



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**«ΝΕΟΤΕΡΕΣ ΕΞΕΛΙΞΕΙΣ
ΣΕ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ
ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ»**

ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ ΚΩΣΤΑΚΗΣ

Αριθμός Μητρώου: 48015056

Επιβλέπων Καθηγητής

Ιωάννης Κανδαράκης, Ομότιμος Καθηγητής

Αθήνα 05/06/2022

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Ιωάννης Κανδαράκης

Ομότιμος Καθηγητής

Αικατερίνη Σκουρολιάκου

Αναπληρώτρια Καθηγήτρια

Ιωάννης Καλαντζής

Αναπληρωτής Καθηγητής

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Δημήτριος Κωστάκης του Ευαγγέλου, με αριθμό μητρώου 48015056 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

«Είμαι συγγραφέας αυτής της διπλωματικής εργασίας και 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 διπλώματός μου».

05/06/2022

Ο Δηλών



ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η πτυχιακή εργασία ερευνά τις Νεότερες Εξελίξεις στα Συστήματα Υπερήχων. Κρίνεται αναγκαίο, αρχικά να αναφερθούν οι βασικές αρχές και μέθοδοι απεικόνισης ιατρικών υπερηχογραφήματων, καθώς και ο τρόπος λειτουργίας τους . Στο πρώτο κεφάλαιο της εργασίας , επεξηγείται το θεωρητικό υπόβαθρο . Γίνεται αναφορά στην εξασθένηση των ηχητικών κυμάτων, στη σκέδαση και τα συστήματα υπερηχογραφήματων, αξιοποιώντας τεχνικές απεικόνισης, A- Mode, B-Mode, M- Mode, Doppler καθώς και Αρμονικής Απεικόνισης.

Στο δεύτερο και τελευταίο κεφάλαιο της εργασίας, γίνεται εκτενής αναφορά στα νεότερα συστήματα απεικόνισης υπέρηχου καθώς και τις νέες τεχνολογικές εξελίξεις στην τομέα της υπερηχογραφίας, όπως η τεχνητή νοημοσύνη, η ελαστογραφία, οι φορητοί υπέρηχοι, υπερηχογραφήματα υψηλής ανάλυσης και άλλα.

ΛΕΞΕΙΣ ΚΛΕΙΔΙΑ

Ηχητικά Κύματα – Συστήματα Υπερηχογράφησης – Εξελίξεις

SUMMARY

This paper deals with the latest developments in ultrasound systems. In order to analyze the newest ultra sounding, systems a flashback is required .

In the first chapter, we summarize the functioning of different ultra sounding systems. In other words, we are talking about the attenuation of sound waves, the ultrasonic imaging systems which are the pulse-echo technique, A-Mode, B-Mode, M-Mode, Doppler and Harmonic Imaging.

In the second and last chapter, we analyze the latest ultrasound imaging systems as well as new technological developments in ultrasound, such as artificial intelligence, elastography, portable ultrasound and more.

KEY- WORDS

Sound Waves – Ultrasound Systems - Developments

Ευχαριστίες:

Για τη διεκπεραίωση της παρούσας διπλωματικής εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω τους καθηγητές για τη στήριξη και την πολύτιμη συμβολή τους στην ολοκλήρωση της, τον επιβλέποντα καθηγητή Ιωάννη Κανδαράκη, καθώς και την οικογένεια μου.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Κεφάλαιο 1 ^ο : Θεωρητικό υπόβαθρο	9
1.1 Εξασθένηση ηχητικών κυμάτων	9
1.2 Σκέδαση ηχητικών κυμάτων	10
1.3 Τεχνική Παλμός-Ηχώ(Pulse-Echo)	11
1.4 Απεικόνιση A-mode.....	13
1.5 Απεικόνιση B-mode	14
1.6 Απεικόνιση M-mode	15
1.7 Απεικόνιση Doppler.....	17
1.8 Αρμονική Απεικόνιση.....	18
1.9 Ηχοβολέας.....	19
1.10 Πιεζοηλεκτρικοί μετατροπείς PZT	20
Κεφάλαιο 2 ^ο : Νεότερες Εξελίξεις	22
2.1 Τεχνολογία CMUT	22
2.1.1 Αρχές λειτουργίας τεχνολογίας CMUT	22
2.2 Συγκριτική σχέση CMUT & PZT	24
2.3 Τεχνητή νοημοσύνη στην υπερηχογραφία	25
2.4 Υπερηχογραφική ελαστογραφία	27
2.5 3D/4D Υπερηχογραφία στη μαιευτική	30
2.6 Απεικόνιση υπερηχογραφημάτων σε υψηλή ανάλυση	31
2.6.1 Σχεδίαση ολοκληρωμένου κυκλώματος απεικόνισης.....	31
2.6.2 Ενίσχυση ολοκληρωμένου κυκλώματος απεικόνισης	33
2.6.3 Ολοκληρωμένο κύκλωμα δέκτη (receiver)	34
2.7 Φορητά συστήματα υπερήχων	36
2.8 Νευρομυϊκός υπέρηχος(Neuromuscular ultrasound NMUS)	38
2.9 Εστιασμένη υπερηχογραφία υψηλής έντασης (High Intensity Focused Ultrasound-HIFU).....	41
2.9.1 Αρχές λειτουργίας και μηχανικές δράσης της τεχνικής HIFU για θεραπεία	42
2.9.2 Πρόσβαση υπερήχων με τεχνική HIFU στον ιστό.....	43
2.9.3 Κλινικές εφαρμογές της τεχνικής HIFU	43
2.10 Θεραπείες με υπερήχους συνεχών κυμάτων χαμηλής έντασης(Low-Intensity Continuous Ultrasound-LICUS)	44
2.11 Παράγοντες αντίθεσης (σκιαγραφίας) στην υπερηχογραφία	46
2.11.1 Φυσικές ιδιότητες παραγόντων αντίθεσης.....	46
2.11.2 Τεχνικές εντοπισμού των μικροφουσαλίδων	47
2.12 Οι υπέρηχοι ως μη επεμβατικός τρόπος χορήγησης φαρμάκων.....	48
2.12.1 Θερμικά αποτελέσματα υπερήχων για χορήγηση φαρμάκων	48
2.12.2 Σπηλαιοποίηση υπερήχων για χορήγηση φαρμάκων.....	49
2.13 Ειδικοί μετατροπείς για εξειδικευμένες περιπτώσεις	50
Συμπεράσματα	51
Αναφορές - Πηγές.....	52

Κεφάλαιο 1^ο : Θεωρητικό υπόβαθρο

1.1 Εξασθένηση ηχητικών κυμάτων

Τα κύματα υπερήχων [27] ως διαμήκη κύματα εκφράζονται ως μεταβολές ακουστικής πίεσης σε ένα συμπίεσιμο ρευστό που διαδίδονται με ταχύτητα ίση με την ταχύτητα του ήχου στο ρευστό αυτό. Οπότε και η κυματική εξίσωση για τα κύματα υπερήχων μπορεί να γραφτεί ως συνάρτηση των μεταβολών ακουστικής πίεσης:

$$\nabla^2 p = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad (1)$$

όπου c είναι η θερμοδυναμική ταχύτητα του ήχου. Η κυματική εξίσωση (6) αφορά τη διάδοση των κυμάτων υπερήχου χωρίς απώλειες σε ένα ρευστό με φασική ταχύτητα c .

Η λύση της διαφορικής εξίσωσης είναι η εξής:

$$\mathbf{p} = \mathbf{A} e^{j(\omega t - k_x x - k_y y - k_z z)} \quad (2) \text{ , όπου } \vec{k} = k_x \hat{x} + k_y \hat{y} + k_z \hat{z} \quad (3) \text{ είναι το διάνυσμα}$$

θέσης στον τρισδιάστατο χώρο και $\vec{r} = x\hat{x} + y\hat{y} + z\hat{z} \quad (4) \text{ είναι το διάνυσμα}$

διάδοσης σε οποιαδήποτε κατεύθυνση. Οπότε στη γενική περίπτωση η λύση [27] της διαφορικής καταλήγει να είναι :

$$\mathbf{p} = \mathbf{A} e^{j(\omega t - \vec{k} \cdot \vec{r})} \quad (5)$$

Κατά τη διάδοση των ηχητικών κυμάτων μέσα σε ένα υλικό, π.χ. βιολογικοί ιστοί, η ηχητική δέσμη υφίσταται εξασθένηση, δηλαδή ελάττωση της έντασης της.

$$I(x) = I_0 \exp[-\mu x] \quad (6)$$

Η εξασθένηση των ηχητικών κυμάτων οφείλεται σε φαινόμενα απορρόφησης, ανάκλασης και σκέδασης [19].

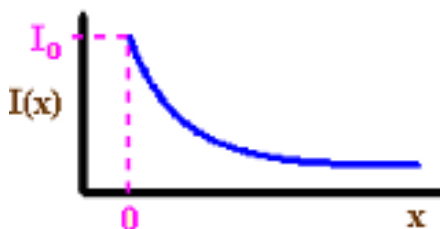
Η εξασθένηση ακολουθεί έναν εκθετικό νόμο της μορφής

$$\text{όπου} \quad \mu = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_x}{I_0}\right) \quad (7)$$

Η παράμετρος μ είναι ο συντελεστής εξασθένησης, εξαρτάται από το μέσο διάδοσης, της ιδιότητες του και από τη συχνότητα της δέσμης. Συχνά εκφράζεται σε cm^{-1} και υπολογίζεται από τον παρακάτω τύπο:

$$\mu(\text{dBcm}^{-1}) = -\frac{1}{x} 10 \log_{10} \left(\frac{I_x}{I_0}\right) = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_x}{I_0}\right) 10 \log_{10}(e) = 4.343 \mu(\text{cm}^{-1}) \quad (8)$$

Στην παρακάτω εικόνα παρουσιάζεται μια γραφική αναπαράσταση εξασθένησης ηχητικών κυμάτων ανάλογα με τον συντελεστή εξασθένησης.



Σχήμα 1: Γραφική Αναπαράσταση της Εξασθένησης Ηχητικών Κυμάτων

1.2 Σκέδαση ηχητικών κυμάτων

Όμως, ανακλάσεις δεν θα έχουμε μόνο σε διαχωριστικές επιφάνειες (όπως αίμα-μυς). Πρακτικά, οι ιστοί είναι ανομοιογενείς με τοπικές διαφοροποιήσεις στην πυκνότητα και στη συμπίεστίότητά τους. Ανακλάσεις που προέρχονται από σκεδάσεις έτσι συνεισφέρουν στο τελικό σήμα.

Μια μικρή ανομοιογένεια στον ιστό μπορεί να θεωρηθεί ότι είναι σημείο και έτσι η ανομοιογένεια αυτή λέγεται σημειακός σκεδαστής. Ένας σημειακός σκεδαστής μπορεί να μεταδώσει το κύμα που προσπίπτει σε αυτόν σε όλες τις κατευθύνσεις σαν να είναι το ίδιο η πηγή των κυμάτων σύμφωνα με την αρχή του Huygens. Τα σκεδαζόμενα κύματα προς στην αντίθετη κατεύθυνση από αυτή του προσπίπτοντος κύματος λέγονται οπισθοσκεδαζόμενα κύματα.

Ένας πεπερασμένος σκεδαστής πρακτικά μπορεί να θεωρηθεί ως ένα σύνολο σημειακών σκεδαστών. Αφού κάθε σημειακός σκεδαστής αναμεταδίδει το

λαμβανόμενο παλμό προς όλες τις κατευθύνσεις, ο σκεδαζόμενος παλμός από τον σημειακό σκεδαστή είναι η συμβολή όλων των παλμών ή μηκών κύματος από τους επιμέρους σημειακούς σκεδαστές. Το μοντέλο συμβολής των κυμάτων από τους διάφορους σημειακούς σκεδαστές εξαρτάται από το σχήμα και από το μέγεθός τους. Επειδή το μοντέλο αυτό είναι αποτέλεσμα συμβολής πολλών δευτερευόντων σκεδαστών, ονομάζεται επίσης και μοντέλο περίθλασης του σκεδαστή. [19]

Για την ιατρική απεικόνιση, μετατρέπεται η ηχητική ενέργεια σε μηχανική αξιοποιώντας την συχνότητα, το ιξώδες αλλά και μηχανισμούς χαλάρωσης. Η ένταση ήχου, δίνεται από τον παρακάτω τύπο (5) , όπου α_A είναι ο συντελεστής απορρόφησης και I η ένταση ήχου.

$$I(x) = I_0 \exp[-\alpha_A x] \quad (9)$$

Κατά την ιατρική απεικόνιση υπάρχει ποσοστιαία μείωση της ενέργειας της δέσμης των υπερήχων, καθώς οι δέσμες υφίστανται σκέδαση, ανάκλαση και τελικώς απορρόφηση από τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος.

Στην ιατρική απεικόνιση υπερηχογραφημάτων δίνεται βάση στη συχνότητα των κυμάτων. Όσο αυξάνεται η συχνότητα βελτιώνεται η διακριτική ικανότητα αλλά αυτό οδηγεί σε μεγαλύτερη εξασθένηση. Η χρήση χαμηλότερης συχνότητας οδηγεί σε μειωμένη εξασθένηση. Κρίνεται λοιπόν αναγκαία η εύρεση της κατάλληλης συχνότητας λειτουργίας για τα καλύτερα δυνατά αποτελέσματα στην απεικόνιση, συνδυάζοντας παράλληλα μικρή εξασθένηση, και όσο το δυνατόν καλύτερη διακριτική ικανότητα στην ιατρική εικόνα.

1.3 Τεχνική Παλμός-Ηχώ(Pulse-Echo)

Η απεικόνιση με υπερήχους πραγματοποιείται με μια τεχνική που λέγεται τεχνική παλμός-ηχώ (pulse-echo technique). Η τεχνική αυτή στηρίζεται [34] :

- i. Στην εκπομπή ηχητικών παλμών μικρής χρονικής διάρκειας από τον μεταλλάκτη οι οποίοι διαδίδονται στο ανθρώπινο σώμα.

- ii. Στην ανίχνευση και την καταγραφή των παλμών που πραγματοποιείται κατά τη διάρκεια της παύσης εκπομπής παλμών.

Η μέτρηση της χρονικής διαφοράς t της εκπομπής του παλμού και της ανίχνευσης της δέσμης που ανακλάται, πολλαπλασιασμένη με την ταχύτητα διάδοσης c του σήματος, προσδιορίζει το βάθος d της δομής που συνάντησε ο παλμός. Κατά τη διάδοση ενός ηχητικού παλμού στο σώμα, ένα μέρος του επιστρέφει πίσω κάθε φορά.

Η χρονική καθυστέρηση μεταξύ της παραγωγής του παλμού και της επιστροφής του είναι ανάλογη του βαθμού της ανάκλασης από τον μεταλλάκτη.

Η ανάκλαση, γίνεται στις μεγάλες, λείες εξωτερικές επιφάνειες του κάθε οργάνου συμβάλλοντας έτσι στην απεικόνιση της περιφέρειας του οργάνου.

Το βάθος που εντοπίζει ο παλμός προσδιορίζεται αναλογικά με την χρονική διαφορά t της εκπομπής, και την ηχώ που ανιχνεύθηκε με βάση την ανάκλαση της δέσμης. Υπολογίζεται με τον παρακάτω τύπο:

$$d = \frac{1}{2} \cdot t \cdot c \quad (10),$$
 όπου d το βάθος, t ο χρόνος εκπομπής παλμού και c η ανάκλαση της δέσμης

Όσον αφορά τη συχνότητα επανάληψης παλμών του προαναφερθέντος ηχητικού παλμού, χρησιμοποιείται το μέγεθος PRF (Pulse Repetition Frequency), για να συνδυάσει το βάθος που βρίσκεται υπό εξέταση σε σχέση με τις αντηχήσεις που προσμετρούνται από την περιοχή ενδιαφέροντος (Area of Interest) . Η μέγιστη δυνατή συχνότητα επανάληψης παλμού ονομάζεται PRF_{max}, λαμβάνει υπ' όψιν της το μέγιστο βάθος που έχει εντοπιστεί σε συνδυασμό με τις συνολικές αντηχήσεις και αναπαρίσταται από τον τύπο:

$$PRF_{\max} = \frac{c}{2d_{\max}} \quad (11)$$

1.4 Απεικόνιση A-mode

Στην αναπαράσταση A-mode, οι ανακλώμενοι παλμοί που επιστρέφουν από τον ασθενή απεικονίζονται ως αλλαγές στην ισχύ του σήματος. Η απεικόνιση A-mode είναι ένα γράφημα τάσης που απεικονίζει τον ανακλώμενο παλμό και αντιπροσωπεύει ουσιαστικά το πλάτος της ανακλώμενης ηχούς (Amplitude mode, A-mode) στον άξονα y ως συνάρτηση του χρόνου t στον άξονα x.

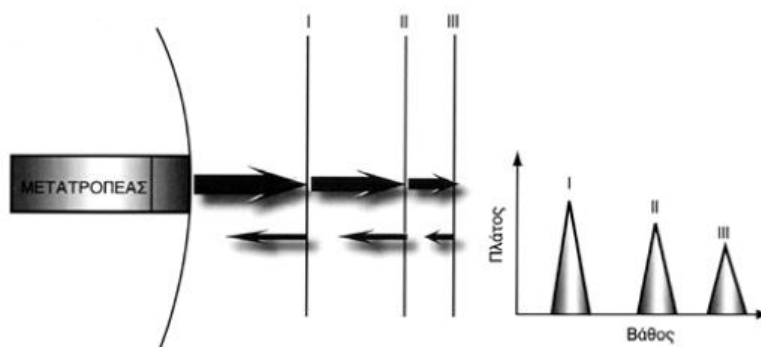
Με την υπόθεση της σταθερής ταχύτητας του ήχου, ο χρόνος στον άξονα x μπορεί να αναπαρασταθεί και ως απόσταση από τον ηχοβολέα.[16]

Ο άξονας των x, δηλαδή ο οριζόντιος άξονας έχει βαθμονόμηση βάθους, παρ' όλο που οι καταγραφές γίνονται σε μετρήσεις χρόνου. Ουσιαστικά οι χρονικές καθυστερήσεις μετατρέπονται σε διαφορετικά βάθη αξιοποιώντας τον τύπο

$$d = \frac{1}{2} t \cdot c \quad (12)$$

Όπου d το βάθος, t ο χρόνος εκπομπής παλμού, c η ανάκλαση και x η απόσταση.

