δεδομένα αποθηκεύονται στην μονάδα αποθήκευσης δεδομένων (BF Data Buffer) πριν μεταφερθούν σε μονάδα επεξεργασίας υψηλού επιπέδου (π.χ. Digital Signal Processor).



Εικόνα 20: Τεχνική MLT

#### ΕΝΙΣΧΥΣΗ ΠΟΛΛΑΠΛΩΝ ΓΡΑΜΜΩΝ (MLA)

Με σκοπό την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας, μια κοινή στρατηγική είναι η απόκτηση πολλαπλών γραμμών λήψης για κάθε γραμμή μετάδοσης, που οδηγεί στην τεχνική που είναι γνωστή ως Multiple line acquisition (MLA). Με την χρήση της τεχνικής αυτής, κάποιος μπορεί να ανακατασκευάσει την εικόνα με λιγότερες μεταδόσεις, συμβατικά την παράλληλη διαμόρφωση της δέσμης (Εικόνα 21). Στην μετάδοση του πεδίου κυμάτων (PW) καθώς και στην μετάδοση αποκλίνοντων κυμάτων (DW), επομένως σε δέσμες ευρείας μετάδοσης, η MLA μπορεί να εφαρμοστεί και στην διαμόρφωση δέσμης με λογισμικό (σύγχρονη τεχνική διαμόρφωσης δέσμης), προσδιορίζοντας μια κατάλληλη σάρωση εικονοστοιχείων. Ωστόσο με εστιασμένες μεταδόσεις, η στενή περιοχή γύρω από την εστία μπορεί να οδηγήσει σε εμφάνιση ανεπιθύμητων στιγμάτων, όπως είναι οι ψευδενδείξεις (στρέβλωση δέσμης) [20].



Εικόνα 21: Τεχνική MLA

#### ΣΥΝΘΕΤΙΚΗ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗ ΔΕΣΜΗΣ (STB)

Μια λύση στο παραπάνω πρόβλημα αλλοιώσεων που αναφέρθηκε στην τεχνική ενίσχυσης πολλαπλών γραμμών, αποτελεί η χρήση συνθετικής μετάδοσης της δέσμης (STB) με μετατόπιση μέσω συνεκτικής παρεμβολής. Μπορούμε να εφαρμόσουμε την τεχνική STB με χρήση αλληλεπικαλυπτόμενων δεσμών μετάδοσης οι οποίες στη συνέχεια παρεμβάλλονται για την απομάκρυνση των ανεπιθύμητων στιγμάτων που προαναφέρθηκαν. Αυτή η μέθοδος φαίνεται να παρουσιάζει καλή απόδοση τόσο με εμφάνιση σφαλμάτων όσο και χωρίς την παρουσία αυτών. Επιπλέον, έχει αποδειχθεί ότι είναι επίσης δυνατό να εκτιμηθούν ταχύτητες με ακρίβεια συγκρίσιμη με εκείνη της συμβατικής απεικόνισης ιστών με Doppler(TDI). Το TDI είναι μια απεικονιστική εφαρμογή που υπολογίζει τις ταχύτητες των ιστών και είναι μια αναγνωρισμένη τεχνική που χρησιμοποιείται ιδιαίτερα στην καρδιολογία εφόσον προσφέρει ποσοτική αξιολόγηση της λειτουργίας του καρδιακού ιστού. [92]

#### ΤΕΧΝΙΚΗ ΕΛΑΧΙΣΤΗΣ ΔΙΑΚΥΜΑΝΣΗΣ (MV)

Όπως αναφέρθηκε παραπάνω η τεχνική MLA, και μεν χρησιμοποιείται για την αύξηση του ρυθμού σάρωσης στην εικόνα, αλλά παρουσιάζει κάποια ανεπιθύμητα στίγματα και αλλοιώσεις στην εικόνα. Ως επέκταση της τεχνικής MLA, παρουσιάζεται από τον Caron το 1969, αυτή της ελάχιστης διακύμανσης (MV) η οποία και μεν δεν απέδειξε πλήρως ότι αφαιρεί τις ψευδενδείξεις που πρόκυπταν από την τεχνική MLA, αλλά πειράματα όπως αυτό που περιγράφεται συνοπτικά παρακάτω, αποτελούν παράδειγμα ότι μπορεί να βελτιώσει το πρόβλημα αυτό. Οι Synnevag *et al.* παρουσίασαν ως πλεονέκτημα ότι η τεχνική διαμόρφωσης δέσμης MV εφαρμόζεται στην τεχνική MLA. [62] Χρησιμοποίησαν αρχικά τέσσερις γραμμές ανά μετάδοση ώστε να δειχθεί ότι η τεχνική MV, συγκρινόμενη με την DAS τεχνική, δίνει καλύτερα αποτελέσματα. Το πείραμα αυτό εφαρμόστηκε σε προσομοιωμένο περιβάλλον, όπου δεν δόθηκε έμφαση στις αλλοιώσεις που προκαλούνταν από την MLA τεχνική στα απλά παραδείγματα που χρησιμοποίησαν. Σε πραγματικά δεδομένα υπερήχου και ειδικότερα σε όργανα όπως η καρδιά όπου συμβαίνουν ισχυρές ανακλάσεις, αυτές οι επιδράσεις είναι πιο

έντονες. Στο πείραμα που πραγματοποιήθηκε, εφαρμόστηκε σε καρδιολογικά δεδομένα, διαμόρφωση δέσμης με ελάχιστη διακύμανση, και αποδείχτηκε ότι οι ψευδενδείξεις δεν εξαφανίστηκαν. Η συνθετική διαμόρφωση δέσμης από την μια πλευρά, μειώνει τις εν λόγω ψευδενδείξεις της τεχνικής MLA σε βάρος όμως της διακριτικής ικανότητας και της απώλειας ανάλυσης, από την άλλη όμως η τεχνική MV όπως αναφέρθηκε παραπάνω δεν μπορεί να εκμηδενίσει τις MLA ψευδενδείξεις αλλά μπορεί να βελτιώσει την ανάλυση και την αντίθεση. Αυτή η συνειδητοποίηση οδήγησε στον συνδυασμό των δύο παραπάνω ώστε να αποδειχτούν τα οφέλη, της κάθε τεχνικής ξεχωριστά. Το πείραμα πραγματοποιήθηκε με την υποστήριξη προσομοίωσης και δεδομένων από πραγματικά ομοιώματα αλλά και δεδομένων από πραγματική απεικόνιση υπερήχου καρδιάς. Τα αποτελέσματα αυτού, η συνθετική τεχνική διαμόρφωσης αντισταθμίζει τα ανεπιθύμητα στίγματα αλλά όταν συνδυαστεί με την τεχνική MV μπορεί να δώσει καλύτερα αποτελέσματα απ' ότι η συνθετική διαμόρφωση με την εξομάλυνση μόνο, και όταν εφαρμόζεται η STB με την MV, μπορεί να δώσει καλύτερα αποτελέσματα απ' ότι η εφαρμογή της MV σε μια λειτουργία MLA χωρίς STB. Ο διαμορφωτής ελάχιστης διακύμανσης έχει κερδίσει το ενδιαφέρον στο πεδίο της απεικόνισης με υπερήχους εξαιτίας της ικανότητας του να βελτιώνει αισθητά την παραγόμενη ποιότητα της εικόνας.

#### ΑΝΕΞΑΡΤΗΤΟΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ ΔΙΑΜΟΡΦΩΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ (Data-independent beamforming: DAS)

Οι διαμορφωτές δέσμης μπορούν να είναι εξαρτώμενοι δεδομένων ή ανεξάρτητοι (προσαρμοστικοί). Η πλέον γνωστή ανεξάρτητη δεδομένων, μέθοδος διαμόρφωσης δέσμης, είναι αυτή της καθυστέρησης και αθροίσματος (Delay-And-Sum) [58]. Ο γενικός διαμορφωτής καθιστά πιθανή την διαμόρφωση όλων των αλληλουχιών με έναν μόνο αλγόριθμο και προσφέρει επίσης την δυνατότητα ανακατασκευής της εικόνας με χρήση δεδομένων καναλιού. Με απλά λόγια αναφέρεται στην διαδικασία καθυστέρησης του σήματος από κάθε κανάλι και της συνολικής τους άθροισης (Εικόνα 22). Υπάρχουν πολλές ηλεκτρονικές εφαρμογές που έχουν αναπτυχθεί ώστε να επεξηγηθεί ένας τέτοιος διαμορφωτής. Η εικόνα DAS αποτελεί τον συνεκτικό συνδυασμό των τιμών των εικονοστοιχείων όπως λαμβάνονται από όλα τα στοιχεία  $M$  από το σύνολο των μεταδόσεων  $N_a$ . Η εξίσωση του διαμορφωτή αυτού δίνεται από τον παρακάτω μαθηματικό τύπο:

$$b_{DAS}(x, z) = \sum_{a=0}^{N_a-1} \sum_{M=0}^{M-1} w_a^{tx}(x, z) w_m^{rx}(x, z) s_{m,a}(x, z) e^{i2\pi f \Delta t / F_s} \quad (2.14)$$

Όπου  $w_m^{rx}$  : η εξομάλυνση με διαστάσεις  $[N_z, N_x, M_m]$

$w_a^{tx}$  : η εξομάλυνση μετάδοσης με διαστάσεις

$f$  : η αποδιαμόρφωση συχνότητας

$\Delta t$  : η καθυστέρηση που προκύπτει από την παρακάτω εξίσωση

$$\Delta t = (T + R)/c_0 \quad (2.15)$$

Όπου  $T$  : η απόσταση από το σημείο προέλευσης του κύματος στο σημείο  $(x,z)$

$R$ : η απόσταση από τα σημεία  $(x,z)$  στην θέση του σημείου  $m$

$C_0$ : η ταχύτητα του ήχου

Αν τα δεδομένα καναλιού  $s_{m,a}$  αποτελούν το αποδιαμορφωμένο σήμα, τότε χρειάζεται να ενισχύσουμε το σήμα, πολλαπλασιάζοντας με τον όρο  $e^{i2\pi f\Delta\tau/Fs}$ . Αν διαμορφώσουμε την συχνότητα, σύμφωνα με το σήμα ραδιοσυχνότητας RF ή με το αναλυτικό σήμα μπορούμε να θέσουμε ως :

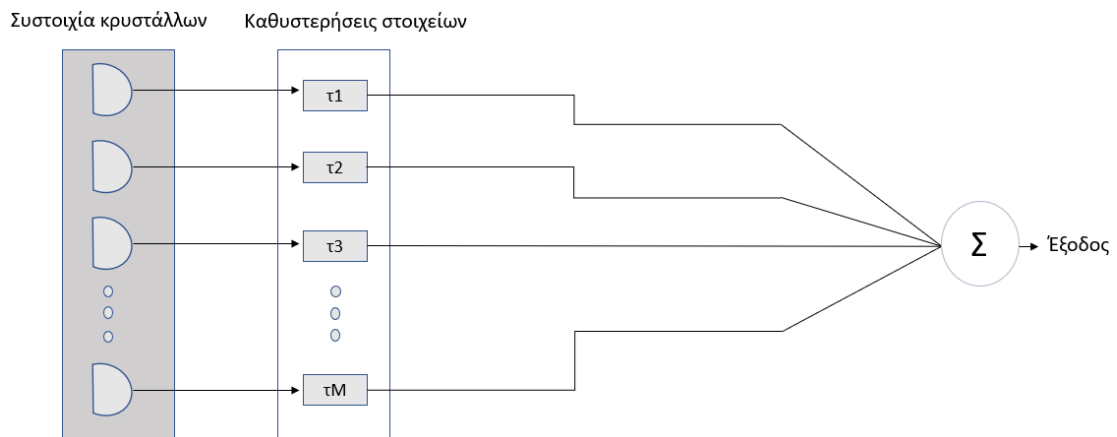
$$f=0 \text{ ώστε , } e^{i2\pi f\Delta\tau/Fs} = 1$$

Για συμβολική απλότητα ξαναδιατυπώνουμε τον τύπο (2.14). Υποθέτουμε ότι χρησιμοποιούμε αναλυτικό σήμα και απομακρύνουμε τα χωρικά εικονοστοιχεία  $(x,z)$  με αποτέλεσμα να προκύπτει η παρακάτω απλοποιημένη σχέση:

$$b_{DAS} = \sum_{a=0}^{Na-1} \sum_{M=0}^{M-1} w_a^{tx} w_m^{rx} s_{m,a} = \sum_{tx} w_a^{tx} \sum_{rx} w_m^{rx} s_{m,a} \quad (2.16)$$

Να σημειωθεί ότι το εσωτερικό άθροισμα των στοιχείων πάνω στα σημεία, είναι το άθροισμα πάνω στις διαστάσεις  $(rx)$ , ενώ το άθροισμα με τις  $a$  μεταδόσεις, είναι το άθροισμα πάνω στην διάσταση μετάδοσης  $(tx)$ , ώστε να μπορούμε να μετακινήσουμε τα βάρη μετάδοσης  $w_a^{tx}$  εκτός του εσωτερικού αθροίσματος. Αν κοιτάξουμε με λεπτομέρεια στο καθυστερημένο κανάλι δεδομένων στο  $s_{m,a}$  μπορούμε να διακρίνουμε τα δεδομένα από κάθε μετάδοση  $a$  σαν έναν τρισδιάστατο κύβο όπου η πρώτη διάσταση,  $Z_s$ , αντιπροσωπεύει τα εικονοστοιχεία του βάθους, η δεύτερη διάσταση είναι τα  $X_s$  και η τρίτη διάσταση, τα στοιχεία λήψης  $m$ . Ο όρος  $s_{m,1}$  ισχύει για διαστάσεις  $[N_z, N_x, M_m]$  και θα καταλήξουμε με  $N_a$  αριθμό από αυτούς τους κύβους, έναν από κάθε μετάδοση  $a$ .

