



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Ανάπτυξη πρωτότυπης φορετής διάταξης για την υπερηχογραφική απεικόνιση της καρωτίδας

Μελέτη και σχεδιασμός

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

της

ΠΑΠΑΣΤΕΡΓΙΟΥ ΑΘΗΝΑΣ

Επιβλέπουσα: Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια, ΕΜΠ

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2020



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Ανάπτυξη πρωτότυπης φορετής διάταξης για την υπερηχογραφική απεικόνιση της καρωτίδας

Μελέτη και σχεδιασμός

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

της

ΠΑΠΑΣΤΕΡΓΙΟΥ ΑΘΗΝΑΣ

Επιβλέπουσα: Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια, ΕΜΠ

Εγκρίθηκε από την τριμελή εξεταστική επιτροπή την 7η Οκτωβρίου 2020.

(Υπογραφή)

(Υπογραφή)

(Υπογραφή)

.....
Κωνσταντίνα Νικήτα
Καθηγήτρια, ΕΜΠ

.....
Σπυρέττα Γολεμάτη
Επικ. Καθηγήτρια, Ιατρική Σχολή ΕΚΠΑ

.....
Δ.Δ. Κουτσούρης
Καθηγητής, ΕΜΠ

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2020



ΕΘΝΙΚΟ ΜΕΤΣΟΒΙΟ ΠΟΛΥΤΕΧΝΕΙΟ

ΣΧΟΛΗ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΤΟΜΕΑΣ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΜΕΤΑΔΟΣΗΣ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΑΣ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΛΙΚΩΝ

Copyright © – All rights reserved. Με την επιφύλαξη παντός δικαιώματος.
Αθηνά Παπαστέργιου, 2020.

Απαγορεύεται η αντιγραφή, αποθήκευση και διανομή της παρούσας εργασίας, εξ ολοκλήρου ή τμήματος αυτής, για εμπορικό σκοπό. Επιτρέπεται η ανατύπωση, αποθήκευση και διανομή για σκοπό μη κερδοσκοπικό, εκπαιδευτικής ή ερευνητικής φύσης, υπό την προϋπόθεση να αναφέρεται η πηγή προέλευσης και να διατηρείται το παρόν μήνυμα.

Το περιεχόμενο αυτής της εργασίας δεν απηχεί απαραίτητα τις απόψεις του Τμήματος, του Επιβλέποντα, ή της επιτροπής που την ενέκρινε.

ΔΗΛΩΣΗ ΜΗ ΛΟΓΟΚΛΟΠΗΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΗΨΗΣ ΠΡΟΣΩΠΙΚΗΣ ΕΥΘΥΝΗΣ

Με πλήρη επίγνωση των συνεπειών του νόμου περί πνευματικών δικαιωμάτων, δηλώνω ενυπογράφως ότι είμαι αποκλειστικός συγγραφέας της παρούσας Πτυχιακής Εργασίας, για την ολοκλήρωση της οποίας κάθε βοήθεια είναι πλήρως αναγνωρισμένη και αναφέρεται λεπτομερώς στην εργασία αυτή. Έχω αναφέρει πλήρως και με σαφείς αναφορές, όλες τις πηγές χρήσης δεδομένων, απόψεων, θέσεων και προτάσεων, ιδεών και λεκτικών αναφορών, είτε κατά κυριολεξία είτε βάσει επιστημονικής παράφρασης. Αναλαμβάνω την προσωπική και ατομική ευθύνη ότι σε περίπτωση αποτυχίας στην υλοποίηση των ανωτέρω δηλωθέντων στοιχείων, είμαι υπόλογος έναντι λογοκλοπής, γεγονός που σημαίνει αποτυχία στην Πτυχιακή μου Εργασία και κατά συνέπεια αποτυχία απόκτησης του Τίτλου Σπουδών, πέραν των λοιπών συνεπειών του νόμου περί πνευματικών δικαιωμάτων. Δηλώνω, συνεπώς, ότι αυτή η Πτυχιακή Εργασία προετοιμάστηκε και ολοκληρώθηκε από εμένα προσωπικά και αποκλειστικά και ότι, αναλαμβάνω πλήρως όλες τις συνέπειες του νόμου στην περίπτωση κατά την οποία αποδειχθεί, διαχρονικά, ότι η εργασία αυτή ή τμήμα της δεν μου ανήκει διότι είναι προϊόν λογοκλοπής άλλης πνευματικής ιδιοκτησίας.

(Υπογραφή)

.....
Αθηνά Παπαστέργιου

7η Οκτωβρίου 2020

Περίληψη

Ο σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η θεωρητική μελέτη και ο σχεδιασμός μιας νέας συσκευής υπερηχογραφικής απεικόνισης της καρωτίδας, που μπορεί να φορεθεί. Η συσκευή αυτή, χρησιμοποιεί την τεχνολογία των χωρητικών μετατροπών υπερήχων με μικρομαγνητική ικανότητα (Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer – CMUT) και λειτουργεί με κεντρική συχνότητα 7.5MHz.

Αρχικά στο θεωρητικό μέρος της εργασίας, γίνεται σύγκριση του CMUT με την τεχνολογία των πιεζοηλεκτρικών μετατροπών, η οποία δείχνει ότι οι πρώτοι προσφέρουν μεγάλο εύρος ζώνης, βελτιώνοντας την ανάλυση και ένα μεγαλύτερο εύρος θερμοκρασίας λειτουργίας.

Στο πειραματικό μέρος της εργασίας, γίνεται η ανάλυση και ο υπολογισμός παραμέτρων των επιμέρους κυκλωμάτων ενός υπερηχητικού πομποδέκτη, τα οποία περιλαμβάνουν:

1. έναν ενισχυτή δυναμικού εύρους 31dB, ισχύος 1.8 μ W και θορύβου $0.5\text{mA}/\sqrt{\text{Hz}}$,
2. ένα διακόπτη μετάδοσης λήψης (Transmit/Receive switch),
3. έναν οδηγητή υψηλών τάσεων 0-100V και
4. ένα γραμμικοποιημένο ισοδύναμο κύκλωμα ενός στοιχείου CMUT, χωρητικότητας 9.2pF και ηλεκτρομηχανικού συντελεστή $k_T^2=0.29$.

Παρουσιάζονται προσομοιώσεις, μετρήσεις και αποτελέσματα του τελικού κυκλώματος, τα οποία συγκριτικά με προηγούμενες εργασίες παρουσιάζει έναν εξαιρετικά χαμηλό θόρυβο εξόδου και δεν έχει υψηλές ενεργειακές ανάγκες, γεγονός που βοηθάει στην κατασκευή μιας φορητής διάταξης. Προτείνεται η συστοιχία Probe M17-4 της εταιρίας KoloMedical Inc. για την κατασκευή και υλοποίηση της φορητής διάταξης.

Λέξεις κλειδιά: Καρωτίδα, υπέρηχος, φορητή διάταξη, υπερηχογραφικά συστήματα, χωρητικοί μετατροπείς υπερήχων με μικρομαγνητική ικανότητα (CMUT), υπερηχητικός πομποδέκτης, οδηγητής υψηλών τάσεων, ενισχυτής χαμηλού θορύβου.

Abstract

In this Thesis, the theoretical study and design of a novel, wearable ultrasound imaging system for carotid artery monitoring is presented. This device uses Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer (CMUT) and operates with a central frequency of 7.5MHz.

First, in the theoretical part of the Thesis, a comparison of CMUT with piezoelectric converter technology is carried out, which shows that the former offers wide bandwidth, thus improving resolution, as well as a wider operating temperature range.

In the experimental part of the Thesis, the ultrasonic transceiver circuits are analyzed, and their corresponding parameters are calculated. The proposed design includes analysis of the following components:

1. a low noise amplifier with 31dB dynamic range, power consumption of 1.8 μ W and output noise of 0.5mA / $\sqrt{\text{Hz}}$;
2. a Transmit / Receive switch,
3. a high voltage driver of 0-100V and
4. a linearized equivalent circuit of a CMUT element, with capacity of 9.2pF and electromechanical coefficient $k_T^2 = 0.29$.

Simulations, measurements and results of the final circuit are presented, which show an extremely low output noise along with low power demands, meeting the requirements for the construction of a portable device. Probe M17-4 array from KoloMedical Inc. is proposed for the construction and implementation of the wearable device.

Keywords: Carotid artery, ultrasound, wearable, ultrasound systems, capacitive micromachined ultrasound transducer (CMUT), ultrasonic transceiver, high voltage driver, low noise amplifier.

Ευχαριστίες

Θα ήθελα καταρχήν να ευχαριστήσω την καθηγήτρια κ. Κωνσταντίνα Νικήτα και την Δρ. Σπυρέτα Γολεμάτη για την επίβλεψη αυτής της διπλωματικής εργασίας και για την ευκαιρία που μου έδωσαν να την εκπονήσω στο εργαστήριο Βιοϊατρικών Προσομοιώσεων και Απεικονιστικής Τεχνολογίας. Επίσης ευχαριστώ ιδιαίτερα τους Δρ. Καλλιόπη Δαλακλείδη και Δρ. Νεοκλή Χατζηγεωργίου για την καθοδήγησή τους και την εξαιρετική συνεργασία που είχαμε. Τέλος θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την καθοδήγηση και την ηθική συμπαράσταση που μου προσέφεραν όλα αυτά τα χρόνια.

Αθήνα, Σεπτέμβριος 2020

Αθηνά Παπαστέργιου

Περιεχόμενα

Περίληψη	1
Abstract	3
Ευχαριστίες	5
Περιεχόμενα εικόνων.....	9
Περιεχόμενα πινάκων	11
Κατάλογος ακρωνύμιων.....	13
Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή.....	15
Αναγκαιότητα πρόληψης καρδιακών παθήσεων	15
Ανατομία και φυσιολογία των καρωτίδων	16
Φορητές διατάξεις υπερηχογραφικής απεικόνισης.....	17
Βιβλιογραφική επισκόπηση φορητών διατάξεων καρδιαγγειακών παραμέτρων.....	19
Υπερηχητική φορητή διάταξη απεικόνισης καρωτίδας	19
Υπερηχητική φορητή διάταξη για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης.....	21
Υπερηχητική φορητή διάταξη για τη μέτρηση αρτηριακής διαμέτρου.....	23
Σκοπός της εργασίας.....	25
Κεφάλαιο 2 Βασικές αρχές συστημάτων απεικόνισης και θεωρητικό υπόβαθρο	27
Αρχές σύγχρονων συστημάτων υπερηχογραφίας.....	27
Ηχοβολέας.....	29
Φυσικές αρχές υπερήχων.....	29
CMUT τεχνολογία	34
Αρχές λειτουργίας CMUT	34
Αρχές λειτουργίας Πιεζοηλεκτρικών Μετατροπέων.....	37
Σύγκριση CMUT με PZT	38
Ψηφιακή μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης	42
Εκπομπή ηχητικής δέσμης (Beam Transmission).....	45
Λήψη ηχητικής δέσμης (Beam Reception).....	46
Μονάδα επεξεργασίας σήματος και εικόνας	49
Μονάδα αποθήκευσης	51
Κεφάλαιο 3 Μελέτη και μέθοδος κατασκευής κυκλώματος	53
Γραμμικό ισοδύναμο κύκλωμα CMUT	54
Κυκλωματική διάταξη γεννήτριας παλμών οδήγησης Tx.....	57

Κυκλωματική διάταξη διακόπτη μετάδοσης/λήψης T/R	60
Κυκλωματική διάταξη ενισχυτή Rx	62
DC Κέρδος Τάσης.....	64
Απόκριση Συχνότητας.....	66
Κεφάλαιο 4 Προσομοίωση & αποτελέσματα κυκλωμάτων.....	67
Αποτελέσματα Προσομοιώσεων	67
Έρευνα αγοράς.....	77
Κεφάλαιο 5 Συμπεράσματα και μελλοντική εργασία	79
Συμπεράσματα.....	79
Βελτιώσεις.....	80
Μελλοντική εργασία	80

Περιεχόμενα εικόνων

Εικόνα 1.1 Μορφολογία καρωτίδων	16
Εικόνα 1.2 Τμήματα και τυπικές διαστάσεις μιας καρωτιδικής αρτηρίας	16
Εικόνα 1.3 Παραδείγματα απεικόνισης πλάκας στην καρωτίδα. Αριστερά κλινική εικόνα στένωσης της κοινής καρωτίδας, δεξιά φραγή της διακλάδωσης της έσω καρωτίδας με την κοινή καρωτίδα. Με κόκκινο κύκλο σημειώνεται ο όγκος της πλάκας.[4].....	17
Εικόνα 1.4 Τύποι διατάξεων υπερηχητικών συσκευών (α) τρόλεϊ (β)φορητός υπολογιστής, (γ)κινητό τηλέφωνο και (δ)τάμπλετ ,σε σύνδεση με υπερηχητική κεφαλή (ε) φορητή συσκευή στη μορφή αυτοκόλλητου [12].....	19
Εικόνα 1.5 (α)Θεωρητικό διάγραμμα διάταξης (β) κατασκευή υπερηχητικής διάταξης [13]	21
Εικόνα 1.6 Θεωρητική μελέτη υπερηχητικής διάταξης για τη μέτρηση.....	22
Εικόνα 1.7 Πραγματική υλοποίηση υπερηχητικής διάταξης [14].....	23
Εικόνα 2.1 Δομικό διάγραμμα συστήματος απεικόνισης υπερηχογραφίας[16].....	28
Εικόνα 2.2 Δομικό διάγραμμα σύγχρονου συστήματος απεικόνισης υπερηχογραφίας	29
Εικόνα 2.3 Φαινόμενο ανάκλασης υπερηχητικού σήματος [17]	30
Εικόνα 2.4 Διαχωρισμός χρονικών τμημάτων μετάδοσης ενός υπερηχητικού παλμού [17].	31
Εικόνα 2.5 Οπτικοποίηση χωρικού μήκους παλμού [17].....	32
Εικόνα 2.6 Παραδείγματα διαμόρφωσης εύρους ζώνης ενός παλμού [17].....	32
Εικόνα 2.7 Μέθοδοι απεικόνισης (α) Α-σάρωση (β) Β-σάρωση (γ) Μ-σάρωση [17]	33
Εικόνα 2.8 Πλακέτα CMUT [19]	34
Εικόνα 2.9 Λειτουργία δέκτη και πομπού ενός απλοποιημένου συστήματος CMUT [19].....	35
Εικόνα 2.10 Παραδείγματα μορφής παλμού ήχου-σήματος λήψης[21].....	35
Εικόνα 2.11 (α) Εξήντα τέσσερα στοιχεία CMUT γραμμικής συστοιχίας τοποθετημένη σε PCB (β) Έξι στοιχεία CMUT που διαχωρίζονται με διάστημα 550 μm. (γ) Κύτταρα CMUT που δείχνουν αλληλοσυνδεόμενα άνω ηλεκτρόδια και κοιλότητες από κάτω.[21]	36
Εικόνα 2.12 Σχεδιαστικές παράμετροι χωρητικών μετατροπών CMUT [22]	36
Εικόνα 2.13 Αντίστροφο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο (αριστερά), πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο (δεξιά)	37
Εικόνα 2.14 Απλοποιημένο μοντέλο λειτουργίας CMUT (αριστερά) και PZT (δεξιά) [22].....	38
Εικόνα 2.15 Σύγκριση υπερηχογραφήματος καρωτίδας με χρήση CMUT CM5 (αριστερά) και PZT (δεξιά) [25]	39
Εικόνα 2.16 Δομικό διάγραμμα ψηφιακής μονάδας διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης [16]...	42
Εικόνα 2.17 Δομικό διάγραμμα καναλιού εκπομπής [16]	43
Εικόνα 2.18 Δομικό διάγραμμα καναλιού λήψης [16].....	43
Εικόνα 2.19 Τύποι πολλαπλών μετατροπών (α) Γραμμική συστοιχία (β)Καμπυλωτή γραμμική συστοιχία (γ) Συστοιχία φάσεων (δ) 1.5D συστοιχία (ε)2D συστοιχία [17]	44
Εικόνα 2.20 Οπτικοποίηση λειτουργίας γραμμικής συστοιχίας μετατροπέα	45
Εικόνα 2.21 Ηλεκτρικό σήμα ανάκλασης υπερήχου [16].....	46
Εικόνα 2.22 Επεξηγηματικό διάγραμμα λειτουργίας ενισχυτή χαμηλού θορύβου (LNA)	47
Εικόνα 2.23 Διάγραμμα λειτουργίας διάταξης ενίσχυσης αντιστάθμισης χρόνου (TGC) [16]	48

Εικόνα 3.1 Απλοποιημένο δομικό διάγραμμα κυκλώματος κατασκευής, όπου US Field το υπερηχητικό πεδίο, n ο αριθμός στοιχείων CMUT, m το πλήθος των σημάτων λήψης, HV PULSES παλμοί υψηλής τάσης, LNA ενισχυτής χαμηλού θορύβου και ADC μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό σήμα [24].....	53
Εικόνα 3.2 Μοντέλο ηλεκτροστατικού ενεργοποιητή [24]	54
Εικόνα 3.3 Ισοδύναμο ηλεκτρομηχανικό μοντέλο CMUT [24].....	55
Εικόνα 3.4 Κυκλωματική μορφή του CMUT	56
Εικόνα 3.5 Κυκλωματική διάταξη γεννήτριας παλμών εκπομπής [30].....	57
Εικόνα 3.6 Τοπολογία level shifter παραγωγής παλμού χαμηλής τάσης [30].....	58
Εικόνα 3.7 Τοπολογία level shifter παραγωγής παλμού υψηλής τάσης [30].....	59
Εικόνα 3.8 Κυκλωματική διάταξη του διακόπτη T/R (επάνω) και χρονισμός των σημάτων ελέγχου (κάτω) [31]	61
Εικόνα 3.9 Διάγραμμα γραμμικοποιημένης ροή σήματος μέσα στο κύκλωμα [29]	62
Εικόνα 3.10 Κύκλωμα ενισχυτή Rx	63
Εικόνα 3.11 Ισοδύναμο κύκλωμα ασθενούς σήματος.....	64
Εικόνα 3.12 Χαρακτηριστικές τιμές τεχνολογίας 0.18 μ m CMOS	65
Εικόνα 4.1 Συνδεσμολογία Input Logic Controller	67
Εικόνα 4.2 Παραγόμενος παλμός Input Logic Controller	67
Εικόνα 4.3 Κύκλωμα level shifter	68
Εικόνα 4.4 Παλμοί εξόδου level shifter	68
Εικόνα 4.5 Κύκλωμα παλμογεννήτριας	69
Εικόνα 4.6 Παλμοί εξόδων OutHs, OutLS και ιδανική έξοδος OutPLS.....	70
Εικόνα 4.7 Κυκλωματικό ισοδύναμο CMUT εκπομπής.....	70
Εικόνα 4.8 Κυματομορφή σήματος ηχώ μετάδοσης Tx.....	71
Εικόνα 4.9 Ιδανικές συνθήκες παραγωγής pulse-echo	71
Εικόνα 4.10 Σύγκριση αποτελεσμάτων μεταξύ ηχώ μετάδοσης με: ιδανικό κύκλωμα οδηγού παλμών (αριστερά), κύκλωμα οδηγού παλμών εργασίας (δεξιά).....	72
Εικόνα 4.11 Κυκλωματικό ισοδύναμο CMUT λήψης	72
Εικόνα 4.12 Κυματομορφή σήματος ηχώ λήψης Rx.....	73
Εικόνα 4.13 Κύκλωμα T/R διακόπτη.....	73
Εικόνα 4.14 Χρόνοι ενεργοποίησης ρολογιών ϕ_1 και ϕ_2	74
Εικόνα 4.15 Φιλτράρισμα σήματος λήψης.....	74
Εικόνα 4.16 Dc ανάλυση τελεστικού ενισχυτή και έξοδος του συστήματος	75
Εικόνα 4.17 Μεγέθυνση σήματος dc ανάλυσης.....	75
Εικόνα 4.18 Ac ανάλυση τελεστικού ενισχυτή	76
Εικόνα 4.19 Ανάλυση θορύβου εξόδου του τελεστικού ενισχυτή.....	76
Εικόνα 4.20 Probe M17-4 της εταιρίας KoloMedical Inc. για αρτηριακή απεικόνιση	77
Εικόνα 4.21 Προσαρμοσμένος CMUT πίνακας της PHILIPS πάνω σε εύκαμπτο φύλλο [22] .	78
Εικόνα 4.22 Σχεδιασμός περιλαίμιου φορητής συσκευής [13].....	78

Περιεχόμενα πινάκων

Πίνακας 1 Σύνοψη βασικών χαρακτηριστικών προηγούμενων μελετών πάνω στις φορετές υπερηχητικές διατάξεις	24
Πίνακας 2 Τιμές στοιχείων ισοδύναμου κυκλώματος CMUT	55
Πίνακας 3 Τιμές στοιχείων σταδίου TX	60
Πίνακας 4 Τιμές στοιχείων ενισχυτή RX	65
Πίνακας 5 Σύνοψη απόδοσης του συστήματος και σύγκριση με προηγούμενες μελέτες.....	79

Κατάλογος ακρωνύμων

CMUT	Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer
PZT	Piezoelectric Transducer
LNA	Low Noise Amplifier
TGC	Time-Gain Compensation
VGA	Variable Gain Amplifier
ADC	Analog to Digital Converter
DC	Direct-Current
AC	Alternating-Current
PCB	Printed Circuit Board
FPFA	Field Programmable Gate Array
ILC	Input Logic Control
CMOS	Complementary Metal–Oxide–Semiconductor
ΜΕΘ	Μονάδα Εντατικής Θεραπείας

Κεφάλαιο 1 Εισαγωγή

Αναγκαιότητα πρόληψης καρδιακών παθήσεων

Οι καρδιαγγειακές παθήσεις (Cardiovascular diseases – CVDs) είναι η νούμερο ένα αιτία θανάτου παγκοσμίως, δηλαδή οι περισσότεροι άνθρωποι πεθαίνουν ετησίως από CVD παρά από οποιαδήποτε άλλη αιτία. Υπολογίζεται ότι 17,9 εκατομμύρια άνθρωποι πέθαναν από καρδιαγγειακές παθήσεις το 2016, αντιπροσωπεύοντας το 31% όλων των παγκοσμίων θανάτων. Από αυτούς τους θανάτους το 85% οφείλεται σε καρδιακή προσβολή και εγκεφαλικό επεισόδιο. Επιπροσθέτως, πάνω από τα τρία τέταρτα των θανάτων αυτών συμβαίνουν σε χώρες με χαμηλό και μεσαίο εισόδημα. [1]

Η πρόληψη προσφέρει την ευκαιρία να καταπολεμήσουμε συστηματικά την προέλευση των καρδιαγγειακών παθήσεων καθώς και τη βελτίωση της ιατρικής περίθαλψης μετά από ένα συμβάν. Η πρόληψη θεωρείται επομένως η λύση για τη βελτίωση της ποιότητας της φροντίδας για καρδιαγγειακές παθήσεις. Η πάγια τακτική που ακολουθείται είναι η διαλείπουσα, επεισοδιακή θεραπεία, ενώ η πρόληψη ζητά μια δια βίου αλλαγή των συνηθειών και συνεπώς για μια συνεχή διαδικασία παροχής υγειονομικής περίθαλψης.[2]

Η αυξανόμενη συχνότητα, νοσηρότητα και θνητότητα από τα καρδιαγγειακά νοσήματα καθιστούν επιβεβλημένη την πρόληψη, την έγκαιρη διάγνωση και την αποτελεσματική αντιμετώπισή τους. Οι οδηγίες της Ευρωπαϊκής Καρδιολογικής Εταιρείας δίνουν έμφαση στη συνεχή παρακολούθηση ασθενών υψηλού κινδύνου, όπως άτομα που νοσηλεύονται σε Μονάδες Εντατικής Θεραπείας (ΜΕΘ), άτομα με ιστορικό καρδιαγγειακής νόσου κ.α.

Τα άτομα με καρδιαγγειακή νόσο ή αυτά που διατρέχουν υψηλό καρδιαγγειακό κίνδυνο (λόγω της παρουσίας ενός ή περισσότερων παθήσεων όπως υπέρταση, διαβήτης, υπερλιπιδαιμία), χρειάζονται κατάλληλη παρακολούθηση για την έγκαιρη ανίχνευση δυσλειτουργιών, έτσι ώστε να βρεθεί η κατάλληλη θεραπεία ανάλογα με την περίπτωση. Η έγκαιρη διάγνωση καρδιακών παθήσεων θα μπορούσε να σώσει εκατομμύρια χρόνια ζωής ετησίως, να μειώσει σημαντικά τη νοσηρότητα και ταυτόχρονα να βελτιώσει την ποιότητα ζωής του ατόμου.

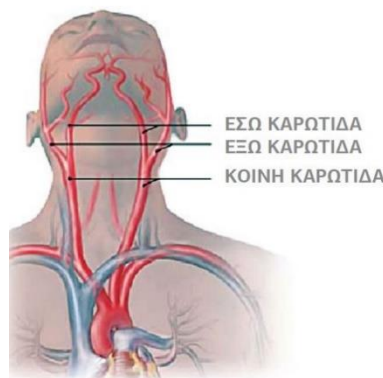
Μια σειρά από εργαλεία καρδιακής διάγνωσης είναι διαθέσιμα σήμερα, όπως ηλεκτροκαρδιογραφία, στρες τεστ, ηχοκαρδιογραφία, ακτινογραφίες θώρακα, εξετάσεις αίματος, στεφανιαία αγγειογραφία, καρδιακός καθετηριασμός, αξονική τομογραφία, βιοψίες μυοκαρδίου, μαγνητική τομογραφία καρδιάς και περικαρδιοκέντηση. Οι περισσότερες από αυτές τις δοκιμές είναι δαπανηρές και χρονοβόρες, γεγονός που καθιστά αδύνατους τους τακτικούς ελέγχους για ένα μεγάλο τμήμα πληθυσμού που κινδυνεύει. Ως εκ τούτου, υπάρχει ανάγκη για οικονομικές και εύκολα προσβάσιμες λύσεις που επιτρέπουν την τακτική παρακολούθηση της καρδιάς.

Η ανάγκη για συνεχή παρακολούθηση της λειτουργίας του καρδιαγγειακού συστήματος γίνεται περισσότερο επιτακτική στις ΜΕΘ, όπου τα άτομα που νοσηλεύονται είναι άτομα υψηλού κινδύνου. Απαιτείται η άμεση διάγνωση και η επέμβαση των ειδικών γιατρών σε

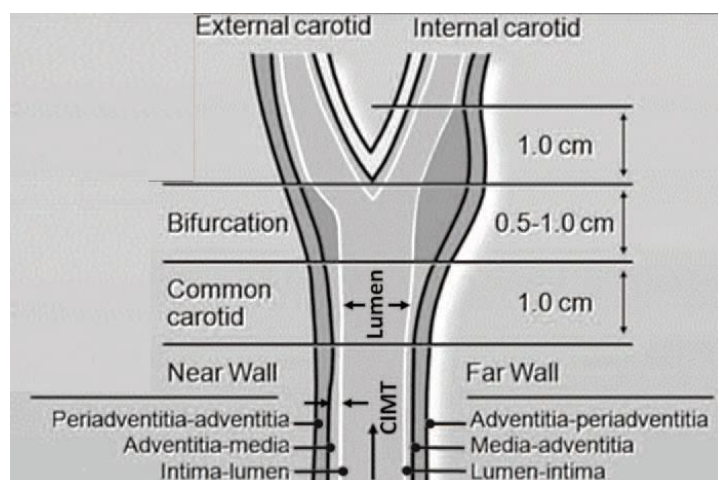
περιπτώσεις καρδιαγγειακού επεισοδίου. Η τρέχουσα πρακτική περιλαμβάνει απεικόνιση του αρτηριακού τοιχώματος με συμβατική διάταξη υπερηχογραφίας, μια διαδικασία που είναι χρονοβόρα, ιδιαίτερα αν χρειάζεται να πραγματοποιείται συστηματικά σε όλους τους νοσηλευόμενους. Είναι αναγκαίος ο εμπλουτισμός της κλινικής πρακτικής με τις φορητές διατάξεις. Τα πλεονεκτήματα των φορητών διατάξεων δεν είναι μόνο ότι είναι μια γρήγορη, εύχρηστη και οικονομική λύση, αλλά προσφέρει δυνατότητες συνεχούς παρακολούθησης.

Ανατομία και φυσιολογία των καρωτίδων

Η δεξιά και αριστερή καρωτίδα είναι δύο μεγάλα αιμοφόρα αγγεία που παρέχουν οξυγονωμένο αίμα στο πρόσθιο τμήμα του εγκεφάλου. Βρίσκονται μέσα στους ιστούς του λαιμού και οι παλμοί της καρδιάς γίνονται αισθητοί όταν ψηλαφίζουμε τις καρωτίδες στα πλάγια του λαιμού. Κάθε κοινή καρωτίδα χωρίζεται σε δύο διακλαδώσεις, την έξω και την έσω καρωτίδα (Εικόνα 1.2). Οι έξω καρωτίδες τροφοδοτούν με αίμα το λαιμό, το φάρυγγα, το λάρυγγα, την κάτω σιαγόνα και το πρόσωπο. Οι έσω καρωτίδες εισέρχονται στην κρανιακή χώρα και τροφοδοτούν με αίμα τον εγκέφαλο, όπως φαίνεται στην Εικόνα 1.1.

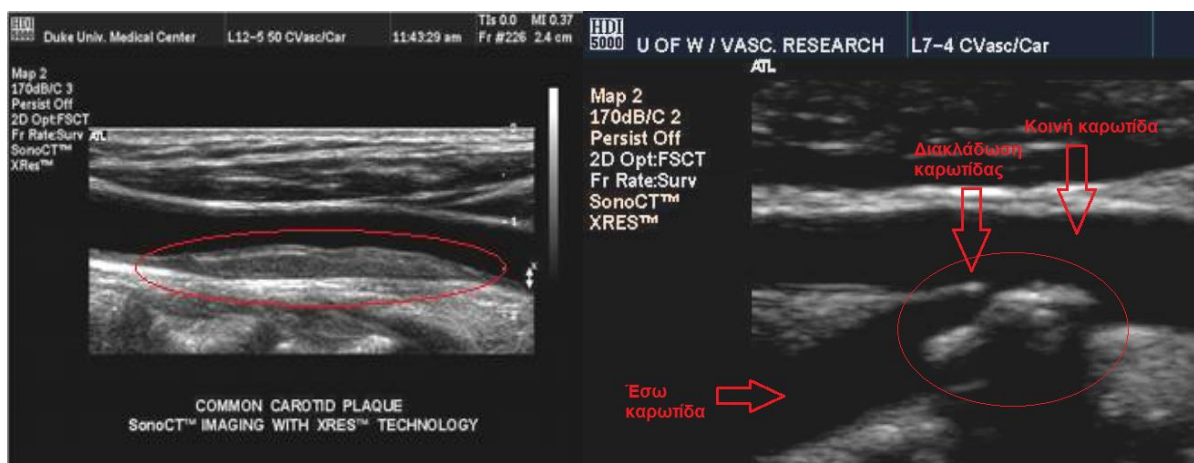


Εικόνα 1.1 Μορφολογία καρωτίδων



Εικόνα 1.2 Τμήματα και τυπικές διαστάσεις μιας καρωτιδικής αρτηρίας

Συνδέονται άμεσα με την αριστερή κοιλία μέσω της αορτής. Η αριστερή κοιλία αντλεί οξυγονωμένο αίμα στην αορτή, η οποία στη συνέχεια το τροφοδοτεί στα άνω μέρη του σώματος μέσω των καρωτιδικών αρτηριών. Η υγεία των καρωτίδων συνδέεται στενά με εκείνη του συνολικού καρδιαγγειακού συστήματος [3]. Για παράδειγμα, η αθηροσκλήρωση - αποθέσεις πλάκας στα αρτηριακά τοιχώματα - είναι ένας πολύ γνωστός παράγοντας κινδύνου για έμφραγμα και εγκεφαλικό επεισόδιο του μυοκαρδίου. Η πλάκα είναι μια κηρώδης ουσία που αποτελείται από λίπος, χοληστερόλη, ασβέστιο και άλλα συστατικά που βρίσκονται συνήθως σε διαλυμένη μορφή στο αίμα. Η πλάκα μπορεί να σκληρύνει με το χρόνο, γεγονός που προκαλεί στένωση της αντίστοιχης αρτηρίας και έτσι εμποδίζει τη ροή του πλούσιου σε οξυγόνο αίματος. Στην Εικόνα 1.3, παρουσιάζεται η απεικόνιση με υπερήχους Β-σάρωσης πλάκας στην κοινή καρωτίδα (αριστερά) και στην διακλάδωση της έσω καρωτίδας με την κοινή καρωτίδα (δεξιά).



Εικόνα 1.3 Παραδείγματα απεικόνισης πλάκας στην καρωτίδα. Αριστερά κλινική εικόνα στένωσης της κοινής καρωτίδας, δεξιά φραγή της διακλάδωσης της έσω καρωτίδας με την κοινή καρωτίδα. Με κόκκινο κύκλο σημειώνεται ο όγκος της πλάκας. [4]

Διάφορες μελέτες έχουν δείξει ότι η ανίχνευση μέσω υπερήχων της στένωσης καρωτίδας μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την πρόβλεψη των καρδιαγγειακών παθήσεων [5], [6], [7], [8], [9].

Φορητές διατάξεις υπερηχογραφικής απεικόνισης

Η χρήση συμβατικών φορητών διατάξεων, παρέχει μια ποικιλία στις δυνατότητες εκπομπής, λήψης και επεξεργασίας του σήματος, όπως μεγάλο εύρος συχνοτήτων, επεξεργαστική ισχύ και δυνατότητα αποθήκευσης μεγάλου όγκου δεδομένων. Οι συμβατικές υπερηχητικές διατάξεις τύπου τρόλεϊ (Εικόνα 1.4 α.), ενώ έχουν τη δυνατότητα μεταφοράς στο κρεβάτι του ασθενή, αυτή η διαδικασία απαιτεί αμεσότητα, ευκολία κίνησης μέσα στο χώρο και διαθεσιμότητα του μηχανήματος. Αυτές οι απαιτήσεις προϋποθέτουν ειδικό σχεδιασμό του χώρου και ύπαρξη πολλών ίδιων συσκευών. Το γεγονός ότι οι διατάξεις αυτές είναι πολυδάπανες δεν επιτρέπει στην ύπαρξη πολλών.

