

Α.Τ.Ε.Ι. ΠΑΤΡΩΝ
ΠΑΡΑΡΤΗΜΑ ΑΙΓΙΟΥ
ΣΧΟΛΗ ΕΠΙΣΤΗΜΩΝ ΥΓΕΙΑΣ ΚΑΙ ΠΡΟΝΟΙΑΣ
ΤΜΗΜΑ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

ΠΤΥΧΙΑΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ:

**«Ερευνητικά Πρωτόκολλα Διαγνωστικής Υπερηχογραφίας
στις Ιατρικές Ειδικότητες και τη Φυσικοθεραπεία»**

ΕΥΑΓΓΕΛΟΣ ΑΓΓΕΛΗΣ

**ΕΠΟΠΤΕΥΩΝ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ: Δρ. ΚΩΝΣΤΑΝΤΙΝΟΣ
ΚΟΥΤΣΟΓΙΑΝΝΗΣ**

ΑΙΓΙΟ 2008

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ:

<u>ΠΡΟΛΟΓΟΣ.....</u>	<u>9</u>
<u>ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ.....</u>	<u>11</u>
1.1 ΑΚΟΥΣΤΙΚΗ, ΚΥΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΥΠΕΡΗΧΟΙ.....	11
1.2 ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ.....	18
1.3 ΜΕΤΑΤΡΟΠΕΙΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ.....	18
1.4 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΔΕΣΜΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ.....	22
1.5 ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΙΣΤΩΝ...	28
1.6 ΜΕΘΟΔΟΙ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ ΥΠΕΡΗΧΟΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ.....	37
1.7 ΣΤΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ.....	38
1.8 ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ.....	45
1.9 ΓΕΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ.....	50
1.10 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ.....	55
1.10.1 ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ.....	56
1.10.2 ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗΣ.....	57
1.10.3 ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΕΞΑΣΘΕΝΗΣΗΣ.....	59
1.10.4 ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΑΛΛΗΣ ΠΡΟΕΛΕΥΣΗΣ.....	60
1.11 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟΥΣ ΥΠΕΡΗΧΟΥΣ DOPPLER.....	64

1.12 ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ.....69

1.13 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ.....73

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΘΕΜΕΛΙΩΔΗΣ ΦΥΣΙΚΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ...75

2.1 ΠΑΛΜΙΚΟΙ ΥΠΕΡΗΧΟΙ.....77

2.2 ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ – ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ...78

2.3 ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ – ΙΣΤΟΥ.....81

2.4 ΕΞΑΣΘΕΝΗΣΗ.....81

2.5 ΑΝΑΚΛΑΣΗ.....82

2.6 ΣΚΕΔΑΣΗ.....83

2.7 ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ DOPPLER.....84

2.8 ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΕΝΙΣΧΥΣΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ (ULTRASOUND
CONTRAST AGENTS).....88

**ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΑΑΡΜ/RSNA ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ: Β – ΜΕΘΟΔΟΣ
ΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ: ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΚΑΙ ΝΕΑ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ
.....91**

3.1 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΟΥ Β – ΤΡΟΠΟΥ US.....94

3.2 ΓΕΝΙΚΗ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ ΣΤΟΝ Β – ΤΡΟΠΟ US.....96

3.3 ΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΠΑΛΜΟΥ ΥΠΕΡΗΧΟΥ.....	107
3.4 ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΑΣ ΥΠΕΡΗΧΟΥ.....	110
3.5 ΠΡΟΣΦΑΤΕΣ ΚΑΙΝΟΤΟΜΙΕΣ ΣΤΟΝ Β – ΤΡΟΠΟ US.....	117
3.6 ΑΡΜΟΝΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΙΣΤΟΥ.....	117
3.7 ΧΩΡΙΚΗ ΣΥΝΘΕΤΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ.....	119
3.8 ΕΚΤΕΤΑΜΕΝΗ ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ.....	122
3.9 ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΗ ΔΙΕΓΕΡΣΗ.....	123
3.10 ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΕΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΕΣ.....	129
3.11 ΜΙΚΡΟΓΡΑΦΗΣΗ	130

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ, ΕΓΧΡΩΜΟ POWER DOPPLER ΚΑΙ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ ΣΤΟΝ ΗΠΑΤΟΚΥΤΤΑΡΙΚΟ ΚΑΡΚΙΝΟ (ΗΚΚ): ΣΥΝΘΕΣΗ ΚΑΙ ΠΡΟΤΑΣΗ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ ΔΙΕΞΟΔΟΥ

4.1 ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ ΚΑΙ ΗΚΚ.....	133
--------------------------------	-----

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΗΜΑ ΣΤΗΝ ΚΥΗΣΗ

5.1 ΜΙΑ ΜΙΚΡΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ ΣΤΗΝ ΕΞΕΛΙΞΗ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΤΟΝ ΤΟΜΕΑ ΤΗΣ ΜΑΙΕΥΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΓΥΝΑΙΚΟΛΟΓΙΑΣ.....	142
--	-----

5.2 Η ΕΞΕΛΙΞΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΤΗΝ ΜΑΙΕΥΤΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΓΥΝΑΙΚΟΛΟΓΙΑ.....148

5.3 ΓΙΑΤΙ ΚΑΙ ΠΟΤΕ ΟΙ ΥΠΕΡΗΧΟΙ ΕΦΑΡΜΟΖΟΝΤΑΙ ΣΤΗΝ ΕΓΚΥΜΟΣΥΝΗ.....158

5.4 ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΦΥΛΟΥ ΤΟΥ ΕΜΒΡΥΟΥ ΚΑΤΑ ΤΟ ΠΡΩΤΟ ΤΡΙΜΗΝΟ.....170

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΕΞΕΤΑΣΗ ΜΑΣΤΟΥ.....192

6.1 ΚΑΛΟΗΘΕΙΣ ΑΛΛΟΙΩΣΕΙΣ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ.....196

6.2 ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗ ΔΙΑΦΟΡΟΔΙΑΓΝΩΣΗ ΚΥΣΤΕΩΣ ΚΑΙ ΙΝΟΑΔΕΝΩΜΑΤΟΣ.....199

6.3 ΟΞΕΙΑ ΜΑΣΤΙΤΗΣ.....200

6.4 ΚΑΚΟΗΘΕΙΣ ΑΛΛΟΙΩΣΕΙΣ ΜΑΣΤΟΥ.....200

6.5 ΣΗΜΕΙΑ ΥΠΟΤΡΟΠΗΣ.....203

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ ΣΤΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ.....205

7.1 ΤΕΧΝΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΩΝ.....205

7.2 Η ΔΟΣΟΛΟΓΙΑ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ.....211

7.3 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΕ ΠΑΘΗΣΕΙΣ.....215

7.3.1	ΩΜΟΒΡΑΧΙΟΝΙΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ	216
7.3.2	ΕΠΙΚΟΝΔΥΛΙΤΗΣ	217
7.3.3	ΚΟΞΑΛΓΙΑ	217
7.3.4	ΑΡΘΡΟΠΑΘΕΙΑ ΓΟΝΑΤΟΣ	217
7.3.5	ΑΡΘΡΟΠΑΘΕΙΑ ΚΑΡΠΟΥ Ή ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗΣ ΑΡΘΡΩΣΗΣ	218
7.3.6	ΕΚΦΥΛΙΣΤΙΚΗ ΣΠΟΝΔΥΛΟΑΡΘΡΩΠΑΘΕΙΑ – ΟΣΤΕΟΧΟΝΔΡΩΣΙΣ	218
7.3.7	ΑΥΧΕΝΙΚΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ	219
7.3.8	ΟΣΦΥΟΙΣΧΥΑΛΓΙΑ	219
7.3.9	ΜΥΑΛΓΙΕΣ	220
7.3.10	ΑΓΚΥΛΟΠΟΙΗΤΙΚΗ ΣΠΟΝΔΥΛΑΘΡΙΤΗΣ (ΝΟΣΟΣ ΤΟΥ ΒΕCΗΤΕRΕW)	220
7.3.11	ΚΑΤΑΓΜΑΤΑ	220
7.3.12	ΔΙΑΣΤΡΕΜΜΑΤΑ – ΚΑΚΩΣΕΙΣ – ΑΙΜΑΤΩΜΑΤΑ	221
7.3.13	ΕΞΑΡΘΡΗΜΑΤΑ	221
7.3.14	ΟΥΛΕΣ – ΕΛΚΗ	221
7.4	ΜΕΘΟΔΟΣ ΣΥΝΔΥΑΣΜΟΥ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΜΕ ΠΑΛΜΙΚΑ ΡΕΥΜΑΤΑ	222

7.5	ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΗΣ ΣΥΝΔΥΑΣΤΙΚΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ.....	224
7.6	ΚΥΡΙΑ ΣΗΜΕΙΑ ΚΑΙ ΖΩΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΤΗΣ ΣΥΝΔΥΑΣΤΙΚΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ (ΥΠΕΡΗΧΑ & ΠΑΛΜΙΚΑ ΡΕΥΜΑΤΑ) ΣΤΙΣ ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΤΟΥ ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ.....	225
7.7	ΣΤΟΧΟΙ ΤΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ.....	225
7.7.1	ΠΡΟΥΠΟΘΕΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΙΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΗ ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΙΑ.....	226
7.7.2	ΣΤΑΔΙΟ ΟΞΕΙΑΣ ΦΛΕΓΜΟΝΗΣ.....	234
7.7.3	ΣΤΑΔΙΟ ΑΝΑΠΑΡΑΓΩΓΗΣ	236
7.7.4	ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΤΗΝ ΠΩΡΩΣΗ ΤΩΝ ΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ.....	245
7.7.5	ΕΙΔΟΣ ΕΚΠΟΜΠΗΣ.....	250
7.7.6	ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ.....	252
7.7.7	ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ	254
7.7.8	ΕΝΤΑΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ.....	255
7.7.9	ΧΡΟΝΟΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	257
7.8	ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ.....	259
7.9	ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ.....	260
7.9.1	ΔΟΣΟΛΟΓΙΑ.....	263

7.9.2 ΔΟΣΗ ΣΕ ΣΥΝΕΧΗ ΥΠΕΡΗΧΟ ΜΕ ΣΤΑΘΕΡΗ ΚΕΦΑΛΗ	265
7.9.3 ΧΡΟΝΟΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	266
7.9.4 ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΘΕΡΑΠΕΙΩΝ	266
7.9.5 ΟΔΗΓΙΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	267
7.9.6 ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ	269
7.9.7 ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ	271
7.9.8 ΥΠΕΡΗΧΟΙ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ	272
7.10 ΦΩΝΟΦΟΡΕΣΗ	273
7.10.1 ΑΝΤΙΦΛΕΓΜΟΝΩΔΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΓΗΤΙΚΑ ΠΑΡΑΣΚΕΥΑΣΜΑΤΑ	274
7.10.2 ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΦΩΝΟΦΟΡΕΣΗΣ	275
7.10.3 ΤΕΧΝΙΚΗ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΦΩΝΟΦΟΡΕΣΗΣ	277
7.11 ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ	282
<u>ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ</u>	293
<u>ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ</u>	300

ΠΡΟΛΟΓΟΣ

Εις το παρόν πόνημα ασχολούμεθα με τη θεωρία και τις εφαρμογές της διαγνωστικής υπερηχογραφίας, τόσο στις διάφορες ιατρικές ειδικότητες για διαγνωστικούς κυρίως λόγους και ταυτοποίηση ασθενειών, όσο και στη φυσικοθεραπεία για οπτικοποίηση βιολογικών ιστών και περαιτέρω υπερηχογραφική θεραπεία στις πάσχουσες περιοχές.

Η επιστήμη και η τεχνολογία αναπτύσσεται ραγδαία προσφέροντάς μας στη διαχρονική εξέλιξη περισσότερες επιλογές, τόσο διάγνωσης – όσο και θεραπευτικών σχημάτων, έπειτα από χρήση των επιστημονικών ερευνών και της αρθρογραφίας στη σύγχρονη εφαρμογή διαφοροδιάγνωσης και ηλεκτροθεραπευτικής προσέγγισης.

Αναφερόμεθα στις βασικές αρχές των υπερήχων και τη θεμελιώδη φυσική που τους κάνει τόσο ιδιαίτερους και χρήσιμους στην ιατρική επιστήμη και τη φυσικοθεραπεία. Ιδιαίτερη έμφαση δίνουμε στη β-μέθοδο υπερηχογραφίας της νέας τεχνολογίας και τις τρισδιάστατες απεικονίσεις που εξαγάγονται στις υπολογιστικές οθόνες. Η αρμονική απεικόνιση του ιστού και η χωρική σύνθετη απεικόνιση, αποτελούν την τελευταία επιταγή της τεχνολογικής εξέαρσης.

Επίσης το έγχρωμο Power Doppler της επεμβατικής υπερηχογραφίας στον ηπατοκυτταρικό καρκίνο έστι σημαντικότερη χρηστική εφαρμογή της σημερινής πραγματικότητας. Εφαρμογή της μεθόδου στην κύηση και στην εξέταση μαστού είναι η πιο ανώδυνη λύση που συμβάλει στην υγεία υγεία της μητέρας και του εμβρύου, αλλά και στην πρόληψη ανάπτυξης καλοήθους ή κακοήθους καρκινογέννεσης. Σημαντικότερο έστι το πρώιμο χρονικό διάστημα ανίχνευσης, γιατί η

μεγάλη καθυστέρηση διάγνωσης μπορεί να οδηγήσει σε μη αντιστρεπτές παρεκκλίνουσες καταστάσεις.

Στο τέλος αφού αναλύσουμε την τεχνική θεραπειών και τα τεχνικά χαρακτηριστικά τους, παρουσιάζεται πλήρες θεραπευτικό υπερηχογραφικό πλάνο, καθώς και συνδιαστική μέθοδος με παλμικά ρεύματα, στις κύριες κατηγορίες που αντιμετωπίζονται καθημερινά στη φυσικοθεραπεία. Γίνεται και χρονική ανάλυση των σταδίων εξέλιξης κάποιας φλεγμονής ή νόσου, με αναφορά στην προσαρμοστικότητα των θεραπευτικών σχημάτων. Οι τεχνικές και οι παράμετροι της φωνοφόρησης ολοκληρώνουν την παρούσα ανάλυση, καθώς και ο χρησιμότερος οδηγός ενδείξεων και αντενδείξεων εφαρμογής των υπερήχων.

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η δημιουργία ενός πλήρους χρηστικού οδηγού τη υπερηχογραφίας στις ιατρικές ειδικότητες και με ειδική μνεία στη φυσικοθεραπεία, με τη γνώση και την τεχνολογία που υπάρχει μέχρι τη συγγραφή του παρόντος εγχειριδίου. Ευελπιστούμε η παρούσα δουλειά να αποτελέσει εφαλτήριο για περαιτέρω έρευνες και αναλύσεις για την προαγωγή της επιστήμης σε ανώτερα και πιο εξελιγμένα κλιμάκια, με απώτερο στόχο την προσφορά στην κοινωνία και τον άνθρωπο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1: ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

1.1 ΑΚΟΥΣΤΙΚΗ, ΚΥΜΑΤΙΚΗ ΚΑΙ ΥΠΕΡΗΧΟΙ

Οι υπέρηχοι, όπως και οι ακτίνες X, είναι *κύματα* που μεταφέρουν ενέργεια (όχι ύλη) στο χώρο. Ένα κύμα είναι μια μεταβολή σε κάποιες ποσότητες, γνωστές σαν κυματικές μεταβλητές, που διαδίδεται στο χώρο με μια χαρακτηριστική ταχύτητα. Στην περίπτωση των ακτινών X, οι οποίες μεταφέρουν ηλεκτρομαγνητική ενέργεια και μέσα στο κενό, η ταχύτητα διάδοσης είναι η γνωστή ταχύτητα του φωτός ($c = 3 \times 10^8$ m/sec). Οι υπέρηχοι, που δεν είναι τίποτε άλλο παρά ακουστικά κύματα με συχνότητες μεγαλύτερες από εκείνες στις οποίες είναι ευαίσθητο το ανθρώπινο αυτί (συχνότητες μεγαλύτερες των 20 kHz), διαφέρουν από τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα στο ότι για τη μεταφορά ενέργειας στο χώρο απαιτείται κάποιο μέσο διάδοσης. Η ταχύτητα διάδοσης των υπερήχων (c), και του ήχου γενικότερα, είναι συνάρτηση της πυκνότητας (ρ) και της ελαστικότητας όγκου (K) του μέσου διάδοσης. Συγκεκριμένα:

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

Η ελαστικότητα όγκου είναι το μέτρο της μεταβολής του όγκου ενός υλικού κάτω από μια ορισμένη πίεση, δηλαδή το μέτρο της αντίστασης του υλικού στη συμπίεση. Τυπικές ταχύτητες υπερήχων σε διάφορα βιολογικά και άλλα υλικά δίνονται στον πίνακα 1.1.

ΠΙΝΑΚΑΣ 1.1. Ταχύτητα ήχου σε διάφορα υλικά.

Υλικό	Ταχύτητα (m/sec)
Αέρας	331
Λίπος	1450
Λάδι (castor)	1500
Νερό (50°C)	1540
Μαλακοί ιστοί	1540
Ήπαρ	1550
Αίμα	1570
Μυς	1585
Οστά (κρανίο)	4080
Χαλαζίας (quartz)	5740
Αλουμίνιο	6400

Μια άλλη βασική διαφορά μεταξύ ήχου και διαφόρων μορφών ηλεκτρομαγνητικής ακτινοβολίας είναι ότι τα ακουστικά κύματα είναι *διαμήκη (longitudinal)*, ενώ τα ηλεκτρομαγνητικά κύματα είναι *εγκάρσια (transverse)*. Διαμήκη ονομάζονται τα κύματα, στα οποία οι μεταβολές των κυματικών μεταβλητών είναι στην ίδια κατεύθυνση με την κατεύθυνση διάδοσης του κύματος. Αντίθετα, εγκάρσια ονομάζονται τα κύματα, στα οποία οι κυματικές μεταβλητές μεταβάλλονται κάθετα προς την κατεύθυνση διάδοσης τους. Έτσι, στα ηλεκτρομαγνητικά κύματα, η ένταση του ηλεκτρικού και του μαγνητικού πεδίου μεταβάλλεται κάθετα προς την κατεύθυνση διάδοσης τους. Άλλο γνωστό παράδειγμα εγκαρσίων κυμάτων είναι τα θαλάσσια κύματα.

Αντίθετα, τα ακουστικά κύματα διαδίδονται βάζοντας τα σωματίδια του μέσου διάδοσης σε παλμική κίνηση γύρω από τη θέση ισορροπίας τους και στην κατεύθυνση διάδοσης του κύματος. Στην εικόνα 1.1 φαίνονται διαγραμματικά η στιγμιαία θέση των σωματιδίων του μέσου διάδοσης στο χώρο και η αντίστοιχη πίεση σαν συνάρτηση της απόστασης, καθώς διαδίδεται ένα *συνεχές κύμα (Continuous Wave ή*

CW) υπερήχων. Συνεχές (μη παλμικό) ονομάζεται ένα κύμα μεγάλης διάρκειας, του οποίου οι κυματικές μεταβλητές είναι ημιτονοειδείς συναρτήσεις του χρόνου.

Η περιοδική αυτή αλλαγή στην τιμή μιας κυματικής μεταβλητής, ξεκινώντας από την τιμή της σε κάποια κατάσταση ηρεμίας, φθάνοντας σε μια μέγιστη τιμή, περνώντας από τη μέση τιμή ηρεμίας, κατεβαίνοντας σε μια ελάχιστη τιμή και επιστρέφοντας ξανά στη μέση τιμή ηρεμίας, επαναλαμβάνεται συνεχώς και η κάθε επανάληψη ονομάζεται *κύκλος*. Όταν ο ηχοβολέας σταματήσει να εκπέμπει το συνεχές αυτό κύμα, τα σωματίδια του μέσου διάδοσης επανέρχονται στην αρχική θέση ηρεμίας.

Οι υπέρηχοι, όπως όλα τα κύματα, χαρακτηρίζονται από ορισμένες παραμέτρους. Οι παράμετροι αυτές είναι η συχνότητα, η περίοδος, το μήκος κύματος, η ταχύτητα διάδοσης, το πλάτος κύματος και η ένταση. Η συχνότητα, η περίοδος, το πλάτος κύματος και η ένταση εξαρτώνται από την πηγή των υπερήχων, η ταχύτητα είναι χαρακτηριστική του μέσου διάδοσης και το μήκος κύματος εξαρτάται τόσο από την πηγή των υπερήχων όσο και από το μέσο διάδοσης.

Συχνότητα (f) ονομάζεται ο αριθμός κύκλων μιας κυματικής μεταβλητής ανά sec και εκφράζεται σε μονάδες Hertz (Hz) (1 Hertz =1 κύκλος/sec) ή Megahertz (MHz) (1 MHz = 1.000.000 Hz).

Περίοδος (T) είναι η διάρκεια ενός κύκλου και ισούται με το αντίστροφο της συχνότητας:

$$T = \frac{1}{f} \quad (2)$$

Στη διαγνωστική υπερηχοτομογραφία χρησιμοποιούνται συχνότητες 1-10 MHz, με αντίστοιχες περιόδους 1,00-0,10 μsec ($1 \mu\text{sec} = 10^{-6} \text{ sec}$).

Μήκος κύματος (λ) ονομάζεται το μήκος, στο χώρο, που καταλαμβάνει ένας κύκλος του κύματος. Είναι, δηλαδή, η απόσταση, κατά την κατεύθυνση διάδοσης του κύματος, μεταξύ γειτονικών σωματιδίων του μέσου διάδοσης, που έχουν το ίδιο πλάτος μετατόπισης από τη θέση ηρεμίας (εικ. 1.1). Το μήκος κύματος είναι ίσο με την ταχύτητα μεταφοράς δια τη συχνότητα:

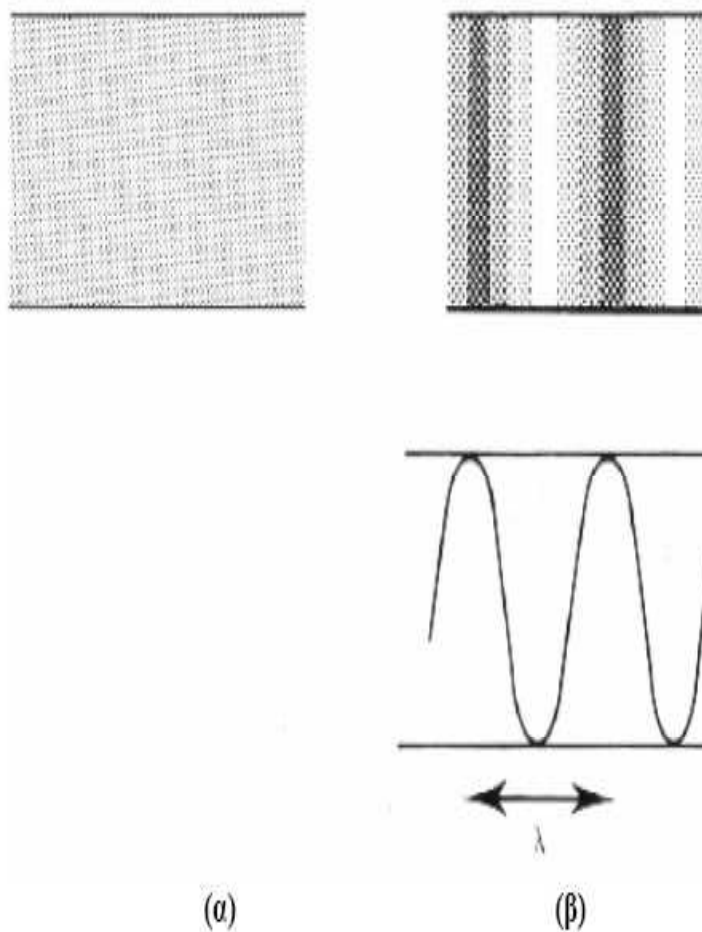
$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (3)$$

Αν η ταχύτητα των υπερήχων στους μαλακούς ιστούς, σε $\text{mm}/\mu\text{sec}$, διαιρεθεί με τη συχνότητα σε MHz, η εξίσωση (3) θα δώσει το μήκος κύματος σε mm. Έτσι, ένα κύμα υπερήχων με συχνότητα 2,25 MHz έχει μήκος κύματος 0,68 mm.

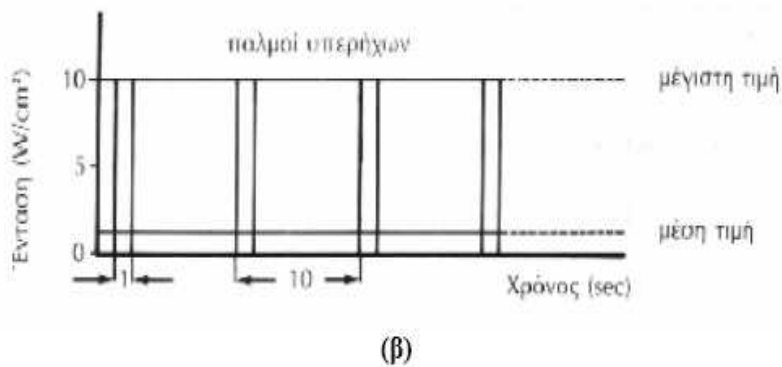
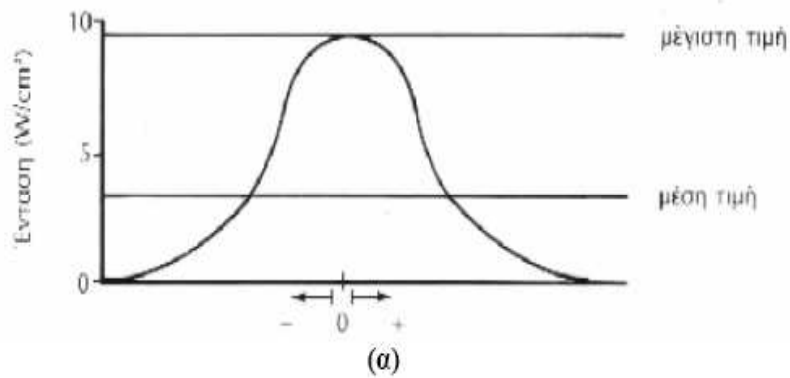
Η **ένταση (I)** μιας δέσμης υπερήχων εκφράζεται σε Watts/cm^2 . Στη διαγνωστική υπερηχοτομογραφία, η μέγιστη ένταση ενός παλμού υπερήχων είναι δυνατό να φθάσει τα $100 \text{ W}/\text{cm}^2$, παρόλο που εντάσεις γύρω στο $1 \text{ W}/\text{cm}^2$ είναι πολύ πιο συνηθισμένες. Επειδή η δέσμη υπερήχων είναι ενεργοποιημένη μόνο κατά 0,1 % του ολικού χρόνου παραγωγής εικόνων, η μέση ένταση μιας διαγνωστικής δέσμης υπερήχων είναι της τάξης των mW/cm^2 .

Η διαφορά μεταξύ μέγιστης έντασης και μέσης έντασης μέσα σε κάποιο χρονικό διάστημα ενεργοποίησης της δέσμης υπερήχων, καθώς και το γεγονός ότι η ένταση δεν είναι σταθερή αλλά μεταβάλλεται μέσα στο χώρο που καλύπτει η ενεργοποιημένη δέσμη (σαν συνάρτηση της απόστασης από το μετατροπέα ενέργειας και της κάθετης απόστασης από

τον άξονα της δέσμης), είναι σημαντικοί παράγοντες σε κάθε προσπάθεια εκτίμησης των βιολογικών επιδράσεων των υπερήχων στον ανθρώπινο οργανισμό. Συγκεκριμένα, υπάρχουν τέσσερις τρόποι υπολογισμού της έντασης μιας δέσμης παλμικών υπερήχων. Αυτοί είναι οι τέσσερις δυνατοί συνδυασμοί της χωρικής και χρονικής μέγιστης και μέσης τιμής έντασης της δέσμης, όπως αυτές ορίζονται στην εικόνα 1.2.



1.1 Στιγμαία θέση σωματιδίων ομοιογενούς μέσου πριν (α) και μετά (β) τη διάδοση συνεχούς κύματος υπερήχων



1.2 Χωρική (α) και χρονική (β) μέγιστη και μέση τιμή έντασης μιας δέσμης υπερήχων

Στο (α), το χρονικό διάστημα ενεργοποίησης της δέσμης υπερήχων είναι ίσο με το 1/10 του ολικού χρονικού διαστήματος μεταξύ παλμών. Στην κλινική υπερηχοτομογραφία, ο αντίστοιχος λόγος είναι 1/1000 (διάρκεια παλμού = 1 μsec, διάστημα μεταξύ παλμών = 1 msec).

Σε πολλές περιπτώσεις, δεν μας ενδιαφέρει η απόλυτη τιμή της έντασης σε mW/cm², αλλά η σχετική της τιμή ως προς κάποια άλλη ένταση αναφοράς. Η σχετική μεταβολή της έντασης από κάποια αρχική τιμή I_1 σε μια νέα τιμή I_2 εκφράζεται συνήθως σε decibels (dB), από τη σχέση:

$$10 \log_{10} \frac{I_2}{I_1} (db)$$

Από τη σχέση αυτή προκύπτουν οι εξής μνημο-τεχνικοί κανόνες: Σε κάθε σχετική μείωση της έντασης κατά 3 dB αντιστοιχεί πραγματική μείωση στο 0,5 της αρχικής, ενώ σε κάθε σχετική μείωση κατά 10 dB αντιστοιχεί πραγματική μείωση στο 0,1 της αρχικής.

Εκτός από τις διαφορές μεταξύ υπερηχοτομογραφίας και άλλων μεθόδων διαγνωστικής απεικόνισης, που έχουν σχέση με το είδος της ενέργειας που αυτές χρησιμοποιούν, υπάρχουν και ουσιαστικές διαφορές στον τρόπο απεικόνισης των ιστών. Ενώ σε άλλες μεθόδους, όπως είναι η υπολογιστική τομογραφία με ακτίνες X και η απεικόνιση με μαγνητικό συντονισμό, η εικόνα αντιπροσωπεύει τη χωρική κατανομή κάποιας χαρακτηριστικής σταθεράς των διαφόρων ιστών, στην υπερηχοτομογραφία απεικονίζεται η χωρική κατανομή διαφόρων ανακλαστικών επιφανειών, που συναντά η δέσμη υπερήχων, καθώς διαδίδεται μέσα στους ιστούς.

Δηλαδή, η υπερηχοτομογραφία δεν βασίζεται σε άμεσες ή έμμεσες μετρήσεις τέτοιων σταθερών, αλλά μόνο στην εντόπιση αυτών των ανακλαστικών επιφανειών με βάση το χρόνο διάδοσης των υπερήχων μέχρι την κάθε ανακλαστική επιφάνεια, το χρόνο επιστροφής του αντίστοιχου ανακλώμενου ήχου μέχρι τον πομποδέκτη των υπερήχων και τη γνωστή ταχύτητα των υπερήχων στους μαλακούς ιστούς του ανθρώπινου σώματος (1540 m/sec). Περισσότερες λεπτομέρειες δίνονται στη συνέχεια αυτού του κεφαλαίου, αφού πρώτα εξηγηθούν οι μηχανισμοί παραγωγής των υπερήχων και ανίχνευσης των ανακλώμενων ήχων.

1.2 ΠΑΡΑΓΩΓΗ ΚΑΙ ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Η λειτουργία των συστημάτων παραγωγής και ανίχνευσης των υπερήχων βασίζεται στο όργανο που ονομάζεται *μετατροπέας ενέργειας* (transducer). Η χρήση και η λειτουργία των μετατροπέων ενέργειας είναι ανάλογη με αυτή των ηχείων και των μικροφώνων στην περίπτωση κοινών ήχων που είναι ακουστοί στον άνθρωπο.

Όταν χρειάζεται να δοθεί έμφαση στο διπλό ρόλο που παίζουν αυτοί σαν πομποί και σαν δέκτες υπερήχων ταυτόχρονα, οι μετατροπείς ενέργειας ονομάζονται και *πομποδέκτες*. Ένας άλλος όρος που συχνά χρησιμοποιείται, για να περιγράψει ένα μετατροπέα ενέργειας, που παράγει ακουστικά κύματα, είναι ο όρος *ηχοβολέας*. Στο βιβλίο αυτό και οι τρεις παραπάνω όροι χρησιμοποιούνται εναλλακτικά, ανάλογα με το γενικότερο περιεχόμενο του κεφαλαίου στο οποίο γίνεται αναφορά σε αυτά τα όργανα.

1.3 ΜΕΤΑΤΡΟΠΕΙΣ ΕΝΕΡΓΕΙΑΣ

Μετατροπέας ενέργειας ονομάζεται ένα όργανο που μετατρέπει μια μορφή ενέργειας σε μια άλλη. Στην υπερηχοτομογραφία, το όργανο αυτό είναι το σημείο επαφής ολόκληρου του συστήματος απεικόνισης με τον ασθενή και, έτσι, η διαγνωστική ποιότητα της τελικής εικόνας εξαρτάται σε μεγάλο βαθμό από τη σωστή λειτουργία του. Ακόμη, επειδή ο μετατροπέας ενέργειας εκτελεί χρέη ηχείου και μικροφώνου για την παραγωγή της δέσμης υπερήχων και για την ανίχνευση των ανακλώμενων ήχων (ανακλάσεων) αντίστοιχα, ο ρόλος του στα συστήματα υπερηχοτομογραφίας είναι διπλά σημαντικός.

Στην παραγωγή υπερήχων μετατρέπεται ηλεκτρική ενέργεια σε μηχανική, ενώ στην ανίχνευση των ανακλάσεων μετατρέπεται η μηχανική ενέργεια, που αυτές μεταφέρουν, σε ηλεκτρική, για να γίνει στη συνέχεια η ηλεκτρονική επεξεργασία, που απαιτείται για την κατασκευή και καταγραφή της τελικής εικόνας. Οι μετατροπείς, που χρησιμοποιούνται στη συμβατική στατική υπερηχοτομογραφία, είναι κατασκευασμένοι όπως φαίνεται στην εικόνα 1.3.

Βασική μονάδα του μετατροπέα είναι ο κρύσταλλος, που κατασκευάζεται από ειδικά φυσικά ή συνθετικά υλικά, όπως ο χαλαζίας (**quartz**) και ο τιτανικός μόλυβδος, τα οποία παρουσιάζουν το *πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο*. Δηλαδή, οι κρύσταλλοι αυτοί, όταν δεχθούν ένα βραχύ ηλεκτρικό παλμό, παράγουν μια μηχανική δόνηση σε κάποια χαρακτηριστική συχνότητα συντονισμού, που εξαρτάται κυρίως από το πάχος του κρυστάλλου. Η δόνηση αυτή διαδίδεται στους μαλακούς ιστούς του ανθρώπινου σώματος σαν δέσμη υπερήχων.

Αντίστροφα, όταν οι ανακλάσεις προσκρούσουν πάνω στην επιφάνεια του πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου, αυτός μετατρέπει την ακουστική ενέργεια (πίεση), που του μεταδίδουν, σε ηλεκτρική ενέργεια. Έτσι, ο ίδιος κρύσταλλος χρησιμεύει σαν πομπός και σαν δέκτης. Σκοπός του απορροφητικού υλικού, που χρησιμοποιείται στο μετατροπέα, πίσω από τον κρύσταλλο, είναι να συντομεύσει τη διάρκεια δόνησης του κρυστάλλου κατά τη φάση παραγωγής δέσμης υπερήχων, για να μπορέσει άμεσα να δεχθεί τις ανακλάσεις.

Χωρίς τη χρήση απορροφητικού υλικού, ο χρόνος δόνησης ή διάδοσης θα ήταν μεγαλύτερος από το χρόνο και των πιο μακρινών ανακλάσεων (των ανακλώμενων ήχων που προέρχονται από τα πιο βαθιά στρώματα μαλακών ιστών) παρεμποδίζοντας έτσι τη σωστή καταγραφή

και επεξεργασία τους. Η εικόνα 1.4 δείχνει τα ηλεκτρικά και ακουστικά σήματα εισόδου και εξόδου ενός μετατροπέα υπερήχων σε παλμική και συνεχή λειτουργία, με χρήση ή μη απορροφητικού υλικού. Παρόλο που η συχνότητα της δέσμης υπερήχων, που παράγει κάθε μετατροπέας, είναι η ίδια με τη συχνότητα της εναλλασσόμενης τάσης, που δέχεται σαν σήμα εισόδου, η απόδοση του μετατροπέα και η ένταση των υπερήχων είναι μέγιστη, όταν η συχνότητα αυτή είναι ίση με τη χαρακτηριστική συχνότητα του κρυστάλλου.

Στην ιατρική υπερηχοτομογραφία, οι κρύσταλλοι δέχονται συνήθως ηλεκτρικούς παλμούς μικρής χρονικής διάρκειας και παράγουν υπερηχητικούς παλμούς με τη μορφή φθινόντων (damped) ημιτονοειδών κυμάτων μέσης συχνότητας περίπου ίσης με τη χαρακτηριστική συχνότητα του κρυστάλλου (εικ. 1.4γ). Για λόγους που εξηγούνται παρακάτω, η χρονική διάρκεια και επομένως το χωρικό μήκος (**spatial pulse length**) του παλμού υπερήχων καθορίζει την ικανότητα του υπερηχοτομογράφου να διακρίνει γειτονικές ανακλαστικές επιφάνειες στην κατεύθυνση διάδοσης των υπερήχων (αξονική διακριτική ικανότητα).

Το χωρικό μήκος των υπερηχητικών παλμών ισούται με τον αριθμό κύκλων ανά παλμό επί το μήκος κύματος και, επομένως, ελέγχεται μέσω του απορροφητικού υλικού (λιγότεροι κύκλοι ανά παλμό) και της συχνότητας των υπερήχων (το μήκος κύματος ελαττώνεται καθώς η συχνότητα αυξάνεται). Κάθε φυσικός ή συνθετικός κρύσταλλος και κάθε μετατροπέας υπερήχων χαρακτηρίζεται από το λεγόμενο παράγοντα Q, που είναι ενδεικτικός της «ποιότητας» (**Quality**) των υπερήχων που παράγει και του χρόνου απόσβεσης της δέσμης υπερήχων μετά από ένα στιγμιαίο ηλεκτρικό ερέθισμα. Ο

παράγοντας Q ορίζεται με βάση το φάσμα συχνοτήτων της δέσμης υπερήχων ως εξής:

$$Q = \frac{f_0}{f_2 - f_1} \quad (4)$$

όπου f_0 = χαρακτηριστική συχνότητα συντονισμού του κρυστάλλου, f_1 = συχνότητα μικρότερη της f_0 με ένταση μειωμένη κατά 50% ως προς την ένταση της f_0 και f_2 = συχνότητα μεγαλύτερη της f_0 με ένταση μειωμένη κατά 50% ως προς την ένταση της f_0 .

Όπως φαίνεται και από την εικόνα 1.5, ο παραπάνω ορισμός του Q βασίζεται στην υπόθεση ότι η απόκριση συχνοτήτων του κρυστάλλου ή μετατροπέα ενέργειας είναι περίπου συμμετρική ως προς τη συχνότητα συντονισμού. Στην υπερηχοτομογραφία προτιμούνται μετατροπείς με μικρό Q, γιατί αφενός παράγουν παλμούς με μικρό χωρικό μήκος, αυξάνοντας έτσι την *αξονική διακριτική* ικανότητα της μεθόδου, και αφετέρου ανιχνεύουν, χωρίς οι ίδιοι να διαμορφώνουν, μια πιο πλατιά δέσμη συχνοτήτων των ανακλάσεων.

Το τελευταίο οφείλεται στο γεγονός ότι οι μετατροπείς αυτοί αποκρίνονται σε ευρύ φάσμα συχνοτήτων με σταθερό τρόπο και έτσι αναπαράγουν πιστά τις ανακλάσεις που μπορούν να αναλυθούν σε τέτοιες συχνότητες. Αντίθετα, στις μεθόδους υπερήχων που βασίζονται στο **φαινόμενο Doppler**, χρησιμοποιούνται συχνά μετατροπείς με μεγάλο Q. Τυπικές τιμές του παράγοντα Q για διάφορα πιεζοηλεκτρικά υλικά, που χρησιμοποιούνται στην κατασκευή μετατροπέων ενέργειας για υπερηχοτομογράφους, είναι:

Χαλαζίας	> 25.000
PZT-4	> 500
PZT-5	> 75
Πιεζοηλεκτρικά πολυμερή	3

Ο σχεδιασμός και η λειτουργία διαφόρων συστημάτων παραγωγής υπερήχων, που χρησιμοποιούνται στη στατική και δυναμική υπερηχοτομογραφία, εξετάζονται παρακάτω.

1.4 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΔΕΣΜΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Η επιφάνεια ενός πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από πολλούς στοιχειώδεις κρυστάλλους, που πάλλονται ταυτόχρονα, όταν δεχθούν σαν ερέθισμα έναν ηλεκτρικό παλμό από το σύστημα. Το σύνολο των ακουστικών κυμάτων, που παράγονται από τους στοιχειώδεις αυτούς κρυστάλλους, συνθέτουν ένα συνεχές ακουστικό κύμα ή έναν ακουστικό παλμό (αρχή του Huygen), που διαδίδεται μέσα σε κάποιο μέσο σχηματίζοντας μια ακουστική δέσμη, δηλαδή *μία δέσμη υπερήχων*. Η ένταση της δέσμης σε ένα συγκεκριμένο σημείο στο χώρο εξαρτάται από το αν στο σημείο αυτό τα επιμέρους κύματα συμβάλλουν με ή χωρίς διαφορά φάσης, γεγονός που με τη σειρά του εξαρτάται από τη σχετική απόσταση των στοιχειωδών κρυστάλλων από το σημείο αυτό.

Αυτός είναι ο λόγος, για τον οποίο η ένταση μιας δέσμης υπερήχων δεν είναι ούτε ομοιογενής ούτε και μειώνεται μονότονα σαν συνάρτηση της απόστασης από την επιφάνεια του ηχοβολέα. Συγκεκριμένα, μια δέσμη υπερήχων ενός μη εστιασμένου ηχοβολέα μπορεί να θεωρηθεί ότι αποτελείται από δύο ζώνες με ιδιαίτερα χαρακτηριστικά. Το τμήμα της δέσμης που περιλαμβάνεται μεταξύ της

επίπεδης επιφάνειας του κρυστάλλου και μιας συγκεκριμένης απόστασης (κοντινού πεδίου), ονομάζεται *κοντινή ζώνη* ή *ζώνη Fresnel* και χαρακτηρίζεται από περίπου κυλινδρικό σχήμα (η διάμετρος της δέσμης μειώνεται ελάχιστα καθώς αυξάνεται η απόσταση από τον ηχοβολέα) και δραστικές αυξομειώσεις στην ένταση.

Η υπόλοιπη δέσμη, πέρα από την απόσταση κοντινού πεδίου, ονομάζεται *μακρινή ζώνη* ή *ζώνη Fraunhofer* και χαρακτηρίζεται από περίπου γραμμική αύξηση της διαμέτρου της δέσμης με την απόσταση και μονότονη μείωση σαν συνάρτηση τόσο της απόστασης από την επιφάνεια του ηχοβολέα όσο και της κάθετης απόστασης από τον κεντρικό άξονα της δέσμης. Στην εικόνα 1.6 φαίνεται διαγραμματικά μια τυπική δέσμη υπερήχων κρυστάλλου επίπεδης επιφάνειας με τις δύο ζώνες που αναφέρθηκαν παραπάνω και την ένταση κατά μήκος του κεντρικού άξονα. Οι αυξομειώσεις στην ένταση της **ζώνης Fresnel** επηρεάζουν τη σχετική ένταση των ανακλάσεων και η απεικόνιση των ιστών, μέσα σ' αυτή την απόσταση από τον ηχοβολέα, δεν είναι αντιπροσωπευτική της πραγματικής τους σύστασης.

Η διάμετρος της δέσμης υπερήχων μεταβάλλεται σαν συνάρτηση της απόστασης από το μετατροπέα ενέργειας και εξαρτάται από τη διάμετρο του και τη συχνότητα των υπερήχων που εκπέμπει. Η κύρια δέσμη υπερήχων, συχνά, συνοδεύεται από πλάγιους λοβούς έντασης ή ενέργειας· δηλαδή, ο μετατροπέας ενέργειας παράγει και δευτερεύουσες δέσμες, που μεταφέρουν ακουστική ενέργεια προς πλάγιες κατευθύνσεις. Συνήθως, σε μια πρώτη θεώρηση των βασικών αρχών της υπερηχοτομογραφίας, δεν λαμβάνονται υπόψη οι δευτερεύουσες αυτές δέσμες. Έτσι, στο τμήμα αυτό εξετάζονται τα χαρακτηριστικά της κύριας μόνο δέσμης, η οποία έχει κατεύθυνση κάθετη προς την επίπεδη επιφάνεια του μετατροπέα ενέργειας.

Η απόσταση κοντινού πεδίου (ξ), δηλαδή το μήκος της ζώνης Fresnel, δίνεται από τη σχέση:

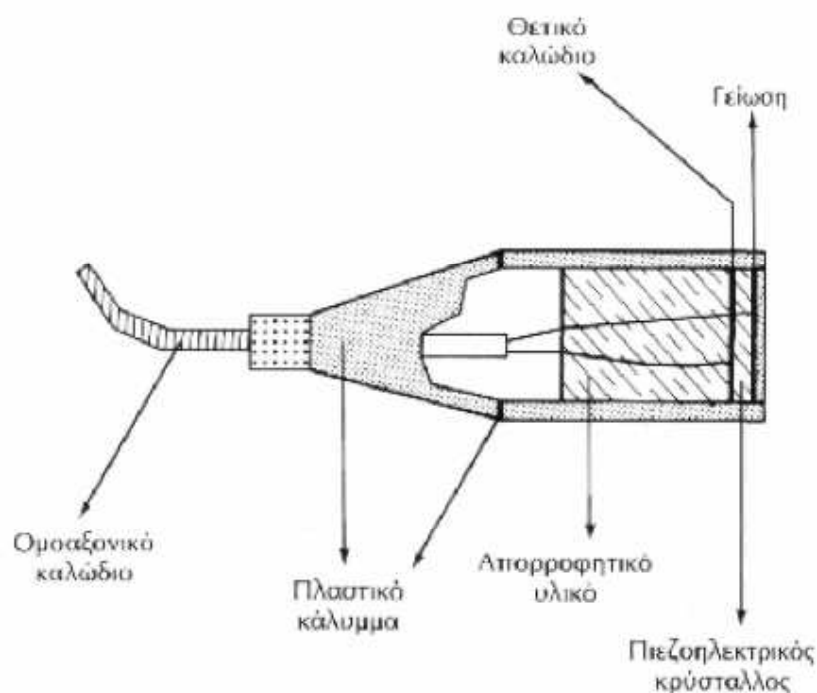
$$\xi = \frac{D^2}{4\lambda} \quad (5)$$

όπου D είναι η διάμετρος του μετατροπέα και λ το μήκος κύματος των υπερήχων. Έτσι, η ζώνη Fresnel είναι μακρύτερη για μετατροπείς ενέργειας μεγάλης διαμέτρου και για μεγάλες συχνότητες υπερήχων, όπως δείχνει και η εικόνα 1.7. Στην υπερηχοτομογραφία, είναι επιθυμητό να ελέγχεται η διάμετρος της δέσμης υπερήχων σε διάφορες αποστάσεις από την επιφάνεια του μετατροπέα ενέργειας, γιατί αυτή καθορίζει την ικανότητα της μεθόδου να διακρίνει γειτονικούς ανακλαστές σε κατεύθυνση κάθετη προς την κατεύθυνση διάδοσης των υπερήχων (πλάγια διακριτική ικανότητα).

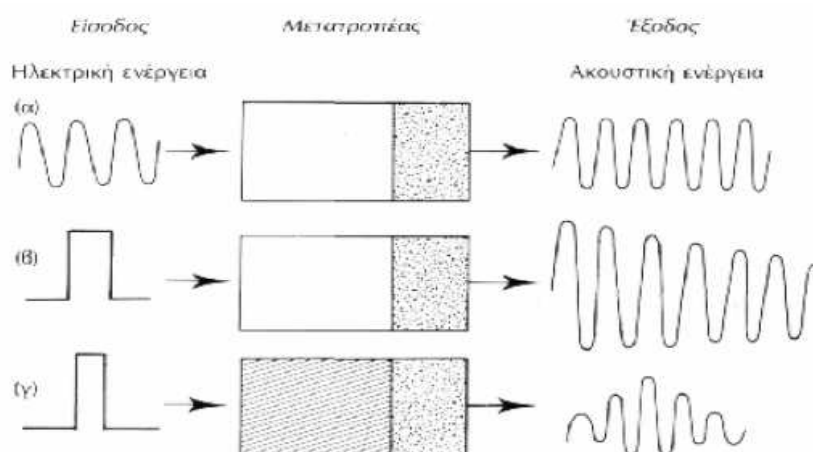
Παρόλο που αυτό είναι μερικά δυνατό με επιλογή της διαμέτρου και της συχνότητας του ηχοβολέα, η πλάγια διακριτική ικανότητα που μπορεί να επιτευχθεί με μετατροπείς ενέργειας επίπεδης επιφάνειας, είναι πάντα περιορισμένη. Η πλάγια διακριτική ικανότητα της υπερηχοτομογραφίας μπορεί να βελτιωθεί μόνο με εστίαση της δέσμης υπερήχων σε μια κλινικά επιθυμητή απόσταση από τον ηχοβολέα. Η εστίαση επιτυγχάνεται με τη χρήση εστιασμένων κοίλων κρυστάλλων, ακουστικών φακών ή μικρών κρυστάλλων διαταγμένων σε σειρά (**phased arrays**). Σε αυτές τις περιπτώσεις, η διάμετρος της δέσμης υπερήχων ελαττώνεται μέσα σε κάποια *εστιακή ζώνη* (εικ. 1.8), ενώ αυξάνεται πέρα από αυτή.

Εστιακή απόσταση ονομάζεται η απόσταση του κέντρου της εστιακής ζώνης από τον ηχοβολέα και είναι μια ακόμη χαρακτηριστική

παράμετρος απεικόνισης, που πρέπει να επιλεγεί σωστά για κάθε κλινική εφαρμογή. Οι περισσότεροι μετατροπείς ενέργειας, που χρησιμοποιούνται στην κλινική υπερηχοτομογραφία, είναι εστιασμένοι.

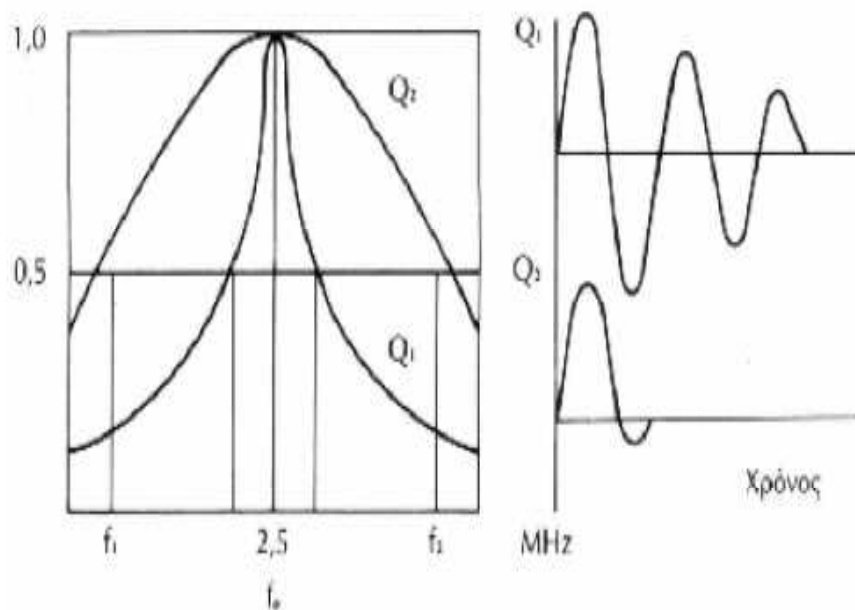


1.3 Μετατροπείς υπερήχων ενός στοιχείου (κρυστάλλου)

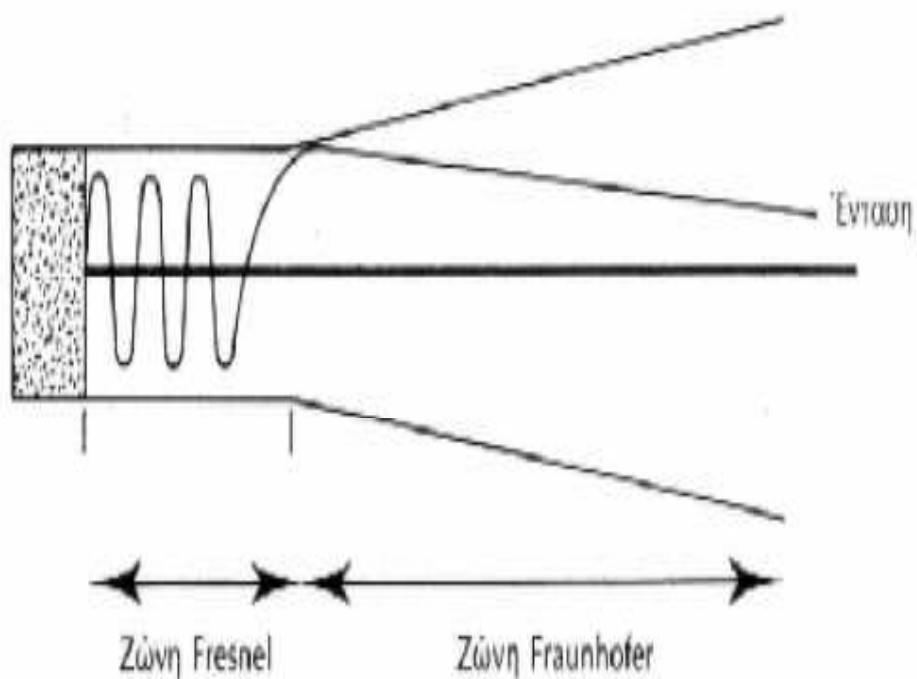


1.4 Τυπικά σήματα εισόδου-εξόδου μετατροπέα υπερήχων

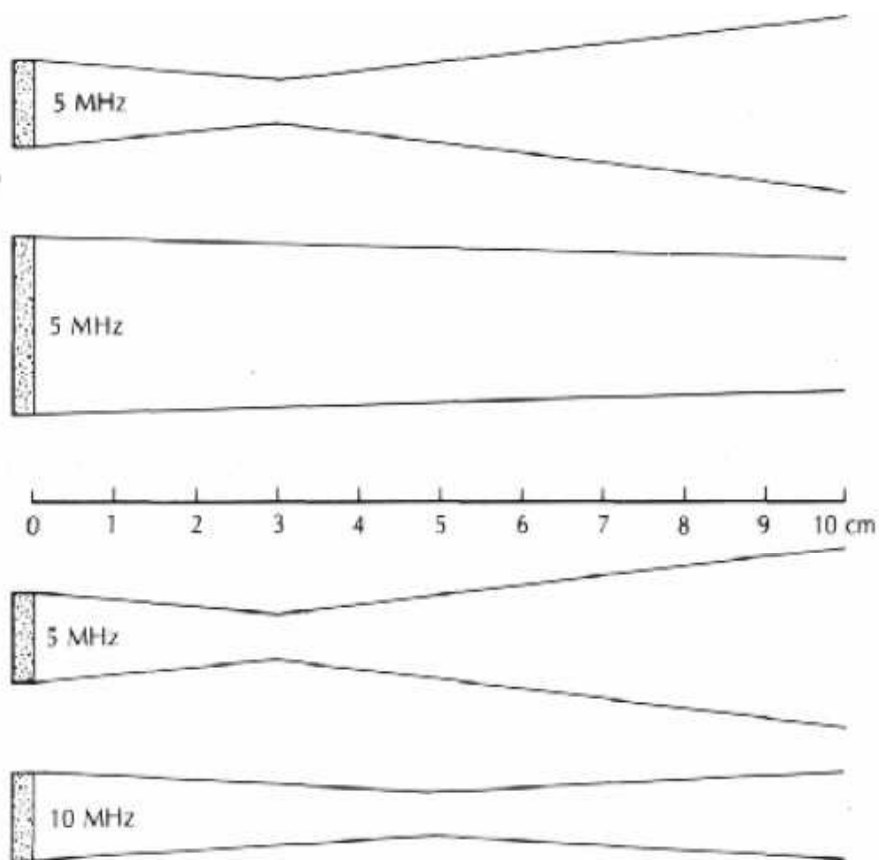
(α) Είσοδος: εναλλασσόμενη ηλεκτρική τάση, έξοδος: συνεχές κύμα υπερήχων της ίδιας συχνότητας. (β) Είσοδος: βραχύς ηλεκτρικός παλμός, μετατροπέας χωρίς απορροφητικό υλικό, έξοδος: παλμός υπερήχων με τη χαρακτηριστική συχνότητα του κρυστάλλου και μεγάλης χρονικής διάρκειας. (γ) Είσοδος: βραχύς ηλεκτρικός παλμός, έξοδος: παλμός υπερήχων μικρής χρονικής διάρκειας λόγω χρήσης απορροφητικού υλικού.



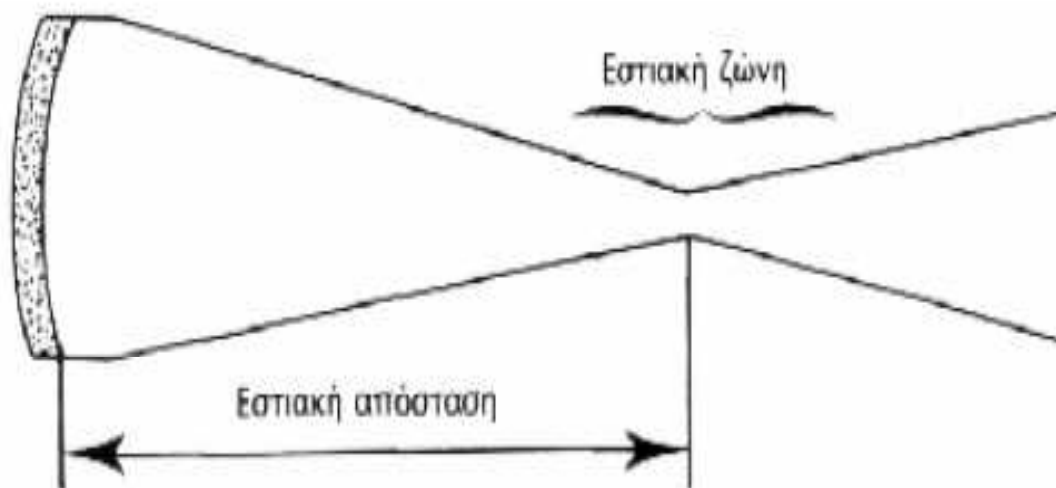
1.5 Απόκριση συχνοτήτων δύο μετατροπέων υπερήχων με $Q_1 = 2,5$ και $Q_2 = 0,625$ αντίστοιχα. Αντιπροσωπευτικοί παλμοί υπερήχων, που θα παράγουν οι δύο αυτοί μετατροπείς, δίνονται διαγραμματικά από τις καμπύλες στα δεξιά.



1.6 Δέσμη υπερήχων



1.7 Μήκος της ζώνης Fresnel σαν συνάρτηση της διαμέτρου του μετατροπέα ενέργειας και της συχνότητας των υπερήχων (Kremkau 1984)



1.8 Δέσμη υπερήχων εστιασμένη με κοίλο κρύσταλλο

Η σωστή επιλογή του μετατροπέα ενέργειας και των ακουστικών παραμέτρων, που τον χαρακτηρίζουν, είναι καθαρά θέμα εμπειρίας, μια και είναι συνάρτηση των απαιτήσεων της συγκεκριμένης κλινικής εφαρμογής και υπόκειται σε ορισμένους φυσικούς ή γεωμετρικούς περιορισμούς, οι οποίοι θα εξετασθούν λεπτομερέστερα στη συνέχεια. Συγκεκριμένα, εξετάζονται πρώτα οι αλληλεπιδράσεις υπερήχων και βιολογικών ιστών και ακολουθεί περιγραφή των διαφόρων μεθόδων στατικής και δυναμικής υπερηχοτομογραφίας με σύντομη ανάλυση των φαινομένων, που καθορίζουν τη διαγνωστική -όχι αισθητική- ποιότητα των εικόνων που αυτές παράγουν.

1.5 ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΚΑΙ ΒΙΟΛΟΓΙΚΩΝ ΙΣΤΩΝ

Η κατανόηση των φυσικών αρχών αλληλεπίδρασης ενέργειας και ύλης είναι σημαντική τόσο για το σχεδιασμό συστημάτων ιατρικής διαγνωστικής απεικόνισης όσο και για την ερμηνεία του διαγνωστικού περιεχομένου των εικόνων που αυτά παράγουν. Τα φαινόμενα αλληλεπίδρασης υπερήχων και διαλογικών ιστών, που επιδρούν στην υπερηχοτομογραφία και εξετάζονται παρακάτω, είναι η ανάκλαση, η διάθλαση και η απορρόφηση της δέσμης υπερήχων. Αντίθετα προς τις ακτινογραφικές μεθόδους, όπου η απεικόνιση της ανατομίας βασίζεται στη μερική απορρόφηση των ακτινών X από τους βιολογικούς ιστούς, στην υπερηχοτομογραφία η δυνατότητα απεικόνισης της ανατομίας βασίζεται στο φαινόμενο της ανάκλασης.

Τα φαινόμενα διάθλασης και απορρόφησης της δέσμης υπερήχων επιδρούν κυρίως αρνητικά στις μεθόδους υπερηχοτομογραφίας, επηρεάζοντας τη σχετική ένταση των ανακλάσεων και την ακρίβεια, με

την οποία οι στοιχειώδεις όγκοι βιολογικών ιστών, από τους οποίους προέρχονται αυτές οι ανακλάσεις, εντοπίζονται στο χώρο. Έτσι, εκτός από σφάλματα στη σχετική ένταση διαφόρων περιοχών μιας υπερηχοτομογραφίας, είναι δυνατό να εμφανισθούν και τεχνικά σφάλματα γεωμετρικής φύσης, που συχνά παραμορφώνουν το σχήμα διαφόρων ανατομικών οργάνων ή έχουν σαν αποτέλεσμα την απεικόνιση τους σε λάθος θέση. Αυτός είναι και ο λόγος, που η σωστή κλινική εφαρμογή της υπερηχοτομογραφίας, απαιτεί και τεχνικές γνώσεις, περισσότερο ίσως από άλλες μεθόδους διαγνωστικής απεικόνισης.

Στην υπερηχοτομογραφία, η κατασκευή της εικόνας βασίζεται στη μερική *ανάκλαση* της δέσμης υπερήχων, καθώς αυτή προσπίπτει διαδοχικά σε διαχωριστικές επιφάνειες μεταξύ ιστών με διαφορετική ειδική ακουστική αντίσταση, όπως αυτή ορίζεται παρακάτω. Το ποσοστό της ενέργειας που δεν ανακλάται, αλλά διαπερνά τα διάφορα στρώματα βιολογικών ιστών του ανθρώπινου σώματος ή απορροφάται από αυτά, δεν χρησιμεύει άμεσα στην κατασκευή του υπερηχοτομογραφήματος· ένα μέρος, όμως, της ενέργειας αυτής ανακλάται, στη συνέχεια από άλλα στρώματα ιστών επιτρέποντας την απεικόνιση της ανατομίας σε μεγαλύτερο βάθος. Είναι προφανές ότι δεν είναι δυνατό να ληφθεί εικόνα της ανατομίας πέρα από κάποια απόσταση από τον πομπό υπερήχων, αν έχει προηγηθεί ολική ανάκλαση της δέσμης ή αν αυτή, λόγω σταδιακής απορρόφησης της ενέργειας της από το μέσο διάδοσης, δεν έχει αρκετή ένταση.

Παράλληλα με την ανάπτυξη μεθόδων υπολογιστικής τομογραφίας με δέσμες ακτινών X, άρχισαν να αναπτύσσονται και μέθοδοι υπολογιστικής τομογραφίας από προβολές της ανατομίας με δέσμες υπερήχων, που όμως μέχρι σήμερα δεν έχουν αποδώσει ικανοποιητικά αποτελέσματα. Έτσι, στο κεφάλαιο αυτό δεν εξετάζονται μέθοδοι

μαθηματικής ανακατασκευής υπερηχοτομογραφημάτων από προβολές, ούτε και μέθοδοι ακουστικής ολογραφίας, που επίσης βρίσκονται σε ερευνητικό στάδιο και δεν έχουν βρει μέχρι σήμερα άμεση κλινική εφαρμογή.

Στις επιφάνειες που διαχωρίζουν δύο μέσα διάδοσης με διαφορετική *ειδική ακουστική αντίσταση (Z)*, παρατηρείται μερική ως σχεδόν ολική ανάκλαση της δέσμης υπερήχων. Η ειδική ακουστική αντίσταση είναι μια στοιχειώδης ιδιότητα της ύλης και δίνεται από το γινόμενο της πυκνότητας επί την ταχύτητα του ήχου στο συγκεκριμένο υλικό:

$$Z = \rho c \quad (6)$$

όπου ρ είναι η πυκνότητα σε g/cm^3 και c η ταχύτητα του ήχου σε cm/sec . Έτσι, η ειδική ακουστική αντίσταση διαφόρων μέσων διάδοσης δίνεται σε μονάδες $\text{g}/(\text{cm}^2 * \text{sec})$ ενώ, αν οι τιμές της ακουστικής αντίστασης πολλαπλασιασθούν επί 10^{-5} , η ειδική ακουστική αντίσταση εκφράζεται σε Rayls, δηλαδή $1 \text{ Rayl} = 1 \text{ g}/(\text{cm}^2 * \text{sec}) \times 10^{-5}$. Τυπικές τιμές ειδικής ακουστικής αντίστασης διαφόρων βιολογικών ιστών, πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων και άλλων υλικών δίνονται στον πίνακα 1.2.

ΠΙΝΑΚΑΣ 1.2. Ειδική ακουστική αντίσταση διαφόρων υλικών.

Υλικό	Z (Rayls)
Αέρας	0,0004
Λίπος	1,38
Νερό (50°C)	1,54
Εγκέφαλος	1,58
Αίμα	1,61
Νεφρός	1,62
Ήπαρ	1,65
Μυς	1,70
Φακοί οφθαλμών	1,84
Πιεζοηλεκτρικά πολυμερή	4,0
Κρανίο (οστά)	7,8
Χαλαζίας (quartz)	15,2
Υδράργυρος	19,7
PZT-5A	29,3
PZT-4	30,00
Μπρούντζος	38,0

Ο συντελεστής ανάκλασης (R), δηλαδή το ποσοστό της ενέργειας μιας δέσμης υπερήχων, που ανακλάται, όταν η δέσμη προσκρούσει κάθετα σε μια επιφάνεια μεταξύ δύο βιολογικών ιστών, με ειδικές ακουστικές αντιστάσεις Z_1 και Z_2 , αντίστοιχα, δίνεται από τη σχέση:

$$R = \frac{(Z_2 - Z_1)^2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad (7)$$

Από την εξίσωση (7) βγαίνει εύκολα το συμπέρασμα ότι, στη διαχωριστική επιφάνεια μεταξύ δύο μέσων διάδοσης με ίσες περίπου ειδικές ακουστικές αντιστάσεις ($Z_1 \sim Z_2$), ο συντελεστής ανάκλασης είναι πολύ μικρός και ελάχιστη ενέργεια ανακλάται προς τα πίσω. Αντίθετα, όταν η μια ειδική ακουστική αντίσταση είναι πολύ μεγαλύτερη της άλλης ($Z_1 \gg Z_2$ ή $Z_2 \gg Z_1$), ο συντελεστής ανάκλασης είναι πολύ μεγάλος (~ 100%) και το μεγαλύτερο ποσοστό ενέργειας της δέσμης ανακλάται (εικ.1.9).

Σχεδόν ολική ανάκλαση της δέσμης υπερήχων παρατηρείται στις διαχωριστικές επιφάνειες μεταξύ μαλακών ιστών και αέρα ($R = 99,9\%$), ενώ μεγάλο ποσοστό ενέργειας ανακλάται και σε επιφάνειες μεταξύ μαλακών ιστών και οστών ($R = 43,5\%$). Ο *συντελεστής μετάδοσης* (T), δηλαδή το ποσοστό ενέργειας της δέσμης υπερήχων που μεταδίδεται πέρα από την ανακλαστική επιφάνεια και επιτρέπει την απεικόνιση βαθύτερων περιοχών, είναι ίσος με $(100-R)\%$, μια και το άθροισμα της ενέργειας που ανακλάται και αυτής που μεταδίδεται, πρέπει να ισούται με την ολική ενέργεια της δέσμης πριν από την ανάκλαση.

Επομένως, επιφάνειες με μεγάλο συντελεστή ανάκλασης περιορίζουν σημαντικά την ακτίνα δράσης της δέσμης υπερήχων και βάζουν περιορισμούς στις περιοχές της ανθρώπινης ανατομίας, που μπορούν να απεικονισθούν αποτελεσματικά με μεθόδους υπερηχοτομογραφίας. Πέρα από την κάθετη πρόσπτωση μιας δέσμης υπερήχων σε μια επιφάνεια, είναι δυνατό να γίνει και πρόσπτωση υπό γωνία. Τότε, παρατηρούνται φαινόμενα παρόμοια με εκείνα της οπτικής. Συγκεκριμένα, όπως και στην περίπτωση κάθετης πρόσπτωσης, ένα μέρος (της ενέργειας) της δέσμης ανακλάται και η υπόλοιπη συνεχίζει να διαδίδεται, αλλά όχι στην ίδια κατεύθυνση με την αρχική δέσμη.

Η δέσμη υπερήχων, που σχηματίζεται πίσω από την ανακλαστική επιφάνεια, παρουσιάζει το φαινόμενο της *διάθλασης*, δηλαδή αλλάζει κατεύθυνση ως προς την αρχική δέσμη, λόγω της διαφορετικής ταχύτητας του ήχου στα δύο μέσα διάδοσης. Η γωνία που σχηματίζει η ανακλώμενη δέσμη ως προς την κάθετο στην επιφάνεια, είναι ίση με τη γωνία πρόσπτωσης, ενώ η γωνία της διαθλώμενης δέσμης δίνεται από το *νόμο του Snell*:

$$\frac{\sin \theta_1}{\sin \theta_2} = \frac{c_1}{c_2} \quad (8)$$

όπου θ_1 είναι η γωνία πρόσπτωσης, θ_2 η γωνία διάθλασης, c_1 η ταχύτητα του ήχου στο μέσο διάδοσης 1 και c_2 η ταχύτητα του ήχου στο μέσο διάδοσης 2. Η σχετική γεωμετρία φαίνεται στην εικόνα 1.10.

Η διάθλαση της δέσμης υπερήχων είναι η κύρια πηγή τεχνικών σφαλμάτων γεωμετρικής φύσης, τα οποία συχνά αλλοιώνουν το σχήμα ανατομικών οργάνων ή τα εμφανίζουν σε λάθος θέση. Όπως εξηγείται και παρακάτω, ο υπερηχοτομογράφος ξεγελιέται από τη διάθλαση, όπως ξεγελιέται και το ανθρώπινο μάτι, όταν βλέπει ένα ίσιο ξύλο, βυθισμένο μερικά στο νερό, σαν λυγισμένο.

Η παραπάνω γεωμετρική θεώρηση των φαινομένων της ανάκλασης και της διάθλασης προϋποθέτει ότι το μήκος κύματος των υπερήχων είναι πολύ μικρό σε σχέση με τις διαστάσεις των ανακλαστικών επιφανειών. Οι ανακλάσεις αυτού του τύπου ονομάζονται **κατοπτρικές (specular)** ανακλάσεις και μοιάζουν με την ανάκλαση μιας δέσμης φωτός από την επιφάνεια ενός καθρέφτη. Αν, όμως, οι διαστάσεις των ανακλαστικών επιφανειών και των ανωμαλιών, που πιθανώς έχουν, είναι συγκρίσιμες με το μήκος κύματος των υπερήχων, τότε παρατηρείται **σκέδαση (scattering)** της δέσμης υπερήχων, όπως και στην περίπτωση μιας δέσμης φωτός, που διαχέεται, καθώς περνά μέσα από ομίχλη και περιορίζει την όραση μας.

Όμως, στην υπερηχοτομογραφία η σκέδαση της δέσμης υπερήχων είναι πολύ σημαντική γιατί, πέρα από την απεικόνιση μεγάλων διαχωριστικών επιφανειών ανατομικών οργάνων που επιτρέπουν οι κατοπτρικές ανακλάσεις, δίνει τη δυνατότητα να απεικονισθεί το ίδιο το

παρέγχυμα των διαφόρων οργάνων παίρνοντας έτσι χρήσιμες διαγνωστικές πληροφορίες.

Συγκεκριμένα, η ένταση του μέρους εκείνου της δέσμης, που σκεδάζεται προς τα πίσω (**backscatter**) από ανώμαλες επιφάνειες ή ετερογενή μέσα διάδοσης, εξαρτάται περισσότερο από τη συχνότητα των υπερήχων και τα χαρακτηριστικά των σκεδαστών, ενώ είναι σχετικά ανεξάρτητη από τη γωνία πρόσπτωσης. Η σκέδαση, λοιπόν, της δέσμης και ειδικά η σκέδαση μέρους της δέσμης προς τα πίσω, δηλαδή προς τον πομποδέκτη (οπισθοσκέδαση), επιτρέπει την απεικόνιση και το χαρακτηρισμό ιστών με κάποια κατανομή σκεδαστών και ακόμη την καλύτερη απεικόνιση ανακλαστικών επιφανειών που περιβάλλουν τέτοιους ιστούς και συμβαίνει να μην είναι κάθετες στη δέσμη υπερήχων, ούτως ώστε να δώσουν ισχυρές κατοπτρικές ανακλάσεις.

Λόγω του μεγάλου αριθμού σκεδαστών, που συναντά η δέσμη υπερήχων, καθώς διαδίδεται μέσα στους βιολογικούς ιστούς, είναι δυνατό πολλές ανακλάσεις μαζί να φθάσουν στο μετατροπέα ενέργειας με τέτοιο τρόπο που ή να συμβάλουν προσθετικά στην παραγωγή του ολικού σήματος ή να αλληλοαναιρεθούν και να παράγουν ένα ασθενές σήμα. Αποτέλεσμα αυτού του φαινομένου είναι η εμφάνιση των διαφόρων ιστών στην τελική εικόνα να μην εξαρτάται μόνο από την πραγματική σύνθεση τους και τα χαρακτηριστικά των σκεδαστών που περιέχουν, αλλά να περιλαμβάνει και χαρακτηριστικές αυξομειώσεις στην ένταση, γνωστές σαν ακουστικό *speckle*, που προέρχονται από τη συμβολή που οδηγεί σε ενίσχυση ή αλληλοαναιρέση των πολλαπλών ανακλάσεων στην επιφάνεια του μετατροπέα ενέργειας.

Οι κατοπτρικές ανακλάσεις και η σκέδαση μέρους της δέσμης υπερήχων από τους ιστούς του ανθρωπίνου σώματος αφαιρούν ενέργεια

από τη δέσμη ελαττώνοντας, έτσι, σταδιακά το πλάτος και την ένταση των υπερήχων. Ένα τρίτο φαινόμενο που συμβάλλει στη σταδιακή εξασθένηση της δέσμης υπερήχων είναι η **απορρόφηση (absorption)** ενέργειας στους ιστούς, με τη μετατροπή ακουστικής (μηχανικής) ενέργειας σε θερμότητα. Μια λεπτομερής εξέταση των μάλλον πολύπλοκων μηχανισμών απορρόφησης της ενέργειας των υπερήχων από τους μαλακούς ιστούς ξεφεύγει από το περιεχόμενο ενός κεφαλαίου βασικών αρχών. Έτσι, στο υπόλοιπο αυτής της παραγράφου εξετάζεται συνολικά το φαινόμενο **εξασθένησης** της δέσμης υπερήχων, λόγω κατοπτρικών ανακλάσεων, σκέδασης και απορρόφησης.

Ο **συντελεστής εξασθένησης (α)** αντιπροσωπεύει την εξασθένηση της δέσμης υπερήχων ανά μονάδα απόστασης και εκφράζεται σε μονάδες dB/cm. Ακόμη, ο συντελεστής εξασθένησης αυξάνεται καθώς αυξάνεται η συχνότητα των υπερήχων, ενώ για βιολογικούς ιστούς ισχύει, γενικά, η σχέση:

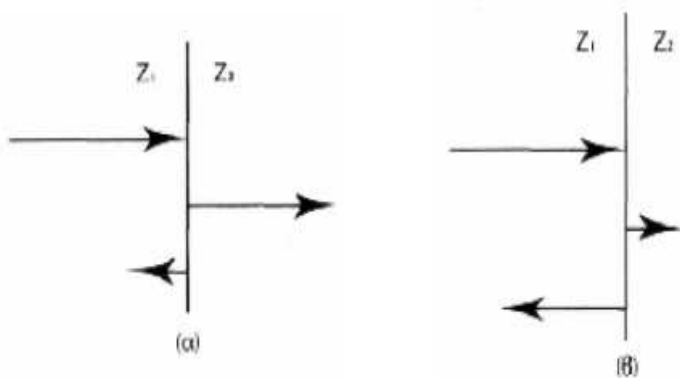
$$\alpha(f) = \alpha_0 f^\beta \quad (9)$$

όπου α_0 και β είναι σταθερές για μια κλίμακα συχνοτήτων, που περιλαμβάνει και τις συχνότητες της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας (1-10 MHz). Για τους μαλακούς ιστούς του ανθρωπίνου σώματος, η σταθερά β είναι περίπου ίση με τη μονάδα και ισχύει η γραμμική σχέση:

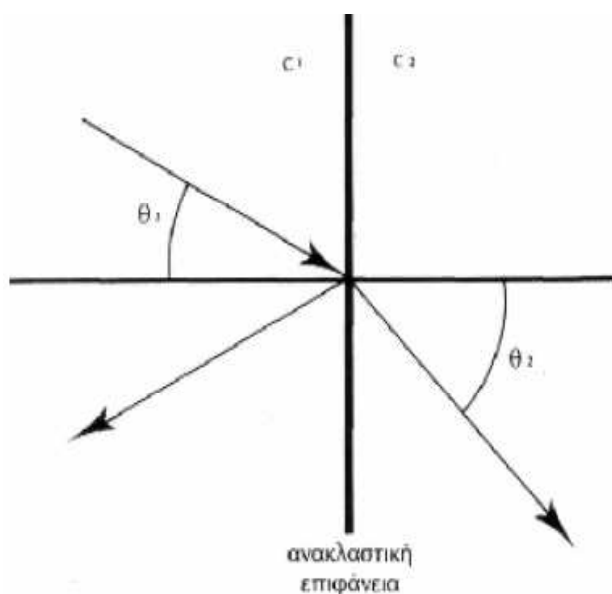
$$\alpha(f) = \alpha_0 f \quad (10)$$

Για μαλακούς ιστούς, η τιμή της σταθεράς α_0 είναι περίπου ίση με 1 dB/cm/MHz. Είναι προφανές ότι η εξασθένηση της δέσμης υπερήχων είναι μεγαλύτερη για μεγάλες αποστάσεις και για υψηλές συχνότητες. Για παράδειγμα, η ένταση μιας δέσμης υπερήχων με συχνότητα 3 MHz,

που διανύει μια απόσταση 10 cm μέσα στους μαλακούς ιστούς του ανθρώπινου σώματος, θα μειωθεί κατά 30 dB, ενώ αν διανύσει απόσταση 5 cm, η ένταση θα μειωθεί κατά 15 dB. Ο πίνακας 1.3 περιλαμβάνει το μέσο συντελεστή εξασθένησης υπερήχων στους μαλακούς ιστούς για διάφορες συχνότητες διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας, καθώς και την αντίστοιχη ποσοστιαία μείωση της έντασης για αποστάσεις 1 και 10 cm. Η γραμμική σχέση μεταξύ συντελεστή εξασθένησης και συχνότητας στην εξίσωση



1.9 Ανάκλαση δέσμης υπερήχων (α) Μερική ανάκλαση ($Z_1 \sim Z_2$) (β) Ολική ανάκλαση ($Z_1 \gg Z_2$ ή $Z_2 \gg Z_1$)



1.10 Ανάκλαση και διάθλαση ακουστικών κυμάτων σε επιφάνειες μεταξύ μέσων διάδοσης με διαφορετικές ταχύτητες ήχου

ΠΙΝΑΚΑΣ 1.3. Μέσοι συντελεστές εξασθένησης υπερήχων στους μαλακούς ιστούς και αντίστοιχες ποσοστιαίες μειώσεις στην ένταση.

Συχνότητα (MHz)	Μέσος συντελεστής εξασθένησης για μαλακούς ιστούς (dB/cm)	Μείωση έντασης (%) 1 cm	Μείωση έντασης (%) 10 cm
1	1	21	90,0
2	2	37	99,0
3	3	50	99,9
5	5	68	99,999
7	7	80	99,99999
10	10	90	99,99999999

(10) βασίζεται σε πειραματικά δεδομένα και μπορεί να εξηγηθεί μόνο αν υποθέσουμε, όπως είναι γενικά αποδεκτό, ότι ο κύριος μηχανισμός εξασθένησης μιας δέσμης υπερήχων στους ιστούς είναι η απορρόφηση ενέργειας και ότι η σκέδαση ενέργειας από τη δέσμη παίζει σχετικά πολύ μικρό ρόλο. Τέλος, η εξασθένηση των υπερήχων στους βιολογικούς ιστούς και η εξάρτηση του συντελεστή εξασθένησης από τη συχνότητα είναι αιτίες τεχνικών σφαλμάτων, τόσο στην υπερηχοτομογραφία όσο και στους υπέρηχους Doppler, τα οποία θα εξετασθούν παρακάτω.

1.6 ΜΕΘΟΔΟΙ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ ΥΠΕΡΗΧΟΤΟΜΟΓΡΑΦΙΑΣ

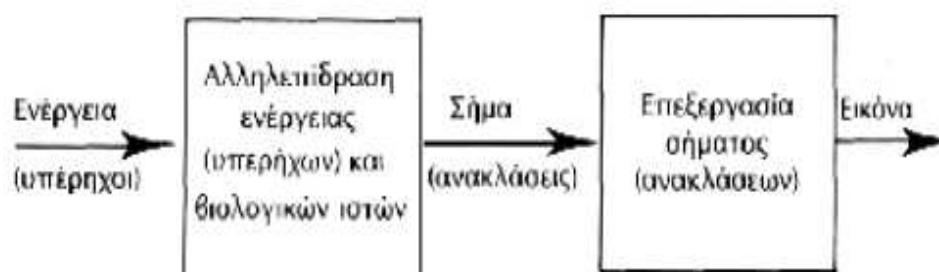
Στα προηγούμενα αναφερθήκαμε σε μεθόδους παραγωγής και ανίχνευσης υπερήχων, καθώς και σε φαινόμενα αλληλεπίδρασης υπερήχων και βιολογικών ιστών. Η υπερηχοτομογραφία είναι μια μέθοδος διαγνωστικής απεικόνισης βασισμένη στις πληροφορίες που παράγονται σαν αποτέλεσμα αυτών των φαινομένων, όπως μεταβιβάζονται στο μετατροπέα ενέργειας από τους ανακλώμενους

ήχους. Ένα γενικό μοντέλο υπερηχοτομογραφίας, και άλλων μεθόδων διαγνωστικής απεικόνισης, δίνεται διαγραμματικά στην εικόνα 1.11. Σήμερα, όλα σχεδόν τα συστήματα υπερηχοτομογραφίας εκπέμπουν παλμούς υπερήχων και η εικόνα κατασκευάζεται μετά από επεξεργασία των πληροφοριών που περιέχουν τα σύνθετα σήματα, που παράγει ο μετατροπέας ενέργειας αποκρινόμενος στους ανακλώμενους ήχους, που δέχεται μετά από κατοπτρικές ανακλάσεις και οπισθοσκέδαση μέρους της ενέργειας των διαδοχικών παλμών. Παρακάτω, περιγράφονται τα συστήματα και οι μέθοδοι στατικής και δυναμικής διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας.

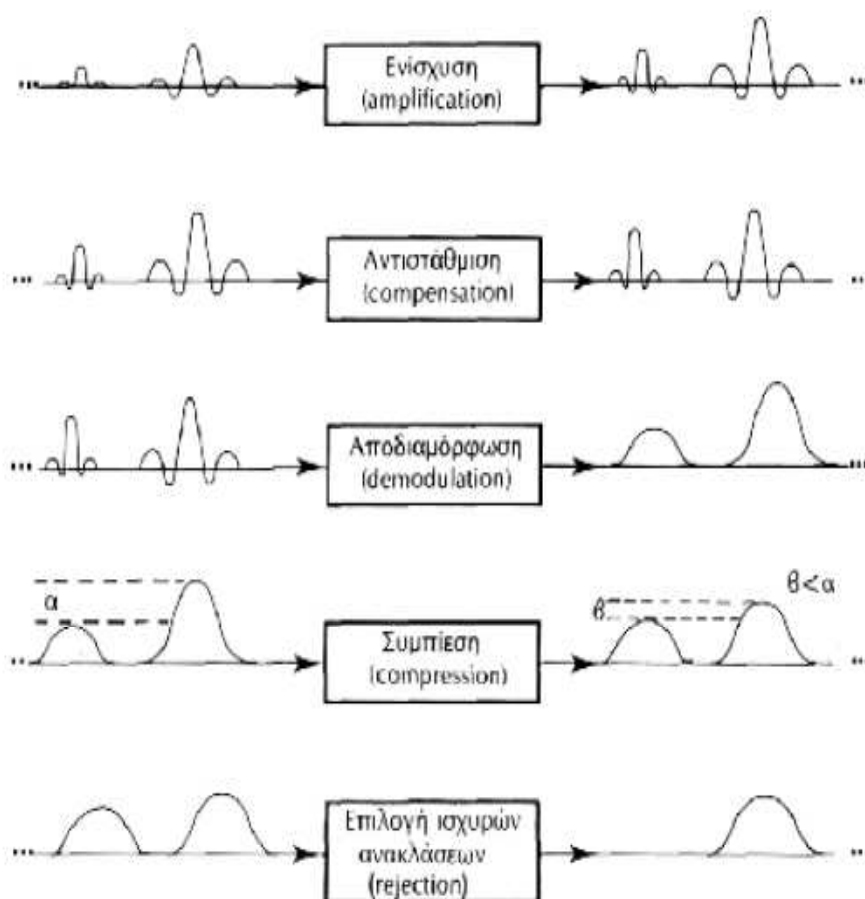
1.7 ΣΤΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

Ένα τυπικό σύστημα διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας αποτελείται από τον παλμοδότη (**pulser**), το μετατροπέα ενέργειας, το δέκτη ή επεξεργαστή των σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας, κάποια μνήμη εικόνας και μια ή περισσότερες οθόνες τηλεόρασης. Ο παλμοδότης στέλνει ηλεκτρικούς παλμούς στο μετατροπέα ενέργειας με κάποια προκαθορισμένη συχνότητα. Για κάθε ηλεκτρικό παλμό που δέχεται, ο μετατροπέας ενέργειας παράγει έναν αντίστοιχο παλμό υπερήχων. Οι διαδοχικοί παλμοί υπερήχων ταξιδεύουν μέσα στους ιστούς του ανθρωπίνου σώματος και ανακλώνται ή σκεδάζονται προς τα πίσω χάνοντας έτσι, σταδιακά, μέρος της αρχικής τους ενέργειας. Οι ανακλάσεις που παράγονται από διάφορες ανακλαστικές επιφάνειες ή κατανεμημένους σκεδαστές, κατευθύνονται προς το μετατροπέα ενέργειας, όπου μετατρέπονται σε ηλεκτρικά σήματα, το πλάτος των οποίων είναι ανάλογο του πλάτους ή της έντασης των ανακλάσεων. Τα σήματα αυτά περνούν διάφορα στάδια επεξεργασίας, που οδηγούν στην

κατασκευή και την εγγραφή της εικόνας στη μνήμη και, στη συνέχεια, στην προβολή της στην οθόνη.



1.11 Μοντέλο υπερηχοτομογραφίας σε διαγραμματική μορφή



1.12 Στάδια επεξεργασίας σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας πριν από την κατασκευή της τελικής εικόνας

Τα στάδια επεξεργασίας των σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας είναι τα εξής (εικ. 1.12): Αρχικά, τα σήματα *ενισχύονται*, για να αποκαλυφθούν ανακλάσεις με σχετικά χαμηλή ένταση και για να διευκολυνθεί η παραπέρα επεξεργασία (**amplification**).

Στη συνέχεια, γίνονται διορθώσεις, κατά προσέγγιση, στο πλάτος του σήματος, για να *αντισταθμιστούν* πιθανές διαφορές έντασης μεταξύ διαφόρων ανακλάσεων, που προέρχονται από ανακλαστήρες με τον ίδιο συντελεστή ανάκλασης που, όμως, βρίσκονται σε διαφορετικές αποστάσεις από το μετατροπέα ενέργειας (**compensation**).

Η τελική εικόνα αντιπροσωπεύει τις ανακλαστικές ιδιότητες των διαφόρων οργάνων και ιστών και δεν πρέπει η ένταση ή η φωτεινότητα της να εξαρτάται από τις αποστάσεις των ανακλαστήρων από την πηγή της δέσμης υπερήχων.

Στο επόμενο στάδιο, τα σήματα, που αρχικά έχουν φάσμα συχνοτήτων 1- 10 MHz, φιλτράρονται ή αποδιαμορφώνονται ούτως ώστε να μείνει η περιβάλλουσα (**envelope**) του σήματος, δηλαδή οι χαμηλές συχνότητες που αντιπροσωπεύουν τα σχετικά μεγέθη των διαφόρων ανακλάσεων (**demodulation**).

Στη συνέχεια, λόγω της περιορισμένης δυναμικής κλίμακας της οθόνης, στην οποία τελικά προβάλλεται η εικόνα, γίνεται συμπίεση των μεγεθών των διαφόρων ανακλάσεων με τρόπο που εξασφαλίζει ότι η μέγιστη διαφορά μεταξύ τους είναι συμβατή με τη δυναμική κλίμακα της οθόνης (**compression**).

Τέλος, οι ανακλάσεις που δεν υπερβαίνουν κάποια τιμή πλάτους ή έντασης απορρίπτονται (**rejection**).

Αυτό αποκλείει από την τελική εικόνα εκείνες τις ανακλάσεις που δεν περιέχουν χρήσιμες πληροφορίες, γιατί βρίσκονται στο επίπεδο ηλεκτρονικού ή ακουστικού θορύβου, π.χ. πολλαπλές σκεδάσεις μέσα στους ιστούς.

Στην στατική υπερηχοτομογραφία, κάποια τομή της ανατομίας σαρώνεται από τη δέσμη υπερήχων με αντίστοιχη κίνηση του μετατροπέα ενέργειας πάνω στην επιφάνεια του σώματος του ασθενούς. Σε όλη τη διάρκεια της σάρωσης, οι ανακλάσεις μετατρέπονται σε ηλεκτρικά σήματα, που περνούν από την παραπάνω επεξεργασία δίνοντας έτσι τις πληροφορίες, που απαιτούνται για τη σύνθεση μιας εικόνας, της υποτιθέμενης στατικής ανατομίας, απ' ευθείας στη μνήμη του συστήματος.

Συγκεκριμένα, τα σήματα αυτά αντιπροσωπεύουν το πλάτος των ανακλάσεων σαν συνάρτηση του χρόνου, και, επομένως, επιτρέπουν τον υπολογισμό της απόστασης από την επιφάνεια του μετατροπέα ενέργειας και το χαρακτηρισμό των ανακλαστικών ιδιοτήτων κάθε επιφανείας ή ομάδας σκεδαστών.

Πώς, όμως, τα μονοδιάστατα σήματα εξόδου του μετατροπέα ενέργειας μετασχηματίζονται σε εικόνες δύο διαστάσεων;

Ο τρόπος που περιγράφεται παρακάτω, έγινε αρχικά γνωστός σαν τρόπος B (**Brightness mode**), τρόπος σάρωσης B (**B-scan**) και πρόσφατα, *τρόπος απεικόνισης με χρήση της κλίμακας του γκριζου (gray-scale imaging)*. Αυτός ο τρόπος μπορεί να γίνει εύκολα κατανοητός, αν φανταστούμε την ανατομική τομή υποδιαιρεμένη σε πολλές κυψελίδες (picture elements ή pixels) και για κάθε τέτοια

κυψελίδα μια θέση στη μνήμη εικόνας, έτοιμη να δεχθεί κάποια τιμή ανάλογη της έντασης των ανακλάσεων που προέρχονται από αυτή.

Οι αποστάσεις των ανακλαστικών επιφανειών από το μετατροπέα ενέργειας υπολογίζονται με βάση την ταχύτητα του ήχου στους μαλακούς ιστούς και το συνολικό χρόνο διάδοσης του αρχικού παλμού υπερήχων μέχρι το σημείο ανάκλασης και επιστροφής της ανάκλασης στο μετατροπέα ενέργειας. Ο πίνακας εντάσεων, που με τον τρόπο αυτό αποθηκεύεται στη μνήμη εικόνας, διαβάζεται και μεταφέρεται στην οθόνη με συχνότητα που επιτρέπει τη σταθερή και συνεχή απεικόνιση της ανατομικής τομής.

Ο αριθμός των κυψελίδων, στις οποίες υποδιαιρείται η ανατομική τομή, και, επομένως, το μέγεθος μνήμης, καθορίζουν τη διακριτική ικανότητα της εικόνας. Για παράδειγμα, όταν το επιθυμητό βάθος απεικόνισης είναι 20 cm και η μνήμη έχει χωρητικότητα 512x512 στοιχείων, η διακριτική ικανότητα είναι της τάξης των 0,4 mm, ενώ μια μνήμη 1024x1024 στοιχείων θα έδινε διακριτική ικανότητα 0,2 mm. Οι μνήμες που έχουν χρησιμοποιηθεί κατά καιρούς σε συστήματα υπερηχοτομογραφίας, είναι δύο ειδών, αναλογικές και ψηφιακές.

Οι *αναλογικές μνήμες* κάνουν χρήση μιας δέσμης ηλεκτρονίων, που αποθηκεύει στα στοιχεία της μνήμης ηλεκτρικό φορτίο ανάλογο με την ένταση των ανακλάσεων. Στα σύγχρονα συστήματα υπερηχοτομογραφίας, όπως και στους ηλεκτρονικούς υπολογιστές, χρησιμοποιούνται, σχεδόν αποκλειστικά, *ψηφιακές μνήμες*, στις οποίες οι εντάσεις των ανακλάσεων αποθηκεύονται σε δυαδική μορφή, δηλαδή σαν αριθμοί αποτελούμενοι από ψηφία που παίρνουν μόνο τις τιμές 0 και 1.

Τα ψηφία αυτά ονομάζονται, στην ορολογία των ψηφιακών συστημάτων, *bits* και ο αριθμός των bits που είναι διαθέσιμα για την αποθήκευση κάθε έντασης, γνωστός και σαν *βάθος μνήμης*, καθορίζει την ελάχιστη διαφορά εντάσεων, που μπορεί να παρασταθεί στη μνήμη του συστήματος. Για μια συγκεκριμένη κλίμακα εντάσεων, ο αριθμός των επιπέδων έντασης, που μπορούν να παρασταθούν με N bits, είναι 2^N . Δηλαδή 1 bit με τιμές 0 ή 1 επιτρέπει την παράσταση μόνο 2 διαφορετικών εντάσεων, 2 bits επιτρέπουν την παράσταση 4 εντάσεων, 3 bits την παράσταση 8 εντάσεων κ.λπ.

Συστήματα που αποθηκεύουν και επεξεργάζονται εικόνες, χρησιμοποιούν, συνήθως, μέχρι και 8 bits επιτρέποντας την παράσταση $2^8 = 256$ εντάσεων. Τα διακριτά αυτά επίπεδα έντασης ονομάζονται και *επίπεδα κβαντοποίησης*, γιατί, στην πράξη, οι πραγματικές τιμές έντασης αναγκαστικά κβαντοποιούνται σε αυτά τα επίπεδα. Έτσι, όσο περισσότερα bits έχει η μνήμη, τόσο καλύτερη είναι η ικανότητα διάκρισης μικρών διαφορών έντασης.

Η οθόνη, στην οποία τελικά προβάλλεται η εικόνα, έχει επίσης περιορισμένη ικανότητα διάκρισης πολλών επιπέδων έντασης. Η ικανότητα διάκρισης πολλών επιπέδων έντασης στην τελική εικόνα ονομάζεται *διακριτική ικανότητα επιπέδων του γκριζου* ή κοντράστ (gray-scale ή contrast resolution) και καθορίζεται από την επιλογή του βάθους μνήμης σε bits και της ποιότητας της οθόνης.

Σε σχέση με τις αναλογικές μνήμες, οι ψηφιακές μνήμες έχουν σταθερότερη απόδοση και καλύτερη ποιότητα απεικόνισης. Ακόμη, το γεγονός ότι η εικόνα είναι αποθηκευμένη σαν πίνακας αριθμητικών τιμών δίνει τη δυνατότητα επεξεργασίας της

εικόνας, πριν από την προβολή της στην οθόνη, με σκοπό τη μείωση του θορύβου, την εκλεκτική ενίσχυση διαφόρων περιοχών της εικόνας ή διαφόρων εντάσεων καθώς και τη δυνατότητα ανάλυσης της εικόνας, με σκοπό την εύρεση και το χαρακτηρισμό του μεγέθους ή του σχήματος διαφόρων αντικειμένων, το χαρακτηρισμό των ιδιοτήτων διαφόρων ιστών κ.λπ.

Εκτός από τον παραπάνω τρόπο οργάνωσης των πληροφοριών σαν εικόνα, στην υπερηχοτομογραφία έχουν χρησιμοποιηθεί παραδοσιακά και άλλοι τρόποι οργάνωσης των πληροφοριών και προβολής τους σε οθόνη λυχνίας καθοδικών ακτινών (cathode-ray tube) ή τηλεόρασης. Μια γενική περιγραφή των τρόπων αυτών δίνεται παρακάτω, για ιστορικούς κυρίως λόγους, χωρίς μεγάλη έμφαση στις τεχνικές λεπτομέρειες.

Ο πρώτος τρόπος ονομάζεται A (A-mode) και είναι απλά μια μονοδιάστατη γραφική παράσταση του πλάτους (Amplitude) των ανακλάσεων σαν συνάρτηση της απόστασης από το μετατροπέα ενέργειας. Η παράσταση αυτή, συνήθως, γράφεται στην οθόνη μιας λυχνίας καθοδικών ακτινών από δέσμη ηλεκτρονίων, που κατευθύνεται από το ηλεκτρικό σήμα, που παράγει ο επεξεργαστής των σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας. Συγκεκριμένα, για κάθε ανάκλαση, η δέσμη ηλεκτρονίων αποκλίνει από την οριζόντια κατεύθυνση σάρωσης γράφοντας έτσι έναν παλμό, του οποίου το πλάτος είναι ενδεικτικό του πλάτους της ανάκλασης, ενώ η απόσταση του παλμού από την αριστερή αιχμή της οθόνης είναι ενδεικτική της απόστασης της αντίστοιχης ανακλαστικής επιφάνειας από το μετατροπέα ενέργειας.

Αυτός ο τρόπος παράστασης δεν είναι ιδιαίτερα χρήσιμος παρά μόνο σαν το πρώτο βήμα του δεύτερου τρόπου παράστασης των ανακλάσεων, που ονομάζεται TM (**Time-Motion mode**). Ενώ ο τρόπος

Α εντοπίζει τις ανακλαστικές επιφάνειες σε μια συγκεκριμένη χρονική στιγμή, δίνοντας ταυτόχρονα το πλάτος των ανακλάσεων, ο τρόπος TM, που είναι επίσης γνωστός σαν τρόπος M (**Motion mode**), δίνει γραφικά και την κίνηση των ανακλαστικών επιφανειών κατά μήκος του άξονα της δέσμης υπερήχων.

Αυτό πετυχαίνεται αντικαθιστώντας την απόκλιση της δέσμης ηλεκτρονίων του τρόπου A με διαμόρφωση της έντασης της ανάλογα με το πλάτος των ανακλάσεων (**B-mode**) και κάνοντας χρήση ενός καταγραφικού μέσου που κινείται με σταθερή ταχύτητα στην κάθετη κατεύθυνση μπροστά από την οθόνη. Λόγω της σάρωσης της δέσμης ηλεκτρονίων στην οριζόντια κατεύθυνση και της κίνησης του καταγραφικού μέσου στην κάθετη κατεύθυνση, παίρνουμε μια εικόνα, της οποίας η οριζόντια διάσταση είναι σταθερή και ίση με τη μέγιστη απόσταση των ανακλαστήρων από το μετατροπέα ενέργειας, ενώ η κάθετη διάσταση είναι μεταβλητή και εξαρτάται από τον επιθυμητό χρόνο παρατήρησης της κίνησης των ανακλαστικών επιφανειών. Η ένταση της εικόνας διαμορφώνεται, όπως ειπώθηκε και παραπάνω, από το πλάτος των ανακλάσεων. Οι παραπάνω τρόποι παράστασης των ανακλάσεων φαίνονται στην εικόνα 1.13.

1.8 ΔΥΝΑΜΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

Στη στατική υπερηχοτομογραφία, ο μετατροπέας ενέργειας παραμένει ακίνητος καθώς εκπέμπει ακουστικούς παλμούς και καταγράφει τις ανακλάσεις (τρόποι παράστασης A, M και TM) ή, για την απεικόνιση ανατομικής τομής, κινείται στην επιφάνεια του ασθενούς κάτω από χειροκίνητο έλεγχο (τρόπος σάρωσης B). Στη δεύτερη

περίπτωση, που κύρια μας ενδιαφέρει, ο χειροκίνητος έλεγχος της κίνησης του μετατροπέα ενέργειας είναι πολύ αργός και δεν επιτρέπει τη δυναμική απεικόνιση της ανατομίας σε πραγματικό χρόνο (**real-time**) ή υπερηχοσκόπηση.

Στη δυναμική υπερηχοτομογραφία ή υπερηχοτομογραφία πραγματικού χρόνου, όπως είναι επίσης γνωστή, η ανίχνευση και επεξεργασία των ανακλάσεων, η αποθήκευση του πλάτους τους στην κατάλληλη θέση μνήμης και η προβολή της τελικής εικόνας στην οθόνη πρέπει να γίνονται με ταχύτητα πολλών εικόνων ανά δευτερόλεπτο. Οι τυπικές ταχύτητες που απαιτούνται, για να δώσουν την αίσθηση της συνεχούς κίνησης διαφόρων οργάνων, όπως η καρδιά, είναι 20-60 εικόνες/sec.

Αυτοί οι **ρυθμοί απεικόνισης (frame rates)** απαιτούν τη χρήση άλλων τεχνολογιών κατασκευής μετατροπέων ενέργειας και μνήμης καθώς και άλλες μεθόδους επεξεργασίας σημάτων και εικόνων. Πάντως, εκτός από κάποιες διαφορές στο υλικό (hardware) που χρησιμοποιείται και την προσθήκη του ρυθμού απεικόνισης, σαν μια ακόμη παράμετρο, ο τρόπος στατικής απεικόνισης Β και η δυναμική υπερηχοτομογραφία δεν διαφέρουν ως προς τις γενικές αρχές κατασκευής και προβολής της εικόνας, που αναφέρθηκαν παραπάνω.

Ακόμη, συστήματα δυναμικής υπερηχοτομογραφίας χρησιμοποιούνται σήμερα και για τη στατική απεικόνιση της ανατομίας, εφόσον έχουν τη δυνατότητα να παγώνουν τις εικόνες στην οθόνη κάνοντας χρήση της μνήμης εικόνας.

Από τις προχωρημένες τεχνολογίες που χρησιμοποιούνται στη δυναμική υπερηχοτομογραφία, αυτή που μας ενδιαφέρει περισσότερο,

είναι η τεχνολογία συστημάτων μετατροπών ενέργειας. Τα *συστήματα μετατροπών ενέργειας*, που χρησιμοποιούνται στη δυναμική απεικόνιση της ανατομίας, είναι δύο ειδών: **(α) μηχανικής σάρωσης και (β) ηλεκτρονικής σάρωσης**. Και τα δύο είδη μετατροπών ενέργειας επιτρέπουν την επαναληπτική σάρωση διαφόρων τομών της ανατομίας με μεγάλη ταχύτητα. Τα συστήματα μηχανικής σάρωσης αποτελούνται από έναν ή περισσότερους μετατροπείς ενέργειας, που εκτελούν περιοδική κίνηση τύπου ταλάντωσης ή περιστρέφονται σαρώνοντας έτσι ένα γωνιακό τομέα της ανατομικής τομής, ενώ το όλο σύστημα μένει ακίνητο στην επιφάνεια του ασθενούς.

Σε ορισμένα συστήματα, η σάρωση της δέσμης υπερήχων πετυχαίνεται με ταλαντούμενο ακουστικό καθρέφτη τοποθετημένο μπροστά σε σταθερό μετατροπέα ενέργειας. Στα συστήματα ηλεκτρονικής σάρωσης χρησιμοποιούνται γραμμικές ή ομόκεντρες διατάξεις μικρών πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων (transducer arrays), που έχουν ορθογώνιο σχήμα ή σχήμα δακτυλίου αντίστοιχα (εικ. 1.14).

Οι γραμμικές διατάξεις έχουν δύο τρόπους λειτουργίας. Στον πρώτο τρόπο, εφαρμόζονται ηλεκτρικοί παλμοί, ταυτόχρονα, σε μικρές ομάδες πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων αρχίζοντας από το ένα άκρο της διάταξης και πηγαίνοντας προς το άλλο.

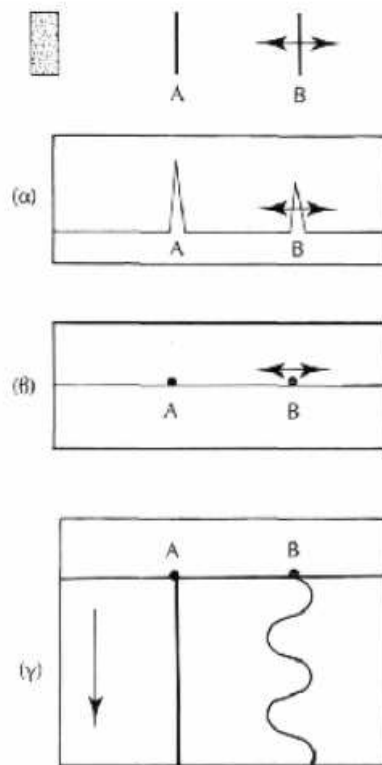
Οι ομάδες αυτές δρουν σαν έναν κρύσταλλο, παράγοντας έτσι μια δέσμη υπερήχων, που μεταφέρεται σειριακά από τη μια ομάδα στην άλλη, για να σαρώσει μια τομή της ανατομίας στην κατεύθυνση της διάταξης. Ο τρόπος αυτός είναι ισοδύναμος με τη χειροκίνητη γραμμική μεταφορά του μετατροπέα ενέργειας στη στατική υπερηχοτομογραφία, η ταχύτητα σάρωσης, όμως, είναι πολύ μεγαλύτερη, λόγω του ηλεκτρονικού ελέγχου. Οι γραμμικές διατάξεις, που λειτουργούν με αυτό

τον τρόπο, ονομάζονται απλά *γραμμικές διατάξεις* και διαφοροποιούνται από τις *γραμμικές φασικές διατάξεις* (linear phased arrays ή απλά phased arrays), των οποίων οι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι διεγείρονται ατομικά από ηλεκτρικούς παλμούς που, όμως, φθάνουν στον κάθε κρύσταλλο με διαφορετική καθυστέρηση.

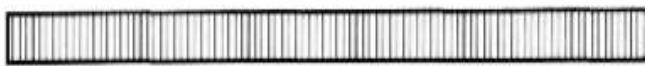
Με τον τρόπο αυτό, τα ακουστικά κύματα, που παράγουν οι διάφοροι πιεζοηλεκτρικοί κρύσταλλοι της διάταξης, έχουν μικρές διαφορές φάσης και συνιστούν μια δέσμη υπερήχων, της οποίας το σχήμα και η κατεύθυνση αλλάζουν, καθώς αλλάζουν και οι χρόνοι άφιξης των ηλεκτρικών παλμών στους κρυστάλλους.

Επομένως, τα συστήματα γραμμικών φασικών διατάξεων επιτρέπουν τον ηλεκτρονικό έλεγχο τόσο της κατεύθυνσης της δέσμης υπερήχων όσο και της εστιακής της απόστασης, που μπορεί τώρα να μεταβάλλεται δυναμικά. Η σάρωση της ανατομίας με γραμμική φασική διάταξη είναι ισοδύναμη με τη μηχανική σάρωση ενός μετατροπέα ενέργειας που εκτελεί περιοδική ταλαντωτική κίνηση, διαθέτοντας επιπλέον δυνατότητα μεταβλητής εστιακής απόστασης. Οι γραμμικές φασικές διατάξεις μπορούν να εστιάσουν τη δέσμη μόνο στο επίπεδο σάρωσης. Η εστίαση στην κάθετη σ' αυτό κατεύθυνση απαιτεί χρήση ακουστικού φακού.

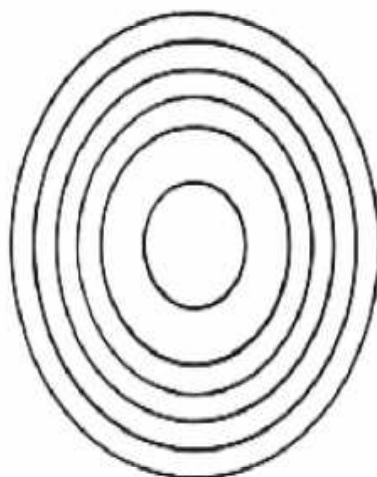
Στην εικόνα 1.15 δίνεται μια συνοπτική εικόνα των τρόπων λειτουργίας των γραμμικών διατάξεων και των δυνατοτήτων μεταβλητής εστίασης και ελέγχου κατεύθυνσης της δέσμης που αυτές παρέχουν. Οι ομόκεντρες φασικές διατάξεις παρέχουν τη δυνατότητα ομοιόμορφης εστίασης στο χώρο, δεν επιτρέπουν όμως τον έλεγχο της κατεύθυνσης της δέσμης, ο οποίος πετυχαίνεται τοποθετώντας ακουστικό καθρέφτη σε ταλαντωτική κίνηση μπροστά στην ομόκεντρη διάταξη.



1.13 Διάφοροι τρόποι παράστασης των ανακλάσεων από ένα σταθερό και έναν κινούμενο ανακλαστήρα (A και B αντίστοιχα) (α) *A-mode* (β) *B-mode* (γ) *M-mode*



(α)



(β)

1.14 Συστήματα ηλεκτρονικής σάρωσης, (α) *Γραμμική διάταξη* (β) *Ομόκεντρη διάταξη* πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων

1.9 ΓΕΝΙΚΕΣ ΙΔΙΟΤΗΤΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ

Ήδη έχουν αναφερθεί, σε διάφορα σημεία αυτού του κεφαλαίου, έννοιες σχετικές με τις ιδιότητες απεικόνισης των συστημάτων υπερηχοτομογραφίας και την εξάρτηση της ποιότητας της εικόνας από ορισμένες παραμέτρους του συστήματος. Στο τμήμα αυτό γίνεται μια προσπάθεια συγκέντρωσης αυτών των εννοιών. Όλα τα συστήματα κάποιου τύπου απεικόνισης κρίνονται, συνήθως, ως προς την ποιότητα των εικόνων που παράγουν, με βάση τη χωρική διακριτική τους ικανότητα (**spatial resolution**), την ικανότητα διάκρισης μικρών διαφορών έντασης (**contrast resolution**), το μέγεθος του πεδίου απεικόνισης (field of view), τη δυνατότητα απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο (**real-time imaging**) και την ύπαρξη τεχνικών σφαλμάτων εικόνας (**image artifacts**).

Σε αυτή την παράγραφο, η συζήτηση θα περιοριστεί στα θέματα διακριτικής ικανότητας και ικανότητας διάκρισης εντάσεων και βάθους απεικόνισης της παλμικής υπερηχοτομογραφίας. Οι χαρακτηριστικές αυτές ιδιότητες εξαρτώνται άμεσα από την επιλογή του μετατροπέα ενέργειας και, συγκεκριμένα, από την επιλογή της μέσης συχνότητας υπερήχων που αυτός παράγει, του παράγοντα Q ή πλάτους ζώνης συχνοτήτων (**bandwidth**) που περιέχει ο παλμός, της εστιακής απόστασης και της διαμέτρου της δέσμης υπερήχων σε διάφορες αποστάσεις από το μετατροπέα ενέργειας (**beam profile**).

Χωρική διακριτική ικανότητα ονομάζεται η ικανότητα του συστήματος να διακρίνει δύο γειτονικούς ανακλαστήρες με αρκετά μεγάλο συντελεστή ανάκλασης και είναι ίση με την ελάχιστη δυνατή απόσταση μεταξύ δύο ανακλαστήρων που διακρίνονται στην τελική εικόνα.

Στις περισσότερες μεθόδους διαγνωστικής απεικόνισης, τα στοιχεία της εικόνας (**pixels**) έχουν ίσες διαστάσεις στην οριζόντια και κάθετη κατεύθυνση. Επομένως, η διακριτική τους ικανότητα, που εξαρτάται από το μέγεθος των στοιχείων της εικόνας, είναι ουσιαστικά ανεξάρτητη από την κατεύθυνση, δηλαδή ισοτροπική. Στην υπερηχοτομογραφία, η χωρική διακριτική ικανότητα έχει δύο συνιστώσες, την *αξονική διακριτική ικανότητα (axial resolution)* και την *πλάγια διακριτική ικανότητα (lateral resolution)*, που εξαρτώνται από διαφορετικές παραμέτρους των ακουστικών παλμών ή της δέσμης υπερήχων.

Η αξονική διακριτική ικανότητα εξαρτάται από το μήκος του ακουστικού παλμού στο χώρο (**spatial pulse length**), που δίνεται απλά από το γινόμενο του αριθμού κύκλων ανά παλμό (n) και του μήκους κύματος των υπερήχων. Έτσι, παίρνοντας υπόψη και την εξίσωση (3), η σχέση μεταξύ μήκους του ακουστικού παλμού και συχνότητας υπερήχων είναι η εξής:

$$I = nc / f \quad (11)$$

Όταν η συχνότητα δίνεται σε MHz και η ταχύτητα των υπερήχων σε mm/msec, το μήκος του ακουστικού παλμού δίνεται σε mm. Η αξονική διακριτική ικανότητα μπορεί τώρα να ορισθεί σαν:

$$\text{αξονική διακριτική ικανότητα (mm)} = I / 2 \quad (12)$$

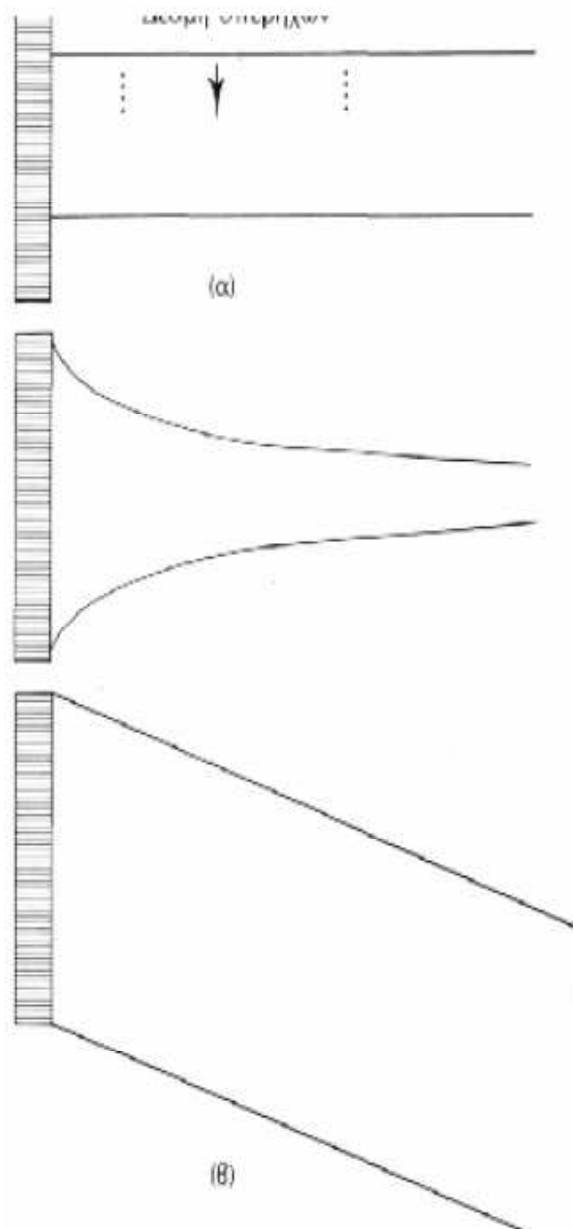
Αν η απόσταση μεταξύ γειτονικών ανακλαστήρων είναι μικρότερη από την αξονική διακριτική ικανότητα, όπως αυτή ορίζεται στην εξίσωση (12), τότε οι αντίστοιχες ανακλάσεις δεν διαφοροποιούνται χρονικά κατά την άφιξη τους στο μετατροπέα ενέργειας και στην εικόνα δεν θα φαίνονται σαν δύο διακριτοί ανακλαστήρες.

Διαγραμματική εξήγηση αυτού του φαινομένου δίνεται στην εικόνα 1.16. Αξίζει να σημειωθεί ότι, όσο μικρότερη είναι η αξονική διακριτική ικανότητα, τόσο μεγαλύτερη είναι η λεπτομέρεια που απεικονίζεται στην υπερηχοτομογραφία και τόσο καλύτερη η εικόνα. Η αξονική διακριτική ικανότητα μπορεί να βελτιωθεί μειώνοντας τον παράγοντα Q του μετατροπέα ενέργειας (λιγότεροι κύκλοι ανά παλμό) ή αυξάνοντας τη συχνότητα των υπερήχων. Αύξηση της συχνότητας συνεπάγεται μεγαλύτερη εξασθένηση ανά μονάδα απόστασης -εξίσωση (10)- και, επομένως, μικρότερο βάθος απεικόνισης.

Η ανάγκη για μεγαλύτερη αξονική διακριτική ικανότητα και ταυτόχρονα μεγάλο βάθος απεικόνισης περιορίζει την κλίμακα συχνοτήτων, που μπορούν να χρησιμοποιηθούν στην υπερηχοτομογραφία, στα 1-10 MHz.

Οι χαμηλές συχνότητες χρησιμοποιούνται, όταν απαιτείται μεγάλο βάθος απεικόνισης ή όταν ο συντελεστής εξασθένησης των ιστών, από τους οποίους πρέπει να περάσει η δέσμη, είναι πολύ μεγάλος.

Οι υψηλές συχνότητες χρησιμοποιούνται, όταν η απαιτούμενη αξονική διακριτική ικανότητα είναι μεγάλη και το βάθος απεικόνισης μικρό (επιφανειακά όργανα).



1.15 Τρόποι λειτουργίας και δυνατότητες γραμμικών διατάξεων

(α) *Απλή γραμμική διάταξη* Παράλληλες δέσμες παράγονται διαδοχικά από μικρές ομάδες πιεζοηλεκτρικών κρυστάλλων κινούμενες στην κατεύθυνση της διάταξης. (β) *Γραμμική φασική διάταξη* Μεταβλητή εστίαση και έλεγχος κατεύθυνσης της δέσμης υπερήχων. Όταν οι ηλεκτρικοί παλμοί εφαρμόζονται διαδοχικά από κάτω προς τα πάνω, η δέσμη έχει κατεύθυνση προς τα πάνω, ενώ, στην αντίθετη περίπτωση, κατευθύνεται προς τα κάτω. Όταν οι ηλεκτρικοί παλμοί εφαρμόζονται ταυτόχρονα σε όλους τους κρυστάλλους, η δέσμη έχει οριζόντια κατεύθυνση. Η γωνία που σχηματίζει η δέσμη με την οριζόντια κατεύθυνση, εξαρτάται από το χρόνο που μεσολαβεί από ηλεκτρικό παλμό σε ηλεκτρικό παλμό. Η μεταβλητή εστίαση πετυχαίνεται εφαρμόζοντας πρώτα ηλεκτρικούς παλμούς στους κρυστάλλους των άκρων της διάταξης και στη συνέχεια, με μεταβλητές καθυστερήσεις, στους κρυστάλλους που βρίσκονται στο κέντρο της διάταξης.

Ως πλάγια διακριτική ικανότητα ορίζεται η ελάχιστη δυνατή απόσταση, κάθετα στην κατεύθυνση της δέσμης υπερήχων, μεταξύ δύο ανακλαστήρων που δίνουν ξεχωριστές ανακλάσεις. Για μια συγκεκριμένη απόσταση από το μετατροπέα ενέργειας, η πλάγια διακριτική ικανότητα ορίζεται ίση με την αντίστοιχη διάμετρο της δέσμης και συνήθως βελτιώνεται με μεθόδους καλύτερης εστίασης στο επιθυμητό βάθος.

Τα συστήματα υπερηχοτομογραφίας έχουν συνήθως καλύτερη αξονική (0,2-1,0 mm) από πλάγια διακριτική ικανότητα (<2 mm, ανάλογα με τη διάμετρο του μετατροπέα ενέργειας, τη συχνότητα και το βαθμό εστίασης), ενώ η διακριτική ικανότητα της τελικής εικόνας μπορεί να είναι μειωμένη σε σχέση με προβλέψεις βασισμένες στις παραπάνω βασικές αρχές, λόγω της αρνητικής επίδρασης του υπόλοιπου υλικού του συστήματος, συμπεριλαμβανομένης και της οθόνης.

Η ικανότητα διάκρισης μικρών διαφορών έντασης εξαρτάται κυρίως από το λόγο έντασης σήματος προς ένταση θορύβου (**signal-to-noise ratio**), τη δυναμική κλίμακα της οθόνης και άλλων υποσυστημάτων και τις μεθόδους επεξεργασίας των σημάτων εξόδου του μετατροπέα ενέργειας ή και της τελικής εικόνας, όσο ακόμη αυτή βρίσκεται στη μνήμη σε ψηφιακή μορφή.

Πάντως, η ολική δυναμική κλίμακα των εικόνων υπερηχοτομογραφίας καθορίζεται συνήθως από τη δυναμική κλίμακα της οθόνης, που σπάνια υπερβαίνει τα 20 dB (λόγος μέγιστου προς ελάχιστο πλάτος ανάκλασης = 10). Η δυναμική κλίμακα των ανακλάσεων, μετά το στάδιο ενίσχυσης, υπερβαίνει τα 100 dB και μετά από διορθώσεις, κατά προσέγγιση, στο στάδιο αντιστάθμισης, μειώνεται περίπου στα 40 dB. Έτσι, στο στάδιο συμπίεσης των ανακλάσεων, η δυναμική κλίμακα

πρέπει να μειωθεί στα 20 dB, για να είναι συμβατή με τη δυναμική κλίμακα της οθόνης (εικ.1.12).

1.10 ΤΕΧΝΙΚΑ ΣΦΑΛΜΑΤΑ

Η παρακάτω περιγραφή και ανάλυση των τεχνικών σφαλμάτων (**artifacts**) της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας περιορίζεται στα σφάλματα που οφείλονται σε φαινόμενα ακουστικής και οδηγούν σε ουσιαστικά σφάλματα παρουσίασης των ανακλάσεων στην τελική εικόνα.

Άλλες πηγές σφαλμάτων είναι οι οπτικές απάτες (σφάλματα αντίληψης), ο ανθρώπινος παράγοντας (σφάλματα ερμηνείας), τα διάφορα είδη θορύβου κ.λπ.

Τα τεχνικά σφάλματα της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας μπορούν να καταταγούν σε διάφορες γενικές ομάδες, με βάση τα φυσικά φαινόμενα και τις ιδιότητες απεικόνισης, που εξετάστηκαν σε προηγούμενα τμήματα αυτού του κεφαλαίου. Πολλά από τα σφάλματα αυτά είναι προφανή και δεν δημιουργούν ουσιαστικά προβλήματα στη διαγνωστική ερμηνεία των εικόνων. Άλλα είναι λιγότερο προφανή και είναι δυνατό να οδηγήσουν σε παρερμηνεία του διαγνωστικού περιεχομένου των εικόνων, ενώ ορισμένα τεχνικά σφάλματα συχνά υποδεικνύουν με έμμεσο τρόπο τη σωστή ερμηνεία.

Επομένως, είναι σημαντικό, ο χρήστης των συστημάτων διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας, πέρα από τις ιατρικές γνώσεις και τις γενικές γνώσεις των βασικών αρχών λειτουργίας, να έχει και σαφή αντίληψη των πιθανών τεχνικών σφαλμάτων, για να μπορεί να αποφεύγει

παγίδες ή να τα χρησιμοποιεί σαν πρόσθετες πληροφορίες που υποστηρίζουν τη διαγνωστική διαδικασία.

Στη συνέχεια περιγράφονται τα κυριότερα από τα ακουστικά σφάλματα ή σφάλματα παρουσίασης των ανατομικών πληροφοριών που περιέχουν οι ανακλάσεις. Η περιγραφή συνοδεύεται από επεξηγηματικά διαγράμματα και αντίστοιχα υπερηχοτομογραφήματα. Τα τεχνικά σφάλματα της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας ανήκουν σε διάφορες ομάδες ανάλογα με την προέλευση τους. Έτσι, είναι δυνατό να προκύψουν σφάλματα διακριτικής ικανότητας, κατεύθυνσης της δέσμης υπερήχων, εξασθένησης και άλλης προέλευσης.

1.10.1 ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΔΙΑΚΡΙΤΙΚΗΣ ΙΚΑΝΟΤΗΤΑΣ

Τα σφάλματα αυτά προέρχονται από την περιορισμένη αξονική και πλάγια διακριτική ικανότητα των συστημάτων υπερηχοτομογραφίας, όπως ορίστηκαν παραπάνω, καθώς και από το πάχος της τομής, όπως ορίζεται από τη διάσταση της δέσμης κάθετα προς το επίπεδο σάρωσης. Η έλλειψη διακριτικής ικανότητας έχει σαν αποτέλεσμα την απεικόνιση δύο ανακλαστήρων σαν ένα ή τη λάθος απεικόνιση του μεγέθους πολύ μικρών ανακλαστήρων, λόγω του ότι οι ελάχιστες διαστάσεις αντικειμένων στην οθόνη καθορίζονται από τη διάμετρο της δέσμης υπερήχων και το μισό του χωρικού μήκους του παλμού υπερήχων (εικ. 1.17).

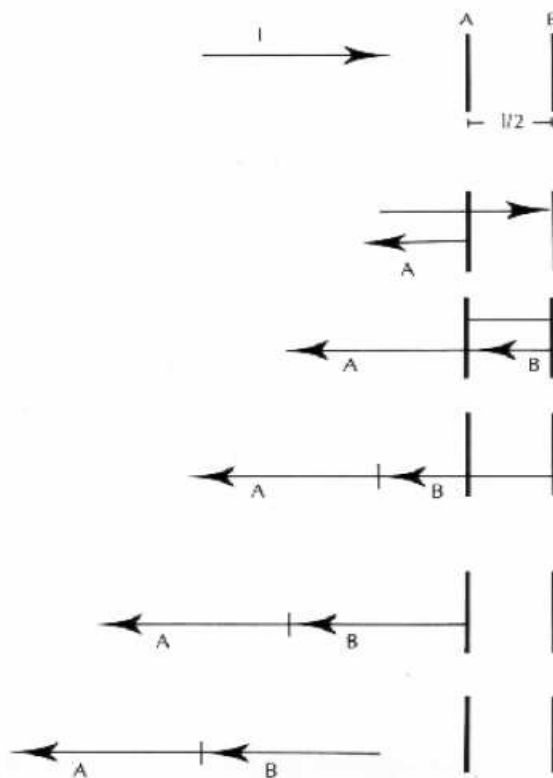
Και τα δύο αυτά φαινόμενα αποτελούν τεχνικά σφάλματα που επηρεάζουν την πιστότητα απεικόνισης της υφής των μαλακών ιστών. Πρέπει δε να σημειωθεί ότι η υφή των ιστών αποτελεί χρήσιμο στοιχείο στη διάγνωση πολλών παθήσεων. Το πεπερασμένο πάχος της τομής

επιτρέπει ανακλάσεις από στρώματα ιστών με διαφορετικές ακουστικές ιδιότητες να συμβάλουν στο μετατροπέα ενέργειας και να παράγουν ολικές εντάσεις που δεν αντιπροσωπεύουν πιστά τις ανακλαστικές ιδιότητες των ιστών της συγκεκριμένης τομής. Η χαρακτηριστική εμφάνιση των ιστών στην εικόνα 1.18 είναι αποτέλεσμα των παραπάνω φαινομένων.

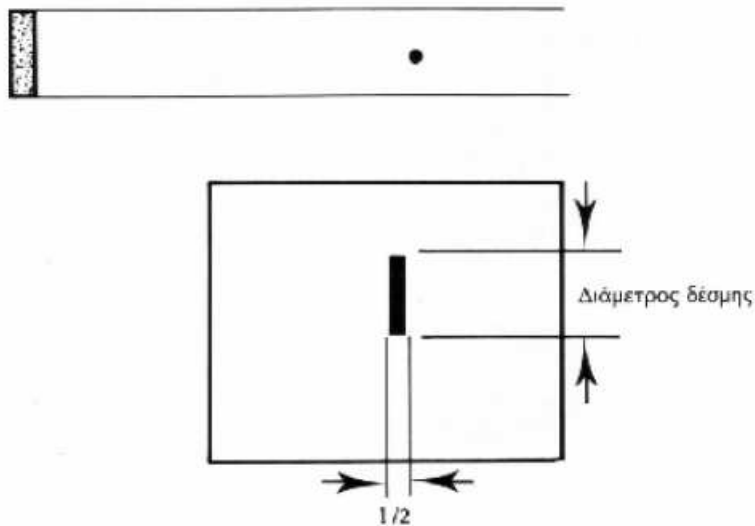
1.10.2 ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΗΣ

Τα τεχνικά σφάλματα, που έχουν σχέση με την κατεύθυνση προώθησης, είναι γεωμετρικής φύσης και μπορούν εύκολα να εξηγηθούν λαβαίνοντας υπόψη την πραγματική και τη φαινομενική κατεύθυνση της δέσμης υπερήχων στους ιστούς, μετά από πολλαπλές ανακλάσεις και διαθλάσεις στις διάφορες ανακλαστικές επιφάνειες. Η πραγματική κατεύθυνση αλλάζει μετά από κάθε ανάκλαση ή και διάθλαση (εκτός από τις ανακλάσεις από επιφάνειες που είναι κάθετες στη δέσμη), ενώ φαινομενική κατεύθυνση είναι εκείνη που υποθέτει το σύστημα με βάση την κατεύθυνση του μετατροπέα ενέργειας τη στιγμή που εκπέμπει έναν ακουστικό παλμό.

Στην ομάδα αυτή παρουσιάζονται σφάλματα αντήχησης (**reverberations**), διάθλασης, πολλαπλών κατευθύνσεων, αντικατοπτρισμού και σφάλματα που οφείλονται στους πλάγιους λοβούς (**side lobes**) ή λοβούς τύπου φράκτη (**grating lobes**) των μετατροπέων ενέργειας ενός κρυστάλλου και γραμμικών ή ομόκεντρων διατάξεων αντίστοιχα. Τα σφάλματα αυτά εξηγούνται διαγραμματικά στην εικόνα 1.19.



1.16 Ορισμός αξονικής διακριτικής ικανότητας με βάση το χωρικό μήκος I του ακουστικού παλμού. $I/2$ είναι η ελάχιστη απόσταση μεταξύ δύο ανακλαστήρων που δίνει ανακλάσεις χωρίς χρονική επικάλυψη. Το διάγραμμα αυτό δείχνει το σχηματισμό και τη διάδοση των ανακλάσεων σε διαφορετικές χρονικές στιγμές.



1.17 Αύξηση μεγέθους μικρών ανακλαστήρων λόγω ανεπαρκούς αξονικής και πλάγιας διακριτικής ικανότητας

1.10.3 ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΕΞΑΣΘΕΝΗΣΗΣ

Η ομάδα αυτή των τεχνικών σφαλμάτων προκαλείται κυρίως από φαινόμενα τεχνητής εξασθένησης ή ενίσχυσης της έντασης των ανακλάσεων και περιλαμβάνει τα σφάλματα σκίασης λόγω εξασθένησης και σκίασης λόγω διάθλασης (**edge shadowing**), ενίσχυσης και εστιακής ενίσχυσης. Σφάλματα σκίασης εμφανίζονται σε περιπτώσεις που κάποιοι ανακλαστήρες βρίσκονται πίσω από ανακλαστικές επιφάνειες με μεγάλο συντελεστή ανάκλασης ή ιστούς με μεγάλο συντελεστή εξασθένησης.

Ακόμη, είναι δυνατό να παρατηρηθεί σκίαση ανακλαστήρων, όταν αυτοί βρίσκονται πίσω από αιχμές αντικειμένων που αποεστιάζουν τη δέσμη υπερήχων, λόγω διάθλασης διαφόρων τμημάτων της δέσμης υπό διαφορετικές γωνίες. Αντίθετα, τα σφάλματα ενίσχυσης παρατηρούνται πίσω από ανακλαστικές επιφάνειες ή στρώματα ιστών με μικρό συντελεστή ανάκλασης και εξασθένησης αντίστοιχα, καθώς και πίσω από αιχμές αντικειμένων που εστιάζουν τη δέσμη υπερήχων.

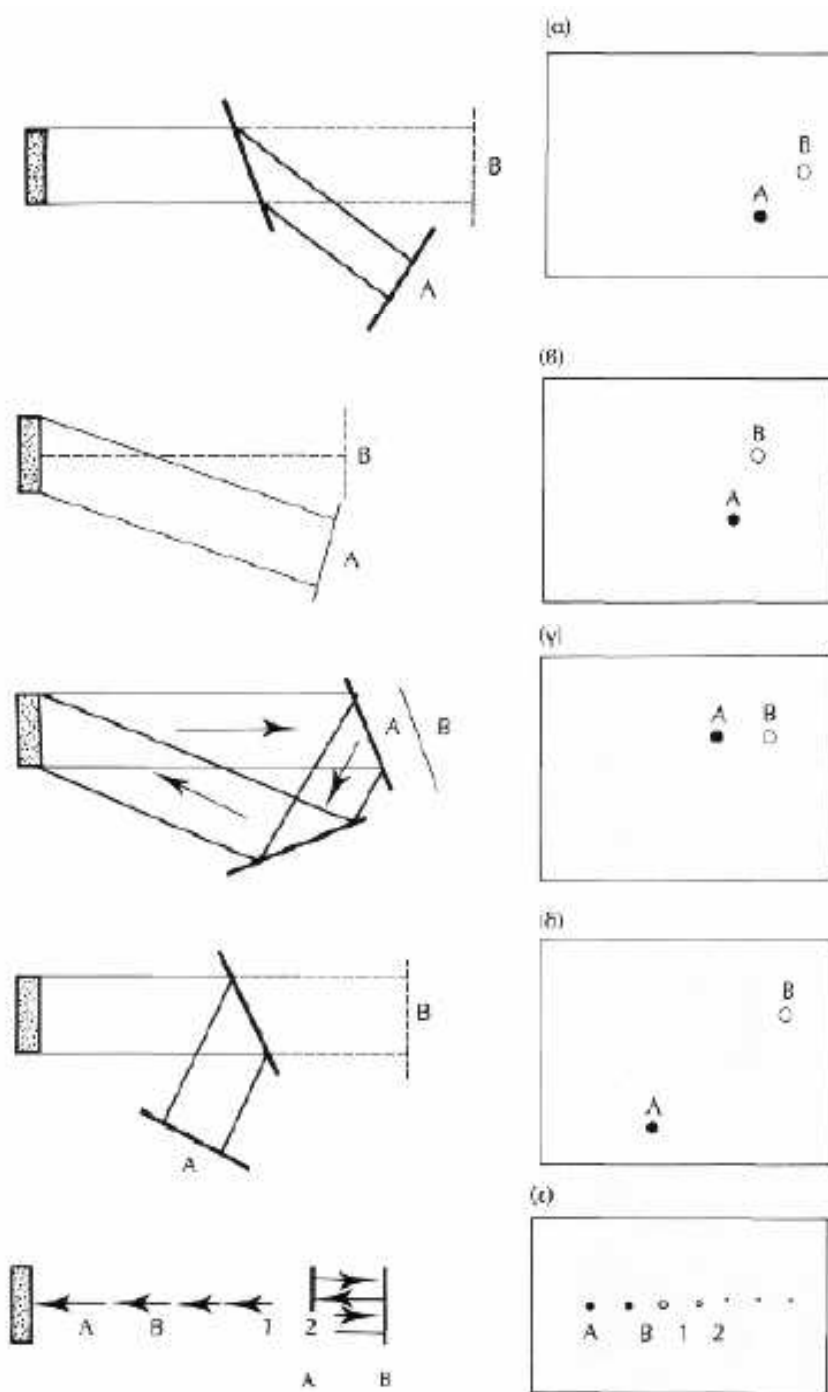
Το σφάλμα εστιακής ενίσχυσης αναφέρεται στη διαφορά της εντάσεως ανακλάσεων από ανακλαστήρες με της ανακλαστικές ιδιότητες, που της βρίσκονται σε διάφορα σημεία κατά μήκος του άξονα της δέσμης υπερήχων. Συγκεκριμένα, ανακλαστήρες των οποίων το μέγεθος είναι περίπου ίσο με τη διάμετρο της δέσμης υπερήχων στην εστιακή απόσταση του μετατροπέα ενέργειας, θα δώσουν εντονότερες ανακλάσεις στην εστιακή ζώνη από εκείνες που θα έδιναν αν ήταν στην κοντινή ή μακρινή ζώνη. Τεχνικά σφάλματα εξασθένησης ή ενίσχυσης φαίνονται στην εικόνα 1.20.

1.10.4 ΣΦΑΛΜΑΤΑ ΑΛΛΗΣ ΠΡΟΕΛΕΥΣΗΣ

Στη διαγνωστική υπερηχοτομογραφία παρατηρούνται συχνά και άλλα τεχνικά σφάλματα, των οποίων τα αίτια διαφέρουν από τα παραπάνω. Τέτοια είναι τα σφάλματα «ουράς κομήτη» και ταχύτητας ήχου, λόγω ιστών με ταχύτητα ήχου πολύ διαφορετική από τα 1540 m/sec, που φαίνονται στην εικόνα 1.21.



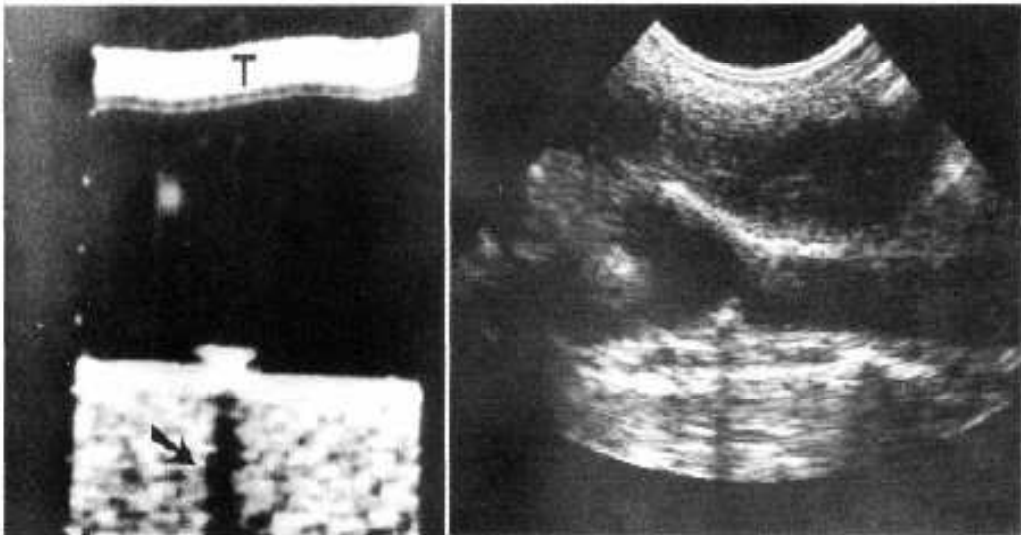
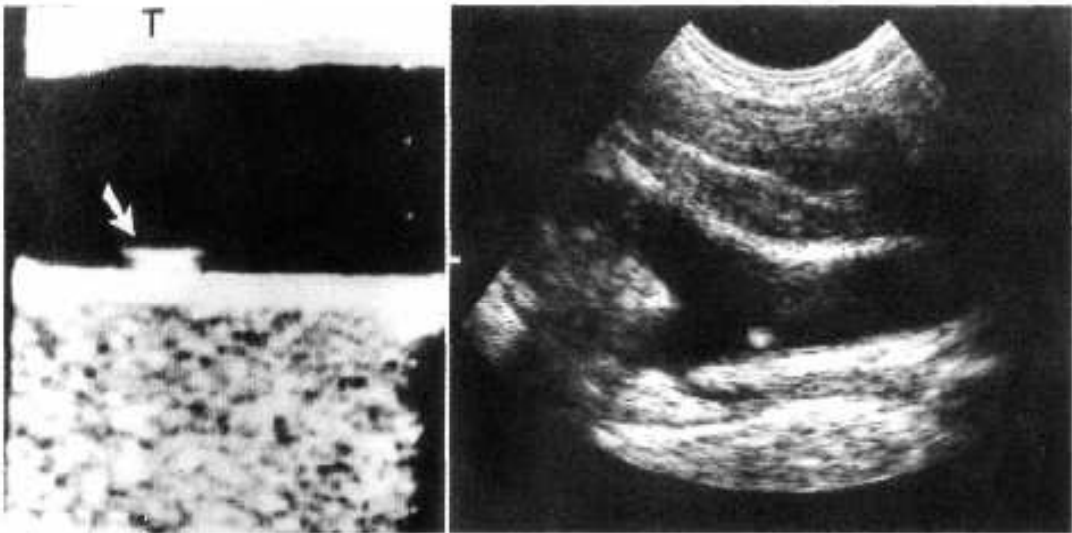
1.18 Χαρακτηριστική εμφάνιση ιστών στην υπερηχοτομογραφία λόγω τεχνικών σφαλμάτων διακριτικής ικανότητας



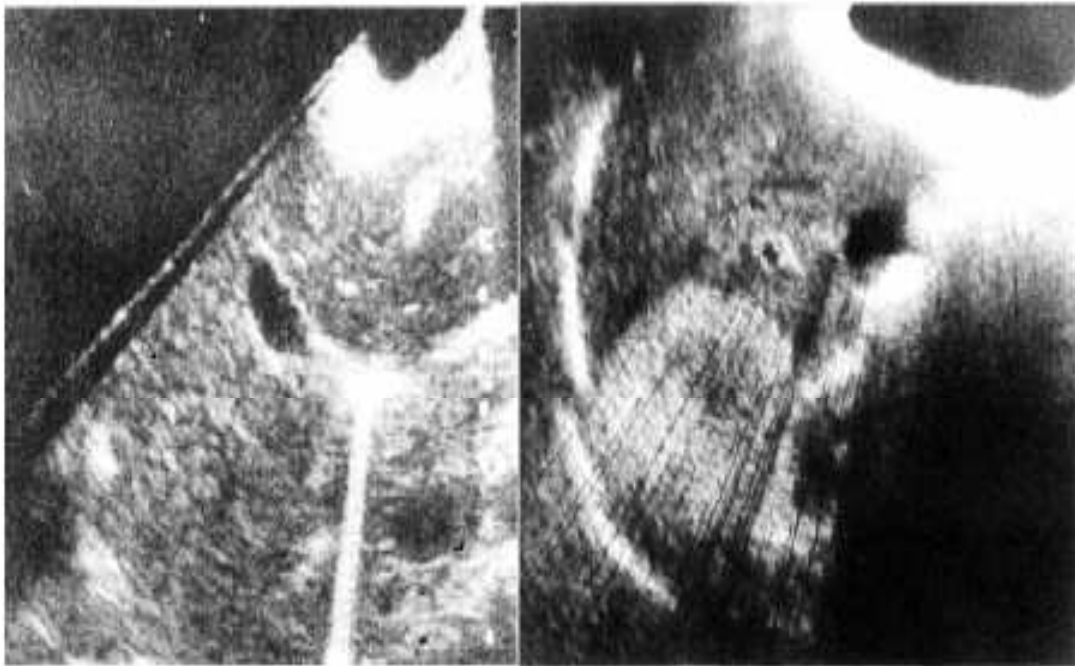
1.19 Τεχνικά σφάλματα λόγω διαφορών μεταξύ της πραγματικής και της φαινομενικής κατεύθυνσης της δέσμης υπερήχων στους ιστούς

(α) Διαφορά πραγματικής και φαινομενικής κατεύθυνσης λόγω διάθλασης της δέσμης. (β) Σφάλμα που οφείλεται στον πλάγιο λοβό της δέσμης. (γ) Λάθος θέση ανακλαστήρα λόγω διαδοχικών ανακλάσεων, που αυξάνουν το χρόνο επιστροφής του ανακλώμενου ήχου στο μετατροπέα. (δ) Σφάλμα αντικατοπτρισμού. (ε) Σφάλμα αντήησης. Οι ανακλαστήρες στις θέσεις 1, 2, ... είναι φαινομενικοί.

Σε όλες τις περιπτώσεις το Α αντιπροσωπεύει την πραγματική θέση του ανακλαστήρα, ενώ το Β αντιπροσωπεύει τη λάθος θέση του.



1.20 Τεχνικά σφάλματα εξασθένησης ή ενίσχυσης



(α)

(β)



(γ)

1.21 Τεχνικά σφάλματα

(α) «Ουρά κομήτη»

(β) Σφάλμα ταχύτητας

(γ) Σφάλμα λόγω αμφιβολίας ως προς την απόσταση.

1.11 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΣΤΟΥΣ ΥΠΕΡΗΧΟΥΣ DOPPLER

Οι μέθοδοι υπερήχων Doppler είναι μη επεμβατικές μέθοδοι ποιοτικού και ποσοτικού χαρακτηρισμού της λειτουργίας του κυκλοφορικού συστήματος. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμες για το χαρακτηρισμό της ροής του αίματος στην καρδιά και τα περιφερικά αιμοφόρα αγγεία, ενώ ελπίζεται ότι οι υπέρηχοι Doppler θα παίξουν μελλοντικά σημαντικό ρόλο και στην εκτίμηση της επάρκειας των βαλβίδων και της κινητικότητας των τοιχωμάτων της καρδιάς, στο χαρακτηρισμό της ροής του αίματος στις εγγείς στεφανιαίες αρτηρίες και στο χαρακτηρισμό των ελαστικών ιδιοτήτων των αρτηριών για την έγκαιρη διάγνωση ασθενειών του κυκλοφορικού συστήματος.

Τα τελευταία χρόνια, οι κλινικές δυνατότητες των υπερήχων Doppler για τη μέτρηση αιμοδυναμικών παραμέτρων έχουν γίνει πλατιά αποδεκτές. Συστήματα υπερήχων που συνδυάζουν δυνατότητες απεικόνισης της ανατομίας και εξέτασης του κυκλοφορικού συστήματος με παλμικούς υπερήχους Doppler χρησιμοποιούνται ήδη στη διαγνωστική ιατρική απεικόνιση. Ακόμη, έχουν πρόσφατα μπει στην παραγωγή συστήματα απεικόνισης σε πραγματικό χρόνο των πεδίων ροής του αίματος στα διάφορα όργανα, στους κόλπους της καρδιάς και στα αιμοφόρα αγγεία. Η δυνατότητα αυτή, καθώς και η δυνατότητα μέτρησης αιμοδυναμικών παραμέτρων σε συγκεκριμένες ανατομικές θέσεις, αρχίζουν να δημιουργούν πρόσθετες ευκαιρίες διαγνωστικής χρήσης αυτών των μεθόδων.

Το φαινόμενο Doppler παρατηρήθηκε για πρώτη φορά από τον Christian Doppler το 1843 και αναφέρεται στην αύξηση ή μείωση της συχνότητας ενός συνεχούς ακουστικού κύματος, όταν αυτό προέρχεται

από πηγή που πλησιάζει τον παρατηρητή ή απομακρύνεται από αυτόν, αντίστοιχα.

Η μετατόπιση αυτή της συχνότητας ονομάζεται μετατόπιση Doppler (Doppler shift) και αποτελεί τη βάση λειτουργίας όλων των συστημάτων υπερήχων Doppler. Για παράδειγμα, η σειρά των ασθενοφόρων φαίνεται να εκπέμπει ήχο με μεγαλύτερη συχνότητα καθώς αυτά πλησιάζουν, ενώ η συχνότητα μετατοπίζεται σε χαμηλότερες συχνότητες καθώς απομακρύνονται.

Τα συστήματα υπερήχων Doppler είναι δύο ειδών:

(1) Συνεχών ακουστικών κυμάτων (CW Doppler) και

(2) Παλμικών υπερήχων (Pulsed Doppler).

Παρόλο που τα περισσότερα σύγχρονα συστήματα υπερήχων Doppler χρησιμοποιούν παλμικές μεθόδους, το φαινόμενο Doppler μπορεί να εξηγηθεί καλύτερα με βάση τα συνεχή ακουστικά κύματα. Στα συστήματα συνεχών ακουστικών κυμάτων χρησιμοποιούνται δύο μετατροπείς ενέργειας μικρών διαστάσεων, ένας σαν πομπός υπερήχων και ένας σαν δέκτης.

Ο πομπός παράγει ένα ακουστικό κύμα με συχνότητα 2-15 MHz, το οποίο ανακλάται ή οπισθοσκεδάζεται από κινούμενους στόχους, όπως είναι τα τοιχώματα της καρδιάς ή τα ερυθρά αιμοσφαίρια, και επιστρέφει στο δέκτη με διαφορετική συχνότητα. Η σχετική γεωμετρία φαίνεται στην εικόνα 1.22, όπου θ είναι η γωνία που σχηματίζει η δέσμη με την κατεύθυνση κινούμενων στόχων.

Λόγω του ότι ο στόχος κινείται, καθώς πέφτει πάνω του το ακουστικό κύμα, η συχνότητα του ανακλωμένου κύματος διαφέρει από

την αρχική συχνότητα εκπομπής υπερήχων και η διαφορά αυτή είναι ανάλογη της ταχύτητας του στόχου. Συγκεκριμένα, η σχέση μετατόπισης στη συχνότητα των υπερήχων (Δf) και ταχύτητας του κινούμενου στόχου (v) είναι η εξής:

$$\Delta f = \frac{2vf_0 \cos\theta}{c} \quad (13)$$

όπου f_0 είναι η αρχική συχνότητα των υπερήχων και c είναι η ταχύτητα ήχου στους μαλακούς ιστούς. Με βάση την εξίσωση (13), το σύστημα υπολογίζει την ταχύτητα του κινούμενου στόχου με αρκετά μεγάλη ακρίβεια, έχοντας πρώτα συγκρίνει τις συχνότητες του ακουστικού κύματος κατά τη μετάδοση και επιστροφή για τον υπολογισμό της μετατόπισης Doppler και προσεγγίζοντας με κάποιο τρόπο τη γωνία θ . (Με τον ίδιο τρόπο υπολογίζουν και τα ραντάρ της τροχαίας αστυνομίας την ταχύτητα των αυτοκινήτων). Στα συστήματα που συνδυάζουν απεικόνιση της ανατομίας και υπέρηχους Doppler, είναι δυνατό να ορισθεί η γωνία θ πάνω στην οθόνη από τον ίδιο το χρήστη, με γραφικά εργαλεία που συνήθως παρέχει το σύστημα.

Δυστυχώς, παρόλο που τα συστήματα συνεχών κυμάτων υπερήχων δίνουν ακριβείς μετρήσεις της μετατόπισης Doppler και επομένως της ταχύτητας ροής του αίματος, δεν παρέχουν καμιά αξονική διακριτική ικανότητα. Όταν, δηλαδή, η δέσμη υπερήχων κόβει περισσότερα από ένα αγγεία, είναι αδύνατο να καθοριστεί στο χώρο η θέση των κινούμενων στόχων (ερυθρών αιμοσφαιρίων), που έδωσαν τη συγκεκριμένη μετατόπιση Doppler.

Τα συστήματα παλμικών υπερήχων Doppler λύνουν το πρόβλημα εντόπισης στο χώρο του αγγείου, από το οποίο προέρχεται η μετατόπιση συχνότητας, με τον ίδιο τρόπο που εντοπίζονται οι διάφοροι

ανακλαστήρες και σκεδαστές στην υπερηχοτομογραφία. Όμως, οι παλμοί υπερήχων αποτελούνται από πλατύ φάσμα συχνοτήτων και ο υπολογισμός της μετατόπισης Doppler στα συστήματα αυτά είναι προβληματικός. Δεν θεωρείται σκόπιμη η λεπτομερής περιγραφή των μεθόδων επεξεργασίας σημάτων, που χρησιμοποιούνται σε αυτή την περίπτωση· αρκεί να σημειωθεί ότι η αμφιβολία ως προς τη θέση κινουμένων στόχων στο χώρο μπορεί να μειωθεί μόνο σε βάρος της ακρίβειας, με την οποία μετριέται η ταχύτητα.

Η μέγιστη απόσταση (**R_{max}**) από το μετατροπέα ενέργειας, για την οποία η θέση των κινουμένων στόχων μπορεί να καθοριστεί με μεγάλη ακρίβεια, καθώς και η μέγιστη ταχύτητα (**V_{max}**) των στόχων αυτών, που μπορεί να υπολογιστεί με ακρίβεια από ένα σύστημα παλμικών υπερήχων Doppler, εξαρτώνται από τη συχνότητα επανάληψης των παλμών (**pulse repetition frequency ή PRF**) και δίνονται από τις σχέσεις:

$$R_{\max} = \frac{c}{2(\text{PRF})} \quad (14)$$

$$V_{\max} = \frac{c(\text{PRF})}{4f_o \cos\theta} \quad (15)$$

Το γινόμενο των εξισώσεων (14) και (15) δίνει το μέγιστο γινόμενο απόστασης και ταχύτητας, που μπορεί να υπολογιστεί από συστήματα υπερήχων Doppler που χρησιμοποιούν περιοδικούς παλμούς. Το γινόμενο αυτό αποτελεί βασικό περιορισμό για τα συστήματα αυτά και δίνεται από τη σχέση:

$$V_{\max} R_{\max} = \frac{c^2}{8f_o \cos\theta} \quad (16)$$

Στις περισσότερες κλινικές εφαρμογές μεθόδων Doppler, ο όγκος δειγματοληψίας (**sample volume**) περιέχει πολλούς κινούμενους στόχους (ερυθρά αιμοσφαίρια ή άλλους σκεδαστές), που κινούνται με διαφορετικές ταχύτητες και σε πολλαπλές κατευθύνσεις. Επομένως, στην περίπτωση **CW Doppler**, η οπισθοσκέδαση των υπερήχων από τον όγκο αυτό δίνει ένα σύνθετο σήμα που αποτελείται από πολλές συχνότητες, μια για κάθε διαφορετική κατεύθυνση και ταχύτητα, σύμφωνα με την εξίσωση (13). Στην περίπτωση παλμικών υπερήχων, ο κάθε παλμός αποτελείται από ένα φάσμα συχνοτήτων και κάθε συχνότητα υπόκειται σε διαφορετικές μετατοπίσεις Doppler, ανάλογα με την ταχύτητα και την κατεύθυνση των κινουμένων στόχων.

Το σήμα που συνθέτουν αυτές οι μετατοπισμένες συχνότητες, είναι ακόμη περισσότερο πολύπλοκο και λιγότερο αντιπροσωπευτικό της πραγματικής κατανομής ταχυτήτων των κινουμένων στόχων μέσα στον όγκο δειγματοληψίας. Έτσι, η διαγνωστική ερμηνεία και η γενικότερη χρησιμότητα των πληροφοριών, που δίνει η κλινική εφαρμογή αυτών των μεθόδων, εξαρτάται από τις τεχνικές επεξεργασίας των σημάτων αυτών για την αποκωδικοποίηση των πληροφοριών και τον υπολογισμό των ταχυτήτων.

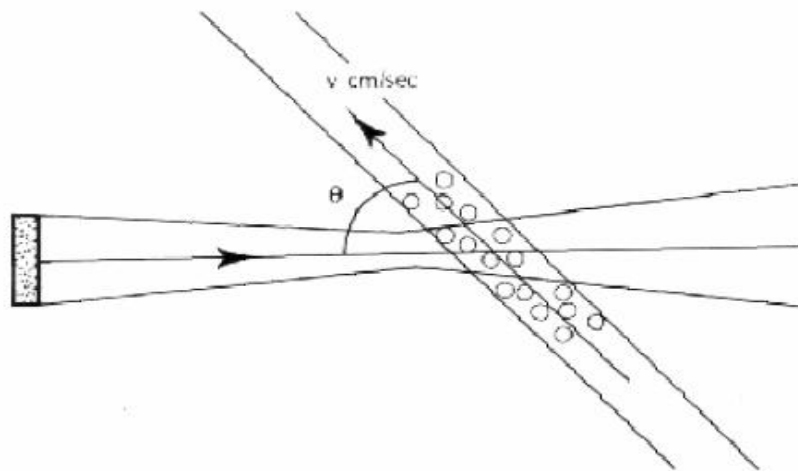
Η δυνατότητα πλήρους αποκωδικοποίησης των πληροφοριών, που περιέχουν τα σήματα που παράγουν οι μέθοδοι Doppler, υπόκειται σε βασικούς περιορισμούς λόγω φυσικών φαινομένων, όπως είναι η εξάρτηση της εξασθένησης των υπερήχων στους βιολογικούς ιστούς και του συντελεστή σκέδασης των διαφόρων ανακλαστήρων από τη συχνότητα, που καθιστούν τον ακριβή υπολογισμό των μετατοπίσεων Doppler πολύ δύσκολο. Πολλοί ερευνητές ασχολούνται σήμερα με τη λύση προβλημάτων σε αυτό το χώρο, στοχεύοντας στην πραγματικά ποσοτική μέτρηση αιμοδυναμικών παραμέτρων με μεθόδους Doppler.

1.12 ΒΙΟΛΟΓΙΚΕΣ ΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ

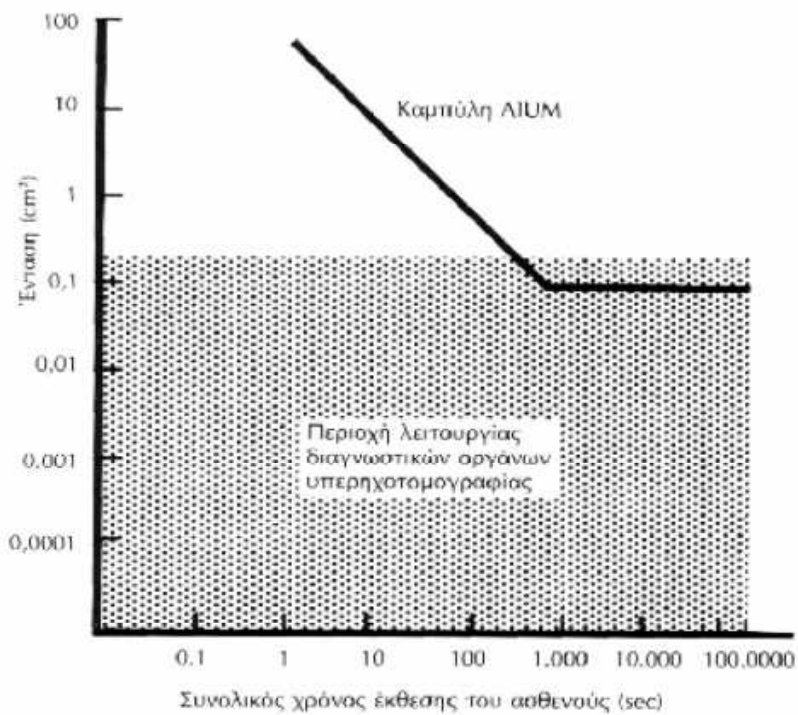
Στη μέχρι τώρα περιγραφή φαινομένων αλληλεπίδρασης υπερήχων και βιολογικών ιστών, δόθηκε έμφαση στον τρόπο, με τον οποίο οι ιστοί επιδρούν πάνω στη δέσμη υπερήχων, για να παράγουν τις ανατομικές πληροφορίες, που αποτελούν τη βάση της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας. Η χρήση, όμως, κάθε μορφής ενέργειας στη διαγνωστική απεικόνιση κρύβει και ορισμένους κινδύνους για τον ανθρώπινο οργανισμό.

Οι κίνδυνοι αυτοί προέρχονται από τις βιολογικές επιδράσεις του ποσοστού ενέργειας που απορροφάται από τους ιστούς του ανθρωπίνου σώματος και βάζουν περιορισμούς στην ασφαλή χρήση κάθε μεθόδου διαγνωστικής απεικόνισης. Επομένως, όλοι όσοι ασχολούνται τόσο με το σχεδιασμό και την κατασκευή οργάνων διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας και υπερήχων Doppler όσο και με την κλινική τους εφαρμογή πρέπει να γνωρίζουν τους σχετικούς κινδύνους εφαρμογής των μεθόδων αυτών (**risk**) και να τους ζυγίζουν πάντα με μέτρο τη διαγνωστική τους χρησιμότητα (**benefit**).

Αξίζει, πάντως, να σημειωθεί ότι οι βιολογικές επιδράσεις των υπερήχων και των άλλων μορφών ενέργειας αποτελούν τη βάση πολλών θεραπευτικών μεθόδων (ακτινοθεραπεία, υπερθερμία κ.λπ.). Οι βιολογικές επιδράσεις των υπερήχων στον ανθρώπινο οργανισμό δεν μας είναι απόλυτα γνωστές. Υπάρχουν αρκετές αντικρουόμενες απόψεις και πειραματικά δεδομένα, που όμως αφήνουν πολλά ερωτήματα αναπάντητα. Η Επιτροπή Βιολογικών Επιδράσεων του American Institute of Ultrasound in Medicine (AIUM), έχοντας αξιολογήσει τα μέχρι τώρα δημοσιευμένα αποτελέσματα, έχει βγάλει την εξής ανακοίνωση:



1.22 Γεωμετρία εφαρμογής υπερήχων Doppler



1.23 Σύγκριση περιοχής λειτουργίας συστημάτων διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας και καμπύλης AIUM

Η κλίμακα συχνοτήτων, που αναφέρεται στην ανακοίνωση του AIUM, είναι 0,5- 10 MHz, ενώ οι τιμές εντάσεων, που περιλαμβάνει, είναι μέσες τιμές ως προς το χρόνο της μέγιστης έντασης της δέσμης υπερήχων στο χώρο. Ακόμη, οι χρόνοι, που δίνονται στην ανακοίνωση

αυτή, είναι συνολικοί χρόνοι, δηλαδή περιλαμβάνουν το χρονικό διάστημα ενεργοποίησης και μη (**on- και off-time**) της δέσμης παλμικών υπερήχων.

Το γινόμενο έντασης και συνολικού χρόνου αντιστοιχεί στην ενέργεια που περνά από μια συγκεκριμένη επιφάνεια ιστών, διαιρεμένη από την ίδια την επιφάνεια. Η ανακοίνωση του AIUM ορίζει τιμές έντασης υπερήχων και συνολικού χρόνου ενεργοποίησης της δέσμης, κάτω από τις οποίες δεν έχουν παρατηρηθεί ανεξάρτητα επιβεβαιωμένες σημαντικές βιολογικές επιδράσεις (εικ. 1.23). Οι τιμές αυτές δεν είναι κατ' ανάγκη οριακές και θα περίμενε κανείς ότι, αν περισσότερο ευαίσθητοι βιολογικοί δείκτες χρησιμοποιηθούν στη μελέτη των βιολογικών επιδράσεων των υπερήχων στον ανθρώπινο οργανισμό, στο μέλλον θα μειωθούν (η καμπύλη της εικόνας 1.23 θα κατεβεί προς τα κάτω και αριστερά).

Στην εικόνα 1.23 φαίνεται, επίσης, η περιοχή λειτουργίας των διαφόρων οργάνων διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας, που είναι σε χρήση σήμερα. Η μικρή επικάλυψη μεταξύ της περιοχής λειτουργίας των διαφόρων οργάνων και της περιοχής πάνω από την καμπύλη, που ορίζουν οι τιμές της ανακοίνωσης του AIUM, οδηγεί στο συμπέρασμα ότι είναι πράγματι δυνατό να παρατηρηθούν βιολογικές επιδράσεις στις μεγαλύτερες εντάσεις. Δύο είναι οι κύριοι μηχανισμοί δράσης των υπερήχων με αρνητικά βιολογικά αποτελέσματα για τον άνθρωπο: (α) παραγωγή θερμότητας και (β) παραγωγή και αύξηση του μεγέθους φυσαλίδων στους ιστούς (**cavitation**).

Υπάρχουν και άλλοι μηχανισμοί μηχανικής φύσης, των οποίων όμως η εξάρτηση από την ένταση των υπερήχων δεν είναι γνωστή. Η εικόνα 1.23 θα μπορούσε να ξανασχεδιασθεί με βάση τη μέγιστη τιμή

έντασης κάθε παλμού υπερήχων και όχι τη μέση τιμή, ως προς το συνολικό χρόνο εξέτασης. Αυτό θα ήταν επιθυμητό αν υποθεθεί ότι οι ιστοί δεν τείνουν να επιστρέψουν στη φυσιολογική τους κατάσταση στο χρονικό διάστημα μεταξύ παλμών και, επομένως, οι βιολογικές επιδράσεις κάθε ακουστικού παλμού είναι αθροιστικές. Το κατά πόσο η υπόθεση αυτή είναι σωστή δεν είναι γνωστό, όπως δεν είναι γνωστό αν ο ανθρώπινος οργανισμός, έχοντας απορροφήσει κάποια ποσότητα ενέργειας από τη δέσμη υπερήχων, επιστρέφει στην αρχική του φυσιολογική κατάσταση μέσα σε χρονικά διαστήματα μερικών ωρών, ημερών ή και εβδομάδων, που συχνά μεσολαβούν μεταξύ διαγνωστικών εξετάσεων.

Παρόλα τα αναπάντητα ερωτήματα γύρω από τις βιολογικές επιδράσεις των υπερήχων στον ανθρώπινο οργανισμό, είναι γεγονός ότι μέχρι σήμερα δεν έχει γίνει γνωστό κανένα περιστατικό σοβαρών επιπτώσεων της διαγνωστικής υπερηχοτομογραφίας στην ανθρώπινη υγεία. Όμως, όσο δεν υπάρχει απλή απάντηση στο ερώτημα «είναι η υπερηχοτομογραφία ασφαλής διαγνωστική μέθοδος;», η μέθοδος αυτή πρέπει να χρησιμοποιείται συντηρητικά και να γίνεται κάθε προσπάθεια ελαχιστοποίησης των σχετικών κινδύνων ως προς τη χρησιμότητα των αναμενόμενων κλινικών αποτελεσμάτων. Η συντηρητική αντιμετώπιση επιβάλλει τη χρήση της διαγνωστικής αυτής μεθόδου, μόνο όταν είναι απαραίτητη με βάση κλινικά κριτήρια, την ελαχιστοποίηση της έντασης των υπερήχων και τη συντόμευση της διάρκειας εξέτασης.

1.13 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ ΚΑΙ ΠΡΟΟΠΤΙΚΕΣ

Η υπερηχοτομογραφία και οι υπέρηχοι Doppler έχουν πια καθιερωθεί σαν μέθοδοι διαγνωστικής απεικόνισης και ποιοτικού ή ποσοτικού χαρακτηρισμού της λειτουργίας του κυκλοφορικού συστήματος αντίστοιχα. Οι εξελίξεις στην τεχνολογία των μικροηλεκτρονικών και των ψηφιακών συστημάτων, των τελευταίων ετών, έχουν δράσει σαν καταλύτες σε ανάλογες εξελίξεις στην τεχνολογία των συστημάτων υπερηχοτομογραφίας και υπερήχων Doppler.

Τα σύγχρονα συστήματα έχουν αυξημένες δυνατότητες επεξεργασίας των σημάτων, που δίνουν οι πολλαπλές ανακλάσεις της δέσμης υπερήχων, και των εικόνων που κατασκευάζονται από αυτά, αυξημένη διακριτική ικανότητα, περισσότερα επίπεδα του γκριζου (**bits/στοιχείο εικόνας**) στην τελική εικόνα, ταχύτερο ρυθμό απεικόνισης σε εφαρμογές real-time, δυνατότητα δυναμικής απεικόνισης του κυκλοφορικού συστήματος με μεθόδους Doppler κ.λπ.

Μελλοντικές επεκτάσεις στην κλινική εφαρμογή των υπερήχων πιθανώς να συμπεριλάβουν τον ακριβή ποσοτικό χαρακτηρισμό των βιολογικών ιστών (**tissue characterization**) και των διαφόρων αιμοδυναμικών παραμέτρων (**quantitative blood flow measurements**). Οι προσπάθειες προς αυτή την κατεύθυνση δεν έχουν αποδώσει μέχρι σήμερα τα αναμενόμενα αποτελέσματα, λόγω βασικών περιορισμών, που βάζουν οι φυσικοί μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ενέργειας και ύλης.

Όμως, καθώς τεκμηριώνεται η κλινική χρησιμότητα του ποσοτικού χαρακτηρισμού των ιστών και της ακριβούς μέτρησης των αιμοδυναμικών παραμέτρων, τόσο η ανάπτυξη της σχετικής τεχνολογίας

όσο και η έρευνα με σκοπό την προτυποποίηση και τη βαθύτερη κατανόηση των φυσικών φαινομένων θα εντατικοποιηθούν και τα εμπόδια, που προς το παρόν υπάρχουν, θα ξεπεραστούν.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2: ΘΕΜΕΛΙΩΔΗΣ ΦΥΣΙΚΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

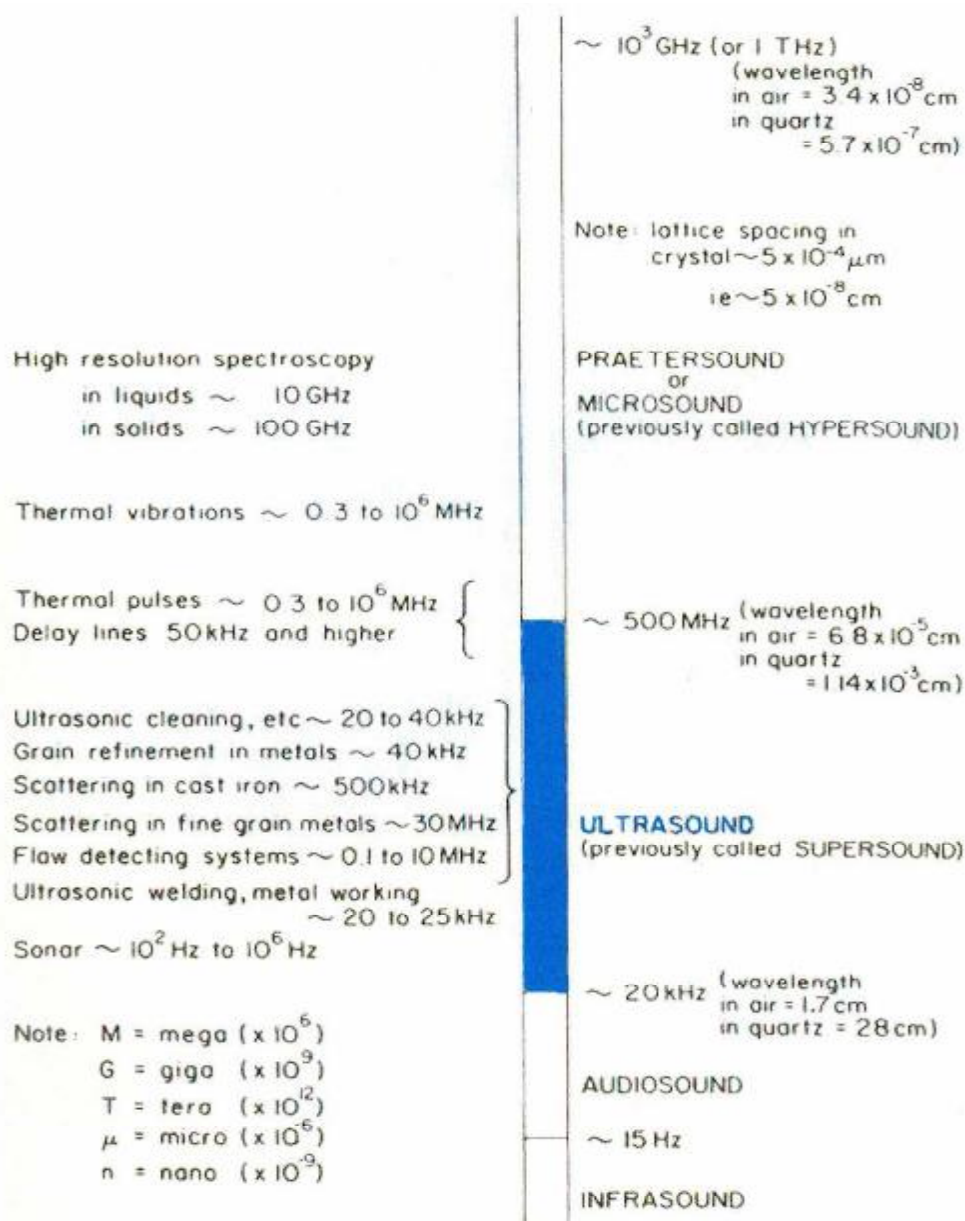
Η χρήση των υπερήχων (**Ultrasound, US**) αποτελεί μία χρήσιμη μέθοδο για την ιατρική διαγνωστική, αφού επιτρέπει την απεικόνιση εσωτερικών δομών του ανθρώπινου ιστού. Η επαρκής γνώση των βασικών φυσικών διαδικασιών που συνδέονται με την παραγωγή, τη διάδοση και την ανίχνευση των υπερηχητικών κυμάτων είναι απαραίτητη για την κατανόηση των διαφόρων τεχνικών απεικόνισης.

Πριν δοθεί ο ορισμός του υπερήχου, πρέπει να εισάγουμε τον όρο του **μέσου διάδοσης**. Παραδείγματα διαφόρων μέσων διάδοσης είναι ο αέρας, το νερό κτλ. και στην περίπτωση των υπερήχων, ο ανθρώπινος ιστός. Το καθένα από αυτά περιέχει άπειρες υπομονάδες, τα σωματίδια ύλης (**particles**). Η παρουσία του μέσου διάδοσης είναι μεγάλης σημασίας στην διαγνωστική με υπέρηχους, επειδή ο ήχος δεν διαδίδεται στο κενό, όπως επίσης και ο χαρακτηρισμός των ιδιοτήτων του μέσου, οι οποίες επηρεάζουν σε μεγάλο βαθμό τον τρόπο με τον οποίο διαδίδεται ο ήχος μέσα σε αυτό.

Ο υπέρηχος είναι μία μορφή ενέργειας, η οποία αποτελείται από μηχανικές ταλαντώσεις, οι συχνότητες των οποίων είναι υψηλότερες από το ακουστικό εύρος. Το κατώτερο όριο συχνότητας του φάσματος των υπερήχων είναι τα 20 kHz περίπου. Οι περισσότερες όμως διαγνωστικές εφαρμογές χρησιμοποιούν συχνότητες στο εύρος των 1-15 MHz.

Η ενέργεια των υπερήχων διαδίδεται στο μέσο με τη μορφή διαμήκων κυμάτων. Τα σωματίδια από τα οποία αποτελείται το μέσο διάδοσης, ταλαντώνουν γύρω από την θέση ισορροπίας τους και η

ενέργεια διαδίδεται σε παράλληλη διεύθυνση με αυτή των ταλαντώσεων, χωρίς να υπάρχει μεταφορά ύλης σωματιδίων. Οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται για την ποσοτικοποίηση ενός συνεχούς κύματος υπερήχου (**continuous wave**) είναι το πλάτος, η συχνότητα, το μήκος κύματος, η ένταση και η ταχύτητα διάδοσής του. Στην διαγνωστική με υπέρηχους όμως δεν χρησιμοποιούνται συνεχή κύματα, αλλά παλμικά.