Ύστερα από συγκέντρωση των δεδομένων, εφαρμόζονται διαφορετικές καθυστερήσεις και βάρη πλάτους στα εστιασμένα δεδομένα, ώστε τα κύματα που προέρχονται από τη μία κατεύθυνση να ενισχύονται κατά τη διάρκεια της άθροισης σε σχέση με τα κύματα που προέρχονται από άλλες κατευθύνσεις. Ανάλογα με τα βάρη τα οποία εφαρμόζονται στην συστοιχία εξόδου των εκπεμπόμενων σημάτων, οι διαμορφωτές μπορούν να είναι ανεξάρτητοι δεδομένων ή εξαρτώμενοι από αυτά. Στην εκπομπή, το πλάτος και ο χρόνος της διέγερσης ελέγχονται σε κάθε στοιχείο του ηχοβολέα ώστε οι σταθμισμένοι και καθυστερημένοι μεταδιδόμενοι παλμοί να αυξάνονται στο εστιακό σημείο. Στην λήψη, οι ηχώ που λαμβάνονται από τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία του μετατροπέα, εστιάζονται, καθυστερημένα όντας, και τα παραχθέντα σήματα ζυγίζονται με την βοήθεια μιας συνάρτησης ζύγισης, και τέλος προστίθενται με τέτοιο τρόπο ώστε να σχηματίζουν ένα σήμα ραδιοσυχνότητας. Στην λήψη, ο σχεδιασμός δέσμης είναι πιο ευέλικτος απ' ότι είναι στην εκπομπή εφόσον από την στιγμή που τα στοιχεία διεγερθούν, δεν υπάρχει περεταίρω έλεγχος στην διαδικασία της διαμόρφωσης της δέσμης. [72]



Εικόνα 22: Η δομή ενός διαμορφωτή Delay and Sum(DAS)

### ΔΙΑΜΟΡΦΩΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΕΞΑΡΤΩΜΕΝΟΣ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ (Data-dependent beamforming)

Οι προσαρμοστικοί διαμορφωτές δέσμης υπολογίζουν τα βάρη από τα στατιστικά στοιχεία των ληφθέντων δεδομένων προκειμένου να συγκλίνουν σε μια βέλτιστη απόκριση όσον αφορά τη μεγιστοποίηση του σήματος προς θόρυβο SNR στην έξοδο του διαμορφωτή. Έτσι, οι συνεισφορές του θορύβου και τα σήματα που φτάνουν από άλλες κατευθύνσεις από αυτή που επιθυμούμε, ελαχιστοποιούνται. Η κύρια πρόκληση στην εφαρμογή προσαρμοστικού διαμορφωτή δέσμης στην απεικόνιση υπερήχων, είναι η συσχέτιση μεταξύ σήματος και παρέμβασης. Τα προαναφερθέντα, συσχετίζονται αρκετά μεταξύ τους εξαιτίας του ότι ο ηχοβολέας λαμβάνει ηχώ που αντανακλώνται από το ίδιο σημείο ενδιαφέροντος.

### ΔΙΑΜΟΡΦΩΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΕΛΑΧΙΣΤΗΣ ΠΕΡΙΘΛΑΣΗΣ

Οι δέσμες περιορισμένης περίθλασης είναι μια ειδική κατηγορία λύσεων στην ιστροπική/ομοιογενή κυματική εξίσωση. Αυτές οι λύσεις αντιπροσωπεύουν κύματα που θα μπορούσαν να διαδοθούν σε άπειρη απόσταση χωρίς να εξαπλωθούν. Με τον όρο περιορισμένη περίθλαση εννοούμε ότι, ένα κύμα, ταξιδεύοντας προς την κατεύθυνση διάδοσής του, δεν παρουσιάζει αλλαγές ως προς το προφίλ του. Ακόμα κι αν τα κύματα παράγονται με πεπερασμένο παράθυρο και ενέργεια, οι, ελάχιστης περίθλασης, δέσμες, παρουσιάζουν μεγάλο βάθος πεδίου και μια κατά προσέγγιση, ανεξάρτητη από το βάθος, ιδιότητα. [72,74]

### ΑΛΛΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

Πέραν των παραπάνω τεχνικών που αναφέρθηκαν για την διαμόρφωση της δέσμης, έχουν σημειωθεί και αρκετοί ακόμη τρόποι με τους οποίους μπορεί να διαμορφωθεί η δέσμη σε έναν υπέρηχο.

Ιδιαίτερα ενδιαφέρουσες είναι αυτές που ερευνήθηκαν με αφαιρετική απεικόνιση (null subtraction imaging - NSI), και συνεκτική διαμόρφωση δέσμης [56]. Συναρτήσεις

εξομάλυνσης πλάτους χρησιμοποιούνται για την επίτευξη πλευρικής διακριτικής ικανότητας. Η διαδικασία αυτή απαιτεί εφαρμογή τεχνικών επεξεργασίας σήματος μόνο κατά την λήψη της δέσμης. Στην ουσία, η ιδέα βασίζεται στον συνδυασμό των εικόνων που σχηματίζονται χρησιμοποιώντας συναρτήσεις εξομάλυνσης πλάτους μηδενικής και μη μηδενικής μέσης τιμής. Η τεχνική αυτή είναι σαφώς πιο ακριβή υπολογιστικά σε σύγκριση με την κλασική διαμόρφωση δέσμης και γενικότερα οδηγεί σε μικρότερο δυναμικό εύρος. Ωστόσο, είναι ιδιαίτερα κατάλληλη για εφαρμογές σε συνθήκες χαμηλής απεικόνισης SNR. Η αντίθεση βελτιώνεται και ο θόρυβος μειώνεται σημαντικά.

Ένας άλλος διαμορφωτής είναι και αυτός του βαθέως νευρωνικού δικτύου (Deep neural network, DNN), μια τεχνική που χρησιμοποιείται για σκοπούς ανακατασκευής εικόνας [39]. Η λογική επάνω στην οποία στηρίχθηκε ο Gasse et. al ήταν να χρησιμοποιηθούν νευρωνικά δίκτυα ώστε να μειωθεί ο αριθμός των γεγονότων μετάδοσης που απαιτούνταν στην συνθετική τεχνική, η οποία λειτουργούσε με δημιουργία ενός συνόλου δεδομένων καναλιών του υπερήχου με βελτιωμένη ανάλυση και αντίθεση, όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενη ενότητα. Οι νευρωνικού δικτύου διαμορφωτές, παράγουν εικόνες με παρόμοιας ποιότητας βελτιώσεις αλλά με χρήση λιγότερων γεγονότων μετάδοσης όπως αναφέρθηκε παραπάνω. Ένας ακόμα τύπος διαμόρφωσης είναι και ο μη γραμμικός διαμορφωτής, που αναφέρεται ως αλγόριθμος διαμόρφωσης δέσμης, βασισμένος στην συνέλιξη (Convolutional beamforming algorithm: COBA), ο οποίος λειτουργεί με καθυστερημένα σήματα ραδιοσυχνότητας πριν το στάδιο της πρόσθεσης. Μπορεί να εφαρμοστεί αποτελεσματικά με χρήση του μετασχηματισμού Fourier (FFT) καθιστώντας τον τρόπο αυτόν κατάλληλο για εφαρμογή σε πραγματικό χρόνο. [65-68]

## 2.6 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ

### MLA-MLT

Η διαμόρφωση δέσμης MLA και MLT στην ουσία ανταλλάσσει την χωρική διακριτική ικανότητα με τον ρυθμό απόκτησης δεδομένων και μπορεί γενικά να εφαρμοστεί σε οποιοδήποτε παράθυρο συστοιχίας του ηχοβολέα. Συγκεκριμένα στην περίπτωση του MLT, όπου οι εστιασμένες δέσμες χρησιμοποιούνται για την μετάδοση, το βάθος διείδυσης δεν χάνεται όπως συμβαίνει στην κλασική τεχνική διαμόρφωσης της δέσμης. Η επίπεδη και αποκλίνουσα δέσμη κυμάτων επικεντρώνεται για την επίτευξη ενός υψηλού αριθμού δεδομένων. Κατά συνέπεια, επηρεάζεται η χωρική διακριτική ικανότητα και το βάθος διείδυσης. Αυτές οι προσεγγίσεις απαιτούν μεγάλο μέγεθος παραθύρου κάτι που φαίνεται να ισχύει και στην συνθετική διαμόρφωση δέσμης, όπου η αύξηση του αριθμού των στοιχείων μετάδοσης μας οδηγεί σε βελτιωμένη απόδοση. Η ισχύς του παραθύρου στην συνθετική απεικόνιση βρίσκεται σίγουρα εντός των ορίων της χωρικής διακριτικής ικανότητας, η οποία επιτυγχάνεται εις βάρος όμως του βάθους διείδυσης και του ρυθμού λήψης δεδομένων. Για κάθε τεχνική, αυτά τα πλεονεκτήματα και τα μειονεκτήματα μπορούν να μετριάσθούν υπό συγκεκριμένες προϋποθέσεις. Ωστόσο, ισχύει γενικά ο κανόνας ότι το κέρδος από μια συγκεκριμένη λειτουργία συνεπάγεται απώλεια απόδοσης σε σχέση με τα υπόλοιπα χαρακτηριστικά. Ο Luchies et al οι οποίοι ανακατασκεύασαν εικόνες υπερήχων από σήματα ραδιοσυχνότητας με την βοήθεια βαθέως νευρικού δικτύου, παρατήρησαν καλύτερη ποιότητα ανακατασκευής σε σύγκριση με τον τύπο διαμόρφωσης δέσμης DAS [39]

### STB-MLA-MV

Η συνθετική διαμόρφωση δέσμης όπως αναφέρθηκε παραπάνω, οδηγεί σε μείωση των ανεπιθύμητων ενδείξεων από την τεχνική MLA, με μείωση όμως της διακριτικής ικανότητας και της ανάλυσης. Η MV τεχνική όμως μπορεί να βελτιώσει την ανάλυση και την αντίθεση. Όταν η τεχνική STB συνδυαστεί με την MV οδηγεί σε καλύτερα αποτελέσματα από ότι αν συνδυαστεί η STB με την τεχνική της εξομάλυνσης μόνο, χωρίς δηλαδή την επίδραση της MV. Επίσης στον συνδυασμό της STB με την MV, τα αποτελέσματα που παρουσιάζονται είναι καλύτερα από ότι αν εφαρμοζόταν η MV σε μια λειτουργία MLA χωρίς STB. [69-73]