Στην παρακάτω εικόνα παρατηρούμε την γραφική αναπαράσταση της απεικόνισης A-MODE. Στον οριζόντιο άξονα συναντάμε το βάθος που εντόπισε ο παλμός την κάθε χρονική στιγμή, ενώ στον κάθετο άξονα τοποθετείται το πλάτος.



Εικόνα 1: Απεικόνιση A-MODE [33]

Η απεικόνιση A-MODE ως μέθοδος παρέχει δεδομένα και πληροφορίες για τον ασθενή βασισμένη στην καταμέτρηση βασικών ανατομικών χαρακτηριστικών του ατόμου σε γραμμικές πάντοτε διαστάσεις. Εφαρμόζεται κυρίως στον τομέα οφθαλμιατρικής και παρέχει αξιόπιστα αποτελέσματα.

Η τεχνική απεικόνισης A-MODE βέβαια εφαρμόζεται λιγότερο σε συστήματα υπερηχογραφήμάτων λόγω της γραμμικής σάρωσης. Υπάρχει σχετικός περιορισμός ως προς την παρούσα τεχνική απεικόνισης, όσον αφορά σε καρδιολογική χρήση σε ασθενείς. Προτιμάται συνήθως για αυτές τις περιπτώσεις η τεχνική απεικόνισης B-MODE την οποία θα αναλύσουμε στην συνέχεια. [33]

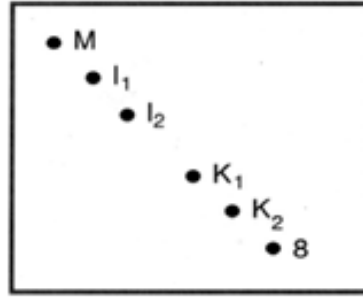
1.5 Απεικόνιση B-mode

Στην αναπαράσταση B-mode, οι διεπιφάνειες που ανακλούν παλμούς απεικονίζονται ως δισδιάστατες εικόνες. Το πλάτος κάθε ανακλώμενου παλμού απεικονίζεται από μια τιμή φωτεινότητας στη θέση (x,y) της δισδιάστατης εικόνας. Το αυξημένο πλάτος των παλμών οδηγεί σε αύξηση ή μείωση αντίστοιχα της φωτεινότητας, με αποτέλεσμα να διαθέτουμε απεικονίσεις από μαύρο σε άσπρο, είτε από άσπρο σε μαύρο, με την τελευταία περίπτωση να είναι πιο κοινή. Έτσι περιοχές στον ασθενή που είναι αρκετά ηχογενείς αντιστοιχούν σε περιοχές που είναι πιο φωτεινές (B-mode, Brightness Mode). [16].

Το πλάτος μιας αντήχησης που ανιχνεύεται αντιστοιχεί σε μια μοναδική απόχρωση του γκρι (άσπρο για μέγιστη φωτεινότητα, μαύρο για ελάχιστη φωτεινότητα). Η απεικόνιση σε τόνους του γκρι (gray scale display) αποτελεί την αντιστοίχιση κάθε σημείου με μια φωτεινότητα με απώτερο σκοπό την απεικόνιση μιας τομής του σώματος όπως φαίνεται στην παρακάτω εικόνα. [33]

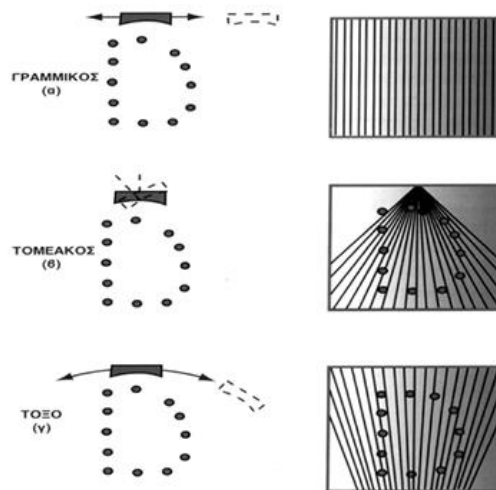


Εικόνα 2: Απεικόνιση τομής ενός σώματος [33]



Εικόνα 3: Γραφική Παράσταση B-MODE απεικόνισης ενός σώματος [33]

Σε αντίθεση όμως με την απεικόνιση πλάτους (Amplitude A-MODE) η απεικόνιση με βάση τη φωτεινότητα (Brightness B-MODE) δεν βασίζεται αποκλειστικά σε τεχνικές γραμμικής σάρωσης αλλά αξιοποιεί τομεακή σάρωση καθώς και σάρωση τόξου.



Εικόνα 4: Τεχνικές σάρωσης στη μέθοδο B-MODE απεικόνισης ενός σώματος[33]

Επιπροσθέτως, κατά την απεικόνιση B-MODE συμβάλλει στην απεικόνιση πέρα από την απεικόνιση του γκρι (gray scale display) και το φαινόμενο της σκέδασης καθώς και της απορρόφησης.

1.6 Απεικόνιση M-mode

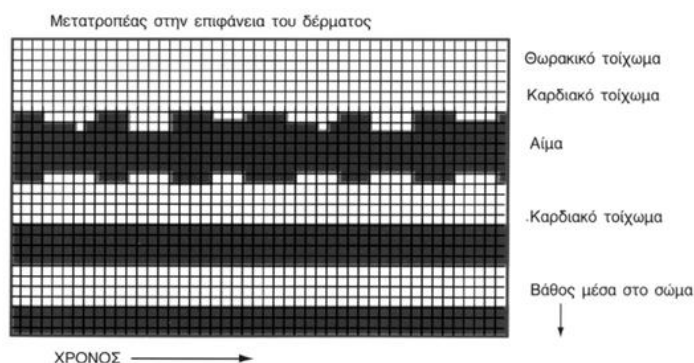
Η αναπαράσταση M-mode δεδομένων υπερήχου είναι σχεδιασμένη ειδικά για την απεικόνιση κινούμενων δομών. Συνδυάζει τις προηγούμενες απεικονίσεις A-MODE και B-MODE. Σε μια απεικόνιση M-mode, η θέση κάθε διαχωριστικής επιφάνειας που ανακλά παλμούς απεικονίζεται ως συνάρτηση του χρόνου. Μια τυπική εφαρμογή

της σάρωσης M-mode είναι το ηχοκαρδιογράφημα όπου οι κινήσεις των διάφορων επιφανειών της καρδιάς απεικονίζονται γραφικά σε διάγραμμα. Τα βάθη των διάφορων δομών απεικονίζονται ως μια σειρά τελειών σε κατεύθυνση η οποία είναι κάθετη της απεικόνισης, με τον ηχοβολέα να είναι στο πάνω μέρος της απεικόνισης.

Στις δομές που βρίσκονται σε ακινησία, οι σειρές τελειών που ανιχνεύθηκαν δημιουργούν οριζόντιες γραμμές κατά μήκος της εικόνας. Αντιθέτως, για την παράλληλη κίνηση των δομών με τη δέσμη του υπερήχου, παράγονται αντίστοιχες κάθετες διακυμάνσεις στην οριζόντια κατεύθυνση της εικόνας, έτσι ώστε να αναδειχθεί εν τέλει η κίνησή τους[16].

Κατά την απεικόνιση M-MODE οι βασικές γραμμές σάρωσης οδηγούνται σε μείωση της φωτεινότητας (ελάχιστη φωτεινότητα ή ακόμα και μηδενική), ώστε να βελτιωθεί η ποιότητα της τελικής εικόνας. Η μέθοδος αυτή αξιοποιείται κατά κόρον στην καρδιολογία, λόγω της αξιοπιστίας και της αποτελεσματικότητάς της, καθώς μελετάται εκτενώς η κίνηση στα καρδιαγγειακά τοιχώματα και στις βαλβίδες (Εικόνα 5).

Σε μεγάλο βαθμό οι πληροφορίες που προκύπτουν για την κατάσταση της κοιλιακής χώρας και της καρδιαγγειακής λειτουργίας του ασθενή γενικότερα , αποθηκεύονται σε έναν μετατροπέα σάρωσης (scan converter) . Ο μετατροπέας σάρωσης χρησιμοποιείται λόγω της ευελιξίας στην επεξεργασία ψηφιακών δεδομένων, στην μεγάλη αξιοπιστία που προσφέρει , και κυρίως στο χαμηλό κόστος αγοράς του (Εικόνα 6). [33]



Εικόνα 5: Ηχοκαρδιογράφημα M-MODE [33]



Εικόνα 6: Μηχάνημα ιατρικής απεικόνισης υπερηχογραφήματων [28]

1.7 Απεικόνιση Doppler

Όταν μια πηγή υπερήχων κινείται σε σχέση με έναν παρατηρητή, οι συχνότητες του παρατηρούμενου και του προσπίπτοντος κύματος είναι διαφορετικές. Αύτη η διαφορά συχνοτήτων ονομάζεται φαινόμενο Doppler. Ας θεωρήσουμε ότι ο σκεδαστής όπως για παράδειγμα η καρδιά απομακρύνεται από τον ακίνητο ηχοβολέα με την αξονική συνιστώσα της ταχύτητας $v_a = |\vec{v}| \cdot \cos \theta$. Αν f_T είναι η συχνότητα του μεταδιδόμενου παλμού, ο σκεδαστής που κινείται ανακλά τον παλμό σε διαφορετική συχνότητα f_R . Η μεταβολή στη συχνότητα $f_D = f_R - f_T$ είναι η συχνότητα Doppler και μπορεί να γραφτεί ως

$$f_D = f_R - f_T = -\frac{2v_a}{c + v_a} f_T. \quad (13)$$

Στην πράξη, η ταχύτητα του σκεδαστή είναι πολύ μικρότερη από την ταχύτητα του υπερήχου και η συχνότητα Doppler μπορεί να προσεγγιστεί με τη σχέση[19]:

$$f_D \approx -\frac{2|\vec{v}| \cos \theta}{c} f_T. \quad (14)$$

Η υπερηχογραφική απεικόνιση Doppler, λαμβάνοντας υπόψη το φαινόμενο Doppler, βοηθάει στην απεικόνιση της λειτουργίας της καρδιάς. Στην υπερηχογραφία Doppler,

ο ηχοβολέας εκπέμπει καθορισμένη συχνότητα υπερήχων. Η δέσμη που εκπέμπεται προσπίπτει στη ροή του αίματος και επιστρέφει στον ηχοβολέα, έχοντας μια μικρή διαφοροποίηση στη συχνότητά της. Αν η ροή του αίματος απομακρύνεται από τον παρατηρητή που στην προκειμένη περίπτωση είναι ο ηχοβολέας, η συχνότητα που παρατηρείται είναι μικρότερη από αυτή που εκπέμπεται. Αν η ροή του αίματος πλησιάζει τον ηχοβολέα, η ανιχνευόμενη συχνότητα είναι μεγαλύτερη από αυτή που εκπέμπεται[12].

1.8 Αρμονική Απεικόνιση

Η κύρια διαφορά της αρμονικής απεικόνισης συγκριτικά με τις υπόλοιπες απεικονίσεις, έγκειται στο γεγονός ότι δεν υφίσταται γραμμική διάδοση. Η μη γραμμική διάδοση οφείλεται στη διάδοση των υπερήχων μέσα σε υγρά, με σχετικά μικρή ακουστική εξασθένηση, όπως είναι το νερό, το αμνιακό υγρό και τα ούρα [31]. Έτσι η διάδοση σε αυτά περιλαμβάνει απόκλιση από την κύρια κυματική μορφή, τη δημιουργία αρμονικών συχνοτήτων, εκτός από την κύρια συχνότητα. Η μη γραμμική διάδοση, έχει ως αποτέλεσμα, ενώ η αρχική συχνότητα του παλμού να είναι f_0 οι παλμοί που επιστρέφονται από τους ανθρώπινους ιστούς να εμπεριέχουν ενέργεια σε αντίστοιχες αρμονικές συχνότητες (π.χ. $2f_0$, $3f_0$ καθώς και αντίστοιχες συχνότητες). Επομένως ενώ ο παλμός διαδίδεται με κύρια συχνότητα f_0 , το απεικονιστικό σύστημα απορρίπτει τις συχνότητες που προϋπάρχουν από το κύριο μέρος του φάσματος και δημιουργείται εν τέλει η ιατρική εικόνα αξιοποιώντας μονάχα την δεύτερη αρμονική συχνότητα ($2f_0$) του παλμού.

Η καινούρια αυτή δέσμη του υπερήχου που κατασκευάζεται από την δεύτερη αρμονική συχνότητα, είναι στενότερη από τη συμβατική δέσμη και συμπιέζει τεχνικά σφάλματα όπως είναι οι πλευρικοί λοβοί. Αυτό αποδίδεται στο γεγονός ότι η μη γραμμική διάδοση και ο σχηματισμός των αρμονικών εμφανίζονται πιο έντονα στα μέρη μεγαλύτερου πλάτους της δέσμης, όπως κοντά στον άξονα της δέσμης. Τα ασθενέστερα μέρη της δέσμης όπως είναι οι πλευρικοί λοβοί και οι άκρες του

κεντρικού λοβού παράγουν μικρότερες αρμονικές συχνότητες και έτσι συρρικνώνονται σε σχέση με το κεντρικό μέρος της δέσμης[12].

1.9 Ηχοβολέας

Οι μετατροπείς ή μεταλλάκτες είναι οι συσκευές που μετασχηματίζουν μια μορφή ενέργειας σε μια άλλη. Ο μεταλλάκτης είναι το σημαντικότερο μέρος σε ένα σύστημα υπερήχων. Η λειτουργία του στηρίζεται στη μετατροπή των ηλεκτρικών σημάτων σε ηχητικά κύματα τα οποία διαδίδονται μέσα στο μέσο διάδοσης και αντίστροφα στην παραγωγή ηλεκτρικής ενέργειας οποιουδήποτε λαμβανόμενου ηχητικού παλμού (λήψη υπερήχων) [34].

Ο μεταλλάκτης μπορεί να διεγερθεί όταν επιταχύνεται ένας παλμός τάσης ή εάν γίνει εκφόρτιση ενός πυκνωτή μέσω του κρυστάλλου ή εάν χρησιμοποιήσουμε ένα τετραγωνικό παλμό τάσης που είναι μικρής διάρκειας τάξεως ns . Ο κρύσταλλος που διεγέρθηκε αρχίζει να ταλαντώνεται κι έτσι παράγει ένα παλμικό κύμα.

Έτσι, ο στόχος μας είναι να δημιουργήσουμε δυνατό παλμό μικρής χρονικής διάρκειας. Όμως, όσο πιο στενός γίνεται ο παλμός, τόσο μεγαλώνει το αντίστοιχο φάσμα συχνοτήτων του. Με αυτό το γεγονός έχουμε περιορισμό στη χρήση ιδιαίτερα στενών παλμών.

Ηχοβολείς τρισδιάστατης απεικόνισης

Η ανάγκη για να πραγματοποιηθεί απεικόνιση ανατομικών δομών σε παραπάνω από δύο διαστάσεις εισήγαγε την τεχνολογία ηχοβολέων για 3D απεικόνιση. Αυτό αρχικά πραγματοποιήθηκε με διατάξεις μηχανικής σάρωσης. Οι διατάξεις αυτές είναι σειρές μονοδιάστατων κρυστάλλων οι οποίοι σαρώνουν την περιοχή με τη βοήθεια ενός μοτέρ. Το μοτέρ αυτό μπορεί να επιτρέψει και μονοδιάστατη κίνηση και περιστροφική κίνηση. Μπορεί να αλλάξει και η γωνία εκπομπής των υπερήχων με σκοπό να επιτευχθεί η δισδιάστατη σάρωση για τη δημιουργία όγκου. Η επόμενη γενιά ηχοβολέων αντικατέστησε τη μηχανική σάρωση από τον ηλεκτρονική σάρωση. Στις διατάξεις ηλεκτρονικής σάρωσης, υπάρχει μεγάλος αριθμός κρυστάλλων που ταυτόχρονα μπορεί να γίνει και εστίαση και μετατόπιση της δέσμης. Επίσης, για την απόκτηση του όγκου γίνεται παράλληλη επεξεργασία της ανακλώμενης δέσμης. [35]

1.10 Πιεζοηλεκτρικοί μετατροπείς PZT

Η παραγωγή και ανίχνευση των υπερήχων στηρίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο δηλαδή στη μετατροπή της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική και αντίστροφα από ειδικούς κρυστάλλους. Οι κρύσταλλοί αυτοί ενσωματώνονται σε μετατροπείς, που ονομάζονται πιεζοηλεκτρικοί μετατροπείς. Η εφαρμογή μιας διαφοράς δυναμικού σε αυτούς προκαλεί τη δημιουργία ενός ηλεκτρικού πεδίου έντασης E και τη μεταβολή του πάχους του κρυστάλλου (αντίστροφο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο). Αντίθετα, η εφαρμογή μιας μηχανικής πίεσης p στον κρύσταλλο δημιουργεί ένα ηλεκτρικό πεδίο εντάσεως E (πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο) [4].