Ωστόσο, με την εισαγωγή των φορητών συσκευών υπερήχων νέας γενιάς, αντιμετωπίζονται πολλά από τα προηγούμενα θέματα. Η φορητότητα καθιστά πιο εύκολα δυνατή την πραγματοποίηση διαγνωστικού ελέγχου υπερήχων ως σημείο φροντίδας (point of care – POC). Αυτό σημαίνει ότι η εξέταση μπορεί να διεξαχθεί στο κρεβάτι του ασθενούς, όπου παρέχεται ιατρική περίθαλψη, παρά σε ιατρικό εργαστήριο ή αίθουσα απεικόνισης. Η εισαγωγή της συσκευής υπερήχων χειρός έχει πολλά αποδεδειγμένα οφέλη, τα οποία περιλαμβάνουν τα ακόλουθα:

- Ακρίβεια διάγνωσης
- Γρηγορότερη διάγνωση και θεραπεία
- Περιορισμός επεμβατικής εξέτασης
- Περιφερειακή χρήση εκτός νοσοκομείου

Η αναγκαιότητα για πιο άμεσα αποτελέσματα οδήγησε στην δημιουργία πολλών τύπων φορητών διατάξεων. Φορητές συσκευές τύπου laptop οι οποίες χρησιμοποιούνται σε ασθενοφόρα είτε σε επισκέψεις στην οικεία ασθενών στην περίπτωση επειγόντων περιστατικών. (Εικόνα 1.4 β.) Μια πιο σύγχρονη εκδοχή αυτού, είναι οι φορητές συσκευές tablet σε σύνδεση με κεφαλή (**probe**) υπερήχου. (Εικόνα 1.4 δ.)

Τέλος η τελευταία κατηγορία φορητής συσκευής είναι οι φορετές συσκευές (wearables). Τα τελευταία χρόνια η αγορά των υπερήχων για ιατρική χρήση, έχει στραφεί περισσότερο στην ανάπτυξη πολλών ειδών φορετών συσκευών, λόγω της εξειδικευμένης λύσης που παρουσιάζουν, της ευκολίας στη χρήση και το γεγονός ότι αποτελούν οικονομική λύση. Οι αισθητήρες των φορετών συσκευών μπορούν να συναντηθούν σε πολλές μορφές, όπως αισθητήρας σε μορφή κολάρου ή περιβραχιόνιου [10], αυτοκόλλητου (Εικόνα 1.4 ε.), επιδέσμου, ακόμα και στη μορφή εμφυτεύματος [11] κ.α.

Υπάρχουν βέβαια και κάποιες διατάξεις για κινητά, με τη χρήση ειδικών εφαρμογών, που δίνουν τη δυνατότητα πιο προσωπικής εξέτασης υπερήχων, συνδέοντας μια ειδικά διαμορφωμένη υπερηχητική κεφαλή. (Εικόνα 1.4 γ.) Παρόλα αυτά τα αποτελέσματα δεν κρίνονται αξιόπιστα, πράγμα που σημαίνει ότι είναι απαραίτητη η περαιτέρω μελέτη και εξέλιξη πολλών σταδίων αυτής της εφαρμογής, για να θεωρηθεί πηγή έμπιστων δεδομένων.



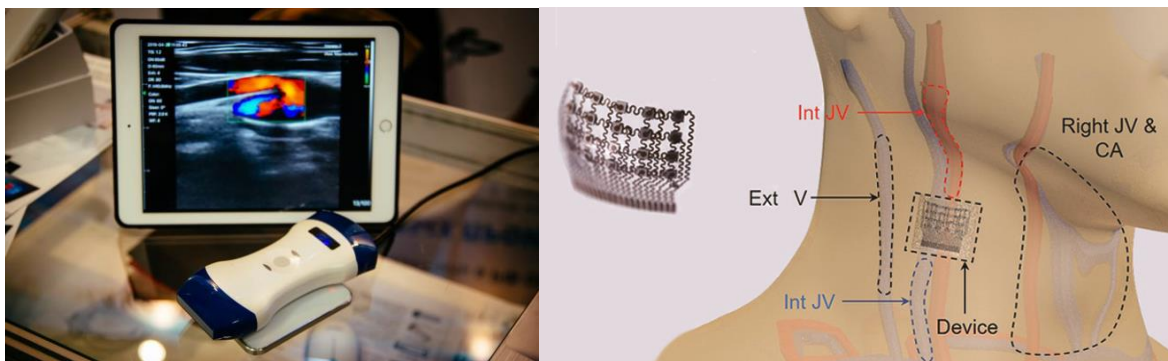
α.



β.



γ.



δ.

ε.

Εικόνα 1.4 Τύποι διατάξεων υπερηχητικών συσκευών (α) τρόλεϊ (β) φορητός υπολογιστής, (γ) κινητό τηλέφωνο και (δ) τάμπλετ, σε σύνδεση με υπερηχητική κεφαλή (ε) φορητή συσκευή στη μορφή αυτοκόλλητου [12]

Βιβλιογραφική επισκόπηση φορητών διατάξεων καρδιαγγειακών παραμέτρων

Όπως έχει αναλυθεί και στην προηγούμενη ενότητα, οι φορητές συσκευές υπέρηχων έχουν μεγάλη ανάπτυξη, λόγω των πολλών προτερημάτων που παρουσιάζουν και την λογική της εξατομικευμένης υγείας που παρέχουν. Κάποια από αυτά τα προτερήματα είναι το χαμηλότερο κόστος παραγωγής τους, εύκολη μεταφορά, άμεση και αυτόνομη παρακολούθηση δεδομένων κτλ.

Ειδικότερα στο κομμάτι διατάξεων που χρησιμοποιούν τεχνολογία υπέρηχων για τη συλλογή δεδομένων, οι φορητές διατάξεις μελετούν κυρίως δομές κοντά στην επιφάνεια του δέρματος. Το πεδίο ενδιαφέροντος της διπλωματικής στρέφεται γύρω από τον υπέρηχο της καρωτίδας (η καρωτίδα έχει μέσο βάθος ~4cm), και έτσι οι σχετικές έρευνες που βρέθηκαν είναι:

Υπερηχητική φορητή διάταξη απεικόνισης καρωτίδας

(A Wearable Carotid Ultrasound Assembly for Early Detection of Cardiovascular Diseases [13]): Στην συγκεκριμένη έρευνα κατασκευάστηκε μια συσκευή με σχήμα κολάρο λαιμού και παράγει μια προειδοποίηση όταν εντοπίσει ανωμαλίες στα δομικά χαρακτηριστικά της καρωτίδας.

Το σύστημα που αναπτύχθηκε (Εικόνα 1.5), για την απόκτηση και την επεξεργασία εικόνας από την ίδια συσκευή, αποτελείται από τα υποσυστήματα που περιγράφονται παρακάτω:

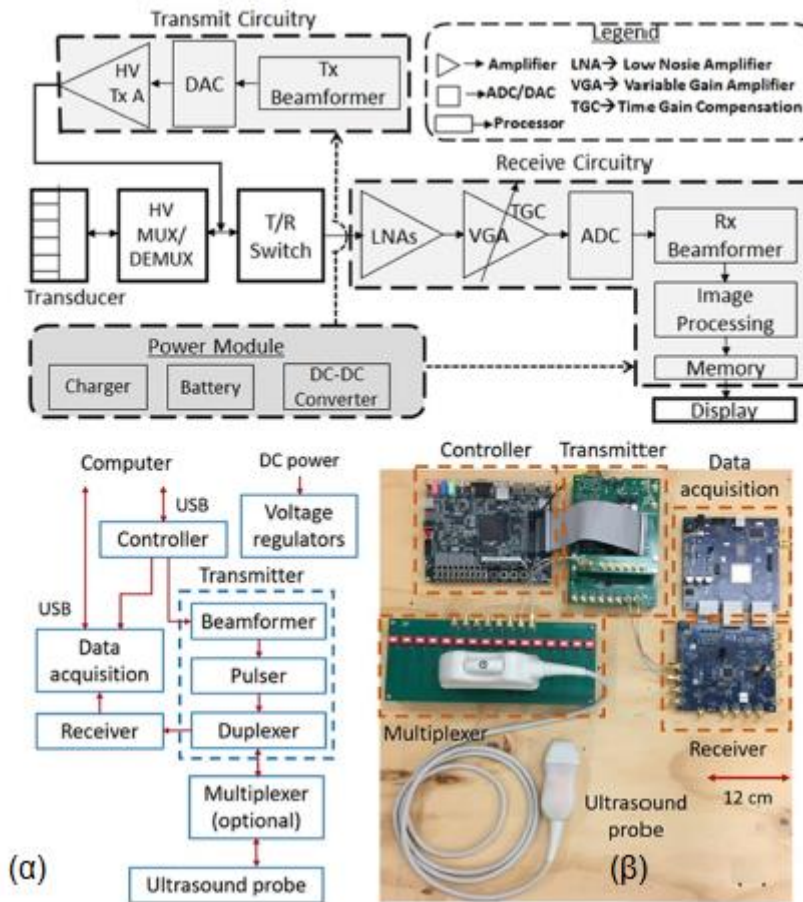
- **Μετατροπέας:** Χρησιμοποιούνται δύο μετατροπείς τοποθετημένοι σε κατάλληλη θέση, έτσι ώστε να εξετάζονται και οι δύο καρωτίδες ταυτόχρονα. Ο καθένας αποτελείται από έναν γραμμικό πίνακα στοιχείων και μέθοδος απεικόνισης είναι Β-σάρωσης.

Η συχνότητα του μετατροπέα είναι ρυθμισμένη στα 7.5MHz, στην οποία επιτυγχάνεται η ανάλυση εικόνας 1mm. Επίσης ρυθμίζοντας το δυναμικό εύρος >60 dB είναι δυνατό να απεικονιστούν όλα τα αντικείμενα μέχρι 4cm βάθος. Τέλος,

επιλέχθηκε ρυθμός καρέ 25Hz, που είναι αρκετός για τη λήψη εικόνων αξιοπρεπούς ποιότητας που επιτρέπουν την ανίχνευση άκρων.

Σαν υλικό του μετατροπέα χρησιμοποιήθηκε CMUT, επειδή μπορούν να κατασκευαστούν σε μεγάλους πίνακες και να έχουν πιο ευρύ φάσμα ορατότητας από τους πιεζοηλεκτρικούς αισθητήρες. Σε αυτή την εφαρμογή χρησιμοποιήθηκαν 128 στοιχεία CMUT σε διάταξη γραμμικού πίνακα, έτσι ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή ανάλυση σε ένα χαμηλό κόστος κατασκευής. Το κατασκευαστικό μέγεθος του πίνακα είναι 4cmx4cm. Συνολική χωρητικότητα των πυκνωτών από την διάταξη CMUT είναι ~203pF.

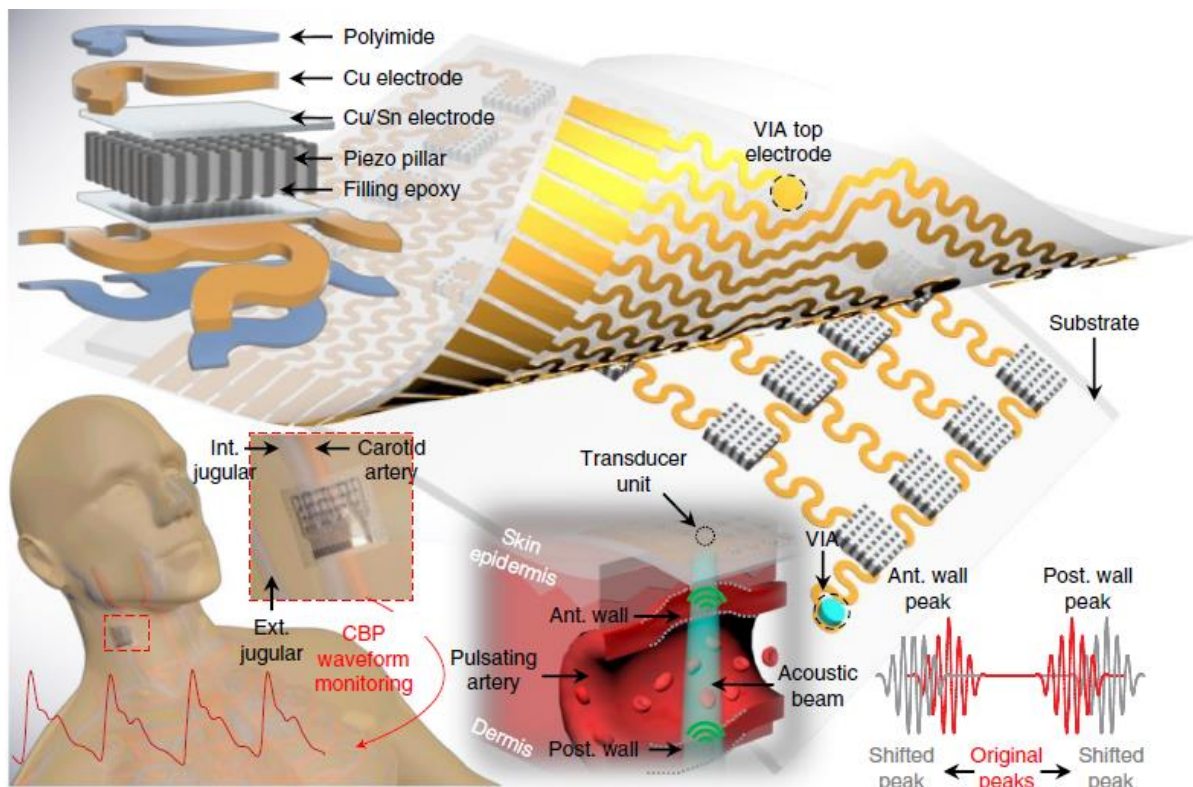
- **Κύκλωμα μετάδοσης (Tx):** Χρησιμοποιήθηκε μια προσαρμοσμένη κάρτα πομπού κατασκευασμένη από την Texas Instruments. Περιλαμβάνει έναν διαμορφωτή δέσμης, διπολική γεννήτρια παλμών, πολυπλέκτης 8 καναλιών.
- **Κύκλωμα λήψης (Rx):** Ο δέκτης χρησιμοποιεί δύο δομές αξιολόγησης από την Analog Devices. Το πρώτο συμπεριλαμβάνει τα ολοκληρωμένα των LNA, VGA και ADC. Το δεύτερο αποτελείται από έναν FPGA, το οποίο προγραμματίζεται με Verilog για να καθορίσει τις παραμέτρους του πομπού, για να πυροδοτήσει τον πομπό να δημιουργήσει παλμούς υψηλής τάσης, πυροδοτεί τον δέκτη για την συλλογή δεδομένων.
- **Μονάδα Ισχύος:** Η τάση εξόδου φτάνει τα 30 V και το μέγιστο βρίσκεται σε συχνότητα 7.5MHz, όπου φτάνει τα ~2.3 mA ανά στοιχείο. Επιπλέον η συνολική μέγιστη ισχύς είναι ~72 mW για κάθε στοιχείο και 9W για ολόκληρο τον πίνακα.



Εικόνα 1.5 (α)Θεωρητικό διάγραμμα διάταξης (β) κατασκευή υπερηχητικής διάταξης [13]

Υπερηχητική φορητή διάταξη για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης

(Monitoring of the central blood pressure waveform via a conformal ultrasonic device [12]) : Οι φορητές διατάξεις με μηχανικές ιδιότητες που μοιάζουν με αυτές του δέρματος, όπως στη συγκεκριμένη περίπτωση, προσφέρουν τη δυνατότητα για μη επεμβατική, συνεχή παρακολούθηση ποικίλων σημάτων ζωτικής σημασίας, συμπεριλαμβανομένων της θερμοκρασίας σώματος, περιεκτικότητας ιδρώτα και της ενυδάτωσης σώματος. Η συγκεκριμένη συσκευή διασφαλίζει την άμεση επαφή με την καμπυλόγραμμη και χρονικά δυναμική επιφάνεια του δέρματος, και τον συνεχόμενο έλεγχο της αρτηριακής πίεσης σε αγγεία μεγάλου βάθους, χωρίς λειτουργικές δυσκολίες ή αστάθειες που αντιμετωπίζουν άλλες συμβατικές προσεγγίσεις. Αυτή η μη επεμβατική, συνεχής και ακριβής παρακολούθηση των οργάνων ή ιστών που βρίσκονται σε βάθος στον οργανισμό, δημιουργεί ένα νέο πεδίο στη διάγνωση και πρόβλεψη πολλών καρδιαγγειακών παθήσεων, σε μορφή φορητής διάταξης. Η συσκευή μπορεί να καταγράφει συνεχόμενα την διάμετρο από ένα παλλόμενο αιμοφόρο αγγείο, το οποίο μπορεί να εκφραστεί σε εντοπισμένη κυματομορφή της αρτηριακής πίεσης. Η τελική μορφή του προϊόντος παρουσιάζεται στην Εικόνα 1.6.



Εικόνα 1.6 Θεωρητική μελέτη υπερηχητικής διάταξης για τη μέτρηση της αρτηριακής πίεσης [12]

Η μελέτη αυτή επικεντρώνεται κυρίως στην κατασκευή του μετατροπέα και όχι τόσο στο back end και front end της τελικής συσκευής. Πιο αναλυτικά η συγκεκριμένη συσκευή έχει τα παρακάτω χαρακτηριστικά σχεδίασης.

Η συσκευή αποτελείται από άκαμπτα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία, υψηλής απόδοσης με ελαστικά δομικά στοιχεία. Το ανισοτροπικό στοιχείο έχει καλύτερη ακουστική σύζευξη, σε σχέση με τα ιστροπικά πιεζοηλεκτρικά υλικά. Το 1-3 σύνθετο έχει μικρή ακουστική αντίσταση (15.3 MRayl) και παρέχει τη δυνατότητα άριστης ακουστικής σύζευξης με το ανθρώπινο δέρμα.

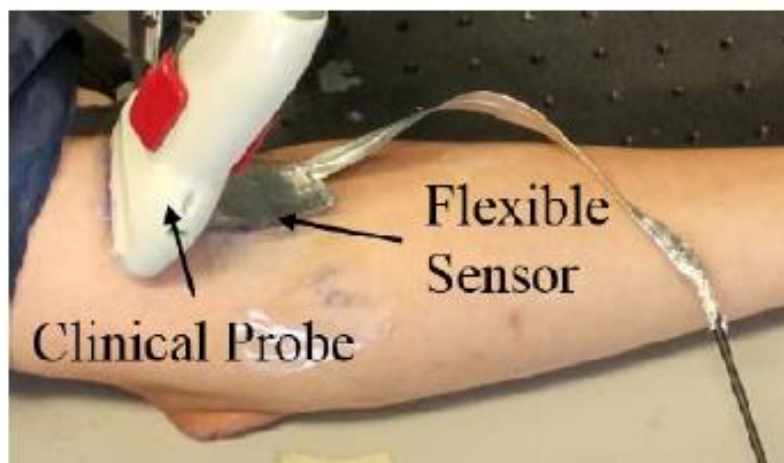
Συνδυάζοντας την κατάλληλη γεωμετρική και ηλεκτρική σχεδίαση, η συσκευή μπορεί να φτάσει ένα εξαιρετικά λεπτό πάχος της τάξης των 240 μm , με επίπεδο ελαστικότητας που φτάνει μέχρι το 30% στη διεύθυνση του x και 25% στη διεύθυνση του y. Η συνολική επιφάνεια που καλύπτει ο μετατροπέας είναι $0.9 \times 0.9 \text{ mm}^2$ και λόγω αυτού το βάθος διείδυσης φτάνει τα 40 mm.

Η συχνότητα λειτουργίας έχει υπολογιστεί στα 7.5 MHz και ρυθμό δειγματοληψίας 2GHz. Έτσι τελικά η συσκευή μπορεί να καταγράψει τη διάμετρο του παλλόμενου αιμοφόρου αγγείου με υψηλή χωρική (αξονική ανάλυση 0.77 μm) και χρονική (500 μs) ανάλυση. Τέλος η κατανάλωση ισχύος για το χειρισμό του μετατροπέα είναι 23.6 mW.

Υπερηχητική φορητή διάταξη για τη μέτρηση αρτηριακής διαμέτρου

(Continuous Measurement of Arterial Diameter Using Wearable and Flexible Ultrasonic Sensor [14]): Μια σημαντική πρόκληση που συναντάται κατά τη μέτρηση της αρτηριακής διαμέτρου με τη χρήση συμβατικών εργαλείων υπερήχου, είναι η ευκολία που επιτρέπει η συσκευή στην κίνηση της. Σαν μια λύση σε προβλήματα που παρουσιάζουν οι συμβατικές συσκευές, αυτή η μελέτη χρησιμοποιεί έναν ελαφρύ, φορητό και εύκαμπτο υπερηχητικό αισθητήρα. Αυτός ο αισθητήρας μπορεί να τοποθετηθεί πάνω από την περιοχή ενδιαφέροντος και εξασφαλίζει μια σταθερή περιοχή μέτρησης κατά τη διάρκεια σταθερών μετρήσεων (Εικόνα 1.7). Επίσης η ελαφριά και εύκαμπτη φύση του αισθητήρα βοηθάει στην μείωση ή αποφυγή περιορισμού της αρτηριακής κίνησης και μπορεί να συνδεθεί πάνω σε οποιαδήποτε κυρτή και παραμορφωμένη επιφάνεια του σώματος.

- **Μετατροπέας:** Ο προτεινόμενος αισθητήρας είναι κατασκευασμένος από πιεζοηλεκτρικό φιλμ πολυβινυλιδενικού διφθοριούχου (polyvinylidene difluoride – PVDF), πάχους 110 μm . Η ενεργή περιοχή σάρωσης είναι 20 x 20 mm^2 . Ο αισθητήρας καλύφθηκε από ένα φύλλο αλουμινίου και ένα φιλμ πολυϊμιδίου για εξάλειψη του θορύβου και ηλεκτρική μόνωση. Έτσι, έχει ένα συνολικό πάχος 0.75 mm και ένα συνολικό βάρος 2 g συμπεριλαμβανομένων των ηλεκτρικών καλωδίων. Οι μετρήσεις υπερήχων πραγματοποιήθηκαν σε M-mode με ρυθμό καρτέ 1 kHz και ρυθμό δειγματοληψίας 125 MHz. Τέλος, η συχνότητα των υπερήχων ήταν 6.4 MHz.
- **Κύκλωμα λήψης - μετάδοσης:** Ο υπερηχητικός αισθητήρας οδηγήθηκε από μια γεννήτρια παλμών - δέκτη (Model 5900PR, Olympus Panametrics NDT, Waltham, MA) για τη μετάδοση και λήψη υπερηχητικών σημάτων ραδιοσυχνότητας (RF). Τα υπερηχητικά σήματα ραδιοσυχνότητας κατά τη λήψη, ψηφιοποιήθηκαν με έναν μετατροπέα Αναλογικό σε Ψηφιακό A/D (μοντέλο ATS 9440, Alazartech, Montreal, QC) που ελέγχεται από έναν Η/Υ.



Εικόνα 1.7 Πραγματική υλοποίηση υπερηχητικής διάταξης [14]

Παρουσιάζονται συνοπτικά στον Πίνακα 1 τα βασικά χαρακτηριστικά και οι παράμετροι κάθε μελέτης.

Πίνακας 1 Σύνοψη βασικών χαρακτηριστικών προηγούμενων μελετών πάνω στις φορετές υπερηχητικές διατάξεις

Χαρακτηριστικά	Τιμές		
	[13]	[12]	[14]
Papper			
Τύπος μετατροπέα	Γραμμικός πίνακας 64 στοιχεία 0,3 mm πάχος	Πίνακας 20 στοιχεία 240 μm πάχος	Πιεζοηλεκτρική ταινία 2 g βάρος 0,75 mm πάχος
Διαστάσεις σάρωσης	(4cm)x(4cm)	(0,9mm)x(0,9mm) 30% έκταση στην κατεύθυνση x 25% έκταση στην κατεύθυνση y	(20mm)x(20mm)
Υλικό μετατροπέα	CMUT	1-3 piezoelectric composite	PVDF
Χαρακτηριστικά μετατροπέα	~1,6 pF χωρητικότητα/στοιχείο 203 pF συνολική χωρητικότητα	15,3 Mrayl ακουστική εμπέδηση	
Συχνότητα σήματος	7,5 MHz	7,5 MHz	6,4 MHz
Εύρος ζώνης	5–10 MHz		
Ρυθμός δειγματοληψίας		2 GHz	125MHz
Ρυθμός καρτέ	30Hz		1kHz
Λειτουργία σάρωσης	B-σάρωση		M-σάρωση
Βάθος εστίασης	4 cm	40 mm	
Χαρακτηριστικά κυκλωμάτων	30V τάση εξόδου 2.3 mA/στοιχείο	100mV τάση εισόδου	
Κατανάλωση ισχύος	9W	23.6mW	

Σκοπός της εργασίας

Το θέμα της εργασίας επικεντρώνεται κυρίως στην εύρεση λύσεων για την απεικόνιση της καρωτίδας, σε περιπτώσεις όπου αυτή η ανάγκη επείγει αλλά και στη συλλογή στοιχείων για την έγκαιρη διάγνωση δυσλειτουργιών. Αυτή η λύση θα συμβάλει στην μείωση του χρόνου ενασχόλησης του γιατρού με έναν ασθενή, στην καλύτερη διαχείριση των ασθενών που νοσηλεύονται σε ΜΕΘ και φυσικά στην αποφυγή μεγάλου ποσοστού καρδιαγγειακών παθήσεων.

Όπως έχει αναφερθεί και προηγουμένως η καρωτίδα βρίσκεται κοντά στην επιφάνεια του δέρματος, περίπου 4cm μέσο βάθος, οπότε καθίσταται δυνατή η ανάπτυξη ενός συστήματος μικρού μεγέθους. Το γεγονός αυτό διευκολύνει αρκετά την εύρεση μιας αποδοτικής λύσης, λόγω των προτερημάτων που παρουσιάζουν οι φορητές και φορετές συσκευές, όπως έχει αναλυθεί σε προηγούμενη ενότητα.

Για τους προαναφερθέντες λόγους, ο σκοπός της είναι η θεωρητική μελέτη και ο σχεδιασμός μιας νέας συσκευής υπερήχων, που μπορεί να φορεθεί. Παρακολουθώντας τις καρωτιδικές αρτηρίες, να προβλέπεται αξιόπιστα ο κίνδυνος μελλοντικών καρδιαγγειακών επεισοδίων.

Πιο συγκεκριμένα θα παρουσιαστεί μια ολοκληρωμένη λογική ανάπτυξης του επίπεδου εκπομπής και λήψης του υπερηχητικού σήματος ενός υπερηχογραφικού συστήματος, δηλαδή το front end του συστήματος αυτού. Στη συνέχεια θα γίνει η κυκλωματική μελέτη που απαιτείται για την ανάπτυξη του και η σχεδίαση του τελικού κυκλώματος στο πρόγραμμα προσομοίωσης κυκλωμάτων LTSpice. Θα παρουσιαστούν τα αποτελέσματα των προσομοιώσεων και θα γίνει σχολιασμός αυτών των αποτελεσμάτων. Τέλος, θα γίνει μία έρευνα αγοράς για τις διατάξεις που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την όσο το δυνατόν περισσότερο οικονομική υλοποίηση του προϊόντος.

Κεφάλαιο 2 Βασικές αρχές συστημάτων απεικόνισης και θεωρητικό υπόβαθρο

Αρχές σύγχρονων συστημάτων υπερηχογραφίας

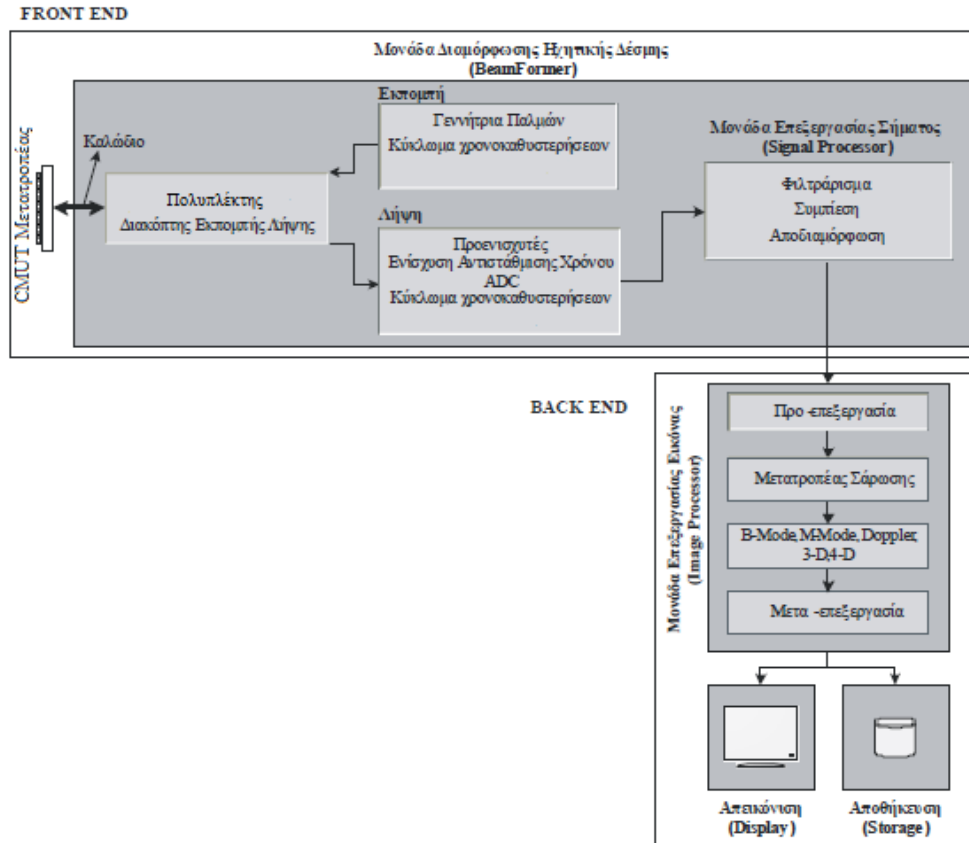
Τα σύγχρονα συστήματα υπερηχογραφίας συγκαταλέγονται στα πλέον εξελιγμένα συστήματα ιατρικής απεικόνισης που χρησιμοποιούνται, όπως τα συστήματα αξονικής και μαγνητικής τομογραφίας, τα συστήματα εκπομπής ποζιτρονίου και η γ-κάμερα. Ένα σύστημα υπερηχογραφίας παράγει εικόνες μέσω της εκπομπής ακουστικών κυμάτων και στη συνέχεια της ανίχνευσης των ανακλάσεών τους, που προκαλούνται κατά τη διάβασή τους μέσα από τους ανθρώπινους ιστούς. Τα χαρακτηριστικά του ηχητικού κύματος εκπομπής καθορίζονται από το είδος της εξέτασης και τις διάφορες επιλογές που πραγματοποιούνται στο χειριστήριο ελέγχου του συστήματος από τον χειριστή. Οι επιλογές αυτές περιλαμβάνουν το είδος της υπερηχογραφικής απεικόνισης (Β-σάρωση, Μ-σάρωση, Doppler, 3-D), τη συχνότητα, την εστίαση, τη μορφή του ηχητικού πεδίου κ.ά.

Το μέγεθος των συστημάτων αυτών ξεκινά από ένα φορητό σύστημα μικρού μεγέθους και φτάνει στα υπερσύγχρονα ογκώδη συστήματα των οποίων οι δυνατότητες είναι απεριόριστες. Αναλόγως μεταβάλλεται και το κόστος τους, συναρτήσει του μεγέθους και των δυνατοτήτων κάθε συστήματος.

Ένα σύγχρονο σύστημα υπερηχογραφίας αποτελείται από τα εξής βασικά τμήματα (Εικόνα 2.1):

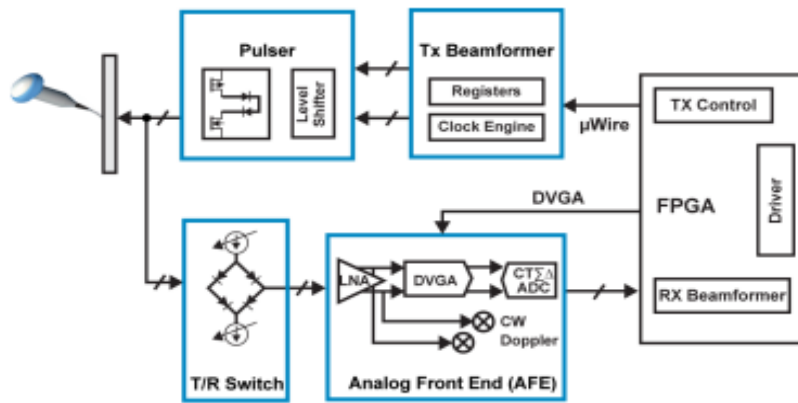
1. Μονάδα Ηχοβολέα/Μετατροπέα (Transducer Unit)
2. Μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης (BeamFormer Unit),
3. Μονάδα επεξεργασίας σήματος (Signal Processor Unit),
4. Μονάδα επεξεργασίας εικόνας (Image Processor Unit),
5. Μονάδα απεικόνισης (Display Unit),
6. Μονάδα αποθήκευσης (Storage Unit).

Η ψηφιακή μονάδα διαμόρφωσης της ηχητικής δέσμης μαζί με τη μονάδα επεξεργασίας σήματος αποτελούν το λεγόμενο Front End του συστήματος, ενώ οι υπόλοιπες μονάδες αποτελούν το λεγόμενο Back End του συστήματος. Σε αυτή την εργασία ο βασικός στόχος είναι ο σχεδιασμός και η μελέτη της μονάδας διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης, οπότε αυτή είναι που θα αναλυθεί στα παρακάτω κεφάλαια.[15]



Εικόνα 2.1 Δομικό διάγραμμα συστήματος απεικόνισης υπερηχογραφίας[16]

Πλέον πολλές από τις διεργασίες που περιγράφονται στο παραπάνω διάγραμμα ξεχωριστά, όπως η Μονάδα Επεξεργασίας Σήματος αλλά και ολόκληρο το back end του συστήματος, υλοποιούνται με την χρήση μόνο μιας επεξεργαστικής μονάδας που ονομάζεται συστοιχία επιτόπια προγραμματιζόμενων πυλών (Field Programmable Gate Array – FPGA), η λειτουργία της οποίας εξετάζεται παρακάτω στο κεφάλαιο. Έτσι υπάρχει σημαντική μείωση τόσο στο χρόνο επεξεργασίας αλλά και στο χώρο που καταλαμβάνουν τα σύγχρονα συστήματα. Για αυτό το λόγο άλλωστε είναι δυνατή σήμερα η κατασκευή συστημάτων υπερηχογραφίας μικρού μεγέθους, όπως οι φορητές συσκευές. Μια πιο σύγχρονη υλοποίηση φαίνεται στο παρακάτω δομικό διάγραμμα (Εικόνα 2.2).



Εικόνα 2.2 Δομικό διάγραμμα σύγχρονου συστήματος απεικόνισης υπερηχογραφίας

Ηχοβολέας

Φυσικές αρχές υπερήχων

Ο υπέρηχος καρωτίδων είναι μια ανώδυνη, ακίνδυνη και μη επεμβατική πρακτική που είναι ικανή να ανιχνεύσει τη συσσώρευση πλάκας στις αρτηρίες.

Οι ήχοι είναι διαμήκη ελαστικά κύματα που δημιουργούνται από την περιοδική μεταβολή της πυκνότητας του υλικού μέσου εντός του οποίου διαδίδονται. Ανάλογα με τη συχνότητά τους f διακρίνονται σε υπόηχους ($f < 20\text{Hz}$), ακουστούς ήχους ($20\text{Hz} < f < 20000\text{Hz}$) και υπέρηχους ($f > 20000\text{Hz}$). Οι διαγνωστικοί υπέρηχοι έχουν συχνότητες στην περιοχή 1-50MHz. Η μικροσκοπία υπερήχων χρησιμοποιεί συχνότητες μέχρι την περιοχή των 200MHz για την εξέταση δομών μέσα στα κύτταρα. Όσο αυξάνει η συχνότητα τόσο αυξάνει και η δυνατότητα διάκρισης γειτονικών ανατομικών δομών και η απεικόνιση μικρών λεπτομερειών.

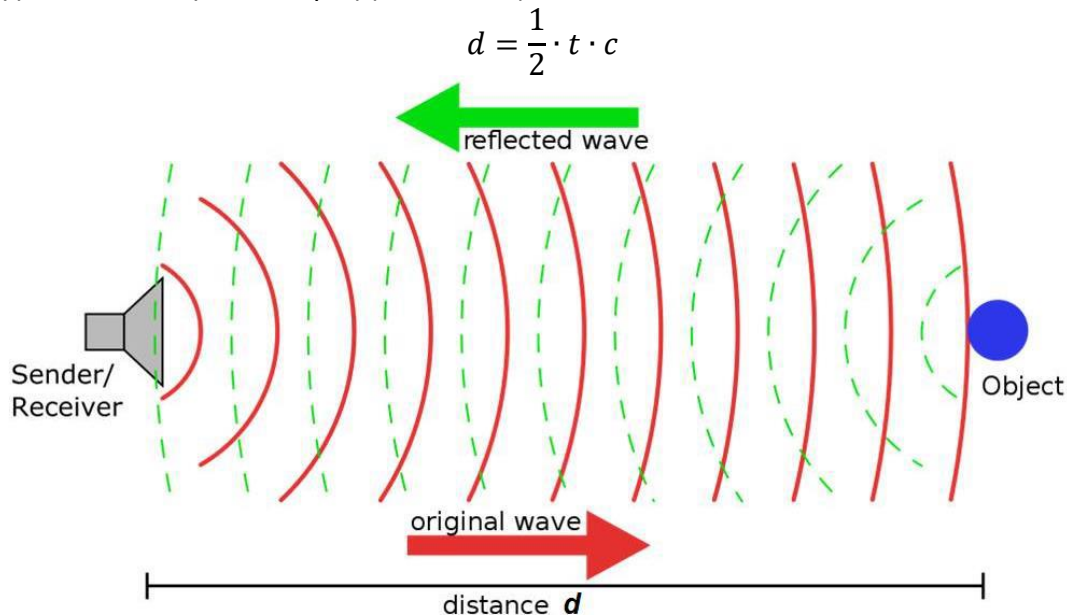
Οι υπέρηχοι αλληλεπιδρούν με τους βιολογικούς ιστούς με ποικίλους τρόπους και τα αποτελέσματα αυτών των αλληλεπιδράσεων καθορίζουν τον τύπο των ηχητικών κυμάτων που καταγράφονται για διάγνωση. Στις αλληλεπιδράσεις αυτές περιλαμβάνονται φαινόμενα ανάκλασης, σκέδασης, απόσβεσης, παρεμβολής, απόκλισης και απορρόφησης. Με εξαίρεση την παρεμβολή, η οποία μπορεί να αυξήσει ή να μειώσει την ένταση του παλμού, σε όλες τις υπόλοιπες αλληλεπιδράσεις η ένταση του παλμού μειώνεται. Το φαινόμενο αυτό καλείται εξασθένηση. Η εξασθένηση της έντασης του παλμού μειώνεται με αύξηση του βάθους διείσδυσης μέσω του τύπου:

$$I = I_0 e^{-2\alpha x}$$

όπου I είναι η ένταση του υπέρηχου στο υπό εξέταση σημείο, I_0 η αρχική ένταση, x η απόσταση που διανύει ο παλμός και α ο συντελεστής εξασθένησης. Ο συντελεστής εξασθένησης εξαρτάται από το υλικό του ιστού, οπότε για διαφορετικά υλικά έχουμε διαφορετικό ποσοστό εξασθένησης της έντασης του παλμού.

Η εξασθένηση του παλμού, από την οποία καθορίζεται το βάθος διείσδυσης του υπερηχητικού κύματος, εξαρτάται από τη συχνότητα του κύματος. Όσο υψηλότερη είναι η

συχνότητα του υπερηχητικού κύματος τόσο μεγαλύτερη είναι η εξασθένηση που αυτό υφίσταται και μικρότερο το βάθος διείσδυσης. Η μέτρηση της χρονικής διαφοράς (t) της εκπομπής του παλμού και της ανίχνευσης της ανακλασθείσας δέσμης (pulse – echo), πολλαπλασιασμένος με την ταχύτητα διάδοσης c του σήματος, προσδιορίζει το βάθος (d) της δομής που συνάντησε ο παλμός (Εικόνα 2.3). [17]



Εικόνα 2.3 Φαινόμενο ανάκλασης υπερηχητικού σήματος [17]

Στις πιο σημαντικές αλληλεπιδράσεις μεταξύ διαγνωστικών υπερήχων και βιολογικών ιστών περιλαμβάνονται η ανάκλαση και η σκέδαση. Η ανάκλαση συμβαίνει όταν ένα υπερηχητικό κύμα προσκρούει σε μία διεπιφάνεια της οποίας η χαρακτηριστική διάσταση είναι μεγαλύτερη από το μήκος κύματος του κύματος. Οι διεπιφάνειες αυτές ονομάζονται φασματικοί ανακλαστήρες και είναι υπεύθυνες για την απεικόνιση των περιγραμμάτων βασικών οργάνων στις διαγνωστικές υπερηχητικές εξετάσεις. Η σκέδαση συμβαίνει όταν ένας παλμός υπέρηχου προσπίπτει σε επιφάνειες με διαστάσεις μικρότερες από το μήκος κύματος του υπέρηχου. Κάθε μεμονωμένη διεπιφάνεια λειτουργεί σαν νέα, ξεχωριστή πηγή ήχου, ενώ ο ήχος ανακλάται προς όλες τις κατευθύνσεις. Στη σκέδαση οφείλουμε τη δυνατότητα απεικόνισης της εσωτερικής υφής των οργάνων.

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 την υπερηχητική κεφαλή (probe). Το probe παράγει και συλλέγει τους ηχητικούς παλμούς μετά τη διέλευση τους μέσα στο σώμα λειτουργώντας σαν ηλεκτροακουστικός μετατροπέας (transducer).

Ο μετατροπέας ή μεταλλάκτης ή ηχοβολέας ή κεφαλή ή Probe ή Transducer είναι πολύ σημαντικό τμήμα ενός υπερηχογράφου. Είναι η διάταξη που υλοποιεί την επαφή μεταξύ εξεταζόμενου και υπερηχογράφου. Ο μετατροπέας δημιουργεί και εκπέμπει το υπερηχητικό σήμα, λαμβάνει και μετατρέπει την πληροφορία σε ηλεκτρικό παλμό και μετατρέπει την ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική και αντίστροφα.

Μια τυπική δομή τόσο εσωτερική όσο και εξωτερική έχει ως ακολούθως:

- Περίβλημα με εργονομική σχεδίαση σύμφωνα με τη διάταξη των στοιχείων του ηχοβολέα.
- «Παράθυρο» εκπομπής-λήψης υπερήχων μέσω ηχοδιαπερατής μεμβράνης.
- Καλώδιο μεταφοράς ηλεκτρικών σημάτων.
- Απορροφητικό υλικό που συντομεύει την διάρκεια δόνησης του κρυστάλλου. Με τη χρήση του απορροφητικού υλικού επιτυγχάνεται απορρόφηση των ηχητικών κυμάτων, που επανακλώνονται προς την κατεύθυνση του κρυστάλλου και η απόσβεση των δονήσεων, επειδή η ταλάντωση του κρυστάλλου συνεχίζεται, και μετά την παύση του ηλεκτρικού παλμού.
- Στρώμα συνδετικού υλικού από χρυσά ή ασημένια ηλεκτρόδια.
- Ακουστικός φακός που χρησιμεύει στην εστίαση και αποκοπή ανακλάσεων των επιστρεφόμενων ηχητικών παλμών.

Σε διαγνωστικές εφαρμογές απεικόνισης είναι επιθυμητή η παραγωγή ηχητικών παλμών, μικρής διάρκειας, ακολουθούμενοι από ένα διάστημα ηρεμίας για την καταγραφή των επιστρεφόμενων ανακλασθέντων από τους ιστούς αντηχήσεων.

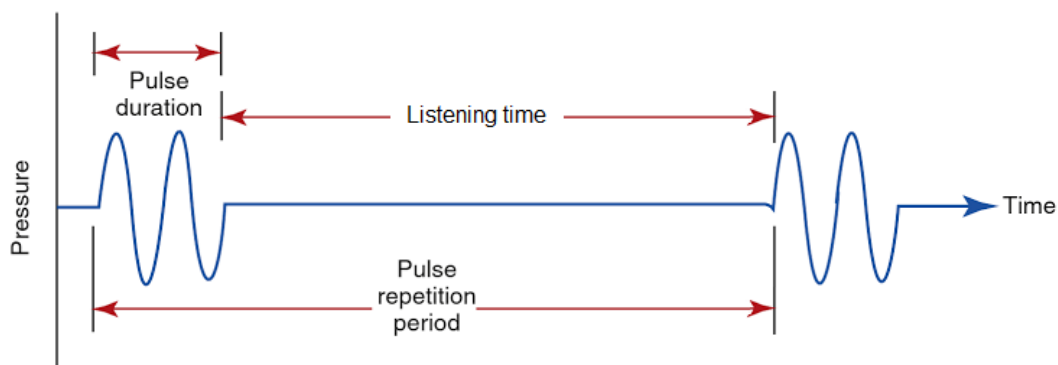
Η περίοδος επανάληψης παλμών (Pulse Repetition Period – PRP) ορίζεται ως ο χρόνος από την έναρξη ενός παλμού έως την έναρξη του επόμενου και εκφράζεται σε *msec*. Η συχνότητα επανάληψης (Pulse Repetition Frequency – PRF) ορίζεται ως ο αριθμός παλμών στη μονάδα χρόνου.

$$PRF(KHz) = \frac{1}{PRP(msec)}$$

Η διάρκεια ενός παλμού πίεσης υπερήχων (Pulse Duration – PD) καλείται το χρονικό διάστημα που απαιτείται να δημιουργηθεί από την πηγή υπερήχων. Ισούται με το γινόμενο την περιόδου (*T*) και τον αριθμό των κύκλων του παλμού (*n*):

$$PD(\mu sec) = n \cdot T(\mu sec)$$

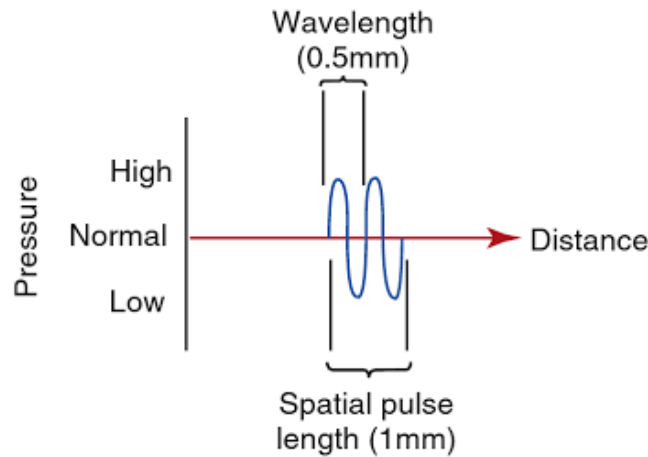
Οι παλμοί χωρίζονται χρονικά με κενά «σιγής», κατά το οποίο γίνεται η λήψη του ανακλώμενου σήματος. Η οπτικοποίηση όλων των παραπάνω χρόνων σε έναν παλμό φαίνεται στην Εικόνα 2.4.



Εικόνα 2.4 Διαχωρισμός χρονικών τμημάτων μετάδοσης ενός υπερηχητικού παλμού [17]

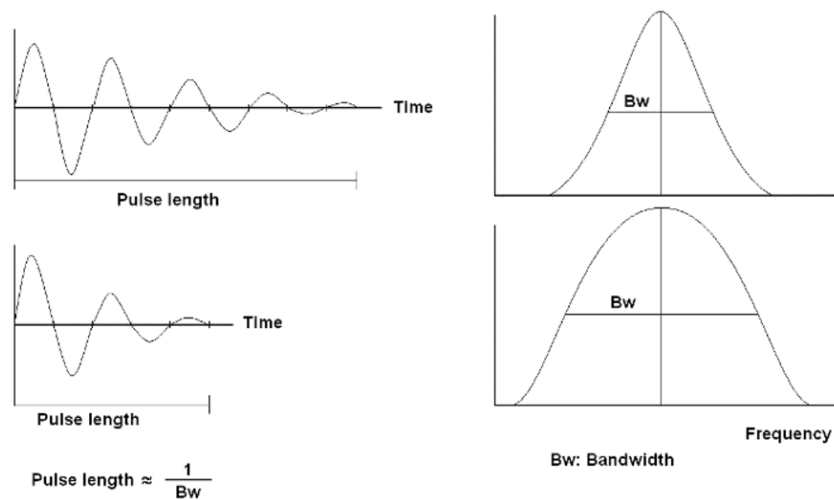
Το χωρικό μήκος παλμού (Spatial Pulse Length – SPL) είναι το μήκος παλμού από την αρχή μέχρι το τέλος του. Ισούται με το μήκος κάθε κύκλου (λ) και του αριθμού των κύκλων (n) του παλμού (Εικόνα 2.5).

$$SPL(mm) = n \cdot \lambda(mm)$$



Εικόνα 2.5 Οπτικοποίηση χωρικού μήκους παλμού [17]

Μια κυματομορφή μπορεί να δημιουργηθεί από την άθροιση ημιτονοειδών κυμάτων διαφορετικών συχνοτήτων. Το εύρος φάσματος συχνοτήτων, που είναι γνωστό και ως εύρος ζώνης παλμού, αυξάνει όταν το μήκος του παλμού μικραίνει (Εικόνα 2.6).[18]



Εικόνα 2.6 Παραδείγματα διαμόρφωσης εύρους ζώνης ενός παλμού [17]

Τα κύματα υπερήχων χαρακτηρίζονται από το πλάτος και τη συχνότητά τους. Οι τεχνικές υπερηχητικής απεικόνισης αναλύουν κυρίως το πλάτος, ενώ τα εργαλεία που στηρίζονται στο φαινόμενο Doppler αναλύουν τη συχνότητα των αντηχήσεων.

Η απλούστερη μέθοδος παρουσίασης των αντηχήσεων είναι η Α-σάρωση (Amplitude mode – A-mode), στην οποία ο άξονας x του παλμογράφου αντιπροσωπεύει το βάθος διεύθυνσης

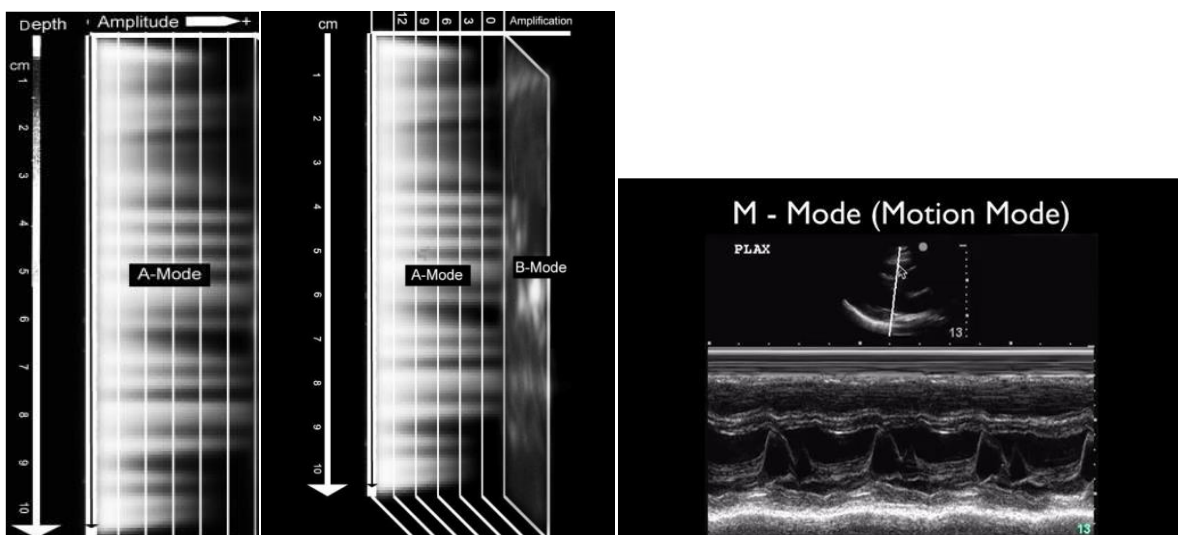
και ο άξονας γ το πλάτος των λαμβανόμενων σημάτων. Η μέθοδος αυτή παρέχει πληροφορίες κατά μήκος μίας «ακτίνας» και χρησιμοποιείται για τη μέτρηση βασικών ανατομικών χαρακτηριστικών με γραμμικές διαστάσεις. (Εικόνα 2.7.α)

Στη μέθοδο B-σάρωση (Brightness mode – B-mode), το πλάτος μίας αντήρησης αντιπροσωπεύεται από ένα σημείο ανάλογης φωτεινότητας ή απόχρωσης του γκρι (gray scale display) στην αντίστοιχη γεωμετρική του θέση, με αποτέλεσμα την απεικόνιση μίας τομής του σώματος. (Εικόνα 2.7.β.)

Η τεχνική M-σάρωση (Motion mode – M-mode) αποτελεί συνδυασμό των δύο προηγούμενων μεθόδων. Η απόσταση μέσα στον ασθενή αντιπροσωπεύεται από την κάθετη ακτίνα και το πλάτος της αντήρησης από ένα σημείο κατάλληλης φωτεινότητας. Η κάθετη ακτίνα μετακινείται κατά μήκος της οριζόντιας διάστασης με σταθερή ταχύτητα, με αποτέλεσμα οι ακίνητες δομές να προκαλούν ανακλάσεις στο ίδιο σημείο, ενώ οι κινούμενες δομές να παράγουν ένα γράφημα της κίνησής τους. (Εικόνα 2.7.γ)

Τα συστήματα Doppler των υπερήχων εκμεταλλεύονται το φαινόμενο Doppler , δηλαδή τη μεταβολή της παρατηρούμενης συχνότητας ενός κύματος λόγω της σχετικής κίνησης πομπού-δέκτη. Τα συστήματα αυτά χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση της ταχύτητας και του όγκου της ροής του αίματος στην καρδιά και τα αγγεία.

Μια νέα μέθοδος απεικόνισης έχει εφαρμοστεί τα τελευταία χρόνια, ο τρισδιάστατος υπέρηχος, μια ιατρική τεχνική υπερήχου, που χρησιμοποιείται συχνά σε εμβρυϊκές, καρδιακές και ενδοαγγειακές εφαρμογές. Ο υπερηχογράφος 3D αναφέρεται συγκεκριμένα στην απόδοση όγκου δεδομένων υπερήχων και αναφέρεται επίσης ως 4D (3-χωρικές διαστάσεις συν 1-διάσταση-φορά) όταν περιλαμβάνει μια σειρά τρισδιάστατων τόμων που συλλέγονται με την πάροδο του χρόνου.

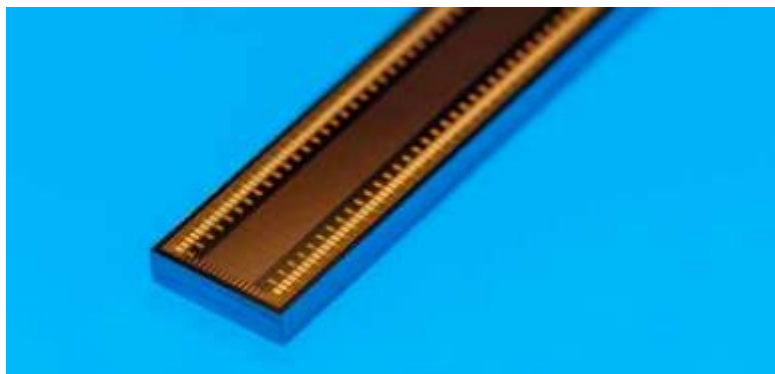


α. β. γ.
Εικόνα 2.7 Μέθοδοι απεικόνισης (α) A-σάρωση (β) B-σάρωση (γ) M-σάρωση [17]

CMUT τεχνολογία

Η απεικόνιση με υπερήχους είναι η πιο χρησιμοποιούμενη μέθοδος ιατρικής απεικόνισης στον κόσμο, λαμβάνοντας υπόψη τον αριθμό των εικόνων που δημιουργούνται ετησίως. Η αύξηση της ανάγκης της βιομηχανίας για την αγορά υπερήχων ενίσχυσε την έρευνα σε ιατρικούς τομείς υπερήχων, ειδικά όσον αφορά το σχεδιασμό των μετατροπέων. Η βιομηχανία υπερηχητικών μετατροπέων κυριαρχείται από πιεζοηλεκτρικά υλικά, με σταδιακή ανάπτυξη του ίδιου βασικού μηχανισμού μεταγωγής που περιεγράφηκε πριν από σχεδόν έναν αιώνα.

Οι χωρητικοί μετατροπείς υπερήχων με μικρομαγνητική ικανότητα (Capacitive micromachined ultrasound transducers – CMUTs) έχουν προκύψει ως εναλλακτικές για τους μετατροπείς πιεζοηλεκτρικής απεικόνισης. Στην Εικόνα 2.8 παρουσιάζεται μία πλακέτα μετατροπέων CMUT τεχνολογίας.

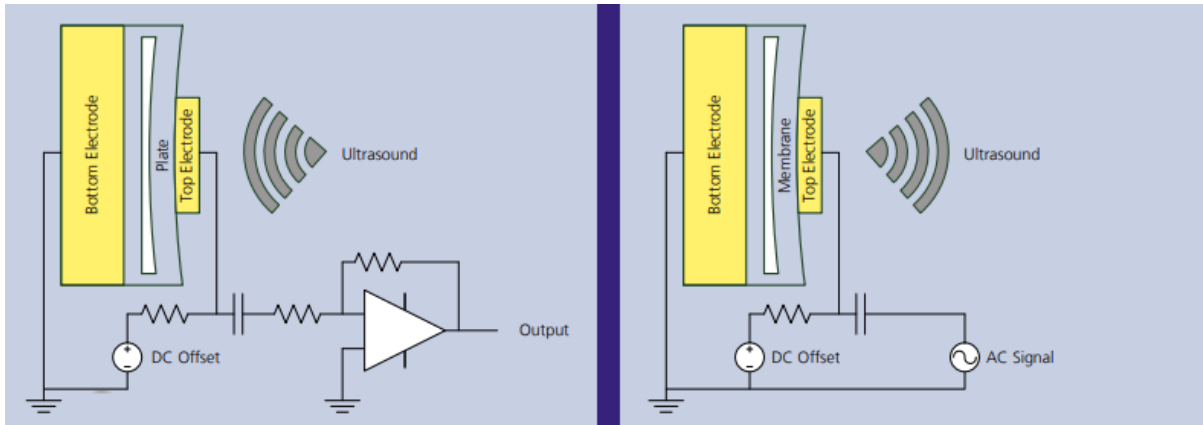


Εικόνα 2.8 Πλακέτα CMUT [19]

Αρχές λειτουργίας CMUT

Ένα CMUT είναι ουσιαστικά ένας πυκνωτής παράλληλης πλάκας με ένα σταθερό ηλεκτρόδιο στο κάτω μέρος και μια συσφιγμένη μεταλλική μεμβράνη αναρτημένη πάνω από μια κοιλότητα. Τα κύματα υπερήχων δημιουργούνται όταν ένα σήμα εναλλασσόμενου ρεύματος, εφαρμόζεται μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. Αντίθετα, τα κύματα υπερήχων μπορούν να ανιχνευθούν μετρώντας τη διακύμανση της χωρητικότητας της συσκευής ενώ εφαρμόζεται τάση DC, παρουσία εισερχόμενων κυμάτων υπερήχων.

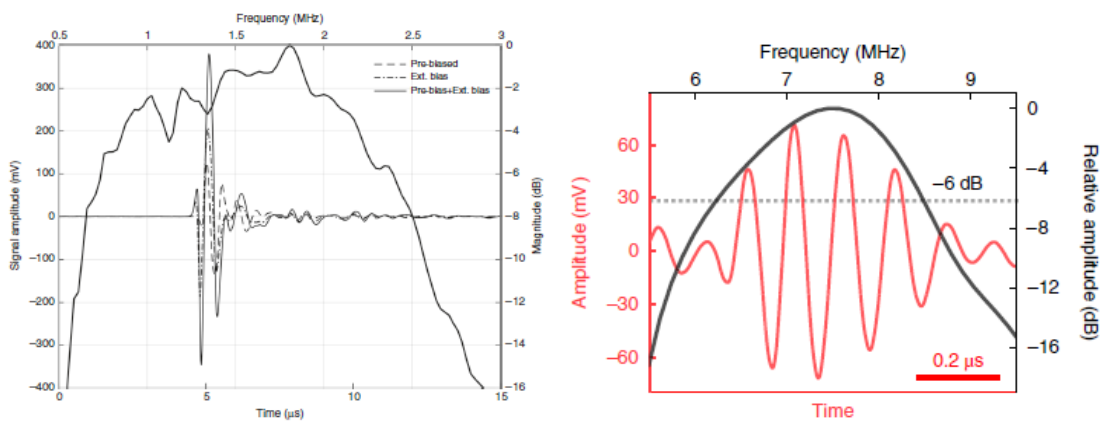
Λειτουργώντας ως πομπός, εφαρμόζεται ένα ηλεκτρικό δυναμικό μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων, η ηλεκτροστατική δύναμη εκτρέπει το κινητό ηλεκτρόδιο προς το σταθερό. Αυτή η εκτροπή δημιουργεί ένα ακουστικό κύμα. Με παρόμοιο τρόπο, τα CMUT μπορούν επίσης να λειτουργούν σε λειτουργία λήψης (Εικόνα 2.9) όταν χτυπά ένα εισερχόμενο ακουστικό σήμα επηρεάζει την κινητή πλάκα. Αυτή η πρόσκρουση εκτρέπει το κινητό ηλεκτρόδιο δημιουργώντας ρεύμα μεταξύ των δύο ηλεκτροδίων. [19]



Εικόνα 2.9 Λειτουργία δέκτη και πομπού ενός απλοποιημένου συστήματος CMUT [19]

Με άλλα λόγια, εάν η κινητή άνω πλάκα υποβάλλεται σε πίεση υπερήχου, παράγεται ηλεκτρικό ρεύμα λόγω της μεταβολής της χωρητικότητας υπό σταθερή τάση πόλωσης. Το πλάτος αυτού του ρεύματος είναι συνάρτηση της συχνότητας του προσπίπτοντος κύματος, της τάσης πόλωσης και της χωρητικότητας της συσκευής. [20] Αυτό το ηλεκτρικό ρεύμα μπορεί να ανιχνευθεί και να επεξεργαστεί ψηφιακά για να δημιουργήσει μια εικόνα για περαιτέρω ανάλυση.

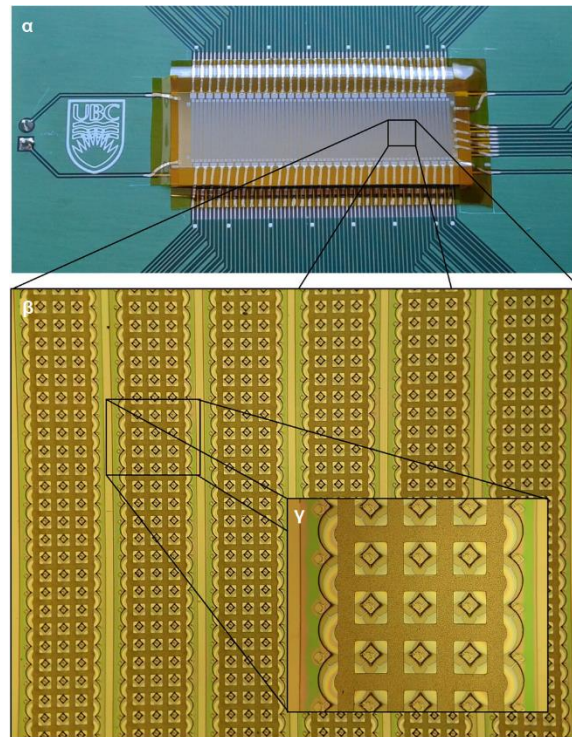
Έπειτα από την εφαρμογή παλμού στον μετατροπέα, το σήμα που λαμβάνει αμέσως μετά την ανάκλαση του από τους ιστούς, έχει την εξής μορφολογία όπως φαίνεται στην Εικόνα 2.10, ενώ ο μετασχηματισμός Fast Fourier Transform (FFT) μας δίνει στοιχεία για το εύρος ζώνης του σήματος λήψης.



Εικόνα 2.10 Παραδείγματα μορφής παλμού ήχου-σήματος λήψης[21]

Οι διαστάσεις, το σχήμα και οι μηχανικές ιδιότητες της λεπτής πλάκας καθορίζουν κυρίως τη συχνότητα λειτουργίας της περιγραφόμενης συμβατικής δομής CMUT. Επομένως, για την υλοποίηση συστοιχιών μετατροπέων στο επιθυμητό μέγεθος και σχήμα αλλά και στην επιθυμητή συχνότητα, πολλά κελιά πυκνωτών συνδέονται παράλληλα. Για ιατρική χρήση, ο μετατροπέας με βάση το πυρίτιο συνήθως καλύπτεται από ένα λεπτό στρώμα ελαστικού πολυμερούς για την παροχή ηλεκτρικής μόνωσης χωρίς να επηρεάζεται σημαντικά η απόδοση της συσκευής.

Γενικά, υπάρχει μεγάλη ελευθερία στο σχεδιασμό ενός CMUT μετατροπέα, συνεπώς υπάρχει και ποικιλομορφία. Στην Εικόνα 2.11 παρουσιάζεται μια τεχνική κατασκευής CMUT μετατροπέων και στην Εικόνα 2.12 αναγράφονται κάποιες παράμετροι που μπορεί να διαφέρουν ανάλογα με τη χρήση.



Εικόνα 2.11 (α) Εξήντα τέσσερα στοιχεία CMUT γραμμικής συστοιχίας τοποθετημένη σε PCB (β) Έξι στοιχεία CMUT που διαχωρίζονται με διάστημα 550 μm . (γ) Κύτταρα CMUT που δείχνουν αλληλοσυνδεόμενα άνω ηλεκτρόδια και κοιλότητες από κάτω.[21]

Wafer		150mm	200mm	
Substrate		Bare Si	ASIC	
# cMUTs / die		Variable		
Membrane / cavity	Diameter	< 500 μm		
	Pitch	Variable		
	Membrane thickness	< 5 μm		
	Gap height	< 1 μm		
	Dielectric		SiO ₂	Si

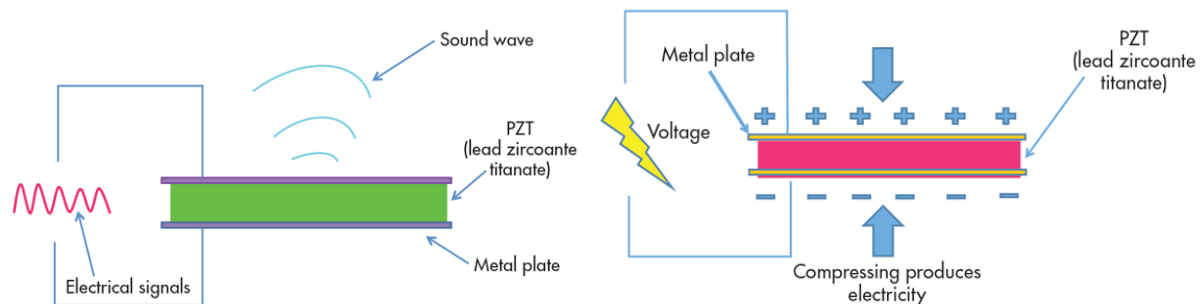
Εικόνα 2.12 Σχεδιαστικές παράμετροι χωρητικών μετατροπέων CMUT [22]

Η τεχνολογία CMUT μπορεί να λειτουργήσει επίσης σε ένα ευρύ φάσμα συνθηκών:

- **Θερμοκρασία** -40°C έως 200°C (έως 250°C με σχεδιασμό ειδικά για εφαρμογή).
- **Πίεση** έως 10 bar.
- **Αντοχή στην τριβή:** Διατίθενται προστατευτικές στοίβες για διάφορες εφαρμογές, ανθεκτικές στις γρατσουνιές και στις κρούσεις.
- **Χημική ανθεκτικότητα:** Ανθεκτικό σε ουσίες όπως θειικό οξύ (98%), νερό αμμωνίας, υδροξείδιο του νατρίου, οξαλικό νάτριο, ακετόνη, αιθανόλη. [23]

Αρχές λειτουργίας Πιεζοηλεκτρικών Μετατροπέων

Η παραγωγή και ανίχνευση των υπερήχων στηρίζεται στο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο δηλαδή στη μετατροπή της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική και αντίστροφα από ειδικούς κρυστάλλους. Οι ειδικοί κρύσταλλοι ενσωματώνονται σε μετατροπείς, που καλούνται πιεζοηλεκτρικοί μετατροπείς. Η εφαρμογή μιας διαφοράς δυναμικού σε αυτά προκαλεί τη δημιουργία ενός ηλεκτρικού πεδίου εντάσεως 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). Το φαινόμενο και το αντίστροφο του οπτικοποιούνται στην Εικόνα 2.13.