Κλίμακα συχνοτήτων ήχου

2.1 ΠΑΛΜΙΚΟΙ ΥΠΕΡΗΧΟΙ

Στην απεικόνιση με την χρήση υπερήχων χρησιμοποιούνται παλμοί βραχείας διάρκειας. Κάθε παλμός αποτελεί ένα άθροισμα πλήθους κυμάτων, διαφορετικών συχνοτήτων μεταξύ τους. Βασικός λόγος για τον οποίο χρησιμοποιούνται στην διαγνωστική απεικόνιση είναι ότι αφού συγκροτούνται από πολλαπλές συχνότητες, επιτρέπουν την μεταφορά περισσότερης «πληροφορίας» από αυτήν που θα μετέφερε ένα συνεχές κύμα μιας συχνότητας.



Τυπικοί παλμοί υπερήχων

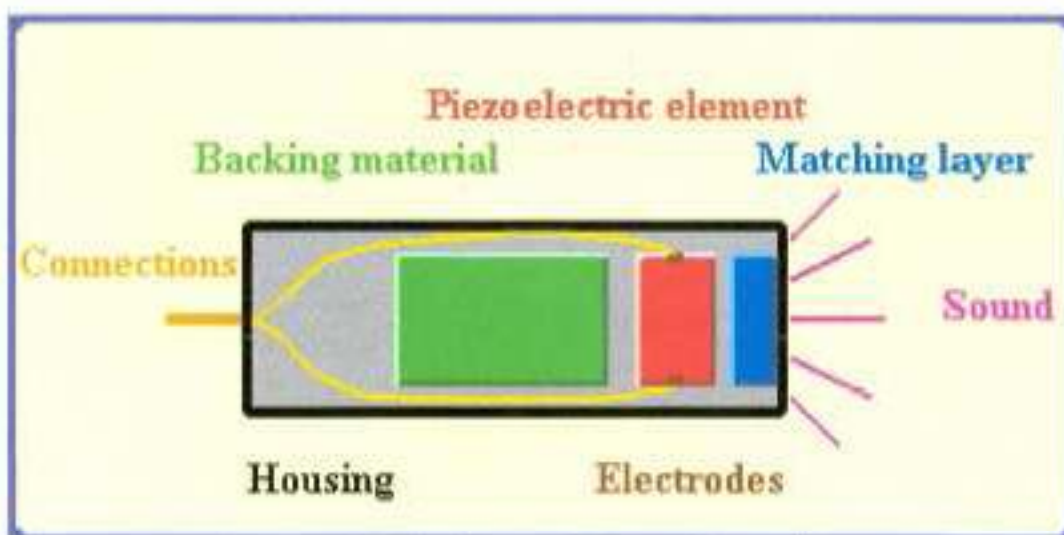
Παράμετροι παλμικών κυμάτων

1. **Συχνότητα επαναληψιμότητας παλμών PRF (HZ)** – Ο αριθμός των παλμών σε ένα δευτερόλεπτο.
2. **Περίοδος επαναληψιμότητας παλμού PRP (sec)** - Ο χρόνος από το ξεκίνημα ενός παλμού, έως το ξεκίνημα του επόμενου.
3. **Διάρκεια παλμού (Pulse duration)** - Ο χρόνος που απαιτείται για να διαδοθεί ένας και μόνο παλμός..
4. **Duty Factor** - Ο λόγος της διάρκειας ενός παλμού προς την περίοδο επαναληψιμότητάς του.

2.2. ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ ΠΑΡΑΓΩΓΗΣ – ΑΝΙΧΝΕΥΣΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Όπως έχει περιγραφεί νωρίτερα, για να παραχθεί ήχος σε ένα μέσο διάδοσης απαιτείται η ταλάντωση των σωματιδίων που απαρτίζουν το μέσο αυτό. Για να γίνει αυτό είναι απαραίτητος ο μετατροπέας ενέργειας (**ultrasound transducer**). Ο transducer μετατρέπει ηλεκτρική τάση σε μηχανική κίνηση (πομπός) και το αντίστροφο (δέκτης). Τα υλικά που πραγματοποιούν αυτή τη μετατροπή, είναι γνωστά ως πιεζοηλεκτρικά. Το πιεζοηλεκτρικό φαινόμενο (1880) αρχικά παρατηρήθηκε σε συγκεκριμένα φυσικά υλικά, όπως ο κρύσταλλος χαλαζία (**quartz**).

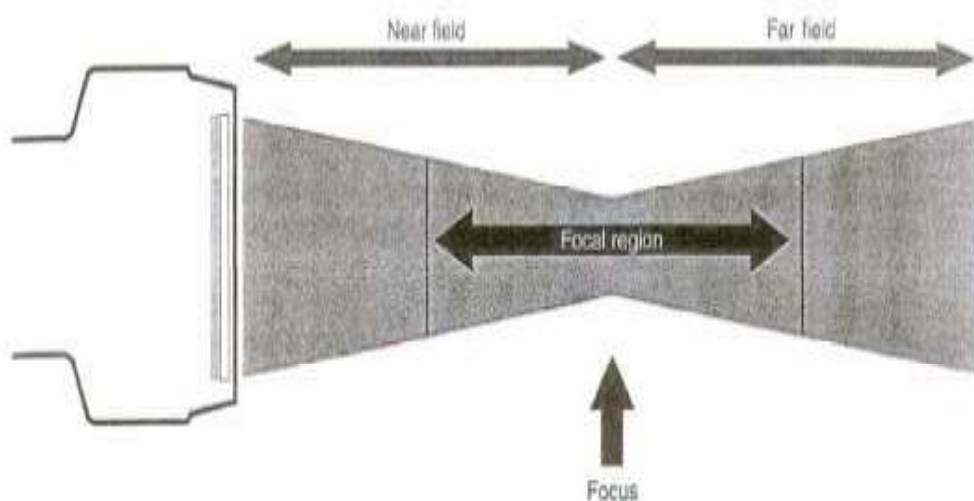
Στους **ultrasound transducers** χρησιμοποιούνται τεχνητά πιεζοηλεκτρικά υλικά (**polarized ferroelectrics**) και πιο συγκεκριμένα, το περισσότερο χρησιμοποιούμενο υλικό είναι το συνθετικό κεραμικό *lead zirconate titanate*.



Σχηματική διάταξη του *ultrasound transducer*

Στην πραγματικότητα ο **transducer** παράγει μία δέσμη υπερήχων, η οποία μπορεί να παρομοιαστεί με τη δέσμη φωτός που παράγει ένας ηλεκτρικός φακός. Η συμπεριφορά της δέσμης των

υπερήχων υπακούει στην *αρχή του Huygens*, κατά την οποία μία δέσμη που παράγεται από μία κύρια πηγή, μπορεί να θεωρηθεί σαν το άθροισμα όλων εκείνων των δεσμών που παράγονται από έναν άπειρο αριθμό σημειακών πηγών. Στην περίπτωση του ήχου, κάθε σημειακή πηγή παράγει ήχο εξ ίσου προς όλες τις κατευθύνσεις, δημιουργώντας ένα σφαιρικό κύμα. Το άθροισμα αυτών των σφαιρικών κυμάτων σχηματίζει το προφίλ της δέσμης.

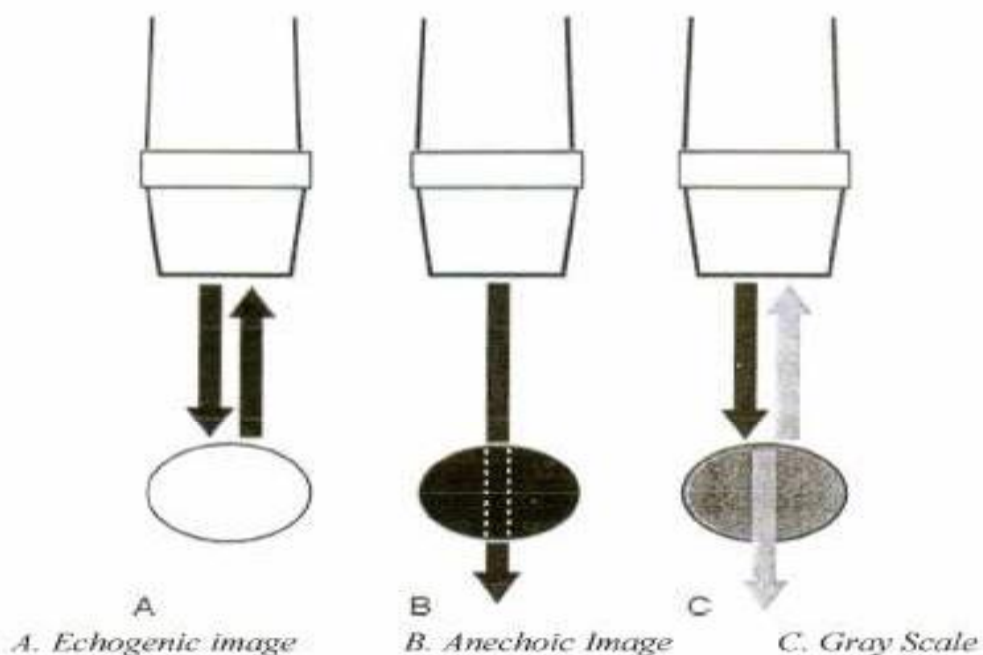


Όπως απεικονίζεται στο παραπάνω σχήμα, η δέσμη των υπερήχων αρχικά συγκλίνει σε μια περιοχή που ονομάζεται near field και στη συνέχεια αποκλίνει μέσω της περιοχής γνωστής ως far field. Η εστιακή περιοχή (focal region) είναι η βέλτιστη περιοχή στην οποία πετυχαίνουμε καλύτερη απεικόνιση του υποκείμενου ιστού. Το σχήμα αυτής της δέσμης εξαρτάται από την ακτίνα του πιεζοηλεκτρικού κρυστάλλου και την συχνότητα των υπερήχων:

$$NFL = \frac{a^2}{\lambda} \quad \sin \theta = \frac{0,61\lambda}{a}$$

Το μήκος του near field αυξάνεται με την ακτίνα του transducer και με την συχνότητα των υπερήχων (επειδή $\lambda=c/f$), ενώ η απόκλιση της δέσμης στο far field μειώνεται καθώς αυξάνονται η ακτίνα και η συχνότητα. Η «διείσδυση» του υπέρηχου στο μέσο διάδοσης μειώνεται καθώς αυξάνεται η συχνότητα του υπέρηχου (εξαιτίας της αντίστοιχης αύξησης στην εξασθένηση), παίρνοντας όμως καλύτερη ανάλυση.

Οι διαγνωστικοί υπέρηχοι διαφέρουν κατά ένα τρόπο με τον ακουστό ήχο, στα μέσα στα οποία διαδίδονται καλύτερα. Ο υπέρηχος δεν διαδίδεται στον αέρα ή στα οστά, δύο μέσα στα οποία υπάρχει διάδοση του ήχου. Αντιστρόφως, δομές που περιέχουν υγρά είναι άριστοι «αγωγοί» των υπερήχων και επειδή το μεγαλύτερο ποσοστό του ανθρώπινου ιστού αποτελείται από νερό, είναι εξαιρετικά καλή η απεικόνισή του. Δομές πυκνότητας μαλακού ιστού διαδίδουν και ανακλούν εξίσου καλά τους παλμούς υπερήχων, επιτρέποντας την απεικόνιση της εσωτερικής τους ανατομίας. Όλα αυτά απεικονίζονται σχηματικά παρακάτω:

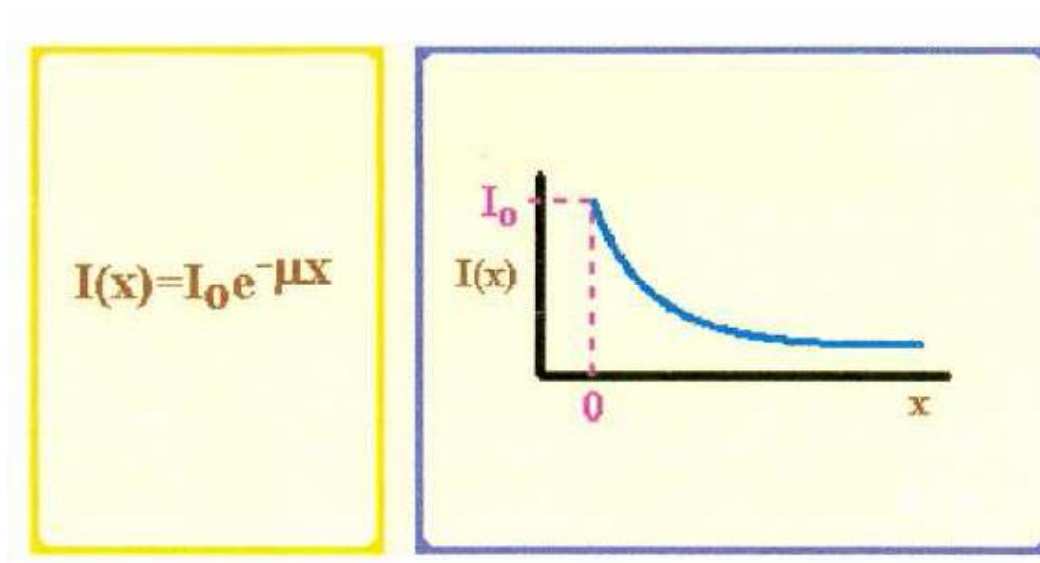


2.3 ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ – ΙΣΤΟΥ

Μετά το αρχικό στάδιο της παραγωγής των υπερήχων από τον transducer, αυτοί στη συνέχεια διαδίδονται μέσα στον ανθρώπινο ιστό, η δομή του οποίου είναι ποικιλόμορφη και ανομοιογενής. Τελικά, αφού αλληλεπιδράσει με διάφορους τρόπους, θα επιστρέψει στον transducer με μία άλλη μορφή. Οι κύριες αλληλεπιδράσεις υπερήχων-ιστού είναι η εξασθένηση και η ανάκλαση.

2.4 ΕΞΑΣΘΕΝΗΣΗ

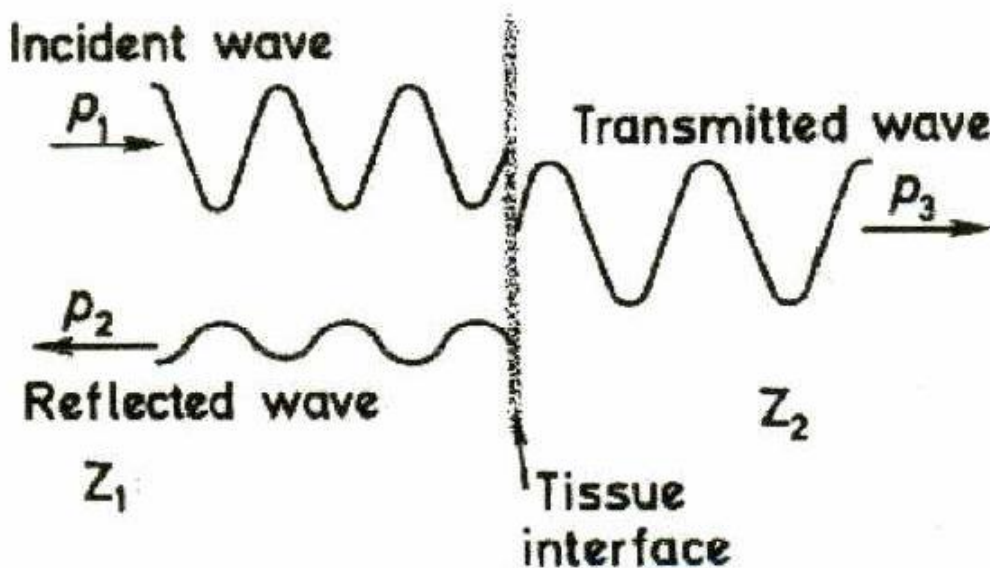
Η εξασθένηση του ήχου συμβαίνει σε κάθε μέσο διάδοσης και εκφράζει την μείωση της έντασης του ήχου σε σχέση με την απόσταση:



Καθώς διαδίδεται ο ήχος, οι ταλαντώσεις των σωματιδίων του μέσου που προκαλεί απαιτούν ενέργεια, προκαλώντας έτσι στον ήχο να χάσει ένταση με την μορφή θερμότητας (απορρόφηση). Ο ρυθμός εξασθένησης είναι αντιπροσωπευτικός κάθε μέσου διάδοσης και εκφράζεται από τον συντελεστή εξασθένησης $3c$ (attenuation

coefficient). Όσο μεγαλύτερος είναι ο συντελεστής εξασθένησης ενός μέσου, τόσο πιο ραγδαία ελαττώνεται η ένταση του υπερήχου. Προσεγγιστικά για μαλακούς ιστούς η ένταση του υπερήχου εξασθενεί κατά 1dB/cm για κάθε MHz συχνότητας.

2.5 ΑΝΑΚΛΑΣΗ



Η ανάκλαση παρατηρείται κατά την διάδοση του υπερήχου διαμέσου μίας διεπιφάνειας (Z_1 & Z_2) και εξαρτάται από την ακουστική εμπέδηση Z των δύο μέσων:

$$Z = \rho \cdot c$$

,όπου ρ η πυκνότητα του μέσου και c η ταχύτητα διάδοσης του ήχου στο μέσο αυτό. Το ανακλώμενο και το διαδιδόμενο κύμα θα έχουν μειωμένο πλάτος σε σχέση με το προσπίπτον. Το ποσοστό του κύματος που θα διαδοθεί εκφράζεται με τον λόγο του ανακλώμενου

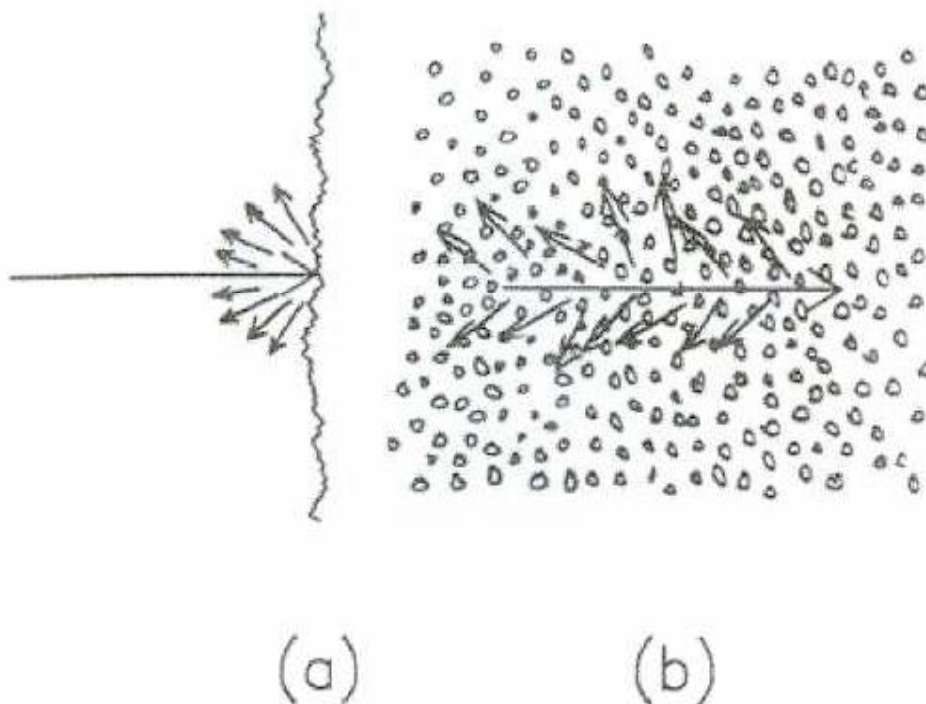
κύματος προς το προσπίπτον και ονομάζεται συντελεστής ανάκλασης:

$$\frac{p_2}{p_1} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}$$

Όσο η τιμή του παραπάνω λόγου πλησιάζει την μονάδα, προσεγγίζουμε την μέγιστη ανάκλαση, ενώ όσο τείνει προς το μηδέν, έχουμε σχεδόν πλήρη διάδοση.

2.6 ΣΚΕΔΑΣΗ

Ο όρος της σκέδασης εμπεριέχεται σε αυτόν της εξασθένησης. Το φαινόμενο της σκέδασης παρατηρείται κατά την διάδοση των υπερήχων στον ανθρώπινο ιστό, εξ αιτίας της ανομοιογένειάς του (b) και των τραχειών διεπιφανειών των δομών του (a):



Η σκέδαση εξαρτάται από το μήκος κύματος της δέσμης του διαδιδόμενου υπερήχου, από το πλήθος και το μέγεθος των σκεδαστών καθώς και από την διαφορά στην ακουστική εμπέδηση μεταξύ των σκεδαστών και του περιβάλλοντος ιστού.

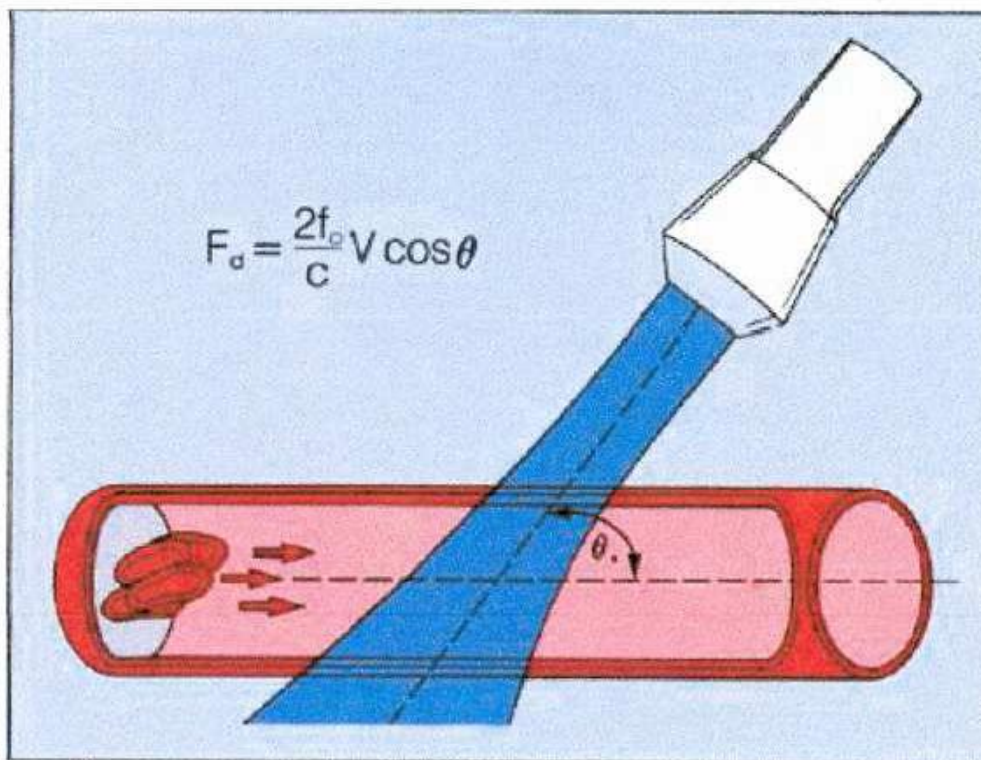
2.7 ΜΗΧΑΝΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ DOPPLER

Οι υπέρηχοι Doppler αποτελούν μία εξειδικευμένη εφαρμογή των υπέρηχων για τον υπολογισμό της ταχύτητας της αιματικής ροής και την απεικόνισή της σε πραγματικό χρόνο. Ο Johan Christian Doppler (1842) πρώτος παρατήρησε την μετατόπιση της συχνότητας του ανακλώμενου κύματος σε σχέση με αυτή του προσπίπτοντος, όταν ένα κύμα ήχου ανακλάται σε ένα κινούμενο αντικείμενο. Για κάθετη πρόσπτωση, αν f είναι η συχνότητα του προσπίπτοντος κύματος και u η ταχύτητα του κινούμενου αντικειμένου προς την πηγή, τότε η μετατόπιση Doppler f_D που υφίσταται η συχνότητα του ανακλώμενου κύματος είναι:

$$f_D = \frac{2uf}{c}$$

Το φαινόμενο Doppler μπορεί να χρησιμοποιηθεί στην μελέτη της αιματικής ροής. Στην περίπτωση αυτή ο transducer είναι η πηγή και το αίμα (συγκεκριμένα τα ερυθρά αιμοσφαίρια) το αντικείμενο σε κίνηση που ανακλά τα υπερηχογραφικά κύματα. Αφού διαδοθεί ο υπέρηχος, προς κάποια αρτηρία για παράδειγμα, στη συνέχεια ανιχνεύεται η ανάκλασή του. Επειδή το αίμα κινείται όμως, ο

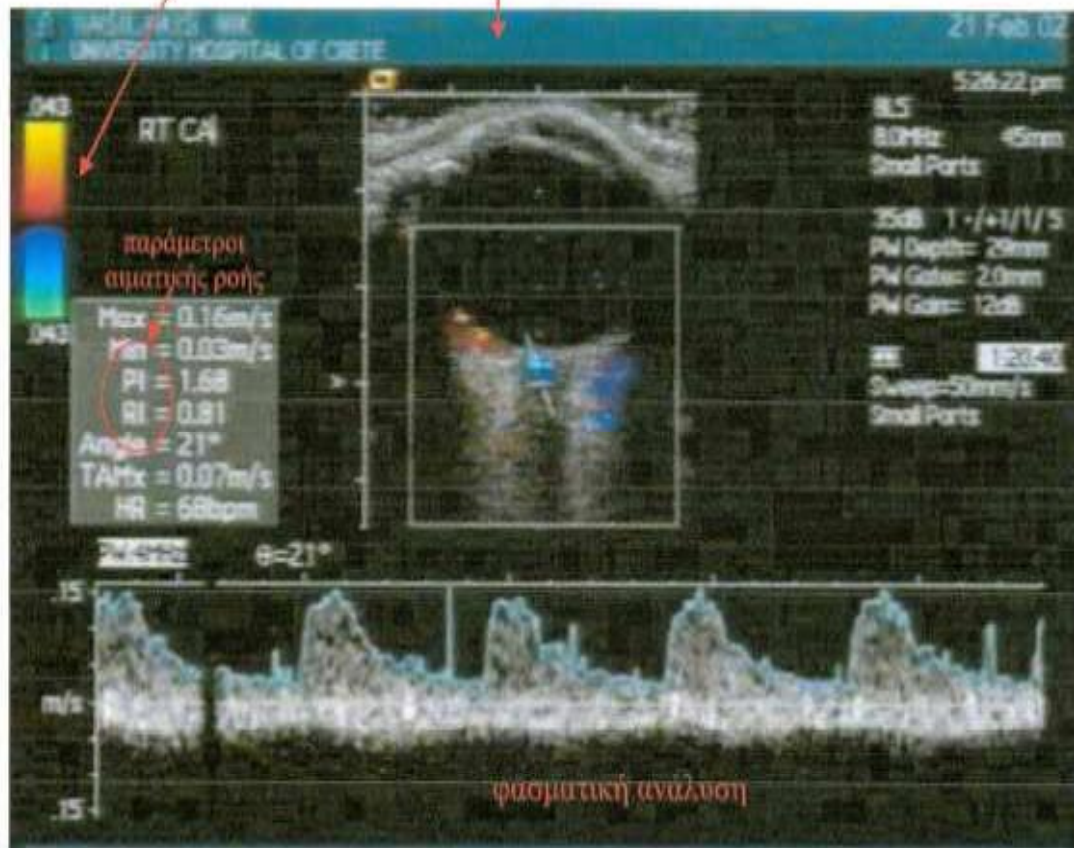
υπέρηχος κατά την επιστροφή στον δέκτη θα έχει υποστεί μία μετατόπιση στην συχνότητά του F_D :



Υπάρχουν τρεις κύριες τεχνικές Doppler για την μελέτη της αιματικής ροής:

- Power Doppler
- Pulsed Doppler (Spectral/Duplex)
- Color Doppler

Σήμερα η τεχνική που χρησιμοποιείται συχνότερα στην διαγνωστική με υπέρηχους είναι η **Color Doppler Imaging (CDI)**, που ουσιαστικά είναι ο συνδυασμός των Spectral και Color Doppler, που αναφέρονται παραπάνω. Η CDI επιτρέπει την ταυτόχρονη παρατήρηση των ανατομικών δομών και την ανάλυση της αιματικής ροής με κώδικα χρώματος.



Έχει βρει σχετικά πρόσφατα εφαρμογή στην οφθαλμολογία (Erikson et. al, 1989) και καταμετρά τις ταχύτητες της αιματικής ροής στα αγγεία του κόγχου, συμπεριλαμβάνοντας την οφθαλμική, κεντρική αρτηρία αμφιβληστροειδούς και βραχείες οπίσθιες ακτινοειδείς αρτηρίες, αγγεία που δε θα μπορούσαν να παρατηρηθούν με άλλες τεχνικές. Ο χρωματικός κώδικας παρέχει ποιοτική και ποσοτική πληροφόρηση για την αιματική ροή : ροή προς τον transducer χρωματίζεται ερυθρά, ενώ η κίνηση από τον transducer εμφανίζεται μπλε. Ο κώδικας αυτός είναι πολύ εύχρηστος, επειδή οι κογχικές αρτηρίες απεικονίζονται κόκκινες,

ενώ οι κογχικές φλέβες μπλε.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι δεν μπορεί να υπολογιστεί το εύρος των κογχικών αγγείων, κάτι που καθιστά αδύνατο τον υπολογισμό της αιματικής ροής (επειδή $\text{Ροή} = \text{Ταχύτητα} / \text{Επιφάνεια}$).

Έμμεση ανάλυση της αιματικής ροής επιτυγχάνεται με βάση τους παρακάτω παραμέτρους:

- **Συστολική ταχύτητα κορυφής (PSV)**
- **Τελοδιαστολική ταχύτητα (ESV)**
- **Pulsatility Index (PI)**
- **Resistive Index (RI)**

Ο πλέον συχνά χρησιμοποιούμενος δείκτης είναι ο RI, ο οποίος είναι ανάλογος της αντίστασης της αιματικής ροής του αγγείου:

$$RI = \frac{PSV - EDV}{PSV} \in [0,1]$$

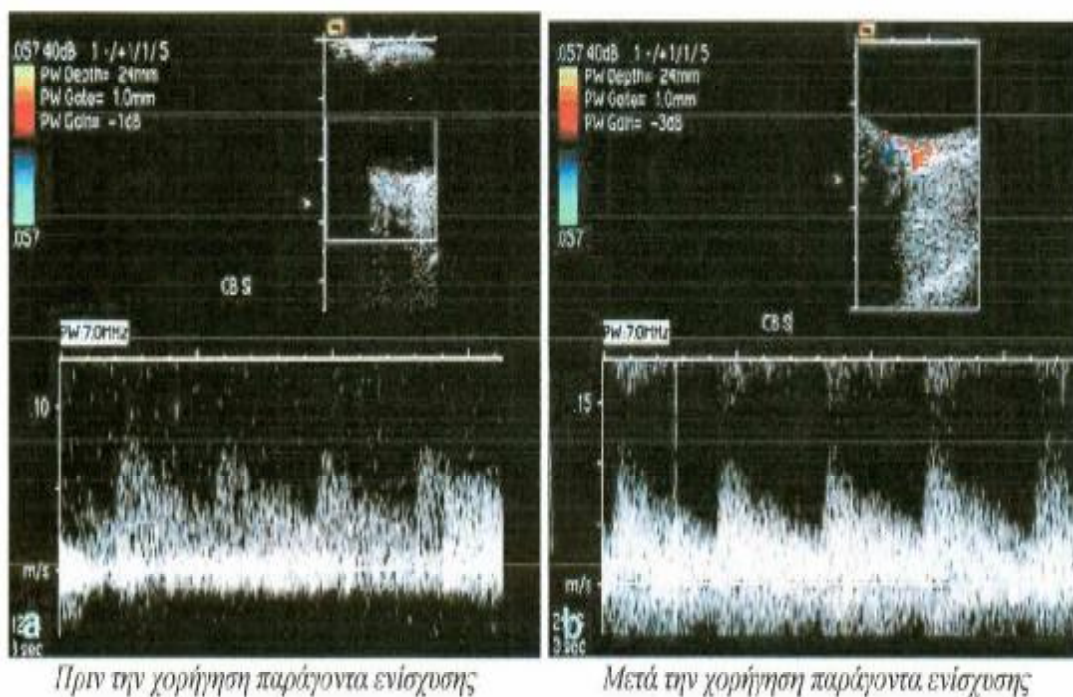
Η CDI μπορεί να χρησιμοποιηθεί στη διάγνωση και στον χειρισμό οφθαλμικών καταστάσεων, όπου υπάρχει υποψία αγγειακής αιτιολογίας, συμπεριλαμβανομένων:

1. **Αρτηριοφλεβικές καρωτιδικές αναστομώσεις**
2. **Κιρσοί κόγχου**
3. **Αποφρακτική νόσος της καρωτίδας (Οφθαλμικό ισχαιμικό σύνδρομο)**
4. **Απόφραξη της κεντρικής αρτηρίας / φλέβας του αμφιβληστροειδούς**
5. **Πρόσθια ισχαιμική οπτική νευροπάθεια**

6. Γλαύκωμα

2.8 ΠΑΡΑΓΟΝΤΕΣ ΕΝΙΣΧΥΣΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ (ULTRASOUND CONTRAST AGENTS)

Η ποιότητα της λαμβανόμενης εικόνας με τη χρήση διαγνωστικών υπερήχων εξαρτάται μεταξύ άλλων και από την ένταση του σήματος που επιστρέφει στον transducer από την ανάκλαση του υπό μελέτη ιστού. Σε μερικές περιπτώσεις, το ανακλώμενο αυτό σήμα εξασθενεί σε τέτοιο βαθμό, ώστε να μην παρέχει πια αρκετή «πληροφορία» για διάγνωση. Σε αυτήν την περίπτωση οι παράγοντες ενίσχυσης διαδραματίζουν ένα πολύ σημαντικό ρόλο στην εξέλιξη των τεχνικών διάγνωσης με υπέρηχους. Ένας αποτελεσματικός USCA μετατρέπει μία διφορούμενη ή άχρηστη εικόνα σε τέτοια που να μπορεί να οδηγήσει σε ασφαλή διάγνωση.



Οι παράγοντες ενίσχυσης είναι τεχνητές, εξωγενείς ουσίες (**gas microbubbles** διαμέτρου 1-7 μ m) οι οποίες χορηγούνται ενδοφλεβίως για την ενίσχυση των υπερηχογραφήματων. Η ανακάλυψη και η επακόλουθη ανάπτυξή τους ξεκίνησε από μία τυχαία παρατήρηση του **καρδιολόγου Charles Joiner**, στα τέλη του 1960.

Η βασική αρχή στην οποία στηρίζεται η χρήση των παραγόντων ενίσχυσης είναι βασικά ο ίδιος μηχανισμός με αυτόν που περιγράφηκε στο φαινόμενο της σκέδασης και της ανάκλασης. Πιο συγκεκριμένα, η αύξηση στην ένταση του ανακλώμενου σήματος κατά την χρήση παραγόντων ενίσχυσης, οφείλεται στην μεγάλη διαφορά μεταξύ των ακουστικών εμπεδήσεων της διεπιφάνειας του αερίου του microbubble και του αίματος. Με αυτόν τον τρόπο επιτυγχάνεται σχεδόν ολική ανάκλαση του προσπίπτοντος υπερήχου. Ένας επιπλέον λόγος για τον οποίο οι microbubbles είναι εξαιρετικά ηχογενείς (echogenic) είναι το γεγονός ότι μόλις προσπέσει ο υπέρηχος σε αυτές, τότε συντονίζονται και διαστέλλονται δημιουργώντας έτσι ακόμα περισσότερη ηχώ.

Οι τρεις περισσότερο συχνές περιπτώσεις κατά τις οποίες επιβάλλεται η χρήση παραγόντων ενίσχυσης, λόγω μεγάλης εξασθένησης του σήματος είναι:

- ▶ **Χαμηλός όγκος ροής** - Η μειωμένη αιματική ροή μέσα από κάποια στένωση αγγείου είναι δύσκολα ανιχνεύσιμη. Τα ερυθρά αιμοσφαίρια σκεδιάζουν ελάχιστα τους υπερήχους και όταν το πλήθος των κινούμενων ερυθροκυττάρων ελαττωθεί κάτω από ένα συγκεκριμένο επίπεδο, δεν είναι δυνατή η ανίχνευση από το σύστημα, ακόμα και αν υπάρχει μεγάλη ταχύτητα αιματικής ροής.

- ▶ **Υψηλή εξασθένηση σήματος** - όταν το υπό μελέτη αγγείο καλύπτεται από οστά ή λιπώδη ιστό, τότε το Doppler σήμα εξασθενεί τόσο που δεν διακρίνεται από τον θόρυβο.
- ▶ **Χαμηλή ταχύτητα ροής** - οι ταχύτητες ροής μπορεί να είναι τόσο χαμηλές, που παρόλη την τυχόν αυξημένη ερυθροκυτταρική πυκνότητα που μπορεί να υπάρχει ώστε να παραχθεί ένα Doppler σήμα χαμηλής συχνότητας και μεγάλου πλάτους, αυτό το σήμα αποκόπτεται από το ενσωματωμένο φίλτρο της συσκευής.

Μερικοί από τους παράγοντες ενίσχυσης που έχουν εγκριθεί και χρησιμοποιούνται κλινικά, παρατίθενται παρακάτω :

- ❖ **Albunex (Molecular Biosystems, San Diego, CA)**
- ❖ **Definity (DuPont Pharmaceuticals, Waltham, MA)**
- ❖ **Echovist (Schering AG, Berlin, Germany)**
- ❖ **Levovist (Schering AG, Berlin, Germany)**
- ❖ **Imagent (Alliance Pharmaceutical Corp., San Diego, CA)**
- ❖ **Optison (Molecular Biosystems, San Diego, CA)**
- ❖ **Sono Vue (Bracco Diagnostics Inc., Princeton, NJ)**

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3: ΑΑΡΜ/RSNA ΦΥΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ: Β – ΜΕΘΟΔΟΣ
ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ: ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΚΑΙ ΝΕΑ
ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑ

Η υπερηχογραφία έχει χρησιμοποιηθεί στην ιατρική απεικόνιση για μισό αιώνα. Οι τρέχοντες αμερικανικοί ανιχνευτές είναι βασισμένοι κατά ένα μεγάλο μέρος στις ίδιες βασικές αρχές χρησιμοποιημένους στις αρχικές συσκευές για την ανθρώπινη απεικόνιση. Σύγχρονος εξοπλισμός χρησιμοποιεί μια προσέγγιση σφυγμός-ήχους με μια επίδειξη φωτεινότητα-τρόπου (β-τρόπος). Οι θεμελιώδεις πτυχές της διαδικασίας απεικόνισης β-τρόπου περιλαμβάνουν βασική φυσική υπερήχου, αλληλεπιδράσεις του υπερήχου με τον ιστό, υπέρηχος σχηματισμός σφυγμού, που ανιχνεύει την ακτίνα υπερήχου, και την ανίχνευση ήχους και επεξεργασία σήματος.

Πρόσφατες τεχνικές καινοτομίες που ήταν αναπτυγμένες για να βελτιώσει την απόδοση του σύγχρονου αμερικανικού εξοπλισμού περιλάβετε τα εξής: αρμονική απεικόνιση ιστού, χωρική σύνθετη απεικόνιση, εκτεταμένη απεικόνιση οπτικών πεδίων, που κωδικοποιούνται τη διέγερση σφυγμού, ηλεκτρονική, τρισδιάστατη και τεσσάρων διαστάσεων απεικόνιση τμημάτων, και η γενική τάση προς τη μικρογράφιση εξοπλισμού. Οι υπερηχογράφοι είναι σχετικά ανέξοδη, φορητή, ασφαλής, και σε πραγματικό χρόνο ένδειξη μορφής, η οποία το κάνετε μια από τις ευρύτερα χρησιμοποιημένες μορφές απεικόνισης στην ιατρική.

Αν και ο β-τρόπος US αναφέρεται μερικές φορές ως ώριμη τεχνολογία, αυτή η μορφή συνεχίζει να δοκιμάζει μια σημαντική εξέλιξη στην ικανότητα με ακόμη και τη διένεξη των εξελίξεων στον ορίζοντα.

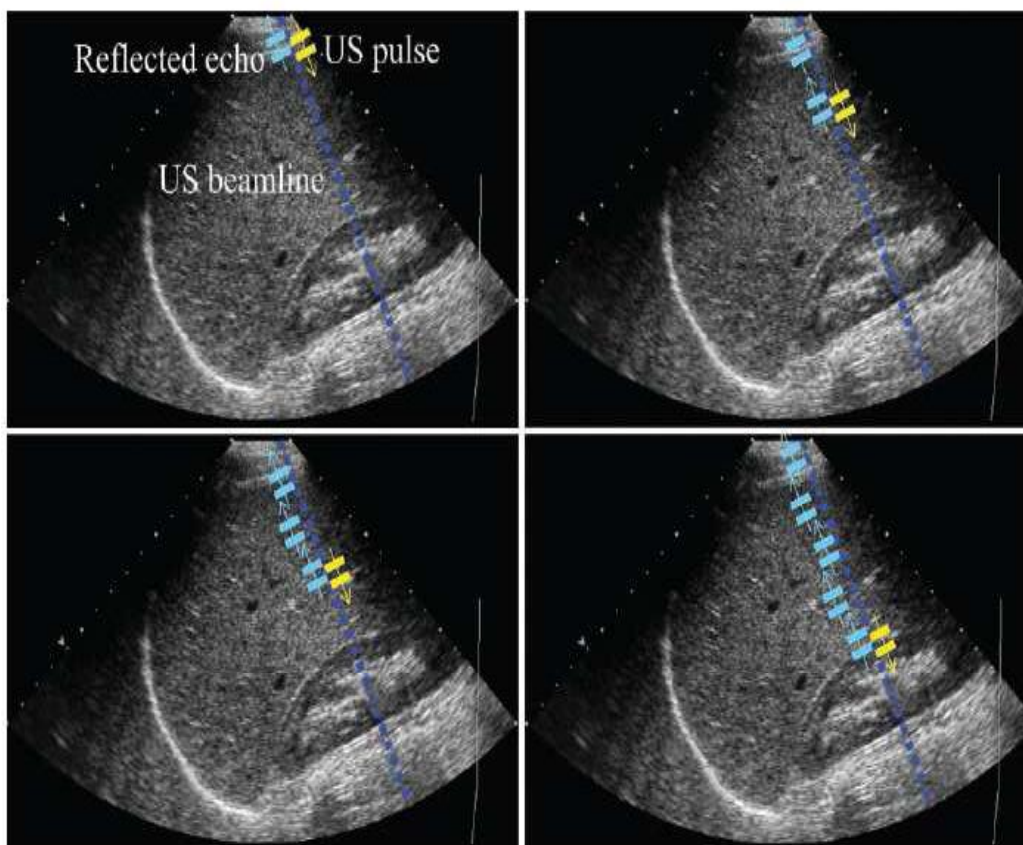


Figure 1. Sequence of diagrams shows the propagation of an ultrasound pulse (yellow arrow) along one particular beam line (dotted line). Echoes (blue arrows) are generated by reflections of the pulse from structures in the tissue medium all along this path, and the echoes travel back to the transducer (not shown).

ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Τα όργανα Ultrasonographic (US) έχουν χρησιμοποιήσει ως εικόνα το ανθρώπινο σώμα για τουλάχιστον 50 έτη. Οι US είναι αυτήν την περίοδο μια από τις σημαντικότερες, ευρέως χρησιμοποιημένες, και ευπροσάρμοστες μορφές απεικόνισης στην ιατρική. Οι US εικόνες είναι τομογραφικές και επίκτητες "σε πραγματικό χρόνο". Η τεχνολογία είναι σχετικά ανέξοδη και φορητή, ειδικά σε σύγκριση με τις μορφές όπως μαγνητική αντίληψη (MR) και υπολογιστική τομογραφία (CT).

Επίσης, όπως αυτήν την περίοδο εφαρμόζεται στον ιατρικό το περιβάλλον, η υπερηχογραφία δεν θέτει κανέναν γνωστό κίνδυνο για τον ασθενή. Αυτά τα χαρακτηριστικά επιτρέπουν στο να είναι συνήθως χρησιμοποιούμενη ως αρχική διαγνωστική μορφή απεικόνισης. Επιπλέον, η επίδραση Doppler χρησιμοποιείται για να γίνουν οι ποσοτικές μετρήσεις απόλυτης ταχύτητας αίματος και για να χαρτογραφηθεί η ροή αίματος πέρα από ένα μεγάλο οπτικό πεδίο (fov) κατά τρόπο ημιποσοτικό. Οι υπερηχογράφοι χρησιμοποιούνται επίσης εκτενώς για να καθοδηγήσουν πολλούς τύπους και διαδικασίες ιατρικών εξετάσεων. Τέλος, μεγάλης σημασίας οι US βρίσκουν στην αυξανόμενη χρήση τους ως θεραπευτική μορφή δραστηριότητα αναλόγων συχνοτήτων και εντάσεων.

Οι σύγχρονοι ιατρικοί US εκτελούνται πρώτιστα πλησίον της χρησιμοποίησης μιας προσέγγισης σφυγμού-ηχού με ένα brightnessmode (B-τρόπος). Αυτό περιλαμβάνει διαβίβαση μικρών σφυγμών του υπερήχου στο σώμα, ανίχνευση σε σήματα ηχούς ως αποτέλεσμα των αντανακλάσεων από τις δομές που βρίσκονται κατά μήκος των διαστάσεων της πορείας του σφυγμού και έπειτα συνδυασμός των σημάτων ηχούς από πολλοί διαδοχικοί, συνεπίπεδοι σφυγμοί σε μια εικόνα.

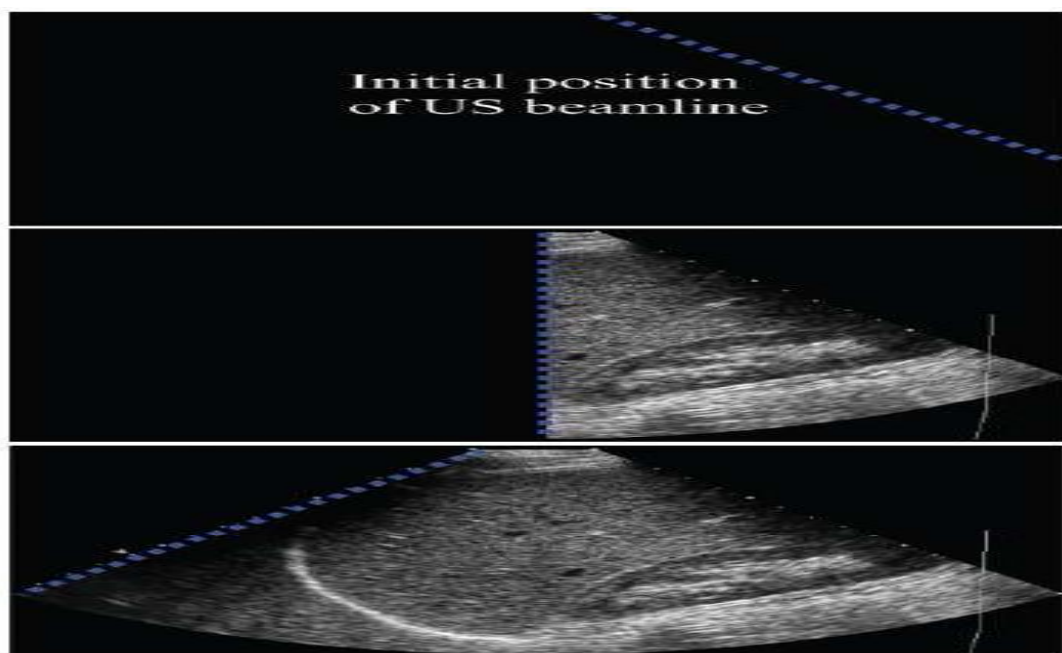
Ο σκοπός αυτής της δουλειάς είναι η ανάδειξη των βασικών αρχών του β-τρόπου US. Αυτή η αναθεώρηση δεν είναι τόσο λεπτομερής όσο άλλες, πιο εκτενείς επεξεργασίες αυτού του θέματος, μερικά από το οποία σημειώνονται στις αναφορές. Αυτή η αναθεώρηση εστιάζει σε θεμελιώδη πτυχές της διαδικασίας απεικόνισης του β-τρόπου, ειδικά εκείνοι που είναι σημαντικοί για την κατανόηση το δεύτερο τμήμα της ανάλυσης, το οποίο συζητά τις πρόσφατες καινοτομίες απεικόνισης που

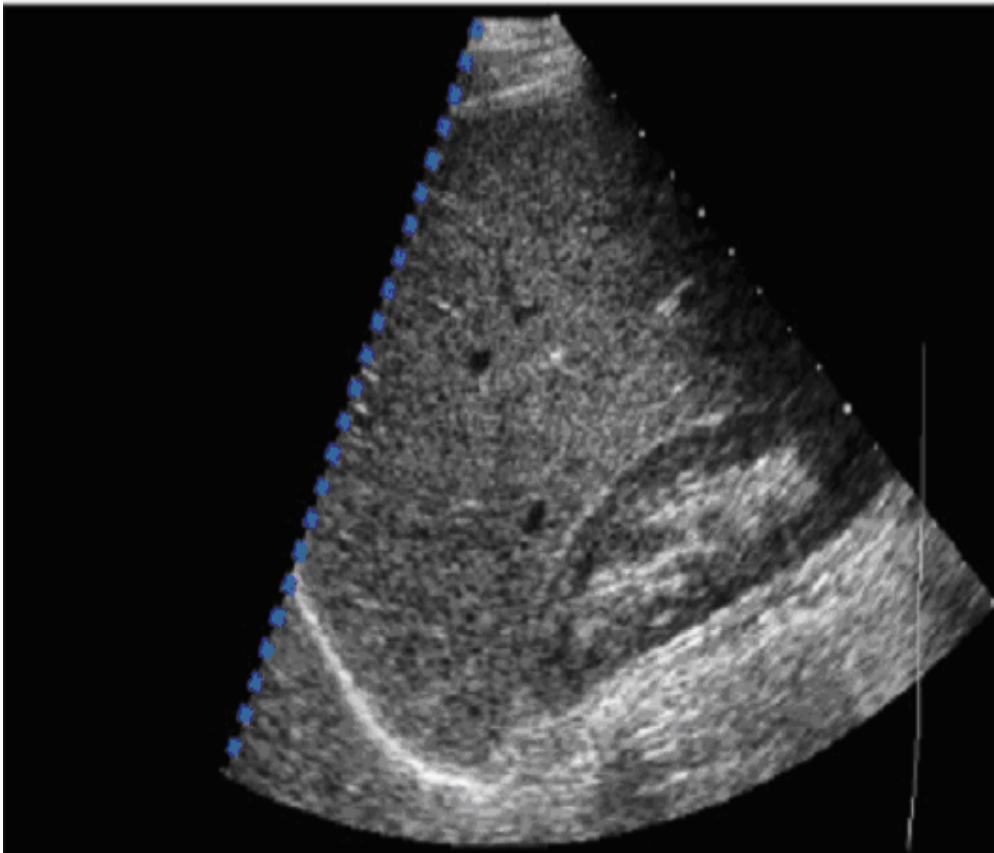
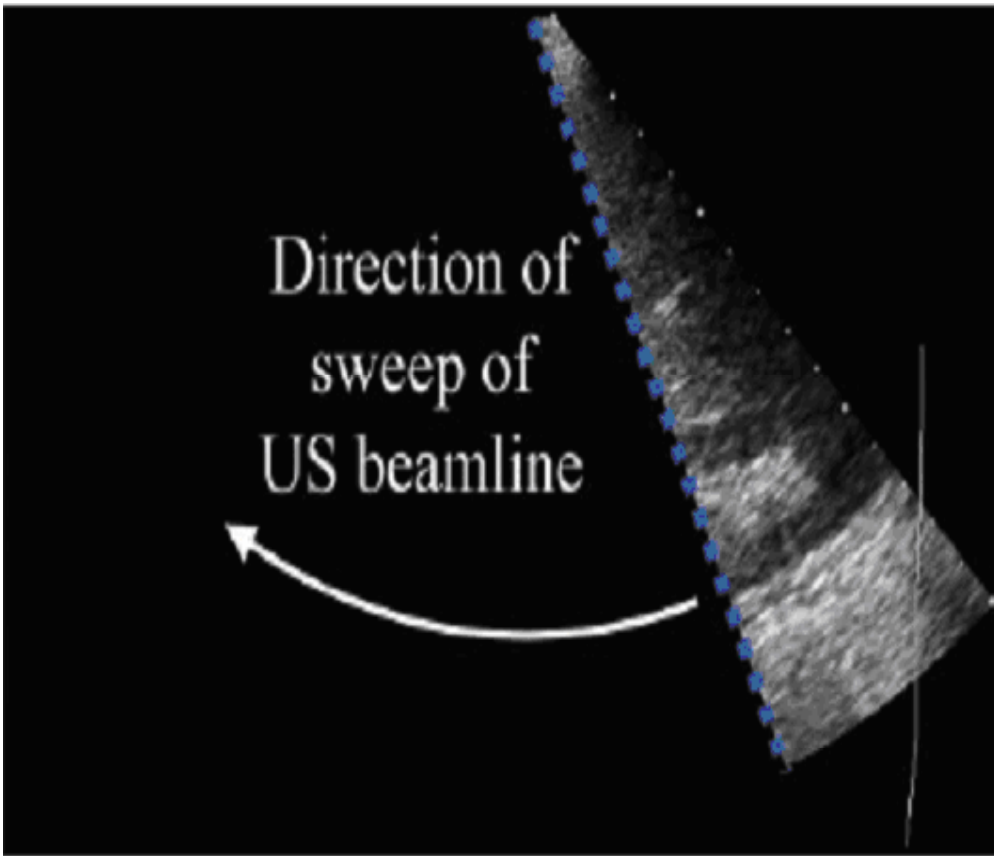
έχουν αναπτυχθεί για να βελτιώσουν την απόδοση των σύγχρονων αμερικανικών εξοπλισμών.

Η αναθεώρηση των πρόσφατων εξελίξεων περιλαμβάνει την αρμονική απεικόνιση ιστού, χωρική σύνθετη απεικόνιση, εκτεταμένη απεικόνιση, κωδικοποιημένη διέγερση σφυγμού, ηλεκτρονική εστίαση του τμήματος ή του οργάνου της εικόνας, τρισδιάστατη και τεσσάρων διαστάσεων απεικόνιση, και η γενική τάση προς τη μικρογράφιση του χρησιμοποιούμενου εξοπλισμού.

3.1 ΒΑΣΙΚΕΣ ΑΡΧΕΣ ΤΟΥ Β-ΤΡΟΠΟΥ US

Οι βασικές αρχές της απεικόνισης β-τρόπου είναι επί πολλούς το ίδιο πράγμα όπως σήμερα, ήταν τα αρχικά όργανα αναπτυγμένα για την ιατρική χρήση. Σε αυτό το τμήμα, αυτές οι βασικές αρχές συζητούνται και η εξέλιξη από στατικές σε πραγματικό χρόνο US και ο εξοπλισμός αναθεωρείται.





3.2 ΓΕΝΙΚΗ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ ΣΤΟΝ Β-ΤΡΟΠΟ US

Οι ιατρικοί US εκτελούνται με τη χρησιμοποίηση μιας προσέγγισης σφυγμός-ήχου. Αυτή η εξιδανικευμένη διαδικασία είναι διευκρινισμένη μέσα Σχήματα 1 και 2. Ένας μικρός, στο χώρο εντοπισμένος σφυγμός από τον υπέρηχο παράγεται από μια συσκευή αποκαλούμενη **α μετατροπέας** (που τοποθετείται στην κορυφή της αμερικανικής εικόνας αλλά μη παρουσιασμένη στις απεικονίσεις 1 και 2) και διαβιβάζεται στον ασθενή. Ηχώ υπερήχου που κατευθύνονται πίσω προς το μετατροπέα παράγεται ως σφυγμός που ταξιδεύει σύμφωνα με μια ευθεία γραμμή μέσω των ιστών. Ο σφυγμός υπερήχου είναι πραγματικά πολύ σύντομος (παρουσιασμένος στο σχήμα 1 ως δύο παχιές γραμμές με μια κάθετο βέλος), αλλά δεδομένου ότι διαπερνά μια ευθεία πορεία που αναφέρεται συχνά ως **ακτίνα υπερήχου**.

Η πορεία που ο σφυγμός και οι ηχώ ακολουθούν μπορεί να αναφερθεί ως **γραμμή ακτινών** (διαστιγμένη γραμμή στο σχήμα 1). κατεύθυνση της διάδοσης σφυγμού υπερήχου εμπρός η γραμμή ακτινών αναφέρεται ως **αξονική κατεύθυνση** και η κατεύθυνση στην κάθετο της εικόνας αξονικά καλείται **πλευρική κατεύθυνση**. Συνήθως, μόνο ένα πολύ μικρό μέρος του σφυγμού υπερήχου απεικονίζεται ως ηχώ από οποιοδήποτε σημείο στον ασθενή, με το υπόλοιπο της συνέχισης σφυγμού σύμφωνα με τη γραμμή ακτινών στα μεγαλύτερα βάθη ιστού. Σαν διαδρομές σφυγμού βαθύτερα στο σώμα, μέσα γενικά θα υπάρξει ένα μακρύ πλάνο ηχούς των διαδρομών προς το μετατροπέα, όπου ανιχνεύεται.

Οι διαφορετικές αντανακλαστικότητες διαφέρουν ως προς τις δομές που αντιμετωπίζονται αντίστοιχα από το σφυγμό και προκαλούν μια παραλλαγή της ανιχνευμένης δύναμης ήχους. Τα ανιχνευμένα

σήματα ήχους υποβάλλονται σε επεξεργασία και μεταφρασμένα στη φωτεινότητα, με συνέπεια μια "φωτεινότητα - κουκίδα" να είναι η επίδειξη εικόνας του β-τρόπου. Στον β-τρόπο οι εικόνες, με περισσότερες αντανακλαστικές δομές, εμφανίζονται φωτεινότερες από τις λιγότερες αντανακλαστικές δομές.

Μια πλήρης εικόνα λαμβάνεται με την επανάληψη αυτού του κύκλου σφυγμός-ήχος για πολλές συνεπίπεδες γραμμές ακτινών (σφυγμοί σχημάτων 2) για διαδοχικές γραμμές ακτινών που διαβιβάζονται μετά από την ηχώ της προηγούμενης γραμμής ακτινών ήταν ανιχνευμένες από το μετατροπέα. Μετά από όλες τις ηχούς από όλη την ακτίνα οι γραμμές έχουν ανιχνευθεί και επεξεργαστεί, αυτά τα σήματα χαρτογραφούνται στις κατάλληλες θέσεις στη μήτρα κυττάρου εικόνας, και ο πλήρης. Η εικόνα β-τρόπου φαίνεται στο σχήμα. Η ολόκληρη διαδικασία επαναλαμβάνεται αμέσως για να λάβει τους ήχους για το επόμενο πλαίσιο εικόνας, γενικά στα ποσοστά 20-40 πλαίσια ανά δευτερόλεπτο.

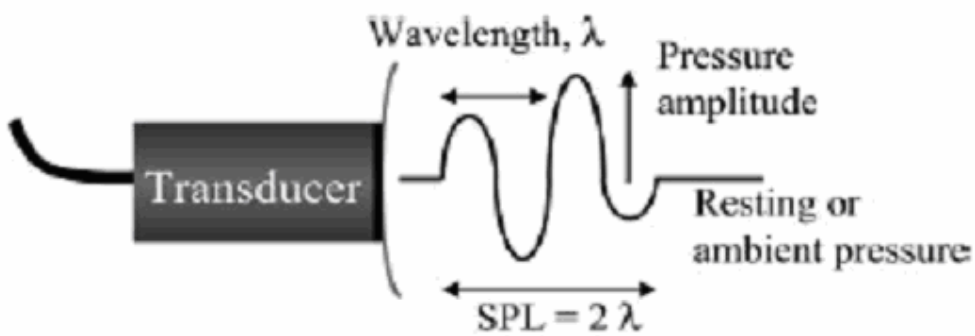
ΒΑΣΙΚΗ ΦΥΣΙΚΗ ΥΠΕΡΗΧΟΥ

Ο υπέρηχος αποτελείται από τα μηχανικά κύματα με συχνότητες επάνω από το ανώτερο ακουστικό όριο 20kHz. Η συχνότητα είναι ίση με τον αριθμό κύματος οι κύκλοι παρήγαγαν κάθε δευτερόλεπτο, και τις ιατρικές υπερηχογραφίες οι συσκευές χρησιμοποιούν συνήθως τα διαμήκη κύματα με το α φάσμα συχνότητας περίπου 2-15 MHz. μηχανικού τα κύματα πρέπει να ταξιδέψουν μέσω κάποιου φυσικού μέσου όπως τον αέρα, το ύδωρ, ή τον ιστό. Αυτά τα κύματα αντιστοιχούν στις περιοχές στο μέσο όπου η πίεση είναι διαδοχικά υψηλότερος από και χαμηλότερος από τη στήριξη ή περιβαλλοντική πίεση.

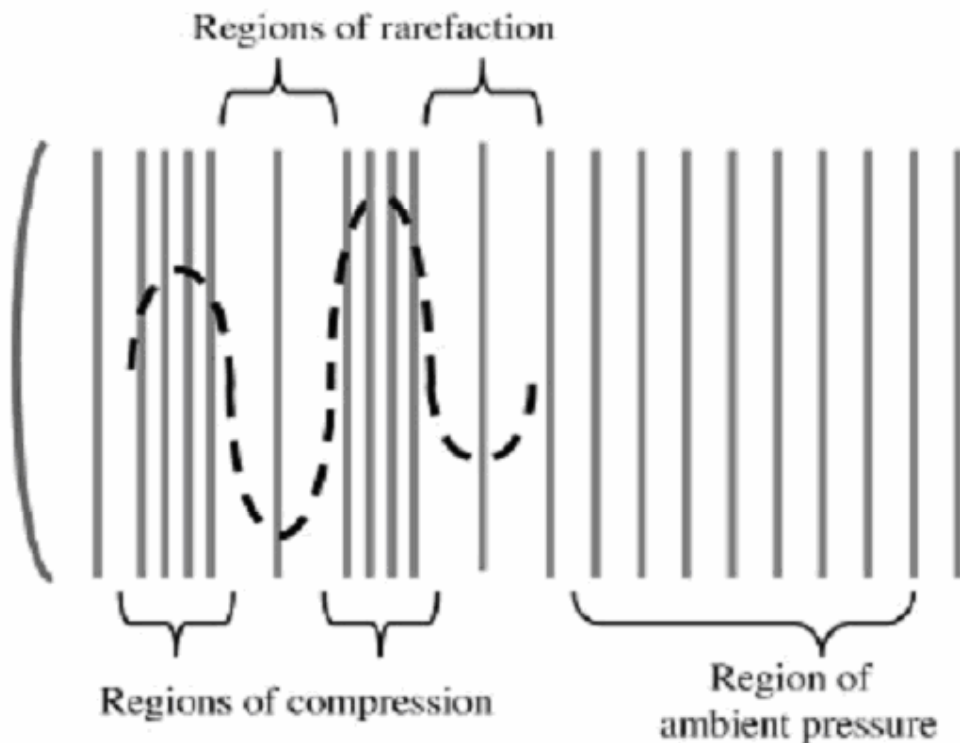
Όπου η πίεση είναι υψηλή, το μέσο συμπιέζεται ή όπου η πίεση είναι χαμηλή, το μέσο τεντώνεται ή διαχέεται σε συνθήκες πραγματικού ιστού (Σχήμα 3). Οι μέσες κινήσεις σε έναν ταλαντώσεων τρόπο, που εναλλάσσεται μεταξύ των καταστάσεων της συμπίεσης και διάχυσης. Κάθε μικρό στοιχείο μέσες κινήσεις πέρα δώθε για τη στήριξή του η θέση αλλά δεν υποβάλλεται σε οποιαδήποτε καθαρή κίνηση όπως το κύμα διαδίδει. Ο όρος *διαμήκης* αναφέρεται στα κύματα που προκαλούν την ταλάντωση του μέσου στην ίδια κατεύθυνση με την κατεύθυνση διάδοση κυμάτων.

Εγκάρσια κύματα (κούρα κύμα), στο οποίο το μέσο ταλαντεύεται σε μια κατεύθυνση κάθετος στην κατεύθυνση διάδοσης, μειώνεται γρήγορα στον ιστό και έτσι δεν παίζει ένας άμεσος ρόλος στην ιατρική απεικόνιση β-τρόπου. Άλλος αντιμετώπισε συνήθως την ακουστική μεταβλητή είναι η ακουστική ένταση, η οποία ορίζεται ως η δύναμη ανά διατομικό τομέα μονάδων του σφυγμού υπέρηχου. Υπέρηχος που συγκεντρώνεται στενά ή έχει μια υψηλότερη ένταση από τον υπέρηχο εκπεμπόμενος με την ίδια δύναμη αλλά πέρα από μια ευρύτερη περιοχή.

Η ένταση συσχετίζεται με την πιθανότητα των βιοεπιδράσεων ως αποτέλεσμα της έκθεσης στον υπέρηχο. Τα εύρη πίεσης ηχητικών κυμάτων μπορούν να ποικίλουν από έναν παράγοντα 10⁵ ή μεγαλύτερο (5), τόσο σχετικό ώστε τα επίπεδα πίεσης και έντασης να είναι πιο βολικά συζητημένος από την άποψη εντάσεως. Σχετικός το εύρος πίεσης που εκφράζεται σε ένταση είναι ίσο με $20 \log(P_2 / P_1)$, όπου P_1 και P_2 είναι τα δύο εύρη πίεσης που συγκρίνονται. Αυτό αντιστοιχεί στις πιέσεις ενός αρχικού



a.

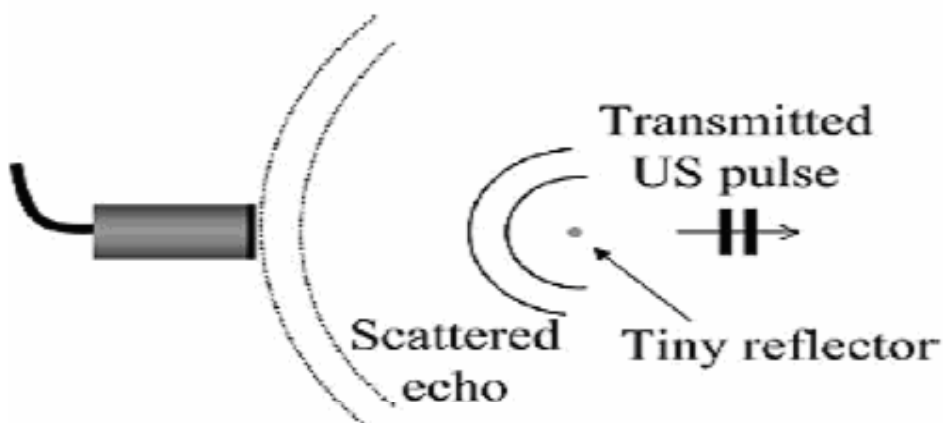
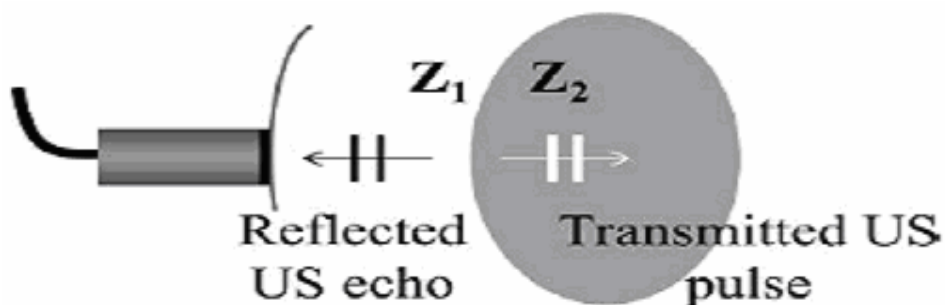


b.

σφυγμού υπερήχου ($P1$) και μια ηχητική ένταση από μερικούς ανατομική δομή ($P2$). Ομοίως, σχετική ένταση εκφρασμένη σε ένταση είναι ίσος με $10 \log(I_2 / I_1)$. Η διαφορά στις κύριες σταθερές στα δύο οι εκφράσεις ("20" και "10") οφείλονται στο γεγονός εκείνη η ένταση είναι ανάλογη προς το τετράγωνο εύρος πίεσης. Ταξίδι σφυγμών υπερήχου μέσω των βιολογικών ιστών με μια μέση ταχύτητα (γ) περίπου 1.540 μ /SEC.

Οι πραγματικές ταχύτητες στους συγκεκριμένους ιστούς ποικίλουν για αυτόν τον μέσο όρο. Παραδείγματος χάριν, η ηχητική ταχύτητα του λίπους, αμνιακό ρευστό, νεφρό, μυς, και το κόκαλο κρανίων είναι περίπου 1.450, 1.540, 1.565, 1.600, και 4.080 μ/SEC , αντίστοιχα (1) αμερικανικοί ανιχνευτές συνήθως υποθέτουν ότι ο υπέρηχος ταξιδεύει μέσω όλων των ιστών με μια ταχύτητα 1.540 μ/SEC .

Αυτή η υπόθεση χρησιμοποιείται για να υπολογίσει το βάθος (D) στο οποίο οι ανιχνευμένες ήχοι παρήχθησαν κοντά εκ νέου ρύθμιση του καθορισμού της ταχύτητας: Δt (χρόνος από την παραγωγή σφυγμού για να αντηχήσει την ανίχνευση) $= 2D / c$. Αυτή η έκφραση αναφέρεται συνήθως ως *εξίσωση σειράς*. Ο παράγοντας "2" αποτελεσμάτων από γεγονός που το συνολικό μετ' επιστροφής μήκος πορειών περιλαμβάνει



το ταξίδι του σφυγμού από το μετατροπέα ανακλαστήρα, και έπειτα το ταξίδι της πλάτης ηχητικού κύματος από τον ανακλαστήρα στο μετατροπέα. Το σχήμα 3 επεξηγεί έναν σφυγμό υπερηχητικού κύματος διαβιβασθέντα από έναν μετατροπέα στο σώμα. Ο υπέρηχος στο μήκος κύματος ορίζεται ως το μήκος στο μέσο ενός ενιαίου κύκλου κυμάτων. Το μήκος κύματος συσχετίζεται με τη συχνότητα και την ταχύτητα ηχητικού κύματος από τον τύπο που αναφέρθηκε στο κεφάλαιο 1. Μήκη κύματος στον ιστό σειρά από 0,77 χιλ. σε 2 MHz σε 0,10 χιλ. 15 MHz.

ΑΛΛΗΛΕΠΙΔΡΑΣΕΙΣ ΥΠΕΡΗΧΟΥ ΣΤΟΝ ΙΣΤΟ

Αποτελέσματα παραγωγής ηχητικού κύματος από την αλληλεπίδραση ο συναφής σφυγμός υπερήχου με τις δομές μέσα το μέσο ιστού, και υπάρχουν αρκετοί συγκεκριμένοι τύποι αλληλεπιδράσεων που συμβάλλουν σε αυτήν την διαδικασία. Σημαντικός σε όλοι τους είναι μια ιδιοκτησία ιστού κάλεσε την *ακουστική σύνθετη αντίσταση (Z)*. Απλουστευμένα ο καθορισμός είναι ζ, πού είναι η πυκνότητα του ιστού. Αυτή η ποσότητα καλείται πιο κατάλληλα *συγκεκριμένη ακουστική σύνθετη αντίσταση* του μέσου.

Η κατάσταση στην οποία ένας συναφής υπέρηχος ο σφυγμός αντιμετωπίζει μια μεγάλη, ομαλή διεπαφή μεταξύ δύο τύπων ιστών με διαφορετικό ακουστικό οι τιμές σύνθετης αντίστασης παρουσιάζονται στο σχήμα 4. Το αποτέλεσμα είναι ένα μερικώς απεικονισμένο ηχητικό κύμα που ταξιδεύει πίσω προς ο μετατροπέας και μερικώς διαβιβασθείς σφυγμός που ταξιδεύει βαθύτερα στον ασθενή. Αυτό ο τύπος αντανάκλασης καλείται *σφαιρική αντανάκλαση*. Εντάσεις των απεικονισμένων και διαβιβασθέντων σφυγμών ποσό στην ένταση του αρχικού συναφούς σφυγμού (δηλ., η ενέργεια συντηρείται σε αυτήν την αλληλεπίδραση).

Για κανονική (ή 90) επίπτωση, η ένταση απεικονισμένος σφυγμός (I_r) ως μέρος του γεγονότος η ένταση δίνεται από την έκφραση $I_r = (Z_2 - Z_1)^2 / (Z_2 + Z_1)^2 \cdot I_i$. Αυτή η ποσότητα καλείται *ένταση συντελεστής αντανάκλασης*. Η ένταση απεικονισμένη αυξήσεις ηχητικών κυμάτων με την αυξανόμενη σύνθετη αντίσταση διαφορά μεταξύ των δύο ιστών. Εάν οι ιστοί έχουν την ίδια σύνθετη αντίσταση, κανένα αποτέλεσμα ηχητικού κύματος.

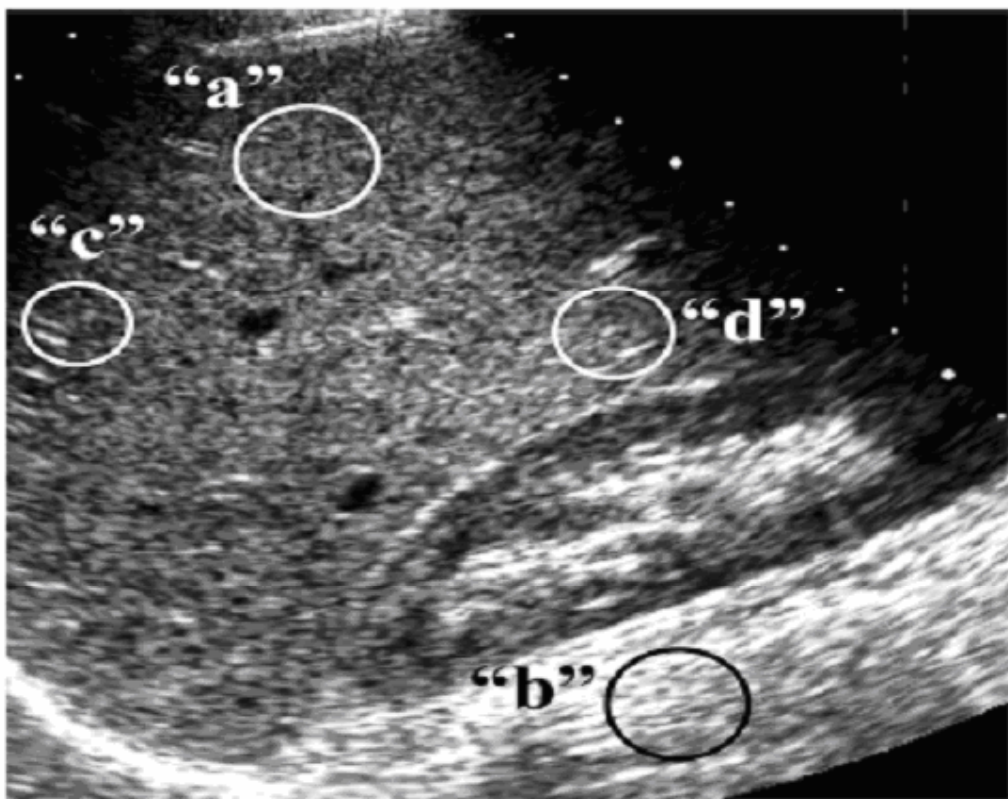
Διεπαφές μεταξύ των ιστών (αποκλείοντας τον πνεύμονα και το κόκαλο) γενικά ηχητικής έντασης προϊόντων πολύ χαμηλές. Για το παράδειγμα, μεταξύ των σχετικά ισχυρών ηχητικών κυμάτων είναι εκείνοι που παράγονται από μια διεπαφή μυς-λίπους ($IR \approx 0,015 \approx 1.5\%$), ενώ μια καθαρή διεπαφή συκώτι-νεφρών θα παρήγε τις πολύ πιο αδύνατα ηχητικά κύματα ($IR \approx 0.0004 \approx 0.04\%$) (1) Εάν η γωνία της πρόσπτωσης με σφαιρικό όριο δεν είναι 90, το ηχητικό κύμα δεν θα ταξιδέψει άμεσα πίσω προς το μετατροπέα αλλά μάλλον απεικονίζεται διαγωνίως ίσως με τη γωνία της πρόσπτωσης (ακριβώς όπως το ορατό φως που απεικονίζει σε έναν καθρέφτη).

Η δυνατότητα υπάρχει για τα ηχητικά κύματα για να χάσει το μετατροπέα και επομένως να μην ανιχνευθεί. Εάν η διεπαφή μεταξύ των ιστών είναι τραχύς, το ηχητικό κύμα απεικονίζεται δύσκολα μέσω ενός ευρέως φάσματος των γωνιών. Αυτό μειώνει την ανιχνευμένη ένταση ηχητικών κυμάτων συγκρινόμενη με την σφαιρική αντανάκλαση αλλά τις αυξήσει πιθανότητα ότι κάποια ένταση ήχους θα ανιχνευθεί από το μετατροπέα και επιδειγμένος στην εικόνα B.

Για την επίπτωση επάνω μια διεπαφή μεταξύ δύο μέσων με διαφορετικό οι ταχύτητες του ήχου, το διαβιβασθέν κύμα συνεχίστε την ευθείας γραμμής πορεία του γεγονότος ο σφυγμός αλλά μάλλον θα εκτραπεί από κάποια γωνία. Αυτή η εκτροπή καλείται *διάθλαση* και είναι περιγραμμένος ποσοτικά από το νόμο Snell. Εάν ο σφυγμός υπερήχου αντιμετωπίζει τους ανακλαστήρες ποιες διαστάσεις (δ) είναι μικρότερες από τον υπέρηχο το μήκος κύματος, *διασπορά* εμφανίζεται.

Αυτό οδηγεί στις ηχώ που απεικονίζονται μέσω του α πολύ ευρύ φάσμα των γωνιών (σχήμα 5). Όπως στην περίπτωση η διάχυτη αντανάκλαση, η ανιχνευμένη ηχητική ένταση είναι πολύ μείωσε επειδή

είναι εξαπλωμένο έξω σε τέτοιους ένα ευρύ φάσμα. Εντούτοις, αυτό εξασφαλίζει ότι μερικοί η ηχητική ένταση θα ανιχνευθεί από το μετατροπέα ανεξάρτητα από τη γωνία του συναφούς σφυγμού. Οι περισσότεροι οι βιολογικοί ιστοί εμφανίζονται στις υπερηχογραφικές εικόνες σαν τους γεμίζουν με τις μικροσκοπικές διασκορπίζοντας δομές. Σήμα στίγματος που παρέχει την ορατή σύσταση μέσα σε



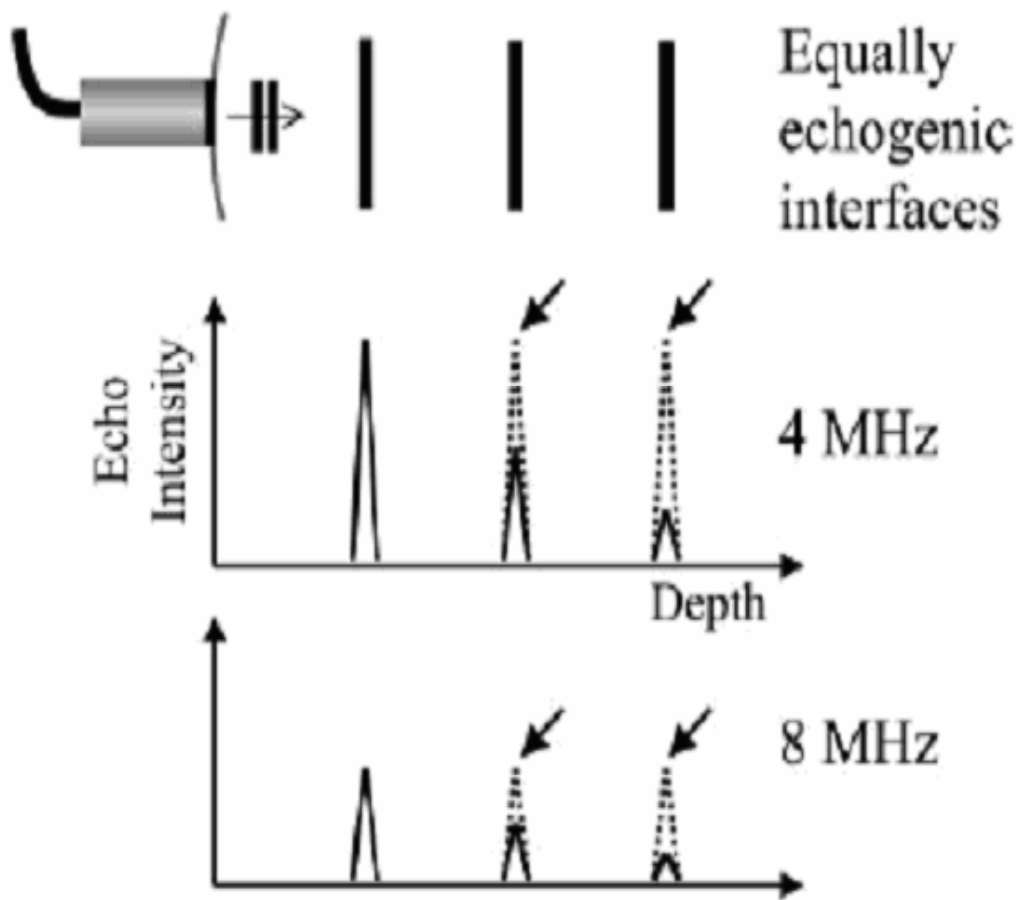
όργανα όπως το συκώτι (π.χ., στο πάνω σχήμα) είναι ένα αποτέλεσμα της παρέμβασης μεταξύ των πολλαπλάσιων διεσπαρμένων ηχητικών κυμάτων παραχθειςών μέσα στον όγκο του συναφούς σφυγμού υπερήχου.

Το μεγαλύτερο μέρος του σήματος ορατού στις αμερικανικές εικόνες αποτελέσματα από τις αλληλεπιδράσεις διασποράς. (Στο Σχήμα1, μόνο οι μερίδες των διεσπαρμένων ηχητικών κυμάτων που είναι κατευθύνεται προς το μετατροπέα σχηματικά παρουσιασμένος σε ανοικτό μπλε.)

Η εμφάνιση του στίγματος συσχετίζεται πολύ με οι αξονικές και πλευρικές διαστάσεις του σφυγμού υπερήχου. Εάν το πλευρικό πλάτος σφυγμού είναι μεγαλύτερο από αξονικό μήκος σφυγμού, όπως είναι συχνά η περίπτωση, το στίγμα "τα κύτταρα" (φωτεινά και σκοτεινά μπαλώματα του σήματος) εμφανιστεί με τις παρόμοιες αναλογίες.

Ποικίλο στίγμα οι αναλογίες κυττάρων μπορούν να παρατηρηθούν στις περιοχές "α" και "β" του σχήματος 6. Ο προσανατολισμός τα κύτταρα στίγματος θα απεικονίσουν επίσης τον προσανατολισμό σφυγμοί υπερήχου, το οποίο συσχετίζεται με την κατεύθυνσή τους από τη διάδοση (δηλ., η κατεύθυνση της ακτίνας γραμμής). Αυτό μπορεί να παρατηρηθεί με τη σύγκριση των περιοχών "γ" και "δ" του σχήματος 6.

Το σχέδιο στίγματος δεν αλλάζει με το χρόνο, τόσο διαδοχικές εικόνες αποκτηθείς μέσω του ίδιου αεροπλάνου του ασθενή με την ίδια θέση μετατροπέων και ο προσανατολισμός (δηλ., κατευθύνσεις γραμμών ακτινών) θα παρουσιάσει το ίδιο σχέδιο στίγματος. Εάν η θέση μετατροπέων και τον προσανατολισμό αλλάζουν, το σχέδιο στίγματος θα αλλάξει γενικά επίσης.

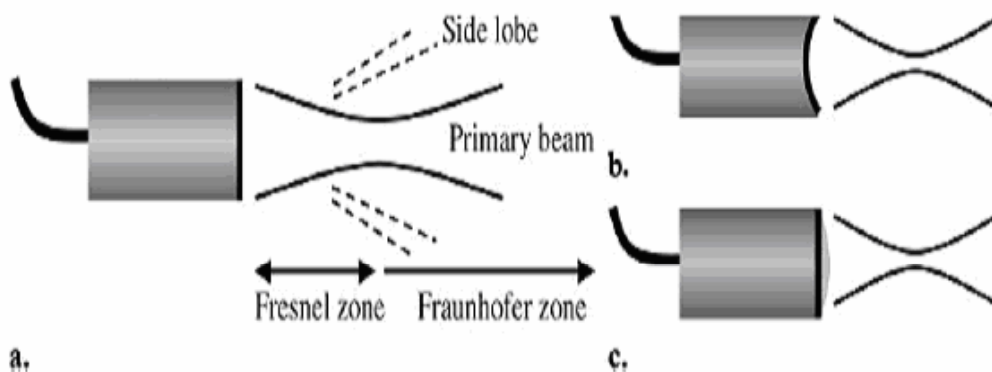


Σαν ταξίδι παλμών υπερήχου (και ηχώ) μέσω του ιστού, η έντασή τους μειώνεται ή *μειώνεται*. Η μείωση οφείλεται στην αντανάκλαση και διασπορά, όποιοι αφαιρούν την ένταση από το σφυγμό, από την απόκλιση ακτινών και επίσης από τις τριβή-όπως απώλειες. Αυτές οι απώλειες προκύπτουν από προκληθέντα τον ταλαντώσεων κίνηση ιστού που παράγεται από το σφυγμό, ο οποίος μετατροπή αιτιών της ενέργειας από αρχικό το μηχανικό μορφή στη θερμότητα.

Αυτή η ενεργειακή απώλεια εντοπισμένος η θέρμανση αναφέρεται ως *απορρόφηση* και είναι σημαντικότερο συστατικό της μείωσης υπερήχου. Η μείωση μέσω του ιστού είναι συνήθως περιγραφόμενος ως απώλεια έντασης ανά εκατοστόμετρο τον ιστό που διαπερνιέται από ανά

megahertz. Αυτό είναι επειδή η μείωση υπερήχου από τον ιστό είναι περίπου ανάλογος και προς την δύο συνολική πορεία μήκος και η συχνότητα υπερήχου. Μακρύτερη πορεία αποτέλεσμα μηκών και υψηλότερων συχνοτήτων στη μεγαλύτερη μείωση.

Αυτό είναι διευκρινισμένο στο σχήμα 7, το οποίο ένταση ήχους που ανιχνεύεται παρουσιάζει από τρία εξίσου αντανακλαστικές διεπαφές στα διαφορετικά βάθη για δύο συχνότητες υπερήχου. Η μείωση ποικίλλει μεταξύ των συγκεκριμένων τύπων μαλακών ιστών αλλά για μεγαλύτερο μέρος εμφανίζεται περίπου 0.3-0.8 dB/cm/MHz (5). Η εξάρτηση συχνότητας η μείωση προτείνει αυτή στις δομές εικόνας βαθιά στο σώμα, οι χαμηλότερες αμερικανικές συχνότητες απαιτούνται εξασφαλίστε ότι η επαρκής ένταση ήχους ανιχνεύεται από ο μετατροπέας.



3.3 ΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΠΑΛΜΟΥ ΥΠΕΡΗΧΟΥ

Τα σημαντικότερα συστατικά από τον υπέρηχο οι μετατροπείς είναι πιεζοηλεκτρικοί στοιχεία, τα οποία κατασκευάζονται από το υλικό με την ιδιοκτησία που εφάρμοσε τα ηλεκτρικά σήματα προκαλέστε τις μηχανικές δονήσεις και εφαρμοσμένο μηχανικό οι δονήσεις προκαλούν

τα ηλεκτρικά σήματα. Αυτό η ιδιοκτησία καλείται *πιεζοηλεκτρική επίδραση*.

Σύνθετα, τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία αποτελούνται συνήθως από μικροσκοπική ράβδο zirconate titanate μολύβδου (PZT) κεραμικού που ενσωματώνεται σε μια μήτρα του εποϊκού ή παρόμοιου υλικού. Οι σφυγμοί υπερήχου διαμορφώνονται με να ισχύσουν ηλεκτρικά κυματοειδή στο πιεζοηλεκτρικό στοιχείο, πρόκληση αυτό για να δονηθεί και να εκπέμψει τον υπέρηχο. Οι ηχώ είναι ανίχνευσε όταν η απεικονισμένη ένταση ήχους φθάνει το πιεζοηλεκτρικό στοιχείο και δονείται αυτό ελαφρώς. Αυτές οι δονήσεις μετατρέπονται από τον πιεζοηλεκτρικό υλικό στα ηλεκτρικά σήματα.

Οι παλμοί που συζητούνται μέχρι τώρα για τις υπερηχογραφήες ήταν απότομα στη διάρκεια και στο βαθμό. Ο χωρικός σφυγμός το μήκος (*SPL*) στην αξονική κατεύθυνση είναι ίσο με αριθμός κύκλων στο σφυγμό που πολλαπλασιάζεται με μήκος κύματος υπερήχου. Οι σύντομοι σφυγμοί είναι επιθυμητοί δεδομένου ότι παράγουν γενικά τις αμερικανικές εικόνες με η μέγιστη οξύτητα στην αξονική κατεύθυνση (αξονική ψήφισμα). Οι σύντομοι σφυγμοί παράγονται από ηλεκτρικά συναρπαστικός τα πιεζοηλεκτρικά στοιχεία για πολύ σύντομος χρόνος, περίπου 1 _ SEC ή λιγότεροι. *SPL* (και αξονικός ψήφισμα) παραμείνετε σταθερός καθώς ο σφυγμός διαδίδει στα μεγαλύτερα βάθη.

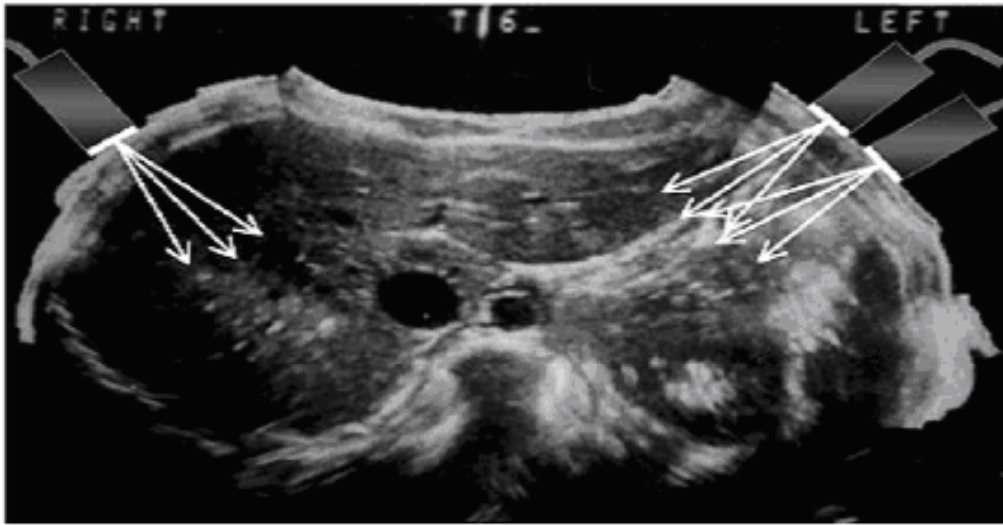
Ομοίως, παλμοί υπερήχου που είναι στενοί μέσα οι πλευρικές εικόνες προϊόντων κατεύθυνσης με μέγιστο οξύτητα σε εκείνη την κατεύθυνση (πλευρικό ψήφισμα). Οι στενοί σφυγμοί υπερήχου παράγονται με την εστίαση ο μετατροπέας. Αυτό μπορεί να ολοκληρωθεί για μετατροπείς με τα ενιαία πιεζοηλεκτρικά στοιχεία κοντά καμπή του στοιχείου ή με τη χρησιμοποίηση ενός ακουστικού φακού (φτιαγμένος

από κυρτά, διαθλαστικά υλικά) (Σχήμα 8). Αυτές οι προσεγγίσεις αναφέρονται ως *μηχανικές εστίαση*. Φαίνεται επίσης στο σχήμα 8 ότι όλος ο υπέρηχος οι ακτίνες (που στρέφονται τα πλάτη ή όχι) έχουν (και πλευρικά ψηφίσματα) που ποικίλλουν με την απόσταση από ο μετατροπέας. Το σημείο του στενότερου πλάτους εμφανίζεται στην εστιακή απόσταση. Για οι μετατροπείς, αυτό το σημείο καλείται επίσης *κοντινό τομέα μήκος*.

Η περιοχή πιο κοντά από αυτό στο μετατροπέα καλείται *κοντινή τομέα* ή η *ζώνη Fresnel*, και η πιο απόμακρη περιοχή καλείται *μακρινό τομέα* ή *Ζώνη Fraunhofer*. Αυτές οι περιοχές είναι διευκρινισμένες μέσα στο Σχήμα 8. Επικεντρώνοντας μπορεί να ολοκληρωθεί μόνο μέσα ο κοντινός τομέας του μετατροπέα. Για καθόλου ιδιαίτερο συχνότητα, τα μηχανικά χαρακτηριστικά καθορίζεται ως λειτουργία της κυρτότητας στοιχείων ή η μορφή και η σύνθεση του φακού.

Σφυγμοί υπερέχου με τα στενότερα πλάτη εστιακή απόσταση, και έτσι βελτιωμένο πλευρικό ψήφισμα, επιτυγχάνεται με τη χρησιμοποίηση των υψηλότερων συχνοτήτων υπερέχου. Αυτό παράγει μια ανταλλαγή, από υψηλότερες συχνότητες που επιδιώκονται για καλύτερο χωρικό το ψήφισμα παράγει επίσης την αυξανόμενη μείωση και έτσι το πιο αδύνατο ηχητικό κύμα κάνει σήμα στα μεγαλύτερα βάθη.

Επίσης παρουσιάζονται στον αριθμό ϵ οι δευτερεύοντες λοβοί. Αυτοί είναι ανεπιθύμητες περιοχές της έντασης υπερέχου αυτή μακριά του κύριου άξονα ακτινών. Είναι χαρακτηριστικά πολύ πιο αδύνατος από την κύρια ακτίνα υπερέχου αλλά είναι παρών για όλους τους μετατροπείς και έχει τη δυνατότητα για την πρόκληση των χειροποίητων αντικειμένων εικόνας.



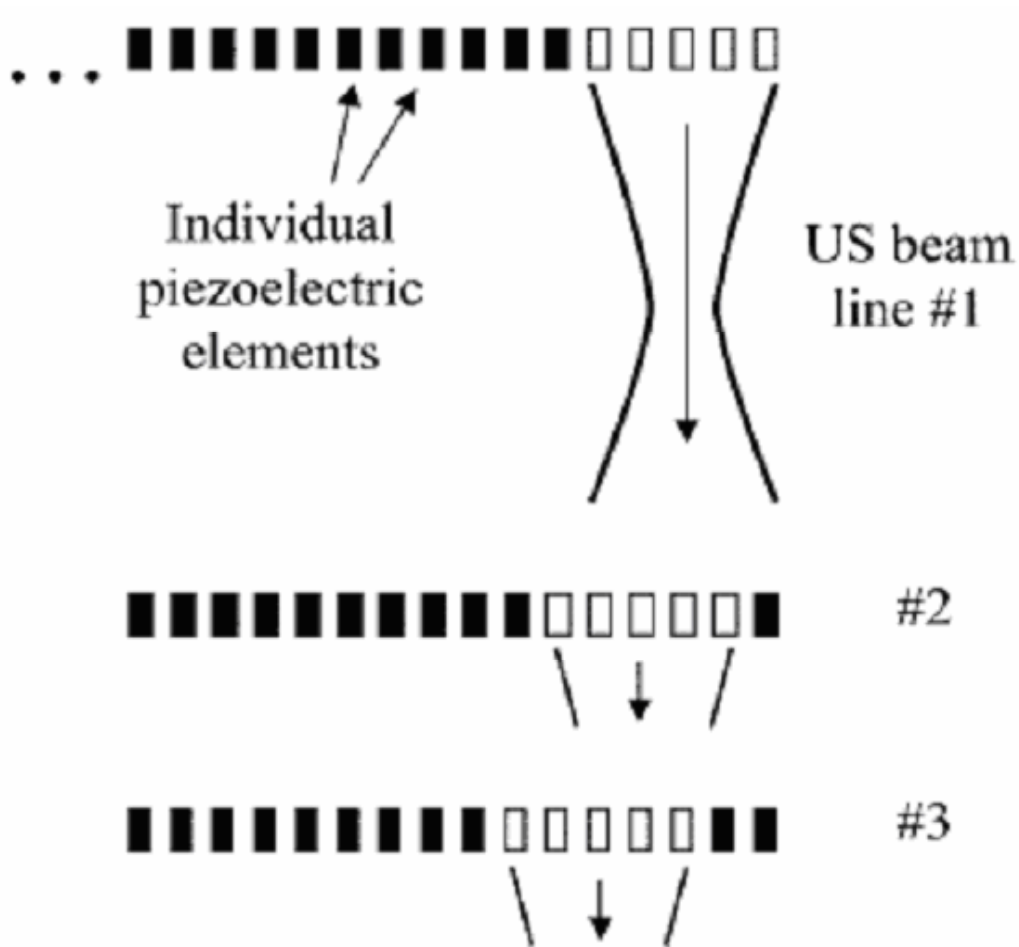
3.4 ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΤΗΣ ΑΚΤΙΝΑΣ ΥΠΕΡΗΧΟΥ

Τα πρόωρα υπερηχογραφικά συστήματα στηρίχθηκαν στο χειριστή με το χέρι, αλλάζοντας τη θέση και τον προσανατολισμό του μετατροπέα και ανιχνεύοντας την ακτίνα υπερήχου κατευθείαν ως ένα σήμα από τον ασθενή για να λάβει τα στοιχεία ηχητικού κύματος απαραίτητα για κάθε εικόνα. Ο μετατροπέας ήταν συνημμένος σε έναν μηχανικό αισθητήρα θέσης, ο οποίος περιόρισε το μετατροπέα για να κινηθεί σε ένα παλμό και ακολούθησε τη θέση και τον προσανατολισμό μετατροπέων μέσα το διάστημα ως ηχητικό κύμα που παραλαμβάνονταν.

Αυτό επέτρεψε στα ηχητικά κύματα που λαμβάνονται από πολλή μεμονωμένη γραμμή ακτινών ως κατευθύνσεις που καταχωρούνται και που συνδυάζονται ως ενιαία εικόνα. Αυτό ήταν μια χρονοβόρα διαδικασία αλλά οι παραχθείσες εικόνες που κάλυψαν μεγάλο FOVs. Τα χειροποίητα αντικείμενα της εικόνας εμφανίστηκαν εάν ο ασθενής κινήθηκε κατά τη διάρκεια της απόκτησης. Μια εικόνα δειγμάτων παρουσιάζεται στο σχήμα.

Αυτός ο αριθμός παρουσιάζει επίσης μερικά από πολλές θέσεις μετατροπέων και γραμμές ακτινών χρησιμοποιούμενες μέσα λήψη των στοιχείων ήχου για την εικόνα. Πολλαπλάσια της ακτίνας οι γραμμές θα μπορούσαν να ληφθούν από κάθε θέση κοντά λίκνισμα του μετατροπέα στο σχήμα της εικόνας. Οι μηχανικοί ανιχνευτές τομέα παρείχαν αυτόματη ικανότητα αποκτήσεων εικόνας και χρησιμοποιώντας μια μηχανή στην εξίσωση των μετατροπέων αυτόματα, περιστρέφοντας τη γραμμή ακτινών μέσω ενός τόξου.

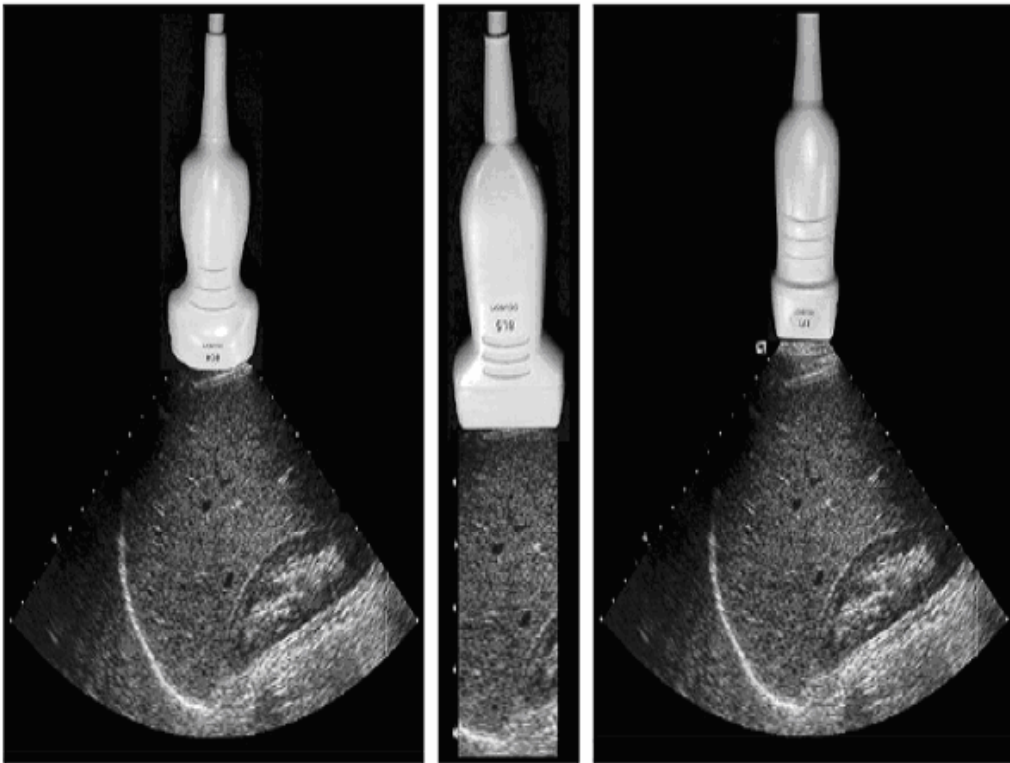
Πλήρεις υπερηχογραφικές εικόνες λήφθηκαν σε περιόδους 1/10 του δευτέρου ή λιγότερο. Τα περισσότερα σύγχρονα υπερηχογραφικά μηχανήματα ανιχνεύουν αυτόματα την ακτίνα υπέρηχου που χρησιμοποιεί τη σύσταση μετατροπέων από τις σειρές πολλών στενών πιεζοηλεκτρικών στοιχείων. Η σειρά μπορεί να αποτελείται από τόσο πολλούς όπως 128-196 στοιχεία. Στους μετατροπείς γραμμικός-σειράς, ο υπέρηχος της ακτίνας δημιουργείται με ηλεκτρικά να διεγείρει μόνο ένα υποσύνολο αυτών των στοιχείων. Ο υπέρηχος ως παλμός είναι εκπεμπόμενος κάθετα σε μία σειρά στοιχείων και είναι τοποθετημένη στο κέντρο πέρα από το υποσύνολο στοιχείων. Οι διαδοχικές ακτίνες λαμβάνονται με τη μετατόπιση το υποσύνολο των συγκεκριμένων στοιχείων πέρα από το πρόσωπο , αποτελεσματικά που μετατοπίζει τη γραμμή ακτινών πλευρικά από ένα μικρό ποσό. Συχνά, ένα μεγαλύτερο υποσύνολο από στοιχεία χρησιμοποιούνται για να λάβουν την ηχώ της επιστροφής.



Με αυτόν τον τρόπο, η ακτίνα υπερήχου μπορεί να είναι ηλεκτρονικά σκουπισμένος πέρα από έναν ολόκληρο ορθογώνιο τομέα σε 1/10 το δεύτερο ή γρηγορότερα. Στους μετατροπείς καμπυλόγραμμο-σειράς, η σειρά τα στοιχεία τακτοποιούνται πέρα από ένα κυρτό τόξο (άντ' αυτού από μια ευθεία γραμμή), που ανιχνεύει γρήγορα το αφόν. Άλλοι τύποι μετατροπέων σειράς (συγχρονισμένες σειρές και διανυσματικές σειρές) χαρακτηριστικά είναι κοντύτερος και έχει λιγότερα στοιχεία αλλά διεγείρετε το α πολύ μεγαλύτερο μέρος των στοιχείων για κάθε ακτίνα.

Ο συγχρονισμός ρυθμίζεται έτσι ώστε τα στοιχεία δεν είναι όλοι συγκινημένοι ταυτόχρονα. Μικρά όφσεντ μέσα ο συγχρονισμός διέγερσης χρησιμοποιείται για να οδηγήσει ηλεκτρονικά η ακτίνα μακριά στις γωνίες, έξω τομέας-διαμορφωμένο FOVs. Το σχήμα 11 επεξηγεί τρεις τύποι εικόνων μετατροπών και δειγμάτων σειράς FOVs που παράγονται από κάθε ένα. Είναι εμφανές ότι σειρά ο μετατροπείας FOVs είναι ουσιαστικά μικρότερος από εκείνοι που παράγονται από τους στατικούς ανιχνευτές β-τρόπου (Σχήμα 9). Το πλεονέκτημα της γρηγορότερης, σε πραγματικό χρόνο ανίχνευσης, και η σχετική ασυλία στα χειροποίητα αντικείμενα κινήσεων, ξεπερνά αυτό το μειονέκτημα σε βάρος στις περισσότερες περιπτώσεις.

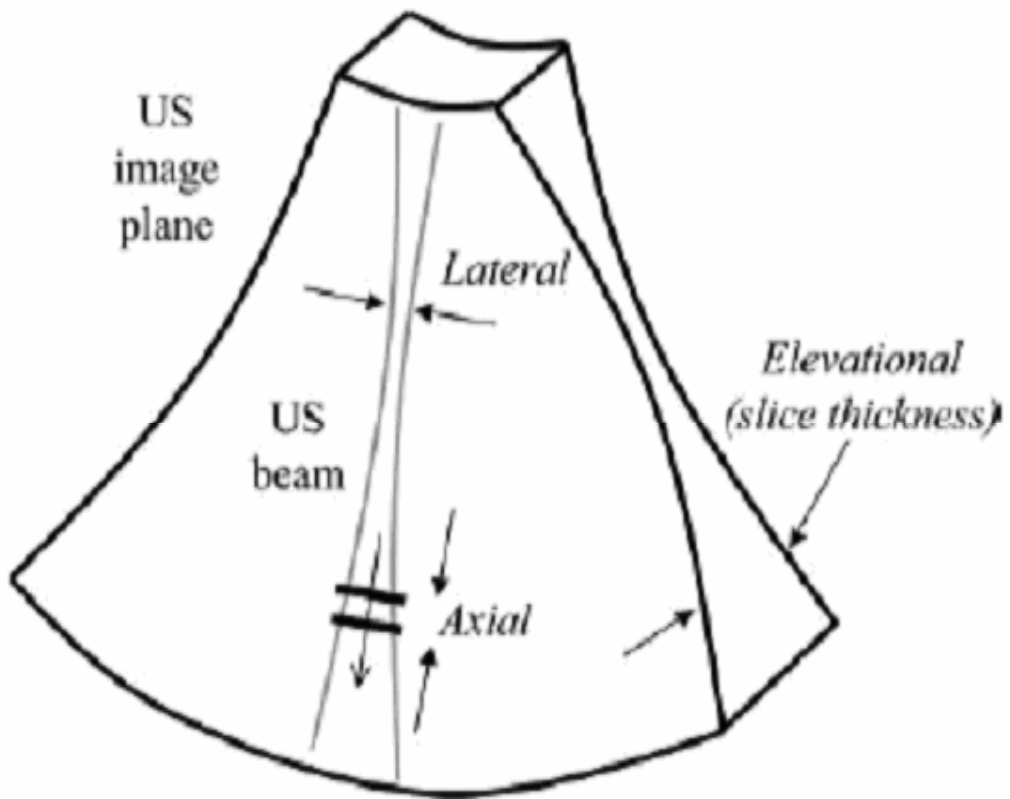
Την ο συγχρονισμός αντισταθμίζει κατά διέγερση των στοιχείων σειράς, παρόμοιος εκείνους που χρησιμοποιούνται με για να οδηγήσουν τον υπέρηχο η ακτίνα για τις διανυσματικές και συγχρονισμένες σειρές, είναι επίσης χρησιμοποιημένος σε όλους τους μετατροπείς σειράς για να στρέψει την ακτίνα μέσα η πλευρική κατεύθυνση σε ένας ή περισσότεροι χρήστης-επιλέξιμοι εστιακές αποστάσεις. Τα όφσεντ συγχρονισμού είναι χρησιμοποιημένα και τα δύο όταν παράγονται οι σφυγμοί και όταν ηχώ παραλαμβάνεται για να βελτιστοποιήσει το γενικό πλευρικό ψήφισμα. Το άνοιγμα μετατροπών (που καθορίζεται από ο αριθμός συγκινημένων στοιχείων σειράς) μπορεί επίσης να είναι δυναμικά ρύθμισε λαμβάνοντας τις ηχώ περαιτέρω βελτιστοποιήστε το πλευρικό ψήφισμα.



a.

b.

c.



Υπέρηχος πάχος ακτινών (ή το τμήμα πάχος) η κατεύθυνση ακόμα συνήθως ελέγχεται με τη χρησιμοποίηση των στατικών μηχανικών μεθόδων. Αριθμός 12 επεξηγούν τη γεωμετρία του υπερήχου ακτίνα και εικόνα "αεροπλάνο" για έναν καμπυλόγραμμο μετατροπέα. Το πάχος του αεροπλάνου αμερικανικής εικόνας είναι για να ποικίλει με την απόσταση από το μετατροπέα (δηλ., το elevational ψήφισμα ποικίλλει με το βάθος, όπως το πλευρικό ψήφισμα). Αυτός ο αριθμός παρουσιάζει επίσης οι τρεις χωρικές κατευθύνσεις ψηφίσματος: αξονικός, πλευρικός.

ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΗΧΗΤΙΚΩΝ ΚΥΜΑΤΩΝ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΣΗΜΑΤΟΣ

Τα λαμβανόμενα ηχητικά κύματα υποβάλλονται σε επεξεργασία από τον αμερικανικό ανιχνευτή σε διάφορα βήματα. Η ενίσχυση εμφανίζεται σε διάφορα στάδια. Τα ηχητικά σήματα είναι όλα ομοιόμορφα αμέσως μετά από την ανίχνευση από μετατροπέας, και ένα ομοιόμορφο χρήστης-ελέγξιμο μόρφωμα εφαρμόζεται επίσης. Επιπλέον, για να υπερνικήσουν τα αποτελέσματα από τη μείωση, ένα βάθος-εξαρτώμενο κέρδος είναι εφαρμοσμένα σε ηχητικά κύματα, με τη δημιουργία ηχητικών κυμάτων βαθύτερα στον ασθενή (που μειώνονται στο α μεγαλύτερος βαθμός) που έχει τους μεγαλύτερους παράγοντες κέρδους από εκείνοι που δημιουργούνται πιο κοντά στο μετατροπέα. η επίδραση αυτής της διαδικασίας είναι να προκληθεί εξίσου αντανakλαστικός δομές που επιδεικνύονται στην εικόνα β-τρόπου με την ίδια φωτεινότητα, ανεξάρτητα από το βάθος τους.

Η δυναμική περιοχή αναφέρεται στην αναλογία του μεγαλύτερου και μικρότερα επίπεδα σημάτων σε οποιοδήποτε ιδιαίτερο στάδιο

επεξεργασίας. Η συνολική δυναμική περιοχή της ανίχνευσης ηχητικών σημάτων μπορούν να υπερβούν 150 DB. Η κατάληξη σειράς σημάτων από την βάθος-εξαρτώμενη ενίσχυση μπορέστε ακόμα να είστε 50-60 DB ή μεγαλύτερος.

Αυτή η σειρά σημάτων είναι πάρα πολύ μεγάλος για να παρουσιαστεί κατάλληλα σε έναν οκτάμπιτο /ηλεκτρονική επίδειξη κυττάρου, έτσι η δυναμική περιοχή πρέπει να μειωθείτε περαιτέρω. Αυτό το τελικό δυναμικό βήμα συμπίεσης σειράς (π.χ., χρήση λογαριθμικού μετασχηματισμός) μειώνει το κέρδος για το μεγαλύτερο σήμα μεγέθη και αυξήσει το κέρδος για το μικρότερο σήμα μεγέθη μειώνοντας τη γενική δυναμική περιοχή.

Αυτά τα σήματα αποδιαμορφώνονται επίσης για να αφαιρέσει τις ταλαντώσεις στη συχνότητα υπερήχου (στη megahertz σειρά), και πολύ μικρά σήματα απορρίπτεται (αφαιρούμενος) σε μια προσπάθεια να μειωθεί η εικόνα θόρυβος και σωρός. Η υπερηχογραφική εικόνα μπορεί επίσης να είναι σε ποικίλα βήματα επεξεργασίας που σχεδιάζονται για να βελτιστοποιήσει την εμφάνιση στην επίδειξη, ακονίστε τις άκρες, βελτιώστε την αντίθεση, και τα λοιπά.

3.5 ΠΡΟΣΦΑΤΕΣ ΚΑΙΝΟΤΟΜΙΕΣ ΣΤΟΝ Β- ΤΡΟΠΟ US

Κατά τη διάρκεια της προηγούμενης δεκαετίας ή έτσι, πολλές αυξήσεις στη βασική προσέγγιση απεικόνισης που παρουσιάζεται νωρίτερα έχει εφαρμοστεί από τους κατασκευαστές υπερηχογραφικού εξοπλισμού. Αυτές οι καινοτομίες κινούνται γρήγορα στη διαδεδομένη χρήση, παροχή σημαντική βελτιώσεις στην ποιότητα και την άδεια εικόνας ευρύτερη εφαρμογή της μορφής.

3.6 ΑΡΜΟΝΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ ΙΣΤΟΥ

Αν και συζητείται εν τω παρόντι ως "πρόσφατη καινοτομία," η αρμονική απεικόνιση ιστού έχει κερδίσει ήδη ένας ρόλος ως αναπόφευκτο, συνήθως χρησιμοποιημένο υπερηχογραφικό τρόπο. Τα οφέλη της αρμονικής απεικόνισης ιστού παρατηρήθηκε αρχικά στην εργασία που συνδέθηκε προς την απεικόνιση από τα υλικά αμερικανικής αντίθεσης.

Η αρμονική όρου αναφέρεται στις συχνότητες που είναι ακέραια πολλαπλάσια η συχνότητα του διαβιβασθέντος σφυγμού (που είναι επίσης κάλεσε τη *θεμελιώδη συχνότητα* ή *πρώτα την αρμονική*). Η δεύτερη αρμονική έχει μια συχνότητα δύο φορές ο θεμελιώδης.

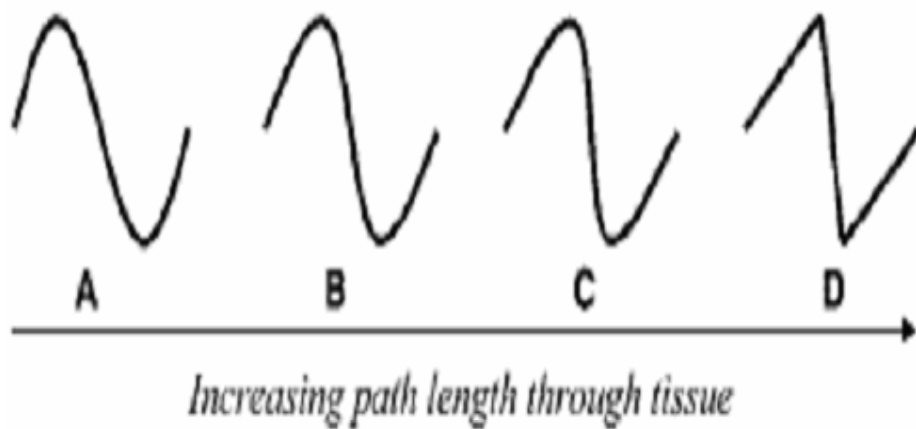
Τα κύματα υπερήχου διαδίδουν μέσω του ιστού σε μια μη γραμμική móδα. η ταχύτητα κυμάτων είναι ελαφρώς μεγαλύτερη για την υψηλός-πίεση φάσεις κυμάτων απ' ό,τι για τις φάσεις χαμηλός-πίεσης (7). Αυτό είναι διευκρινισμένο στο σχήμα 13, το οποίο παρουσιάζει το καθαρό αποτέλεσμα ως διαστρέβλωση του υπερήχου κύματος από τέλεια

μορφή μιας κόλπωσης "σε έναν αιχμηρότερο," με περισσότερο οξυμένη πριονωτή μορφή.

Αυτό το διαστρεβλωμένο κύμα περιέχει τμήματα συχνότητας που τοποθετούνται στο κέντρο γύρω πολλές αρμονικές υψηλός-διαταγής (π.χ., η δεύτερη, τρίτος, τέταρτος). Οι μειώσεις έντασης ως διαταγή από τις αρμονικές αυξήσεις. Επίσης, τα αρμονικά συστατικά μειώνονται σε έναν μεγαλύτερο βαθμό. Για αυτούς τους λόγους, τους αρμονικότερους η απεικόνιση εκτελείται αυτήν την περίοδο με τη χρησιμοποίηση το δεύτερο αρμονικό συστατικό.

Τα ισχυρότερα αρμονικά τμήματα σημάτων παράγονται σαν παλμοί κυμάτων υπερήχου κατευθείαν μεγαλύτερα μήκη πορειών ιστού (σχήμα 13). Αυτό σημαίνει ότι λίγο αρμονικό σήμα δημιουργείται στον ασθενή τοίχος σωμάτων κοντά στο εικονικό αρμονικό μετατροπέα. Χ. Επομένως καταδείξτε την καλή απόρριψη των χειροποίητων αντικειμένων και σωρός που προκύπτει από τις πολλαπλάσιες αντανάκλασεις σφυγμού σε αυτούς τους κοντινούς ιστούς. Σε μεγαλύτερο τα βάθη, τα αρμονικά σήματα θα αρχίσουν να μειώνονται ουσιαστικά σχετικά με το θεμελιώδη σήμα εξ αιτίας της αυξανόμενης μείωσης. Αρμονικός η απεικόνιση θεωρείται γενικά η πιο χρήσιμη για τους "τεχνικά δύσκολους" ασθενείς με πυκνά και περίπλοκες δομές τοίχων σωμάτων.

Ο ισχυρότερος τα αρμονικά σήματα δημιουργούνται επίσης στις περιοχές σφυγμός υπερήχου με τα μέγιστα εύροι πίεσης, δηλαδή κοντά στο κέντρο σφυγμού. Αυτό συχνά παρέχει στις αρμονικές εικόνες την ανώτερη πλευρική επέκταση και ψήφισμα σχετικά με τις θεμελιώδεις εικόνες. Ένα παράδειγμα των κλινικών οφελών της αρμονικής η απεικόνιση δίνεται στο σχήμα 14.



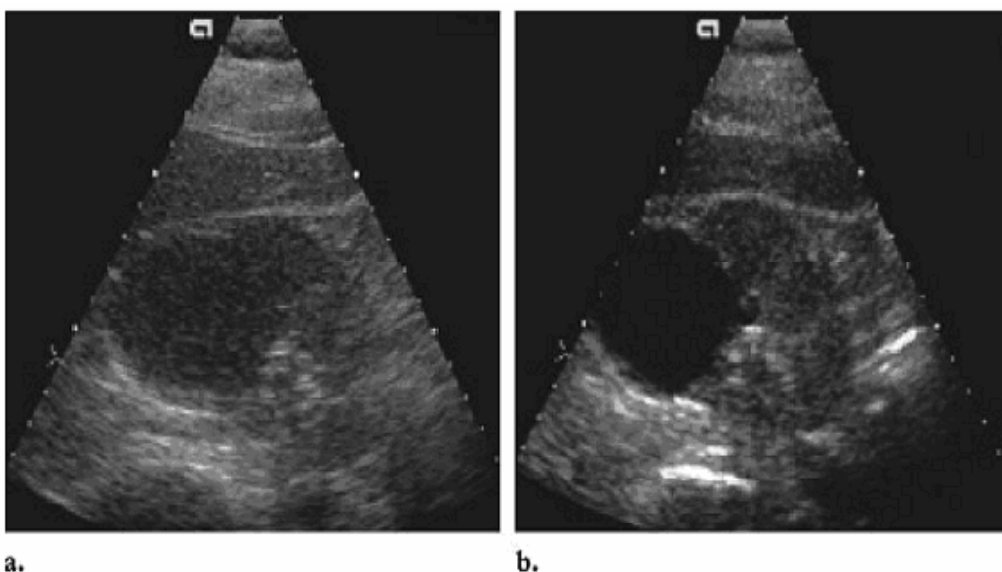
3.7 ΧΩΡΙΚΗ ΣΥΝΘΕΤΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

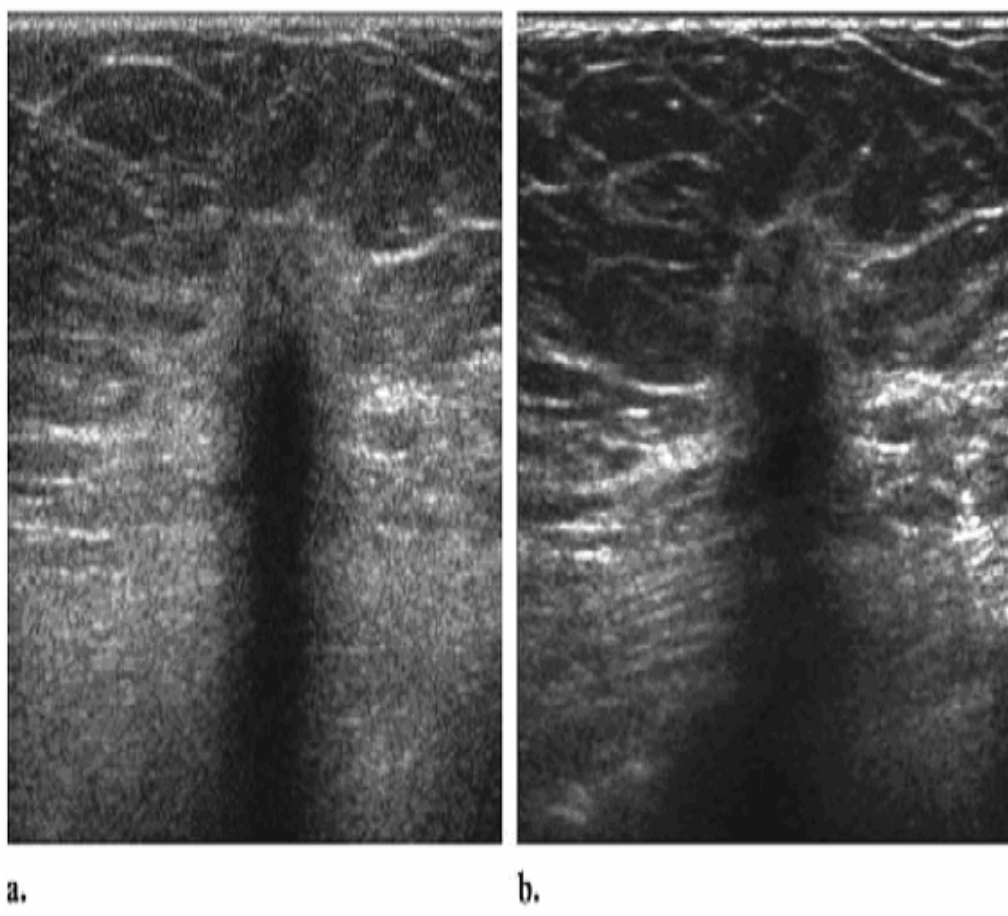
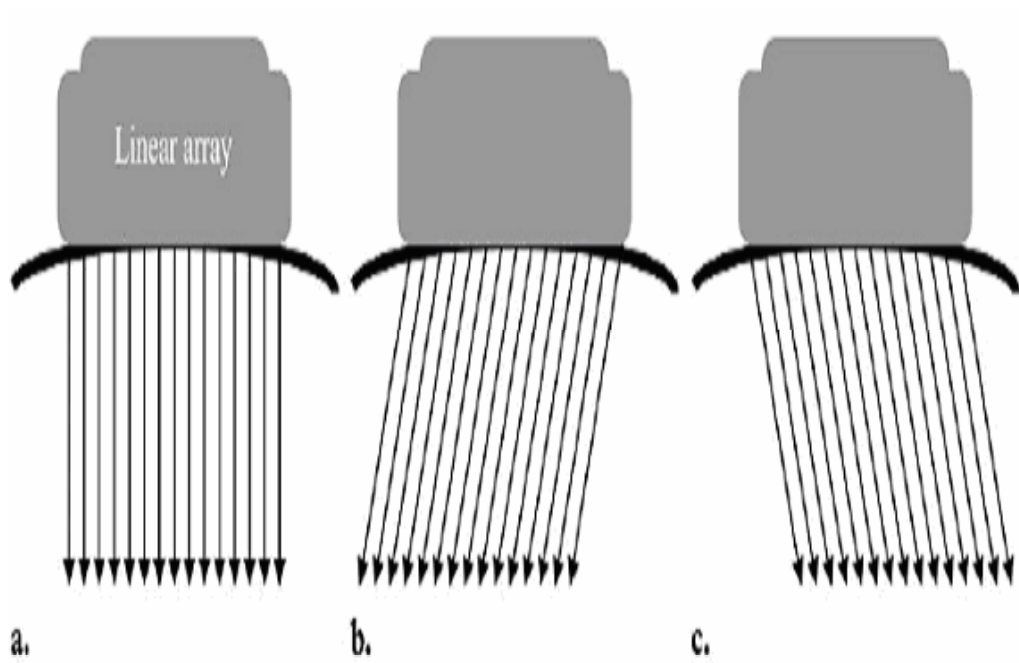
Με τους πρόωρους στατικούς αμερικανικούς ανιχνευτές β-τρόπου, η δυνατότητα για να κινήσει και να λικνίσει το μετατροπέα επέτρεψε ίδιες περιοχές του ασθενή που ρωτιέται με τις ακτίνες υπερήχου που προσανατολίζονται κατά μήκος διαφορετικού κατευθύνσεις (Σχήμα 9). Επειδή η εμφάνιση το στίγμα ποικίλλει σύμφωνα με την κατεύθυνση γραμμών ακτινών, υπολογίζοντας κατά μέσο όρο των ηχητικών κυμάτων που αποκτιούνται από διαφορετικό οι κατευθύνσεις έτειναν να υπολογίσουν κατά μέσο όρο έξω και να λειάνουν στίγμα, που κάνει τις εικόνες να φανούν λιγότερο κοκκώδεις. Αυτό το χαρακτηριστικό γνώρισμα χάθηκε με τη μετάβαση σε μηχανικό ανιχνευτές τομέα και μετατροπείς σειράς. Πρόσφατα, α αποκαλούμενη η τρόπος χωρική σύνθετη απεικόνιση ήταν εισήγαγε που αποκαθιστά αυτήν την ικανότητα μείωσης στίγματος. Εδώ, ηλεκτρονική οδήγηση του υπερήχου οι ακτίνες από έναν μετατροπέα σειράς χρησιμοποιούνται στην εικόνα οι ίδιοι πολλαπλάσιοι χρόνοι ιστού με τη χρησιμοποίηση του παραλλήλου

ακτίνες που προσανατολίζονται κατά μήκος των διαφορετικών κατευθύνσεων (Σχήμα 15)

Τα ηχητικά κύματα από αυτές τις πολλαπλάσιες αποκτήσεις υπολογίζεται κατά μέσο όρο έπειτα μαζί σε μια ενιαία σύνθετη εικόνα. Επειδή οι πολλαπλάσιες ακτίνες υπερήχου χρησιμοποιούνται ρωτήστε τις ίδιες περιοχές ιστού (αντί ακριβώς μια ακτίνα, όπως στη συμβατική απεικόνιση β-τρόπου), περισσότερος χρόνος απαιτείται για την απόκτηση στοιχείων και το σύνθετο ποσοστό πλαισίων απεικόνισης μειώνεται γενικά έναντι αυτής της συμβατικής απεικόνισης β-τρόπου.

Οι χωρικές σύνθετες εικόνες παρουσιάζουν συχνά μειωμένα επίπεδα στίγματος, θόρυβος, σωρός, και διαθλαστικός σκιές και βελτιωμένα αντίθεση και περιθώριο αύξηση και να σκιάσει καθορισμού (8) τα χειροποίητα αντικείμενα μπορούν επίσης να μειωθούν, τα οποία μπορούν να είναι πλεονέκτημα ή πιθανό μειονέκτημα, ανάλογα με η κατάσταση απεικόνισης. Το σχήμα 16 παρουσιάζει ένα παράδειγμα από τα κλινικά πλεονεκτήματα της χωρικής σύνθετης απεικόνισης.





3.8 ΕΚΤΕΤΑΜΕΝΗ ΣΧΗΜΑΤΙΚΗ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗ

Ένα άλλο όφελος των πρόωρων στατικών ανιχνευτών β-τρόπου αυτός χάθηκε με την εισαγωγή μηχανικού και η ηλεκτρονική αυτόματη ανίχνευση ήταν μεγάλη σχηματική απεικόνιση (συγκρίνετε τα σύκα 9 και 11). Άλλος πρόσφατη αμερικανική καινοτομία, εκτεταμένη σχηματική απεικόνιση, έχει επιδιώξει να αποκαταστήσει αυτήν την ικανότητα όταν απεικόνιση με τους μετατροπείς σειράς (9). Μια εικόνα δειγμάτων είναι παρουσιασμένος στο σχήμα 17. Αυτός ο αριθμός επεξηγεί επίσης διαδικασία αποκτήσεων εικόνας.

Ο μετατροπέας είναι αργά μεταφρασμένος πλευρικά πέρα από μεγάλο τον ανατομικό περιοχή ενδιαφέροντος. Κατά τη διάρκεια αυτής της κίνησης, πολλαπλάσιας οι εικόνες αποκτιούνται από πολλές θέσεις μετατροπέων. Οι κατάλληλες σχετικές θέσεις οι πολλαπλάσιες εικόνες καθορίζονται στον ανιχνευτή κοντά η σύγκριση των στοιχείων εικόνας χαρακτηρίζει στις περιοχές από την επικάλυψη μεταξύ των διαδοχικών εικόνων.

Αυτή η διαδικασία καταχωρεί τις εικόνες όσον αφορά κάθε μια άλλος, που αποτελεί και τη μετάφραση και περιστροφή του μετατροπέα. Ο μετατροπέας η κίνηση κατά τη διάρκεια της απόκτησης είναι ενθυμίζουσα στατικού. Απεικόνιση β-τρόπου, αλλά κανένας αισθητήρας φυσικής θέσης από οποιουδήποτε ο τύπος απαιτείται για την εγγραφή.

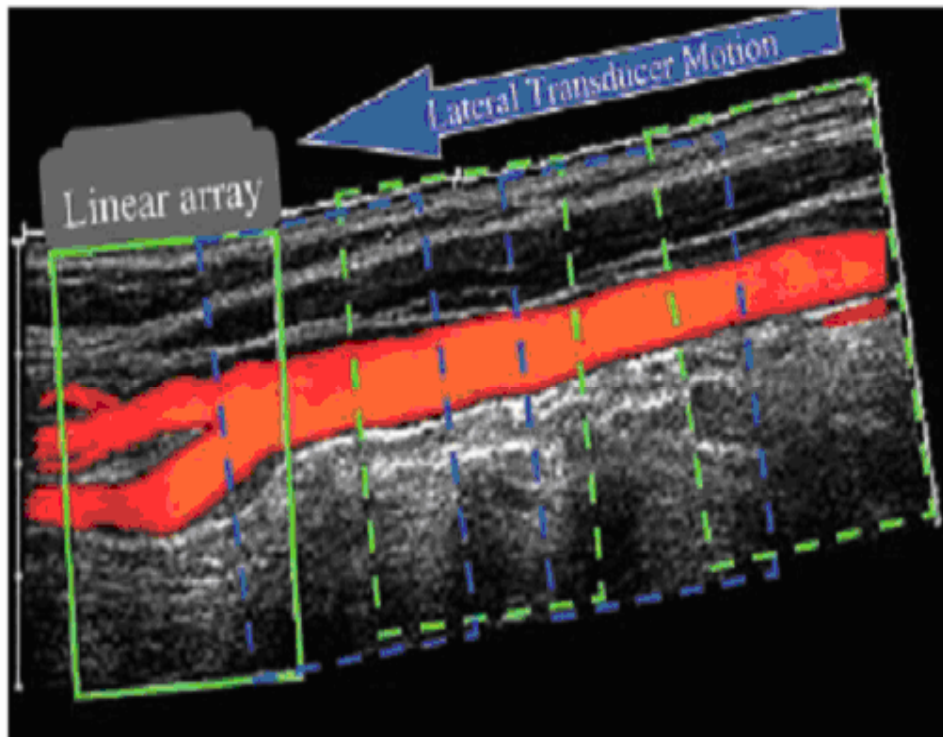
Καταχωρημένα τα στοιχεία εικόνας συσσωρεύονται σε μια μεγάλη εικόνα απομονωτής και έπειτα συνδυασμένος να διαμορφώσει τον πλήρη μεγάλη σχηματική εικόνα. Όπως φαίνεται στο σχήμα 17, οι εκτεταμένες σχηματικές εικόνες δεν περιορίζονται ακριβώς στις αποκτήσεις Bmode. Η εκτεταμένη σχηματική απεικόνιση αποκαθιστά η ικανότητα μεγάλου

ανατομικού απεικόνισης οι περιοχές σε μια ενιαία εικόνα και απλοποιούν τις μετρήσεις γίνονται πέρα από αυτές τις μεγάλες περιοχές.

3.9 ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΗ ΔΙΕΓΕΡΣΗ

Όπως είδαμε νωρίτερα, μια θεμελιώδης ανταλλαγή γίνεται. Οι υπερηχογραφίες είναι αυτές μεταξύ του βάθους απεικόνισης και του χωρικού σχήματος. Απότομα, ιδιαίτερα υπέρηχος οι σφυγμοί που βελτιστοποιούν το χωρικό ψήφισμα είναι γενικά αποκτηθείς στις υψηλότερες συχνότητες εντούτοις, μείωση από τις αυξήσεις έντασης σφυγμού και ήχου επίσης με τη συχνότητα.

Είναι συχνά η περίπτωση αυτή το χωρικό ψήφισμα πρέπει να γίνει αποδεκτό εικόνα με μια αρκετά χαμηλή συχνότητα στα προϊόντα ανιχνευμένα ηχητικών κυμάτων της επαρκούς έντασης. Κωδικοποιημένος υπέρηχος οι σφυγμοί είναι πιθανά μέσα αυτός ο περιορισμός, που παρέχει την καλή διείσδυση στις υψηλότερες συχνότητες απαραίτητες για υψηλό χωρικό ψήφισμα (10). Σε αυτήν την προσέγγιση απεικόνισης, οι μακροχρόνιοι σφυγμοί υπέρηχου χρησιμοποιούνται αντί πολύ σύντομοι σφυγμοί που συζητούνται ως εδώ. Αυτοί πολύ οι σφυγμοί φέρνουν τη μεγαλύτερη υπερηχητική ενέργεια, αύξηση η ενέργεια των ηχώ που επιστρέφουν από τα μεγάλα βάθη στον ασθενή. Το σχήμα παρουσιάζει μια σύγκριση μεταξύ ενός συμβατικού. Σφυγμός β-τρόπου και δύο τύποι κωδικοποιημένων σφυγμών. Οι κωδικοποιημένοι σφυγμοί παράγονται με το α πολύ συγκεκριμένη, χαρακτηριστική μορφή, και η κατάληξη οι ηχώ θα έχουν μια παρόμοια μορφή. Πολλοί διαφορετικός οι μορφές σφυγμού είναι δυνατές.



Ένα βήμα επεξεργασίας η αποκαλούμενη *συμπίεση παλμού* εφαρμόζεται ανιχνευμένα ηχητικά σήματα, στα οποία οι θέσεις του μακριού, οι χαρακτηριστικές μορφές σφυγμού προσδιορίζονται. Αυτοί οι θέσεις μορφής σφυγμού μπορούν να καθοριστούν με το α η σφικτή χωρική ανοχή και υποτίθεται ότι αντιστοιχίσει στις θέσεις των αντανακλαστικών δομών μέσα το σώμα.

Οι θέσεις των ανακλαστήρων μπορούν έτσι να είναι προσδιορισμένος με το καλό χωρικό ψήφισμα. Το τέλος το αποτέλεσμα είναι μια εικόνα με το καλά σήμα και το αγαθό ήχου χωρικό ψήφισμα στα μεγάλα βάθη. Το σχήμα 19 παρουσιάζει ένα παράδειγμα των

πιθανών κλινικών πλεονεκτημάτων κωδικοποιημένη απεικόνιση διέγερσης σφυγμού.

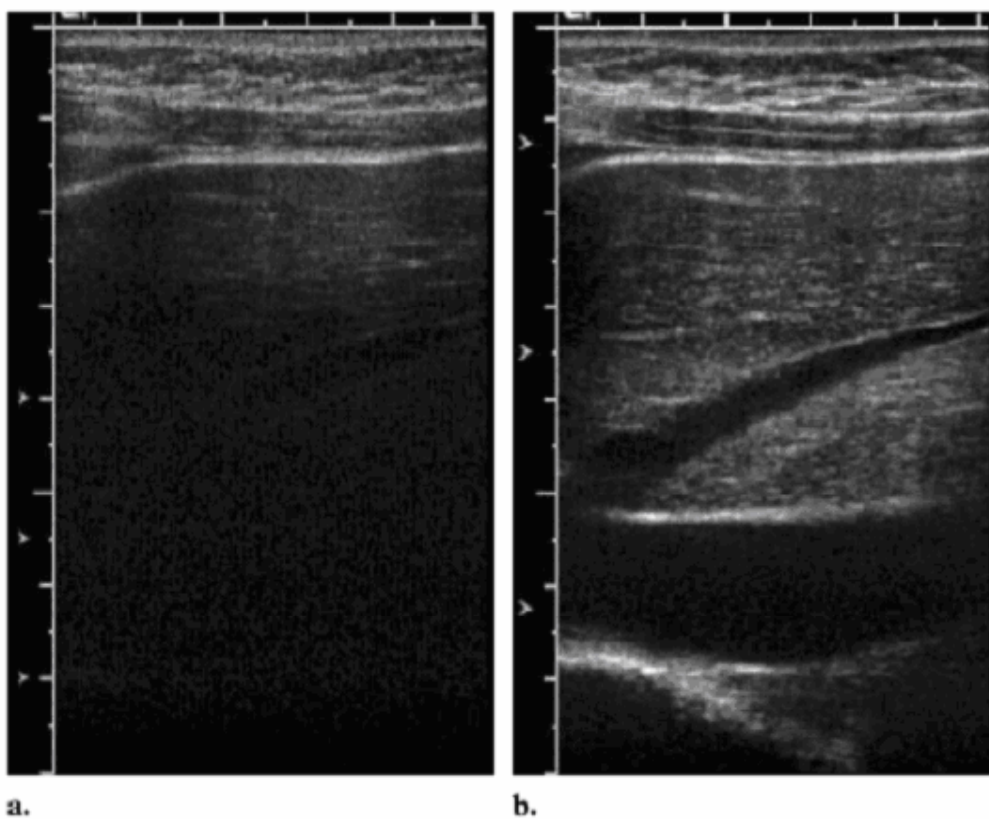
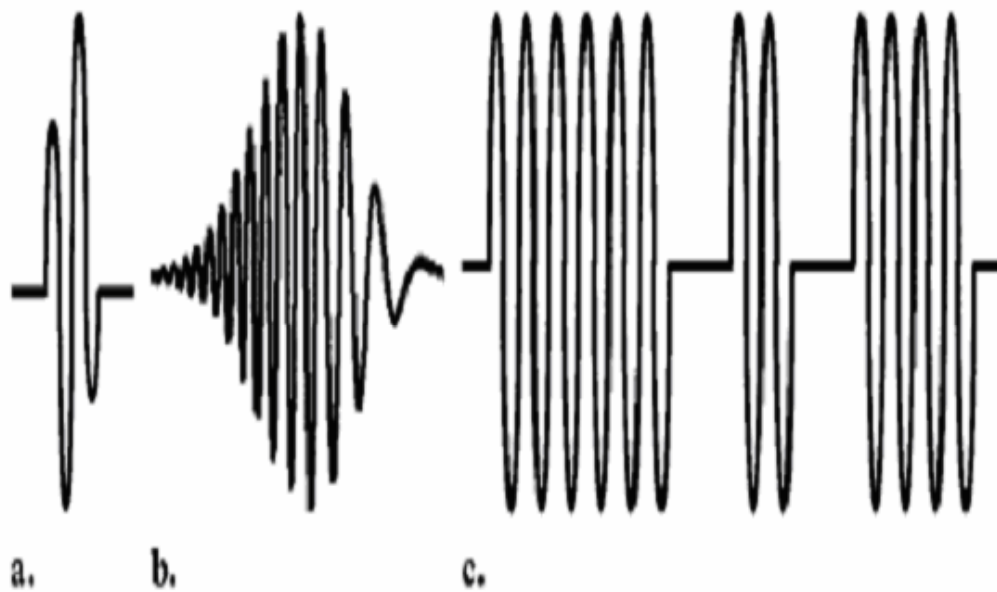
ΗΛΕΚΤΡΟΝΙΚΗ ΕΣΤΙΑΣΗ ΤΜΗΜΑΤΩΝ

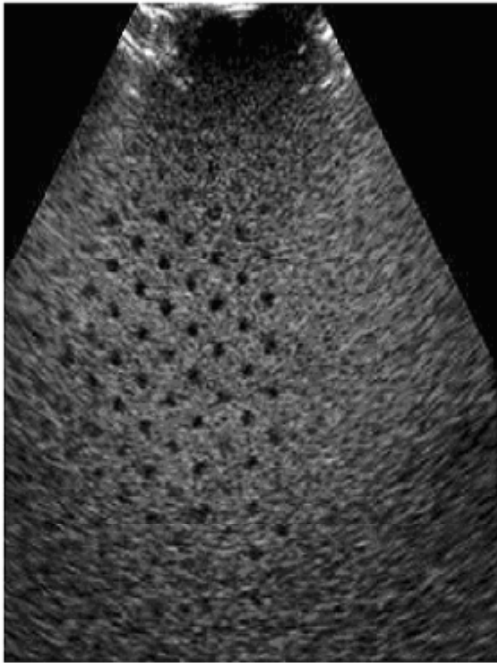
Όπως τη συζητημένη προηγούμενη, ηλεκτρονική εστίαση σφυγμός υπερήχου στην πλευρική κατεύθυνση με τη χρησιμοποίηση οι σειρές μετατροπέων παρέχουν τα μεγάλα οφέλη συγκρινόμενα με τη μηχανική εστίαση με τη χρησιμοποίηση που κάμπτεται πιεζοηλεκτρικά στοιχεία ή ακουστικοί φακοί. Εντούτοις, οι περισσότεροι μετατροπείς σε τωρινή κλινική χρήση ακόμα υιοθετήστε τη μηχανική εστίαση στην κατεύθυνση πάχους τμημάτων.

Το προκύπτων ιδιαίτερα μεταβλητό τμήμα πάχος (ότι σχήμα 12) μπορεί να προκαλέσει τη μεγάλη δυσκολία ακριβώς να απεικονίσει τις μικρές δομές. Αυτό είναι διευκρινισμένο στον αριθμό 20a, ο οποίος παρουσιάζει α συμβατική αμερικανική εικόνα ενός φανταστικού περιορισμού πολλές μικρές ανηχοειδείς σφαίρες σε ένα υπόβαθρο. Οι σφαίρες απεικονίζονται καλύτερα μόνο σε μια σχετικά μικρή περιοχή κοντά στο κέντρο της εικόνας.

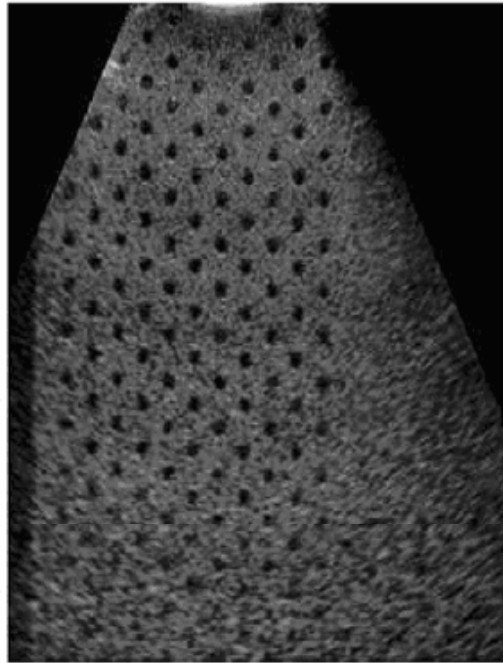
Προς τις άκρες αυτής της περιοχής, τα περιθώρια σφαιρών γίνονται διαστρεβλωμένα και το εσωτερικό αρχίστε να εκθέτετε το στίγμα. Και τα δύο αποτελέσματα οφείλεται στο πάχος μεγαλύτερων τμημάτων που προκαλεί τον υπολογισμό μέσου όρου από την κάλυψη των ηχογεννητικών σημάτων με τις ανηχοειδείς σφαίρες. Υπάρχει μεγάλο ενδιαφέρον για την επέκταση της δυνατότητας για να στρέψει ηλεκτρονικά το σφυγμό υπερήχου κατεύθυνση με τη χρησιμοποίηση των σειρών μετατροπέων με περισσότερο από ακριβώς μονοδιάστατο τον

ενιαίο σειρά των πιεζοηλεκτρικών στοιχείων που παρουσιάζονται στο σχήμα 10.





a.



b.



a.



b.

Αυτές οι υψηλός-διαστατικές σειρές μπορούν να αναφερθούν ως 1.25D, 1.5D, 1.75D, ή πλήρες 2D (δισδιάστατο) σειρές, ανάλογα με τον αριθμό στοιχείου σειρές και το επίπεδο ανεξαρτησίας με όποιους οι μεμονωμένες σειρές μπορούν να είναι συγκρινόμενες. Όσο μεγαλύτερος ο αριθμός σειρών, μεγαλύτερο δυνατότητα για την πλήρη ηλεκτρονική εστίαση.

Πλήρεις 2D σειρές θα είναι σε θέση της παροχής πολλαπλάσιας, χρήστης-επιλέξιμος εστίαση και πιο ομοιόμορφο τμήμα σχεδιαγράμματα, εκτός από την ηλεκτρονική οδήγηση η ακτίνα υπερήχου μέσω ενός τρισδιάστατου (3D) όγκος.

Αυτή η ηλεκτρονική εστίαση και οδήγηση θα ολοκληρωθεί από τα ποικίλα όφσετ συγχρονισμού στους σφυγμούς διέγερσης για το μεμονωμένο μετατροπέα στοιχεία, ακριβώς όπως την-ΕΠΙΠΕΔΕΣ οδήγηση και την εστίαση εκτελείται στους τρέχοντες μετατροπείς σειράς. Fullsize, οι γεμισμένοι 2D μετατροπείς σειράς δεν είναι ακόμα εμπορικά διαθέσιμος εντούτοις, οι μικρότερες εκδόσεις είναι ακριβώς εμφανισμένος εμπορικά, και σειρές 1.25D ήταν διαθέσιμος για αρκετά έτη.

Αριθμός 20b μια εικόνα που λαμβάνεται παρουσιάζει με έναν μετατροπέα αυτόν παρέχει την ηλεκτρονική εστίαση τμημάτων. Είναι εμφανές ότι οι σφαιρικοί στόχοι απεικονίζονται με καλύτερα σαφήνεια πέρα από μια πολύ μεγαλύτερη περιοχή του φαντάσματος.

3.10 ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΕΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΕΣ

Οι ελεύθερες προσεγγίσεις στα τρισδιάστατα υπερηχογραφήματα είναι αυτήν την περίοδο εμπορικά διαθέσιμα υψηλά στα αμερικανικά συστήματα. Αυτές οι μέθοδοι επιτρέπουν αργά, με το χέρι ανιχνεύστε το αεροπλάνο αμερικανικής εικόνας μέσω ενός τρισδιάστατου όγκος στον ασθενή. Χαρακτηριστικά γνωρίσματα στο άτομο 2D τα σύνολα στοιχείων εικόνας μπορούν να χρησιμοποιηθούν για να καταχωρήσουν διάφορα αεροπλάνα εικόνας με το ένα άλλο (παρόμοιο με η προσέγγιση που χρησιμοποιείται για την εκτεταμένη σχηματική απεικόνιση), άδεια των τρισδιάστατων επιδείξεων των δομών ιστού.

Αμφισβητήσιμα, η μέγιστη υπόσχεση για τα τρισδιάστατα υπερηχογραφήματα βρίσκεται στην αυτοματοποιημένη, γρήγορη απόκτηση τακτικά επιλεγείσες τρισδιάστατες αποθηκευτικές ενότητες στοιχείων (με τη χρονική αντιπροσώπευση η τέταρτη διάσταση). Αυτό θα έκανε την αμερικανική εικόνα απόκτηση παρόμοια με τον K. απεικόνιση και CT μέσα εκείνος ο σεβασμός.

Η τεσσάρων διαστάσεων (4D) απεικόνιση αναφέρεται στη γρήγορη απόκτηση μιας διαδοχής των τρισδιάστατων όγκων. Αναμένεται ότι μακροπρόθεσμα, ακτίνα η οδήγηση για τρισδιάστατο και 4D αποκτήσεις θα ολοκληρωθεί ηλεκτρονικά με τη χρησιμοποίηση των μετατροπών με τις πλήρεις 2D σειρές πιεζοηλεκτρικών στοιχείων. Αρχικά, 1.0d-1.75d σειρές μετατροπών (η ηλεκτρονική οδήγηση ακτινών) θα είναι μηχανικά σκουπισμένος μέσω ενός όγκου. Τουλάχιστον ένα που αφιερώνεται το σύστημα που χρησιμοποιεί αυτό το σχέδιο είναι τώρα εμπορικά διαθέσιμο. Αυτήν την περίοδο, τα τρισδιάστατα υπερηχογραφήματα είναι τα συνηθέστερα χρησιμοποιημένα στη μαιευτική απεικόνιση. Αναμένεται

ότι πρόσθετος οι κλινικές εφαρμογές θα αναπτυχθούν όπως αυτοί οι τεχνολογίες διατίθενται ευρύτερα.

3.11 ΜΙΚΡΟΓΡΑΦΗΣΗ

Οι σύγχρονοι αμερικανικοί ανιχνευτές είναι σχετικά φορητοί και ανέξοδος, ειδικά έναντι μονάδες απεικόνισης για τις μορφές όπως ο Κ. απεικόνιση και CT. Η γενική τάση προς τη μικρογράφιση υλικού και η χρήση αφιερωμένος ενσωματωμένος τα στοιχεία κυκλώματος κάνουν πιθανό ακόμα μικρότερο και λιγότερων ακριβοί αμερικανικοί ανιχνευτές, με λίγους (ενδεχομένως) συμβιβασμούς στη γενική ποιότητα εικόνας και τα διαθέσιμα χαρακτηριστικά γνωρίσματα. Το σχήμα 21 επεξηγεί εμπορικά διαθέσιμο μικρά αμερικανικά συστήματα από δύο προμηθευτές. Όλα τα συστήματα που παρουσιάζονται ζυγίζουν λιγότερο από 6 λίβρες (2,7 κλ). Αυτό η τάση προς το χαμηλότερο κόστος και τα μικρότερα συστήματα έχει μεγάλη δυνατότητα να αλλαχτεί ριζικά ο γενικός ρόλος υπερηχογραφήματων στην ιατρική.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο σύγχρονος υπερηχογραφικός εξοπλισμός είναι βασισμένος στις ίδιες θεμελιώδεις αρχές που υιοθετούνται στις αρχικές συσκευές που χρησιμοποιούνται για την ανθρώπινη απεικόνιση πριν από 50 έτη. Τα υπερηχογραφήματα έχουν τα χαρακτηριστικά να είναι σχετικά ανέξοδα, φορητά, ασφαλή, σε πραγματικός χρόνος, που τα κάνουν ένα από ευρύτερα χρησιμοποιούμενα εργαλεία μορφών απεικόνισης στην ιατρική. Αν και μερικές φορές αναφερόμενοι στην ώριμη τεχνολογία, βλέπουμε

ότι ο β-τρόπος υπερηχογραφημάτων συνεχίζει να δοκιμάζει πολύ σημαντική εξέλιξη στην διακριτική ικανότητα και οπτική απεικόνιση. Επιπλέον, η ταχύτητα ικανότητας μέτρησης και επίδειξης των υπερηχογραφικών οργάνων αυξάνεται επίσης γρήγορα, όπως και η ανάπτυξη νέων τρόπων ανίχνευσης, π.χ. τα υπερηχογραφήματα απεικόνισης πίεσης. Αυτά τα θέματα αποτελούν πεδίο έρευνας στη διεθνή επιστημονική κοινότητα. Απότομα, η υπερηχογραφική επιστήμη και τεχνολογία, με τις ποικίλες εφαρμογές τους, επεκτείνονται με ένα γοργό ρυθμό ανάπτυξης και ωρίμανσης. Ακόμη και οι πιο συναρπαστικές εξελίξεις έχουν ανοικτούς τους ορίζοντές τους για νέες ανακαλύψεις και δεδομένα.

**ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4: ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ, ΕΓΧΡΩΜΟ POWER
DOPPLER ΚΑΙ ΕΠΕΜΒΑΤΙΚΗ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ
ΣΤΟΝ ΗΠΑΤΟΚΥΤΤΑΡΙΚΟ ΚΑΡΚΙΝΟ (ΗΚΚ): ΣΥΝΘΕΣΗ ΚΑΙ
ΠΡΟΤΑΣΗ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ ΔΙΕΞΟΔΟΥ**

Η συχνότητα του ΗΚΚ στον ελληνικό πληθυσμό και οι πολλές απεικονιστικές μέθοδοι, που συμβάλλουν στην διάγνωση του, έχουν κάνει επίκαιρη την κριτική παρουσίαση της αντίστοιχης σημειολογίας. Ιδιαίτερα τα τελευταία χρόνια, η γρήγορη τεχνολογική εξέλιξη στο εσωτερικό κάθε μιας απεικονιστικής μεθόδου και η αντίστοιχη θεαματική σημειολογία έχουν οδηγήσει σε έντονη και συχνά πληθωρική και χωρίς ακριβή γνώση των ενδείξεων παραπομπή σε επικαλυπτόμενες και επαναλαμβανόμενες απεικονιστικές εξετάσεις. Θα παρουσιασθεί η σημειολογία του ΗΚΚ στην υπερηχογραφία και θα υπογραμμισθούν οι περιορισμοί και τα όριά της. Θα αναφερθεί η συμβολή των απεικονιστικών μεθόδων στην κυτταρολογική και ιστολογική τεκμηρίωση του ΗΚΚ με τις καθοδηγούμενες παρακεντήσεις και θα προταθεί τρόπος παράκαμψης της σειράς των απεικονιστικών εξετάσεων που συχνά καθυστερούν την διάγνωση και παρατείνουν τον χρόνο νοσηλείας και προσθέτουν κόστος στους ασθενείς, τα νοσηλευτικά ιδρύματα και τους ασφαλιστικούς οργανισμούς.

4.1 ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑ (ΥΗ) ΚΑΙ ΗΚΚ

Ηχομορφολογικοί χαρακτήρες του ΗΚΚ: Η ηχομορφολογία του ΗΚΚ εξαρτάται καθοριστικά από το μέγεθός του. Τα ΗΚΚ που έχουν διάμετρο μέχρι 4 εκ. είναι συχνά ομότιμα υποηχογενή με ομαλά όρια χωρίς αφοριζόμενη άλω. Συχνά υπάρχει ακουστική ενίσχυση μετά την εστιακή βλάβη. Τα μεγαλύτερα ΗΚΚ έχουν μικτή ηχοδομή με εναλλασσόμενες υπερ-ισο και υποηχογενείς περιοχές με πολύλοβα και συγγεόμενα όρια μεταξύ τους και δίνουν τη χαρακτηριστική εικόνα του "μωσαϊκού". Περιβάλλονται συχνά από υποανακλαστική άλω και υπάρχουν πλευρικές σκιές που εφάπτονται της περιφέρειας της εστιακής βλάβης. Οι εναλλασσόμενες υπό- και υπερηχογενείς περιοχές που προσδίδουν στο ΗΚΚ τη μορφή "μωσαϊκού" εξηγούνται παθολογοανατομικά από την παρουσία ηλικιακά προσφάτων νεοπλασματικών όζων, που συγγέονται μεταξύ τους και χωρίζονται από λεπτά διαφράγματα συνδετικού ιστού.

Η παρουσία κάψας από συνδετικό ιστό εντάσσει το ΗΚΚ σε ιδιαίτερη παθολογοανατομική ομάδα, τουλάχιστον κατά τη γνώμη Ιαπώνων συγγραφέων, όπου αυτός ο τύπος φαίνεται να απαντάται συχνότερα. Η συχνότητα αυτού του ιδιαίτερου τύπου ΗΚΚ φαίνεται να κυμαίνεται μεταξύ 10 και 20%, ανεξάρτητα από την εθνολογική προέλευση των ασθενών. Η κάψα αυτή, όταν υπάρχει, είναι υποηχογενής, ομαλή και ομότιμη άλως με διάμετρο 3-5 χιλ. Η παρουσία της τα κατατάσσει σε ομάδες καλύτερης πρόγνωσης. Ο τύπος αυτός ΗΚΚ προσφέρεται για ολική χειρουργική εξαίρεση και για το λόγο αυτή η υπερηχογραφική (ή με υπολογιστική τομογραφία ή μαγνητική τομογραφία) ανάδειξη της κάψας μπορεί να έχει σημαντικές θεραπευτικές επιπτώσεις. Η συνολική ευαισθησία της ΥΗ (χωρίς να έχει

υπολογισθεί η συμβολή του έγχρωμου power και παλμικού Doppler) στη διάγνωση του ΗΚΚ είναι περίπου 70%, ενώ η ειδικότητα φθάνει το 90%.

Αιμοδυναμική doppler σημειολογία: Η σημειολογία Doppler (έγχρωμου και παλμικού) αρχίζει να δείχνει τη σημασία της στη διαφοροδιάγνωση χωροκατακτητικών βλαβών στο ήπαρ και ιδιαίτερα στην αναγνώριση του ΗΚΚ. Στην εξέταση με έγχρωμο Doppler αναγνωρίζονται κυρίως στην περιφέρεια του ΗΚΚ μικρά παθολογικά αγγεία. Η προσέγγισή τους με ωστικό Doppler παρουσιάζει τυπική αρτηριακή κυματομορφή με συστολική και διαστολική φάση. Η συχνότητα Doppler είναι μεγάλη (5KHZ) και έχει αποδειχθεί ότι αντιστοιχεί σε αρτηριοφλεβικές αναστομώσεις, ακριβέστερα αναστομώσεις μεταξύ ηπατικών αρτηριών και κλάδου του πυλαίου συστήματος, που συνήθως δημιουργούνται στην περιφέρεια του ΗΚΚ.

Η ύπαρξη αυτών των αρτηριοφλεβικών αναστομώσεων έχει επικυρωθεί παθολογοανατομικά και αγγειογραφικά σε περίπου 70% των ΗΚΚ. Ποτέ πάντως δεν φαίνεται να παρατηρείται σε αιμαγγειώματα ή σε άλλη καλοήγη χωροκατακτητική βλάβη στο ήπαρ και φαίνεται να αποτελεί κριτήριο κακοήθειας. Στο κίρρωτικό ήπαρ, όταν υπάρχουν αναγεννητικοί όζοι που είναι υποηχογενείς, η σημειολογία Doppler αποτελεί καθοριστικό διαφοροδιαγνωστικό κριτήριο: ενώ ΗΚΚ και μεγάλος αναγεννητικός όζος έχουν συχνά ταυτόσημη υπερηχογραφική εικόνα, η χαρακτηριστική οξύαιχμη κυματομορφή του ΗΚΚ, όποτε ανιχνεύεται, οδηγεί τη διαγνωστική σκέψη στην αρτηριοφλεβική επικοινωνία που συχνά υπάρχει στην περιφέρεια του ΗΚΚ.

Το έγχρωμο και power doppler που διατίθεται με τα σύγχρονα μηχανήματα ΥΗ δίνει την δυνατότητα στον έμπειρο εξεταστή να

παρακολουθήσει σε πραγματικό χρόνο την αγγείωση και την αιμάτωση μιας ηπατικής χωροκατακτητικής βλάβης και να παρατηρήσει τα φυσιολογικά ή μη αγγεία που την διασχίζουν. Η σημειολογία αυτή είναι θεαματική, συχνά χαρακτηριστική, αλλά φευγαλέα, όπως κάθε αιμοδυναμική μελέτη. Αποτυπώνεται δύσκολα στην φωτογραφία που συνοδεύει την εξέταση και δεν υπάρχουν αντικειμενικά διαφοροδιαγνωστικά κριτήρια. Ο τρόπος που ο εξεταστής κατευθύνει τον ηχοβολέα και η εντύπωση που σχηματίζει από τα στιγμιαία σήματα doppler που προκύπτουν από την ηπατική βλάβη είναι τα μόνα - πλούσια αλλά υποκειμενικά - στοιχεία που θα βοηθήσουν στην διάγνωση.

Η ΥΗ, το έγχρωμο και power doppler με την ευκολία με την οποία απεικονίζουν και μελετούν αιμοδυναμικά τα αγγεία του ήπατος, τεκμηριώνουν νωρίς στην πορεία εξέλιξης του ΗΚΚ την διήθηση, ή/και την θρόμβωση κλάδων της πυλαίας και των ηπατικών φλεβών. Το εύρημα αυτό έχει καθοριστική διαγνωστική σημασία γιατί το ΗΚΚ είναι πρακτικά ο μόνος όγκος του ήπατος που διηθεί και θρομβώνει γειτονικά αγγεία. Πρόσφατα, κυρίως Ιάπωνες συγγραφείς, παρουσιάζουν νέες υπερηχογραφικές αιμοδυναμικές τεχνικές με αρτηριακή ή φλεβική έγχυση υπερηχογραφικά ορατών "σκιαγραφικών". Η υπερηχογραφική παρακολούθηση του τρόπου και του χρόνου άφιξης των ουσιών αυτών στο ΗΚΚ αναδεικνύει με μεγάλη ακρίβεια και αξιοπιστία τα αιμοδυναμικά χαρακτηριστικά τους.

Ιδιαίτερα η ενδοφλέβια έγχυση τέτοιων ουσιών, φαίνεται να έχει πρακτική σημασία στον χαρακτηρισμό μίας μικρής υπερηχογραφικά ορατής ηπατικής βλάβης, χωρίς προσφυγή σε βαρύτερη απεικονιστική εξέταση και χωρίς αρτηριακό καθετηριασμό. Για τις περιπτώσεις, όπου η υπερηχογραφική και η Doppler σημειολογία δεν αρκεί για να χαρακτηριστεί το ΗΚΚ ή να αποκλείσει την ύπαρξή του, η ίδια η

υπερηχογραφία προτείνει διαγνωστική διέξοδο καθοδηγώντας λεπτή βελόνα στο επιθυμητό σημείο της χωροκατακτητικής βλάβης, αποφεύγοντας ευαίσθητα όργανα και αγγεία, μειώνοντας τις επιπλοκές και αυξάνοντας την πιθανότητα να ανασύρει υλικό κατάλληλο για κυτταρολογική ή ιστολογική μελέτη.

Εγχειρητική υπερηχογραφία: Η συμβολή της ΥΗ στην προσέγγιση του ΗΚΚ δεν εξαντλείται στην προεγχειρητική διαγνωστική διαδικασία. Ειδικός αποστειρωμένος ηχοβολέας που διατίθεται με πολλά σύγχρονα υπερηχογραφικά μηχανήματα, μπορεί να χρησιμοποιηθεί από έμπειρο χέρι στο χειρουργικό τραπέζι και να έρθει σε επαφή, μετά τη λαπαροτομία, με την κάψα του ήπατος. Σ' αυτές τις ιδανικές για την υπερηχογραφία συνθήκες, χωρίς τον ακουστικό φραγμό του δέρματος και των υποδοριών ιστών, υπάρχει δυνατότητα χρησιμοποίησης ηχοβολέων με μεγάλη συχνότητα (7 ή 10 MHz). Μπορούν έτσι να γίνουν ορατές μικροσκοπικές (με διάμετρο λίγα χιλιοστά) συμπαγείς βλάβες στο ηπατικό παρέγχυμα.

Η αποκάλυψη τέτοιων μικρών δορυφόρων βλαβών σε άλλα ηπατικά τμήματα από εκείνο που υπάρχει γνωστό ΗΚΚ μπορεί να αλλάξει τη χειρουργική τεχνική και να καθοδηγήσει στην εξαίρεσή τους. Η εγχειρητική ΥΗ είναι η περισσότερο ευαίσθητη και περισσότερο ειδική μέθοδος στην ανίχνευση μικρών εστιών πολυεστιακού ηπατώματος ή δευτερογενών εστιών στο ήπαρ. Ακόμα και αν δεν αποκαλυφθούν μικρές εστίες στο υπόλοιπο ηπατικό παρέγχυμα, η εγχειρητική υπερηχογραφία αναδεικνύεται πολύ χρήσιμη επειδή "διαβλέπει" το ΗΚΚ με τη μορφολογία και την τοπογραφία του, σε σχέση με τα ηπατικά αγγεία και καθοδηγεί τη χειρουργική τομή, ώστε να επιτευχθεί η επιθυμητή λοβεκτομή ή τμηματεκτομή, χωρίς να θιγούν

αγγειακά στελέχη που αρδεύουν διατηρητέα ηπατικά τμήματα.

Υπερηχογραφία στο μεταμοσχευμένο ήπαρ: Αρχίζει και γίνεται αντιληπτή η συμβολή της ΥΗ, του έγχρωμου και power Doppler στην παρακολούθηση και κυρίως στην επίβλεψη των αναστομούμενων αγγείων και την τεκμηρίωση της μετεγχειρητικής βατότητάς τους και την αιμοδυναμική συμπεριφορά του μεταμοσχευμένου ήπατος. Ήδη υπάρχουν αμφιλεγόμενες παρατηρήσεις και δημοσιεύσεις. Φαίνεται πάντως ότι, η απόρριψη του μοσχεύματος είναι μία φλεγμονώδης κυτταρική διήθηση και δεν φαίνεται να επηρεάζει τους αγγειακούς δείκτες που εκτιμώνται στο Doppler. Ενώ ο δείκτης αγγειακής αντίστασης (restive index) είναι αξιόπιστο κριτήριο στην οξεία απόρριψη νεφρού μετά από μεταμόσχευση, δεν ισχύει το ίδιο για την απόρριψη ηπατικού μοσχεύματος.

Συμπερασματικά: Στην ογκολογία του ήπατος και ειδικά στην διάγνωση του ΗΚΚ υπάρχει υπερπροσφορά διαγνωστικών, κυρίως απεικονιστικών μεθόδων και σημειολογίας. Η κλινική εξέταση και οι βιοχημικές εξετάσεις, με καθοριστικής σημασίας της αFP, έχουν πρωταρχικό ρόλο στον διαγνωστικό έλεγχο για ΗΚΚ. Το έμπειρο χέρι και η κρίση του κλινικού γιατρού αποκτούν χρήσιμη και εύχρηστη οδηγό εξέταση "ρουτίνας" τον προσδιορισμό της αFP. Είναι εξέταση με αποδεκτή ευαισθησία, αλλά όχι με αρκετή ειδικότητα. Ο κλινικός γιατρός, εκτός από τα κλινικά ενδεικτικά στοιχεία, προσθέτει ένα κρίσιμο διαγνωστικό δείκτη που αυξάνει την διαγνωστική του βεβαιότητα. Βρίσκεται τώρα μπροστά στο δίλημμα της επιλογής της ή των απεικονιστικών εξετάσεων που θα τεκμηριώσει ή θα αποκλείσει την ύπαρξη ΗΚΚ.

Η υπερηχογραφία (ΥΗ) η υπολογιστική τομογραφία (ΥΤ) και ο μαγνητικός συντονισμός (ΜΣ) έχουν συνολικά συγκρίσιμη ευαισθησία

και ειδικότητα στην διάγνωση του ΗΚΚ. Ειδικές, συνήθως επεμβατικές τεχνικές, με την συμβολή της ψηφιακής αγγειογραφίας ή έγχυσης ειδικών ουσιών, μπορούν να βελτιώσουν συνήθως οριακά και κάποτε σημαντικά, την ευαισθησία και την ειδικότητα των μεθόδων αυτών. Υπάρχουν μεγάλες διακυμάνσεις στην διαγνωστική αποτελεσματικότητα των απεικονιστικών μεθόδων, που εξαρτώνται από την τεχνολογική γενεά μηχανημάτων, την τεχνική που εφαρμόζεται και το επίπεδο γνώσης και εμπειρίας του ακτινολόγου που την διεκπεραιώνει και την γνωματεύει.

Στην βιβλιογραφία φαίνεται επίσης μια σαφής διαφορά στην προβαλλόμενη διαγνωστική αποτελεσματικότητα των απεικονιστικών μεθόδων ανάλογα με τόν χώρο προέλευσης της εργασίας: Τα Ευρωπαϊκά και Βορειοαμερικάνικα Νοσοκομειακά Κέντρα, δημοσιεύουν εργασίες όπου οι διάφορες τεχνικές της ΥΤ και του ΜΣ αναδεικνύονται αποτελεσματικότερες στη διάγνωση του ΗΚΚ. Αντίθετα, εργασίες που προέρχονται από Άπω-Ανατολικές χώρες και ιδιαίτερα από την Ιαπωνία, καταλήγουν σε καλύτερα αποτελέσματα με υπερηχογραφία και έγχρωμο doppler. Μία ερμηνεία για την διχογνωμία αυτή, είναι το διαφορετικό πληθυσμιακό και νοσολογικό έδαφος στο οποίο πραγματοποιήθηκαν οι μελέτες αυτές: Οι λεπτόσαρκοι κάτοικοι των χωρών της Άπω Ανατολής ευνοούν την διαγνωστική χρήση της υπερηχογραφίας σε αντίθεση με τους συχνά παχύσαρκους Βορειοαμερικάνους και Ευρωπαίους.

Το έδαφος της χρόνιας Β και C ηπατοπάθειας στο οποίο αναπτύσσεται το ΗΚΚ στις χώρες της Άπω Ανατολής, διαφέρει από εκείνο της αλκοολικής κίρρωσης στην Ευρώπη και την Βόρειο Αμερική. Σημαντικότερο όμως ρόλο στην διαφορά της αποτελεσματικότητας των απεικονιστικών μεθόδων έχει η μεγαλύτερη συχνότητα ΗΚΚ στους πληθυσμούς της Άπω Ανατολής, η εφαρμογή προγραμμάτων screening σε μεγάλη κλίμακα και η γρήγορη και αποδοτική αμφίδρομη επικοινωνία

μεταξύ νοσοκομειακών ιατρικών ομάδων και κατασκευαστών ιατρικής τεχνολογίας. Ο συγκερασμός των παραπάνω παραγόντων έχει σαν αποτέλεσμα την δημιουργία και τον διαρκή εκσυγχρονισμό της τεχνολογικής υποδομής και την καθιέρωση ειδικών για κάθε μέθοδο διαγνωστικών σημειολογικών κριτηρίων, που καθιστούν την διαγνωστική αποτελεσματικότητα, ιδιαίτερα της υπερηχογραφίας, ισχυρότερη.

Ο κλινικός ιατρός, όταν αποφασίζει με γνώμονα τα κριτήρια της κλινικής αποτελεσματικότητας, πρέπει να σταθμίσει ποιά από τις αποτελεσματικές απεικονιστικές μεθόδους (ΥΗ, ΥΤ, ΜΣ) υπάρχει στο περιβάλλον του (νοσοκομειακό ή μη), εφαρμόζεται αξιόπιστα και με τους κανόνες της τεχνικής. Αυτό σημαίνει ύπαρξη και λειτουργία σύγχρονου μηχανήματος που υποστηρίζεται από διαγνωστικά, προγράμματα, εξαρτήματα και τα παρελκόμενα ειδικών τεχνικών και διαθέτει ζώσα επίβλεψη της εξέτασης από γνώστη των τεχνικών και της σημειολογίας της κάθε μεθόδου απεικονιστή ιατρό. Η επιλογή της χρονικά πρώτης μή επεμβατικής απεικονιστικής εξέτασης και το τρόπο πραγματοποίησής της έχει καθοριστική σημασία για το διαγνωστικό χρονοδιάγραμμα του αρρώστου, γιατί μόνο έτσι θα επιτευχθεί η αναφερόμενη στην βιβλιογραφία υψηλή ειδικότητα και ευαισθησία (=90%) στην διάγνωση του ΗΚΚ. Αν συμβαίνει να είναι διαθέσιμη με *lege artis* διαχείριση περισσότερη από μία απεικονιστικές μέθοδοι, οικονομικοί κυρίως λόγοι, επιβάλλουν στην υπερηχογραφία την χρονικά πρώτη θέση.

Η ΥΗ προσφέρει αρκετή ευαισθησία και ειδικότητα ακόμη και στην διάγνωση του "μικρού" υποκλινικού ΗΚΚ που έχει διάμετρο 1-2 cm. Προσφυγή σε δεύτερη ή τρίτη απεικονιστική μέθοδο (που είναι τρέχουσα διεθνής πρακτική στα πλαίσια ελέγχου για ΗΚΚ) πολύ λίγο, σπάνια και μόνο ύστερα από σύσταση ειδικευμένου στην απεικόνιση του ήπατος ιατρού, βελτιώνει την τελική ειδικότητα και ευαισθησία. Το

συνηθέστερο πρόβλημα που τίθεται μετά την πρώτη αξιόπιστη απεικονιστική εξέταση είναι η ιστολογική ή κυτταρολογική τεκμηρίωση της εστιακής βλάβης στο ήπαρ. Η ΥΗ και η ΥΤ προσφέρονται για την καθοδηγούμενη αυτή παρακέντηση και ο κλινικός ιατρός καλείται πάλι να επιλέξει με κριτήριο την αξιοπιστία της ιατρικής ομάδας που μπορεί να διεκπεραιώσει αποτελεσματικά και χωρίς μεγάλο κίνδυνο επιπλοκής στο περιβάλλον του την επεμβατική αυτή πράξη.

Επειδή υπάρχουν πολλοί παθολογοανατομικοί και κυτταρολογικοί περιορισμοί που οφείλονται στην πολυμορφία του ΗΚΚ, στο κίρρωτικό ήπαρ που το περιβάλλει και τα στάδια εξέλιξής του και την τεχνική λήψης του υλικού, κρίνουμε αποτελεσματικότερο τον συνδυασμό κυτταρολογικής εξέτασης (που γίνεται αμέσως μετά την παρακέντηση από τον παρόντα κυτταρολόγο που αποφαινεται τουλάχιστον για την καταλληλότητα του υλικού) και ιστολογικής εξέτασης, που γίνεται σε δεύτερο χρόνο και προσθέτει την απαραίτητη ιστολογική σημειολογία της βλάβης.

Η ΥΗ, εφόσον υπάρχει τεχνολογικά άρτιο μηχάνημα και γνώστης της υπερηχογραφικής και αιμοδυναμικής σημειολογίας του εγχρώμου doppler εξεταστής, ισχυροποιεί τη θέση της στο διαγνωστικό πρωτόκολλο επειδή μπορεί, ακόμη και στον ίδιο χρόνο, να προσφέρει αξιόπιστη μορφολογική και αιμοδυναμική μελέτη του ΗΚΚ και να οδηγήσει με ασφάλεια λεπτή βελόνα στην βλάβη, παραθέτοντας κυτταρολογικά και ιστολογικά διαγνωστικά τεκμήρια.

Με ειδικό διεγχειρητικό ή λαπαροσκοπικό ηχοβολέα η ΥΗ γίνεται χρήσιμος και συχνά απαραίτητος οδηγός στο χειρουργικό τραπέζι, επειδή με ευκολία και ευχέρεια απεικονίζει την βλάβη και τα περιβάλλοντα αγγεία, καθοδηγώντας τμηματεκτομή, λοβεκτομή, παρακεντήσεις ή εγχύσεις. Διατηρεί επίσης ένα θεραπευτικό ρόλο, επειδή είναι η

προσφορότερη μέθοδος καθοδήγησης διαδερμικής έγχυσης αλκοόλης στο ΗΚΚ. Το διαγνωστικό πρόβλημα του ΗΚΚ, ιδιαίτερα στην Ελλάδα εντοπίζεται στην μη έγκαιρη διάγνωσή του. Οι ασθενείς αυτοί φθάνουν συνήθως στον κλινικό ιατρό με μεγάλο (5 cm.), συχνά ήδη πολυεστιακό ΗΚΚ. όταν οποιαδήποτε (χειρουργική ή μή) θεραπευτική στρατηγική δεν μπορεί να είναι αποτελεσματική. Σε μία χώρα σαν την Ελλάδα, με μεγάλο αριθμό πασχόντων από χρόνια ηπατίτιδα Β και C και κίρρωση, μόνο ένα καλά δομημένο και ορθολογικά τηρούμενο κλινικό, βιοχημικό και απεικονιστικό πρωτόκολλο παρακολούθησης αυτού του πληθυσμού μπορεί να τα διαγνώσει εγκαίρως το "μικρό" υποκλινικό ΗΚΚ. Το πρωτόκολλο αυτό πρέπει να περιλαμβάνει τακτή κλινική εξέταση και προσδιορισμό της αFP και συστηματική πραγματοποίηση αξιόπιστου υπερηχογραφήματος.

Άλλο καθημερινό διαγνωστικό και οικονομικό πρόβλημα είναι ο άσκοπος πολλαπλασιασμός κυρίως απεικονιστικών πράξεων χαμηλής αξιοπιστίας που καταλήγουν, όταν το κατορθώνουν, στην καθυστερημένη διάγνωση του ΗΚΚ. Έμπρακτη απάντηση σ' αυτό το πρόβλημα είναι η τήρηση του πρωτόκολλου ελέγχου των πληθυσμών αυξημένου κινδύνου που αναφέρθηκε και η τήρηση μίας βραχείας και αποτελεσματικής σειράς εξετάσεων (κλινική εξέταση, ΑF Ρ - ΥΗ - καθοδηγούμενη παρακέντηση) για την διάγνωση του ΗΚΚ που δεν διαγνώσθηκε στα πλαίσια συστηματικού (screening) ελέγχου.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5: ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΗΜΑ ΣΤΗΝ ΚΥΗΣΗ



5.1 ΜΙΑ ΜΙΚΡΗ ΑΝΑΔΡΟΜΗ ΣΤΗΝ ΕΞΕΛΙΞΗ ΚΑΙ ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΤΟΝ ΤΟΜΕΑ ΤΗΣ ΜΑΙΕΥΤΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΣ ΓΥΝΑΙΚΟΛΟΓΙΑΣ

Η ιστορία της ανάπτυξης των υπερήχων αρχίζει με την χρήση των ηχητικών κυμάτων για την υποθαλάσσια μέτρηση αποστάσεων. Οι σαρωτές υπερήχων θα πρέπει να θεωρούνται σαν μία μορφή ιατρικών σόναρ . Πρωτοπόρος στη χρήση των υπερήχων ήταν ο Jan-Daniel Colladon, Ελβετός φυσικός επιστήμονας, ο οποίος μόλις το 1826 χρησιμοποίησε επιτυχώς έναν υποθαλάσσιο κώδωνα για να καθορίσει την ταχύτητα του ήχου στα νερά της λίμνης Geneva. Μέχρι το 1880 με

την αρωγή πολλών λαμπρών επιστημόνων θεμελιώθηκαν οι αρχές της μετάδοσης και ανάκλασης των ηχητικών κυμάτων και οι ανάλογες μαθηματικές εξισώσεις. Υποθαλάσσια συστήματα ανίχνευσης ,τα γνωστά μας σόναρ, χρησιμοποιήθηκαν στην πλοήγηση υποβρυχίων στον Πρώτο Παγκόσμιο Πόλεμο και ιδιαίτερα μετά τη βύθιση του Τιτανικού .

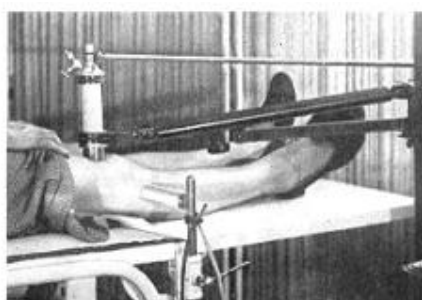
Την ίδια περίοδο ανακαλύφθηκε το υδρόφωνο που λειτουργούσε με ηχητικά κύματα υψηλής συχνότητας περί τα 150KHz το οποίο χρησιμοποιήθηκε εκτεταμένως στην κατασκοπεία πλοίων και υποβρυχίων. Μέχρι τον Δεύτερο Παγκόσμιο Πόλεμο έγιναν ταχύτατες εξελίξεις και βελτιώσεις στον τομέα των ναυτικών και στρατιωτικών ραδιοεντοπιστών που θεωρούνται οι άμεσοι προπομποί των μεταγενέστερων σόναρ δυο διαστάσεων και των ιατρικών συστημάτων υπερήχων που έκαναν την εμφάνιση τους στα τέλη της δεκαετίας του 1940 με την πολύτιμη βοήθεια του ENIAC,του πρώτου ψηφιακού υπολογιστή. Δεν θα πρέπει φυσικά να παραλείψουμε να αναφερθούμε στην παράλληλη και εξ ίσου σημαντική εξέλιξη στον τομέα των υπερήχων που άρχισε το 1930 με την κατασκευή των συσκευών υπερήχων με σκοπό την ανίχνευση ρωγμών στα μεταλλικά αντικείμενα .Η τελευταία εξέλιξη ,πατέρας της οποίας ήταν ο Ρώσος Sergei Y Sokolon, βρήκε μεγάλη εφαρμογή στον έλεγχο της ακεραιότητας της μεταλλικής γάστρας των πλοίων και των πολεμικών πανοπλιών.

Η χρήση των υπερήχων στο πεδίο της ιατρικής άρχισε αναμφίβολα με εφαρμογές περισσότερο θεραπευτικές παρά διαγνωστικές εκμεταλλευόμενη τις ρηκτικές και θερμικές τάσεις στους ζωικούς ιστούς. Πρώτος παρατηρητής αυτών των τάσεων ήταν ο Langevin. Λίγο αργότερα οι νευροχειρουργοί William Fry και Russell Meyers των Πανεπιστημίων του Illinois και της Iowa αντίστοιχα θα χρησιμοποιήσουν τους υπερήχους υψηλής εντάσεως σαν εργαλείο μερικής καταστροφής

των βασικών γαγγλίων σε ασθενείς με Παρκινσονισμό .Στη συνέχεια η ρευματοειδής αρθρίτιδα και η νόσος του Meniere άρχισε να θεραπεύεται ερευνητικά αλλά με πενιχρά αποτελέσματα.



Ultrasound used in therapy



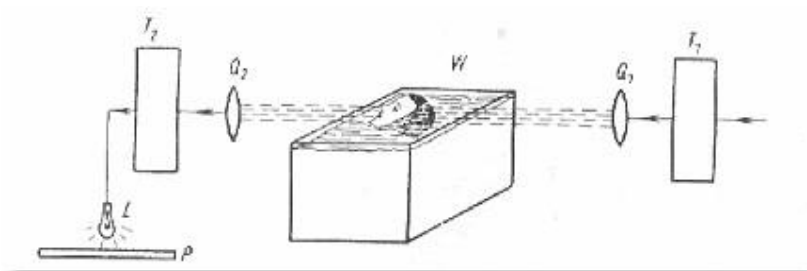
Εικόνα 1: Χρήση της ενέργειας των υπερήχων το 1940. Αριστερά για πεπτικό έλκος και δεξιά για αρθρίτιδα.

Το 1940 οι υπέρηχοι χρησιμοποιούνται πειραματικά σαν πιθανό διαγνωστικό εργαλείο στην ιατρική. Ο Karl Theodore Dussik νευρολόγος-ψυχίατρος του Πανεπιστημίου της Βιέννης ήταν ο πρώτος ιατρός που εισήγαγε τους υπερήχους στη διαγνωστική ιατρική. Μαζί με τον αδερφό του και επίσης ιατρό Friederich, κατόρθωσε να εντοπίσει όγκους στον εγκέφαλο μετρώντας τη μετάδοση των υπερήχων στην κρανιακή κοιλότητα .Μάλιστα εκτός από τα πειράματα που επιτέλεσαν εισήγαγαν τον όρο υπερφωνογράφημα. Δυστυχώς η έρευνα τους γρήγορα

τερματίστηκε διότι απώτερες μελέτες απέδειξαν ότι τα αποτελέσματα των πειραμάτων των δυο αδερφών ήταν λανθασμένα.



Karl Theodore Dussik



Εικόνα 2: $T1$: γεννήτρια, $Q1$: πομπός, $T2$: μετατροπέας $Q2$: δέκτης, W : θάλαμος νερού, L : πηγή φωτός, P : φωτογραφική/ με θερμικά ευαίσθητο χαρτί.

Το 1949 μια ομάδα ιατρών από το MIT σε συνεργασία με τον Ludwig κατόρθωσε να μετρήσει την ταχύτητα μετάδοσης του ήχου σε ζωικούς μαλακούς ιστούς την οποία και καθόρισε μεταξύ 1500 και 1600 μέτρων ανά δευτερόλεπτο. Έξι χρόνια αργότερα, μετά την χρησιμοποίηση πολλών διαφορετικών υλικών στις συσκευές υπερήχων όπως το PZT (lead zirconate-titanate), που βελτίωσαν την ευαισθησία και τη σταθερότητά τους εμφανίστηκαν οι νέες συσκευές πολλαπλών κατευθύνσεων A-mode οι οποίες χρησιμοποιήθηκαν σε ερευνητικό επίπεδο στην εξέταση εγκεφαλικών κακώσεων ,καρδιακών και

οφθαλμικών παθήσεων καθώς και σε θέματα που αφορούσαν την κοιλιακή χώρα και την πύελο.



John Wild c. 1953

Την ίδια περίοδο ο John Julian Wild, ένας Εγγλέζος χειρουργός ,σε συνεργασία με τον Donald Neal,με την ιδιότητα του μηχανικού, ανακάλυψε ότι ο κακοήθης ιστός ήταν περισσότερο ηχογενής από έναν καλοήθη και ότι ο πρώτος διαγιγνώσκεται από το πάχος και την ανικανότητά του να χαλαρώνει και να συσπάται.Ο Wild αργότερα συνεργάστηκε με έναν άλλο μηχανικό ονόματι John Reid και μαζί κατασκεύασαν την πρώτη επιχείρια συσκευή B-mode που ήταν ικανή σχηματίζει νοερές εικόνες όγκων σαρώνοντας από άκρη σε άκρη ολόκληρη την περιοχή του γυναικείου στήθους .Μάλιστα τον Απρίλιο του 1953 εμφάνισαν σε εικόνες πραγματικού χρόνου μια καρκινική μάζα 7 χιλιοστών στην περιοχή του γυναικείου στήθους. Άλλη μία σημαντική επινόησή τους ήταν η περιγραφή της χρήσης του A-mode διορθικά και διακολλικά.

Το Pan-scanner, στο οποίο ο μετασχηματιστής γύριζε τροχοειδώς γύρω από τον ασθενή ανεπτύχθη το 1957 από τον Joseph Homles νεφρολόγο στο Veterans Administration Hospital. Ο ασθενής καθόταν σε μία τροποποιημένη ιατρική καρέκλα, περιτριγυρισμένος από έναν

πλαστικό ιμάντα και εμβαπτισμένος σε ένα αλατούχο διάλυμα. Η συσκευή αυτή κρίθηκε απόλυτα επιτυχημένη με αποτέλεσμα ο Joseph Holmes και η ομάδα του να βραβευτούν το 1958 από τον Αμερικανικό Ιατρικό Σύλλογο. Μειονέκτημα της συσκευής αυτής, αν και μπορούσε να αναπαραγάγει ακριβείς εικόνες δύο διαστάσεων, ήταν ότι απαιτούσε από τον ασθενή να είναι μερικώς εμβυθισμένος σε νερό και να παραμένει ακίνητος για μεγάλο χρονικό διάστημα. Τα αμέσως επόμενα χρόνια εξελίχθηκαν σε ελαφρύτερες και πιο ευκίνητες συσκευές με μικρότερα δοχεία νερού και μετασχηματιστές που έρχονταν σε άμεση επαφή με το ανθρώπινο σώμα.



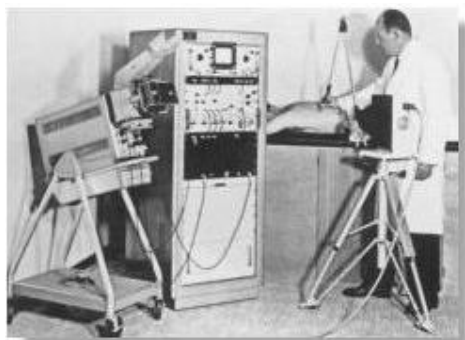
Joseph Holmes
1902-1982

Πέντε χρόνια αργότερα, το 1963, ο Holmes σε συνεργασία με τους μηχανικούς William Wright και Edward Meyerdirk κατασκεύασαν το καινοτόμο πολυαρθρωτό χέρι-σαρωτή επαφής το οποίο άμεσα εξελίχθηκε στο αντίστοιχο πολυσύνθετο σαρωτή B-mode.



The pan-scanner in 1957.

Η αληθινή καινοτομία όμως που άλλαξε εντελώς την εφαρμογή των υπερήχων στην ιατρική ήταν η επέλευση των σαρωτών πραγματικού χρόνου .Η πρώτη συσκευή αυτού του τύπου, περισσότερο γνωστή και ως ταχύς Β-σαρωτής, αναπτύχθηκε από τον Walter Krause και τον Richard Soldner.Την εμπορική παραγωγή ανέλαβε η Siemens Medical Systems στη Γερμανία το 1965.Με την συσκευή αυτή μπορούσαν με ευκολία να επιδειχθούν οι κινήσεις ενός εμβρύου γεγονός επαναστατικό στον τομέα της μαιευτικής το οποίο και καθιέρωσε την εφαρμογή των υπερήχων στον τομέα αυτό.

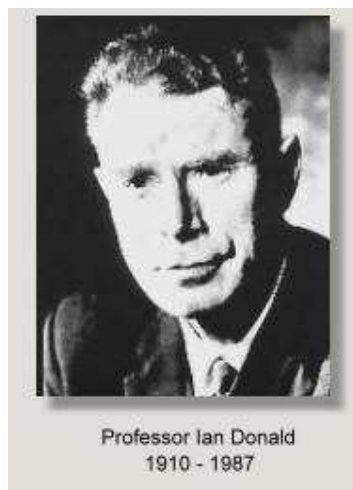


The articulated arm scanner that Wright and Meyerdirk built in 1962, the earliest of such design in the U.S.

5.2 Η ΕΞΕΛΙΞΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΤΗΝ ΜΑΙΕΥΤΙΚΗ ΙΑΤΡΙΚΗ ΚΑΙ ΣΤΗ ΓΥΝΑΙΚΟΛΟΓΙΑ

Η σάρωση A-mode είχε αρχίσει να χρησιμοποιείται νωρίς από το 1960 σε πολλές χώρες όπως στη Μεγάλη Βρετανία, στην Ιαπωνία, στη Πολωνία, στις Ηνωμένες Πολιτείες, με σκοπό την έγκαιρη αξιολόγηση της εγκυμοσύνης(ανίχνευση του εμβρυϊκού καρδιακού παλμού),την κεφαλομετρία ,τον εντοπισμό του πλακούντα και την μέτρηση της αμφιβρεγματικής διαμέτρου. Η απεικόνιση του σάκου κυοφορίας με

υπέρηχους B-mode περιγράφηκε για πρώτη φορά από την ομάδα του Donald και MacVicar το 1963.



The Disonograph produced in 1963

Η χρησιμοποίηση της διαμέτρου του σάκου για την εκτίμηση της εμβρυϊκής ωριμότητας περιγράφηκε από τον Lou M Heldman και τον M Kobayashi το 1969 σε σχέση με τις πρώιμες επιπλοκές της εγκυμοσύνης

Ο Keneth Gottesfed του Πανεπιστημίου του Denver ανέφερε το 1970 μία μεγάλη ομάδα ασθενών στους οποίους διεγνώσθη ενδομητρικός εμβρυϊκός θάνατος μέσω σάρωσης με δισταθείς υπερήχους.



The Picker Laminograph
in the mid-70s, evolved from
the Physionics Porta-scan

Η ικανότητα να αναγνωρίζεται και να επιβεβαιώνεται η παρουσία της εμβρυϊκής καρδιακής λειτουργίας σε πρώιμα στάδια της εγκυμοσύνης θεωρήθηκε και ακόμα θεωρείται ως η περισσότερο ουσιώδης εφαρμογή του υπερηχογραφήματος. Αν και ανίχνευση του εμβρυϊκού καρδιακού παλμού μέσω σαρωτών A-mode και υπερήχων doppler είχε πολλώς αναφερθεί από πολλές ιατρικές ερευνητικές ομάδες ανά τον κόσμο δεν ήταν πριν το 1972 όταν ο Hugh Robinson στη Γλασκώβη εισήγαγε ένα πρότυπο ανίχνευσης 100% του εμβρυϊκού παλμού από τις επτά εβδομάδες και έπειτα. Ο εντοπισμός του εμβρύου πραγματοποιήθηκε αρχικά με υπέρηχους B-mode και ο καρδιακός παλμός με απευθείας ακτινοβολήση σε A- και M-mode. Αυτή η σημαντική ανακάλυψη είχε βαθύτατες επιπτώσεις όσον αφορά στην πρώιμη αντιμετώπιση της αιμορραγίας στην εγκυμοσύνη και των επαπειλούμενων κυοφοριών.



Hugh Robinson working
in Glasgow in the early 1970s



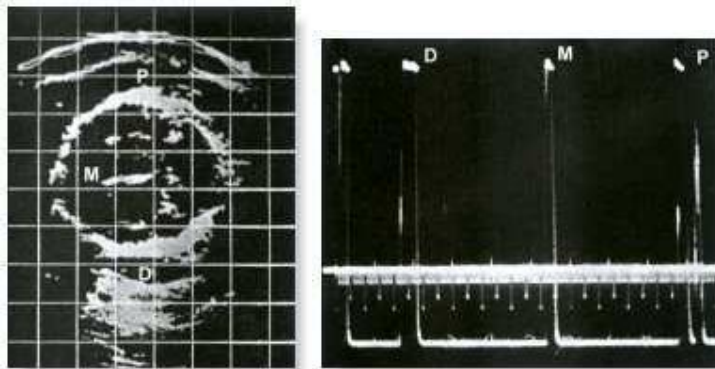
CRL measurement in Robinson's paper

Η πλακουντογραφία B-mode εισήχθη επιτυχώς το 1966 από την ομάδα Denver και το 1967 από την ομάδα Donald στις Ηνωμένες πολιτείες.



Localisation of the placenta
another indispensable use of
ultrasonography

Η δημοσίευση ορόσημο του Stuart Campbell το 1968 όσον αφορά στη βελτίωση της μεθόδου της εμβρυϊκής κεφαλομετρίας με υπέρηχους περιγράφει την τη χρήση αμφότερων των σαρώσεων A- και B-mode για την μέτρηση της εμβρυϊκής αμφιβρεγματικής διαμέτρου. Αυτός ο κομψός και πρακτικός χειρισμός έγινε ταχύτατα καθημερινή πρακτική στην εξέταση του εμβρύου για τα επόμενα δέκα χρόνια. Ο χειρισμός του στατικού σαρωτή αποτελεσματικά και επιδέξια μεταμορφώθηκε σε πραγματική τέχνη.



The early bistable oscilloscopic B-scan image at the level of the BPD and the A-scan tracing showing cephalic (P and D) and midline echoes (M). The distance between the 2 cephalic echoes is the BPD. Without scan converters on-screen (oscilloscope) measurements on the B-mode image are not possible. Very accurate measurements can however be made using the A-scan calipers.

Το 1971 με συμπληρωματικές επεμβάσεις στις συσκευές υπερήχων οι Campell και Newman σχημάτισαν νορμογράμματα για την αμφιβρεγματική διάμετρο από τις δεκατρείς εβδομάδες της κυοφορίας γεγονός που μετέτρεψε την κεφαλομετρία σε πρότυπο εργαλείο για την αξιολόγηση της εμβρυϊκής ανάπτυξης και ωρίμανσης.

Δύο χρόνια αργότερα ,το 1973,περιγράφηκε η μέτρηση μεταξύ του γλουτού και του κρανίου του εμβρύου από τον Hugh Robinson στη Γλασκώβη που ήταν τότε επίσημος ερευνητής. Η μεγέθυνση των εικόνων σε πραγματικό μέγεθος είχε γίνει πια εφικτή με τα καινούρια μηχανήματα τα οποία επέτρεπαν την πραγματοποίηση ακριβών μετρήσεων σε νεαρά έμβρυα.

Ο Horace Thompson του Πανεπιστημίου του Denver εισήγαγε το 1965 τη μέτρηση της θωρακικής περιφέρειας σαν μέθοδο παρακολούθησης και αξιολόγησης της εμβρυϊκής ανάπτυξης. Η συγκεκριμένη καταγραφή είχε μέχρι και τριών εκατοστών στο 90% των ασθενών. Ο Thompson επίσης εισήγαγε την ιδέα του υπολογισμού του βάρους του εμβρύου σε συνάρτηση με την θωρακική περιφέρεια με μετρήσεις που άγγιζαν ένα βαθμό ακριβείας μέχρι και 300 γραμμάρια στο 52% των ασθενών .Δυστυχώς όμως την περίοδο εκείνη η χαμηλή ακόμα ανάλυση των εικόνων δεν επέτρεπε την επακριβή μέτρηση του εμβρυϊκού κορμού.

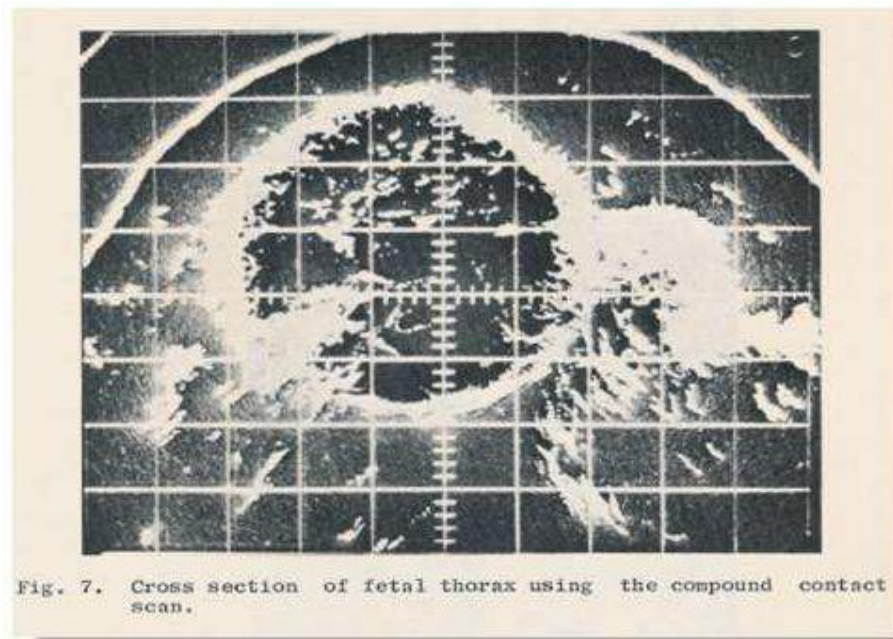


Fig. 7. Cross section of fetal thorax using the compound contact scan.

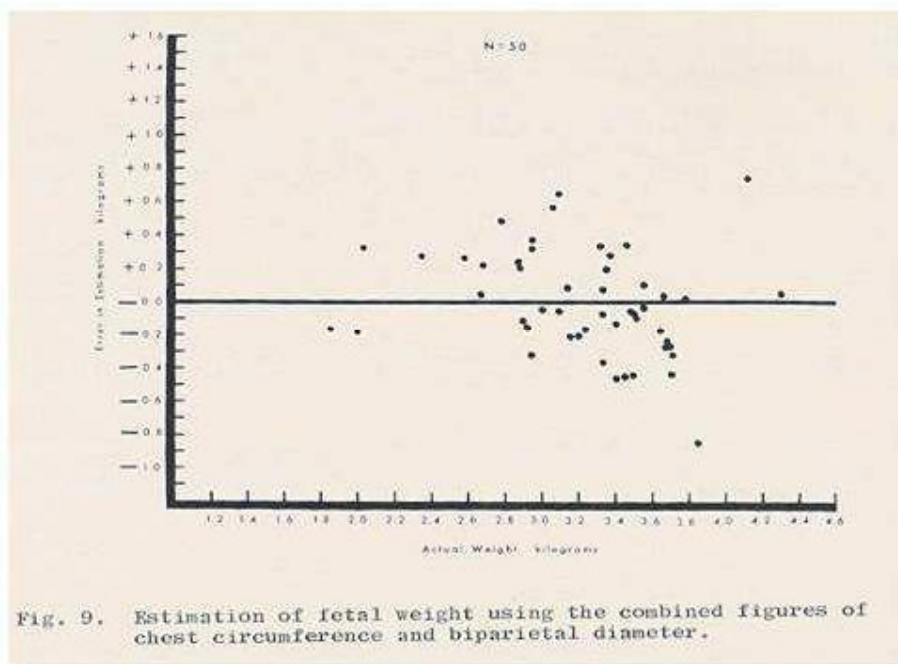
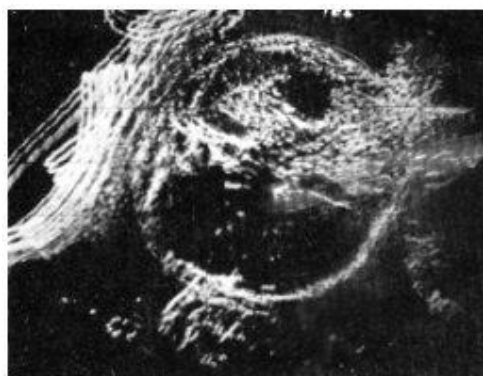


Fig. 9. Estimation of fetal weight using the combined figures of chest circumference and biparietal diameter.

Με την χρήση της Β-σάρωσης, ο Campell κατόρθωσε να διαγνώσει ένα έμβρυο 18 εβδομάδων με ανεγκεφαλία το 1972 και 3 χρόνια αργότερα ένα έμβρυο με δισχιδή ράχη. Πρόκειται για τις πρώτες περιπτώσεις παγκοσμίως όπου η σωστή διάγνωση με τη χρήση υπερήχων οδήγησε αποτελεσματικά στον τερματισμό της εγκυμοσύνης. Το 1975, η

ομάδα του Campell συνέστησε τον υπολογισμό της κοιλιακής περιφέρειας η οποία έκτοτε παρέμεινε ως η σημαντικότερη παράμετρος αξιολόγησης του εμβρυϊκού βάρους και της διατροφής αυτού. Οι μετρήσεις της περιφέρειας του σώματος του εμβρύου θεωρούνται ανώτερες των αντίστοιχων μετρήσεων της διαμέτρου καθώς οι πρώτες επηρεάζονται λιγότερο από την αλλαγή του σχήματος του σώματος του εμβρύου.



Abdominal circumference measured on a gray-scale Diasonograph, the umbilical vein is a clear landmark.

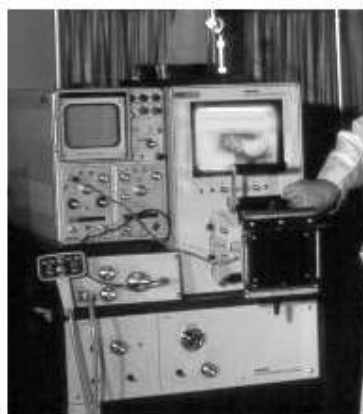
Η σημαντικότερη ευρεσιτεχνία στην παραγωγή εικόνων από τους σαρωτές υπερήχων που πραγματοποιήθηκε μετά την κατασκευή του πολυσύνθετου σαρωτή επαφής ήταν αναμφίβολα ο ερχομός του μετατροπέα σάρωσης. Οι πρώτες απόπειρες κατασκευής συσκευών με διαβαθμίσεις του γκρι αφορούσαν τη χρήση ενός ταλαντοσκοπίου. Αυτό μπορούσε να διαχειριστεί 4 διαβαθμίσεις του γκρι αλλά η όλη διαδικασία ήταν δύσκολο να ελεγχθεί και τα αποτελέσματα ήταν απρόβλεπτα. Η έλευση του αναλογικού σαρωτή χαιρέτηθηκε σαν μια απίστευτη ανακάλυψη στον τομέα της επεξεργασίας και αναπαραγωγής εικόνων.

Οι εικόνες κατέστη δυνατό να βαθμονομηθούν, η διαβάθμιση του γκρι εφαρμόστηκε σε όλες τις εικόνες και τελική εικόνα άρχισε να καταγράφεται σε φιλμ ή κασέτα. Η προσθήκη της νέας αυτής

ανακάλυψης ήταν σε αυτό το σημείο εξαιρετικά αποφασιστική στην εξέλιξη της μέτρησης της εμβρυϊκής κοιλιακής περιφέρειας καθώς επίσης και στην αξιολόγηση των εμβρυϊκών δυσμορφιών και της όλης γυναικολογικής παθολογίας.



Videotaping became possible with the advent of the scan converter



Scan converter incorporated in early American model. Image is being displayed on the TV monitor on the right. Note the black-on-white display format

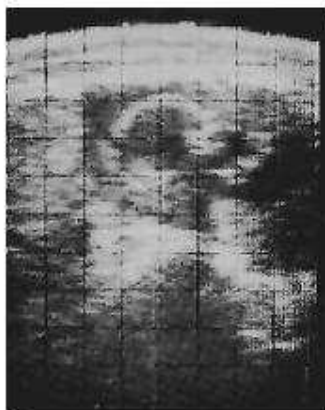
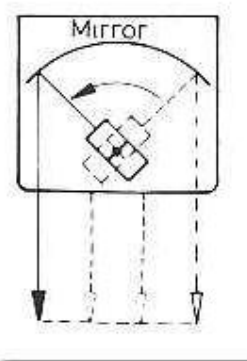
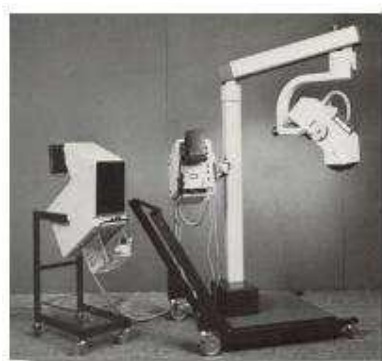


The DEC (Digital) PDP-11

Με την ραγδαία εξέλιξη της πληροφορικής πολύ σύντομα ο αναλογικός μετατροπέας σάρωσης αντικαταστάθηκε από τον ψηφιακό. Ο John Barret, ο Albert Waxman καθώς και πολλοί άλλοι ερευνητές στο Searle Ultrasound κατασκεύασαν τον πρώτο ψηφιακό μετατροπέα το 1976 ο οποίος λειτουργούσε με ένα μίνι υπολογιστή τύπου PDP-11.

Η καινοτομία η οποία σύντομα άλλαξε την όλη πρακτική στη χρήση σαρωτών υπερήχου ήταν η έλευση των σαρωτών πραγματικού χρόνου. Ο πρώτος σαρωτής του αυτού είδους, περισσότερο γνωστός

εκείνη την εποχή με την ονομασία ταχύς σαρωτής B-mode,εξελίχθηκε από τον Walter Krause και τον Richard Soldner.Την κατασκευή και εμπορική μεταφορά της συσκευής ανέλαβε το 1965 η Siemens Medical Systems και της έδωσε την ονομασία Vidoson.Η συσκευή αυτή διέθετε ε περιστρεφόμενους μεταλλάκτες ,διέθετε βαθμονόμηση του γκρι και μπορούσε να παράγει μέχρι και 15 εικόνες το δευτερόλεπτο. Η εμβρυϊκή ζωή και οι κινήσεις μπορούσαν να παρατηρηθούν πλέον με εξαιρετική ευκολία.



Το Vidoson, ο μηχανισμός λειτουργίας του και η προκύπτουσα εικόνα εμβρυϊκού προσώπου και χεριού .Ο μετατροπέας ήταν τοποθετημένος σε κινούμενο πλαίσιο στήριξης και στέρα συνδεδεμένος με τη βασική κονσόλα .Η συχνότητα σάρωσης ήταν 2.25 MHz.*

Ο Hans Hollander στην εργασία που δημοσίευσε το 1968 υπογράμμισε την χρησιμότητα των σαρωτών πραγματικού χρόνου στην διάγνωση όγκων στις ωοθήκες που για διάφορους λόγους δεν μπορούσαν να διαγνωσθούν μέσω της ψηλάφησης της πυέλου. Ο Malte Hinselmann, χρησιμοποιώντας το σαρωτή Vidison, επέδειξε το 1969 την απεικόνιση της εμβρυϊκής καρδιακής λειτουργίας από τις 12 εβδομάδες και έπειτα. Η προαναφερθείσα συσκευή παρέμεινε εξαιρετικά δημοφιλής για τα επόμενα 10 χρόνια σε πολλές χώρες της Ευρώπης όχι τόσο για την ανάλυση των εικόνων όσο για την ικανότητά της να επιτρέπει στον χειριστή να εκθέτει και να μελετά εικόνες όπως της εμβρυϊκής καρδιακής λειτουργίας, αδρών κινήσεων του εμβρύου καθώς επίσης και εμβρυϊκών αναπνευστικών κινήσεων.

ΗΧΟΒΟΛΕΙΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΤΗ ΜΑΙΕΥΤΙΚΗ – ΤΙ ΕΙΝΑΙ

Το υπερηχογράφημα εισήχθη για πρώτη φορά στη μαιευτική στα τέλη του 1950 και έκτοτε παρέμεινε ως ένα εξαιρετικά χρήσιμο διαγνωστικό εργαλείο. Σήμερα οι σαρωτές που χρησιμοποιούνται είναι γνωστοί με την ονομασία σαρωτές πραγματικού χρόνου οι οποίοι και παρουσιάζουν μια συνεχή απεικόνιση του κινούμενου εμβρύου που προβάλλεται σε μία οθόνη. Χρησιμοποιούνται ηχητικά κύματα πολύ υψηλής συχνότητας μεταξύ 3.5 και 7 megahertz. τα κύματα αυτά εκπέμπονται από έναν μεταλλάκτη ο οποίος βρίσκεται σε άμεση επαφή με το μητρικό κοιλιακό τοίχωμα και κινείται ανάλογα για να βλέπει σε οποιαδήποτε περιοχή της μήτρας. Οι υπερηχητικές ακτίνες σαρώνουν το έμβρυο σε πολύ λεπτές φέτες και ανακλώνται πάλι πίσω στο μεταλλάκτη.



Οι πληροφορίες που αποκτώνται από τις διαφορετικές ανακλάσεις ανασυντίθενται σε μία εικόνα στην οθόνη. Κινήσεις όπως ο εμβρυϊκός καρδιακός παλμός καθώς και διαφόρου βαθμού δυσπλασίες μπορούν να παρατηρηθούν σχετικά εύκολα. Με την ίδια ευκολία δύναται να πραγματοποιηθούν μετρήσεις με ακρίβεια βασισόμενες στην παρατήρηση των εικόνων που παρατηρούνται στο μόνιτορ.

Βασικό προαπαιτούμενο της όλης διαδικασίας είναι συνήθως η ουροδόχος κύστη να είναι πληρωμένη όταν εφαρμόζεται σε περιπτώσεις εγκυμοσύνης σε πρώιμα ακόμα στάδια. Η έγκυος είναι πιθανό να νιώσει κάποιου βαθμού ενόχληση από τα πιεστικά φαινόμενα που εφαρμόζονται στην πληρωμένη κύστη. Η γέλη που επαλείφεται στα κοιλιακά τοιχώματα είναι ακίνδυνη και δεν η ασθενής δεν αισθάνεται καμμία ενόχληση από τα κύματα υπερήχων.

5.3 ΓΙΑΤΙ ΚΑΙ ΠΟΤΕ ΟΙ ΥΠΕΡΗΧΟΙ ΕΦΑΡΜΟΖΟΝΤΑΙ ΣΤΗΝ ΕΓΚΥΜΟΣΥΝΗ

Η σάρωση με υπέρηχους σήμερα θεωρείται σαν μία ασφαλής, ακριβής, φθηνή και μη επεμβατική μέθοδος διερεύνησης του εμβρύου. Προοδευτικά έγινε ένα ουσιώδες μαιευτικό εργαλείο το οποίο έχει σημαντικότατο ρόλο στην φροντίδα κάθε εγκύου γυναίκας. Το

υπερηχογράφημα λοιπόν βρίσκει στην μαιευτική τις ακόλουθες εφαρμογές:

1. Έγκαιρη διάγνωση και επιβεβαίωση μιας εγκυμοσύνης

Η εμβρυοφόρος κύστη μπορεί να οπτικοποιηθεί και να απεικονιστεί από τις 4,5 μόλις εβδομάδες της κύησης. Το έμβρυο δύναται να παρατηρηθεί και να καταμετρηθεί από τις 5,5 εβδομάδες.. Οι υπέρηχοι χρησιμοποιούνται επίσης για να επιβεβαιωθεί ότι μία εγκυμοσύνη είναι ορθότοπη.

2. Έγκαιρη διάγνωση μιας κοιλιακής αιμορραγίας κατά τη διάρκεια μιας εγκυμοσύνης

Πρόκειται για φαινόμενο που επηρεάζει άμεσα τη βιωσιμότητα του εμβρύου. Ο καρδιακός παλμός του εμβρύου είναι δυνατό να ανιχνευθεί με υπέρηχους Doppler από τις 6 κιόλας εβδομάδες και απεικονίζεται εξαιρετικά εύκολα στις 7 εβδομάδες .Αν ο παλμός αυτός ανιχνευθεί οι πιθανότητες συνέχισης της εγκυμοσύνης αγγίζουν το 83%.Η φυσιολογική εμβρυϊκή καρδιακή συχνότητα αγγίζει περίπου τις 90-110 σφύξεις το λεπτό και στις 9 εβδομάδες τις 140-170.Στις 5-6 εβδομάδες μία πιθανή βραδυκαρδία(σφύξεις λιγότερες από 90 το λεπτό)σχετίζεται με αυξημένο κίνδυνο αποβολής του εμβρύου.

3. Καθορισμός της ηλικίας του εμβρύου και καθορισμός του μεγέθους του σώματος του εμβρύου

Οι σωματικές μετρήσεις του εμβρύου χρησιμοποιούνται για τον υπολογισμό της εμβρυϊκής ηλικίας κυρίως σε πρώιμα στάδια της κυοφορίας.Οι μετρήσεις που γίνονται αφορούν:το μήκος μεταξύ κρανίου-γλουτού(δίνει ακριβείς μετρήσεις μεταξύ 7ης και 13ης εβδομάδας),την

αμφιβρεγματική διάμετρο(βρίσκει εφαρμογή μετά την 13η εβδομάδα),το μήκος του μηριαίου οστού και τέλος την κοιλιακή περιφέρεια(κυρίως αντικατοπτρίζει το μέγεθος και το βάρος του εμβρύου παρά την ηλικία αυτού.

4. Διάγνωση μιας πιθανής εμβρυϊκής δυσμορφίας

Πολλές δομικές ανωμαλίες είναι δυνατό να διαγνωσθούν με αξιοπιστία μέσω της χρήσης των υπερήχων και αυτό είναι συνήθως εφικτό ακόμα και πριν τις 20 εβδομάδες .Κοινά παραδείγματα αποτελούν η υδροκεφαλία, η ανεγκεφαλία, η αχονδροπλασία ,ο νανισμός, η δισχιδής ράχη ,ο εξόμφαλος, η γαστρόσχιση, ο εμβρυϊκός ύδρωπας και πολλά άλλα. Με τα πιο πρόσφατα μηχανήματα εκ γενετής καρδιακές ανωμαλίες διαγιγνώσκονται πολύ πιο εύκολα και σε πρωιμότερα στάδια κυοφορίας.

5. Εντοπισμός του πλακούντα

Η υπερηχογραφία έχει γίνει αναντικατάστατη όσον αφορά στον εντοπισμό της θέσης του πλακούντα και στον καθορισμό των κατώτερων ορίων αυτού. Επίσης χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση ανωμαλιών του πλακούντα που σχετίζονται με καταστάσεις όπως διαβήτη, εμβρυϊκός ύδρωπας, παράγοντα ρέζους και σοβαρή ενδομητρική καθυστέρηση της ανάπτυξης του εμβρύου.

6. Πολλαπλές κυήσεις

Σε αυτή την περίπτωση το υπερηχογράφημα είναι ανεκτίμητο στον καθορισμό του αριθμού των εμβρύων ,στις προβολές αυτών, στη διερεύνηση μιας πιθανής καθυστέρησης της ανάπτυξης και γενικά διαφόρων ανωμαλιών που μπορεί να εμφανίσει το έμβρυο.

7. Υδράμνιο και ολιγάμνιο

Υπερβολική ή μειωμένη ποσότητα αμνιακού υγρού δύναται να απεικονιστεί με ευκολία μέσω της χρήσης των υπερήχων. Αμφότερες οι καταστάσεις είναι πιθανό να έχουν δυσμενή αποτελέσματα στο έμβρυο. Η εξέταση με υπερήχους επιβάλλεται προκειμένου να αποκλειστεί μια πιθανή ενδομητρική καθυστέρηση της ανάπτυξης και συγγενείς δυσπλασίες του εμβρύου.

8. Επιβεβαίωση ενδομήτριου θανάτου, αξιολόγηση των εμβρυϊκών κινήσεων ,του τόνου και της αναπνοής και διάγνωση ανωμαλιών της μήτρας και της πυελικής χώρας κατά τη διάρκεια της εγκυμοσύνης (π.χ. ινομώματα, κύστη σε μια ωοθήκη)

ΓΕΝΙΚΑ

Η πρωιμότερη υπερηχογραφική επιβεβαίωση μιας κύησης είναι η ανεύρεση του σάκκου κύησης εντός της μήτρας. Σε ακόμα πιο πρώιμο στάδιο μπορεί να αναγνωριστεί η λέπτυνση του ενδομητρίου που όμως δεν θέτει τη διάγνωση εγκυμοσύνης. Οι καλύτερες εικόνες λαμβάνονται με διακολπικό υπερηχογράφημα, το οποίο μπορεί να οδηγήσει σε διάγνωση μια βδομάδα νωρίτερα από ότι το κοιλιακό.

ΣΑΚΚΟΣ ΚΥΗΣΗΣ

Είναι η χοριακή κοιλότητα της αναπτυσσόμενης εγκυμοσύνης και γίνεται ορατός ως μια κυκλική περιοχή που περιβάλλεται από ένα λεπτό, φωτεινό δακτύλιο. Συνήθως ανευρίσκεται στον πυθμένα της μήτρας και είναι έκκεντρα τοποθετημένος. Ο χρόνος ανίχνευσής του είναι 4η εβδομάδα με διακολπικό υπέρηχο και 5η εβδομάδα με κοιλιακό. Το

διακολπικό υπερηχογράφημα είναι ιδιαίτερα χρήσιμο στις παχύσαρκες γυναίκες και στις γυναίκες με ανεστραμμένη μήτρα. Στο κοιλιακό υπερηχογράφημα θα πρέπει η ουροδόχος κύστη να είναι γεμάτη ώστε να καλύπτει τον πυθμένα της μήτρας και να μπορεί να μετρηθεί ο σάκκος.



Εικόνα: Σάκκος κύησης 5 ½ εβδομάδων

Διακολπική μέθοδος. Υπολογίζεται ο όγκος του σάκκου της κύησης. Ο όγκος αυτός χρησιμοποιείται για τον υπολογισμό της ηλικίας κύησης. Ο όγκος του σάκκου κύησης υπολογίζεται με βάση τον τύπο:

Όγκος σάκκου κύησης (ml): $L(\text{cm}) \times T(\text{cm}) \times AP(\text{cm}) \times 0.5233$

Για τον ίδιο σκοπό όμως προτιμάται η μέτρηση του κεφαλοουραίου μήκους, μόλις το έμβρυο αναγνωριστεί μέσα στο σάκκο κύησης. Επομένως η χρησιμότητα της μέτρησης της διαμέτρου του σάκκου της κύησης έγκειται :

- Στην επιβεβαίωση μιας ενδομητρίου εγκυμοσύνης
- Στον υπολογισμό της ηλικίας κύησης πριν το έμβρυο γίνει ορατό

- Στην διαπίστωση μιας ανεμβρυϊκής εγκυμοσύνης.

Βιωσιμότητα. Το έμβρυο μπορεί να χαρακτηριστεί βιώσιμο μόνο όταν οι παλμοί της εμβρυϊκής καρδιάς μπορούν να γίνουν αντιληπτοί εντός του σάκκου κύησης. Αυτό μπορεί να γίνει ορατό διακολπικά εντός 5 εβδομάδων από την ΤΕΠ (τελευταία έμμηνος ρύση) και κοιλιακά εντός 6 εβδομάδων. Χρειάζεται προσοχή ώστε παλμοί-παράσιτα να μην εκτιμηθούν ως παλμοί της εμβρυϊκής καρδιάς.

Έμβryo και κύημα. Εμβρυολογικά η περίοδος από τη σύλληψη μέχρι το τέλος της 9ης εβδομάδας είναι γνωστή ως εμβρυονική περίοδος και το υπόλοιπο της κύησης, ως εμβρυϊκή περίοδος. Στην κλινική ιατρική εντούτοις, ο όρος έμβryo (fetus) χρησιμοποιείται καθ'όλη τη διάρκεια της εγκυμοσύνης.

Το έμβryo μπορεί να οπτικοποιηθεί και να μετρηθεί την 40η μέρα διακολπικά. Τα πιο χαρακτηριστικά ευρήματα σε αυτό το στάδιο είναι:

α) Η << σταγόνα >> του εμβρύου

β) Ο σχετικά μεγάλος λεκιθικός ασκός που βρίσκεται δίπλα στο έμβryo.

Ο λεκιθικός ασκός. Ο λεκιθικός ασκός εμφανίζεται μετά την 37η μέρα εντός του σάκκου κύησης. Σε αυτό το στάδιο είναι αρχικά μεγαλύτερος από το έμβryo. Είναι ένα εμφανές ορόσημο που μπορεί να αναζητηθεί εντός του σάκκου κύησης και αυτόματα οδηγεί στο έμβryo λόγω της στενής σχέσης του με αυτό. Επιπλέον ελεύθερα εντός της χοριακής κοιλότητας μέχρι το αυξανόμενο μέγεθος του αμνιακού σάκκου τον συμπιέσει στο τοίχωμα της χοριακής κοιλότητας. Αυτό συμβαίνει περί την 11η εβδομάδα, ενώ είναι πολύ δύσκολο να αναγνωριστεί μετά από αυτό το χρονικό σημείο. Είναι μικρής υπερηχογραφικής σημασίας και

χρειάζεται προσοχή να μην συμπεριληφθεί στη μέτρηση του κεφαλοουραίου μήκους.

Η αμνιακή μεμβράνη. Η αμνιακή μεμβράνη αφορίζει την αμνιακή κοιλότητα εντός της οποίας βρίσκεται το έμβρυο. Αυξάνει σε μέγεθος γρηγορότερα από τη χοριακή κοιλότητα. Την 14η-16η εβδομάδα, η αμνιακή και η χοριακή μεμβράνη συντήκονται. Η ύπαρξη των δύο αυτών μεμβρανών μας βοηθά να καταλάβουμε γιατί δεν μπορεί να γίνει λήψη αμνιακού υγρού από μια βελόνα που βρίσκεται εντός του σάκκου της κύησης αλλά ανάμεσα στην χοριακή και αμνιακή μεμβράνη.

Ο πλακούντας. Ασύμμετρη λέπτυνση των στρωμάτων φθαρτού και των τροφοβλαστικών στρωμάτων που περιβάλλουν τον πρώιμο σάκκο κύησης μπορεί να αναγνωρισθεί διακολπικά από την 6η εβδομάδα. Αυτό αντιπροσωπεύει τον αναπτυσσόμενο πλακούντα. Την 8η εβδομάδα η θέση του πλακούντα εύκολα αναγνωρίζεται. Η εντόπιση του πλακούντα στο 1ο τρίμηνο είναι απαραίτητη για τη βιοψία χοριακών λαχνών. Η θέση του σε σχέση με την κοιλότητα της μήτρας ή την εσωτερική κοιλότητα δεν είναι προγνωστική της επακόλουθης πλακουντικής θέσης.

Κυστικές περιοχές εντός της κοιλότητας της μήτρας μπορούν μερικές φορές να αναγνωριστούν. Αυτές πιστεύεται πως αντιπροσωπεύουν μια αιμορραγία κοντά στο σημείο εμφύτευσης και η γυναίκα συνήθως έχει εμφανίσει κάποια κολπική αιμορραγία. Ποικίλλουν σε μέγεθος και περιστασιακά εμφανίζονται ανησυχητικά μεγάλες, αλλά αν το έμβρυο είναι ακόμα ζωντανό, το μέγεθος δε σχετίζεται με την έκβαση της εγκυμοσύνης. Είναι σημαντικό να διαχωριστεί ένα αιμάτωμα εμφύτευσης από ένα από έναν άδειο δεύτερο σάκκο κύησης.

Μέτρηση κεφαλοουραίου μήκους. Σωστά εκτελεσμένες μετρήσεις του κεφαλοουραίου μήκους είναι το πιο ακριβές μέσο εκτίμησης της ηλικίας κύησης. Εντούτοις, ακριβείς μετρήσεις KOM μπορεί να είναι δύσκολο να προκύψουν. Η ικανότητα σωστού καθορισμού της ηλικίας κύησης με τη μέθοδο αυτή βασίζεται μόνο στο αν ο χειριστής θα κατορθώσει να λάβει ένα αληθές, άκαμπτο μήκος του εμβρύου με τα τελικά σημεία της κεφαλής και της ουράς καθαρά ορισμένα. Εκτίμηση αυτών έρχεται μόνο με την εμπειρία και γι' αυτό προτείνουμε η επιβεβαίωση ρουτίνας για την ηλικία κύησης να πραγματοποιείται στο 2ο τρίμηνο.

Λόγω της εμβρυϊκής κίνησης δεν μπορεί να υπάρξει κάποια προτυποποιημένη τεχνική λήψης KOM. Αν η τιμή του KOM βρίσκεται εντός του φυσιολογικού εύρους τότε η ημερομηνία ΤΕΠ της γυναίκας γίνεται δεκτή. Αν δεν υπάρχει ημερομηνία από τη γυναίκα ή η τιμή είναι εκτός φυσιολογικών ορίων, η ηλικία κύησης λαμβάνεται από πίνακες.

ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ

Κοιλιακό υπερηχογράφημα

Το βασικό πρόβλημα είναι η κάμψη της σπονδυλικής στήλης του εμβρύου. Αυξανόμενης της ηλικίας κύησης, αυξάνεται η πιθανότητα να βρεθεί το έμβρυο σε θέση κάμψης. Συστήνουμε η μέτρηση να καθυστερήσει μέχρι τη 15η εβδομάδα.

Διακολπικό υπερηχογράφημα

Υπάρχουν ανάλογα προβλήματα στα οποία προστίθεται η αδυναμία πραγματοποίησης κινήσεων από τον ανιχνευτή όταν η

σπονδυλική στήλη του εμβρύου δεν είναι σε ευθεία θέση. Αυτός είναι ένας από τους πιο σοβαρούς περιορισμούς της διακολπικής μεθόδου.

Πολύδυμος κύηση

Πολλαπλοί σάκκοι κύησης μπορούν να αναγνωριστούν το ίδιο ωρίς με μονούς σάκκους, δηλαδή από την 4η εβδομάδα διακολπικά και την 5η εβδομάδα κοιλιακά. Εντούτοις η παρουσία ενός σάκκου κύησης δεν υποδεικνύει μια βιώσιμη εγκυμοσύνη, αλλά σχεδόν επιβεβαιώνει μια ενδομήτριο κύηση. Γι' αυτό είναι καλύτερο να περιμένουμε μέχρι δύο ή περισσότερα βιώσιμα έμβρυα να εμφανιστούν, για να συγχαρούμε τους γονείς ! Δυστυχώς, όλες οι βιώσιμες δίδυμες κυήσεις που επιβεβαιώνονται στο 1ο τρίμηνο δεν φτάνουν σε δίδυμη γέννα καθώς ο αριθμός των δίδυμων συλλήψεων είναι διπλάσιος από τον αριθμό των δίδυμων τοκετών. Το 30% των δίδυμων κυήσεων που φαίνονται βιώσιμες στο 1ο τρίμηνο, θα χάσουν ένα έμβryo.

Βάζοντας διάγνωση μιας δίδυμης κύησης πάντα πρέπει να είμαστε σίγουροι ότι δε διέφυγε ένα τρίτο κύημα. Η εμπιστοσύνη της γυναίκας χάνεται αν ένα επιπλέον έμβryo ανακαλύπτεται σε κάθε υπερηχογράφημα. Σπάνια θα έρθει και στο επόμενο ραντεβού! Η επίπτωση συγγενών ανωμαλιών είναι υψηλότερη σε μονοζυγωτικά δίδυμα απ' ότι σε διζυγωτικά ή μονές κυήσεις. Η επίπτωση της ενδομήτριας καθυστέρησης της αύξησης (ΕΚΑ) είναι επίσης αυξημένη στις πολύδυμες κυήσεις σε εξέλιξη απαιτούν προσεκτική υπερηχογραφική παρακολούθηση καθ'όλη τη διάρκειά τους.

ΠΡΟΒΛΗΜΑΤΑ

Όλες οι κυστικές περιοχές εντός της μήτρας δεν είναι σάκκοι κύησης και πρέπει να γίνεται διάκριση ανάμεσα στα ακόλουθα:

1. Μια γνήσια πολύδυμη κύηση.
2. Δίδυμους σάκκους οφειλόμενους σε ψευδή ευρήματα.
3. Ένα αιμάτωμα εμφύτευσης που συνοδεύει μια μονή εγκυμοσύνη.
4. Το χώρο ανάμεσα στο τοίχωμα του σάκκου της κύησης και την αμνιακή μεμβράνη.

Ένας νεφροειδής σάκκος κύησης παράγει την εμφάνιση δίδυμων σάκκων όταν παρατηρείται από συγκεκριμένες θέσεις. Αν πρόκειται για μονό σάκκο, θα πρέπει οι δύο σάκκοι να ενωθούν σε κάποιο σημείο. Προσεκτική εξέταση του σάκκου σε διάφορες λήψεις θα καθορίσει αν αυτή είναι πράγματι μια πολύδυμη κύηση.

Μια γνήσια δίδυμη κύηση χαρακτηρίζεται συνήθως από ξεχωριστούς και διακριτούς σάκκους. Οι σάκκοι είναι γενικά δίπλα ο ένας στον άλλο, αλλά διαφορετικού σχήματος και, αν τα έμβρυα μπορούν να γίνουν ορατά, σε γενικές γραμμές θα εντοπίζονται σε διαφορετικές θέσεις και θα κινούνται ανεξάρτητα. Σπάνιες εξαιρέσεις είναι:

α) Μονοαμνιακά δίδυμα και τα δύο έμβρυα βρίσκονται εντός ενός μόνο αμνιακού σάκκου χωρίς διαχωριστική μεμβράνη ανάμεσά τους.

β) Σιαμαία δίδυμα και τα δύο έμβρυα κινούνται ταυτόχρονα, όταν μερικώς ενωμένα. Αυτά είναι επίσης προφανώς μονοαμνιακά

Πολλαπλοί σάκκοι δεν περιέχουν πάντα βιώσιμα έμβρυα. Η αναγνώριση μιας μονής εγκυμοσύνης μαζί με έναν άδειο δεύτερο σάκκο είναι γι' αυτό συχνή, ειδικά αν υπάρξει κάποια κολπική αιμορραγία. Εφησυχασμός της γυναίκας όσον αφορά την βιωσιμότητα του εναπομείναντος εμβρύου είναι προφανώς απαραίτητος, αλλά περαιτέρω

εξήγηση της αρχικής δίδυμης σύλληψης πρέπει να βασίζεται πάνω στην εξατομικευμένη περίπτωση.

Δίκερη μήτρα

Το άδειο κέρασ θα εμφανίσει αντίδραση φθαρτού αλλά μπορεί επίσης να δείξει μια συλλογή υγρού εντός της κοιλότητάς του. Διαφορική διάγνωση πρέπει να γίνεται ανάμεσα στη δίκερη μήτρα με ένα άδειο κέρασ και μια δίδυμη κύηση.

ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ, ΠΛΕΟΝΕΚΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΑΝΗΣΥΧΙΕΣ

Η 3D/4D υπερηχογραφία επιτρέπει τη συγκέντρωση του όγκου δεδομένων και την απεικόνισή αυτού του όγκου σε διάφορα πλάνα, προσφέροντας τη δυνατότητα περιστροφής αυτού του όγκου, ώστε να επιτευχθεί μια ικανοποιητική άποψη της εικόνας. Ουσιαστικά, η 3D απεικόνιση είναι μια 2D απεικόνιση που υπολογίζεται σαν όγκος και προβάλλεται με διάφορους τρόπους, και η 4D απεικόνιση είναι η σε πραγματικό χρόνο προβολή μιας 3D εικόνας (δηλαδή παρουσιάζει ένα κινούμενο μωρό).

Είναι δύσκολο να αξιολογηθεί η σημασία της τρισδιάστατης υπερηχογραφίας στη μαιευτική πρακτική και στην έκβαση του αποτελέσματος. Μελέτες που να αναδεικνύουν το ρόλο της είναι δύσκολο να έρθουν σε πέρας και απαιτείται αρκετός χρόνος έως ώτου να είναι διαθέσιμες. Εντούτοις, μπορεί να ειπωθεί ότι η σχετική βιβλιογραφία δίνει μια σαφή υπόσχεση ως προς τη μελλοντική αξία

αυτής της σχετικά νέας μορφής μελέτης του εμβρύου και ανίχνευσης ανωμαλιών αυτού.

Ο ρόλος της 3D υπερηχογραφίας στην ανίχνευση εμβρυϊκών ανωμαλιών

Στη βιβλιογραφία έχει γίνει προσπάθεια σύγκρισης του ρόλου της 3D έναντι της 2D υπερηχογραφίας ως προς την ανίχνευση των ανωμαλιών του εμβρύου. Ένα διαγνωστικό πλεονέκτημα της 3D υπερηχογραφίας παρατηρήθηκε σε 51-64% των περιπτώσεων. Το 3D υπερηχογράφημα βρέθηκε να είναι χρήσιμο στο να ανιχνεύσει ή στο να επιβοηθήσει στην ανίχνευση ενός ευρέος φάσματος εμβρυϊκών ανωμαλιών, μερικές από το οποίες συζητούνται κατωτέρω.

Η 3D υπερηχογραφία και η χρήση της στο πρώτο τρίμηνο της εγκυμοσύνης

Μερικά άρθρα προβάλλουν τη χρησιμότητα της 3D υπερηχογραφίας σε σύγκριση με την 2D για την λήψη μιας καλύτερης εικόνας του εμβρύου και την επίτευξη μιας καλύτερης καταμέτρησης του κεφαλο-ουραίου μήκους καθώς και άλλων μετρήσεων του πρώτου τριμήνου, όπως την μέτρηση της αυχενικής διαφάνειας. Αυτό είναι δυνατό με την περιστροφή του όγκου (δηλ. το έμβρυο) στη σωστή θέση ώστε να γίνουν οι μετρήσεις. Η αυχενική διαφάνεια μπορεί να μετρηθεί καλύτερα με τον τρισδιάστατο υπερηχογράφημα σε σχέση με 2D λόγω του καλύτερου προσδιορισμού θέσης του εμβρύου.

Επιπλέον, στο πρώτο τρίμηνο η τρισδιάστατη υπερηχογραφία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να μελετήσει τις σχέσεις μεταξύ του εμβρύου, του αναπτυσσόμενου πλακούντα και της κοιλότητας του αμνιακού υγρού. Σε γυναίκες με ινομώματα, οι σχέσεις μεταξύ της

ανάπτυξης του πλακούντα, της κυκλοφορίας και των ινομυωμάτων μπορούν να εκτιμηθούν καλύτερα και να υπολογιστεί με μεγαλύτερη ακρίβεια ο κίνδυνος για πιθανή πρόωμη αποβολή του εμβρύου.



Εικόνα: Έμβρυο στο πρώτο τρίμηνο της κύησης. Απεικόνιση με 3D υπερηχογραφία

5.4 ΠΡΟΣΔΙΟΡΙΣΜΟΣ ΤΟΥ ΦΥΛΟΥ ΤΟΥ ΕΜΒΡΥΟΥ ΚΑΤΑ ΤΟ ΠΡΩΤΟ ΤΡΙΜΗΝΟ

Σύμφωνα με τη δημοσίευση των Economides et al (Br J Radiol 2003 Jul), 200 γυναίκες, στο πρώτο τρίμηνο της εγκυμοσύνης, συμμετείχαν σε αυτή την έρευνα . Οι όγκοι των δεδομένων που χρησιμοποιήθηκαν από την 3D υπερηχογραφία αφού συγκεντρώθηκαν και αποθηκεύτηκαν, αναλύθηκαν από δυο ανεξάρτητους ειδικούς υπερηχογραφιστές που ανέτρεξαν σε αυτούς τους όγκους δεδομένων και διατύπωσαν την άποψή τους σχετικά με το φύλο του κάθε εμβρύου και τη μέτρηση της γωνίας μεταξύ του γεννητικού φύματος και του δέρματος που καλύπτει το ιερό οστούν. Τα αποτελέσματα αυτής της μελέτης ήταν ότι και οι δύο εξεταστές έβγαλαν μια διάγνωση για το φύλο του εμβρύου στις 150 περιπτώσεις (81.5%), ενώ στο υπόλοιπο 18,5% είτε και οι δύο

είτε ο ένας από τους δύο δε μπόρεσε να αναφερθεί στο φύλο του εμβρύου από τη μελέτη του αποθηκευμένου όγκου.

Από αυτές τις 150 περιπτώσεις σωστή διάγνωση του εμβρυϊκού φύλου επιτεύχθηκε στο 85,3% των περιπτώσεων. Η μέτρηση της γωνίας που επιτεύχθηκε από τους αποθηκευμένους όγκους ήταν ιδιαίτερα ικανοποιητική. Η ηλικία του εμβρύου δεν επηρέασε την ορθότητα του προσδιορισμού του φύλου. Αυτή η μελέτη καταδεικνύει ότι η 3D υπερηχογραφία μπορεί να είναι ένας αποτελεσματικός και γρήγορος τρόπος στον προσδιορισμό του φύλου του εμβρύου κατά το πρώτο τρίμηνο.

Υπολογισμός του ρινικού οστού του εμβρύου κατά την 11-14 εβδομάδα με τη χρήση 3D υπερηχογραφίας

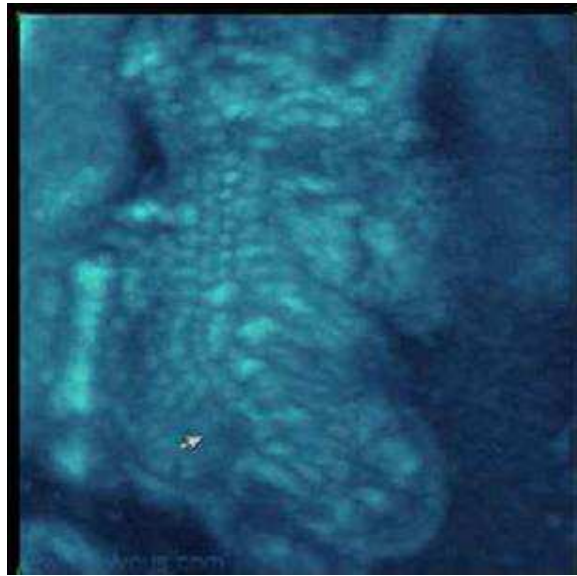
Σύμφωνα με την δημοσίευση των Nicolaidis et al (*Ultrasound Obstet Gynecol.* 2004 Mar), εξετάστηκε το ρινικό οστό σε 120 αποθηκευμένους όγκους δεδομένων που συγκεντρώθηκαν με διακοιλιακό 3D υπερηχογράφημα από μονήρεις κήσεις μεταξύ 11-14 εβδομάδας εμβρυϊκής ηλικίας. Η συλλογή των όγκων ακολούθησε το συμβατικό υπερηχογράφημα δύο διαστάσεων που είχε καταδείξει την παρουσία του ρινικού οστού. Οι όγκοι συγκεντρώθηκαν με αρχικές εικόνες δυο διαστάσεων σε εγκάρσια, στεφανιαία, μεσοβελιαία, παραοβελιαία και πλάγια επιμήκη τομή του εμβρυϊκού κρανίου. Τα συμπεράσματα που διεξήχθησαν από αυτή την έρευνα ότι με έναν 3D ο βαθμός στον οποίο μπορεί να καταδειχθεί η παρουσία του ρινικού οστού σε μια δεδομένη προκατασκευασμένη περιοχή εξαρτάται κυρίως από την από την ποιότητα της αρχικής εικόνας δύο διαστάσεων.

Μελέτη του κεντρικού νευρικού συστήματος του εμβρύου

Μια ιδιαίτερα εντυπωσιακή χρησιμότητα της 3D υπερηχογραφίας είναι στην εκτίμηση των κοιλοτήτων του εμβρυικού εγκεφάλου μεταξύ 7-10 εβδομάδας εμβρυϊκής ηλικίας. Στην 7η εμβρυϊκή εβδομάδα, τόσο τα ημισφαίρια όσο και ο εγκέφαλος με τις συνδέσεις του με την τρίτη κοιλία μπορούν να γίνουν ορατές. Η μελέτη της ανάπτυξης του πρώιμου εμβρυϊκού εγκεφάλου ανοίγει ένα νέο παράθυρο για στην επιστήμη της νευροανατομίας της ανάπτυξης.

Ανωμαλίες του νευρικού σωλήνα μπορούν πιο εύκολα να προσδιορισθούν με τη χρήση των τριών διαστάσεων και επίσης παρέχεται η δυνατότητα να αναλυθεί ο όγκος δεδομένων και να εκτιμηθεί καλύτερα η ανατομία. Σε πολλές περιπτώσεις, η υπερηχογραφία τριών διαστάσεων μπορεί να είναι ιδιαίτερα ανιχνευτική σε λεπτές ανωμαλίες όπως σε περίπτωση κυστικού υγρώματος ή λυκοστόματος σε πολύ πρώιμα στάδια.

Μέχρι αυτή τη στιγμή αν και καμία συγκριτική μελέτη δεν είναι διαθέσιμη για να υποστηρίξει την ανωτερότητα της 3D υπερηχογραφίας έναντι του αντιστοίχου 2D, εντούτοις, είναι πλέον σαφές ότι η 3D υπερηχογραφία συμβάλλει σωστά και γρήγορα στο να εντοπιστούν διάφορες ανωμαλίες του εγκεφάλου. Μεταξύ της σημαντικότερης διάγνωσης, που στηρίζεται σε μεγάλο ποσοστό στην τεχνική του 3D, είναι η αγενεσία του μεσολόβιου σωματίου. Με την 3D υπερηχογραφία μπορεί να γίνει αναπροσαρμογή του μεσαίου επιπέδου, χωρίς το οποίο η ανωτέρω διάγνωση είναι εξαιρετικά δύσκολο να τεθεί.

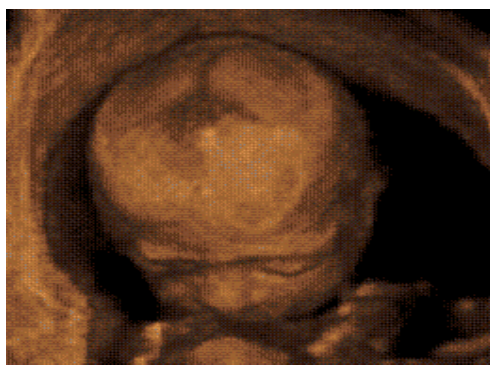


Εικ 2. Εικόνα δισχιδούς ράχης (βέλος) με 3D υπερηχογραφία

Μια άλλη διάγνωση που μπορεί να στηριχθεί στον τρισδιάστατο υπέρηχο για να τεθεί είναι η παρουσία της δισχιδούς ράχης. Όχι μόνο η ίδια η διάγνωση μπορεί να τεθεί πιο αξιόπιστα συγκριτικά με την 2D υπερηχογραφία, αλλά επιπλέον το επίπεδο της τομής μπορεί να επισημανθεί με μεγαλύτερη ακρίβεια. Αν και δεν εξετάζεται ακόμα, η 4D υπερηχογραφία μπορεί να είναι ιδιαίτερα επωφελής στη νευρολογική αξιολόγηση της κινητικότητας των κάτω άκρων. Η 4D υπερηχογραφία μπορεί να προβλέψει την κλινική σοβαρότητα μιας ανοιχτής δισχιδούς ράχης, γιατί τα νευρολογικά συμπτώματα είναι σε στενή σχέση με το επίπεδο της βλάβης.

Η νοσηρότητα της δισχιδούς ράχης περιλαμβάνει παραπληγία, αισθητικά ελλείμματα, δυσλειτουργία του εντέρου και ακράτεια ούρων. Η προγεννητική διάγνωση της δισχιδούς ράχης στηρίζεται στην αναγνώριση ,μέσω των υπερήχων, των διασπασμένων κέντρων οστεοποίησης ακόμη και ελλειμμάτων στο επικαλύπτων δέρμα, μέσω εγκαρσίων και στεφανιαίων τομών της σπονδυλικής στήλης του

εμβρύου. Επίσης, μια εγκεφαλοκήλη μπορεί να ανιχνευθεί και να περιγραφεί καλύτερα απ'ό,τι με τη χρήση της 2D υπερηχογραφίας. Οι κρανιακές συρραφές και οι πηγές του εγκεφάλου μπορούν επιτυχώς να αξιολογηθούν χρησιμοποιώντας την τρισδιάστατη υπερηχογραφία.



Εικ 3. Πρόσθια πηγή και ραφές με 3D απεικόνιση.

Η μελέτη του προσώπου του εμβρύου με την 3D υπερηχογραφία

Αυτό το τμήμα του σώματος του εμβρύου ήταν και είναι η βασική και καλύτερα απεικονιζόμενη δομή με τη χρήση της τρισδιάστατης υπερηχογραφίας. Όταν μια επαρκής εικόνα του προσώπου έχει ληφθεί, η μελέτη της μπορεί να ενισχυθεί περισσότερο με την περιστροφή της αναπροσαρμοσμένης τρισδιάστατης εικόνας, χρησιμοποιώντας από το ένα άκρο ως το άλλο την πλεονεκτική τεχνική του «cine-loop». Υπολογίζεται ότι ξεκινώντας από την 20η με 22η εβδομάδα το πρόσωπο του εμβρύου μπορεί να απεικονισθεί στο 75-80% των περιπτώσεων. Το περίγραμμα των ματιών, της μύτης, των χειλέων μπορούν εύκολα να αναγνωριστούν ακόμη και από τους πιο ανέμπειρους παρατηρητές. Η κατασκευή και η τοποθέτηση των αυτιών μπορεί εύκολα να προσδιοριστεί, και ανωμαλίες στα αυτιά και τα χείλη μπορούν να

εκτιμηθούν καθώς και οι σχέσεις τους με τις περιβάλλοντες δομές όπως τα μάγουλα, το στόμα, τη μύτη και το πηγούνι.



Εικ 4. Απεικόνιση προσώπου φυσιολογικού εμβρύου με 3D

Ακόμα κι αν τα χείλη και ο ουρανίσκος θεωρούνται μέρος του προσώπου, ιδιαίτερη προσοχή έχει δοθεί σε αυτές τις δομές. Η τοποθέτηση του προσώπου σε ένα τέλειο μεσαίο επίπεδο που χρησιμοποιεί την πολυεπίπεδη ανάλυση ή την επί της οθόνης περιστροφή του αναδημιουργημένου τρισδιάστατου προσώπου, θα αποφύγει την εσφαλμένη διάγνωση σε αντιδιαστολή με τις δυνατότητες της 2D υπερηχογραφίας. Να σημειωθεί ότι η διάγνωση του λυκοστόματος και του λαγόχειλου είναι ορισμένες φορές δύσκολο ή αδύνατο να γίνει με την χρησιμοποίηση της 2D υπερηχογραφίας.



Εικ 5. Απεικόνιση μικρογναθίας με 3D

Η επαρκής προγεννητική διάγνωση και ταξινόμηση του εμβρυϊκού λυκοστόματος και λαγώχειλου μπορεί να βοηθήσει αρκετά τη συμβουλή για το γεννητικό κίνδυνο, την πιθανότητα αποβολής, την επίσπευση μιας χειρουργικής επέμβασης και τη γενικότερη πρόγνωση. Για παράδειγμα, οι ανωμαλίες μέσης γραμμής του προσώπου συσχετίζονται συνήθως με φτωχότερη πρόγνωση συγκριτικά με τα πιο επιθυμητά αποτελέσματα των πλάγιων ανωμαλιών. Ιδιαίτερα για το λυκόστομα είναι δύσκολη η προγεννητική διάγνωση εξαιτίας της ακουστικής σκιάς των μαλακών ιστών που περιβάλλουν τις κατασκευές. Για αυτό η τρισδιάστατη υπερηχογραφία είναι ιδιαίτερα ευεργετική, με την κατάλληλη περιστροφή των αποθηκευμένων όγκων των δομών.

Επίσης, με μια μέση άποψη του προσώπου είναι δυνατή μια ακριβέστερη διάγνωση μιας πιθανής μικρογναθίας. Η μικρογναθία είναι μια ανωμαλία του προσώπου που χαρακτηρίζεται από μικρό πηγούνι. Τα έμβρυα που εμφανίζουν μικρογναθία έχουν αυξημένο κίνδυνο για ανώμαλο καρυότυπο. Μια υποαναπτυγμένη γνάθος στο έμβρυο μπορεί να είναι αρκετή για να προκαλέσει υδράμνιο ή αναπνευστικά προβλήματα μετά τον τοκετό. Επιπρόσθετα, η παρουσία της μπορεί να

σχετίζεται με προβλήματα διατροφής του νεογνού και να απαιτούνται περισσότερες από μια επανορθωτικές επεμβάσεις. Το κύριο πλεονέκτημα του 3D υπερηχογραφήματος στον προσδιορισμό της μικρογναθίας βρίσκεται στην ικανότητά του να αναπαριστά το πραγματικό μεσοοβελιαίο πλάνο από το προφίλ του προσώπου του εμβρύου.

Ο ΕΜΒΡΥΚΟΣ ΣΚΕΛΕΤΟΣ ΚΑΙ ΤΑ ΑΚΡΑ

Η χρησιμοποίηση των ανωτέρω περιγραφέντων 3D τεχνικών υπερηχογραφίας οι οστεώδεις δομές όπως τα κόκαλα και τα άκρα μπορούν να απεικονιστούν με ευκρίνεια. Οι αναπτυξιακές ανωμαλίες του σκελετού μπορούν να προσδιοριστούν με έναν υψηλό βαθμό αξιοπιστίας. Οι σπόνδυλοι, τα πλευρά, και η κλείδα μπορούν να απεικονισθούν σε καλό βαθμό όπως επίσης και η γενική εμφάνιση του εμβρυϊκού σώματος, ως παράδειγμα αναφέρεται ότι η τρισδιάστατη υπερηχογραφία συμβάλλει ιδιαίτερα στην ανίχνευση μιας δισχιδούς ράχης σε έμβρυο 10 εβδομάδων σε σχέση με την τελευταία έμμηνο ρύση.



Εικ 6. Απεικόνιση κάτω άκρων και δακτύλων με 3D

Όσον αφορά τα άκρα, ο τρισδιάστατος υπέρηχος είναι σχεδόν το ιδανικό εργαλείο για να αξιολογήσει την πληρότητα των χεριών και των ποδιών. Η 3D υπερηχογραφία φάνηκε καλύτερη από την 2D στην αξιολόγηση και καταμέτρηση των εμβρυϊκών δακτύλων (74 εναντίον 53%). Πάλι, η περιστροφή του όγκου ήταν η τεχνική που έκανε τη διαφορά. Αναμένεται ότι η real time τρισδιάστατη υπερηχογραφία ή υπερηχογραφία τεσσάρων διαστάσεων (4D) θα είναι σε θέση να αξιολογήσει τη λειτουργία του χεριού, δηλ. του ανοίγματος και του κλεισίματος της γροθιάς.

Οι δημοσιεύσεις των Plocekinger et al και των Budorick et al ήταν ιδιαίτερα πειστικές μελέτες όσον αφορά την εκτίμηση τόσο των άνω όσο και των κάτω άκρων του εμβρύου. Ένα πρόβλημα που εκφράστηκε και από τις δύο μελέτες ήταν η ανικανότητα να μελετηθούν τα χέρια και τα πόδια λόγω της γρήγορης κίνησής τους. Ο 4D υπέρηχος μπορεί να αποτελέσει την απάντηση σε αυτό το πρόβλημα. Οι Lee et al κατέγραψαν μια περίπτωση στην οποία διαγινώστηκε φωκομελία με την χρήση του τρισδιάστατου υπέρηχου.

Η σκελετική δυσπλασία έχει αποτελέσει επίσης το αντικείμενο διάφορων αναφορών σχετικά με τη χρήση της 3D υπερηχογραφίας. Σύμφωνα με την μελέτη των Ville et al (*Ultrasound Obstet Gynecol*, 2004 Aug) δημοσιεύτηκε ότι χρήση της 3D υπερηχογραφίας μπορεί να ευνοήσει την περιγεννητική διάγνωση των σκελετικών δυσπλασιών. Έτσι, στο διαγνωστικό τους κέντρο χρησιμοποιήθηκε η τεχνική της 3D υπερηχογραφίας, ο 3D ελικοειδής ηλεκτρονικός τομογράφος (3D- HCT) καθώς και το υπερηχογράφημα δυο διαστάσεων (2D) σε έξι περιπτώσεις εμβρύων με σκελετική δυσπλασία και τα αποτελέσματα αυτών των εξετάσεων συγκρίθηκαν με τα ακτινολογικά ευρήματα μετά τον τοκετό.

Οι τρεις από αυτές τις περιπτώσεις επρόκειτο για αχονδροπλασία, δύο για ατελή οστεογένεση τύπου ΙΙ και μια για χονδροδυσπλασία. Η διάγνωση σε όλες τις περιπτώσεις τέθηκε μεταξύ 27 και 36 εβδομάδας κύησης. Τα συμπεράσματα που κατέληξε η μελέτη ήταν ότι με τη χρήση του 3D και του 3D-HCT διαγιγνώστηκαν και οι έξι περιπτώσεις σκελετικής δυσπλασίας σε αντιδιαστολή με την 2D υπερηχογραφία με την οποία τέθηκε η διάγνωση σε τέσσερις από τις έξι περιπτώσεις.



Εικ 7. Εξωτερικά γεννητικά όργανα θήλεος εμβρύου με 3D

Ανωμαλίες από το ουρογεννητικό σύστημα και γαστρεντερικό σύστημα που ανιχνεύονται με τη χρήση της 3D υπερηχογραφίας

Οι Merz et al. εξέφρασαν μια μικρή μόνα βελτίωση στη διάγνωση των ουρογεννητικών ανωμαλιών με τη χρήση της 3D υπερηχογραφίας. Αν και η διάγνωση της εκτροφής της κύστης βοηθήθηκε αρκετά από την τεχνική του 3D . Επίσης, είναι δυνατό να αξιολογηθεί ο όγκος της εμβρυϊκής ουροδόχου κύστης καθώς και η παρουσία κυστών στους νεφρούς του εμβρύου. Επιπλέον και το εμβρυϊκό φύλο μπορεί να αξιολογηθεί από τον τρισδιάστατο υπέρηχο, επομένως και η διάγνωση

των ανωμαλιών των γεννητικών οργάνων αποτελεί μια πραγματική δυνατότητα.

Η κοιλιά του εμβρύου μπορεί εύκολα να μελετηθεί με τη χρήση της τρισδιάστατης υπερηχογραφίας, η είσοδος της εμβρυϊκής φλέβας και η ηπατική κυκλοφορία έχουν μεγάλη σημασία κατά την αρχική και προσεχτική εξέταση. Σε μια μελέτη χρησιμοποιήθηκε η τρισδιάστατη υπερηχογραφία για να προσδιοριστεί η στερεοδιάταξη του εμβρυϊκού στομάχου ενδομήτρια σε επιλεγμένα έμβρυα. Σε έντεκα ,επιπλέον, έμβρυα τέθηκε η διάγνωση της συγγενούς απόφραξης του δωδεκαδακτύλου μεταξύ 29 και 37 εβδομάδων κύησης. Επίσης ελλείμματα του τοιχώματος της κυλάς, όπως η γαστρόσχιση, μπορούν να γίνουν ορατά με την 3D υπερηχογραφία.



Εικ 8. Ανίχνευση ομφαλοκήλης (βέλος) σε έμβρυο 9 εβδομάδων με 3D

Ανωμαλίες από το καρδιαγγειακό σύστημα

Η τρισδιάστατη υπερηχογραφία έχει σημαντική δύναμη στο να καταδείξει την εξέλιξη του αναπτυσσόμενου καρδιαγγειακού συστήματος. Πιστεύεται ότι μπορεί να ανιχνεύσει καλύτερα τις ανωμαλίες των τοιχωμάτων της καρδιάς και των βαλβίδων, και ότι η η εμβρυϊκή ηχοκαρδιογραφία θα αποτελέσει την επιβοηθητική τεχνική πρώτης γραμμής στην 3D απεικόνιση, ιδιαίτερα όταν πρόκειται για μικρές βλάβες που εμφανίζονται σε πολλά και διαφορετικά πλάνα, και δεν υπάρχει η δυνατότητα της παρατεταμένης απεικόνισης αυτής της αλληλεπίδρασης.



Εικ 9. Απεικόνιση της καρδιάς και της κατιούσας αορτής του εμβρύου με 3D

Η χρήση του έγχρωμου και παλμικού Doppler στη μαιευτική έχουν επικεντρωθεί κυρίως πάνω στον πλακούντα και σε έναν μικρότερο βαθμό πάνω στην εμβρυϊκή κυκλοφορία. Το πλεονέκτημα του να κοιτάζεις

κατευθείαν τα αγγεία με τον τρισδιάστατο υπέρηχο είναι ότι έχεις τη δυνατότητα να παρατηρείς αυτά τα αγγεία στην κανονική τους θέση ως προς σώμα του εμβρύου. Παρ'όλα αυτά, η εκτίμηση της διάχυσης των ιστών έχει φανεί προβληματική με το 3D Doppler υπερηχογράφημα και αναζητούνται νέες τεχνικές, όπως ο αγγειακός δείκτης ροής (vascular flow index), για αυτόν τον σκοπό.

Με την δημοσίευση των Chaoui et al. (*Ultraschall Med.*, 2004) που έγινε αναφορά σε αυτή τη νέα διαγνωστική μέθοδο, το Doppler τριών διαστάσεων, υποστηρίχθηκε ότι είναι δυνατή η παρουσίαση των εμβρυϊκών αγγείων κατά την ενδομήτριο ζωή. Με τη συγκεκριμένη μελέτη έγινε προσπάθεια να αξιολογηθεί η χρησιμότητα της τεχνικής στην προγεννητική διάγνωση.

Με την μέθοδο αυτή καλύτερα αποτελέσματα επιτεύχθηκαν για τα αγγεία του ομφάλιου λώρου (100%), και στη συνέχεια για του πλακούντα και της κοιλιάς (84% για το καθένα), για τα εγκεφαλικά (80%), πνευμονικά (64%) και νεφρικά (51%) αγγεία. Επομένως, προέκυψε το συμπέρασμα ότι με την χρησιμοποιούμενη τεχνική του Doppler τριών διαστάσεων είναι δυνατή η παρουσίαση των εμβρυϊκών αγγείων, αλλά υφίσταται ορισμένους περιορισμούς η χρησιμότητα του που οφείλονται στις εμβρυϊκές κινήσεις και στη μη επιθυμητή εμβρυϊκή σταση, οι οποίες αναμένεται να ξεπεραστούν στο μέλλον, ώστε η μέθοδος να βοηθήσει στη διάγνωση των πολύπλοκων αγγειακών ανωμαλιών του εμβρύου.

Διάγνωση συνδρόμων κατά τον προγεννητικό έλεγχο με τη χρήση της 3D υπερηχογραφίας

Τα πιθανά σύνδρομα των εμβρύων αναγνωρίζονται με συγκεκριμένα μοντέλα ανωμαλιών. Μερικές ανωμαλίες μπορεί να είναι πολύ ανεπαίσθητες, όπως στα αυτιά ή στα δάχτυλα των χεριών. Πρέπει κανείς να έχει υπ'όψιν ότι με την τρισδιάστατη υπερηχογραφία προσφέρονται στον εξεταστή νέα εργαλεία απεικόνισης που θα τον βοηθήσουν να χαρακτηρίσει καλύτερα τις ανωμαλίες που συσχετίζονται με ένα συγκεκριμένο σύνδρομο. Έτσι η 3D υπερηχογραφία έχει αναφερθεί ότι συμβάλλει στην προγεννητική διάγνωση της συγγενούς ιχθύασης, των κοντών πλευρών με πολυδακτυλία, του συνδρόμου Klippel-Trenaunay-Weber, και της κρανιοσυνοστεώσης που σχετίζεται με σύνδρομο του Apert ή Pfeiffer.

Το σύνδρομο Down συχνά ανιχνεύεται με ανωμαλίες στην σκελετική ανάπτυξη, όπως για παράδειγμα με διευρυμένες λαγόνιες γωνίες. Παρόλα αυτά, η μέτρηση των λαγόνιων γωνιών είναι δύσκολη μόνο με την συνηθισμένη υπερηχογραφία. Αυτό οφείλεται στην πολύπλοκη ανατομία της πυέλου, που αποτρέπει από την άριστη τυποποίηση για την επίτευξη των κατάλληλων μετρήσεων. Οι γωνίες των λαγονίων δε συσχετίζονται με την ηλικία του εμβρύου. Τελευταία συζητιέται ότι ένα μη ορατό ρινικό οστό, ίσως να βοηθήσει στην προγεννητική διάγνωση των εμβρύων με σύνδρομο Down. Πρέπει να τονιστεί ότι είναι απαραίτητη μια αληθινά οβελιαία τομή μέσης γραμμής του εμβρυικού προσώπου, τέτοια που παρέχει η 3D υπερηχογραφία, ώστε να είναι έγκυρη η διαπίστωση αυτού του ευρήματος.



Εικ 10. Διάγνωση πολυκυστικών νεφρών του εμβρύου με 3D

Μήτρα και 3D

Ο τράχηλος της μήτρας κατά την εγκυμοσύνη πρόσφατα αποτέλεσε ένα πεδίο μελέτης με τη χρησιμοποίηση της τρισδιάστατης υπερηχογραφίας. Η λογική πίσω από αυτήν την νέα χρήση είναι ότι ο τράχηλος μπορεί να περιστραφεί σε μια κατάλληλη θέση ώστε να αξιολογηθεί η μορφή, το μήκος του και ενδεχόμενες ανωμαλίες του. Η 3D και η 4D υπερηχογραφία έχουν δώσει υποσχέσεις, αλλά είναι ανεπαρκή τα διαθέσιμα στοιχεία, ώστε να αξιολογηθούν πλήρως τα πρόσθετα κλινικά πλεονεκτήματά τους, αν και οι μέχρι τώρα ενδείξεις για την χρήση τους είναι ελπιδοφόρες.