Όσο αφορά τους τύπους των κεφαλών, υπάρχουν διάφοροι τύποι ανάλογα με το μέγεθος και το σχήμα των κεφαλών. Το σχήμα και το μέγεθος των κεφαλών εξαρτάται από την διάταξη των πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων που αναφέραμε παραπάνω. Οι διάφοροι τύποι των κεφαλών είναι οι εξής[20]:

Γραμμικοί ηχοβολείς

Το σχήμα της δέσμης υπερήχων είναι ορθογώνιο. Η κεφαλή είναι σχετικά μεγάλη και η συχνότητα υψηλή (7 – 18 MHz). Επίσης, η διακριτική ικανότητα κοντινού πεδίου είναι καλή, δεδομένης και της υψηλής συχνότητας. Υπάρχουν σχετικά μειωμένες απώλειες λόγω εξασθένησης σήματος, και για αυτό το λόγο γραμμικοί ανιχνευτές ενδείκνυνται για επιφανειακές εξετάσεις σε αγγεία, μικρά μέρη του σώματος, νεύρα, σε εξετάσεις μυοσκελετικές και μαστό. Λόγω της εξασθένησης σήματος σε συνδυασμό με την υψηλή συχνότητα, εν τω βάθει εξετάσεις σε ανθρώπινους ιστούς καθίστανται δυσκολότερες με γραμμικό ηχοβολέα. Για να δημιουργηθεί ένα ορθογώνιο πεδίο σάρωσης διεγείρονται διαδοχικά μικρή ομάδα κρυστάλλων με τη βοήθεια ηλεκτρονικών παλμών. [35]

Κυρτοί ηχοβολείς

Οι κυρτοί ηχοβολείς έχουν μεγάλη κεφαλή και μικρή συχνότητα (2,5 - 5 MHz) Το σχήμα της δέσμης είναι κυρτό. Είναι ένας καλός ανιχνευτής για εν τω βάθει εξετάσεις. Λόγω της χαμηλής συχνότητας λειτουργίας, αξιοποιούνται σε ιατρικές απεικονίσεις που δεν επηρεάζονται από την διακριτική ικανότητα.

Έτσι, χρησιμοποιείται για εξετάσεις στην περιοχή της κοιλιάς, για αγγεία, νεύρα, σε εξετάσεις μυοσκελετικές καθώς και για εξετάσεις που αφορούν την εγκυμοσύνη.

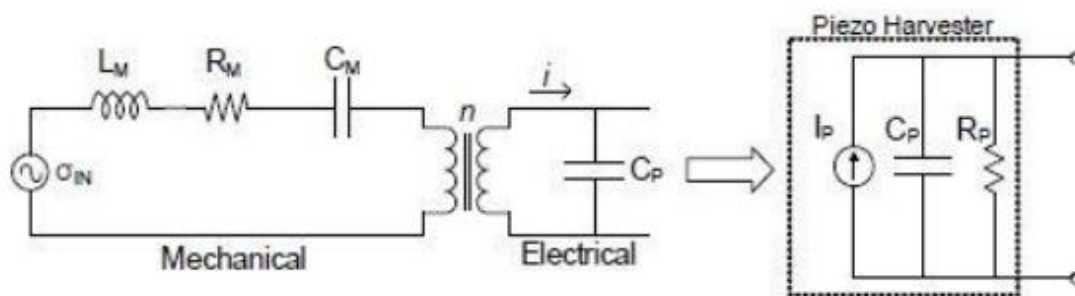
Λόγω του σχήματός τους, δεν χρειάζεται μεγάλη απαιτούμενη επαφή με το δέρμα.[35]

Ανιχνευτές συστοιχιών φάσης

Οι ανιχνευτές συστοιχιών φάσης έχουν μια σχετικά μικρή κεφαλή και εκπέμπουν υπερήχους χαμηλής συχνότητας (2 – 8 MHz). Έτσι, προσφέρουν χαμηλότερη διακριτική ικανότητα. Οι κεφαλές συστοιχιών φάσης έχουν στενά και σχεδόν τριγωνικά σημεία δέσμης, αλλά μπορούν και να επεκταθούν ανάλογα με τη συχνότητα που χρησιμοποιείται. Τυπικά χρησιμοποιείται για απεικόνιση μέσω ακουστικών παραθύρων του κρανίου και σε περιοχές μεταξύ των πλευρών.

Εξειδικευμένοι ανιχνευτές

Εδώ περιλαμβάνονται κεφαλές για διάφορους σκοπούς όπως ενδορθικοί, ενδοκολπικοί και ενδοαγγειακοί ανιχνευτές που έχουν πολύ μικρές κεφαλές. Επίσης υπάρχουν και οι δια-οισοφαγικοί ανιχνευτές οι οποίοι χρησιμοποιούνται για απεικόνιση της καρδιάς μέσω του οισοφάγου. Υπάρχουν κεφαλές για χειρουργική χρήση όπως λαπαροσκοπικοί ανιχνευτές. Τέλος, είναι και οι ανιχνευτές τύπου μολυβιού οι οποίοι λέγονται Doppler ανιχνευτές συνεχούς κύματος, που χρησιμοποιούνται για την μέτρηση της κίνησης του αίματος και του ήχου.

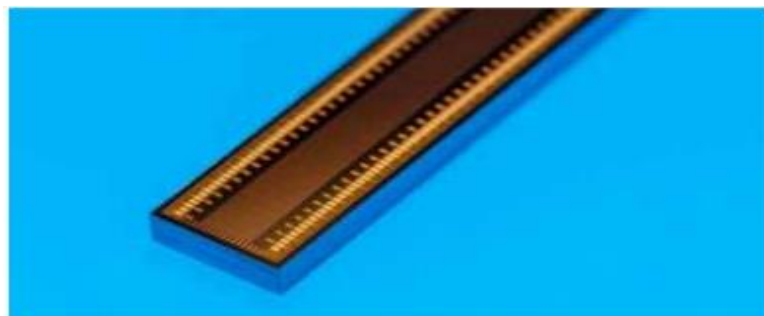


Εικόνα 6: Ισοδύναμο ηλεκτρομηχανικό κύκλωμα για πιεζοηλεκτρικό μετατροπέα [30]

Κεφάλαιο 2^ο : Νεότερες Εξελίξεις

2.1 Τεχνολογία CMUT

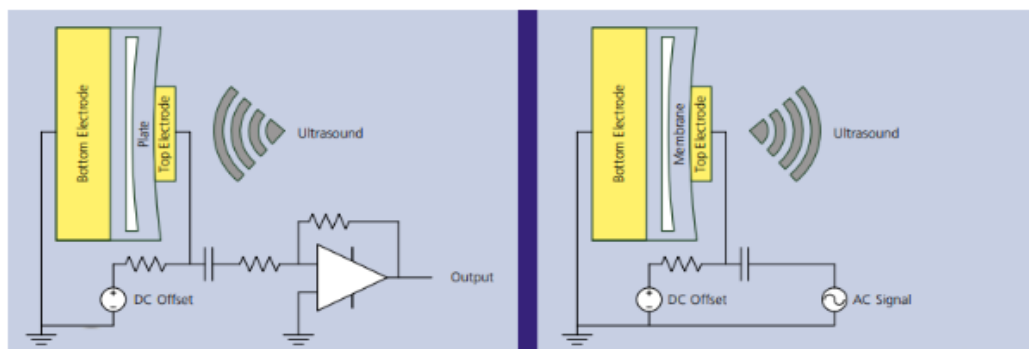
Οι χωρητικοί μετατροπείς υπερήχων με μικρομαγνητική ικανότητα (Capacitive micromachined ultrasound transducers—CMUTs) έχουν αναδειχθεί ως εναλλακτικές για τους μετατροπείς πιεζοηλεκτρικής απεικόνισης [11].



Εικόνα 7: Πλακέτα CMUT[11]

2.1.1 Αρχές λειτουργίας τεχνολογίας CMUT

Ο χωρητικός μετατροπέας (CMUT) είναι πυκνωτής παράλληλης πλάκας που χαρακτηρίζεται από την ύπαρξη ενός σταθερού ηλεκτροδίου στο κάτω μέρος. Επίσης, χαρακτηρίζεται από μια συσφιγμένη μεταλλική μεμβράνη αναρτημένη πάνω από μια κοιλότητα. Με βάση τα παραπάνω, όταν υπάρχει ένα σήμα εναλλασσόμενου ρεύματος το σύνολο των κυμάτων υπερήχων, πραγματοποιείται μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Από την άλλη, τα κύματα υπερήχων μπορούν να ανιχνευθούν σε σχέση με την διακύμανση της χωρητικότητας της συσκευής εφαρμόζοντας τάση DC, με την παρουσία εισερχόμενων κυμάτων υπερήχων[11].



Εικόνα 8: Λειτουργία δέκτη και πομπού ενός απλοποιημένου συστήματος CMUT[11]

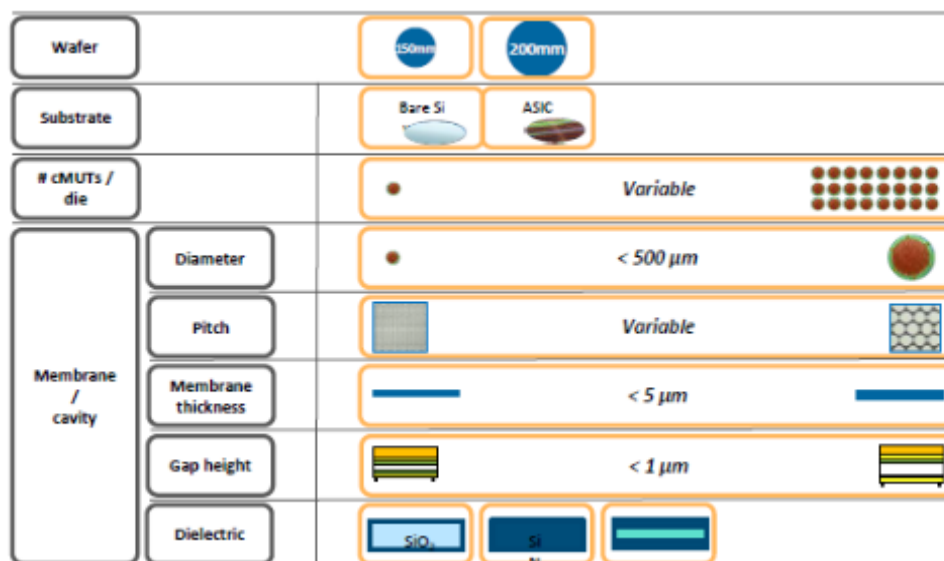
Λειτουργεί ως πομπός εφαρμόζοντας ένα ηλεκτρικό δυναμικό μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων με αποτέλεσμα η ηλεκτροστατική δύναμη να εκτρέπει το κινητό ηλεκτρόδιο προς το σταθερό. Δημιουργείται έτσι ένα ακουστικό κύμα. Ομοίως, τα συστήματα χωρητικών μετατροπέων μπορούν να λειτουργήσουν σε λειτουργία λήψης [11].

Εφόσον η άνω κινητή πλάκα υποβάλλεται σε πίεση υπερήχου, δημιουργείται ηλεκτρικό ρεύμα εξαιτίας της μεταβολής της χωρητικότητας υπό σταθερή τάση πόλωσης. Το ρεύμα αυτό μπορεί να ανιχνευθεί και να επεξεργαστεί με ψηφιακό τρόπο για να δημιουργήσει μια εικόνα, η οποία με τη σειρά της μπορεί να αναλυθεί περισσότερο[5].

Οι διαστάσεις, το σχήμα, οι μηχανικές ιδιότητες και τα χαρακτηριστικά της λεπτής πλάκας προσδιορίζουν κατά βάση τη συχνότητα λειτουργίας της συμβατικής δομής χωρητικού μετατροπέα. Για να πραγματοποιηθεί η υλοποίηση συστοιχιών μετατροπέων στο επιθυμητό μέγεθος και σχήμα αλλά και στην επιθυμητή τακτικότητα και συχνότητα, ένα μεγάλο μέρος από τα κελιά πυκνωτών έχουν παράλληλη σύνδεση. Για τον σκοπό της ιατρικής χρήσης, ο μετατροπέας με βάση το πυρίτιο τις περισσότερες φορές επικαλύπτεται από ένα λεπτό στρώμα ελαστικού πολυμερούς για να μπορέσει να υπάρξει παροχή ηλεκτρικής μόνωσης χωρίς να υπάρχουν σημαντικές επιπτώσεις στην απόδοση της συσκευής που είναι και το ζητούμενο[2].

Η τεχνολογία CMUT λειτουργεί σε ένα αρκετά μεγάλο φάσμα συνθηκών:

- Πίεση που φτάνει έως 10 bar.
- Εύρος θερμοκρασιών -40°C έως 200°C (έως 250°C με σχεδιασμό ανάλογα την εφαρμογή).
- Χημική ανθεκτικότητα: Ανθεκτική σε ουσίες όπως θειικό οξύ (98%), νερό αμμωνίας, υδροξείδιο του νατρίου, οξαλικό νάτριο, ακετόνη, αιθανόλη.
- Αντοχή στην τριβή: Διαθέσιμες προστατευτικές στοίβες για ποικίλες εφαρμογές, ανθεκτικές στις γρατσουνιές και στις κρούσεις[7].

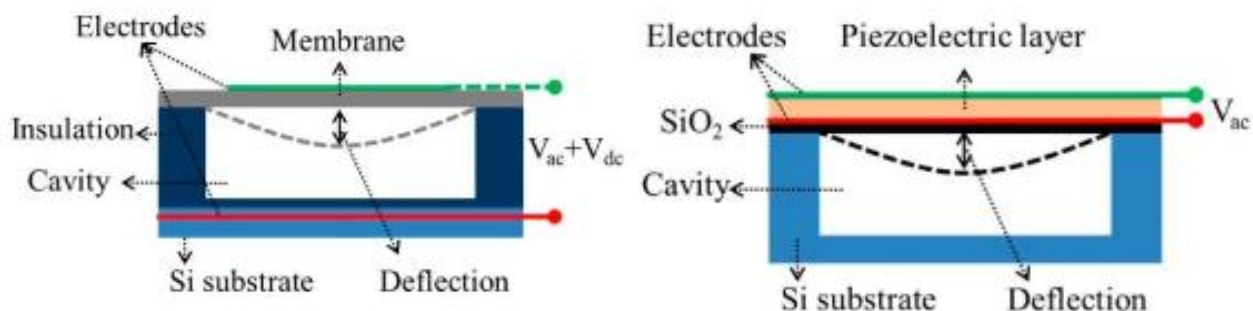


Εικόνα 9: Σχεδιαστικές παράμετροι χωρητικών μετατροπέων CMUT[7]

2.2 Συγκριτική σχέση CMUT & PZT

Τα υλικά κατασκευής των μετατροπέων πρέπει να επιλέγονται κατά κύριο λόγο με βάση τα κριτήρια που ακολουθούν[8]:

1. Κατά το δυνατόν χαμηλές ηλεκτρικές και μηχανικές απώλειες.
2. Τιμές ακουστικής εμπέδησης πιο κοντά σε αυτές των ιστών, για καλύτερη διάδοση των ακουστικών κυμάτων.
3. Μεγάλη διηλεκτρική σταθερά, ώστε η ηλεκτρική εμπέδηση του υλικού να είναι συμβατή με την ηλεκτρονική οδήγηση.
4. Υψηλός συντελεστής ηλεκτρομηχανικής σύζευξης, που καθορίζει το επίπεδο μετατροπής της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική και αντίστροφα.
5. Μικρό πάχος, ώστε να «χωρούν» περισσότερα στοιχεία σε μικρότερο εμβαδόν.
6. Επιλέξιμη σταθερά συχνότητας-πάχους.
7. Χαμηλός θερμοκρασιακός συντελεστής που προσδίδει ομαλή λειτουργία.



Εικόνα 10 : Απλοποιημένο μοντέλο λειτουργίας CMUT και PZT[8]

Σε σχέση με τους πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς PZT, οι χωρητικοί μετατροπείς CMUT έχουν τα εξής πλεονεκτήματα:

- Ευκολία κατασκευής μεγάλων συστοιχιών
- Μεγαλύτερο εύρος ζώνης
- Καλύτερη ενσωμάτωση με ηλεκτρονικά είδη

Παρά τα πλεονεκτήματα που προσφέρουν οι χωρητικοί μετατροπείς έναντι των πιεζοηλεκτρικών μετατροπέων, έχουν επίσης ορισμένα σημαντικά μειονεκτήματα. Οι χωρητικοί μετατροπείς (CMUT) έχουν πρόβλημα στο ακουστικό crosstalk που συμβάλλει στην υποβάθμιση της εικόνας που προκαλείται από τα κύματα Stoneley στη διεπαφή μεμβράνης-νερού και τα κύματα Lamb που διαδίδονται στο υπόστρωμα.

Τα τελευταία σχέδια έχουν περιορισμένη ευαισθησία λήψης, η οποία έχει ως αποτέλεσμα ότι μειώνει την αναλογία σήματος προς θόρυβο και το βάθος διείσδυσης στους ιστούς. Αυτό έχει δοκιμαστεί πειραματικά, αποκτώντας 10 dB λιγότερη ευαισθησία για ανιχνευτές υπερήχων που βασίζονται σε χωρητικούς μετατροπείς σε σύγκριση με πιεζοηλεκτρικούς. Παρόλα αυτά, οι πρώτοι ξεπέρασαν τους πιεζοηλεκτρικούς ανιχνευτές ως προς την αναλογία σήματος προς θόρυβο[2].

2.3 Τεχνητή νοημοσύνη στην υπερηχογραφία

Η τεχνητή νοημοσύνη γενικά είναι η ικανότητα ενός προγράμματος να πραγματοποιεί διαδικασίες οι οποίες σχετίζονται σε μεγάλο βαθμό με την ανθρώπινη νοημοσύνη όπως είναι η μάθηση, η κατανόηση με βάση τις αισθήσεις και η αλληλεπίδραση. Τα τελευταία χρόνια η τεχνητή νοημοσύνη έχει αναπτυχθεί σημαντικά και περιλαμβάνει τη μηχανική μάθηση (machine learning) και τη βαθειά μάθηση (deep learning). Το

deep learning είναι υποκατηγορία του machine learning, το οποίο έχει να κάνει με μη προγραμματισμένη μάθηση από μεγάλο όγκο δεδομένων με τη βοήθεια συνελκτικών νευρωνικών δικτύων[10].

Η απεικόνιση[13] με υπερήχους υπερέχει σε σχέση με άλλους διαγνωστικούς τρόπους απεικόνισης επειδή είναι άνετη, μη επεμβατική και δίνει αποτελέσματα σε πραγματικό χρόνο. Όμως το μεγάλο μειονέκτημα της υπερηχογραφίας είναι ότι η ποιότητα της εικόνας εξαρτάται από τον χειριστή ο οποίος σαρώνει την περιοχή ενδιαφέροντος. Επίσης είναι αναπόφευκτο να δημιουργηθούν διάφορα τεχνουργήματα (artifacts)πολλές φορές τα οποία σημαντικά την ποιότητα της εικόνας. Έτσι, με τη βοήθεια της τεχνητής νοημοσύνης μπορούν να λυθούν αυτά τα προβλήματα και κατά συνέπεια να βελτιωθεί σημαντικά η ποιότητα της εικόνας και να έχουμε καλύτερα διαγνωστικά αποτελέσματα.

Η τεχνητή νοημοσύνη βοηθάει στον καλύτερο εντοπισμό κακοήθων ασθενειών που πριν κάποια χρόνια ήταν δύσκολο να διαγνωστούν. Πιο συγκεκριμένα, στην υπερηχογραφία μαστού υπάρχει η δυνατότητα αυτόματης ταξινόμησης του σχήματος και του προσανατολισμού της περιοχής ενδιαφέροντος χρησιμοποιώντας μηχανική μάθηση (machine learning). Στην υπερηχογραφία θυρεοειδούς έχουμε καλύτερη απεικόνιση και ποσοτικοποίηση των όζων που μπορεί να υπάρχουν στο θυρεοειδή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να γίνεται καλύτερη διάγνωση για τυχόν κακοήθεις όζους. Επίσης έχουμε καλύτερη απεικόνιση δεδομένων από σήματα οπισθοσκεδάσεων που σχετίζονται με τα διάφορα χαρακτηριστικά των ιστών που βρίσκονται στο θυρεοειδή.

Στην υπερηχογραφία καρδιάς, η τεχνητή νοημοσύνη βοηθάει στην απόκτηση εικόνων που είναι οριοθετημένες σωστά και αντιπροσωπεύουν συνηθισμένες διαστάσεις ηχοκαρδιογραφίες. Επίσης βοηθάει στην αυτόματη μέτρηση παραμέτρων που αφορούν τον υπέρηχο καρδιάς όπως το EF, το Global Longitudinal Strain και LV volume χρησιμοποιώντας μηχανική μάθηση (machine learning). Μπορεί επίσης να πραγματοποιηθεί καλύτερη μέτρηση του πάχους της καρωτίδας αρτηρίας. Τέλος, στην υπερηχογραφία εγκυμοσύνης, μπορεί να γίνει απεικόνιση και ποσοτικοποίηση στη διάγνωση για τυχόν δυσπλασίες κατά την ανάπτυξη του εμβρύου στους γοφούς.

2.4 Υπερηχογραφική ελαστογραφία

Η υπερηχογραφική ελαστογραφία είναι η δημιουργία εικόνων με μη επεμβατικό τρόπο που απεικονίζουν τα μηχανικά χαρακτηριστικά των ιστών [14]. Στην ελαστογραφία χρησιμοποιούνται υπέρηχοι για να παρατηρήσουμε τη μετατόπιση ιστών ως συνάρτηση του χρόνου και του χώρου όταν εφαρμόζουμε στους ιστούς μια δύναμη που η εφαρμογή της είναι είτε δυναμική (όπως με χτύπημα ή δόνηση) ή η μεταβολή της γίνεται τόσο αργά ώστε να θεωρείται σχεδόν στατική (π.χ. ψηλάφηση με την κεφαλή). Τα εμπορικά διαθέσιμα προϊόντα μπορούν να ταξινομηθούν ανάλογα με το αν αυτή η μετατόπιση ιστού (α) εμφανίζεται απευθείας ως εικόνα όπως στη μέθοδο απεικόνισης ακουστικής δύναμης ακτινοβολίας (Acoustic Radiation Force Impulse - ARFI) ή β) χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό και την απεικόνιση της τάσης, με τη βοήθεια της ελαστογραφίας τάσης (Strain Elastography-SE) ή (γ) χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό και την απεικόνιση της ταχύτητας κύματος διάτμησης (Shear Wave Elastography).

Η τεχνική υπολογισμού της ταχύτητας κύματος διάτμησης δίνει ποσοτικά αποτελέσματα για μια ιδιότητα του εξεταζόμενου ιστού και είναι η μόνη που απαιτεί τη δημιουργία ενός κύματος διάτμησης, το οποίο παράγεται από μια δυναμικής δύναμη και όχι μέσω στατικής δύναμης. Οι άλλοι δύο πρώτοι τρόποι μπορούν να χρησιμοποιήσουν και δυναμική δύναμη αλλά και στατική ή σχεδόν στατική δύναμη. Όμως, ακόμη και η μέτρηση της ταχύτητας κύματος διάτμησης εξαρτάται από τις παραμέτρους που έχουμε ρυθμίσει στο σύστημα όπως η εφαρμοζόμενη δύναμη και η συχνότητα του κύματος διάτμησης.

Η ελαστογραφία θεωρείται ως ένας τρόπος ψηλάφησης με απομακρυσμένο τρόπο που επιτρέπει τη μέτρηση και την εμφάνιση διάφορων βιομηχανικών ιδιοτήτων που σχετίζονται με ελαστικές δυνάμεις αποκατάστασης στον ιστό που δρουν αντίθετα στην παραμόρφωση διάτμησης. Αυτή η απεικόνιση ενοποιεί τους διάφορους τρόπους ελαστογραφίας γιατί όλοι αυτοί οι τρόποι δημιουργούν εικόνες με αντίθεση για τις ίδιες υποκείμενες πληροφορίες, οι οποίες σχετίζονται με το συντελεστή ελαστικής διάτμησης ή συντελεστή Young στον οποίο θα αναφερθούμε παρακάτω.

Η ελαστογραφία χρησιμοποιείται ενισχυτικά για την καλύτερη διαφοροποίηση των κακοήθων από τους καλοήθεις όζους στο θυρεοειδή αδένω, όταν πραγματοποιείται

απεικόνιση με υπερηχογραφία σε γκρι κλίμακα. Έχει παρατηρηθεί ότι με την υπερηχογραφία θυρεοειδούς σε γκρι κλίμακα δεν μπορεί να γίνει καλή διαφοροποίηση των διάφορων όζων.

Όμως, με τη χρήση ελαστογραφίας κύματος διάτμησης που έχει λιγότερη εξάρτηση από τον χειριστή και δημιουργεί μια ποσοτική αξιολόγηση για τη μορφή των δεικτών ελαστικότητας, μπορούμε να δημιουργήσουμε διάφορες εστιασμένες υπερηχητικές ωθήσεις σε διαφορετικά βάθη στον ιστό για να προκαλέσουμε μετατόπιση στον ιστό. Αυτή η μετατόπιση στον ιστό προκαλεί κύματα διάτμησης τα οποία διαδίδουν πλευρικές ωθήσεις. Τα κύματα διάτμησης ταξιδεύουν γρηγορότερα σε σκληρότερο ή δύσκαμπτο μέσο σε σχέση με τη διάδοσή τους σε πιο μαλακό ιστό, και η ταχύτητά τους είναι ανάλογη με την τετραγωνική ρίζα του συντελεστή του Young.

Ο συντελεστής Young μετρά την ακαμψία των ιστών αποδεικνύοντας τη σχέση μεταξύ της εφαρμοζόμενης δύναμης και της παραμόρφωσης που προκαλεί. Οι πιο σκληροί ιστοί εμφανίζουν υψηλότερο συντελεστή Young σε σύγκριση με τους μαλακότερους ιστούς. Με τη βοήθεια της ταχύτητας των κυμάτων διάτμησης στον ιστό, υπάρχει η δυνατότητα να υπολογιστεί η δυσκαμψία στον εξεταζόμενο ιστό. Συγκριτικά με το φυσιολογικό παρέγχυμα του θυρεοειδούς αδένου, οι περισσότεροι κακοήθεις όζοι του θυρεοειδούς έχουν σταθερό στρώμα λόγω της παρουσίας υπερβολικού κολλαγόνου και ινοβλάστης και έτσι αντιστέκεται στην μετατόπιση των ιστών κατά την εφαρμογή μιας δύναμης. Επομένως, τα περισσότερα κακοήθεις όζοι στο θυρεοειδή αδένου είναι πιο δύσκαμπτοι και κατά συνέπεια με την μέτρηση της ταχύτητας των κυμάτων διάτμησης τείνουν να έχουν μεγαλύτερο δείκτη ελαστικότητας.

Η ελαστογραφία τάσης[18] είναι χρήσιμη για την απεικόνιση της δυσκαμψίας διάφορων βλαβών στο μαστό και χρησιμοποιείται σαν διαγνωστικό εργαλείο στη διαφοροποίηση καλοηθών/κακοηθών παθήσεων στο μαστό. Σε συνδυασμό με εικόνες B-mode, βοηθάει στην αποφυγή μη απαραίτητων βιοψιών ειδικά σε καλοήθεις καταστάσεις. Πιο συγκεκριμένα, βρέθηκε σημαντική αύξηση της ευαισθησίας με τον συνδυασμό χαρακτηριστικών ελαστογραφίας κυμάτων διάτμησης μαζί με ευρήματα υπερηχογραφίας B-mode. Οι βλάβες με ακανόνιστο σχήμα, με οπίσθια ακουστική σκίαση, ασβεστοποιήσεις και εσωτερική αγγείωση δείχνουν την κακοήθη φύση τους.

Βλάβες με οβάλ σχήμα, λεία περιθώρια και απουσία εσωτερικής αγγείωσης δείχνουν καλοήθεια.

Η ελαστογραφία ARFI χρησιμοποιεί μια σύντομη χρονικά ακουστική ώθηση υψηλής έντασης για να εμφανίσει την μετατόπιση στοιχείων σε έναν ιστό σε διαμήκη κατεύθυνση και δημιουργεί με ποιοτικό τρόπο ένα χάρτη της σχετικής ακαμψίας των ιστών μέσα σε μια μικρή περιοχή. Ανάλογα με το εμβαδό του ιστού, είναι δυνατή η προσέγγιση της μετατόπισης αυτού. Σε σχέση με την ελαστογραφία τάσης, η απεικόνιση ακουστικής δύναμης ακτινοβολίας έχει καλύτερη ανάλυση, λιγότερη μεταβλητότητα μεταξύ διαφορετικών παρατηρητών και λιγότερη επίδραση από τη συγκέντρωση της εφαρμοζόμενης δύναμης και από την κίνηση ολίσθησης μπροστά από την εικονιζόμενη περιοχή ενδιαφέροντος. Επίσης, δημιουργεί καλύτερες εικόνες σε πιο βαθύ ιστό.

Ωστόσο, η μέθοδος απεικόνισης ακουστικής δύναμης ακτινοβολίας μπορεί να δημιουργήσει μόνο στατικές εικόνες, όχι δυναμικές αλληλουχίες και εξαρτάται επίσης από την απορρόφηση και την αντανάκλαση της δέσμης ώθησης και την καθυστέρηση μεταξύ της μέτρησης ώθησης και μετατόπισης. Η τεχνική ARFI δεν αποτελεί σε καμία περίπτωση τεχνική εικονικής απεικόνισης ιστού.

Στη βιβλιογραφία, η σημειακή ελαστογραφία διάτμησης κύματος (point shear wave elastography-pSWE) έχει αναλυθεί ως τρόπος ποσοτικοποίησης της απεικόνισης αυτής. Η σημειακή ελαστογραφία διάτμησης κύματος χρησιμοποιείται για τη μέτρηση ταχύτητας κύματος διάτμησης με τη δημιουργία διέγερσης δύναμης ακτινοβολίας. Η ποσοτική αυτή μέθοδος χρησιμοποιεί μια πρωτογενή ακουστική ώθηση που εστιάζεται σε μια περιοχή ενδιαφέροντος στην οποία δημιουργεί κύματα πίεσης σε εγκάρσια διάδοση για να παραμορφώσει τους ιστούς. Η πίεση /ώθηση που δέχεται, έχει ως αποτέλεσμα στη συνέχεια μερικές αντίθετες ωθήσεις οι οποίες κατανέμονται στους γύρω ιστούς και από αυτές τις αντίθετες ωθήσεις υπολογίζεται τελικά η ταχύτητα διάδοσης των κυμάτων πίεσης. Η ταχύτητα διάδοσης και η εξασθένιση των κυμάτων μπορούν να συσχετιστούν με τη δυσκαμψία και την ελαστικότητα του ιστού. Αυτή η μέθοδος δίνει πληροφορίες για την ταχύτητα πίεσης - κύματος, αλλά όχι χωρική κατανομή[1].

2.5 3D/4D Υπερηχογραφία στη μαιευτική

Η ζωή γύρω μας [6] είναι τρισδιάστατη και ο τρισδιάστατος υπέρηχος δεν είναι έννοια καινούργια. Ο Kazunori Baba δημιούργησε μια εγκατάσταση για υπερηχογράφημα 3D στα μέσα της δεκαετίας του 1980. Έχει ακόμη πραγματοποιηθεί προσθήκη αισθητήρα θέσεως στον βραχίονα του στατικού σαρωτή. Η τοποθέτηση της γραμμικής κεφαλής πραγματοποιείται πάνω στον βραχίονα σε πραγματικό χρόνο. Ως τεχνική απεικόνισης, η τρισδιάστατη υπερηχογραφία έχει γίνει δημοφιλής για την αξιοπιστία και την απόδοσή της ως τεχνική στην ανατομία και στην απεικόνιση εμβρύων. Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι για τη λήψη τρισδιάστατων σαρώσεων: κανονική χρήση συμβατικού δισδιάστατου μετατροπέα χωρίς ανίχνευση θέσης, χρήση συμβατικού μετατροπέα 2D υπέρηχων με ανίχνευση θέσης και αυτοματοποιημένη λήψη μέσω ειδικών αισθητήρων όγκου που είναι η πιο συχνά χρησιμοποιούμενη μέθοδος.

Όλες οι μέθοδοι βασίζονται στη δημιουργία μιας σειράς 2D επιπέδων που συντίθεται μεταξύ τους από έναν υπολογιστή και εμφανίζονται ως ανακατασκευή πολλών επιπέδων ή ως όγκος 3D. Επομένως, επειδή κάθε υπερηχογράφημα 3D προέρχεται από υπερηχογράφημα 2D, η ποιότητα των αποτελεσμάτων θα εξαρτηθεί σε μεγάλο βαθμό από την ποιότητα των 2D εικόνων. Στη μαιευτική, ένας σημαντικός παράγοντας ποιότητας της εικόνας είναι μια μεγάλη ποσότητα αμνιακού υγρού που είναι γύρω από το έμβρυο.

Η χρήση τρισδιάστατου υπέρηχου στη μαιευτική επεκτάθηκε γρήγορα για διαγνωστικές σαρώσεις, όπως για παράδειγμα για την απεικόνιση του κρανίου και το προσώπου του εμβρύου. Η απεικόνιση της κίνησης σε πραγματικό χρόνο είναι δυνατή με υπερηχογράφημα 3D το οποίο λέγεται 3D πραγματικού χρόνου, live 3D ή 4D. Αυτό είναι ιδιαίτερα χρήσιμο για την επίδειξη διάφορων εμβρυϊκών εκφράσεων του προσώπου, τη θέση των άκρων για τυχόν δυσπλασίες και για την εξέταση της καρδιάς του εμβρύου. Η πραγματική κλινική αξία της 3D-4D υπερηχογραφίας είναι δύσκολο να αποδειχθεί, αλλά είναι σίγουρα σημαντική για τις εμβρυακές ανωμαλίες και πιο συγκεκριμένα για την αξιολόγηση του εγκεφάλου και της καρδιάς του εμβρύου.



Εικόνα 11: Απεικονίσεις εκφράσεων εμβρύου [Obstetric ultrasonography - Wikipedia](#)

2.6 Απεικόνιση υπερηχογραφήματων σε υψηλή ανάλυση

2.6.1 Σχεδίαση ολοκληρωμένου κυκλώματος απεικόνισης

Η τεχνολογία ιατρικής απεικόνισης έχει κάνει τεράστια βήματα προόδου τα τελευταία χρόνια, επιτρέποντας στους γιατρούς να βλέπουν μέσα στο σώμα των ασθενών με πολύ πιο λεπτομερή τρόπο. Η τεχνολογία υπερήχων χρησιμοποιεί ακουστική καθώς και ηχητική ενέργεια για τη μετάδοση σημάτων στο σώμα και στη συνέχεια συλλέγει και επεξεργάζεται τις προκύπτουσες αντανακλάσεις. Με αυτόν τον τρόπο, ο υπέρηχος μπορεί να δημιουργήσει εικόνες των οργάνων μέσα στο σώμα και να συγκεντρώσει πληροφορίες για ιστούς, όργανα και άλλα ιατρικά αντικείμενα.