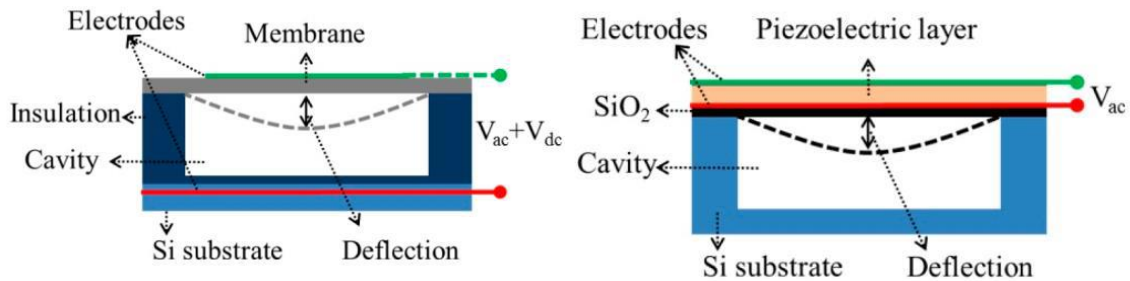


Εικόνα 2.13 Αντίστροφο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο (αριστερά), πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο (δεξιά)

Τα Φυσικά Πιεζοηλεκτρικά Υλικά χρησιμοποιήθηκαν στην κατασκευή των ηχοβόλων κεφαλών επί σειρά ετών πριν αντικατασταθούν σταδιακά από τα συνθετικά πιεζοηλεκτρικά υλικά. Τέτοια φυσικά υλικά είναι ο χαλαζίας, τα κεραμικά υλικά, το RZT (μόλυβδος, ζirkόνιο, τιτάνιο), το K81 (μόλυβδος, νιόβιο), το mPbT (μόλυβδος, τιτάνιο) κ.α. Είναι ευρέως διαδεδομένα και χρησιμοποιούνται, αλλά έχουν υψηλή ακουστική εμπέδηση. Αυτό σημαίνει ότι η ηχητική ενέργεια που εκπέμπει ο ηχομετατροπέας ανακλάται στη διαχωριστική επιφάνεια κρυστάλλου–ιστού και δεν μπορεί να διεισδύσει στους μαλακούς ιστούς.[24]

Σύγκριση CMUT με PZT

Η βασική απαίτηση του υλικού που θα χρησιμοποιηθεί για εφαρμογές μετατροπέα είναι ένας ισχυρός συνδυασμός ηλεκτρομηχανικών ιδιοτήτων.



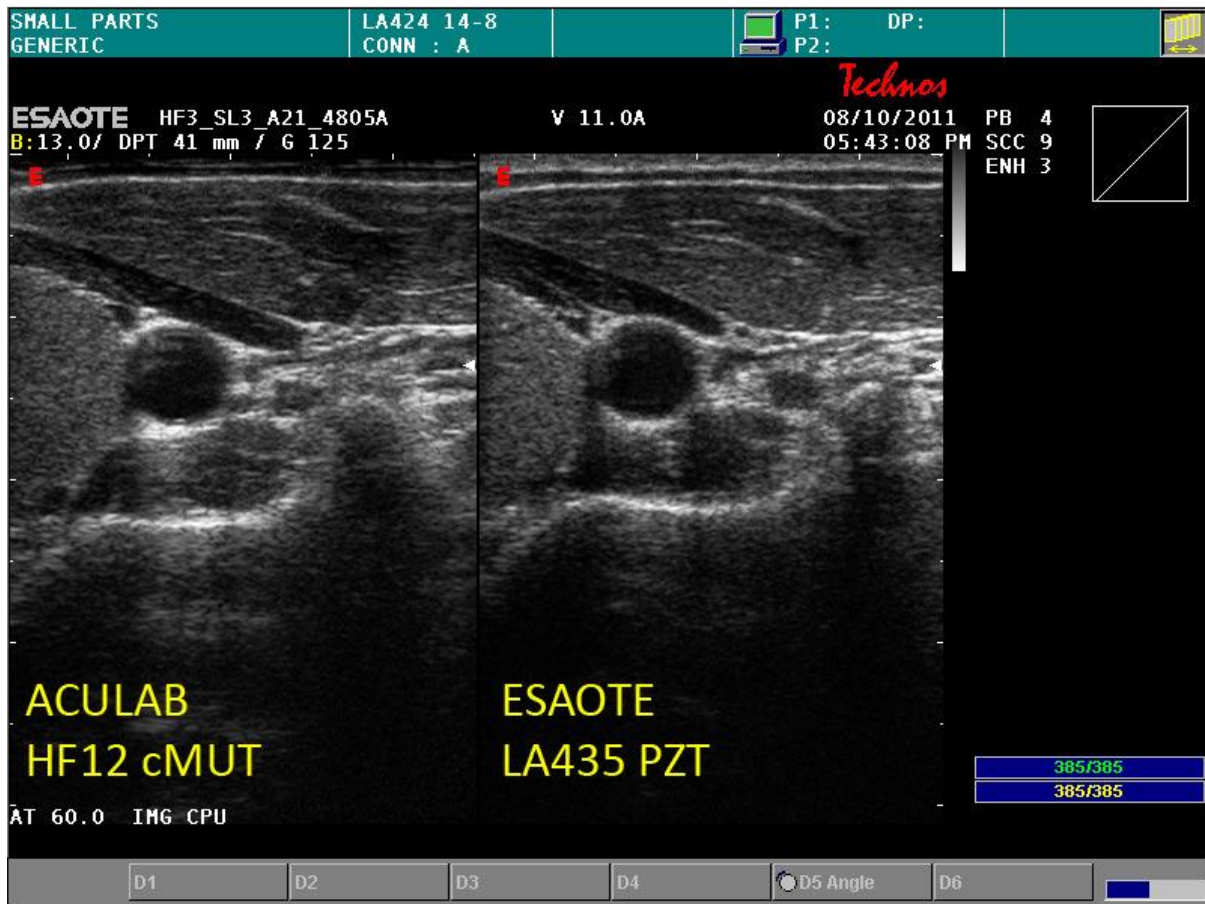
Εικόνα 2.14 Απλοποιημένο μοντέλο λειτουργίας CMUT (αριστερά) και PZT (δεξιά) [22]

Πιο συγκεκριμένα όμως τα υλικά κατασκευής των ηχομετατροπέων, πρέπει να επιλέγονται πρωτίστως με βάση τα κριτήρια που ακολουθούν:

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

Οι CMUT παρουσιάζουν ορισμένα πλεονεκτήματα έναντι των αντίστοιχων πιεζοηλεκτρικών μετατροπέων, όπως ευρύτερο εύρος ζώνης, καλύτερη ενσωμάτωση με ηλεκτρονικά είδη και ευκολία κατασκευής μεγάλων συστοιχιών. Στην Εικόνα 2.14, παρουσιάζονται οι αρχές

λειτουργίας των δύο τεχνολογιών σε αντιπαράθεση, ενώ στην Εικόνα 2.15 γίνεται η σύγκριση των απεικονίσεων με τις δύο διαφορετικές τεχνολογίες.



Εικόνα 2.15 Σύγκριση υπερηχογραφήματος καρωτίδας με χρήση CMUT CM5 (αριστερά) και PZT (δεξιά) [25]

Ο ηλεκτρομηχανικός συντελεστής ζεύξης k χαρακτηρίζει την απόδοση ενός μετατροπέα υπερήχων. Η σχέση που περιγράφει αυτόν τον συντελεστή, αναφέρεται στο τετράγωνο αυτού, ως εξής:

$$k^2 = \frac{U_{ME}}{U_E} = \frac{\text{Αποθηκευμένη μηχανική ενέργεια}}{\text{Ηλεκτρική ενέργεια εισόδου}}$$

Για πιεζοηλεκτρικούς μετατροπείς το εύρος ζώνης καθορίζεται από τον συντελεστή k , ενώ μια υψηλή τιμή k είναι επιθυμητή. Αυτή η τιμή k δεν είναι σταθερή και εξαρτάται από το σχήμα και τις διαστάσεις του μετατροπέα. Άλλοι παράγοντες όπως το υπόστρωμα υποστήριξης, η υπολειμματική τάση και η κάλυψη ηλεκτροδίων μπορούν επίσης να επηρεάσουν αυτόν τον συντελεστή. Στους CMUTs, ένας υψηλός συντελεστής k οδηγεί σε υψηλότερη ευαισθησία μετατροπέα, βελτιωμένο εύρος ζώνης και συνεπώς βελτιωμένη ανάλυση εικόνας. Το μεγάλο εύρος ζώνης για CMUTs είναι επίσης το εγγενές αποτέλεσμα της δομής των κυττάρων CMUT και διευκολύνεται η καλύτερη ακουστική αντιστοίχιση με το μέσο.

Όταν λειτουργεί με εμβάπτιση, η αντίσταση μηχανικής πλάκας του μετατροπέα είναι πολύ μικρότερη από την αντίσταση φόρτωσης σε ένα μεγάλο εύρος συχνοτήτων, με αποτέλεσμα πολύ μεγάλο εύρος ζώνης. Η χαμηλότερη συχνότητα αποκοπής καθορίζεται από τη σταθερά ελατηρίου. Καθώς η σταθερά ελατηρίου αυξάνεται, το εύρος ζώνης του μετατροπέα μειώνεται. Η υψηλότερη συχνότητα αποκοπής καθορίζεται από τη μάζα μεμβράνης και τη μάζα φόρτωσης του μέσου εμβάπτισης καθώς και από τους τρόπους συντονισμού υψηλότερης τάξης της πλάκας. Άλλα γνωστά πλεονεκτήματα των μικροηλεκτρομηχανικών συστημάτων (Microelectromechanical systems – MEMS), όπως το χαμηλό κόστος, η δυνατότητα ενσωμάτωσης με ηλεκτρονικά κυκλώματα και η μικρογραφία ισχύουν όλα και στην περίπτωση των CMUT.

Οι συμβατικές πιεζοηλεκτρικές συστοιχίες κατασκευάζονται τυπικά με μηχανική κοπή πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων και συμπλήρωση των πυρήνων με ένα πολυμερές. Χρησιμοποιώντας αυτήν την προσέγγιση, η κατασκευή συστοιχιών υπερήχων που λειτουργούν πάνω από 20 MHz είναι πολύ δύσκολη. Αυτό έρχεται σε αντίθεση με το ευρύ φάσμα των συχνοτήτων λειτουργίας των CMUT, μερικές από τις οποίες φέρεται να φτάνουν τα 60 MHz.

Σε λειτουργία συστοιχίας, η παρασιτική χωρητικότητα της διασύνδεσης μεταξύ ενός στοιχείου και των ηλεκτρονικών του είναι ο περιοριστικός παράγοντας για το δυναμικό εύρος και το εύρος ζώνης συχνοτήτων. Επομένως, προτιμάται τα ηλεκτρονικά να είναι όσο το δυνατόν πιο κοντά στα στοιχεία του πίνακα. Για πιεζοηλεκτρικές δισδιάστατες (2D) συστοιχίες, απαιτείται σημαντική θυσία στην περιοχή στοιχείων, εάν απαιτείται ατομική διεύθυνση. Το πλεονέκτημα των CMUTs από αυτή την άποψη είναι η κατασκευή συστοιχιών 2D που χρησιμοποιούν διασυνδέσεις μέσω wafer (δηλαδή μια λεπτή φέτα ημιαγωγού, που χρησιμοποιείται για την κατασκευή ολοκληρωμένων κυκλωμάτων) ή απομονωμένες τάφρους, όπου μεμονωμένα κύτταρα CMUT μπορούν να έχουν ηλεκτρική πρόσβαση από την κάτω πλευρά του υποστρώματος. Μια άλλη εναλλακτική λύση είναι η χρήση διεργασιών χαμηλής θερμοκρασίας που επιτρέπουν την κατασκευή CMUTs πάνω από τα προϋπάρχοντα εξαρτήματα, όπως ενισχυτές και διαμορφωτές δέσμης.

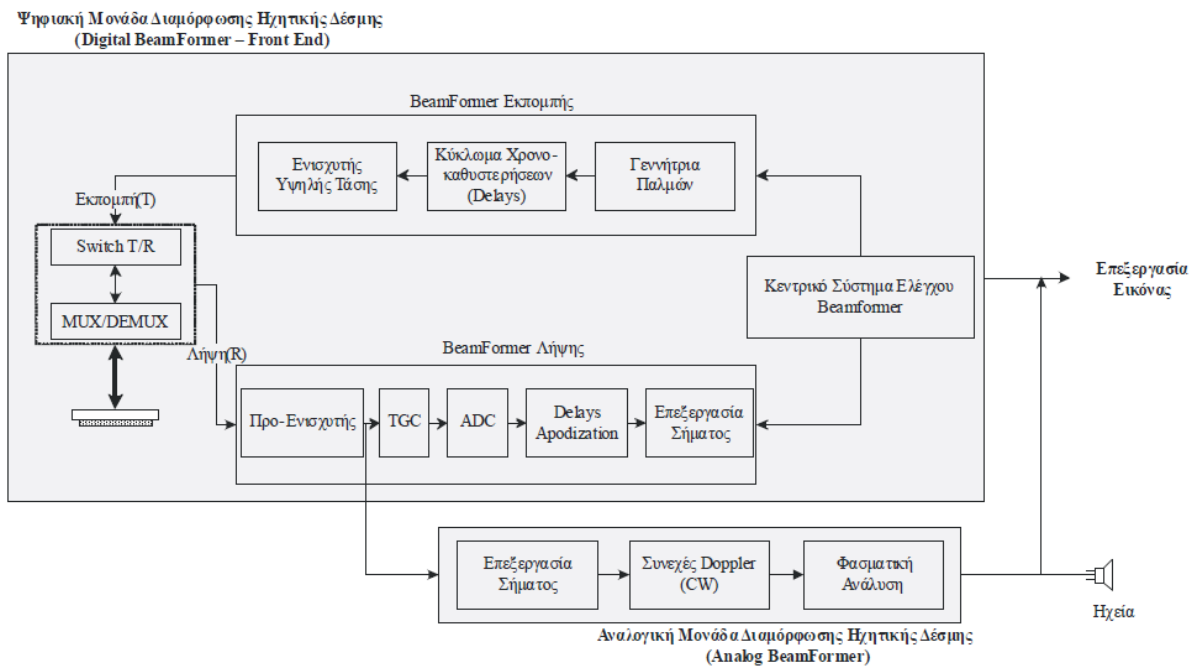
Παρά τα πλεονεκτήματα που προσφέρουν τα CMUT έναντι των πιεζοηλεκτρικών μετατροπέων, έχουν επίσης ορισμένα σημαντικά μειονεκτήματα. Οι μετατροπείς CMUT υποφέρουν από ακουστικό crosstalk που συμβάλλει στην υποβάθμιση της εικόνας που προκαλείται από τα κύματα Stoneley στη διεπαφή μεμβράνης-νερού και τα κύματα Lamb που διαδίδονται στο υπόστρωμα. Τα τρέχοντα σχέδια CMUT έχουν περιορισμένη ευαισθησία λήψης, η οποία μειώνει έτσι την αναλογία σήματος προς θόρυβο και το βάθος διεύθυνσης στους ιστούς. Αυτό έχει δοκιμαστεί πειραματικά, αποκτώντας 10 dB λιγότερη ευαισθησία για ανιχνευτές υπερήχων που βασίζονται σε CMUT σε σύγκριση με πιεζοηλεκτρικούς. Παρόλα αυτά, οι CMUTs ξεπέρασαν τους πιεζοηλεκτρικούς ανιχνευτές ως προς την αναλογία σήματος προς θόρυβο.[21]

Ανακεφαλαιώνοντας, τα πιεζοηλεκτρικά υλικά έχουν κυριαρχήσει στην τεχνολογία των υπερηχητικών μετατροπέων για μεγάλο χρονικό διάστημα, αλλά, χάρη στην έντονη ερευνητική δραστηριότητα τα τελευταία χρόνια, οι CMUTs εμφανίζονται ως ανταγωνιστική εναλλακτική λύση για συστήματα απεικόνισης επόμενης γενιάς. Προσφέρουν μεγάλο εύρος

ζώνης, βελτιώνοντας την ανάλυση και ένα μεγαλύτερο εύρος θερμοκρασίας λειτουργίας. Επιπλέον, η διαδικασία κατασκευής τους επιτρέπει υψηλή ευελιξία σχεδιασμού, εύκολη αναπαραγωγή τους, μικρό μέγεθος και χαμηλό κόστος. Αυτά τα χαρακτηριστικά, καθιστούν το CMUT ελκυστικό για νέα συστήματα απεικόνισης, όπως 3-D σαρωτές σε πραγματικό χρόνο που χρησιμοποιούν πυκνούς πίνακες μορφοτροπέων και φορητά συστήματα παραγωγής υπερηχητικών εικόνων, μια αναδυόμενη κατηγορία συσκευών που επεκτείνεται γρήγορα και αναμένεται να έχει ευρείες δυνατότητες στην αγορά.

Ψηφιακή μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης

Η μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης αποτελεί τον ακρογωνιαίο λίθο στη δημιουργία της υπερηχογραφικής εικόνας καθώς και στη συνολική απόδοση του συστήματος. Αν ένα πρόβλημα εισαχθεί από το τμήμα αυτό (θόρυβος, ακουστικές διαταράξεις), τα υπόλοιπα τμήματα του συστήματος αδυνατούν να το αντιμετωπίσουν. Στο παρακάτω σχήμα (Εικόνα 2.16) απεικονίζεται ένα απλοποιημένο διάγραμμα της μονάδας διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης.



Εικόνα 2.16 Δομικό διάγραμμα ψηφιακής μονάδας διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης [16]

Η λειτουργία της μονάδας διαμόρφωσης της ηχητικής δέσμης διαχωρίζεται σε δύο βασικούς τομείς:

1. Εκπομπή ηχητικής δέσμης (Transmit)
2. Λήψη ηχητικής δέσμης (Receive)

Η επιλογή μεταξύ των δύο λειτουργιών καθορίζεται μέσω ενός συστήματος κεντρικού ελέγχου και εκτελείται μέσω μιας ειδικής διάταξης (διακόπτης), η οποία, ανάλογα την περίπτωση, εναλλάσσει τη λειτουργία της μονάδας από εκπομπή σε λήψη και το αντίστροφο.

Το τμήμα λήψης της ψηφιακής μονάδας διαμόρφωσης της ηχητικής δέσμης ενισχύει και συνδυάζει (μέσω του αθροιστή) τα ηλεκτρικά σήματα από κάθε ένα στοιχείο του μετατροπέα. Σχηματίζει ένα πλήθος ανακλώμενων ηλεκτρικών σημάτων που προήλθε από κάθε έναν εκπεμπόμενο ηχητικό παλμό. Η έξοδος του οδηγεί τη μονάδα επεξεργασίας σήματος.

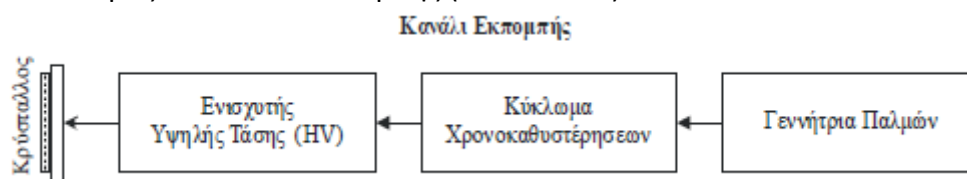
Διάταξη Διακόπτη – Switch T/R:

Ο διακόπτης επιλογής εκπομπής/ λήψης κατευθύνει τους παλμούς οδήγησης από τις διατάξεις παραγωγής, καθυστέρησης και ενίσχυσης προς τη διάταξη των κρυστάλλων (φάση εκπομπής) και στη συνέχεια κατευθύνει τους ηλεκτρικούς παλμούς από το ανακλώμενο σήμα στους ενισχυτές (φάση λήψης). Είναι συνήθως μια διοδική γέφυρα και έχει ως βασικό σκοπό να προστατεύσει τα ευαίσθητα κυκλώματα εισόδου των ενισχυτών του τμήματος λήψης, από τις υψηλές τάσεις (~100V) οδήγησης των μετατροπέων. Στα περισσότερα συστήματα, η διάταξη αυτή διαθέτει και ένα κύκλωμα MUX/DEMUX, το οποίο έχει σαν σκοπό την ελάττωση της πολυπλοκότητας των κυκλωμάτων εκπομπής και λήψης, μειώνοντας όμως ταυτόχρονα και την ευελιξία της μονάδας διαμόρφωσης της δέσμης.

Ένας πολυπλέκτης αποτελεί ένα συνδυαστικό κύκλωμα που επιλέγει τις διάφορες γραμμές εισόδου και τις κατευθύνει στη μοναδική του έξοδο. Αντίστροφα, ένα αποπλέκτης επιλέγει τις πληροφορίες από τη μοναδική του είσοδο και τις κατευθύνει προς τις διάφορες εξόδους του.

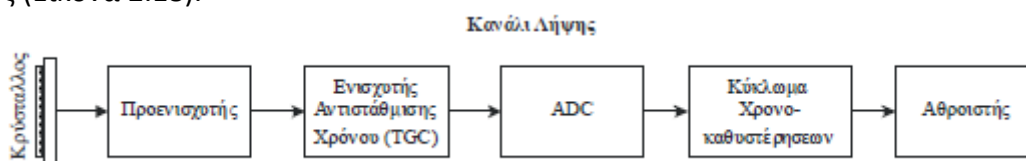
Διάταξη καναλιών (Channels):

Κατά την εκπομπή, οι παλμοί μετά τη διάταξη καθυστέρησης διακλαδίζονται στην ομάδα κρυστάλλων που είναι προς διέγερση μέσω μιας ειδικής διάταξης καναλιών. Κάθε ανεξάρτητη γραμμή μεταξύ του ενισχυτή και της διάταξης χρονοκαθυστερήσεων και ενός κρυστάλλου ονομάζεται κανάλι εκπομπής (Εικόνα 2.17).



Εικόνα 2.17 Δομικό διάγραμμα καναλιού εκπομπής [16]

Αντιστρόφως, κάθε ανεξάρτητη γραμμή μεταξύ ενός κρυστάλλου, των ενισχυτών, του ενισχυτή αντιστάθμισης χρόνου και του ADC (Analog to Digital Converter) καθιστά ένα κανάλι λήψης (Εικόνα 2.18).

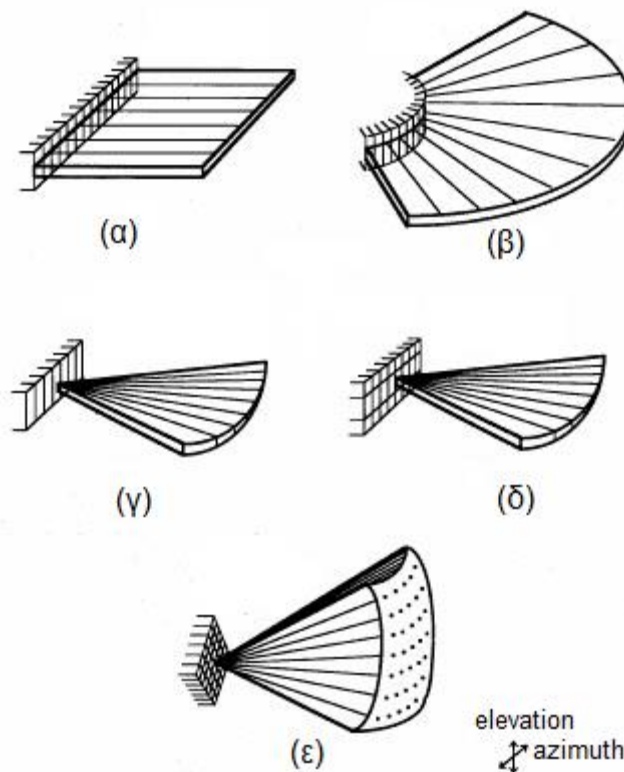


Εικόνα 2.18 Δομικό διάγραμμα καναλιού λήψης [16]

Θεωρητικά, κάθε κρύσταλλος που βρίσκεται στον μετατροπέα, θα πρέπει να συνδέεται με τη μονάδα διαμόρφωσης, δηλαδή ο αριθμός των καναλιών θα πρέπει να ισούται με τον αριθμό των κρυστάλλων. Παρόλα αυτά, η ανάγκη για μείωση του όγκου και του κόστους, οδήγησε στην μείωση του αριθμού των καναλιών ώστε να μεταφέρεται μόνο η απαραίτητη πληροφορία για τη δημιουργία της δέσμης.

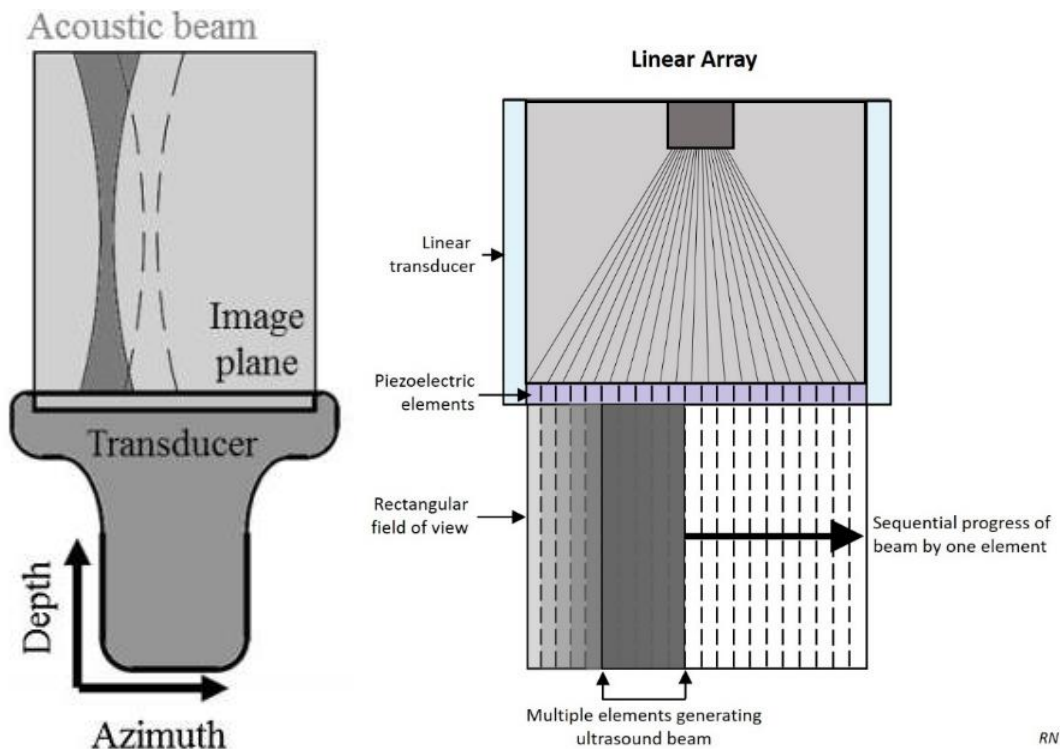
Στην παρακάτω εικόνα (Εικόνα 2.19) παρουσιάζονται διάφοροι τύποι πολλαπλών μετατροπέων καθώς και το σχήμα της περιοχής που σαρώνουν. Οι τύποι μετατροπέων είναι οι εξής:

- α Γραμμική συστοιχία (Linear array)
- β Καμπυλωτός γραμμική συστοιχία (Curvilinear array)
- γ Συστοιχία φάσεων (Phased array)
- δ 1,5 D συστοιχία
- ε 2 D συστοιχία



Εικόνα 2.19 Τύποι πολλαπλών μετατροπέων (α) Γραμμική συστοιχία (β) Καμπυλωτή γραμμική συστοιχία (γ) Συστοιχία φάσεων (δ) 1.5D συστοιχία (ε) 2D συστοιχία [17]

Ο τύπος μετατροπέα που θα χρησιμοποιηθεί σε αυτή την εργασία είναι η γραμμική συστοιχία προκειμένου να παραχθεί μια 2D εικόνα. Η διάταξη των στοιχείων είναι σε σειρά – γραμμική διάταξη και η διέγερση των στοιχείων γίνεται διαδοχικά. Ο γραμμικός πίνακας οδηγεί μερικά από τα στοιχεία του μετατροπέα για να δημιουργήσουν μια δέσμη υπερήχων για τη σάρωση μιας γραμμής όπως απεικονίζεται στην Εικόνα 2.20. Το προφίλ δέσμης κατά μήκος της αζιμουθιακής κατεύθυνσης μπορεί να αλλάξει ελέγχοντας τον αριθμό των λειτουργικών στοιχείων. Έτσι, η εκπεμπόμενη δέσμη είναι κοίλου σχήματος και η εικόνα υπερήχου του γραμμικού πίνακα έχει ορθογώνιο σχήμα. Δεδομένου ότι η γραμμική συστοιχία χρησιμοποιείται συνήθως για ακριβή απεικόνιση, η συχνότητα λειτουργίας της είναι υψηλή.



Εικόνα 2.20 Οπτικοποίηση λειτουργίας γραμμικής συστοιχίας μετατροπέα

Εκπομπή ηχητικής δέσμης (Beam Transmission)

Διάταξη παραγωγής παλμών οδήγησης (Γεννήτρια παλμών – Pulse Generator):

Η γεννήτρια αυτή, δημιουργεί την ηχητική δέσμη, μέσω της παραγωγής ηλεκτρικών παλμών που οδηγούν τον μετατροπέα. Οι ηλεκτρικοί παλμοί οδήγησης μπορούν να είναι είτε συνεχείς είτε παλμικοί.

Κατά την παλμική λειτουργία, η διάταξη θα πρέπει να έχει τη δυνατότητα παραγωγής ηλεκτρικών παλμών διαφόρων συχνοτήτων (ανάλογα την εξέταση), παλμών μικρής ή μεγάλης διάρκειας (PD) και με μεγαλύτερη ή μικρότερη συχνότητα επανάληψης (PRF). Όσο μεγαλύτερη είναι η τάση του παραγόμενου ηλεκτρικού παλμού τόσο μεγαλύτερη είναι και η μηχανική ταλάντωση του μετατροπέα, αυξάνοντας αντίστοιχα το πλάτος του ηχητικού παλμού που παράγεται από τον μετατροπέα. Λόγω της αναλογικότητας μεταξύ της ηλεκτρικής και ακουστικής ισχύος η αύξηση της ηλεκτρικής έχει ως αποτέλεσμα την αύξηση της ακουστικής ισχύος που έχει ως τελικό επακόλουθο την αύξηση της έντασης της ηχητικής δέσμης. Η αύξηση της έντασης προκαλεί και την ανάλογη αύξηση της έντασης των ανακλώμενων ηχώ, άρα βελτιώνει τον λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR) του συστήματος. Ωστόσο θα πρέπει να αναφερθεί ότι η υπερβολική αύξηση της ισχύος της ηχητικής δέσμης μπορεί να προκαλέσει βλάβη στους ανθρώπινους ιστούς.

Διάταξη καθυστέρησης παλμών εκπομπής (Transmit Delays):

Για την εστίαση ή κατεύθυνση της δέσμης, η διάταξη αυτή θα πρέπει να εφαρμόζει στους παλμούς οδήγησης μικρές καθυστερήσεις μεταξύ τους, δημιουργώντας διαφορές φάσης κατά την εκπομπή.

Διάταξη κωδικοποίησης παλμών:

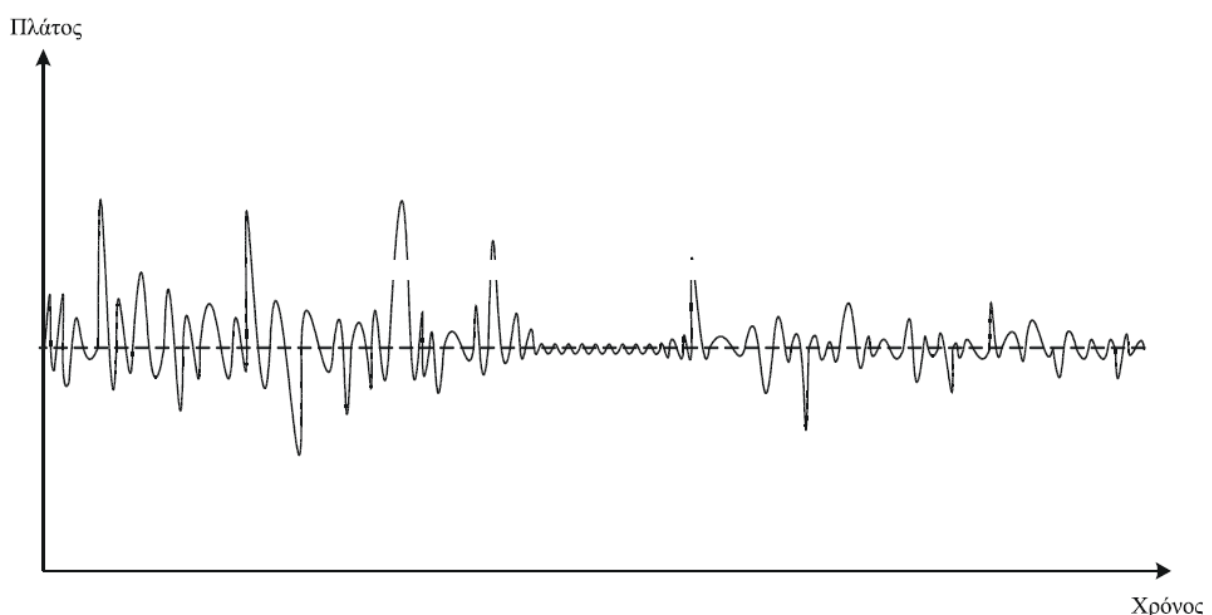
Η διέγερση της ομάδας κρυστάλλων από τη διάταξη παραγωγής παλμών οδήγησης γίνεται μέσω της διάταξης καθυστέρησης άμεσα. Κατά την κωδικοποίηση, μια ομάδα παλμών οδηγεί την αντίστοιχη ομάδα κρυστάλλων για την παραγωγή της γραμμής σάρωσης. Ουσιαστικά, ένας αποκωδικοποιητής αναγνωρίζει και αναδιατάσσει την ακολουθία ανακλώμενων παλμών για το σχηματισμό της γραμμής σάρωσης.

Διάταξη ενίσχυσης (HVA):

Οι παλμοί που παράγονται από τη γεννήτρια είναι μικρού πλάτους. Για τη σωστή οδήγηση των κρυστάλλων, πρέπει να ενισχυθεί το πλάτος των παλμών (~100V).

Λήψη ηχητικής δέσμης (Beam Reception)

Διάταξη ενισχυτών λήψης (Amplifiers): Οι ηλεκτρικοί παλμοί που στέλνονται στον μετατροπέα έχουν πλάτος της τάξης μερικών δεκάδων ή εκατοντάδων Volts, ενώ οι παλμοί που επιστρέφουν κατά τη λήψη παράγουν ηλεκτρικά σήματα της τάξης των mV ή μV , λόγω της εξασθένησης από τη διάδοση των ηχητικών κυμάτων μέσα στους ιστούς (Εικόνα 2.21).

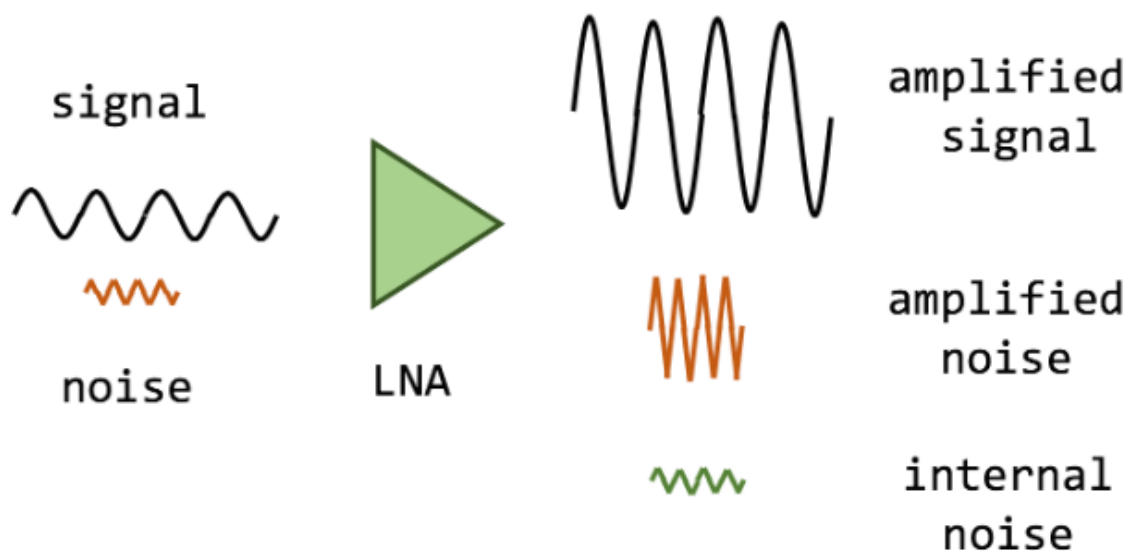


Εικόνα 2.21 Ηλεκτρικό σήμα ανάκλασης υπερήχου [16]

Η διάταξη των ενισχυτών αυξάνει το πλάτος του ηλεκτρικού σήματος που ανιχνεύεται από τους μετατροπείς κατά την πρόσπτωση των ανακλώμενων ηχητικών κυμάτων σε αυτούς. Ο ενισχυτής αυξάνει το πλάτος των ανακλώμενων σημάτων σε επίπεδα κατάλληλα για περαιτέρω επεξεργασία και αποθήκευση. Παράλληλα συμβάλλει στη λεγόμενη προσαρμογή εμπέδησης (Impedance Matching). Με αυτόν τον τρόπο αποφεύγονται απώλειες ή παραμορφώσεις στο ηλεκτρικό σήμα.

Η μονάδα διαμόρφωσης της ηχητικής δέσμης διαθέτει έναν ενισχυτή για κάθε ανεξάρτητο κανάλι. Το κέρδος του ενισχυτή καθορίζεται κατά την κατασκευή του και είναι ανεξάρτητο του τρόπου απεικόνισης. Τα λαμβανόμενα σήματα έχουν υψηλές συχνότητες που αντιστοιχούν στην περιοχή ραδιοκυμάτων του ηλεκτρομαγνητικού φάσματος. Για τον λόγο αυτό, παρότι δεν πρόκειται για ηλεκτρομαγνητικά κύματα αλλά για ηχητικά, ονομάζονται σήματα ραδιοσυχνότητας (RF signals).

Ο καταλληλότερος τύπος ενισχυτή για υπερηχητικές διατάξεις είναι ο ενισχυτής χαμηλού θορύβου (Low noise amplifier – LNA). Είναι ένα από τα πιο κρίσιμα δομικά στοιχεία σε διάφορες εφαρμογές αισθητήρων. Ένας LNA είναι ένας ηλεκτρονικός ενισχυτής που ενισχύει ένα σήμα πολύ χαμηλής ισχύος χωρίς να υποβαθμίζει σημαντικά την αναλογία σήματος προς θόρυβο (Signal-to-noise ratio – SNR). Ένας ενισχυτής θα αυξήσει την ισχύ τόσο του σήματος όσο και του θορύβου που υπάρχει στην είσοδό του, αλλά ο ενισχυτής θα εισαγάγει επίσης κάποιο επιπλέον θόρυβο. Τα LNA έχουν σχεδιαστεί για να ελαχιστοποιούν αυτόν τον επιπλέον θόρυβο (Εικόνα 2.22). Η ελαχιστοποίηση του επιπλέον θορύβου πρέπει να ισορροπεί με άλλους σχεδιαστικούς στόχους, όπως η αύξηση ισχύος και η αντιστάθμιση αντίστασης.



Εικόνα 2.22 Επεξηγηματικό διάγραμμα λειτουργίας ενισχυτή χαμηλού θορύβου (LNA)

Οι πιο σημαντικές προδιαγραφές ή χαρακτηριστικά LNA είναι:

- **Κέρδος**
Το ποσό του κέρδους που εφαρμόζεται είναι συχνά ένας συμβιβασμός. Από τη μία πλευρά, το υψηλό κέρδος καθιστά τα αδύναμα σήματα ισχυρά. Από την άλλη πλευρά, το υψηλό κέρδος σημαίνει σήματα υψηλότερου επιπέδου και τέτοιου είδους σήματα μπορεί να υπερβούν τη δυναμική περιοχή του ενισχυτή ή να προκαλέσουν άλλους τύπους θορύβου όπως αρμονική παραμόρφωση ή μη γραμμική συμπεριφορά.
Σε γενικές γραμμές, δύο κατηγορίες μοντέλων τρανζίστορ χρησιμοποιούνται στη σχεδίαση LNA: Τα μοντέλα μικρού σήματος χρησιμοποιούν σχεδόν γραμμικά μοντέλα θορύβου και τα μοντέλα μεγάλου σήματος.

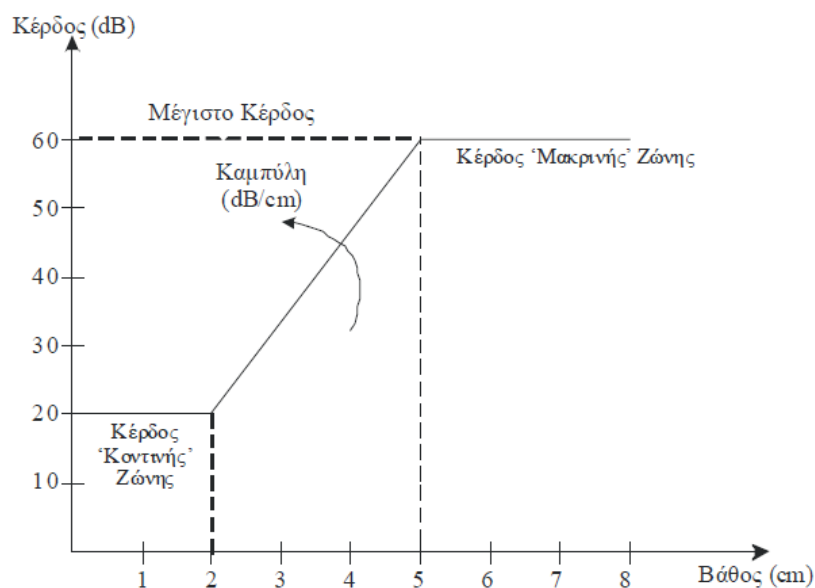
- Θόρυβος
Η καταλληλότητα LNA για μια συγκεκριμένη εφαρμογή βασίζεται συνήθως στην ποσότητα του θορύβου που αυτός συμβάλει. Σε γενικές γραμμές, μια χαμηλή τιμή θορύβου οδηγεί σε καλύτερη λήψη σήματος.
- Γραμμικότητα
- Μέγιστη είσοδος RF

Ένας συμπληρωματικός τύπος ενισχυτή που επίσης χρησιμοποιείται σε υπερηχητικές εφαρμογές είναι οι ενισχυτές μεταβλητού κέρδους (Variable Gain Amplifiers – VGAs). Οι VGAs μεταβάλλουν το κέρδος τους ανάλογα με την τάση ελέγχου και προσφέρουν μεγάλη απόδοση για αλυσίδες σήματος που απαιτούν υψηλό δυναμικό εύρος.

Διάταξη ενίσχυσης αντιστάθμισης χρόνου/βάθους (Time Gain Compensation – TGC):

Ο αντισταθμιστής χρόνου, χρησιμοποιείται για να αντιμετωπιστεί η εξασθένηση του σήματος λήψης του υπερήχου, στο οποίο αυξάνεται η ενίσχυση του σήματος, όσο αυξάνεται και ο χρόνος του εκπεμπόμενου σήματος. Έτσι, εξίσου ηχογενείς ιστοί, φαίνονται ίδιοι ακόμα κι αν βρίσκονται σε διαφορετικά βάθη.

Πιο αναλυτικά, προκαλείται μια διαφοροποιημένη ενίσχυση στα σήματα ανάλογα με το χρόνο άφιξης των ανακλώμενων ηχητικών κυμάτων στον μετατροπέα. Ο σκοπός αυτής της ενίσχυσης είναι να αντισταθμιστεί η εξασθένηση του σήματος. Όσο πιο καθυστερημένα φτάνει ένα σήμα στον μετατροπέα τόσο περισσότερο ενισχύεται, αυτό σημαίνει ότι όσο αργότερα φτάνει τόσο μεγαλύτερο είναι και το βάθος από το οποίο προέρχεται. Συνεπώς θα έχει διανύσει μεγαλύτερη απόσταση και θα έχει υποστεί μεγαλύτερη εξασθένηση. Δύο όμοιες δομές ή τα όριο της ίδιας δομής σε διαφορετικό βάθος θα παράγουν ανακλώμενα σήματα διαφορετικής έντασης.



Εικόνα 2.23 Διάγραμμα λειτουργίας διάταξης ενίσχυσης αντιστάθμισης χρόνου (TGC) [16]

Το κέρδος της ενίσχυσης διακρίνεται στην περιοχή του κέρδους «κοντινής ζώνης», στην περιοχή της καμπύλης ή κλίσης (Slope) και περιοχή κέρδους «μακρινής» ζώνης. Ουσιαστικά, στην περιοχή της καμπύλης είναι και εκεί που εφαρμόζεται η χρονικά αντισταθμισμένη ενίσχυση. Η εξασθένιση και το μέγιστο κέρδος του ενισχυτή καθορίζουν το μέγιστο βάθος απεικόνισης. Το μέσο διάγραμμα λειτουργίας ενός TGC φαίνεται στην Εικόνα 2.23.

Μετατροπείς αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (Analog to Digital Converter):

Μετά την ενίσχυση, τα ηλεκτρικά σήματα ψηφιοποιούνται. Αυτό σημαίνει ότι περνάνε μέσα από έναν μετατροπέα αναλογικού σήματος σε ψηφιακό (ADC). Το ψηφιακό σήμα λαμβάνει διακριτές τιμές σε αντίθεση με το αναλογικό σήμα με εύρος ανάλογο της πολυπλοκότητας του μετατροπέα. Ο ADC είναι συνήθως το front-end κάθε ψηφιακού κυκλώματος που είναι απαραίτητη η επεξεργασία κάποιου σήματος από το εξωτερικό περιβάλλον.

Όλοι οι ADC λειτουργούν με την ίδια αρχή: μετατρέπουν ένα σήμα σε έναν συγκεκριμένο αριθμό N bits. Η ακολουθία των bits, ορίζεται από έναν αριθμό και κάθε επόμενο bit έχει το διπλάσιο βάρος, ξεκινώντας από το Most Significant Bit (MSB) μέχρι το Least Significant Bit (LSB).

Διάταξη καθυστέρησης παλμών λήψης (Receive Delay):

Μετά την ενίσχυση και την ψηφιοποίηση οι τάσεις των ανακλώμενων ηχώ διέρχονται μέσω ειδικών διατάξεων καθυστέρησης για την εστίαση κατά τη λήψη (δυναμική εστίαση) και για την κατεύθυνση της ηχητικής δέσμης.

Apodization:

Η διάταξη που επιτελεί τη λειτουργία 'apodization' έχει ως σκοπό τη μείωση των πλευρικών λοβών και τη βελτιστοποίηση της εστίασης της ηχητικής δέσμης.

Αθροιστής (Summer):

Μετά τη διάταξη καθυστέρησης όλες οι συνιστώσες του σήματος προστίθεται ώστε να παραχθεί η τελική γραμμή σάρωσης η οποία εισέρχεται στη μονάδα επεξεργασίας σήματος που ακολουθεί για την τελική απεικόνιση.

Μονάδα επεξεργασίας σήματος και εικόνας

Σε αυτό το στάδιο το λαμβανόμενο σήμα επεξεργάζεται με διαφορετικούς τρόπους αναδιαμόρφωσης σήματος. Κάποια από τα παραδείγματα είναι το φιλτράρισμα του σήματος για την μείωση του θορύβου, τη λογαριθμική συμπίεση για τη αναπροσαρμογή του δυναμικού εύρους του σήματος σε μικρότερο πιο κοντά σε αυτό του μόνιτορ και την ανίχνευση ή αποδιαμόρφωση που μετατρέπει τα σήματα RF σε Video μορφή.

Μετά την επεξεργασία του σήματος , ακολουθεί η επεξεργασία της εικόνας που έχει παραχθεί από αυτό το σήμα. Αναφορικά, ακολουθεί μια σειρά από φίλτρα επεξεργασίας εικόνας όπως η επιλογή της μεθόδου απεικόνισης με τον μετατροπέα σάρωσης, η παρεμβολή του πλησιέστερου γείτονα, η γραμμική παρεμβολή, η μετεπεξεργασία, η ακινητοποίηση ή πάγωμα εικόνας, η συμπίεση, ο χρωματισμός ιστών, η μεγέθυνση, η απόδοση όγκου, η αντιστροφή τόνων του γκρι. Σε γενικές γραμμές οι δυνατότητες επεξεργασίας εικόνας που δίνονται στον χρήστη αναπτύσσονται σε αυτό το στάδιο.

Τα τελευταία χρόνια η ανάπτυξη των φίλτρων για την επεξεργασία σήματος ενός συμβατικού υπερηχητικού συστήματος συγχωνεύονται σε ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα γενικής χρήσης, το οποίο διαθέτει πολύ μεγάλο αριθμό τυποποιημένων πυλών. Το κύκλωμα αυτό ονομάζεται συστοιχίες πυλών προγραμματιζόμενου πεδίου (Field Programmable Gate Array – FPGA) και καλύπτουν τέτοιες ανάγκες στο χώρο του σχεδιασμού ψηφιακών συστημάτων, συμπληρώνοντας το ρόλο που διαδραματίζουν οι μικροεπεξεργαστές. Ένα FPGA ανήκει σε μια οικογένεια συσκευών γνωστών ως προγραμματιζόμενων λογικών συσκευών. Αυτές οι συσκευές επιτρέπουν να σχεδιαστεί ένα ψηφιακό κύκλωμα και η συσκευή θα γίνει αυτό το κύκλωμα.

Οι μικροεπεξεργαστές (Microprocessor – CPU) μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε μεγάλη ποικιλία από σχεδιαστικά περιβάλλοντα, αλλά επειδή βασίζονται σε λογισμικό, για να υλοποιήσουν συναρτήσεις, συνήθως είναι πιο αργοί και καταναλώνουν μεγαλύτερη ενέργεια σε σχέση με τα εξατομικευμένα ολοκληρωμένα. Παρόμοια, τα FPGAs δεν είναι πλήρως εξατομικευμένα στοιχεία σχεδιασμού και για αυτό δεν είναι τόσο βέλτιστα όσο θα ήταν ένα πλήρως εξατομικευμένο ολοκληρωμένο μιας συγκεκριμένης εφαρμογής. Έτσι οι μικροεπεξεργαστές δρουν συμπληρωματικά στα FPGA, συμβάλλοντας στο κομμάτι της λογισμικής επεξεργασίας της εικόνας.

Τα FPGAs επιτυγχάνουν συνήθως μικρότερες ταχύτητες υπολογισμού και καταναλώνουν μεγαλύτερη ενέργεια σε σχέση με την εξατομικευμένη λογική. Επίσης είναι σχετικά πιο ακριβά σε σχέση με τα ολοκληρωμένα κυκλώματα εξατομικευμένου σχεδιασμού.[26]

Κατά τον προγραμματισμό του FPGA, ο οποίος γίνεται πάντοτε ενώ αυτό είναι τοποθετημένο στο τυπωμένο κύκλωμα, ενεργοποιούνται οι επιθυμητές λειτουργίες και διασυνδέονται μεταξύ τους έτσι ώστε το FPGA να συμπεριφέρεται ως ολοκληρωμένο κύκλωμα με συγκεκριμένη λειτουργία.

Το FPGA έχει παρόμοιο πεδίο εφαρμογών με άλλα προγραμματιζόμενα ολοκληρωμένα ψηφιακά κυκλώματα όπως οι προγραμματισμένες λογικές συσκευές (Programmable Logic Device – PLD) και τα ολοκληρωμένα κυκλώματα συγκεκριμένης εφαρμογής (Application-specific integrated circuit – ASIC). Όμως τα πλεονεκτήματα του FPGA είναι τα εξής:

- Το FPGA χάνει τον προγραμματισμό του κάθε φορά που διακόπτεται η τάση τροφοδοσίας του. Επομένως απαιτεί εξωτερικό μικροεπεξεργαστή ή μνήμη με μόνιμη συγκράτηση δεδομένων (non-volatile memory) από τα οποία θα προγραμματίζεται, κάθε φορά που επανέρχεται η τάση τροφοδοσίας.

- Δεν υπάρχει ανάγκη για αναμονή από τη στιγμή του σχεδιασμού του κυκλώματος μέχρι τη στιγμή του ελέγχου του ολοκληρωμένου. Το κύκλωμα μπορεί να προγραμματιστεί στο FPGA και να ελεγχθεί άμεσα.
- Ο προγραμματισμός του FPGA μπορεί να αλλάζει κάθε φορά που τροποποιείται το λογισμικό του μικροεπεξεργαστή ή τα δεδομένα της μνήμης που το ελέγχει.
- Δεν υπάρχει όριο στο πόσες φορές μπορεί να επαναπρογραμματιστεί.
- Η κατανάλωση ισχύος είναι σημαντικά αυξημένη, σε σχέση με τα ASIC.

Έτσι το FPGA είναι ιδιαίτερα κατάλληλο εκεί που οι παράμετροι λειτουργίας πρέπει να αλλάζουν συχνά ή σε μικρές ποσότητες παραγωγής. [27]

Επίσης πολλοί από τους μετρητές και δείκτες που χρησιμοποιούνται στη μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης, το σήμα τους λαμβάνεται απευθείας από το FPGA.

Μονάδα αποθήκευσης

Εσωτερική μονάδα αποθήκευσης (Cine loop):

Όταν ο μετατροπέας σάρωσης επεξεργάζεται κάθε γραμμή σάρωσης και την διαμορφώνει για απεικόνιση, τα μορφοποιημένα δεδομένα αποθηκεύονται προσωρινά σε ένα μεγάλο κομμάτι μνήμης (θα πρέπει να υπενθυμιστεί ότι τα δεδομένα στο Back End τμήμα του συστήματος είναι πάντα σε ψηφιακή μορφή). Η αποθήκευση συνεχίζει να πραγματοποιείται μέχρι να γεμίσει το κομμάτι μνήμης. Όταν το κομμάτι αυτό γεμίσει, τότε τα νεότερα δεδομένα καταλαμβάνουν τον χώρο των πιο παλιών δεδομένων. Η σειρά των εικόνων που έχουν αποθηκευτεί σε αυτό το κομμάτι μνήμης αναφέρονται σαν cine loop. Η επιλογή αυτή επιτρέπει στον χειριστή να παρατηρήσει πολύπλοκες ανατομικές δομές σε πολύ αργές ταχύτητες. Μπορεί να δει τη μεταβολή της εικόνας συναρτήσει του χρόνου εικόνα – εικόνα. Ο χειριστής μπορεί να διαλέξει την καλύτερη δυνατή εικόνα για περαιτέρω επεξεργασία. Ανάλογα την κατασκευάστρια εταιρία το μήκος του cine loop μεταβάλλεται από 250 έως και 1000 εικόνες.

Εξωτερική μονάδα αποθήκευσης:

Η εξωτερική μονάδα αποθήκευσης μπορεί να αποθηκεύσει τα δεδομένα με δύο τρόπους: την αναλογική αποθήκευση και την ψηφιακή αποθήκευση. Κυριαρχεί η ψηφιακή αποθήκευση σε CD ή η αποθήκευση σε κάποιο cloud ιατρικών δεδομένων. Η ψηφιακή αποθήκευση παρέχει αρκετά πλεονεκτήματα όπως το μικρό φυσικό μέγεθος των αποθηκευτικών μέσων, τη μηδαμινή απώλεια πληροφορίας κατά την εγγραφή, την υψηλή ποιότητα των αποθηκευμένων δεδομένων για μεγάλο χρονικό διάστημα καθώς και το πολύ μικρό κόστος.[16]

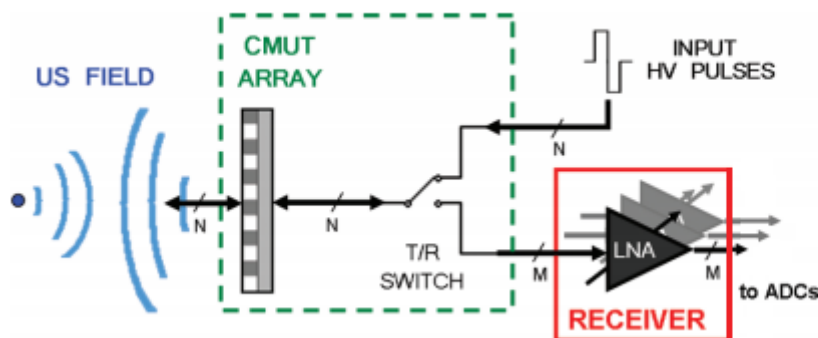
Κεφάλαιο 3 Μελέτη και μέθοδος κατασκευής κυκλώματος

Στην συγκεκριμένη εργασία θα αναλυθεί η υλοποίηση ενός ολοκληρωμένου κυκλώματος αναλογικού front-end, χαμηλής ισχύος, με υψηλή απόδοση και δυνατότητα εύκολης μεταφοράς λόγω μικρού μεγέθους, για λήψη ιατρικών υπερηχητικών εικόνων. Είναι σχεδιασμένο για συστοιχίες 1D CMUT που λειτουργούν στην περιοχή 1-15 MHz.

Η μελέτη θα γίνει για ένα στοιχείο CMUT και έχει γίνει απλοποίηση των σταδίων σε σχέση με συμβατική συσκευή υπερήχου. Πιο συγκεκριμένα, προτείνεται ο σχεδιασμός του front-end ενός πομποδέκτη CMUT. Ο πομποδέκτης, του οποίου το δομικό διάγραμμα φαίνεται στην Εικόνα 3.1, αποτελείται από τρία κύρια τμήματα: μια γεννήτρια παλμών Tx, ικανή να οδηγεί φορτία CMUT έως 100 V, έναν διακόπτη T / R, που χρησιμοποιείται για την προστασία του κυκλώματος λήψης κατά τη μετάδοση και έναν ενισχυτή ανατροφοδότησης χωρητικότητας Rx, για την ανάγνωση των λαμβανόμενων ηχητικών σημάτων. Με βάση την Εικόνα 2.16, τα μπλοκ που υλοποιήθηκαν είναι ο όλα τα μέρη του διαμορφωτή δέσμης εκπομπής, ο διακόπτης T/R και ο προενισχυτής. Αυτά τα τρία τμήματα σχεδιάστηκαν για να ελαχιστοποιήσουν τον θόρυβο εξόδου και την κατανάλωση ενέργειας.

Ο πομποδέκτης έχει σχεδιαστεί σε τεχνολογία BCD-SOI (Bipolar-CMOS-DMOS – Silicon on Insulator) που διαθέτει τρανζίστορ CMOS(Complementary Metal–Oxide–Semiconductor) χαμηλής τάσης, υψηλής ταχύτητας, μεγέθους 0,18 μm και 0,35 μm που αντέχουν τάση μέγιστης τάσης 1,8 και 3,3 V, αντίστοιχα. Οι συσκευές DMOS(Double-Diffused Metal–Oxide–Semiconductor) υψηλής τάσης με ελάχιστο μήκος πύλης 1 μm , υποστηρίζουν μέγιστα VGS και VDS 3,3 V και 100 V αντίστοιχα.

Η απομόνωση SOI περιορίζει τις παρασιτικές χωρητικότητες βελτιώνοντας την ταχύτητα και την ισχύ. Επιπλέον, ενόψει της ενσωμάτωσης πολλών πομποδεκτών στο ίδιο τσιπ, η καλύτερη απόδοση απομόνωσης του SOI, σε σύγκριση με τις συνδέσεις p-n, επιτρέπει πολύ πιο συμπαγή διάταξη και σημαντική εξοικονόμηση περιοχής.



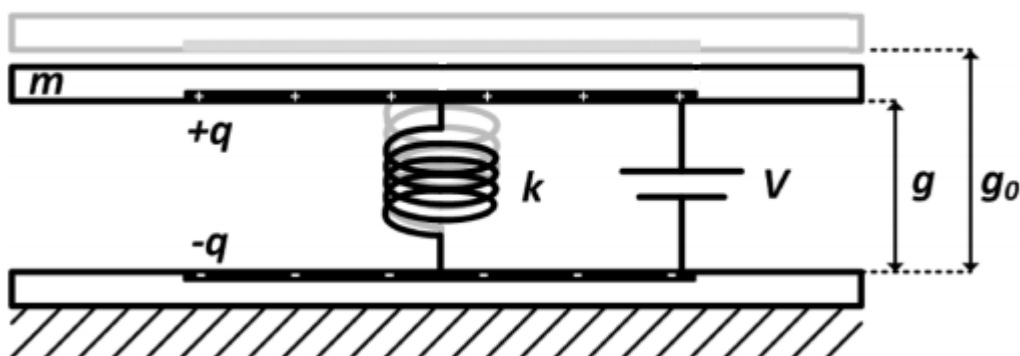
Εικόνα 3.1 Απλοποιημένο δομικό διάγραμμα κυκλώματος κατασκευής, όπου US Field το υπερηχητικό πεδίο, n ο αριθμός στοιχείων CMUT, m το πλήθος των σημάτων λήψης, HV PULSES παλμοί υψηλής τάσης, LNA ενισχυτής χαμηλού θορύβου και ADC μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό σήμα [24]

Γραμμικό ισοδύναμο κύκλωμα CMUT

Το front-end έχει σχεδιαστεί για μια συστοιχία CMUT, η οποία αποτελείται από μεμονωμένα ηλεκτρόδια το καθένα και μοιράζονται ένα κοινό ηλεκτρόδιο. Ο μετατροπέας σχεδιάστηκε με κεντρική συχνότητα 7,5 MHz.

Σε μια πρώτη προσέγγιση, η μη γραμμική ηλεκτρομηχανική συμπεριφορά ενός CMUT μπορεί να περιγραφεί χρησιμοποιώντας ένα μοντέλο πυκνωτή παράλληλης πλάκας, όπου η κινητή πλάκα, η οποία θεωρείται ότι είναι απείρως άκαμπτη, υποστηρίζεται και συνδέεται με τη σταθερή πλάκα από ένα ιδανικό ελατήριο. Σε αυτό το μοντέλο, ένα ελατήριο υποστηρίζει το άνω ηλεκτρόδιο και η κάτω πλάκα είναι σταθερή. Εφαρμόζεται υψηλή τάση πόλωσης στην άνω πλάκα, ενώ η κάτω πλάκα διατηρείται σε μηδενικό δυναμικό. Υπό την εφαρμοζόμενη τάση πόλωσης, η άνω πλάκα έλκεται προς την κάτω πλάκα. Η τάση πόλωσης CMUT (> 200 V) εφαρμόζεται και στο κοινό ηλεκτρόδιο για να επιτρέψει την αποσύνδεση από τον πομποδέκτη μέσω της ίδιας της χωρητικότητας CMUT.

Η έκφραση του ηλεκτρομηχανικού μοντέλου του μετατροπέα, ουσιαστικά χρησιμοποιεί ένα ηλεκτροστατικό ενεργοποιητή ελεγχόμενης τάσης, ο οποίος ελέγχει την κίνηση του ηλεκτροδίου, όπως φαίνεται στην Εικόνα 3.2, όπου g_0 είναι η αρχική θέση της κινητής πλάκας και g η τελική.



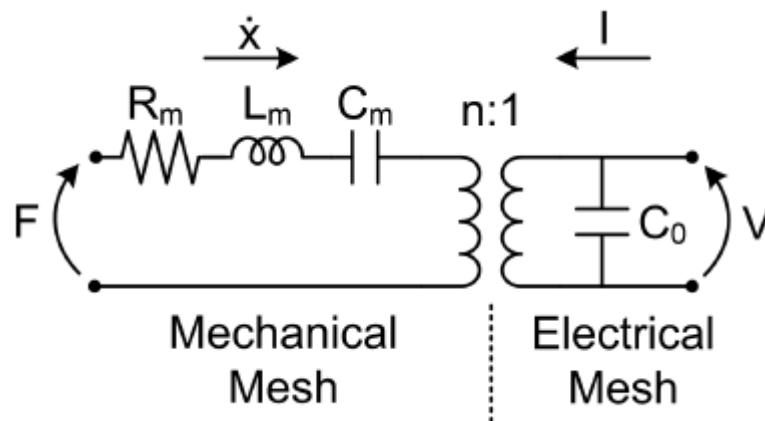
Εικόνα 3.2 Μοντέλο ηλεκτροστατικού ενεργοποιητή [24]

Το ισοδύναμο ηλεκτρικό κύκλωμα στην Εικόνα 3.3 υιοθετείται συνήθως για την μοντελοποίηση της ηλεκτρομηχανικής λειτουργίας του μετατροπέα, γραμμικοποιημένο γύρω από ένα σημείο πόλωσης. Το κύκλωμα είναι δύο θυρών, που σημαίνει ότι αποτελείται από δύο πλευρές σε συνδυασμό με έναν μετασχηματιστή, ο οποίος μιμείται την ηλεκτροακουστική μετατροπή ενέργειας του μετατροπέα. Οι C_0 και n είναι ανάλογες προς την ενεργό περιοχή του CMUT, ενώ οι C_m , L_m και R_m είναι αντιστρόφως ανάλογες. Το φαινόμενο αποσυμπίεσης ή συμπίεσης του ελατηρίου, παρατηρείται στον πυκνωτή C_m . [24]

Όταν λειτουργεί με ηλεκτρική είσοδο, ο ηλεκτρομηχανικός συντελεστής k μετατροπής συνδέει την ποσότητα της μηχανικής ενέργειας που παραδίδεται στο φορτίο με τη συνολική ενέργεια που είναι αποθηκευμένη στη συσκευή, με την σχέση:

$$k_T^2 = \frac{E_{mech}}{E_{mech} + E_{elec}} = \frac{n^2 C_m}{n^2 C_m + C_0}$$

όπου τα E_{mech} και E_{elec} είναι η μηχανική και ηλεκτρική ενέργεια, αντίστοιχα. [28]



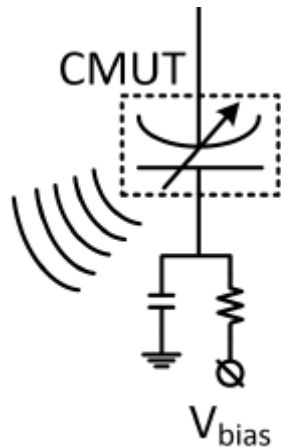
Εικόνα 3.3 Ισοδύναμο ηλεκτρομηχανικό μοντέλο CMUT [24]

Ο μετατροπέας εμφανίζει την καλύτερη απόδοση, δηλαδή την μέγιστη μετάδοση και ευαισθησία λήψης, όταν εφαρμόζεται υψηλή τάση πόλωσης dc μεταξύ των ηλεκτροδίων CMUT. Οι τιμές συνιστωσών του κυκλώματος ισοδύναμου μοντέλου υπολογίζονται με βάση το πρότυπο CMUT που αναφέρεται στην εργασία [29], αλλά με τροποποιημένες παραμέτρους για προσαρμογή της συχνότητας εκπομπής στα 7.5MHz . Ο ηλεκτρομηχανικός συντελεστής μετατροπής μετά από αντικατάσταση των τιμών στην εξίσωση του k_T^2 προκύπτει $k_T^2 = 0,29$. [29]

Πίνακας 2 Τιμές στοιχείων ισοδύναμου κυκλώματος CMUT

Τιμές των στοιχείων του ισοδύναμου μοντέλου κυκλώματος CMUT	
R_m	500 mΩ
C_m	39 nF
L_m	8.5 nH
C_0	9.2 pF
n	0.01

Η τελική απλοποιημένη μορφή του CMUT στο κύκλωμα φαίνεται στην Εικόνα 3.4. Ο πομποδέκτης συνδέεται με το μεμονωμένο ηλεκτρόδιο του στοιχείου συστοιχίας CMUT, ενώ ένα δίκτυο RC χρησιμοποιείται για την εφαρμογή της τάσης πόλωσης στο κοινό ηλεκτρόδιο της συστοιχίας CMUT. Εάν εφαρμοστεί θετική dc τάση στο κοινό ηλεκτρόδιο, η προκύπτουσα τάση κατά μήκος του CMUT κατά τη διάρκεια του TX είναι μικρότερη ή ίση με την απόλυτη τιμή της τάσης πόλωσης, εμποδίζοντας έτσι το ίδιο το CMUT να καταρρεύσει. Μια τέτοια προσέγγιση καθιστά δυνατή τη μεγιστοποίηση της ευαισθησίας λήψης CMUT εφαρμόζοντας τάση πόλωσης κοντά στην τάση κατάρρευσης.



