

ΙΟΝΙΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ

Προπτυχιακό Πρόγραμμα Σπουδών στην Πληροφορική



- Διπλωματική εργασία -

Μέθοδοι αποθρυβοποίησης
σε εικόνες ιατρικών μηχανημάτων

Ντέρτσος Λάμπρος Π2009009

Επιβλέπων: -Βλάμος Παναγιώτης

15 Ιανουαρίου 2024

Επιβλέπων

Βλάμος Παναγιώτης, Καθηγητής

Ιόνιο Πανεπιστήμιο, Τμήμα Πληροφορικής

Τριμελής Επιτροπή

Βλάμος Παναγιώτης, Καθηγητής

Ιόνιο Πανεπιστήμιο, Τμήμα Πληροφορικής

Έξαρχος Θεμιστοκλής, Αναπληρωτής Καθηγητής

Ιόνιο Πανεπιστήμιο, Τμήμα Πληροφορικής

Ανδρόνικος Θεόδωρος, Αναπληρωτής Καθηγητής

Ιόνιο Πανεπιστήμιο, Τμήμα Πληροφορικής

Αυτή η εργασία αφιερώνεται στον Ηλία και στη Φαίη, διότι χωρίς την πολύτιμη στήριξή τους,
δεν θα μπορούσε να εκπονηθεί το έργο.

Περίληψη

Η παρούσα διπλωματική εργασία έχει ως κύριο άξονα στις μεθόδους απομάκρυνσης θορύβου σε ιατρικές εικόνες. Οι ιατρικές εικόνες αποτελούν κρίσιμο μέσο για τη διάγνωση ασθενειών, μεταφέροντας πληροφορίες για το εσωτερικό του ανθρώπινου σώματος. Η αποθορυβοποίηση αυτών των εικόνων είναι κρίσιμη για να διατηρηθεί η ποιότητά τους και η ακρίβεια διάγνωσης. Οι πιο διαδεδομένες μέθοδοι ιατρικής απεικόνισης είναι η μαγνητική τομογραφία (MRI), η αξονική τομογραφία (CT), η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET) και το υπερηχογράφημα. Έτσι, μέσω εφαρμογής διάφορων φίλτρων που υπάγονται σε μαθηματικές αρχές επιτυγχάνεται ως ένα βαθμό η μείωση του θορύβου στις εικόνες αυτές. Επιπλέον, παρατίθενται σύγχρονες μελέτες και μέθοδοι οι οποίες μέσω ποικίλων αλγορίθμων προτείνουν νέες τεχνικές για την αποθορυβοποίηση των ιατρικών εικόνων. Τέλος, παρατίθενται τα συμπεράσματα της εργασίας.

Abstract

The main focus of this thesis is on noise removal methods in medical images. Medical images are a critical medium for disease diagnosis, conveying information about the inside of the human body. Denoising these images is critical to maintain their quality and diagnostic accuracy. The most widely used medical imaging modalities are magnetic resonance imaging (MRI), computed tomography (CT), positron emission tomography (PET) and ultrasound. Thus, by applying various filters based on mathematical principles, noise reduction in these images is achieved to a certain extent. In addition, modern studies and methods are presented which, through various algorithms, propose new techniques for the de-noising of medical images. Finally, the conclusions of the thesis are presented.

Περιεχόμενα

Εισαγωγή7

Φίλτρα9

Φίλτρο διαμέσου (Median)12

Θόρυβος Salt Pepper13

Θόρυβος Speckle13

Θόρυβος Poisson14

Θολός θόρυβος14

Μέθοδοι Ιατρικής Απεικόνισης14

Αξονική Τομογραφία (CT)15

Μηχανήματα Αξονικής Τομογραφίας15

Positron Emission Tomography (PET)16

Ανιχνευτές PET17

Μαγνητική Τομογραφία (MRI)18

Μηχανήματα Μαγνητικής Τομογραφίας (MRI)18

Μαγνήτης κύριου πεδίου19

Μόνιμοι μαγνήτες19

Ανθεκτικοί μαγνήτες20

Υπεραγώγιμοι μαγνήτες20

Πηνία βαθμίδας21

Πηνία σχετικών συχνοτήτων22

Υπερηχογράφημα (US)23

Όργανα υπερήχων24

Σύγχρονες μελέτες και μέθοδοι αποθρυβοποίησης σε ιατρικές εικόνες29

Μελέτες για τη μείωση θορύβου σε εικόνες μαγνητικής τομογραφίας (MRI)29

Τεχνικές αποθρυβοποίησης σε εικόνες αξονικής τομογραφίας39

Φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης40

Φίλτρο μη τοπικών μέσων41

Αποθορυβοποίηση συνολικής παραλλαγής42

Συνδυασμός φιλτραρίσματος42

Τεχνικές μετασχηματισμού43

Μετασχηματισμός Wavelet43

Σύγχρονες μελέτες αποθορυβοποίησης εικόνων αξονικής τομογραφίας46

Σύγχρονες μελέτες αποθορυβοποίησης εικόνων PET52

Σύγχρονες μελέτες αποθορυβοποίησης εικόνων υπερήχων58

Σύμπερασματα66

Βιβλιογραφία67

Λίστα εικόνων

Εικόνα 1 Σχηματική απεικόνιση τυπικής εγκατάστασης αξονικού τομογράφου, αποτελούμενη από (1) κονσόλα ελέγχου, (2) βάση γερανογέφυρας, (3) τραπέζι ασθενούς, (4) υποδοχή κεφαλής και (5) απεικονιστή λείζερ. (Courtesy of Picker International, Inc)16