Με την πάροδο του χρόνου, οι εξελίξεις της μικροηλεκτρονικής οδήγησαν σε πιο φορητά και υψηλής απόδοσης όργανα, τα οποία πλησιάζουν όλο και περισσότερο στα πιο περίπλοκα και σαφώς μεγαλύτερα συστήματα. Τα υπερηχογραφήματα αξιοποιούνται σε ένα ευρύ φάσμα ιατρικών εφαρμογών, από την οφθαλμιατρική και την οδοντιατρική, έως και την καρδιολογία που θα μελετήσουμε και αργότερα.

Ο συγχρονισμός βέβαια είναι πολύ κρίσιμος στην ορθή υλοποίηση και εφαρμογή τέτοιων συστημάτων υψηλής απόδοσης. Όσον αφορά το σχεδιαστικό κομμάτι στην υλοποίηση του μικροηλεκτρονικού ολοκληρωμένου κυκλώματος, τα βασικότερα σχεδιαστικά στοιχεία που χρήζουν προσοχής είναι η μετάδοση και η λήψη του

ηχητικού σήματος, ώστε να πραγματοποιηθεί κατάλληλα, ερμηνεία των πληροφοριών που θα λάβουμε από την ιατρική απεικόνιση.

Πιο συγκεκριμένα, σε ένα αντίστοιχο σύστημα απεικόνισης υπερηχογραφημάτων που αξιοποιεί παλμικά ηχητικά κύματα (PW), ένας παλμός υψηλής τάσης διεγείρει έναν πιεζοηλεκτρικό μορφοτροπέα (κρύσταλλο), προκαλώντας αντίστοιχη μηχανική καταπόνηση (αντίστροφο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο) και δημιουργώντας έτσι ένα υπερηχητικό κύμα που διέρχεται από το σώμα.

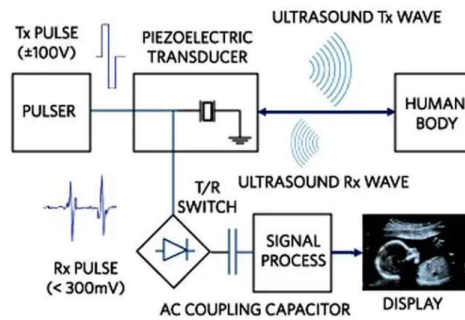
Ο πομπός στέλνει σήματα υπερήχων και ο δέκτης συλλέγει τις διάφορες ηχώ που ανακλώνται από τη δομή του σώματος. Οι διαφορετικές ηχητικές ανακλάσεις (echo) συνδυάζονται στο τέλος για την δημιουργία μιας γενικής ανάκλασης. Ο δέκτης χρησιμοποιεί συνήθως τον ίδιο πιεζοηλεκτρικό μετατροπέα με υποστήριξη για ψηφιακά κυκλώματα επεξεργασίας και ενίσχυσης.

Το κύμα που δημιουργείται από τον μετατροπέα καθώς το σώμα του ασθενή χαλαρώνει το διασχίζει και εστιάζει ανάλογα με τη φάση του παλμού (Τεχνική συστοιχίας φάσεως). Το σήμα ανάκλασης θα έχει διαφορετικά χαρακτηριστικά έντασης ανάλογα με τα αντικείμενα που συναντά, όπως μαλακούς ιστούς, οστά, λίπος και αίμα. Για να έχουμε επομένως βέλτιστα αποτελέσματα στην ιατρική απεικόνιση από τα κυκλώματα μετάδοσης και λήψης, πρέπει να είναι υπάρχει συγχρονισμός. Το μυστικό της υψηλής απόδοσης είναι τα συστήματα να είναι συγχρονισμένα ως προς την συχνότητα και τη φάση.

Ο συγχρονισμός των ρολογιών είναι σημαντικός για τη διασφάλιση ακριβών πληροφοριών και εικόνας χωρίς παραμόρφωση από τυχόν εξασθενίσεις ή θόρυβο. Ο θόρυβος φάσης (στον τομέα συχνότητας) ή το jitter (στο πεδίο του χρόνου) είναι ένα μέτρο της φάσης ενός σήματος ρολογιού και μπορεί να έχει σημαντική επίδραση στην ποιότητα εικόνας του υπερήχου. Η απόκλιση του σήματος ρολογιού πρέπει να είναι ελάχιστη δυνατή ώστε να μειωθεί ο θόρυβος κάτω από επίπεδα που επηρεάζουν την τελική εικόνα, καθώς ακόμη και μικρές αποκλίσεις μπορεί να οδηγήσουν σε σφάλματα υπολογισμού και σφάλματα στην απεικόνιση της ροής του αίματος. Πιο συγκεκριμένα, τα τροφοδοτικά συγχρονίζονται συνήθως με ένα ρολόι στην περιοχή συχνοτήτων 100 kHz-1 MHz για να αποφευχθούν οι παραπάνω συνέπειες.

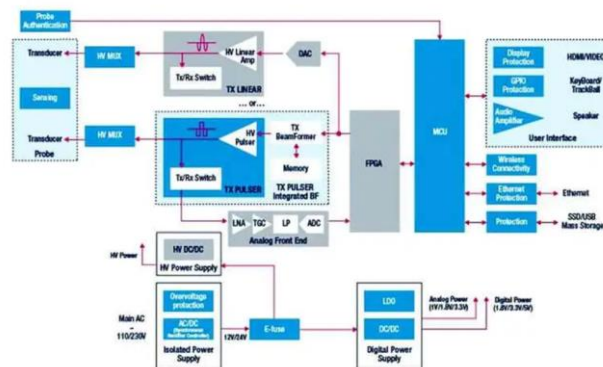
Καθώς μιλάμε για υψηλή επίδοση, κρίνεται αναγκαία η χρήση υψηλών συχνοτήτων για μεγαλύτερη διακριτική ικανότητα. Όμως οι υψηλότερες συχνότητες απαιτούν

μεγαλύτερη προσοχή για να αποφευχθεί η σύζευξη με το σήμα. Ο σχεδιασμός σε σχετικά χαμηλότερες συχνότητες είναι ασφαλέστερος συμβάλλοντας παράλληλα και στην μείωση των ηλεκτρομαγνητικών παρεμβολών. Το ολοκληρωμένο κύκλωμα του υπερήχου παρατίθεται στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 13).



Εικόνα 13: Ολοκληρωμένο κύκλωμα ενός συστήματος απεικόνισης υπερήχων[29]

2.6.2 Ενίσχυση ολοκληρωμένου κυκλώματος απεικόνισης



Εικόνα 14: Διάγραμμα Layout ενός συστήματος απεικόνισης υπερήχων[29]

Το ηχητικό κύμα ταξιδεύει μέσα στο ανθρώπινο σώμα ως παλμός στο εύρος συχνοτήτων μεταξύ 1 MHz και 15 MHz. Τα ηχητικά κύματα εξασθενούν λόγω διαφορετικών παραμέτρων ενόσω ταξιδεύουν στο ανθρώπινο σώμα. Η STHV1600 είναι μια γεννήτρια παλμών με 16 ανεξάρτητα κανάλια. Τα χαρακτηριστικά της είναι η υψηλή τάση και η υψηλή ταχύτητα ενώ παράλληλα είναι μονολιθική γεννήτρια.

Ο διαμορφωτής δέσμης επιτρέπει στη γεννήτρια να παράγει παλμούς με διαφορετικά πλάτη και εντάσεις. Με αυτόν τον τρόπο το ολοκληρωμένο κύκλωμα παρέχει μια δομή διακόπτη (Switch Mode) που βοηθά στην απομόνωση του σήματος μετάδοσης

κατά τη διάρκεια της λήψης πληροφοριών(Receiver) . Και τα δύο στάδια εξόδου TX0 και TX1 που παρατηρείτε στην Εικόνα 14 , μπορούν να παρέχουν μέγιστη έξοδο έως και +2A (Είτε αντίστοιχα -2 A) .

Καθώς όμως το εκπεμπόμενο σήμα ταξιδεύει μέσα στο ανθρώπινο σώμα , μέρος της ενέργειάς του ανακλάται πίσω στον μετατροπέα , σε αρκετά υψηλή συχνότητα. Βέβαια, οι ηχητικές ανακλάσεις που συμβαίνουν πολύ αργότερα της αρχικής μετάδοσης είναι ως επί των πλείστων αδύναμα σήματα που δεν επηρεάζουν το συνολικό ανακλώμενο σήμα. Οι ανακλάσεις που λαμβάνονται από τα εστιακά σημεία κοντά στην επιφάνεια του σώματος απαιτούν ελάχιστη ή καθόλου ενίσχυση, ενώ τα άλλα, αυτά που λαμβάνονται από τα βαθιά εστιακά σημεία στο σώμα, πρέπει να ενισχυθούν κατά παράγοντα επί 100 ή περισσότερο.

Κατά την ολοκλήρωση της εκπομπής και της λήψης , το ολικό ανακλώμενο σήμα υφίσταται την τελική επεξεργασία και εν τέλει εμφανίζεται ως εικόνα στην οθόνη. Με τα κατάλληλα μικροηλεκτρονικά στοιχεία ενίσχυσης έχουν αναπτυχθεί εξαιρετικά αποτελεσματικές λύσεις σε ιατρικά προβλήματα. Με την πάροδο του χρόνου και την συνάμα αδιαμφισβήτητη τεχνολογική εξέλιξη, θα βελτιώνεται η διακριτική ικανότητα σε χαμηλότερες ακόμα συχνότητες σε ευρύ φάσμα δυναμικής και θα εντοπίζονται ακόμα και πολύ μικρές αλλαγές στο εκάστοτε σήμα σε διαφορετικές συνθήκες.[29]

2.6.3 Ολοκληρωμένο κύκλωμα δέκτη (receiver)

Οι δέκτες στην πλειονότητά τους οφείλουν να προσαρμόζονται και στις συνθήκες, χωρίς κορεσμό αλλά και σε συνθήκες παραμόρφωση² του σήματος, εισάγοντας τον ελάχιστο δυνατό θόρυβο στο σήμα . Πιο συγκεκριμένα , για συστήματα υπερήχων, από πλευράς ολοκληρωμένου κυκλώματος , ο ενισχυτής αποτελείται αρχικά από έναν ενισχυτή χαμηλού θορύβου, εξαιρετικά γραμμικό, (Low-Noise-Amplifier) με ψηφιακά προγραμματιζόμενο κέρδος (gain) και αντίσταση(resistance.Αποτελείται επιπλέον και από έναν ενισχυτή μεταβλητού κέρδους (VGA) πριν ψηφιοποιηθεί τελικώς το σήμα από αναλογικό σε ψηφιακό (ADC) για να παρέχει καλύτερο λόγω σήματος προς θόρυβο (SNR) και θόρυβο φάσης για τη συνέχεια (Εικόνα 3).

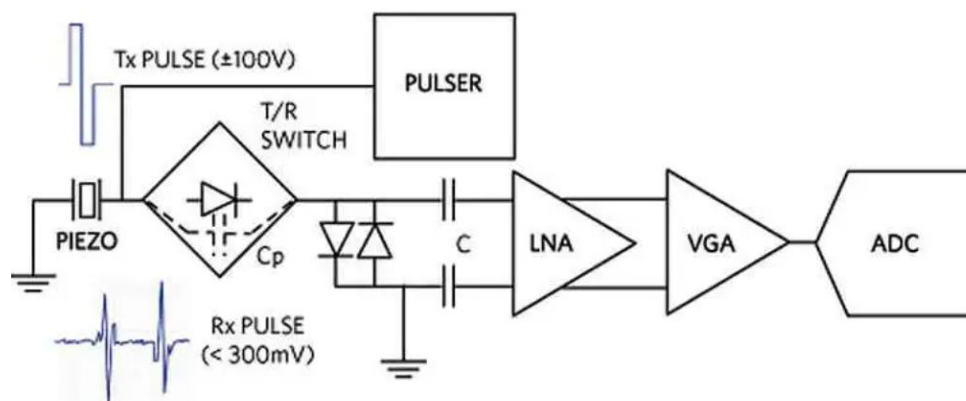
Ο MAX40077 είναι ένας λειτουργικός ενισχυτής ευρείας ζώνης, αλλά και χαμηλού θορύβου με μονή τροφοδοσία 2,7 V έως 5,5 V. Οι συσκευές αυτές έχουν το χαρακτηριστικό ότι απορροφούν περίπου 2,2 mA τροφοδοσίας σε ηρεμία με πολύ χαμηλή παραμόρφωση (0,0002% THD + N), καθώς και χαμηλή πυκνότητα θορύβου στην τάση εισόδου (4,2 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$).

Δεδομένου ότι τα υπερηχητικά σήματα εξασθενούν καθώς ταξιδεύουν μέσα στο σώμα, το ανακλώμενο (λαμβανόμενο) σήμα είναι πολύ μικρότερο από το μεταδιδόμενο σήμα. Η ανιχνεύσιμη κορυφή του στην είσοδο του LNA περιορίζεται από το εύρος γραμμικής εισόδου του LNA, συνήθως 500 mVPP με το κέρδος του LNA να είναι στα 18 dB.

Κατά τη διάρκεια του διαστήματος μετάδοσης, μπορεί να προκύψουν συνθήκες υπερφόρτωσης, περιορίζοντας με αυτόν τον τρόπο την επεξεργασία των σημάτων ανάκλασης, καθιστώντας δυσκολότερη την εμφάνιση μικρών σημάτων παρουσία μεγαλύτερων ή χάνοντας εντελώς το ανακλώμενο σήμα. Επομένως, είναι απαραίτητο να επιλεγεί ένα κύκλωμα υποδοχής του σήματος με εξαιρετικές δυνατότητες ανάκτησης, σε περίπτωση που υπάρξει υπερφόρτωση.

Τα στάδια LNA και VGA, καθώς και το ADC, θα πρέπει να σχεδιάζονται με τέτοιο τρόπο ώστε όλα να ανακάμπτουν γρήγορα από μια κατάσταση υπερφόρτωσης, καθώς ο δέκτης μπορεί να αντιμετωπίσει πρόβλημα μέχρι το τέλος της ανάκτησης, με αποτέλεσμα να μην διατηρείται σε μεγάλο βαθμό η ποιότητα της εικόνας ή οι πληροφορίες σχετικά με τη μετατόπιση της φάσης Doppler που αναλύσαμε στο προηγούμενο κεφάλαιο.

Ο MAX2082 είναι ένας πλήρως ενσωματωμένος πομπό-δέκτης υπερηχογραφήματων στην ιατρική βιομηχανία, βελτιστοποιημένος για φορητά συστήματα υψηλής απόδοσης και πολλών καναλιών. Η μετάδοση μπορεί να παράγει παλμούς υψηλής τάσης έως και την ανώτατη τιμή των ± 105 V. Η συσκευή ως ολοκληρωμένο κύκλωμα αποτελείται από διακόπτη T/R, ενισχυτή χαμηλού θορύβου LNA, ενισχυτή μεταβλητού κέρδους (VGA), φίλτρο antialiasing (AAF), μετατροπέα σήματος από αναλογικό σε ψηφιακό (ADC) και ψηφιακό highpass φίλτρο (HPF) με απαγωγή ισχύος 131 mW ανά κανάλι, πολύ χαμηλής ταχύτητας στα 50 Mbps.[29]



Εικόνα 15: Διάγραμμα δέκτη (Receiver) ενός συστήματος απεικόνισης υπερήχων [29]

2.7 Φορητά συστήματα υπερήχων

Παρόλο που η διαγνωστική υπερηχογραφία έχει μεγάλη ποικιλία χρήσεων που είναι σημαντικές για τη υγεία των ανθρώπων, είναι σπάνια διαθέσιμος σε περιβάλλον με περιορισμένους οικονομικούς πόρους. Τα μηχανήματα υπερήχων είναι απαγορευτικά ακριβά και αρκετά μεγάλα σε όγκο, καθιστώντας αδύνατη τη μεταφορά τους σε επίπεδο μικρής κοινότητας. Τα τελευταία χρόνια, η ανάπτυξη φορητών και συμπαγών συστημάτων υπερήχων επέτρεψε στους εργαζόμενους στον τομέα της υγείας σε πιο μικρές κλινικές και κοινότητες να τα χρησιμοποιήσουν .

Όπως και με τα μηχανήματα υπερήχων μεγάλου μεγέθους, τα φορητά μηχανήματα υπερήχων έχουν ευρύτερη εφαρμογή για τη διάγνωση ποικίλων ιατρικών καταστάσεων και παθήσεων. Μέχρι τη στιγμή που γράφτηκε το άρθρο αυτό, υπάρχουν λίγες δημοσιευμένες μελέτες για τη χρήση φορητού υπερήχου σε περιβάλλοντα περιορισμένων πόρων και έτσι δεν μπορεί να ποσοτικοποιηθεί το όφελος για τη δημόσια υγεία προς το παρόν. Επειδή η υπερηχογραφία προσφέρει μόνο τα μέσα για τον εντοπισμό διάφορων προβλημάτων υγείας είναι αποτελεσματική μόνο εάν υπάρχουν πρόσθετοι πόροι για τη θεραπεία των παθήσεων που εντοπίστηκαν[15].