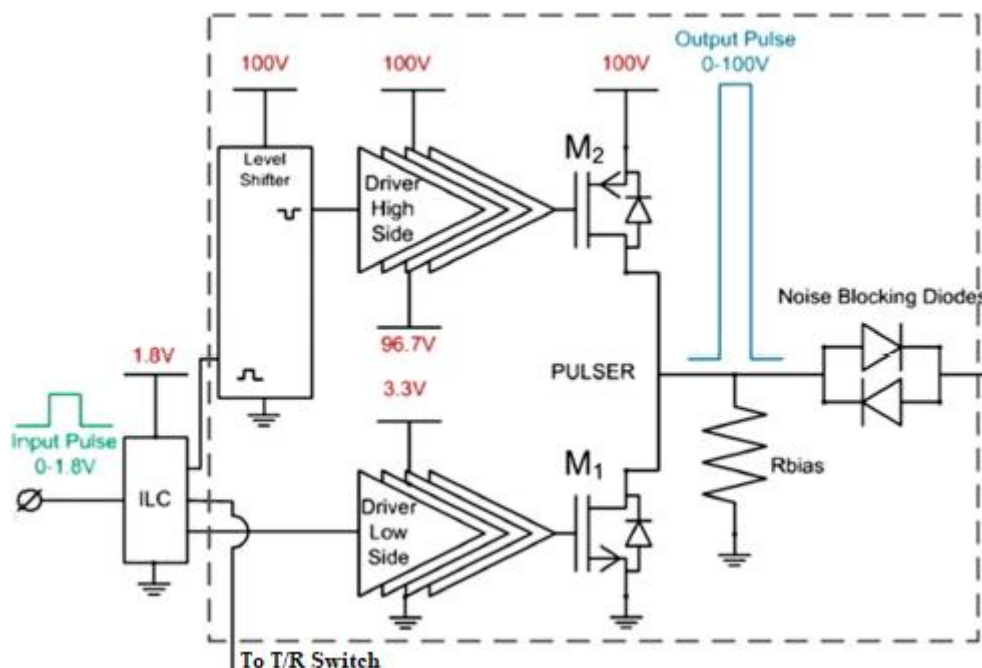
Εικόνα 3.4 Κυκλωματική μορφή του CMUT

Κυκλωματική διάταξη γεννήτριας παλμών οδήγησης Tx

Η γεννήτρια παλμών υψηλής τάσης δύο επιπέδων, χρησιμοποιείται συνήθως σε συστήματα απεικόνισης υπερήχων CMUT λόγω της απλότητας που παρουσιάζουν.

Μια μονάδα ελέγχου λογικής εισόδου χαμηλής τάσης (1,8 V) (Input Logic Control – ILC) δημιουργεί τα σήματα ιδανικής πηγής παλμών, ξεκινώντας από ένα μόνο σήμα ενεργοποίησης. Για να αποφευχθεί η ταυτόχρονη αγωγή των συσκευών σταδίου εξόδου (M1 και M2), τα συμπληρωματικά σήματα παρέχονται πρώτα με ένα συμβατικό κύκλωμα ρολογιού. Στη συγκεκριμένη προσομοίωση χάριν απλότητας θα χρησιμοποιηθεί μια παλμική πηγή τάσης για την τροφοδότηση του οδηγού της υψηλής πλευράς. Η ίδια πηγή μετά την είσοδο της σε έναν αντιστροφέα θα τροφοδοτεί και τον οδηγό της χαμηλής πλευράς.

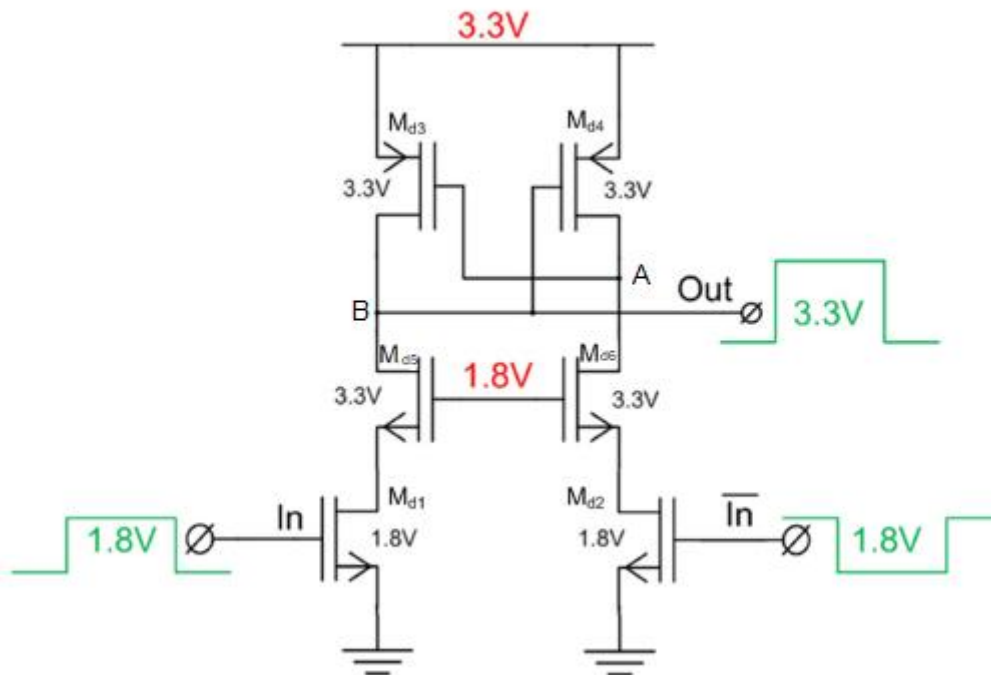
Η διάταξη της γεννήτριας παλμών αποτελείται από δύο DMOS τρανζίστορ (M1 και M2) που οδηγούνται από δύο αντίθετα σήματα παραγόμενα από τους οδηγούς υψηλής και χαμηλής πλευράς των αντίστοιχων πυλών (Εικόνα 3.5)[24]. Έτσι τα τρανζίστορ τελικά παρέχουν τους παλμούς των 0 – 100 V συχνότητας 7,5 MHz στα ηλεκτρόδια CMUT κατά τη μετάδοση. Τόσο οι οδηγοί χαμηλής όσο και υψηλής πλευράς κάνουν χρήση της τοπολογίας αλλαγής στάθμης της τάσης (level-shifter), που μετατρέπει το επίπεδο των σημάτων ILC από 1,8 V σε 3,3 V.



Εικόνα 3.5 Κυκλωματική διάταξη γεννήτριας παλμών εκπομπής [30]

Γενικά, ένας level-shifter, είναι ένα κύκλωμα που χρησιμοποιείται για τη μετατόπιση σημάτων από ένα επίπεδο τάσης σε άλλο, επιτρέποντας τη συμβατότητα μεταξύ ολοκληρωμένων κυκλωμάτων με διαφορετικές απαιτήσεις τάσης. Η τοπολογία που χρησιμοποιείται σε αυτή την περίπτωση αποτελείται από ένα ζεύγος τρανζίστορ σταυρωτής

συνδεσμολογίας (Md3 και Md4) που οδηγούνται από τα τρανζίστορ εισόδου (Md1 και Md2) (Εικόνα 3.6). Τα δύο από τα τρανζίστορ Md5 και Md6 τοποθετούνται σαν ενδιάμεσο στάδιο με καθορισμένη τάση στα 1.8V στα gates τους, για την προστασία των Md1 και Md2 και την διεύρυνση του παλμού σε κλίμακα από 0V - 3.3V. Επίσης τα συγκεκριμένα τρανζίστορ επιλέγονται με μηδενική V_{th} .



Εικόνα 3.6 Τοπολογία level shifter παραγωγής παλμού χαμηλής τάσης [30]

Η λειτουργία του κυκλώματος level shifter έχει ως εξής: κάθε φορά που η είσοδος In βρίσκεται στην τάση 1.8 V και η είσοδος \bar{In} βρίσκεται στο χαμηλό επίπεδο τάσης (δηλαδή 0V), το τρανζίστορ Md1 ενεργοποιείται, που σημαίνει ότι ο κόμβος B οδηγείται στην γείωση. Έτσι, το gate του Md4 είναι επίσης γειωμένο, γεγονός που οδηγεί τον κόμβο A στα 3.3V. Το gate του Md3 είναι με τη σειρά του στα 3,3V, οπότε το τρανζίστορ Md3 δεν άγει και ο κόμβος B παραμένει στη γείωση (cross-coupled τοπολογία). Στην αντίθετη περίπτωση παρατηρούνται και τα αντίθετα αποτελέσματα.

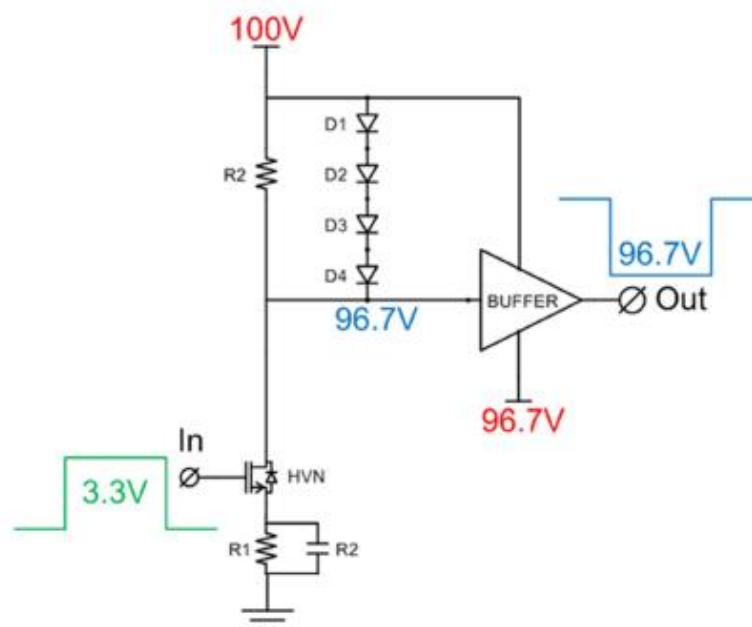
Οι λόγοι διαστάσεων της συσκευής είναι 1600/1 μm και 4100/1 μm , για τα τρανζίστορ M1 και M2 αντίστοιχα. Επιλέγεται μεγάλο μέγεθος για να επιτευχθεί ≈ 15 ns χρόνους ανόδου και πτώσης, το οποίο είναι αρκετό για λειτουργία έως και 10 MHz. Προκειμένου να αποσυνδεθεί η μεγάλη παρασιτική χωρητικότητα των δύο συσκευών DMOS (5 pF) από το CMUT κατά τη λήψη (δηλαδή όταν τα M1 και M2 είναι OFF), εμποδίζοντας έτσι και την υποβάθμιση του SNR, συνδέθηκαν μερικές αντί-παράλληλες διόδους μεταξύ της εξόδου παλμού και του ηλεκτροδίου CMUT. Η συνολική παρασιτική χωρητικότητα που «φαίνεται» από το CMUT είναι περίπου 90 fF, δηλαδή πρακτικά η παρασιτική χωρητικότητα των δύο διόδων. Η

αντίσταση $R_{bias} = 1 \text{ M}\Omega$ εισήχθη για να μετατοπίσει την έξοδο παλμού στη γείωση κατά τη λειτουργία λήψης χωρίς να φορτώσει το CMUT.

Τα Md3 – Md6 είναι τρανζίστορ 0,35- μm , ικανά να διατηρήσουν την ταλάντωση εξόδου στα 3.3-V, ενώ τα Md1 και Md2 είναι συσκευές που προστατεύονται από τη μεγάλη τάση εξόδου από τα Md3 και Md4. [30]

Ενώ το χαμηλό σήμα τροφοδοτείται απευθείας στην πύλη του M1, το σήμα υψηλής πλευράς αναστρέφεται και μετατοπίζεται μέχρι την παροχή παλμού 100-V. Τροφοδοτείται στην πύλη του M2 μέσω του high voltage level-shifter που φαίνεται στην Εικόνα 3.7 και η τάση εξόδου πρέπει να κυμαίνεται από 96,7 έως 100 V. Η δεύτερη τοπολογία της Εικόνα 3.7 χρησιμοποιείται σε μια πιο συμπαγή λύση της πρώτης, όπου η αλλαγή της στάθμης πραγματοποιείται με ένα απλό στάδιο κοινής πηγής, φορτωμένο με έναν buffer συνδεδεμένο με διόδους. Το κύριο πρόβλημα αυτής της υλοποίησης είναι η βραδύτητα στη μετάβαση απενεργοποίησης.

Σε αυτόν τον σχεδιασμό, η μετατόπιση επιπέδου σε υψηλή τάση πραγματοποιείται από τα M_{HVN} και R_2 . Το φορτίο που αποσυνδέεται με τις διόδους συνδέεται με το R_1 και η μέγιστη πτώση τάσης στο R_2 περιορίζεται στα 3,3 V από μια μπαταρία διόδων, διασφαλίζοντας την ανθεκτικότητα. Ο high-voltage shifter αντλεί ρεύμα όταν το M_{HVN} είναι ON. Για τον περιορισμό της ισχύος, η πύλη του τρανζίστορ υψηλής τάσης pMOS, M2 οδηγείται από έναν buffer (μεγαλώνοντας τη χωρητικότητα φορτίου του HV MOS σε 18 fF από 6 pF). Το μέγεθος του M_{HVN} είναι 6/1 μm και η $R_2 = 6,4 \text{ k}$. [31]



Εικόνα 3.7 Τοπολογία level shifter παραγωγής παλμού υψηλής τάσης [30]

Ακολουθεί ο συγκεντρωτικός Πίνακας 3 με τις διαστάσεις των τρανζίστορ που χρησιμοποιήθηκαν σε αυτό το στάδιο:

Πίνακας 3 Τιμές στοιχείων σταδίου TX

Τρανζίστορ	W (width) (μm)	L (length) (μm)
M1	1600	1
M2	4100	1
Md1-Md2	0.36	0.36
Md3-Md6	0.36	0.36
M _{HVN}	6	1

Κυκλωματική διάταξη διακόπτη μετάδοσης/λήψης T/R

Ο διακόπτης T / R, που φαίνεται στην Εικόνα 3.8, πραγματοποιήθηκε χρησιμοποιώντας ένα DMOS (M4) για προστασία υψηλής τάσης και τρία τρανζίστορ υψηλής ταχύτητας χαμηλής τάσης (M5, M6 και M7).

Το M4 είχε μέγεθος ώστε να ελαχιστοποιηθεί η αντίσταση της σύνδεσης μεταξύ CMUT και LNA, βελτιστοποιώντας έτσι την απόδοση του θορύβου. Επίσης «αντέχει» τους υψηλούς παλμούς της παλμογεννήτριας Tx. Πρέπει να παρέχει υψηλή απομόνωση στην κατάσταση OFF για την προστασία του ευαίσθητου ενισχυτή RX και ταυτόχρονα χαμηλή αντίσταση στην κατάσταση ON για τον περιορισμό της υποβάθμισης του SNR και του εύρους ζώνης. Λαμβάνοντας υπόψη την αντίσταση r_{ON} της εισόδου του ενισχυτή Rx και της αγωγιμότητας του g_m , μπορούν να προκύψουν οι ακόλουθες εκφράσεις για εύρος ζώνης και θόρυβο εξόδου του διακόπτη T/R[29]:

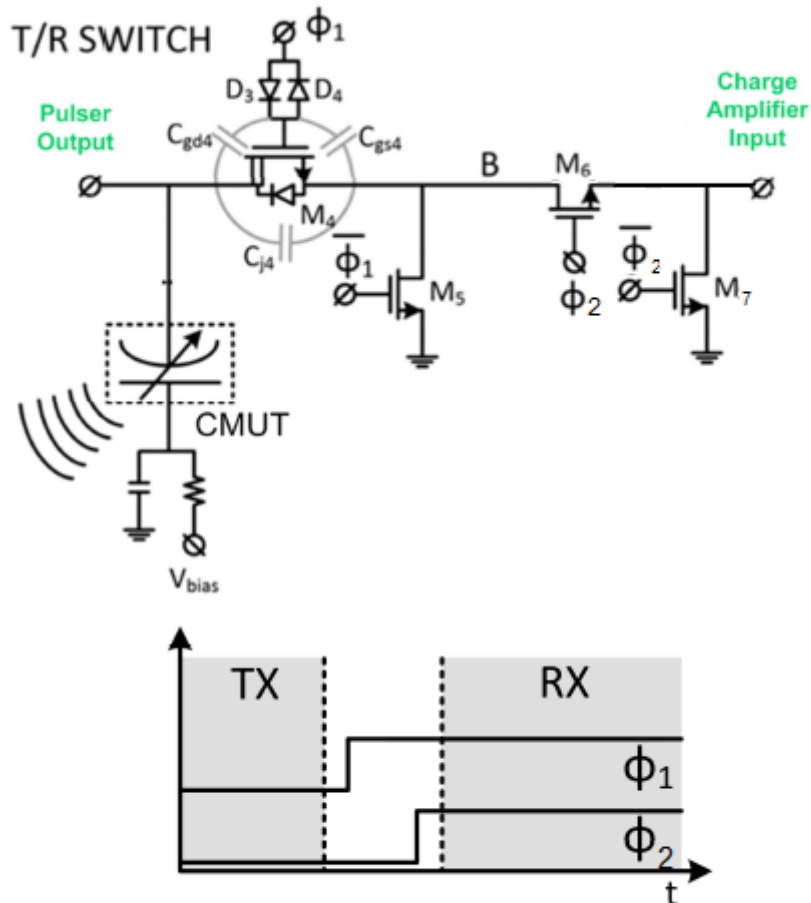
$$BW \approx \frac{1}{(C_o + C_p)(r_{ON} + \frac{1}{g_m})}$$

$$N_{out}^2 \approx 4kT(r_{ON} + \frac{\gamma}{g_m})(\frac{C_o + C_p}{C_f})^2$$

Επομένως, για να μην υπονομευθεί πάρα πολύ η απόδοση του ενισχυτή, το r_{ON} πρέπει να είναι συγκρίσιμο ή μικρότερο από $1/g_m$. Επιλέξαμε $W_{M4} \approx 100 \mu m$, οδηγώντας σε $r_{ON} \approx 100 \Omega$ και $C_{par} \approx 1 pF$. Οι δίοδοι D3 και D4, συνδεδεμένες με την τροφοδοσία με το σήμα ελέγχου ϕ_1 , εισάγονται για να μειώσουν την ισοδύναμη παρασιτική χωρητικότητα στη λειτουργία RX σε περίπου 120 fF.

Το μεγάλο μέγεθος του M4 όμως οδήγησε σε μεγάλη παρασιτική χωρητικότητα που κατέστησε απαραίτητο να εισαχθεί ένα άλλο τρανζίστορ, το M5, για την γείωση του κόμβου B κατά τη μετάδοση και τη διασφάλιση της αποτελεσματικής προστασίας του LNA. Το M6 χρησιμοποιείται για τη βελτιστοποίηση του χρόνου μετάδοσης-προς-λήψη, προ-φόρτισης του κόμβου B στην τάση ηρεμίας εισόδου.

Επειδή η μέγιστη τάση εξόδου παλμού είναι 100 V, η εξασθένηση που παρέχεται από μία μόνο συσκευή δεν αρκεί για να διασφαλιστεί η προστασία του ενισχυτή RX. Για την επίλυση αυτού του ζητήματος, το τρανζίστορ M5 κλείνει τον κόμβο-B στη γείωση όταν το M4 είναι OFF, ενώ το M6, που οδηγείται από το ϕ_2 , αποσυνδέει την είσοδο του ενισχυτή RX για να μην διαταράξει το σημείο πόλωσης dc. Τα M5 – M7 είναι τρανζίστορ χαμηλής τάσης και υψηλής ταχύτητας που εισάγουν αμελητέες παρασιτικές χωρητικότητες λόγω των μικρών διαστάσεων.



Εικόνα 3.8 Κυκλωματική διάταξη του διακόπτη T/R (επάνω) και χρονισμός των σημάτων ελέγχου (κάτω) [31]

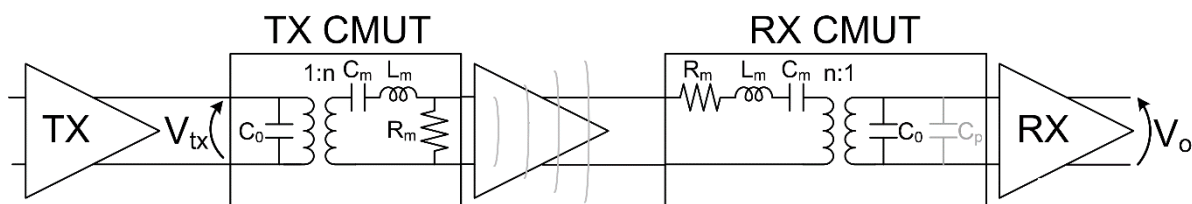
Κυκλωματική διάταξη ενισχυτή Rx

Στην Εικόνα 3.9 φαίνεται η γραμμικοποιημένη ροή του σήματος από την εκπομπή μέχρι τη λήψη και στη συνέχεια στην ενίσχυση του. Υπάρχουν τρία βασικά είδη ενισχυτή που χρησιμοποιούνται σε αυτές τις εφαρμογές. Ένας ενισχυτής τάσης ανοιχτού βρόχου (Voltage Amplifier – VA), ένας ενισχυτής ανάδρασης με αντίσταση (Resistive Feedback Amplifier – RFA) που διαθέτει ένα κέρδος αντίστασης R_f και ένας ενισχυτής χωρητικής ανάδρασης (Capacitive Feedback Amplifier – CFA).

Οι CFA και VA ενισχυτές έχουν πολύ παρόμοια απόδοση καθώς η επίδραση του θορύβου της αντίστασης R_i σε σειρά στο VA είναι αμελητέα. Ωστόσο, το κέρδος VA είναι ευαίσθητο στην χωρητικότητα του μετατροπέα (C_p), ενώ το CFA δεν είναι. Το C_p απορροφά επίσης την παρασιτική χωρητικότητα σύζευξης μεταξύ γειτονικών μετατροπέων και το VA αναμένεται να παρέχει χαμηλή αντοχή στο crosstalk μεταξύ γειτονικών μορφοτροπέων, υπεύθυνοι για την υποβάθμιση της ποιότητας εικόνας. Το CFA είναι επομένως προτιμότερο ενόψει της ενσωμάτωσης πυκνών συστοιχιών CMUT.

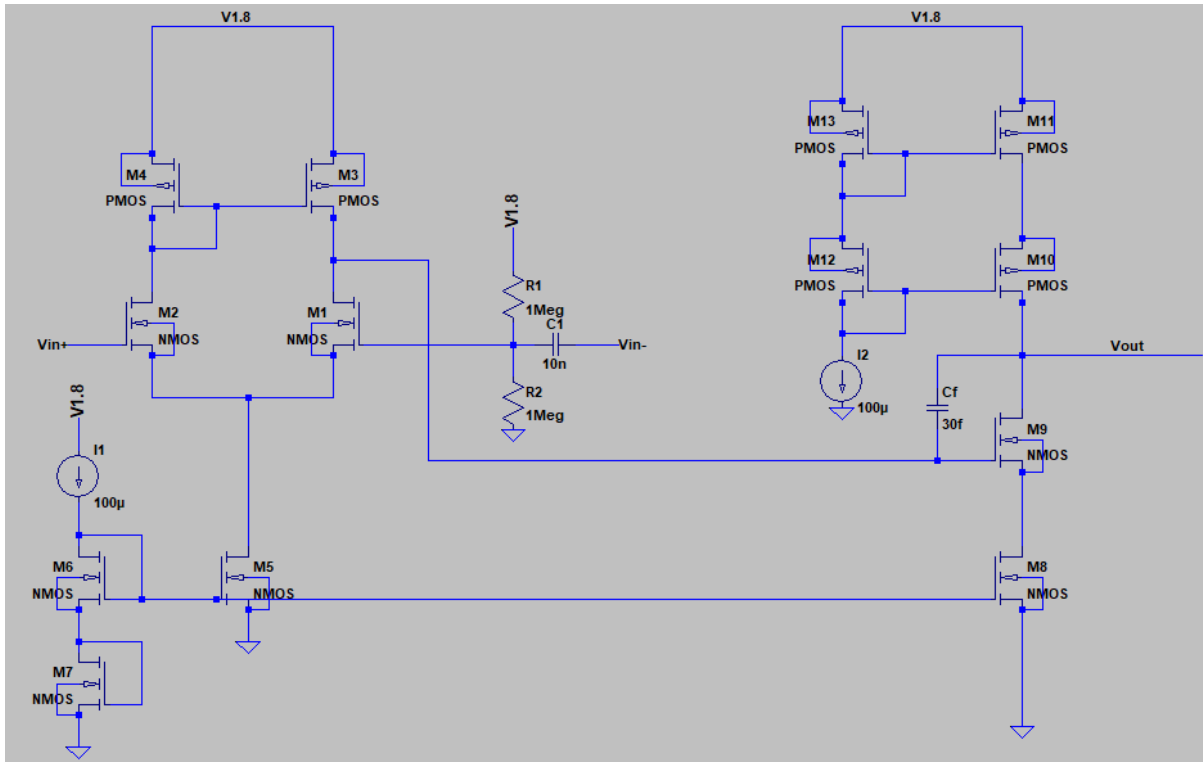
Αξίζει επίσης να αναφερθεί ότι το RFA παρουσιάζει μια ζωνοπερατή συνάρτηση μεταφοράς και, κατά συνέπεια, μια απόκριση συχνότητας pulse-echo που επικεντρώνεται στη φυσική συχνότητα CMUT, αποδίδοντας αυξημένη ευαισθησία σε υψηλότερες συχνότητες σε σύγκριση με τα VA και CFA. Επομένως, όσο προβλέπονται εφαρμογές υψηλής συχνότητας, το RFA είναι πιθανό να προτιμάται.[29]

Συμπερασματικά, ενώ το CFA εμφανίζει υψηλότερο θόρυβο PSD, φαίνεται να επηρεάζεται λιγότερο από όλα από τις παρασιτικές χωρητικότητες, εμφανίζει μεγαλύτερο κέρδος ενισχυτή στην επιθυμητή συχνότητα (7.5MHz). Τελικά, ο CFA είναι ο ενισχυτής που επιλέγεται σαν ιδανικότερος για την συγκεκριμένη εφαρμογή. Στην Εικόνα 3.9 παρουσιάζεται η γραμμική ροή του σήματος μέσα στο κύκλωμα.



Εικόνα 3.9 Διάγραμμα γραμμικοποιημένης ροής σήματος μέσα στο κύκλωμα [29]

Το κύκλωμα που θα υλοποιηθεί είναι ο δισταδιακός CMOS ενισχυτής της Εικόνα 3.10. Αποτελείται από δύο στάδια κέρδους: Το πρώτο στάδιο απαρτίζεται από το διαφορικό ζεύγος M1-M2, με τον καθρέφτη ρεύματος M3-M4 ως φορτίο. Το διαφορικό ζευγάρι πολώνεται μέσω της πηγής ρεύματος M5, η οποία αποτελεί έξοδο του καθρέπτη ρεύματος που σχηματίζουν τα M5, M6, M7, M8 και τροφοδοτούνται με ένα ρεύμα αναφοράς I_{ref1} . Αυτό το ρεύμα μπορεί να παράγεται με τη χρήση ενός αντιστάτη ακριβείας που συνδέεται στην τάση τροφοδοσίας 1.8V.



Εικόνα 3.10 Κύκλωμα ενισχυτή R_x

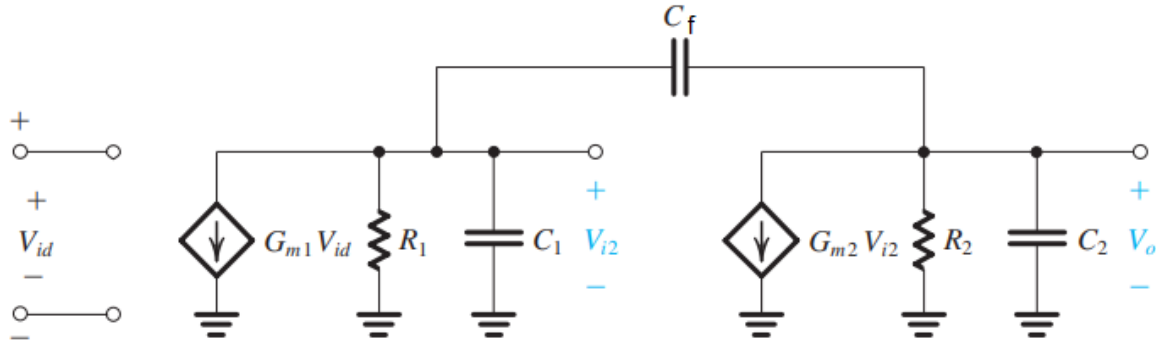
Αυτό το κύκλωμα διαφορικού ενισχυτή παρέχει ένα ικανοποιητικό κέρδος τάσης, ενώ εκτελεί επίσης την μετατροπή από διαφορική σε απλή (single-ended) έξοδο και παρέχει ικανοποιητικό λόγο απόρριψης κοινού σήματος (CMRR).

Το δεύτερο στάδιο κέρδους αποτελείται από ένα cascode ενισχυτή κοινής πηγής (CS) και έναν cascode καθρέφτη ρεύματος. Σε αυτή την υλοποίηση τα δύο nmos M9 και M8 λειτουργούν σαν ενισχυτής κοινής πηγής και κοινής πύλης αντίστοιχα. Η τοπολογία αυτή χρησιμοποιεί το τρανζίστορ κοινής πύλης M8 και έχει σαν αποτέλεσμα την υψηλή αντίσταση εξόδου παρέχοντας δυνητικά υψηλό κέρδος. Μπορεί επίσης να επιτρέψει στο κύκλωμα να χειριστεί υψηλότερες τάσεις εξόδου χωρίς να διακινδυνεύσει ζημιά στο τρανζίστορ κοινής πηγής.

Επιπρόσθετα, το δεύτερο στάδιο συμμετέχει στην διαδικασία αντιστάθμισης συχνότητας του τελεστικού ενισχυτή. Για να διασφαλιστεί η ευσταθής λειτουργία του ενισχυτή προστίθεται ένας πόλος σε μία σχετικά χαμηλή συχνότητα, έτσι ώστε να επικρατεί στον καθορισμό της απόκρισης συχνότητας. Για αυτό το λόγο εισάγεται μία χωρητικότητα αντιστάθμισης C_f , η οποία συνδέεται με αρνητική ανάδραση από την έξοδο του κυκλώματος, στην έξοδο του πρώτου σταδίου.

DC Κέρδος Τάσης

Για να βρούμε το κέρδος τάσης χρησιμοποιούμε ένα απλοποιημένο ισοδύναμο κυκλωματικό μοντέλο για τη λειτουργία ασθενούς σήματος (Εικόνα 3.11).



Εικόνα 3.11 Ισοδύναμο κύκλωμα ασθενούς σήματος

Το κέρδος του πρώτου σταδίου είναι :

$$A_1 = -G_{m1}R_1 = -g_{m1}(r_{o1}||r_{o3})$$

Και η αντίσταση εξόδου:

$$R_{o1} = r_{o1}||r_{o4}$$

Το κέρδος του δεύτερου σταδίου:

$$A_2 = -\frac{g_{m8}g_{m9}g_{m10}r_{o8}r_{o9}r_{10}r_{11}}{g_{m8}r_{o8}r_{o9} + g_{m10}r_{10}r_{11}}$$

Με αντίσταση εξόδου αντίστοιχα:

$$R_{o2} = \overline{R_1}||\overline{R_2}$$

όπου $\overline{R_1} = r_{10}(1 + g_{m10}r_{11}) + r_{11}$ και $\overline{R_2} = r_{o8}(1 + g_{m8}r_{o9}) + r_{o9}$ οι αντιστάσεις κάθε κλάδου του cascode ενισχυτή.

Οπότε το συνολικό κέρδος είναι:

$$A_{v0} = A_1A_2 = g_{m1} \frac{(r_{o1} + r_{o3})}{r_{o1}r_{o3}} \frac{g_{m8}g_{m9}g_{m10}r_{o8}r_{o9}r_{10}r_{11}}{g_{m8}r_{o8}r_{o9} + g_{m10}r_{10}r_{11}}$$

Σε αυτό το στάδιο της dc ανάλυσης γίνεται και η διαστασιολόγηση των τρανζίστορ. Έχοντας υπόψη την αποφυγή του φαινομένου για τη δημιουργία τάσης εκτροπής εισόδου, τα τρανζίστορ M3, M9 και M10-M13 με βάση την παρακάτω σχέση, πρέπει να έχουν τουλάχιστον το διπλάσιο μέγεθος:

$$\frac{(W/L)_9}{(W/L)_3} = 2 \frac{(W/L)_{10}}{(W/L)_{12}}$$

Στον cascode καθρέφτη οι διαστάσεις των τρανζίστορ παίρνουν τις τιμές τους με βάση την παρακάτω σχέση και ταυτόχρονα έχουν μεγάλες τιμές για την προσφορά του μέγιστου δυνατού κέρδους χωρίς αποκοπή του σήματος στο δεύτερο στάδιο:

$$\frac{(W/L)_{10}}{(W/L)_{12}} = \frac{(W/L)_{11}}{(W/L)_{13}}$$

Ενώ το ρεύμα εξόδου του καθρέφτη χαρακτηρίζεται από την εξίσωση:

$$I_0 = \frac{(W/L)_{11}}{(W/L)_{13}} I_{ref}$$

Οι λόγοι των τρανζίστορ στην τεχνολογία 0.18μm, που επιλέχθηκαν μετά από δοκιμές παρουσιάζονται στον Πίνακα 4, μαζί με τις χαρακτηριστικές τιμές του κάθε τρανζίστορ. Αξίζει να σημειωθεί ότι τα χαρακτηριστικά της τεχνολογίας φαίνονται στην Εικόνα 3.12:

Τεχνολογία	0.18 μm	
	NMOS	PMOS
μCox (μA/V ²)	270	70
Vt0	0.45	-0.45
λL (μm/V)	0.08	0.08
Cox (fF/μm ²)	8.5	8.5
tox (nm)	5	5
n	1.6	1.7
θ (1/V)	1.7	1.0
m	1.6	2.4
Cov / W = Lov / C	0.35	0.35
Cdb / W = Csb / W	0.50	0.55

Εικόνα 3.12 Χαρακτηριστικές τιμές τεχνολογίας 0.18μm CMOS

Πίνακας 4 Τιμές στοιχείων ενισχυτή RX

Transistor	Mn1	Mn2	Mp3	Mp4	Mn5	Mn6	Mn7
W/L	20	20	5	3	9	6	6
Id (μA)	243	243	15,75	9,45	109,35	72,9	72,9
gm(mA/V)	1620	1620	105	63	729	486	486
r0(kΩ)	0,009	0,009	0,143	0,238	0,021	0,031	0,031
Transistor	Mn8	Mn9	Mp10	Mp11	Mp12	Mp13	
W/L	40	40	160	160	70	70	
Id (μA)	486	486	504	504	220,5	220,5	
gm(mA/V)	3240	3240	3360	3360	1470	1470	
r0(kΩ)	0,005	0,005	0,004	0,004	0,010	0,010	

Απόκριση Συχνότητας

Για να υπολογίσουμε την απόκριση συχνότητας του τελεστικού ενισχυτή, θα εξετάσουμε το απλοποιημένο ισοδύναμο κύκλωμα της Εικόνα 3.11. Η G_{m1} είναι η διαγωγιμότητα του σταδίου εισόδου ($G_{m1}=g_{m1}=1.6A/V$), η R_1 είναι η αντίσταση εξόδου του πρώτου σταδίου και η C_1 είναι η συνολική χωρητικότητα στη σύνδεση μεταξύ του πρώτου και δεύτερου σταδίου:

$$C_1 = C_{gd1} + C_{db1} + C_{gd3} + C_{db3} + C_{gs9}$$

Η G_{m2} είναι η διαγωγιμότητα του δεύτερου σταδίου ($G_{m2}=g_{m9}+g_{m8}=6.4A/V$), η αντίσταση R_2 είναι η αντίσταση εξόδου του δεύτερου σταδίου και η C_2 είναι η συνολική χωρητικότητα στον κόμβο εξόδου του ενισχυτή

$$C_2 = C_{db9} + C_{db10} + C_{gd9} + C_f$$

με $C_f=30fF$ να είναι το χωρητικό φορτίο. Το C_f επιλέγεται πολύ μεγαλύτερο από τις χωρητικότητες των τρανζίστορ έτσι ώστε να επικρατεί ο πόλος του C_2 .

Η συνάρτηση μεταφοράς του ενισχυτή προκύπτει

$$\frac{V_{out}}{V_{in-}} = \frac{G_{m1}(G_{m2} - sC_f)R_1R_2}{1 + s[C_1R_1 + C_2R_2 + C_f(G_{m2}R_1R_2 + R_1 + R_2)] + S^2[C_1C_2 + C_f(C_1 + C_2)]R_1R_2}$$

Από τη συνάρτηση μεταφοράς μπορούμε να καθορίσουμε τη συχνότητα του επικρατούντος πόλου, μετά από απλοποιήσεις του όρου:

$$\omega_{p1} = \frac{1}{R_1C_fG_{m2}R_2} = 1.63 * 10^6 rad/s \text{ και } f_{p1} = 10.2 MHz$$

Ενώ η συχνότητα του δεύτερου πόλου είναι πολύ μεγαλύτερη από τον πρώτο, οπότε δεν επηρεάζει την λειτουργία του ενισχυτή.

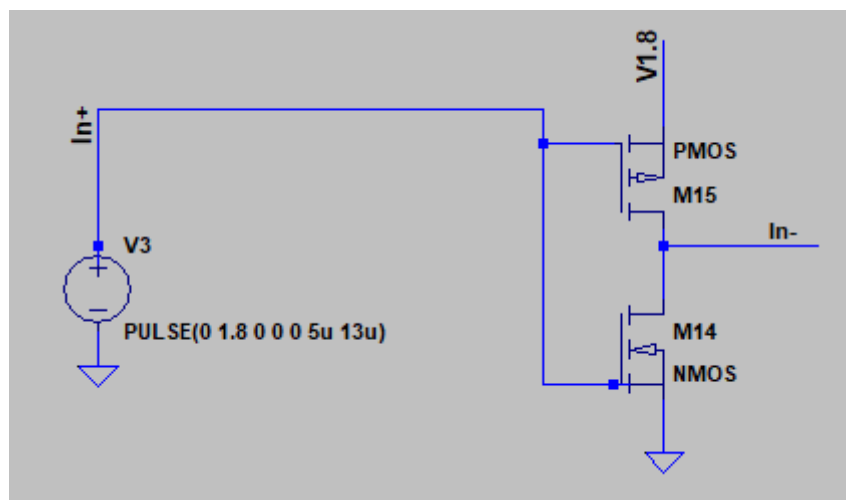
$$\omega_{p2} = \frac{G_{m2}}{C_2} = 2.16 * 10^{16} rad/s \text{ και } f_{p2} = 1.36 * 10^{18} Hz$$

Κεφάλαιο 4 Προσομοίωση & αποτελέσματα κυκλωμάτων

Όλα τα κυκλώματα έχουν υλοποιηθεί θεωρητικά στο πρόγραμμα προσομοίωσης ηλεκτρονικών κυκλωμάτων LTspice της εταιρείας Analog Devices με έδρα τις ΗΠΑ, με όσο το δυνατόν πιο ρεαλιστικές παραμέτρους.

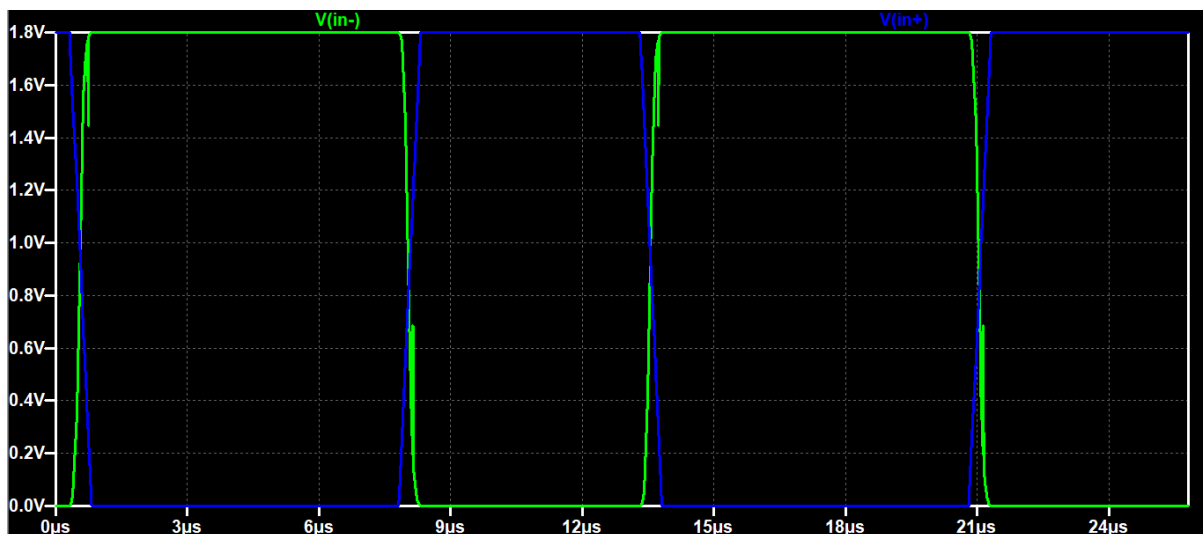
Αποτελέσματα Προσομοιώσεων

Στο πρώτο μέρος του συνολικού κυκλώματος γίνεται η προσομοίωση της γεννήτριας παλμών T_x. Όπως αναφέρθηκε και πιο πάνω αντί για Input Logic Controller (ILC) χρησιμοποιείται η συνδεσμολογία της Εικόνα 4.1.



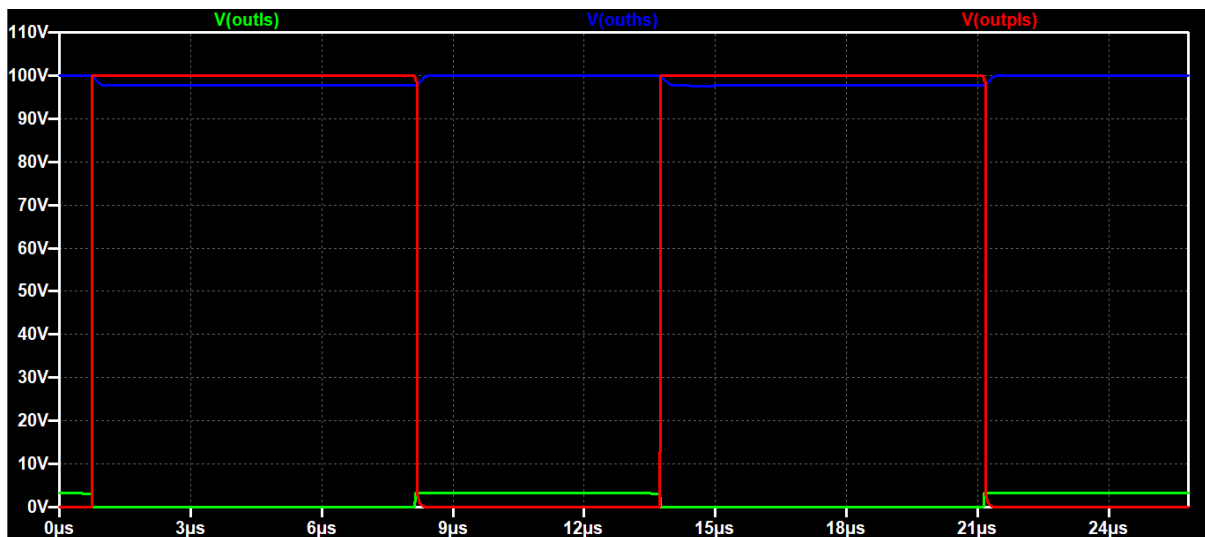
Εικόνα 4.1 Συνδεσμολογία Input Logic Controller

Το ILC τροφοδοτεί τις εισόδους της γεννήτριας με παλμούς 0- 1.8V και συχνότητα 7.5MHz (Εικόνα 4.2), η οποία είναι και η συχνότητα του τελικού σήματος εκπομπής του μετατροπέα.



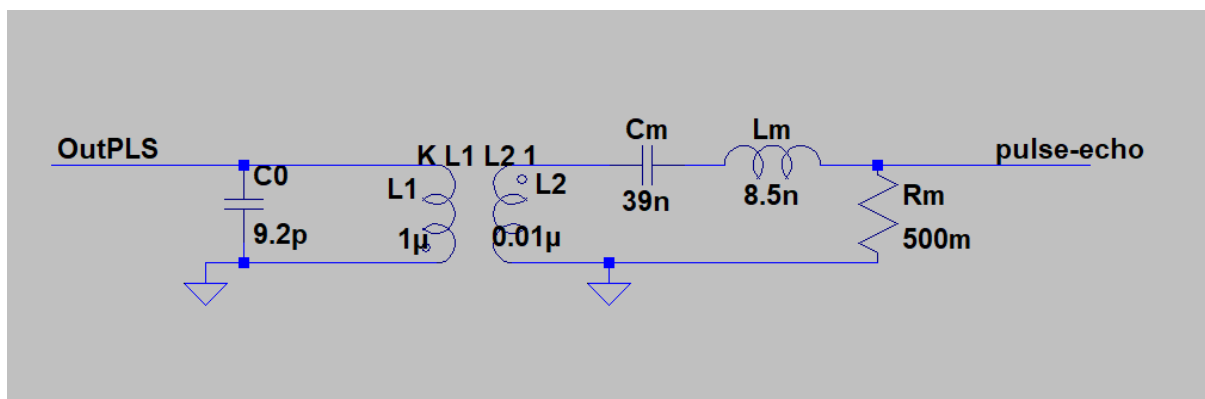
Εικόνα 4.2 Παραγόμενος παλμός Input Logic Controller

96,7V, τότε η έξοδος του κυκλώματος οδηγείται στα 100V. Έτσι δημιουργείται στην έξοδο του κυκλώματος ο παλμός 0-100V με συχνότητα 7,5MHz.



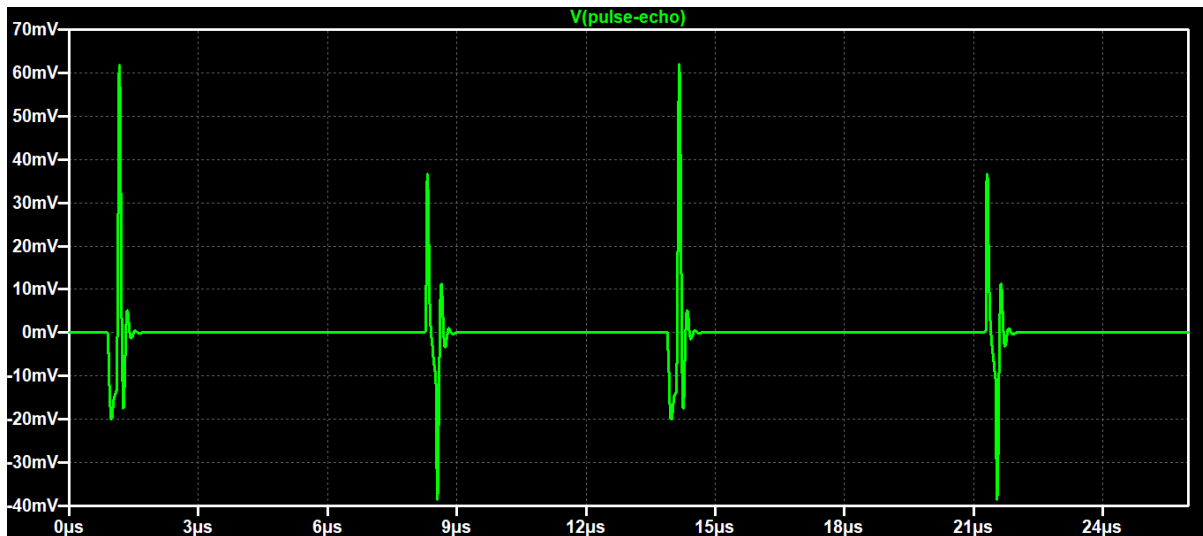
Εικόνα 4.6 Παλμοί εξόδων OutHs, OutLS και ιδανική έξοδος OutPLS

Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 3.9 μετά την παλμογεννήτρια ακολουθεί το γραμμικό ισοδύναμο του μετατροπέα CMUT (Εικόνα 4.7).



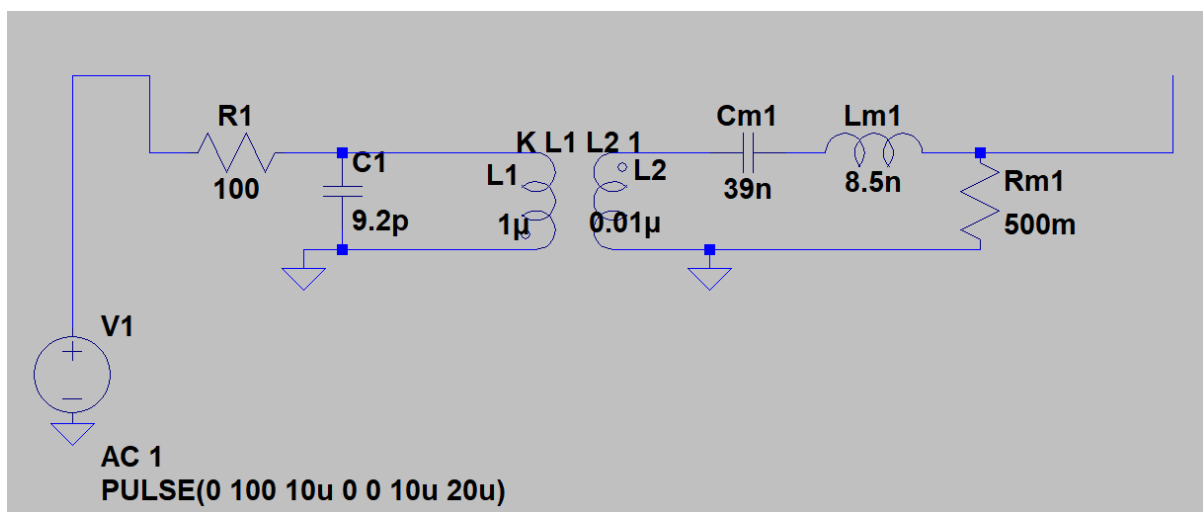
Εικόνα 4.7 Κυκλωματικό ισοδύναμο CMUT εκπομπής

Ενώ η έξοδος του μετατροπέα CMUT, που ουσιαστικά είναι το pulse-echo είχε τη μορφή της Εικόνα 4.8.



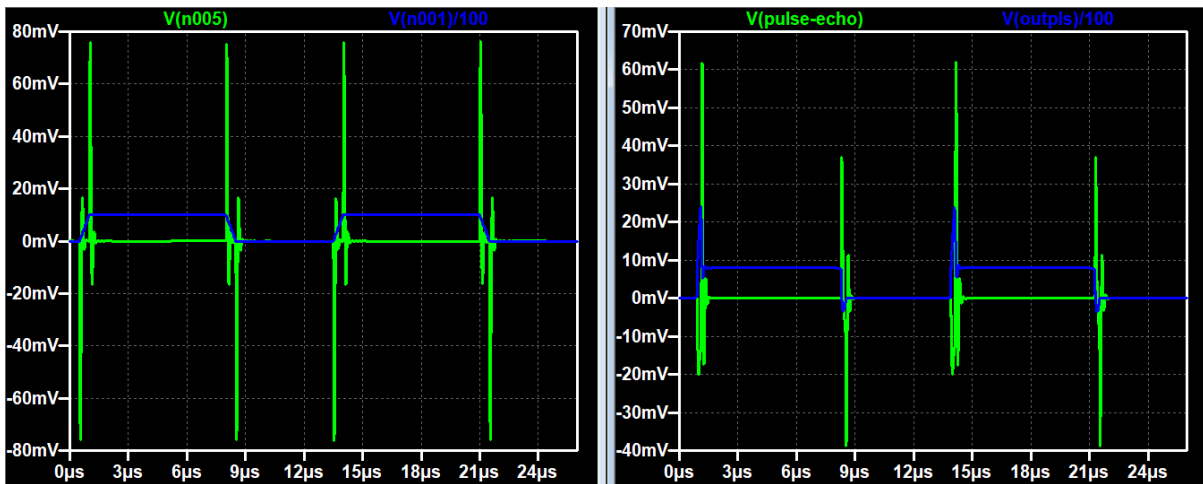
Εικόνα 4.8 Κυματομορφή σήματος ηχώ μετάδοσης Tx

Για να επαληθευτεί το αποτέλεσμα του pulse-echo, δημιουργήθηκε ένα ιδανικό κύκλωμα εκπομπής με μία ιδανική πηγή παλμών 0-100V και στη συνέχεια το γραμμικό ισοδύναμο του μετατροπέα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.9.



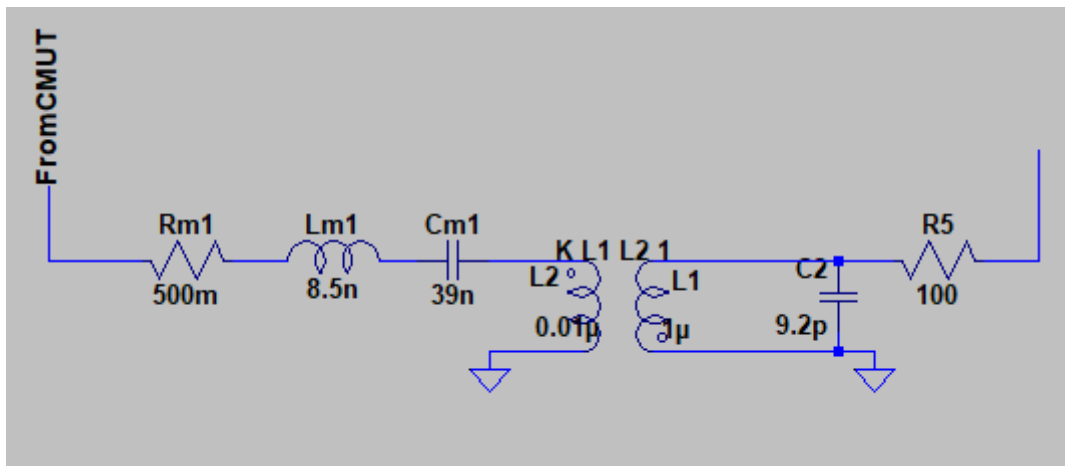
Εικόνα 4.9 Ιδανικές συνθήκες παραγωγής pulse-echo

Τα αποτελέσματα σύγκρισης των εξόδων των δύο κυκλωμάτων φαίνονται στην Εικόνα 4.10. Παρατηρούνται αυτές οι διαφορές στην άνοδο και κάθοδο, καθώς στο πραγματικό κύκλωμα η κάθοδος δημιουργείται από διαφορετικό κύκλωμα από ότι η άνοδος, συνεπώς έχουν και διαφορετικές χωρητικότητες και αντιστάσεις εξόδου για να είναι συμμετρικές. Όσον αφορά το ύψος των pulse-echo βλέπουμε ότι στην κάθοδο μοιάζουν αρκετά οι δύο περιπτώσεις, ενώ την άνοδο του παλμού μπορούμε να πούμε ότι έχουν κατά μέσο όρο μια παρόμοια τιμή. Το γεγονός αυτό επίσης οφείλεται στα διαφορετικά κυκλώματα που χρησιμοποιούνται κατά την άνοδο του παλμού και την συμπεριφορά αυτών.



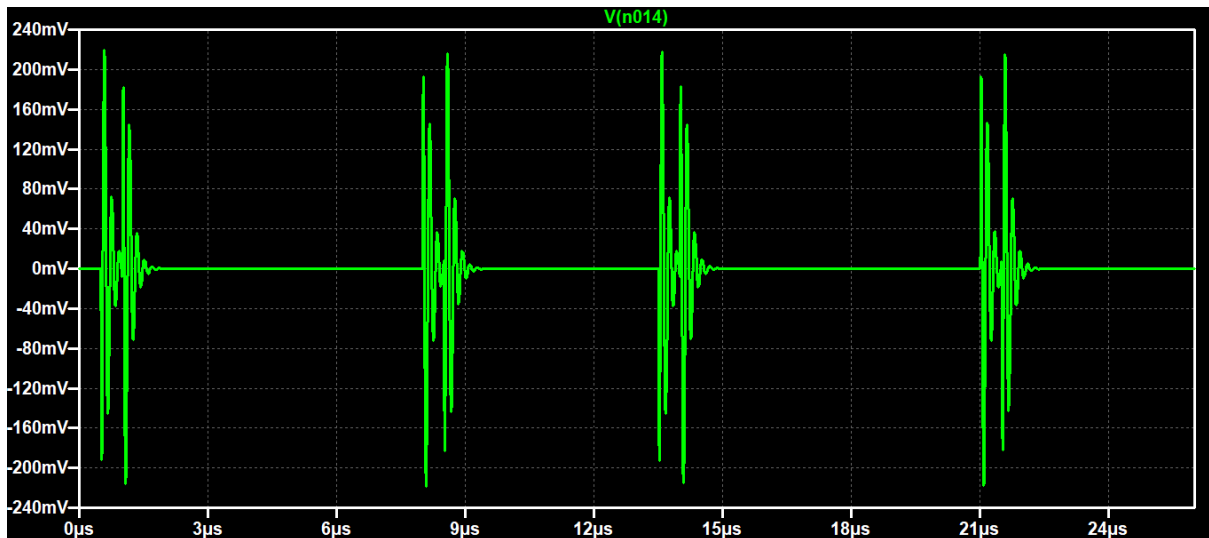
Εικόνα 4.10 Σύγκριση αποτελεσμάτων μεταξύ ηχώ μετάδοσης με: ιδανικό κύκλωμα οδηγού παλμών (αριστερά), κύκλωμα οδηγού παλμών εργασίας (δεξιά)

Στη συνέχεια, το σήμα περνάει στη φάση της λήψης όπου ακολουθεί το αντίστροφο μονοπάτι μέσα στον μετατροπέα και το γραμμικό ισodύναμο του κυκλώματος μετατροπέα R_x , είναι αρκετά παρόμοιο με το αντίστοιχο του T_x (Εικόνα 4.11).



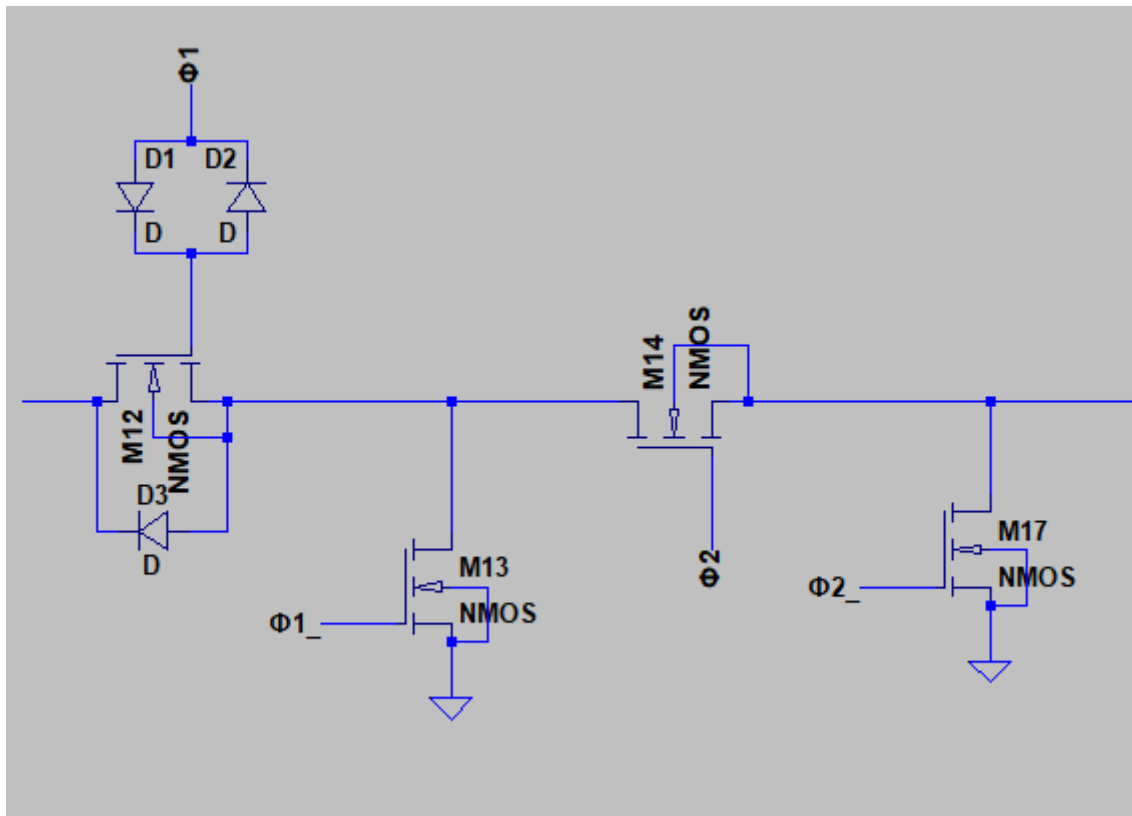
Εικόνα 4.11 Κυκλωματικό ισodύναμο CMUT λήψης

Το σήμα pulse-echo της λήψης έχει τη μορφή της Εικόνα 4.12, όπου βλέπουμε ότι το σήμα ενισχύεται από τον λόγο του μετασχηματιστή και η μέγιστη διακύμανση της εισόδου είναι πλάτους 400mV από κορυφή σε κορυφή (peak to peak).

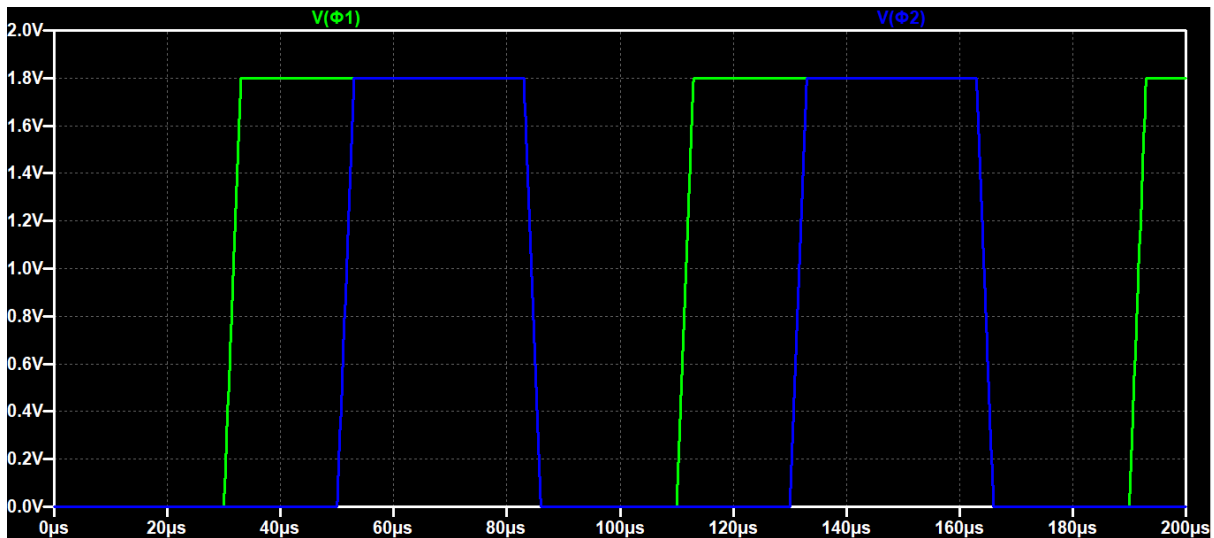


Εικόνα 4.12 Κυματομορφή σήματος ηχώ λήψης Rx

Μετά και τη λήψη του σήματος, ο διακόπτης T/R Switch, το κύκλωμα του οποίου φαίνεται στην Εικόνα 4.13, καθορίζει τις φάσεις λήψης και εκπομπής με βάση τους κύκλους των ρολογιών $\phi 1$ και $\phi 2$. Ο χρόνος $\phi 2$ καθορίζει τη φάση λήψης, ενώ όταν δεν είναι ενεργό ούτε το $\phi 1$ ούτε το $\phi 2$ είναι η περίοδος ακοής (Εικόνα 4.14). Η διαφορά των $\phi 1$ - $\phi 2$ χρησιμοποιείται για να δοθεί ο χρόνος στην διαδικασία για τη συλλογή και των μηδενισμό δεδομένων του προηγούμενου κύκλου λήψης.

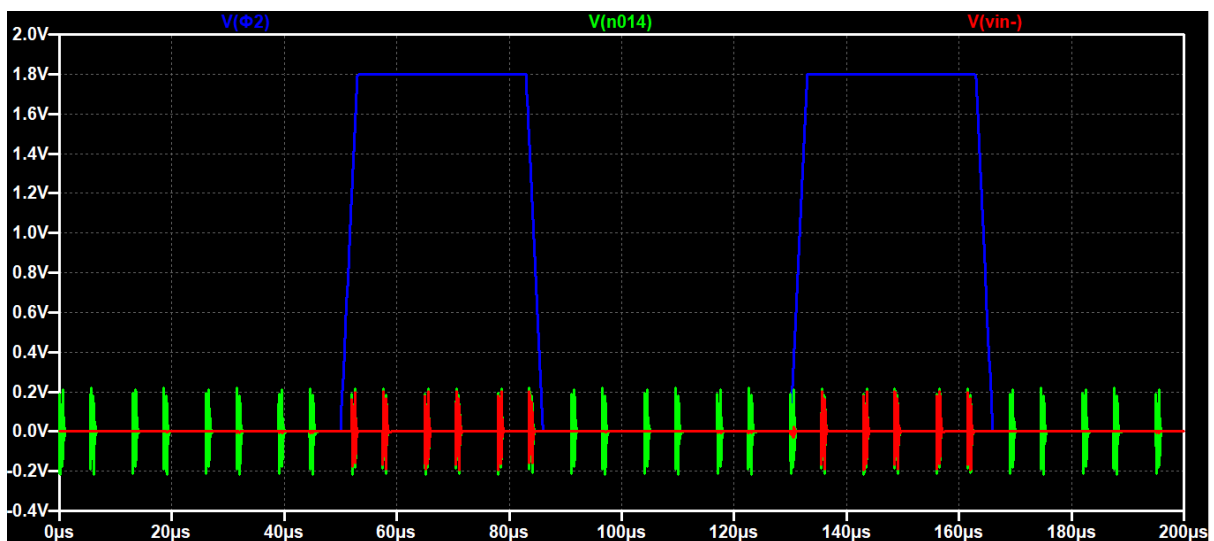


Εικόνα 4.13 Κύκλωμα T/R διακόπτη



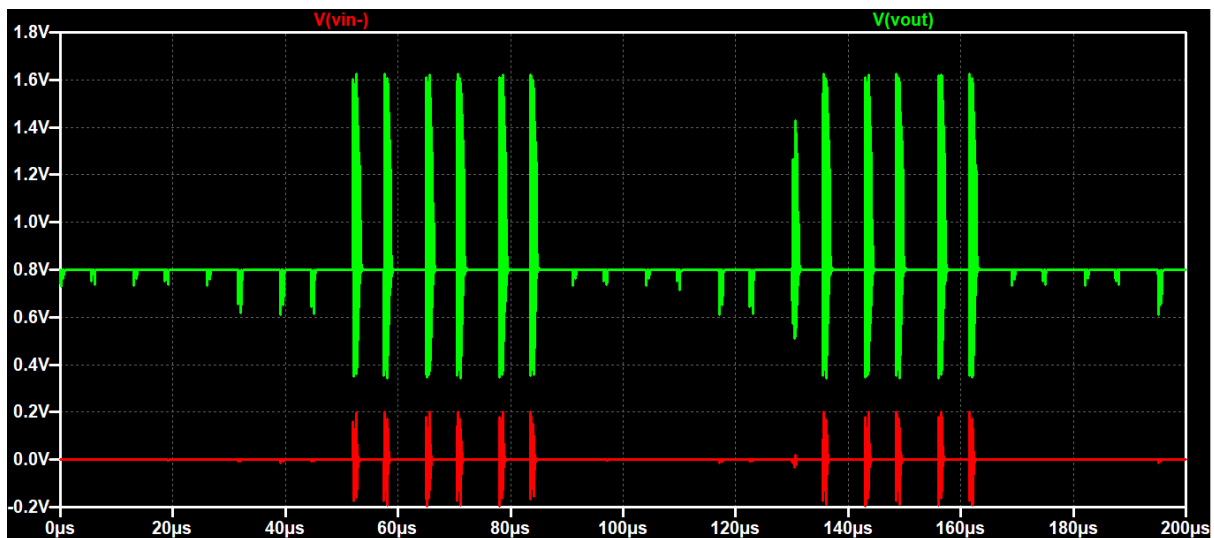
Εικόνα 4.14 Χρόνοι ενεργοποίησης ρολογιών φ1 και φ2

Τέλος το σήμα λήψης καταλήγει στο τελικό στάδιο του front end, που είναι ο διαφορικός ενισχυτής της Εικόνα 3.10. Αφότου γίνει το φιλτράρισμα του pulse-echo από τον T/R διακόπτη, απομένει το σήμα κατά τη διάρκεια της ακοής (Εικόνα 4.15).