### STB-DAS-MV

Τα αποτελέσματα που μπορεί να προσφέρει ο συνδυασμός MV τεχνικής με την STB, είναι σίγουρα καλύτερα από αυτά που προκύπτουν με τον συνδυασμό του STB και DAS. [37]

Παρακάτω συγκεντρώσαμε σε έναν πίνακα τα αποτελέσματα που λαμβάνουμε αν συγκρίνουμε μεταξύ τους τις κάποιες από τις πιο βασικές τεχνικές διαμόρφωσης ως προς την χωρική διακριτική ικανότητα, τον ρυθμό ενίσχυσης, το μέγεθος παραθύρου της συστοιχίας και τα βάθη διεύθυνσης. (Πίνακας 1)

ΤΡΟΠΟΣ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΔΕΣΜΗΣ	ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑ	ΡΥΘΜΟΣ ΕΝΙΣΧΥΣΗΣ	ΜΕΓΕΘΟΣ ΣΥΣΤΟΙΧΙΑΣ	ΒΑΘΗ ΔΙΕΙΣΔΥΣΗΣ
<i>MLA</i>	-	+	0	0
<i>MLT</i>	-	+	0	0
<i>MV</i>	+	0	0	0
<i>PWI</i>	-	++	-	-
<i>CPWI</i>	+	+	0	+
<b>ΣΥΝΘΕΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ</b>	+	-	-	-

Πίνακας 1: Ο πίνακας συνοψίζει τα χαρακτηριστικά της κάθε τεχνικής. Τα + και - σημειώνονται για να υποδηλώσουν αύξηση και μείωση αντίστοιχα του εκάστοτε μεγέθους. Με 0 σημειώνεται το μέγεθος το οποίο δεν εμφανίζει σημαντική μεταβολή



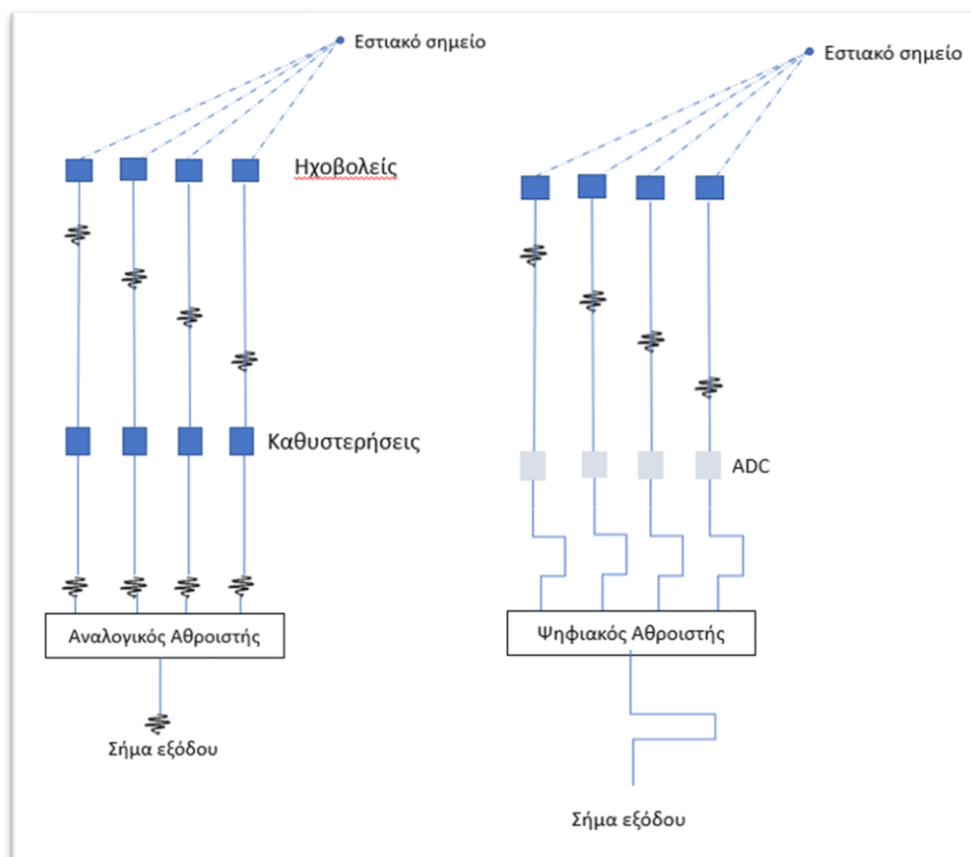
## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3

### 3.1 Η ΝΕΑ ΕΠΟΧΗ: ΤΕΧΝΙΚΗ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ

#### 3.1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

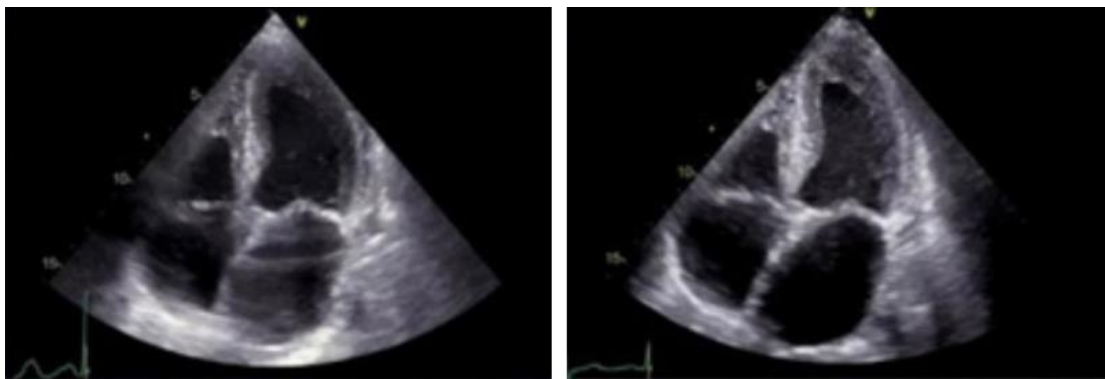
Καθώς οι μικροεπεξεργαστές γίνονται ταχύτεροι, παρατηρείται ότι όλο και περισσότερες εφαρμογές που προηγουμένως λειτουργούσαν με απτό υλικό (hardware) τώρα υλοποιούνται με λογισμικό (software). Ένας λόγος γι' αυτό είναι ότι τα ειδικά σχεδιασμένα συστήματα εφαρμογών ASIC, FPGA που χρησιμοποιούνται στις παραδοσιακές εφαρμογές διαμόρφωσης δέσμης με υλικό, όπως αναφέρθηκαν παραπάνω, παράγονται με μικρότερους ρυθμούς και συνεπώς είναι πιο ακριβά από τους επεξεργαστές γενικής χρήσης. Και στις δύο περιπτώσεις, η διαμόρφωση της δέσμης γίνεται με τον ίδιο τρόπο, με χρήση δηλαδή λογικών πυλών σε κάθε συσκευή. Από την φύση της, η ψηφιακή λογική είναι παράλληλη και αποτελεί αγωγό για την υψηλή απόδοση και ταχύτητα του συστήματος. Ο περιορισμός των ASIC και FPGA ωστόσο εντοπίζεται στην πολυπλοκότητα τους να παραχθούν, εφόσον απαιτούν σημαντικό αριθμό κυκλωμάτων υποστήριξης και μπορεί να χρειαστεί αρκετός χρόνος για να αναπτυχθούν και να επιλυθούν τα όποια σφάλματά τους.

Οι πρώτοι διαμορφωτές δέσμης υπολογισμού καθυστέρησης που χρησιμοποιήθηκαν, ήταν διαμορφωτές βασισμένοι σε μικροεπεξεργασία. Σε αυτά τα συστήματα, τα ψηφιακά δεδομένα καταγράφονται σε μια μνήμη RAM. Μετά την καταγραφή, ο μικροεπεξεργαστής (ή κοινώς, ο επεξεργαστής επεξεργασίας σήματος) χρησιμοποιεί για την επιλογή των επιθυμούμενων δειγμάτων, την συνολική τους άθροιση, ώστε να παραχθεί μια εικόνα στην έξοδο. Η τεχνολογία των μικροεπεξεργαστών, βελτιώθηκε με την πάροδο των χρόνων, αυξάνοντας την ταχύτητα του συστήματος, με ταυτόχρονη μείωση του κόστους. Ακόμα και με αυτά τα οφέλη, οι μικροεπεξεργαστές αποτελούν σειριακές συσκευές επεξεργασίας, υπό την έννοια ότι κάθε λειτουργία πρέπει να εκτελείται διαδοχικά με το πολύ μια δυνατή λειτουργία. Από την φύση του αυτό σημαίνει ότι κάθε επιπρόσθετο κανάλι προσθέτει έναν πολλαπλασιαστή στο χρονικό διάστημα που απαιτείται για την επεξεργασία των δεδομένων και ο συνολικός χρόνος που απαιτείται για την διαμόρφωση μιας γραμμής είναι ανάλογος με τον αριθμό στοιχείων της συστοιχίας (Εικόνα 23).



Εικόνα 23: Αναλογικός διαμορφωτής αριστερά, ψηφιακός στα δεξιά.

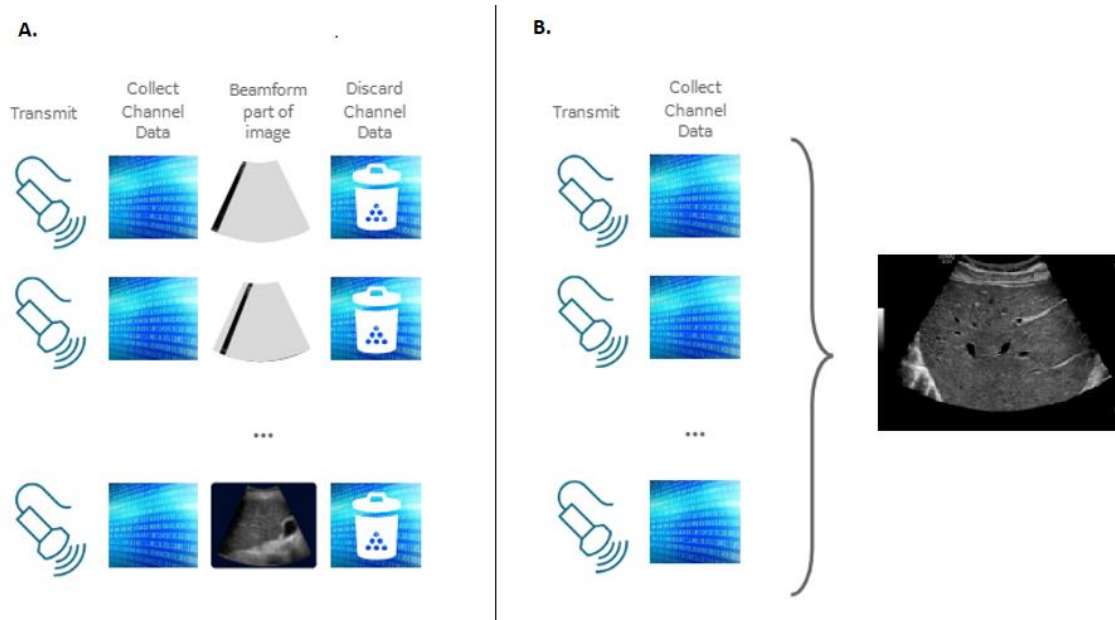
Παρ' όλο που τα συστήματα, βασισμένα σε μικροεπεξεργαστές, έχουν κατασκευαστεί για να διαχειρίζονται 3D όγκους δεδομένων σε πραγματικό χρόνο, το απαιτούμενο υλικό (hardware) ήταν ογκώδες και ακριβό. Η εφαρμογή της ψηφιακής διαμόρφωσης δέσμης, μιας μεθόδου που κερδίζει ολοένα και περισσότερο το ενδιαφέρον της επιστημονικής κοινότητας, είναι αυτή της διαμόρφωσης της δέσμης με λογισμικό (Software Beamforming). Εδώ, οι λειτουργίες καθυστερήσεων και πρόσθεσης πραγματοποιούνται σε λογισμικό σε έναν υπολογιστή. Το υλικό (hardware) χρησιμοποιείται εδώ μόνο για να ψηφιοποιήσει το σήμα. Αυτό καθιστά τον διαμορφωτή αυτόν, αρκετά χαμηλό σε κόστος με διατήρηση και βελτίωση ωστόσο, της ποιότητας του, ως γενικής χρήσης επεξεργαστή. Η βελτίωση ποιότητας της εικόνας είναι εμφανής (Εικόνα 24). Το μεγαλύτερο πλεονέκτημα αυτού του τύπου διαμόρφωσης είναι η ευκολία κατασκευής τους καθώς δεν απαιτείται πολύ υλικό για την ολοκλήρωση αυτού του συστήματος. Από την στιγμή επίσης, που όλα τα δεδομένα είναι διαθέσιμα σε περιβάλλον υπολογιστή, οι δυσκολίες ανάπτυξης νέων πειραματικών τεχνικών επεξεργασίας, παραμερίζονται. [74-81]