Τις τελευταίες δύο δεκαετίες, τα συστήματα υπερήχων έχουν μικρύνει σε όγκο και είναι πιο φορητά, αλλάζοντας τη χρήση τους από ογκώδη μηχανήματα υπερήχων που λειτουργούν από εξειδικευμένο προσωπικό στη χρήση τους δίπλα στο κρεβάτι του

ασθενούς και σε ιατρείο στο σημείο ενδιαφέροντος. Οι συσκευές οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για υπερηχογραφία στο σημείο ενδιαφέροντος ή αλλιώς point-of-care υπερηχογραφία (POCUS) διαφέρουν αρκετά από τα συστήματα υπερήχων που χρησιμοποιούνται σε μεγάλες διαγνωστικές κλινικές τόσο στην ικανότητά τους όσο και στην εφαρμογή τους.

Τα συστήματα υπερήχων στις μεγάλες διαγνωστικές κλινικές χρησιμοποιούνται σε πολύπλοκες εξετάσεις, ενώ οι συσκευές point-of-care υπερηχογραφίας χρησιμοποιούνται συνήθως για να δώσουν απάντηση σε μια συγκεκριμένη κλινική ερώτηση και έχουν περιορισμένα χαρακτηριστικά σε σχέση με τα συστήματα υπερήχων που χρησιμοποιούνται σε κλινικές.

Οι συσκευές εκείνες που υπάρχει η δυνατότητα να συνδεθούν με έξυπνες συσκευές όπως με ένα έξυπνο τηλέφωνο (smartphone) ή με ένα tablet είναι μια κατηγορία point-of-care υπερηχογραφίας που χρησιμοποιείται από εκπαιδευμένους γιατρούς δίπλα στο κρεβάτι του ασθενούς ή σε ένα περιβάλλον ιατρείου.

Η λογική που υπάρχει για τη χρήση τέτοιων συσκευών υπερήχων είναι ότι επιτρέπουν σε έναν ιατρό να απαντήσει σε μια συγκεκριμένη κλινική ερώτηση (π.χ. διερεύνηση για παρουσία ανευρύσματος κοιλιακής αορτής) τη στιγμή της θεραπείας χωρίς να χρειάζεται παραπομπή σε άλλη εξέταση υπερηχογραφίας.

Αυτές οι συσκευές υπερήχων έχουν σχεδιαστεί να είναι αρκετά ελαφριές και συμπαγείς ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν εύκολα στην καθημερινή ζωή. Έχουν όμως λιγότερα χαρακτηριστικά και επιλογές από τα μεγαλύτερα συστήματα υπερήχων.

Τέτοια συσκευή υπερήχων αποτελείται από έναν ή περισσότερους ανιχνευτές υπερήχων (γνωστοί και ως μετατροπείς) που συνδέονται ασύρματα ή μέσω εξωτερικής θύρας σε ένα εμπορικά διαθέσιμο smartphone ή tablet. Ο ανιχνευτής των συσκευών αυτών φορτίζεται είτε από την εσωτερική επαναφορτιζόμενη μπαταρία του είτε από το ίδιο την έξυπνη συσκευή.

Με τη χρήση εφαρμογής που μπορεί να εγκατασταθεί σε μια έξυπνη συσκευή, οι γιατροί μπορούν να δουν εικόνες υπερήχων που έχουν ληφθεί σε πραγματικό χρόνο στην οθόνη της συσκευής.

Ο γιατρός μέσα από την εφαρμογή μπορεί να ελέγξει τις διάφορες ρυθμίσεις του ανιχνευτή. Ο τύπος μετατροπέα που χρειάζεται σε μια εξέταση και τα πακέτα υπολογισμού που υπάρχουν στην εφαρμογή μπορούν να καθορίσουν τα είδη των εξετάσεων που μπορούν να πραγματοποιηθούν.

Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να βοηθήσει τη θεραπεία και τη διαχείριση ασθενών σε τομείς όπως η μαιευτική και γυναικολογία, η καρδιολογία, η ενδοκρινολογία, η ορθοπαιδική, η επείγουσα ιατρική και η οικογενειακή ιατρική[17].

2.8 Νευρομυϊκός υπέρηχος(Neuromuscular ultrasound NMUS)

Τα τελευταία χρόνια η υπερηχογραφία χρησιμοποιείται όλο και περισσότερο συμπληρωματικά σε κλινικές μελέτες για την αξιολόγηση νευρομυϊκών παθήσεων η οποία ονομάζεται νευρομυϊκός υπέρηχος (neuromuscular ultrasound-NMUS). Ο νευρομυϊκός υπέρηχος είναι μια μη επεμβατική, οικονομική και γρήγορη εξέταση που επιτρέπει υψηλή ανάλυση στην απεικόνιση και εκτίμηση σε όλο το εξεταζόμενο νεύρο δυναμικά σε πραγματικό χρόνο. Κατά συνέπεια, η τεχνική NMUS θεωρείται ότι είναι ένας αρκετά αξιόπιστος τρόπος διάγνωσης και παρακολούθησης διάφορων παθήσεων. Εναλλακτικά μπορεί να χρησιμοποιηθεί και η νευρογραφία μαγνητικού συντονισμού η οποία μπορεί να παρέχει ποιοτικές τρισδιάστατες εικόνες για την νευρική ανατομία καθώς και διάφορα λειτουργικά χαρακτηριστικά χρησιμοποιώντας τα εργαλεία της τρακτογραφίας και της απεικόνισης τανυστή διάχυσης.

Επιπλέον, μπορούν να προκύψουν αποτελέσματα όπως το κλάσμα λίπους των μυών και το μέγεθος των νεύρων, τα οποία είναι σημαντικά για την παρακολούθηση της εξέλιξης κάποιας ασθένειας.

Ωστόσο, η νευρογραφία μαγνητικού συντονισμού είναι αρκετά δαπανηρή, χρονοβόρα, και το κυριότερο δεν είναι ανεκτή σε παιδιά και σε άτομα με κλειστοφοβία. Επίσης είναι αρκετά περιορισμένη σε διαθεσιμότητα και στην κλινική πράξη σε μια συγκεκριμένη περιοχή. Σε σχέση με τη νευρογραφία μαγνητικού συντονισμού, η NMUS μπορεί να παρέχει αρκετά βελτιωμένη χωρική ανάλυση σε πολύ μικρά νεύρα τα οποία χρήζουν περαιτέρω διερεύνησης.

Αυτό έχει ως συνέπεια, νευρικές δομές σε μεγαλύτερο βάθος, όπως το οσφυοϊερό πλέγμα και το εγγύς ισχιακό νεύρο δεν μπορούν να απεικονιστούν. Υπάρχει λοιπόν ένας συνεχής ρόλος, συμπληρωματικός, τόσο για την NMUS τεχνική όσο και για την MR νευρογραφία. Όμως, το ποια τεχνική θα χρησιμοποιηθεί εξαρτάται κατά κύριο λόγο από την κλινική κατάσταση του ασθενούς.

Η τεχνική NMUS πραγματοποιείται κατά κύριο λόγο σε απεικόνιση B-Mode με τη χρήση γραμμικού μετατροπέα σε συχνότητα η οποία κυμαίνεται μεταξύ 15 και 18 MHz. Με την τεχνική αυτή μπορεί να ελεγχθεί η ανατομία, το σχήμα, η ηχογένεια και η περιοχή διατομής του εξεταζόμενου νεύρου. Επίσης αξιολογείται και η κινητικότητα του νεύρου, ιδιαίτερα γύρω από τις αρθρώσεις, μπορεί επίσης και να αξιολογηθεί δυναμικά όπως το ωλένιο νεύρο στον αγκώνα και το μέσο νεύρο στον καρπό. Με την τεχνική αυτή, μπορεί να γίνει διάγνωση για νευρογενείς ή μυοπαθητικές ασθένειες στους μύες. Σε νευρογενείς παθήσεις, φαίνεται συνήθως ατροφία και μια αποσπασματική αύξηση της ηχογένειας. Αντίθετα, σε μυοπαθητικές παθήσεις παρατηρείται ομοιογενώς αυξημένη ηχογένεια και αυξημένο σήμα Doppler.

Με την ανάπτυξη των συστημάτων υπερήχων, τροποποιήθηκαν σημαντικά οι ανιχνευτές και η επεξεργασία σήματος με αποτέλεσμα να βελτιωθεί η ανάλυση και η ποσοτικοποίηση της εικόνας. Ωστόσο, αυτή η δραματική ενίσχυση της ανάλυσης στα 30 μm, ήρθε εις βάρος του βάθους διείσδυσης. Συγκεκριμένα, οι ανιχνευτές με συχνότητα 70 MHz είναι σε θέση να απεικονίσουν μόνο επιφανειακές δομές, έως και 3 cm βάθος.

Ωστόσο, παρά αυτόν τον περιορισμό, η χρήση εξαιρετικά υψηλής συχνότητας στους υπερήχους μας επιτρέπει να αποκτήσουμε σημαντικές πληροφορίες για τις εσωτερικές νευρικές δομές παρέχοντας λεπτομερή δεδομένα σχετικά με το μέγεθος, τον αριθμό και την πυκνότητα των νευρώσεων, την ηχογένεια και την ενδονευρική αγγείωση.

Η υψηλότερη ανάλυση στα υπερηχογραφήματα διευκόλυνε κατά κόρον την υψηλότερη ανάλυση μικρότερων νευρικών δομών, για παράδειγμα, την ανάλυση μεμονωμένων νευρικών συνδέσμων. Μέχρι σήμερα αυτή η τεχνολογία έχει χρησιμοποιηθεί στο διάμεσο και στο ωλένιο νεύρο για την αξιολόγηση της χρόνιας φλεγμονώδους απομυελινωτικής πολυαγγειονευροπάθειας και της μυϊκής ατροφίας της σπονδυλικής στήλης.

Η διακύμανση του μεγέθους του μεμονωμένου νευρικού συνδέσμου μπορεί να δώσει πληροφορίες για περιφερικές νευροπάθειες, νευρικούς όγκους και νευρικά τραύματα[3].

Η πρόιμη έρευνα ελαστογραφίας διάτμησης κύματος περιφερικού νεύρου επικεντρώθηκε στις νευροπάθειες συμπίεσης. Η πλειοψηφία των μελετών στην ελαστογραφία διάτμησης κύματος έδειξαν μεγάλη δυσκαμψία στα νεύρα σε νευροπάθειες συμπίεσης, με την πλειοψηφία των μελετών να έχουν πραγματοποιηθεί στο σύνδρομο του καρπιαίου σωλήνα και στην ωλένια νευροπάθεια. Η ελαστογραφία διάτμησης κύματος, αν και ελπιδοφόρα για την περιφερική νευρική νόσο, έχει και διάφορους περιορισμούς. Ανώμαλες επιφάνειες μπορεί να δημιουργήσουν μη ακριβή αποτελέσματα λόγω του ότι δεν υπάρχει καλή σύζευξη του μετατροπέα με την επιφάνεια.

Κατά την δερματική επαφή, ο μετατροπέας ασκεί συγκεκριμένη ποσοτικά πίεση ενόσω πραγματοποιείται η ιατρική απεικόνιση, προκειμένου να μεταβάλλει τις προσμετρούμενες τιμές. Οι ιστοί που είναι πάνω από την περιοχή ενδιαφέροντος και η απόσταση μεταξύ του μετατροπέα και της περιοχής ενδιαφέροντος μπορεί να επηρεάσουν σημαντικά τα αποτελέσματα. Επιπλέον, δεν υπάρχει πρωτόκολλο για την επιλογή της περιοχής ενδιαφέροντος, με αποτέλεσμα οι διαφορές στην επιλογή να επηρεάσουν την τελική διάγνωση.

Η βέλτιστη γωνία για την απεικόνιση του νεύρου δεν έχει καθοριστεί καλά, αν και οι διαμήκεις προβολές φαίνεται προς το παρόν να δίνουν καλύτερα αποτελέσματα. Επίσης, οι γύρω ιστοί όπως είναι τα αιμοφόρα αγγεία και τα οστά, μπορούν να αλλάξουν κατά πολύ τα αποτελέσματα.

Η ελαστογραφία διάτμησης κύματος έχει πραγματοποιηθεί και για τη μελέτη διάφορων μυϊκών διαταραχών. Όμως, οι μύες έχουν κάποιες ιδιότητες που δημιουργούν προβλήματα στην τεχνική αυτή. Ο μυς συμπιέζεται πιο εύκολα σε σχέση με το περιφερικό νεύρο, οπότε μια τυχαία συμπίεση από τον μετατροπέα μπορεί να αλλάξει το αποτέλεσμα. Ακόμη, ο παράγοντας της δυσκαμψίας δεν εξασφαλίζει ομοιομορφία στο σύνολο του μυός και αυτό έχει ως αποτέλεσμα οι βαθύτερες μετρήσεις να έχουν μικρότερη ακρίβεια.. Είναι επίσης γνωστό ότι η γωνία στην οποία στέλνουμε υπερήχους είναι πολύ πιο σημαντική όταν απεικονίζεται ο μυς σε σύγκριση με το νεύρο, δεδομένου ότι έχει υψηλή ανισοτροπία. Ως εκ τούτου, ο

προσανατολισμός του μετατροπέα μπορεί να δημιουργήσει έως και 4 φορές μεγαλύτερες διαφορές στις τιμές δυσκαμψίας των μυών. Επιπλέον, η δυσκαμψία των μυών εξαρτάται από την κατάσταση ηρεμίας των μυών και η σύσπαση του μυ θα πρέπει να είναι σταθερή για να εξασφαλίζονται ακριβείς μετρήσεις. Η μυϊκή δυσκαμψία μπορεί επίσης να διαφοροποιείται από άνθρωπο σε άνθρωπο, εξαρτάται από την ηλικία και το φύλο. Ο τύπος του συστήματος των υπερήχων, οι διάφοροι παράμετροι που χρησιμοποιούνται για τους υπολογισμούς και η συχνότητα του μετατροπέα υπάρχει πιθανότητα να επηρεάσουν όλα τα μετρούμενα αποτελέσματα[9].

2.9 Εστιασμένη υπερηχογραφία υψηλής έντασης (High Intensity Focused Ultrasound-HIFU)

Η υπερηχογραφία παρέχει αρκετά σημαντικά αποτελέσματα, όπως η δυνατότητα θεραπείας σε πιο βαθείς ιστούς, η βελτιωμένη εστίαση στον ιστό-στόχο με μικρά μήκη κύματος και ο ακριβής έλεγχος του περιγράμματος και της θέσης της ενέργειας που εναποτίθεται. Η θέρμανση ιστών με τη χρήση υπερήχων ήταν από τις αρχικές κλινικές εφαρμογές του. Για πρώτη φορά αναγνωρίστηκε όταν κύματα υπερήχων υψηλής έντασης που χρησιμοποιούνταν σε υποβρύχια για την πλοήγησή τους, στον Β' Παγκόσμιο Πόλεμο, βρέθηκαν να σκοτώνουν ψάρια εξαιτίας της θέρμανσης που προκαλούσαν οι υπέρηχοι. Από τη δεκαετία του 1940, οι επιστήμονες προσπάθησαν να επικεντρωθούν στη μελέτη των κυμάτων υπερήχων ως τρόπος θεραπείας σε επεμβάσεις αφαίρεσης όγκων.

Τις τελευταίες δύο δεκαετίες, η συνεχής πρόοδος στην απεικόνιση, στη φυσική και στη μηχανική επέτρεψε την ακριβή εστίαση των υπερήχων σε βαθύτερους στόχους του σώματος. Η εστιασμένη υπερηχογραφία υψηλής έντασης (High Intensity Focused Ultrasound-HIFU) είναι ένας από τους πιο ενεργούς ερευνητικούς τομείς μεταξύ των μεθόδων αφαίρεσης με χρήση μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας, όπως τα λέιζερ και τα μικροκύματα. Η τεχνική εστιασμένης υπερηχογραφίας υψηλής έντασης εφαρμόζεται στους τομείς της τομογραφίας αλλά και της υπερηχογραφίας.

Πρόσφατα, η εστιασμένη υπερηχογραφία υψηλής έντασης (HIFU) και η εστιασμένη υπερηχογραφία υψηλής έντασης με καθοδήγηση μαγνητικού συντονισμού (Magnetic Resonance guided Focused Ultrasound-MRgFUS) έχουν αποδειχθεί ότι είναι αρκετά

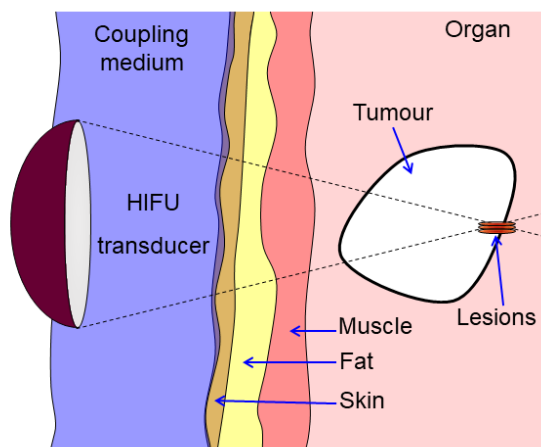
αποτελεσματικές ως μη επεμβατικές μέθοδοι αφαίρεσης σε μαλακούς ιστούς. Οι μέθοδοι που αναφέρθηκαν παραπάνω έχουν χρησιμοποιηθεί μέχρι τώρα για τη θεραπεία αρκετών ασθενών παγκοσμίως, με την τεχνική εστιασμένης υπερηχογραφίας υψηλής έντασης με καθοδήγηση μαγνητικού συντονισμού να έχει προταθεί ως εναλλακτική θεραπεία σε ένα μεγάλο φάσμα χειρουργικών επεμβάσεων[21].