Εικόνα 2 Σχηματική απεικόνιση ενός υπεραγωγίμου μαγνήτη. Τα πηνία του κύριου μαγνήτη και τα πηνία των υπεραγωγίων παραλλαγών διατηρούνται σε θερμοκρασία υγρού ηλίου. Ένα ελεγχόμενο από υπολογιστή τραπέζι χρησιμοποιείται για την προώθηση του ασθενούς στην περιοχή απεικόνισης. (Αναδημοσίευση με άδεια από Schenck, J.F., και W.M. Leue, Instrumentation: Atlas (Ed.), Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine, 2nd ed., pp. 1-27, Lippincott-Raven, Philadelphia, 1996).21

Εικόνα 3 Πηνίο εγκάρσιας κλίσης. Η φωτογραφία δείχνει το εξωτερικό σχήμα πηνίου ενός ενεργά θωρακισμένου πηνίου εγκάρσιας κλίσης. (Ευγενική προσφορά του R.J. Dobberstien, General Electric Medical Systems. Αναδημοσίευση με άδεια από Schenck, J.F., and W.M. Leue, Instrumentation: S.W. Atlas (Ed.), Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine, 2nd ed., pp. 1-27, Lippincott-Raven, Philadelphia, 1996).23

Εικόνα 4 Κύρια μέρη μετρατροπέα υπερήχων (Case courtesy of Rachael Nightingale, Radiopaedia.org, rID: 54040).27

Εικόνα 5 TGC σε υπερηχογράφημα. Τα ρυθμιστικά κουμπιά μοιάζουν με ισοσταθμιστή σε στερεοφωνικό. ΤοΤο κέρδος μπορεί να μεταβάλλεται με το βάθος. Σημειώστε εδώ ότι το κέρδος αυξάνεται προς τα κάτω.28

Λίστα πινάκων

Πίνακας 1 Σύγχρονες μελέτες αποθορυβοποίησης εικόνων μαγνητικής τομογραφίας (MRI).31

Πίνακας 2 Μέθοδοι αποθορυβοποίησης εικόνων μαγνητικής τομογραφίας με σύγχρονους αλγορίθμους.35

Πίνακας 3 Μελέτες για την αξιολόγηση της ποιότητας αποθορυβοποιημένης εικόνας μέσω τριών δεικτών (PSNR, MSE, SSIM)38

Πίνακας 4 Σύγχρονες μελέτες για την αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας (CT)48

Πίνακας 5 Σύγχρονες μελέτες για την αποθορυβοποίηση εικόνων PET.54

Πίνακας 6 Σύγχρονες μελέτες για την αποθορυβοποίηση υπερηχογραφήμάτων (US).59

Εισαγωγή

Οι ιατρικές απεικονιστικές και διαγνωστικές τεχνικές έχουν γνωρίσει ταχεία εξέλιξη τις τελευταίες δεκαετίες και έχουν καταστεί πολύ κρίσιμο μέρος της διάγνωσης ασθενειών. Οι ιατρικές εικόνες διαδραματίζουν ζωτικό ρόλο να μεταφέρουν πληροφορίες σχετικά με την καρδιά, τον εγκέφαλο, τα νεύρα κ.λπ. εσωτερική άποψη του ανθρώπινου σώματος. Πολυάριθμες μαθηματικές εφαρμογές μπορούν να εφαρμοστούν στις ιατρικές εικόνες για να συμπεράνουμε αν ο υγιής ιστός έχει μολυνθεί. Ωστόσο, η απώλεια οποιασδήποτε συγκεκριμένης περιοχής κατά τη διάρκεια της ιατρικής απεικόνισης μπορεί να οδηγήσει σε καταστροφή, όπως θάνατος. Η σημαντικότερη πρόκληση στη διαδικασία της ιατρικής απεικόνισης είναι η λήψη μιας εικόνας χωρίς απώλεια σημαντικών πληροφοριών. Είναι πολύ πιθανό οι εικόνες που λαμβάνονται να είναι αλλοιωμένες από θόρυβο ή τεχνουργήματα κατά τη διαδικασία απόκτησης και/ή περαιτέρω στάδια επεξεργασίας. Ο θόρυβος μπορεί να περιγραφεί ως η τυχαία μεταβολή της αρχικής τιμής του εικονοστοιχείου. Ο θόρυβος μειώνει την ποιότητα της εικόνας και είναι ιδιαίτερα σημαντικός όταν τα αντικείμενα που απεικονίζονται είναι μικρά και έχουν σχετικά χαμηλή αντίθεση. Σε σύγκριση με τις συμβατικές εικόνες, οι ιατρικές εικόνες έχουν χαμηλή αντίθεση. Η κατάσχεση των θορύβων από τις ιατρικές εικόνες είναι εξαιρετικά κρίσιμη, διότι αυτοί οι θόρυβοι μπορούν να υποβαθμίσουν την ποιότητα των εικόνων και να εμποδίσουν την αναγνώριση των ασθενειών. Ως εκ τούτου, η αποθορυβοποίηση των ιατρικών εικόνων είναι απαραίτητη και έχει καταστεί υποχρεωτικό στάδιο προεπεξεργασίας στα συστήματα ιατρικής απεικόνισης. Οι δημοφιλείς μέθοδοι ιατρικής απεικόνισης είναι οι εικόνες υπερήχων (US), οι εικόνες μαγνητικού συντονισμού (MR), εικόνες υπολογιστικής τομογραφίας (CT) και εικόνες τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (PET). Σε αντίθεση με τις φυσικές εικόνες, οι περισσότερες ιατρικές εικόνες παρουσιάζουν θορύβους που εξαρτώνται από το σήμα και ως εκ τούτου είναι δύσκολο να αφαιρεθούν αυτών των θορύβων με τη χρήση των συμβατικών μεθόδων αποθορυβοποίησης φυσικών εικόνων τεχνικές που είναι διαθέσιμες στη βιβλιογραφία. Δίνεται