Εικόνα 24: Απεικόνιση καρδιάς. Αριστερά η παραγόμενη εικόνα ύστερα από διαμόρφωση δέσμης με υλικό(hardware). Δεξιά, παραγόμενη εικόνα με λογισμικό(software). Πηγή: Η άδεια χρήσης της παραπάνω εικόνας δόθηκε από το νομικό τμήμα της General Electric Healthcare

Σημαντική αιτία που οδήγησε στην ανάπτυξη και στην χρήση διαμορφωτών δέσμης με λογισμικό, είναι το γεγονός ότι οι διατάξεις αυτές μπορούν να αναβαθμιστούν πολύ εύκολα καθώς αναπτύσσονται νέες εκδόσεις των προϊόντων, που είτε διορθώνουν σφάλματα των παλαιότερων εκδόσεων, είτε βελτιώνουν την απόδοση και τους χρόνους απόκρισης, και επιπλέον προσφέρουν επιπλέον περισσότερες επιλογές απεικόνισης στον χρήστη. Ο μεγάλος αριθμός υπολογισμών που απαιτείται για την επεξεργασία δεδομένων σε πραγματικό χρόνο, κατέστησε την χρήση των CPU, απαραίτητη στους υπολογιστές. Ακόμα όμως και αυτός ο επεξεργαστής, δεν διαθέτει την απαραίτητη ισχύ και ταχύτητα που απαιτείται για να λειτουργήσει αποτελεσματικά. (Εικόνα 25) Ο μεγάλος όγκος δεδομένων που απαιτείται να μεταφερθεί από το Front-End, στον υπολογιστή είναι τόσο μεγάλος, που δημιουργεί μεγάλες καθυστερήσεις και κωλύματα στην διαδικασία. Την εμφάνιση τους εδώ λοιπόν κάνουν οι γραφικές μονάδες επεξεργασίας GPU, των οποίων η ταχύτητα και η αύξηση της ισχύος επεξεργασίας των δεδομένων, φαίνεται να βελτιώνει τον παραπάνω περιορισμό και να προσφέρει λύση στο αναφερόμενο πρόβλημα. Ξεπερνούν υπολογιστικά τους κεντρικούς επεξεργαστές CPU και παρέχουν την δυνατότητα εκτέλεσης διαμόρφωσης της δέσμης σε λογισμικό. Οι GPU επιτρέπουν στα σύγχρονα υπερηχογραφικά συστήματα προηγμένης τεχνολογίας, να χρησιμοποιούν επιτυχώς ψηφιακή διαμόρφωση της δέσμης με παράλληλη επεξεργασία και τεχνικές όπως η DAS. Ο χρόνος και το κόστος της ανάπτυξης ενός τέτοιου συστήματος μπορεί να μειωθεί, καθώς η GPU μονάδα μπορεί εύκολα να επαναπρογραμματιστεί για την εφαρμογή ποικίλων αλγορίθμων απεικόνισης. Μια δυναμική εικόνα εστιασμένη με B-mode μπορεί να υποβληθεί σε επεξεργασία μέσω μιας GPU η οποία θα ολοκληρωθεί μέσα σε 30msec. Τα δεδομένα υποβάλλονται σε κάποια μορφή συμπίεσης που επιλέγεται, ώστε να μειωθεί ο όγκος τους και να εξασφαλιστεί ότι ακόμα και όταν ο αριθμός των δεδομένων είναι πολύ μεγάλος, η τελική εικόνα θα σχεδιαστεί όπως είναι αναμενόμενο. [81-82] Μια από τις έρευνες που έχουν πραγματοποιηθεί ως προς τον καταλληλότερο τρόπο συμπίεσης των δεδομένων, στηρίχτηκε σε JPEG συμπίεση, η οποία να μην αποδείχτηκε πετυχημένη αλλά όχι τόσο κατάλληλη σε περίπτωση πολλαπλών καρτέ, όπως σε μια ακολουθία βίντεο για παράδειγμα, καθώς η τεχνική αυτή δεν εκμεταλλεύεται τον συσχετισμό μεταξύ παρακείμενων καρτέ τα οποία μπορεί να είναι πολύ ισχυρά όταν υπάρχει κάποια ή καθόλου σχετική κίνηση μεταξύ τους. Επόμενη έρευνα που βασίστηκε απάνω σε αυτή της JPEG συμπίεσης, είναι αυτή της MPEG, η οποία βασίστηκε στην ιδέα σημαντικής μείωσης του ρυθμού των δεδομένων που μπορούν να μεταφερθούν σε έναν υπολογιστή. Στο πεδίο της έρευνας, η τεχνική διαμόρφωσης δέσμης με λογισμικό έχει τραβήξει πάνω της

εδώ και αρκετό καιρό αυξημένη προσοχή, ειδικά στην προσαρμοστική διαμόρφωση της δέσμης. Το 2007 ανακοινώθηκε η πρώτη διαθέσιμη πλατφόρμα διαμόρφωσης δέσμης σε υπερηχογραφικό μηχάνημα [79]



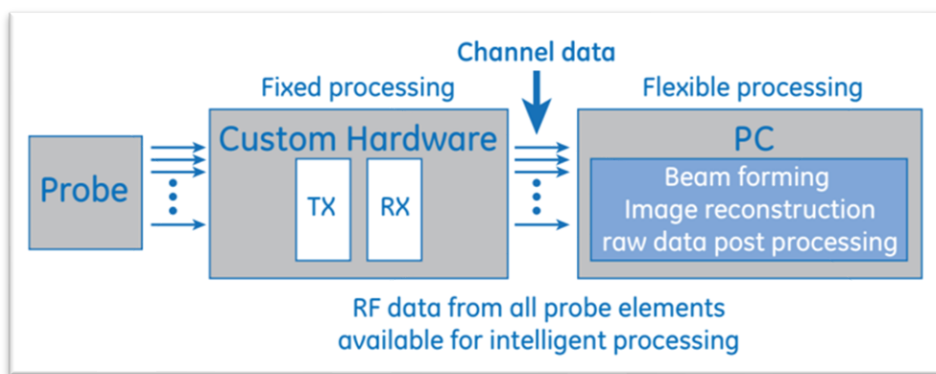
Εικόνα 25: Αριστερά, η συμβατική διαμόρφωση της δέσμης όπου η εικόνα δημιουργείται ύστερα από σάρωση μιας γραμμής κάθε φορά με χρήση περιορισμένης πληροφορίας. Δεξιά, η διαδικασία διαμόρφωσης της δέσμης με λογισμικό, χρησιμοποιώντας όλες τις πληροφορίες, για κάθε γραμμή. Πηγή: Η άδεια χρήσης της παραπάνω εικόνας δόθηκε από το νομικό τμήμα της General Electric Healthcare

### 3.1.2 ΔΙΑΔΙΚΑΣΙΑ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΤΗΣ ΔΕΣΜΗΣ ΜΕ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟ

Η διαμόρφωση δέσμης με χρήση λογισμικού είναι μια τεχνική επεξεργασίας σήματος που λειτουργεί με απόκτηση και προσωρινή αποθήκευση διαδοχικών συνόλων δεδομένων, για κάθε στοιχείο του ηχοβολέα, προτού αυτό αναλυθεί στους παράλληλους επεξεργαστές (Εικόνα 26). Η τεχνική αυτή βελτιστοποιεί και ευθυγραμμίζει τα σήματα που λαμβάνονται από τον ηχοβολέα με σκοπό την αύξηση της χωρικής διακριτικής ικανότητας και της ανάλυσης της εικόνας. Με την ευελιξία που προσφέρει το λογισμικό στην διαδικασία της διαμόρφωσης, προσφέρεται η δυνατότητα αναδημιουργίας μιας πλήρους εικόνας από μία μόνο μετάδοση. Ακόμα και όταν ξεκινά μια νέα μετάδοση, το κανάλι δεδομένων (για κάθε μετάδοση, ο διαμορφωτής συλλέγει και αποθηκεύει τα δεδομένα του υπερήχου, για κάθε στοιχείο στο κανάλι δεδομένων) διατηρεί τις προηγούμενες καταγραφές των γεγονότων μετάδοσης, χωρίς να τις καταργεί. [84]

Η επεξεργασία ξεκινά με τη διαμόρφωση των παλμών μετάδοσης ώστε να επιτευχθεί αξονική ανάλυση και διείσδυση με λίγους πλευρικούς λοβούς ώστε να μειωθούν τυχόν ακουστικές αλλοιώσεις και επιπτώσεις στην εικόνα. Το σχήμα της δέσμης αποφασίζεται σύμφωνα με τις καθυστερήσεις των παλμών που μεταδίδονται από κάθε ένα στοιχείο του ηχοβολέα. Η καθυστέρηση υπολογίζεται ώστε οι όλοι οι παλμοί να φτάνουν στο εστιακό σημείο την ίδια ακριβώς στιγμή και εξαρτάται από την γεωμετρία του ηχοβολέα, από το εστιακό σημείο και από την ταχύτητα με την οποία ταξιδεύει ο παλμός. Ο διαμορφωτής λήψης είναι αυτός που

καθυστερεί τα λαμβανόμενα σήματα και τα σύνολα που προκύπτουν ύστερα από τις αθροίσεις (SUMs). Οι καθυστερήσεις υπολογίζονται μετά από υπολογισμούς που θα συζητηθούν στην συνέχεια. Το πλάτος της δέσμης λήψης είναι το ίδιο με αυτό της δέσμης μετάδοσης στο εστιακό σημείο, αλλά από την στιγμή που η δέσμη λήψης εστιάζεται σε ολόκληρη την δέσμη ενώ η δέσμη μετάδοσης μόνο σε ένα εστιακό σημείο, η δέσμη λήψης είναι γενικότερα λεπτότερη. Όλη η επεξεργασία διαμόρφωσης της δέσμης γίνεται στον ψηφιακό επεξεργαστή. Εδώ, ύστερα από τις πολλαπλές διαδοχικές εκπομπές, λαμβάνονται δεδομένα ραδιοσυχνότητας RF από κάθε κανάλι του ηχοβολέα και αποθηκεύονται προσωρινά στη μνήμη του καναλιού. Έπειτα, σειρά έχει ο προηγμένος σχηματισμός της εικόνας που βασίζεται σε λογισμικό. Τα πλεονεκτήματα της επεξεργασίας αυτής περιλαμβάνουν την ευελιξία που παρέχει και την δυνατότητα της γρήγορης εφαρμογής νέων και καινοτόμων αλγορίθμων στην διαδικασία. Πλέον, με την διαμόρφωση της δέσμης με χρήση λογισμικού, δεν υφίσταται πρακτικό όριο στην ποσότητα των δεδομένων καναλιού που μπορεί να αποθηκευτούν και να αναπροσαρμοστούν σε ένα μόνο φορέα, οπότε και ο αριθμός των καναλιών επεξεργασίας δεν αποτελεί πλέον σχετικό τεχνικό περιορισμό.