2.9.1 Αρχές λειτουργίας και μηχανικές δράσης της τεχνικής HIFU για θεραπεία

Στην τεχνική θεραπείας υπερηχογραφίας υψηλής έντασης με καθοδήγηση μαγνητικού συντονισμού, ένας μικρός όγκος-στόχος θερμαίνεται με κύματα υπερήχων με τη διαδικασία της ηχητικοποίησης. Η περιοχή του ιστού που εκτίθεται σε αυτή τη θερμοκρασία και το μήκος έκθεσης διαμορφώνουν μια ισοδύναμη θερμική δόση, η οποία καθορίζει το πόσο μεγάλη θα είναι η θερμική βλάβη.

Η εστιασμένη υπερηχογραφία εφαρμόζεται για θεραπεία αφαίρεσης διαφόρων όγκων χρησιμοποιώντας ένταση που κυμαίνεται μεταξύ 100 και 10.000 W/cm². Ο πιο σημαντικός στόχος με αυτή την θεραπεία είναι να συσσωρευτεί περισσότερη ενέργεια στον όγκο-στόχο ώστε να προκαλέσει σημαντικές βιολογικές αντιδράσεις όπως για παράδειγμα πηκτική νέκρωση χωρίς να έχουμε βλάβη στους γύρω από τον όγκο υγιείς ιστούς.

Για θεραπεία διαμέσου του κρανίου, ένας εστιασμένος πιεζοηλεκτρικός μετατροπέας χρησιμοποιείται για τη συσσώρευση της ενέργειας υπερήχων σε ιστό-στόχο και την παραγωγή εντοπισμένης θερμικής καταστροφής ιστού. Η εστιακή ζώνη στην τεχνική αυτή είναι η περιοχή όπου η ένταση του υπερήχου είναι αρκετά υψηλή για να δημιουργήσει μια θερμική βλάβη στον ιστό. Αυτές οι βλάβες είναι ελλειψοειδείς, είναι 8 με 15 χιλιοστά σε μήκος και έχουν διάμετρο 1 με 2 χιλιοστά[22].



Εικόνα 12: Τρόπος θεραπείας HIFU.[32]

2.9.2 Πρόσβαση υπερήχων με τεχνική HIFU στον ιστό

Στην τεχνική θεραπείας εστιασμένης υπερηχογραφίας υψηλής έντασης με καθοδήγηση μαγνητικού συντονισμού, μπορούμε με τρεις τρόπους να έχουμε πρόσβαση στον υπό θεραπεία ιστό. Αν υπάρχει εύκολη πρόσβαση στο όργανο, όπως τα νεφρά, η τεχνική θεραπείας HIFU εφαρμόζεται στο δέρμα από εξωσωματικούς μετατροπέες. Σε άλλες περιπτώσεις, όπως για παράδειγμα ο καρκίνος του προστάτη μπορεί να χρειαστεί να εισαχθεί ένας μετατροπέας στο σώμα (διορθικός μετατροπέας). Αναπτύσσονται διάφοροι ενδοϊστικοί ανιχνευτές για τη θεραπεία όγκων των χοληφόρων πόρων και του οισοφάγου οι οποίοι εισάγονται στο σώμα μέσω του στόματος και τοποθετούνται πλησίον του όγκου.

Η εξωσωματική συσκευή υπερήχων θα πρέπει να έχει ένα ευρύ άνοιγμα και μεγάλο εστιακό μήκος για να αποφύγει το κάψιμο του δέρματος στη θέση εισόδου των κυμάτων υπερήχων. Η συσκευή απαιτεί σύζευξη της ακουστικής ενέργειας στην επιφάνεια του δέρματος μέσω τζελ ή μπαλονιού με νερό, με μια κατάλληλη θέση εισόδου στο δέρμα, έτσι ώστε η εστιασμένη δέσμη που διαδίδεται να μην διακόπτεται από αέριο που παρεμβάλλεται[21].

2.9.3 Κλινικές εφαρμογές της τεχνικής HIFU

Η τεχνική θεραπείας HIFU[21] πραγματοποιείται για τη θεραπεία πολλών κακοήθων αλλά και καλοήθων όγκων. Έχει το πλεονέκτημα ότι είναι εντελώς μη επεμβατική, εξωσωματική και είναι μέθοδος με χρήση μη ιοντίζουσας ακτινοβολίας σε σύγκριση

με τις συμβατικές μεθόδους θεραπείας καρκίνου που χρησιμοποιούνται συνήθως όπως είναι η χημειοθεραπεία, η ακτινοθεραπεία και το ανοικτό χειρουργείο. Η θεραπεία αυτή αποτελεί μια μη παρεμβατική τεχνική για όγκους τόσο μεταστατικούς όσο και πρωτογενείς. Μπορεί ακόμη να πραγματοποιηθεί και σε παθήσεις που εμφανίζονται χωρίς όγκο όπως η υπερτροφία του προστάτη.

Πιο συγκεκριμένα, χρησιμοποιείται για τη θεραπεία του ηπατοκυτταρικού καρκινώματος, διάφορων ειδών καρκίνου του μαστού, του καρκίνου του προστάτη, του νεφρού, του οισοφάγου, του παγκρέατος και του γλοιοβλαστώματος στον εγκέφαλο. Για καλοήθεις καταστάσεις χρησιμοποιείται για τη θεραπεία των ινομυωμάτων της μήτρας, ινοαδενωμάτων στο μαστό, διαταραχών στον εγκέφαλο, του ιδιοπαθούς τρόμου, της νόσου Parkinson, χρόνιο και μη κακοήγη πόνο και άλλων παθήσεων.

2.10 Θεραπείες με υπερήχους συνεχών κυμάτων χαμηλής έντασης (Low-Intensity Continuous Ultrasound-LICUS)

Οι ιατρικές εφαρμογές [23] στους υπερήχους διαφέρουν ανάλογα με τις παραμέτρους που χρησιμοποιούνται όπως είναι η συχνότητα, ο κύκλος λειτουργίας, το μήκος κύματος, η ενέργεια, η ισχύς και η ένταση. Οι ρυθμίσεις στα συστήματα υπερήχων διαμορφώνουν τον τρόπο διάδοσης και εξασθένησης των κυμάτων υπερήχων στον ιστό. Η ανάκλαση των κυμάτων υπερήχων χρησιμοποιείται για διαγνωστικούς σκοπούς, ενώ η εξασθένηση και η διάδοση των κυμάτων για θεραπευτικούς σκοπούς. Η διάγνωση αλλά και η θεραπεία στην ιατρική προϋποθέτουν κατάλληλο εύρος τιμών στην ένταση των ηχητικών κυμάτων.

Τα υπερηχογραφήματα με ένταση ηχητικού κύματος μικρότερη από $0,1 \text{ W/cm}^2$ αξιοποιούν την απεικόνιση Doppler, ενώ τα υπερηχογραφήματα με εντάσεις μεταξύ $0,1$ και 1 W/cm^2 αξιοποιούν την διαγνωστική εικόνα. Τα υπερηχογραφήματα με εντάσεις ηχητικών κυμάτων από 10 W/cm^2 και πάνω παράγουν σημαντική ποσότητα θερμότητας. Υψηλές εντάσεις υπερήχων χρησιμοποιούνται κυρίως για θεραπεία αφαίρεσης όγκων. Οι υπέρηχοι χαμηλής έντασης όμως δημιουργούν σχετικά μικρή θερμότητα ανάλογα με τις ρυθμίσεις των παραμέτρων του μηχανήματος υπερήχων.

Πολυάριθμες μελέτες έχουν εξετάσει την αποτελεσματικότητα της θεραπείας υπερήχων συνεχούς κύματος χαμηλής έντασης ή αλλιώς LICUS ως πιθανό μέσο αναγέννησης και θεραπείας ιστών για διάφορες διαταραχές όπως είναι ο πόνος, θρόμβωση, επούλωση κατάγματος, οστεοπόρωση και οστεοαρθρίτιδα.

Η τεχνική θεραπείας LICUS (Low Intensity Continuous Ultrasound) λόγω της μικρής θερμότητας που παράγει είναι αποτελεσματική στη θεραπεία πληγών και διάφορων σοβαρών τραυματισμών. Η επούλωση πληγών ξεκινά με την έναρξη του τραυματισμού, στη συνέχεια δημιουργείται οξεία φλεγμονή η οποία καταλήγει σε δημιουργία αγγείων, σε πολλαπλασιασμό και σε σχηματισμό καινούργιου ιστού. Η οξεία φλεγμονή είναι σημαντική για το ξεκίνημα της επούλωσης.

Τα μακροφάγα κύτταρα κατευθύνονται στον κατεστραμμένο ιστό με σκοπό να τον διασπάσουν και να ρυθμίσουν την αρχική διαδικασία της φλεγμονής. Μετέπειτα δημιουργούνται αγγεία, πολλαπλασιάζονται τα υγιή κύτταρα και αναδιαμορφώνεται ο ιστός. Η τεχνική θεραπείας αυτή αυξάνει αρχικά τη διαστολή των αγγείων, η οποία στη συνέχεια ακολουθείται και από την αύξηση της ροής του αίματος και του οξυγόνου. Αυτό οδηγεί στην πιο γρήγορη μετάβαση των μακροφάγων κυττάρων στην πληγή για τη ρύθμιση της φλεγμονής.

Έχει χρησιμοποιηθεί ως μη επεμβατική μέθοδος για τη διαχείριση του πόνου ως θεραπεία σε συνδυασμό με άλλες θεραπείες όπως είναι η φυσικοθεραπεία και η άσκηση. Ανακουφίζει από τον μυοσκελετικό πόνο αυξάνοντας τοπικά την θερμοκρασία και τη διαστολή των αγγείων. Πολλές μελέτες έχουν αναδείξει την αποτελεσματικότητα της τεχνικής αυτής ως αυτόνομη ή συμπληρωματική θεραπεία για τη διαχείριση του πόνου των μαλακών ιστών.

Έχει αποδειχθεί ότι η διέγερση του νευρικού συστήματος βοηθάει βραχυπρόθεσμα και μακροπρόθεσμα. Βραχυπρόθεσμα, η διέγερση αυτή ενεργοποιεί άμεσα τους νευρώνες στην περιοχή του ιπόκαμπου στον εγκέφαλο και κατά συνέπεια ελέγχεται η μετάφραση του νευρωνικού σήματος μέσω διάφορων συναπτικών καναλιών. Μακροπρόθεσμα, η διέγερση αυτή έχει τη δυνατότητα να ρυθμίσει την ποσότητα διάφορων νευροδιαβιβαστών όπως είναι η σεροτονίνη και η ντοπαμίνη.

Επίσης, αρκετές μελέτες έχουν αναδείξει την αποτελεσματικότητα των υπερήχων στη θρομβόλυση αρθρικής και βαθιάς φλέβας. Η χαμηλή ένταση των υπερήχων βοηθάει

στην ενεργοποίηση της ουροκινάσης και τη στρεπτοκινάση με σκοπό την διάλυση των θρόμβων αίματος κατά την πάροδο του χρόνου.

2.11 Παράγοντες αντίθεσης (σκιαγραφίας) στην υπερηχογραφία

Η ανάπτυξη [24] παραγόντων αντίθεσης ή σκιαγραφικών διευκολύνθηκε ακόμα περισσότερο με τη σημαντική ανάπτυξη στην απεικόνιση με υπερήχους. Τα σκιαγραφικά αυτά ενισχύουν την ένταση της οπισθοσκεδαζόμενων παλμών. Η ενίσχυση στην ένταση της οπισθοσκεδαζόμενων παλμών είναι γενικώς ανάλογη της μεταβολής της εμπέδησης μεταξύ του σκιαγραφικού και των εσωτερικών δομών του σώματος.

Ένα σκιαγραφικό λειτουργεί ως ηχοενισχυτής επειδή υφίσταται πολύ υψηλότερο βαθμό μεταβολής όγκου κάτω από ένα πεδίο υπερήχων σε σύγκριση με τους γύρω ιστούς. Επιπλέον, το σκιαγραφικό όταν εφαρμόζονται υπέρηχοι δίνει παλμούς σε συχνότητα που είναι συνδυασμός της κύριας συχνότητας του εκπεμπόμενου παλμού και των αρμονικών του. Αυτό έρχεται σε αντίθεση με τις εσωτερικές δομές του σώματος που δίνουν ανακλώμενο παλμό κυρίως στη θεμελιώδη συχνότητά τους.

2.11.1 Φυσικές ιδιότητες παραγόντων αντίθεσης

Οι παράγοντες αντίθεσης [25] στους υπερήχους αποτελούνται από μικροφουσαλίδες σε μορφή κάψουλας που έχουν στο εσωτερικό τους κάποιο αέριο. Η μικροφουσαλίδα περιέχει ένα αρκετά μικρό και σταθερό κέλυφος λιπιδίου ή άλλου υλικού το οποίο περιέχει το αέριο, με αποτέλεσμα να μειώνεται η πιθανότητα ένωσης με άλλη ουσία και να αυξάνεται ο χρόνος κυκλοφορίας στο αίμα.

Το αέριο μέσα στη φουσαλίδα είναι ένα αέριο υψηλού μοριακού βάρους όπως για παράδειγμα ένας υπερφθοράνθρακας. Οι μικροφουσαλίδες αυτές λόγω του αερίου και του σταθερού κελύφους μπορούν να παραμείνουν στο αίμα για αρκετά λεπτά, ενώ φουσαλίδες αέρα ίδιου μεγέθους θα διαλυθούν εντός χιλιοστών του δευτερολέπτου.

Οι μικροφουσαλίδες που είναι στο εμπόριο έχουν διάμετρο 1–5 μικρόμετρα, που είναι περίπου το ίδιο μέγεθος με τα κύτταρα του αίματος. Έτσι είναι αρκετά μικρές για να περάσουν άθικτες από την πνευμονική κυκλοφορία, αλλά σε αντίθεση με τα

σκιαγραφικά που χρησιμοποιούνται στην αξονική τομογραφία (CT) και στη μαγνητική τομογραφία (MRI), περιορίζονται στο αίμα και δεν φιλτράρονται από τα σπειράματα και δεν εξαγγειώνονται στον ενδιάμεσο χώρο.

Το αέριο στον πυρήνα της φυσαλίδας δεν μεταβολίζεται και το αέριο απελευθερώνεται μέσα σε λίγα λεπτά όταν διαλυθεί η φυσαλίδα. Το συκώτι, παρ' όλα αυτά έχει τη δυνατότητα να μεταβολίσει το κέλυφος αυτό.

2.11.2 Τεχνικές εντοπισμού των μικροφυσαλίδων

Οι μικροφυσαλίδες[25] είναι πολύ αποτελεσματικοί παράγοντες αντίθεσης. Σκεδάζουν αρκετά έντονα τη δέσμη υπερήχων λόγω της διαμέτρου τους που είναι της τάξης των μικρομέτρων και της σημαντικής διαφοράς ακουστικής εμπέδησης στη διεπιφάνεια αερίου-αίματος. Ο πυρήνας της φυσαλίδας με το αέριο είναι αρκετά συμπίεσιμος, κάτι το οποίο δεν συμβαίνει με τον ιστό και το αίμα που είναι ασυμπίεστοι.

Όταν μια μικροφυσαλίδα βρίσκεται στο πεδίο υπερήχων, διαστέλλεται και συστέλλεται, και αυτή η ταλάντωση της φυσαλίδας εξαρτάται κατά κύριο λόγο από το πλάτος κίνησης, τη φάση και τη συχνότητα του προσπίπτοντος κύματος υπερήχων μη γραμμικά. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα να διακρίνονται σημαντικά οι ανακλώμενοι παλμοί από την μικροφυσαλίδα σε σύγκριση με τον ιστό. Οι παλμοί που σκεδάζονται από τις μικροφυσαλίδες χαρακτηρίζονται για τη συχνότητα μεγάλου εύρους και δεν είναι ανάλογοι με τις αλλαγές στον παλμό διέγερσης.

Αντίθετα, η διέγερση του ιστού με υπερήχους σε μικρά πλάτη παράγει μια στενή ζώνη συχνότητας προσεγγίζοντας έτσι έναν γραμμικό σκεδαστή. Οι αποκρίσεις των μικροφυσαλίδων με μη γραμμικό τρόπο επιτρέπουν στους κατασκευαστές συστημάτων υπερηχογραφίας να σχεδιάζουν συστήματα που τονίζουν τη μη γραμμική απόκριση των παραγόντων αντίθεσης ή σκιαγραφικών και τη γραμμική απόκριση του ιστού. Υπάρχει, φυσικά, η δυνατότητα αξιοποίησης αλγορίθμων για να επεξεργαστούν τα δεδομένα που έχουν ληφθεί, ώστε να προκύψει η ιατρική

απεικόνιση , με βάση τα μοντέλα ροής των μικροφουσαλίδων. Τα μοντέλα αυτά αντιστοιχούν στη ροή αίματος του ιστού-στόχου ή του οργάνου, ανάλογα με τη σκέδαση των υπερηχογραφήματων στον ιστό.

Έτσι με τη βοήθεια της αρμονικής απεικόνισης, μπορούν να παραχθούν εικόνες με ελάχιστο υπόβαθρο ιστού, φιλτράροντας τους παλμούς που είναι υψηλότεροι σε σχέση με τον εκπεμπόμενο ακουστικό παλμό. Οι ειδικές ακολουθίες απεικόνισης πολλαπλών παλμών χρησιμοποιούν τις μη γραμμικές αποκρίσεις των μικροφουσαλίδων σε ζεύγη ή σε σύνολα παλμών υπερήχων με διαφορετικά χαρακτηριστικά για τη διαφοροποίηση των σημάτων από τις μικροφουσαλίδες από αυτά του ιστού.