μια σύντομη επεξήγηση των διαφόρων τύπων ιατρικών εικόνων και των θορύβων που τις επηρεάζουν, στην επόμενη ενότητα

Φίλτρα

Το φιλτράρισμα είναι μια τεχνική τροποποίησης και βελτίωσης μιας εικόνας. Διάφορα φίλτρα χρησιμοποιούνται για την προεπεξεργασία εικόνας. Ο πρωταρχικός σκοπός αυτών των φίλτρων είναι η μείωση του θορύβου, αλλά το φίλτρο μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για να τονίσει ορισμένα χαρακτηριστικά μιας εικόνας ή να αφαιρέσει άλλα χαρακτηριστικά. Στην επεξεργασία εικόνας, το 2D φιλτράρισμα θεωρείται συνήθως επέκταση του σήματος 1D. θεωρίας επεξεργασίας σήματος. Σχεδόν όλες οι σύγχρονες επεξεργασίες περιλαμβάνουν διακριτή ή δειγματοληπτική επεξεργασία σήματος. Τα περισσότερα από τα φίλτρα επεξεργασίας εικόνας μπορούν να χωριστούν σε δύο κύριες κατηγορίες (Gonzalez et al., 2008, Chandel et al., 2013): γραμμικά φίλτρα και μη γραμμικά φίλτρα. Μη γραμμικά φίλτρα περιλαμβάνουν στατιστικά φίλτρα τάξης και προσαρμοστικά φίλτρα. Η επιλογή του φίλτρου καθορίζεται συχνά από τη φύση της εργασίας και τον τύπο και τη συμπεριφορά των δεδομένων. Θόρυβος, δυναμικό εύρος, η ακρίβεια χρώματος, τα οπτικά τεχνουργήματα και πολλές άλλες λεπτομέρειες επηρεάζουν το αποτέλεσμα του φίλτρου στην επεξεργασία εικόνας. Ένα από τα απλούστερα γραμμικά φίλτρα είναι ένα φίλτρο το οποίο υπολογίζει την αριθμητική μέση τιμή του φάσματος. Ο αριθμητικός μέσος φίλτρο ορίζεται ως ο μέσος όρος του φάσματος όλων των εικονοστοιχείων εντός μιας τοπικής περιοχής μιας εικόνας. Τα εικονοστοιχεία που περιλαμβάνονται στο μέσο όρο καθορίζονται από μια μάσκα (Kernel). Kernel μπορεί να είναι διαφορετικό και εξαρτάται από την εργασία. Ένας αριθμητικός μέσος φίλτρο σε μια εικόνα αφαιρεί θόρυβο με μικρή ουρά, όπως ο ομοιόμορφος θόρυβος και ο θόρυβος τύπου Gauss από την εικόνα με κόστος της θόλωσης της εικόνας. Μαθηματικά το μέσο φίλτρο μπορεί να είναι περιγράφεται ως εξής:

$$C_{new}(x, y) = \frac{1}{(RH \times 2 + 1) \times (RW \times 2 + 1)} \sum_{dy=-RH}^{RH} \sum_{dx=-RW}^{RW} C_{old}(y + dy, x + dx)$$

όπου C_{new} , C_{old} - νέες και παλαιές τιμές των εικονοστοιχείων της εικόνας RH , RW - σταθερές που καθορίζουν τη βαθμίδα του φίλτρου κάθετα και οριζόντια. Τα εικονοστοιχεία που περιλαμβάνονται στη διαδικασία υπολογισμού του μέσου όρου καθορίζονται από έναν πυρήνα.

Όσο μεγαλύτερος γίνεται ο πυρήνας φιλτραρίσματος τόσο πιο κυρίαρχη γίνεται η θόλωση και λιγότερο υψηλή λεπτομέρεια υψηλής χωρικής συχνότητας που παραμένει στην εικόνα. Στην περίπτωση χρήσης των περιγραφών με τη μορφή φίλτρου συνέλιξης ο υπολογισμός έχει την ακόλουθη μορφή:

$$C_{new}(y, x) = \sum_{dy=-RH}^{RH} \sum_{dx=-RW}^{RW} A_{dy+RH, dx+RW} \times C_{old}(y + dy, x + dx)$$

όπου A - πυρήνας φίλτρου.

Ορίζοντας τα K_Hs ως κάθετο μέγεθος πυρήνα (K_Hs=R_H×2+1) και K_Ws ως οριζόντιο μέγεθος πυρήνα (K_Ws=R_W×2+1). Ο πυρήνας του μέσου φίλτρου υπολογίζονται σύμφωνα με την ακόλουθη σχέση τύπο:

$$A_{i,j} = \frac{1}{K_{H_s} \times K_{W_s}}$$

Λόγω της ιδιότητας του φίλτρου αριθμητικού μέσου που χρησιμοποιεί ίσα βάρη μπορεί να υλοποιηθεί χρησιμοποιώντας ένα πολύ απλούστερο αλγόριθμο συσσώρευσης ο οποίος είναι σημαντικά ταχύτερος από χρήση αλγορίθμου ολισθαίνοντος παραθύρου. Έτσι, η συσσώρευση της γειτονιάς του εικονοστοιχείου P(y,x), μοιράζεται πολλά εικονοστοιχεία σε κοινά με τη συσσώρευση για το εικονοστοιχείο P(y,x+1). Αυτό σημαίνει ότι δεν χρειάζεται να υπολογιστεί ολόκληρος ο πυρήνας για το όλα τα εικονοστοιχεία εκτός από το πρώτο εικονοστοιχείο σε κάθε σειρά (Lukin et al., 2007). Οι διαδοχικές τιμές απόκρισης του φίλτρου εικονοστοιχείων μπορούν να ληφθούν με απλά μια πρόσθεση και μια αφαίρεση στην προηγούμενη απόκριση φίλτρου εικονοστοιχείου τιμή του εικονοστοιχείου. Έτσι, ο υπολογισμός του φίλτρου μπορεί να θεωρηθεί ως εξής

$$C_{new}(y, x) = \begin{cases} \frac{1}{K_{H_s} \times K_{W_s}} \sum_{dy=-RH}^{RH} \sum_{dx=-RW}^{RW} C_{old}(y + dy, x + dx), & \text{if } x = 0 \\ C_{new}(y, x - 1) - \frac{1}{K_{H_s}} \sum_{dy=-RH}^{RH} C_{old}(y + dy, x - RW - 1) + \frac{1}{K_{H_s}} \sum_{dy=-RH}^{RH} C_{old}(y + dy, x + RW), & \text{otherwise} \end{cases}$$

Το φίλτρο Gauss (επίσης γνωστό ως Gaussian blur) είναι ένα φίλτρο εξομάλυνσης, το οποίο χρησιμοποιείται για τη θόλωση εικόνων και την αφαίρεση λεπτομέρειας και θορύβου. Υπό αυτή την έννοια είναι παρόμοιο με το φίλτρο μέσου όρου, αλλά χρησιμοποιεί διαφορετικό πυρήνα. Το φίλτρο Gauss χρησιμοποιεί μια γκαουσιανή συνάρτηση (η οποία εκφράζει επίσης την κανονική κατανομή στη στατιστική) για τον υπολογισμό του μετασχηματισμού ώστε να εφαρμοστεί σε κάθε εικονοστοιχείο της εικόνας. Η εξίσωση μιας Γκαουσιανής συνάρτησης σε μία διάσταση είναι

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \times \sigma} e^{\frac{-x^2}{2\sigma^2}}$$

σε δύο διαστάσεις, είναι το γινόμενο δύο τέτοιων Γκαουσιανών, μία σε κάθε διάσταση:

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi} \times \sigma^2} e^{\frac{-x^2+y^2}{2\sigma^2}}$$

όπου x είναι η απόσταση από την αρχή στον οριζόντιο άξονα,

y είναι η απόσταση από την αρχή στον κατακόρυφο άξονα και σ είναι η τυπική απόκλιση της γκαουσιανής κατανομής. Δεδομένου ότι η εικόνα αναπαρίσταται ως μια συλλογή διακριτών εικονοστοιχείων είναι απαραίτητο να παραχθεί μια διακριτή προσέγγιση της γκαουσιανής συνάρτησης πριν από τη συνέλιξη. Ανάλογα με το μέγεθος του πυρήνα και το σ ορισμένοι από τους συντελεστές μπορεί να είναι εκτός εύρους του πυρήνα. Θεωρητικά η κατανομή Gauss είναι μη μηδενική παντού, γεγονός που θα απαιτούσε έναν απείρως μεγάλο πυρήνα συνέλιξης. Στην πράξη είναι ουσιαστικά μηδενική περισσότερο από περίπου τρεις τυπικές αποκλίσεις από τη μέση τιμή. Συνεπώς, είναι δυνατό να περικόψουμε το μέγεθος του πυρήνα σε αυτό το σημείο. Μερικές φορές το μέγεθος του πυρήνα περικόπτεται ακόμη περισσότερο. Έτσι, μετά τον υπολογισμό του Γκαουσιανού πυρήνα, οι συντελεστές πρέπει να διορθωθούν με αυτόν τον

τρόπο ώστε το άθροισμα όλων των συντελεστών να ισούται με 1. Μόλις επιλεγεί ένας κατάλληλος πυρήνας έχει υπολογιστεί, τότε η γκαουσιανή εξομάλυνση και μπορεί να πραγματοποιηθεί με τη χρήση τυπικών μεθόδων συνέλιξης. Η συνέλιξη μπορεί στην πραγματικότητα να πραγματοποιηθεί αρκετά γρήγορα, δεδομένου ότι η εξίσωση για την ιστροπική 2-D Gaussian είναι διαχωρίσιμη σε y και x συνιστώσες (Guetreuer et al., 2013). Σε ορισμένες περιπτώσεις η προσέγγιση του φίλτρου Γκαουσιανού μπορεί να χρησιμοποιηθεί αντί της κλασική έκδοσης (Zing et al., 2007).

Φίλτρο διαμέσου (Median)

Το πιο γνωστό φίλτρο στατιστικών στοιχείων τάξης είναι το φίλτρο διάμεσου, το οποίο, όπως υποδηλώνει το όνομά του, αντικαθιστά την τιμή ενός εικονοστοιχείου φάσματος με τη διάμεσο των επιπέδων φάσματος στη γειτονιά του εν λόγω εικονοστοιχείου:

$$C_{new}(y, x) = \underset{(ky, kx) \in K_{xy}}{med} \{C_{old}(ky, kx) \}$$

όπου K - παράθυρο πυρήνα, με διαστάσεις K_Hs×K_Ws με κέντρο το (x, y). Η αρχική τιμή του εικονοστοιχείου περιλαμβάνεται στο υπολογισμό της διάμεσου. Τα φίλτρα διάμεσης είναι αρκετά δημοφιλή επειδή, για ορισμένους τύπους τυχαίου θορύβου, παρέχουν άριστες δυνατότητες μείωσης του θορύβου, με σημαντικά λιγότερη θόλωση από γραμμικά φίλτρα εξομάλυνσης παρόμοιου μεγέθους. Διάμεσος φίλτρα είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικά με την παρουσία τόσο διπολικού και μονοπολικού παλμικού θορύβου. Είναι ιδιαίτερα χρήσιμα σε αφαίρεση του θορύβου speckle και του θορύβου αλατιού και πιπεριού. Το μοτίβο του γείτονα ορίζεται από πυρήνα που ονομάζεται "παράθυρο", το οποίο ολισθαίνει, είσοδο προς είσοδο, σε ολόκληρο το σήμα. Συνήθως πυρήνας μεγέθους του φίλτρου median έχει περιττό αριθμό καταχωρήσεων, επειδή είναι απλό να οριστεί: είναι απλώς η μεσαία τιμή μετά από όλες τις καταχωρήσεις του πυρήνα αφού ταξινομηθούν αριθμητικά. Το μεγαλύτερο μέρος της υπολογιστικής προσπάθειας και του χρόνου δαπανάται στον υπολογισμό της διαμέσου του πυρήνα. Επειδή το φίλτρο πρέπει να επεξεργαστεί κάθε εικονοστοιχείο στην εικόνα, για μεγάλες εικόνες, η αποδοτικότητα αυτού του υπολογισμού της διάμεσου είναι κρίσιμος παράγοντας για τον καθορισμό της ταχύτητας εκτέλεσης του αλγορίθμου. Η κλασική υλοποίηση περιλαμβάνει την ταξινόμηση κάθε καταχώρησης στον πυρήνα για να βρεθεί η διάμεσος. Ωστόσο, δεδομένου ότι μόνο η μεσαία τιμή σε μια λίστα αριθμών απαιτείται, μπορεί να χρησιμοποιηθεί φίλτρο διάμεσου πολύ πιο αποτελεσματικοί αλγόριθμοι επιλογής (Suomela et al., 2014). Επιπλέον στην

επεξεργασία εικόνας το ιστόγραμμα του φάσματος για τη διάμεσο υπολογισμό μπορεί να είναι πολύ πιο αποδοτικό, επειδή είναι απλό να γίνει η ενημέρωση του ιστογράμματος από παράθυρο σε παράθυρο και η εύρεση της διάμεσου ενός ιστογράμματος δεν είναι ιδιαίτερα επίπονη (Weiss et al., 2006, Cline et al., 2007).

Θόρυβος Salt Pepper

Η εικόνα που είναι χαμηλής ποιότητας έχει φωτεινά και σκοτεινά εικονοστοιχεία που προκαλούν θόρυβο σε αυτήν που αναφέρεται επίσης ως θόρυβος Salt Pepper. Αυτό το θόρυβος θα έχει γενικά φωτεινά εικονοστοιχεία σε σκοτεινό τμήμα και σκοτεινά εικονοστοιχεία στο φωτεινό τμήμα της εικόνας. και λευκές κουκκίδες εμφανίζονται στην εικόνα³ ως αποτέλεσμα του αυτού του θορύβου που φαίνεται στην εικόνα 10(α). Λόγω των απότομων και απροσδόκητων αλλαγών του σήματος της εικόνας ο θόρυβος προκύπτει και προκαλεί νεκρά εικονοστοιχεία, αναλογικό-ψηφιακό κ.λπ. στην εικόνα. Αυτό το είδος θορύβου μπορεί να αφαιρεθεί με τη χρήση της αφαίρεσης σκοτεινού καρέ (DFS) και με την κατασκευή νέων σημείων δεδομένων γύρω από το σκοτεινά και φωτεινά εικονοστοιχεία, τα οποία προκύπτουν από την Φίλτρο διάμεσου ή το μορφολογικό φίλτρο.

Θόρυβος Speckle

Ο θόρυβος Speckle ορίζεται ως θόρυβος που υπάρχει στις εικόνες και ο οποίος υποβαθμίζει την ποιότητα μιας εικόνας. Ο θόρυβος Speckle είναι ένα περιστατικό που συνοδεύει όλα τα ορθολογικά μοντέλα ποιότητας απεικόνισης όπου οι εικόνες διαμορφώνονται από την ανακριτική ηχώ μιας ενδιάμεσης κυματομορφής που προέρχονται από την ποικιλομορφία των των μελετώμενων αντικειμένων. Αυτοί είναι οι κοκκώδεις θόρυβοι που είναι θεμελιωδώς παρόντες στην εικόνα και μειώνουν την ποιότητα του ενεργού ραντάρ και του συνθετικού ραντάρ (SAR) ή του μαγνητικού ραντάρ συντονισμού. Οι εικόνες απεικόνισης (MRI) αναφέρονται σε θόρυβο Speckle. Εάν ο θόρυβος Speckle είναι παρών στις εικόνες, τότε έχει ως αποτέλεσμα τις τυχαίες μεταβολές του σήματος επιστροφής που αυξάνει το επίπεδο του γκρίζου σε μια εικόνα. Ο θόρυβος Speckle είναι η συνεκτική απεικόνιση των αντικειμένων στην εικόνα.

Στην πραγματικότητα, προκαλείται λόγω σφαλμάτων στη μετάδοση δεδομένων. Αυτό το είδος θορύβου επηρεάζει τις εικόνες υπερήχων και τις εικόνες μαγνητικής τομογραφίας.

Θόρυβος Poisson

Ο θόρυβος Poisson είναι ένας ηλεκτρονικός θόρυβος που είναι μια μορφή ασάφειας που σχετίζεται με την ποσότητα του φωτός. Εμφανίζεται σε μια εικόνα όταν υπάρχει περιορισμένος αριθμός των σωματιδίων που μεταφέρουν ενέργεια, όπως τα ηλεκτρόνια, που είναι αρκετά μικρός για να προκαλέσει μετρήσιμες μεταβολές. Σκεφτείτε ένα συνδυασμό φωτός φωτονίων που προέρχονται από μια πηγή και προσκρούουν σε ένα σημείο το οποίο δημιουργεί ένα εμφανές σημείο, η φυσική διαδικασία που διέπει την εκπομπή φωτός είναι τέτοια ώστε οι φωτογραφίες που εκπέμπονται από το φως της πηγής χτυπούν το σημείο πολλές φορές, αλλά για να δημιουργήσουν ορατό σημείο απαιτούνται δισεκατομμύρια φωτόνια. Ωστόσο, εάν η πηγή δεν είναι σε θέση να εκπέμψει ικανό αριθμό φωτονίων που χτυπούν το σημείο κάθε δευτερόλεπτο, τότε αυτός είναι ο θόρυβος που προκαλείται.

Θολός θόρυβος

Ο θολός θόρυβος προκαλείται λόγω της ένατησης του φωτός και σε εξωτερικούς παράγοντες. Λήψη εύλογων φωτογραφιών σε συνθήκες χαμηλού φωτισμού χρησιμοποιώντας μια φορητή φωτογραφική μηχανή μπορεί να είναι μια ενοχλητική εμπειρία. Συχνά οι φωτογραφίες που λαμβάνονται είναι θολές ή θορυβώδεις. Αυτά τα είδη εικόνων που περιέχουν θολά εικονοστοιχεία αναφέρονται ως θολός θόρυβος (Blurred Noise), ο οποίος υπάρχει στις εικόνες.

Μέθοδοι Ιατρικής Απεικόνισης

Οι τρόποι ιατρικής απεικόνισης αναφέρονται στις διάφορες συσκευές λήψης που χρησιμοποιούνται για να λήψη εικόνας για τα όργανα ή τους ιστούς του ανθρώπινου σώματος. Η επιλογή του τρόπου απεικόνισης εξαρτάται από την ασθένεια ή τις ανωμαλίες που πρέπει να απεικονιστούν και από την περιοχή όπου η ασθένεια ή η ανωμαλίες προκαλείται. Οι κύριες απεικονιστικές μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για τη διάγνωση των ασθενειών και ανωμαλιών, είναι η αξονική τομογραφία, η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET), η μαγνητική τομογραφία (MRI) και ο υπέρηχος.

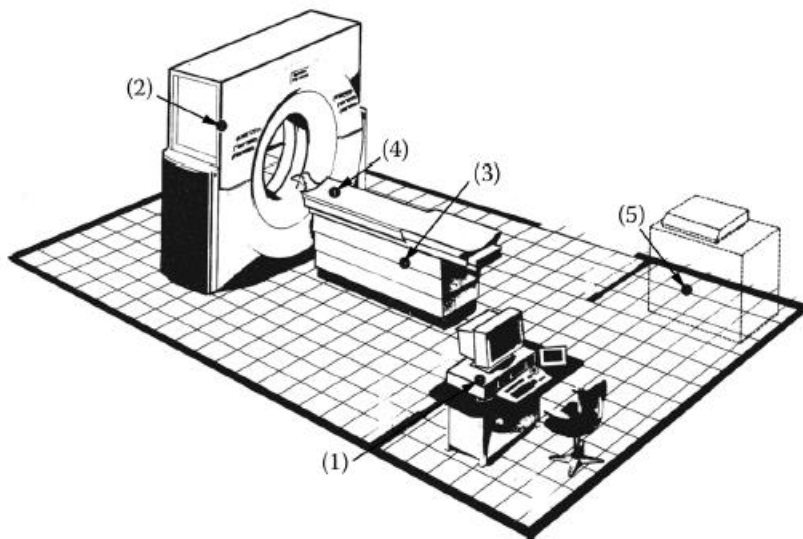
Αξονική Τομογραφία (CT)

1. Η αξονική τομογραφία είναι μια μέθοδος απεικόνισης που χρησιμοποιεί δέσμες ακτίνων X και με την περιστροφή της πηγής ακτίνων X γύρω από το σώμα, παράγει εγκάρσιες τομές (δηλ. τομές) του απεικονιζόμενου οργάνου του σώματος. Μετά την συλλογή ικανού αριθμού διαδοχικών τομών, ο υπολογιστής του αξονικού τομογράφου σχηματίζει μια τρισδιάστατη εικόνα του σώματος με τη στοίβαξη των συλλεχθεισών τομών. Σε αντίθεση με τους σαρωτές ακτίνων X, οι αξονικοί τομογράφοι χρησιμοποιούν συστοιχίες ανιχνευτών αντί για μεμονωμένο φιλμ ακτίνων X. Η θέση των ανιχνευτών εξαρτάται από τη γενιά του χρησιμοποιούμενου αξονικού τομογράφου. Συνήθως, τοποθετούνται προς την αντίθετη κατεύθυνση από την της πηγής δέσμης. Ο τρόπος απεικόνισης με αξονική τομογραφία είναι η καλύτερη επιλογή σε περίπτωση ανίχνευσης τυχόν βλαβών σε μαλακούς ιστούς, όπως ο εγκέφαλος, η καρδιά, το ήπαρ και οι πνεύμονες (Hsieh, 2003).

Μηχανήματα Αξονικής Τομογραφίας

Η εξέλιξη των αξονικών τομογράφων μπορεί να συνοψιστεί σε πέντε γενιές. Η πρώτη γενιά, που χρησιμοποιούσε γεωμετρία παράλληλης δέσμης, περιλάμβανε γραμμική μετατόπιση και περιστροφή της πηγής ακτίνων X και του ανιχνευτή για τη λήψη προφίλ προβολής, με αποτέλεσμα μεγάλους χρόνους σάρωσης. Οι σαρωτές δεύτερης γενιάς εισήγαγαν μια δέσμη βεντάλιας και μια γραμμική συστοιχία ανιχνευτών, μειώνοντας τους χρόνους σάρωσης σε περίπου 30 δευτερόλεπτα. Οι σαρωτές τρίτης γενιάς, που εισήχθησαν το 1976, χρησιμοποίησαν περιστρεφόμενη δέσμη ανεμιστήρα και καμπύλη διάταξη ανιχνευτών για ταχύτερη απόκτηση εικόνων, με τη σάρωση να ολοκληρώνεται σε μόλις 1 δευτερόλεπτο. Οι σαρωτές τέταρτης γενιάς χρησιμοποίησαν δέσμη ανεμιστήρα και σταθερούς ανιχνευτές, διατηρώντας παρόμοιους χρόνους σάρωσης με τους σαρωτές τρίτης γενιάς, αλλά με βελτιωμένες μεθόδους βαθμονόμησης. Οι σαρωτές πέμπτης γενιάς ενσωμάτωσαν με καινοτόμο τρόπο την πηγή ακτίνων-χ στο σχεδιασμό του συστήματος, χρησιμοποιώντας είτε δέσμη ηλεκτρονίων σάρωσης είτε δυναμικό χωρικό ανακατασκευαστή, επιτρέποντας την ταχεία απόκτηση δεδομένων προβολής σε χιλιοστά του δευτερολέπτου και επιτρέποντας την απεικόνιση δυναμικών δομών όπως η καρδιά που χτυπάει με ελάχιστα τεχνουργήματα κίνησης. Ωστόσο Η ανάγκη για ταχύτερη και τρισδιάστατη απεικόνιση οδήγησε στην ανάπτυξη συστημάτων σπειροειδούς (ελικοειδούς) σάρωσης. Τόσο τα συστήματα τρίτης όσο και τα συστήματα τέταρτης γενιάς

χρησιμοποιούν τεχνολογία αυτολιπαινόμενου δακτυλίου ολίσθησης, επιτρέποντας τη συνεχή περιστροφή της δέσμης των ακτίνων-χ και την ομαλή μετακίνηση του ασθενούς μέσω της πύλης. Αυτό επιτρέπει τη λήψη πολλαπλών εικόνων σε μία μόνο, αδιάλειπτη σάρωση, καλύπτοντας γρήγορα τον όγκο του ασθενούς. Οι αλγόριθμοι ανακατασκευής είναι πιο πολύπλοκοι λόγω της σπειροειδούς ή ελικοειδούς διαδρομής που ακολουθεί η πηγή ακτίνων Χ γύρω από τον ασθενή.



Εικόνα 1 Σχηματική απεικόνιση τυπικής εγκατάστασης αξονικού τομογράφου, αποτελούμενη από (1) κονσόλα ελέγχου, (2) βάση γερανογέφυρας, (3) τραπέζι ασθενούς, (4) υποδοχή κεφαλής και (5) απεικονιστή λέιζερ. (Courtesy of Picker International, Inc)

Positron Emission Tomography (PET)

Το PET χρησιμοποιείται για την αξιολόγηση της φυσικής κατάστασης και της λειτουργικότητας των ιστών του σώματος. Σάρωση PET εξαρτάται κυρίως από τον ραδιενεργό ιχνηθέτη (φάρμακο) και τον σαρωτή PET. Τα φάρμακα- ιχνηθέτες μπορεί να εισπνέονται, εγχυθούν ή να καταποθούν ανάλογα με τους ιστούς που πρόκειται να απεικονιστούν. Καθώς ο ιχνηθέτης ταξιδεύει μέσα στο σώμα, συλλέγεται από ιστούς του σώματος με υψηλότερα επίπεδα χημικής δραστηριότητας. Οι χημικές δραστηριότητες εμφανίζονται ως "θερμά σημεία" για υψηλότερες δραστηριότητες ή "ψυχρά σημεία" για χαμηλότερες δραστηριότητες. Ο σαρωτής PET ανιχνεύει την ακτινοβολία που εκπέμπεται από έναν ραδιοφάρμακο. Σε σύγκριση με υγιή κύτταρα, τα

κύτταρα της βλάβης είναι πάντα πολύ ενεργά, οπότε ένας ραδιοφυσιογράφος τα κάνει να φωτίζονται στον PET, όπως φαίνεται στην εικόνα 3. Η ανάλυση των "καυτών σημείων" των ηπατικών βλαβών θεωρείται δύσκολο έργο. Αυτό οφείλεται κυρίως στο γεγονός ότι το μέγεθος του ήπατος μπορεί να εξασθενίσει το σήμα της βλάβης. Για την αντιμετώπιση αυτό το πρόβλημα, χρησιμοποιούνται μέθοδοι ενίσχυσης και ποσοτικοποίησης του σήματος για την ενίσχυση της ερμηνεία των ηπατικών αλλοιώσεων. Ο λόγος της βλάβης προς τον καλοήγη ιστό (λόγος L/B) χρησιμοποιείται για την ανάλυση σαρώσεις PET (Blechacz et al., 2010). Οι σαρώσεις PET χρησιμοποιούνται κυρίως για την αξιολόγηση νευρολογικών ασθενειών, καρκίνων και καρδιακές παθήσεις (Ho et al., 2007). Οι σαρώσεις PET χρησιμοποιούνται συνήθως σε συνδυασμό με αξονικές ή μαγνητικές τομογραφίες για να βοηθήσουν στην αποτελεσματικότερη διάγνωση.

Ανιχνευτές PET

Η αποτελεσματική ανίχνευση των φωτονίων εξουδετέρωσης στην τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων (PET) περιλαμβάνει κυρίως το συνδυασμό ενός κρυστάλλου και ενός σωλήνα φωτοπολλαπλασιαστή. Ο κρύσταλλος μετατρέπει τα φωτόνια υψηλής ενέργειας σε φωτόνια ορατού φωτός, ενώ ο σωλήνας φωτοπολλαπλασιαστή παράγει ενισχυμένο παλμό ηλεκτρικού ρεύματος ανάλογο με τα φωτόνια φωτός που αλληλεπιδρούν με τη φωτοκάθοδο. Μια κρίσιμη απαίτηση είναι η απόδοση κοντά στο 100% για τη μεγιστοποίηση της ευαισθησίας του συστήματος απεικόνισης. Συστήματα ανιχνευτών με χαμηλότερες αποδόσεις, όπως πλαστικοί σπινθηριστές ή θάλαμοι καλωδίων με αέριο, οδηγούν σε σημαντικά μειωμένη απόδοση σύμπτωσης.

Οι σύγχρονες κάμερες PET συχνά υιοθετούν μια πολυστρωματική σχεδίαση με 15 έως 47 διαξονικά στρώματα για την ανακατασκευή. Χρησιμοποιούνται ασπίδες μολύβδου για την αποφυγή ψευδομετρήσεων από τη δραστηριότητα του ασθενούς, ενώ τα septa βολφραμίου απορρίπτουν συμβάντα όπου τα φωτόνια 511-keV υφίστανται σκέδαση Compton στον ασθενή. Η ευαισθησία αυτού του σχεδιασμού ενισχύεται με τη συλλογή δεδομένων από εγκάρσια επίπεδα. Η διάταξη των σπινθηριστών και των φωτοσωλήνων αποτελεί κρίσιμη πτυχή του σχεδιασμού.

Οι ανιχνευτές PET μπορεί να είναι σχεδιασμένοι ως "ατομικά συνδεδεμένοι" ή ως "ανιχνευτές μπλοκ". Ο σχεδιασμός με ατομική σύζευξη προσφέρει υψηλή ανάλυση και απόδοση δεδομένων,

αλλά απαιτεί πολυάριθμους ακριβούς σωλήνες φωτοπολλαπλασιαστή. Από την άλλη πλευρά, τα σχέδια ανιχνευτών μπλοκ είναι οικονομικά αποδοτικά και πρακτικά για κάμερες πολλαπλών στρώσεων, αν και ενδέχεται να μειώσουν τη χωρική ανάλυση λόγω σφαλμάτων αποκωδικοποίησης.

Τα συστήματα κωδικοποίησης με ανιχνευτή μπλοκ χρησιμοποιούν γενικά ένα αναλογικό σύστημα κωδικοποίησης που βασίζεται στον λόγο της φωτεινής εξόδου για τον προσδιορισμό του κρυστάλλου αλληλεπίδρασης. Αυτό το σχήμα, αν και είναι πιο δύσκολο να εφαρμοστεί, είναι οικονομικά αποδοτικό λόγω του μικρότερου αριθμού απαιτούμενων φωτοπολλαπλασιαστών. Ωστόσο, οι εμπορικές κάμερες PET χρησιμοποιούν συχνά αναλογική κωδικοποίηση λόγω οικονομικής αποδοτικότητας.

Μαγνητική Τομογραφία (MRI)

Η μαγνητική τομογραφία είναι μια μη επεμβατική μέθοδος απεικόνισης που παράγει μια τρισδιάστατη λεπτομερή ανατομική εικόνα των οργάνων και των ιστών του σώματος. Η μαγνητική τομογραφία χρησιμοποιεί ένα μαγνητικό πεδίο για την αναδιάταξη των πρωτονίων εντός του πεδίου αυτού. