



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΔΥΤΙΚΗΣ ΑΤΤΙΚΗΣ

ΣΧΟΛΗ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΒΙΟΪΑΤΡΙΚΗΣ

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ
ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ
ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ
ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

ΒΙΚΤΩΡ ΣΠΥΡΙΔΩΝ ΑΡΑΒΑΝΗΣ

Αριθμός Μητρώου: 48016010

**Επιβλέπων Καθηγητής,
Μιχαήλ Χρήστος
Επίκουρος Καθηγητής**

Η Τριμελής Εξεταστική Επιτροπή

Ο Επιβλέπων Καθηγητής

Μιχαήλ Χρήστος

Επίκουρος Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Βαλαής Ιωάννης

Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

Καλύβας Νεκτάριος

Αναπληρωτής Καθηγητής

[ΨΗΦΙΑΚΗ ΥΠΟΓΡΑΦΗ]

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

ΔΗΛΩΣΗ ΣΥΓΓΡΑΦΕΑ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ

Ο υπογράφων Αραβάνης Βίκτωρ Σπυρίδων του Ευσταθίου, με αριθμό μητρώου 48016010 φοιτητής του Τμήματος Μηχανικών Βιοϊατρικής της Σχολής Μηχανικών του Πανεπιστημίου Δυτικής Αττικής, δηλώνω υπεύθυνα ότι:

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

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

Ημερομηνία

02/10/2023

Ο Δηλών



**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Ευχαριστίες:

Για την διεκπεραίωση της διπλωματικής εργασίας θα ήθελα να ευχαριστήσω τον επιβλέποντα καθηγητή Χρήστο Μιχαήλ, καθώς και την οικογένειά μου.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Η ιατρική ψηφιακή απεικόνιση υπερήχων είναι ένα βασικό διαγνωστικό εργαλείο στη σύγχρονη υγειονομική περίθαλψη, που προσφέρει σε πραγματικό χρόνο, μη επεμβατικές γνώσεις για τις εσωτερικές λειτουργίες του ανθρώπινου σώματος. Αυτή η εργασία εμβαθύνει στη σφαίρα της ιατρικής ψηφιακής απεικόνισης υπερήχων και στον κρίσιμο ρόλο που διαδραματίζουν τα μέτρα ποιοτικού ελέγχου στη διασφάλιση της ακρίβειας, της ασφάλειας και της αξιοπιστίας της. Η εργασία ξεκινάει παρέχοντας μια επισκόπηση του μετασχηματιστικού αντίκτυπου της ιατρικής ψηφιακής απεικόνισης υπερήχων στην κλινική πράξη. Υπογραμμίζει την ευελιξία της μεθόδου σε όλους τους ιατρικούς κλάδους, από τη μαιευτική και την καρδιολογία έως την ακτινολογία και τη γαστρεντερολογία. Τα εγγενή πλεονεκτήματα του υπερήχου, όπως η μη ιονίζουσα ακτινοβολία, η φορητότητα και η οικονομική του απόδοση, τονίζονται ως βασικοί μοχλοί της ευρείας υιοθέτησής του. Προχωρώντας, η εργασία εξετάζει τη σημασία των προτύπων ποιοτικού ελέγχου στην ιατρική ψηφιακή απεικόνιση υπερήχων. Σκιαγραφεί την πολύπλευρη φύση του ποιοτικού ελέγχου, που περιλαμβάνει αξιολόγηση ποιότητας εικόνας, πρωτόκολλα ασφαλείας, αξιολόγηση απόδοσης συστήματος και τήρηση κανονιστικών κατευθυντήριων γραμμών. Υπογραμμίζεται ο ουσιαστικός ρόλος του ποιοτικού ελέγχου στην ελαχιστοποίηση των διαγνωστικών σφαλμάτων, στη βελτίωση της ασφάλειας των ασθενών και στη διατήρηση της μακροζωίας του εξοπλισμού. Επιπλέον, η εργασία εμβαθύνει σε συγκεκριμένα μέτρα ποιοτικού ελέγχου που χρησιμοποιούνται συνήθως στην ιατρική ψηφιακή απεικόνιση υπερήχων, συμπεριλαμβανομένης της τακτικής βαθμονόμησης του συστήματος, της συντήρησης του ηχοβολέα και της συνεχούς παρακολούθησης της ποιότητας. Τονίζεται η σημασία των τακτικών δοκιμών επάρκειας για υπερηχογράφους και παρόχους υγειονομικής περίθαλψης για να διασφαλιστεί η βέλτιστη χρήση αυτής της τεχνολογίας. Επιπλέον, η εργασία υπογραμμίζει την ενσωμάτωση τεχνολογικών προόδων, όπως η τεχνητή νοημοσύνη και ο αυτοματισμός, σε διαδικασίες ποιοτικού ελέγχου, υπόσχοντας πιο αποτελεσματικές και ακριβείς αξιολογήσεις. Αντιμετωπίζει επίσης τις προκλήσεις που τίθενται από τις εξελισσόμενες τεχνικές υπερήχων, όπως η απεικόνιση 3D/4D και η ελαστογραφία, στον ποιοτικό έλεγχο και την ανάγκη για ενημερωμένα πρότυπα για την προσαρμογή αυτών των καινοτομιών. Συμπερασματικά, η εργασία υπογραμμίζει τον απαραίτητο ρόλο των προτύπων ποιοτικού ελέγχου στη διατήρηση της ακεραιότητας και της αποτελεσματικότητας της ιατρικής ψηφιακής απεικόνισης υπερήχων. Καθώς αυτή η τεχνολογία συνεχίζει να εξελίσσεται και να επεκτείνει τις εφαρμογές της, η αυστηρή τήρηση των μέτρων ποιοτικού ελέγχου παραμένει πρωταρχικής σημασίας για την τήρηση των υψηλότερων προτύπων φροντίδας ασθενών και διαγνωστικής ακρίβειας. Η εργασία οραματίζεται ένα μέλλον όπου ο ποιοτικός έλεγχος προχωρά παράλληλα με τις τεχνολογικές καινοτομίες, διασφαλίζοντας τη συνεχή επιτυχία και αξιοπιστία της ιατρικής ψηφιακής απεικόνισης υπερήχων στην υγειονομική περίθαλψη.

Λέξεις Κλειδιά

Υπερηχογραφία – Συστήματα Υπερηχογραφίας – Πρότυπα Ελέγχου

ABSTRACT

Medical digital ultrasound imaging is a key diagnostic tool in modern healthcare, providing real-time, non-invasive insights into the inner workings of the human body. This WORK delves into the realm of medical digital ultrasound imaging and the critical role quality control measures play in ensuring its accuracy, safety and reliability. The paper begins by providing an overview of the transformative impact of medical digital ultrasound imaging in clinical practice. It highlights the versatility of the method in all medical disciplines, from obstetrics and cardiology to radiology and gastroenterology. The inherent advantages of ultrasound, such as its non-ionizing radiation, portability and cost-effectiveness, are highlighted as key drivers of its widespread adoption. Moving to the core focus, the paper examines the importance of quality control standards in the realm of medical digital ultrasound imaging. Outlines the multifaceted nature of quality control, including image quality assessment, security protocols, system performance assessment, and adherence to regulatory guidelines. The essential role of quality control in minimizing diagnostic errors, improving patient safety and maintaining equipment longevity is highlighted. In addition, the paper delves into specific quality control measures commonly used in medical digital ultrasound imaging, including regular system calibration, transducer maintenance, and continuous quality monitoring. The importance of regular proficiency testing for sonographers and healthcare providers to ensure optimal use of this technology is emphasized. Additionally, the work highlights the incorporation of technological advances, such as artificial intelligence and automation, into quality control processes, promising more efficient and accurate assessments. It also addresses the challenges posed by evolving ultrasound techniques, such as 3D/4D imaging and elastography, to quality control and the need for updated standards to accommodate these innovations. In conclusion, the paper highlights the essential role of quality control standards in maintaining the integrity and efficiency of medical digital ultrasound imaging. As this technology continues to evolve and expand its applications, strict adherence to quality control measures remains paramount to maintaining the highest standards of patient care and diagnostic accuracy. The work envisions a future where quality control advances alongside technological innovations, ensuring the continued success and reliability of medical digital ultrasound imaging in healthcare.

Keywords

Ultrasound – Ultrasound Systems – Quality Controls

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Περιεχόμενα

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ	10
ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ	11
ΕΙΣΑΓΩΓΗ.....	12
1.ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ	13
2.ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΕΙΑΣ.....	16
3.ΔΙΑΔΟΣΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΜΕΣΑ ΣΤΟΥΣ ΙΣΤΟΥΣ.....	17
3.1 Ανάκλαση.....	17
3.2 Διάθλαση.....	18
3.3 Σκέδαση.....	19
3.4 Απορρόφηση	20
3.5 Εξασθένηση.....	21
3.6 Πιεζοηλεκτρικό Φαινόμενο.....	22
4.ΣΥΣΚΕΥΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΕ ΥΠΕΡΗΧΟΥΣ.....	23
4.1 Α-υπερηχογράφος.....	23
4.2 Στατικοί Β-υπερηχογράφοι.....	24
4.3 Μ-υπερηχογράφοι	26
4.4 Υπερηχοτομογράφος DOPPLER	27
5.ΜΟΝΑΔΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	28
5.1 FRONT END ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	30
5.2 BACK END ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	35
5.3 Δομικό Διάγραμμα Ηχοβολέα.....	37
6.ΔΟΜΗ ΣΥΓΧΡΟΝΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ ACUSON S Family	38
7.ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟΥΣ ΠΟΙΟΤΙΚΟΥΣ ΕΛΕΓΧΟΥΣ.....	40
7.1 Φροντίδα του συστήματος υπερηχογράφου	41
7.2 Καθαρισμός και Απολύμανση.....	43
7.3 Καθαρισμός των φίλτρων αέρα.....	46
7.4 Ηχοβολείς.....	47
7.5 Ρύθμιση και αξιοπιστία του μόνιτορ απεικόνισης.....	51
7.6 Επιλογή των ρυθμίσεων του συστήματος.....	53
7.7 Χαρακτηριστικά ομοιώματος.....	54
8.ΕΛΕΓΧΟΙ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΕΙΚΟΝΑΣ.....	56
8.1 Ομοιομορφία ή ομοιογένεια (Uniformity)	56
8.2 Μέγιστο Βάθος Διείσδυσης ή απεικόνισης (Maximum depth of penetration)	57
8.3 Ακρίβεια Απόστασης (Distance accuracy – vertical and horizontal)	59
8.4 Διακριτική ικανότητα (ΔΙ) ανηχογενών εστιών.....	60
8.5 Χωρική διακριτική ικανότητα (Spatial Resolution)	61
8.5.1 Αξονική Διακριτική Ικανότητα (ΑΔΙ).....	61

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

8.5.2 Πλευρική Διακριτική Ικανότητα (ΠΔΙ)	64
8.5.3 Διακριτική ικανότητα πάχους – ΔΠΙ (Elevation Resolution)	66
8.6 Έλεγχος Νεκρής Ζώνης (Dead Zone).....	67
9.ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ DOPPLER	69
10.ΕΞΕΛΙΞΕΙΣ ΣΤΗΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ.....	71
10.1 3D/4D υπερηχογραφική απεικόνιση	71
10.2 Ελαστογραφία	72
10.2.1 Τεχνικές ελαστογραφίας με υπερήχους.....	73
10.3 Τεχνητή νοημοσύνη	74
11.ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΠΡΟΤΥΠΩΝ ΕΛΕΓΧΟΥ	75
11.1 Εισαγωγή στην μελέτη	75
11.2 Μεθοδολογία	76
11.3 Αποτελέσματα	77
11.4 Συμπέρασμα Μελέτης	92
ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	93
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ.....	94

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΕΙΚΟΝΩΝ

EIKONA 1: Αρχή λειτουργίας υπερήχου

EIKONA 2: Ανάκλαση και διάθλαση φωτεινής μονοχρωματικής δέσμης κατά τη μετάβαση από ένα διαφανές μέσο σε άλλο

EIKONA 3: Σκέδαση

EIKONA 4: Η διακύμανση του συντελεστή απορρόφησης συναρτῆσει της συχνότητας

EIKONA 5: Ο συντελεστής απορρόφησης συναρτῆσει της συχνότητας

EIKONA 6: Ρυθμοί εξασθένησης για διαφορετικούς ιστούς

EIKONA 7: Πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο

EIKONA 8: Απεικόνιση A-Mode

EIKONA 9: Απεικόνιση A-Mode υπερηχογραφήματος κατά την δεκαετία του 1950

EIKONA 10: Απεικόνιση B-Mode

EIKONA 11: Ίχνος πλάτους του A-Mode και B-Mode

EIKONA 12: Υπερηχογράφημα με απεικόνιση B-Mode

EIKONA 13: Απεικόνιση M-τρόπου

EIKONA 14: Υπερηχογράφημα με απεικόνιση M-τρόπου

EIKONA 15: Υπερηχογράφημα με απεικόνιση Doppler

EIKONA 16: Δομικό διάγραμμα συστήματος Υπερηχογραφίας

EIKONA 17: Ψηφιακή και αναλογική μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης

EIKONA 18: Ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από την ανίχνευση των ανακλώμενων ηχητικών κυμάτων και αναπαριστά την ανακλώμενη γραμμή σάρωσης.

EIKONA 19: Καμπύλη Ενίσχυσης Αντιστάθμισης Χρόνου/Βάθους

EIKONA 20: Δομικό διάγραμμα μονοκρυσταλλικού ηχοβολέα

EIKONA 21: Μέρη συστήματος υπερηχογράφου.

EIKONA 22: Μέρη συστήματος υπερηχογράφου, πίσω όψη

EIKONA 23: Πίνακας μπαταρίας και τυπικοί χρόνοι επαναφόρτισης

EIKONA 24: Ενδείξεις μπαταρίας

EIKONA 25: Θέσεις φίλτρων στον υπέρηχο

EIKONA 26: Δομή ηχοβολέων που δεν προορίζονται για διοισοφάγεια υπερηχοκαρδιογραφία

EIKONA 27-28: Σημείο εμβάπτισης για ηχοβολείς που δεν προορίζονται για διοισοφάγεια υπερηχοκαρδιογραφία

EIKONA 29: Δομή ηχοβολέων με βύσματα USB

EIKONA 30-31: Σημείο εμβάπτισης για ηχοβολείς με βύσματα USB

EIKONA 32-33: Δομή ηχοβολέων διοισοφάγειας υπερηχοκαρδιογραφίας

EIKONA 34-35: Μέρη προς απολύμανση ηχοβολέων διοισοφάγειας υπερηχοκαρδιογραφίας

EIKONA 36: Όρια τιμών ομοιώματος για ποιοτικό έλεγχο

EIKONA 37: Παράδειγμα ομοιώματος της εταιρείας CIRS

EIKONA 38: Παράδειγμα ομοιογένειας σε υπερηχογράφημα

EIKONA 39: Παράδειγμα μέγιστου βάθους διείσδυσης σε υπερηχογράφημα

EIKONA 40: Αξονικό προφίλ των τιμών του τόνου του γκρι μίας γραμμής Σάρωσης που υπολογίζεται το FWHM

EIKONA 41: Παράμετροι ποιότητας εικόνας σε υπερηχογράφημα

EIKONA 42: Παράδειγμα Πλευρικής Διακριτικής Ικανότητας σε υπερηχογράφημα

ΕΙΚΟΝΑ 43: Παράδειγμα Διακριτικής ικανότητα πάχους (Elevation Resolution)

ΕΙΚΟΝΑ 44: Άσπρες κηλίδες που υποδεικνύουν την νεκρή ζώνη στο υπερηχογράφημα

ΕΙΚΟΝΑ 45: Ομοιώματα με προσομοίωση ροής του αίματος

ΕΙΚΟΝΑ 46: Υπερηχογράφημα Doppler σε ομοίωμα με ροής αίματος

ΕΙΚΟΝΑ 47: Υπερηχογράφημα Εμβρύου 3D-4D

ΕΙΚΟΝΑ 48: Παραδείγματα ελαστογραφίας στην υπερηχογραφία

ΕΙΚΟΝΑ 49: Μελλοντική εξέλιξη της τεχνητής νοημοσύνης στην υπερηχογραφία

ΕΙΚΟΝΑ 50: Πολλαπλών χρήσεων phantom μοντέλο 539

ΚΑΤΑΛΟΓΟΣ ΠΙΝΑΚΩΝ

ΠΙΝΑΚΑΣ 1: Ιστορική Αναδρομή των Υπερήχων

ΠΙΝΑΚΑΣ 2: Τιμές ανάκλασης μεταξύ επιφανειών με διαφορετικές ακουστικές εμπεδήσεις

ΠΙΝΑΚΑΣ 3-5: Καθαρισμός και Απολύμανση υπερήχου

ΠΙΝΑΚΑΣ 6: Η πραγματική απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα

ΠΙΝΑΚΑΣ 7: Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 14.0, 16.0, 18.0 και 24.0 cm. βάθος για τον αισθητήρα καμπύλης στην επιφάνεια 1

ΠΙΝΑΚΑΣ 8: Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 5.0, 6.0, 7.0 και 9.0 cm. βάθος για επίπεδο αισθητήρα στην επιφάνεια 1

ΠΙΝΑΚΑΣ 9: Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 14.0, 16.0, 18.0 και 24.0 cm. βάθος για τον αισθητήρα καμπύλης στην επιφάνεια 2

ΠΙΝΑΚΑΣ 10: Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 5.0, 6.0, 7.0 και 9.0 cm. βάθος για επίπεδο αισθητήρα στην επιφάνεια 2

ΠΙΝΑΚΑΣ 11: Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 5.0, 6.0, 7.0 και 9.0 cm. βάθος για επίπεδο αισθητήρα στο ομοίωμα 2

ΠΙΝΑΚΑΣ 12: Εικόνες που λήφθηκαν για προσδιορισμό εστιακής ζώνης σε διαφορετικό βάθος για αισθητήρα καμπύλης

ΠΙΝΑΚΑΣ 13: Εικόνες που λήφθηκαν για προσδιορισμό εστιακής ζώνης σε διαφορετικό βάθος για γραμμικό ανιχνευτή.

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ο υπέρηχος, στην ουσία του, βασίζεται στις αξιοσημείωτες ιδιότητες των ηχητικών κυμάτων. Εκπέμποντας ηχητικά κύματα υψηλής συχνότητας πέρα από το εύρος της ανθρώπινης ακοής και καταγράφοντας τις ηχώ τους καθώς αναπηδούν από τις σωματικές δομές, τα συστήματα υπερήχων δημιουργούν εικόνες σε πραγματικό χρόνο που παρέχουν ανεκτίμητες διαγνωστικές πληροφορίες. Σε αντίθεση με άλλες μεθόδους απεικόνισης, όπως οι ακτινογραφίες ή η αξονική τομογραφία (CT), ο υπέρηχος δεν περιλαμβάνει ιονίζουσα ακτινοβολία, καθιστώντας τον ένα εγγενώς ασφαλές και μη επεμβατικό εργαλείο για ιατρικές διαγνωστικές. Οι εφαρμογές των υπερήχων είναι ευρείες και διάχυτες, καλύπτοντας πολλές ιατρικές ειδικότητες. Στη μαιευτική, δίνει στους μέλλοντες γονείς τις πρώτες ματιές του αγέννητου παιδιού τους, παρακολουθώντας την ανάπτυξη του εμβρύου και διασφαλίζοντας μια υγιή εγκυμοσύνη. Οι καρδιολόγοι το χρησιμοποιούν για να απεικονίσουν τους θαλάμους και τις βαλβίδες της καρδιάς, να αξιολογήσουν την καρδιακή λειτουργία και να διαγνώσουν καρδιακές παθήσεις. Οι ακτινολόγοι βασίζονται στον υπέρηχο για να καθοδηγήσουν ελάχιστα επεμβατικές διαδικασίες, όπως βιοψίες και αναρρόφηση, με ακριβή ακρίβεια. Οι γαστρεντερολόγοι το χρησιμοποιούν για να εξετάσουν τα όργανα της κοιλιάς, ενώ οι ουρολόγοι το χρησιμοποιούν για την αξιολόγηση του ουροποιητικού συστήματος. Αυτή η ευελιξία έχει καταστήσει τον υπέρηχο ακρογωνιαίο λίθο της ιατρικής πρακτικής, απαραίτητο τόσο για προληπτικούς ελέγχους ρουτίνας όσο και για πολύπλοκες παρεμβάσεις. Ωστόσο, η μετασηματιστική δύναμη της τεχνολογίας υπερήχων είναι περίπλοκα συνδεδεμένη με τη σχολαστική εφαρμογή μέτρων ποιοτικού ελέγχου. Οι ποιοτικοί έλεγχοι είναι οι έλεγχοι και οι ισορροπίες που διασφαλίζουν ότι τα συστήματα υπερήχων παράγουν ακριβή, αξιόπιστα και ασφαλή αποτελέσματα. Περιλαμβάνουν μια πολύπλευρη σειρά αξιολογήσεων και πρωτοκόλλων που αξιολογούν αυστηρά την απόδοση του συστήματος, την ποιότητα εικόνας και τη συμμόρφωση με τα πρότυπα ασφαλείας. Συμπερασματικά, η βαθιά συμβίωση μεταξύ των υπερήχων, των συστημάτων υπερήχων και των ποιοτικών ελέγχων διασφαλίζουν την αξιοπιστία και την ασφάλειά τους. Γι' αυτό τον λόγο, γίνεται σαφές ότι το μέλλον της υγειονομικής περίθαλψης βασίζεται στην ακλόνητη δέσμευση σε αυτά τα πρότυπα ποιοτικού ελέγχου, διασφαλίζοντας ότι ο υπέρηχος συνεχίζει να φωτίζει την πορεία προς ακριβείς διαγνώσεις και βελτιωμένη φροντίδα των ασθενών.

1. ΙΣΤΟΡΙΚΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ

Το πρώτο γραπτό έγγραφο που ασχολείται με τη χρήση κυμάτων στον χωρικό προσανατολισμό χρονολογείται από το 1794, όταν ο Ιταλός φυσικός Lazaro Spallanzani ανέλυσε τους βασικούς μηχανισμούς πλοήγησης των νυχτερίδων στο σκοτάδι και συμπέρανε σωστά ότι οι νυχτερίδες χρησιμοποιούν ήχο αντί για φως για να προσανατολιστούν. Το 1880, ο Galton δημιούργησε και παρήγαγε τη συσκευή που μπορούσε να παράγει ήχους συχνότητας 40 hertz. Την ίδια χρονιά, οι αδελφοί Jacques (1856-1941) και Pierre Curie (1859-1906) παρατήρησαν ότι μπορεί να παράγεται ηλεκτρισμός σε ένα κρύσταλλο από πολύ κβαρτς με μηχανικές δονήσεις. Αυτό το φαινόμενο ονομάστηκε πιεζοηλεκτρική επίδραση. Οι αδελφοί Curie ανακάλυψαν επίσης την αντίστροφη πιεζοηλεκτρική επίδραση, τη δυνατότητα του υγρού κρυστάλλου να παράγει ηλεκτρισμό με τις δονήσεις που προκαλεί ο υπέρηχος. Μετά τον τραγικό βυθισμό του Τιτανικού το 1912, ξεκίνησαν επιστημονικές προσπάθειες για την ανάπτυξη ενός συστήματος για την οπτικοποίηση υποθαλάσσιων δομών. Η γαλλική κυβέρνηση, κατά τη διάρκεια του Α' Παγκοσμίου Πολέμου, ανέθεσε στον Paul Langevin, έναν Γάλλο φυσικό, και συνεργάτες του την έρευνα για τη χρήση υψηλής συχνότητας υπερήχων για τον εντοπισμό γερμανικών υποβρυχίων. Παρόλο που οι προσπάθειές τους απέτυχαν, η Αμερικανική Ναυτική Ακαδημία κατάφερε να αναπτύξει το SONAR (Ήχος Πλοήγησης και Εντοπισμού) βασιζόμενη στις μελέτες του Langevin. Το 1928, ο Σ.Υ. Sokolon, ένας Σοβιετικός φυσικός, πρότεινε για πρώτη φορά την ιδέα του υπερήχου για τον εντοπισμό ελαττωμάτων σε βαθιά μεταλλικά συστήματα. Πράγματι, η επιτυχής χρήση του υπερήχου στη βιομηχανία προηγήθηκε της εισαγωγής του στην κλινική ιατρική. Αυτές οι αρχικές σονογραφικές μέθοδοι στη βιομηχανική κατασκευή χρησιμοποιούσαν την "διαμεσολάβηση". Ένας δέκτης στην αντίθετη πλευρά του υλικού από τον υπέρηχο ανιχνεύονταν οι ήχοι καθώς διέρχονταν από το υλικό που ελέγχονταν, δημιουργώντας "σκιές" που μπορούσαν να ερμηνευθούν. Κατά τη δεκαετία του 1940, έγιναν προσπάθειες για τη χρήση αντανάκλαστικών τεχνικών, που απαιτούσαν, φυσικά, την ύπαρξη του δέκτη στην ίδια πλευρά του υλικού με τον πομπό. Ο Donald Sproule, ένας ερευνητής που εργαζόταν στην Αγγλία το 1941, δημιούργησε ένα σύστημα στο οποίο ο δέκτης ήταν ένα ανεξάρτητο μηχάνημα που συλλάμβανε τα κύματα που ανακλάστηκαν από το υλικό. Το 1944, ο Floyd Firestone, που εργαζόταν στις Ηνωμένες Πολιτείες, λάβει δίπλωμα ευρεσιτεχνίας για το Reflectoscope, το πρώτο σύστημα στο οποίο ο ίδιος αισθητήρας και παρήγαγε τους υπερήχους και ανιχνεύει τα ανακλαστικά κύματα, στο χρονικό διάστημα μεταξύ των παλμών των κυμάτων που απεστάλησαν. Το 1947-1948, ο Karl Dussik, ένας Αυστριακός γιατρός, και ο αδελφός του Friedrich, ένας φυσικός, εισήγαγαν την υπερηχογραφία, μια τεχνική που χρησιμοποιεί τον υπέρηχο για την οπτικοποίηση των εγκεφαλικών κοιλοτήτων. Δυστυχώς, ο W. Guttner, που εργαζόταν στη Γερμανία, έδειξε ότι οι εμφανείς "εικόνες" των κοιλοτήτων δεν είχαν καμία σχέση με αυτό που φαινόταν, αλλά αντιπροσώπευαν πυκνότητες διαφορετικών μερών του κρανίου που καλύπτουν το ίδιο. Ο George Ludwig, που εργαζόταν στο Ναυτικό Στρατιωτικό Ερευνητικό Ινστιτούτο στις Ηνωμένες Πολιτείες, το 1949, διεξήγαγε έρευνα για χολολιθίαση σε μαλακά ιστούς, χρησιμοποιώντας την τεχνική της διαμεσολάβησης. Οι πρωτοποριακές του έρευνες σχετικά με τις αλληλεπιδράσεις μεταξύ υπερήχων και ζωικών ιστών βοήθησαν στην θεμελίωση της επιτυχούς χρήσης του υπερήχου στην ιατρική πρακτική. Ο Ian Donald εισήγαγε τον υπέρηχο στη διαγνωστική και την ιατρική το 1956, όταν χρησιμοποίησε τη μονοδιάστατη λειτουργία A-Mode (λειτουργία πλάτους) για τη μέτρηση της περεταίρω διαμέτρου της εμβρυϊκής κεφαλής. Δύο χρόνια αργότερα, ο Donald και ο Brown παρουσίασαν την υπερήχου εικόνα ενός όγκου γεννητικού θηλαστικού. Ο Brown εφήυρε τον λεγόμενο "δισδιάστατο σαρωτή σύνθετης απεικόνισης", που επέτρεπε στον εξεταστή να οπτικοποιήσει την πυκνότητα του

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

ιστού, που συχνά αναφέρεται ως η καμπή στην εφαρμογή του υπερήχου στην ιατρική. Η εμπορική χρήση των συσκευών υπερήχων χρονολογείται από το 1963, όταν κατασκευάστηκαν οι συσκευές τρόπου Β (τρόπος φωτεινότητας), που επέτρεπαν στον εξεταστή να οπτικοποιήσει τη δισδιάστατη εικόνα. Στα μέσα της δεκαετίας του '70, εισήχθη η "γκρίζα κλίμακα" (Kossoff, Garrett), με την εισαγωγή των εναλλασσόμενων τρόπων χρώματος, που οδήγησε στην εισαγωγή των σαρωτών υπερήχων πραγματικού χρόνου. Δέκα χρόνια αργότερα, το φαινόμενο του Doppler χρησιμοποιήθηκε ως βάση για την κατασκευή της συσκευής που επέτρεπε την οπτικοποίηση της αιμοκυκλοφορίας, του έγχρωμου Doppler υπερήχου. [1]

Ημερομηνία	Ιστορικό Επίτευγμα
1794	Ο φυσιολόγος Lazzaro Spallanzani ήταν ο πρώτος που μελέτησε τον ηχωντοπισμό μεταξύ των νυχτερίδων, που αποτελεί τη βάση για τη φυσική των υπερήχων.
1877	Τα αδέρφια Pierre και Jacques Currie ανακαλύπτουν τον πιεζοηλεκτρισμό. Οι μετατροπείς υπερήχων (ανιχνευτές) εκπέμπουν και λαμβάνουν ηχητικά κύματα μέσω του πιεζοηλεκτρικού φαινομένου.
1915	Εμπνευσμένος από τη βύθιση του Τιτανικού, ο φυσικός Paul Langevin ανατέθηκε να εφεύρει μια συσκευή που ανίχνευε αντικείμενα στο βυθό της θάλασσας. Ο Langevin επινόησε ένα υδρόφωνο – αυτό που το Παγκόσμιο Συνέδριο Υπερήχων στην Ιατρική Εκπαίδευση αναφέρεται ως ο «πρώτος ηχοβολέας».
1920-1940	Η υπερηχογραφία χρησιμοποιήθηκε για τη θεραπεία των μελών των ευρωπαϊκών ομάδων ποδοσφαίρου ως μορφή φυσικοθεραπείας, για τον κατευνασμό του αρθρικού πόνου και του εκζέματος και για την αποστείρωση των εμβολίων, δηλώνει η Joan Baker, η οποία κατέχει αρκετές πιστοποιήσεις υπερήχων ARDMS.
1942	Ο νευρολόγος Karl Dussik πιστώνεται ότι ήταν ο πρώτος που χρησιμοποίησε την υπερηχογραφία για ιατρικές διαγνώσεις. Μετέδωσε μια ακτίνα υπερήχων μέσω του ανθρώπινου κρανίου σε προσπάθειες ανίχνευσης όγκων στον εγκέφαλο.
1948	Ο George D. Ludwig, M.D., παθολόγος στο Ναυτικό Ιατρικό Ερευνητικό Ινστιτούτο, ανέπτυξε εξοπλισμό υπερήχων A-mode για την ανίχνευση χολόλιθων.

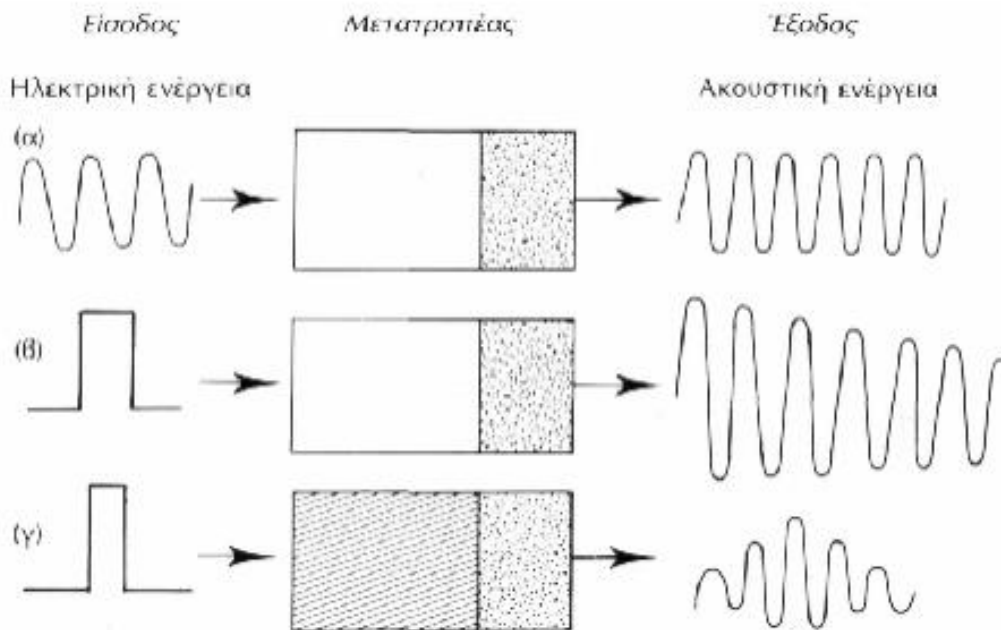
**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

1949-1951	Ο Douglas Howry και ο Joseph Holmes, από το Πανεπιστήμιο του Κολοράντο, ήταν μερικοί από τους κορυφαίους πρωτοπόρους του εξοπλισμού υπερήχων B-mode, συμπεριλαμβανομένου του 2D B-mode γραμμικού σαρωτή σύνθεσης. Ο John Reid και ο John Wild επινόησαν μια φορητή συσκευή B-mode για την ανίχνευση όγκων του μαστού.
1953	Η ιατρός Inge Edler και ο μηχανικός C. Hellmuth Hertz πραγματοποίησαν το πρώτο επιτυχημένο υπερηχοκαρδιογράφημα χρησιμοποιώντας μια συσκευή ελέγχου ηχούς από ένα ναυπηγείο Siemens.
1958	Ο Δρ. Ian Donald ενσωμάτωσε τον υπέρηχο στον τομέα της OB/GYN της ιατρικής.
1966	Οι Don Baker, Dennis Watkins και John Reid σχεδίασαν την τεχνολογία υπερήχων παλμικού Doppler. Οι εξελίξεις τους οδήγησαν στην απεικόνιση της ροής του αίματος σε διάφορα στρώματα της καρδιάς.
1970	Στη δεκαετία του 1970 σημειώθηκαν πολλές εξελίξεις, όπως το Doppler συνεχούς κύματος, το Doppler φασματικών κυμάτων και τα όργανα υπερήχων έγχρωμου Doppler.
1980	Ο Kazunori Baba του Πανεπιστημίου του Τόκιο ανέπτυξε τεχνολογία 3D υπερήχων και απαθανάτισε τρισδιάστατες εικόνες ενός εμβρύου το 1986.
1989	Ο καθηγητής Daniel Lichtenstein άρχισε να ενσωματώνει πνευμονικό και γενικό υπερηχογράφημα σε μονάδες εντατικής θεραπείας.
1990	Ξεκινώντας από τη δεκαετία του 1980, η τεχνολογία υπερήχων έγινε πιο εξελιγμένη με βελτιωμένη ποιότητα εικόνας και δυνατότητες τρισδιάστατης απεικόνισης. Αυτές οι βελτιώσεις συνεχίστηκαν στη δεκαετία του 1990 με την υιοθέτηση των δυνατοτήτων 4D (σε πραγματικό χρόνο). Στη δεκαετία του 1990 ξεκίνησαν επίσης οι κατευθυνόμενες με υπερήχους βιοψίες (ενδοσκοπικοί υπέρηχοι).

Πίνακας 1: Ιστορική Αναδρομή των Υπερήχων [2]

2.ΑΡΧΗ ΛΕΙΤΟΥΡΓΕΙΑΣ

Μέσω στερεών, υγρών και αερίων, η μηχανική δόνηση εξαπλώνεται από ένα σωματίδιο ύλης στο γείτονά του. Οι κύκλοι ανά δευτερόλεπτο ($\text{Hz} = \text{Sec}^{-1}$) χρησιμοποιούνται για τη μέτρηση των ταλαντώσεων στην ύλη όταν η κίνησή τους είναι κανονική. Ο ήχος ακούγεται πραγματικά στο ανθρώπινο αυτί όταν η συχνότητα της δόνησης είναι μεταξύ 10 και 20000 Hz , ενώ οι δονήσεις με συχνότητες πάνω από 20000 Hz είναι γνωστές ως υπέρηχοι. Τα ηχητικά κύματα είναι κύματα κίνησης που μοιάζουν με θαλάσσια κύματα παρά με ηλεκτρομαγνητική ακτινοβολία. Ανάλογα με τη συχνότητά τους, τα ηχητικά κύματα και τα υπερηχητικά κύματα ταξιδεύουν μέσα από υλικά, εξασθενούν και στη συνέχεια ανακλώνονται, διαθλώνται ή διασκορπίζονται όταν έρχονται σε επαφή με εμπόδια ή ασυνέχειες. Η προσέγγιση λειτουργεί στέλνοντας έναν υπερηχητικό παλμό στο υλικό και στη συνέχεια καταγράφει τις αντανακλάσεις που επιστρέφουν. Η εφαρμογή παλμών υψηλής τάσης σε έναν πιεζοηλεκτρικό δίσκο παράγει τον υπερηχητικό παλμό. Οι ανακλάσεις μετατρέπονται ξανά σε τάσεις με δόνηση του ίδιου ή άλλου πιεζοηλεκτρικού δίσκου. Σε κάθε επιφάνεια με την οποία είναι σε επαφή ο δίσκος ανακλά μια ηχώ του παλμού με αρχική επιφάνεια αυτή που εφάπτεται ο δίσκος και τελευταία την απέναντι επιφάνεια του υλικού. Οποιαδήποτε ατέλεια στο υλικό θα παράγει μια ηχώ μεταξύ των δύο ανακλάσεων, με το πλάτος να εξαρτάται από το μέγεθος κάθε ατέλειας. [3]



Εικόνα 1: Σήματα εισόδου-εξόδου υπερήχων [4]

Τα τυπικά σήματα εισόδου-εξόδου ηχοβολεία υπερήχων περιλαμβάνουν

(α) Είσοδος είναι μία εναλλασσόμενη ηλεκτρική τάση και έξοδος είναι ένα συνεχές κύμα υπερήχων ίδιας συχνότητας.

(β) Είσοδος ηλεκτρικού παλμού μικρής διάρκειας, ηχοβολείας χωρίς απορροφητικό υλικό, έξοδος: παλμός υπερήχων μεγάλης διάρκειας με συχνότητα ειδική για κρύσταλλο.

(γ) Είσοδος: βραχύς ηλεκτρικός παλμός, έξοδος: παλμός υπερήχων μικρής χρονικής διάρκειας λόγω χρήσης απορροφητικού υλικού.

3.ΔΙΑΔΟΣΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΜΕΣΑ ΣΤΟΥΣ ΙΣΤΟΥΣ

Λόγω της φυσικής επαφής της με τα μόρια του αντίστοιχου ιστού, η δέσμη υπερήχων μεταβάλλεται καθώς ταξιδεύει στους ανθρώπινους ιστούς. Η δέσμη μπορεί να ανακλά ή να διαθλάται στο όριο μεταξύ δύο διαφορετικών ιστών. Λόγω της παρουσίας μικροσκοπικών δομών, διασπείρεται στο εσωτερικό παρέγχυμα των ιστών και σε όλη την πορεία στο ανθρώπινο σώμα, η ενέργεια χάνεται ως αποτέλεσμα της απορρόφησης και της εξασθένησης. Η δέσμη υπερήχων αλλάζει, εν συντομία, ως εξής:

1. Μερική, Ολική ή Μηδενική Ανάκλαση.
2. Αλλαγή στην πορεία του λόγω διάθλασης.
3. Σκέδαση λόγω των μικροσκοπικών δομικών τμημάτων του ιστού.
4. Απώλεια μέρους της ενέργειάς του λόγω απορρόφησης και εξασθένησης.

3.1 Ανάκλαση

Όταν ένας υπέρηχος χτυπά την επιφάνεια (διεπαφή) που χωρίζει δύο ιστούς, μέρος του υπερήχου περνά πάνω από την επιφάνεια του δεύτερου ιστού ενώ το υπόλοιπο ανακλάται. Το ανακλώμενο κύμα διανύει ακριβώς την ίδια διαδρομή με το προσπίπτον και επιστρέφει στην πηγή εκπομπής εάν η διεπαφή είναι κάθετη προς την κατεύθυνση της διάδοσης της δέσμης (κάθετη ανάκλαση). Μια σημαντική πτυχή των ηχητικών χαρακτηριστικών των βιολογικών ιστών είναι η ακουστική αντίσταση τους. Στην ουσία, μεταδίδει πόσο δύσκολο μπορεί να είναι για τα ηχητικά κύματα να ταξιδεύουν μέσα από ορισμένα υλικά. Οι μεταβολές της ακουστικής αντίστασης ταιριάζουν με τις αλλαγές στην πυκνότητα των ιστών. [5]

$$\%R = \frac{I_r}{I_i} = \frac{[Z_2 - Z_1]^2}{[Z_1 + Z_2]^2}$$

Εξίσωση (3.1.1)

$$\%T = \frac{I_r}{I_i} = \frac{4Z_1 * Z_2}{[Z_1 + Z_2]^2}$$

Όπου:

Z1 και Z2: ακουστικές εμπεδήσεις

(I_t) η ένταση που διαπερνά τη διαχωριστική επιφάνεια και η ένταση που ανακλάται (I_r)

R = συντελεστής ανάκλασης της έντασης

T = (1- R) = συντελεστής διάδοσης της έντασης

Το ποσοστό ανάκλασης είναι υψηλό και ο ρυθμός διάδοσης είναι χαμηλός όταν υπάρχει σημαντική διακύμανση στις τιμές των ακουστικών αντιστάσεων μεταξύ δύο ιστών. Λαμβάνουμε 100% διάδοση δέσμης όταν οι ακουστικές αντιστάσεις μεταξύ δύο ιστών είναι ισοδύναμες.

$$Z_2 = Z_1 = \frac{[Z_2 - Z_1]^2}{[Z_1 + Z_2]^2} = \left[\frac{0}{2Z} \right]^2 = 0 = \text{Μηδενική Ανάκλαση}$$

$$Z_2 \gg Z_1 = \frac{[Z_2 - Z_1]^2}{[Z_1 + Z_2]^2} = \left[\frac{Z_2}{Z_2} \right]^2 = 1 = \text{Πλήρης Ανάκλαση}$$

Εξίσωση (3.1.2)

Στη διεπαφή μεταξύ μαλακών ιστών και αέρα, αντανακλάται το 99% της έντασης του ήχου. Επίσης στον μαλακό ιστό - οστική επιφάνεια αντανακλάται το 70%

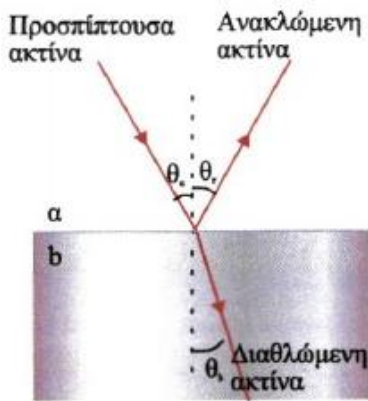
Πίνακας 2: Τιμές ανάκλασης μεταξύ επιφανειών με διαφορετικές ακουστικές εμπεδήσεις. [6]

Ανακλαστική Διεπιφάνεια	Ανακλαστικότητα	Ποσοστιαία Ανάκλαση (%)
Μαλακοί ιστοί - Νερό	0,0025	0,25
Λίπος- Νεφρά	0,0064	0,64
Μύες - Αίμα	0,007	0,74
Λίπος - Μύες	0,01	1,08
Οστά - Μύες	0,410	41,00
Οστά - Λίπος	0,476	47,60
Μαλακοί ιστοί – Κρύσταλλος ΡΖΤ	0,792	79,20
Μαλακοί ιστοί – Αέρας	0,999	99,90

Οι εντάσεις που ανακλώνται και διαδίδονται από κάθε πλευρά μιας επιφάνειας όταν ο υπέρηχος συναντάται υπό γωνία εξαρτώνται όχι μόνο από τις ακουστικές αντιστάσεις αλλά και από τη γωνία πρόσπτωσης. Η γωνία πρόσπτωσης (θ_t) είναι πάντα ίση με τη γωνία ανάκλασης (θ_r) σε όλες τις καταστάσεις κανονικής ανάκλασης υπό γωνία. Η κάθετη στη διαχωριστική επιφάνεια, όχι η ίδια η επιφάνεια, χρησιμοποιείται για τη μέτρηση των γωνιών.

3.2 Διάθλαση

Η κατεύθυνση της δέσμης που συνεχίζει να ταξιδεύει μέσω του ανθρώπινου σώματος δεν αλλάζει όσο η ταχύτητα του υπέρηχου στους μαλακούς ιστούς παραμένει περίπου 1540 m/sec. Ωστόσο, στην πράξη, αυτή η κατεύθυνση αλλάζει λόγω μιας μικρής διαφοράς στις ταχύτητες διάδοσης μεταξύ των δύο ιστών. Διάθλαση είναι το όνομα αυτού του φαινομένου. Διάθλαση είναι ο επιστημονικός όρος για την κάμψη του ηχητικού κύματος (απόκλιση από την αρχική κατεύθυνση) όταν συναντά μια διεπαφή ιστού. Όταν οι ταχύτητες διάδοσης των δύο ιστών διαφέρουν και η γωνία πρόσπτωσης είναι μεγαλύτερη από ($\theta_i > 00$) μοίρες, παρατηρείται αυτό το φαινόμενο. Το φαινόμενο αυτό γίνεται εύκολα αντιληπτό αν τοποθετήσουμε ένα πιρούνι ή ένα στυλό σε ένα ποτήρι νερό. Το φως ταξιδεύει με διαφορετική ταχύτητα στο νερό από ό,τι στο γυαλί και τον αέρα, μεταβάλλοντας ελαφρά την κατεύθυνση διάδοσής του. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα το πιρούνι να εμφανίζεται λυγισμένο μέσα στο ποτήρι. Αν βάλουμε ένα πιρούνι ή ένα στυλό σε ένα ποτήρι νερό, αυτό το αποτέλεσμα φαίνεται ξεκάθαρα. Όταν ταξιδεύετε μέσα στο νερό, το φως κινείται σε ελαφρώς διαφορετική κατεύθυνση από ό,τι όταν ταξιδεύει μέσα από γυαλί ή αέρα. Εξαιτίας αυτού, το πιρούνι φαίνεται να είναι λυγισμένο μέσα στο γυαλί. [7]



Εικόνα 2: Ανάκλαση και διάθλαση φωτεινής μονοχρωματικής δέσμης κατά τη μετάβαση από ένα διαφανές μέσο σε άλλο

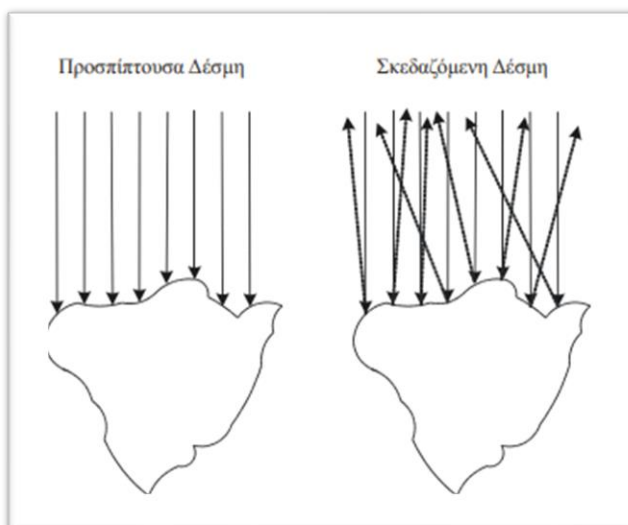
Το ποσοστό της διάθλασης μπορεί να προβλεφθεί μέσα από τον νόμο του Snell. Ο νόμος αυτός συσχετίζει τη γωνία πρόσπτωσης (θ_i) και τη γωνία διάθλασης (θ_t) καθώς και τις ταχύτητες διάδοσης (c_1) και (c_2) μέσα στους ιστούς:

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

Εξίσωση (3.2.1)

3.3 Σκέδαση

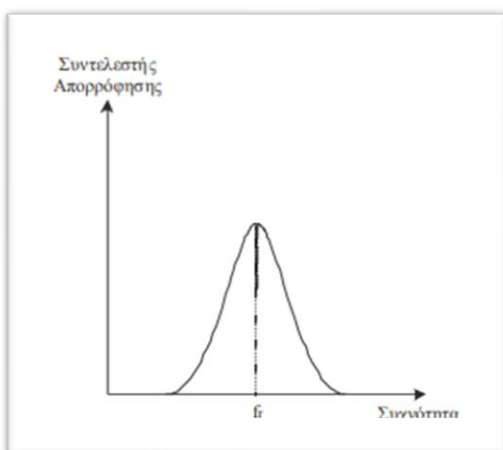
Το φαινόμενο σκέδασης φαίνεται όταν μια δέσμη υπερήχων προσκρούει σε μια ανώμαλη επιφάνεια με διακυμάνσεις επιφάνειας ίσες με το μήκος κύματος της δέσμης. Τα προσπίπτοντα ηχητικά κύματα κατά την ανάκλασή τους αλλάζουν τον προσανατολισμό ακολουθώντας τυχαίες διευθύνσεις λόγω της τραχύτητας της επιφάνειας του ιστού. Τα φαινόμενα είναι αυθαίρετα και δεν εξαρτώνται από τη γωνία πρόσπτωσης όπως μια τυπική ανάκλαση. Στην πραγματικότητα, κάθε τμήμα ενός ιστού εκπέμπει ηχητικά κύματα σε διαφορετικές κατευθύνσεις. [8] [9]



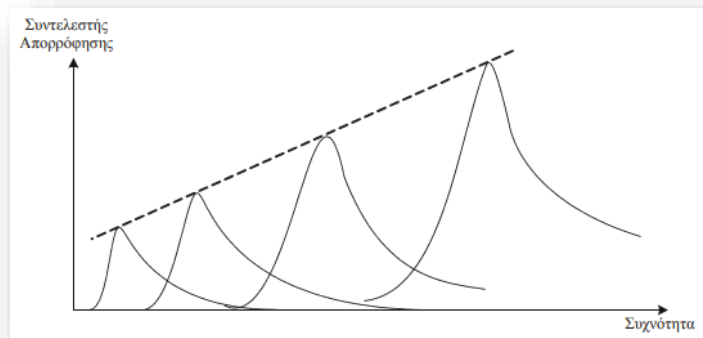
Εικόνα 3: Σκέδαση, φαινόμενο που είναι τυχαίο και δεν εξαρτάται από τη γωνία πρόσπτωσης όπως στην κανονική ανάκλαση και στην πραγματικότητα κάθε περιοχή ενός ιστού δρα ως εκπομπός ηχητικών κυμάτων σε διάφορες κατευθύνσεις [6]

3.4 Απορρόφηση

Ένα μέρος της ενέργειας των ηχητικών κυμάτων περνά στους ιστούς μέσω αυτού του φαινομένου. Η μετατροπή της πλειονότητας αυτής της ενέργειας σε θερμότητα. Εδώ βασίζεται η υπερθερμία, μια από τις θεραπευτικές εφαρμογές των υπερήχων. Η απώλεια ενέργειας που σχετίζεται με την απορρόφηση αυξάνεται με τη συχνότητα. Για την απορρόφηση ευθύνονται είτε τα φαινόμενα τριβής είτε οι λεγόμενοι μηχανισμοί «χαλάρωσης» που θα συζητηθούν αργότερα. Υπάρχει κάποια δυναμική ενέργεια σε όλα τα υλικά. Αυτές περιλαμβάνουν τη μηχανική ενέργεια, η οποία εμφανίζεται όταν ένα υλικό συμπιέζεται ή τεντώνεται, η χημική ενέργεια, η οποία επηρεάζει τον τρόπο κατανομής των μορίων και μπορεί να αλλάξει ανάλογα με το αν η ενέργεια απορροφάται ή απελευθερώνεται και η δομική ενέργεια, η οποία έχει να κάνει με τον τρόπο συμπίεσης των μορίων ή τεντωμένο. Κάθε αλλαγή σε ένα από αυτά τα διασυνδεδεμένα ενεργειακά επίπεδα έχει αντίκτυπο στα άλλα. Όταν ένα ηχητικό κύμα ταξιδεύει μέσα από συμπιεσμένο ιστό, μέρος της μηχανικής δυναμικής ενέργειας θα μετατραπεί σε διαφορετικές ενεργειακές καταστάσεις, επιτρέποντας στη δυναμική ενέργεια της συμπίεσης να «χαλαρώσει» λίγο. Η ενέργεια μπορεί να μετατραπεί ξανά σε μηχανική ενέργεια μειώνοντας στο μισό την πυκνότητα της δέσμης. Υπάρχουν χρονικές καθυστερήσεις που σχετίζονται με την αλλαγή από μια ενεργειακή κατάσταση σε άλλη. Εάν η συχνότητα είναι χαμηλή, η ενέργεια κατά τη συμπίεση και την αραιώση μεταβαίνει από τη μηχανική της μορφή σε άλλη μορφή. Επομένως, δεν υπάρχει καθαρή απώλεια ενέργειας και καμία απορρόφηση. Επειδή η συμπίεση και η αραιώση συμβαίνουν γρήγορα σε υψηλές συχνότητες, δεν υπάρχει απώλεια ενέργειας και απορρόφηση επειδή η ενέργεια δεν μπορεί να μεταναστεύσει σε διαφορετικό επίπεδο κατά τη διάρκεια αυτών των διεργασιών. Υπάρχει ένα εύρος συχνοτήτων όπου ένα μέρος της ενέργειας μετατρέπεται σε άλλη μορφή χωρίς να μπορεί να πάρει την αντίθετη κατεύθυνση κατά τη διάρκεια της αραιώσης, οδηγώντας στην παρουσία καθαρής μεταφοράς ενέργειας και κατά συνέπεια απορρόφηση σε αυτό το εύρος συχνοτήτων. Σχετικά με τη μετατροπή της μηχανικής ενέργειας σε θερμότητα ως αποτέλεσμα της τριβής, από καιρό πιστευόταν ότι ήταν ένας διαφορετικός τρόπος απορρόφησης. Σήμερα, θεωρείται ως συστατικό των μηχανισμών χαλάρωσης. Η συχνότητα χαλάρωσης για έναν συγκεκριμένο μηχανισμό είναι η συχνότητα στην οποία η απορρόφηση είναι μεγαλύτερη. Η απορρόφηση είναι συνήθως μεγαλύτερη όσο μεγαλύτερη είναι η συχνότητα χαλάρωσης. Όταν υπάρχουν αρκετοί μηχανισμοί χαλάρωσης, η διακύμανση του καθαρού συντελεστή απορρόφησης γίνεται επίσης πιο συχνή. [10]



Εικόνα 4: Η διακύμανση του συντελεστή απορρόφησης συναρτήσει της συχνότητας [6]



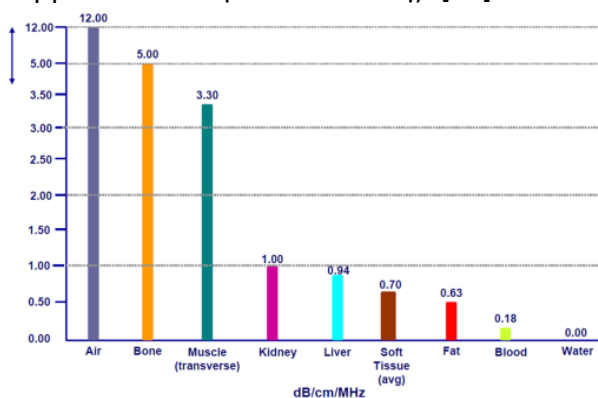
Εικόνα 5: Ο συντελεστής απορρόφησης συναρτῆσει της συχνότητας, λόγω του ότι όσο μεγαλύτερη η συχνότητα χαλάρωσης τόσο μεγαλύτερη η απορρόφηση, διότι οι βιολογικοί ιστοί έχουν ιδιαίτερα πολύπλοκες δομές, γεγονός το οποίο σημαίνει ότι λαμβάνει χώρα ένας μεγάλος αριθμός αλληλεπικαλυπτόμενων μηχανισμών χαλάρωσης με διαφορετική συχνότητα χαλάρωσης ο καθένας. [6]

3.5 Εξασθένηση

Μια ηχητική δέσμη εξασθενεί, ή χάνει την ένταση, καθώς ταξιδεύει μέσα από ένα μέσο.

Οι μηχανισμοί εξασθένησης είναι οι ακόλουθοι:

Η απορρόφηση (για ορισμένους ιστούς), η σκέδαση (για συγκεκριμένους ιστούς), η απόκλιση δέσμης, η ανάκλαση και η διάθλαση είναι τα πέντε πρώτα αποτελέσματα. Το γεγονός ότι ολόκληρη η δέσμη βιώνει διάθλαση στο όριο δύο ιστών καθιστά αδύνατη την οριστική δήλωση ότι αυτή η διαδικασία έχει ως αποτέλεσμα την απώλεια της έντασης είναι αυτό που εγείρει αμφιβολίες για το ρόλο της διάθλασης ως μηχανισμού εξασθένησης. Η ηχητική δέσμη θα μετατοπιστεί και θα χάσει την ένταση, από την άλλη πλευρά, ως αποτέλεσμα της διάθλασης σε όρια σωματιδίων με διαμέτρους (πλευρικές διαστάσεις) μικρότερες από το μήκος κύματος της δέσμης και με σημαντική ανομοιογένεια. Όταν ο υπέρηχος εισέρχεται εγκάρσια στη διεπιφάνεια δύο ιστών, τόσο οι κάθετες όσο και οι μη κάθετες αντανάκλασεις συνεργάζονται για να μειώσουν την έντασή του. Η εξασθένηση προκαλείται μόνο μέσω της απορρόφησης και της σκέδασης εάν χρησιμοποιήσουμε μια δέσμη με επίπεδα μέτωπα κύματος (αποκλίνουσα δέσμη) και ένα ομοιογενές δείγμα ιστού (χωρίς όρια όπου μπορεί να συμβεί ανάκλαση και διάθλαση). [11]



Tissue	Attenuation at 1MHz	Exponent m
Water	0.02 dB/cm	2
Blood	0.2 dB/cm	1
Liver	1dB/cm	1.2
Muscle	1.6 dB/cm	
Skull Bone	8dB/cm	2.1
Lung	30dB/cm	0.2-1.2

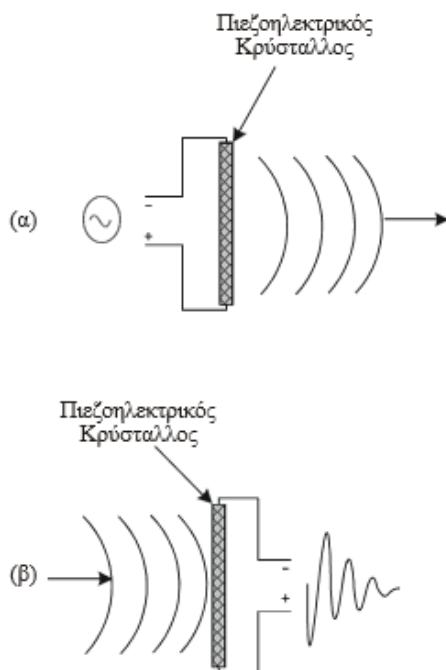
Εικόνα 6: Ρυθμοί εξασθένησης για διαφορετικούς ιστούς [12]

- α σε μονάδες (dB/cm/MHz) → εξαρτάται από τη συχνότητα
- μ σε μονάδες (dB/cm) → $\mu = \alpha \cdot f \cdot m$

Για τους περισσότερους ιστούς $m \approx 1$ – Για μικρούς σκεδαστές $m \approx 4$

3.6 Πιεζοηλεκτρικό Φαινόμενο

Το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο είναι η βάση για τη δημιουργία και την ανίχνευση υπερήχων που χρησιμοποιούνται στον ιατρικό υπερηχογράφημα. Λειτουργεί ως μηχανισμός μετατροπής της μηχανικής ενέργειας σε ηλεκτρική ενέργεια και το αντίστροφο. Όταν τα ηχητικά κύματα συμπιέζουν κρυσταλλικά στερεά, σχηματίζονται ηλεκτρικά φορτία στην επιφάνειά τους. Από την άλλη πλευρά, μηχανικές παραμορφώσεις (όπως διόγκωση και συμπίεση) λαμβάνουν χώρα όταν δίνεται ηλεκτρική τάση σε αυτά τα υλικά. Ένας κατάλληλος κρύσταλλος θα παρουσιάζει συνεχείς διακυμάνσεις σε ορισμένες διαστάσεις (όπως το ύψος) εάν εφαρμοστεί μια εναλλασσόμενη τάση σε αυτόν. Μια παλινδρομική κίνηση (δόνηση) παράγεται στον κρύσταλλο ως αποτέλεσμα αυτών των συνεχιζόμενων διακυμάνσεων. Ως αποτέλεσμα, οι αλλαγές πίεσης που προκαλούνται από παλινδρομικές κινήσεις μεταφέρονται στο περιβάλλον σκεδαστείς (αέρας, ιστοί). Ο υπέρηχος είναι ακριβώς αυτό. Ένα προσπίπτον ηχητικό κύμα μεταφέρει τις μηχανικές του δονήσεις στον κρύσταλλο ακολουθώντας την αντίθετη διαδρομή. Ένα εναλλασσόμενο ηλεκτρικό δυναμικό (και φορτίο) παράγεται από τις μηχανικές δονήσεις του κρυστάλλου, που τον προκαλούν να δονείται. Με άλλα λόγια, η μηχανική-ακουστική ενέργεια του ηχητικού κύματος μετατρέπεται σε ηλεκτρική ενέργεια. Με τη χρήση σύγχρονων οργάνων, το ηλεκτρικό δυναμικό (γνωστό και ως φορτίο) μπορεί να μετρηθεί με ευκολία. Έτσι επιτυγχάνεται η ανίχνευση του υπερήχου. Ως αποτέλεσμα, η ίδια πηγή μπορεί να χρησιμεύσει και ως ανιχνευτής ηχητικών κυμάτων. Οι δύο πιο γνωστοί φυσικοί πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι είναι ο χαλαζίας και το άλας Rochelle. Ο τιτανικός μόλυβδος ζirkονίου, ή PZT, είναι μια τεχνητή κεραμική ουσία που χρησιμοποιείται σε σύγχρονα συστήματα απεικόνισης. Όσον αφορά την παραγωγή και την ανίχνευση υπερήχων, αυτό το υλικό έχει εξαιρετική απόδοση και ευαισθησία. [13]



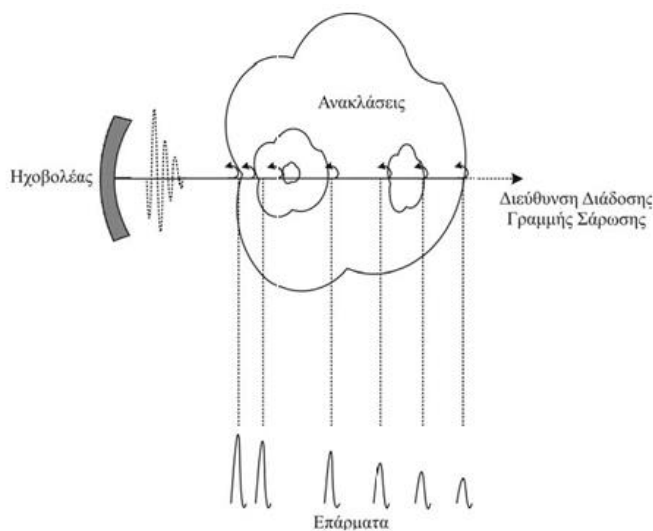
Εικόνα 7: (α) αντίστροφο πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο [6]
(β) ευθύ πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο

4. ΣΥΣΚΕΥΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΜΕ ΥΠΕΡΗΧΟΥΣ

Οι πιο συνηθισμένοι τύποι απεικόνισης υπερηχογράφων που χρησιμοποιούνται είναι η απεικόνιση (A - Mode), που αποτελεί την αφετηρία των επόμενων, (B - Mode) και (M - Mode). Εκτός από τους παραπάνω υπάρχουν και άλλοι τρόποι απεικόνισης πιο σύγχρονοι όπως η έγχρωμη και φασματική απεικόνιση (Doppler Mode).

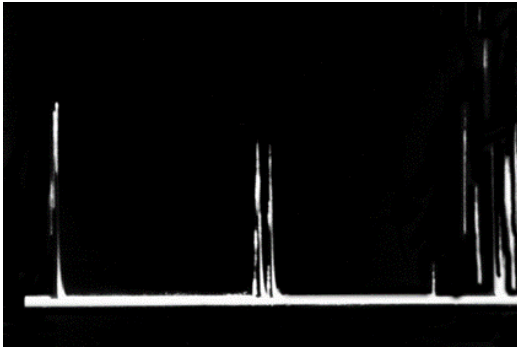
4.1 A-υπερηχογράφος

Η απεικόνιση A-Mode ήταν η μόνη διαθέσιμη μέθοδος στα πρώτα χρόνια της χρήσης του υπερήχου ως διαγνωστικού εργαλείου για την αξιολόγηση της κλινικής εικόνας του ασθενούς. Το Amplitude Modulation είναι συντομογραφία του "A-Mode", που είναι επίσης το ακρωνύμιό του. Το μονοδιάστατο σήμα εξόδου της οθόνης του παλμογράφου αντιπροσώπευε τη διακύμανση στο πλάτος της έντασης των ανακλώμενων ηχητικών κυμάτων ως συνάρτηση του χρόνου. [14]



Εικόνα 8: Απεικόνιση A-Mode [6]

Τα ηχητικά κύματα εμφανίζονται στην οθόνη ως κορυφές στη λειτουργία A - Mode. Το ύψος κάθε κορυφής ποικίλλει σε ευθεία αναλογία με την ισχύ του σχετικού σήματος. Η ανάκλαση είναι έντονη σε σημεία με σημαντική διακύμανση της ακουστικής σύνθετης αντίστασης, η οποία προκαλεί την ένταση της ηχούς να έχει μεγάλο πλάτος. Το πλάτος της ηχούς είναι αντιστρόφως ανάλογο με το μέγεθος του διαφορικού ακουστικής αντίστασης. Οι διαφορετικές αντανάκλασεις κατηγοριοποιούνται σε θέση ανάλογη με τον χρόνο άφιξής τους σε σχέση με τον χρόνο εκπομπής τους, χρησιμοποιώντας την εκπομπή του ηχητικού παλμού ως αρχική στιγμή. Αυτό το γεγονός μπορεί να ερμηνευτεί ως ανάγνωση του πλάτους των αντανάκλασεων ως συνάρτηση του βάθους. [14]

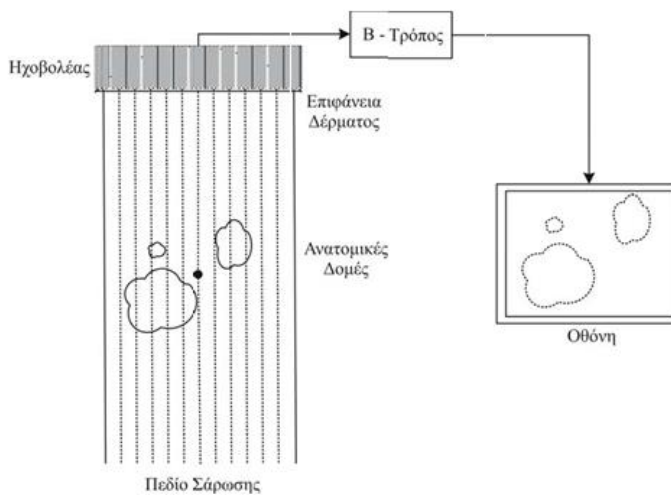


Εικόνα 9: Απεικόνιση A-Mode υπερηχογραφήματος κατά την δεκαετία του 1950 [6]

Το βάθος της ανατομικής δομής όπου αντανακλούσε ή διασκορπίστηκε ο ηχητικός παλμός φαίνεται από την ακριβή τοποθέτηση μιας κορυφής στην οριζόντια γραμμή. Οι ανατομικές δομές μέσω των οποίων διήλθε η ηχητική δέσμη μπορούν να διαγνωστούν με ακρίβεια αναλύοντας τη θέση και το ύψος των παρατηρούμενων κορυφών. Εκτός από λίγες ιδιαίτερες οφθαλμολογικές εφαρμογές για τη μέτρηση των αποστάσεων και της αμφιβρεγματικής διαμέτρου του εμβρύου, η απεικόνιση A-Mode δεν χρησιμοποιείται στις μέρες μας, όμως οι πιο πρόσφατες τεχνικές οπτικοποίησης αναπτύχθηκαν από αυτόν τον τρόπο.

4.2 Στατικοί B-υπερηχογράφοι

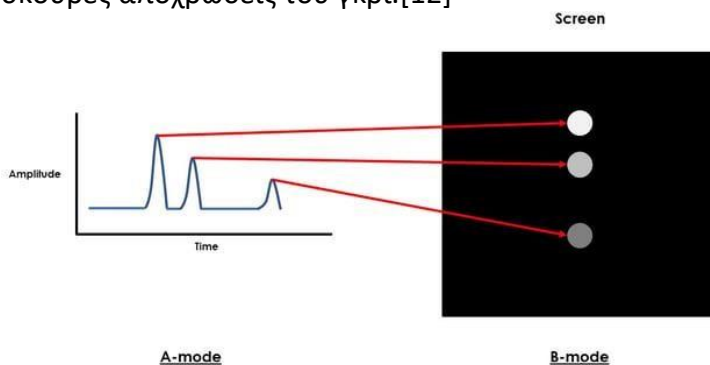
Το Brightness Modulation είναι η συντομογραφία του, B-Mode, τρόπος ο οποίος έχει ως αποτέλεσμα τα ηχητικά κύματα να εμφανίζονται ως φωτεινά σημεία στην οθόνη του μηχανήματος. Η φωτεινότητα κάθε σημείου ποικίλλει σε ευθεία αναλογία με την ισχύ του σχετικού ηχητικού κύματος. Η θέση σε μια οριζόντια γραμμή στην οθόνη βρίσκεται εκεί που βρίσκεται η κατάλληλη ανατομική δομή. [15]



Εικόνα 10: Απεικόνιση B-Mode [6]

ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ

Η κατακόρυφη γραμμή της οθόνης όπου εμφανίζονται τα φωτεινά σημεία αντιστοιχεί στη γραμμή σάρωσης (Scan Lines), κατά μήκος της οποίας δημιουργούνται ηχητικοί παλμοί που μεταδίδονται. Η γραμμή σάρωσης πρέπει να μετακινηθεί κατά μήκος μιας συγκεκριμένης διαδρομής στην επιφάνεια του δέρματος για να δημιουργηθεί η δισδιάστατη εικόνα. Ως αποτέλεσμα, η κατακόρυφη γραμμή της οθόνης από λαμπερά σημεία διαφόρων φωτεινοτήτων θα αρχίσει να μετατοπίζεται παράλληλα. Η τελική εικόνα θα είναι πιο λεπτομερής όσο περισσότερες γραμμές σάρωσης υπάρχουν. Αυτό είναι λογικό επειδή κάθε γραμμή σάρωσης παρέχει διαγνωστικά δεδομένα. Το σύγχρονο υπερηχογράφημα χαρτογραφεί τις διακυμάνσεις της φωτεινότητας σε διαβαθμίσεις των τόνων του γκρι. Ανάλογα με τη δύναμή του, σε κάθε ηχητικό σήμα (και επομένως σε κάθε ανατομική θέση από την οποία προέρχεται το σήμα) δίνεται μια συγκεκριμένη απόχρωση του γκρι. Τα περιγράμματα των οργάνων εμφανίζονται συνήθως με λευκές αποχρώσεις, καθώς οι υψηλές εντάσεις αποδίδονται με αποχρώσεις που κλίνουν προς το λευκό. Αντίθετα, επειδή η ισχύς των οπισθοσκεδασμένων σημάτων είναι χαμηλή, οι παρεγχυματικοί ιστοί απεικονίζονται σε σκούρες αποχρώσεις του γκρι.[12]



Εικόνα 11: Ίχνος πλάτους του A-Mode και B-Mode [6]

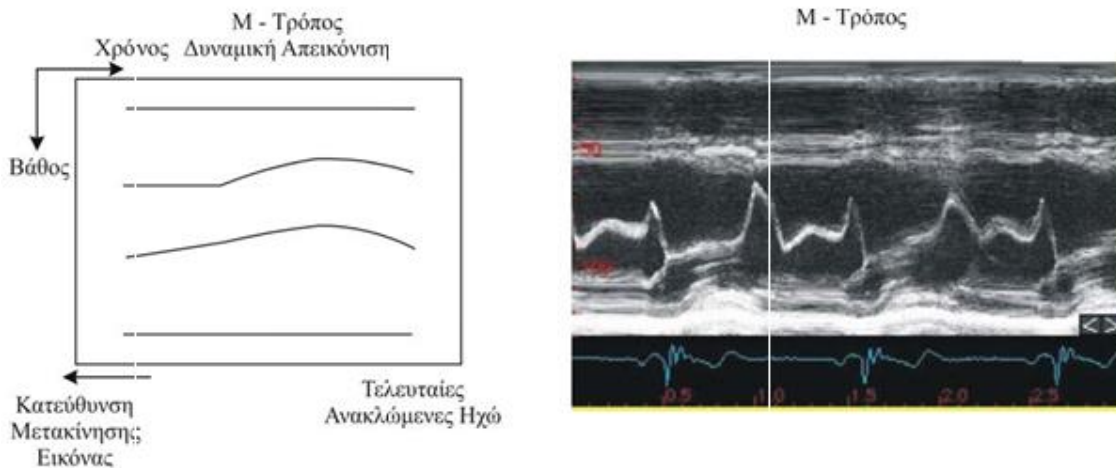
Η επιστημονική κοινότητα εκείνη την εποχή αντιμετώπισε μια δύσκολη μετάβαση από τη μονοδιάστατη απεικόνιση A-Mode στη δισδιάστατη απεικόνιση B-Mode, αλλά απαιτήθηκε λόγω των αυξανόμενων απαιτήσεων της κλινικής διαγνωστικής διαδικασίας. Κάθε ακουστική γραμμή ή γραμμή σάρωσης είναι μόνο μια ψηφιακή αναπαράσταση ενός σήματος A-Mode. Το ίδιο ισχύει για τις υπόλοιπες διαδοχικές γραμμές σάρωσης του πεδίου τελικής σάρωσης. Χρειαζόταν μια νέα στρατηγική για τη μετάβαση από τη μια οπτικοποίηση στην άλλη. Η ισχύς των ανακλώμενων ηχητικών κυμάτων εμφανίστηκε στην οθόνη A-Mode ως αιχμές σε μια κυματομορφή, όπως έχει ήδη εξηγηθεί. Κάθε ένταση ταιριάζει με μια σειρά αποχρώσεων του γκρι στην οθόνη B-Mode. Θα πρέπει να παρατηρηθεί ότι όταν τα διασκορπισμένα υπερηχητικά κύματα από διάφορα «κέντρα σκέδασης» συγκρούονται στο διάστημα, τα φαινόμενα ενισχύονται ή μειώνονται γενικά. Ως αποτέλεσμα, τα κύματα ήχου αυξάνονται εναλλάξ και σβήνουν. Λόγω της άνισης κατανομής των τόνων του γκρι μέσα σε ένα ανατομικό στοιχείο, η συνέπεια είναι η εμφάνιση κηλίδων.[6]



Εικόνα 12: Υπερηχογράφημα με απεικόνιση B-Mode [12]

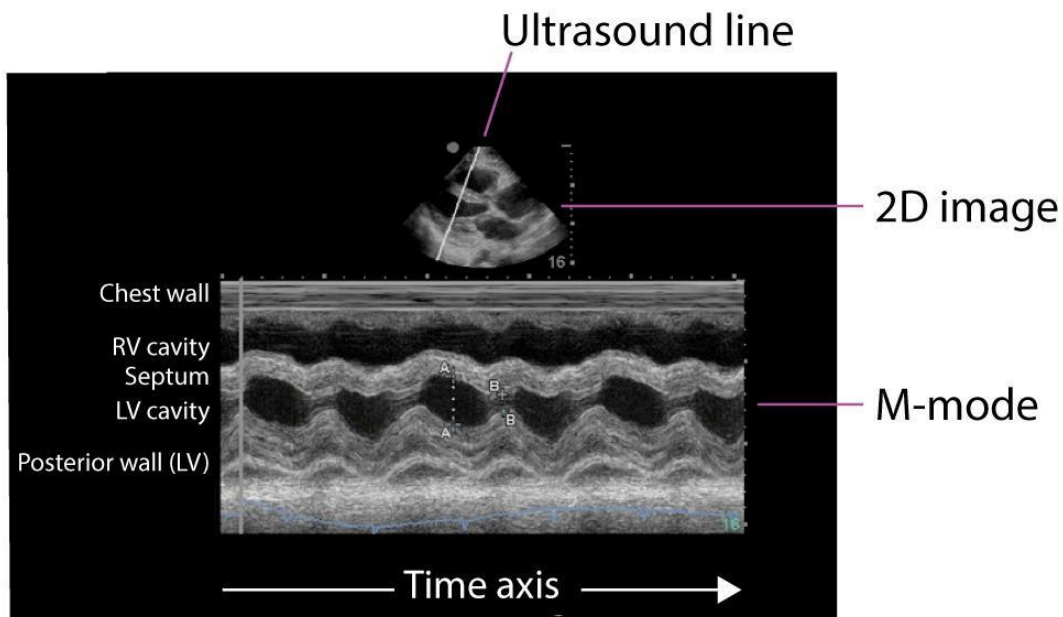
4.3 M-υπερηχογράφοι

Η μέθοδος αυτή χρησιμοποιείται για να δείξει την κίνηση ενός ιστού συναρτήσεως χρόνου, για παράδειγμα όπως στην περίπτωση καρδιακών μετρήσεων για την ανίχνευση ανωμαλιών κατά την κίνηση των καρδιακών βαλβίδων. Αποτελεί μια πρώτη μορφή απεικόνισης πραγματικού χρόνου και η συσκευή είναι παρόμοια με τον A-υπερηχογράφο, αλλά τα λαμβανόμενα σήματα απεικονίζονται σαν γραμμές σε οθόνη παρόμοια με αυτή του B-υπερηχογράφου. Όταν οι ανατομικές δομές που προκαλούν τις ανακλάσεις είναι ακίνητες οι καταγράφοντες γραμμές είναι ευθείες, όταν όμως οι ανατομικές δομές κινούνται, η μεταβολή της θέσης τους στο χρόνο, απεικονίζεται μια τεθλασμένη γραμμή. Στην ουσία είναι μια ακολουθία από σαρώσεις B-Τρόπου και έχουμε διαδοχή των εικόνων τη μια μετά την άλλη στη οθόνη, έτσι γίνεται η μέτρηση του εύρους της κίνησης. [17]



Εικόνα 13: Απεικόνιση M-τρόπου [6]

M-mode (Motion mode)



Εικόνα 14: Υπερηχογράφημα με απεικόνιση M-τρόπου [18]

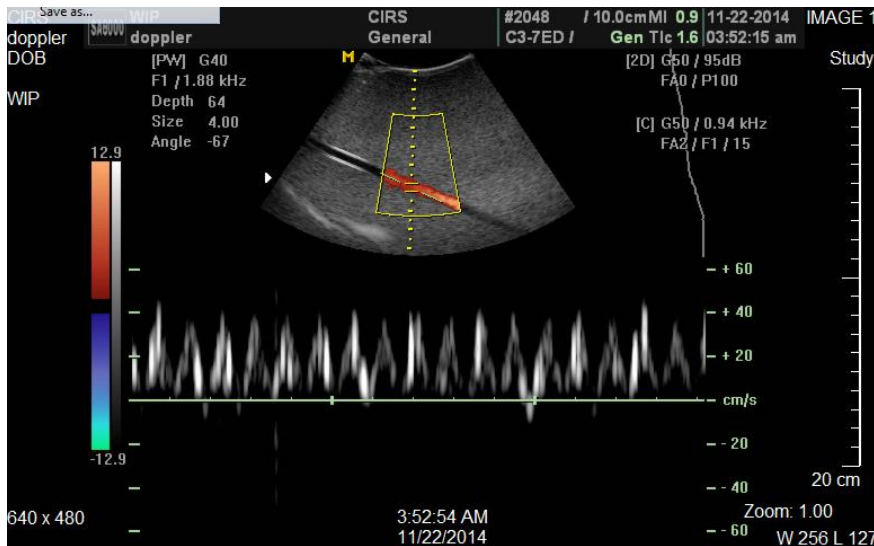
4.4 Υπερηχοτομογράφος DOPPLER

Ο υπέρηχος Doppler χρησιμοποιεί έναν ηχοβολέα για τη μετάδοση μιας σταθερής συχνότητας υπερήχων, όταν η δέσμη έρχεται σε επαφή με κινούμενα ερυθρά, λευκά και αιμοπεταλιακά αιμοσφαίρια, επιστρέφει στον ηχοβολέα με μια μικρή αλλαγή συχνότητας. Η ανακλώμενη συχνότητα αυξάνεται όταν η ροή του αίματος κατευθύνεται προς τον ηχοβολέα, ενώ μειώνεται όταν κατευθύνεται μακριά από αυτόν. [6]

Η απεικόνιση Doppler μπορεί να είναι τριών διαφορετικών τύπων:

1. Φασματικό Doppler συνεχούς κύματος (Continuous Wave Doppler),
2. Φασματικό Doppler παλμικού κύματος (Pulsed Wave Doppler),
3. Έγχρωμο Doppler (Color Flow Mapping).