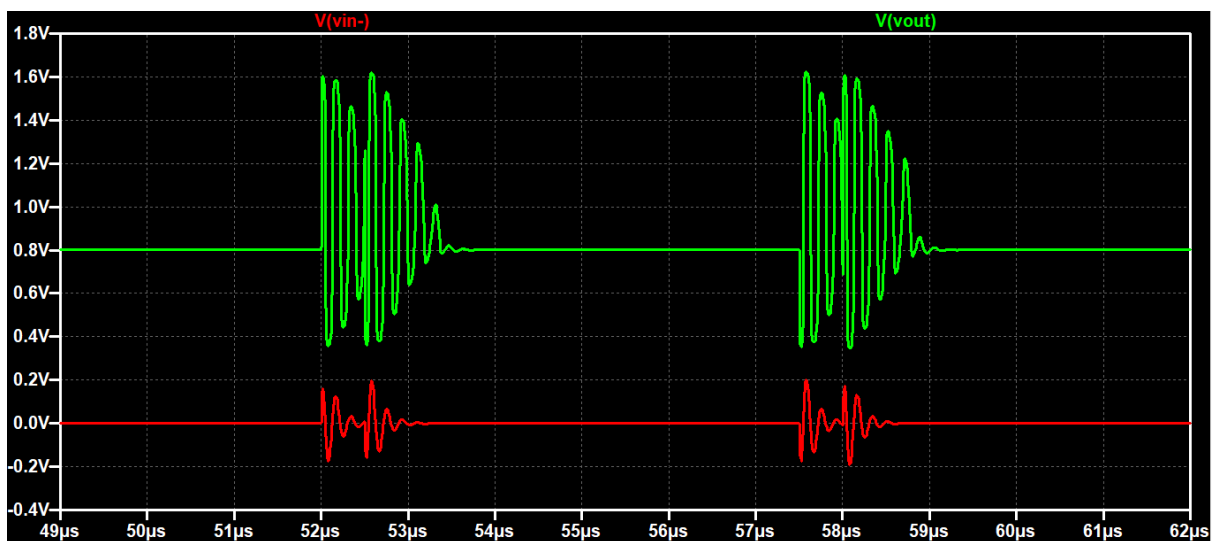
Εικόνα 4.15 Φιλτράρισμα σήματος λήψης

Έπειτα μελετάμε την απόδοση του ενισχυτή και τα χαρακτηριστικά του σε τρεις λειτουργίες, την dc ανάλυση, την ac ανάλυση και την ανάλυση θορύβου. Στη dc ανάλυση τη μορφή του σήματος εξόδου της Εικόνα 4.16.



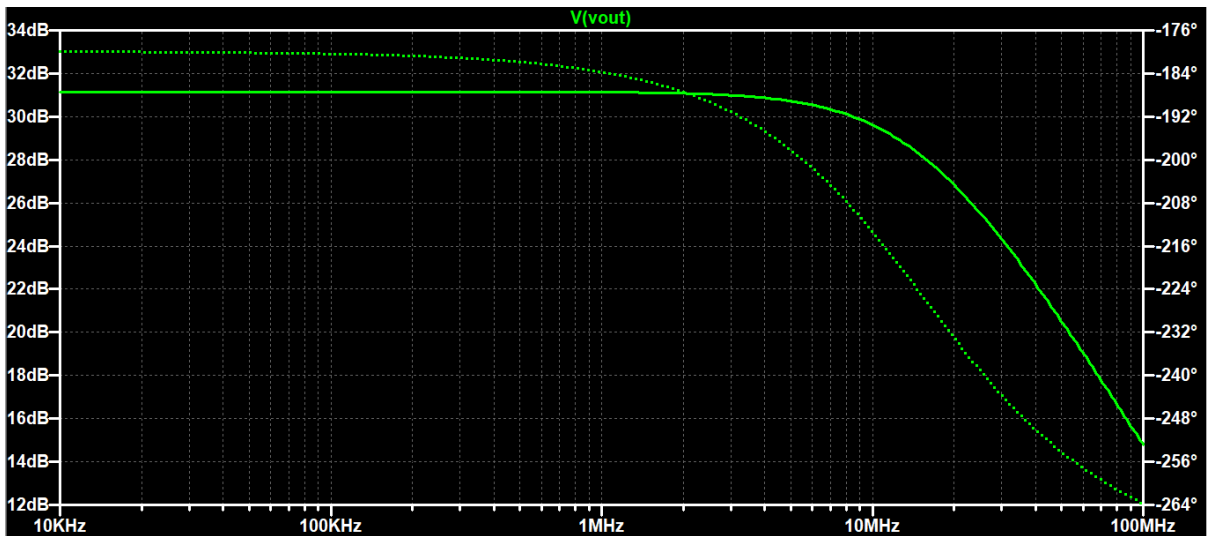
Εικόνα 4.16 Dc ανάλυση τελεστικού ενισχυτή και έξοδος του συστήματος

Από τη μεγέθυνση των σημάτων (Εικόνα 4.17) υπολογίζουμε από το πρόγραμμα προσομοίωσης ότι το κέρδος στην dc ανάλυση είναι $A \approx 4V/V$ και ότι έχει προστεθεί μια dc συνιστώσα των 0.8V.



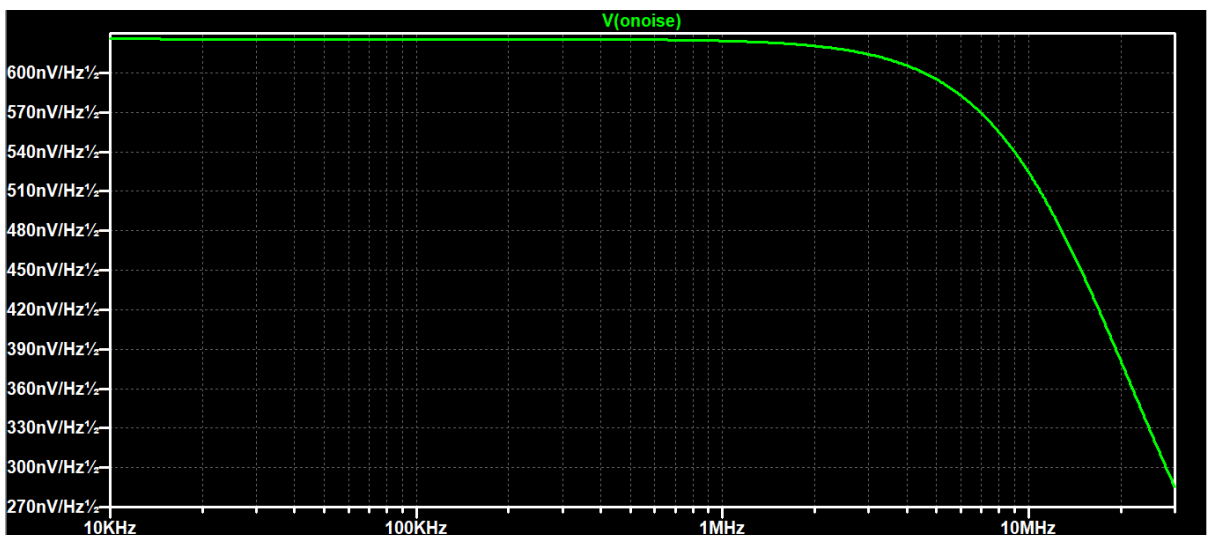
Εικόνα 4.17 Μεγέθυνση σήματος dc ανάλυσης

Από την ac ανάλυση μπορούμε να καθορίσουμε την συχνотική απόκριση του κυκλώματος. Όπως φαίνεται και στην Εικόνα 4.18 το εύρος ζώνης του ενισχυτή και η πειραματική συχνότητα αποκοπής $f_{3dB} = 11.85 \text{ MHz}$, ενώ στην επιθυμητή συχνότητα λειτουργίας (7.5 MHz) έχει κέρδος 31.15 dB



Εικόνα 4.18 Ac ανάλυση τηλεσκοπικού ενισχυτή

Τέλος, τα αποτελέσματα του θορύβου εξόδου (Εικόνα 4.19) έδειξαν ότι $V_{\text{noise}}=500 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$ στα 7.5 MHz, που είναι η συχνότητα λειτουργίας του κυκλώματος.



Εικόνα 4.19 Ανάλυση θορύβου εξόδου του τηλεσκοπικού ενισχυτή

Έρευνα αγοράς

Για την υλοποίηση της φορητής διάταξης θα χρειαστεί η εύρεση ενός κατάλληλου μεγέθους, ευλυγισίας και σχήματος αισθητήρα. Η κατασκευή της φορητής διάταξης θα έχει τη μορφή ενός περιλαίμιου εφαρμοστού στον λαιμό και με δύο αισθητήρες τοποθετημένους σε δύο πλευρές, στις θέσεις που βρίσκονται αντίστοιχα οι δύο καρωτίδες. Το «κολλάρο» θα πρέπει να έχει θέσεις αλλαγής του μεγέθους του στο πίσω μέρος της συσκευής, έτσι ώστε να εφαρμόζει ακριβώς σε πολλούς διαφορετικούς ασθενείς χωρίς να υπάρχει κενό αέρος που θα δημιουργούσε ακουστική εμπέδηση στο σήμα του υπερήχου.

Το ηλεκτρονικό μέρος μπορεί να προστεθεί σαν εξωτερικό μέλος της κατασκευής που συνδέεται με το «κολλάρο» με ηλεκτρονικά καλώδια. Πέρα από την επεξεργασία του front end το μέρος αυτό θα πρέπει να έχει τη δυνατότητα σύνδεσης παροχή ρεύματος αλλά και με ηλεκτρονικό υπολογιστή για επεξεργασία και αποθήκευση πληροφοριών.

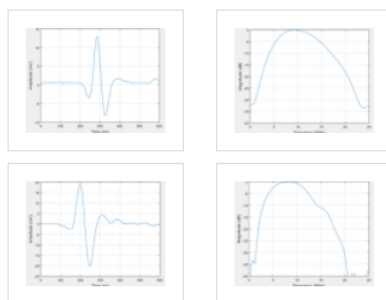
Όλα αυτά βέβαια έχουν κάποιο κόστος για να υλοποιηθούν και απαιτούν εξειδικευμένα τεχνολογικά υλικά. Οι εταιρείες που ασχολούνται με την κατασκευή CMUT μετατροπέων είναι ελάχιστες και έτσι η αναζήτηση ενός προϊόντος με συγκεκριμένες προδιαγραφές γίνεται δύσκολη.

Πρώτα από όλα, έγινε μια έρευνα για την εύρεση του κατάλληλου μετατροπέα που να είναι προσαρμόσιμο το σχήμα του και να έχει όλα τα στοιχεία που έχουν αναλυθεί στα προηγούμενα κεφάλαια. Επειδή στην αγορά υπάρχουν κυρίως μετατροπείς με μορφή probe, μια λύση είναι να αφαιρεθεί από το περίβλημα και να χρησιμοποιηθεί μόνο ο αισθητήρας του probe προσαρμοσμένος πάνω στην κατασκευή. Ένα προτεινόμενο probe φαίνεται στην Εικόνα 4.20, όπου είναι σύμφωνο με τις προδιαγραφές της εργασίας.



M17-4

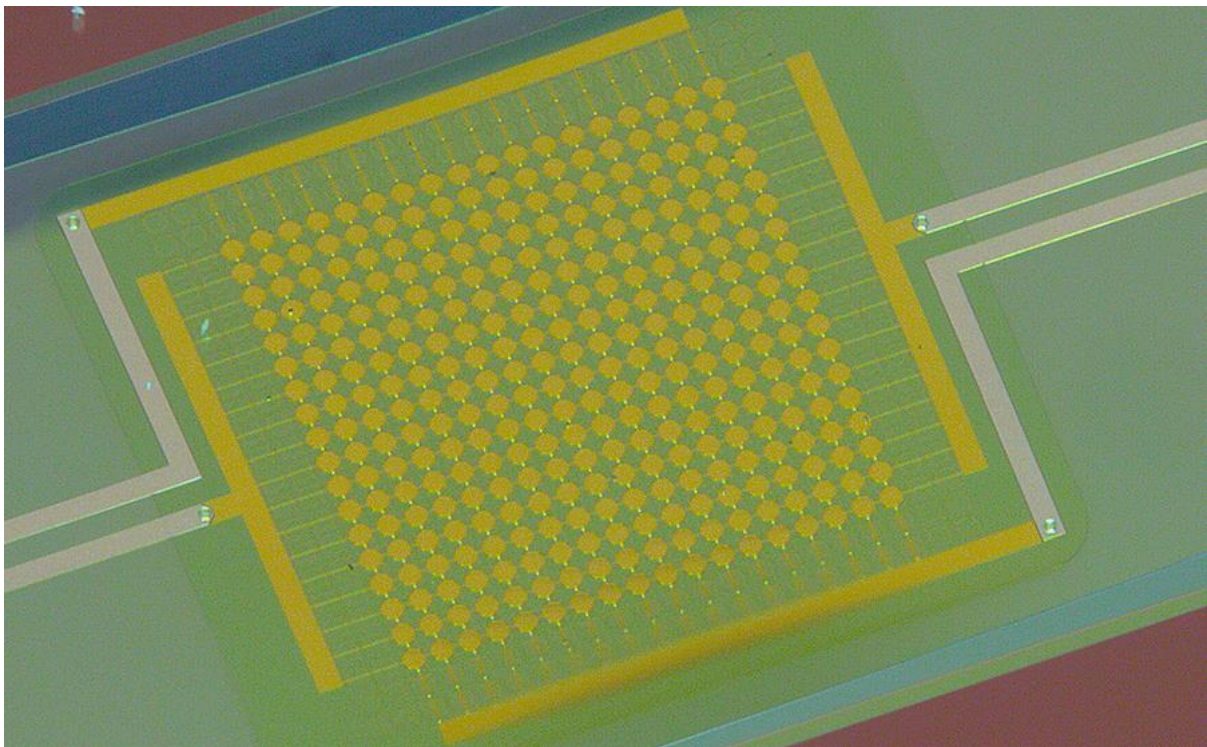
A 1D transducer array has single elements with fixed size and focus in the elevational dimension. A SiliconMatrix™ Array has multiple elements in both the azimuthal and elevational dimensions enabling a variable aperture size with multiple focal points to generate a narrow elevation beam throughout the entire imaging field resulting in unparalleled image quality to depth.



Center Frequency	8.0-10.0 MHz
Bandwidth	90-110%
Number of Elements	192
Number of Sub-elements	3
Element Spacing	0.21 mm
Elevation Focus	30.0 mm
Elevation Aperture	3.0+1.5x2 m m
Maximum AC Voltage	120V
Bias DC Input	+3.3V~+10.5V

Εικόνα 4.20 Probe M17-4 της εταιρίας KoloMedical Inc. για αρτηριακή απεικόνιση

Μια δεύτερη και πιο αποδοτική λύση για την κατασκευή της φορητής διάταξης είναι η χρήση ενός πρότυπου μιας ταινίας μετατροπέα, όπως φαίνεται στην Εικόνα 4.21, έτσι ώστε να είναι προσαρμοσμένο στις ανάγκες της εφαρμογής, του κυκλώματος αλλά και της κατασκευής.



Εικόνα 4.21 Προσαρμοσμένος CMUT πίνακας της PHILIPS πάνω σε εύκαμπτο φύλλο [22]

Έτσι η τελική μορφή του προϊόντος θα έχει την μορφή της Εικόνα 4.22.



Εικόνα 4.22 Σχεδιασμός περιλαίμιου φορητής συσκευής [13]

Κεφάλαιο 5 Συμπεράσματα και μελλοντική εργασία

Συμπεράσματα

Ο στόχος αυτής της εργασίας ήταν να προτείνει ένα νέο σχεδιασμό front end ενός υπερηχητικού συστήματος απεικόνισης, κατάλληλο και για φορητά προϊόντα, για εφαρμογές χαμηλής και μέσης συχνότητας.

Για την πραγματοποίηση του οδηγού παλμών Tx κατά τη διάρκεια της περιόδου εκπομπής, χρησιμοποιήθηκαν δύο διαφορετικές τοπολογίες level shifter. Λαμβάνοντας υπόψιν τις μεγάλες παρασιτικές χωρητικότητες που εισάγονται από τα τρανζίστορ υψηλών τάσεων, ο πομπός είναι σε θέση να αποδώσει έως και 100V τετραγωνικό παλμό. Ο pulse echo που παράγεται μετά το γραμμικό ισοδύναμο του CMUT Tx είναι αρκετά συμμετρικός ως προς το πλάτος, σε σύγκριση και με τον παλμό του ιδανικού μοντέλου.

Στη συνέχεια για την πραγματοποίηση του τελεστικού ενισχυτή Rx κατά τη διάρκεια της περιόδου λήψης, χρησιμοποιήθηκαν ένα διαφορικό ζεύγος με ενεργό φορτίο στην είσοδο και μια τοπολογία cascode ενισχυτή κοινής πηγής. Αξιοποιώντας τα αποτελέσματα της ανάλυσης και συνυπολογίζοντας την ευαισθησία της φύσης του σήματος στον θόρυβο και τις ταλαντώσεις των παρασιτικών στοιχείων, ο δέκτης διαθέτει έναν ενισχυτή εξαιρετικά χαμηλού θορύβου, ισχύος και ικανοποιητικού δυναμικού εύρους. Η λειτουργικότητα του συστήματος έχει αποδειχθεί εκτενώς με προσομοιώσεις παλμού και μαθηματικούς υπολογισμούς.

Πίνακας 5 Σύνοψη απόδοσης του συστήματος και σύγκριση με προηγούμενες μελέτες

	Χαρακτηριστικά	Αυτή η εργασία	[29]	[32]	[33]
Παράμετροι μετατροπέα	Τύπος μετατροπέα	CMUT	CMUT	CMUT	PZT
	Συχνότητα σήματος	7.5 MHz	7.5 MHz	7.5 MHz	13 MHz
	Πλάτος σήματος εισόδου	0 V – 100 V	0V-100V	1mA - 100 mA	0V - 30V
	Χωρητικότητα CMUT	9.2 pF	9.2 pF	18pF	-
	k_T^2	0.29	0.23	-	-
Κύκλωμα ενισχυτή	Τεχνολογία τρανζίστορ	0.18 μm BCD-SOI	0.18 μm BCD	0.18 μm BCD	0.18 μm HV CMOS
	Εύρος ζώνης	12 MHz	20 MHz	40 MHz	16 MHz
	Δυναμικό εύρος	31dB	70dB	40dB	12dB
	Ισχύς	1.8mW	2mW	10.8 mW	9.1 mW
	Θόρυβος εξόδου	$0.5\text{mA}/\sqrt{\text{Hz}}$	$0.55\text{mA}/\sqrt{\text{Hz}}$	$0.96\text{mA}/\sqrt{\text{Hz}}$	$3\text{mA}/\sqrt{\text{Hz}}$

Ο Πίνακας 5 δείχνει την απόδοση του κυκλώματος σε σύγκριση με προηγούμενες εργασίες. Βέβαια, η άμεση σύγκριση των τιμών, είναι δύσκολη λόγω των διαφορετικών προδιαγραφών μετατροπέα. Παρόλα αυτά, σε σύγκριση με κατασκευές προηγούμενων εργασιών, αυτή η εργασία παρέχει εξαιρετικά χαμηλό θόρυβο εξόδου που δε δημιουργεί παραμόρφωση στο σήμα και δεν έχει υψηλές ενεργειακές ανάγκες, γεγονός που βοηθάει στην κατασκευή μιας φορητής συσκευής. Τέλος, παρουσιάζει ένα περιορισμένο εύρος ζώνης πράγμα που εξυπηρετεί στην εξειδίκευση αυτής της εφαρμογής.

Βελτιώσεις

Κάποιες παράμετροι του τελεστικού ενισχυτή Rx αφήνουν χώρο για βελτιώσεις. Στο Κεφάλαιο 4 κάποια αποτελέσματα προσομοιώσεων είναι διαφορετικά από αυτά του Κεφάλαιο 3, όπου έχουν γίνει οι μαθηματικοί υπολογισμοί. Αυτό οφείλεται στην αναντιστοιχία (mismatch) των κυκλωμάτων, η οποία μπορεί να μειωθεί αλλάζοντας τις αναλογίες των W/L των τρανζίστορ pmos και nmos.

Επιπλέον, το εύρος ζώνης κλειστού βρόχου είναι λίγο μεγαλύτερο από το απαιτούμενο, πράγμα που σημαίνει ότι ο θόρυβος και η κατανάλωση ισχύος μπορούν να βελτιστοποιηθούν θυσιάζοντας κάποιο εύρος ζώνης κλειστού βρόχου. Επομένως, μπορεί να επιτευχθεί καλύτερη ισορροπία μεταξύ του θορύβου, του εύρους ζώνης κλειστού βρόχου, της σταθερότητας και της κατανάλωσης ισχύος.

Οι δύο πυκνωτές αντιστάθμισης που περιλαμβάνονται στον σχεδιασμό, καταλαμβάνουν μια σχετικά μεγάλη περιοχή και είναι επίφοβοι για τη δημιουργία ταλαντώσεων στο κύκλωμα, αλλά χρησιμοποιούνται για την μείωση θορύβου στην είσοδο του ενισχυτή. Αυτό μπορεί να βελτιωθεί με το σχεδιασμό ενός καλύτερου βρόχου ανάδρασης στη λειτουργία κοινού σήματος. Επίσης, χρησιμοποιούνται αρκετές αντιστάσεις σαν διαιρέτες τάσης, για τον καθορισμό της στάθμης των dc τιμών, οι οποίες μπορούν να αποφευχθούν χρησιμοποιώντας ενεργά στοιχεία που θα έχουν την ίδια αντίσταση με τον κατάλληλο λόγο W/L. Με αυτόν τον τρόπο μειώνεται ακόμη περισσότερο ο θόρυβος του συστήματος.

Μελλοντική εργασία

Το σύστημα για να ολοκληρωθεί χρειάζεται να προστεθεί επιπλέον μια γεννήτρια παραγωγής των σημάτων ελέγχου. Είναι επιθυμητός και ο σχεδιασμός ενός TGC LNA ενισχυτή για να παρέχεται συνεχής έλεγχος κέρδους εντός του LNA.

Επίσης είναι ανάγκη να σχεδιαστεί ένας μετατροπέας αναλογικού σε ψηφιακό σήμα (analog-to-digital circuit) για να δημιουργήσει τα κατάλληλα σήματα που μετέπειτα θα επεξεργαστεί μια επεξεργαστική μονάδα.

Αφότου τα κυκλώματα είναι ολοκληρωμένα και έχουν γίνει οι κατάλληλες μετρήσεις και προσομοιώσεις, όλο το σύστημα θα πρέπει να τυπωθεί σε πλακέτα κυκλωμάτων (**printed circuit board – PCB**) και θα πρέπει να δοκιμαστεί η απόδοση κάτω από πραγματικές συνθήκες λειτουργίας.

Τέλος, το επόμενο βήμα θα είναι η κατασκευή του κολλάρου και ο συνδυασμός του μετατροπέα CMUT με την πλακέτα που σχεδιάστηκε.

Βιβλιογραφία

- [1] WHO, “Cardiovascular diseases (CVDs),” 2017. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases->
- [2] A. Tognetti, F. Lorussi, R. Bartalesi, S. Quaglini, M. Tesconi, G. Zupone, and D. De Rossi, “The MyHeart Project – Fighting cardiovascular diseases by prevention and early diagnosis,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 2, Mar. 2005, doi: 10.1186/1743-0003-2-8.
- [3] J. F. Polak, M. Szklo, R. A. Kronmal, G. L. Burke, S. Shea, A. E. H. Zavodni, and D. H. O'Leary, “The value of carotid artery plaque and intima-media thickness for incident cardiovascular disease: the multi-ethnic study of atherosclerosis,” *J. Am. Heart Assoc.*, vol. 2, no. 2, pp. 1–11, 2013, doi: 10.1161/JAHA.113.000087.
- [4] Ιωάννης Σ. Γούσια, “Ανάλυση της υφής αθηρωματικής πλάκας καρωτίδας από εικόνες υπερήχων β - σάρωσης”, Διπλωματική εργασία, 2003.
- [5] A. Gastounioti, S. Makrodimitris, S. Golemati, N. P. E. Kadoglou, C. D. Liapis, and K. S. Nikita, “A novel computerized tool to stratify risk in carotid atherosclerosis using kinematic features of the arterial wall,” *IEEE J. Biomed. Heal. Informatics*, vol. 19, no. 3, pp. 1–1, May 2014, doi: 10.1109/JBHI.2014.2329604.
- [6] F. Y. Rizi, J. Au, H. Yli-Ollila, S. Golemati, M. Makūnaitė, M. Orkisz, N. Navab, M. MacDonald, T. M. Laitinen, H. Behnam, Z. Gao, A. Gastounioti, R. Jurkonis, D. Vray, T. Laitinen, A. Sérusclat, K. S. Nikita, and G. Zahnd, “Carotid Wall Longitudinal Motion in Ultrasound Imaging: An Expert Consensus Review,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 46, no. 10, pp. 2605–2624, Oct. 2020, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2020.06.006.
- [7] S. Golemati and K. S. Nikita, “Cardiovascular Computing—Methodologies and Clinical Applications • BioSim,” *Springer*, 2019. <https://www.biosim.ntua.gr/en/publication/514> (accessed Sep. 27, 2020).
- [8] K. S. Nikita, “Atherosclerosis: the evolving role of vascular image analysis,” *Comput. Med. Imaging Graph.*, vol. 37, no. 1, pp. 1–3, 2013, doi: 10.1016/j.compmedimag.2012.12.001.
- [9] S. Golemati, E. Patelaki, A. Gastounioti, I. Andreadis, C. D. Liapis, and K. S. Nikita, “Motion synchronisation patterns of the carotid atheromatous plaque from B-mode ultrasound,” *Sci. Rep.*, vol. 10, no. 1, Dec. 2020, doi: 10.1038/s41598-020-65340-2.
- [10] J. Cancela, M. Pastorino, M. T. Arredondo, K. S. Nikita, F. Villagra, and M. A. Pastor, “Feasibility study of a wearable system based on a wireless body area network for gait assessment in parkinson’s disease patients,” *Sensors*, vol. 14, pp. 4618–4633, 2014, doi: 10.3390/s140304618.
- [11] G. M. Karageorgos, C. Manopoulos, A. Kiourti, A. Karagiannis, S. Tsangaris, and K. S. Nikita, “An approach for self-powered cardiovascular monitoring based on electromagnetic induction,” *IEEE Sens. J.*, vol. 18, no. 1, pp. 83–93, Jan. 2018, doi: 10.1109/JSEN.2017.2699123.
- [12] C. Wang, X. Li, H. Hu, L. Zhang, Z. Huang, M. Lin, Z. Zhang, Z. Yin, B. Huang, H. Gong, S. Bhaskaran, Y. Gu, M. Makihata, Y. Guo, Y. Lei, Y. Chen, C. Wang, Y. Li, T. Zhang, Z. Chen, A. P. Pisano, L. Zhang, Q. Zhou, and S. Xu, “Monitoring of the central blood pressure waveform via a conformal ultrasonic device Chonghe,” *Nat. Biomed. Eng.*, vol. 2, no. September, 2018, doi: 10.1038/s41551-018-0287-x.
- [13] S. Shomaji, A. Basak, S. Mandal, R. Karam, and S. Bhunia, “A wearable carotid ultrasound

- assembly for early detection of cardiovascular diseases,” pp. 17–20, doi: 10.1109/HIC.2016.7797686.
- [14] A. Huang, M. Yoshida, Y. Ono, S. Rajan, and A. M. Setup, “Continuous measurement of arterial diameter using wearable and flexible ultrasonic sensor,” pp. 1–4, 2017.
- [15] Τσαντής Σταύρος, “Ενότητα 7- Σύγχρονα συστήματα υπερηχογραφίας” in *Αρχές φυσικής και τεχνολογίας διαγνωστικής υπερηχογραφίας*, 2015, pp. 67–93 .
- [16] Τσαντής Σταύρος, *Αρχές φυσικής και τεχνολογίας διαγνωστικής υπερηχογραφίας*. 2015.
- [17] Δ. Δ. Κουτσούρης, “Μέθοδοι Απεικόνισης Υπερήχων.”
- [18] Τσαντής Σταύρος, “2. Ενότητα 2 – Διάδοση των υπερήχων μέσα στους ιστούς,” in *Αρχές φυσικής και τεχνολογίας διαγνωστικής υπερηχογραφίας*, 2015, pp. 34–49.
- [19] J. Amelung, “Capactive micromachined ultrasound transducer (CMUT),” *Fraunhofer institute*. .
- [20] O. Oralkan, “Capacitive micromachined ultrasonic transducers for medical imaging and,” vol. 54004, 2011, doi: 10.1088/0960-1317/21/5/054004.
- [21] C. D. Gerardo, E. Cretu, and R. Rohling, “Fabrication and testing of polymer-based capacitive micromachined ultrasound transducers for medical imaging,” *Microsystems Nanoeng.*, 2018, doi: 10.1038/s41378-018-0022-5.
- [22] R. Van Schaijk, “CMUT and PMUT: New technology platform for medical ultrasound,” no. November, 2018.
- [23] P. Bekkers and B. Development, “Capacitive micromachined ultrasound transducers.”
- [24] G. Matrone, A. Savoia, M. Terenzi, G. Caliano, F. Quaglia, and G. Magenes, “A volumetric CMUT-based ultrasound imaging system simulator with integrated reception and μ -beamforming electronics models,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 61, no. 5, pp. 792–804, 2014, doi: 10.1109/tuffc.2014.2971.
- [25] A. Savoia, G. Caliano, B. Mauti, M. Pappalardo, and V. Navale, “Performance optimization of a high frequency CMUT probe for medical imaging,” pp. 600–603, 2011.
- [26] F. P. G. Ar-, “Συστήματα βασισμένα σε FPGA,” pp. 1–26.
- [27] F. Programmable and G. Array, “Από τη Βικιπαίδεια, την ελεύθερη εγκυκλοπαίδεια,” pp. 1–2, 2020.
- [28] G. G. Yaralioglu, A. S. Ergun, B. Bayram, E. Hægström, and B. T. Khuri-Yakub, “Calculation and measurement of electromechanical coupling coefficient of capacitive micromachined ultrasonic transducers,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 50, no. 4, pp. 449–456, 2003, doi: 10.1109/TUFFC.2003.1197968.
- [29] M. Sautto, A. S. Savoia, F. Quaglia, G. Caliano, and A. Mazzanti, “A comparative analysis of CMUT receiving architectures for the design optimization of integrated transceiver front ends,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 64, no. 5, pp. 826–838, 2017, doi: 10.1109/TUFFC.2017.2668769.
- [30] A. S. Savoia, G. Caliano, B. Mauti, M. Pappalardo, and V. Navale, “An ultra-low-power fully integrated ultrasound imaging CMUT transceiver featuring a high-voltage unipolar pulser and a low-noise charge amplifier,” *IEEE Int. Ultrason. Symp. IUS*, pp. 2568–2571, 2014, doi: 10.1109/ULTSYM.2014.0641.
- [31] M. Sautto, D. Leone, A. Savoia, D. Ghisu, F. Quaglia, G. Caliano, and A. Mazzanti “A CMUT

- transceiver front-end with 100-V TX driver and 1-mW low-noise capacitive feedback RX amplifier in BCD-SOI technology,” *Eur. Solid-State Circuits Conf.*, pp. 407–410, 2014, doi: 10.1109/ESSCIRC.2014.6942108.
- [32] Q. Jiang, “A low - noise amplifier for ultrasound imaging with continuous time - gain compensation,” no. August 2019, 2020.
- [33] M. Tan, C. Chen, Z. Chen, J. Janjic, V. Daeichin, Z. Y. Chang, E. Noothout, G. Van Soest, M. D. Verweij, N. De Jong, and M. A.P. Pertijs, “A front-end ASIC with high-voltage transmit switching and receive digitization for 3-D forward-looking intravascular ultrasound imaging,” *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 53, no. 8, pp. 2284–2297, 2018, doi: 10.1109/JSSC.2018.2828826.