Εικόνα 26: Διαδικασία διαμόρφωσης δέσμης με λογισμικό. Πηγή: Η άδεια χρήσης της παραπάνω εικόνας δόθηκε από το νομικό τμήμα της General Electric Healthcare

### 3.1.3 ΥΠΟΛΟΓΙΣΜΟΣ ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΕΩΝ

Μια από τις πιο απαιτητικές προκλήσεις των υπερσύγχρονων ιατρικών υπερηχογραφικών συστημάτων είναι ο εντοπισμός πιθανών σκεδαστών μέσα στο σώμα του εξεταζόμενου, οι οποίοι προκαλούν καθυστερήσεις στο σήμα. Η ψηφιακή διαμόρφωση της δέσμης περιλαμβάνει, όπως αναφέρθηκε νωρίτερα, το άθροισμα όλων των ηχώ που ελήφθησαν σε κάθε σημείο της εικόνας σύμφωνα με την καθυστέρηση τους. Αυτό λοιπόν απαιτεί γνώση των καθυστερήσεων για όλους τους συνδυασμούς των πομπών μετάδοσης του υπερήχου, των δεκτών και των σημείων της εικόνας. Τα πρόσφατα τρισδιάστατα συστήματα περιλαμβάνουν εκατοντάδες πιεζοηλεκτρικά στοιχεία ηχοβολέα και εκατομμύρια σημεία εικόνας. Σε σύγκριση με τα δυσδιάστατα συστήματα, ο συνολικός αριθμός καθυστερήσεων σε αυτά, είναι αρκετά μεγαλύτερος. Παρ' όλο που τα βασισμένα σε λογισμικό συστήματα, παρουσιάζουν αρκετά πλεονεκτήματα, οι υπολογιστικές απαιτήσεις είναι μεγάλες και ο όγκος δεδομένων που μεταφέρονται μεταξύ του αναλογικού μπροστινού μέρους (front-end)

και του ψηφιακού πίσω μέρους (back-end), αυξημένος, αποτελώντας προκλήσεις που πρέπει να ληφθούν υπόψιν και να ξεπεραστούν κατά τον σχεδιασμό τέτοιων συστημάτων.

Παρακάτω εξετάζουμε τους τρόπους υπολογισμού των καθυστερήσεων που εφαρμόζονται στην διαδικασία διαμόρφωσης της δέσμης με υποστήριξη λογισμικού. Οι κυματομορφές στις περισσότερες ακολουθίες υπερήχων μπορούν να διευκρινιστούν με χρήση μιας σημειακής πηγής P, η οποία αναλόγως με την τεχνική που χρησιμοποιείται, βρίσκεται και σε ανάλογη θέση.

### ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΗ ΛΗΨΗΣ

Η απόσταση λήψης, R, από τα σημεία (x,z) στο σημείο που το στοιχείο m είναι ανεξάρτητο του τύπου μετάδοσης μπορεί να υπολογιστεί ως εξής: [71-73]

$$R(x, z, m) = [z^2 + (x - m)^2]^{1/2} \quad (3.1)$$

Η απόσταση μετάδοσης T είναι άμεσα εξαρτώμενη από τον τύπο μετάδοσης του κύματος. Παρακάτω αναφέρονται οι τέσσερις τύποι κυμάτων μετάδοσης και οι μαθηματικές εξισώσεις που τους συνοδεύουν.

#### ➤ ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΗ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΕΠΙΠΕΔΟΥ ΚΥΜΑΤΟΣ (PW)

Όταν μια ή περισσότερες δέσμες μετάδοσης διασχίζουν το ανθρώπινο σώμα υπό διαφορετικές γωνίες α, τότε εφαρμόζουμε απεικόνιση PW [83]. Τότε η απόσταση μετάδοσης T προκύπτει ως εξής:

$$TPW(z, x, \alpha) = (z \cos(\alpha) + x \sin(\alpha)) \quad (3.2)$$

#### ➤ ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΗ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΑΠΟΚΛΙΝΟΝΤΟΣ ΚΥΜΑΤΟΣ (DW)

Ένα αποκλίνον κύμα σχηματίζεται από την δημιουργία μιας εικονικής πηγής πίσω από τον ηχοβολέα (x<sub>s</sub>, z<sub>s</sub>) με z<sub>s</sub><0. Τότε η απόσταση μετάδοσης T είναι: [72,92]

$$TDW(z, x, x_s, z_s) = [(x - x_s)^2 + (z - z_s)^2]^{1/2} \quad (3.3)$$

#### ➤ ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΗ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΣΥΝΘΕΤΙΚΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ (STAI)

Η καθυστέρηση μετάδοσης για την απεικόνιση STAI είναι παρόμοια με αυτή που εφαρμόζεται στην περίπτωση των αποκλινόντων κυμάτων DW, που αναφέρθηκαν παραπάνω, αλλά η πηγή σε αυτή την περίπτωση, βρίσκεται στο σημείο εκπομπής του στοιχείου. Υποθέτουμε λοιπόν ότι: [72, 90-92]

$$z_s=0 \text{ και } \acute{\omicron}\text{τι } x_s=x_m \quad (3.4)$$

Όπου  $x_m$  : το εκπεμπόμενο στοιχείο.

➤ **ΚΑΘΥΣΤΕΡΗΣΗ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΣΕ ΕΣΤΙΑΣΜΕΝΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ (FI)**

Η καθυστέρηση μετάδοσης για διαμόρφωση δέσμης με λογισμικό, με χρήση εστιασμένης απεικόνισης, είναι σχετικά δύσκολη. Εδώ αλλάζουμε κατεύθυνση ως προς τον υπολογισμό του χρόνου μετάδοσης  $t$ , σε απόσταση μετάδοσης  $T$ . Τα τρία διαφορετικά μοντέλα καθυστέρησης για την εστιασμένη απεικόνιση, παραθέτονται παρακάτω, περιεκτικά. [57]

1. Σφαιρικό μοντέλο καθυστέρησης

Η απόσταση μετάδοσης υπολογίζεται ως εξής:

$$TFI_{spherical} = |v_k - x_k| + |p - v_k| \quad (3.5)$$

Όπου  $v_k$ : η θέση της εικονικής πηγής

$x_k$  : το κέντρο του παραθύρου μετάδοσης

$p = (x, z)$  : η θέση του εικονοστοιχείου, pixel, στην εικόνα

Η απόσταση μετάδοσης αποτελείται από δύο όρους. Την απόσταση της διαδρομής από το  $x_k$  στο  $v_k$ , και την απόσταση από το  $v_k$  στο  $p$ . Αν το ανακατασκευασμένο σημείο  $p$ , βρίσκεται μπροστά από το επίκεντρο, ο δεύτερος όρος θα προκύψει αρνητικός, διαφορετικά σε αντίθετη περίπτωση, θετικός. Αν κοιτάξουμε τους δύο αυτούς όρους μπορούμε να αντιληφθούμε ότι στο εστιακό βάθος, όπου ο δεύτερος όρος αλλάζει από αρνητικός σε θετικός, θα λάβουμε μια ασυνέχεια στο σφαιρικό μοντέλο μετάδοσης.

2. Ενοποιητικό μοντέλο καθυστέρησης

Σε αυτό το μοντέλο, το μεταδιδόμενο πεδίο κύματος αναλύεται και διαιρείται σε τέσσερις περιοχές (I, II, III και IV). Η ανάλυση των Nguyen και Prager(2016) έδειξε ότι το σήμα δεν είναι ένας μονός παλμός στις περιοχές II και IV αλλά ότι αποτελείται από δύο μόλις παλμούς που μπορούν να συγκριθούν μεταξύ τους ως προς την ισχύ. Αυτό παραβιάζει την υπόθεση του σφαιρικού κύματος στις περιοχές II και IV και το μοντέλο καθυστέρησης σφαιρικής μετάδοσης παύει να ισχύει. Προκειμένου να διορθωθούν οι αλλοιώσεις στην εικόνα, προτάθηκε να παρεμβληθεί γραμμικά η απόσταση μετάδοσης μεταξύ των περιοχών I και III, δια μέσου των II και IV, σταθμίζοντας το πλάτος των δεδομένων των περιοχών II και IV.

Το ενοποιητικό μοντέλο καθυστέρησης προκύπτει ως εξής: [72,-74]

$$TFI_{un} = (|x_b - p| / |x_b - x_a| * TFI_{sph\ b}) + (|x_a - p| / |x_a - x_b| * TFI_{sph\ a}) \quad (3.6)$$

Όπου  $x_a$  και  $x_b$ : οι διανυσματικές θέσεις των σημείων A, B

$p$ : το ανακατασκευασμένο σημείο

$T_{FI\ sph,a}$  και  $T_{FI\ sph,b}$ : οι αποστάσεις υπολογισμένες για τις θέσεις των A,B

### 3. Υβριδικό μοντέλο καθυστέρησης

Το υβριδικό μοντέλο καθυστέρησης μετάδοσης είναι ένας συνδυασμός των σφαιρικών και των επίπεδων κυμάτων. Ουσιαστικά, υποθέτουμε ότι τα κύματα μετάδοσης διαδίδονται όπως ένα επίπεδο κύμα σε μια μικρή περιοχή  $m$ , γύρω από την εστία μετάδοσης, με παραγωγή της απόστασης μετάδοσης :

$$TFI_{hybrid} = z, \text{ αν } z > F_z - m \text{ και } z < F_z + m \quad (3.7)$$

$$T_{FI\ hybrid} = T_{FI\ spherical}, \text{ διαφορετικά} \quad (3.8)$$

Όπου  $F_z$  : εστιακό βάθος

#### ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΜΕΤΑΞΥ ΤΩΝ ΜΟΝΤΕΛΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ

Το σφαιρικό μοντέλο παρουσιάζει ασυνέχεια σε ορισμένες τιμές, ενώ το ενοποιημένο μοντέλο όχι. Το υβριδικό μοντέλο απομακρύνει τις τυχόν ασυνέχειες, εκτός του εστιακού σημείου στην πλάγια κατεύθυνση. Η ασυνέχεια που επικρατεί στο σφαιρικό μοντέλο έχει ως συνέπεια την δημιουργία αλλοιώσεων στην τελική εικόνα. Σε συνδυασμό μεταξύ τους, το ενοποιητικό και το υβριδικό μοντέλο, επιλύουν το ανεπιθύμητο αποτέλεσμα που προκύπτει στην εικόνα, με το υβριδικό μοντέλο να είναι πολύ φθηνότερο υπολογιστικά.