Στο φασματικό Doppler συνεχών κυμάτων, δεν υπάρχει χρονική σχέση μεταξύ των εκπεμπόμενων και των ανακλώμενων σημάτων. Αντίθετα, υπάρχουν δύο ξεχωριστές κρυσταλλικές διατάξεις, η μία εκπέμπει συνεχώς και η άλλη λαμβάνει συνεχώς το ανακλώμενο σήμα. Μια συστοιχία κρυστάλλων εκπέμπει και λαμβάνει φασματικά ηχητικά κύματα Doppler με συγκεκριμένο ρυθμό σε παλμικό κύμα. Συνδυάζοντας την απεικόνιση καρδιακών ή άλλων ανατομικών χαρακτηριστικών με έγχρωμη ροή αίματος χρησιμοποιώντας τεχνολογία έγχρωμου Doppler, η εξέταση μπορεί να γίνει ταχύτερα, πιο εύκολα και με μεγαλύτερη ακρίβεια. Το Duplex είναι ο όρος για την ταυτόχρονη απεικόνιση B-Mode και έγχρωμου Doppler. [19]



Εικόνα 15: Υπερηχογράφημα με απεικόνιση Doppler [20]

5. ΜΟΝΑΔΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ

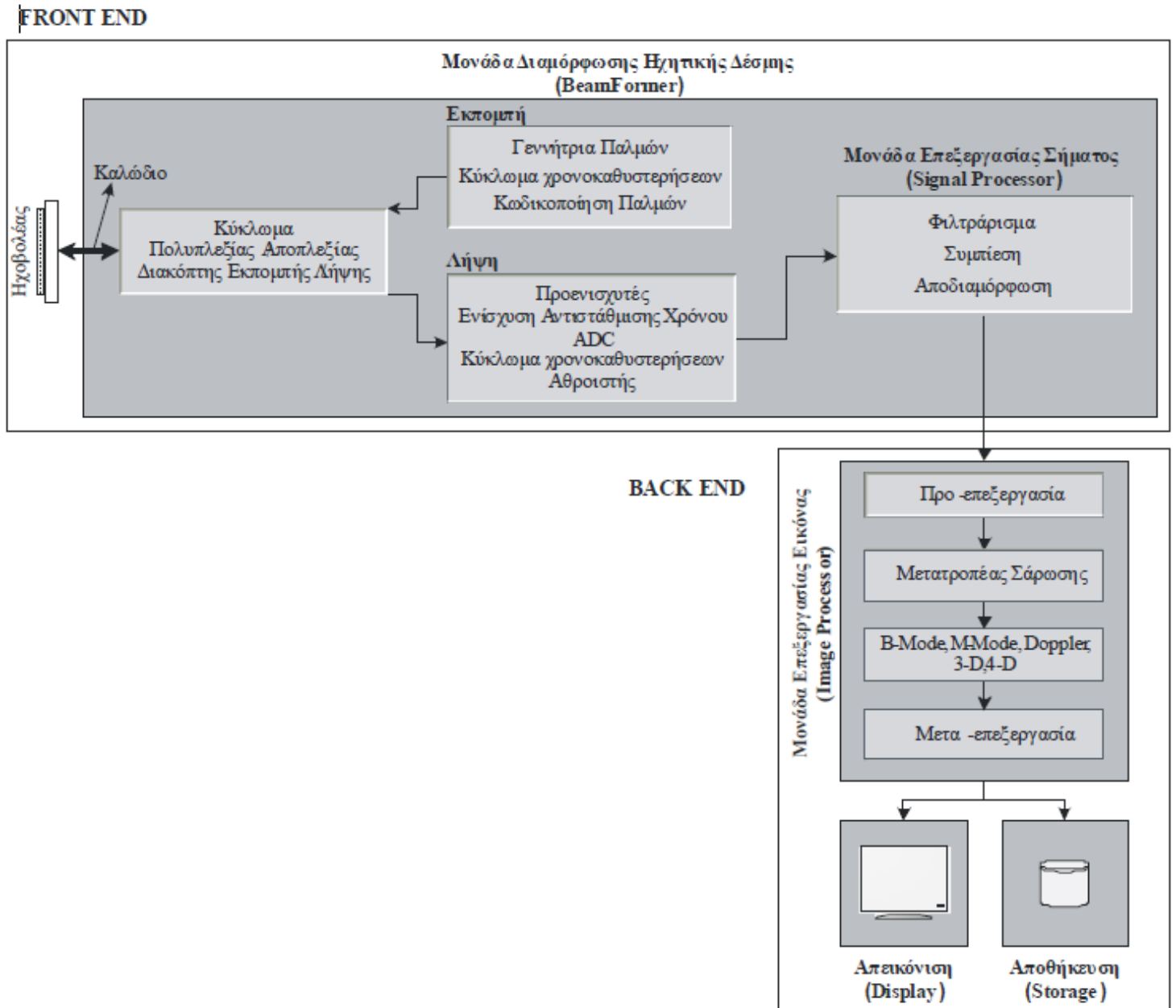
Μία από τις τελευταίες αιχμής τεχνολογίες ιατρικής απεικόνισης που χρησιμοποιούνται σήμερα είναι η σύγχρονη τεχνολογία υπερήχων. Παράγοντας πρώτα ηχητικά κύματα και στη συνέχεια παρατηρώντας τις αντανακλάσεις που κάνουν καθώς περνούν μέσα από ανθρώπινους ιστούς, μια συσκευή υπερήχων δημιουργεί εικόνες. Ο τύπος εξέτασης και οι διαφορετικές επιλογές που κάνει ο χειριστής στον πίνακα ελέγχου του συστήματος καθορίζουν τις ιδιότητες του ηχητικού κύματος εξόδου. Σε αυτές τις επιλογές περιλαμβάνονται η λειτουργία απεικόνισης υπερήχων (B-Mode, M-Mode, Doppler, 3-D), η συχνότητα, η εστίαση και το σχήμα του ηχητικού πεδίου. Το μέγεθος αυτών των συστημάτων κυμαίνεται από μια φορητή μονάδα στο μέγεθος ενός μικροσκοπικού φορητού υπολογιστή έως υπερσύγχρονες τεράστιες μονάδες με απεριόριστες δυνατότητες. Ανάλογα με το μέγεθος και τις δυνατότητες του κάθε συστήματος, η τιμή τους αλλάζει κατάλληλα.

Ένα σύγχρονο σύστημα υπερηχογραφίας αποτελείται από τα εξής τμήματα:

1. Μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης,
2. Μονάδα επεξεργασίας σήματος,
3. Μονάδα επεξεργασίας εικόνας,
4. Μονάδα απεικόνισης,
5. Μονάδα αποθήκευσης,

Η μονάδα επεξεργασίας σήματος και η μονάδα διαμόρφωσης ψηφιακής δέσμης ήχου αποτελούν το Front End του συστήματος, ενώ τα υπόλοιπα εξαρτήματα αποτελούν το Back End. [14]

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**



Εικόνα 16: Δομικό διάγραμμα συστήματος Υπερηχογραφίας [9][6]

5.1 FRONT END ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Ψηφιακή μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης

Η συνολική απόδοση του συστήματος και η παραγωγή της εικόνας υπερήχων εξαρτώνται σε μεγάλο βαθμό από τη μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης.

Τα υπόλοιπα τμήματα του συστήματος δεν είναι σε θέση να χειριστούν ένα τέτοιο πρόβλημα που δημιουργείται (θόρυβος, ακουστικές διαταραχές).

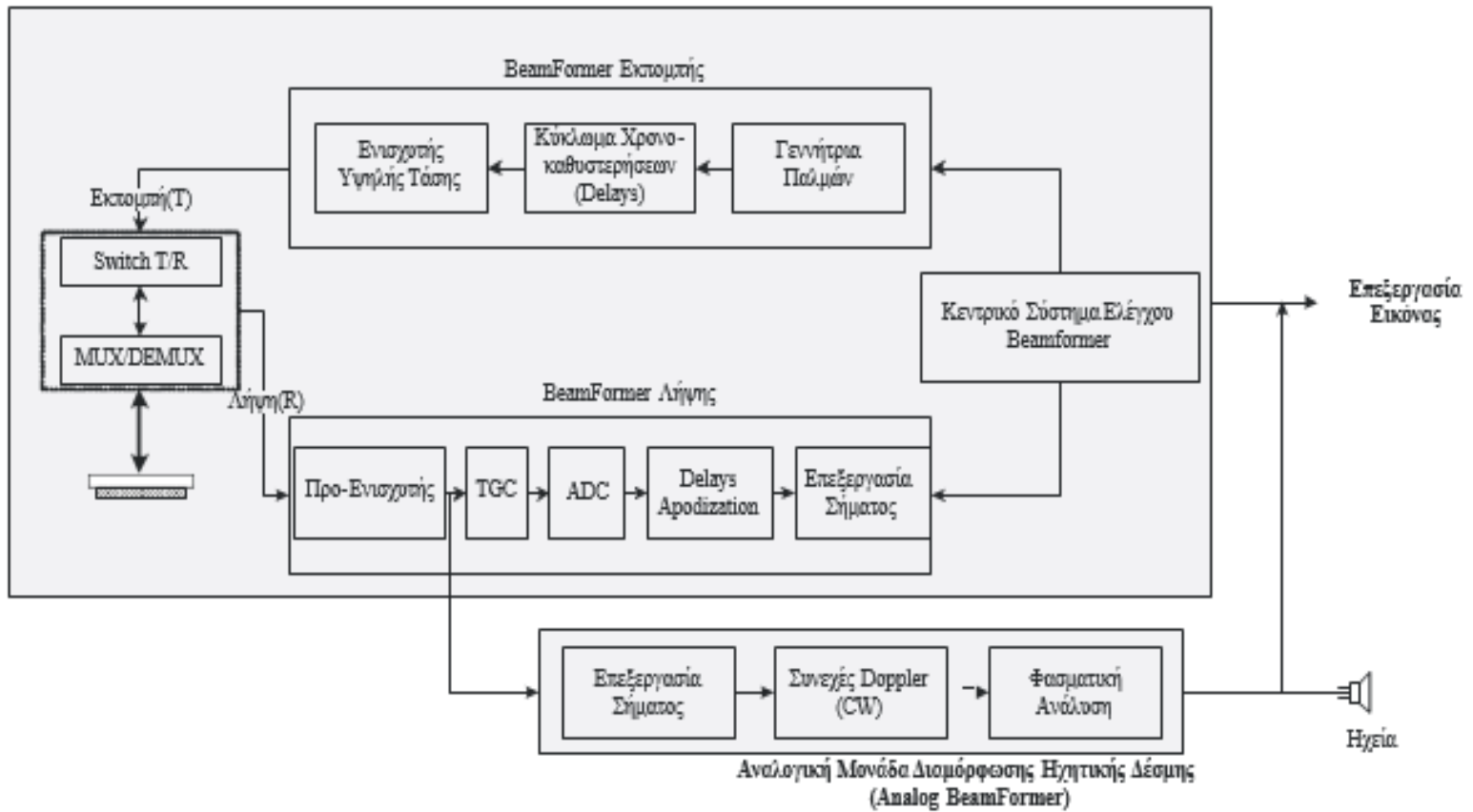
Συμπερασματικά, η μονάδα διαμόρφωσης δέσμης ήχου εκτελεί τις εργασίες που αναφέρονται παρακάτω:

1. Παράγει την ηλεκτρική ισχύ που απαιτείται για τη λειτουργία των κρυστάλλων της κεφαλής του ηχοβόλου.
2. Καθορίζει τη συχνότητα, την κωδικοποίηση, τον ρυθμό επανάληψης (PRF) και την ισχύ των παλμών ήχου.
3. Σαρώνει, εστιάζει και τροποποιεί την τελική μορφή της εκπεμπόμενης ηχητικής δέσμης.
4. Ενισχύει τις ηχώ που αντανακλώνται.
5. Αντισταθμίζει την εξασθένηση.
6. Μετατρέπει τους ηχητικούς παλμούς σε ψηφιακά ηλεκτρικά σήματα.
7. Κατευθύνει, συγκεντρώνει και διαμορφώνει το σχήμα της αντανακλώμενης ηχητικής δέσμης (αποδίωση).

Για είσοδο στη μονάδα επεξεργασίας σήματος, το σήμα υποβάλλεται σε επεξεργασία.

[21]

ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ



Εικόνα 17: Ψηφιακή και αναλογική μονάδα διαμόρφωσης ηχητικής δέσμης [9][6]

Εκπομπή ηχητικής δέσμης

Διάταξη παραγωγής παλμών οδήγησης (Γεννήτρια παλμών – Pulse Generator)

Η ηχητική δέσμη παράγεται από αυτή τη γεννήτρια μέσω ηλεκτρικών παλμών που κινούν τους κρυστάλλους PZT, οι οποίοι είναι συνεχείς είτε παλμικοί. Η συσκευή θα πρέπει να μπορεί να παράγει ηλεκτρικούς παλμούς κατά τη διάρκεια της παλμικής λειτουργίας με μεγαλύτερη ή χαμηλότερη συχνότητα επανάληψης (PRF), σύντομες ή μεγάλες διάρκειες παλμών (PD) και ποικίλες συχνότητες (ανάλογα με τη δοκιμή). [6]

Διάταξη καθυστέρησης παλμών εκπομπής (Transmit Delays)

Η τεχνική δημιουργίας της ηχητικής δέσμης παίρνει διαφορετικές μορφές με βάση το επιθυμητό σχήμα ή την ανατομική θέση που μελετάται, όπως συζητήθηκε στην ενότητα των ηχοβολέων. Αυτή η διαμόρφωση θα πρέπει να προσθέσει μικρές καθυστερήσεις στους παλμούς μετάδοσης κίνησης προκειμένου να εστιαστεί ή να κατευθύνει τη δέσμη, προκαλώντας αποκλίσεις φάσης κατά τη μετάδοση. [9]

Διάταξη κωδικοποίησης παλμών

Η παραγωγή των παλμών μετάδοσης κίνησης γίνεται πιο περίπλοκη όσο πιο περίπλοκη είναι η εφαρμογή. Ανάλογα με την εφαρμογή, το σύστημα μπορεί να μεταδώσει αρκετούς παλμούς χωρίς να σταματήσει να περιμένει για ανακλώμενους παλμούς, διαχωρίζοντας το εύρος αρμονικών συχνοτήτων από το κανονικό εύρος συχνοτήτων, βελτιώνοντας τη διείδυση της δέσμης και ενισχύοντας την αντίθεση. Σε παραδοσιακές εφαρμογές, η γεννήτρια παλμών οδήγησης διεγείρει απευθείας τη συστοιχία κρυστάλλων μέσω της συσκευής καθυστέρησης (ένας ηλεκτρικός παλμός ισοδυναμεί με μία γραμμή σάρωσης). Η γραμμή ήχου ή η γραμμή σάρωσης παράγεται κατά την κωδικοποίηση οδηγώντας την αντίστοιχη ομάδα κρυστάλλων με ένα σύνολο παλμών. Ένας αποκωδικοποιητής σε αυτήν την περίπτωση αναγνωρίζει και αναδιατάσσει τη σειρά των ανακλώμενων παλμών για να δημιουργήσει τη γραμμή σάρωσης. [22]

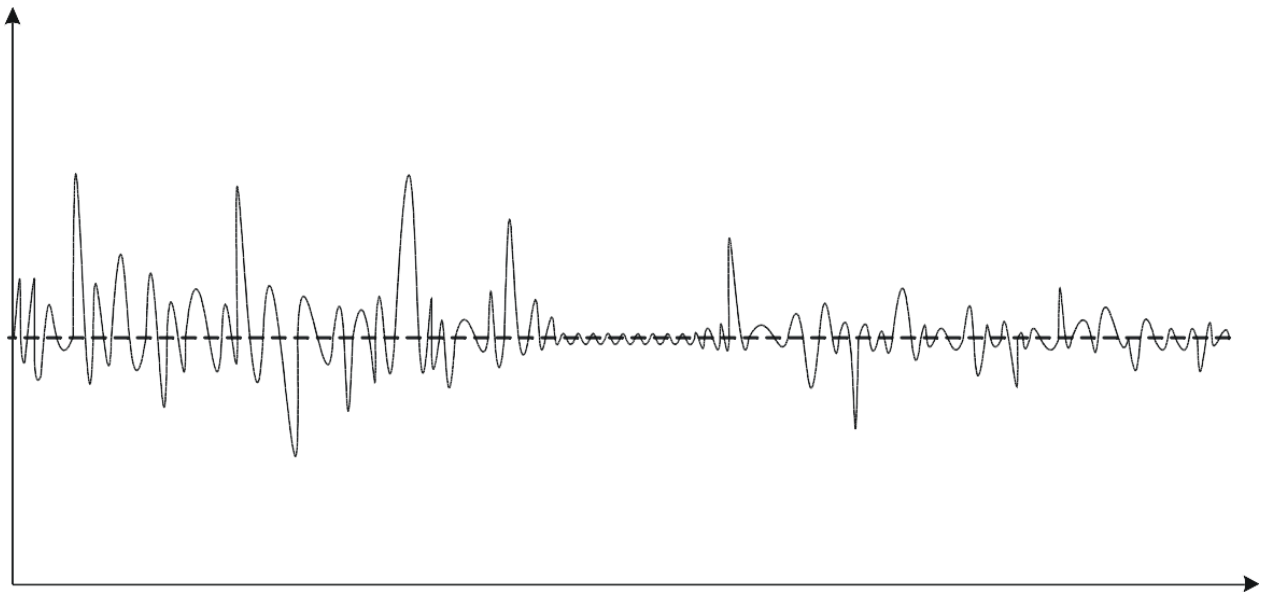
Διάταξη ενίσχυσης (HVA)

Η γεννήτρια παράγει παλμούς με μέτριο πλάτος. Το πλάτος του παλμού πρέπει να ενισχυθεί (κατά περίπου 100 V) προκειμένου να οδηγηθούν σωστά οι κρύσταλλοι. Αυτό επιτυγχάνεται χρησιμοποιώντας έναν μοναδικό ενισχυτή υψηλής τάσης. [12]

Λήψη ηχητικής δέσμης (Beam Reception)

Διάταξη προενισχυτών λήψης (Pre-amplifiers)

Ενώ οι ηλεκτρικοί παλμοί που στέλνονται στον κρύσταλλο έχουν πλάτος της τάξης μερικών δεκάδων ή εκατοντάδων Volts οι επιστρεφόμενοι παλμοί παράγουν ηλεκτρικά σήματα της τάξης των mV ή μ V λόγω της εξασθένησης από τη διάδοση των ηχητικών κυμάτων μέσα στους ιστούς. [23]

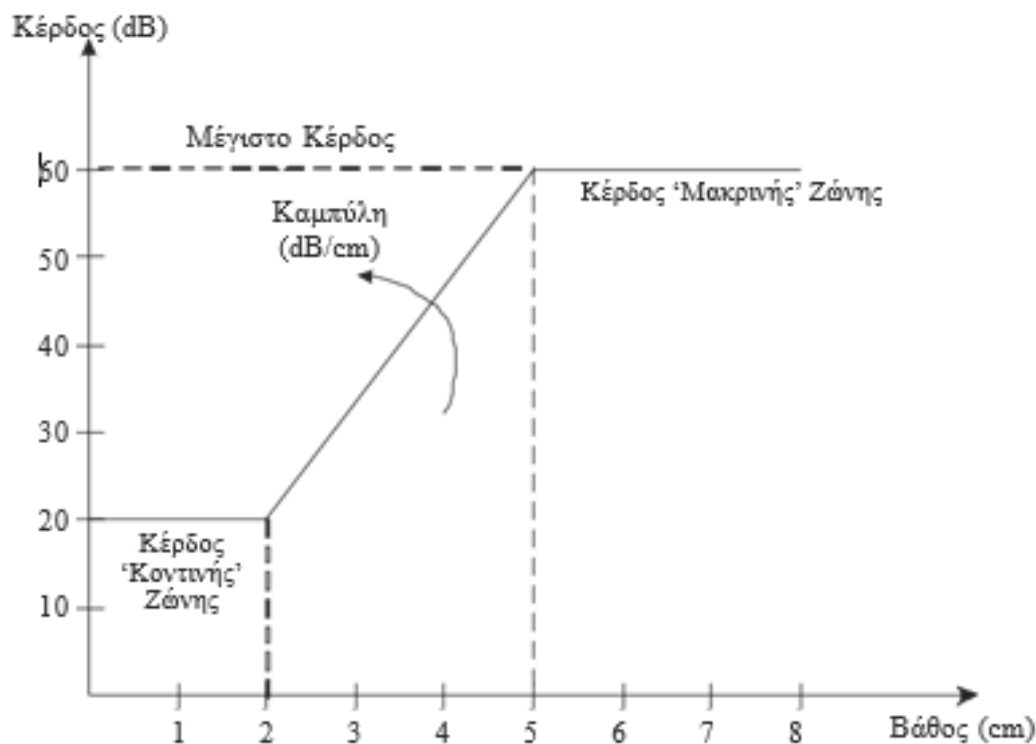


Εικόνα 18: Ηλεκτρικό σήμα που παράγεται από την ανίχνευση των ανακλώμενων ηχητικών κυμάτων και αναπαριστά την ανακλώμενη γραμμή σάρωσης. [6]

Η διάταξη των προενισχυτών του συστήματος υπερήχων μπορεί επίσης να τοποθετηθεί εντός του ηχοβολέα, καθώς η διαμόρφωση του προενισχυτή βελτιώνει το μέγεθος του ηλεκτρικού σήματος που λαμβάνουν οι κρύσταλλοι όταν τα ανακλώμενα ηχητικά κύματα έρχονται σε επαφή μαζί τους. Ο προενισχυτής ενισχύει το πλάτος του ανακλώμενου σήματος σε επίπεδα που είναι ευανάγνωστα και επαρκή για περαιτέρω επεξεργασία και αποθήκευση. Συχνά συμμετέχει στη διαδικασία που είναι γνωστή ως αντιστοίχιση σύνθετης αντίστασης. Η ηλεκτρική του σύνθετη αντίσταση πέφτει κάπου μεταξύ της σύνθετης αντίστασης του μεταγωγέα και της υπόλοιπης εμπλοκής του καστ. Με αυτόν τον τρόπο αποτρέπονται απώλειες ή παραμορφώσεις στο ηλεκτρικό σήμα. [23]

Διάταξη Ενίσχυσης αντιστάθμισης χρόνου/βάθους (Time Gain Compensation)

Ανάλογα με το πότε τα ανακλώμενα ηχητικά κύματα φτάνουν στον ηχοβολέα, αυτή η ηλεκτρονική διάταξη ενισχύει τα σήματα με διαφορετικό τρόπο. Ένα σήμα ενισχύεται περισσότερο όσο πιο καθυστερημένα πλησιάζει τον πομπό. Ο στόχος αυτής της ενίσχυσης είναι να αντισταθμίσει την εξασθένηση του σήματος. Όσο μεγαλύτερο είναι το βάθος από το οποίο προέρχεται ένα σήμα, τόσο αργότερα φτάνει στον ηχοβολέα. Ως αποτέλεσμα, θα έχει ταξιδέψει μακρύτερα και θα έχει υποστεί περισσότερη εξασθένηση. Τα ανακλώμενα σήματα από δύο συγκρίσιμες δομές ή τα όρια μιας μεμονωμένης δομής σε διάφορα βάθη θα έχουν ποικίλες εντάσεις. [24]



Εικόνα 19: Καμπύλη Ενίσχυσης Αντιστάθμισης Χρόνου/Βάθους [6]

Μονάδα επεξεργασίας σήματος (Signal Processor Unit)

Το τμήμα λήψης της ψηφιακής μονάδας διαμόρφωσης της ηχητικής δέσμης ενίσχυσε και συνδύασε (μέσω του αθροιστή) τα ηλεκτρικά σήματα από κάθε έναν κρύσταλλο και σχημάτισε ένα πλήθος ανακλώμενων ηλεκτρικών σημάτων που προήλθε από κάθε έναν εκπεμπόμενο ηχητικό παλμό. Η έξοδος του οδηγεί τη μονάδα επεξεργασίας σήματος. Οι λειτουργίες που επιτελεί αυτή η μονάδα είναι οι εξής:

- Φιλτράρισμα,
- Συμπίεση,
- Ανίχνευση φακέλου ή Αποδιαμόρφωση.

[6]

5.2 BACK END ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

Μονάδα επεξεργασίας εικόνας (Image Processor Unit)

Τα ανακλώμενα σήματα έχουν τη μορφή πολλών διαδοχικών και παράλληλων γραμμών σάρωσης (A-MODE) που ακολουθούν τη μονάδα διαμόρφωσης σήματος (BeamFormer) και τη μονάδα επεξεργασίας σήματος. Μετά τη μονάδα διαμόρφωσης δέσμης και επεξεργασίας σήματος, αυτά τα δεδομένα θεωρούνται ακατέργαστα (Raw B-Mode Image Data) επειδή δεν έχουν υποστεί καμία πρόσθετη επεξεργασία.[9]

Μετεπεξεργασία (Post Processing)

Η μετεπεξεργασία, γενικά, αναφέρεται σε τεχνικές επεξεργασίας μιας εικόνας υπερήχων αφού τα δεδομένα έχουν αποθηκευτεί στη μνήμη. Ο χειριστής έχει συχνά πρόσβαση σε αυτές τις επιλογές μέσω ειδικών κομβίων.[9]

Μετατροπéας σάρωσης

Η 2D εικόνα που θα εμφανιστεί δεν έχει ακόμη αναπτυχθεί. Για σκοπούς απεικόνισης, επεξεργασίας εικόνας και αποθήκευσης εικόνας, ο μετατροπέας σάρωσης (μετατροπέας σάρωσης) μετατρέπει μια σειρά γραμμών σάρωσης σε μια παραδοσιακή γραφική εικόνα υπερήχων σε μορφή παρόμοια με τη λειτουργία σάρωσης (μορφή ηχητικού πεδίου) . Ο μετατροπέας σάρωσης εκτελεί δύο θεμελιώδεις εργασίες: Σύμφωνα με τη λειτουργία σάρωσης του ηχοβολέα, (α) μετατρέπει τις γραμμές A-mode σε γραμμές σε B-Mode και (b) διατάσσει αυτές τις διαδοχικές γραμμές σε μια δομημένη δισδιάστατη εικόνα. Η μορφοποίηση αυτών των δεδομένων μπορεί να είναι μια δύσκολη διαδικασία. Ο μετατροπέας σάρωσης θα πρέπει να μπορεί να προσδιορίζει τις συντεταγμένες κάθε γραμμής, πράγμα που σημαίνει ότι θα πρέπει να έχει αποθηκευτεί στη μνήμη όπου ανήκει κάθε σημείο της εικόνας μετά την αφαίρεση των γραμμών. Μέσω της μονάδας διαμόρφωσης δέσμης (είσοδος τμήματος εκπομπής), είναι δυνατός ο προσδιορισμός τόσο της κατεύθυνσης της δέσμης όσο και του βάθους από όπου προήλθε κάθε ανακλώμενος παλμός.[6]

Μονάδα Απεικόνισης

Η χρήση οθονών CRT στα σύγχρονα συστήματα υπερήχων καταργείται σταδιακά προς όφελος των οθονών υγρών κρυστάλλων (TFT). Θα πρέπει να σημειωθεί ότι ένας DAC (Digital to Analog Converter) χρησιμοποιείται για τη μετατροπή των δεδομένων που χρησιμοποιούνται για την απεικόνιση σε αναλογικό. Οι οθόνες TFT έχουν συνήθως ανάλυση 1024 x 768 pixel, ωστόσο τα πιο πρόσφατα μοντέλα μπορούν να εμφανίζουν περιεχόμενο υψηλής ευκρίνειας στα 1900 x 1080 pixel.[22]

Μονάδα αποθήκευσης

Εσωτερική μονάδα αποθήκευσης (Cine loop)

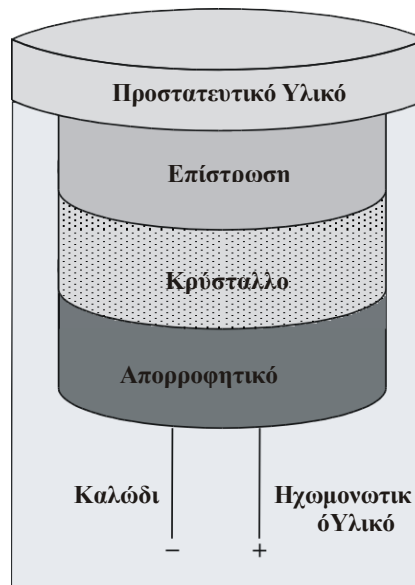
Τα μορφοποιημένα δεδομένα αποθηκεύονται προσωρινά σε μια αρκετά μεγάλη ποσότητα μνήμης αφού ο μετατροπέας σάρωσης επεξεργαστεί κάθε γραμμή σάρωσης και τη μορφοποιήσει για εμφάνιση (λάβετε υπόψη ότι τα δεδομένα στο πίσω μέρος του συστήματος είναι πάντα σε ψηφιακή μορφή). Το κομμάτι της μνήμης αποθηκεύεται σταδιακά μέχρι να γεμίσει. Τα νεότερα δεδομένα αντικαθιστούν τα παλαιότερα δεδομένα μόλις συμπληρωθεί αυτό το κομμάτι. Cine loop είναι το όνομα που δίνεται στη συλλογή εικόνων που διατηρείται σε αυτό το κομμάτι μνήμης. Ο χειριστής μπορεί να χρησιμοποιήσει αυτήν την επιλογή για να δει περίπλοκες ανατομικές δομές με εξαιρετικά αργούς ρυθμούς κίνησης. μπορεί να παρακολουθεί τις αλλαγές μεμονωμένων εικόνων με την πάροδο του χρόνου. Η καλύτερη εικόνα για περαιτέρω επεξεργασία μπορεί να επιλεγεί από τον χειριστή. [22]

Εξωτερική μονάδα αποθήκευσης

Αναλογική και ψηφιακή αποθήκευση είναι δύο μέθοδοι για την εξωτερική μονάδα αποθήκευσης. Στα σύγχρονα συστήματα όπου κυριαρχεί η ψηφιακή αποθήκευση σε CD και DVD ROM, η αναλογική αποθήκευση (κασέτες VHS) τείνει να εξαλειφθεί. Η ψηφιακή αποθήκευση έχει πολλά πλεονεκτήματα, όπως μικροσκοπικά μεγέθη φυσικών μέσων αποθήκευσης, μη απώλεια πληροφοριών κατά την εγγραφή, διατήρηση δεδομένων υψηλής ποιότητας για μεγάλο χρονικό διάστημα και εξαιρετικά χαμηλό κόστος. [23]

5.3 Δομικό Διάγραμμα Ηχοβολέα

Δομικό διάγραμμα των βασικών συνιστωσών ενός ηχοβολέα



Εικόνα 20: Δομικό διάγραμμα μονοκρυσταλλικού ηχοβολέα [6]

Απορροφητικό υλικό (Backing Material): Το υλικό υποστήριξης που απορροφά ενέργεια μειώνει τους χωρικούς παλμούς, ενισχύοντας την ικανότητα του συστήματος να κάνει διακρίσεις.

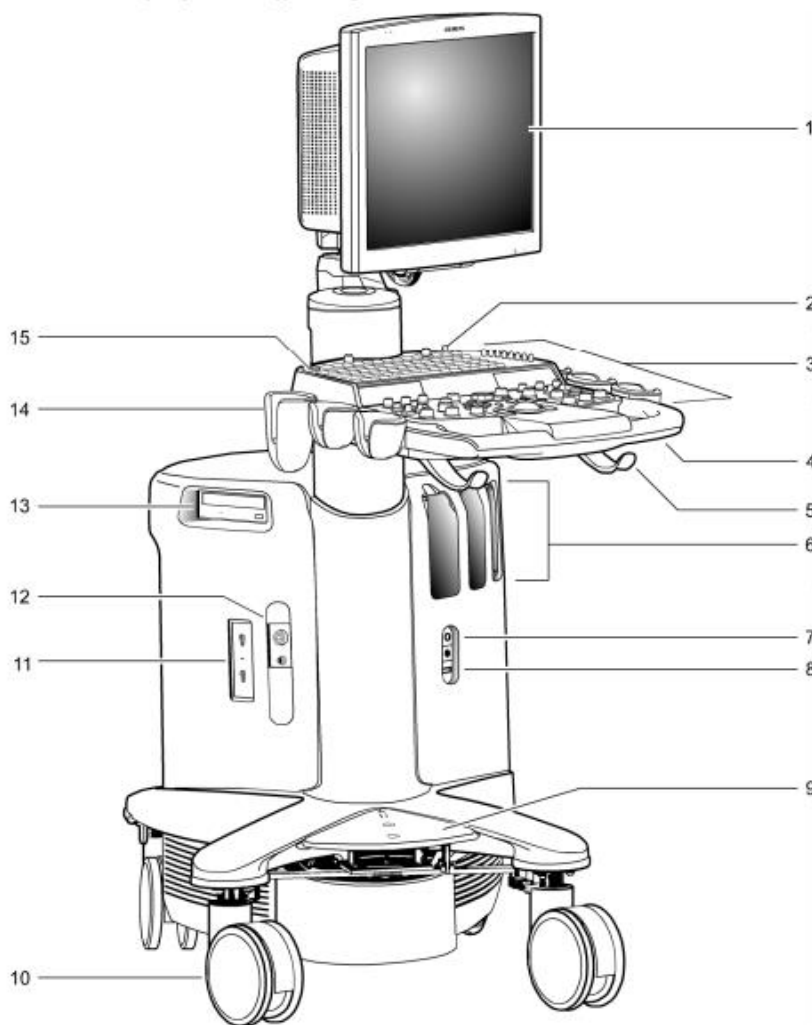
Καλώδια: μετάδοση: παραδίδει τον κρύσταλλο με ηλεκτρική ενέργεια, Λήψη: μεταφέρει την ηλεκτρική ενέργεια ή φορτίο, που παράγεται από τα προσπίπτοντα ηχητικά κύματα που χτυπούν τον κρύσταλλο.

Πιεζοηλεκτρικός κρύσταλλος PZT: Η ακουστική ενέργεια μετατρέπεται σε ηλεκτρική ενέργεια και αντίστροφα από τον πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο PZT. Για να δημιουργηθεί η κατάλληλη επαφή με τα δύο ηλεκτρόδια που θα παρέχουν τη διαφορά τάσης για την ταλάντωση του κρυστάλλου, εφαρμόζεται μια μικροσκοπική επίστρωση συγκολλητικού υλικού στην μπροστινή και πίσω επιφάνεια του κρυστάλλου. Δύο χρυσά ή ασημένια ηλεκτρόδια είναι στερεωμένα στις επιφάνειες του κρυστάλλου.

Επίστρωση Προσαρμογής εμπέδησης: Αντίσταση λόγω της διαφοράς στην ακουστική αντίσταση μεταξύ του ανθρώπινου δέρματος και ενός πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου, η αντίστοιχη επίστρωση μειώνει την απώλεια ακουστικής ενέργειας.

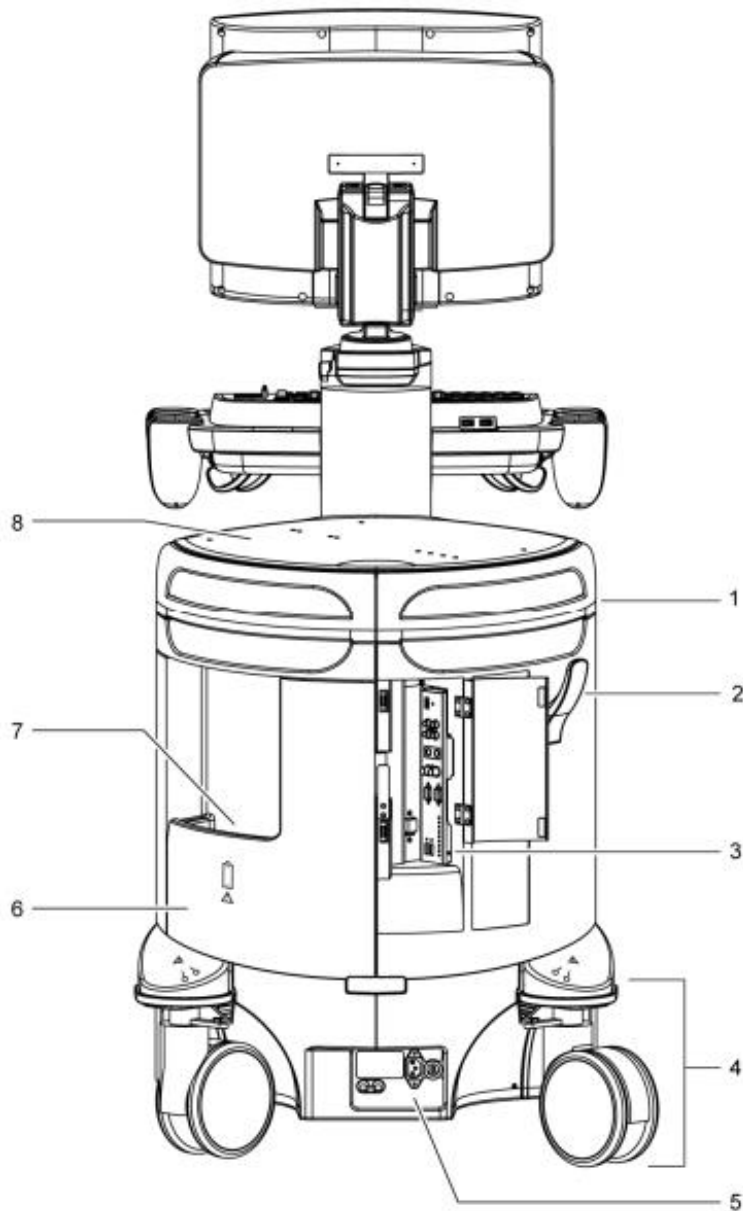
Προστατευτικό Υλικό: Προσφέρει αδιάβροχη και δομική προστασία για την μπροστινή επιφάνεια του βυθομέτρου. Για την κατασκευή του χρησιμοποιείται μεμβράνη, ένα υλικό που μεταδίδει τον ήχο. Όσον αφορά την ποιότητα της διαγνωστικής εικόνας, η επιλογή του φιλμ είναι καθοριστική. Στην κατασκευή χρησιμοποιούνται μεμβράνες που έχουν σωματικά χαρακτηριστικά. Κάθε ηχείο περιλαμβάνει επίσης ένα προστατευτικό περίβλημα για να αποτρέψει την εισροή υγρασίας και πιθανή βλάβη. Διατίθενται επίσης ειδικοί ηλεκτρικοί και ακουστικοί απομονωτές για τη μεγιστοποίηση της απόδοσης της κεφαλής του ηχοβολέα. Οι μετατροπείς στα σύγχρονα συστήματα υπερήχων χρησιμοποιούν συστοιχίες κρυστάλλων για την καλύτερη εικόνα. Οι επόμενες ενότητες θα αναφερθούν σε πολλές λεπτομέρειες σχετικά με αυτούς τους σύγχρονους μετατροπείς. [6]

6.ΔΟΜΗ ΣΥΓΧΡΟΝΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ ACUSON S Family



Εικόνα 21: Μέρη συστήματος υπερηχογράφου. [25]

1. Επίπεδο μόνιτορ υψηλής ανάλυσης με δυνατότητα ρύθμισης από το χρήστη και δύο ηχεία στραμμένα προς τα εμπρός
2. Αλφαριθμητικό πληκτρολόγιο
3. Πίνακας ελέγχου ρυθμιζόμενος από το χρήστη (ύψος και περιστροφή)
4. Μπροστινή λαβή
5. Κρεμάστρα καλωδίου
6. Θύρες ηχοβολέων
7. Θύρα βοηθητικού ηχοβολέα Doppler συνεχούς κύματος
8. Συνδετήρας ποδοδιακόπτη
9. Κεντρικά φρένα
10. Μπροστινοί περιστρεφόμενοι τροχοί
11. Θύρα μόνιμης θέσης για τους ηχοβολείς
12. Πίνακας Physio
13. Μονάδα CD/DVD-RW
14. Υποδοχές ηχοβολέων και ζελέ
15. Κουμπί λειτουργίας (Αναμονή)



Εικόνα 22: Μέρη συστήματος υπερηχογράφου, πίσω όψη [25]

1. Πίσω λαβή
2. Κρεμάστρα καλωδίου
3. Πλαίσιο εισόδου/εξόδου με συνδέσεις ήχου και βίντεο
4. Πίσω περιστρεφόμενος τροχός με φρένο
5. Πίνακας AC
6. Πίσω πλευρά
7. Κάδος αποθήκευσης
8. Ράφι

7.ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟΥΣ ΠΟΙΟΤΙΚΟΥΣ ΕΛΕΓΧΟΥΣ

Τα σύγχρονα συστήματα υπερήχων αμφισβητούνται συχνά για την ανάγκη ποιοτικού ελέγχου επειδή είναι γενικά αξιόπιστα, δεν δυσλειτουργούν συχνά και ένας έμπειρος χρήστης μπορεί να εντοπίσει τυχόν προβλήματα ποιότητας εικόνας κατά την εξέταση. Αν και τα προαναφερθέντα αποτελέσματα είναι κάπως ακριβή, δεν εξαλείφουν την ανάγκη ενός τακτικού ποιοτικού ελέγχου. Το κύριο όφελος από την εκτέλεση τέτοιων ποιοτικών ελέγχων σε τακτική βάση στους ηχοβολείς καθώς και στο ίδιο το σύστημα υπερήχων είναι ότι μπορεί να εντοπίσει μια ελαφρά υποβάθμιση στην ποιότητα της παραγόμενης εικόνας πριν την αντιληφθεί ο χρήστης. Σε αυτήν την περίπτωση, ο έλεγχος θα αποκαλύψει επίσης πώς συνέβη και τι προκάλεσε τη ζημιά. Οι περιοδικοί ποιοτικοί έλεγχοι μπορούν να επιβεβαιώσουν την αποτελεσματική λειτουργία αυτών των συστημάτων καθώς και την αποτελεσματικότητα της τακτικής συντήρησης και επισκευής από εξουσιοδοτημένους ειδικούς, ακόμη και σε συστήματα που καλύπτονται από εγγύηση ή σύμβαση συντήρησης. Το πρόγραμμα διασφάλισης ποιότητας ενός συστήματος υπερήχων αποτελείται από μια σειρά εργασιών, συμπεριλαμβανομένης της διασφάλισης ποιότητας, της προληπτικής συντήρησης, των βαθμονομήσεων του ηχοβολέα και του συστήματος και της αξιολόγησης νέων προϊόντων, όπως ενημερώσεις λογισμικού ή αναβαθμίσεις. Οι πιο τυπικές μέθοδοι ποιοτικού ελέγχου που χρησιμοποιούνται σε ένα σύστημα υπερήχων καλύπτονται στην ενότητα που ακολουθεί. Θα πρέπει να διενεργείται ενδεδειγμένος έλεγχος ποιότητας εικόνας τουλάχιστον μία φορά το χρόνο σε συστήματα υπερήχων και άλλα συστήματα απεικόνισης, συμπεριλαμβανομένων των ακτίνων Χ και της ακτινοβολίας γάμμα. Ωστόσο, για να εντοπιστούν τυχόν προβλήματα προτού επιδεινωθούν, οι βραχυπρόθεσμες επιθεωρήσεις πρέπει να διεξάγονται συχνότερα σύμφωνα με τα διεθνή πρότυπα. Αυτές οι αξιολογήσεις περιλαμβάνουν ομοιογένεια εικόνας, μέγιστο βάθος απεικόνισης, καταλληλόλητα οθόνης απεικόνισης και ακρίβεια μέτρησης. Με βάση τους ηχοβολείς, οι οποίοι χρησιμοποιούνται και πιο συχνά, θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη και να ορίζεται σε εξαμηνιαία βάση μικρής διάρκειας τακτικός έλεγχος μαζί με τη φυσική και μηχανική αξιολόγηση του συστήματος. Ο έλεγχος κάθε συστήματος δεν πρέπει να διαρκεί περισσότερο από 15 λεπτά συνολικά για να ολοκληρωθεί. Οι τακτικά προγραμματισμένοι, μεγαλύτεροι έλεγχοι θα πρέπει να διαρκούν από μία έως δύο ώρες. Ο ποιοτικός έλεγχος αντιπροσωπεύει την ιδανική απόδοση του συστήματος με βάση μοναδικούς δείκτες ποιότητας, χρησιμοποιώντας τις βασικές τιμές (baseline values) ως μέτρο σύγκρισης. Αντιπαραβάλλοντας την παρούσα τιμή με ειδικούς δείκτες ποιότητας, μπορούν να εντοπιστούν μικρές αλλαγές στην ποιότητα της εικόνας για κάθε παράμετρο. Τα χειριστήρια των ρυθμίσεων συστήματος καθορίζουν τις βέλτιστες τιμές βάσης για κάθε δείκτη ποιότητας. Η βασική δοκιμή θα πρέπει να διενεργείται αμέσως μόλις αγοραστεί, εγκατασταθεί το σύστημα και πριν από την πρώτη προληπτική συντήρηση από τον εξουσιοδοτημένο τεχνικό, προκειμένου να επιτευχθεί η καλύτερη προσέγγιση της ιδανικής απόδοσης του συστήματος. Οι έλεγχοι ποιότητας διακρίνονται σε τακτικούς (ανά 4 ή 6 μήνες) αλλά και ημερήσιους όπως και περιοδικούς (σε ετήσια βάση).[26][6]

7.1 Φροντίδα του συστήματος υπερηχογράφου

Αποτελεί ευθύνη του χρήστη να βεβαιώνεται, σε καθημερινή βάση, ότι το σύστημα υπερηχογράφου μπορεί να χρησιμοποιηθεί με ασφάλεια για διαγνωστική λειτουργία. Κάθε μέρα, πριν χρησιμοποιηθεί το σύστημα, εκτελούμε κάθε βήμα της λίστας ημερήσιου ελέγχου. Όλα τα εξωτερικά εξαρτήματα του συστήματος υπερηχογράφου, συμπεριλαμβανομένου του πίνακα ελέγχου, του πληκτρολογίου, των ηχοβολέων και των συσκευών βιοψίας πρέπει να καθαρίζονται και/ή να απολυμαίνονται όταν είναι απαραίτητο ή μεταξύ των χρήσεων. Καθαρίζουμε κάθε εξάρτημα για να απομακρύνουμε τυχόν σωματίδια από την επιφάνειά του. Απολυμαίνουμε τα εξαρτήματα για να εξοντώσουμε τους αναπτυσσόμενους οργανισμούς και τους ιούς. Το σύστημα υπερηχογράφου διαθέτει αποσπώμενα φίλτρα αέρα που μπορούν να πλυθούν. Για να διατηρούν τη σωστή ψύξη του συστήματος, τα φίλτρα θα πρέπει να καθαρίζονται τακτικά. Ελέγχουμε τα φίλτρα αέρα κάθε εβδομάδα και τα καθαρίζουμε, όπως απαιτείται. Καθημερινά, πριν από τη χρήση του συστήματος υπερηχογράφου, πρέπει να εκτελούνται οι παρακάτω ενέργειες:

Έλεγχος οπτικά όλων των ηχοβολέων. Να μην χρησιμοποιούνται ηχοβολείς των οποίων το περίβλημα φέρει ρωγμές, οπές ή έχει αποχρωματιστεί, ή των οποίων το καλώδιο έχει φθαρεί.

Έλεγχος οπτικά όλων των καλωδίων τροφοδοσίας. Να μην ενεργοποιείτε το σύστημα υπερηχογράφου αν το καλώδιο είναι φθαρμένο, κομμένο ή παρουσιάζει ενδείξεις βλάβης.

Έλεγχος οπτικά του συνδετήρα ΗΚΓ και του καλωδίου. Μη χρησιμοποιείται η λειτουργία ΗΚΓ, αν ο συνδετήρας ή το καλώδιο έχουν υποστεί ζημιά ή έχουν σπάσει.

Βεβαίωση ότι η ιχνόσφαιρα, τα χειριστήρια ολίσθησης DGC και τα άλλα χειριστήρια στον πίνακα ελέγχου είναι καθαρά, χωρίς ζελέ ή άλλα μολυσματικά υλικά.

Μόλις ενεργοποιηθεί το σύστημα υπερηχογράφου:

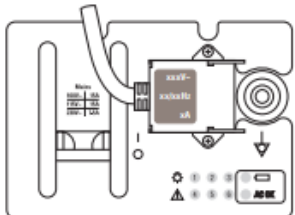
- Ελέγχουμε οπτικά τις ενδείξεις και το φωτισμό της οθόνης.
- Βεβαιωνόμαστε ότι στο μόνιτορ εμφανίζεται η σωστή ημερομηνία και ώρα.
- Επιβεβαίωση ότι το αναγνωριστικό του ηχοβολέα και η υποδεικνυόμενη συχνότητα αντιστοιχούν στον ενεργό ηχοβολέα. [25]

Φροντίδα συσκευών τεκμηρίωσης και αποθήκευσης

Φροντίδα της μπαταρίας

Επαναφόρτιση της μπαταρίας

Η μπαταρία σχεδιάστηκε για διατήρηση της μνήμης του συστήματος για τέσσερις ώρες το λιγότερο.

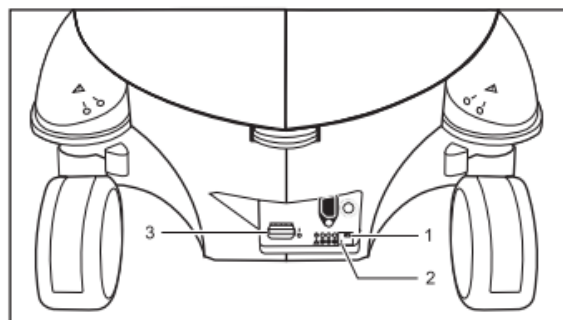
Πίνακας AC	Τυπικός Χρόνος Επαναφόρτισης	Μέγιστος Χρόνος Επαναφόρτισης
	1,8 ώρες	2 ώρες

Εικόνα 23: Πίνακας μπαταρίας και τυπικοί χρόνοι επαναφόρτισης [25]

Αντικατάσταση μπαταρίας

Αντικαθιστάμε την μπαταρία όταν δεν είναι πλέον δυνατή η φόρτιση.

Όταν το σύστημα αποσυνδέεται συχνά από την πρίζα AC (για διάρκεια μεγαλύτερη από τέσσερις έως οκτώ ώρες), αντικαθιστάμε την μπαταρία κάθε 12 με 18 μήνες. Όταν το σύστημα αποσυνδέεται μόνο περιστασιακά από την πρίζα AC (για διάρκεια τεσσάρων ωρών περίπου), αντικαθιστάμε την μπαταρία κάθε τρία χρόνια.



- 1 Ενδεικτική λυχνία LED φόρτισης μπαταρίας
- 2 Ενδεικτική λυχνία LED AC OK
- 3 Ασφαλειοδιακόπτης κεντρικής παροχής ρεύματος

Εικόνα 24: Ενδείξεις μπαταρίας [27]

Η ενδεικτική λυχνία LED φόρτισης μπαταρίας βρίσκεται στο πίσω μέρος του συστήματος, στον πίνακα AC. Η πράσινη λυχνία LED που αναβοσβήνει υποδεικνύει ότι η μπαταρία φορτίζεται ενεργά. Όταν η πράσινη λυχνία LED παραμένει αναμμένη, υποδεικνύει ότι η μπαταρία είναι πλήρως φορτισμένη. Εάν η λυχνία LED δεν είναι αναμμένη, υπάρχει πρόβλημα με την μπαταρία ή ενδεχομένως λείπει η μπαταρία. [25]

7.2 Καθαρισμός και Απολύμανση

Για τον καθαρισμό και απολύμανση θα πρέπει να λαμβάνουμε όλες τις απαραίτητες προφυλάξεις για να αποκλειστεί η πιθανότητα έκθεσης των ασθενών, των χειριστών ή τρίτων σε επικίνδυνα ή μολυσματικά υλικά. Κατά τον καθαρισμό και την απολύμανση, τηρούμε τις γενικές προφυλάξεις. Όλα τα τμήματα του συστήματος υπερηχογράφου που έρχονται σε επαφή με ανθρώπινο αίμα ή άλλα σωματικά υγρά θα πρέπει να αντιμετωπίζονται σαν να είναι μολυσματικά. Στις παρακάτω οδηγίες περιγράφεται ο καθαρισμός των επιφανειών του συστήματος υπερηχογράφου, συμπεριλαμβανομένης της ιχνόσφαιρας και της υποδοχής του ηχοβολέα.

Πίνακας 3-4-5: Καθαρισμός και Απολύμανση υπερήχου [25]

<p>Καθαρισμός και απολύμανση της επιφάνειας του συστήματος υπερηχογράφου</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Απενεργοποιούμε το σύστημα υπερηχογράφου και βγάζουμε το καλώδιο τροφοδοσίας από την πρίζα. 2. Για να σκουπίσουμε την επιφάνεια του συστήματος υπερηχογράφου, χρησιμοποιούμε μια καθαρή γάζα ή ένα πανί που δεν αφήνει χνούδι, ελαφρά εμποτισμένο με ήπιο απορρυπαντικό. Προσέχουμε ιδιαίτερα να καθαρίσουμε τις περιοχές κοντά στην ιχνόσφαιρα και στα ολισθαίνοντα χειριστήρια. Βεβαιωνόμαστε ότι στις περιοχές αυτές δεν υπάρχει ακουστικό μέσο (ζελέ) ή άλλα ορατά κατάλοιπα. 3. Μετά τον καθαρισμό, χρησιμοποιούμε ένα καθαρό πανί που δεν αφήνει χνούδι για να στεγνώσουμε την επιφάνεια. 4. Όπως απαιτείται, χρησιμοποιούμε ένα εγκεκριμένο πανί απολύμανσης για να απολυμάνουμε το σύστημα υπερηχογράφου και τα αξεσουάρ. 5. Συνδέουμε ξανά το καλώδιο τροφοδοσίας του συστήματος υπερηχογράφου στην πρίζα
--	---

ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ

<p>Καθαρισμός και απολύμανση των υποδοχών ηχοβολέων και το ακουστικό ζελέ</p>	<ol style="list-style-type: none">1. Αφαιρούμε την υποδοχή από το σύστημα υπερηχογράφου.<ol style="list-style-type: none">α. Εντοπίζουμε τη γλωττίδα της υποδοχής στο κάτω μέρος αυτής. Η γλωττίδα επεκτείνεται κάτω από το σημείο προσάρτησης στο σύστημα υπερηχογράφου.β. Πιέζουμε τη γλωττίδα προς την υποδοχή και τραβάμε την υποδοχή προς τα κάτω.2. Καθαρίζουμε την υποδοχή με τρεχούμενο νερό, χρησιμοποιώντας ήπιο απορρυπαντικό και στεγνώνουμε με ένα πανί που δεν αφήνει χνούδι.3. Όπως απαιτείται, χρησιμοποιούμε ένα εγκεκριμένο πανί απολύμανσης για να απολυμάνουμε την υποδοχή.4. Επανασυνδέουμε την υποδοχή στο σύστημα υπερηχογράφου. Ευθυγραμμίζουμε το υποστήριγμα της υποδοχής ακριβώς κάτω από το σημείο προσάρτησης του συστήματος υπερηχογράφου και ωθούμε τη σταθερά προς τα πάνω μέχρι να ασφαλίσει στη θέση της.
---	---

Πίνακας 4

ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ

<p>Καθαρισμός και απολύμανση της ιχνόσφαιρας</p>	<ol style="list-style-type: none">1. Περιστρέφουμε αριστερόστροφα το δακτύλιο συγκράτησης της ιχνόσφαιρας και ανυψώνουμε για να τον αφαιρέσουμε από τον πίνακα ελέγχου.2. Τοποθετούμε το ένα χέρι στη μη καλυμμένη ιχνόσφαιρα.3. Βάζουμε το άλλο χέρι κάτω από τον πίνακα ελέγχου, ακριβώς κάτω από τη διάταξη ιχνόσφαιρας, και εντοπίζουμε το σύστημα απασφάλισης της ιχνόσφαιρας.4. Πιέζουμε το σύστημα απασφάλισης, μέχρι να ανασηκωθεί η ιχνόσφαιρα και να είναι δυνατή η αφαίρεσή της από τη διάταξη ιχνόσφαιρας.5. Καθαρίζουμε το δακτύλιο συγκράτησης και την ιχνόσφαιρα με τολύπιο βάμβακος ή πανί που δεν αφήνει χνούδι, εμποτισμένο με διάλυμα ήπιου απορρυπαντικού.6. Καθαρίζουμε το εσωτερικό μέρος της διάταξης ιχνόσφαιρας με ένα τολύπιο βάμβακος εμποτισμένο με διάλυμα ήπιου απορρυπαντικού.7. Όπως απαιτείται, χρησιμοποιούμε ένα εγκεκριμένο πανί απολύμανσης για να απολυμάνουμε την ιχνόσφαιρα, το δακτύλιο συγκράτησης της ιχνόσφαιρας και της διάταξης ιχνόσφαιρας.8. Πριν από την επανασυναρμολόγηση, αφήνουμε τα εξαρτήματα της ιχνόσφαιρας να στεγνώσουν καλά.9. Τοποθετούμε ξανά την ιχνόσφαιρα και το δακτύλιο συγκράτησης της ιχνόσφαιρας.
--	---

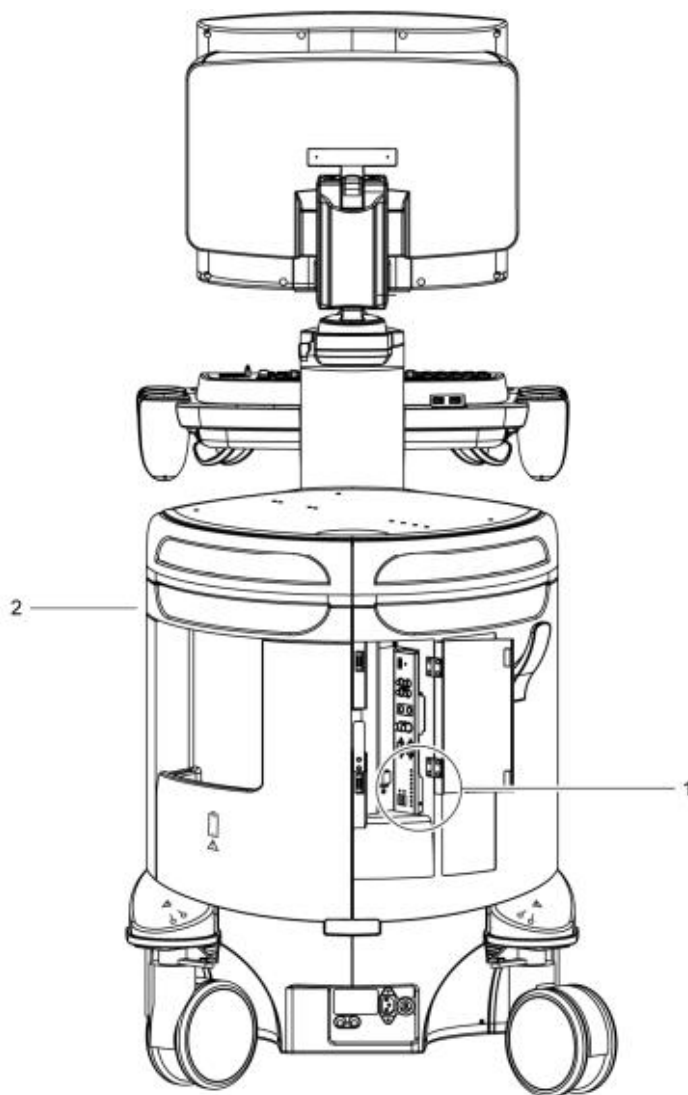
Πίνακας 5

7.3 Καθαρισμός των φίλτρων αέρα



Οι θέσεις φίλτρου είναι σημειωμένες με το σύμβολο του φίλτρου αέρα.

Το σύστημα υπερηχογράφου διαθέτει αποσπώμενα φίλτρα αέρα που μπορούν να πλυθούν. Για να διατηρούν τη σωστή ψύξη του συστήματος, τα φίλτρα θα πρέπει να καθαρίζονται τακτικά, ελέγχοντας τα φίλτρα αέρα κάθε εβδομάδα και καθαρίζοντάς τα, όπως απαιτείται. Αφού γίνει η διαδικασία, τοποθετούμε ξανά και τα δύο φίλτρα αέρα. [25]



Εικόνα 25: Θέσεις φίλτρων στον υπέρηχο [25]

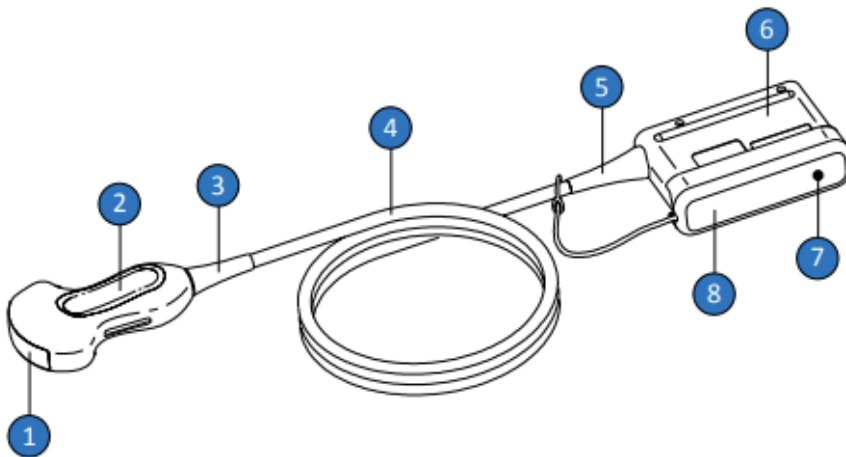
1. Θέσεις φίλτρων αέρα στο πλαίσιο εισόδου/εξόδου
2. Θέσεις φίλτρων αέρα στο πίσω πλαίσιο

7.4 Ηχοβολείς

Εξετάζουμε τα καλώδια, το κέλυφος και την επιφάνεια για τυχόν ζημιά ή απώλεια χρώματος που προκαλείται από τον πολυμερισμό του δομικού υλικού. Για να γίνει εύκολα, θα πρέπει να ελέγχονται οι διαδικασίες εισαγωγής και εξαγωγής του ηχοβολέα. Ελέγχουμε οπτικά τις ακίδες (pin) του ηχοβολέα για τυχόν παραμορφώσεις. Ελέγχουμε τα διάφορα όρια του ηχοβολέα για τυχόν τραυματισμούς. [27]

Διαφορετικοί τύποι ηχοβολέων

Ηχοβολείς που δεν προορίζονται για διοισοφάγεια υπερηχοκαρδιογραφία

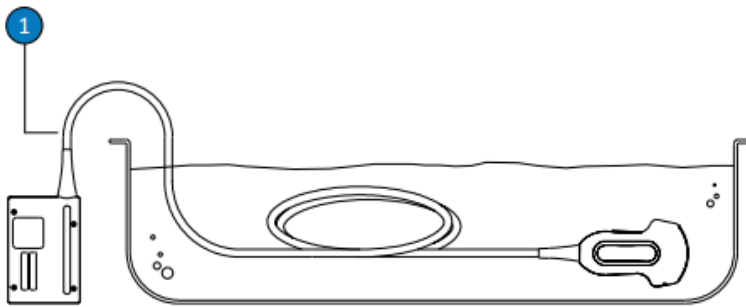
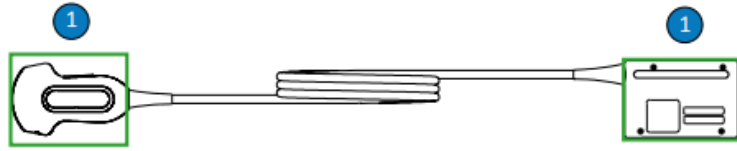


Εικόνα 26: Δομή ηχοβολέων που δεν προορίζονται για διοισοφάγεια υπερηχοκαρδιογραφία [27]

1. Φακός (ακουστικό παράθυρο) ηχοβολέα
2. Περίβλημα ηχοβολέα
3. Ανακουφιστικό καταπόνησης ηχοβολέα
4. Καλώδιο
5. Ανακουφιστικό καταπόνησης βύσματος
6. Περίβλημα βύσματος
7. Ηλεκτρικές επαφές βύσματος (κάτω από το κάλυμμα)
8. Κάλυμμα βύσματος (προαιρετικό)

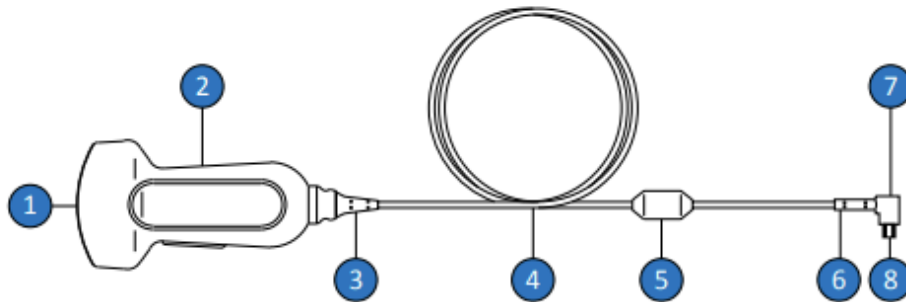
Καθαρισμός

Στους ηχοβολείς που δεν προορίζονται για διοισοφάγεια υπερηχοκαρδιογραφία, τα μοναδικά μέρη που μπορούν να καθαριστούν με ισοπροπυλική αλκοόλη είναι το περίβλημα του βύσματος και το περίβλημα και ο φακός (το ακουστικό παράθυρο) του ηχοβολέα. [27]



Εικόνα 27-28: Σημείο εμφάπτισης για ηχοβολείς που δεν προορίζονται για διοισοφάγεια υπερηχοκαρδιογραφία [27]

Ηχοβολείς με βύσματα USB

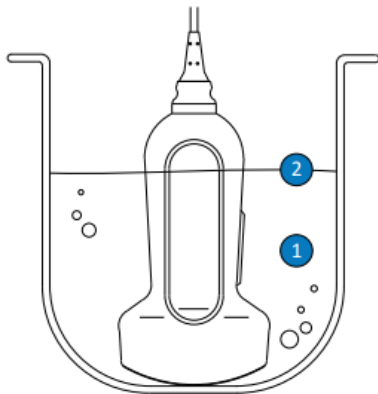
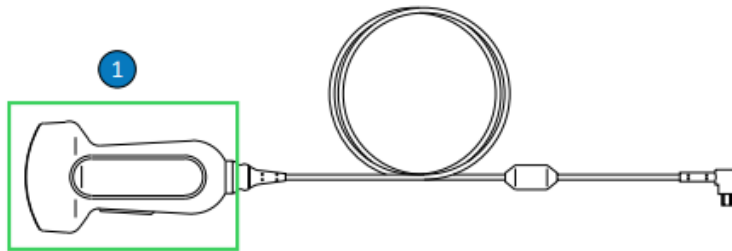


Εικόνα 29: Δομή ηχοβολέων με βύσματα USB [27]

1. Φακός (ακουστικό παράθυρο) ηχοβολέα
2. Περίβλημα ηχοβολέα
3. Ανακουφιστικό καταπόνησης ηχοβολέα
4. Καλώδιο
5. Συσκευή φερρίτη
6. Ανακουφιστικό καταπόνησης βύσματος USB
7. Βύσμα USB
8. Ηλεκτρικές επαφές

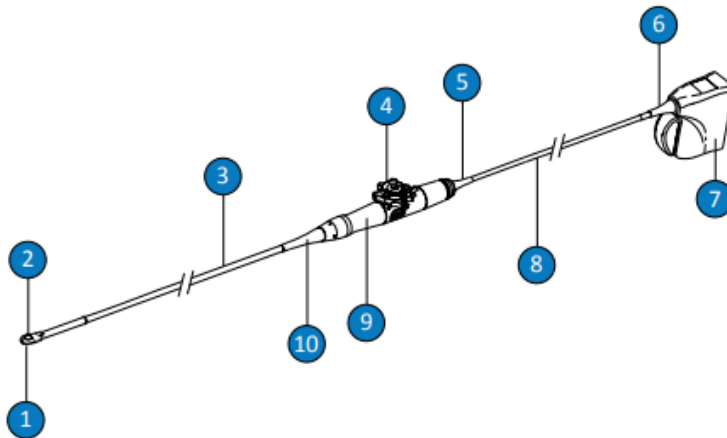
Καθαρισμός

Στους ηχοβολείς με βύσματα USB, τα μοναδικά μέρη που μπορούν να καθαριστούν με ισοπροπυλική αλκοόλη είναι το περίβλημα του βύσματος και το περίβλημα και ο φακός του ηχοβολέα (ακουστικό παράθυρο). [27]



Εικόνα 30-31: Σημείο εμφάνισης για ηχοβολείς με βύσματα USB [27]

Ηχοβολείς διοισοφάγειας υπερηχοκαρδιογραφίας

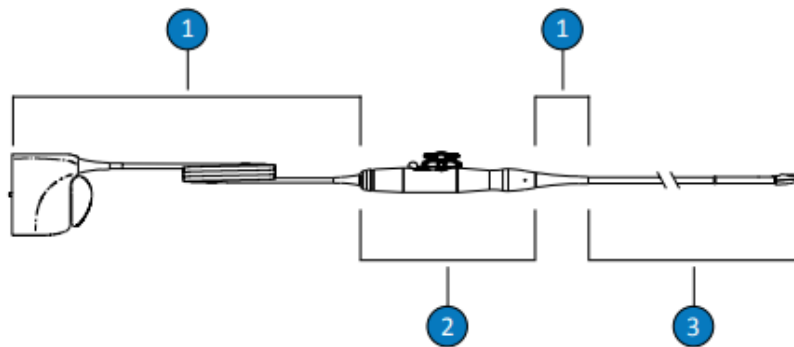


Εικόνα 32-33: Δομή ηχοβολέων διοισοφάγειας υπερηχοκαρδιογραφίας [27]

1. Άπω άκρο
2. Φακός (ακουστικό παράθυρο) ηχοβολέα
3. Εύκαμπτος κορμός
4. Χειριστήρια ηχοβολέα
5. Ανακουφιστικό καταπόνησης περιβλήματος χειριστηρίου (λαβή)

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

6. Ανακουφιστικό καταπόνησης βύσματος
7. Περίβλημα βύσματος
8. Καλώδιο
9. Περίβλημα χειριστηρίου (λαβή)
10. Ανακουφιστικό καταπόνησης περιβλήματος χειριστηρίου (λαβή)

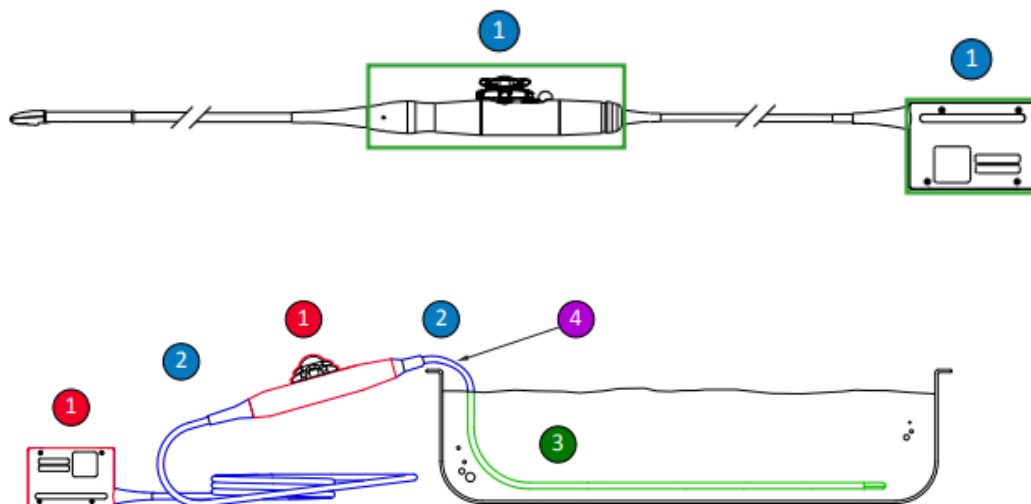


Εικόνα 33 [27]

- 1 (Καλώδιο, βύσμα και ανακουφιστικά καταπόνησης)
- 2 (Λαβή και μηχανισμός κατεύθυνσης)
- 3 (Ηχοβολέας: εύκαμπτος κορμός και άπω άκρο)

Καθαρισμός

Στους ηχοβολείς διοισοφάγειας υπερηχοκαρδιογραφίας, τα μοναδικά μέρη που μπορούν να καθαριστούν με ισοπροπυλική αλκοόλη είναι το περίβλημα του βύσματος και το περίβλημα των χειριστηρίων. [27]



Εικόνα 34-35: Μέρη προς απολύμανση ηχοβολέων διοισοφάγειας υπερηχοκαρδιογραφίας [27]

Γενική φροντίδα ηχοβολέων

Για να καθαρίσουμε και να απολυμάνουμε τον ηχοβολέα:

1. Αποσυνδέουμε τον ηχοβολέα από το σύστημα.
2. Ποτίζουμε μια καθαρή γάζα με νερό και σκουπίζουμε τον ηχοβολέα για να αφαιρέσουμε κάθε ίχνος ζελέ και σωματιδίων που παραμένουν πάνω του.
3. Σκουπίζουμε προσεκτικά ολόκληρο τον ηχοβολέα, μαζί με το καλώδιο και το συνδετήρα.
4. Κατά την απολύμανση του ηχοβολέα, προσέχουμε να μη βρέξουμε το ανακουφιστικό καταπόνησης καλωδίου και το συνδετήρα του ηχοβολέα ενώ τον εμβαπτίζουμε σε ένα εγκεκριμένο απολυμαντικό. Ακολουθούμε προσεκτικά τις οδηγίες του κατασκευαστή του απολυμαντικού.
6. Μετά τον καθαρισμό ή την απολύμανση, χρησιμοποιούμε ένα καθαρό πανί χωρίς χνούδι για να στεγνώσουμε τον ηχοβολέα.

Για την υψηλού επιπέδου απολύμανση ενός ηχοβολέα:

1. Αποσυνδέουμε τον ηχοβολέα από το σύστημα.
2. Καθαρίζουμε, ξεπλένουμε και στεγνώνουμε καλά τον ηχοβολέα.
3. Προσέχουμε να μη βρέξουμε το ανακουφιστικό καταπόνησης καλωδίου και το συνδετήρα του ηχοβολέα ενώ τον εμβαπτίζουμε σε ένα εγκεκριμένο απολυμαντικό.
4. Ακολουθούμε προσεκτικά τις οδηγίες του κατασκευαστή σχετικά με την απολύμανση υψηλού επιπέδου.
5. Μετά την απολύμανση υψηλού επιπέδου, χρησιμοποιούμε ένα καθαρό πανί που δεν αφήνει χνούδι για να στεγνώσουμε τον ηχοβολέα.

[27]

7.5 Ρύθμιση και αξιοπιστία του μόνιτορ απεικόνισης

Αν και μπορούν επίσης να αναπαραχθούν σε εξειδικευμένο φωτογραφικό χαρτί, οι εικόνες υπερήχων εμφανίζονται απευθείας στην οθόνη. Είναι σημαντικό να συνειδητοποιήσουμε ότι η οθόνη και ο εκτυπωτής είναι ξεχωριστά στοιχεία ενός συστήματος υπερήχων. Ως αποτέλεσμα, τυχόν τροποποιήσεις που γίνονται στην οθόνη δεν επηρεάζουν την εκτύπωση και το αντίστροφο. Αυτό υποδηλώνει ότι για καλύτερα αποτελέσματα, και οι δύο συσκευές θα πρέπει να βαθμονομούνται κατάλληλα και χωριστά. Για τη διαμόρφωση της οθόνης, τα περισσότερα συστήματα υπερήχων διαθέτουν ενσωματωμένα ή αποθηκευμένα πρότυπα εικόνας σε κλίμακα του γκρι (grey scale). Εκτός από αυτές τις εικόνες θα πρέπει να χρησιμοποιούνται ιατρικές εικόνες υπερήχων. [6]

Βήματα ελέγχου κατά την αρχική εγκατάσταση

1. Αναπαράσταση του προτύπου σε κλίμακα του γκρι (grey scale).
2. Ρύθμιση την εικόνα σε απολύτως σκοτεινή μειώνοντας τις ρυθμίσεις φωτεινότητας και αντίθεσης. Σταδιακά αυξάνουμε τη φωτεινότητα έως ότου η εικόνα δεν γίνεται αντιληπτή (ο φωτισμός του δωματίου θα πρέπει να μοιάζει με αυτόν μιας τυπικής κλινικής εξέτασης). Αυξάνουμε την αντίθεση σε όλη τη διαδρομή μέχρι το κείμενο της εικόνας να αρχίσει να κηλιδώνει. Διορθώσουμε την αντίθεση της εικόνας χαμηλώνοντας ελαφρώς και ρυθμίζοντας όλα τα ορατά πρότυπα.
3. Επαληθεύουμε την εικόνα χρησιμοποιώντας τις καθορισμένες ρυθμίσεις, εάν ο χρήστης κρίνει ότι η εικόνα δεν είναι ικανοποιητική, θα πρέπει να γίνουν οι κατάλληλες προσαρμογές στις παραμέτρους, ιδίως στη φωτεινότητα, έως ότου ο χρήστης κρίνει ότι η εικόνα είναι αποδεκτή. Εάν είναι εφικτό, κλειδώστε αυτές τις ρυθμίσεις.
4. Επαναφέρουμε στην οθόνη το πρότυπο Greyscale και το εκτυπώνουμε χρησιμοποιώντας τις ενημερωμένες και τελικές ρυθμίσεις. Το σημείο εκκίνησης της οθόνης θα είναι ο μέγιστος αριθμός των διαβαθμίσεων του γκρι που εμφανίζονται. Η βασική τιμή για την εκτύπωση θα πρέπει να είναι η ίδια. [6]

Περιοδικός έλεγχος ποιότητας μόνιτορ απεικόνισης

1. Επαναφέρουμε τις ρυθμίσεις φωτεινότητας και αντίθεσης στις προεπιλεγμένες τιμές της πρώτης εγκατάστασης.
2. Απεικόνιση του προτύπου της κλίμακας του γκρι (greyscale).
3. Υπολογίζουμε πόσες εμφανείς αποχρώσεις του γκρι υπάρχουν. η συνολική αντίθεση και η φωτεινότητα της εικόνας συγκρίνονται με τις βασικές τιμές και ρυθμίσεις της εκτύπωσης.
4. Εξέταση των αλφαβητικών χαρακτήρων της οθόνης. Πιθανή θαμπάδα υποδηλώνει γήρανση ή πρόβλημα οθόνης που μειώνει τη διαύγεια της ιατρικής εικόνας. Η ευκρίνεια των χαρακτήρων της οθόνης πρέπει να έρχεται σε αντίθεση με αυτή της εκτύπωσης προκειμένου να εντοπιστεί με μεγαλύτερη ακρίβεια η πηγή της θολότητας. Εάν υπάρχει θολότητα και στα δύο σενάρια, η οθόνη δεν είναι η ρίζα του προβλήματος. Εάν η εκτύπωση είναι καθαρή, το πρόβλημα είναι στην οθόνη. Η εστίαση στην οθόνη θα ρυθμιστεί περαιτέρω για να διορθωθεί το πρόβλημα. Απαιτείται αντικατάσταση της οθόνης εάν το πρόβλημα συνεχίζεται.

Προτεινόμενα κριτήρια απόδοσης και δράση διόρθωσης

Ο αριθμός των διαβαθμίσεων των εικονιζόμενων τόνων του γκρι δεν θα πρέπει να αποκλίνει περισσότερο από 2 διαβαθμίσεις από τον πραγματικό αριθμό. Αν η διαφορά είναι μεγαλύτερη από 3 διαβαθμίσεις και οι τυχόν διορθώσεις των ρυθμίσεων της φωτεινότητας και αντίθεσης δεν βελτιώνουν την κατάσταση, τότε θα πρέπει να κληθεί ο εξουσιοδοτημένος τεχνικός. [6]

7.6 Επιλογή των ρυθμίσεων του συστήματος

Ο ποιοτικός έλεγχος των διάφορων παραμέτρων στην υπερηχογραφική εικόνα γίνεται με τη χρήση ποικιλίας ομοιωμάτων (phantoms). Κατά τη διάρκεια των ελέγχων ποιότητας, θα πρέπει να χρησιμοποιείται ένα αξιόπιστο ομοίωμα ιστού για τις διαμορφώσεις του συστήματος. Η διαδικασία για τη σάρωση του ομοιώματος θα πρέπει να είναι η ίδια που θα ήταν για έναν τυπικό ασθενή προκειμένου να γίνει σωστά η αρχική αξιολόγηση του συστήματος. Οι ρυθμίσεις φωτεινότητας και αντίθεσης οθόνης λειτουργούν με την ίδια λογική. Η μεθοδολογία εξέτασης, ο χρωματικός χάρτης απεικόνισης, το επίπεδο ισχύος δέσμης και το κέρδος των ενισχυτών με αντιστάθμιση χρόνου (TGC) είναι μερικές από τις ρυθμίσεις που εμπίπτουν σε αυτήν την κατηγορία. Θα πρέπει να σημειωθεί ότι ορισμένα συγκεκριμένα πρότυπα ελέγχου απαιτούν διακυμάνσεις, όπως στη συχνότητα μετάδοσης και το εστιακό βάθος του ηχοβολέα. Θα πρέπει να διευκρινιστεί ότι τυχόν μελλοντικοί έλεγχοι για κάθε σύστημα θα πρέπει να χρησιμοποιούν τις ίδιες ρυθμίσεις για τον προσδιορισμό των βασικών τιμών. [6]

Υπολογισμός των τιμών βάσης

Θα πρέπει να γίνουν οι ακόλουθες ενέργειες για τον προσδιορισμό των βασικών τιμών για κάθε παράμετρο ποιότητας:

1. Σάρωση στο ομοίωμα χρησιμοποιώντας τις συνιστώμενες παραμέτρους του κατασκευαστή. Οι ρυθμίσεις πρέπει να διατηρηθούν ώστε να μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε επόμενους ελέγχους.
2. Εκτέλεση ελέγχου ποιότητας και σημείωση των τιμών βάσης.

Επιλογή των ορίων των τιμών δράσης

Οι περιορισμοί τιμών δράσης είναι τα σημεία στα οποία πρέπει να γίνουν ορισμένες ενέργειες για την αντιμετώπιση του ζητήματος, όπως καθορίζεται από δείκτες ποιότητας. Αυτοί οι περιορισμοί, οι οποίοι διαφέρουν ανάλογα με τον κατασκευαστή, περιγράφονται λεπτομερώς στις ειδικές οδηγίες του συστήματος. Στις περισσότερες περιπτώσεις, μια τιμή μεταξύ 5 και 75 της δεδομένης ανοχής είναι αποδεκτή. Για παράδειγμα, εάν η μέγιστη επιτρεπόμενη διακύμανση για τη μέτρηση της απόστασης είναι 2%, η τιμή δράσης δεν πρέπει να είναι μεγαλύτερη από 0,75 του επιτρεπόμενου μέγιστου. Ας υποθέσουμε ότι οι δύο εστίες ενός ομοιώματος απέχουν 120 mm μεταξύ τους για να είναι πιο εύκολο να κατανοήσετε την επιλογή των περιορισμών της τιμής δράσης. Επιτρέπεται μέγιστη απόκλιση 2% αυτού του ποσού ή $(120 \times 0,02)$, 2,4 mm. Ως αποτέλεσμα, μπορεί να συναχθεί ότι η οριακή τιμή δράσης είναι $(2,4 \times 0,75)$ 1,8 χιλιοστά. Το εύρος των άνω και κάτω ορίων της δράσης είναι επομένως 120-1,8 έως 120+1,8 χιλιοστά. Οι προτεινόμενοι περιορισμοί αξίας ενεργειών μπορούν να βρεθούν στον οδηγό κάθε ποιοτικού ελέγχου. [6]

7.7 Χαρακτηριστικά ομοιώματος

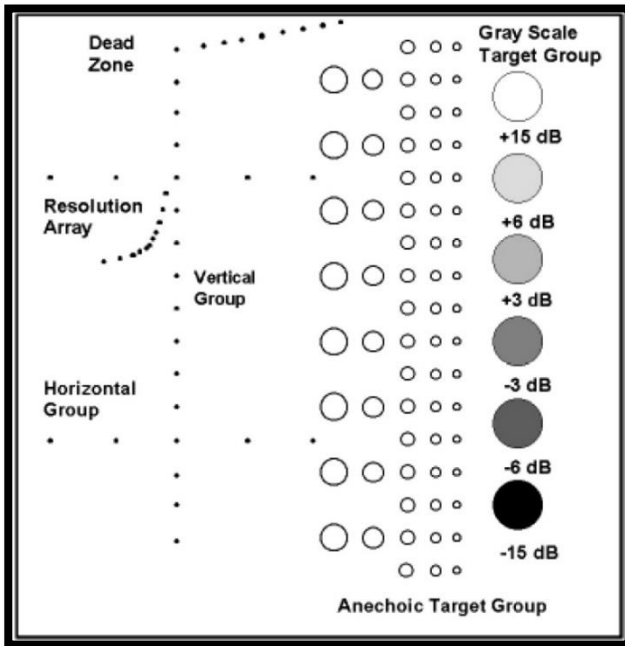
Το ιδανικό ομοίωμα για σωστό ποιοτικό έλεγχο θα πρέπει να αποτελείται από υλικό με χαρακτηριστικά που μοιάζουν με εκείνα των ανθρώπινων ιστών και να έχει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά:

- Ο ήχος να ταξιδεύει με ταχύτητα 1540 *m/s* συν ή πλην 10 *m/s*.
- Ηχογένεια και υφή που μοιάζει με ηπατικό παρέγχυμα.
- Συντελεστής απορρόφησης: 0,5 έως 0,7 *dB/cm/MHz*.

Λόγω του γεγονότος ότι η πλειονότητα των υλικών που χρησιμοποιούνται για την κατασκευή των ομοιωμάτων βασίζονται στο νερό, ακόμη και μικρές διαρροές ή εξατμίσεις με την πάροδο του χρόνου θα αλλάξουν την ταχύτητα και τους αριθμούς απορρόφησης. Σε αυτές τις περιπτώσεις, συνιστάται να προγραμματίζετε τη συντήρηση του μοντέλου ρουτίνας. Η απώλεια νερού μειώνεται σημαντικά αλλά δεν αποτρέπεται πλήρως σε καλά θωρακισμένα ανδρείκελα που δημιουργούνται από τη σύγχρονη τεχνολογία. Ακόμα κι αν δεν ταιριάζουν ακριβώς με τα χαρακτηριστικά των μαλακών ιστών, θα πρέπει να επιλέγονται πιο σταθερά υλικά για μακροχρόνιες δοκιμές. Για να ληφθεί υπόψη η ταχύτητα ήχου στο ομοίωμα και η ονομαστική ταχύτητα των 1540 *m/sec* που υπολογίζεται από το σύστημα, οι θέσεις εστίασης σε τέτοια ομοιώματα θα πρέπει να είναι ρυθμιζόμενες. Οι μετρούμενες αποστάσεις μπορούν να επιβεβαιωθούν σωστά με αυτόν τον τρόπο. Πρέπει να σημειωθεί ότι τα ομοιώματα που κινούνται με ταχύτητα διαφορετική από την ονομαστική δυσκολεύουν την εστίαση της δέσμης. Ο λόγος για αυτό είναι ότι ενώ οι παράμετροι των ηχητικών παλμών, όπως το μήκος κύματος και το μήκος της κοντινής και μακρινής ζώνης, εξαρτώνται από την ταχύτητα με την οποία διαδίδεται ο ήχος μέσα στο σώμα, οι χρονικές καθυστερήσεις της μονάδας εκπομπής και λήψης του ηχητικού δέσμη υποθέτει την ονομαστική ταχύτητα του ήχου. Ωστόσο, εάν οι διάφορες βασικές τιμές υπολογιστούν σωστά, δεν θα υπάρχουν προβλήματα με τον περιοδικό έλεγχο ποιότητας του συστήματος. Επιπλέον, ένα ομοίωμα πρέπει να έχει τα ακόλουθα χαρακτηριστικά ανεξάρτητα από τις ιδιότητες μαλακών ιστών του υλικού:

1. Καμία δομή που μοιάζει με κύστη δεν πρέπει να περιέχει σκεδαστές ή να έχει συντελεστή εξασθένησης χαμηλότερο ή ίσο με τον ιστό γύρω της.
2. Το μέγεθος και η τοποθέτηση κάθε εστίασης μέσα στο μοντέλο πρέπει να είναι τέτοια ώστε να μην επηρεάζουν αρνητικά την αντήχηση. Για παράδειγμα, οι διαφορετικές εστίες από νάιλον θα πρέπει να έχουν όλες διαμέτρους 0,1 mm για να αποτρέπονται αντηχήσεις σε όλο το εύρος συχνοτήτων του συστήματος. Όταν χρησιμοποιούνται ηχοβολείς με συχνότητες εκπομπής κάτω των 5 MHz, ο ποιοτικός έλεγχος δεν επηρεάζεται από εστίες με διάμετρο έως 0,3 mm. [28][29][6]

ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ



Εικόνα 36: Όρια τιμών ομοιώματος για ποιοτικό έλεγχο [30]



Εικόνα 37: Παράδειγμα ομοιώματος της εταιρείας CIRS [31]

8. ΕΛΕΓΧΟΙ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΠΑΡΑΜΕΤΡΩΝ ΕΙΚΟΝΑΣ

8.1 Ομοιομορφία ή ομοιογένεια (Uniformity)

Σε ορισμένες περιπτώσεις, οι παραπλανητικές ενδείξεις και οι ανομοιογένειες της εικόνας που παράγονται από συσκευές υπερήχων μπορεί να κρύψουν τις κλινικά σημαντικές αλλαγές στην υφή των ιστών. Αυτές οι αντιφάσεις είναι ένα σοβαρό ζήτημα και πρέπει να διορθωθούν άμεσα. Ακόμα κι αν ένας έμπειρος χρήστης μπορεί να διορθώσει αυτό το πρόβλημα με μικρές αλλαγές, η ποιότητα της εικόνας αναμφίβολα θα υποβαθμιστεί με την πάροδο του χρόνου. Οι ασυνέπειες στην εικόνα υπερήχων προκαλούνται είτε από προβλήματα με τη μονάδα επεξεργασίας δέσμης ήχου, σπασμένους κρυστάλλους ή ελαττωματικά καλώδια. Όταν υπάρχουν διάφορα εστιακά βάρη και μεγάλες αποστάσεις μεταξύ των εστιών του ομοιώματος, οι ανομοιογένειες μπορεί περιστασιακά να είναι επίσης αποτέλεσμα του τρόπου με τον οποίο γίνεται η επεξεργασία της ηχητικής δέσμης. Είναι αδύνατο να εξαλειφθούν αυτές οι μοναδικές ανομοιογένειες, όπως επίσης η κακή επαφή ή η έλλειψη gel μεταξύ του ηχοβολέα και του ασθενούς μπορεί επίσης να οδηγήσει σε μικρές ανομοιογένειες. Με τη σάρωση μιας ομοιογενούς περιοχής σε ένα ομοίωμα και την αναζήτηση τυχόν παραλλαγών από την αναμενόμενη ομαλότητα των ιστών, εξετάζεται η ομοιογένεια. Το ομοίωμα δεν πρέπει να έχει εσωτερικές μικροσκοπικές κύστες και θα πρέπει να είναι κατασκευασμένο από ουσία με χαρακτηριστικά παρόμοια με την ομοιογενή υφή του ηπατικού παρεγχύματος. Για τη σάρωση του ομοιώματος θα πρέπει να χρησιμοποιούνται τόσο μονές όσο και πολλαπλές εστιακές ζώνες. Η εικόνα θα πρέπει να παγώσει μετά τη σάρωση της εικονικής επιφάνειας για να αναζητηθούν τυχόν αποκλίσεις από την αναμενόμενη απεικόνιση. Προκειμένου να αποκλειστεί η ανεπαρκής επαφή μεταξύ του ηχοβολέα και του ομοιώματος ή τα ανακριβή αποτελέσματα που προκαλούνται από το ομοίωμα, η σάρωση θα πρέπει να επαναληφθεί σε άλλη θέση του ομοιώματος, εάν παρατηρηθούν οριζόντιες λευκές λωρίδες. Για να διορθωθεί το πρόβλημα, πρέπει επίσης να αλλάξουν οι εστιακές ζώνες. Για να μειωθεί η αντίθεση της κλίμακας του γκρι σε αυτήν την περιοχή, μια άλλη προσαρμογή που μπορεί να γίνει είναι να αλλάξει το κέρδος στην περιοχή γύρω από τις ζώνες. Ο εξουσιοδοτημένος ειδικός θα πρέπει να κληθεί εάν τα προαναφερθέντα μέτρα δεν είναι επιτυχή για την απαλλαγή από αυτές τις ζώνες. Ανομοιογένεια 4dB ή λιγότερο είναι το όριο δράσης.[32]



Εικόνα 38: Παράδειγμα ομοιογένειας σε υπερηχογράφημα [6]

8.2 Μέγιστο Βάθος Διείσδυσης ή απεικόνισης (Maximum depth of penetration)

Το σημείο στο οποίο δεν εμφανίζονται σημαντικές πληροφορίες για έναν ιστό στην υπερηχητική εικόνα είναι γνωστό ως μέγιστο βάθος διείσδυσης. Το πόσο βαθιά μπορεί ο χρήστης να «βλέπει» στο ομοίωμα μπορεί να χρησιμεύσει ως πιο απλός ορισμός. Η πιο αδύναμη ανακλώμενη ηχώ που μπορεί να ανιχνεύσει και να φωτογραφίσει ένα σύστημα υπερήχων εξαρτάται από την ευαισθησία της συσκευής. Κατά συνέπεια, το μέγιστο βάθος που μπορεί να φανεί είναι το βάθος στο οποίο μπορεί να ταξιδέψει η ηχητική δέσμη προτού εξασθενήσει τελείως. Το μέγιστο βάθος απεικόνισης επηρεάζεται από τον ηλεκτρονικό θόρυβο του συστήματος, τη συχνότητα του ηχοβολέα, το κέρδος του ενισχυτή, το εστιακό βάθος και τη λειτουργία απεικόνισης. Ο υπολογισμός του βάθους στο οποίο χάνονται οι ανακλώμενες ηχώ σε ένα ομοίωμα ανθρώπινου ιστού επιτρέπει τη μέτρηση της μέγιστης ευαισθησίας ή του μέγιστου βάθους απεικόνισης. Οι απαιτήσεις για ένα ομοίωμα που χρησιμοποιείται για τη μέτρηση του βάθους της εικόνας είναι οι εξής:

Μια ομοιόμορφη περιοχή με συντελεστή απορρόφησης 0,7 dB/cm/MHz. Αυτή η περιοχή πρέπει να εκτείνεται σε μια απόσταση αρκετών εκατοστών πέρα από το πλάτος της επιφάνειας του ηχοβολέα και να κατεβαίνει σε βάθος περίπου 18 εκατοστών. Αυτή η περιοχή είναι ικανή να περιέχει πολλές εστίες (δείκτες βάθους) που χωρίζονται κατά ένα εκατοστό. Η ηχογένεια αυτών των εστιών θα πρέπει να είναι είτε ανύπαρκτη (συμπεριφορά κύστης) είτε εξαιρετικά χαμηλή (15 dB μικρότερη από τον παρακείμενο ιστό). Οι εστίες κυμαίνονται σε μέγεθος από 3 mm σε διάμετρο από 2 έως 10 cm έως 5 mm σε διάμετρο από 5 έως 18 cm, ανάλογα με το βάθος.

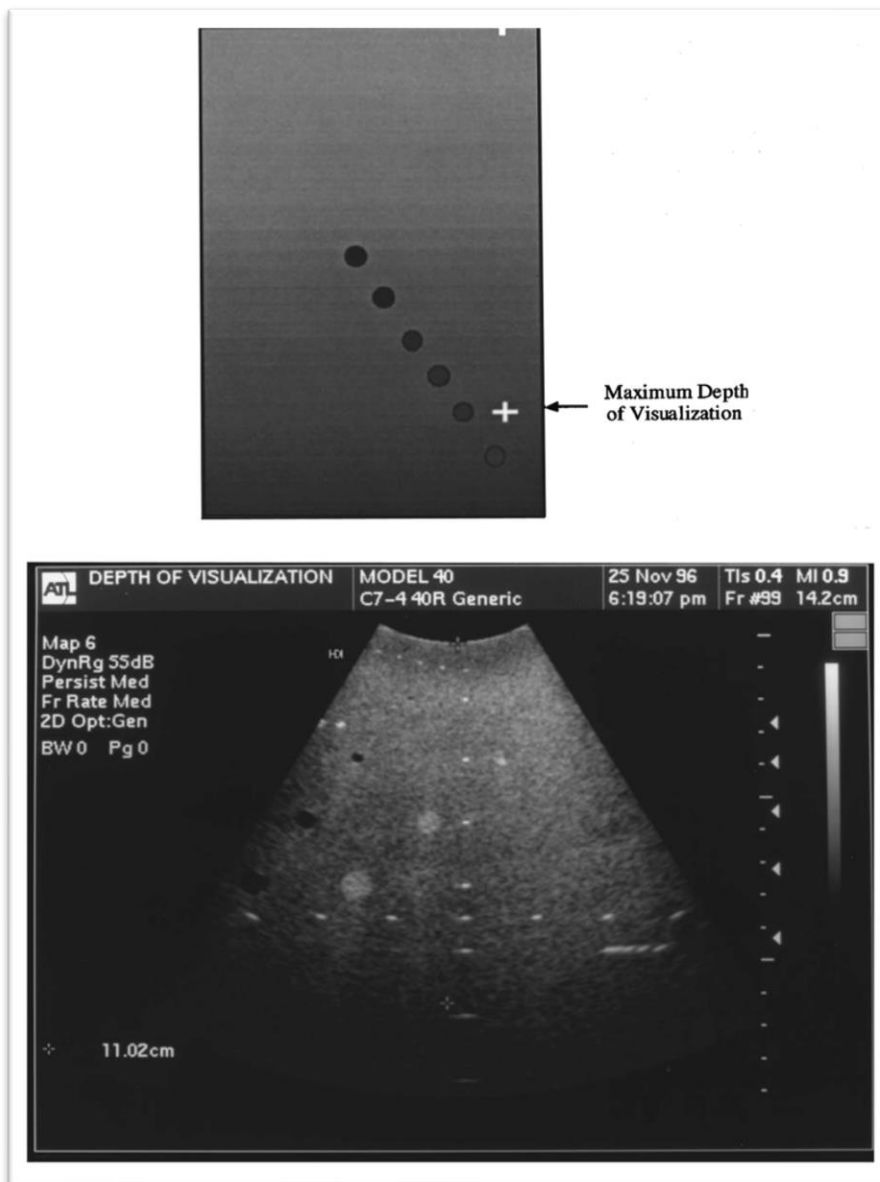
Οι ρυθμίσεις φωτεινότητας και αντίθεσης της οθόνης θα πρέπει να προσαρμόζονται για την καλύτερη εμφάνιση πριν ελέγξουμε το μέγιστο βάθος της οθόνης. Οι ακόλουθες ρυθμίσεις συστήματος θα πρέπει να χρησιμοποιηθούν για τον προσδιορισμό του μέγιστου βάθους διείσδυσης:

1. Το κέρδος και το εστιακό βάθος των ενισχυτών πρέπει να είναι στο μέγιστο.
2. Είναι καλύτερο να ελαχιστοποιήσουμε την απόρριψη συγκεκριμένων ανακλάσεων (reject off).
3. Για να εμφανιστεί το μεγαλύτερο βάθος, το βάθος πεδίου πρέπει να είναι όσο πιο βαθύ μπορεί. Αφού σαρωθεί το ομοίωμα και παγώσει η εικόνα, θα πρέπει να καθοριστεί το μέγιστο βάθος απεικόνισης.
4. Οι ηλεκτρονικοί δείκτες θα πρέπει να τοποθετούνται στην κορυφή του ηχητικού πεδίου, στο σημείο εστίασης που απεικονίστηκε πρόσφατα στο μεγαλύτερο βάθος ή σε μια ομοιόμορφη περιοχή που παρήγαγε πρόσφατα ηχώ. Θα πρέπει να κληθεί ο εξουσιοδοτημένος τεχνικός εάν η απόκλιση από τη βασική τιμή είναι μεγαλύτερη από 0,6 cm.
5. Δεδομένου ότι η υφή αλλάζει συνεχώς κατά τη σάρωση, μπορεί να διακριθεί από τον ηλεκτρονικό θόρυβο. Ωστόσο, εάν ο ηχοβολέας είναι σταθερός, η υφή της εικόνας θα παραμείνει επίσης σταθερή.

[12][6]

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Πιο ακριβείς μετρήσεις του βάθους απεικόνισης μπορούν να ληφθούν με τον υπολογισμό της μέσης και τυπικής απόκλισης σε μια ομοιογενή περιοχή μιας εικόνας ως συνάρτηση του βάθους. Καθώς το βάθος αυξάνεται, αναμένεται ότι η μέση τιμή θα μειωθεί και ότι η τυπική απόκλιση θα αυξηθεί απότομα προς τα όρια της ελάχιστης απεικόνισης. Ένας άλλος αντικειμενικός τρόπος είναι ο υπολογισμός της αναλογίας σήματος προς θόρυβο κατά μήκος του πεδίου σάρωσης επειδή είναι μηδέν μετά το μέγιστο βάθος απεικόνισης. Με την πάροδο του χρόνου, το μέγιστο βάθος απεικόνισης θα πρέπει να παραμένει σταθερό. Η ποιότητα της φωτογραφίας υποβαθμίζεται με τυχόν παραλλαγές. Αυτές οι παραλλαγές μπορεί να είναι αποτέλεσμα βλάβης στο καλώδιο του ηχοβολέα, στους κρυστάλλους ή στους ενισχυτές λήψης δέσμης. [12][4]



Εικόνα 39: Παράδειγμα μέγιστου βάθους διεύθυνσης σε υπερηχογράφημα [33]

8.3 Ακρίβεια Απόστασης (Distance accuracy – vertical and horizontal)

Στη συνήθη κλινική πρακτική, τα σφάλματα τόσο σε οριζόντια όσο και σε κάθετα μέτρα απόστασης συχνά δεν αναφέρονται. Ο κύριος δείκτης ποιότητας ενός συστήματος υπερήχων είναι η ακρίβεια μέτρησης κάθε απόστασης. Η ικανότητα του συστήματος υπερήχων να υπολογίζει με ακρίβεια τις αποστάσεις κατά μήκος του επιπέδου διάδοσης της ηχητικής δέσμης εξαρτάται από την κατακόρυφη απόσταση. Τα ηλεκτρονικά κυκλώματα που λαμβάνουν την ανακλώμενη ηχητική δέσμη μπορεί να έχουν καταστραφεί, ωστόσο αυτά τα σφάλματα δεν συμβαίνουν συχνά. Η ακρίβεια των υπολογισμών του συστήματος υπερήχων των αποστάσεων κάθετων στο επίπεδο διάδοσης της δέσμης εξαρτάται από την οριζόντια απόσταση. Τα σφάλματα στον υπολογισμό αυτής της απόστασης προκαλούνται συνήθως από τον μηχανισμό παραγωγής και την εστίαση της ηχητικής δέσμης. Συγκρίνοντας τις αποστάσεις (κάθετες και οριζόντιες) διαφόρων εστιών ή ζωνών σε ένα ομοίωμα με τις πραγματικές αποστάσεις που σημειώνονται σε αυτό, μπορεί κανείς να μετρήσει με ακρίβεια τις αποστάσεις σε ένα σύστημα υπερήχων. Μια κατακόρυφη στήλη στόχων σε απόσταση 1 cm μεταξύ τους θα πρέπει να συμπεριληφθεί στο ομοίωμα που χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της ακρίβειας των μετρούμενων αποστάσεων. Επιπλέον, θα πρέπει να έχει πολλές οριζόντιες σειρές στόχων σε διαφορετικά μήκη (1 έως 3 cm). Μέσα στο ομοίωμα, η ταχύτητα διάδοσης του ήχου πρέπει να μοιάζει πολύ με 1540 m/sec. Ο κατασκευαστής θα πρέπει να τροποποιήσει τις κατακόρυφες αποστάσεις μεταξύ των στόχων εάν η ταχύτητα ποικίλλει. Το πρωτόκολλο που χρησιμοποιείται είναι το ακόλουθο για την αξιολόγηση της ακρίβειας των αποστάσεων που μετρήθηκαν:

Οι εστίες ή τα κέντρα των ζωνών είναι εκεί όπου είναι τοποθετημένοι οι ηλεκτρονικοί δείκτες που χρησιμοποιεί το σύστημα για τη μέτρηση της απόστασης.

Η ακρίβεια της κατακόρυφης ή οριζόντιας απόστασης αναφέρεται ως η απόσταση που παρουσιάζεται.

Για κάθετη απόσταση, το επιτρεπόμενο σφάλμα είναι μεταξύ 1% και 2%, και για οριζόντια απόσταση, είναι μικρότερο από 1%. Για την κατακόρυφη και την οριζόντια απόσταση, η τυπική απόκλιση δεν πρέπει να διαφέρει περισσότερο από 0,5% και 0,7%, αντίστοιχα. Η μετρούμενη απόσταση θα είναι σχεδόν πάντα μικρότερη από την πραγματική απόσταση. Το γεγονός ότι η ταχύτητα είναι λίγο μεγαλύτερη από 1540m/sec είναι αυτό που προκαλεί αυτή την αρνητική απόκλιση. [34]

8.4 Διακριτική ικανότητα (ΔΙ) ανηχογενών εστιών

Η δοκιμή για τη διάκριση ανηχογενών εστιών (κυστών) αποκαλύπτει την ικανότητα του συστήματος να ανιχνεύει και να διαφοροποιεί σφαιρικά αντικείμενα αρνητικής αντίθεσης διαφόρων μεγεθών. Αυτός ο έλεγχος συνδυάζει ομοιογένεια, αντίθεση ΔΙ και χωρική διακριτική ικανότητα. Ο ηλεκτρονικός θόρυβος, η παρουσία πλευρικών λοβών και η ζημιά στη μονάδα επεξεργασίας δέσμης ήχου μπορούν όλα να μειώσουν την ποιότητα της εικόνας. Το ομοίωμα που χρησιμοποιείται για τη δοκιμή του μέγιστου βάθους απεικόνισης μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί και για τον προσδιορισμό του ΔΙ των ανηχογενών εστιών. Οι ακόλουθες ρυθμίσεις αποτελούν μέρος της διαδικασίας ελέγχου:

Η δοκιμή για τη διάκριση ανηχοϊκών εστιών (κύστες) αποκαλύπτει την ικανότητα του συστήματος να ανιχνεύει και να διαφοροποιεί σφαιρικά αντικείμενα αρνητικής αντίθεσης διαφόρων μεγεθών. Αυτός ο έλεγχος συνδυάζει ομοιογένεια, αντίθεση και χωρική διακριτική ικανότητα. Ο ηλεκτρονικός θόρυβος, η παρουσία πλευρικών λοβών και η ζημιά στη μονάδα επεξεργασίας δέσμης ήχου μπορούν όλα να μειώσουν την ποιότητα της εικόνας όταν περιέχει ανηχογενείς εστίες. Το ομοίωμα που χρησιμοποιείται για τη δοκιμή του μέγιστου βάθους απεικόνισης μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για τον προσδιορισμό του ΔΙ των εστιών. Οι ακόλουθες ρυθμίσεις αποτελούν μέρος της διαδικασίας ελέγχου:

1. Ρύθμιση πολλών σημείων εστίασης.
 2. Το κέρδος των ενισχυτών να είναι κατάλληλο, ώστε όσες εστίες είναι εφικτό να απεικονιστούν σε μεγάλα βάθη
 3. Πρέπει να σημειωθούν οι εστίες που μπορούν να φανούν στο μεγαλύτερο βάθος μετά τη σάρωση του ομοιώματος.
 4. Στη συνέχεια, το πλάτος και το μήκος των εστιών θα πρέπει να εκτιμηθούν χρησιμοποιώντας τους ηλεκτρονικούς δείκτες (σε ιδανικές συνθήκες, οι δύο διαστάσεις θα πρέπει να είναι ίσες), υπολογίζοντας τον λόγο των δύο διαστάσεων εάν μία από αυτές αποκλίνει από την ονομαστική τιμή.
 5. Η διαδικασία θα πρέπει να επαναληφθεί εάν και οι δύο μετρήσεις είναι λανθασμένες.
- Ένα σύστημα λέγεται ότι έχει κακή ποιότητα εικόνας εάν η αναλογία αποκλίνει κατά 20% από την ιδανική. Ένας αντικειμενικός τρόπος αξιολόγησης του ΔΙ των ανηχοϊκών μαζών σε μια εικόνα είναι μέσω του αριθμητικού υπολογισμού της αναλογίας σήματος προς θόρυβο των ανηχοϊκών αντικειμένων. Υπολογίζεται χρησιμοποιώντας την εξίσωση που φαίνεται παρακάτω:

$$SNR = \frac{|\mu_{\epsilon} - \mu_{\pi}|}{\sqrt{\sigma^2_{\mu_{\epsilon}} + \sigma^2_{\mu_{\pi}}}}$$

Εξίσωση (8.4.1)

Όπου:

με: μέση τιμή της εστίας

μπ: μέση τιμή του περιβάλλοντος ιστού

σ²με: διακύμανση της μέσης τιμής της εστίας

σ²μπ: διακύμανση της μέσης τιμής του περιβάλλοντος ιστού

Ο λόγος σήματος προς θόρυβο θα πρέπει να μετράτε από κάθε θέση τουλάχιστον τέσσερις φορές για τα πιο ακριβή αποτελέσματα. Στη συνέχεια θα πρέπει να προσδιοριστεί ο μέσος όρος των τεσσάρων ξεχωριστών μετρήσεων.[6]

8.5 Χωρική διακριτική ικανότητα (Spatial Resolution)

Η αξονική, η πλευρική και η διακριτική ικανότητα πάχους είναι όλα μέρη της χωρικής διακριτικής ικανότητας. Για να βρεθεί η δομή, αυτές οι τρεις παράμετροι συγχωνεύονται. [35]

8.5.1 Αξονική Διακριτική Ικανότητα (ΑΔΙ)

Η ικανότητα του συστήματος να διακρίνει και να απεικονίζει σαφώς διαφορετικές εστίες που βρίσκονται πολύ κοντά η μία στην άλλη και κατά μήκος του επιπέδου της δέσμης υπερήχων αναφέρεται ως αξονική διακριτική ικανότητα. Καθορίζει επίσης το μικρότερο αντικείμενο που μπορεί να διαχωριστεί κατά μήκος του επιπέδου σάρωσης. Επηρεάζεται από το μήκος του χωρικού παλμού ή τη διάρκεια του παλμού, μεταβλητές που επηρεάζονται από τη συχνότητα εκπομπής και τον παράγοντα απόσβεσης. Είναι γνωστό ότι η διάρκεια του παλμού μειώνεται με την αύξηση της συχνότητας, βελτιώνοντας κατά συνέπεια τη διάκριση. Η επίτευξη αξονικής διακριτικής ικανότητας σε ένα ομοίωμα μπορεί να επιτευχθεί με το διαχωρισμό δύο εξαιρετικά κοντινών δομών που βρίσκονται κατά μήκος της διαδρομής της δέσμης και μπορούν να διακριθούν ως διακριτά αντικείμενα στην εικόνα. Όταν μια πλασματική μαύρη γραμμή χωρίζει αυτά τα αντικείμενα, λέγεται ότι είναι διακριτά. Πλήρες πλάτος στο μισό μέγιστο (FWHM) ή πλήρες πλάτος στο δέκατο μέγιστο (FWTM) ενός προφίλ στην αξονική κατεύθυνση των πλάτων των ανακλώμενων ηχών από μια εικόνα με έναν μόνο στόχο τοποθετημένο μέσα σε ένα μέσο χαμηλής σκέδασης μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για υπολογίστε την αξονική διακριτική ικανότητα (- 20dB ή -6dB, αντίστοιχα).

Το ομοίωμα που θα χρησιμοποιηθεί για τον έλεγχο της αξονικής διακριτικής ικανότητας θα πρέπει να έχει είτε ομάδες εστιών με γνωστούς διαχωρισμούς μεταξύ τους είτε μεμονωμένες εστίες με γνωστές αξονικές αποστάσεις (για παράδειγμα, 2, 6, 10 και 15 cm) μέσα σε ένα μέσο χαμηλής σκέδασης με Ταχύτητα διάδοσης 1540 m/sec και συντελεστές εξασθένησης μεταξύ 0,5 και 0,7 dB/cm/MHz. Η τοποθέτηση των εστιών πρέπει να είναι τέτοια ώστε να μην υπάρχουν φαινόμενα αντήχησης μεταξύ τους. Κατά τη δοκιμή ηχοβολέων με πολύ υψηλή συχνότητα εκπομπής, θα πρέπει επίσης να υπάρχουν ειδικές εστίες με πολύ στενή απόσταση (0,25 mm).

Για τον ποιοτικό έλεγχο ΔΙ συνιστώνται οι ακόλουθες διαμορφώσεις συστήματος:

1. Το κέρδος πρέπει να ρυθμιστεί κατάλληλα για να εμφανίζεται η υφή του υποβάθρου όσο το δυνατόν λιγότερο.
2. Η ζώνη εστίασης πρέπει να τοποθετείται στο βάθος των εστιών που πρέπει να εξεταστούν.
3. Αφού σαρωθεί το ομοίωμα, πρέπει να γίνει μεγέθυνση όσο το δυνατόν περισσότερο στο καθορισμένο βάθος.
4. Το FWHM, δείκτης της αξονικής διακριτικής ικανότητας, μπορεί να υπολογιστεί για ομοιώματα μονής εστίασης χρησιμοποιώντας το προφίλ της γραμμής σάρωσης κατά μήκος αυτών των εστιών.
5. Εάν οι εστίες ομαδοποιηθούν, προσδιορίζεται η μικρότερη απόσταση που μπορεί να μετρηθεί μεταξύ τους μετά τη σάρωση του μοντέλου, τη σωστή ρύθμιση της εστιακής ζώνης και την απαιτούμενη μεγέθυνση με τη χρήση των ηλεκτρονικών ενδείξεων.

[12]

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Το ΑΔΙ πρέπει να είναι μικρότερο ή ίσο με 1 χιλιοστό σε συστήματα υπερήχων με μετατροπείς που έχουν συχνότητα εκπομπής μεγαλύτερη από 4 MHz. Το ΑΔΙ θα πρέπει να είναι περίπου 2 mm όταν η συχνότητα είναι μικρότερη από 4 MHz.. Για συχνότητες άνω των 4 MHz, πολλές επιστημονικές πηγές προτείνουν FWHM=0,45 mm και FWTM=1 mm, ενώ για συχνότητες κάτω των 4 MHz προτείνουν FWHM=0,9 mm και FWTM=2 mm. Οι κατεστραμμένοι κρύσταλλοι, η ανεπαρκής χρήση του υλικού απόσβεσης ή τα προβλήματα με τις ηλεκτρονικές συνδέσεις μπορούν όλα να συμβάλουν στην υποβάθμιση του ΑΔΙ. Επιπλέον, οποιαδήποτε τροποποίηση στη συσκευή που στέλνει ή λαμβάνει την ηχητική δέσμη μπορεί να οδηγήσει σε προβλήματα. Δεδομένου ότι η ταχύτητα διάδοσης ποικίλλει ανάλογα με τον ιστό στον οποίο διαδίδεται, υποβαθμίζοντας την πραγματική μέτρηση της ΑΔΙ, είναι προφανές ότι η ΑΔΙ που υπολογίζεται στα προαναφερθέντα βήματα δεν μπορεί να αποδοθεί απευθείας σε μια υπερηχογραφική εικόνα που λαμβάνεται κατά τη διάρκεια μιας κλινικής διαδικασίας. [35]

Η παρατηρούμενη παράμετρος FWHM στο εστιακό επίπεδο, η οποία είναι ίση με το γινόμενο του μήκους κύματος και του αριθμού f , θα πρέπει να είναι μικρότερη από τη θεωρητική.:

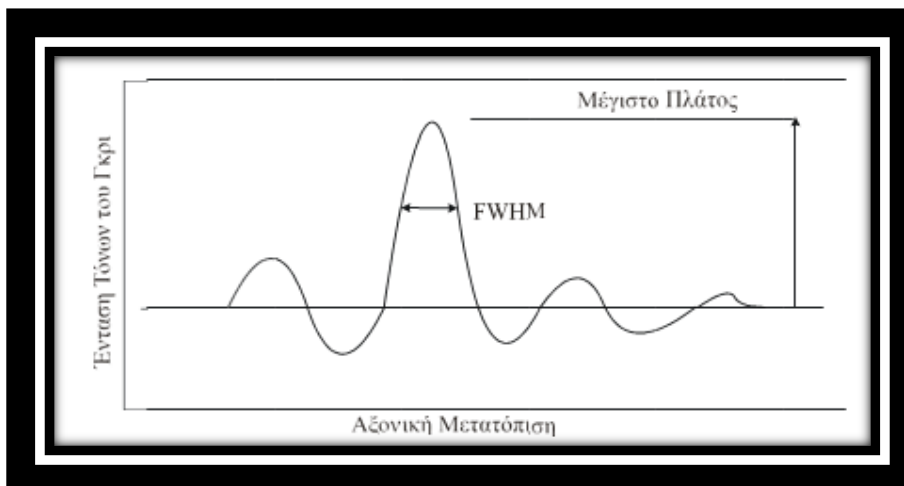
$$FWHM = \frac{1.54F(mm)}{f(MHz)D(mm)}$$

Όπου:

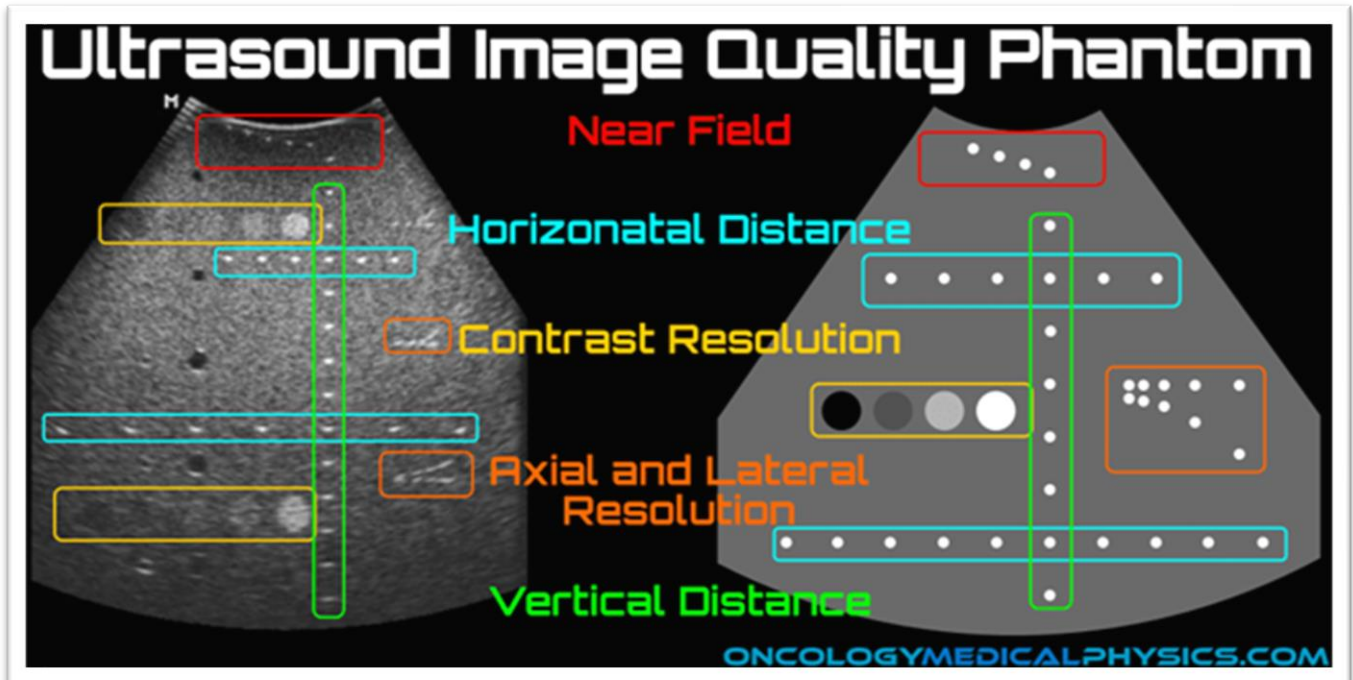
F: είναι το μήκος σε mm,

f: η συχνότητα και,

D: το άνοιγμα του ενεργού διαφράγματος σε mm.



Εικόνα 40: Αξονικό προφίλ των τιμών του τόνου του γκρι μίας γραμμής Σάρωσης που υπολογίζεται το FWHM [6]



Εικόνα 41: Παράμετροι ποιότητας εικόνας σε υπερηχογράφημα [36]

- Axial and Lateral Resolution:** Πλευρική και Αξονική διακριτική ικανότητα
- Vertical and Horizontal Distance:** Ακρίβεια Απόστασης (Distance accuracy)
- Contrast Resolution:** Διακριτική ικανότητα
- Near Field:** Νεκρή Ζώνη

8.5.2 Πλευρική Διακριτική Ικανότητα (ΠΔΙ)

Η ικανότητα ενός συστήματος υπερήχων να διαιρεί δύο διακριτές εστίες με τη μικρότερη δυνατή απόσταση στο επίπεδο που είναι κάθετο προς την κατεύθυνση διάδοσης της δέσμης αναφέρεται ως πλευρική διακριτική ικανότητα. Συχνά, οι εικόνες αντικειμένων που είναι μικρότερα από το πλάτος της δέσμης σε ένα συγκεκριμένο βάθος έχουν πλάτος ίσο με αυτό το πλάτος δέσμης. Η πλευρική διακριτική ικανότητα του σταθερού βάθους εστίασης των ηχοβολέων αλλάζει σημαντικά με το βάθος. Η διακριτική ικανότητα ως συνάρτηση του βάθους είναι πιο ομοιογενής σε συστήματα με πολλά εστιακά βάθη. Πιθανή ζημιά σε ορισμένους κρυστάλλους ηχοβολέα ή ηλεκτρονικά προβλήματα με τη μονάδα διαμόρφωσης δέσμης μπορεί να μειώσει την πλευρική διακριτική ικανότητα. Μετρώντας το πλάτος των κατασκευών σε ένα ομοίωμα σε διαφορετικά βάθη που αντιστοιχούν στις κοντινές, μεσαίες και μακρινές περιοχές, μπορεί κανείς να την προσδιορίσει έμμεσα. Μπορεί επίσης να ποσοτικοποιηθεί άμεσα με τη λήψη εικόνων από διάφορες ομάδες διαφορετικών δομών που βρίσκονται σε απόσταση μεταξύ τους με καθορισμένο τρόπο. Η τιμή FWHM ή η τιμή FWHM ενός προφίλ των πλατών των ανακλώμενων ηχών στο εγκάρσιο επίπεδο σε σχέση με το επίπεδο διάδοσης της δέσμης χρησιμεύουν ως πρόσθετες παράμετροι που περιγράφουν την παράμετρο. Σε σχέση με την προηγούμενη προσέγγιση, αυτή είναι πιο αμερόληπτη και συνιστώμενη. Το ομοίωμα που θα χρησιμοποιηθεί για τη δοκιμή του ΠΔΙ θα πρέπει να έχει είτε μια σειρά εστιών που απεικονίζονται πλευρικά σε καθορισμένες αποστάσεις είτε μια στήλη εστιών που χωρίζονται αξονικά κατά ένα εκατοστό. Για παράδειγμα, η περιοχή αυτή του ομοιώματος θα πρέπει να εμπεριέχει εστίες που χωρίζονται από αποστάσεις 2, 2.5, 3, 3.5, 4, 4.5, 5, 5.5 και 6 χιλιοστών. Διάφορες ομάδες εστιών θα πρέπει να υπάρχουν με αξονικές αποστάσεις 2, 7, 10 και 15 εκατοστών. Οι ρυθμίσεις του συστήματος για τον έλεγχο ποιότητας της ΠΔΙ θα πρέπει να είναι οι εξής:

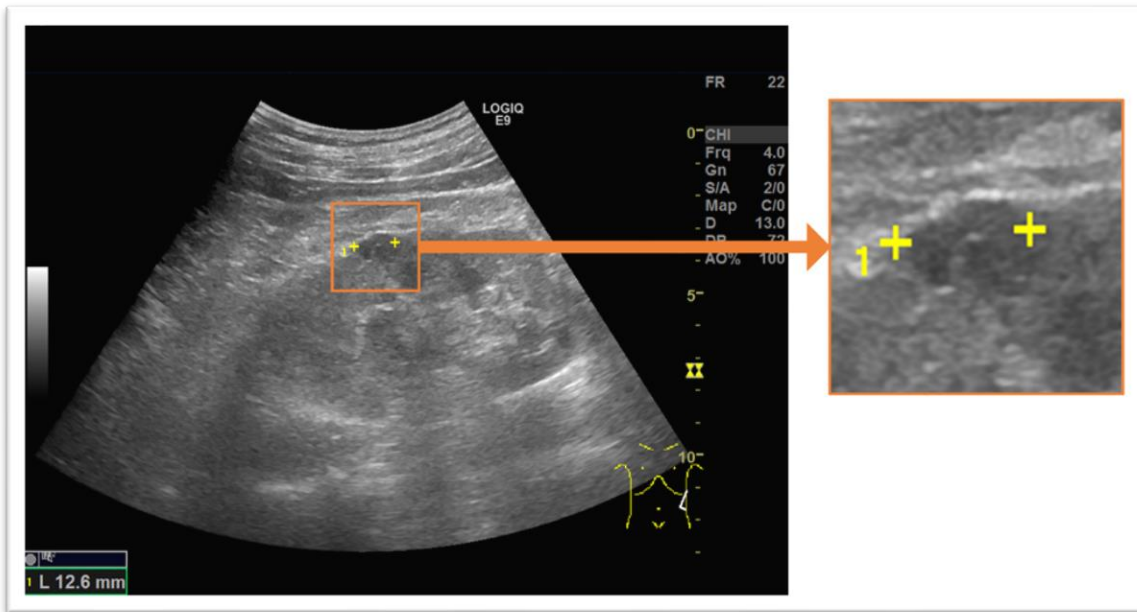
Για παράδειγμα, αυτή η περιοχή του ομοιώματος θα πρέπει να έχει εστίες σε απόσταση μεταξύ τους 2, 2,5, 3, 3,5, 4, 4,5, 5, 5,5 και 6 χιλιοστά.

Θα πρέπει να υπάρχουν πολλές ομάδες εστιών με αξονική απόσταση 2, 7, 10 και 15 cm. Συνιστώνται οι ακόλουθες διαμορφώσεις συστήματος για έλεγχο ποιότητας της ΠΔΙ:

1. Για να δούμε καθαρά την εστιακή ζώνη και την περιοχή που μεγεθύνεται μετά τη σάρωση του ομοιώματος, το βάθος πεδίου (FOV) πρέπει να μειωθεί.
2. Μετρώντας την απόσταση από άκρη σε άκρη της εστίασης, το ΠΔΙ μπορεί να προσδιοριστεί με τη χρήση ηλεκτρονικών ενδείξεων.
3. Εκτελούμε το βήμα για διάφορες εστιακές ζώνες.
4. Μια διαφορετική προσέγγιση για τον προσδιορισμό του ΠΔΙ είναι ο υπολογισμός των παραμέτρων FWHM και FWHM κατά μήκος της γραμμής που διέρχεται από το κέντρο των εστιών στο εγκάρσιο επίπεδο σε σχέση με το επίπεδο διάδοσης της δέσμης.
5. Μετά τη σάρωση και την μεγέθυνση της περιοχής ενδιαφέροντος, ένα ομοίωμα με ομάδες εστιών που απεικονίζονται πλευρικά με γνωστές αποστάσεις θα πρέπει να είναι σε θέση να προσδιορίσει ποια ομάδα εστιών διαχωρίζονται οπτικά από την ελάχιστη απόσταση μεταξύ τους. Το ΠΔΙ είναι αυτή η ελάχιστη απόσταση.[12]

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Το ΠΔΙ θα πρέπει να είναι μικρότερο από 4 mm σε συχνότητες χαμηλότερες από 3,5 MHz, ενώ το FWHM και το FWHM θα πρέπει να είναι μικρότερο από 2 και 4 mm, αντίστοιχα. Το ΠΔΙ θα πρέπει να είναι μικρότερο από 3 mm για συχνότητες μεταξύ 3,5 και 5 MHz, ενώ το FWHM και το FWHM θα πρέπει να είναι μικρότερο από 1,5 και 3 mm, αντίστοιχα. Το ΠΔΙ θα πρέπει να είναι μικρότερο από 1,5 mm για συχνότητες άνω των 5 MHz, ενώ το FWHM και το FWHM θα πρέπει να είναι μικρότερο από 0,8 και 1,5 mm, αντίστοιχα.



Εικόνα 42: Παράδειγμα Πλευρικής Διακριτικής Ικανότητας σε υπερηχογράφημα [37]

8.5.3 Διακριτική ικανότητα πάχους – ΔΙΠ (Elevation Resolution)

Λόγω της κυρτής καμπυλότητας που τους έδωσαν οι παραγωγοί των κρυστάλλων, σχεδόν όλοι οι σύγχρονοι ηχοβολείς συγκεντρώνουν φυσικά τη δέσμη. Αυτή η έμφαση τίθεται και συνδέεται με την προβλεπόμενη χρήση του ηχοβολέα σε αυτήν την εφαρμογή. Ένας μετατροπέας υψηλής συχνότητας (5 MHz), για παράδειγμα, θα έχει εύρος πάχους τομής από 1,5 έως 3,5 cm. Το εστιακό βάθος του ίδιου ηχοβολέα που κατασκευάζεται για παιδιατρική χρήση θα κυμαίνεται επομένως από 2,5 έως 5,5 cm. Μέσω των ανηχοϊκών εστιών ενός ομοιώματος, η διάκριση πάχους τομής μπορεί να αξιολογηθεί έμμεσα. Για να υπολογίσουμε τις άλλες παραμέτρους, σαρώνουμε το εικονίδιο κάθετα στην κανονική σάρωση. Ένα ομοίωμα επικλινούς επιπέδου μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μέτρηση του τμήματος ΔΙΠ με πιο ακριβή τρόπο. Τα επίπεδα σάρωσης σε αυτό το ομοίωμα είναι δύο. Και τα δύο επίπεδα έχουν προκαταλήψεις προς το 450 και το 900, αντίστοιχα. Διακριτική ικανότητα αντίθεσης: Η χαμηλότερη πιθανή αντίθεση των τόνων του γκρι μεταξύ μιας εστίας συγκεκριμένου μεγέθους που μπορεί να αναγνωριστεί και του περιβάλλοντος ιστού εκφράζεται ως διακριτική ικανότητα αντίθεσης, ισοδυναμεί με:

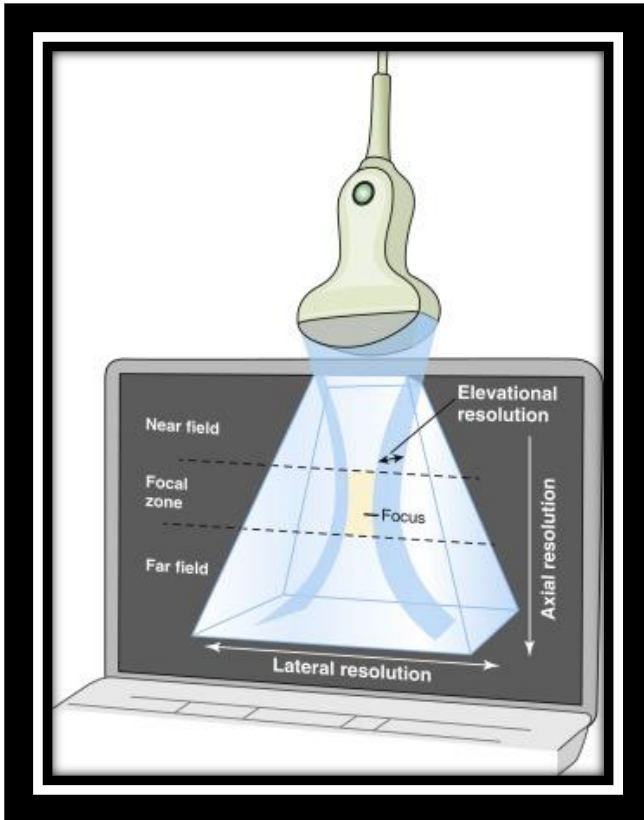
$$C = \frac{|\mu\epsilon - \mu\pi|}{1\sqrt{2}|\mu\epsilon + \mu\pi|}$$

Εξίσωση (8.7.1)

Η διακριτική ικανότητα αντίθεσης θα είναι 0 εάν η μέση τιμή της εστίασης και η γύρω περιοχή είναι ίσες. Μια συλλογή εστιών με διάφορα επίπεδα ηχογένειας θα πρέπει να συμπεριληφθεί στο ομοίωμα που θα χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση της διακριτικότητας της αντίθεσης. Θα πρέπει να υπογραμμιστεί ότι οι δύο εστίες, η μία στα -3dB και η άλλη στα +3dB, είναι σχεδόν μη διακριτές με τον περιβάλλοντα ιστό. Το ζήτημα που προκαλείται από την παρουσία θορύβου της τάξης των 3dB ποσοτικοποιείται από αυτό το εύρημα.

Συνιστώνται οι ακόλουθες διαμορφώσεις συστήματος για έλεγχο ποιότητας ΔΙΠ:

1. Θα πρέπει να πραγματοποιηθεί πλάγια σάρωση για κάθε ηχοβολέα για να προσδιοριστεί η υψηλότερη συχνότητα απεικόνισης.
2. Το βάθος από την επιφάνεια σάρωσης μέχρι την κορυφή της εστίασης με δυνατότητα απεικόνισης θα πρέπει να μετράτε αφού παγώσει κάθε εικόνα. Για συνεχή απεικόνιση σε σχέση με το βάθος, οι εστίες έχουν κλίση στο εσωτερικό του μοντέλου. [9]



Εικόνα 43: Παράδειγμα Διακριτικής ικανότητα πάχους (Elevation Resolution) [38]

8.6 Έλεγχος Νεκρής Ζώνης (Dead Zone)

Η νεκρή ζώνη είναι η απόσταση από το μπροστινό μέρος του ηχοβολέα μέχρι την πρώτη ανακλώμενη ηχώ που ανιχνεύεται. Αυτή η ζώνη προκαλείται από συντονισμό μεταξύ των επιφανειών του ηχοβολέα και του ασθενούς καθώς και από τη διαφορά στην ηλεκτρική σύνθετη αντίσταση μεταξύ των κρυστάλλων και των συσκευών εκπομπής και λήψης. Ένα κλάσμα των απεσταλμένων παλμών εισέρχεται ξανά στο σύστημα εκπομπής χωρίς να εγκαταλείψει τον μορφοτροπέα λόγω της διαφοράς στην ηλεκτρική αντίσταση. Όταν το δέρμα του ασθενούς είναι κάπως σφιχτό, εμφανίζεται η επίδραση της αντήχησης, καθιστώντας αδύνατη την ανίχνευση του πεπερασμένου μήκους, χαμηλής έντασης παλμού. Η καθυστερημένη επιστροφή του συμβαίνει ταυτόχρονα με τους παλμούς που προέρχονται από βαθύτερα επίπεδα. Το μήκος παλμού μειώνεται και το πλάτος νεκρής ζώνης διευρύνεται καθώς αυξάνεται η συχνότητα. Ο πλησιέστερος στόχος που μπορεί να απεικονιστεί σε ένα ομοίωμα μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον προσδιορισμό του βάθους της νεκρής ζώνης. Το ομοίωμα που χρησιμοποιείται για αυτόν τον υπολογισμό θα πρέπει να περιέχει μια συλλογή στόχων που απέχουν μόλις λίγα χιλιοστά (1, 4, 6 και 10 mm) από την επιφάνεια του ομοιώματος που είναι σε επαφή με τον ηχοβολέα.

Ορισμένες θεμελιώδεις ρυθμίσεις συστήματος θα πρέπει να έχουν προσαρμοστεί ως εξής προκειμένου να εκτιμηθεί το βάθος της νεκρής ζώνης:

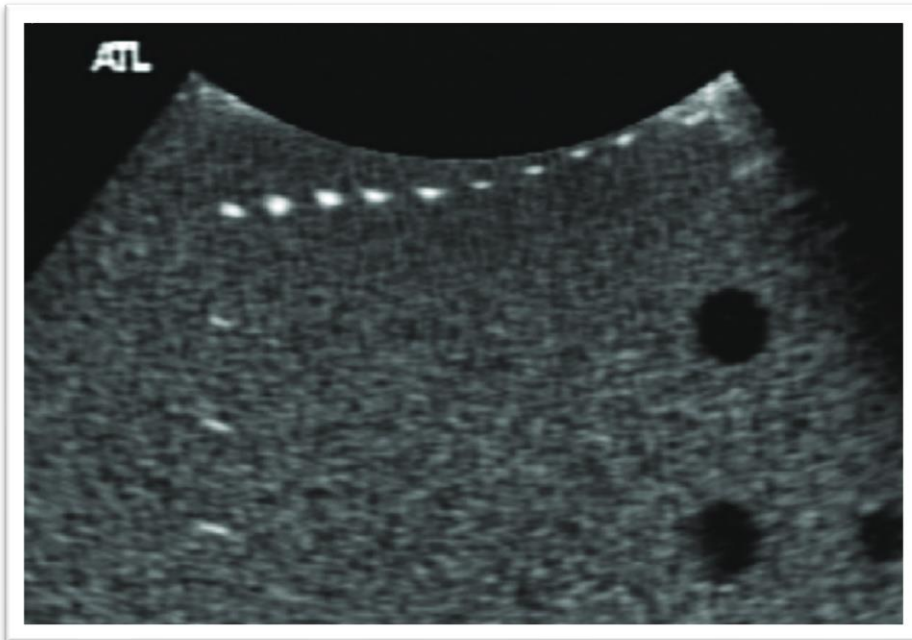
1. Μια κατάλληλη κατανομή των τόνων του γκρι πρέπει να παράγεται σε ολόκληρη την εικόνα από το συνολικό κέρδος.
2. Μετά την τοποθέτηση του ηχοβολέα πάνω από το στόχο με το μεγαλύτερο βάθος (10 mm), πρέπει να επιλεγεί ο στόχος με το μικρότερο βάθος.

ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ

Συχνότητα εκπομπής ηχοβολέα f(MHz)	Νεκρή ζώνη (χιλιοστά)
≤ 3	< 7
$3 < f < 7$	< 5
≥ 7	< 3

Πίνακας 6: Τιμές του βάθους της νεκρής ζώνης συναρτήσει της συχνότητας εκπομπής. [6]

Οι αλλαγές στον μηχανισμό μετάδοσης ενός ηχοβολέα συχνά ευθύνονται για αλλαγές στο βάθος νεκρής ζώνης. Οι υψηλότερες τιμές μπορεί να προκύψουν ειδικά από έναν παλμό με μεγαλύτερο μήκος κύματος που προκαλείται από αποικοδόμηση κρυστάλλων ή ακατάλληλη εφαρμογή του υλικού απορρόφησης (υλικό υποστήριξης). Επιπλέον, οι ψευδείς μετρήσεις στη νεκρή ζώνη ενδέχεται να υποδεικνύουν διακυμάνσεις στην τάση εισόδου του συστήματος. [6]



Εικόνα 44: Άσπρες κηλίδες που υποδεικνύουν την νεκρή ζώνη στο υπερηχογράφημα [39]

9.ΕΛΕΓΧΟΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ DOPPLER

Η απεικόνιση Doppler είναι πιο δύσκολο να ελεγχθεί από την παραδοσιακή απεικόνιση. Τα ομοιώματα διατίθενται σε δύο διαφορετικές ποικιλίες:

1. Ομοιώματα με προσομοίωση ροής
2. Ομοιώματα χωρίς προσομοίωση ροής.

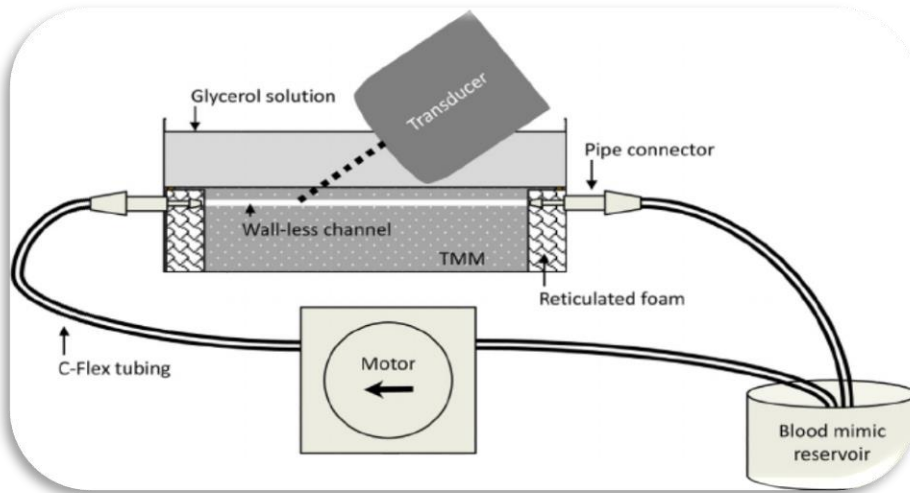
Επιπλέον, υπάρχουν ορισμένες συσκευές που διαχειρίζονται την ηλεκτρονική επεξεργασία σήματος Doppler, παραλείποντας τον ηχοβολέα. Προκειμένου να παραχθούν σήματα διαφοράς φάσης, αυτές οι συσκευές αντιγράφουν έναν ηχοβολέα που κλείνει ηλεκτρικά τα κυκλώματα λήψης σε μια εξωτερική συσκευή, όπως μια γεννήτρια κυματομορφής.

Ομοιώματα με προσομοίωση ροής του αίματος

Τα βασικά συστατικά ενός ομοιώματος ροής είναι μια αντλία, μια δεξαμενή υγρού, ένας ή περισσότεροι αγωγοί και ένα υλικό κάλυψης. Τα ομοιώματα ροής μπορούν να παρέχουν είτε συνεχή είτε παλμική ροή, ανάλογα με τον μηχανισμό άντλησης. Ωστόσο, η προσομοίωση της ροής του αίματος είναι ένα δύσκολο έργο. Για να συμβούν αντανakλάσεις, αυτό το υγρό πρέπει να έχει μια καθορισμένη ακουστική αντίσταση, αφού το νερό δεν αντανakλά τίποτα. Το απαερωμένο νερό και η γλυκερίνη είναι η πιο τυπική υγρή σύνθεση που χρησιμοποιείται σε αυτά τα ανδρείκελα. Οι λαστιχένιοι σωλήνες είναι μια καλή επιλογή για σωλήνες επειδή μπορεί να μιμούνται τη δράση των αρτηριών ή των φλεβών. Οι ακόλουθες μεταβλητές μπορούν να αξιολογηθούν σε συγκρίσιμο ποιοτικό έλεγχο:

1. Διαχωρισμός ροής,
2. Ταχύτητα ροής,
3. Ευαισθησία σε διάφορα βάθη,
4. Μέγιστο βάθος απεικόνισης,
5. Εντοπισμός ροής.

Δύο σωλήνες εμφανίζονται συχνά μέσα σε ομοιώματα ροής. Το ένα ελέγχει διάφορες ρυθμίσεις σάρωσης ενώ το άλλο βρίσκεται σε γωνία 450 μοιρών και είναι παράλληλο με το επίπεδο σάρωσης (προσομοίωση της καρωτίδας). Όλα αυτά τα συστατικά οδηγούν σε έναν ελεγκτή ροής που βασίζεται σε μικροεπεξεργαστή με εύρος από 1 έως 12–15 ml/sec και διακύμανση 3%. Για τον ενδεδειγμένο έλεγχο της απόδοσης του συστήματος σε ένα μόνο ομοίωμα, υπάρχουν συχνά προσομοιώσεις για την παραδοσιακή απεικόνιση B-Mode γύρω από τους σωλήνες.[35]



Εικόνα 45: Ομοιώματα με προσομοίωση ροής του αίματος [40]

Ομοιώματα χωρίς προσομοίωση ροής

Τα κινούμενα ομοιώματα στόχων είναι τα πιο γνωστά ομοιώματα αυτής της ομάδας. Ένα μοτέρ, ένας ελεγκτής ταχύτητας κινητήρα και μια τροχαλία με συνδεδεμένο καλώδιο συνθέτουν αυτόν τον τύπο ομοιώματος σύρματος ή χορδής. Η τροχαλία θα κινηθεί με τον τρόπο που καθορίζεται από τον προγραμματισμό του ελεγκτή μοτέρ. Όταν ο όγκος του δείγματος τοποθετείται στην τροχαλία, ο τρόπος με τον οποίο συνδέεται το σύρμα σε αυτήν δημιουργεί μια μετατόπιση στη συχνότητα Doppler. Ο ηχοβολέας βρίσκεται στην επιφάνεια του νερού, ενώ το καλώδιο που χρησιμοποιείται για τη μετάδοση του ήχου είναι βυθισμένο. Αυτά τα ομοιώματα χρησιμοποιούνται κυρίως για τη βαθμονόμηση της μέγιστης μετρούμενης ταχύτητας και της ακρίβειας τοποθέτησης του όγκου του δείγματος λόγω του εξαιρετικά ακριβούς ελέγχου της ταχύτητας του μοτέρ από τον ελεγκτή.[6]

10. ΕΞΕΛΙΞΕΙΣ ΣΤΗΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ

Οι εξελισσόμενες τεχνικές υπερήχων έχουν βελτιώσει σημαντικά τις δυνατότητες της υπερηχογραφικής απεικόνισης, επιτρέποντας στους επαγγελματίες υγείας να λαμβάνουν πιο λεπτομερείς και συγκεκριμένες πληροφορίες για τη διάγνωση και το σχεδιασμό θεραπειών. Ακολουθούν μερικές από τις αξιοσημείωτες εξελισσόμενες τεχνικές υπερήχων:

10.1 3D/4D υπερηχογραφική απεικόνιση

Η τρισδιάστατη διαπερνά τα πάντα γύρω μας και η ιδέα του τρισδιάστατου υπερήχου δεν είναι νέα. Ο τρισδιάστατος υπέρηχος έχει κερδίσει δημοτικότητα ως μέθοδος απεικόνισης λόγω της αξιοπιστίας και της αποτελεσματικότητάς του στην απεικόνιση προγεννητικών και ανατομικών δομών. Υπάρχουν διάφοροι τρόποι εκτέλεσης τρισδιάστατων σαρώσεων, όπως: χρήση ενός τυπικού ηχοβολέα 2D σε συνήθεις λειτουργίες χωρίς ανίχνευση θέσης.

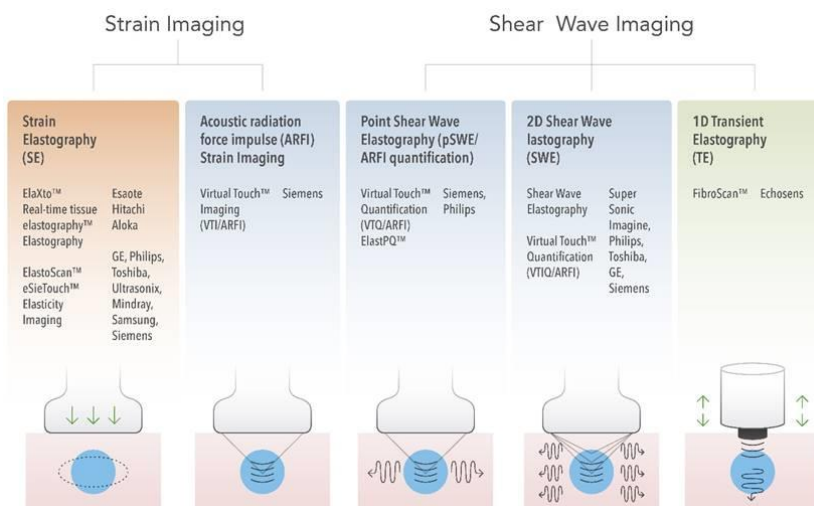
Η πιο δημοφιλής τεχνική είναι η χρήση ενός κανονικού ηχοβολέα υπερήχων 2D με ανίχνευση θέσης και αυτοματοποιημένη λήψη με εξειδικευμένους αισθητήρες όγκου. Όλες οι τεχνικές βασίζονται στην παραγωγή από τον υπολογιστή μιας συλλογής επιπέδων 2D, τα οποία στη συνέχεια συνδυάζονται και εμφανίζονται ως ανακατασκευη πολλαπλών επιπέδων ή ως όγκος 3D. Επομένως, η ποιότητα των ευρημάτων θα επηρεαστεί σε μεγάλο βαθμό από την ποιότητα των 2D εικόνων καθώς κάθε τρισδιάστατο υπερηχογράφημα παράγεται από ένα 2D υπερηχογράφημα. Η παρουσία σημαντικού όγκου αμνιακού υγρού που περιβάλλει το έμβρυο είναι μια κρίσιμη πτυχή της ποιότητας της εικόνας στη μαιευτική. Ο τρισδιάστατος υπέρηχος έχει γίνει γρήγορα πιο δημοφιλής στη μαιευτική για διαγνωστικές σαρώσεις, όπως αυτές που απεικονίζουν το πρόσωπο και το κρανίο του εμβρύου. Η τρισδιάστατη απεικόνιση σε πραγματικό χρόνο, συχνά γνωστή ως ζωντανή τρισδιάστατη ή 4D απεικόνιση της κίνησης, είναι εφικτή με τη χρήση τρισδιάστατου υπερήχου. Αυτό είναι πολύ χρήσιμο για την εμφάνιση των πολλών εκφράσεων του προσώπου του εμβρύου, την τοποθέτηση των άκρων για έλεγχο για παραμορφώσεις και την επιθεώρηση της εμβρυϊκής καρδιάς. Αν και είναι δύσκολο να αποδειχθεί η κλινική χρησιμότητα του 3D-4D υπερήχου, είναι αναμφισβήτητη κρίσιμη για τις προγεννητικές δυσπλασίες και, ειδικότερα, για την αξιολόγηση του εγκεφάλου και της καρδιάς του εμβρύου. [41]



Εικόνα 47: Υπερηχογράφημα Εμβρύου 3D-4D [42]

10.2 Ελαστογραφία

Η ελαστογραφία έχει χρησιμοποιηθεί ιστορικά σε συνδυασμό με το υπερηχογράφημα μαστού για τη διάκριση μεταξύ κακοήθων και καλοήθων βλαβών του μαστού. Επειδή συχνά οδηγεί σε λιγότερες βιοψίες, αντιμετωπίζεται πλέον συχνά ως τυπικό συστατικό μιας εξέτασης μαστού. Ωστόσο, η ελαστογραφία έχει πέσει γρήγορα σε τιμή και είναι πλέον διαθέσιμη σε πολλές συσκευές υπερήχων. Ως αποτέλεσμα, οι γιατροί χρησιμοποιούν την υπερηχογραφική ελαστογραφία με νέους τρόπους, όπως για την ανίχνευση κακοηθειών του προστάτη, του θυρεοειδούς και του ήπατος. Η ελαστογραφία είναι μια μέθοδος χαρτογράφησης των «ελαστικών ιδιοτήτων» (σκληρότητας) του ιστού. Αυτό είναι σημαντικό επειδή ο άρρωστος ιστός συχνά εμφανίζει μεγαλύτερη ακαμψία από τον υγιή ιστό. Ο υπέρηχος μπορεί να απεικονίσει ή να μετρήσει διαφορετικούς βαθμούς ακαμψίας των ιστών χρησιμοποιώντας μια ποικιλία τεχνικών. Η πιο οικονομική και ευρέως χρησιμοποιούμενη εναλλακτική λύση της ελαστογραφίας υπερήχων είναι η συμπίεση, μερικές φορές γνωστή ως "στέλεχος". Η διαδικασία περιλαμβάνει τη χειροκίνητη συμπίεση ιστού με μορφοτροπέα υπερήχων και ο υπέρηχος χρησιμοποιεί χρώματα για να δείξει τα διαφορετικά επίπεδα ακαμψίας. Το μειονέκτημα αυτής της μεθόδου είναι ότι δεν μπορεί να παράγει μετρήσιμα δεδομένα επειδή η τεχνολογία υπερήχων δεν είναι σε θέση να μετρήσει πόση συμπίεση εφαρμόζεται. Ωστόσο, έχει αποδειχθεί εξαιρετικά χρήσιμο και θεωρείται ως η «νέα ψηλάφηση» μέθοδος για τον εντοπισμό του άρρωστου ιστού. Το Shear Wave είναι μια πιο εξελιγμένη προσέγγιση. Θεωρείται ότι είναι πιο πλεονεκτικό, καθώς προσφέρει ποσοτικά δεδομένα για την ελαστικότητα του ιστού, τα οποία είναι ιδιαίτερα χρήσιμα κατά την αξιολόγηση των αλλαγών στην ακαμψία του ιστού με την πάροδο του χρόνου. Η ελαστογραφία διατμητικού κύματος χρησιμοποιεί έναν μορφοτροπέα που μπορεί να εκτελέσει μια συγκεκριμένη εργασία κατά την παροχή και λήψη ενός υπερηχητικού σήματος, επιτρέποντάς του να μετρήσει έναν ορισμένο βαθμό ακαμψίας. Αυτό το καθιστά μια πιο περίπλοκη και προηγμένη τεχνολογία. Επί του παρόντος, είναι μια σημαντικά πιο ακριβή επιλογή και δεν είναι πάντα χρήσιμη κατά τον προσδιορισμό της ακαμψίας του ιστού χρησιμοποιώντας την παραδοσιακή προσέγγιση χειροκίνητης συμπίεσης. [43] [28]



Εικόνα 48: Παραδείγματα ελαστογραφίας στην υπερηχογραφία [28]

10.2.1 Τεχνικές ελαστογραφίας με υπερήχους

Η ελαστογραφία παραμόρφωσης (SE) και η απεικόνιση καταπόνησης με ώθηση ακουστικής ακτινοβολίας (ARFI) είναι οι δύο μέθοδοι για την απεικόνιση παραμόρφωσης που χρησιμοποιούν τεχνολογία υπερήχων.

Strain imaging

Η τεχνική διέγερσης μπορεί να διαιρέσει περαιτέρω την ελαστογραφία παραμόρφωσης:

1) Στην πρώτη τεχνική, ο ηχοβολέας υπερήχων χρησιμοποιείται από τον χειριστή για τη χειροκίνητη συμπίεση του ιστού. Για τη μέτρηση της ελαστικότητας σε πιο βαθιά τοποθετημένα όργανα όπως το ήπαρ, η χειροκίνητη συμπίεση είναι δύσκολη, αλλά λειτουργεί μάλλον καλά για επιφανειακά όργανα όπως ο θυροειδής και ο μαστός.

2) Στη δεύτερη προσέγγιση διέγερσης, η μετατόπιση ιστού παράγεται από εσωτερική φυσιολογική κίνηση ενώ ο υπερηχητικός μετατροπέας διατηρείται ακίνητος. Αυτή η τεχνική μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αξιολόγηση των πιο βαθιά τοποθετημένων οργάνων, επειδή δεν εξαρτάται από τη συμπίεση που χορηγείται μόνο επιφανειακά.

Shear wave imaging

Το SWI χρησιμοποιεί μια δυναμική τάση για να παράγει κύματα διάτμησης σε παράλληλες ή κάθετες διαστάσεις σε αντίθεση με την απεικόνιση παραμόρφωσης, η οποία αναλύει τη μετατόπιση φυσικού ιστού παράλληλα με την εφαρμοζόμενη κανονική τάση. Τόσο οι ποιοτικές όσο και οι ποσοτικές εκτιμήσεις της ελαστικότητας των ιστών μπορούν να ληφθούν από τη μέτρηση της ταχύτητας του κύματος διάτμησης. Για το SWI, υπάρχουν πλέον τρεις τεχνικές μέθοδοι: Η ελαστογραφία σημειακής διάτμησης (pSWE), η 1D-TE (1-Dimensional Transient Elastography) και η 2D-SWE (2-Dimensional Shear Wave Elastography) είναι τρεις τύποι ελαστογραφίας διατμητικού κύματος.

1D Transient Elastography

Ένα σύστημα 1D-TE που ονομάζεται FibroScan™ για την αξιολόγηση του ήπατος ήταν το πρώτο σύστημα SWI που ήταν εμπορικά διαθέσιμο. Είναι η πιο δημοφιλής και καλά επικυρωμένη μέθοδος για την αξιολόγηση της ηπατικής ίνωσης και οι κλινικοί γιατροί τη χρησιμοποιούν συχνά.

Point shear wave elastography

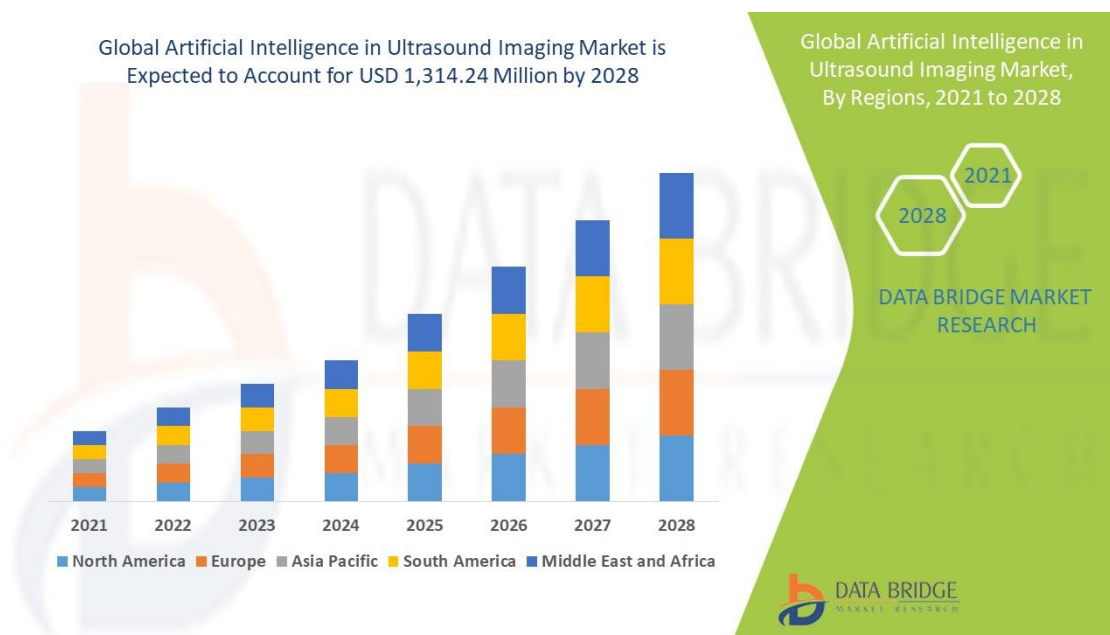
Παρόμοια με την απεικόνιση στελέχους ARFI, αυτή η μέθοδος χρησιμοποιεί ARFI για να προκαλέσει μετατόπιση ιστού προς την κανονική κατεύθυνση σε ένα μόνο εστιακό σημείο. Η ίδια η μετατόπιση ιστού δεν μετρείται, σε αντίθεση με την απεικόνιση στελέχους ARFI. Αντίθετα, με την απορρόφηση της ακουστικής ενέργειας, ένα μέρος των διαμήκων κυμάτων που παράγονται από το ARFI μετατρέπονται σε διατμητικά κύματα.