Η ενίσχυση του συναισθηματικού δεσμού γονέα-εμβρύου

Ανεξάρτητα από το πόσο σημαντικό για τον προγεννητικό έλεγχο μπορεί να αποβεί η 3D υπερηχογραφία, πρέπει να παραδεχτούμε ότι το εντυπωσιακότερο χαρακτηριστικό γνώρισμα της είναι η δυνατότητα που παρέχει στις μητέρες, στις οικογένειές τους, και στους μαιευτήρες να παρακολουθήσουν το σώμα του εμβρύου (και ιδιαίτερα το πρόσωπο του). Αυτή η χρήση, η οποία έχει γίνει και αντικείμενο οικονομικών

σκοπιμοτήτων, έχει προκαλέσει μερικές διαφωνίες όσον αφορά τη διαγνωστική δύναμη αυτής της απεικόνισης, ο οποία πρέπει να κατοχυρωθεί μέσα από την σωστή και επαρκή εκπαίδευση των χειριστών καθώς επίσης και των ασθενών.

Παρόλο που μερικοί αντιμετωπίζουν το ζήτημα της ενίσχυσης του συναισθηματικού δεσμού με ένα βαθμό σκεπτικισμού, είναι αυτονόητο ότι η θέα της κίνησης ενός "πραγματικού" μωρού στην οθόνη δημιουργεί μια μοναδική εντύπωση στο μέλλοντα γονέα και σε όσους το παρακολουθούν μαζί του.

Η εμβρυϊκή ανατομία γίνεται κατανοητή πολύ καλύτερα όταν παρουσιάζονται οι τρισδιάστατες εικόνες ενός υπερηχογραφήματος τόσο της φυσιολογικής ανατομίας όσο και της παθολογίας στους ενδιαφερόμενους, που δεν είναι σε θέση να κατανοήσουν καλά μια 2D εικόνα υπερηχογραφήματος. Η χρησιμοποίηση της τρισδιάστατης εικόνας (και των πρόσφατα εισαχθεισών 4D εικόνων) φαίνεται μερικές φορές να είναι θεαματική εάν κρίνει κανείς την αντίδραση των μελών μιας ολόκληρης οικογένειας. Ο αυξανόμενος συναισθηματικός δεσμός μπορεί ακόμη και να βοηθήσει τις μητέρες να εγκαταλείψουν τις καταχρηστικές συνήθειες όπως το κάπνισμα κατά την περίοδο της εγκυμοσύνης.



Εικ 11. Το πριν (με 3D απεικόνιση) και το μετά τη γέννηση του μωρού. Είναι φανερός ο λόγος που η 3D υπερηχογραφία συντελεί στην ενίσχυση του συναισθηματικού δεσίματος των γονέων με το παιδί τους πριν τη γέννηση του!

Τρισδιάστατη υπερηχογραφία και συμβολή άλλων ιατρικών ειδικοτήτων στο ρόλο του μαιευτήρα

Εκτός από την καλύτερη κατανόηση της ανατομίας καθώς επίσης και των ανωμαλιών του εμβρύου από την μητέρα και την οικογένειά της, υπάρχει ένα πρόσθετο πλεονέκτημα της τρισδιάστατου υπερηχογραφίας. Με την παρουσίαση της ανιχνευθείσας ανωμαλίας σε έναν ειδικό όπως πχ. σε έναν παιδονευρολόγο (σε ανωμαλία εγκεφάλου), σε ουρολόγο (σε διασταλμένη κύστη), σε ένα παιδοχειρουργό (σε γαστρόσχιση) ή σε έναν πλαστικό χειρουργό (λαγώχειλος/ λυκόστομα) είναι δυνατή η αντικειμενική παροχή συμβουλών στην έγκυο μητέρα. Οι ειδικοί μπορούν καλύτερα να αναλάβουν τη διαχείριση μιας κατάστασης, όταν μπορούν να στηριχθούν στις τρισδιάστατες εικόνες υπερηχογραφήματος.

Άλλες χρήσεις της 3D υπερηχογραφίας στη μαιευτική Διάφορα άρθρα έχουν αξιολογήσει τις μετρήσεις των αποστάσεων, του όγκου και του βάρους που γίνονται στο έμβρυο με βάση την τρισδιάστατη υπερηχογραφία. Τα περισσότερα από αυτά τα άρθρα υποστηρίζουν ότι οι μετρήσεις βασισμένες στην τρισδιάστατη υπερηχογραφία είναι ακριβέστερες από εκείνες που λαμβάνονται με την 2D απεικόνιση.

Σύγκριση της αξίας της υπερηχογραφίας τριών και δυο διαστάσεων στην αξιολόγηση των φυσιολογικών εμβρύων και των εμβρύων με ανωμαλίες στο δεύτερο και στο τρίτο τρίμηνο της εγκυμοσύνης

Σύμφωνα με τη δημοσίευση των Welter et al. (Ultraschall Med, 2005 Feb;26(1):9-16), σε ένα συνολικό αριθμό 3472 εμβρύων κυήσεων υψηλού κινδύνου (ηλικίας μεταξύ 11 έως 35 εβδομάδων) που εκτιμήθηκαν με την χρήση της υπερηχογραφίας 2D και του 3D, αναγνωρίστηκαν 906 έμβρυα με ανωμαλίες (από μια έως πέντε) και συνολικά 1012 ανωμαλίες (εξαιρέθηκαν οι ανωμαλίες καρδιάς, γιατί η 3D απεικόνιση δεν αποτελεί την πιο αξιόπιστη μέθοδο ανίχνευσής τους).

Διαπιστώθηκε ότι η 3D τεχνική ήταν πιο πλεονεκτικός στο 60,8% των περιπτώσεων, και 42(4,2%) αυτών των ανωμαλιών ανιχνεύθηκαν μόνο με την βοήθεια της 3D απεικόνισης. Έτσι, η 3D υπερηχογραφία αποδεικνύεται χρήσιμο εργαλείο όχι μόνο για την διάγνωση της σοβαρότητας μιας κατάστασης, αλλά επιπλέον προσφέρει πιο πειστικά στοιχεία –σε σχέση με τη συμβατική 2D υπερηχογραφία- ότι προκειται για φυσιολογικό έμβρυο σε περιπτώσεις εγκυμοσύνης υψηλού κινδύνου για πιθανές ανωμαλίες διάπλασης.

Η real time 3D υπερηχογραφία αποκαλούμενη και 4D

Η τεχνολογία αυτή επιτρέπει στο χρήστη τη δυνατότητα να παρατηρήσει την εμβρυϊκή κίνηση σχεδόν στον πραγματικό χρόνο. Το χρονικό διάστημα (η τέταρτη διάσταση) καθιστά εφικτό να γίνει αντιληπτή μια γρήγορη αναπροσαρμογή των διαδοχικών μεμονωμένων εικόνων που επιδεικνύονται στην οθόνη μέσα σε πολύ σύντομα χρονικά διαστήματα. Αυτό δημιουργεί την εντύπωση της σε πραγματικό χρόνο καταγραφής. Όσο μεγαλύτερος είναι ο αριθμός εικόνων που μπορούν να προβληθούν ανά μονάδα χρόνου, τόσο πιο παραστατικές εμφανίζονται οι μετακινήσεις.

Οι κλινικές εφαρμογές της υπερηχογραφίας τεσσάρων διαστάσεων

Η κλινική χρησιμότητα και οι πιθανές εφαρμογές της real time 3D υπερηχογραφίας ή 4D ακόμα δεν έχουν καθιερωθεί πλήρως, επομένως περιορισμένο δημοσιευμένο υλικό είναι διαθέσιμο αυτή τη στιγμή. Διάφορες εφαρμογές μπορούν, εντούτοις, να γίνουν αντιληπτές. Η κατάσταση του εμβρύου μπορεί να μελετηθεί με την παρατήρηση των διάφορων μετακινήσεων του σώματος του. Μέχρι τώρα, η μελέτη της συμπεριφοράς της εμβρυϊκής μονάδας γίνεται με ηλεκτρονικές μεθόδους, όπως με την καταγραφή των καρδιακών κτύπων, με τις τοκοδυναμετρικές παραμέτρους των μετακινήσεων, και με την real time 2D υπερηχογραφία.

Η εξέταση και η καταγραφή του ανοίγματος και του κλεισίματος του χεριού του εμβρύου καθώς επίσης και η παρατήρηση του εμβρυϊκού τόνου ως βασική μονάδα για τη συμπλήρωση του βιοφυσικού προφίλ πιθανώς πλέον να είναι πιο δυνατές. Η αξιολόγηση της υπολειπόμενης κινητικότητας των άκρων σε πραγματικό χρόνο σε περιπτώσεις δισχιδούς

ράχης μπορεί επίσης να αποτελέσουν τον κατάλογο των μελλοντικών εφαρμογών της 4D υπερηχογραφίας.

Η real time 3D ή 4D υπερηχογραφία θα επιτρέψει αδιαμφισβήτητα ακόμη πιο έγκυρη μελέτη των διάφορων ανωμαλιών του εμβρύου στις οποίες η κίνηση παίζει έναν σημαντικό ρόλο. Επιπλέον, καθώς η απόκτηση των εικόνων γίνεται γρηγορότερα, είναι μόνο θέμα χρόνου ώστε η σε πραγματικό χρόνο τρισδιάστατη αξιολόγηση της κίνησης της καρδιάς και της ανατομίας του εμβρύου να γίνει μια πραγματικότητα.

Η ακριβής τοποθέτηση των βελόνων σε μικροεπεμβατικές διαδικασίες με τη χρήση της 4D υπερηχογραφίας

Για μικρές επεμβατικές διαδικασίες, όπως για την λήψη βιοψιών, η υπερηχογραφία είναι μια ευρέως χρησιμοποιημένη μέθοδος ώστε να απεικονίσει και να καθοδηγήσει τη βελόνα κατά τη διάρκεια της οπής. Το πλεονέκτημα του 4D ,σε σχέση με άλλες μεθόδους απεικόνισης, είναι η σε πραγματικό χρόνο απεικόνιση, η γρήγορη διαθεσιμότητα, και η εύκολη πρόσβαση σε οποιαδήποτε σημείο του σώματος του ασθενή επιθυμούμε. Οι νέες τεχνικές θεραπείας όπως η θερμική εκτομή με ραδιοσυχνότητα ή οι κρυοθεραπείες εκτελούνται όλο και περισσότερο. Για όλες αυτές τις εφαρμογές, η ακριβής τοποθέτηση της βελόνας αποτελεί τη σημαντικότερη προϋπόθεση.

Για να καλύψουμε αυτήν την ανάγκη, η σε πραγματικό χρόνο βιοψία απαιτεί τον σε πραγματικό χρόνο έλεγχο της βελόνας βιοψιών με τη χρήση της τρισδιάστατης πολυεπίπεδης απεικόνισης κατά τη διάρκεια της οπής. Ο χρήστης ,έτσι, θα είναι σε θέση να βλέπει την περιοχή που τον ενδιαφέρει (ROI) σε τρία κάθετα μεταξύ τους επίπεδα (στεφανιαίο, οβελιαίο και αξονικό) σε πραγματικό χρόνο και να είναι σε θέση να

καθοδηγήσει τη βελόνα βιοψιών ακριβώς στο κέντρο του ενδιαφέροντος του.

Η 4D υπερηχογραφία στην καθοδήγηση χειρουργικών διαδικασιών

Σύμφωνα με την δημοσίευση των del Nido PJ et al. η υπερηχογραφία δυο διαστάσεων μπορεί μόνο να καθοδηγήσει τις βασικές επεμβατικές διαδικασίες εξαιτίας των περιορισμένων πληροφοριών που δίνει για την κατεύθυνση στο χώρο. Η υψηλής ευκρίνειας real time 3D υπερηχογραφία τριών διαστάσεων μπορεί να παρακάμψει αυτόν τον περιορισμό, επεκτείνοντας έτσι τις εφαρμογές των κατευθυνόμενων με το υπερηχογράφημα διαδικασιών στη χρήση τους στην ενδοκαρδιακή χειρουργική και στη χειρουργική του εμβρύου. Στη μελέτη αυτή συγκρίθηκε ο real time 2D US με τον αντιστοιχο 3D US, όσον αφορά διάφορες παραμέτρους που εκτιμήθηκαν κατά τη χρήση τους στην καθοδήγηση χειρουργικών πράξεων στο έμβρυο.

Βρέθηκε λοιπόν ότι η real time 3D υπερηχογραφία μπορεί να κατευθύνει μια χειρουργική διαδικασία στο έμβρυο αποτελεσματικότερα και ακριβέστερα σε σχέση με την υπερηχογραφία δυο διαστάσεων. Με real time υπερηχογραφία τριων διαστάσεων, επιπλέον, ολοκληρώνονται πιο πολύπλοκες χειρουργικές διαδικασίες σε λιγότερο χρόνο.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Αν και λείπουν οι μεγάλες μελέτες που να εγγυώνται την ασφάλεια και το αδιαμφισβήτητο προβάδισμα της 3D/4D υπερηχογραφίας, τα μέχρι τώρα στοιχεία από την κλινική τους εφαρμογή στην μαιευτική είναι αρκετά ελπιδοφόρα. Φαίνεται ότι προωθούν την διαγνωστική δυνατότητα

με το να προσφέρουν πιο διαγνωστικές πληροφορίες για την εκτίμηση των εμβρυϊκών ανωμαλιών, ουσιαστικά με το να προβάλλουν τις εμβρυϊκές ανωμαλίες του κρανίου και του προσώπου, της σπονδυλικής στήλης και των άκρων, και της επιφανείας του σώματος. Έτσι, η 3D/4D υπερηχογραφία δεν πρέπει και δεν χρειάζεται να εφαρμόζεται σαν εξέταση ρουτίνας στην έγκυο, αλλά είναι ιδιαίτερα πολύτιμη ,σαν επιβοηθητική της υπερηχογραφίας δυο διαστάσεων, στην προγεννητική διάγνωση στις κυήσεις που υπάρχει λόγος να εφαρμοστεί. Βέβαια πρέπει να γίνει κατανοητό ότι η χρήση του δεν αποτελεί πανάκεια για την διάγνωση των ανωμαλιών του εμβρύου, γιατί και η 3D υπόκειται σε μερικούς από τους περιορισμούς της συμβατικής υπερηχογραφίας και παρουσιάζει ψευδή ευρήματα που συσχετίζονται με τις κινήσεις του εμβρύου και την αναπνοή.

Παρέχει όλες τις δυνατότητες για ολοκληρωμένη διάγνωση και ενδοσκοπική θεραπεία των νοσημάτων του πεπτικού συστήματος (οισοφάγος, στόμαχος, έντερο λεπτό και παχύ, ήπαρ, χοληφόρα και πάγκρεας) σε νοσηλευόμενους του Νοσοκομείου και εξωτερικούς ασθενείς.

Οι ενδοσκοπικές εξετάσεις εκτελούνται κατά κανόνα μετά από ενδοφλέβια χορήγηση φαρμάκων που μειώνουν το άγχος («μέθη»), με αποτέλεσμα οι ενδοσκοπήσεις να γίνονται εξαιρετικά άνετες. Κρίνεται ωστόσο σκόπιμο, όταν οι ασθενείς εξέρχονται του νοσοκομείου, να συνοδεύονται και να αποφεύγουν την οδήγηση.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6: ΕΞΕΤΑΣΗ ΜΑΣΤΟΥ

Τα τεχνολογικά άλματα στον τομέα της υπερηχογραφίας τα τελευταία χρόνια (υπερηχογράφοι υψηλής ευκρίνειας και πολλαπλών δυνατοτήτων, όπως χρήση χρώματος, 3D απεικόνιση κλπ.) σε συνδυασμό πάντοτε με την απαραίτητη εμπειρία και συνεχή επιμόρφωση των χρηστών της μεθόδου, επιτρέπουν την αποτελεσματική ανίχνευση των παθήσεων του μαστού συμπεριλαμβανομένων των νεοπλασιών.

Αρχή που πρέπει να ακολουθείται στη διάγνωση του μαστού:

Σε όλες τις συμπτωματικές περιπτώσεις άνω των 30 ετών γίνεται συνδυασμός μαστογραφίας και υπερηχομαστογραφίας, ενώ, κάτω των 30 ετών, γίνεται, κατ' αρχήν, υπερηχομαστογραφία και, εφ' όσον δεν καταλήγουμε σε ασφαλές συμπέρασμα, ο έλεγχος συμπληρώνεται με μαστογραφία.

ΠΟΤΕ Η ΣΥΜΒΟΛΗ ΤΗΣ ΥΠΕΡΗΧΟΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΑΣ ΕΙΝΑΙ ΣΗΜΑΝΤΙΚΗ

- Στις μη ψηλαφητές μάζες
- Στους πυκνούς μαστούς (με έντονα τα ινοαδενικά στοιχεία) όπου η ανίχνευση του καρκίνου όταν συνδυάζεται και με μαστογραφία αυξάνεται 17%
- Στον καθορισμό σε πολύ μεγάλο βαθμό της φύσης μίας βλάβης έχοντας δυνατότητα διαφοροδιάγνωσης της απλής κύστης από βλάβες συμπαγούς τύπου.

ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΑ ΕΥΡΗΜΑΤΑ

1. Καλοήθους βλάβης

Η βλάβη έχει ομαλό περίγραμμα με σχήμα στρογγυλό ή ωοειδές. Είναι καλά περιγεγραμμένη περιβαλλόμενη από λεπτή υπερηχογενή κάψα. Η βλάβη εντός του μαστού έχει μεγαλύτερο πλάτος από βάθος.

2. Κακοήθους βλάβης

Είναι ακιδωτού σχήματος ή μικρολοβώδης σε ίση, περίπου, συχνότητα ενώ, με χαμηλότερη συχνότητα, παρουσιάζεται ανωμάλου σχήματος ή με βάθος μεγαλύτερο του πλάτους. Είναι σαφώς συχνότερα υποηχογενής και, μερικές φορές, συνοδεύεται από επασβεστώσεις ή πορεκτασία. (Διάταση των μαστικών πόρων).

Η ΑΞΙΑ ΤΗΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ-ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

- Πυκνοί μαστοί
- Υποπτη μαστογραφικά μάζα μη ψηλαφητή
- Ψηλαφητή μάζα
- Αναρχία ιστών
- Οικογενειακό ιστορικό
- Ηλικία κάτω των 30 ετών
- Επεμβάσεις

Η υπερηχογραφία - μία εξέταση με άποψη

- στη δ.δ. μεταξύ συμπαγούς μάζης και κυστικού σχηματισμού

Στον καθορισμό σε μεγάλο βαθμό καλοήθους ή κακοήθους βλάβης:

- ο μαστολογικός έλεγχος ανιχνεύει το 85% των μη ψηλαφητών μαζών.
- ο υπερηχογραφικός έλεγχος ανιχνεύει το 35% των μη ψηλαφητών μαζών.

ΜΑΣΤΟΓΡΑΦΙΚΟΣ ΣΥΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΟΣ ΕΛΕΓΧΟΣ

ΑΝΙΧΝΕΥΕΙ ΤΟ 95% ΤΩΝ ΜΗ ΨΗΛΑΦΗΤΩΝ ΚΑΡΚΙΝΩΝ

Η μαστογραφική ανίχνευση τού καρκίνου είναι αντιστρόφως ανάλογη της πυκνότητας του μαστού αλλά βελτιώνεται σημαντικά με τη συμβολή της υπερηχογραφίας ακόμη και σε μικρού μεγέθους μάζες.

Σχετικά μικρή ή συμβολή τής κλινικής εξέτασης αλλά δεν πρέπει να παραλείπεται.

Η υπερηχογραφική έκθεση πρέπει να περιλαμβάνει πάντα τον σαφή εντοπισμό της βλάβης με χρήση του συστήματος των ωρών τού ωρολογίου, βεβαίως ποιο μαστό αφορά και πάντα την απόστασή της από τη θηλή.

ΚΡΙΤΗΡΙΑ ΑΝΑΓΝΩΣΗΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ

- Σχήμα, περίγραμμα, ηχοδομή, ακουστική συμπεριφορά, επασβεστώσεις
- Έλεγχος των συνδέσμων τού Cooper (σχήμα και πάχος)

- Ινοαδενική ηχογένεια.
- Ηχογένεια λίπους
- Μορφολογία πόρων
- Πάχυνση δέρματος

Η μαστογραφία είναι, σήμερα, η εξέταση εκλογής, η δε υπερηχογραφία η πιο σημαντική συμπληρωματική εξέταση αυτής.

Τι είναι το αναγραφόμενο (πρέπει πάντα να αναγράφεται) στις διαγνωστικές εκθέσεις BI-RADS.

Σημαίνει : B (breast) I(imaging) R(reporting) D(data) S(system)

Ο χαρακτηρισμός μίας βλάβης γίνεται ως ακολούθως:

Bi-rads 0: χρειάζεται συμπληρωματική εξέταση (δεν καταλήγουμε σε ασφαλή συμπεράσματα από την πρώτη εξέταση)

BI-RADS 1: Αρνητική

BI-RADS 2 : Καλοήθη ευρήματα

BI-RADS 3 : Πιθανώς καλοήθη ευρήματα

BI-RADS 4: Υποψία κακοηθείας

BI-RADS 5: Πολύ μεγάλη πιθανότητα για κακοήθεια

Σημ.: το BI-RADS στηρίζεται σε εκτίμηση εικόνων και δεν μπαίνει σε αυτό άλλο στοιχείο εάν υπάρχει π.χ. έκκριμα θηλής.

Σημασία έχει ο συσχετισμός της φάσης του κύκλου με τα ευρήματα από τούς μαστούς.

Σε φυσιολογικό κύκλο και με δεδομένο τον επηρεασμό του μαζικού αδένος από τις ορμόνες (οιστρογόνα – προγεστερόνη) έχουμε:

A. Προεμμηνορροϊακά

- Αύξηση υγρών, οίδημα
- Διάταση πόρων
- Πολλαπλασιασμός λοβίων

B. Καταμήνια

- Ελάττωση όλων των προηγούμενων παραμέτρων

Ακολουθεί περίοδος ηρεμίας περίπου 10 ημερών εντός τής οποίας πρέπει να ελέγχονται οι μαστοί απεικονιστικώς.

6.1 ΚΑΛΟΗΘΕΙΣ ΑΛΛΟΙΩΣΕΙΣ ΤΟΥ ΜΑΣΤΟΥ

Πρέπει πάντοτε να ελέγχεται :

- Ο τύπος και το μέγεθος της βλάβης
- Εάν συμπαρομαρτούν αποτιτανώσεις
- Συνοδά ευρήματα
- Θέση βλάβης
- Μεταβολή βλάβης σε σχέση με προηγούμενη εξέταση

ΟΛΑ ΤΑ ΠΑΡΑΠΑΝΩ ΠΡΕΠΕΙ ΝΑ ΑΝΑΦΕΡΟΝΤΑΙ ΣΤΙΣ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΕΣ ΕΚΘΕΣΕΙΣ

Οι καλοήθειες βλάβες πρέπει πάντα να συνεκτιμώνται με τα κλινικά ευρήματα και συμπτώματα καθώς και το ενυπάρχον άγχος.

ΚΑΛΟΗΘΕΙΣ ΑΛΛΟΙΩΣΕΙΣ ΜΑΣΤΩΝ

- ΚΥΣΤΕΙΣ
- ΙΝΟΑΔΕΝΩΜΑΤΑ
- ΣΚΛΗΡΥΝΤΙΚΕΣ ΒΛΑΒΕΣ
- ΥΠΕΡΠΛΑΣΙΑ
- ΘΗΛΩΜΑ
- ΠΕΡΙΠΟΡΙΚΗ ΜΑΣΤΙΤΙΣ
- ΦΥΛΛΩΔΗΣ ΟΓΚΟΣ

Οι καλοήθειες μεταβολές στο μαστό σχετίζονται στενά με τις φάσεις της ηλικίας της γυναίκας.

Υπενθυμίζουμε ότι οι φάσεις είναι:

1. Πρώιμη αναπαραγωγική φάση.(15-25 έτη).
2. Ενήλικη αναπαραγωγική φάση (25-40 έτη).
3. Παλίνδρομη φάση (όχι αυστηρά συνδεδεμένη με την εμμηνόπαυση) 30-50 έτη.

Πρώιμη αναπαραγωγική φάση

Φυσιολογικά: σχηματισμός λοβιδίων.

Αλλαγές: ινοαδένωμα, νεανική υπερτροφία.

Με κλινικά ευρήματα: διακριτοί ύβοι - μεγαλομαστία - γιγαντιαίο ινοαδένωμα - πολλαπλά ινοαδενώματα.

Ενήλικη αναπαραγωγική φάση

Φυσιολογικά: κυστικές μεταβολές ορμονικής αιτιολογίας, καθώς και μεταβολές εντός του αδενικού ιστού και του στρώματος.

Μεταβολές: Εκσεσημασμένες οι καταμήνιες αλλαγές.

Με κλινική εικόνα: μασταλγία - όζοι κύκλου.

Περίοδος υποστροφής

Φυσιολογικά: Επιθηλιακές μεταβολές.

Αλλαγές: περιπορική ίνωση,

επιθηλιακή υπερπλασία ήπιας διαφοροποίησης.

Με κλινική εικόνα: Εισολκή θηλής

Άτυπη επιθηλιακή υπερπλασία.

B B C (καλοήθειες αλλαγές μαστού) – Bening Breast Changes

- Διατεταμένοι πόροι (>3 χιλ.).
- Κύστεις
- Ενδολόβιες ιώδεις αντιδράσεις
- Ινοαδένωμα
- Περιπορική ίνωση.

Σημειώνεται ότι: κύστεις - ινοαδένωμα - φυλλώδης όγκος-λίπωμα - ενδοκυστικό θήλωμα αφορούν μεταβολές σε επίπεδο λοβίων.

Η υπερηχογραφία έχει τη δυνατότητα να ταξινομεί συμπαγείς βλάβες μαστών ως καλοήθειες ή κακοήθειες, προτείνοντας τον περιοδικό έλεγχο μάλλον παρά τη βιοψία.

6.2 ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΚΗ ΔΙΑΦΟΡΟΔΙΑΓΝΩΣΗ ΚΥΣΤΕΩΣ ΚΑΙ ΙΝΟΑΔΕΝΩΜΑΤΟΣ

Κύστη: στρογγυλή, ωοειδής ή λοβωτή με πλάτος > βάθους με ευκρινή όρια και πλευρική σκιά. Περιβάλλεται από υπερηχογένεια είναι άνηχη εσωτερικά, ομοιογενής και αναγγειακή.

Ινοαδένωμα: στρογγυλό, ωοειδές ή ελαφρώς λοβωτό, με πλάτος > βάθους, σαφή όρια με μερικές φορές πλάγια σκίαση. Περιβάλλεται από υπερηχογενή κάψα, είναι μέσης ηχογένειας, ομοιογενές χωρίς ενίσχυση ηχώ και μέτρια αγγείωση.

Η διαφοροδιάγνωση μεταξύ ινοαδενώματος και διηθητικού πορικού καρκίνου στηρίζεται κυρίως στην παρουσία στο πρώτο λεπτής ηχογενούς ψευδοκάψης.

Φυλλώδης όγκος: στρόγγυλος, ωοειδής ή λοβωτός.

Πλάτος > βάθους με σαφή όρια, μέση ηχογένεια, ομοιογένεια ενώ η παρουσία διαφραγμάτων μπορεί να προκαλέσει ανομοιογένεια. Η αγγείωση του είναι μέτρια ή μεγάλη.

Με τον όρο **μαστοπάθεια** εννοούμε την καλοήγη βλάβη με ιστολογική εικόνα αλλοιώσεων στα λόβια και στους πόρους σε συνδυασμό με ίνωση του στρώματος προκαλούμενη από τα οιστρογόνα.

6.3 ΟΞΕΙΑ ΜΑΣΤΙΤΙΣ

Το υπερηχογράφημα δείχνει:

- Οίδημα
- Απώλεια της αρχιτεκτονικής δομής.
- Διατεταμένα λεμφαγγεία
- Απόστημα (βλάβη με εικόνα κυστική με υπόηχο περιεχόμενο)

ΠΡΟΣΟΧΗ: Η μαστογραφία είναι περιορισμένης διαγνωστικής πληροφόρησης στην οξεία φάση.

Δ.Δ.: με φλεγμονώδες καρκίνωμα.

6.4 ΚΑΚΟΗΘΕΙΣ ΑΛΛΟΙΩΣΕΙΣ ΜΑΣΤΟΥ

Συχνότητα ιστολογικών τύπων καρκίνου του μαστού

- 75% περίπου Ενδοπορικό Ca.
- 10-15% Ενδολόβιο Ca
- 2-6% Σωληναριακό Ca
- 5-7% Βλενώδες και μυελώδες Ca.
- 2% Θηλώδες.

Υπερηχογραφικά ευρήματα δεικνύοντα κακοήθεια

Το μόρφωμα είναι ακιδωτό η μικρολοβωτό στο 67% των περιπτώσεων.

το βάθος>πλάτους.

Διαταραχή ηχοδομής.

Ασύμμετρη πυκνότητα.

Αποτιτανώσεις.

Παρατήρηση:

Όταν το μόρφωμα πιέζει τους περίξ ιστούς θεωρείται καλόηθες.

Όταν τούς συρρικνώνει (τράβηγμα) θεωρείται κακόηθες.

Ο ΠΟΛΕΜΟΣ ΚΕΡΔΙΖΕΤΑΙ ΕΝΑΝΤΙΟΝ ΤΟΥ ΚΑΡΚΙΝΟΥ ΤΟΥ
ΜΑΣΤΟΥ ΟΤΑΝ ΑΝΙΧΝΕΥΟΥΜΕ ΜΙΚΡΟΥ ΜΕΓΕΘΟΥΣ
(ΑΡΧΙΚΑ ΣΤΑΔΙΑ) ΒΛΑΒΕΣ

Σε μία βλάβη με βάθος (εντός των ιστών) > του πλάτους όταν το Triplex υπερηχογράφημα δείχνει την αγγείωση να κατευθύνεται καθέτως από την περιφέρεια στο κέντρο της θεωρείται σχεδόν βέβαιο ότι αφορά σε κακοήθεια.

Να σημειωθεί ότι η μαστογραφία έχει χρησιμότητα και είναι δυναμικά αποτελεσματική όταν εκτελείται στο χρονικό διάστημα από της προσβολής της νόσου και πάντως προ τής πρώτης μετάστασης (παράθυρο καρκινικού ελέγχου - C.C.W. Cancer Control Window) .

Σε λιποβριθείς μαστούς μικρή αστεροειδής πυκνική εικόνα στη μαστογραφία μπορεί να αφορά νησίδα παρεγχύματος.

Στους πυκνούς μαστούς πρέπει να ελέγχεται η περιφέρεια μέχρι και του δέρματος όπου πιθανώς να υπάρχει νεοπλασματική εστία.

Στο υπερηχογράφημα μαστού και ιδίως στους μικρούς όγκους (0,4 εκ.) βασικό οδηγό σημείο είναι η σκιά που καταλείπουν ενώ παράλληλα "σπάνε" τους συνδέσμους του Cooper.

ΕΓΧΡΩΜΟ DOPPLER ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΗΜΑ ΣΕ ΠΑΘΗΣΕΙΣ **ΜΑΣΤΟΥ**

Ο καρκίνος οδηγεί σε νεο-αγγείωση. Ο όγκος παράγει αγγειογενετικούς μηχανισμούς που δημιουργούν υπεραγγείωση.

Το Ca σταδίου T1-T2 παρουσιάζει στατιστικά σημαντική πτώση της V max και άνοδο του RI σε σχέση με τα στάδια T3-T4.

Σημ.: V max: κορυφή συστολικού κύματος. RI: δείκτης αντίστασης

Το δυσάρεστο είναι ότι μορφές καρκίνου του μαστού σταδίου T1-T2 παρουσιάζουν περίπου τις ίδιες τιμές με τις καλοήθειες βλάβες αυτού.

Η αύξηση τού RI ερμηνεύεται ως ελάττωση της ελαστικότητας των νεοπλασματικών ιστών ενώ η πτώση του ως απώλεια του μυϊκού στρώματος των αγγείων του όγκου με συνέπεια τις αρτηριοφλεβώδεις επικοινωνίες.

Εν τέλει φαίνεται ότι οι δείκτες αντίστασης και παλμικότητας (RI και PI), δε βοηθούν τόσο πολύ στη διαφοροδιάγνωση μεταξύ καλοηθών και κακοηθών βλαβών του μαστού.

Θεωρούμε ότι η χρήση του Power Doppler πρέπει να προτιμάται ως ισχυρότερο και αναλυτικότερο.

Επειδή η διάκριση μεταξύ καλοήθειας και κακοήθειας δεν είναι συχνά εφικτή με τη χρήση του Triplex αυτό επί του παρόντος δε δύναται να υποκαταστήσει τη βιοψία.

Επίσης πρέπει να σημειωθεί ότι οι ύποπτες αλλοιώσεις είναι 5πλάσιες από τα καρκινώματα. Ενώ η τελική διάγνωση Ca μαστού θα έπρεπε να ολοκληρώνεται χωρίς χειρουργική βιοψία. Για το παραπάνω υπάρχει ευρύ και ελπιδοφόρο πεδίο βελτιώσεων των διαγνωστικών μεθόδων.

Πάντως θεωρούμε σωστή πρακτική και εύκολη για έμπειρους χρήστες την αρχή τού να γίνονται υπό υπερηχογραφική καθοδήγηση βιοψίες βλαβών του μαστού ορατών υπερηχογραφικά επιφυλάσσοντας τη στερεοτακτική καθοδήγηση της βελόνης για τις μη ορατές.

Παρέλκει του παρόντος πονήματος η ανάλυση τεχνικών βιοψίας, αλλά μπορούμε να σημειώσουμε την ευαισθησία κατά τεχνική βιοψίας:

- F.N.A. ευαισθησία 53-100% (Fine needle aspiration)
- C.N.B. 92-99% (Core needle Biopsy)
- Με κενό 99%

6.5 ΣΗΜΕΙΑ ΥΠΟΤΡΟΠΗΣ

Ως τοπική υποτροπή θεωρείται η οποιαδήποτε επανεμφάνιση Ca στον ίδιο μαστό.

Η εμφάνιση καρκινικής διήθησης των ομοπλεύρων λεμφογαγγλίων.

Εμφάνιση δερματικών ασυμπτωματικών οζιδίων συνήθως πλησίον της εγχειρητικής ουλής. Το 80-90% των τοπικών υποτροπών εμφανίζεται 5 έτη μετά τη μαστεκτομή.

Σχεδόν όλες οι υποτροπές επισυμβαίνουν στα 10 χρόνια.

Το 25-33% των ασθενών με τοπική η περιοχική υποτροπή παρουσιάζει και απομεμακρυσμένη μετάσταση.

Προσοχή στις βλάβες που μιμούνται τοπικές η περιοχικές υποτροπές.

Όπως :

- Οζίδιο εκ ξένου σώματος πέριξ του υλικού ραφής
- Οστικό οζίδιο ή πλευρά (ίσως από χειρουργικό τραύμα)
- Λιπώδης νέκρωση ακολουθούσα αποκατάσταση μυοδερματικού κρημνού

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑ

Σαν τελικό συμπέρασμα: το υπερηχογράφημα μαστών είναι σημαντική απεικονιστική μέθοδος στην καθ' ημέρα ιατρική πράξη. Ο συνδυασμός της με τη μαστογραφία προσφέρει νέες προοπτικές στη διαφοροδιάγνωση καλοηθών από κακοήθεις παθήσεις του μαστού. Θετικό αποτέλεσμα: Η ελάττωση των μη απαραίτητων βιοψιών. Αύξηση του ποσοστού έγκαιρης ανίχνευσης του Ca όταν συνδυασθεί με τη μαστογραφία.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7: ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΥΠΕΡΗΧΟΓΡΑΦΙΑΣ ΣΤΗ ΦΥΣΙΚΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

ΦΥΣΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΑ – ΦΩΝΟΦΟΡΕΣΗ

7.1 ΤΕΧΝΙΚΗ ΘΕΡΑΠΕΙΩΝ

Για τη θεραπευτική αντιμετώπιση του ασθενή με ΥΗ κύματα θα πρέπει πάντα να λαμβάνονται υπόψη τα εξής:

α) Η προετοιμασία του ασθενή:

Ο ασθενής πρέπει να παίρνει την κατάλληλη θέση, ώστε κατά τη διάρκεια της θεραπείας να είναι χαλαρός και τα μέλη του να βρίσκονται σε ουδέτερη θέση. Η περιοχή εφαρμογής των γΗ πρέπει να καθαρίζεται και να ελέγχεται αν υπάρχουν μεταβολές, δηλαδή παραμορφώσεις, μυϊκές σκληρύνσεις, έλκη, εμφυτευμένα μεταλλικά αντικείμενα κλπ.

β) Η ρύθμιση της συσκευής:

Ανάλογα με την τεχνική της εφαρμογής θα πρέπει να επιλέγεται η κατάλληλη ηχοβολιστική κεφαλή. Σε ομαλές επιφάνειες του σώματος η ηχοβολιστική κεφαλή έχει συνήθως επιφάνεια 5 cm², ενώ στις μικρές και ανώμαλες επιφάνειες, καθώς και στην ηχοβόλιση των αντανακλαστικών σημείων και των Triggerpoints, επιλέγεται μικρή ηχοβολιστική κεφαλή (0,5-2 cm²). Στη συσκευή ρυθμίζεται ακόμη ο τρόπος ροής των ΥΗ (συνεχής ή παλμική ροή) καθώς και ο ενδεδειγμένος χρόνος θεραπείας.

γ) Το μέσο επαφής:

Σαν μέσο επαφής μεταξύ ηχοβολιστικής κεφαλής και δέρματος χρησιμοποιούνται τα υλικά:

- 1) Παραφινέλαιο ή λάδι βαζελίνης.
- 2) Ειδικά ζελέ ΥΗ, που μειώνουν κατά το ελάχιστο την απώλεια της ενέργειας των ΥΗ.
- 3) Κολλοειδείς φαρμακευτικές αλοιφές, που με την επίδραση των γΗ οι ενεργές ουσίες τους διεισδύουν στο σώμα, επιτυγχάνοντας ταυτόχρονα το φαινόμενο της υπερφωνοφόρησης (Ultraphonophoresis) του ενδεδειγμένου φαρμάκου.
- 4) Νερό, στην περίπτωση που το σώμα ή τα μέλη βρίσκονται μέσα σε λουτήρα.

Η ηχοβολιστική εδω γίνεται έμμεσα, δηλαδή δεν εφάπτεται η ηχοβολιστική κεφαλή στο σώμα του ασθενή, αλλά κινείται σε απόσταση 1-3 cm παράλληλα προς την επιφάνεια του σώματος. Στην ενύδρευση αυτή εφαρμογή θα πρέπει:

- Η ηχοβολιστική κεφαλή να είναι οπωσδήποτε υδατοστεγανή για την αποφυγή του κινδύνου ηλεκτροπληξίας.

- Η θερμοκρασία του νερού να είναι 36 - 38· C, γιατί το κρύο νερό μειώνει τις βιολογικές επιδράσεις των ΥΗ.

- Το ενύδρευση να είναι αρκετά ευρύχωρο και να μην είναι μεταλλικό, γιατί στα τοιχώματά του γίνεται ανάκλαση των υπερήχων προς τα μέλη του ασθενή, που βρίσκονται μέσα στο νερό, καθώς και το χέρι του χειριστή, που κρατά την ηχοβολιστική κεφαλή.

- Οι φυσαλίδες, που συχνά εμφανίζονται στην επιδερμίδα του ασθενή, θα πρέπει αμέσως να καθαρίζονται, γιατί εμποδίζουν τη διείσδυση των ΥΗ.

δ) Ο τρόπος χρήσης της ηχοβολιστικής κεφαλής:

Σήμερα χρησιμοποιείται σηνήθως η τεχνική της κινητής κεφαλής, κατά την οποία εκτελούνται αργές ρυθμικές κινήσεις, όπου η πίεση της ηχοβολιστικής κεφαλής στο σώμα πρέπει να είναι ελαφρά, ενώ η μορφή των υπερήχων μπορεί να είναι κυκλική ελικοειδής (σπιράλ) ή κυματοειδής. Με την τεχνική της κινητής κεφαλής το ηχητικό πεδίο γίνεται πιο ομοιογενές, γιατί εξαλείφονται οι ακραίες εντάσεις (μέγιστες και ελάχιστες) και ακόμη αποφεύγονται τα λεγόμενα "λιμνάζοντα κύματα", τα οποία δημιουργούνται κατά την επαλληλία(5) των κυμάτων που ηχοβολούνται από την ηχοβολιστική κεφαλή, με τα κύματα που επιστρέφουν από την ανάκλαση, όταν αυτά προσκρούσουν σε οστική επιφάνεια. Η εμφάνιση των λιμναζόντων αυτών υπερήχων κυμάτων μπορεί να προκαλέσει μια τοπική υπερθέρμανση, που είναι επιβλαβής στο περιόστεο.

Μια άλλη τεχνική, που σπάνια όμως χρησιμοποιείται σήμερα, είναι αυτή της **σταθερής** κεφαλής, κατά την οποία σε όλη τη διάρκεια της θεραπείας η ηχοβολιστική κεφαλή παραμένει στο σημείο εφαρμογής αμετακίνητη. Μ' αυτό τον τρόπο ηχοβολιστής ο χρόνος διάρκειας δε θα πρέπει να υπερβαίνει τα 90 sec, ενώ η ένταση των γΗ πρέπει να αναλογεί 1/10 της έντασης που ενδείκνυται στην κινητή κεφαλή. Η χρήση της τεχνικής αυτής περιορίζεται μόνο στην ηχοβολιστή των τοπικών μυϊκών σκληρύνσεων (myogelose).

ε) Ο τρόπος εκπομπής των υπερήχων:

Η εκπομπή των υπερήχων από τη συσκευή μπορεί να είναι:

- συνεχής

ή

- διαλείπουσα παλμική.

Οι ηχητικές ταλαντώσεις είναι συνεχείς, όταν σε όλη τη διάρκεια της θεραπείας επιδρούν με την ίδια ένταση αδιάλειπτα, χωρίς παλμούς ή διακοπές, ενώ διαλείπουσα παλμική είναι η διακοπόμενη ροή των ΥΗ, σε μορφή παλμών της ίδιας έντασης. Η διαφορά μεταξύ αυτών υπάρχει μόνο στο θερμικό αποτέλεσμα, καθώς στην παλμική εκπομπή απουσιάζει η αίσθηση της θερμότητας. Η συνήθης επιλογής ροής των ΥΗ είναι η συνεχής, γιατί στις περισσότερες περιπτώσεις των ασθενών ο κύριος θεραπευτικός παράγοντας είναι η θερμότητα. Η επιλογή των παλμικών υπερήχων προτιμάται μόνο στις περιπτώσεις που αντενδείκνυται η θερμότητα, όπως:

α) στις νευραλγίες,

β) στην αντιμετώπιση των οίδημάτων των άνω και κάτω άκρων, όπου μεγάλη ένταση σε συνεχή εκπομπή προκαλεί προβλήματα στο περιόστεο,

γ) στη θεραπεία εστιών που βρίσκονται βαθιά και απαιτείται μεγάλη ένταση,

δ) στις πρόσφατες κακώσεις των μαλακών μορίων,

ε) στις νευρικές ρίζες αμφίπλευρα της σπονδυλικής στήλης για την αναλγησία όλης της περιοχής.

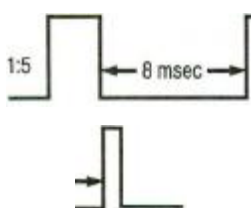
στ)στις μυϊκές συσπάσεις,όπου η ισχυρή δονητική επίδραση των παλμικών υπερήχων συμβάλλει στη λύση του μυϊκού σπασμού.

Στην παλμική ροή οι σχέσεις που υπάρχουν μεταξύ του χρόνου δράσης και του χρόνου διακοπής του παλμού είναι 1:5, 1:1, 0 και 1:20.Στις περισσότερες συσκευές η χρονική διάρκεια όλου του παλμού (χρόνος δράσης και χρόνος διακοπής των ΥΗ) είναι συνήθως 1/100 sec (10 msec). Στις περιπτώσεις λοιπόν που οι σχέσεις είναι 1:5, τότε ο χρόνος ενέργειας είναι 2 msec και ο χρόνος παύσης 8 msec.Αν οι σχέσεις είναι 1:10, ο χρόνος ενέργειας του παλμού είναι 1 msec και ο χρόνος διακοπής 9 msec. Τέλος στις σχέσεις 1:20 ο χρόνος δράσης των ΥΗ είναι 0,5 msec ενώ ο χρόνος παύσης είναι 9,5 msec.

Στο παρακάτω σχήμα παριστάνεται ο τρόπος εκπομπής των γΗ.



-10msec-0,5 msec



Σχήμα: Συνεχής και παλμική εκπομπή γΗ. α) συνεχής, β) παλμική 1:5, γ) παλμική 1:10, δ) παλμική 1:20

στ) Η περιογή ηχοβόλισης:

Η εφαρμογή των ΥΗ μπορεί να γίνει τοπικά, αντανακλαστικά, και με συνδυασμό των δύο προηγούμενων.

Η τοπική εφαρμογή γίνεται:

- στις μετατραυματικές ή μετεγχειρητικές καταστάσεις (πάνω στα επώδυνα μαλακά μύρια ή στις επώδυνες αρθρώσεις).
- στις νευραλγίες (πάνω στην πορεία του επώδυνου περιφερικού νεύρου),
- στις μυϊκές συσπάσεις (η ηχοβόλιση επικεντρώνεται στις επώδυνες τοπικές μυϊκές σκληρύνσεις).

Η αντανακλαστική εφαρμογή γίνεται: α) πάνω στις ζώνες του Head του πάσχοντος οργάνου, β) παρασπονδυλικά, γ) αμφίπλευρα στις ρίζες των νεύρων των αντανακλαστικών περιοχών (Segment). Από την πείρα μας όμως διαπιστώσαμε ότι ο συνδυασμός τοπικής και αντανακλαστικής ηχοβόλισης δίνει τα καλύτερα αποτελέσματα. Ως παράδειγμα παραθέτουμε τον παρακάτω πίνακα που δείχνει την τοπική εφαρμογή σε παθήσεις συγκεκριμένων αρθρώσεων και τα αντίστοιχα σημεία της ΣΣ για αντανακλαστική θεραπεία.

(6) Η ηχοβόλιση δεν θα πρέπει να γίνεται στις ζώνες που βρίσκονται στην κοιλιακή πλευρά του σώματος.

τοπική εφαρμογή	ανταναικλαστική
ώμου	A3 - 05
αγκώνος	A3 - 05
καρπού και δακτύλων	A4 - 02
ισχίου	010 - 11
γόνατος	010 - 11
ποδοκνημικής	04 - 12

7.2 Η ΔΟΣΟΛΟΓΙΑ ΤΩΝ ΥΗ

Η δοσολογία των ΥΗ εξαρτάται από τρεις κύριους παράγοντες:

- *την ένταση των ΥΗ*
- *τη διάρκεια της θεραπείας*
- *τη συχνότητα.*

Ένταση είναι η ισχύς (Watt) των ΥΗ. Το γινόμενο της επί του χρόνου θεραπείας μας δίνει την ενέργεια των ΥΗ ($E=W.T$). Η ισχύς των ΥΗ υπολογίζεται σε W/cm^2 και η τιμή που αναγράφεται σε πολλές συσκευές **δεν** περιλαμβάνει την ισχύ όλης της επιφάνειας της ηχοβολιστικής κεφαλής, αλλά μόνο σε κάθε cm^2 .

• Η ενδεδειγμένη ένταση εξαρτάται από:

- *το στάδιο της νόσου (οξύ ή χρόνιο)*
- *την περιοχή και το βάθος της παθολογικού εστίας (π.χ. λιπώδης ή οστική περιοχή, επιφανειακή ή βαθιά θεραπεία)*

- τον τρόπο ροής των ΥΗ (συνεχής ή παλμική ροή).

Στη φυσικοθεραπευτική εφαρμογή των ΥΗ έχουμε τρεις δοσολογίες:

α) τη χαμηλή (μέχρι $0,5 \text{ Watt/cm}^2$)

β) τη μεσαία (από $0,5$ μέχρι 1 Watt/cm^2)

γ) την υψηλή (πάνω από 1 Watt/cm^2)

Εμπειρικά έχουμε διαπιστώσει ότι η χαμηλή ένταση μας δίνει καλύτερα βιολογικά αποτελέσματα. Ασφαλώς υπάρχει μια ελάχιστη, κάτω από την οποία δεν παρατηρείται καμιά επίδραση ($0,05 \text{ Watt/cm}^2$), καθώς και μια μέγιστη ένταση, που αν την υπερβούμε θα προκαλέσουμε βλάβες στους ιστούς. Στις πρώτες συνεδρίες θα πρέπει να αρχίζουμε πάντα με χαμηλή ένταση και στη συνέχεια της θεραπείας να την αυξάνουμε προοδευτικά σε κάθε συνεδρία.

Χαμηλή ένταση χρησιμοποιούμε συνήθως:

- στις μικρές αρθρώσεις (δάκτυλα, μετακάρπια, μετατάρσια)

- στις οστικές προεξοχές (κονδύλους, επικονδύλους κλπ)

- πάνω από τα σπλάχνα

- πάνω από τα νευρικά γάγγλια (π.χ. στην αντανακλαστική θεραπεία των

συνδρόμων Sudeck & Raynaud)

- στην καλύτερη πόρωση των οστών (μετά από κάταγμα ή οστεοσύνθεση)

- στις πρόσφατες ουλές (μετά την αφαίρεση των ραμμάτων)

- στην αρχή κάθε θεραπείας με ΥΗ.

Μεσαία ένταση, μέχρι 1 Watt/cm², χρησιμοποιούμε κατά κανόνα σε όλες τις άλλες περιπτώσεις, εκτός από αυτές που προαναφέραμε.

Υψηλή ένταση, πάνω από 1 Watt/cm², δίνουμε σε πολύ παχείς λιπώδεις ιστούς, σε περιπτώσεις που θέλουμε να εμποδίσουμε την οστεοποίηση και γενικά σε χρόνιες παθήσεις.

Όπως στην εφαρμογή των ηλεκτροθεραπευτικών μεθόδων, έτσι και στα ΥΗ ισχύει ο κανόνας:

Όσο πιο οξύ είναι το στάδιο της νόσου (φλεγμονή), τόσο πιο μικρά πρέπει να είναι: α) η ένταση, β) ο χρόνος θεραπείας και γ) τα χρονικά διαστήματα μεταξύ των συνεδριών.

Ο χρόνος διάρκειας κάθε συνεδρίας προσδιορίζεται από το στάδιο της νόσου (σύμφωνα με τον παραπάνω κανόνα) και από το μέγεθος της επιφάνειας της περιοχής, όπου θα εφαρμοσθούν τα ΥΗ. Στην τοπική εφαρμογή συνιστάται να χωρίζεται η περιοχή σε μικρά τμήματα, και οι επιφάνειές των τμημάτων αυτών να είναι περίπου διπλάσιες της επιφάνειας της ηχοβολιστικής κεφαλής. Σε κάθε ένα τμήμα από αυτά γίνεται η εφαρμογή των ΥΗ με χρόνο, αρχικά 1,5 min, και στη συνέχεια, ο χρόνος αυξάνεται μέχρι 3 min.

Η συχνότητα των συνεδριών που ακολουθείται, εξαρτάται κυρίως από το στάδιο της πάθησης. Έτσι σε υποξύ και οξύ στάδιο η εφαρμογή

των υπερήχων συνιστάται να γίνεται καθημερινά μια και δύο φορές αντίστοιχα, ενώ στο χρόνιο στάδιο, την πρώτη εβδομάδα η ηχοβόλιση πρέπει να γίνεται καθημερινά και στη συνέχεια μέρα παρά μέρα.

Η ένταση στις πρώτες συνεδρίες συνιστάται να είναι χαμηλή (0,2 - 0,5 W/cm²) και η διάρκεια ηχοβόλισης, σε κάθε τμήμα (που έχει διάμετρο διπλάσια από τη διαμετρο της ηχοβολιστικής κεφαλής), να μην υπερβαίνει τα 3 min.

7.3 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΕ ΠΑΘΗΣΕΙΣ

Με την εφαρμογή των υπερήχων έχουμε στόχο:

α) την αναλγησία (έστω και προσωρινή).

β) την χάλαση των συσπασμένων μυών

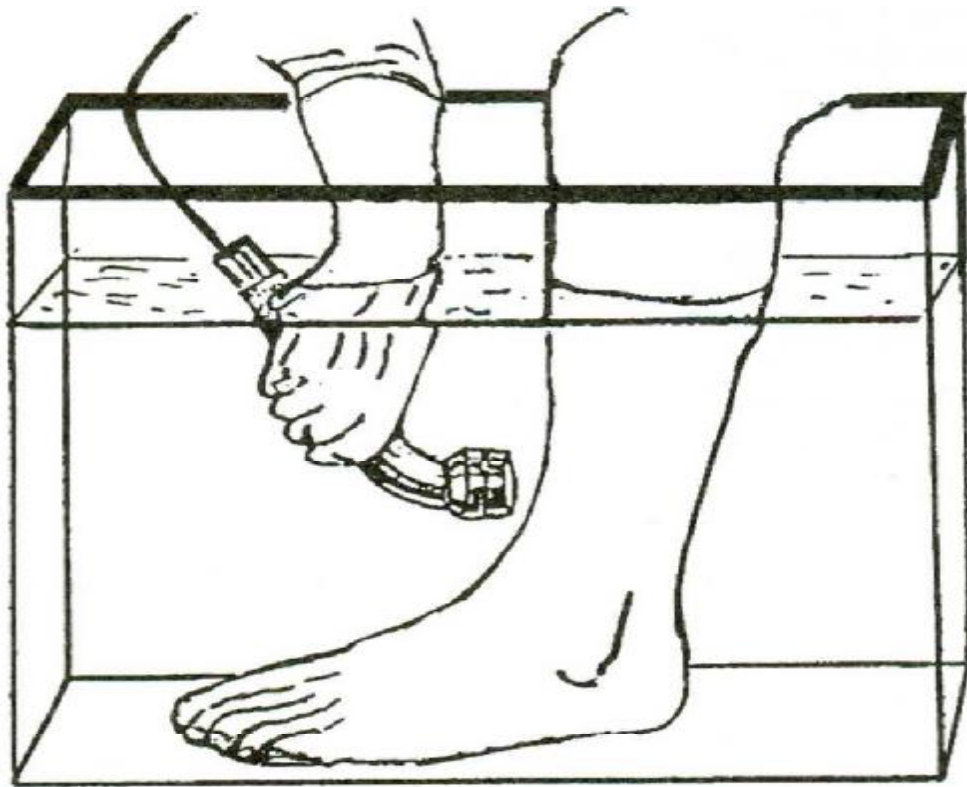
γ) την επιρροή στο πάσχον όργανο μέσω της νευρικής οδού, στις περιπτώσεις που εφαρμόζεται η τεχνική της αντανακλαστικής ηχοβόλισης.

Στις χρόνιες εκφυλιστικές καταστάσεις, κατά τη διάρκεια μιας φυσικοθεραπευτικής συνεδρίας, τα ΥΗ μπορούν να συνδυαστούν και με άλλες μεθόδους, όπως π.χ. την κινησιοθεραπεία, τις διαθερμίες, τα ΧΣ παλμικά ρεύματα, τις έλξεις, τις χειρομαλάξεις κ.ά.

Στην αντιμετώπιση των αρθροπαθειών χρησιμοποιούμε την τεχνική:

α) σε μεγάλες αρθρώσεις: μεγάλη ηχοβολιστική κεφαλή, συνδυασμός τοπικής και αντανακλαστικής ηχοβόλισης.

β) σε μικρές αρθρώσεις: ενύδρεια εφαρμογή ή τοπική και αντανακλαστική ηχοβόλιση με μικρή όμως ηχοβολιστική κεφαλή.



7.3.1 ΩΜΟΒΡΑΧΙΟΝΙΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ

α) Τοπική περιαρθρική εφαρμογή, ένταση: $0,3 - 0,5 \text{ W/cm}^2$ χρόνος: 4 - 5 min.

συχνότητα θεραπείας: μέρα παρά μέρα.

β) Εφαρμογή πάνω στους συσπασμένους μύες της ωμικής ζώνης, ιδιαίτερα στον τραπεζοειδή και δελτοειδή, 2 min κάθε σημείο.

γ) Παρασπονδυλική εφαρμογή στο ύψος των A3 - Θ1 σπονδύλων, ένταση: $0,3 \text{ W/cm}^2$

χρόνος: 3 min

7.3.2 ΕΠΙΚΟΝΔΥΛΙΤΙΣ

α) Τοπική περιαρθρική ή ενύδρεια εφαρμογή.

ένταση: 0,3 - 0,5 W/cm² χρόνος: 3 - 4 min

β) Παρασπονδυλική εφαρμογή: Α3 - Θ2 ένταση: 0,3 W/cm²

χρόνος: 3 min

7.3.3 ΚΟΞΑΛΓΙΑ (αρθροπάθεια του ισγίου)

α) Παρασπονδυλική εφαρμογή: Θ10 -11.

β) Εφαρμογή πάνω στους συσπασμένους γλουτιαίους και πάνω στην λαγονοκνημιαία ταινία.

γ) Τοπική εφαρμογή γύρω από τον μείζονα τροχαντήρα, ένταση: 0,5 - 1 W/cm²

χρόνος: 5 min

7.3.4 ΑΡΘΡΟΠΑΘΕΙΑ ΓΟΝΑΤΟΣ

α) Τοπική περιαρθρική ηχοβόλιση, ένταση: 0,3 - 0,5 W/cm² χρόνος: 3 - 5 min

β) Παρασπονδυλική εφαρμογή: ΟΜ/ΣΣ, ένταση: 0,3 W/cm²

χρόνος: 3 min

7.3.5 ΑΡΘΡΟΠΑΘΕΙΑ ΚΑΡΠΟΥ Ή ΠΟΔΟΚΝΗΜΙΚΗΣ **ΑΡΘΡΩΣΗΣ**

α) Τοπική ενύδρεια ηχοβόλιση (σχ.225),

ένταση: 0,3 - 0,5 W/cm²

χρόνος: 3 - 5 min

β) Παρασπονδυλική ηχοβόλιση, για την άρθρωση του καρπού: Α4 - Θ2,
για την ποδοκνημική 03 - 13

ένταση: 0,2 - 0,3 W/cm² χρόνος: 3 min

7.7.6 ΕΚΦΥΛΙΣΤΙΚΗ ΣΠΟΝΔΥΛΟΑΡΘΡΩΠΑΘΕΙΑ - **ΟΣΤΕΟΧΟΝΔΡΩΣΙΣ**

Τοπική - παρασπονδυλική ηχοβόλιση: ένταση: 0,3 - 0,5 W/cm² χρόνος: 6
- 8 min

αριθμός συνεδριών: 1 0 - 15

Σε έντονα άλγη: παλμική ροή, 0,2 W/cm²

Σε όλες τις εκφυλιστικές παθήσεις της ΣΣ συνιστάται παράλληλα
με την παραπάνω εφαρμογή να γίνεται και ηχοβόλιση:

α) στην ιερολαγόνια άρθρωση,

β) στις εκφύσεις των γλουτιαίων μμών.

7.3.7 ΑΥΧΕΝΙΚΟ ΣΥΝΔΡΟΜΟ

Ανω: A1 - A3

Μέσο: A3 - A5

Κάτω: A6 - Θ1

Παρασπονδυλική ηχοβόλιση, ένταση: 0,2 - 0,3 W/cm²,

χρόνος: 3 - 5 min (μέρα παρά μέρα) συνεδρίες: 10- 15

Η ηχοβόλιση δεν πρέπει να γίνεται: υψηλότερα του A3 σπονδύλου καθώς και σε περιπτώσεις δισκοκήλης στην ΑΜ/ΣΣ.

7.3.8 ΟΣΦΥΟΙΣΧΥΑΛΓΙΑ

Τοπική εφαρμογή στους συσπασμένους μύες, καθώς και γύρω από την περιοχή του μείζονα τροχαντήρα:

ένταση: 0,2 W/cm²

χρόνος: 5 min (μέρα παρά μέρα) συνεδρίες: 10- 12

Σε έντονους νευραλγικούς πόνους χρησιμοποιούμε παλμική ηχοβόλιση με ένταση 0,1 - 0,2 W/cm² και χρόνο 2 - 3 min. Σε περιπτώσεις δισκοκήλης ο στόχος της εφαρμογής των γΗ είναι η μυοχάλαση των συσπασμένων μυών. Αντενδείκνυται η εφαρμογή τους στο μεσοσπονδύλιο διάστημα της δισκοκήλης.

7.3.9 ΜΥΑΛΓΙΕΣ

Τοπική εφαρμογή,

ένταση: 0,5 - 0,7 W/cm² χρόνος: 5 - 7 min (καθημερινά) συνεδρίες: 10 - 12

Η αντανακλαστική εφαρμογή γίνεται με παλμική ηχοβόλιση πάνω στις ρίζες των νεύρων της πάσχουσας περιοχής.

7.3.10 ΑΓΚΥΛΟΠΟΙΗΤΙΚΗ ΣΠΟΝΔΥΛΑΡΘΡΙΤΙΣ (ΝΟΣΟΣ ΤΟΥ BECHTEREW)

Παρασπονδυλική εφαρμογή, ένταση: 0,5 - 1,0 W/cm² χρόνος: 10 min συνεδρίες: 10 - 15.

Η ηχοβόλιση όλης της ράχης γίνεται τμηματικά, έτσι κατά τη διάρκεια μιας συνεδρίας εφαρμόζουμε μόνο το 1/2 - 1/3 της σπονδυλικής στήλης. Στόχος μας στην πάθηση αυτή είναι η βελτίωση της κινητικότητας της ΣΣ, η αύξηση της ζωτικής χωρητικότητας των πνευμόνων και η καταστολή των νευρικών πόνων.

7.3.11. (α) ΚΑΤΑΓΜΑΤΑ:

Στόχος της εφαρμογής των γΗ στα κατάγματα είναι η επιτάχυνση της πώρωσης του οστού και η πρόληψη από ενδεχόμενες επιπλοκές, π.χ.: το σύνδρομο του Sudeck και την περιφερική αφαλάτωση ή απομετάλλωση. Ορισμένοι επιστήμονες αναφέρουν ειδικές περιπτώσεις, που με την εφαρμογή των γΗ, ο χρόνος αποκατάστασης του κατάγματος μειώθηκε κατά το μισό. Η ηχοβόλιση της περιοχής του κατάγματος

γίνεται μέσω ενός παραθύρου που ανοίγεται στον γυψεπίδεσμο.

Ένταση: 0,2 - 0,3 W/cm²

χρόνος: 2 min (μέρα παρά μέρα) συνεδρίες: μέχρι 15

7.3.12. (β) ΔΙΑΣΤΡΕΜΜΑΤΑ – ΚΑΚΩΣΕΙΣ – ΑΙΜΑΤΩΜΑΤΑ:

Η εφαρμογή των γΗ γίνεται τοπικά και αρχίζει την τρίτη ή τέταρτη μέρα της βλάβης.

τρόπος: παλμική ηχοβόλιση. ένταση: 0,2 - 0,3 W/cm²

χρόνος: 1 - 5 min (καθημερινά) συνεδρίες: 6 - 10

7.3.13 (γ) ΕΞΑΡΘΡΗΜΑΤΑ:

Η εφαρμογή της τοπικής ηχοβόλισης αρχίζει μετά το χρόνο της ακινητοποίησης του μέλους. Η ένταση, ο χρόνος και ο αριθμός των συνεδριών είναι τα ίδια με την (β) περίπτωση.

7.3.14. (δ) ΟΥΛΕΣ – ΕΛΚΗ:

Στις περιπτώσεις αυτές, εκεί που υπάρχει δυνατότητα, καλό είναι η θεραπεία να γίνεται μέσα στο νερό (ενύδρεια), γιατί έτσι αποφεύγεται η άμεση επαφή της ηχοβολιστικής κεφαλής με την πληγή. Στις περιπτώσεις που αυτό είναι αδύνατο, η ηχοβόλιση γίνεται γύρω από τις ουλές ή τα έλκη. Στόχος των υπερήχων είναι η διατήρηση της ελαστικότητας των

ιστών και η καλύτερη αιμάτωση της περιοχής.

ένταση: 0,2 - 0,7 W/cm² χρόνος: 1 - 5 min συνεδρίες: 15 - 20

Στις πρώτες 2 - 3 συνεδρίες προτιμούμε την παλμική ηχοβόλιση. Οι αντενδείξεις στις περιπτώσεις αυτές είναι: οι θρομβώσεις, τα μεταθρομβωτικά σύνδρομα και οι βλεβίτιδες. Θα πρέπει ακόμη να αποφεύγεται η ηχοβόλιση πάνω στα τροφονευρωτικά έλκη και σε περιοχές που βρίσκονται μέσα στη ζώνη της καρδιάς.

7.4 ΜΕΘΟΔΟΣ ΣΥΝΔΥΑΣΜΟΥ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΜΕ ΠΑΛΜΙΚΑ ΡΕΥΜΑΤΑ

Ορισμός: Μέθοδος συνδυασμού (*simu/tan*) χαρακτηρίζεται η ταυτόχρονη εφαρμογή υπερήχων και παλμικών ρευμάτων, για την αντιμετώπιση επώδυνων καταστάσεων.

Ο συνδυασμός των φυσικοθεραπευτικών αυτών μεθόδων είναι γνωστός εδώ και 40 χρόνια. Πρώτος ο Dr.K.Gierlich διαπίστωσε ότι με τον συνδυασμό της μηχανικής ενέργειας των γΗ και της ηλεκτρικής ενέργειας των παλμικών ρευμάτων, το αναλγητικό αποτέλεσμα είναι πιο μόνιμο, έχει δηλαδή μεγαλύτερη χρονική διάρκεια. Σύμφωνα με την ξένη βιβλιογραφία, οι κλινικές εφαρμογές, που έγιναν με τη μέθοδο, αυτή βρήκαν μεγάλη απήχηση στην αντιμετώπιση των οξέων και χρόνιων επώδυνων καταστάσεων, καθώς επίσης και στην αντιμετώπιση των χρονίων εκφυλιστικών παθήσεων του μυοσκελετικού.

Οι περιοχές εφαρμογής της συνδυαστικής μεθόδου είναι κυρίως οι αντανεκλαστικές ζώνες του Head, καθώς και τα επώδυνα σημεία, τα ονομαζόμενα "Trigger points", που συσχετίζονται με την παθολογία

εστία. Γνωρίζουμε ότι κάθε όργανο έχει νευρική σύνδεση, τόσο με το δέρμα, σχηματίζοντας έτσι τα αντίστοιχα δερμοτόμια, όσο και με τους μύες, σχηματίζοντας τα μυοτόμια του οργάνου. Πέρα όμως από αυτά μπορούν να εμφανισθούν στον υποδόριο συνδετικό ιστό ή στους μύες επώδυνα σημεία, τα οποία εκδηλώνονται μόνο κατά την πρόκληση του ερεθισμού με τη συνδυαστική μέθοδο. Αυτό συμβαίνει, γιατί με τον παραπάνω συνδυασμό ελευθερώνεται άφθονη ποσότητα ισταμινοειδών ουσιών, η οποία δημιουργεί ένα δευτεροπαθές τοπικό ερύθημα μόνο στα συγκεκριμένα ευαίσθητα σημεία του δέρματος. Τα σημεία αυτά εντοπίζονται κυρίως εκεί που το νεύρο δίνει τους αισθητικούς κλάδους του στο δέρμα ή εκεί που υπάρχει έντονη μυϊκή σκλήρυνση. Έτσι, η ανεύρεση των σημείων αυτών εκτός από θεραπευτική έχει και διαγνωστική σημασία.

Κύριος στόχος της ερέθισης με τη μέθοδο συνδυασμού είναι ο αποκλεισμός της αγωγιμότητας του πόνου σε επίπεδο νωτιαίου μυελού, σύμφωνα με τη θεωρία της πύλης του πόνου(1), καθώς και η λύση του μυϊκού σπασμού, όταν ερεθίζονται οι τοπικές μυϊκές σκληρύνσεις (myogelose). Επιπλέον, οι βασικές επιδράσεις, τόσο των ΥΗ όσο και των παλμικών ρευμάτων, συμβάλλουν:

α) στην αύξηση της διαπερατότητας των ιστών και συνεπώς στην καλύτερη απορρόφηση των οιδημάτων, των αιματωμάτων και των προϊόντων της φλεγμονής,

β) στη διέγερση των αγγείων, με αποτέλεσμα την καλύτερη αιμάτωση της περιοχής.

7.5 Η ΤΕΧΝΙΚΗ ΤΗΣ ΣΥΝΔΥΑΣΤΙΚΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ

Για την τεχνική της συνδυαστικής μεθόδου χρειαζόμαστε μια συσκευή υπερήχων και μια παλμικών ρευμάτων. Οι συσκευές αυτές πρέπει να παρέχουν τη δυνατότητα σύνδεσης μεταξύ τους, ώστε η ηχοβολιστική κεφαλή των υπερήχων να είναι ταυτόχρονα και το ενεργό (αρνητικό) ηλεκτρόδιο των μονοφασικών παλμικών ρευμάτων. Ως ανενεργό χρησιμοποιούμε ένα πλακοειδές ηλεκτρόδιο (άνοδος), που επιδέχεται κοντά στην περιοχή εφαρμογής, κεντρικότερα της ηχοβολιστικής κεφαλής. Έχουμε ήδη αναφερθεί στην τεχνική των υπερήχων, υπενθυμίζουμε, όμως, ότι μεταξύ του δέρματος και της ηχοβολιστικής κεφαλής πρέπει οπωσδήποτε να παρεμβάλλεται ένα υγρό επαφής, Π.χ. παραφινέλαιο, ζελέ, αλοιφή κλπ., για τη διείσδυση των ΥΗ. Προϋπόθεση της θεραπείας αυτής είναι η ανεύρεση της ακριβούς θέσης των επώδυνων και αντανακλαστικών σημείων, τα οποία στη συνέχεια, με κατάλληλες παραμέτρους, θα ερεθισθούν, ώστε να έχουμε την αντανακλαστική επίδραση.

Για την ανεύρεση των σημείων ρυθμίζουμε την ένταση της συσκευής των υπερήχων στα $0,5 \text{ W/cm}^2$, ενώ η ένταση των παλμικών ρευμάτων καθορίζεται σύμφωνα με την ανεκτικότητα του ασθενή. Η ανεύρεση των σημείων γίνεται με κινητή ηχοβολιστική κεφαλή, στην οποία πρέπει να ασκούμε μικρή πίεση με αργές κυκλικές κινήσεις πάνω στην καθορισμένη περιοχή. Μετά από παρέλευση 1-2 min. η ελευθέρωση των ισταμινοειδών ουσιών, που γίνεται από την επίδραση της συνδυαστικής μεθόδου, αισθητοποιεί τα αντανακλαστικά αυτά σημεία και ο ασθενής αντιδρά με οξύ νυγμώδη πόνο. Κάθε επώδυνο σημείο εντοπίζεται και μαρκάρεται ξεχωριστά με ειδικό δερματογράφο.

Για το θεραπευτικό ερεθισμό των επώδυνων αντανακλαστικών σημείων, με τον οποίο έχουμε στόχο την αναλγησία και την μυοχάλαση, ρυθμίζουμε την ένταση των υπερήχων στα $0,5 \text{ W/cm}^2$ και χρησιμοποιούμε την τεχνική της κινητής κεφαλής.

Τα παλμικά ρεύματα, που συνήθως χρησιμοποιούμε, ανήκουν σε μία από τις εξής μορφές ρευμάτων:

α) *διαδυναμικά (DF, CP, LP)*,

β) *Traebert ($t = 2 \text{ msec}$, $R = 5 \text{ msec}$)*,

γ) *επαλληλίας (διασταυρούμενα μέσης συχνότητας)*,

δ) *T.E.N.S.*

ε) *υψηλής τάσης (High Voltage)*.

Ο χρόνος ερέθισης κάθε αντανακλαστικού επώδυνου σημείου είναι 3-5 min.

7.6 ΚΥΡΙΑ ΣΗΜΕΙΑ ΚΑΙ ΖΩΝΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΤΗΣ ΣΥΝΔΥΑΣΤΙΚΗΣ ΜΕΘΟΔΟΥ (ΥΠΕΡΗΧΑ + ΠΑΛΜΙΚΑ ΡΕΥΜΑΤΑ) ΣΤΙΣ ΔΙΑΦΟΡΕΣ ΠΑΘΗΣΕΙΣ ΤΟΥ ΜΥΟΣΚΕΛΕΤΙΚΟΥ ΣΥΣΤΗΜΑΤΟΣ

7.7

1. ΣΤΟΧΟΙ ΤΗΣ ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΙΑΣ

- καταστολή του πόνου

- λύση του μυϊκού σπασμού
 - καλύτερη αιμάτωση της περιοχής
 - απορρόφηση των προϊόντων της φλεγμονής
 - αντανακλαστική επιρροή των οργάνων, που τα δερματόμιά τους ή άλλα αντανακλαστικά σημεία βρίσκονται στην περιοχή θεραπείας
 - εξάλειψη των αισθητικών, κινητικών και τροφικών διαταραχών που, μπορεί να συνυπάρχουν στην περιοχή εφαρμογής
- πρόληψη από αλλοιώσεις, που μπορεί να προκληθούν δευτερογενώς, όταν τα προβλήματα βρίσκονται κυρίως στις αρθρώσεις.

7.7.1.

2. ΠΡΟΥΠΟΘΕΣΕΙΣ ΓΙΑ ΜΙΑ ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΙΚΗ ΗΛΕΚΤΡΟΘΕΡΑΠΕΙΑ

Χαμηλόσυχνα ρεύματα = γαλβανικό, φαραδικό, διαδυναμικά, ρεύματα Traebert, TENS, κλπ.

- Ρεύματα Μέσης Συχνότητας = μονοκυκλικής και πολυκυκλικής εφαρμογής (ρεύματα επαλ/ηλίας).
- Ρεύματα νηπιλής Συχνότητας = διαθερμίες βραχέων, υπερβραχέων και μικροκυμάτων.
- Ηλεκτρομαγνητικά φάσμα = φωτοθεραπεία.

β) Η επιλογή του τρόπου και του τόπου εφαρμογής:

- τοπική = στην επώδυνη περιοχή

- αντανακλαστική = στις αντίστοιχες ζώνες ή σημεία
- νευρική = πάνω στο πλέγμα, στο νευρικό γάγγλιο της περιοχής, στο νευρικό στέλεχος.

γ) Η επιλογή ενδεδειγμένων συνδυασμών με άλλες θεραπευτικές μεθόδους:

- συνδυασμός παλμικών ρευμάτων με υπέρηχα
- συνδυασμός αναλγητικών ρευμάτων με έλξεις
- συνδυασμός ρευμάτων με μηχανική επίδραση της αναρρόφησης (vacuum)
- συνδυασμός φαρμακευτικής αγωγής με συνεχή ρεύματα (μέθοδος ιοντοφόρησης)
- συνδυασμός γαλβανικού ρεύματος και ύδροθεραπείας (μέθοδος υδροηλεκτροθεραπείας)
- συνδυασμός ηλεκτροθεραπείας με LASER, πολωμένο φως, μαγνητοθεραπεία
- συνδυασμός ηλεκτρικών ή ηλεκτρομαγνητικών κυμάτων (διαθερμίες μικροκυμάτων) με την ομοιοπαθητική ιατρική.

Επίδραση των Υπερήχων στους Ιστούς

Από διάφορες έρευνες που έχουν γίνει, έχει ενισχυθεί η άποψη, ότι η εφαρμογή των υπερήχων προκαλεί διάφορες φυσικές και χημικές αντιδράσεις στους διάφορους Ιστούς. Είναι γενικά παραδεκτό, ότι όσο μεγαλύτερη είναι η απορρόφηση της ενέργειας των υπερήχων από κάποιο ιστό, τόσο εντονότερες αντιδράσεις προκαλούνται.

Σύμφωνα με τη γνώμη του Schwan (1959), η απορρόφηση της ενέργειας των υπερήχων γίνεται σε μοριακό επίπεδο. Το 80% της ενέργειας των υπερήχων, που απορροφούν οι μαλακοί ιστοί, οφείλεται στην περιεκτικότητα των ιστών σε πρωτεΐνες. Από τους Ιστούς του ανθρώπινου οργανισμού ο μυϊκός ιστός αποτελείται από πρωτεΐνες κατά 20 - 25%, το οστό κατά 15 - 20% και ο νευρικός Ιστός αποτελείται από πρωτεΐνες κατά 10- 15%. Ο Rosemberger (1950) παρατήρησε, ότι οι πρωτεΐνες των νεύρων είναι ιδιαίτερα ευαίσθητες στα υπερηχητικά κύματα.

Οι σημαντικότερες φυσικές και χημικές αντιδράσεις από την εφαρμογή των υπερήχων είναι αυτές που λαμβάνουν χώρα στο νευρικό και μυϊκό ιστό, στους τένοντες, στους συνδέσμους, στους θύλακες των αρθρώσεων και στα οστά.

Επίδραση των Υπερήχων στους Μαλακούς Ιστούς Μαλακοί ιστοί του ανθρώπινου οργανισμού θεωρούνται ο νευρικός Ιστός, το δέρμα, το λίπος, οι μυς, οι τένοντες, οι σύνδεσμοι και οι θύλακες των αρθρώσεων.

Όταν εξετάζεται η επίδραση των υπερήχων στους μαλακούς Ιστούς, αποδίδεται ιδιαίτερη σημασία στη θεραπευτική τους δυνατότητα στην αντιμετώπιση κακώσεων του νευρικού ιστού, του μυϊκού, καθώς

και των τενόντων, των συνδέσμων και των θυλάκων των αρθρώσεων.

Με δεδομένο, ότι οι τένοντες, οι σύνδεσμοι και οι θύλακες των αρθρώσεων αποτελούνται σε μεγάλο ποσοστό από κολλαγόνες ίνες, αναφερόμαστε σε επίδραση των υπερήχων στον κολλαγόνο ή συνδετικό ιστό.

Από την ανακεφαλαίωση της βιβλιογραφίας προκύπτει, ότι το ενδιαφέρον των ερευνητών, που εφαρμόζουν υπερήχους στο νευρικό ιστό, εστιάζεται στην επίδραση αυτών στην αναγέννηση των νεύρων μετά από τραυματισμό.

Όταν εφαρμόζονται υπερήχοι στο μυϊκό και κολλαγόνο ιστό, το ενδιαφέρον των επιστημόνων εστιάζεται στην επιτάχυνση της διαδικασίας επούλωσης τους μετά από τραυματισμούς, λοιμώξεις κ.τ.λ. και στην αποκατάστασή της εκτασιμότητας τους.

Επίδραση των Υπερήχων στο Νευρικό Ιστό

Η επίδραση των υπερήχων στο νευρικό ιστό εξετάζεται ερευνητικά από τις αρχές της δεκαετίας του 50.

Στην αρχή διάφοροι ερευνητές εξέταζαν κυρίως, αν οι υπερήχοι έχουν επιδράσεις στο νευρικό σύστημα ζώων.

Μετά το 1980 το ενδιαφέρον των ερευνητών εστιάζεται κυρίως στην επίδραση των υπερήχων σε βλάβες περιφερικών νεύρων.

Πιο συγκεκριμένα εξετάζεται το ενδεχόμενο η εφαρμογή υπερήχων κατάλληλων παραμέτρων να συμβάλλει στην επιτάχυνση της αναγέννησης του νεύρου μετά από αξονότμηση ή νευρότμηση.

Οι Anderson και Herrick (1951) παρατήρησαν, ότι Β ίνες των περιφερικών νεύρων, αυτές δηλαδή που παρουσιάζουν μέση εμμύελωση και μέση διάμετρο, είναι περισσότερο ευαίσθητες στους υπέρηχους απ'ότι οι Α νευρικές ίνες, οι οποίες παρουσιάζουν μεγάλο βαθμό εμμύελωσης και μεγάλη διάμετρο. Οι Β νευρικές ίνες είναι επίσης περισσότερο ευαίσθητες στους υπέρηχους από τις Γ ίνες, που παρουσιάζουν μικρό βαθμό εμμύελωσης και μικρή διάμετρο.

Με την παρατήρηση αυτή των Anderson και Herrick δε φαίνεται η μυελίνη να παίζει κάποιο ρόλο στην ευαισθησία των περιφερικών νεύρων στην εφαρμογή των υπερήχων, διότι δεν υπάρχει κάποια σχέση μεταξύ βαθμού εμμύελωσης των ινών και απορροφητικότητας της ενέργειας των υπερήχων.

Ο Anderson επίσης παρατήρησε, ότι άμεση έκθεση του μυελού των οστών αρουραίων σε υπερηχητικά κύματα έντασης 3 W/cm^2 προκαλεί ιστολογικές αλλοιώσεις, Οι οποίες είναι διαφορετικές απ'αυτές που προκαλεί η αύξηση της θερμοκρασίας.

Οι Cowden και Abel (1963) παρατήρησαν, ότι έκθεση όλου του σώματος αρουραίων σε υπερηχητικά κύματα έντασης 1 W/cm^2 για πέντε λεπτά προκαλεί βλάβες σε διάφορα όργανα, αλλά όχι θάνατο.

Όταν εφαρμόζονται υπέρηχοι σε περιφερικά νεύρα ή σε ιστούς με ελεύθερες απολήξεις νεύρων, αυξάνεται η πύλη του πόνου στους ιστούς κατανομής των περιφερικών νεύρων και στους ιστούς με τις ελεύθερες νευρικές απολήξεις. Επίσης διαφοροποιείται η ταχύτητα αγωγιμότητας των περιφερικών νεύρων. Χαμηλές εντάσεις υπερήχων ($0,5 \text{ W/cm}^2$) και πολύ υψηλές (3 W/cm^2) αυξάνουν την ταχύτητα αγωγιμότητας, ενώ μέτριες εντάσεις (1 2 W/cm^2) μειώνουν την ταχύτητα αγωγιμότητας. Η

αύξηση της πύλης ερεθισμού των ιών του πόνου και η διαφοροποίηση της ταχύτητας αγωγιμότητας των νευρικών ιών, που προκαλούν οι υπέρηχοι, αιτιολογούν την αναλγητική τους δράση.

Το 1988 ο Hong και οι συνεργάτες του ερεύνησαν για πρώτη φορά τα θεραπευτικά αποτελέσματα των υπερήχων στην αναγέννηση περιφερικών νεύρων μετά από βλάβη. Η μελέτη έγινε σε 18 ποντίκια, στα οποία συμπίεστηκε μηχανικά το κνημιαίο νεύρο αμφοτερόπλευρα ανάμεσα στο γόνατο και την ποδοκνημική, προκαλώντας πλήρη αποκλεισμό του νεύρου με φανερή επίσης κατιούσα εκφύλιση κατά Waller από 10% μέχρι 15% των νευρικών ιών. Την πέμπτη μέρα μετά τη συμπίεση εφαρμόστηκαν σε 1 Ο ζώα υπέρηχοι έντασης $0,5 \text{ W/cm}^2$ και σε 8 ζώα υπέρηχοι έντασης 1 W/cm^2 για ένα λεπτό, 3 φορές την εβδομάδα μέσα σε νερό. Η συχνότητα των υπερήχων ήταν 1 MHz.

Ο ρυθμός αποκατάστασης της νευρικής αγωγιμότητας και του μεγέθους του προκλητού μυϊκού δυναμικού ενέργειας του κνημιαίου νεύρου, που αντιμετωπίστηκε με υπέρηχους έντασης $0,5 \text{ W/cm}^2$, ήταν σημαντικά ταχύτερος σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Δεν υπήρξαν σημαντικές αλλαγές στο ρυθμό αποκατάστασης του περιφερικού λανθάνοντα χρόνου. Από την άλλη πλευρά, όταν η ένταση εφαρμογής ήταν 1 W/cm^2 , ο ρυθμός αποκατάστασης του μεγέθους του προκλητού δυναμικού ενέργειας ήταν βραδύτερος σε σχέση με την ομάδα ελέγχου, ενώ δεν υπήρχαν σημαντικές διαφορές στο ρυθμό αποκατάστασης του λανθάνοντα χρόνου και της ταχύτητας αγωγής του νεύρου.

Ο Mourad και οι συνεργάτες του (2001) μελέτησαν την επίδραση των υπερήχων σε ισχιακά νεύρα που είχαν υποστεί αξονότμηση (σύνθλιψη με πλήρη εκφυλισμό του νευράξονα περιφερικά του τραυματισμού, ενώ διατηρείται η συνοχή του νεύρου). Οι υπέρηχοι που

είχαν χρησιμοποιηθεί ήταν διαφόρου έντασης SPTA, συχνότητας και διάρκειας.

Τα αποτελέσματα συγκρίθηκαν με ομάδα ελέγχου ποντικών που υποβλήθηκαν σε placebo υπερήχων. Η εφαρμογή έγινε μέσα σε νερό, με μετακινούμενη κεφαλή, για 3 ημέρες την εβδομάδα, επί 4 εβδομάδες ξεκινώντας την τρίτη μετεγχειρητική ημέρα. Τα ζώα που εκτέθηκαν σε υπέρηχους με συχνότητα 2,25 MHz, ένταση SPTA 0,25 W/cm² και χρόνο εφαρμογής ένα λεπτό, παρουσίασαν στατιστικά σημαντική επιτάχυνση στο ρυθμό αποκατάστασης της κινητικής λειτουργίας των άκρων ποδών σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Συγκεκριμένα στην πειραματική ομάδα η αποκατάσταση της λειτουργίας άρχισε την 14η μετατραυματική ημέρα, ενώ στην ομάδα ελέγχου την 18η.

Το 2002 οι Crisci και Ferreira διερεύνησαν το ρόλο των παλμικών υπερήχων χαμηλής έντασης ως προς το χρόνο ανάπλασης Ισχιακών νεύρων ποντικών που έχουν υποστεί νευρότμηση. Μετά από 24 ώρες από την επέμβαση 13 ποντίκια υποβλήθηκαν σε 20 λεπτά εφαρμογής παλμικών υπερήχων έντασης SATA 0,16 W/cm² και συχνότητας 1,5 MHz, για 12 διαδοχικές ημέρες. Την ομάδα ελέγχου αποτέλεσαν 12 ποντίκια, στα οποία εφαρμόστηκε placebo υπερήχων. Ο μέσος αριθμός των A και B εμμύελων νευρικών ινών αυξήθηκε στατιστικά σημαντικά στην ομάδα πειράματος σε σχέση με την ομάδα ελέγχου. Επίσης παρατηρήθηκε στατιστικά σημαντική διαφορά υπέρ της πειραματικής ομάδας στο πάχος του μυελώδους ελύτρου των A νευρικών ινών. Από τα αποτελέσματα διαφαίνεται, ότι οι παλμικοί υπέρηχοι χαμηλής έντασης επιφέρουν ταχύτερη νευρική αναγέννηση μετά από νευρότμηση.

Το 2005 η Raso και οι συνεργάτες της εξέτασαν τη δράση των παλμικών υπερήχων πάνω σε νεύρα που υπέστησαν πειραματική

σύνθλιψη με επακόλουθο εκφυλισμό του νεύρου με ικανοποιητικά αποτελέσματα. Το πείραμα έγινε σε Ισχιακά νεύρα ποντικών. Εφαρμόστηκαν υπέρηχοι παλμικής εκπομπής (1: 5) με ένταση 0,4 W/cm² και συχνότητα 1 MHz για 1 0 λεπτά ημερησίως, επί 1 0 διαδοχικές ημέρες. Από την 7η έως την 21 η μετεγχειρητική ημέρα παρουσιάστηκε στατιστικά σημαντική αύξηση του δείκτη λειτουργίας του ισχιακού νεύρου SFI σε σύγκριση με την ομάδα ελέγχου. Συγκεκριμένα στην πειραματική ομάδα υπήρξε μία βελτίωση του SFI κατά 73% από την πρώτη (7η μετεγχειρητική ημέρα) έως την τελευταία αξιολόγηση (21 η μετεγχειρητική), ενώ στην ομάδα ελέγχου η αντίστοιχη αύξηση ήταν 55%. Επιπλέον στην ομάδα πειράματος η πυκνότητα των νευρικών ινών ήταν υψηλότερη με επικράτηση των μικρών σε διάμετρο νευρικών ινών με πολύ λεπτό μυελώδες έλυτρο.

Από τις παραπάνω μελέτες προκύπτει, ότι η εφαρμογή υπερήχων έχει ευεργετική επίδραση στη νευρική αναγέννηση.

Ο ακριβής μηχανισμός, με τον οποίο οι υπέρηχοι επιταχύνουν τη διαδικασία αναγέννησης του νεύρου, δεν έχει απολύτως διευκρινισθεί.

Σε κακώσεις περιφερικών νεύρων κρίνεται προτιμότερη η εφαρμογή υπερήχων παλμικής εκπομπής μικρής έντασης.