2.12 Οι υπέρηχοι ως μη επεμβατικός τρόπος χορήγησης φαρμάκων

Η υπερηχογραφία[24] μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί και να εφαρμοστεί σε μη επεμβατική χορήγηση φαρμάκων. Έχει αρχίσει να χρησιμοποιείται ερευνητικά στην χορήγηση αρκετών θεραπευτικών παραγόντων όπως για παράδειγμα χημειοθεραπευτικοί παράγοντες, πρωτεΐνες και γενετικό υλικό που είναι μέσα σε φορείς οι οποίοι ανταποκρίνονται σε διάφορα ερεθίσματα. Η ενσωμάτωση φαρμάκων σε φουσαλίδα μεγέθους της τάξης των μικρομέτρων εμποδίζει την αλληλεπίδραση των φαρμάκων με τα γύρω υγιή κύτταρα καθώς κυκλοφορεί στο αίμα. Μόλις ο φορέας φτάσει στην επιθυμητή θέση, εφαρμόζεται πεδίο υπερήχων με σκοπό να προκαλέσει την απελευθέρωση του φαρμάκου. Η απελευθέρωση του φαρμάκου αυτού, προϋποθέτει υψηλή ή χαμηλή συχνότητα κυμάτων του υπερηχογραφήματος, σε αντιστοιχία με τον ιστό-στόχο . Μπορεί να οδηγήσει σε διάφορες θερμικές επιδράσεις και σπηλαιοποίηση ή συνδυασμό των δύο παραπάνω τρόπων.

2.12.1 Θερμικά αποτελέσματα υπερήχων για χορήγηση φαρμάκων

Τα κύματα υπερήχων υψηλής έντασης προκαλούν ταλάντωση της ύλης που βρίσκεται στο πεδίο υπερήχων. Η ταλάντωση αυτή , όντας μηχανική μετατρέπεται εν τέλει σε θερμική ενέργεια , η οποία με τη σειρά της προκαλεί αύξηση της θερμοκρασίας στην

υπό-θεραπεία περιοχή. Αυτό μπορεί να συμβεί όταν χρησιμοποιούνται υπέρηχοι εστιασμένα ή εστιασμένοι υπέρηχοι υψηλής έντασης που είναι ρυθμισμένοι σε μέτρια ακουστική πίεση, μεγάλοι κύκλοι λειτουργίας και μεγάλοι χρόνοι θεραπείας. Προκειμένου να αποφευχθεί η βλάβη των γύρω υγιών κυττάρων λόγω της εκτεταμένης θέρμανσης, οι φορείς των φαρμάκων είναι σχεδιασμένοι έτσι ώστε να απελευθερώνουν το φάρμακο σε θερμοκρασία που είναι λίγο μεγαλύτερη πάνω από τη φυσιολογική θερμοκρασία του ανθρώπινου σώματος.

2.12.2 Σπηλαιοποίηση υπερήχων για χορήγηση φαρμάκων

Οι εναλλαγές στην φάση στα υπερηχητικά κύματα , προκαλούν και αντίστοιχες εναλλαγές στην πίεση. Όταν λοιπόν οι φυσαλίδες μεγαλώνουν με γοργούς ρυθμούς , οδηγούνται σε κατάρρευση μέσα σε κλάσματα του δευτερολέπτου, ως αποτέλεσμα των παραπάνω εναλλαγών στη φάση. Το φαινόμενο αυτό ονομάζεται σπηλαιοποίηση των υπερήχων. Η σπηλαιοποίηση θεωρείται πιο σημαντική από το θερμικό αποτέλεσμα για την χορήγηση και την απελευθέρωση του φαρμάκου. Η σπηλαιοποίηση μπορεί να είναι είτε αδρανειακή είτε μη αδρανειακή ή σταθερή. Η μη αδρανειακή σπηλαιοποίηση συμβαίνει όταν οι φυσαλίδες ταλαντώνονται με σταθερό τρόπο λόγω πεδίου υπερήχων με χαμηλό πλάτος. Το μέγεθος της φυσαλίδας ποικίλλει ανάλογα με το μέγεθος όταν είναι σε ηρεμία ή ισορροπία, και στη συνέχεια μικρά ρεύματα από υγρό αρχίζουν να σχηματίζονται τα οποία περιβάλλουν τη φυσαλίδα. Αυτά τα μικρά ρεύματα προκαλούν διάτμηση που απελευθερώνει τα φάρμακα που βρίσκονται μέσα στη φυσαλίδα και μετά σχηματίζονται διάφορα παροδικά ανοίγματα στην κυτταρική μεμβράνη των κυττάρων ενδιαφέροντος, το οποίο οδηγεί σε εισροή απελευθερωμένου φαρμάκου στα κύτταρα.

Η αδρανειακή σπηλαιοποίηση, από την άλλη πλευρά, συμβαίνει όταν η ένταση των εφαρμοζόμενων υπερήχων είναι αρκετά υψηλή ώστε να προκαλέσει ταλάντωση των φυσαλίδων με ασταθή τρόπο, και έτσι μεγαλώνουν σε σημείο που ξεπερνούν το κρίσιμο μέγεθός τους και καταρρέουν σε μικρότερες φυσαλίδες. Η κατάρρευση των φυσαλίδων οδηγεί στη διάσπαση του φορέα και στην απελευθέρωση του φαρμάκου με υπερηχοποίηση της κυτταρικής μεμβράνης και διαπερατότητα των αιμοφόρων αγγείων. Η υπερηχοποίηση της κυτταρικής μεμβράνης συμβάλλει στην

ενδοκυτταρική χορήγηση των φαρμάκων, ενώ η διαπερατότητα των αιμοφόρων αγγείων προκαλεί εξαγγείωση των φορέων με τα φάρμακα.

2.13 Ειδικό μετατροπείς για εξειδικευμένες περιπτώσεις

Η απεικόνιση με υπερήχους [26] έχει καθιερωθεί ως εξέταση στην περιοχή της κεφαλής-τραχήλου για την αξιολόγηση της τραχηλικής και υπερκλειδικής λεμφαδενοπάθειας. Επιπλέον, η υπερηχογραφία στο μεσοθωράκιο διαμέσου του δέρματος έχει την ικανότητα να ανιχνεύσει φυσιολογικούς και παθολογικούς λεμφαδένες σε πιο βαθιά περιοχή του μεσοθωράκιου, αλλά αυτή η εξέταση απαιτεί ειδικές δεξιότητες. Η ενδοβρογχική υπερηχογραφία σε συνδυασμό με τη διαβρογχική αναρρόφηση με βελόνα και η ενδοσκοπική αναρρόφηση με λεπτή βελόνα με υπερήχους αντικατέστησαν τη χειρουργική σταδιοποίηση για τον αρχικό έλεγχο του μεσοθωρακικού ιστού.

Η ενδοβρογχική υπερηχογραφία είναι η απεικονιστική μέθοδος με την καλύτερη ανάλυση του βρογχικού τοιχώματος, η οποία είναι σημαντική για την έγκαιρη ανίχνευση του βρογχικού καρκινώματος, για τη διαφοροποίηση της επέκτασης του όγκου, για την αξιολόγηση της βαθιάς τοπικής διήθησης όγκου και για καθοδήγηση ενδοβρογχικής θεραπείας (φωτοδυναμική θεραπεία) σε πολύ αρχικό στάδιο καρκίνου του πνεύμονα. Η ενδοβρογχική υπερηχογραφία είναι ανώτερη σε σύγκριση με την αξονική τομογραφία στα πρώτα στάδια του καρκίνου, η οποία έχει αποδειχθεί σε χειρουργικά ελεγχόμενη μελέτη.

Ο ενδοσκοπικός υπέρηχος μέσω του οισοφάγου είναι μια ελάχιστα επεμβατική και διαγνωστική καθώς και θεραπευτικά χρήσιμη τεχνική. Διευκολύνει αποτελεσματικά την βιοψία, ώστε να ληφθούν δείγματα ιστού τού από τους μεσοθωρακικούς λεμφαδένες, από άλλες μάζες του μεσοθωρακίου, καθώς και από κεντρικά εντοπισμένους όγκους των πνευμόνων και από φλεγμονώδεις ασθένειες όπως η σαρκοείδωση και η φυματίωση.

Συμπεράσματα

Τα συστήματα υπερηχογραφίας, έχουν τις ρίζες τους στα ηχητικά κύματα και βασίζονται σε βασικές αρχές της φυσικής. Όπως είδαμε και στην εργασία, υπήρχαν από το 1950 – αν όχι και νωρίτερα – συστήματα υπερηχογραφίας, ξεκινώντας με το σύστημα A-Mode.

Η ανάγκη για την εφαρμογή των μεθόδων αυτών στην διάγνωση και πιθανώς τη θεραπεία στην Ιατρική, οδήγησε στους ερευνητές να εξελίξουν τα συστήματα αυτά. Φτάνοντας λοιπόν στο σήμερα, και έχοντας περάσει από διάφορες τεχνικές όπως A-Mode, B- Mode, M-Mode και Doppler, έχουμε οδηγηθεί στην ανάπτυξη τεχνικών όπως η τεχνολογία CMUT, η τεχνητή νοημοσύνη στην υπερηχογραφία, η ελαστογραφία, ο νευρομυϊκός υπέρηχος και άλλα .

Η εξέλιξη είναι μεγάλη και ραγδαία και κανένας δεν μπορεί να εγγυηθεί το εύρος των εξελίξεων, όσο το επιβάλλει η ανάγκη και η επιστήμη.

Αναφορές - Πηγές

ΞΕΝΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Guo, R., Lu, G., Qin, B., & Fei, B. (2018). Ultrasound imaging technologies for breast cancer detection and management: A Review. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 44(1), 37–70. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2017.09.012>
- [2] Gerardo C.D., Cretu E., and Rohling R. (2018), *Fabrication and testing of polymer-based capacitive micromachined ultrasound transducers for medical imaging*, *Microsystems & Nanoengineering* 4:19.
- [3] Carroll, A. S., & Simon, N. G. (2020). Current and future applications of ultrasound imaging in peripheral nerve disorders. *World Journal of Radiology*, 12(6), 101–129. <https://doi.org/10.4329/wjr.v12.i6.101>
- [4] Matrone G., Savoia A., Terenzi M. , Caliano G. , Quaglia F. , and Magenes G. , (2011) *A volumetric CMUT-based ultrasound imaging system simulator with integrated reception and μ -beamforming electronics models*, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, vol. 61, no. 5, pp. 792-804.
- [5] Butrus T. K.-Y., Oralkan O. (2011), *Capacitive micromachined ultrasonic transducers for medical imaging and therapy*, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol.21, no. 5.
- [6] Abramowicz, J. S. (2021). Obstetric ultrasound: Where are we and where are we going? *Ultrasonography*, 40(1), 57–74.
- [7] *Capacitive micromachined Ultrasonic Transducers*. Philips Engineering Solutions. (2021, May 28). Retrieved October 18, 2021, from <https://www.engineeringsolutions.philips.com/looking-expertise/mems-micro-devices/mems-micro-devices-applications/capacitive-micromachined-ultrasonic-transducers-cmut/>.
- [8] *CMUT and PMUT: New Technology Platform for Medical Ultrasound*. (n.d.). Retrieved October 9, 2021, from <https://www.engineeringsolutions.philips.com/app/uploads/2019/03/CMUT-and-PMUT-Rob-van-Schaijk-November-2018.pdf>.
- [9] Hobson- Webb, L. D. (2020). Emerging technologies in neuromuscular ultrasound. *Muscle & Nerve*, 61(6), 719–725. <https://doi.org/10.1002/mus.26819>
- [10] Drukker, L., Noble, J. A., & Papageorghiou, A. T. (2020). Introduction to artificial intelligence in ultrasound imaging in Obstetrics and Gynecology. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, 56(4), 498–505. <https://doi.org/10.1002/uog.22122>
- [11] Fraunhofer Institute for Photonic Microsystems IPMS. (n.d.). CAPACITIVE MICROMACHINED ULTRASOUND TRANSDUCERS (CMUT). Retrieved October 10, 2021, from [https://www.mikroelektronik.fraunhofer.de/content/dam/mikroelektronik/Date%20nblaetterSensorik/IPMS/englisch/Capacitive%20Micromachined%20Ultrasound%20Transducers%20\(CMUT\)_en.pdf](https://www.mikroelektronik.fraunhofer.de/content/dam/mikroelektronik/Date%20nblaetterSensorik/IPMS/englisch/Capacitive%20Micromachined%20Ultrasound%20Transducers%20(CMUT)_en.pdf).
- [12] Hoskins, P. R., Martin, K., & Thrush, A. (2010). *Diagnostic ultrasound physics and Equipment*. Cambridge University Press.
- [13] Komatsu, M., Sakai, A., Dozen, A., Shozu, K., Yasutomi, S., Machino, H., Asada, K., Kaneko, S., & Hamamoto, R. (2021). Towards clinical

- application of artificial intelligence in ultrasound imaging. *Biomedicines*, 9(7), 720. <https://doi.org/10.3390/biomedicines9070720>
- [14] MDPI AG. (2019). *Ultrasound elastography*.
- [15] *Portable ultrasound: Guide to selection - path.azureedge.net*. (n.d.). Retrieved October 9, 2021, from https://path.azureedge.net/media/documents/DT_guide_to_select_port_ultra.pdf.
- [16] Samei, E., Peck, D. J., & Hende, W. R. (2019). *Hende's physics of Medical Imaging*. Wiley Blackwell.
- [17] *Smartphone-connected ultrasound devices*. CADTH. (n.d.). Retrieved October 9, 2021, from <https://www.cadth.ca/smartphone-connected-ultrasound-devices>.
- [18] Sravani, N., Ramesh, A., Sureshkumar, S., Vijayakumar, C., Abdulbasith, K. M., Balasubramanian, G., & Ch Toi, P. (2020). Diagnostic role of shear wave elastography for differentiating benign and malignant breast masses. *South African Journal of Radiology*, 24(1). <https://doi.org/10.4102/sajr.v24i1.1999>
- [19] Suetens, P. (2017). *Fundamentals of Medical Imaging*. Cambridge University Press.
- [20] *Ultrasound transducer types - how to select the right probe?* LBN Medical. (2021, August 30). Retrieved October 10, 2021, from <https://lbnmedical.com/ultrasound-transducer-types/>.
- [21] Izadifar, Z., Izadifar, Z., Chapman, D., & Babyn, P. (2020). An introduction to high intensity focused ultrasound: Systematic review on principles, devices, and clinical applications. *Journal of Clinical Medicine*, 9(2), 460. <https://doi.org/10.3390/jcm9020460>
- [22] Quadri, S. A., Waqas, M., Khan, I., Khan, M. A., Suriya, S. S., Farooqui, M., & Fiani, B. (2018). High-intensity focused ultrasound: Past, present, and future in Neurosurgery. *Neurosurgical Focus*, 44(2). <https://doi.org/10.3171/2017.11.focus17610>
- [23] Uddin, S. M., Komatsu, D. E., Motyka, T., & Petterson, S. (2021). Low-intensity continuous ultrasound therapies—a systemic review of current state-of-the-art and future perspectives. *Journal of Clinical Medicine*, 10(12), 2698. <https://doi.org/10.3390/jcm10122698>
- [24] de Leon, A., Perera, R., Nittayacharn, P., Cooley, M., Jung, O., & Exner, A. A. (2018). Ultrasound contrast agents and delivery systems in cancer detection and therapy. *Advances in Cancer Research*, 57–84. <https://doi.org/10.1016/bs.acr.2018.04.002>
- [25] Chong, W. K., Papadopoulou, V., & Dayton, P. A. (2018). Imaging with ultrasound contrast agents: Current status and future. *Abdominal Radiology*, 43(4), 762–772. <https://doi.org/10.1007/s00261-018-1516-1>
- [26] Dietrich, C. F., Annema, J. T., Clementsen, P., Cui, X. W., Borst, M. M., & Jenssen, C. (2015). Ultrasound techniques in the evaluation of the mediastinum, part I: endoscopic ultrasound (EUS), endobronchial ultrasound (EBUS) and transcutaneous mediastinal ultrasound (TMUS), introduction into ultrasound techniques. *Journal of thoracic disease*, 7(9), E311–E325. <https://doi.org/10.3978/j.issn.2072-1439.2015.09.40>
- [27] Kinsler, L. E. (2000). THE ACOUSTIC WAVE EQUATION AND SIMPLE SOLUTIONS. In *Fundamentals of Acoustics*. essay, John Wiley & Sons.

- [28] <http://www.welld.com.cn/en/product/show.php?id=1&sid=3&pid=11>
- [29] Ultrasound Imaging Gets High-Performance Design (September 2019)
<https://www.eetasia.com/ultrasound-imaging-gets-high-performance-design/>
- [30] Y. K. Ramadass, “Energy processing circuits for low-power applications,” Ph.D. dissertation, Mass. Inst. Technol., Cambridge, MA
- [31] [https://www.umbjournal.org/article/S0301-5629\(01\)00463-X/fulltext](https://www.umbjournal.org/article/S0301-5629(01)00463-X/fulltext)
(Francis A. Duck 2002)
- [32] https://en.wikipedia.org/wiki/High-intensity_focused_ultrasound

ΕΛΛΗΝΙΚΗ ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [33] Μέθοδοι απεικόνισης υπερήχων- SYMVOΛI, Παπαδόπουλος Ι
- [34] Γεωργίου, Ε., & Γιακουμάκης, Ε. (2014). *Ιατρική Φυσική- Διαγνωστικές & θεραπευτικές εφαρμογές των ακτινοβολιών*. Εκδόσεις Π. Χ. Πασχαλίδης.
- [35] https://repository.kallipos.gr/bitstream/11419/5978/3/00_master%20document-KOY.pdf