### 3.2 UltraSound ToolBox-USTB ΔΙΑΤΑΞΗ ΣΥΓΚΡΙΣΗΣ ΜΕΘΟΔΩΝ

Η διαμόρφωση δέσμης με χρήση λογισμικού παρέχει ευελιξία και ευκολία στη δημιουργία ιατρικών εικόνων υπερήχου. Αυτό μπορεί να έχει θετικές και αρνητικές επιπτώσεις ωστόσο, εφόσον, ναι μεν η ποιότητα της εικόνας βελτιώνεται σε μεγάλο βαθμό, αλλά αποτελεί μεγάλη πρόκληση ως προς την σύγκριση των μεθόδων και των αποτελεσμάτων έρευνας. Ο αυξανόμενος αριθμός των πολύπλοκων μεθόδων που εξελίσσονται διαρκώς, καθιστά δύσκολη την σύγκριση μεταξύ μεθόδων καθώς, η εκ νέου εφαρμογή μιας ήδη υπάρχουσας μεθόδου μπορεί να είναι αρκετά δύσκολη καθώς δεν υπάρχει η βεβαιότητα ότι αυτή η τεχνική θα λειτουργεί τόσο σωστά όσο η αυθεντική μέθοδος. Για να μειωθεί ο κίνδυνος αυτός λοιπόν, δημιουργήθηκε το UltraSound Toolbox, (USTB) το οποίο είναι υπεύθυνο για την επεξεργασία της δομής των υπερηχητικών σημάτων και στοχεύει ουσιαστικά στην διευκόλυνση της σύγκρισης των τεχνικών απεικόνισης και την διάδοση των αποτελεσμάτων έρευνας. Το USTB λειτουργεί ως εργαλείο επαλήθευσης και κοινής χρήσης αλγορίθμων και



επιτρέπει την σταθερή αξιολόγηση της ορθότητας και της συνάφειας των νέων προσεγγίσεων. Επίσης στοχεύει στην ενίσχυση της παραγωγικότητας της έρευνας μειώνοντας παράλληλα τον χρόνο εφαρμογής και τον συνεχή έλεγχο του κώδικα. Είναι ένας αλγόριθμος γλώσσας προγραμματισμού MATLAB για την επεξεργασία δυσδιάστατων 3D και τρισδιάστατων 2D δεδομένων, υποστηρίζοντας επιπλέον πέρα από την γλώσσα MATLAB, και την γλώσσα προγραμματισμού C++. Δεδομένα καναλιού οποιασδήποτε προέλευσης, προσομοιωμένα ή ακόμα και πειραματικά, μπορούν να τεθούν υπό επεξεργασία με το εργαλείο USTB. Παραδείγματα ακολουθιών αποτελούν η συνθετική απεικόνιση μετάδοσης παραθύρου (STAI), η συνεκτική ένωση επιπέδου κύματος (CPWC), η ελάχιστη διακύμανση κτλ. Το όφελος που προκύπτει, χρησιμοποιώντας το αναλυτικό σήμα όπως γίνεται με το USTB, είναι ότι η ανίχνευση είναι ευκολότερη ύστερα από την διαδικασία της διαμόρφωσης. Με αυτόν τον τρόπο η διαμόρφωση χαλαρώνει τον αριθμό των αξονικά ανακατασκευασμένων εικονοστοιχείων της εικόνας. [72]

### 3.3 ΟΦΕΛΗ ΚΑΙ ΜΕΙΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΤΗΣ ΔΙΑΜΟΡΦΩΣΗΣ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ

Η ικανότητα απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο αποτελεί μεγάλο πλεονέκτημα του πεδίου των υπερήχων όταν αυτό συγκρίνεται με άλλους τρόπους απεικόνισης. Η διαμόρφωση της δέσμης είναι ένας κυρίαρχος παράγοντας ο οποίος επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας σε ένα σύστημα υπερήχων με απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο και μπορεί να επιτευχθεί με πληθώρα μεθόδων που περιεγράφηκαν νωρίτερα. Όπως κάθε τεχνική, έτσι και αυτή παρουσιάζει οφέλη και μειονεκτήματα. Η αρχιτεκτονική διαμόρφωσης της δέσμης με λογισμικό, αναπτύχθηκε με σκοπό να ανακουφίσει τα προβλήματα που είχαν προκύψει με την διαμόρφωση δέσμης με υλικό, παρέχοντας συγκεκριμένα, μεγαλύτερη ευελιξία στον προγραμματισμό και την βελτιστοποίηση του συστήματος. Ένα τέτοιο σύστημα βασιζόμενο σε λογισμικό, λειτουργεί με ενίσχυση δεδομένων του αναλογικού Front-End, και με ψηφιακή επεξεργασία σήματος που πραγματοποιείται από έναν επεξεργαστή γενικής χρήσης στο Back-End. Ενώ η χρήση ενός διαμορφωτή δέσμης με επεξεργαστή γενικής χρήσης παρέχει αρκετά οφέλη, το μειονέκτημα του εντοπίζεται στον ρυθμό μετάδοσης δεδομένων μεταξύ του αναλογικού Front-End και της ψηφιακής επεξεργασίας σήματος πραγματοποιείται στο Back-End. Αυτό διευκρινίζει ότι η απαίτηση του εύρους ζώνης μπορεί να αποτελέσει μια μεγαλύτερη πρόκληση απ' ότι απαιτούσε η υπολογιστική ισχύς στο Back-End. Με άλλα λόγια, η υψηλή απαίτηση μεταφοράς δεδομένων, οριοθετεί τον ρυθμό της απεικόνισης και πιθανότατα ολόκληρης της ποιότητας απεικόνισης.

Το κύριο ίσως πλεονέκτημα της διαμόρφωσης της δέσμης με λογισμικό, είναι ότι ολόκληρη η ανακατασκευή της δυσδιάστατης εικόνας, ξεκινώντας από τα δεδομένα καναλιού και καταλήγοντας στις τελικές εικόνες, μπορεί να γίνει σε οποιαδήποτε συσκευή που διαθέτει επαρκή ισχύ επεξεργασίας, όπως είναι ένα smartphone. Επίσης, σημαντικό και αξιο αναφοράς, το κόστος που απαιτείται για τον σχεδιασμό του συστήματος διαμόρφωσης δέσμης με λογισμικό, το οποίο είναι σίγουρα μικρότερο σε σχέση με το εξειδικευμένο υλικό που χρησιμοποιείται για την συμβατική διαμόρφωση δέσμης. Το γεγονός αυτό, με το πέρασμα των χρόνων, μπορεί να καταστήσει την μέθοδο αυτή, πιο προσιτή σε μεγαλύτερη μερίδα πληθυσμού, και έτσι ενδεχομένως σε καλύτερη και πιο έγκαιρη διάγνωση ιατρικών παθήσεων.

Στον αντίποδα, τα προβλήματα που προκύπτουν από την τεχνική της διαμόρφωσης δέσμης με λογισμικό είναι ότι κάποιες φορές μπορεί να συμβεί να ακυρώσουν τις μετρήσεις που χρησιμοποιήθηκαν για να αξιολογήσουν την ποιότητα της εικόνας. Η πολυπλοκότητα του συστήματος μπορεί επίσης να καταστήσει δύσκολη την κατανόηση της αιτίας, η οποία εν τέλει βελτιώνει την ποιότητα. Οι μέθοδοι μπορούν να εναλλάσσουν τα στατιστικά επηρεάζοντας τις μετρήσεις αντίθεσης, κάτι που ίσως να φανεί άγνωστο σε έναν γιατρό ο οποίος έχει μάθει να λειτουργεί σε συμβατικές εικόνες υπερήχου. Επίσης, υπάρχει η πιθανότητα να εμφανιστούν ανεπιθύμητα σημεία και αλλοιώσεις στην οθόνη, τις ψευδενδείξεις, ανάλογα με την εκάστοτε μέθοδο που εφαρμόζεται. [86-93]

## ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4

### 4. ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ-ΣΥΖΗΤΗΣΗ

Ο σχεδιασμός ενός διαμορφωτή δέσμης αποτελεί ένα αναπόσπαστο κομμάτι ενός υπερηχογραφικού συστήματος. Το αντικείμενο της παρούσας διπλωματικής εργασίας ήταν να παραθέσει, να αναλύσει και να συγκρίνει τις τεχνικές διαμόρφωσης δέσμης στην σύγχρονη υπερηχογραφία, δίνοντας έμφαση στην νέα τάση του πεδίου που αποτελεί η μέθοδος διαμόρφωσης της δέσμης με λογισμικό και όχι υλικό. Κατά καιρούς, εμφανίζονται πολλές βελτιώσεις ήδη υπάρχοντων τεχνικών, ως προς την αντίθεση, την διακριτική ικανότητα, το βάθος διείσδυσης κοκ, οπότε καταλήγουμε στο συμπέρασμα ότι τα μοντέλα δεν έχουν φτάσει την παγκόσμια βέλτιστη διαμόρφωση, διαφορετικά, όλα τα μοντέλα διαμόρφωσης που υπάρχουν θα συνέκλιναν στην ίδια απόδοση των χαρακτηριστικών που καθορίζουν την ποιότητα τους. Η τεχνική διαμόρφωσης με λογισμικό παρέχει μεγαλύτερη ευελιξία και ο μεγάλος αριθμός υπολογισμών που απαιτείται για να λειτουργήσει ένα σύστημα υπερήχου, μπορεί να διοχετευτεί σε πραγματικό χρόνο σε έναν υπολογιστή. Ωστόσο, η μεταφορά του μεγάλου όγκου των δεδομένων που απαιτείται από το Front-End του υπερήχου προς τον υπολογιστή είναι ένα εμπόδιο το οποίο δεν μπορεί να υπερνικηθεί χωρίς την κατάλληλη συμπίεση τους σε αρχείο άλλης μορφής όπως αναφέρθηκε στο προηγούμενο κεφάλαιο. Γι' αυτό έχουν προταθεί και εφαρμοστεί πολλά υποσχόμενοι διαμορφωτές, με υψηλού επιπέδου δυνατότητες μεταφοράς των δεδομένων και βελτιωμένη ταχύτητα. Ακόμα και έτσι, στον ψηφιακό διαμορφωτή δέσμης με χρήση λογισμικού, δεν παύουν να υφίστανται αρκετές περιπλοκές που πρέπει να ληφθούν υπόψιν όπως είναι η γεωμετρία του ηχοβολέα και το προφίλ καθυστέρησης του γεγονότος μετάδοσης, τα οποία επηρεάζουν άμεσα, τον υπολογισμό της απόστασης του σημείου της εικόνας από το σημείο ανίχνευσης στο σώμα του εξεταζόμενου. Ο αυξημένος όγκος των δεδομένων θέτει εκτεταμένες απαιτήσεις στο σύστημα του υπερήχου, οι οποίες απαντώνται μέσω του σχεδιασμού σύγχρονων συστημάτων με βελτιωμένες προδιαγραφές.

- Τα δεδομένα πρέπει να μεταφερθούν με τον ταχύτερο δυνατό τρόπο στο κανάλι μνήμης των δεδομένων προτού το επόμενο κανάλι ξεκινήσει την διαδικασία συλλογής των δεδομένων από την επόμενη μετάδοση.
- Απαιτείται ένας εξαιρετικά μεγάλος αριθμός καναλιών μνήμης, ώστε να δύναται η αποθήκευση των δεδομένων τα οποία συλλέγονται γεγονότα μετάδοσης.
- Η επεξεργασία όλων των δεδομένων για κάθε σημείο της εικόνας, απαιτεί εντατικούς, μεγάλης ταχύτητας, παράλληλους υπολογισμούς ώστε να επιτευχθεί η απεικόνιση με υψηλό ρυθμό και όγκο σάρωσης.

Σύμφωνα με όλα τα παραπάνω, μπορούμε να καταλήξουμε στο συμπέρασμα ότι τις περισσότερες προοπτικές εξέλιξης στο μέλλον, έχει ο διαμορφωτής δέσμης με λογισμικό (software) αντί αυτού με το υλικό (hardware), καθώς με την πάροδο των χρόνων και της τεχνολογίας, παρατηρείται, η εξ ολοκλήρου ψηφιοποίηση στους τομείς της ιατρικής που γεννά την σύγχρονη ανάγκη για ανάπτυξη και χρήση τέτοιων έξυπνων συστημάτων.

## ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] A., Smajlovic, F., & Junuzovic, D. (2011). Application of ultrasound in medicine. *Acta informatica medica : AIM : journal of the Society for Medical Informatics of Bosnia & Herzegovina : casopis Drustva za medicinsku informatiku BiH*, 19(3), 168–171. <https://doi.org/10.5455/aim.2011.19.168-171>
- [2] Szabo, T., (2014). *Diagnostic ultrasound imaging*. Amsterdam [etc.]: Elsevier/Academic Press, ISBN 978-0-12-396487-8
- [3] Shamdasani, Vijay & Managuli, Ravi & Sikdar, Siddhartha & Kim, Yongmin. (2004). Ultrasound Color-Flow Imaging on a Programmable System. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 8. 191-9. 10.1109/TITB.2004.828881.
- [4] Θεοδωροπούλου, Κ., (2018). *ΥΨΗΛΗΣ ΕΝΤΑΣΗΣ ΕΣΤΙΑΣΜΕΝΟΣ ΥΠΕΡΗΧΟΣ (HIFU): ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΚΑΙ ΙΑΤΡΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ*. ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ.
- [5] Κυριάκος, Δ., (2012). *Μελέτη βασικών χαρακτηριστικών των κυμάτων με διάταξη υπερήχων*. [online] Genlab.physics.auth.gr. Available at: <[http://genlab.physics.auth.gr/B6\\_Υperixoi.pdf](http://genlab.physics.auth.gr/B6_Υperixoi.pdf)> [Accessed 31 January 2021].
- [6] livescience.com. (2014). *What is a Medical Ultrasound?*. [online] Available at: <<https://www.livescience.com/38426-ultrasound.html>> [Accessed 31 January 2021].
- [7] \_(ACR), R., (2018). *Ultrasound (Sonography)*. [online] Radiologyinfo.org. Available at: <<https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=genus>> [Accessed 31 January 2021].
- [8] E. Boni, A. C. H. Yu, S. Freear, J. A. Jensen and P. Tortoli, (2018), "Ultrasound Open Platforms for Next-Generation Imaging Technique Development," in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 65, no. 7, pp. 1078-1092, doi: 10.1109/TUFFC.2018.2844560.
- [9] Wall, K., (2010). *A HIGH-SPEED RECONFIGURABLE SYSTEM FOR ULTRASOUND RESEARCH*. Department of Physics, Engineering Physics and Astronomy.
- [10] ΨΑΧΟΥΛΑ, Α., (2016). *Η συμβολή της υπερηχοτομογραφικής μεθόδου στη μετεγχειρητική παρακολούθηση μετά από ενδοαυλική αποκατάσταση ανευρυσμάτων κοιλιακής αορτής και λαγονίων αρτηριών*. ΕΙΔΙΚΗ ΑΚΤΙΝΟΔΙΑΓΝΩΣΤΗΣ. ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ.
- [11] Ορφανουδάκης, Σ. and Μαριάς, Κ., (2003). *Βασικές αρχές υπέρηχων*. [ebook] Available at: <<https://www.csd.uoc.gr/~hy571/NOTES/ultrasound.pdf>> [Accessed 31 January 2021].
- [12] Τσαντής, Σ., 2015. *Αρχές Φυσικής και Τεχνολογίας της Διαγνωστικής Υπερηχογραφίας*. Αθήνα: ΣΕΑΒ, ΚΑΛΛΙΠΟΣ, Διαθέσιμο στο: <http://hdl.handle.net/11419/5978>
- [13] ΠΑΠΑΣΤΕΡΓΙΟΥ, Α., (2021). *Ανάπτυξη πρωτότυπης φορητής διάταξης για την υπερηχογραφική απεικόνιση της καρωτίδας*. Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο Σχολή Ηλεκτρολογών Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών Τομέας Συστημάτων Μεταδοσης Πληροφορίας και Τεχνολογίας Υλικών.
- [14] Kenji Uchino. *Advanced Piezoelectric Materials*, (2017) ISBN: 9780081012550
- [15] Alexandre, Felipe A.; Aguiar, Paulo R.; Götz, Reinaldo; Aulestia Viera, Martin A.; Lopes, Thiago G.; Bianchi, Eduardo C., (2019). "A Novel Ultrasound Technique Based on Piezoelectric Diaphragms Applied to Material Removal Monitoring in the Grinding Process" *Sensors* 19, no. 18: 3932.

- [16]Lutz, Harald, Buscarini, Elisabetta & World Health Organization. (2011). Manual of diagnostic ultrasound / edited by Harald Lutz, Elisabetta Buscarini, 2nd ed. World Health Organization. Διαθέσιμο: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/43881>
- [17]Boni, E., Yu, A., Freear, S., Jensen, J. A., & Tortoli, P., (2018). Ultrasound Open Platforms for Next-Generation Imaging Technique Development. *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, 65(7), 1078–1092. <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2018.2844560>
- [18]Gemander, F., (2019). *Ultrasonic Pulse-Echo Method - Zfp - TUM Wiki*. [online] Wiki.tum.de. Available at: <<https://wiki.tum.de/display/zfp/Ultrasonic+Pulse-Echo+Method>> [Accessed 31 January 2021].
- [19]Krautkrämer J., Krautkrämer H., (1990) The Pulse-Echo Method; Design and Performance of a Pulse-Echo Flaw Detector. In: *Ultrasonic Testing of Materials*. Springer, Berlin, Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-662-10680-8\\_11](https://doi.org/10.1007/978-3-662-10680-8_11)
- [20]ΠΑΠΑΔΟΠΟΥΛΟΥ, Φ. and ΝΤΟΥΛΙΑ, Κ., (2010). Τεχνικά σφάλματα, παγίδες υπερηχογραφίας και αντιμετώπισή των. *ΑΚΤΙΝΟΛΟΓΙΚΑ ΧΡΟΝΙΚΑ*, [online] Available at: <[http://www.symvoli.gr/conference/aebe/uploads/periodiko\\_dek\\_2010/03\\_rafailidis1.pdf](http://www.symvoli.gr/conference/aebe/uploads/periodiko_dek_2010/03_rafailidis1.pdf)> [Accessed 31 January 2021].
- [21]Alexandre, Felipe A.; Aguiar, Paulo R.; Götz, Reinaldo; Aulestia Viera, Martin A.; Lopes, Thiago G.; Bianchi, Eduardo C., (2019). "A Novel Ultrasound Technique Based on Piezoelectric Diaphragms Applied to Material Removal Monitoring in the Grinding Process" *Sensors* 19, no. 18: 3932. <https://doi.org/10.3390/s1918393>
- [22]ΧΑΪΔΟΥ, Α., (2016). *Υπερηχογραφική προσέγγιση οξείας ισχαιμίας κάτω άκρων (έμμεσα και άμεσα υπερηχογραφικά κριτήρια για τη διαφορική διάγνωση εμβολής και οξείας θρόμβωσης)*. Επιμελήτρια Β΄ Ακτινοδιαγνωστικής. ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΘΕΣΣΑΛΙΑΣ σε συνεργασία με το UNIVERSITÀ DEGLI STUDI DI GENOVA.
- [23]Δημητριάδης, Κ., (2017). *Επεξεργασία και Ανάλυση Εικόνων Υπερήχων Β - Mode*. Ανοικτό Πανεπιστήμιο Κύπρου Σχολή Θετικών και Εφαρμοσμένων Επιστημών.
- [24]Jeremy Bercoff., (2011). *Ultrafast Ultrasound Imaging*, *Ultrasound Imaging - Medical Applications*, Igor V. Minin and Oleg V. Minin, IntechOpen, DOI: 10.5772/19729. Available from: <https://www.intechopen.com/books/ultrasound-imaging-medical-applications/ultrafast-ultrasound-imaging>
- [25]Σπανίδης, Θ., (2010). Μέθοδοι απεικόνισης υπερήχων. *Ακτινολογικά Χρονικά*, [online] Available at: <[http://www.symvoli.gr/conference/aebe/uploads/periodiko\\_dek\\_2010/02\\_spanidis.pdf](http://www.symvoli.gr/conference/aebe/uploads/periodiko_dek_2010/02_spanidis.pdf)> [Accessed 31 January 2021].
- [26]*Conventional Beam forming Techniques, Delay-and-Sum Technique.*, (2020). [video] Muhammad Yaqub.
- [27]B. Luijten *et al.*, (2020), "Adaptive Ultrasound Beamforming Using Deep Learning," in *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 39, no. 12, pp. 3967-3978, doi: 10.1109/TMI.2020.3008537.
- [28]Φυσικόπουλος, Ε., (2014). *Ανάπτυξη συστήματος συλλογής δεδομένων βασισμένο σε προγραμματιζόμενα ηλεκτρονικά (FPGAs) για εφαρμογή σε συστήματα μοριακής απεικόνισης*. Διπλωματούχος Ηλεκτρολόγος Μηχανικός & Μηχανικός Υπολογιστών Ε.Μ.Π. Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ.

- [29]Ntnu.edu., (2021). *Beamforming - Ultrasound - Department of Circulation and Medical Imaging - NTNU*. [online] Available at: <<https://www.ntnu.edu/isb/ultrasound/beamforming>> [Accessed 12 January 2021].
- [30]Zhu, Z., Huang, S., Chu, Z., Zhou, F., Zhang, D. and Lee, I., (2018). *Robust Designs of Beamforming and Power Splitting for Distributed Antenna Systems With Wireless Energy Harvesting*. [online] [ieeexplore.ieee.org](http://ieeexplore.ieee.org). Available at: <<https://ieeexplore.ieee.org/document/8283591>> [Accessed 1 February 2021].
- [31]S. Khan, J. Huh and J. C. Ye, (2020), "Adaptive and Compressive Beamforming Using Deep Learning for Medical Ultrasound," in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 67, no. 8, pp. 1558-1572, doi: 10.1109/TUFFC.2020.2977202.
- [32]KREINDLER, D., (2011). *Beamforming in medical ultrasound*. [online] Electronic Products. Available at: <<https://www.electronicproducts.com/beamforming-in-medical-ultrasound/>> [Accessed 12 January 2021].
- [33]Khan, Shujaat & Huh, Jaeyoung & Ye, Jong Chul., (2019). Universal Deep Beamformer for Variable Rate Ultrasound Imaging.
- [34]Camacho and C. Fritsch., (2011). Adaptive Beamforming by Phase Coherence Processing, Ultrasound Imaging, Masayuki Tanabe, IntechOpen, DOI: 10.5772/15531. Available from: <https://www.intechopen.com/books/ultrasound-imaging/adaptive-beamforming-by-phase-coherence-processing>
- [35]Rabinovich, A., Friedman, Z., & Feuer, A., (2013). Multi-line acquisition with minimum variance beamforming in medical ultrasound imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 60, 2521-2531.
- [36]Luchies, Adam & Byram, Brett. (2018). Deep Neural Networks for Ultrasound Beamforming. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. PP. 1-1. 10.1109/TMI.2018.2809641.
- [37]Nilsen CI, Hafizovic I., (2009) Beamspace adaptive beamforming for ultrasound imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*.,;56(10):2187-97. doi: 10.1109/TUFFC.2009.1301. PMID: 19942506.
- [38]Kortbek, J., Jensen, J. A., Jørgensen, M. Ø., & Gammelmark, K., (2008). Synthetic Aperture Sequential Beamforming and other Beamforming Techniques in Ultrasound Imaging. Technical University of Denmark, Department of Electrical Engineering.
- [39]Harrison T, Zemp RJ., (2011), The applicability of ultrasound dynamic receive beamformers to photoacoustic imaging., *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*.;58(10):2259-63. doi: 10.1109/TUFFC.2011.2076. PMID: 21989890.
- [40]Li YF, Li PC., (2012), Ultrasound beamforming using compressed data. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*.,;16(3):308-13. doi: 10.1109/TITB.2012.2190766. Epub 2012 Mar 13. PMID: 22434817.
- [41]M. Yang, R. Sampson, S. Wei, T. F. Wensisch and C. Chakrabarti, (2015), "Separable Beamforming For 3-D Medical Ultrasound Imaging," in *IEEE Transactions on Signal Processing*, vol. 63, no. 2, pp. 279-290, doi: 10.1109/TSP.2014.2371772.
- [42]ORTEGA CASTRILLON, A., (2016). *NOVEL BEAMFORMING METHODS FOR FAST VOLUMETRIC CARDIAC IMAGING USING ULTRASOUND*. kU Leuven Biomedical Sciences Group Faculty of Medicine Department of Cardiovascular Sciences.
- [43]Adam C Luchies *et al*, (2019)*Phys. Med. Biol.* in press <https://doi.org/10.1088/1361-6560/aafd50>
- [44]Zimmermann, H., (2017). [online] [ibmt.fraunhofer.de](http://ibmt.fraunhofer.de). Available at: <<https://www.ibmt.fraunhofer.de/content/dam/ibmt/de/Dokumente/PDFs/ibmt->

- produktblaetter/ibmt-ultraschall  
2018/\_ULTRASOUND\_BEAMFORMER\_PLATFORM.pdf> [Accessed 31 January 2021].
- [45]Holm, S., (2018). *High-resolution beamforming in ultrasound imaging*.
- [46]Noam Wagner, Yonina C. Eldar, Senior Member, (2012), IEEE, and Zvi Friedman,IEEE TRANSACTIONS ON SIGNAL PROCESSING. *Compressed Beamforming in Ultrasound Imaging*,. [online] Available at: <<http://www.wisdom.weizmann.ac.il/~yonina/YoninaEldar/journals/137compressed.pdf>> [Accessed 31 January 2021].
- [47]Steinberg BD. Digital beamforming in ultrasound. (1992), IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control. ;39(6):716-21. doi: 10.1109/58.165556. PMID: 18267687.
- [48]M. Karaman, E. Kolagasioglu and A. Atalar, 1992, "A VLSI receive beamformer for digital ultrasound imaging," [Proceedings] ICASSP-92: 1992 IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, San Francisco, CA, USA, pp. 657-660 vol.5, doi: 10.1109/ICASSP.1992.226510.
- [49]Holm, Sverre. (1994). Digital Beamforming in Ultrasound Imaging.
- [50]R. Cohen and Y. C. Eldar, (2018), "Sparse Convolutional Beamforming for Ultrasound Imaging," in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 65, no. 12, pp. 2390-2406, doi: 10.1109/TUFFC.2018.2874256.
- [51]Conti III, A., (2006). *A Hardware/Software System for Adaptive Beamforming*. Graduate School of Engineering. Electrical and Computer Engineering, Northeastern University Boston, Massachusetts.
- [52]Demi, Libertario., (2018). "Practical Guide to Ultrasound Beam Forming: Beam Pattern and Image Reconstruction Analysis" *Appl. Sci.* 8, no. 9: 1544. <https://doi.org/10.3390/app8091544>
- [53] Jensen JA, Nikolov SI, Gammelmark KL, et al., (2006) Synthetic Aperture ultrasound Imaging, *Ultrasonics* 44
- [54]J. A. Mann and W. F. Walker,(2002), "A constrained adaptive beamformer for medical ultrasound: initial results",. *IEEE Ultrasonics Symposium, 2002. Proceedings.*, Munich, Germany, 2002, pp. 1807-1810 vol.2, doi: 10.1109/ULTSYM.2002.1192650.
- [55]Szasz T, Basarab A, Kouame D., (2016), Beamforming Through Regularized Inverse Problems in Ultrasound Medical Imaging. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control.*, ;63(12):2031-2044. doi: 10.1109/TUFFC.2016.2608939. PMID: 27913324
- [56]Thomenius, E., (2005). Recent Trends in Beamformation in Medical Ultrasound. In: *2005 IEEE Ultrasonics Symposium*. [online] Niskayuna, NY: Kai E. Thomenius. Available at: <<http://folk.ntnu.no/htorp/Undervisning/MEDT8007/notater/TrendsBeamforming.Thomenius.pdf>> [Accessed 31 January 2021].
- [57]Synnevag, J., (2008). *Adaptive Beamforming for Medical Ultrasound Imaging*. University of Oslo, Department of Informatics.
- [58]R. G. Pridham and R. A. Mucci, (1979), "Digital interpolation beamforming for low-pass and bandpass signals," in *Proceedings of the IEEE.*, vol. 67, no. 6, pp. 904-919, doi: 10.1109/PROC.1979.11354.
- [59]A. Agarwal, Y. M. Yoo, F. K. Schneider, C. Gao, L. M. Koh and Y. Kim, (2007), "New Demodulation Method for Efficient Phase-Rotation-Based Beamforming," in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 54, no. 8, pp. 1656-1668, doi: 10.1109/TUFFC.2007.437

- [60]Ma J, Karadayi K, Ali M, Kim Y., (2014), Ultrasound phase rotation beamforming on multi-core DSP., *Ultrasonics*. 54(1):99-105. doi: 10.1016/j.ultras.2013.03.016. Epub 2013 Apr 22. PMID: 23706261.
- [61]P. A. Hager, P. Vogel, A. Bartolini and L. Benini, (2014), "Assessing the area/power/performance tradeoffs for an integrated fully-digital, large-scale 3D-ultrasound beamformer,"., *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS) Proceedings*, Lausanne, 2014, pp. 228-231, doi: 10.1109/BioCAS.2014.6981704.
- [62]Pirmin Vogel, Andrea Bartolini, and Luca Benini. (2014). Efficient parallel beamforming for 3D ultrasound imaging. In Proceedings of the 24th edition of the great lakes symposium on VLSI (GLSVLSI '14). Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, 175–180. DOI:<https://doi.org/10.1145/2591513.2591599>
- [63]H. G. Kang *et al.*, (2015) "Column-based micro-beamformer for improved 2D beamforming using a matrix array transducer", *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*, Atlanta, GA, 2015, pp. 1-4, doi: 10.1109/BioCAS.2015.7348450.
- [64]GE HEALTHCARE., (2019). *cSound 3.0 – Taking the Processing Power and Patient Care Advantages to a New Level with Artificial Intelligence*. [online] Gehealthcare.com. Available at: <<https://www.gehealthcare.com/-/media/4e37ab0445a64bdd81602e4261e2eecb.pdf>> [Accessed 31 January 2021].
- [65]N. Wagner, Y. C. Eldar and Z. Friedman, (2012), "Compressed Beamforming in Ultrasound Imaging," in *IEEE Transactions on Signal Processing.*, vol. 60, no. 9, pp. 4643-4657, doi: 10.1109/TSP.2012.2200891.
- [66]Wright, J., Maslak, S., Langdon, D., Park, M. and Cupertino,, C., (2021). *METHOD AND APPARATUS FOR REAL-TIME, CONCURRENT ADAPTIVE FOCUSING IN AN ULTRASOUND BEAMFORMER IMAGING SYSTEM*. 5,570,691.
- [67]Fuster, J., (2004). *A HARDWARE ARCHITECTURE FOR REAL-TIME BEAMFORMING*. UNIVERSITY OF FLORIDA.
- [68]Chang-Hong Hu, Xiao-Chen Xu, J. M. Cannata, J. T. Yen and K. K. Shung, (2006), "Development of a real-time, high-frequency ultrasound digital beamformer for high-frequency linear array transducers," in *IEEE Transactions on Ultrasonics., Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 53, no. 2, pp. 317-323, doi: 10.1109/TUFFC.2006.1593370.
- [69]Yang, D., (2013). *PLANE WAVE ULTRASOUND IMAGING USING SYNTHETIC APERTURE IMAGE RECONSTRUCTION TECHNIQUES*. University of Western Ontario, London, Ontario, Canada.
- [70]Lam, Bonnie., (2017). Energy scalable systems for 2D and 3D low-power ultrasound beamforming.
- [71]Hansen, J. M., Hemmsen, M. C., & Jensen, J. A., (2011). An object-oriented multi-threaded software beamformation toolbox. In J. D'hooge, & M. M. Doyley (Eds.), *Proceedings of SPIE Volume* (Vol. 7968, pp. 79680Y-9). SPIE - International Society for Optical Engineering. <https://doi.org/10.1117/12.878178>
- [72]Rindal, O., (2019) . *Software Beamforming in Medical Ultrasound Imaging - a blessing and a curse*. University of Oslo, Department of Informatics The Faculty of Mathematics and Natural Sciences.
- [73] Ma, J., (2012). *Software-based Ultrasound Phase Rotation Beamforming on Multi-core DSP*. Department of Electrical Engineering , University of Washington.
- [74]Li YF, Li PC., (2011) Software beamforming: comparison between a phased array and synthetic transmit aperture., *Ultrason Imaging.* ;33(2):109-18. doi: 10.1177/016173461103300202. PMID: 21710826



- [75] Liou, Jian-Chiun & Lin, Wen-Chieh & Kong, Yun-Yao & Song, Yuan-Cheng & Fang, Kuan-Wen., (2017). Medical ultrasound system with an application-specific integrated circuit(ASIC). 149-150. 10.1109/ICCE-China.2017.7991039.
- [76] Ghorayeb, Sleiman Riad, (1992). "Study of beamforming techniques for ultrasound imaging in nondestructive testing ", *Retrospective Theses and Dissertations*. 9798. <https://lib.dr.iastate.edu/rtd/9798>
- [77] Winters, J., (2006). Beamforming techniques. In H. Bölcskei, D. Gesbert, C. Papadias, & A. Van der Veen (Eds.), *Space-Time Wireless Systems: From Array Processing to MIMO Communications* (pp. 23-43). Cambridge: Cambridge University Press. doi:10.1017/CBO9780511616815.003
- [78] Lu, J. Y., Zou, H., & Greenleaf, J. F., (1994). Biomedical ultrasound beam forming. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 20(5), 403-428. [https://doi.org/10.1016/0301-5629\(94\)90097-3](https://doi.org/10.1016/0301-5629(94)90097-3)
- [79] J. Liou, W. Lin, Y. Kong, Y. Song and K. Fang, (2017), "Medical ultrasound system with an application-specific integrated circuit(ASIC)", *IEEE International Conference on Consumer Electronics - Taiwan (ICCE-TW)*, Taipei, pp. 149-150, doi: 10.1109/ICCE-China.2017.7991039.
- [80] B. Y. S. Yiu, I. K. H. Tsang and A. C. H. Yu, (2011), "GPU-based beamformer: Fast realization of plane wave compounding and synthetic aperture imaging," in *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 58, no. 8, pp. 1698-1705, doi: 10.1109/TUFFC.2011.1999
- [81] Gronvold, L., (2008). *Implementing ultrasound beamforming on the GPU using CUDA*. Norwegian University of Science and Technology (NTNU), in the Department of Engineering Cybernetics.
- [82] Alomari, Z., (2017). *Plane Wave Imaging Beamforming Techniques for Medical Ultrasound Imaging*. School of Electronic and Electrical Engineering University of Leeds.
- [83] Whittingham, Tony & Martin, Kevin., (2019). Transducers and beam forming. 10.1201/9781138893603-3.
- [84] Thomenius, Kai., (1996). Evolution of ultrasound beamformers. In *Proceedings of the IEEE Ultrason. Symp.*. 2. 1615 - 1622 vol.2. 10.1109/ULTSYM.1996.584398.
- [85] Kulina, R. and Agarwal, S., (2021). *New Software Beamforming Algorithm is Superior to Standard Hardware-Based Beamformer in Endocardial Border Detection*. [online] Gehealthcare.co.uk. Available at: <<https://www.gehealthcare.co.uk/-/jssmedia/f8d06e4eb3234da19154be7183ebfcbf.pdf?la=en-gb>> [Accessed 31 January 2021].
- [86] Gerges, Samir & Fonseca, William & Dougherty, Robert., (2009). *State of the Art Beamforming Software and Hardware for Applications*. 8.
- [87] Ahmedsaid, A., (2010). *Evaluation Of The 2-PAD Aperture Array Software Beamformer System*.
- [88] Cheng PW, Shen CC, Li PC., (2012), MPEG compression of ultrasound RF channel data for a real-time software-based imaging system. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*.;59(7):1413-20. doi: 10.1109/TUFFC.2012.2342. PMID: 22828837.
- [89] Marcin Lewandowski., (2011). *Hardware-Software Partitioning of Digital Signal Processing in Ultrasound Medical Devices a Case Study*, *Ultrasound Imaging*, Mr Masayuki Tanabe (Ed.), ISBN: 978-953-307-239-5

- [90]Rasmussen, M. F., & Jensen, J. A., (2014). Comparison of 3-D Synthetic Aperture Phased-Array Ultrasound Imaging and Parallel Beamforming. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 61(10), 1638-1650. <https://doi.org/10.1109/TUFF c .2014.006345>
- [91]Bjastad, T., (2009). *High frame rate ultrasound imaging using parallel beamforming*. Norwegian University of Science and Technology Faculty of Medicine Department of Circulation and Medical Imaging.
- [92]Teodora Szasz., (2016), *Advanced beamforming techniques in ultrasound imaging and the associated inverse problems*. Medical Imaging. Université Toulouse 3 Paul Sabatier
- [93]Georgosopoulou, M., (2021) .*ΜΕΤΑΦΟΡΑ ΤΗΣ ΑΓΓΛΙΚΗΣ ΟΡΟΛΟΓΙΑΣ ΤΗΣ ΥΠΕΡΗΧΟΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ ΣΤΗΝ ΕΛΛΗΝΙΚΗ*. [online] Medimaging.gr. Available at: <<http://www.medimaging.gr/diagimaging/thesaurus.htm>> [Accessed 11 January 2021].