Επίδραση των Υπερήχων στο Μυικό και Κολλαγόνο Ιστό

Όπως έχει ήδη αναφερθεί, το ενδιαφέρον κατά την εφαρμογή υπερήχων στο μυικό και στον κολλαγόνο ιστό, εστιάζεται στην επιτάχυνση της διαδικασίας επούλωσης βλαβών και στην αποκατάσταση της εκτασιμότητας των ιστών.

Διαδικασία Επούλωσης Ιστικών Βλαβών

Η διαδικασία επούλωσης ιστικών βλαβών, που οφείλονται σε τραυματισμό, λοίμωξη ή νόσο, ακολουθεί τρία στάδια αποκατάστασης:

A) Στάδιο οξείας φλεγμονής

B) Στάδιο αναπαραγωγής ή πολλαπλασιασμού

Γ) Στάδιο επανοργάνωσης

Η επίδραση των υπερήχων έχει ιδιαίτερη αξία κατά τα δύο πρώτα στάδια της επούλωσης.

Από μεγάλο αριθμό ερευνών ενισχύεται η άποψη, ότι η εφαρμογή υπερήχων διεγείρει και επιταχύνει τη διαδικασία επούλωσης βλαβών, ιδιαίτερα μυών, τενόντων, συνδέσμων και θυλάκων αρθρώσεων.

7.7.2 ΣΤΑΔΙΟ ΟΞΕΙΑΣ ΦΛΕΓΜΟΝΗΣ

Κατά το στάδιο της οξείας φλεγμονής, το οποίο παρουσιάζεται αμέσως μετά τη βλάβη και διαρκεί για ορισμένες ημέρες, οι υπέρηχοι πρέπει να εφαρμόζονται με τέτοιο τρόπο, ώστε να προκαλέσουν το φαινόμενο της σταθερής κοίλοποίησης και το συνεπαγόμενο μικροκυματισμό.

Η εφαρμογή των υπερήχων διεγείρει τα μαστοκύτταρα και τα μακροφάγα και αυξάνει τη διάχυση ιόντων ασβεστίου κατά μήκος των κυτταρικών μεμβρανών.

Τα αυξημένα ενδοκυτταρικά επίπεδα ιόντων ασβεστίου διεγείρουν

την παραγωγή και απελευθέρωση επουλωτικών παραγόντων.

Με τη δράση τους αυτή οι υπέρηχοι επιδρούν στη λύση της φλεγμονώδους διεργασίας επιταχύνοντας τη μετάβαση στο επόμενο στάδιο (στάδιο αναπαραγωγής) αποκατάστασης.

Η εφαρμογή υπερήχων στο στάδιο της οξείας φλεγμονής πρέπει να γίνεται με ιδιαίτερη προσοχή. Οι υπέρηχοι δεν πρέπει να αυξήσουν τη θερμοκρασία της πάσχουσας περιοχής και να συντελέσουν στην εμφάνιση του φαινομένου της σταθερής κοιλοποίησης.

Η τεχνική και οι παράμετροι εφαρμογής που θα μπορούσαν να συσταθούν στο στάδιο αυτό είναι οι ακόλουθοι :

Εκπομπή: Παλμική

Τεχνική : Συνεχής κίνηση της κεφαλής με διάμεσο ζελέ ή μέσα σε νερό

Συχνότητα: 3 MHz, αλλά αν το βάθος εστίασης της βλάβης είναι μεγάλο μπορεί να επιλεγεί και 1 MHz

Ένταση: Μικρή (μέχρι 0,5 W/cm²)

Χρόνος εφαρμογής : Μικρός, ανάλογος βέβαια με την έκταση της βλάβης των ιστών

7.7.3 ΣΤΑΔΙΟ ΑΝΑΠΑΡΑΓΩΓΗΣ

Ως στάδιο αναπαραγωγής χαρακτηρίζεται το στάδιο εκείνο, το οποίο αρχίζει 3 - 4 ημέρες μετά τη βλάβη. Ακολουθεί την οξεία φλεγμονή και χαρακτηρίζεται από πολλαπλασιασμό των ινοβλαστών και σχηματισμό κολλαγόνου στο σημείο της βλάβης. Ο ιστός που σχηματίζεται είναι ιδιαίτερα κυτταροβριθής και καλείται κοκκιώδης ή ουλώδης.

Από μεγάλο αριθμό ερευνών ενισχύεται η άποψη, ότι η εφαρμογή υπερήχων στο στάδιο αυτό διευκολύνει τον πολλαπλασιασμό των μυοβλαστών και τη σύνθεση πρωτεϊνών επιταχύνοντας την επούλωση των βλαβών.

Επίσης με το φαινόμενο του μικροκυματισμού αυξάνεται η διαπερατότητα των κυτταρικών μεμβρανών και η πρόσληψη ιόντων ασβεστίου από τους ινοβλάστες.

Όταν οι ινοβλάστες εκτίθενται σε επίδραση υπερηχητικών κυμάτων, διεγείρονται αυξάνοντας τη σύνθεση της κολλαγόνου ινώδους πρωτεΐνης, που εξασφαλίζει τη σκληρότητα και την αντοχή του κολλαγόνου ιστού.

Συνοπτικά μπορούμε να πούμε, ότι η εφαρμογή υπερήχων κατά το στάδιο της αναπαραγωγής μιας βλάβης μυικού και μαλακού συνδετικού ιστού επιταχύνει την ανάπτυξη ουλώδους ιστού και αυξάνει τη δύναμη τάσης και την αντοχή αυτού σε δυνάμεις ρήξης.

Όταν οι υπέρηχοι επιδρούν σε κολλοειδή υγρά ή κολλοειδείς Ουσίες, ελαττώνουν τη γλοιότητά τους. Ο El'piner (1952) παρατήρησε, ότι η εφαρμογή για 5 λεπτά υπερήχων έντασης 5 W/cm^2 σε υαλορουνικό

οξύ, ελαττώνει τη γλοιότητά του κατά 300%. Ως γνωστόν το υαλορουνικό οξύ είναι ένα από τα στοιχεία του λειαντικού υγρού των αρθρώσεων. Ο Rauser (1958) παρατήρησε, ότι η εφαρμογή υπερήχων έντασης $0,4 \text{ W/cm}^2$, συχνότητας $0,8 \text{ MHz}$ για 2 - 3 λεπτά σε ανόργανη ζελατινώδη ουσία, ελαττώνει τη γλοιότητά της και μπορεί να μετατρέψει σε στερεά την κατάσταση της ύλης της. Ανάλογη παρατήρηση για επίδραση των υπερήχων σε ζελατινώδεις ουσίες του ανθρώπινου οργανισμού ή ζώων δεν έχει γίνει.

ΕΙΔΙΚΕΣ ΕΡΕΥΝΕΣ

Ο Ramirez (1997) εφαρμόζοντας υπερήχους συχνότητας 1 MHz και έντασης $0,5 \text{ W/cm}^2$ σε τένοντες νεογνών ποντικών παρατήρησε, ότι ΟΙ υπέρηχοι διεγείρουν τη σύνθεση κολλαγόνου και αυξάνουν τον πολλαπλασιασμό των ινοβλαστών μετά από τραυματισμό μήτρας συνδετικού ιστού.

Από ανάλογη μελέτη ο ίδιος ερευνητής το 2005 παρατήρησε, ότι ο πολλαπλασιασμός των Ινοβλαστών σε τραυματισμένους τένοντες ποντικών ήταν μεγαλύτερος σε ένταση 1 W/cm^2 απ'ότι σε μικρότερες εντάσεις.

Ο Frieder και οι συνεργάτες του (1988) εξετάζοντας την επίδραση των υπερήχων έντασης $1,5 \text{ W/cm}^2$ σε τένοντες ποντικών με μερική ρήξη παρατήρησαν, ότι αυξάνονται οι μηχανικές τους ιδιότητες της δύναμης, της τάσης και της αντοχής σε δυνάμεις ρήξης.

Ο Enwemeka το 1989 εφάρμοσε υπέρηχους συνεχούς εκπομπής, έντασης 1 W/cm^2 για 5 λεπτά και για 10 ημέρες σε τένοντες κουνελιών

μετά από τη διατομή και τη συρραφή τους.

Η δύναμη τάσης των τενόντων, στους οποίους εφαρμόστηκαν υπέρηχοι για 1 0 ημέρες ήταν στατιστικά σημαντικά μεγαλύτερη από τη δύναμη τάσης των τενόντων, στους οποίους δεν εφαρμόστηκαν υπέρηχοι.

Από μελέτες του ΒΥί (1992) και του Ng (2003) ενισχύεται η άποψη, ότι η εφαρμογή υπερήχων υψηλής έντασης (1,5 ή 2 W/cm²) έχει μεγαλύτερη αποτελεσματικότητα στη σύνθεση του κολλαγόνου και στην αύξηση της δύναμης τάσης δέρματος χοίρων και του αχίλλειου τένοντα ζώων απ'ότι η εφαρμογή υπερήχων μικρής έντασης (0,5 - 1 W/cm²).

Από τις ανωτέρω μελέτες μπορούμε να συμπεράνουμε τα ακόλουθα:

1) Η εφαρμογή υπερήχων κατά το στάδιο της αναπαραγωγής βλάβης μυών, τενόντων, συνδέσμων ή θυλάκων αρθρώσεων επιταχύνει τη διαδικασία σύνθεσης του κολλαγόνου (ανάπτυξης ουλώδους ιστού) και αυξάνει τη δύναμη τάσης και την αντοχή αυτού σε δύναμη ρήξης.

Αν δεχθούμε, ότι τάση ενός ιστού είναι η δύναμη αντίστασης σε παραμόρφωση αυτού και αντοχή είναι η ανθεκτικότητα του ιστού σε δύναμη ρήξης, μπορούμε να διατυπώσουμε πιο απλά την επίδραση των υπερήχων στο στάδιο αναπαραγωγής Ιστικής βλάβης

Όταν εφαρμόζονται υπέρηχοι σε ιστούς με βλάβη κατά το στάδιο της αναπαραγωγής, οι ιστοί αυτοί θα αποκτήσουν μεγαλύτερη δύναμη αντίστασης σε παραμορφώσεις και μεγαλύτερη ανθεκτικότητα σε δυνάμεις ρήξης σε σύγκριση με ίδιους ιστούς με ίδιες βλάβες, στους οποίους δεν εφαρμόστηκαν υπέρηχοι.

2) Για την εφαρμογή υπερήχων σε δερματικές βλάβες εκφράζονται επιφυλάξεις για τη συμβολή τους στην επιτάχυνση της επούλωσης τους και την αύξηση της δύναμης τάσης στην περιοχή της βλάβης.

3) Οι προτεινόμενες παράμετροι εφαρμογής των υπερήχων στο στάδιο της αναπαραγωγής βλάβης μυϊκού ή συνδετικού ιστού είναι οι ακόλουθοι:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική : Συνεχής κίνηση της κεφαλής στην περιοχή της βλάβης

Συχνότητα: 1 MHZ

Ένταση : 1 W/cm² ή μεγαλύτερη

Χρόνος εφαρμογής: Σχετικά μεγάλος, ανάλογος με το εμβαδόν της επιφάνειας εφαρμογής

ΣΤΑΔΙΟ ΕΠΑΝΟΡΓΑΝΩΣΗΣ ΤΩΝ ΙΣΤΩΝ

Κατά το στάδιο αυτό ο συνδετικός ιστός, που έχει δημιουργηθεί στο σημείο της βλάβης, τείνει να αποκτήσει τον τύπο και τις φυσικές ιδιότητες των υγιών κολλαγόνων ιστών.

Το στάδιο αυτό ανάλογα με τη βαρύτητα της βλάβης διαρκεί Μερικές εβδομάδες ή και μήνες μετά την ημέρα της βλάβης.

Η εφαρμογή υπερήχων κατά το στάδιο αυτό έχει ως αντικειμενικό θεραπευτικό στόχο τη συμβολή στην αποκατάσταση της φυσιολογικής

εκτασιμότητας των προσβεβλημένων ιστών.

Για να επιτευχθεί ο θεραπευτικός αυτός στόχος πρέπει οι υπέρηχοι να εφαρμόζονται στην περιοχή της βλάβης με τεχνικές και παραμέτρους τέτοιες, που να συντελούν στην αύξηση της θερμοκρασίας στους δέκτες ιστούς και να συμβάλλουν στην παράλληλη διευθέτηση των ακανόνιστων κυματοειδών κολλαγόνων ινών της περιοχής της βλάβης.

Επίδραση των Υπερήχων στην Εκτασιμότητα Μυών, Τενόντων, Συνδέσμων και Αρθρικών Θυλάκων

Εκτασιμότητα ενός ιστού χαρακτηρίζεται η ικανότητα αυτού να επιμηκυνεται σε μεγάλο βαθμό χωρίς να προκαλείται κάκωση ή παραμόρφωση αυτού.

Το δέρμα, οι μυς, οι τένοντες, οι σύνδεσμοι και οι θύλακες είναι οι ιστοί εκείνοι, ΟΙ οποίοι διατείνονται και επιμηκύνονται, όταν γίνονται κινήσεις στις αρθρώσεις.

Όταν σε μία άρθρωση γίνει μία κίνηση στα ακραία όρια του εύρους τροχιάς, οι μυς και οι τένοντες που διατείνονται είναι αυτοί που εκτελούν κίνηση αντίθετη προς την εκτελούμενη.

Ο αρθρικός θύλακας, καθώς και κάθε σύνδεσμος ξεχωριστά, διατείνονται πλήρως στα ακραία όρια τροχιάς ορισμένων κινήσεων.

Ελαστικότητα ενός μαλακού ιστού είναι η ικανότητά του, αφού διαταθεί, να ανακτά το αρχικό του μήκος.

Πλαστικότητα ενός μαλακού ιστού είναι η ιδιότητά του να επιμηκυνθεί μόνιμα μετά από παρατεταμένες επαναλαμβανόμενες για σημαντικό χρόνο διατάσεις.

Ενδιαφέρουσα παράμετρος της γλοιοελαστικότητας των μαλακών ιστών είναι η αντίσταση αυτών σε γρήγορη διάταση.

Αυξημένη γλοιοελαστικότητα ενός μαλακού ιστού, κατά μία έννοια, σημαίνει μειωμένη αντίσταση αυτού σε ταχεία διάταση.

Οι μυς παρουσιάζουν σχετικά μικρή αντίσταση σε γρήγορες διατάσεις και μεγάλη πλαστικότητα. Μακροχρόνια προγράμματα στατικών παρατεταμένων διατατικών ασκήσεων μπορούν να συμβάλλουν στην αύξηση της πλαστικότητας των μυών.

Οι τένοντες, οι σύνδεσμοι και οι αρθρικοί θύλακες παρουσιάζουν μεγαλύτερη αντίσταση σε ταχεία διάταση απ'ότι οι μυς και ελάχιστη πλαστικότητα.

Η αύξηση της θερμοκρασίας των ιστών αυτών ελαττώνει την αντίσταση τους σε δυνάμεις διάτασης.

Ο Gersten και οι συνεργάτες του παρατήρησαν, ότι η αύξηση της θερμοκρασίας σε τένοντες ποντικών έχει ως αποτέλεσμα τη μείωση της δύναμης που απαιτείται για να διαταθούν πλήρως.

Σε θερμοκρασία 43°C η δύναμη που απαιτείται για να διαταθούν οι τένοντες πλήρως είναι το 1/3 της δύναμης που χρειάζονται για να διαταθούν σε θερμοκρασία 30°C.

Από διάφορες μελέτες προκύπτει, ότι η εφαρμογή υπερήχων σε συνδυασμό με στατικές διατατικές ασκήσεις, αυξάνουν την εκτασιμότητα τόσο των μυών, όσο και των τενόντων, των συνδέσμων και των θυλάκων των αρθρώσεων.

Επιπλέον προγράμματα μακράς διάρκειας εφαρμογής υπερήχων

και διατατικών ασκήσεων αυξάνουν την πλαστικότητα των ιστών, περισσότερο των μυών και λιγότερο των άλλων.

Σε υγιείς μαλακούς ιστούς η επίδραση των υπερήχων στην αύξηση της εκτασιμότητας και της πλαστικότητάς τους φαίνεται να οφείλεται στην αύξηση της θερμοκρασίας που προκαλούν.

Ειδικότερα ο Wessling και οι συνεργάτες του (1967) παρατήρησαν, ότι η εφαρμογή υπερήχων με τεχνική και παραμέτρους που προκαλούν σημαντικό θερμικό αποτέλεσμα και διατατικών ασκήσεων στους πελματιαίους καμπτήρες υγιών γυναικών, συντέλεσε σε στατιστικά σημαντική αύξηση του εύρους τροχιάς κίνησης της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής αρθρώσεως.

Ο Knight και οι συνεργάτες του εξέτασαν την επίδραση διατατικών ασκήσεων, επιπολής θερμότητας και διατατικών ασκήσεων και της εφαρμογής υπερήχων και διατατικών ασκήσεων στους πελματιαίους καμπτήρες υγιών ανδρών και γυναικών.

Κατά την έρευνα αυτή εξετάσθηκε η ενεργητική και παθητική κάμψη της ποδοκνημικής αρθρώσεως.

Από την έρευνα αυτή ενισχύθηκε η άποψη, ότι η εφαρμογή υπερήχων με τεχνική και παραμέτρους που προκαλούν έντονο εν τω βάθει θερμικό αποτέλεσμα, σε συνδυασμό με διατατικές ασκήσεις προκάλεσε μεγαλύτερη αύξηση στο εύρος τροχιάς της ραχιαίας κάμψης της ποδοκνημικής άρθρωσης απ'ότι παθητικές διατάσεις μόνο, ή η επιπολής θέρμανση σε συνδυασμό με διατατικές ασκήσεις.

Ο Reed και οι συνεργάτες του (2000) εξέτασαν την επίδραση των υπερήχων στην εκτασιμότητα του έσω πλαγίου συνδέσμου του γόνατος.

Στην έρευνα αυτή συμμετείχαν 21 υγιείς, νέες, ενήλικες γυναίκες, οι οποίες ταξινομήθηκαν τυχαία σε δύο ομάδες.

Στην πρώτη ομάδα εφαρμόστηκαν υπέρηχοι και διατατικές ασκήσεις. Οι υπέρηχοι εφαρμόστηκαν με τεχνική και παραμέτρους, τέτοιες που να προκαλούν σχετική επιφανειακή θέρμανση.

Στη δεύτερη ομάδα εφαρμόστηκε placebo υπερήχων και διατατικές ασκήσεις.

Η γωνία μετατόπισης του γόνατος σε βλαισότητα αξιολογήθηκε πριν και μετά τη θεραπεία.

Από την ανάλυση των αποτελεσμάτων της έρευνας προέκυψε μεγαλύτερη αύξηση της γωνίας βλαισότητας στην ομάδα που δέχθηκε υπερήχους και διατατικές ασκήσεις απ'ότι στην ομάδα ελέγχου.

Η διαφορά των μέσων όρων των γωνιών βλαισότητας μεταξύ των δύο ομάδων δεν ήταν στατιστικά σημαντική.

Σε βλάβες μυών, τενόντων, συνδέσμων και θυλάκων η εκτασιμότητα των ιστών αυτών ελαττώνεται κι αυτό έχει ως αποτέλεσμα να επηρεάζεται η κινητικότητα των αρθρώσεων.

Ανάλογα με το είδος και την έκταση της βλάβης χρειάζεται να δαπανηθεί μεγαλύτερη δύναμη απ'ότι θα χρειαζόταν για να κινηθεί η άρθρωση σ'όλο το εύρος τροχιάς της.

Τούτο οφείλεται στο γεγονός, ότι λόγω της βλάβης των ιστών αυξάνεται η σκληρότητα των αρθρώσεων.

Στις παθολογικές καταστάσεις, στις οποίες έχει μειωθεί η εκτασιμότητα των μαλακών μορίων, η εφαρμογή υπερήχων

συνιστάται για δύο ουσιώδεις λόγους:

1) Για να αυξήσουν τη θερμοκρασία των ιστών και κατά συνέπεια να αυξηθεί η εκτασιμότητα τους

2) Για να επιδράσουν στις κολλαγόνες ίνες του αναπτυσσόμενου ουλώδους συνδετικού ιστού, τις συμφύσεις ή στο ρικνωμένο υμένα του θύλακα και να διευθετήσουν αυτές, όπως εικάζεται, από ακανόνιστη κυματοειδή σε παράλληλη διάταξη.

Η επίδραση αυτή των υπερήχων στις κολλαγόνες ίνες συμβάλλει σε αύξηση της εκτασιμότητας των ιστών.

Από όσα έχουν αναφερθεί για την επίδραση των υπερήχων στην αύξηση της εκτασιμότητας των ιστών, προκύπτει, ότι τούτοι πρέπει να εφαρμόζονται με τεχνική και παραμέτρους που να προκαλούν έντονο θερμικό αποτέλεσμα.

Οι προτεινόμενες παράμετροι είναι οι ακόλουθες:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική: Συνεχής, αργή κίνηση της κεφαλής με παρεμβολή διάμεσου ζελέ

● Σε περιοχές (άκρων κυρίως) με επιφανειακές οστικές προεξοχές, που δεν καλύπτονται από παχύ στρώμα μαλακών μορίων, προτιμότερη είναι η εφαρμογή μέσα σε ζεστό νερό.

Ένταση: Μεγάλη (πάνω από 1,5 W/cm²)

Συχνότητα: 1 MHz, αν επιδιώκεται θερμικό αποτέλεσμα σε εν τω βάθει κατασκευές, 3 MHz, αν οι προσβεβλημένοι είναι

επιφανειακοί.

Χρόνος εφαρμογής: Μεγάλος (πάνω από 4 λεπτά) ανάλογος της έκτασης και κατά συνέπεια του εμβαδού της επιφάνειας εφαρμογής.

7.7.4 ΕΠΙΔΡΑΣΗ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ ΣΤΗΝ ΠΩΡΩΣΗ ΤΩΝ ΚΑΤΑΓΜΑΤΩΝ

Ως πόρωση ενός κατάγματος ορίζεται το βιολογικό φαινόμενο, κατά το οποίο ο οργανισμός κινητοποιεί οστεογενετικούς μηχανισμούς για να αποκαταστήσει τη λύση της συνέχειας ενός οστού.

Η διαδικασία πόρωσης ενός κατάγματος ακολουθεί 3 διαδοχικά στάδια:

A) Στάδιο της φλεγμονής,

B) Επανορθωτικό στάδιο

Γ) Στάδιο της αποκατάστασης

Στάδιο Φλεγμονής

Η ρήξη ενός οστού συνοδεύεται άμεσα από τη δημιουργία αιματώματος που οφείλεται στη ρήξη των αγγείων του.

Τα κύτταρα στα άκρα των κατάγματων λόγω έλλειψης αιμάτωσης νεκρώνονται. Η έκταση της νέκρωσης περιορίζεται στα 1 - 2 mm.

Στην περιοχή του κατάγματος εμφανίζεται άσηπτη φλεγμονώδης αντίδραση και στη συνέχεια οξύ οίδημα που οφείλεται στην τοπική αγγειοδιαστολή, στην έξοδο πλάσματος, στη συγκέντρωση μακροκυττάρων και λευκοκυττάρων και στη δημιουργία εξιδρώματος.

Επανορθωτικό Στάδιο

- Ως επανορθωτικό χαρακτηρίζεται το στάδιο, κατά το οποίο αρχίζει η οργάνωση του αιματώματος και δημιουργείται ινώδης γέφυρα μεταξύ των άκρων του κατάγματος.
- Από τα κύτταρα του μυελού των οστών, του περιόστεου και των μαλακών μορίων απελευθερώνονται αυξητικοί παράγοντες, προσταγλαδίνες, οστικές μορφογεννητικές πρωτεΐνες, καθώς και άλλοι οστεογενετικοί παράγοντες.
- Το όξινο περιβάλλον που έχει δημιουργηθεί μετατρέπεται σε αλκαλικό, που επιτρέπει τη δράση του ενζύμου της αλκαλικής φωσφατάσης για τη μετάλωση του πόρου.
- Το επανορθωτικό στάδιο περιλαμβάνει το στάδιο της δημιουργίας μαλακού και στερεού πόρου.
- Κατά το στάδιο του μαλακού πόρου δημιουργούνται 2 περιφερικοί και 2 κεντρικοί δακτύλιοι πόρου. Οι περιφερικοί δακτύλιοι δημιουργούνται από τα κύτταρα της εσωτερικής στοιβάδας του περιόστεου και οι κεντρικοί από το μυελό των οστών.
- Οι δακτύλιοι τείνουν να γεφυρώσουν το χάσμα μεταξύ των καταγματικών άκρων και να δημιουργήσουν νέα αγγείωση. Εφ'όσον ενωθούν οι περιφερικοί και οι κεντρικοί δακτύλιοι αποκαθίσταται και η αγγείωση της περιοχής.
- Κατά το στάδιο του στέρεου πόρου τα αδιαφοροποίητα κύτταρα

μετατρέπονται σε χονδροβλάστες και στη συνέχεια σε χονδροκύτταρα, τα οποία όταν ωριμάσουν αντικαθίστανται από οστεοβλάστες.

- Τα κολλαγόνα ινίδια και οι πολυσακχαρίτες των οστεοβλαστών αποτελούν τη μεσοκυττάρια ουσία, στην οποία εναποτίθενται άλατα ασβεστίου υπό μορφή κρυστάλλων.

- Η αλκαλική φωσφατάση συμβάλλει στην καθίζηση των αλάτων ασβεστίου και στη δημιουργία στερεού πόρου.

- Με την ολοκλήρωση της διαδικασίας δημιουργίας στερεού οστικού πόρου το κατάγμα χαρακτηρίζεται ως ασφαλές και θεωρείται κλινικά πωρωμένο.

- Ο χρόνος πωρώσεως των καταγμάτων ποικίλλει, αλλά και στις ακραίες περιπτώσεις δεν υπερβαίνει τους 3 - 4 μήνες μετά την κάκωση.

- Όταν η πώρωση ενός κατάγματος δεν έχει συντελεσθεί μέσα στο διάστημα αυτό, αναφερόμαστε σε καθυστέρηση της πώρωσης.

- Όταν η καθυστέρηση της πώρωσης υπερβαίνει τους 9 μήνες, χαρακτηρίζεται ως **ψευδάρθρωση**.

- Το ποσοστό καθυστέρησης της πώρωσης καταγμάτων και ψευδαρθρώσεων κυμαίνεται από 5 έως 10%.

- Τα οστά στο σημείο του κατάγματος ανακτούν τη φυσιολογική τους μορφή στις δυναμικές γραμμές του οστού, καθώς και τη φυσιολογική σκληρότητα και αντοχή κατά το στάδιο της ανακατασκευής που διαρκεί πολλούς μήνες μετά το στάδιο της πωρώσεως.

- Σύμφωνα με διάφορες κλινικές μελέτες σε ζώα και ανθρώπους ενισχύεται η άποψη, ότι η εφαρμογή υπερήχων μπορεί να επηρεάσει σημαντικά τη διαδικασία πωρώσεως των καταγμάτων.

- Οι: Pilla (1990), Chay (1992), Wang (1994), Reher (1997), Masaya (1999), Sun (2001) από κλινικές μελέτες σε κατάγματα οστών ζώων οδηγούνται σε κοινά συμπεράσματα.

- Η εφαρμογή υπερήχων κατά το στάδιο της δημιουργίας πόρου

συντελεί στην αύξηση της αλκαλικής φωσφατάσης, στην επιτάχυνση του πολλαπλασιασμού των οστεοβλαστών, στην παρεμπόδιση της δημιουργίας οστεοκλαστών, στην αύξηση της σύνθεσης κολλαγονικών πρωτεϊνών και στην αύξηση της σύνθεσης κολλαγόνου.

● Η επίδραση αυτή των υπερήχων σε μοριακό επίπεδο διεγείρει όλους τους δείκτες οστικής παραγωγής και έτσι επιταχύνεται η διαδικασία πώρωσης και οστεογένεσης.

● Από μελέτες άλλων ερευνητών: Heckman (1994), Kristiansen (1997), Struss (1999), Giannini (2004), σε κατάγματα οστών ανθρώπων ενισχύονται οι προηγούμενες παρατηρήσεις.

Από το σύνολο των ερευνών αυτών οδηγούμαστε στα ακόλουθα συμπεράσματα:

1] Στις ομάδες καταγμάτων, στις οποίες εφαρμόστηκαν υπερήχοι κατά το στάδιο δημιουργίας πόρου, ο χρόνος πωρώσεως των καταγμάτων ήταν σημαντικά μικρότερος σε σχέση με τις ομάδες, στις οποίες δεν εφαρμόστηκαν υπερήχοι.

2] Ο χρόνος πωρώσεως των καταγμάτων στις πειραματικές ομάδες ήταν περίπου 30 - 40 % μικρότερος από το χρόνο πώρωσης των καταγμάτων των ομάδων ελέγχου.

3] Οι υπερήχοι για να συμβάλλουν στην επιτάχυνση της διαδικασίας πωρώσεως πρέπει να εφαρμοσθούν με τις ακόλουθες παραμέτρους.

Εκπομπή: Παλμική

Τεχνική: Σταθερής ή συνεχούς αργής κίνησης της κεφαλής

Συχνότητα: 1 ή 1,5 MHz

Μέση Ένταση (SATA): Μικρή (κάτω από 0,1 W/cm²)

Χρόνος Εφαρμογής: Πολύ μεγάλος (πάνω από 10 λεπτά)

- Όλοι οι ερευνητές συνιστούν παλμική εκπομπή, πολύ χαμηλή μέση ένταση (0,03 W/cm²) και πολύ μεγάλο χρόνο εφαρμογής, μέχρι και 20 λεπτά.
- Μέση τιμή έντασης, άνω του 0,5 W/cm², θα μπορούσε να προκαλέσει τα ακριβώς αντίθετα αποτελέσματα με αρνητικές επιπτώσεις στη διαδικασία πωρώσεως.
- Ανάλυση Τεχνικών και Παραμέτρων Εφαρμογής Υπερήχων
- Σε όλες σχεδόν τις προηγμένες χώρες του κόσμου η εφαρμογή υπερήχων συνιστάται για την αντιμετώπιση των συμπτωμάτων και τη θεραπεία μεγάλου αριθμού παθήσεων.
- Για αρκετό διάστημα στο παρελθόν οι υπέρηχοι εφαρμόστηκαν εμπειρικά, χωρίς να δίδεται ιδιαίτερο ενδιαφέρον στις τεχνικές και τις παραμέτρους εφαρμογής τους και βεβαίως χωρίς να προσδιορίζεται με σαφήνεια ο προσδοκώμενος θεραπευτικός στόχος.
- Από όσα έχουν ήδη αναφερθεί, οι τεχνικές, καθώς και οι παράμετροι που επιλέγονται κατά την εφαρμογή των υπερήχων παίζουν καθοριστικό ρόλο στο επιδιωκόμενο θεραπευτικό αποτέλεσμα.

Οι τεχνικές και οι παράμετροι εφαρμογής των υπερήχων που πρέπει να λαμβάνονται σημαντικά υπ'όψιν από τους γιατρούς και φυσικοθεραπευτές είναι οι ακόλουθοι:

- 1) Είδος Εκπομπής
- 2) Τεχνική Εφαρμογής
- 3) Συχνότητα
- 4) Ένταση
- 5) Χρόνος Εφαρμογής

Κάθε μία από τις ανωτέρω παραμέτρους δεν καθορίζει αποκλειστικά μόνη της, αλλά συνεισφέρει στην ένταση του μηχανικού ή του θερμικού αποτελέσματος που προκύπτει.

7.7.5 ΕΙΔΟΣ ΕΚΠΟΜΠΗΣ

- 1) Η εκπομπή των υπερήχων είναι είτε παλμική είτε συνεχής.
- 2) Η **παλμική εκπομπή** έχει έντονη μηχανική και μικρή ή αμελητέα θερμική επίδραση.
- 3) Όσο αυξάνεται ο παρονομαστής της σχέσης εκπομπής παύλας (1 : 2, 1 : 4, 1 : 9), τόσο μειώνεται το ποσό της μηχανικής ενέργειας που εκπέμπεται από τη συσκευή και απορροφάται από τους ιστούς.
- 4) Ουσιαστικά όσο αυξάνεται ο χρόνος της παύλας σε σχέση με το χρόνο εκπομπής, τόσο ελαττώνεται η μηχανική επίδραση των υπερήχων και βεβαίως ελαχιστοποιείται το θερμικό αποτέλεσμα που προκύπτει.
- 5) Αν επιδιώκουμε έντονο μηχανικό αποτέλεσμα επιλέγουμε μικρό

χρόνο παύλας.

6) Αν θέλουμε ήπιο μηχανικό αποτέλεσμα επιλέγουμε μεγάλο χρόνο παύλας

7) Αναπόφευκτα μικρός χρόνος παύλας (1 : 2) προκαλεί και θερμικό αποτέλεσμα, ενώ μεγάλος χρόνος παύλας (1 : 9) σχεδόν εκμηδενίζει το θερμικό αποτέλεσμα.

8) Η παλμική εκπομπή είναι αυτή που ουσιαστικά προκαλεί το φαινόμενο της σταθερής κοιλοποίησης και του μικροκυματισμού. 9) Το φαινόμενο της σταθερής κοιλοποίησης και του μικροκυματισμού μπορεί να συμβάλλει σε προφλεγμονώδες, αντιφλεγμονώδες και αποιδηματικό θεραπευτικό αποτέλεσμα.

10) Η σχέση χρόνου εκπομπής και χρόνου παύλας καθορίζεται από το βαθμό οξύτητας της φλεγμονής και κατ'επέκταση, με γνώμονα την αποφυγή πρόκλησης ουσιαστικού θερμικού αποτελέσματος.

11) Η ακριβής σχέση μεταξύ χρόνου εκπομπής και χρόνου παύλας που καθορίζεται σε κάθε περίπτωση πάθησης και ασθενούς, είναι λεπτή ισορροπία. Ο καθορισμός της σχέσης αυτής εναπόκειται στη γνώση και την εμπειρία του φυσικοθεραπευτή.

12) Η **συνεχής εκπομπή** είναι κύρια υπεύθυνη για το θερμικό αποτέλεσμα που προκύπτει κατά την εφαρμογή των υπερήχων.

13) Η συνεχής εκπομπή φαίνεται να είναι πιο αποτελεσματική της παλμικής κατά τη διαδικασία της φωνοφόρησης.

14) Εφ'όσον επιδιώκεται θερμικό αποτέλεσμα, η περιοχή εφαρμογής των υπερήχων είναι ομαλή και με παχύ στρώμα μαλακών μορίων, η συνεχής

εκπομπή πρέπει απαραίτητως να επιλέγεται.

15) Σε περιοχές με επιφανειακές οστικές προεξοχές που δεν υπάρχει παχύ στρώμα μαλακών μορίων λόγω αντανάκλασεως των υπερήχων στις επιφάνειες των οστών και λόγω μεγάλης απορρόφησης ενέργειας από τους ιστούς που καλύπτουν τα οστά, η συνεχής εκπομπή μπορεί να αυξήσει την ευαισθησία τους.

16) Η συνεχής εκπομπή πρέπει να συνδυάζεται αρμονικά με τις κατάλληλες τεχνικές και παραμέτρους εφαρμογής, για να επιτευχθεί ο θεραπευτικός στόχος.

7.7.6 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ

17) Η τεχνική της στατικής κεφαλής εφαρμόζεται κυρίως, όταν η εκπομπή είναι παλμική με σκοπό να εστιασθεί η μηχανική επίδραση των υπερήχων.

18) Αν η εκπομπή είναι συνεχής και η κεφαλή των υπερήχων κρατηθεί σταθερή σ'ένα σημείο, θα αρχίζει να προκύπτει εστιασμένο έντονο θερμικό αποτέλεσμα.

19) Στατική εφαρμογή συνεχούς εκπομπής, έντασης πάνω από 0,8 W/cm είναι αδύνατον να γίνει για αρκετό χρόνο, διότι θα προκληθεί ενόχληση.

20) Η τεχνική της συνεχούς κίνησης της κεφαλής επιβάλλεται να εφαρμόζεται σε συνεχή εκπομπή και ανάλογα επιλέγεται ή όχι σε παλμική εκπομπή.

21) Η συνεχής κίνηση της κεφαλής πρέπει να γίνεται αργά με σκοπό την εστίαση της επίδρασης των υπερηχητικών κυμάτων στο σημείο της

βλάβης.

22) Η εφαρμογή υπερήχων με στατική ή κινούμενη κεφαλή, όταν γίνεται σε ομαλές περιοχές με παχύ στρώμα μαλακών μορίων, πρέπει να γίνεται με παρεμβολή διάμεσου ειδικού "ζελέ", για να μειωθεί η απώλεια ενέργειας από αντανάκλαση κλπ.

23) Η εφαρμογή των υπερήχων κυρίως στα άκρα, σε περιοχές με οστικές προεξοχές που δεν υπάρχει παχύ στρώμα μαλακών μορίων, με σταθερή ή κινούμενη κεφαλή, είναι προτιμότερο να γίνεται με παρεμβολή νερού.

24) Η **φωνοφόρηση** πιστεύεται, ότι είναι προτιμότερη με συνεχή εκπομπή απ'ότι με παλμική.

25) Η φωνοφόρηση είναι πιο αποτελεσματική, όταν χρησιμοποιείται υψηλή ένταση απ'ότι χαμηλή.

26) Η φωνοφόρηση αναγκαστικά πλέον συνδυάζεται με συνεχή κίνηση της κεφαλής και όχι με στατική.

27) Εφ'όσον, λοιπόν, η φωνοφόρηση είναι πιο αποτελεσματική με συνεχή εκπομπή, συνεχή κίνηση της κεφαλής και υψηλή ένταση, θα προκύπτει και έντονο θερμικό αποτέλεσμα κατά την εφαρμογή της και κατά συνέπεια δε συνιστάται να εφαρμόζεται στο οξύ στάδιο της βλάβης.

28) Η φωνοφόρηση πρέπει να συνιστάται μόνο κατά το υποξύ και χρόνιο στάδιο φλεγμονωδών καταστάσεων και όχι κατά το οξύ.

7.7.7 ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ

29) Οι συνήθεις συσκευές υπερήχων δίνουν τη δυνατότητα επιλογής δύο συχνοτήτων: 1 και 3 MHz.

30) Η συχνότητα εκπομπής καθορίζει το βάθος διείσδυσης. Με συχνότητα 1 MHz οι υπέρηχοι δρουν πιο αποτελεσματικά σε εν τω βάθει ιστούς, απ'ότι με συχνότητα 3 MHz και αντιστρόφως.

31) Η επιλογή της συχνότητας δεν επηρεάζεται από το είδος της εκπομπής, την τεχνική εφαρμογής ή τις άλλες παραμέτρους.

32) Εφόσον θέλουμε να επιδράσουμε μηχανικά ή θερμικά σε επιπολής ιστούς, δέρμα, εξωκαψλικές ίνες επιφανειακών μυών, σε τένοντες και σε επιφανειακούς συνδέσμους επιλέγουμε συχνότητα 3 MHz.

33) Εφόσον θέλουμε να επιδράσουμε σε εν τω βάθει κατασκευές (ενδοκαψλικές ίνες μυών μεγάλης μάζας, τένοντες ή συνδέσμους που καλύπτονται από στρώμα μαλακών μορίων), επιλέγουμε συχνότητα 1 MHz.

34) Για την επιτάχυνση της διαδικασίας πωρώσεως καταγμάτων συνήθως επιλέγουμε συχνότητα 1 MHz.

35) Για να επιδράσουμε στον αρθρικό θύλακα αρθρώσεων, το πάχος των μαλακών μορίων που καλύπτει την άρθρωση καθορίζει την επιλογή της συχνότητας.

7.7.8 ΕΝΤΑΣΗ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

36) Οι περισσότερες συσκευές υπερήχων που χρησιμοποιούνται στη φυσικοθεραπεία αποδίδουν μέγιστη ένταση 3 W/cm.

[Υπάρχουν συσκευές αμερικάνικης κυρίως τεχνολογίας, που παρέχουν τη δυνατότητα ρύθμισης μέγιστης έντασης σε 5 W/cm.]

37) Το ενδιαφέρον των φυσικοθεραπευτών εστιάζεται στην κορυφή της έντασης στο χρόνο (SATP) και στη μέση τιμή έντασης στο χώρο και στο χρόνο (SATA). Προς διευκόλυνση και για πρακτικούς λόγους, μπορούμε να χρησιμοποιούμε τους όρους κορυφή έντασης και μέση τιμή έντασης.

38) Όταν η εκπομπή είναι συνεχής, η μέση τιμή έντασης εξισώνεται με την κορυφή της έντασης.

39) Όταν η εκπομπή είναι παλμική, υπάρχει διαφορά μεταξύ μέσης τιμής και κορυφής έντασης. Το μέγεθος της διαφοράς εξαρτάται από τη σχέση χρόνου εκπομπής και χρόνου παύλας.

40) Εφόσον η εκπομπή είναι παλμική, όταν αναφερόμαστε σε τιμή έντασης, επιβάλλεται να διευκρινίζεται, αν αναφερόμαστε στην κορυφή της έντασης ή στη μέση τιμή αυτής. Εφόσον η εκπομπή είναι συνεχής αναφερόμαστε σε μία τιμή έντασης, κορυφή και μέση τιμή.

41) Όταν ρυθμίζεται η ένταση των υπερήχων και καταγράφεται ως ένδειξη, αυτή εκφράζει την κορυφή της έντασης.

42) Το θερμικό αποτέλεσμα που προκύπτει από την εφαρμογή των υπερήχων εξαρτάται άμεσα από τη μέση τιμή της έντασης.

43) Το μηχανικό αποτέλεσμα συναρτάται άμεσα με την κορυφή της έντασης, εφ' όσον βεβαίως πληρούνται οι προϋποθέσεις που έχουν

αναφερθεί.

44) Όταν αναφερόμαστε σε μία συγκεκριμένη τιμή έντασης, εννοούμε την ισχύ των υπερήχων που εκπέμπεται ανά τετραγωνικό εκατοστό (cm) επιφανείας εκπομπής.

45) Το ποσό της μηχανικής ενέργειας που απορροφάται από τους ιστούς είναι σημαντικά μικρότερο από αυτό που εκπέμπεται.

46) Αντικειμενικός στόχος είναι να μειωθεί η απώλεια ενέργειας κατά την εφαρμογή.

47) Οι μικρότερες απώλειες ενέργειας (περίπου 30%) παρουσιάζονται κατά τη συνεχή εκπομπή, με συνεχή κίνηση της κεφαλής, όταν είναι κάθετη η πρόσπτωση των υπερηχητικών κυμάτων στην επιφάνεια εφαρμογής και χρησιμοποιείται ως διάμεσο υλικό, ειδικό "ζελέ".

48) Μικρές τιμές έντασης (λιγότερο από 0,5 W/cm²), σε συνδυασμό με παλμική εκπομπή, χρησιμοποιούνται στην οξεία φάση της φλεγμονής μίας βλάβης με αντιφλεγμονώδη και αποιδηματική επίδραση.

49) Μικρές τιμές έντασης με παλμική εκπομπή χρησιμοποιούνται για την επιτάχυνση της διαδικασίας πωρώσεως των καταγμάτων.

50) Υψηλές τιμές έντασης σ'αυτές τις περιπτώσεις θα έχουν αρνητικά αποτελέσματα.

51) Υψηλές τιμές έντασης (άνω των 1,5 W/cm²), σε συνδυασμό με συνεχή εκπομπή, χρησιμοποιούνται για πρόκληση

52) Υψηλές τιμές έντασης, σε συνδυασμό με παλμική εκπομπή, χρησιμοποιούνται για έντονο μηχανικό αποτέλεσμα.

53) Μικρές τιμές έντασης μειώνουν το μηχανικό, αλλά κυρίως το θερμικό αποτέλεσμα.

54) Υψηλή ένταση, με συνεχή εκπομπή, συνδυάζεται πάντα με συνεχή κίνηση της κεφαλής. Συνεχής εκπομπή, υψηλής έντασης είναι αδύνατον να εφαρμοσθεί με την κεφαλή σταθερή.

Εκτός της συχνότητας και η υψηλή τιμή έντασης συμβάλλει σε μεγαλύτερη σε βάθος διείσδυση του υπερηχητικού κύματος.

7.7.9 ΧΡΟΝΟΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

55) Ο χρόνος εφαρμογής των υπερήχων καθορίζει την ένταση και τη διάρκεια του θερμικού αποτελέσματος.

56) Ο χρόνος εφαρμογής καθορίζει τη διάρκεια του μηχανικού αποτελέσματος.

57) Ο χρόνος εφαρμογής εξαρτάται κυρίως από το εμβαδόν της επιφάνειας εφαρμογής και από το πόσο παρατεταμένη θέλουμε να είναι η επίδραση των υπερήχων.

58) Ο χρόνος εφαρμογής κυμαίνεται από 2 - 15 λεπτά.

59) Η μεγάλη διακύμανση στο χρόνο εφαρμογής των υπερήχων οφείλεται στο γεγονός, ότι σε άλλες παθήσεις εστιάζεται η εφαρμογή σε μικρή επιφάνεια και σε άλλες επεκτείνεται σε μεγάλη σε εμβαδόν επιφάνεια.

60) Συνήθως μεγάλος χρόνος εφαρμογής υπερήχων επιλέγεται, όταν επιδιώκουμε έντονο και παρατεταμένο θερμικό αποτέλεσμα σε μεγάλη

σε έκταση επιφάνεια, καθώς επίσης και κατά την εφαρμογή υπερήχων για επιτάχυνση της διαδικασίας των καταγμάτων.

7.8 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Απόσα έχουν ήδη αναφερθεί, μπορούμε να καταλήξουμε στα ακόλουθα συμπεράσματα:

61) Κάθε παράμετρος παίζει σημαντικό ρόλο στην πρόκληση του μηχανικού και του θερμικού αποτελέσματος που προκύπτει από την εφαρμογή των υπερήχων.

62) Για να προκύψει το προσδοκώμενο αποτέλεσμα, πρέπει να υπάρξει ο κατάλληλος συνδυασμός παραμέτρων.

63) Το μηχανικό αποτέλεσμα δεν μπορεί να διαχωριστεί απόλυτα από το θερμικό.

64) Ο κατάλληλος συνδυασμός παραμέτρων ενισχύει ή αποδυναμώνει το ένα ή το άλλο αποτέλεσμα.

65) Για να επιτευχθεί ήπιο μηχανικό αποτέλεσμα απαιτούνται:

Εκπομπή: Παλμική

Τεχνική εφαρμογής: Σταθερή ή αργή κινούμενη κεφαλή Διάμεσο: Νερό ή ειδικό "ζελέ"

Συχνότητα: 3 MHz. (1 MHz μπορεί να επιλεγεί μόνο, όταν η βλάβη είναι σε σημαντικό βάθος)

Ένταση: Μικρή (μικρότερη από 0,5 W/cm²)

Χρόνος εφαρμογής: Μικρός, συναρτώμενος με το εμβαδόν της επιφάνειας εφαρμογής.

66) Αν επιδιώκουμε εντονότερο μηχανικό αποτέλεσμα, αυξάνουμε μόνο την ένταση και διατηρούμε τις άλλες παραμέτρους σταθερές.

67) Αν επιδιώκουμε έντονο εν τω βάθει θερμικό αποτέλεσμα απαιτούνται:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική: Αργή, συνεχής κίνηση της κεφαλής Συχνότητα: 1 MHz

Ένταση: Υψηλή (άνω των 1,5 W/cm²)

Χρόνοςεφαρμογής: Μεγάλος (ανάλογοςτηςέκτασηςτης επιφάνειας εφαρμογής)

68) Αν θέλουμε έντονο επιπολής θερμικό αποτέλεσμα, διατηρούμε όλες τις παραμέτρους σταθερές και αλλάζουμε τη συχνότητα από 1 σε 3 MHz.

69) Αν θέλουμε ηπιότερο εν τω βάθει θερμικό αποτέλεσμα, ελλατώνουμε πρωτίστως την ένταση και δευτερευόντως το χρόνο εφαρμογής.

70) Εφ'όσον επιδιώκεται θερμικό αποτέλεσμα, δε συνιστάται αλλαγή της εκπομπής από συνεχή σε παλμική.

71) Για να επιδράσουμε σε εν τω βάθει κατασκευές που βρίσκονται σε βάθος μεγαλύτερο των 4 - 5 cm, όπως ζυγοαποφυσιακές αρθρώσεις, άρθρωση του ισχίου κλπ., Και για να προκληθεί ουσιώδες θερμικό αποτέλεσμα, πρέπει να επιλεγεί εκτός της μικρής συχνότητας (1 MHz) και υψηλή τιμή έντασης (2, 5 - 5 W/cm²).

7.9 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Υπάρχουν τρεις τεχνικές εφαρμογής των υπερήχων:

- 1) **Η τεχνική συνεχούς κίνησης της κεφαλής των υπερήχων.**
- 2) **Η στατική τεχνική.**
- 3) **Η τεχνική με παρεμβολή νερού.**

Οι δύο πρώτες τεχνικές εφαρμόζονται εξ επαφής της κεφαλής του υπερήχου με το δέρμα, με παρεμβολή λαδιού ή «Ζελέ». Η τρίτη τεχνική εφαρμόζεται με σχετική απόσταση της κεφαλής του υπερήχου από το δέρμα με παρεμβολή νερού.

ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΣΥΝΕΧΟΥΣ ΚΙΝΗΣΗΣ ΤΗΣ ΚΕΦΑΛΗΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Με την τεχνική αυτή γίνεται αργή σχετικά και συνεχής κίνηση της κεφαλής κυκλικά ή πάνω κάτω, έτσι ώστε κάθε κίνηση να επικαλύπτει την προηγούμενη κατά το ήμισυ. Για την αποτελεσματική μετάδοση των υπερηχητικών κυμάτων και την εύκολη κίνηση της κεφαλής στην περιοχή εφαρμογής πρέπει απαραίτητα να παρεμβάλλεται μεταξύ της κεφαλής και του δέρματος επαρκής ποσότητα κατάλληλου διάμεσου (λαδιού ή Ζελέ) σ' όλη τη διάρκεια της εφαρμογής.

Σαν κατάλληλο διάμεσο ορίζεται το λιπαντικό που:

- 2) **Μεταδίδει αμέσως τα κύματα.**
- 3) **Επιτρέπει την καλή επαφή της κεφαλής του υπερήχου και του
δέρματος.**
- 4) **Δεν περιέχει διαλυμένο αέρα.**

Για να μην αντανακλώνται τα υπερηχητικά κύματα στην επιφάνεια του διάμεσου, πρέπει η ακουστική του διαπερατότητα να είναι, αν είναι δυνατό, η ίδια περίπου με την ακουστική διαπερατότητα των ιστών που απευθύνονται οι υπέρηχοι και η κεφαλή να εφαρμόζεται κάθετα προς τη θεραπευόμενη περιοχή. Η τεχνική αυτή επιτρέπει την ομοιόμορφη και επαρκή θέρμανση επίπεδων ή ομαλών περιοχών περιορισμένης έκτασης (7-10 cm²).

Όταν εφαρμόζονται ο/ υπέρηχοι για τη θεραπεία μεγάλων αρθρώσεων και στην ακτίνα διάδοσης των κυμάτων παρεμβάλλονται οστά, για καλύτερη θεραπεία των αρθρώσεων αυτών χρειάζεται εφαρμογή των υπερήχων σε διάφορα επίπεδα.

Για παράδειγμα στην άρθρωση του ώμου έχουμε τρία επίπεδα εφαρμογής των υπερήχων, το πρόσθιο, το πλάγιο και το οπίσθιο.

Κατά την εφαρμογή πρέπει να αποφεύγουμε, η ακτίνα των υπερήχων να στοχεύει το ακρώμιο και την ακρωμιοκλειδική άρθρωση. Στην άρθρωση επίσης του ισχίου χρησιμοποιούμε τα ίδια επίπεδα εφαρμογής και προσέχουμε ώστε η ακτίνα των υπερήχων να μη στοχεύει το μείζονα τροχαντήρα, αλλά να στοχεύει την άρθρωση πάνω απ' αυτόν.

ΣΤΑΤΙΚΗ ΤΕΧΝΙΚΗ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Με την τεχνική αυτή η κεφαλή των υπερήχων τοποθετείται σταθερά και κάθετα πάνω από τη θεραπευόμενη περιοχή μικρής έκτασης. Απαραίτητα μεταξύ της κεφαλής και του δέρματος πρέπει να παρεμβάλλεται αρκετή ποσότητα λαδιού ή ζελέ σε όλη τη διάρκεια της θεραπείας για τους λόγους, που αναφέραμε στην προηγούμενη τεχνική.

Οι συνεχείς υπέρηχοι σπάνια εφαρμόζονται με τη στατική τεχνική λόγω υπερβολικής αύξησης της θερμοκρασίας και του αισθήματος πόνου, καψίματος που προκαλείται. Αντίθετα οι διακοπτόμενοι υπέρηχοι εφαρμόζονται με την τεχνική αυτή. Πιστεύεται ότι οι διακοπτόμενοι υπέρηχοι που εφαρμόζονται με την τεχνική αυτή δεν προκαλούν σημαντική αύξηση της θερμοκρασίας στους ιστούς που απευθύνονται και τα αποτελέσματα της εφαρμογής τους είναι μηχανικά και χημικά.

Πρόσφατες έρευνες που έγιναν κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι οι διακοπτόμενοι υπέρηχοι με τη στατική τεχνική δεν προκαλούν αύξηση της θερμοκρασίας σε μαλακούς Ιστούς.

Αντίθετα, όταν εφαρμόζονται σε οστά σε γωνίες 450 - 600 αυξάνουν τη θερμοκρασία των οστών περισσότερο απ' ότι οι συνεχείς υπέρηχοι με την τεχνική της συνεχούς κίνησης της κεφαλής. Αυτό οφείλεται κατά ένα μέρος στο γεγονός, ότι ο συντελεστής απορρόφησης διακοπτόμενων υπερηχητικών κυμάτων των οστών "είναι μεγαλύτερος από το συντελεστή τους απορρόφησης συνεχών υπερηχητικών κυμάτων.

ΤΕΧΝΙΚΗ ΜΕ ΠΑΡΕΜΒΟΛΗ ΝΕΡΟΥ

Η τεχνική αυτή εφαρμόζεται μέσα σε νερό με απόσταση 1,25-2,5cm από την κεφαλή του υπερήχου και το δέρμα της υπό θεραπεία περιοχής. Η κεφαλή του υπερήχου συνήθως κινείται αργά ή παραμένει κατά διαστήματα σταθερή με κάθετη κατεύθυνση προς τη θεραπευόμενη περιοχή. Αρχικά το νερό θερμαίνεται και είναι προτιμότερο να είναι γλιαρό κατά τη διάρκεια της θεραπείας. Ιδιαίτερη προσοχή χρειάζεται στο να μην υπάρχουν φυσαλίδες στο νερό κατά τη διάρκεια της θεραπείας, διότι αν παρεμβληθούν μεταξύ κεφαλής και δέρματος μπορεί

να προκαλέσουν συγκέντρωση των υπερηχητικών κυμάτων. Οι περιοχές που συνήθως εφαρμόζεται αυτή η τεχνική είναι περιοχές όχι ομαλές με επιφανειακές οστικές προεξοχές που δεν καλύπτονται από παχύ στρώμα μαλακού ιστού. Σ' αυτές τις περιοχές δεν είναι εύκολη και αποτελεσματική η εφαρμογή των υπερήχων με τις δύο πρώτες εφαρμογές που έχουμε αναφέρει.

7.9.1 ΔΟΣΟΛΟΓΙΑ

Η μέτρηση και η ρύθμιση της δόσης των υπερηχητικών κυμάτων που εξέρχεται από την κεφαλή της συσκευής των υπερήχων είναι σχετικά εύκολη, διότι όλες σχεδόν οι συσκευές των υπερήχων έχουν μετρητή, στον οποίο φαίνεται η κορυφή έντασης και το συνολικό δυναμικό των υπερήχων σε κάθε ρύθμιση.

Η ακριβής δόση των υπερηχητικών κυμάτων που απορροφάται από τους ιστούς δεν είναι εύκολο να υπολογιστεί από τις ενδείξεις της συσκευής για τρεις λόγους:

- 1) Κανένα από τα διάμεσα που χρησιμοποιούνται δε μεταβιβάζει όλο το ποσό της έντασης των υπερήχων από την κεφαλή της συσκευής στο δέρμα. Από τα συνήθη διάμεσα που χρησιμοποιούνται το «**aquasonic gel**» μεταβιβάζει περίπου το 72,6% της έντασης της κεφαλής, η γλυκερίνη το 67%, το απεσταγμένο νερό το 59%, το λάδι παραφίνης το 19% και ο αέρας 0%. Άρα το «**aquasonic gel**» είναι το καταλληλότερο από τα συνήθη για τη διάδοση των υπερήχων διάμεσο.

- 2) Οι διάφοροι ιστοί έχουν διαφορετικό συντελεστή απορροφητικότητας και διαφορετική ταχύτητα διάδοσης υπερήχων.
- 3) Σε κάθε τεχνική εφαρμογής έχουμε διαφορετική αποτελεσματικότητα διάδοσης των κυμάτων μέσα στους ιστούς.

Με βάση αυτά μπορούμε να πούμε ότι, όταν χρησιμοποιείται το κατάλληλο διάμεσο και εφαρμόζονται συνεχείς υπέρηχοι με την τεχνική της συνεχούς κίνησης της κεφαλής για θεραπεία εν τω βάθει ιστών, η αποτελεσματική και ασφαλής κλίμακα έντασης είναι $0,5 - 5 \text{ W/cm}^2$.

Σε γενικές γραμμές για έντονα θερμικά και μηχανικά αποτελέσματα σε επίπεδες περιοχές με παχύ στρώμα μαλακών ιστών μπορεί να χρησιμοποιηθούν πολύ ψηλές εντάσεις μέχρι 5 W/cm^2 το μέγιστο, με μέγιστο συνολικό δυναμικό 50 W . Για έντονα θεραπευτικά αποτελέσματα σε αρθρώσεις που καλύπτονται από μεγάλη ποσότητα μαλακών ιστών, όπως αρθρώσεις του ισχίου και ώμου μπορεί να χρησιμοποιηθούν ψηλές εντάσεις μέχρι 4 W/cm^2 το μέγιστο και μέγιστο συνολικό δυναμικό 40 W . Για ήπια θεραπευτικά αποτελέσματα στις ίδιες αρθρώσεις χρησιμοποιούνται μέτριες εντάσεις $1 - 2 \text{ W/cm}^2$ με συνολικό δυναμικό $10 - 20 \text{ W}$.

Τέλος για πολύ ήπια θεραπευτικά αποτελέσματα χρησιμοποιούνται χαμηλές εντάσεις $0,1 - 1 \text{ W/cm}^2$ με συνολικό δυναμικό $1 - 10 \text{ W}$. Η ασφαλής δόση σε εφαρμογή συνεχών υπερήχων με σταθερή κεφαλή είναι $0,1 - 0,6 \text{ W/cm}^2$.

Όταν εφαρμόζονται διακοπόμενοι υπέρηχοι με συνεχή κίνηση της κεφαλής, ανάλογα με το επιδιωκόμενο αποτέλεσμα μπορεί να χρησιμοποιηθούν εντάσεις ανάλογες των συνεχών υπερήχων με συνεχή

κίνηση της κεφαλής, προσαυξημένες κατά $0,5 \text{ W/cm}^2$ σε κάθε περίπτωση.

Η εφαρμογή παλμικής εκπομπής υπερήχων συνδυαζόμενη με την τεχνική της σταθερής ή αργής συνεχούς κίνησης της κεφαλής εξυπηρετεί συγκεκριμένους θεραπευτικούς στόχους, όπως έχει ήδη αναφερθεί και συνδυάζεται με μικρές τιμές μέσης έντασης (SATA).

7.9.2 ΔΟΣΗ ΣΕ ΣΥΝΕΧΗ ΥΠΕΡΗΧΟ ΜΕ ΣΤΑΘΕΡΗ ΚΕΦΑΛΗ

Η ένταση που χρησιμοποιούμε, όταν εφαρμόζουμε συνεχείς υπέρηχους σε νερό με συνεχή κίνηση της κεφαλής ή με σταθερή την κεφαλή, είναι $0,5 \text{ W/cm}^2$ περισσότερη από την ένταση που χρησιμοποιούμε κατά την εφαρμογή συνεχών υπερήχων με συνεχή κίνηση κεφαλής και σταθερή κεφαλή με παρεμβολή διαμέσου. Αν επιδιώκουμε έντονα θερμικά αποτελέσματα χρησιμοποιούμε υψηλές εντάσεις, αν επιδιώκουμε μέτρια αποτελέσματα χρησιμοποιούμε μέτριες εντάσεις και αν επιδιώκουμε ήπια αποτελέσματα χρησιμοποιούμε χαμηλές εντάσεις, όπως και στην περίπτωση της εφαρμογής συνεχών υπερήχων με κινούμενη ή σταθερή κεφαλή προσαυξημένες κατά $0,5 \text{ W/cm}^2$.

Στις ειδικές περιπτώσεις εφαρμογής παλμικών υπερήχων (στάδια οξείας φλεγμονής, κακώσεις περιφερικών νεύρων, πώρωση καταγμάτων κλπ.) μέσα στο νερό επιλέγονται οι ίδιες παράμετροι που έχουν ήδη αναφερθεί σε κάθε περίπτωση.

7.9.3 ΧΡΟΝΟΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΤΩΝ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Ο χρόνος εφαρμογής των υπερήχων κυμαίνεται από 3 λεπτά το ελάχιστο έως 20 λεπτά το μέγιστο για οποιαδήποτε τεχνική εφαρμογής. Ο χρόνος διάρκειας θεραπείας συναρτάται άμεσα με την ένταση και τη διάρκεια του επιδιωκόμενου αποτελέσματος, καθώς επίσης και με το εμβαδόν της επιφάνειας εφαρμογής.

Σε εστιασμένες βλάβες ιστών (π.χ. Jumper's knee, tennis elbow κτλ.) ο χρόνος εφαρμογής είναι μικρός.

Σε παθήσεις, που η εφαρμογή των υπερήχων καλύπτει μεγάλο εμβαδόν επιφάνειας (αυχενικό σύνδρομο, οσφυαλγία κτλ.) ο χρόνος εφαρμογής των υπερήχων είναι μεγάλος.

Για επιτάχυνση της διαδικασίας πωρώσεως των καταγμάτων συνιστάται μεγάλος χρόνος εφαρμογής.

7.9.4 ΣΥΧΝΟΤΗΤΑ ΘΕΡΑΠΕΙΩΝ

Αρχικά η θεραπεία με υπέρηχους μπορεί να γίνεται μια φορά την ημέρα. Αργότερα όταν βελτιώνεται η κατάσταση του ασθενή η θεραπεία με υπέρηχους γίνεται μέρα παρά μέρα. Όταν συμπληρώνονται 12 θεραπείες και ο ασθενής δεν έχει θεραπευτεί πρέπει να σταματά η εφαρμογή των υπερήχων για 2 βδομάδες και μετά να συνεχίζει πάλι για 10 - 12 φορές. Συνήθως τα θεραπευτικά αποτελέσματα των υπερήχων παρουσιάζονται μετά από 3 - 6 θεραπείες. Μερικές φορές ΟΙ ασθενείς μετά την πρώτη ή δεύτερη θεραπεία αισθάνονται μια μικρή αύξηση των συμπτωμάτων, αλλά αυτό δεν μπορεί να θεωρηθεί σα σοβαρός λόγος για διακοπή της θεραπείας.

Ιδιαίτερα σε αθλητικές κακώσεις για επιτάχυνση της αποκατάστασης συνιστάται η εφαρμογή υπερήχων 2 φορές ημερησίως. Η επαναλαμβανόμενη εφαρμογή συνεχών υπερήχων, ιδιαίτερα κατά την οξεία και υποξεία φλεγμονώδη φάση, θα μπορούσε να προκαλέσει το ακριβώς αντίθετο από το προσδοκώμενο αποτέλεσμα, ενισχύοντας την ευαισθησία της πασχούσας περιοχής.

7.9.5 ΟΔΗΓΙΕΣ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Για ικανοποιητικά αποτελέσματα από την εφαρμογή υπερήχων πρέπει να λαμβάνονται υπόψη οι ακόλουθες οδηγίες

- 1) Ο ασθενής πρέπει να τοποθετείται σε αναπαυτική θέση, έτσι ώστε να μπορεί να παραμείνει ακίνητος κατά τη διάρκεια της θεραπείας και οι μαλακοί ιστοί να είναι σε χαλαρή θέση.
- 2) Η περιοχή εφαρμογής των υπερήχων πρέπει να είναι καθαρή και να μην έχει τρίχες,
- 3) Πρέπει να γίνεται test αισθητικότητας στην περιοχή εφαρμογής των υπερήχων.
- 4) Επιλέγουμε την κατάλληλη για την περίπτωση τεχνική εφαρμογής.
- 5) Όταν επιλέγεται συνεχής εκπομπή σε επίπεδες περιοχές που καλύπτονται από παχύ στρώμα μαλακού ιστού, επιλέγουμε την τεχνική της συνεχούς κίνησης της κεφαλής με απαραίτητη παρεμβολή κατάλληλου διάμεσου (λαδιού ή ζελέ).
- 6) Η εφαρμογή των υπερήχων σε περιοχές όχι επίπεδες και με οστικές προεξοχές, όταν επιλέγεται συνεχής εκπομπή, πρέπει να γίνεται με

τεχνική συνεχούς κίνησης της κεφαλής μέσα στο νερό, όταν τούτο είναι δυνατόν. Η κεφαλή κρατιέται σε απόσταση 1,25 - 2,5 cm από το δέρμα.

7) Και για τις τρεις τεχνικές εφαρμογής η κεφαλή τοποθετείται κάθετα στη θεραπευόμενη περιοχή. Μόνο σε περίπτωση που χρησιμοποιούνται υπέρηχοι για αύξηση της θερμοκρασίας στην άρθρωση του ισχίου χρησιμοποιούμε γωνίες εφαρμογής 45 και 60 μοιρών.

8) Ανοίγουμε τη συσκευή, με το χρονοδιακόπτη ρυθμίζουμε ανάλογα με την κάθε περίπτωση (λαμβάνοντας υπόψη μας τα όσα αναφέρονται προηγουμένως για το χρόνο εφαρμογής) τη διάρκεια της θεραπείας. Οι αρχικές θεραπείες είναι βραχύτερες σε διάρκεια από τις επόμενες.

9) Τοποθετείται αρκετή ποσότητα λαδιού ή ζελέ στη θεραπευόμενη περιοχή.

10) Με τους ανάλογους διακόπτες ρυθμίζουμε τις κατάλληλες για την κάθε περίπτωση παραμέτρους, λαμβάνοντας υπόψιν τα Όσα έχουν αναφερθεί προηγουμένως.

11) Αποφεύγουμε να κρατάμε την κεφαλή των υπερήχων στον αέρα περισσότερο από λίγα δευτερόλεπτα, ενώ έχουμε ήδη ενεργοποιήσει την ένταση, διότι τα υπερηχητικά κύματα των υψηλών συχνοτήτων δε μεταδίδονται στον αέρα και έτσι μπορεί να διαλυθεί ή να εκπολωθεί ο κρύσταλλος.

12) Προσέχουμε, ώστε να μην παρεμβάλλονται φυσαλίδες μεταξύ της κεφαλής των υπερήχων και του δέρματος.

13) Προσέχουμε ιδιαίτερα να μην εφαρμόζουμε υπέρηχους σε κοιλότητες υγρών, διότι παλμική εκπομπή συνδυαζόμενη με πολύ υψηλή ένταση εγκυμονεί κινδύνους πρόκλησης του φαινομένου της παροδικής

κοιλοποίησης και στασίμων κυμάτων, που μπορεί να έχουν σαν αποτέλεσμα τη δημιουργία ευμεγέθων φυσαλίδων και την προσβολή των ιστών.

14) Ο ασθενής, ακόμη και όταν επιλέγονται παράμετροι πρόκλησης εν τω βάθει θερμικού αποτελέσματος, πρέπει να αισθάνεται στο δέρμα της περιοχής εφαρμογής μια ήπια μορφή θέρμανσης.

15) Αν ο ασθενής αισθανθεί οξύ πόνο κατά τη διάρκεια της εφαρμογής οφείλεται στην υψηλή ένταση, ενώ αν αισθανθεί πόνο καψίματος, οφείλεται σε ανεπαρκή ποσότητα διαμέσου. Τα συμπτώματα αυτά παρουσιάζονται συνήθως από την εφαρμογή συνεχών υπερήχων, όταν δεν κινείται αρκετά η κεφαλή.

16) Αν τα συμπτώματα του πόνου επιμένουν μετά την ελάττωση της έντασης ή την πρόσθεση διαμέσου εφαρμόζουμε διακοπόμενους υπέρηχους με σταθερή ή κινούμενη την κεφαλή. Αν τα συμπτώματα επιμένουν η θεραπεία διακόπτεται.

17) Στο τέλος της θεραπείας κλείνουμε το διακόπτη, σκουπίζουμε τον ασθενή και καθαρίζουμε προσεκτικά την κεφαλή πριν την τοποθετήσουμε στη θέση της.

7.9.6 ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Η εφαρμογή των υπερήχων συνιστάται σε μεγάλο αριθμό παθήσεων, οι κυριότερες των οποίων είναι οι κάτωθι:

- 1) Αγκυλοποιητική σπονδυλοαρθρίτιδα.
- 2) Περιαρθρίτιδα (ιδιαίτερα ώμου).

- 3) Ασβεστοποιητική θυλακίτιδα.
- 4) Μετατραυματική αρθρίτιδα.
- 5) Μυική ινίτιδα, εκτός από διάχυτη μυϊκή ίνωση.
- 6) Μυικές θλάσεις
- 7) Κακώσεις συνδέσμων και τενόντων, ιδιαίτερα μετά από χειρουργική επέμβαση συρραφής.
- 8) Τενοντίτιδα.
- 9) Οσφυαλγία και αυχενικό σύνδρομο.
- 10) Επικονδυλίτιδα.
- 11) Ουλώδης ιστός που αναπτύσσεται μετά από τραύματα ή τομές εγχειρήσεων.
- 12) Δευτερογενείς μυικοί σπασμοί.
- 13) Καυσαλγία με σύνδρομο Sudeck.
- 14) Μεθερπική νευραλγία.
- 15) Κάλοι.
- 16) Νευρινώματα, ιδιαίτερα αυτά που παρουσιάζονται στην περιοχή ακρωτηριασμού, τα οποία καλύπτονται από ουλώδη ιστό και προκαλούν τον ισχυρό πόνο «φάντασμα». Σε αυτή την περίπτωση χρησιμοποιούνται πολύ υψηλές εντάσεις.
- 17) Κακώσεις περιφερικών νεύρων για επιτάχυνση της διαδικασίας αναγέννησης του νεύρου.
- 18) Κατάγματα για επιτάχυνση της διαδικασίας πωρώσεως.
- 19) Σε βλάβες κατά το οξύ στάδιο της φλεγμονής.
- 20) Σε δύσκαμπτες αρθρώσεις με αυξημένη σκληρότητα.

7.9.7 ANΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Η εφαρμογή των υπερήχων αντεδείκνυται στις ακόλουθες περιπτώσεις

- 1) Πάνω σε ισχαιμικές περιοχές.
- 2) Σε ασθενείς με αιμορραγική προδιάθεση.
- 3) Σε περιοχές με κοιλότητες υγρών (πλησίον των ματιών).
- 4) Σε αρθρώσεις με πολύ υγρό (ύδραρθρος γόνατος).
- 5) Στην περιοχή της λεκάνης και της οσφύος εγκύων.
- 6) Πάνω από σπονδύλους μετά από λαμινεκτομή.
- 7) Σε περιοχές με υπαισθησία.
- 8) Σε περιοχές με κακοήθεις νεοπλασίες.
- 9) Σε περιοχές με δερματικές εξελκώσεις.

- 10) Στην επίφυση αναπτυσσόμενου οστού (μπορεί να προκαλέσουν διαταραχές στην ανάπτυξη του οστού).

- 11) Πάνω σε περιοχές καταγμάτων κατά τη διαδικασία πώρωσης τους, συνεχής εκπομπή υπερήχων υψηλής έντασης μπορεί να προκαλέσει διάλυση των στοιχείων συγκόλλησης των σπασμένων άκρων των οστών.

- 12) Πάνω στην άρθρωση του ισχίου μετά από αρθροπλαστική εγχείρηση τοποθέτησης συνθετικής πλαστικής κεφαλής και συνθετικών στοιχείων επικάλυψης της επιφάνειας της κοτύλης.

7.9.8 ΥΠΕΡΗΧΟΙ ΚΑΙ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ

Οι υπέρηχοι μπορεί να συνδυασθούν με μυικό ηλεκτρικό ερεθισμό καθώς και με αισθητικό ηλεκτρικό ερεθισμό:

● **ΥΠΕΡΗΧΟΙ ΚΑΙ ΜΥΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ**

Οι υπέρηχοι που συνδυάζονται με μυικό ηλεκτρικό ερεθισμό ερεθίζουν τους μυς μέσω της κεφαλής τους προκαλώντας αύξηση της θερμοκρασίας και ταυτόχρονη σύσπαση και χάλαση των μυών. Αυτός ο συνδυασμός ενδείκνυται για τη θεραπεία μυικών σπασμών. Συνήθως χρησιμοποιούνται συνεχείς υπέρηχοι με κινούμενη ή σταθερή κεφαλή με τις ανάλογες συχνότητες και εντάσεις. Τα σημεία εφαρμογής της κεφαλής των υπερήχων είναι τα κινητικά σημεία ή τα σημεία πυροδότησης των μυών που βρίσκονται κοντά στη συσπασμένη μυϊκή μάζα.

● **ΥΠΕΡΗΧΟΙ ΚΑΙ ΑΙΣΘΗΤΙΚΟΣ ΗΛΕΚΤΡΙΚΟΣ ΕΡΕΘΙΣΜΟΣ**

Οι υπέρηχοι, που συνδυάζονται με αισθητικό ηλεκτρικό ερεθισμό (κυρίως TENS ή με άλλα είδη αναλγητικών ρευμάτων), χρησιμοποιούνται για αύξηση της θερμοκρασίας και αναλγησία διάφορων περιοχών.

Τα σημεία εφαρμογής της κεφαλής του υπερήχου είναι τα σημεία βελονισμού, τα σημεία πυροδότησης ή τα επιφανειακά σημεία περιφερικών νεύρων που συνδέονται με την περιοχή της οργανικής πηγής του πόνου (βλέπε ειδικά σημεία κεφάλαιο TENS). Η ένταση των υπερήχων εξαρτάται και από το είδος του προβλήματος. Σε χρόνιες

παθήσεις εν τω βάθει ιστών μπορεί να χρησιμοποιηθούν συνεχείς υπέρηχοι πολύ υψηλής έντασης $24\text{W}/\text{cm}^2$ και συχνότητας 1 MHz. Σε υποξείες καταστάσεις που εδράζονται σε επιφανειακούς ιστούς μπορεί να χρησιμοποιηθούν συνεχείς υπέρηχοι έντασης 1 - 2 W/cm^2 , συχνότητας 3 MHz.

7.10 ΦΩΝΟΦΟΡΕΣΗ

Φωνοφόρηση είναι μια τεχνική, με την οποία οδηγούνται μόρια χημικών παρασκευασμάτων αντιφλεγμονωδών κυρίως και αναλγητικών ουσιών σε φλεγμαίνοντες ιστούς με τη βοήθεια δυνάμεων ηχητικού πεδίου. Είναι λάθος να ταυτίζεται η έννοια της φωνοφόρησης με αυτή της ιοντοφόρησης.

Η ιοντοφόρηση είναι τεχνική μεταφοράς ιόντων στους ιστούς με την εφαρμογή συνεχούς ηλεκτρικού ρεύματος. Η φωνοφόρηση είναι τεχνική μεταφοράς ουσιών με διαφορετική διαδικασία.

Τα μόρια των ουσιών που εισάγονται στους ιστούς με τη φωνοφόρηση πρέπει να διασπαστούν σε συστατικά στοιχεία, να εισέλθουν στην κυκλοφορία και να συνδεθούν με φυσικές και χημικές διαδικασίες με τα στοιχεία του αίματος. Διάφοροι ερευνητές υπαινίχθηκαν μεταφορά μορίων διάφορων ουσιών σε βάθος ιστών 4 - 6 cm. Η άποψη αυτή θεωρείται μάλλον λανθασμένη, διότι είναι απίθανο ουσίες μοριακού μεγέθους να μπορούν να διεισδύσουν σε τέτοιο βάθος περνώντας μέσα από ιστούς μεγάλης πυκνότητας. Τα υπερηχητικά κύματα όπως ήδη έχει αναφερθεί μπορεί να διεισδύσουν σε τέτοιο ή και μεγαλύτερο βάθος, αλλά η μεταφορά μορίων ουσιών είναι διαφορετική υπόθεση. Από τις μέχρι σήμερα μελέτες δεν υπάρχει καμία κλινική απόδειξη μεταφοράς

μορίων ουσιών με φωνοφόρηση σε βάθος μεγαλύτερο από 1 -2 mm.

7.10.1 ΑΝΤΙΦΛΕΓΜΟΝΩΔΗ ΚΑΙ ΑΝΑΛΓΗΤΙΚΑ **ΠΑΡΑΣΚΕΥΑΣΜΑΤΑ**

Από τα αντιφλεγμονώδη και αναλγητικά χημικά παρασκευάσματα το παρασκεύασμα αλοιφής ή κρέμας περιεκτικότητας 1 ή 10% υδροκορτιζόνης είναι το πιο συχνά χρησιμοποιούμενο παρασκεύασμα στη φωνοφόρηση. Η υδροκορτιζόνη έχει έξοχη αντιφλεγμονώδη και αναλγητική επίδραση. Εκτός της υδροκορτιζόνης άλλα παρασκευάσματα που χρησιμοποιούνται στη φωνοφόρηση είναι:

1) Το παρασκεύασμα «**Mechoblyl**», το οποίο διατίθεται σαν αλοιφή και περιέχει 0,25% μεθαχολίνη και 10% σαλυκυλικά. Το παρασκεύασμα αυτό έχει αγγειοδιασταλτική και αναλγητική επίδραση και μπορεί να χρησιμοποιηθεί για ιοντοφόρηση.

2) Το παρασκεύασμα «**Lidocaine**», το οποίο διατίθεται σαν αλοιφή και περιέχει 5% ξυλοκαΐνη. Χρησιμοποιείται κύρια σαν αναλγητικό και σαν αναισθητικό μέσο.

3) Το παρασκεύασμα «**Iodex**», το οποίο διατίθεται σαν αλοιφή και περιέχει με βάση το πετρέλαιο, 4,8% μεθυλσαλικυλικά και 4,7% ιώδιο. Χρησιμοποιείται κυρίως σαν αντιφλεγμονώδες και σαν αγγειοδιασταλτικό μέσο. Επίσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε σκληρολυτικό μέσο σε περιπτώσεις ανάπτυξης συνδετικού ιστού και συμφύσεων.

4) Το παρασκεύασμα «**Myoflex**», το οποίο περιέχει 10% σαλικυλικά και η χημική του σύνθεση είναι συγγενής της ασπιρίνης. Διατίθεται σαν αλοιφή και χρησιμοποιείται σαν αποσυμφορητικό, σαν αντιφλεγμονώδες

και σαν αναλγητικό μέσο.

5) Το «**linc Oxide**» το οποίο είναι παρασκεύασμα ψευδαργύρου περιεκτικότητας 20%. Διατίθεται σαν αλοιφή και τα ιχνοστοιχεία του βοηθούν τη διαδικασία επούλωσης των ανοικτών πληγών και τραυμάτων.

6) Το παρασκεύασμα «**Indocid**», το οποίο περιέχει 1-10% ινδομεθακίνη. Διατίθεται σαν αλοιφή και χρησιμοποιείται κυρίως σαν αντιφλεγμονώδες μέσο.

7.10.2 ΚΛΙΝΙΚΕΣ ΑΝΑΦΟΡΕΣ ΦΩΝΟΦΟΡΕΣΗΣ

Από το 1954 ξεκίνησαν αναφορές προσδιορίζοντας την αποτελεσματικότητα εφαρμογής των υπερήχων σε συνδυασμό με αντιφλεγμονώδεις ουσίες. Ο Aides (1954) ανέφερε, ότι η εφαρμογή υπερήχων, μετά από ένεση υδροκορτιζόνης έχει ικανοποιητικά αποτελέσματα στην αντιμετώπιση αρθρίτιδας και θυλακίτιδας. Οι Newman και Goodley λίγα χρόνια αργότερα εφαρμόζοντας υπέρηχους μετά από ένεση υδροκορτιζόνης σε ασθενείς με υποδελτοειδή θυλακίτιδα συμφώνησαν με την άποψη του Aides. Μέχρι τις αρχές της τελευταίας 20ετίας οι υπέρηχοι δε χρησιμοποιούντο μόνοι τους σε οξείες φλεγμονώδεις και τραυματικές καταστάσεις, διότι οι απόψεις των διάφορων ερευνητών δίσταντο σε ότι αφορά την αντιφλεγμονώδη δράση τους ..

Επειδή τα υπερηχητικά κύματα επιδρούν στα κύτταρα του ανθρώπινου οργανισμού αυξάνοντας τη διαπερατότητα της μεμβράνης τους σε ιόντα, ίσως να μπορούν να επιδράσουν και σε φλεγμαίνοντες

επιφανειακούς ιστούς, αυξάνοντας τη διαπερατότητα των μεμβρανών των προσβεβλημένων κυτάρων σε μόρια αντιφλεγμονωδών ουσιών.

Με βάση την παραπάνω υπόθεση την τελευταία 20ετία διάφοροι ερευνητές προσπάθησαν να τεκμηριώσουν θεωρητικά και να ενισχύσουν πρακτικά την άποψη, ότι η εφαρμογή των υπερήχων με τη χρήση ως διάμεσου, παρασκευασμάτων αντιφλεγμονωδών ουσιών (κυρίως υδροκορτιζόνης και ενδομεθακίνης), θα μπορούσε να έχει ικανοποιητική αντιφλεγμονώδη επίδραση. Η εφαρμογή αυτή των υπερήχων με σκοπό να οδηγήσει αντιφλεγμονώδη φάρμακα μέσω του δέρματος σε υποκείμενους φλεγμαίνοντες ιστούς είναι γνωστή σα φωνοφόρηση.

Οι Griffin και Touchstone (1968), εφαρμόζοντας τοπικά υπέρηχους (έντασης $3\text{W}/\text{cm}^2$ για 17 λεπτά) στους παρασπονδυλικούς ιστούς χοίρου με διάμεσο παρασκεύασμα υδροκορτιζόνης παρατήρησαν μεγάλη συγκέντρωση μορίων υδροκορτιζόνης κυρίως στο μυικό και νευρικό ιστό.

Ο Griffin πάλι το 1972, εξέτασε την επίδραση της εφαρμογής υπερήχων διάφορων συχνοτήτων στη μεταφορά μορίων παρασκευάσματος 10% υδροκορτιζόνης σε Ιστούς χοίρου. Στη μελέτη αυτή χρησιμοποιήθηκαν υπέρηχοι συχνότητας 0,1, 0,25, 0,5, 1 και 3,6 MHz έντασης $1\text{ W}/\text{cm}^2$ για 17 λεπτά. Σύμφωνα με τα αποτελέσματα της μελέτης στους ιστούς (νευρικός και μυικός) του χοίρου που εφαρμόστηκαν υπέρηχοι συχνότητας 0,25 MHz παρουσιάστηκε η μεγαλύτερη συγκέντρωση κορτιζόνης. Η μικρότερη συγκέντρωση κορτιζόνης παρουσιάστηκε στους ιστούς που εφαρμόστηκαν υπέρηχοι συχνότητας 1 MHz. Ως γνωστό η συχνότητα 1 MHz είναι η πλέον συνήθης συχνότητα που χρησιμοποιείται σήμερα.

Στις περισσότερες μελέτες που έγιναν την τελευταία 20ετία σαν κύρια αντιφλεγμονώδης ουσία κατά τη φωνοφόρηση χρησιμοποιείται παρασκεύασμα περιεκτικότητας υδροκορτιζόνης 1 και 10%. Ο Kleinkort (1975), σε σχετική μελέτη για αντιμετώπιση φλεγμονωδών καταστάσεων (επικονδυλίτιδας, θυλακίτιδας ώμου κ.λ.π.) παρατήρησε, ότι η φωνοφόρηση με παρασκεύασμα περιεκτικότητας 10% υδροκορτιζόνης έχει ικανοποιητικότερα αποτελέσματα από φωνοφόρηση με παρασκεύασμα περιεκτικότητας 1 % υδροκορτιζόνης. Από διάφορες εργαστηριακές μελέτες, αλλά και από την κλινική εμπειρία προκύπτει, ότι τα παρασκευάσματα υδροκορτιζόνης που χρησιμοποιούνται για φωνοφόρηση παρουσιάζουν το πλεονέκτημα της ικανοποιητικότερης αντιφλεγμονώδους δράσης σε σχέση με τα άλλα συνήθη αντιφλεγμονώδη παρασκευάσματα. Το μειονέκτημα όμως των παρασκευασμάτων υδροκορτιζόνης είναι, ότι δεν επιτρέπουν με μεγάλη ευκολία τη μετάδοση των υπερηχητικών κυμάτων διαμέσου τους. Από τα παρασκευάσματα υδροκορτιζόνης οι κρέμες μεταβιβάζουν τα υπερηχητικά κύματα με πολύ μεγαλύτερη δυσκολία απ' ότι οι αλοιφές.

7.103 ΤΕΧΝΙΚΗ ΚΑΙ ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΦΩΝΟΦΟΡΕΣΗΣ

Η τεχνική της φωνοφόρησης δε διαφέρει σε τίποτα από την τεχνική της απλής εφαρμογής των υπερήχων. Όλες σχεδόν οι μέχρι σήμερα κλινικές αναφορές συνιστούν τη συνεχή εφαρμογή υπερήχων με συνεχή κίνηση της κεφαλής κατά τη φωνοφόρηση.

Η αλοιφή του παρασκευάσματος που έχει επιλεγεί για κάθε περίπτωση, πρέπει να απλώνεται ομοιόμορφα στην υπό θεραπεία περιοχή και το πάχος της πρέπει να είναι 3 - 5mm.

Αν υπάρχει δυνατότητα επιλογής συχνότητας υπερήχων, είναι προτιμότερη η μικρή συχνότητα, διότι έχει μεγαλύτερη διεισδυτικότητα. Οι συνηθισμένες εντάσεις που χρησιμοποιούνται είναι οι μέσες ($1-2\text{W/cm}^2$). Σπάνια χρησιμοποιούνται εντάσεις άνω των $2,5\text{W/cm}^2$. Ο χρόνος εφαρμογής είναι συνήθως 5-6 λεπτά τη συνεδρία. Σε περιπτώσεις που η υπό θεραπεία περιοχή είναι μεγάλης έκτασης, ο χρόνος εφαρμογής μπορεί να αυξηθεί. Ο συνολικός αριθμός συνεδριών φωνοφόρησης για αντιμετώπιση διάφορων καταστάσεων, δεν πρέπει να υπερβαίνει τις 15, όπως άλλωστε ισχύει και για την απλή εφαρμογή των υπερήχων.

Οι χειρισμοί της κίνησης της κεφαλής των υπερήχων κατά τη φωνοφόρηση δε διαφέρουν σε τίποτε από τους χειρισμούς της απλής εφαρμογής. Η κίνηση της κεφαλής μπορεί να είναι κυκλική, καλύπτοντας κάθε φορά το μισό από τον προηγούμενο κύκλο ή μπορεί να είναι ευθύγραμμη με ταχύτητα 2-4 εκατοστά ανά δευτερόλεπτο.

Προς αποφυγή υπερθέρμανσης, αποφεύγουμε την αργή και παρατεταμένη κίνηση της κεφαλής των υπερήχων κατά τη φωνοφόρηση πάνω από περιοχές με οστικές προεξοχές. Όταν η φωνοφόρηση εφαρμόζεται σε αρθρώσεις με ανατομική ιδιομορφία, για να επιτευχθούν συγκεκριμένοι θεραπευτικοί σκοποί πρέπει να γίνεται προσεκτική εκτίμηση της παθολογίας της κατάστασης και των ανατομικών συσχετισμών των αρθρώσεων. Όταν Π.χ. υπάρχει περιορισμός κινητικότητας στην άρθρωση του ώμου και οφείλεται σε προσβολή του αρθρικού θύλακα της γληνοβραχιονίου άρθρωσης, οι κινήσεις απαγωγής και έξω στροφής επηρεάζονται σε μεγαλύτερο βαθμό απ' ότι οι άλλες κινήσεις της άρθρωσης. Στην περίπτωση αυτή, καλό είναι κατά τη φωνοφόρηση να απάγεται και να εξωστρέφεται σταδιακά ο βραχίονας, επιμένοντας στη συνεχή κίνηση της κεφαλής των υπερήχων στην πρόσθια και οπίσθια μασχαλιαία επιφάνεια.

Σε περιορισμό κινητικότητας στην άρθρωση του ώμου από φλεγμονή του τένοντα του υπερακανθίου, καλό είναι κατά τη φωνοφόρηση, να εκτείνεται και να εξωστρέφεται ο βραχίονας, ούτως ώστε, ο τένοντας του υπερακανθίου, να φέρεται προς τα εμπρός και κάτω του ακρωμιακού τόξου. Στην περίπτωση αυτή, η συνεχής κίνηση της κεφαλής των υπερήχων στην πρόσθια πλευρά της άρθρωσης του ώμου εστιάζει την ενέργεια των υπερήχων στον πάσχοντα τένοντα.

ΟΔΗΓΙΕΣ – ΕΝΔΕΙΞΕΙΣ – ΑΝΤΕΝΔΕΙΞΕΙΣ

Οι οδηγίες που πρέπει να ακολουθούνται σχολαστικά κατά την εφαρμογή των υπερήχων, κατά τον ίδιο τρόπο πρέπει να ακολουθούνται και κατά τη φωνοφόρηση. Επίσης, οι ενδείξεις και αντενδείξεις εφαρμογής των υπερήχων, ισχύουν και για τη φωνοφόρηση.

ΑΝΕΠΙΘΥΜΗΤΕΣ ΑΝΤΙΔΡΑΣΕΙΣ

Ορισμένα παρασκευάσματα που χρησιμοποιούνται κατά τη φωνοφόρηση, μπορεί να προκαλέσουν σε ευαίσθητα άτομα αλλεργικές αντιδράσεις σε ασθενείς, μπορεί να προκαλέσουν:

1. Τα παρασκευάσματα που περιέχουν ιοδίνη, τα οποία προκαλούν ερεθισμό και φαγούρα του δέρματος.
2. Τα παρασκευάσματα ψευδαργύρου που προκαλούν σοβαρές δερματικές αλλεργικές αντιδράσεις σε ασθενείς ευαίσθητους στο μέταλλο.
3. Τα παρασκευάσματα που περιέχουν σαλικυλικά, τα οποία μπορεί να προκαλέσουν ερεθισμό του δέρματος σε ασθενείς

ευαίσθητους στην ασπιρίνη.

4. Τα παρασκευάσματα που περιέχουν μεθαχολίνη, τα οποία μπορεί να προκαλέσουν αγγειοκινητικές διαταραχές.
5. Τέλος, σπάνια παρουσιάζονται ανεπιθύμητες αντιδράσεις από τη χρησιμοποίηση παρασκευασμάτων που περιέχουν υδροκορτιζόνη, ενδομεθακίνη και ξυλοκαΐνη.

ΠΑΡΑΤΗΡΗΣΕΙΣ

1) Πολλοί επιστήμονες έχουν υπερεκτιμήσει την αντιφλεγμονώδη και αναλγητική επίδραση της φωνοφόρησης και συνιστούν να εφαρμόζεται στο οξύ στάδιο βλάβης μαλακών μορίων.

2) Πρέπει να επισημανθεί, ότι όταν εφαρμόζονται υπέρηχοι με την τεχνική της φωνοφόρησης, εκτός της επίδρασης στα μόρια των ειδικών ουσιών που επιλέγονται, επιδρούν με τη μηχανική και θερμική τους ιδιότητα στους προσβεβλημένους ιστούς.

3) Αν θεωρηθεί, ότι η φωνοφόρηση είναι αποτελεσματική, όταν επιλέγεται συνεχής εκπομπή, συνεχής μικρή συχνότητα (1 MHz), υψηλή ένταση (άνω του 1 W/cm²) και χρόνος εφαρμογής 4 - 8 λεπτά, κατά τη διαδικασία θα προκύψει έντονο θερμικό αποτέλεσμα.

4) Κατά την οξεία φλεγμονώδη φάση βλαβών δεν πρέπει να προκαλείται σημαντικό θερμικό αποτέλεσμα στο σημείο της βλάβης.

5) Η όποια αναμενόμενη αντιφλεγμονώδης επίδραση των μορίων των αντιφλεγμονωδών παρασκευασμάτων θα αντιστραφεί με αύξηση της φλεγμονής λόγω έντονου θερμικού αποτελέσματος, που θα προκύψει.

6) Αν επιχειρήσουμε να αλλάξουμε τις παραμέτρους για να αποφύγουμε τη θερμική επίδραση των υπερήχων, είμαστε υποχρεωμένοι να

επιλέξουμε παλμική εκπομπή (1 : 4) και πολύ μικρή τιμή κορυφής έντασης (0,1 - 0,5 W/cm²). Με αυτόν τον τρόπο εκμηδενίζεται η όποια δυνατότητα ώθησης των υπερηχητικών κυμάτων προς τα μόρια των αντιφλεγμονωδών ουσιών.

7) Αν λάβουμε υπόψιν, ότι κατά τη φωνοφόρηση, εκτός των άλλων, πρέπει να επιλέγεται μικρή συχνότητα για μεγαλύτερη διεισδυτικότητα, τότε σε βλάβες ιστών που δε βρίσκονται σε μεγάλο βάθος και κάτω απ'αυτούς υπάρχει οστίτη ς ιστός (κάκωση επιγονατιδικού τένοντα, έσω και έξω πλαγίου συνδέσμου γόνατος, αστραγαλοπτερνικού συνδέσμου ποδοκνημικής, έσω και έξω επικονδυλίτιδα κλπ.), λόγω αλλεπάλληλων αντανάκλασεων των κυμάτων στις επιφάνειες των οστών θα προκληθεί έντονη θέρμανση και ενόχληση στο σημείο της βλάβης.

8) Με απλά λόγια, στο στάδιο της οξείας φλεγμονής σε βλάβη μαλακών μορίων το όποιο θετικό αποτέλεσμα προσδοκάται από τη φωνοφόρηση αντισταθμίζεται αρνητικά από το θερμικό αποτέλεσμα με κίνδυνο επιδείνωσης της κατάστασης.

9) Κατά το στάδιο της οξείας φλεγμονής πρέπει να αποφεύγεται η φωνοφόρηση με τις κλασσικές παραμέτρους και να εφαρμόζονται οι υπέρηχοι με τις παραμέτρους που έχουν αναφερθεί, για να προκληθεί το φαινόμενο της σταθερής κοιλοποίησης και του μικροκυματισμού.

10) Κατά αυτή τη διαδικασία προστίθεται στο διάμεσο ειδικό "ζελέ" και αλοιφή αντιφλεγμονώδους παρασκευάσματος, χωρίς βεβαίως να αναμένεται ουσιαστική φωνοφόρηση.

11) Με βάση τις παρατηρήσεις αυτές οδηγούμαστε στο συμπέρασμα, **ότι η φωνοφόρηση με τις παραμέτρους που την καθιστούν αποτελεσματική, δεν πρέπει να εφαρμόζεται σε βλάβες κατά την**

οξεία φάση της φλεγμονής, αλλά στο υποξύ και χρόνια στάδιο τους (στάδιο αναπαραγωγής και επανοργάνωσης).

Λαμβάνοντας υπ' όψιν τα ανωτέρω για την επιτυχή εφαρμογή των υπερήχων σε κάθε στάδιο βλάβης και για κάθε ασθενή πρέπει να ακολουθούνται τα κατωτέρω:

A) Αξιολογείται η οξύτητα της παθολογικής κατάστασης και τα ειδικά χαρακτηριστικά του ασθενούς.

B) Προσδιορίζεται ο θεραπευτικός στόχος που προσδοκάται από την εφαρμογή των υπερήχων.

Γ) Επιλέγεται η τεχνική εφαρμογής και οι παράμετροι που ενδεικνύονται, για να επιτευχθεί ο θεραπευτικός στόχος.

Δ) Η εφαρμογή των υπερήχων πρέπει να εντάσσεται στη λογική των ποιοτικών και θεραπευτικών σχημάτων, όπου με τον κατάλληλο συνδυασμό με άλλες φυσικοθεραπευτικές πράξεις, να προκύπτει το καταλληλότερο θεραπευτικό αποτέλεσμα σε κάθε περίπτωση.

7.11 ΠΑΡΑΔΕΙΓΜΑΤΑ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ

Παράδειγμα 1^ο: Καλούμαστε να εφαρμόσουμε πρόγραμμα φυσικοθεραπείας σε θλάση πρώτου βαθμού στο δικέφαλο μηριαίο μυ την πρώτη ημέρα μετά την κάκωση.

● Εκτός των άλλων φυσικοθεραπευτικών μέσων, που κρίνονται κατάλληλα να περιληφθούν σ' ένα περιεκτικό θεραπευτικό σχήμα η

εφαρμογή υπερήχων έχει ειδική θεραπευτική αξία.

● Η εφαρμογή υπερήχων στην οξεία φλεγμονώδη φάση, δηλαδή τις 4 πρώτες ημέρες, έχει ως θεραπευτικό στόχο την ελάττωση της φλεγμονής και του οιδήματος και επιτάχυνση της διαδικασίας επούλωσης.

● Για να προκύψει αυτό το θεραπευτικό αποτέλεσμα, πρέπει οι υπέρηχοι να εφαρμοσθούν με τεχνική και παραμέτρους που θα προκαλέσουν το φαινόμενο της σταθερής κοιλοποίησης και το μικροκυματισμού:

Εκπομπή: Παλμική

Τεχνική: Στατική ή αργή κίνηση της κεφαλής Διάμεσο: Ειδικό "ζελέ"

Συχνότητα: 1 - 3 MHz

Κορυφή έντασης: Χαμηλή (κάτω από 0,5 W/cm²)

Χρόνος εφαρμογής: 4 λεπτά

Με αυτές τις παραμέτρους επιτυγχάνεται ο θεραπευτικός στόχος χωρίς να προκαλείται αύξηση της θερμοκρασίας στην περιοχή της βλάβης, με αποτέλεσμα να αυξηθεί η ευαισθησία τη περιοχής.

Μετά την οξεία φάση και αφού έχει ολοκληρωθεί η διαδικασία αναπαραγωγής της βλάβης, εφαρμόζονται υπέρηχοι με θεραπευτικό στόχο, να αυξήσουν τη θερμοκρασία στην περιοχή της βλάβης και να συμβάλλουν στην αύξηση της διατασιμότητας του αναπτυσσόμενου

ουλώδους ιστού.

Η αύξηση της θερμοκρασίας θα συντελέσει και σε ελάττωση του μυϊκού σπασμού στο σημείο της βλάβης και στην περίξ αυτής περιοχή.

Για να επιτευχθούν οι θεραπευτικοί αυτοί στόχοι, πρέπει οι υπέρηχοι να εφαρμοσθούν με τις ακόλουθες παραμέτρους:

ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΕΦΑΡΜΟΓΗΣ ΥΠΕΡΗΧΩΝ:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική: Συνεχής κίνηση της κεφαλής στο σημείο της βλάβης και γύρω απ' αυτό

Διάμεσο: ειδικό "ζελέ"

Συχνότητα: 1 MHz

Ένταση: Πάνω από 1 W/cm². (Καθώς η βλάβη ακολουθεί εξελικτική πορεία βελτίωσης συνιστάται σταδιακή αύξηση της έντασης, μέχρι αυτή να λάβει τιμή 2 - 3,5 W/cm²)

Χρόνος εφαρμογής: Μεγάλος (6 - 8 λεπτά)

Με τις παραμέτρους αυτές επιτυγχάνεται ήπιο και, στην πορεία εξέλιξης, έντονο εν τω βάθει και παρατεταμένο θερμικό και μηχανικό αποτέλεσμα στην ευρύτερη περιοχή της βλάβης και έτσι προσεγγίζονται οι θεραπευτικοί στόχοι που αναμενόταν να επιτευχθούν από την

εφαρμογή των υπερήχων.

Παράδειγμα 2^ο: Εξετάζουμε τη θεραπευτική αξία της εφαρμογής υπερήχων σε ρήξη αχιλλείου τένοντα μετά από χειρουργική επέμβαση συρραφής.

• Συνήθως οι ασθενείς παραπέμπονται για φυσικοθεραπεία αρκετές ημέρες μετά την επέμβαση και η βλάβη βρίσκεται ήδη στο στάδιο της αναπαραγωγής.

• Στο στάδιο αυτό η εφαρμογή των υπερήχων συμβάλλει στην αύξηση της δύναμης τάσης και της αντοχής του τένοντα σε δυνάμεις ρήξης (τάσεις εφελκυσμού).

• Η εφαρμογή υπερήχων συνδυάζεται με άλλες φυσικοθεραπευτικές πράξεις που κρίνονται κατάλληλες να εφαρμοσθούν, για να αντιμετωπισθούν τα συμπτώματα και να οδηγήσουν στο κατάλληλο θεραπευτικό αποτέλεσμα.

Για να επιτευχθεί ο θεραπευτικός στόχος, συνιστάται οι υπέρηχοι να εφαρμοσθούν με τις ακόλουθες παραμέτρους:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική: Συνεχής κίνηση της κεφαλής μέσα σε νερό

Συχνότητα: 1 MHz

Ενταση: 1,5 W/cm²

Χρόνος εφαρμογής: 5 - 6 λεπτά

Η εφαρμογή των υπερήχων με αυτές τις παραμέτρους συμβάλλει στην επίτευξη του θεραπευτικού στόχου.

Μετά την ολοκλήρωση της διαδικασίας αναπαραγωγής της βλάβης, ο θεραπευτικός στόχος από την εφαρμογή των υπερήχων είναι η αύξηση της εκτασιμότητας του τένοντα.

Για να επιτευχθεί ο θεραπευτικός αυτός στόχος, οι υπέρηχοι προτείνεται να εφαρμοσθούν με τις ακόλουθες παραμέτρους:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική: Συνεχής κίνηση της κεφαλής με παρεμβολή διάμεσου ειδικού "ζελέ"

Συχνότητα: 1 MHz

Ένταση: 2 - 2,5W/cm²

Χρόνος εφαρμογής: 6 - 7 λεπτά

Με τις παραμέτρους αυτές αυξάνεται σημαντικά η θερμοκρασία της περιοχής της βλάβης, διευκολύνεται η παράλληλη διεύθετηση των κολλαγόνων ινών του ουλώδους συνδετικού ιστού και αυξάνεται η εκτασιμότητά του.

Παράδειγμα 3^ο: Εξετάζουμε τη χρησιμότητα της εφαρμογής των υπερήχων σε πρόσθιο εξάρθρωμα ώμου που αντιμετωπίστηκε συντηρητικά.

- Οι ασθενείς συνήθως παραπέμπονται για φυσικοθεραπεία μετά το στάδιο της ακινητοποίησης. Αν υποθέσουμε, ότι η ακινητοποίηση διήρκεσε 4 εβδομάδες, η βλάβη βρίσκεται στο στάδιο της επανοργάνωσης. Παρόλο που η βλάβη δεν είναι στην οξεία φάση της, υπάρχει ιδιαίτερη ευαισθησία στην περιοχή και αυξημένη σκληρότητα στην άρθρωση.
- Η εφαρμογή των υπερήχων σ' αυτή τη φάση έχει ως κύριους θεραπευτικούς στόχους να συμβάλλει αφενός στην απευαισθητοποίηση της περιοχής και αφετέρου να αυξήσει τη θερμοκρασία των προσβεβλημένων κατασκευών και να βελτιώσει την εκτασιμότητά τους.

Για να επιτευχθούν αυτοί οι θεραπευτικοί στόχοι, πρέπει οι υπέρηχοι να εφαρμοστούν με τις ακόλουθες παραμέτρους:

Εκπομπή: Συνεχής

Γενική: Φωνοφόρηση

Συχνότητα: 1 MHz

Ένταση: Υψηλή (άνω των 1,5 W/cm²)

Χρόνος εφαρμογής: 5 - 6 λεπτά

Με τις παραμέτρους αυτές διευκολύνεται η διαδικασία της φωνοφόρησης και παράλληλα αυξάνεται σημαντικά και η θερμοκρασία των προσβεβλημένων κατασκευών.

Επίσης οι υπέρηχοι επιδρούν μηχανικά στον ουλώδη ιστό, που έχει

αναπτυχθεί στα σημεία της βλάβης (σύνδεσμοι, καταφυτικός τένοντας των στροφέων και θύλακας της άρθρωσης), καθώς και στις συμφύσεις που έχουν αναπτυχθεί, προσδίδοντάς τους καλύτερη εκτασιμότητα.

Εφόσον η βλάβη ακολουθεί εξελικτική πορεία βελτίωσης και η περιοχή έχει απευαισθητοποιηθεί, η τεχνική της φωνοφόρεσης δεν είναι πλέον απαραίτητη.

Η τεχνική εφαρμογής που ακολουθείται είναι η συνεχής κίνηση της κεφαλής με παρεμβολή διάμεσου ειδικού "ζελέ".

Οι άλλες παράμετροι παραμένουν οι ίδιες και μόνο η ένταση αυξάνεται σταδιακά.

Παράδειγμα 4^ο: Εξετάζουμε τους θεραπευτικούς στόχους κατά την εφαρμογή υπερήχων σε αυχενικό σύνδρομο.

- Στην οξεία φάση αυχενικού συνδρόμου οι υπέρηχοι δεν πρέπει να εφαρμόζονται στην αυχενική περιοχή, ούτως ώστε να επιδράσουν στους ινιοαυχενικούς μυς και τις αρθρώσεις των αυχενικών σπονδύλων.
- Μπορούν όμως να εφαρμοστούν σε μυς (άνω μοίρα τραπεζοειδών, ανελκτήρες ωμοπλάτων, ρομβοειδείς), οι οποίοι έχουν έντονο σπασμό.
- Σε υποξύ και χρόνιο στάδιο αυχενικού συνδρόμου η εφαρμογή των υπερήχων εστιάζεται στην αυχενική περιοχή και στους μυς που παρουσιάζουν έντονο σπασμό.
- Οι υπέρηχοι εφαρμόζονται για να αυξήσουν τη θερμοκρασία των ινιοαυχενικών μυών, των κατασκευών των αυχενικών αρθρώσεων και των συσπασμένων μυών της περιοχής.
- Οι θεραπευτικοί στόχοι εφαρμογής των υπερήχων σε υποξύ και

χρόνιο στάδιο αυχενικού συνδρόμου είναι η ελάττωση του σπασμού των μυών, που έχουν επηρεασθεί και η ελάττωση της σκληρότητας των αρθρώσεων της αυχενικής μοίρας της σπονδυλικής στήλης.

Για να επιτευχθούν οι θεραπευτικοί αυτοί στόχοι, οι υπέρηχοι συνίσταται να εφαρμοσθούν με τις ακόλουθες παραμέτρους:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική: Συνεχής κίνηση της κεφαλής με μεσολάβηση διάμεσου ειδικού "ζελέ"

Συχνότητα: 1 MHz

Ένταση: Υψηλή (άνω των 1,5 W/cm²)

Χρόνος εφαρμογής: Μεγάλος (8 - 12 λεπτά ανάλογα με την έκταση της επιφάνειας εφαρμογής)

Με τις παραμέτρους αυτές προκαλείται έντονο εν τω βάθει θερμικό αποτέλεσμα στους συσπασμένους μυς και κυρίως στις αρθρικές κατασκευές, που έχει ως συνέπεια την ελάττωση του μυϊκού σπασμού, καθώς και της σκληρότητας της άρθρωσης, με αντικειμενικό σκοπό τη βελτίωση του εύρους τροχιάς των κινήσεων.

Παράδειγμα 5^ο: Εξετάζουμε την εφαρμογή των υπερήχων σε διάστρεμμα ποδοκνημικής άρθρωσης 1^{ου} βαθμού.

- Σε διάστρεμμα ποδοκνημικής άρθρωσης 1^{ου} βαθμού, που ως επί το πλείστον συμβαίνει σε βίαιη προσαγωγή με υπτιασμό της άρθρωσης, προκαλείται διάταση του αρθρικού θύλακα και του πρόσθιου αστραγαλοπτερινικού συνδέσμου με ρήξη μικρού αριθμού ινών τους.
- Η εφαρμογή υπερήχων κατά το στάδιο της οξείας φλεγμονής έχει ως θεραπευτικό στόχο την ελάττωση της φλεγμονής και του οιδήματος στο σημείο της βλάβης.

Για να επιτευχθεί ο θεραπευτικός στόχος, οι υπέρηχοι συνιστάται να εφαρμοστούν με τις ακόλουθες παραμέτρους:

Εκπομπή: Παλμική (1 : 4 ή 1 : 5)

Τεχνική: Αργή κίνηση της κεφαλής μέσα σε νερό

Συχνότητα: 3 MHz

Κορυφή έντασης: Μικρή (λιγότερη από 0,6 W/cm²)

Χρόνος εφαρμογής: 5 - 6 λεπτά

- Με αυτές τις παραμέτρους προκαλείται το φαινόμενο της σταθερής κοιλοποίησης και του μικροκυματισμού και έτσι επιτυγχάνεται ο θεραπευτικός στόχος.
- Η εφαρμογή των υπερήχων σε συνδεσμικές κακώσεις έχει ιδιαίτερη θεραπευτική αξία κατά το στάδιο της αναπαραγωγής.
- Σε μερικές ρήξεις συνδέσμων παρουσιάζεται αύξηση του μήκους αυτών ως αποτέλεσμα της μείωσης της ελαστικής τάσης επαναφοράς στο

αρχικό τους μήκος.

● Η εφαρμογή υπερήχων κατά το στάδιο της αναπαραγωγής έχει ως θεραπευτικό στόχο την ενίσχυση της ανθεκτικότητας του αναπτυσσόμενου ουλώδους συνδετικού ιστού.

● Η αύξηση της αντοχής του αναπτυσσόμενου συνδετικού ιστού σε δυνάμεις υπέρμετρης διάτασης και ρήξης αυτού προστατεύει από ενδεχόμενο υποτροπιασμό της βλάβης και πρόκληση καθέξιν εξάρθρηματος.

Για να επιτευχθεί ο σημαντικός αυτός θεραπευτικός στόχος, οι υπέρηχοι στο στάδιο της αναπαραγωγής πρέπει να εφαρμόζονται με τις ακόλουθες παραμέτρους:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική: Συνεχής κίνηση της κεφαλής μέσα σε νερό

Συχνότητα: 1 MHz

Ένταση: 1,5 W/cm²

Χρόνος εφαρμογής: 6 - 8 λεπτά

● Με τις παραμέτρους αυτές προσεγγίζεται ο θεραπευτικός στόχος της αύξησης της ανθεκτικότητας του αναπτυσσόμενου συνδετικού ιστού στο σημείο της βλάβης.

Σημείωση: Από όσα έχουν ήδη αναφερθεί, δικαιολογημένα μπορούν να εκφραστούν ορισμένες επιφυλάξεις για τις προτεινόμενες τιμές

παραμέτρων.

● Ο ακριβής προσδιορισμός των τιμών των παραμέτρων εφαρμογής εναπόκειται στην κρίση των ιατρών και φυσικοθεραπευτών, οι οποίοι θα εκτιμήσουν τη βαρύτητα της παθολογικής κατάστασης, το στάδιο οξύτητας της βλάβης και βεβαίως τις ιδιαιτερότητες του κάθε ασθενούς.

ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ολοκληρώνοντας την παρούσα εργασία καταλήγουμε στα εξής συμπεράσματα, ως κατακλείδα των κεφαλαίων που προηγήθηκαν:

- Η υπερηχοτομογραφία και οι υπέρηχοι Doppler έχουν πια καθιερωθεί σαν μέθοδοι διαγνωστικής απεικόνισης και ποιοτικού ή ποσοτικού χαρακτηρισμού της λειτουργίας του κυκλοφορικού συστήματος αντίστοιχα. Οι εξελίξεις στην τεχνολογία των μικροηλεκτρονικών και των ψηφιακών συστημάτων, των τελευταίων ετών, έχουν δράσει σαν καταλύτες σε ανάλογες εξελίξεις στην τεχνολογία των συστημάτων υπερηχοτομογραφίας και υπερήχων Doppler.
- Τα σύγχρονα συστήματα έχουν αυξημένες δυνατότητες επεξεργασίας των σημάτων, που δίνουν οι πολλαπλές ανακλάσεις της δέσμης υπερήχων, και των εικόνων που κατασκευάζονται από αυτά, αυξημένη διακριτική ικανότητα, περισσότερα επίπεδα του γκριζού (**bits/στοιχείο εικόνας**) στην τελική εικόνα, ταχύτερο ρυθμό απεικόνισης σε εφαρμογές real-time, δυνατότητα δυναμικής απεικόνισης του κυκλοφορικού συστήματος με μεθόδους Doppler κ.λπ.
- Μελλοντικές επεκτάσεις στην κλινική εφαρμογή των υπερήχων πιθανώς να συμπεριλάβουν τον ακριβή ποσοτικό χαρακτηρισμό των βιολογικών ιστών (**tissue characterization**) και των διαφόρων αιμοδυναμικών παραμέτρων (**quantitative blood flow measurements**). Οι προσπάθειες προς αυτή την κατεύθυνση δεν έχουν αποδώσει μέχρι σήμερα τα αναμενόμενα αποτελέσματα, λόγω βασικών περιορισμών, που βάζουν οι φυσικοί μηχανισμοί αλληλεπίδρασης ενέργειας και ύλης.

● Όμως, καθώς τεκμηριώνεται η κλινική χρησιμότητα του ποσοτικού χαρακτηρισμού των ιστών και της ακριβούς μέτρησης των αιμοδυναμικών παραμέτρων, τόσο η ανάπτυξη της σχετικής τεχνολογίας όσο και η έρευνα με σκοπό την προτυποποίηση και τη βαθύτερη κατανόηση των φυσικών φαινομένων θα εντατικοποιηθούν και τα εμπόδια, που προς το παρόν υπάρχουν, θα ξεπεραστούν.

● Ο σύγχρονος υπερηχογραφικός εξοπλισμός είναι βασισμένος στις ίδιες θεμελιώδεις αρχές που υιοθετούνται στις αρχικές συσκευές που χρησιμοποιούνται για την ανθρώπινη απεικόνιση πριν από 50 έτη. Τα υπερηχογραφήματα έχουν τα χαρακτηριστικά να είναι σχετικά ανέξοδα, φορητά, ασφαλή, σε πραγματικός χρόνος, που τα κάνουν ένα από ευρύτατα χρησιμοποιούμενα εργαλεία μορφών απεικόνισης στην ιατρική. Αν και μερικές φορές αναφερόμενοι στην ώριμη τεχνολογία, βλέπουμε ότι ο β-τρόπος υπερηχογραφημάτων συνεχίζει να δοκιμάζει πολύ σημαντική εξέλιξη στην διακριτική ικανότητα και οπτική απεικόνιση. Επιπλέον, η ταχύτητα ικανότητας μέτρησης και επίδειξης των υπερηχογραφικών οργάνων αυξάνεται επίσης γρήγορα, όπως και η ανάπτυξη νέων τρόπων ανίχνευσης, π.χ. τα υπερηχογραφήματα απεικόνισης πίεσης. Αυτά τα θέματα αποτελούν πεδίο έρευνας στη διεθνή επιστημονική κοινότητα. Απότομα, η υπερηχογραφική επιστήμη και τεχνολογία, με τις ποικίλες εφαρμογές τους, επεκτείνονται με ένα γοργό ρυθμό ανάπτυξης και ωρίμανσης. Ακόμη και οι πιο συναρπαστικές εξελίξεις έχουν ανοικτούς τους ορίζοντές τους για νέες ανακαλύψεις και δεδομένα.

● Αν και λείπουν οι μεγάλες μελέτες που να εγγυώνται την ασφάλεια και το αδιαμφισβήτητο προβάδισμα της 3D/4D υπερηχογραφίας, τα μέχρι τώρα στοιχεία από την κλινική τους εφαρμογή στην μαιευτική είναι αρκετά ελπιδοφόρα. Φαίνεται ότι προωθούν την διαγνωστική δυνατότητα με το να προσφέρουν πιο διαγνωστικές πληροφορίες για την εκτίμηση

των εμβρυϊκών ανωμαλιών, ουσιαστικά με το να προβάλλουν τις εμβρυϊκές ανωμαλίες του κρανίου και του προσώπου, της σπονδυλικής στήλης και των άκρων, και της επιφανείας του σώματος. Έτσι, η 3D/4D υπερηχογραφία δεν πρέπει και δεν χρειάζεται να εφαρμόζεται σαν εξέταση ρουτίνας στην έγκυο, αλλά είναι ιδιαίτερα πολύτιμη ,σαν επιβοηθητική της υπερηχογραφίας δυο διαστάσεων, στην προγεννητική διάγνωση στις κυήσεις που υπάρχει λόγος να εφαρμοστεί. Βέβαια πρέπει να γίνει κατανοητό ότι η χρήση του δεν αποτελεί πανάκεια για την διάγνωση των ανωμαλιών του εμβρύου, γιατί και η 3D υπόκειται σε μερικούς από τους περιορισμούς της συμβατικής υπερηχογραφίας και παρουσιάζει ψευδή ευρήματα που συσχετίζονται με τις κινήσεις του εμβρύου και την αναπνοή.

- Παρέχει όλες τις δυνατότητες για ολοκληρωμένη διάγνωση και ενδοσκοπική θεραπεία των νοσημάτων του πεπτικού συστήματος (οισοφάγος, στόμαχος, έντερο λεπτό και παχύ, ήπαρ, χοληφόρα και πάγκρεας) σε νοσηλεύομενους του Νοσοκομείου και εξωτερικούς ασθενείς.

- Οι ενδοσκοπικές εξετάσεις εκτελούνται κατά κανόνα μετά από ενδοφλέβια χορήγηση φαρμάκων που μειώνουν το άγχος («μέθη»), με αποτέλεσμα οι ενδοσκοπήσεις να γίνονται εξαιρετικά άνετες. Κρίνεται ωστόσο σκόπιμο, όταν οι ασθενείς εξέρχονται του νοσοκομείου, να συνοδεύονται και να αποφεύγουν την οδήγηση.

- Σαν τελικό συμπέρασμα: το υπερηχογράφημα μαστών είναι σημαντική απεικονιστική μέθοδος στην καθ' ημέρα ιατρική πράξη. Ο συνδυασμός της με τη μαστογραφία προσφέρει νέες προοπτικές στη διαφοροδιάγνωση καλοηθών από κακοήθεις παθήσεις του μαστού. Θετικό αποτέλεσμα: Η ελάττωση των μη απαραίτητων βιοψιών. Αύξηση

του ποσοστού έγκαιρης ανίχνευσης του Ca όταν συνδυασθεί με τη μαστογραφία.

• Η εφαρμογή υπερήχων κατά το στάδιο της αναπαραγωγής βλάβης μυών, τενόντων, συνδέσμων ή θυλάκων αρθρώσεων επιταχύνει τη διαδικασία σύνθεσης του κολλαγόνου (ανάπτυξης ουλώδους ιστού) και αυξάνει τη δύναμη τάσης και την αντοχή αυτού σε δύναμη ρήξης.

• Αν δεχθούμε, ότι τάση ενός ιστού είναι η δύναμη αντίστασης σε παραμόρφωση αυτού και αντοχή είναι η ανθεκτικότητα του ιστού σε δύναμη ρήξης, μπορούμε να διατυπώσουμε πιο απλά την επίδραση των υπερήχων στο στάδιο αναπαραγωγής Ιστικής βλάβης

• Όταν εφαρμόζονται υπέρηχοι σε ιστούς με βλάβη κατά το στάδιο της αναπαραγωγής, οι ιστοί αυτοί θα αποκτήσουν μεγαλύτερη δύναμη αντίστασης σε παραμορφώσεις και μεγαλύτερη ανθεκτικότητα σε δυνάμεις ρήξης σε σύγκριση με ίδιους ιστούς με ίδιες βλάβες, στους οποίους δεν εφαρμόστηκαν υπέρηχοι.

• Για την εφαρμογή υπερήχων σε δερματικές βλάβες εκφράζονται επιφυλάξεις για τη συμβολή τους στην επιτάχυνση της επούλωσης τους και την αύξηση της δύναμης τάσης στην περιοχή της βλάβης.

• Οι προτεινόμενες παράμετροι εφαρμογής των υπερήχων στο στάδιο της αναπαραγωγής βλάβης μυϊκού ή συνδετικού ιστού είναι οι ακόλουθοι:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική : Συνεχής κίνηση της κεφαλής στην περιοχή της

βλάβης

Συχνότητα: 1 MHZ

Ένταση : 1 W/cm² ή μεγαλύτερη

Χρόνος εφαρμογής: Σχετικά μεγάλος, ανάλογος με το εμβαδόν της επιφάνειας εφαρμογής

- Στις ομάδες καταγμάτων, στις οποίες εφαρμόστηκαν υπέρηχοι κατά το στάδιο δημιουργίας πόρου, ο χρόνος πωρώσεως των καταγμάτων ήταν σημαντικά μικρότερος σε σχέση με τις ομάδες, στις οποίες δεν εφαρμόστηκαν υπέρηχοι.

- Ο χρόνος πωρώσεως των καταγμάτων στις πειραματικές ομάδες ήταν περίπου 30 - 40 % μικρότερος από το χρόνο πώρωσης των καταγμάτων των ομάδων ελέγχου.

- Οι υπέρηχοι για να συμβάλλουν στην επιτάχυνση της διαδικασίας πωρώσεως πρέπει να εφαρμοσθούν με τις ακόλουθες παραμέτρους.

Εκπομπή: Παλμική

Τεχνική: Σταθερής ή συνεχούς αργής κίνησης της κεφαλής

Συχνότητα: 1 ή 1,5 MHz

Μέση Ένταση (SATA): Μικρή (κάτω από 0,1 W/cm²)

Χρόνος Εφαρμογής: Πολύ μεγάλος (πάνω από 10 λεπτά)

- Όλοι οι ερευνητές συνιστούν παλμική εκπομπή, πολύ χαμηλή μέση ένταση (0,03 W/cm²) και πολύ μεγάλο χρόνο εφαρμογής, μέχρι και 20 λεπτά.

- Μέση τιμή έντασης, άνω του 0,5 W/cm², θα μπορούσε να προκαλέσει τα ακριβώς αντίθετα αποτελέσματα με αρνητικές επιπτώσεις στη διαδικασία πωρώσεως.

- Ανάλυση Τεχνικών και Παραμέτρων Εφαρμογής Υπερήχων.

- Σε όλες σχεδόν τις προηγμένες χώρες του κόσμου η εφαρμογή υπερήχων συνιστάται για την αντιμετώπιση των συμπτωμάτων και τη θεραπεία μεγάλου αριθμού παθήσεων.
- Για αρκετό διάστημα στο παρελθόν οι υπέρηχοι εφαρμόστηκαν εμπειρικά, χωρίς να δίδεται ιδιαίτερο ενδιαφέρον στις τεχνικές και τις παραμέτρους εφαρμογής τους και βεβαίως χωρίς να προσδιορίζεται με σαφήνεια ο προσδοκώμενος θεραπευτικός στόχος.
- Από όσα έχουν ήδη αναφερθεί, οι τεχνικές, καθώς και οι παράμετροι που επιλέγονται κατά την εφαρμογή των υπερήχων παίζουν καθοριστικό ρόλο στο επιδιωκόμενο θεραπευτικό αποτέλεσμα.
- Κάθε παράμετρος παίζει σημαντικό ρόλο στην πρόκληση του μηχανικού και του θερμικού αποτελέσματος που προκύπτει από την εφαρμογή των υπερήχων.
- Για να προκύψει το προσδοκώμενο αποτέλεσμα, πρέπει να υπάρξει ο κατάλληλος συνδυασμός παραμέτρων.
- Το μηχανικό αποτέλεσμα δεν μπορεί να διαχωριστεί απόλυτα από το θερμικό.
- Ο κατάλληλος συνδυασμός παραμέτρων ενισχύει ή αποδυναμώνει το ένα ή το άλλο αποτέλεσμα.
- **Για να επιτευχθεί ήπιο μηχανικό αποτέλεσμα απαιτούνται:**

Εκπομπή: Παλμική

Τεχνική εφαρμογής: Σταθερή ή αργή κινούμενη κεφαλή Διάμεσο: Νερό ή ειδικό "ζελέ"

Συχνότητα: 3 MHz. (1 MHz μπορεί να επιλεγεί μόνο, όταν η βλάβη είναι σε σημαντικό βάθος)

Ένταση: Μικρή (μικρότερη από 0,5 W/cm²)

Χρόνος εφαρμογής: Μικρός, συναρτώμενος με το εμβαδόν της επιφάνειας εφαρμογής.

• Αν επιδιώκουμε εντονότερο μηχανικό αποτέλεσμα, αυξάνουμε μόνο την ένταση και διατηρούμε τις άλλες παραμέτρους σταθερές.

• Αν επιδιώκουμε έντονο εν τω βάθει θερμικό αποτέλεσμα απαιτούνται:

Εκπομπή: Συνεχής

Τεχνική: Αργή, συνεχής κίνηση της κεφαλής Συχνότητα: 1 MHz

Ένταση: Υψηλή (άνω των 1,5 W/cm²)

Χρόνοςεφαρμογής: Μεγάλος (ανάλογοςτηςέκτασηςτης επιφάνειας εφαρμογής)

• Αν θέλουμε έντονο επιπολής θερμικό αποτέλεσμα, διατηρούμε όλες τις παραμέτρους σταθερές και αλλάζουμε τη συχνότητα από 1 σε 3 MHz.

• Αν θέλουμε ηπιότερο εν τω βάθει θερμικό αποτέλεσμα, ελατώνουμε πρωτίστως την ένταση και δευτερευόντως το χρόνο εφαρμογής.

• Εφ'όσον επιδιώκεται θερμικό αποτέλεσμα, δε συνιστάται αλλαγή της εκπομπής από συνεχή σε παλμική.

• Για να επιδράσουμε σε εν τω βάθει κατασκευές που βρίσκονται σε βάθος μεγαλύτερο των 4 - 5 cm, όπως ζυγοαποφυσιακές αρθρώσεις, άρθρωση του ισχίου κλπ., Και για να προκληθεί ουσιώδες θερμικό αποτέλεσμα, πρέπει να επιλεγεί εκτός της μικρής συχνότητας (1 MHz) και υψηλή τιμή έντασης (2, 5 - 5 W/cm²).

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

- 1) Asghar Rezasoltani, The applicability of muscle ultrasonography in physiotherapy researches, J. Phys. Ther. Sci., 15: 33-37, 2003.
- 2) Atkinson P, Woodcock JP: *Doppler Ultrasound and its Use for Clinical Measurement*. Academic Press, London 1982
- 3) American Institute of Ultrasound in Medicine Bioeffects Committee: Bioeffects Considerations for the Safety of Diagnostic Ultrasound. Journal of Ultrasound in Medicine 1988, 7(suppl 9):S1-38.
- 4) Aides J. Jadeson W, Grabinski S: A new approach to the treatment of subdeltoid bursitis. Am J Phys Med 33: 79-88, 1954.
- 5) American Society of Hospital Pharmacists: National Hospital Formulary. Washington, O.C. 1968.
- 6) Anderson, T.P.K.G. Wakim, J.F. Herrick, W.A. Bennett and F.H. Krusen. An experimental study of the effects of ultrasonic energy on the lower part of the spinal cord and peripheral nerves. Arch. Phys. Med., 32: 71, 1951.
- 7) Adv Orug Othlin Rev, 56(5): 589 - 601
- 8) Alon, G.: High voltage stimulation Effects of electrode size on basic excitatory responses. J. Am. Phys. Ther. Assn. 65 (1985).
- 9) Αποστολάκης Μ.: Στοιχεία φυσιολογίας του ανθρώπου. Τόμος Δ' "Το νευρικό σύστημα" Τεύχη 1-11
- 10) Αυγερινός Νικόλαος: Ηλεκτρονική και τεχνική φυσικοθεραπευτική. Αθήνα 1975.
- 11) Baker KG, Robertson VJ, Ouck FA (2001). A review of therapeutic ultrasound : biophysical effects. Phys Ther., 81:1351 1358
- 12) Barany, M., and F. Finkleman, Liability of F - actin bound calcium with ultrasound. Biochem. Biophys. Acta, 63:98, 1962.
- 13) Barany, M., K, Barany and H. Oppenheimer, Effects of ultrasonic

- energy on adenosine triphosphate. *Nature*, 199: 694, 1963. 7) Bobroff G.O., Gold S., Zinar O. (2003) Ten year experience with use of Ilizarov bone transport for tibial defects. *Bull Hosp Jt Ois*, 61(3 - 4): 101 - 7
- 14) Braddom B. (1994) *Sports medicine & rehabilitation, a sport approach*, pp 81 - 83
- 15) Busse J.W., Bhandari M., Kulkarni A.v., Tunks E. (2002) The effect of low-intensity pulsed ultrasound therapy on time to fracture healing: a meta-analysis. *Canadian Medical Association Journal*, 166(4): 437 - 41
- 16) Baggs R, Penney DP, Cox C, Child SZ. Thresholds for ultrasonically induced lung hemorrhage in neonatal swine. *Ultrasound Med Biol* 1996;22:119–28.
- 17) Bosward KL, Barnett SB, Wood AKW, Edwards MJ, Kossoff G. Heating of the guinea pig fetal brain during exposure to pulsed ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1993;19:415–24.
- 18) Barnett SB, Kossoff G. eds. Issues and recommendations regarding thermal mechanisms for biological effects of ultrasound. In *WFUMB Symposium on Safety and Standardization in Medical Ultrasound*. *Ultrasound Med Biol* 1992;18, special issue.
- 19) Barnett SB, ter Haar GR, Ziskin MC, Nyborg WL, Maeda K, Bang J: Current status of research on biophysical effects of ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology* 1994, 20:205-218.
- 20) Benacerraf BR, Shipp TD, Bromley B. How sonographic tomography will change the face of obstetric sonography: a pilot study. *J Ultrasound Med*. 2005 Mar;24(3):371-8
- 21) Bahn, J.: *LASER - und Infrarotstrahlen in der Akupunktur*. Aflg. K.F.Haug Verlag, Heidelberg, (1984).
- 22) Bankov, S.D.: *Elektromyographische Beurteilung der Kontraktion von*

- denervierten Muskeln bei Stimulation mit rechteckigen und exponentiellen elektrischen Impulsen. Z. Physiother.33 (1981).
- 23) Bassett Cal, Mitchel Sn, Norton I, Caulo N, Gaston Sr.: Electromagnetic repairs of nonunions, electrical properties of bones and cartilage, experimental effects and clinical applications. Grune & Str. Ton Inc, New York, (1979).
- 24) Basset,Cal.,Mitchel,S.u.S.R.Gaston:Therapie nichtgeheilter Frakturen und erfolgloser Arthrodesen mit pulsierenden elektromagnetischen Feldern. JAMA-D 1,8 (1982) 425-431.
- 25) Becker R.: The significance of electrically stimulated osteogenesis. Clin. Orthop. 414. (1979).
- 26) Buchthal,G., A.Rosenfalck: Multielectrode study of motor upil Acta physiol.scand 39,(1957) 83.
- 27) Bergson Anika: Zone therapy and Tuchack Vlad. New York: Pinnacle Books, (1976).
- 28) Bernard,P.D.: La Therapie diadynamique. Paris (1960).
- 29) Bernhard,M.,U.F.Gruber: Wert der elektrisch". \ vvaden stimulation zur Verhütung postoperativer Venenthromosen in der allgemeinen Chirurgie. Med. Welt (1976).
- 30) .Bischko,Josef.: LASER in der Akupunktur 1975 (σημειώσεις).
- 31) Bíschko,J.:Eipfuring in die Akupunktur, Aufl.Heidelberg, (1978).
- 32) .Bonica,J.J.,U.Lindblom, A.lggo, Hrsg.: Advances in Pain Research and Therapy, Vol,5.Raven Press,New York (1985).
- 33) Bromm,B. und Lullies,H.:Ueber den Mechanismus der Reizwirkung mittelfrequenter Wechselstroeme auf die Nervenmembran. Pflügers Arch. 291, (1966), 250.
- 34) Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2002; 469–553.

- 35) Carstensen, E.I., Mechanism of absorption of ultrasound in biological materials. IRE Trans. Med. Electrom, 7: 158, 1960.
- 36) Castor, J.E., Composition of connective tissue. In Hollander, J.L. editor, Arthritis and Related Conditions, Sixth Edition, Philadelphia, Lea and Febiger, 1960.
- 37) Chan, A.K, Sigelmann, R.A. and Guy, A.W. Calculations of therapeutic heat generated by ultrasound in fat-muscle-bone layers. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME - 21: 280-284,1974.
- 38) Chan A.K., Myrer J.W., Meason G., Oraper 0.0> (1997(Temperature change in human patellar tendon during and after ultrasound treatment. Medicine & Science in Sports & Exercise, 29(5): 258
- 39) Chivers, R.C. and Parry, R.J. Ulstrasonic velocity and attenuation in mammalian tissues. J. Acoust. Soc. Am. 63: 940-953, 1078.
- 40) Coodley G: Bursitis and post-traumatic lesions. Am Pract 11: 181-188, 1960.
- 41) Campbell JD, Elford RW, Brant RF: Case-control study of prenatal ultrasonography exposure in children with delayed speech. Canadian Medical Association Journal 1993, 149:1435-1440; Also read the related correspondence in the same journal 1994, 150:647-649.
- 42) Cowden, J.W. and M.R. Abel. Effects of ultrasound on normal tissues. EXp. Molec. Path., 2: 367,1963.
- 43) Crisci A.R., Ferreira A.I. (2002) Low - density pulsed ultrasound accelerates the regeneration of the sciatic nerve after neurotomy in rats. Ultrasound in Med & Biol .. , 38(10): 1335 -1341
- 44) Carson PL. Ultrasound tissue interactions. In: Goldman LW, Fowlkes JB, eds. Categorical course in diagnostic radiology physics: CT and US cross-sectional imaging. Oak Brook, Ill: Radiological Society of North America, 2000; 9–20.

- 45) Curry TS III, Dowdey JE, Murry RC Jr: *Christensen's Introduction to the Physics of Diagnostic Radiology*. 3rd ed, Lea & Febiger, Philadelphia 1984
- 46) Color Doppler Imaging, V.P. Costa, *Οφθαλμολογία*, 10, 1 : 13-20, 1998
- 47) Contrast-enhanced ultrasound Doppler examination of the retrobulbar arteries, Jakobsen et. al, *Acta Radiologica*, 42, 2 : 135, 2001
- 48) Cannon JW, Stoll JA, Salgo IS, Knowles HB, Howe RD, Dupont PE, Marx GR, del Nido PJ. Real-time three-dimensional ultrasound for guiding surgical tasks. *Comput Aided Surg*. 2003;8(2):82-90
- 49) Γιαννικούρης Γ.Κ.: Η αντιμετώπιση των κατακλίσεων με πολωμένο φως. *Φυσικοθεραπεία*, 2 1988.
- 50) Γιόκαρης Π.: Ηλεκτρονική και τεχνική φυσιοθεραπευτική. Γράμμα Α.Ε. Αθήνα 1989.
- 51) Diagnostic Breast Imaging, Köbrunner – Heywang, Sylvia H., Dershaw, David D., Schreer, Ingrid. *Breast mammosonography* (I.A.M.K., 2004)
- 52) Dietze, Ch., U. Dietze, R. Callies: Kurzwellentherapie mittels Kondensatorfeldmethode bei Patienten mit Haemophthalmus. *Z. Physiother.* 35, (1983)
- 53) Drexel, H., G. Hildebrandt, K.F. Schlegel und G. Weimann.: *Elektro- und Lichttherapie*. Band 4, Hippokrates Verlag Stuttgart, (1988).
- 54) Echo enhancers and ultrasound imaging, David Cosgrove, *European Journal of Radiology*, 26: 64-76, 1997
- 55) European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology. Guidelines for the safe use of Doppler ultrasound for clinical applications. Report from the European Committee for Ultrasound Radiation Safety. *Eur J Ultrasound* 1995;2:167-8.

- 56) Dalecki D, Child SZ, Raeman CH, Cox C, Carstensen EL. Ultrasonically-induced lung haemorrhage in young swine. *Ultrasound Med Biol* 1997;23:777–81.
- 57) Duck FA. Acoustic streaming and radiation pressure in diagnostic applications: what are the implications? In Barnett SB, Kossoff G, eds. *Safety of Diagnostic Ultrasound*. Carnforth, UK: Parthenon Publishing, 1998:87–98.
- 58) Dalecki D, Child SZ, Raeman CH, Penney DP, Mayer R, Cox C, Carstensen EL. Thresholds for fetal haemorrhages produced by a piezoelectric lithotripter. *Ultrasound Med Biol* 1997;23:287–97.
- 59) Duggan PM, Liggins GC, Barnett SB. Ultrasonic heating of the brain of the fetal sheep in utero. *Ultrasound Med Biol* 1995;21:553–60.
- 60) European Federation of Societies for Ultrasound in Medicine and Biology. Clinical safety statement for diagnostic ultrasound. Report from the European Committee for Ultrasound Radiation Safety. *Eur J Ultrasound* 1996;3:283.
- 61) Eriksson, M., B. Sjoelund: Acupuncture like elektroanalgesia íπ TENS-resistant chronic pain. In: *Sensory Functions of the Skin*. Edí: Zottermann, Pergamon Press Oxford, New York, (1979).
- 62) Edel, H., E. Rosenberg: Welche Hochfrequenzleistungsmesswerte íπ Watt entsprechen den Dosierungsstufen I., IV nach Schliephake bei Anwendung der KW-Therapie (11 m) im Kondensatorfeld. *Dtsch. Ges.-Wesen* 24, (1969).
- 63) Edel, H.: *Fibel der Elektrodiagnostik und Elektrotherapie*, 6 Auflage, Vrlg Gesundheit GmbH, Berlin (1990).
- 64) 19. Eichhorn, K, F., G. Hosemann, W. Schubert et al.:
- 65) Ewigman BG, Crane JP, Frigoletto FD, LeFevre ML; Bain RP; McNellis D : Effect of Prenatal Ultrasound Screening on perinatal outcome. *New England Journal of Medicine* 1993, 329:821-827.

- 66) Emami A, Petren-Mallmin M., Larsson S. (1999) No effect of low-intensity ultrasound on healing time of intramedullary fixed tibial fractures. *Journal of Orth Trauma*, 13(4):252 - 257
- 67) Enwemeka C.S. (1989) The effects of therapeutic ultrasound on tendon healing. A biomechanical study. *Am J Phys Med Rehab*, 68: 283 - 287
- 68) Enwemeka C.S., Rodriguez O., Mendosa S. (1990) The biomechanical effects of low-intensity ultrasound on healing tendons. *Ultrasound Med Biol*, 16: 801 - 807
- 69) Frizzell LA, Chen E, Chong L. Effects of pulsed ultrasound on the mouse neonate: hind limb paralysis and lung haemorrhage. *Ultrasound Med Biol* 1994;20:53–63.
- 70) Φρήντμαν Λ.: Τα LASER στην ιατρική. (περισκόπιο επιστήμης No.34), Αθήνα 1980.
- 71) Fukata E, Yasuda I.: On the piezoelectric effect of bone, *J Physiol Soc Jpn* 12 : 1158, (1957).
- 72) Farmer W: Effects of the intensity of ultrasound on conduction of motor axons. *Phys Ther* 48: 1233-1237, 1968.
- 73) Frieder S., Weisberg J., Fleming B., Stanek A (1988) A pilot study: The therapeutic effect of ultrasound following partial rupture of achilles tendons in male rats. *J Orthop Sports Phys Ther*, 10: 39 - 46
- 74) Frizzeu, I.A Carstenten, E.I and Dyro, J.F. Shear properties of mammalian tissues at low megahertz frequencies. *J. Acoust. Soc. Am.* 60: 1409-1411, 1977.
- 75) Frizzell, I.A Ultrasonic heating of tissues. Ph. d. Thesis, University of Rochester, Rochester N.Y., 1975. (same as: Frizzell, I.A and Carstensen, E.I. Ultrasonic heating of tissues. Elec. Eng. Tech. Report No. GM 09933-20, University of Rochester, Rochester, NY, 1975).
- 76) Fry, W.J., Mechanisms of acoustic absorption in tissues. *J. Acoust.*

- Amer., 24: 412,1952.
- 77) Fry, W.J. and Dυππ, F. Ultrasound: Analysis and experimental methods ίπ biological research. Ιπ: Physical Thechniques ίπ Biological Research. Nastuk, .W.L. (Ed). Vol. 4 Academic Press, New York, pp. 261-394, 1962.
- 78) Fry, WJ. ahd Dυππ, F. UJstrasonic intensity gain gy composite transducers. J. Acoust. Soc. Am. 34: 188-192, 1962.
- 79) Fry W. J. and fry, R.B. Determination of absolute sound levels and acoustic absorption coefficients by thermocouple probesTheory. J. Acoust. Soc. Am. 26: 294-310,1954.
- 80) Fry, W.J. and fry, R.B. Determination of absolute sound levels and acoustic absorption coefficients by thermocouple probesExperiment. J. Acoust. Soc. Am. 26: 311-317,1954.
- 81) Fowlkes JB, Averkiou M. Contrast and tissue harmonic imaging. In: Goldman LW, Fowlkes JB, eds. Categorical course in diagnostic radiology physics: CT and US cross-sectional imaging. Oak Brook, Ill: Radiological Society of North America, 2000; 77–95.
- 82) Gierlich, K. u.A.Jung:Die kombinierte Anwendung von Ultraschall und Reizstroemen. Physik. Medizin und Rehabilitation, Heft 9/68.
- 83) Gıldemeister,M.: Untersuchung über die Wirkung der Mittelfrequenzstroeme auf den Menschen. Plüg. Arch. 247, (1944).
- 84) Göpther, R.U. H. Jantsch: Physikalische Medizin. Springer, Berlin 1982. 25.Güttler P, Kleditzsch J: Die Anregung der Callusbildung durch Interferenzstroeme.
- 85) Gaertner, W. Frequency dependence of ultrasonic caritation. J. Acoust. Soc. Amer., 26: 977, 1954.
- 86) Gersten, J.W. Thermal and non-thermal changes ίπ isometric tension, contractible protein and injury potential produced ίπ frog muscle by ultrasonic energy. Arch. Phys. Med. 34: 675, 1953.

- 87) Giannini S., Giombini A., Moneta M.P., Massazza G., Pigozzi F. (2004) Low-intensity pulsed ultrasound $\acute{\iota}\pi$ the treatment of traumatic hand fracture $\acute{\iota}\pi$ an elite athlete. *Am J Phys Med Rehab*, 83: 921 -925
- 88) Gold S.M., Wasserman R. (2005) Preliminary results of tibial bone transports with pulsed 10w intensity ultrasound. *J of Orth Trauma*, 19(1): 10 -16
- 89) Goldman, D.E., and T.F. Heuter, Tabular data $\sigma\pi$ the velocity and absorption of high frequency sound $\acute{\iota}\pi$ mammalian tissues. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 28: 35, 1956.
- 90) Goss, S.A. Cobb, J.W. and Frizzell, I.A. Effect of beam Width and thermocouple size $\sigma\pi$ the measurement of ultrasonic absorption using the thermoelectric technique, 1977 Ultrasonic Symposium Proceedings, **IEEE** Cat. //77CH1264-ISU, pp. 206211,1977.
- 91) Goss, S!A., Frizzell, I.A. and Ουππ, F. Frequency dependence of ultrasonic absorption $\acute{\iota}\pi$ mammalian testis. *J. Acoust. Soc. Am.* 63: 1226-1229, 1978.
- 92) Goss S.A. Johnston, R.L and Ουππ, F. Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues. *J. Acoust. Soc. Am.* 64: 423-457, 1978.
- 93) Goss, S.A., Johnston, R.L. and, Ουππ, F. Compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues. *ll.J. Acoust. Soc. Am*, 68: 93-108,1980.
- 94) Goss, S.A., Johnston, R.L. and Ουππ, F. Ultrasound mammalian tissue properties literature search. *Acoust. Lett*, 1: 171, 1978.
- 95) Goss, S.A., Frizzell, I.A. and Ουππ, F. Ultrasonic absorption and attenuation $\acute{\iota}\pi$ mammalian tissues. *Ultrasound Med. Βίολ.*, 5: 181-186,1979.
- 96) Goss, S.A., Frizzell, I.A. and Ουππ, F Oependence of the ultrasonic properties of biological tissue $\sigma\pi$ constituent proteins. *J. Acoust. Soc.*

- Am., 67: 1041-1044, 1980.
- 97) Griffin J, Touchstone J.A, C-Y Lin: Ultrasonic movement of Cortisol into pig tissue: II. Movement into paravertebral nerve. Am J Phys Med 44: 20-25, 1965.
 - 98) Griffin J, Echternach E, Price R: Patients treated with ultrasonically driven hydrocortisone and with ultrasound alone. Phys Ther 47: 595-601, 1967.
 - 99) Griffin J.: Physiological effects of ultrasonic energy as it is used clinically. Phys Ther 46: 18-26, 1966.
 - 100) Griffin J., Touchstone J.: Ultrasonic movement of Cortisol into pig tissue: I. Movement into skeletal muscle. Am J Phys Med 42: 77T85, 1963.
 - 101) Griffin J, Touchstone J: Low intensity phonophoresis of Cortisol in swine. Phys Ther 48: 1336-1347, 1968.
 - 102) Griffin J, Touchstone J: Effects of ultrasonic frequency of phonophoresis of Cortisol into swine tissue. Am J Phys Med 51: 62-78, 1972.
 - 103) Goldstein A, Powis RL. Medical ultrasonic diagnostics. Physical Acoustics 1999; 23:43-191.
 - 104) Goldberg BB (Ed): *Categorical Course in Ultrasound*. RSNA Syllabus, November 1984.
 - 105) Hatle L, Angelsen B: *Doppler Ultrasound in Cardiology- Physical Principles and Clinical Applications*. 2nd ed, Lea & Febiger, Philadelphia 1985
 - 106) Hadjiargyrou M., McLeod K., Ryaby J.P., Rubin C. (1998) Enhancement of fracture healing by low intensity ultrasound. Clin Orthop, 355: 216 - 229

- 107) Henderson J, Willson K, Jago JR, et al. A survey of the acoustic outputs of diagnostic ultrasound equipment in current clinical use in the Northern Region. *Ultrasound Med Biol* 1995;21:699–705.
- 108) Heckman J.O., Ryaby J.P., McCabe J., Frey J.J., Kilcoyne R. F. (1994) Acceleration of tibial fracture-healing by non-invasive, 10w intensity pulsed ultrasound. *J Bone Joint Surg*, 76: 26 - 34
- 109) Herrick, J.F. Temperatures produced in tissues by ultrasound. Experimental study using various techniques. *J. Acoust. Soc. Amer.* 25: 12, 1953.
- 110) Holdsworth I.K., Anderson O.M. (1993) Effectiveness of ultrasound used with a hydrocortisone coupling medium and three-condylitis clasp to treat lateral epicondylitis: Pilot study. *Physiotherapy*, 79: 19 - 24
- 111) Hong C.Z., Liu H.H., Yu J. (1988) Ultrasound thermotherapy effect of the recovery of conduction in experimental compression neuropathy. *Arch Phys Med Rehab*, 69(6): 410-414 64)
- 112) Holland CK, Zheng X, Apfel RE, Alderman JL, Fernandez L, Taylor KJW. Direct evidence of cavitation in vivo from diagnostic ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 1996;22:917–25.
- 113) Hufschmidt, H.: Elektrotherapie spastischer Bewegungsstörungen. *Krankengymn.* 21,(1969).
- 114) Haller, S.: Stromflußmessungen im hydroelektrischen Teilbad mit handelsüblichen Badezusätzen. *Diplomarbeit, Med. Akad. Dresden*, (1975) 27. Hansen, K., H. Schliack: Segmentale Irritation. Ihre Bedeutung für Klinik und Praxis. Thieme, Stuttgart, (1982).
- 115) Hübper, B., 69-cm-Wellen-Therapie der Adnexitis. *Dissertation Mediz. Akad. Dresden*, (1969).
- 116) Hufschmidt, H.-I.: Die Elektrotherapie der Spastik. *Med. Welt*. 19. (1968).

- 117) Ilan E. Timor-Tritsch and Lawrence D. Platt. Three-dimensional ultrasound experience in obstetrics. *Current Opinion in Obstetrics and Gynecology* 2002, 14:569-575.
- 118) Jackson B.A., Schwane J.A., Starcher B.C. (1992). Effect of ultrasound therapy on repair of achilles tendon injuries in rats. *Med Sci Sports Exerc*, 23: 171 - 176
- 119) Johnston, R.L., Goss, S.A., Maynard, v., Brady, J.K., Frizzell, I.A., JR. and Oupp, F. Elements of tissue characterization Part I. Ultrasonic propagation properties. *Ultrasonic Tissue characterization*. M (Ed). National Bureau of standards, Spec. Publ. 525, 1979.
- 120) Jespersen SK, Wilhjelm JE, Sillesen H. Multiangle compound imaging. *Ultrason Imaging* 1998; 20:81–102.
- 121) Jago JR, Henderson J, Whittingham TA, Willson K. How reliable are manufacturer's reported acoustic output data? *Ultrasound Med Biol* 1995;12:135–6.
- 122) Jensch RP, Lewin PA, Poczobutt MT, Goldberg BB, Oler J, Goldman M, Brent RL: Effects of prenatal ultrasound exposure on adult offspring behavior in the Wistar rat. *Proc Soc Exp Biol Med* 1995, 210:171-179.
- 123) Jaenig, W.: Sympathisches Nervensystem und der Schmerz. *verh. Dtsch. innere Medizin* 86,(1980).
- 124) Jantsch, H., F. Schufried: *Niederfrequente Stroeme zur Diagnostik und Therapie*.
- 125) Jenker, P.I.: *Nervenblockaden auf pharmakologischem und auf elektrischem Weg*. Springer Verlag, Wien, New York 4. Aufl., (1983).
- 126) Jenrich, W.: *Impulskurzwellentherapie: Wirkungsweise und Anwendungen*. *Electromedica* 53, (1985).
- 127) Kinsler LE, Frey AF: *Fundamentals of Acoustics*. John Wiley and Sons, New York 1962.

- 128) Kremkau FW: *Diagnostic Ultrasound*. 2nd ed, Grune & Stratton, Inc., Orlando 1984
- 129) Kieler H, Axelsson O, Haglund B, Nilsson S, Salvesen KA : Routine ultrasound screening in pregnancy and the children's subsequent handedness. *Early Hum Dev* 1998, 50:233-245.
- 130) Kleinkort J, Wood F: Phonophoresis with 1 percent versus 10 percent hydrocortisone, *Phys Ther* 55: 1320-1324, 1975.
- 131) Kokubu T, Matsui N., Fujioka H., Tsunoda M., ΜίZυπο K. (1999) Low intensity pulsed ultrasound exposure increases prostaglandin E2 production via the induction of cyclooxygenase-2 mRNA in mouse osteoblasts. *Biochemical and biophysical research communications* 256: 284 - 287
- 132) Kristiansen TK., Ryaby J.P., McCabe J., Frey J.J., Roe L.R. (1997) Accelerated healing of distal radial fractures with the use of specific, low-intensity ultrasound. A multicenter, prospective, randomized, double-blind, placebo-controlled study. *J Bone Joint Surg Am.* 79(7): 961 - 973
- 133) Kuschinsky G, Lullmann H: *Textbook of Pharmacology*. 'New York, Academic Press, 1973.
- 134) Kremkau FW. *Diagnostic ultrasound*. Philadelphia, Pa: Saunders, 1998.
- 135) Καλογερόπουλος Ιωάννης: *Φυσιολογία του ανθρώπου. Τόμος Ι, Θεσ/νίκη* 1983
- 136) Κοτζαηλίας Διομήδης: *Τεχνική μάλαξης υποδόριου συνδετικού ιστού*. ΤΕΙ Θεσσαλονίκης 1989
- 137) Κωνσταντινίδης Ηλ.: *Εισαγωγή στο βελονισμό*. Ινστ. διάδοσης του βιβλίου.
- 138) Kertesz, I., M. Fenyo, E. Mester, G. Bathory: *Hypothetical model for LASER biostimulation optics and LASER Technology*. (1982)

- 139) Kiefer,J: Ultraviolette Strahlen.W.de Gruyter,Berlin 1977.
38.Koenig,G.: Objektive Dosierung ip der Kurzwellentherapie durch echten Hochfrequenz - Leistungsmesser im Kurzwellentherapie-Geraet KW 4.Dtsch.Ges. wesen 20, (1965).
- 140) Koeppen,S.:Elektrotherapie.in: Handbuch der Physikalischen Therapie, Bd.1, Gustav Fischer Verlag, (1966).
- 141) Koestler, E.:Die Behandlung des Lymphoedems mit Hyaluronidase -Iondophorese. Z. Physiother. 30, (1978).
- 142) Korwarschik, J.:Physikalische Therapie.Springer,Wien 1948.
- 143) Kraus,W.: Magnetfelder und magnetisch induzierte Elektrostimulation ip der Orthopaedie. Orthopaedie 13, (1984) 78 - 92.
- 144) Krause,W.:Die Entwicklung von Strahlen für den UHF-Bereich (433.92 MHZ) unter besonderer Berücksichtigung der Anregung von Hohlleiterwellen im Koerper. Elektromedizin 13, (1968).
- 145) Krusen,Fr.:Physical Medicine and Rehabilitation. W.B.Saunders Company, Philadelphia and London, 1969.
- 146) Καμμάς Α. Et al (1999) Ο οστίτης ιστός-Η πάρωση των κατ- γμάτων. Εισαγωγή στην Ορθοπαιδική, pp 11 - 12, 232 - 233
- 147) Κατραμπασάς Γ. (1996) Μηχανική συμπεριφορά των κολαγόνων οστών. Κολαγόνολ ιστοί: προβλήματα και αντιμετώπισή τους, pp 21 - 25
- 148) Lampert, H.:Embolieverhütung durch Elektrosmose des Thrombus. Med. Welt, (1962).
- 149) Lange, A.:Die Bedeutung der Mittelfrequenz-Stromreizung ip der Elektrotherapie. Z.Physiotherapie 40,(1988).
- 150) Lange,A.,H.Liebscher,E.Rencin : Mehrkanalreizstromtherapie bei Kinder mit spastischer Zerebralparese. Z. Physiother. 40, (1988).
- 151) Lapique,L: Difinition experimentale de l' excitabilite. Comptes

- Rendus Acad.Sci.67,(1990).
- 152) Lechner,F.: Die Beeinflussung der Knochenbildung durch elektromagnetische Potentiale. Habilitationsschrift der Fakultät für Medizin der Universität München (1976).
 - 153) Lechner,F.,Ascherl,R.,u.G.Oeller: Möglichkeiten und Grenzen der elektrodynamischen Therapie bei Pseudoarthrosen. Med. Klinik 73 (1978) 1238-1240.
 - 154) Lullies,H.:Elektrophysiologische Voraussetzungen der Elektrodiagnostik und Elektrotherapie.Elektromedizin Band 6, (1961).
 - 155) Lullies,H.:Peripherer Nerven: Keidel, W.D.(Hrsg.): Kurzgefaßtes Lehrbuch der Physiologie. Georg Thieme Verlag, (1970).
 - 156) Leadbetter W.B. (1992) Cell-matrix response in tendon injury. Clin Sports Med Jul 1992, 11 (3): 533 - 578
 - 157) Lehman J, Delateur B, Warren C, Stonebridge J: Heating of joint structures by ultrasound. Arch Phys Med Rehab 49: 29-30, P'J68.
 - 158) Lehman, J.: Oiotherapy. In Handbook of Physical Medicine and Rehabilitation, 2nd ed. edited by Krusen FH, Kottke FJ, Elwood PM Philadelphia, WB Saunders Co, 1971.
 - 159) Lehman J: Ultrasound Therapy. In Therapeutic Heat and Cold. Edited by Licht S. Baltimore, Waverly Press, 1965.
 - 160) Leung K.S., Cheung W.H., Zhang C., Lee K.M., Lo H.k.(2004)
 - 161) Low intensity pulsed ultrasound stimulates osteogenic activity of human periosteal cells. Clin Orth, 418: 253 - 259
 - 162) Low J. (1997) Electrotherapeutic modalities. Pain management by physiotherapy, Oxford, pp 157 - 165
 - 163) Low J., Reed A. (1997) Waves-sonic energy, sound and ultrasound. Physical principles explained, Oxford, pp 23 - 34, 132 -147
 - 164) Low J., Reed A. (2000) Therapeutic ultrasound. Electrotherapy explained: principles and practice, pp 172 - 211

- 165) Madsen, P.W., and J.W. Gersten. Effects of ultrasonic energy on conduction velocity of peripheral nerve. Arch. Phys. Med. 42: 645, 1961.
- 166) Masaya I., Yoshiaki A., Tomohiro O., Keiji K. (1999) Effects of ultrasound on the co-culture of osteoblasts with endothelial cells. J Orth Trauma, 13 94 0: 300
- 167) Mitragotri S., Kost J. (2004) Low-frequency sonophoresis.
- 168) Meidan v.M., Walmsley A.O., Irwin W.J. (1995) Phonophoresis- is it a reality? Int J Pharm, 118: 129 - 149
- 169) Merz E, Welter C. 2D and 3D Ultrasound in the evaluation of normal and abnormal fetal anatomy in the second and third trimesters in a level III center. Ultraschall Med. 2005 Feb;26(1):9-16
- 170) Michailidis GD, Papageorgiou P, Morris RW, Economides DL. The use of three-dimensional ultrasound for fetal gender determination in the first trimester. Br J Radiol. 2003 Jul;76(907):448-51
- 171) Μπάκας Ελευθ.: Φυσική ιατρική και αποκατάσταση. Γράμμα Α.Ε. Αθήνα 1985
- 172) Melzack,R.:Hyperstimulation Analgesia,Clinics in Anaesthesiology 36, (1985).
- 173) Melzack,R., P.D. Wall: The Challenge of Pain. Basic Book Publishers, New York (1982).
- 174) Meyer, K., Cement substance of connective tissue. Ann.
- 175) Mizqalski, W., and I,Zyqmunt, Effect of ultrasound on the protein of human serum denatured with tannin, Nature, 1 84: (4967) 1486, 1 959.
- 176) Moll M: A new approach to pain: lidocaine and decadron with ultrasound. USAF Med Serv Oig 30: 8-11, May -June, 1979. 88) Morrisette O.C., Brown O., Saladin M.E. (2004) Temperature change

- in lumbar periarticular tissue with continuous ultrasound J Orth Sports Phys Ther, 34: 754 - 760
- 177) Mune O: Ultrasonic treatment of subcutaneous infiltrations after injections. Acta Orthop Scand 33: 346, 1963.
- 178) Murray, W. L. S. Lavine and E. Seifter, The iontophoresis of C. esterified glucocorticoids: preliminary report. J. Amer Phys, Ther. Ass., 43: 579, 1963.
- 179) Μπάκας Ε.Η. (1998) Υπέρηχοι. Φυσική Ιατρική και Αποκατάσταση: θεωρία - βασικές αρχές - πράξη, pp 1501 - 1506
- 180) *Nicholas J. Hangiandreou*, AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in US B-mode US: Basic Concepts and New Technology, IMAGING & THERAPEUTIC TECHNOLOGY, RSNA, 2003.
- 181) Newnham JP, Evans SF, Michael CA, Stanley FJ, Landau LI: Effects of Frequent Ultrasound during Pregnancy: A Randomised Control Trial. Lancet 1993, 342:887-891.
- 182) Nemec, H.:Elektrostimulierung im endogener Anwendung-Aktionsmechanismus der Interferenztherapie. Phys. Medizin und Rehab. 9. (1968).
- 183) Nemec,H.: Reizstrom=Reizstrom. Physiotherap. Heft.4, 1970.
- 184) Niemeyer HJ.: Elektrophysiologie und nichtthermische, pulsierende, elektromagnetische Energie bei der Gewebeteilung.Beitr.Societe Francaise d'electrotherapie Paris (1972).
- 185) Nigst,H.: Periphere Nervenschmerzen. Orthopaed.13, (1984).
- 186) Newman M, Kill M, Frompton G: The effects of ultrasound alone and combined with hydrocortisone injections by needle or hypospray. Am J Phys Med 37: 206-209, 1958.
- 187) Ng C.o., Ng G.Y., See E.K., Leung M.C. (2003) Therapeutic ultrasound improves strength of achilles tendon repair in rats. UI-

- trasound Med Biol, 29(10): 1501 - 1506
- 188) O'Brien, W.D., JR. The role of collagen in determining ultrasonic propagation properties in tissue. In: Acoustical Holography. Vol. 7 Kessler, L.W. (Ed) Plenum Press, New York, pp. 37-50, 1977.
 - 189) Oelle J.C., Orez O. (1994) Orthopaedic Sports Medicine, principles & practice (Vol. 1): 211 - 212
 - 190) Oemmink J.H., Helders P.J.M., Hobaek H., Enwemeka C. (2003). The variation of heating depth with therapeutic ultrasound frequency in physiotherapy. Ultrasound in Med. & Biol., 29(1): 113 - 118
 - 191) Oraper 0.0., Sunderland S., Kirkendall O.T., Ricard M. (1993) A comparison of temperature rise in the human calf muscles following applications of underwater and topical gel ultrasound. J Orthop Sports Phys Ther, 17(5): 247 - 251
 - 192) Oraper 0.0., Castel J.C., Castel O. (1995) Rate of temperature increase in human muscle during 1 MHz continuous ultrasound. J Orthop Sports Phys Ther, 22(4): 142 - 150
 - 193) Oraper 0.0., Schulthies S., Sorvisto P., Hautala A. (1995) Temperature changes in deep muscles of humans during ice and ultrasound therapies: an in vivo study. J Orthop Sports Phys Ther, 21(3): 153 - 157
 - 194) Oyson M., Pond J., Woodward B., Broadbent J. (1974) The production of blood cell stasis and endothelial cell damage in the blood vessels of chick embryos treated with ultrasound in a stationary wave field. Ultrasound in Med & Biol, 1: 133 - 148
 - 195) Oyson M., Brookes M. (1983) Stimulation of bone repair by ultrasound. Ultrasound in Med & Biol, 2: 61 - 66
 - 196) Oyson M. (1985). Therapeutic application of ultrasound. In Biological Effects of Ultrasound. 121 - 133
 - 197) O.I. Gesundh.Wesen 39, (1979).

- 198) Πάτσης Χάρης: Νέα ελληνική εγκυκλοπαίδεια. Αθήνα 1967.
- 199) Plog, Friedr.: Die Vorteile des Einsatzes von LASER Strahlung (1975 σημειώσεις).
- 200) Pothmann,R.:TENS (Transkutane elektrische Nervenstimulation), Hippokrates Verlag Stuttgart, (1991).
- 201) Pheum. Ois., 7: 33, 1948.
- 202) Pilla A.A., Mont M.A., Nasser P.R., Et al (1990). Non-invasive low-intensity pulse ultrasound accelerates bone healing in the rabbit. *J Orthop Trauma*, 4: 246 - 253
- 203) Pedersen MH, Misaridis TX, Jensen JA. Clinical evaluation of coded excitation in medical ultrasound. *Ultrasound Med Biol* (in press). [A preprint is available at: <http://www.loa.espci.fr/tmi/en/papers.html>. Accessed April 16, 2003.]
- 204) Physical Principles of microbubble ultrasound contrast agents, Ajit Raisinghani & Anthony N. DeMaria, *Am J CardioI*2002;90(suppl):3J-7J
- 205) Προυκάκης X.X. (1983) Κυματική - Ακουστική - Υπέρηχοι., Ιατρική φυσική μηχανική-κυματική, pp 110 - 150
- 206) Raso V.v.M., Barbieri C.H>, Mazzer N., Fasan VS. (2005) Can therapeutic ultrasound influence the regeneration of peripheral nerves? *J Neuroscience Meth*, 142: 185 - 192
- 207) Reed B., Ashikaga T, Fleming B.C., Zimny N.J. (2000) Effects of ultrasound and stretch on knee ligament extensibility. *J Orthop Sports Phys Ther*, 30(6): 341 - 347
- 208) Reed B., Ashikaga T.(1997) The effects of healing with ultrasound on knee joint displacement. *J Orthop Sports Phys Ther*, 26(3): 131 - 137
- 209) Ruano R, Molho M, Roume J, Ville Y. Prenatal diagnosis of fetal skeletal dysplasias by combining two-dimensional and three-

- dimensional ultrasound and intrauterine three-dimensional helical computer tomography. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2004 Aug;24(2):134-40
- 210) Rembouskos G, Cicero S, Longo D, Vandecruys H, Nicolaides KH. Assessment of the fetal nasal bone at 11-14 weeks of gestation by three-dimensional ultrasound. *Ultrasound Obstet Gynecol.* 2004 Mar;23(3):232-6
- 211) Reizstromtherapie bei schlaffen Laehmungen. *Biomed. Technik* 28, (1983).
- 212) Reher P., Elbeshir E.I., Harvey W., Meghji S., Harris M. (1997) The stimulation of bone formation *in vitro* by therapeutic ultrasound. *Ultrasound in Med & Biol*, 23(8): 1251 - 1258
- 213) Robertson VJ., Baker K.G. (2001) A review of therapeutic ultrasound: effectiveness studies *Phys Ther*, 81: 1339 - 1350 102) Rodahl, K. J.T. Nicholson, and E.M. Brown editors, *Bone as a Tissue*. New York, McGraw - Hill, Book Company, Inc., 1962, pp. 165-166.
- 214) Saini N.S., Roy K.S., Bansal P.S., Singh B., Simran P.S. (2002) A preliminary study on the effect of ultrasound therapy on the healing of surgically severed achilles tendons in five dogs. *J Veterinary Med*, 49(6): 321 - 328
- 215) Sechwan H.P. Absorption of ultrasound by tissues and biological matter. *Proc. IRE*, 1959.
- 216) Speed C.A. (2001) Therapeutic ultrasound in soft tissue lesions. *Rheumatology*, 40: 1331 - 1336
- 217) Summer W., and M.K. Patrick *Ultrasonic Therapy*. New York, American Elsevier, 1964, p. 16.
- 218) Shriber W: *A Manual of Electrotherapy* 4th ed. Philadelphia, Lea: Febiger, 1975.
- 219) SM. Bychov, Effect of ultrasonic energy on hyaluronic acid and

- chondrotin sulfuric acids. Dokl. Akad. Nauk. SSSR, (1) 123,1952.
- 220) Stark C, Orleans M, Haverkamp, Murphy J: Short- and Long-term Risks after Exposure to Diagnostic Ultrasound in Utero. *Obstetrics and Gynecology* 1984, 63:194-200.
- 221) Salvensen KA, Bakketeig LS, Eik-Nes SH, Undheim IO, Okland O: Routine Ultrasonography in Utero and School Performance at Age 8-9 Years. *Lancet* 1992, 339:85-89.
- 222) Salvensen KA, Vatten LJ, Eik-Nes SH, Hugdahl K, Bakketeig LS: Routine Ultrasonography in Utero and subsequent handedness and neurological development. *British Medical Journal* 1993, 307:6897, 159-164.
- 223) Schmidt K. I.: Waermebehandlung rheumatischer Erkrankungen: Wirkungsweise, Verfahren und therapeutische Prinzipien. *AktoRheumatol.* 4,(1979).
- 224) Schubert, W.: Therapeutische und funktionelle Elektrostimulation schlaffer Laehmungen. Anwendungen, Geraete und Sicherheitstechnik. Dissertation Techn.Fak. Univ.Erlangen - Nuerberg, (1986).
- 225) Schwarz, F., H.Volkmer: Ueber die Summation lokaler Potentiale bei Reizung motorischer Nervenfasern mit elektrischen Wechselimpulsen. *Acta biol. med. german.* 15, (1965).
- 226) Streffer, Ch., M.Herbst, H. Schwabe Hrsg.: lokale Hyperthermie. Deutscher AerzteVerlag, Koeln (1986).
- 227) Stux, G.: Grundlagen der Akupunktur. Springer Verlag Berlin, Heidelberg (1986).
- 228) Szehi, E., E.David: Der stereodynamische Interferenzstrom - ein neues Verfahren in der Elektrotherapie. *Electromedica* (1980).
- 229) Scribonius, L.: *Compositiones Medicae Frambottus Padua* 1655 Kap.11.
- 230) Seddon, H.H.: A classification of nerve injuries. *Br J Med.* J.2.

- (1942).
- 231) Senn, E.,O.A.M. Wyss: Auf dem Weg Zu einem neuen Verfahren
ίπ der Elektrotherapie. Die Mittelfrequenzdurchstroemung der
Skelettmuskeln. Z. Physiother.29, (1979).
- 232) Stacker, A.D.: Foerderung der Wundheilung durch Bestralung mit
polarisierten Licht. Die Mediz. Welt, 45 (1986).
- 233) Stegmann,W.: Behandlung des Ulcus cruris mit polarisiertem
Licht. PhleboIogie und Proktologie, (1985).
- 234) Steuernagel, Otto.: Skripten zur Elektrotherapie. Band I, (1990).
- 235) Steuernagel,Oto:Skripten zur Elektrotherapie.Band II,1991.
- 236) Steuernagel, OI: Skripten zur Elektrotherapie. Bant III, (1991).
- 237) Στέλιος Ορφανουδάκης, Κώστας Μαριάς, Η/Υ 673-Ιατρική
Απεικόνιση, Βασικές Αρχές Υπερήχων (Σημειώσεις), Σεπτ. 2003-
Φεβρ.2004.
- 238) Συμεωνίδης Π.Π. (1997) Οστά - Κατάγματα - Κακώσεις
περιφερικών νεύρων. Ορθοπαιδική, pp 25 - 70,133 - 141
- 239) Thomenius KE. Instrumentation for B-mode imaging. In: Goldman
LW, Fowlkes JB, eds. Categorical course in diagnostic radiology
physics: CTM and US cross-sectional imaging. Oak Brook, Ill:
Radiological Society of North America, 2000; 21–32.
- 240) Tarantal AF. Effects of ultrasound exposure on fetal development
in animal models. In Barnett SB, Kossoff G, eds. Safety of Diagnostic
Ultrasound. Carnforth, UK: Parthenon Publishing, 1998:39–51.
- 241) Tarantal AF, Hendrickx AG: Evaluation of the Bioeffects of
Prenatal Ultrasound Exposure in the Cynomolgus Macaque(Macaca
Fasicularis): I Neonatal/Infant Observations. Teratology 1989, 39:137-
147.
- 242) Tarantal AF, Hendrickx AG: Evaluation of the Bioeffects of
Prenatal Ultrasound Exposure in the Cynomolgus Macaque (Macaca

- Fasicularis): II. Growth and behavior during the first year. *Teratology* 1989, 39:149-162.
- 243) Ταρενίδης Παναγιώτης: Απεξαρτηκοποίηση από τα ναρκωτικά με LASER 6328 A 2mW,(προερευνητική μελέτη).Θεσ/νίκη 91 (πρώτο Εθνικό και Ευρωπαϊκό βραβείο). 13.Φραγκοράπτης Ελευθ.: Σημειώσεις Ηλεκτροθεραπείας και υδροθεραπείας. ΤΕΙ Θεσ/νίκης 1984
- 244) Talalla,A.: Electrical stimulation for bladder control. (1986)
- 245) Tarenidis,Gr.Panayotis: Regulation of arterial pressure by means of LASER 6328A 2mW. 2nd European Community contest for young scientists (1990).
- 246) Thiele,P.,E.Runge,G.Hempel et al.: Aktuelle Therapie chronischer arterieller Verschlusskrankheiten. *Zsch. Ges. Intern Med. Grenzgeb.* 42 (1987).
- 247) Thiele, V.: Ueber die Moeglichkeit einer Blockade des Gagliostellatum mit niederfrequenten Impulsstroemen. Inaugural-Dissertation.Mediz. Akademie "Carl Gustav Carus" Dresden (1969).
- 248) Thom, H.: Einführung in die Kurzwellentherapie. Műpcher/Berlin (1956).
- 249) Thom,H.: Stereodynamische Interferenzstromtherapie-Grundlagen und erste Ergebniss. *Electromedica*, 1 , 1980.
- 250) Ταρενίδης Γρηγόρης: Εφαρμογές LASER στη φυσιοθεραπεία. Κατερίνη, 1986 11.Ταρενίδης Παν.: Ανίχνευση και ρύθμιση δυσλειτουργίας οργάνων με LASER 6328 A 2mW. Κατερίνη 1989 (τρίτο Εθνικό Ευρωπαϊκό βραβείο).
- 251) Ultrasound contrast agents: properties, principles of action, tolerance, and artifacts, Coneas et. al, *Eur Radiol*, 11 : 1316-1328, 2001
- 252) Ultrasound: Physical, chemical, and Biological Effects. New York,

- Consultants Bureau, 1964.
- 253) Ultrasound contrast agents, basic principles, Fabrizio Calliada et al, *European Journal of Radiology*, 27: 157-160, 1998
 - 254) Warden S.J., McMeeken J.M. (2002) Ultrasound usage and dosage in sports physiotherapy. *Ultrasound Med Biol*, 28(8): 1075-1080
 - 255) Weng L, Tirumalai AP, Lowery CM, et al. US extended-field-of-view imaging technology. *Radiology* 1997; 203:877–880.
 - 256) Wildes DG, Chiao RY, Daft CMW, Rigby KW, Smith LS, Thomenius KE. Elevation performance of 1.25D and 1.5D transducer arrays. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control* 1997; 44:1027–1037.
 - 257) Wells PNT: *Biomedical Ultrasonics*. Academic Press, London 1977
 - 258) Weismann, Ch., MD Radiology, St. Johann Hospital – Salzburg, Austria The Encyclopedia of medical imaging Musculoskeletal and Soft Tissue Imaging, 111:2 Breast Imaging, Ingvar Andersson.
 - 259) Wesley Lee. 3D Fetal Ultrasonography. *Clinical Obstetrics and Gynecology* 2003, 46: 850-867 .
 - 260) Walker, D.C., P. Currier, A.J. Threlkeld: Effects of high volt pulsed electrical stimulation on blood flow. *Phys. Ther.* 68 (1988).
 - 261) Wedekind, W.H.: Untersuchungen über elektrische Vollstrom - und Teilstrombaeder (system Stanger). *Z. Phys. Ther.* 43 (1983).
 - 262) Weigert, M.: Anregung der Knochenbildung durch elektrischen Strom. *Unfallheilkunde* 115, (1973).
 - 263) W. Maudrich Wien, (1974). 33. Jasnogorodskij, J.: *Elektrotherapie*. Moskau Medicina (1987).
 - 264) Witt, T.H.: Engpaßsyndrom peripherer Nerven der oberen Extremität. *Münch. med. Wschr.* 122 (1980).
 - 265) Wyss, D.A.M.: Nouveau principe de stimulation électrique:

- L'excitation ambipolaire par courant alternatif, sinusoidal $\rho\Gamma$, de frequence moyenne. EXp. 18 (1962).
- 266) Wyss,O.A.M.: Elektrische Reizung mit kurzen gleitpiegelsymmetrischen Wechselimpulsen. Helv.Physiol.Acta 23,1965.
- 267) Wyss,O.A.M.:Praezisierung der Reizwirkung mittelfrequenter Wechselstroeme. Pflüg. Arch. 295, (1967).
- 268) Zagzebski JA. Essentials of ultrasound physics. St Louis, Mo: Mosby, 1996.
- 269) Zach, F.S., Action of ultrasonic energy on the autonomic nervous system. ΒΓίλ J. Phys. Med., 15: 256,1952.
- 270) Zacchary JG, O'Brien WD. Lung lesions induced by continuous and pulsed wave (diagnostic) ultrasound in mice, rabbits and pigs. Vet Pathol 1995;32:43–54.
- 271) Ζεέρης Η.Φ. (1996) Φυσικά μέσα και κολαγόνοι ιστοί. Στο Κολαγόνοι ιστοί : προβλήματα και αντιμετώπισή τους. Εκδ Ε.Ε.Ε.Φ. pp 38 - 49
- 272) www.ygeia.gr