Two-dimensional (2D) Shear wave elastography

Η πιο πρόσφατη τεχνική SWI που εκμεταλλεύεται τη δύναμη της ακουστικής ακτινοβολίας είναι η δισδιάστατη (2D) SWE. Σε αντίθεση με την απεικόνιση καταπόνησης ARFI και το pSWE, που χρησιμοποιούν ένα μόνο εστιακό σημείο, πολλές εστιακές ζώνες ερωτώνται γρήγορα, πιο γρήγορα από την ταχύτητα του κύματος διάτμησης. Ως αποτέλεσμα, σχηματίζεται ένας σχεδόν κυλινδρικός κώνος κύματος διάτμησης, που επιτρέπει την παρακολούθηση 2D σε πραγματικό χρόνο των κυμάτων διάτμησης για την ανάπτυξη ποσοτικών ελαστογραμμάτων και τον προσδιορισμό της ταχύτητας του διατμητικού κύματος. Υπάρχουν σήμερα εμπορικά διαθέσιμα συστήματα που χρησιμοποιούν 2D - Τεχνολογία SWE: Acoustic Structure Quantification™ της Toshiba, Shear Wave Elastography της SuperSonic Imagine, Shear Wave Elastography της Philips και Virtual Touch™ Imaging Quantification της Siemens.[28]

10.3 Τεχνητή νοημοσύνη

Σε σύγκριση με άλλες τεχνικές διαγνωστικής απεικόνισης, η υπερηχογραφική απεικόνιση είναι ανώτερη επειδή είναι άνετη, μη επεμβατική και παρέχει δεδομένα άμεσα. Ωστόσο, το κύριο μειονέκτημα του υπερηχογραφήματος είναι ότι ο χειριστής που σαρώνει την περιοχή στόχο καθορίζει την ποιότητα της εικόνας. Αναπόφευκτα, θα παραχθούν διαφορετικά τεχνουργήματα, τα οποία συχνά βλάπτουν την ποιότητα της εικόνας. Η τεχνητή νοημοσύνη μπορεί επομένως να βοηθήσει στην επίλυση αυτών των προβλημάτων, τα οποία στη συνέχεια θα αυξήσουν την ποιότητα της εικόνας και θα επιτρέψουν πιο ακριβή διαγνωστικά αποτελέσματα. Οι κακοήθεις ασθένειες που προηγουμένως ήταν δύσκολο να διαγνωστούν εντοπίζονται τώρα πιο εύκολα χάρη στην τεχνητή νοημοσύνη. Πιο συγκεκριμένα, με τη χρήση μηχανικής μάθησης, το υπερηχογράφημα μαστού μπορεί αυτόματα να κατηγοριοποιήσει τον προσανατολισμό και τη μορφή της περιοχής ενδιαφέροντος. Μπορούμε πιο καθαρά να δούμε και να ποσοτικοποιήσουμε τυχόν οζίδια του θυρεοειδούς που μπορεί να υπάρχουν χάρη στο υπερηχογράφημα θυρεοειδούς. Η τεχνητή νοημοσύνη βοηθά στη λήψη εικόνων για δισδιάστατα ηχοκαρδιογραφήματα που ορίζονται σαφώς στο υπερηχογράφημα καρδιάς. Είναι επίσης δυνατό να μετρηθεί με μεγαλύτερη ακρίβεια το πάχος της καρωτίδας. Τέλος, η απεικόνιση και ο ποσοτικός προσδιορισμός μπορούν να γίνουν κατά τη διάρκεια ενός υπερηχογραφήματος εγκυμοσύνης για τη διάγνωση τυχόν ανωμαλιών του ισχίου που μπορεί να έχουν εμφανιστεί σε όλη την ανάπτυξη του εμβρύου. [44]



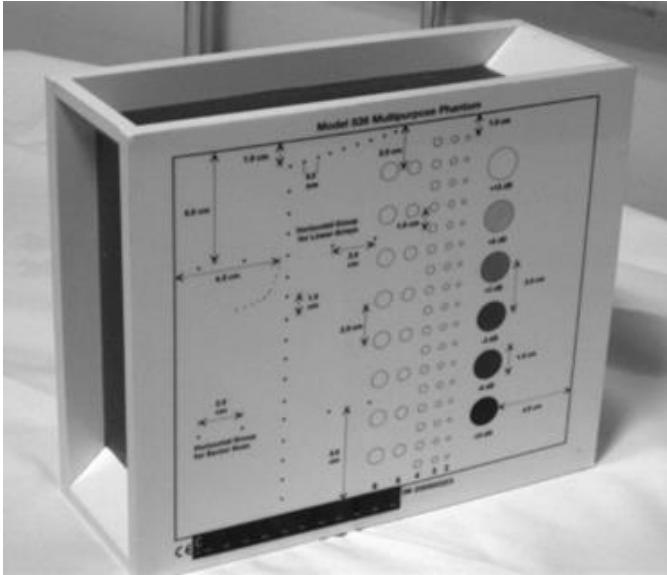
Εικόνα 49: Μελλοντική εξέλιξη της τεχνητής νοημοσύνης στην υπερηχογραφία [45]

Οι εξελισσόμενες τεχνικές υπερήχων συνεχίζουν να ωθούν τα όρια του τι μπορεί να επιτευχθεί με αυτήν τη μη επεμβατική μέθοδο απεικόνισης. Αυτές οι καινοτομίες δίνουν τη δυνατότητα στους επαγγελματίες υγείας να κάνουν πιο ενημερωμένες διαγνώσεις, να βελτιώσουν τη φροντίδα των ασθενών και να εξερευνήσουν νέους δρόμους για έρευνα και θεραπεία σε ένα ευρύ φάσμα ιατρικών ειδικοτήτων.

11.ΣΤΑΤΙΣΤΙΚΗ ΜΕΛΕΤΗ ΠΡΟΤΥΠΩΝ ΕΛΕΓΧΟΥ

11.1 Εισαγωγή στην μελέτη

Μια εικόνα από ένα διαγνωστικό υπερηχογράφημα μπορεί να προσφέρει σημαντικές πληροφορίες για τον εντοπισμό και τη θεραπεία ορισμένων ασθενειών και παθήσεων. Σκοπός αυτής της ερευνητικής μελέτης (Oglat, A.A. 2022) είναι η αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας και της ακρίβειας του συστήματος απεικόνισης υπερήχων προκειμένου να διασφαλιστεί η ποιότητα της διάγνωσης και να τροποποιηθούν οι ρυθμίσεις διείσδυσης προκειμένου να μειωθεί ο αριθμός των επαναλαμβανόμενων σαρώσεων και των περιόδων συντήρησης που απαιτούνται κατά τη διάρκεια των ερευνητικών πειραμάτων. Σε αυτό το πείραμα, μετρήθηκαν η διακριτική ικανότητα (αξονική και πλευρική) και οι εστιακές ζώνες. Επιπλέον, ένα ευέλικτο ομοίωμα (phantom) 539 [36], χρησιμοποιήθηκε για να κάνει όλες τις μετρήσεις σε διάφορα βάθη για την αξιολόγηση. Για τη λήψη των μετρήσεων χρησιμοποιήθηκαν δύο ξεχωριστοί ηχοβολείς, ο ένας καμπύλος και ο άλλος γραμμικός (επίπεδος). Χρησιμοποιήθηκαν ηλεκτρονικοί παχύμετροι για τη λήψη και τη δοκιμή των εικόνων υπερήχων, καθώς και όλων των μετρήσεων και των φωτογραφιών που ελήφθησαν για την ανάγνωση των εκτιμήσεων και των παρατηρήσεων. Το γεγονός ότι οι ρυθμίσεις διείσδυσης διέφεραν ανάλογα με τα βάθη του ομοιώματος υποδηλώνει ότι το βάθος είχε επίδραση στον τρόπο σχηματισμού της εικόνας υπερήχων. Επιπλέον, ανακαλύφθηκε ότι όλες οι μετρήσεις εμπίπτουν στην εγκεκριμένη (τυπική) τιμή και ότι η πραγματική τιμή προσδιορίστηκε από τη δημιουργία του ομοιώματος μετά από σύγκριση των καταγεγραμμένων μετρήσεων και αποτελεσμάτων. Η απόδοση και η ακρίβεια της συσκευής απεικόνισης υπερήχων ελέγχθηκε στο τρέχον πείραμα χρησιμοποιώντας διασφάλιση ποιότητας ομοίωμα προσομοίωσης ιστού. Το ομοίωμα (phantom) βοηθά στη μέτρηση των δομών σε υποστηρικτικό περιβάλλον προσομοιώνοντας τα ακουστικά χαρακτηριστικά του γνήσιου ιστού. Οποιοσδήποτε αλλαγές απόδοσης λαμβάνουν χώρα κατά τη διάρκεια της τυπικής διάρκειας ζωής των στοιχείων του συστήματος απεικόνισης μπορούν να ανιχνευθούν από το σύστημα απεικόνισης. Ως αποτέλεσμα, ο χρόνος που απαιτείται για επαναλαμβανόμενες σαρώσεις και η διάρκεια συντήρησης μπορεί να μειωθεί με έλεγχο ρουτίνας εξέτασης. Τα συστήματα διαγνωστικής απεικόνισης και ομοιώματα που μιμούνται ιστούς βαθμονομούνται σε θερμοκρασία δωματίου (23 °C). Ως αποτέλεσμα, οι μετρήσεις πρέπει να γίνονται σε θερμοκρασία δωματίου. Αντίθετα, η δοκιμή πραγματοποιείται χρησιμοποιώντας ένα ομοίωμα πολλαπλών χρήσεων (ομοίωμα phantom539) που έχει κατασκευαστεί για να παρέχει στον χειριστή έναν ολοκληρωμένο τρόπο αξιολόγησης της ικανότητας της γραμμικής διάταξης, της δακτυλιοειδούς διάταξης, του τομέα, της συστοιχίας φάσεων και της διαγνωστικής διαδικασίας. Κατά τη διεξαγωγή αυτής της ερευνητικής μελέτης, είναι σημαντικό να κατανοήσουμε αρκετές βασικές λειτουργίες του εξοπλισμού υπερήχων. Αυτά τα χαρακτηριστικά ισχύουν σε μεγάλο βαθμό για όλες τις ιατρικές συσκευές υπερήχων. Μια απλή, εμπειρισταωμένη μέθοδος για την αξιολόγηση των συστημάτων απεικόνισης σε όλο το φάσμα των συχνοτήτων θεραπευτικής απεικόνισης (2 MHz έως 18 MHz) είναι το πολυλειτουργικό ομοίωμα 539. Αυτό είναι κατασκευασμένο με συνδυασμό χαρακτηριστικών στόχων προσομοίωσης ιστού διαφόρων μεγεθών και αντιθέσεων, καθώς και στόχων γραμμής μονού νήματος για τη μέτρηση της απόστασης. Μια πλήρης ομάδα στόχος μπορεί να φανεί σε μία προβολή χάρη στην κάθετη ευθυγράμμιση των αντικειμένων-στόχων που μοιάζουν με κύστες. Τα τεχνουργήματα που προκαλούνται από παραμόρφωση, σκίαση ή αύξηση ελαχιστοποιούνται, καθώς οι δομές στόχου και το υλικό φόντου έχουν πανομοιότυπες ακουστικές ιδιότητες. Προσφέρονται έξι στόχοι κλίμακας του γκρι με επίπεδα αντίθεσης μεταξύ +15 και 15 dB για τη δοκιμή της δυναμικής απεικόνισης εύρους του συστήματος και των δυνατοτήτων επεξεργασίας κλίμακας του γκρι. [29]



Εικόνα 50: Πολλαπλών χρήσεων phantom μοντέλο 539 [31]

11.2 Μεθοδολογία

Οι πληροφορίες και τα δεδομένα από το ομοίωμα συλλέχθηκαν χρησιμοποιώντας ανιχνευτές συζευγμένους με έναν κλινικό σαρωτή υπερήχων. Το ομοίωμα τοποθετήθηκε σε ένα κατάλληλο επίπεδο τραπέζι και οι ανιχνευτές τοποθετήθηκαν σε μια κινητή πλατφόρμα ανιχνευτή. Για να αποφευχθεί η πίεση του ηχοβολέα στο TMM, ο ηχοβολέας κρατήθηκε στην κατάλληλη γωνία (διαγώνια) και χαμήλωσε σχεδόν στην επιφάνεια του ομοιώματος. Οι εγκάρσιες και διαμήκεις εικόνες λαμβάνονται ως μέρος της διαδικασίας αξιολόγησης του TMM in-vitro ερευνών προκειμένου να γίνει διάγνωση και να επαληθευτεί η δυνατότητα εφαρμογής του TMM για πρόσθετες εφαρμογές, όπως μπλοκαρίσματα. Σε αυτή την εργασία, χρησιμοποιήθηκαν δύο διακριτοί ανιχνευτές, καμπύλοι και γραμμικοί. Οι συχνότητες του κυρτού καθετήρα εκτείνονται από 2 έως 5 MHz για να φιλοξενήσουν ασθενείς διαφορετικών μεγεθών και σχημάτων. Αυτή είναι η μέση λύση μεταξύ τομέων και γραμμικών σαρωτών. Όταν βρίσκεστε πιο μακριά από τον ηχοβολέα, η πυκνότητα των γραμμών σάρωσης μειώνεται. Επιπλέον, υψηλές συχνότητες 7 MHz χρησιμοποιούνται συχνά με τον γραμμικό ανιχνευτή. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα ηχητικά κύματα που είναι παράλληλα μεταξύ τους και μια εικόνα που είναι ορθογώνια. Σε όλα τα επίπεδα ιστού, το πλάτος της εικόνας και η ποσότητα των γραμμών σάρωσης είναι το ίδιο. Το πλεονέκτημα αυτού είναι ότι έχει ισχυρή διακριτική ικανότητα κοντινού πεδίου. Η αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα του συστήματος υπερήχων αξιολογήθηκαν στο πρώτο πείραμα. Ο εξοπλισμός που χρησιμοποιείται σε αυτό το μέρος περιλαμβάνει ομοιώματα μοντέλου 539 (εικόνα 50) με επίπεδους και καμπυλωτούς ηχοβολείς, παχύρρευστο τζελ σύζευξης και ομοίωμα 1 και 2 (μοντέλο 539). Το phantom τοποθετήθηκε με την επιφάνεια σάρωσης 1 σε μια επιφάνεια καθαρισμένης στολής για να ξεκινήσει η διαδικασία. Στην επιφάνεια σάρωσης απλώθηκε αρκετό παχύρρευστο τζελ. Οι ρυθμίσεις του εργαλείου, όπως η αντιστάθμιση κέρδους χρόνου (TGC), η έξοδος και άλλες, χρησιμοποιήθηκαν για τον καθορισμό τυπικών τιμών για τη σάρωση ενός φυσιολογικού ήπατος. Η μονάδα απολαβής άλλαξε μετά τη λήψη μιας φωτογραφίας της χαμηλότερης θέσης του ομοιώματος (κάτω). Για να ληφθούν μετρήσεις, η εικόνα στην οθόνη ήταν παγωμένη. Τέλος, το αρχείο διασφάλισης ποιότητας ενημερώθηκε για να αντικατοπτρίζει τις παρατηρήσεις. Ωστόσο, χρησιμοποιώντας τις επιφάνειες σάρωσης 2 καθώς και τα δύο είδη ηχοβολέων, τα

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

προαναφερθέντα βήματα επαναλήφθηκαν για τα υπόλοιπα βάθη. Στο δεύτερο πείραμα μετρήθηκε η εστιακή ζώνη του συστήματος απεικόνισης υπερήχων. Σε αυτή τη μελέτη, χρησιμοποιήθηκαν μέθοδοι υπερήχων που χρησιμοποιούν επίπεδους και καμπυλωτούς ηχοβολείς, παχύρρευστο ζελέ σύζευξης, phantom 1. Στο πρώτο βήμα, το ομοίωμα καθαρίστηκε, η επιφάνεια σάρωσης 1 χρησιμοποιήθηκε για την εξομάλυνση της επιφάνειας, η ζεύγη ζεύξης εφαρμόστηκε ελεύθερα στο πρόσωπο σάρωσης, η έξοδος του εξοπλισμού ρυθμίστηκε και οι τυπικές τιμές σάρωσης ήπατος ορίστηκαν χρησιμοποιώντας TGC. Η μονάδα προσαρμογής κέρδους ορίστηκε μετά τη σάρωση του άκρου του ομοιώματος. Μέχρι να ληφθεί μια καθαρή εικόνα, ο ηχοβολέας πέρασε μέσα από το κατακόρυφο σύμπλεγμα γραμμών σημείων. Χρησιμοποιήθηκαν πολλές ρυθμίσεις εστιακής ζώνης για έναν ηχοβολέα μεταβλητής εστίασης για τη σάρωση του ομοιώματος. Στην τυπωμένη έκδοση της εικόνας, σχεδιάστηκε η γραμμή που συνδέει το κάτω μέρος των ηχών που ανακτήθηκαν από τα σημεία γραμμής (και στις δύο πλευρές) και εντοπίστηκε το στενότερο τμήμα. Μετρήθηκαν το βάθος και το πλάτος της εστιακής ζώνης και τα αποτελέσματα καταγράφηκαν σε μητρώο ποιοτικού ελέγχου. [29]

11.3 Αποτελέσματα

Για την ανάπτυξη προϊόντων, τον έλεγχο ποιότητας και τη λήψη ρυθμιστικών αποφάσεων, είναι απαραίτητες οι τυποποιημένες διαδικασίες δοκιμής ποιότητας εικόνας, καθώς αυτές οι διαδικασίες απαιτούν συχνά άμεσες συγκρίσεις απόδοσης μεταξύ διαμορφώσεων σχεδίασης ή τελικών προϊόντων συσκευών. Η μικρότερη απόσταση μεταξύ αντικειμένων που η υπερηχητική ενέργεια μπορεί να διακρίνει παράλληλα με το ίχνος ηχούς είναι γνωστή ως αξονική διακριτική ικανότητα. Επιπλέον, η συχνότητα του ηχοβολέα έχει τη μεγαλύτερη επίδραση σε αυτό. Χρησιμοποιήθηκε για να ελέγξει την ικανότητα του ομοιώματος να επαληθεύει τις κουκκίδες (καλώδια) ξεχωριστά και για την ικανότητά του να ανιχνεύει κύστες και να τις μετράει με ακρίβεια. Ενώ η μικρότερη απόσταση μεταξύ δύο σημείων ή κλινικά διακριτών ιστών είναι γνωστή ως πλευρική διακριτική ικανότητα, η ενέργεια των υπερήχων μπορεί να διαφοροποιηθεί σε επίπεδο κάθετο στην ενέργεια υπερήχων. Τόσο για καμπύλες όσο και για επίπεδους ή γραμμικούς ανιχνευτές, ο παρακάτω πίνακας (Πίνακας 6) εμφανίζει την πραγματική απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα.[29]

Αξονική διακριτική ικανότητα (mm)	Πλευρική διακριτική ικανότητα (mm)
A1 = 5.0	A1 = 5.0
A2 = 4.0	A2 = 4.0
A3 = 3.0	A3 = 3.0
A4 = 2.0	A4 = 2.0

Πίνακας 6: Η πραγματική απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα [29]


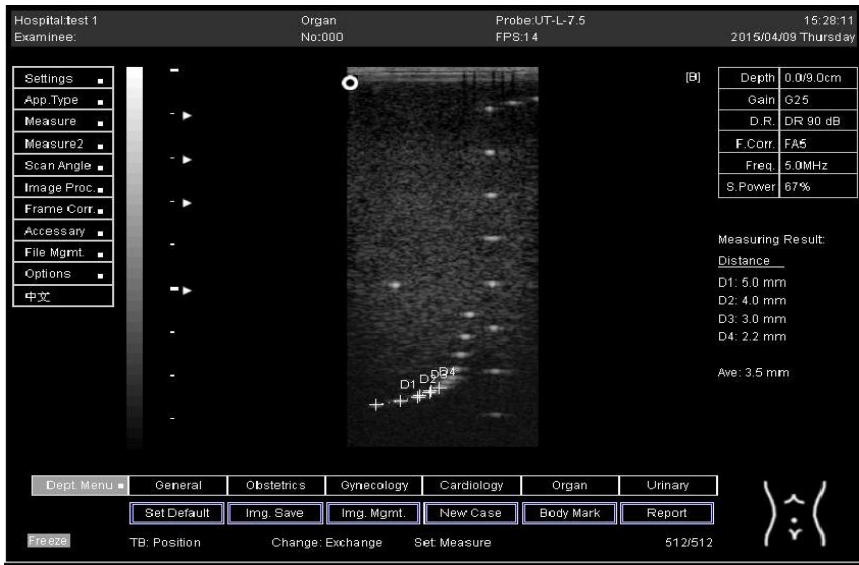
**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Ο ηχοβολέας φαίνεται σε αντιπροσωπευτικές υπερηχητικές και φωτοακουστικές εικόνες που καταγράφηκαν σε ομοιώματα συστοιχίας συμπαγούς νήματος. Τα αποτελέσματα των δοκιμών αξονικής και πλευρικής διακριτική ικανότητα για το ομοίωμα 1 στην επιφάνεια 1 έδειξαν ότι η χρήση ενός καθετήρα καμπύλης για τη μέτρηση της απόστασης δεν ήταν προβληματική (Πίνακας 7). Ωστόσο, η μέτρηση μπορεί να ληφθεί μόνο με επίπεδο ή γραμμικό αισθητήρα σε ρύθμιση 9,0 cm. Σε βάθη 5,0, 6,0 και 7,0 cm, οι αξονικές και πλευρικές διακριτικές ικανότητες δεν μπορούν να μετρηθούν (Πίνακας 8). Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι δεν μπορεί να φτάσει αρκετά βαθιά για να φωτογραφίσει την εικόνα που μοιάζει με νεφρό στο φάντασμα. Η εικόνα που μοιάζει με νεφρό βρισκόταν στο phantom 1 περίπου σε βάθος 6,0 cm ή 60,0 mm από την επιφάνεια 1, όπως μάθαμε από την προηγούμενη δοκιμή. [29]

Βάθος (cm)	Απόσταση (mm)	
	Αξονική διακριτική ικανότητα	Πλευρική διακριτική ικανότητα
14.0	A1=4.6 A2=3.9 A3=3.2 A4=1.9	A1= 5.1 A2=4.1
16.0	A1=5.2 A2=3.9 A3=2.9	A1=5.0 A2=4.0
18.0	A1=4.9 A2=4.0 A3=3.1	A1=5.0 A2=3.8
24.0	A1=4.7 A2=4.1 A3=3.2	A1=5.0 A2=4.2

Πίνακας 7: Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 14.0, 16.0, 18.0 και 24.0 cm. βάθος για τον αισθητήρα καμπύλης στην επιφάνεια 1. [29]

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Βάθος (cm)	Διάγραμμα	Απόσταση (mm)
5.0	Η οριζόντια απόσταση δεν μπορεί να μετρηθεί για την εικόνα αυτού του βάθους	-
6.0	Η οριζόντια απόσταση δεν μπορεί να μετρηθεί για την εικόνα αυτού του βάθους	-
7.0	Η οριζόντια απόσταση δεν μπορεί να μετρηθεί για την εικόνα αυτού του βάθους	-
9.0	<p align="center">Αξονική διακριτική ικανότητα</p> 	<p align="center">A1=4.9 A2=4.1 A3=3.1 A4=2.2</p>
9.0	<p align="center">Πλευρική διακριτική ικανότητα</p> 	<p align="center">A1=5.0 A2=4.0 A3=3.0 A4=2.2</p>

Πίνακας 8. Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 5.0, 6.0, 7.0 και 9.0 cm. βάθος για επίπεδο αισθητήρα στην επιφάνεια 1. [29]

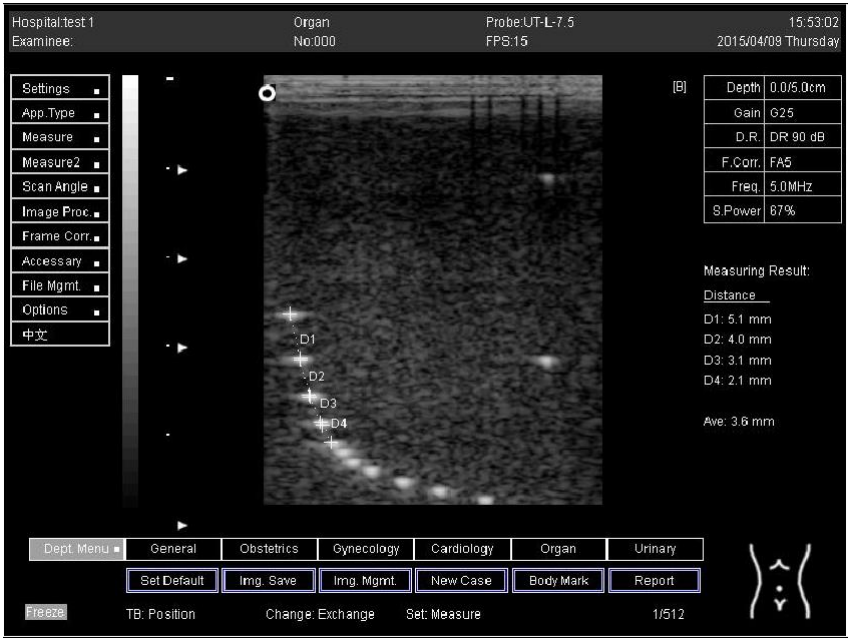
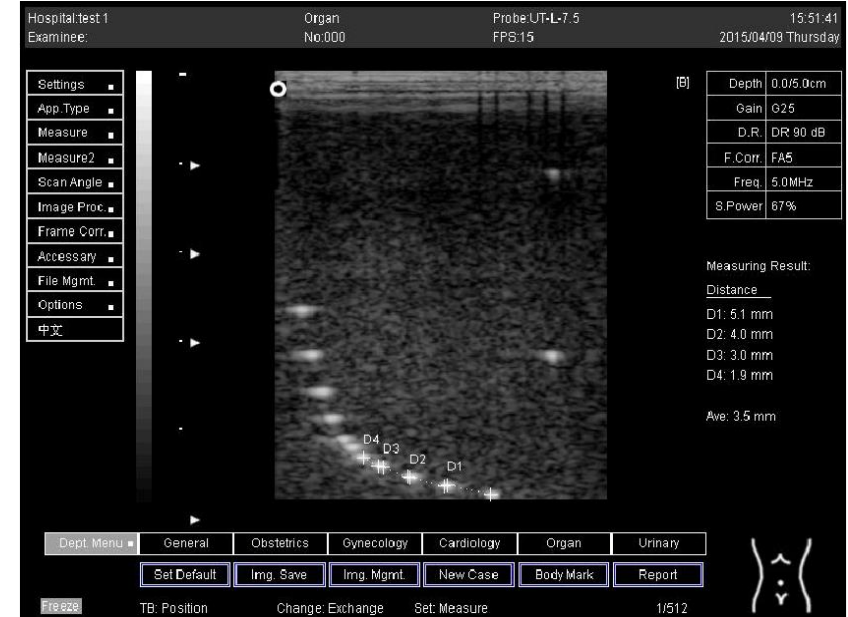
**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Για την επιφάνεια 2, τόσο ένας επίπεδος όσο και ένας καμπύλος καθετήρας χρησιμοποιήθηκαν για κάθε μέτρηση. Όταν οι αποστάσεις που ελήφθησαν για αξονικές και πλευρικές αναλύσεις συγκρίθηκαν με τις αποστάσεις που αναφέρονται στον ανιχνευτή από τον κατασκευαστή, η απόκλιση ήταν ελάχιστη, μετρώντας κατά μέσο όρο 0,2 mm.

Βάθος (cm)	Απόσταση (mm)	
	Αξονική διακριτική ικανότητα	Πλευρική διακριτική ικανότητα
14.0	A1=5.0 A2=4.0 A3=2.9	A1= 5.0 A2=4.1
16.0	A1=4.8 A2=4.0 A3=3.0	A1=4.8 A2=3.9
18.0	A1=5.0 A2=4.0 A3=3.0	A1=5.0 A2=4.0
24.0	A1=5.0 A2=4.1 A3=2.9	A1=4.7 A2=3.9

Πίνακας 9: Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 14.0, 16.0, 18.0 και 24.0 cm. βάθος για τον αισθητήρα καμπύλης στην επιφάνεια 2. [29]

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Βάθος (cm)	Διάγραμμα	Απόσταση (mm)
5.0	<p align="center">Αξονική διακριτική ικανότητα</p>  <p>Measuring Result: Distance D1: 5.1 mm D2: 4.0 mm D3: 3.1 mm D4: 2.1 mm Ave: 3.6 mm</p>	<p>A1=5.1 A2=4.0 A3=3.1 A4=2.1</p>
	<p align="center">Πλευρική διακριτική ικανότητα</p>  <p>Measuring Result: Distance D1: 5.1 mm D2: 4.0 mm D3: 3.0 mm D4: 1.9 mm Ave: 3.5 mm</p>	<p>A1=5.1 A2=4.0 A3=3.0 A4=1.9</p>

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

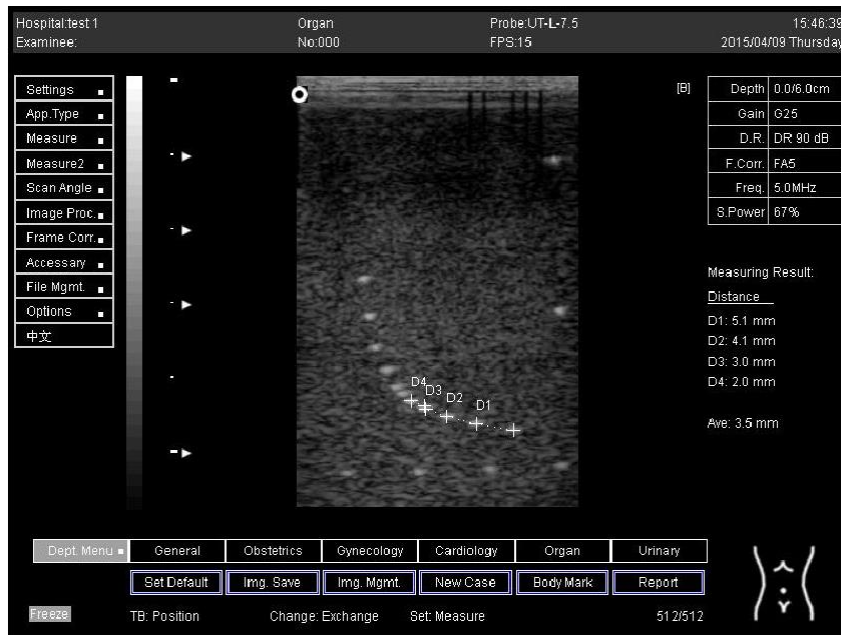
Αξονική διακριτική ικανότητα



A1=4.9
A2=4.0
A3=3.1
A4=1.9

6.0

Πλευρική διακριτική ικανότητα



A1=5.1
A2=4.1
A3=3.0
A4=2.0

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

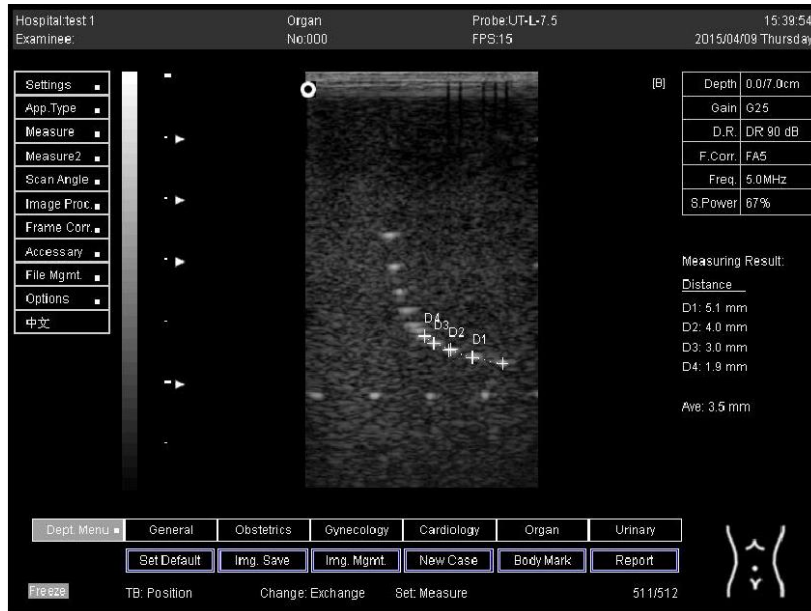
Αξονική διακριτική ικανότητα



A1=5.0
A2=3.9
A3=2.9
A4=2.2

7.0

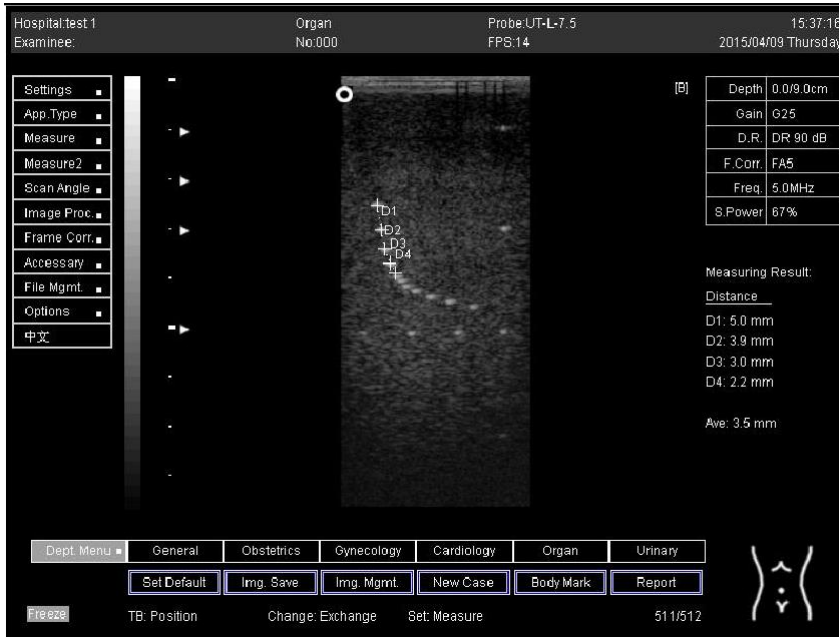
Πλευρική διακριτική ικανότητα



A1=5.1
A2=4.0
A3=3.0
A4=1.9

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

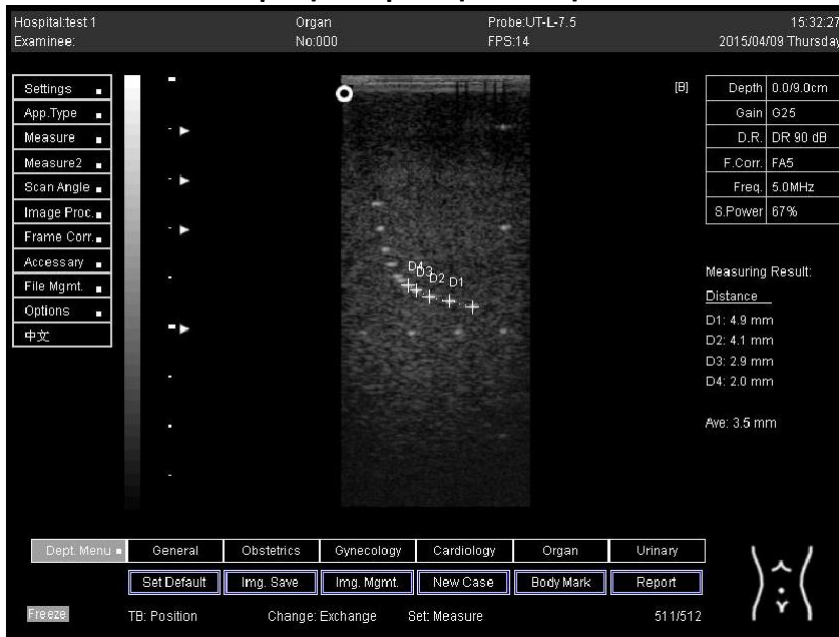
Αξονική διακριτική ικανότητα



A1=5.1
A2=4.0
A3=3.0
A4=1.9

9.0

Πλευρική διακριτική ικανότητα

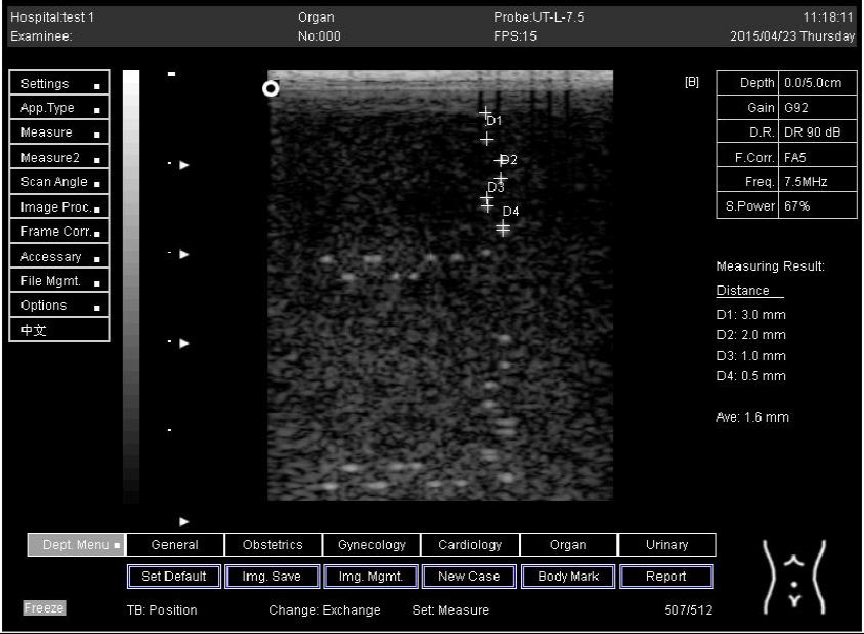
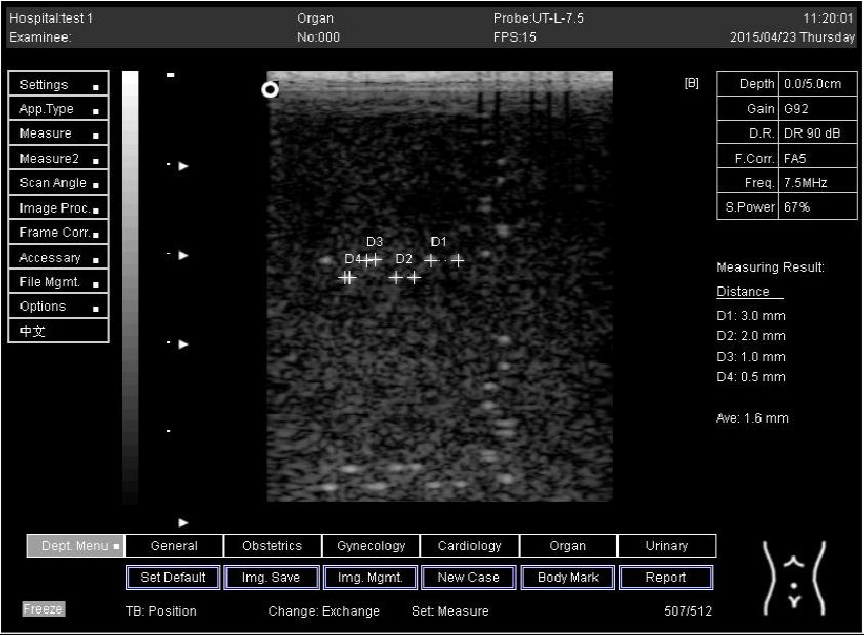


A1=4.9
A2=4.1
A3=2.9
A4=2.0

Πίνακας 10: Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 5.0, 6.0, 7.0 και 9.0 cm. βάθος για επίπεδο αισθητήρα στην επιφάνεια 2. [29]

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Μόνο γραμμικοί ανιχνευτές χρησιμοποιήθηκαν στο ομοίωμα 2. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι το ομοίωμα 2 είναι μικρότερο από το ομοίωμα 1 και η ρύθμιση διείσδυσης του γραμμικού ανιχνευτή ήταν χαμηλότερη από αυτή του ανιχνευτή καμπύλης. Ένας γραμμικός ανιχνευτής είναι επομένως πιο κατάλληλος για ομοίωμα. Οι μετρήσεις αξονικής και πλευρικής διακριτικής ικανότητας εξακολουθούσαν να είναι κάτω από μια αποδεκτή τιμή σύμφωνα με τα δεδομένα από το ομοίωμα 2, όπως αποδεικνύεται από το γεγονός ότι η ποσοστιαία διαφορά μεταξύ των πραγματικών αποστάσεων ήταν μικρότερη από 2%.

Βάθος (cm)	Διάγραμμα	Απόσταση (mm)
5.0	<p align="center">Αξονική διακριτική ικανότητα</p> 	<p>A1=3.0 A2=2.0 A3=1.0 A4=0.5</p>
5.0	<p align="center">Πλευρική διακριτική ικανότητα</p> 	<p>A1=3.0 A2=2.0 A3=1.0 A4=0.5</p>

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Αξονική διακριτική ικανότητα

Hospital: test 1 Organ Probe: UT-L-7.5 11:11:36
Examinee: No: 000 FPS: 15 2015/04/23 Thursday

Settings ▾
App. Type ▾
Measure ▾
Measure2 ▾
Scan Angle ▾
Image Proc. ▾
Frame Corr. ▾
Accessory ▾
File Mgmt. ▾
Options ▾
中文

Depth 0.0/6.0cm
Gain G92
D.R. DR 90 dB
F.Corr. FA5
Freq. 7.5MHz
S.Power 67%

Measuring Result:
Distance
D1: 3.0 mm
D2: 2.0 mm
D3: 1.0 mm
D4: 0.6 mm
Ave: 1.6 mm

Dept. Menu ▾ General Obstetrics Gynecology Cardiology Organ Urinary
Set Default Img. Save Img. Mgmt. New Case Body Mark Report

Freeze TB: Position Change: Exchange Set: Measure 50 2/512

A1=3.0
A2=2.0
A3=1.0
A4=0.6

6.0

Πλευρική διακριτική ικανότητα

Hospital: test 1 Organ Probe: UT-L-7.5 11:14:17
Examinee: No: 000 FPS: 15 2015/04/23 Thursday

Settings ▾
App. Type ▾
Measure ▾
Measure2 ▾
Scan Angle ▾
Image Proc. ▾
Frame Corr. ▾
Accessory ▾
File Mgmt. ▾
Options ▾
中文

Depth 0.0/6.0cm
Gain G92
D.R. DR 90 dB
F.Corr. FA5
Freq. 7.5MHz
S.Power 67%

Measuring Result:
Distance
D1: 3.0 mm
D2: 2.0 mm
D3: 1.0 mm
D4: 0.6 mm
Ave: 1.6 mm

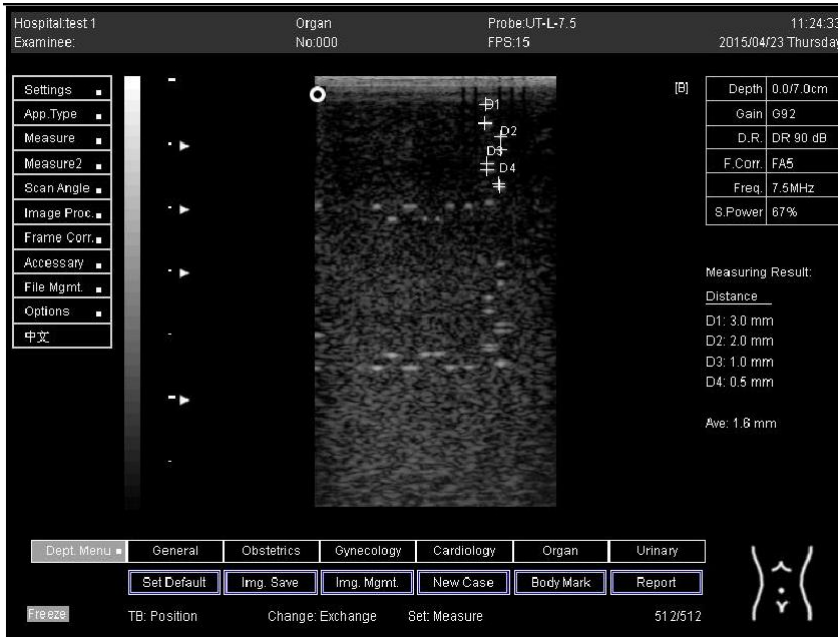
Dept. Menu ▾ General Obstetrics Gynecology Cardiology Organ Urinary
Set Default Img. Save Img. Mgmt. New Case Body Mark Report

Freeze TB: Position Change: Exchange Set: Measure 50 2/512

A1=3.0
A2=2.0
A3=1.0
A4=0.6

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

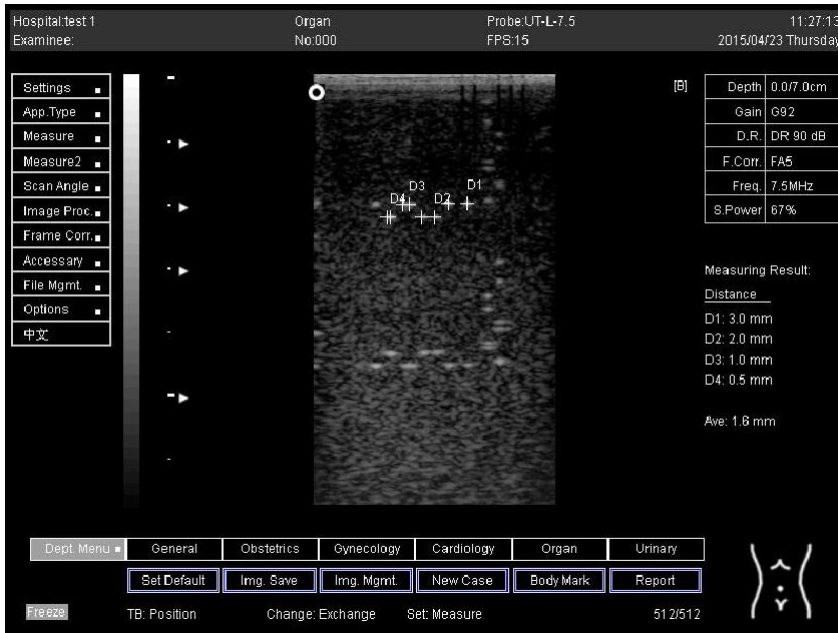
Αξονική διακριτική ικανότητα



A1=3.0
A2=2.0
A3=1.0
A4=0.5

7.0

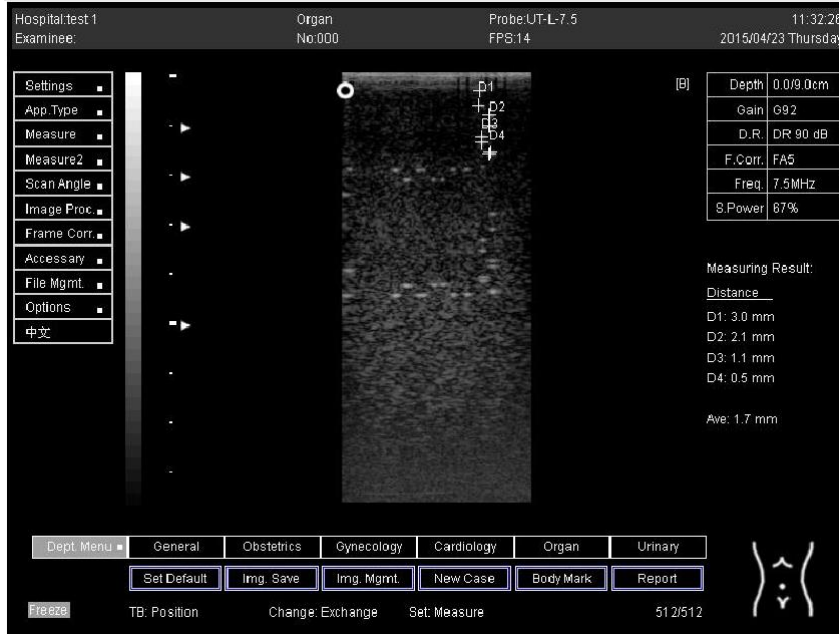
Πλευρική διακριτική ικανότητα



A1=3.0
A2=2.0
A3=1.0
A4=0.5

**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

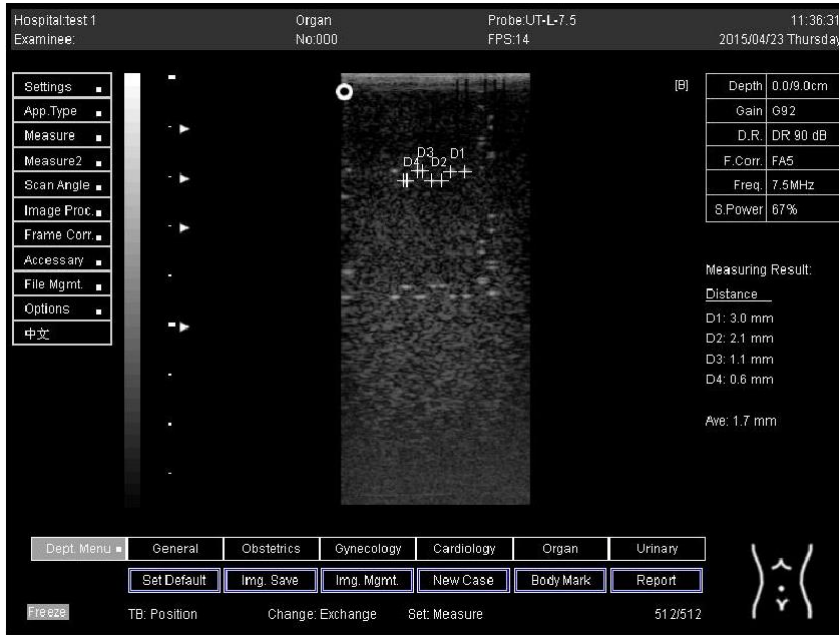
Αξονική διακριτική ικανότητα



A1=3.0
A2=2.1
A3=1.1
A4=0.5

9.0

Πλευρική διακριτική ικανότητα



A1=3.0
A2=2.1
A3=1.1
A4=0.6

Πίνακας 11: Η απόσταση για αξονική και πλευρική διακριτική ικανότητα σε mm για βάθος 5.0, 6.0, 7.0 και 9.0 cm. βάθος για επίπεδο αισθητήρα στο ομοίωμα 2. [29]

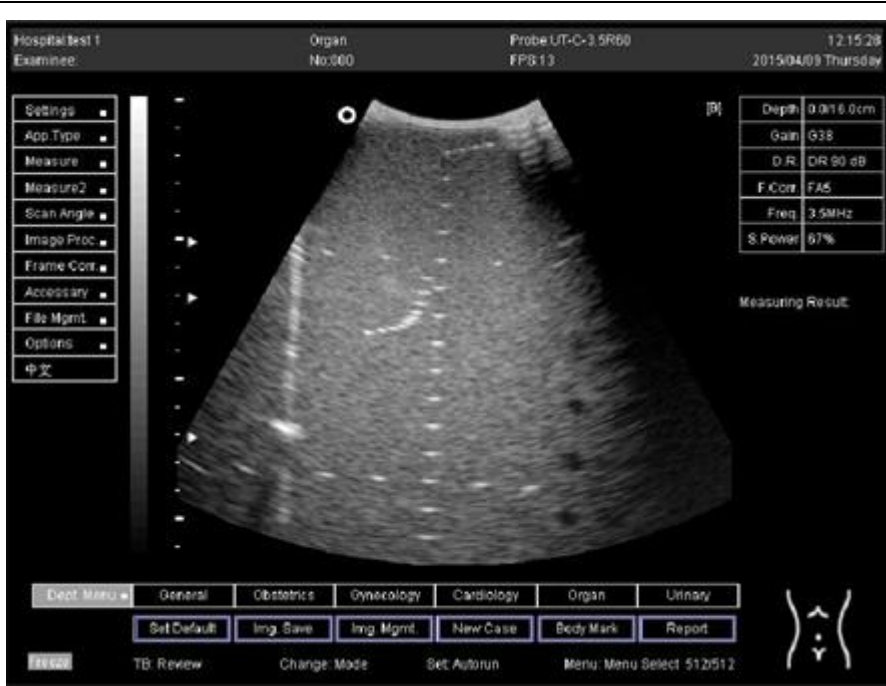
**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**

Το βάθος στόχου στο ομοίωμα είχε ελάχιστη επίδραση στην κατακόρυφη διακριτική ικανότητα. Ωστόσο, το βάθος του ομοιώματος προκάλεσε την αύξηση του μεγέθους του σημείου κάθετης διακριτικής ικανότητας. Ο μη γραμμικός (με συχνότητα) συντελεστής ακουστικής εξασθένησης του phantom, ο οποίος μειώνει το εύρος ζώνης με το βάθος διάδοσης, είναι υπεύθυνος για αυτό το φαινόμενο. Ωστόσο, οι εικόνες υπερήχων είχαν συγκρίσιμη πλευρική διακριτική ικανότητα. Αυτό οφείλεται στο γεγονός ότι και οι δύο εικόνες υπερήχων μεταδόθηκαν χρησιμοποιώντας τεχνολογία επιπέδου-κύματος, καθιστώντας τη διαμόρφωση δέσμης λήψης τον μόνο παράγοντα που επηρέασε την πλευρική διακριτική ικανότητα. Από την άλλη πλευρά, μια εστιακή ζώνη στην υπερηχογραφία ορίζεται ως η απόσταση κατά μήκος του άξονα δέσμης ενός εστιασμένου συγκροτήματος ηχοβολέα από το σημείο όπου η περιοχή δέσμης γίνεται για πρώτη φορά ίση με τέσσερις φορές την εστιακή περιοχή. Με απλά λόγια, η εστιακή ζώνη μπορεί επίσης να περιγραφεί ως η περιοχή στη δέσμη υπερήχων που έχει τη μικρότερη διάμετρο δέσμης και όπου ο χρήστης θα έχει την καλύτερη πλευρική ή πλευρική διακριτική ικανότητα. Είναι η περιοχή του ηχοβολέα όπου η ηχητική δέσμη εστιάζεται πιο έντονα και όπου η υπό εξέταση περιοχή θα δώσει την καλύτερη εικόνα. Ωστόσο, οι εστιακές ζώνες επιτρέπουν πολλαπλά σημεία εστίασης. Καθώς ο αριθμός των εστιακών ζωνών αυξάνεται, ο ρυθμός καρτέ θα μειωθεί και η εικόνα θα ανανεώνεται αργά. Αυτό προσφέρει την καλύτερη πλευρική διακριτική ικανότητα. Τα αποτελέσματα δείχνουν γιατί υπάρχει διαφορά σε κάθε βάθος. Καθώς το βάθος αυξάνεται, η εστιακή ζώνη αλλάζει στο κάτω σημείο των κουκκίδων. Ως εκ τούτου, η διείδυση αυξάνεται με το βάθος, και ως εκ τούτου η εστιακή ζώνη αλλάζει στο χαμηλότερο σημείο. Σε αυτό το μέρος της δοκιμής, βρέθηκε η εστιακή ζώνη κατά μήκος της κάθετης γραμμής. Ωστόσο, αυτό δεν μπορεί να γίνει για τις ρυθμίσεις βάθους 5,0 και 6,0 cm με γραμμικούς ανιχνευτές. Αυτό οφείλεται στη διείδυση με χρήση βάθους. Επιπλέον, όπως είναι γνωστό, η εστιακή ζώνη έχει την καλύτερη πλευρική ή πλάγια διακριτική ικανότητα. [29]

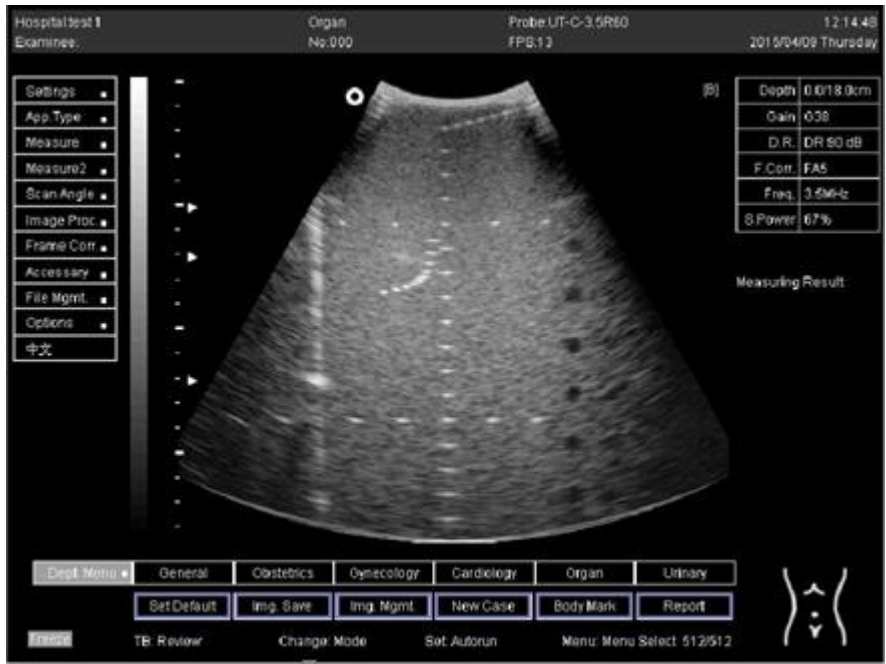
Βάθος (cm)	Διάγραμμα
14.0	

ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ

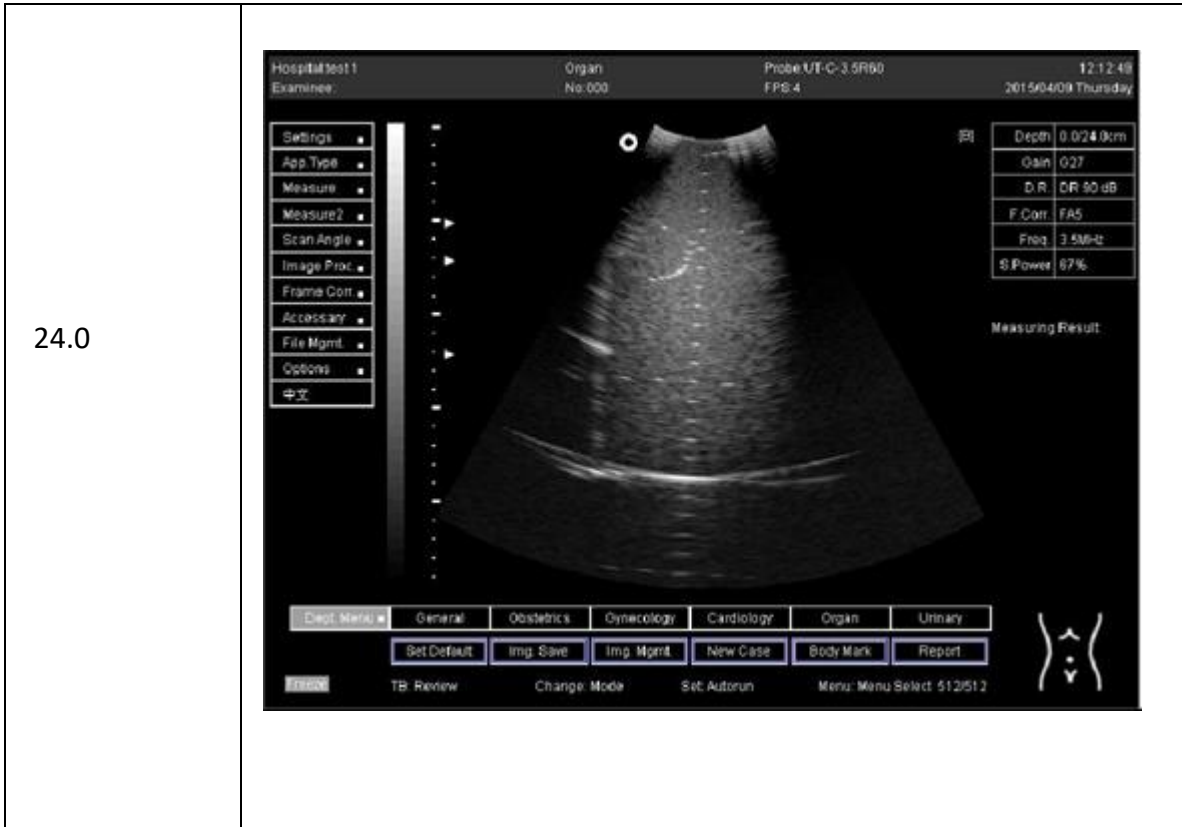
16.0



18.0



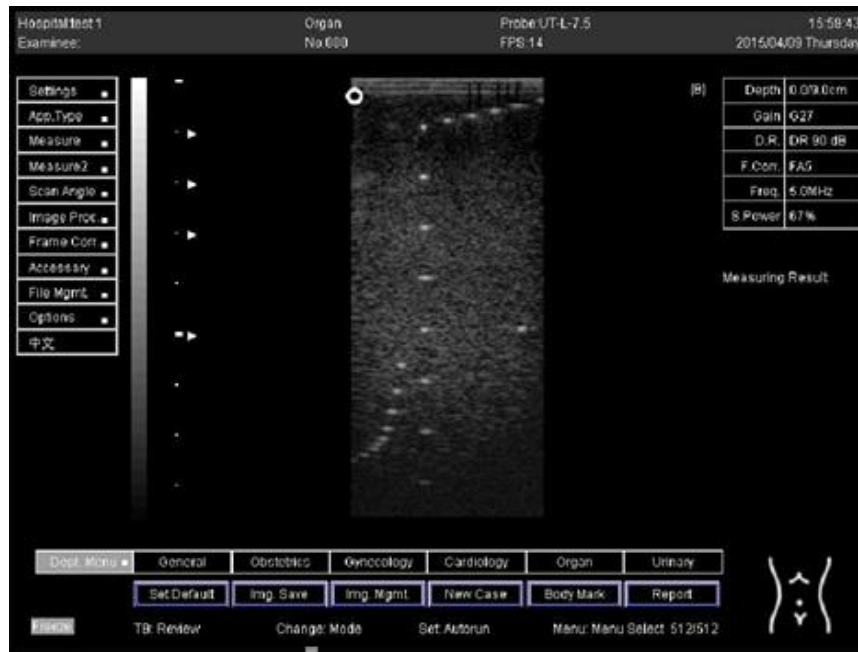
**ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ**



Πίνακας 12: Εικόνες που λήφθηκαν για προσδιορισμό εστιακής ζώνης σε διαφορετικό βάθος για αισθητήρα καμπύλης. [29]

Βάθος (cm)	Διάγραμμα
5.0	Η οριζόντια απόσταση δεν μπορεί να μετρηθεί για την εικόνα αυτού του βάθους
6.0	Η οριζόντια απόσταση δεν μπορεί να μετρηθεί για την εικόνα αυτού του βάθους
7.0	

9.0



Πίνακας 13: Εικόνες που λήφθηκαν για προσδιορισμό εστιακής ζώνης σε διαφορετικό βάθος για γραμμικό ανιχνευτή. [29]

11.4 Συμπέρασμα Μελέτης

Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι το νούμερο που έθεσε ο κατασκευαστής του μηχανήματος είναι εξαιρετικά ακριβές. Ακόμα κι αν το αποτέλεσμα και η πραγματική απόσταση διέφεραν κάπως, αυτή η απόκλιση εμπίπτει στο εύρος των αποδεκτών τιμών. Αρκετά λάθη, συμπεριλαμβανομένου του σφάλματος χειριστή μέτρησης, μπορεί να οδηγήσαν σε αυτήν την παραλλαγή. Επομένως, η ρύθμιση βάθους σε ένα ιατρικό μηχάνημα υπερήχων επηρεάζει τη διείσδυση πριν επηρεάσει την εικόνα. Με άλλα λόγια, όσο μεγαλώνει η διείσδυση τόσο μεγαλώνει και το βάθος. Οι αξονικές και πλευρικές διακριτικές ικανότητες είναι συνήθως σημαντικά στοιχεία για τον έλεγχο της ακρίβειας της δοκιμής απόστασης. Συνοπτικά, η τεχνολογία υπερήχων είναι άψογη και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ακριβή διάγνωση ενός κλινικού στόχου. Για να διασφαλιστεί ότι το εργαλείο υπερήχων είναι σε κατάσταση λειτουργίας, θα πρέπει να λαμβάνονται συχνοί έλεγχοι βαθμονόμησης και μέτρα ελέγχου ποιότητας.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Η υπερηχογραφία αποτελεί ένα αναπόσπαστο κομμάτι της σύγχρονης ιατρικής πρακτικής, παρέχοντας στους ιατρούς και τους ερευνητές ένα ισχυρό εργαλείο για την ανίχνευση, τη διάγνωση και την παρακολούθηση νόσων. Οι εξελίξεις στην τεχνολογία της υπερηχογραφίας έχουν επιτρέψει την παραγωγή ακριβέστερων εικόνων και την αύξηση των δυνατοτήτων της στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης. Τα πρότυπα ελέγχου στην υπερηχογραφία αντιπροσωπεύουν την προσπάθειά μας να διασφαλίσουμε ότι η υπερηχογραφία παραμένει αξιόπιστη, ακριβής και ασφαλής. Αυτά τα πρότυπα καλύπτουν μια ευρεία γκάμα αξιολογήσεων, διαδικασιών και κατευθυντήριων γραμμών, που εξετάζουν την απόδοση των συστημάτων υπερηχογραφίας, την ποιότητα των εικόνων και την τήρηση των προτύπων ασφάλειας. Όπως ήδη έχουμε αναφέρει ο σκοπός αυτής της διπλωματικής εργασίας ήταν η παρουσίαση των προτύπων ελέγχου ποιότητας συστημάτων υπερηχογραφίας, ταυτόχρονα και η κατανόηση της αρχής λειτουργίας των υπερήχων και η ιστορική αναδρομή τους, των δομών ενός συστήματος υπερηχογραφίας αλλά και αναφορά στην συνεχή εξέλιξη στον τομέα της υπερηχογραφίας. Συγκεκριμένα, η εργασία χωρίστηκε σε έντεκα κεφάλαια. Το πρώτο κεφάλαιο αναφέρεται στην ιστορική αναδρομή και τις εξελίξεις των υπερήχων καθ' όλη την διάρκεια των χρόνων. Στην συνέχεια, στο δεύτερο και τρίτο κεφάλαιο αναλύεται η αρχή λειτουργίας των υπερήχων και πως η διάδοση τους μέσα στους ιστούς μπορεί να επηρεάσει την δέσμη των υπερήχων. Ακολουθώντας, από το τέταρτο μέχρι το έκτο κεφάλαιο γίνεται αναφορά στους διαφόρους τύπους υπερηχογραφίας, στους διαχωρισμούς τους αλλά επίσης τεκμηριώνεται η μονάδα σύστημα υπερηχογραφίας και από τι δομείται. Προχωρώντας παρακάτω, από το έβδομο μέχρι και το ένατο κεφάλαιο που αποτελούν και το βασικό θέμα της διπλωματικής εργασίας, γίνεται ενδελεχής αναφορά στα πρότυπα ελέγχου ποιότητας στην υπερηχογραφία, όπως η σωστή βαθμονόμηση του μόνιτορ, ο τρόπος καθαρισμού και απολύμανσης του συστήματος αλλά και των επιμέρους τμημάτων του, επίσης αναφέρεται η ανάγκη τα πρότυπα ελέγχου να πραγματοποιούνται ημερήσια, τακτικά και περιοδικά. Στην συνέχεια, στο δέκατο κεφάλαιο επισημαίνονται οι εξελίξεις στην υπερηχογραφία. Τέλος, στο τελευταίο κεφάλαιο γίνεται μελέτη σχετικά με τα πρότυπα ελέγχου ενός συστήματος υπερηχογραφίας με την βοήθεια ομοιώματος και παρατηρούνται οι τιμές και οι εικόνες που δίνονται αφού γίνει έλεγχος των παραμέτρων εικόνας ενός υπερήχου. Συμπερασματικά, η υπερηχογραφία και η εφαρμογή των ελέγχων προτύπου αποτελούν θεμελιώδες μέρος της ιατρικής απεικόνισης. Αποτελούν τη διασφάλιση της ακρίβειας της διάγνωσης και της ασφάλειας των ασθενών, και διαδραματίζουν κεντρικό ρόλο στην εξέλιξη της ιατρικής πρακτικής.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- [1] Nadrljanski M, Murphy A, Bell D, et al. History of ultrasound in medicine. Reference article, Radiopaedia.org doi:<https://doi.org/10.53347/rID-8660>
- [2] Dietrich CF, Bolondi L, Duck F, et al. History of Ultrasound in Medicine from its birth to date (2022), on occasion of the 50 Years Anniversary of EFSUMB. A publication of the European Federation of Societies for Ultrasound In Medicine and Biology (EFSUMB), designed to record the historical development of medical ultrasound. Med Ultrason 2022; doi: <http://dx.doi.org/10.11152/mu-3757>
- [3] Nadrljanski M, Murphy A, Bell D, et al. Physical principles of ultrasound. Reference article, Radiopaedia.org <https://doi.org/10.53347/rID-8663>
- [4] Ορφανουδάκης, Σ. and Μαριάς, Κ.,. Βασικές αρχές υπέρηχων. [ebook] <https://www.csd.uoc.gr/~hy571/NOTES/ultrasound.pdf> (πρόσβαση 10 Σεπτεβρίου 2023)
- [5] Cheng J, Dixon A, Vajuhudeen Z, et al. Reflection. Reference article, Radiopaedia.org doi: <https://doi.org/10.53347/rID-55789>
- [6] Τσαντής, Σ. Αρχές φυσικής και τεχνολογίας της διαγνωστικής υπερηχογραφίας [Προπτυχιακό εγχειρίδιο]. Κάλλιπος, Ανοικτές Ακαδημαϊκές Εκδόσεις. <https://hdl.handle.net/11419/5978> ISBN:978-960-603-212-7
- [7] O'Gorman P, Murphy A, Knipe H, et al. Refraction. Reference article, Radiopaedia.org doi: <https://doi.org/10.53347/rID-46913>
- [8] O'Gorman P, Chieng R, Rock P, et al. Scattering (ultrasound). Reference article, Radiopaedia.org doi:<https://doi.org/10.53347/rID-46466>
- [9] ΠΑΠΑΣΤΕΡΓΙΟΥ, Α., (2020). Ανάπτυξη πρωτότυπης φορητής διάταξης για την υπερηχογραφική απεικόνιση της καρωτίδας. Εθνικό Μετσόβιο Πολυτεχνείο Σχολή Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Μηχανικών Υπολογιστών Τομέας Συστημάτων Μετάδοσης Πληροφορίας και Τεχνολογίας Υλικών. [ebook] https://dspace.lib.ntua.gr/xmlui/bitstream/handle/123456789/51638/%CE%94%CE%B9%CF%80%CE%BB%CF%89%CE%BC%CE%B1%CF%84%CE%B9%CE%BA%CE%AE_%CE%B5%CF%81%CE%B3%CE%B1%CF%83%CE%AF%CE%B1_%CE%91%CE%B8%CE%B7%CE%BD%CE%AC_%CE%A0%CE%B1%CF%80%CE%B1%CF%83%CF%84%CE%AD%CF%81%CE%B3%CE%B9%CE%BF%CF%85.pdf?sequence=1 (πρόσβαση 8 Σεπτεβρίου 2023)
- [10] Hacking C, Absorption (ultrasound). Reference article, Radiopaedia.org doi: <https://doi.org/10.53347/rID-53764>
- [11] Carroll D, Chieng R, Bell D, et al. Attenuation (ultrasound). Reference article, Radiopaedia.org doi: <https://doi.org/10.53347/rID-67529>

- [12] Δημητριάδης, Κ., (2017). Επεξεργασία και Ανάλυση Εικόνων Υπερήχων Β - Mode. Ανοικτό Πανεπιστήμιο Κύπρου Σχολή Θετικών και Εφαρμοσμένων Επιστημών. [ebook] <https://dkorthosurgery.com/wp-content/uploads/%CE%9C%CE%B5%CF%84%CE%B1%CF%80%CF%84%CF%85%CF%87%CE%B9%CE%B1%CE%BA%CE%AE-%CE%94%CE%B9%CE%B1%CF%84%CF%81%CE%B9%CE%B2%CE%AE-%CE%9A%CF%85%CF%81%CE%B9%CE%AC%CE%BA%CE%BF%CF%82-%CE%94%CE%B7%CE%BC%CE%B7%CF%84%CF%81%CE%AF%CE%B1%CE%B4%CE%B7%CF%82-%CE%95%CF%80%CE%B5%CE%BE%CE%B5%CF%81%CE%B3%CE%B1%CF%83%CE%AF%CE%B1-%CE%BA%CE%B1%CE%B9-%CE%B1%CE%BD%CE%AC%CE%BB%CF%85%CF%83%CE%B7-%CE%B5%CE%B9%CE%BA%CF%8C%CE%BD%CF%89%CE%BD-%CF%85%CF%80%CE%B5%CF%81%CE%AE%CF%87%CF%89%CE%BD-US-%CE%92-mode-%CE%94%CE%B5%CE%BA%CE%AD%CE%BC%CE%B2%CF%81%CE%B9%CE%BF%CF%82-2017-1.pdf> (πρόσβαση 13 Σεπτεβρίου 2023)
- [13] Nadrljanski M, Bell D, Murphy A, et al. Piezoelectric effect. Reference article, Radiopaedia.org doi: <https://doi.org/10.53347/rID-8661>
- [14] E. Boni, A. C. H. Yu, S. Freear, J. A. Jensen and P. Tortoli, "Ultrasound Open Platforms for Next-Generation Imaging Technique Development," in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control doi: <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2018.2844560>
- [15] Carroll D, Bell D, Murphy A, Grey scale imaging (ultrasound). Reference article, Radiopaedia.org doi: <https://doi.org/10.53347/rID-67640>
- [16] S. Shomaji, A. Basak, S. Mandal, R. Karam, and S. Bhunia, "A wearable carotid ultrasound assembly for early detection of cardiovascular diseases," doi: <https://doi.org/10.1109/HIC.2016.7797686>
- [17] Carroll D, Murphy A, Bell D, et al. M-mode (ultrasound). Reference article, Radiopaedia.org doi: <https://doi.org/10.53347/rID-66511>
- [18] <https://ecgwaves.com/topic/m-mode-motion-mode-echocardiography/> (πρόσβαση 18 Σεπτεβρίου 2023)
- [19] Carroll D, Bickle I, Chieng R, et al. Color flow Doppler (ultrasound). Reference article, Radiopaedia.org doi: <https://doi.org/10.53347/rID-67339>
- [20] <https://www.cirsinc.com/products/ultrasound/zerdine-hydrogel/doppler-ultrasound-flow-phantom/> (πρόσβαση 16 Σεπτεβρίου 2023)
- [21] Whittingham, Tony & Martin, Kevin., (2019). Transducers and beam forming. <https://doi.org/10.1201/9781138893603-3>
- [22] Κουτσούρης Δ., Νικήτα Κ., Παυλόπουλος Σ., ΙΑΤΡΙΚΑ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΑ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ, 1η Βελτιωμένη Έκδοση ISBN: 978-618-221-009-3

[23] Φενέκου, Ειρήνη, Τεχνικές διαμόρφωσης της δέσμης στην σύγχρονη υπερηχογραφία, Πανεπιστήμιο Δυτικής Αττικής, Τμήμα Μηχανικών Βιοϊατρικής
<http://dx.doi.org/10.26265/polynoe-128>

[24] Kitamura F, Murphy A, Hacking C, et al. Time gain compensation. Reference article, Radiopaedia.org doi: <https://doi.org/10.53347/rID-30427>

[25] Siemens Medical Solutions USA, Inc., www.siemens.com/healthcare ACUSON S1000 ACUSON S2000 ACUSON S3000, Σύστημα διαγνωστικού υπερηχογράφου, Οδηγίες χρήσης (πρόσβαση 24 Σεπτεβρίου 2023)

[26] Grazhdani, H., David, E., Ventura Spagnolo, O. et al. Quality assurance of ultrasound systems: current status and review of literature. J Ultrasound 21, 173–182 (2018).
<https://doi.org/10.1007/s40477-018-0304-7>

[27] www.philips.com/healthcare healthcare@philips.com : Φροντίδα και καθαρισμός των συστημάτων υπερήχων και των ηχοβολέων 4535 618 30021_A/795 * AUG 2015 - el-GR (πρόσβαση 26 Σεπτεβρίου 2023)

[28] Jürgen K. Willmann, M.D. Department of Radiology, Molecular Imaging Program at Stanford, School of Medicine, Stanford University, 300 Pasteur Drive, Room H1307, Stanford, CA 94305-5621.

[29] Oglat, A.A. Performance Evaluation of an Ultrasonic Imaging System Using Tissue-Mimicking Phantoms for Quality Assurance. Biomimetics 2022, 7, 130 . doi: <https://doi.org/10.3390/biomimetics7030130>

[30] <https://www.e-ultrasonography.org/journal/Figure.php?xn=usg-13021.xml&id=>
(πρόσβαση 28 Σεπτεβρίου 2023)

[31] <https://www.cirsinc.com/products/ultrasound/zerdine-hydrogel/multi-purpose-multi-tisse-ultrasound-phantom/>
(πρόσβαση 22 Σεπτεβρίου 2023)

[32] Bilal Malik, Robin Terry, James Wiskin, Mark Lenox, Quantitative transmission ultrasound tomography: Imaging and performance characteristics; doi: <https://doi.org/10.1002/mp.12957>

[33] Goodsitt MM, Carson PL, Witt S, Hykes DL, Kofler JM Jr. Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures. Report of AAPM Ultrasound Task Group No. 1. Med Phys. Aug;25(8):1385-406. doi: <https://doi.org/10.1118/1.598404>. PMID: 9725125.

[34] Dong-Min Kim ,Su-Kang Park ,Sang-Geon Park, A Study on the Performance Evaluation Criteria and Methods of Abdominal Ultrasound Devices Based on International Standards; doi: <https://doi.org/10.3390/safety7020031>

ΠΡΟΤΥΠΑ ΕΛΕΓΧΟΥ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΨΗΦΙΑΚΩΝ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΤΙΚΩΝ
ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ

[35] X. Zhou, D. A. Kenwright, S. Wang, J. A. Hossack and P. R. Hoskins, "Fabrication of Two Flow Phantoms for Doppler Ultrasound Imaging," in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 64, no. 1, pp. 53-65, Jan. 2017, doi: <https://doi.org/10.1109/TUFFC.2016.2634919>

[36] <https://oncologymedicalphysics.com/ultrasound-image-quality/>
(πρόσβαση 17 Σεπτεβρίου 2023)

[37] Kanauchi, Y.; Hashimoto, M.; Toda, N.; Okamoto, S.; Haque, H.; Jinzaki, M.; Sakakibara, Y. Automatic Detection and Measurement of Renal Cysts in Ultrasound Images: A Deep Learning Approach. Healthcare 2023,11, 484. <https://doi.org/10.3390/healthcare11040484>

[38] <https://radiologykey.com/ultrasound-physics-2/>
(πρόσβαση 21 Σεπτεβρίου 2023)

[39] https://www.researchgate.net/figure/Dead-zone-Nine-echoes-are-positioned-2-10-mm-below-the-scan-surface-with-1-mm-distance_fig1_291598374
(πρόσβαση 25 Σεπτεβρίου 2023)

[40] https://www.researchgate.net/figure/Schematic-diagram-of-the-flow-phantom-illustrating-acquisition-of-Doppler-measurements_fig1_270053607
(πρόσβαση 19 Σεπτεβρίου 2023)

[41] Qinghua Huang, Zhaozheng Zeng, "A Review on Real-Time 3D Ultrasound Imaging Technology", BioMed Research International, vol. 2017, Article ID 6027029, 20 pages, 2017. <https://doi.org/10.1155/2017/6027029>

[42] <https://maternacare.gr/klinikes-plhrofories/progennhtikos-elegxos/3d-yperhxografima/>
(πρόσβαση 28 Σεπτεβρίου 2023)

[43] Ozturk, A., Grajo, J.R., Dhyan, M. et al. Principles of ultrasound elastography. Abdom Radiol 43, 773–785 (2018). <https://doi.org/10.1007/s00261-018-1475-6>

[44] Kim YH. Artificial intelligence in medical ultrasonography: driving on an unpaved road. Ultrasonography. 2021 Jul;40(3):313-317. doi: <https://doi.org/10.14366/usg.21031>

[45] <https://www.databridgemarketresearch.com/reports/global-artificial-intelligence-in-ultrasound-imaging-market>
(πρόσβαση 16 Σεπτεβρίου 2023)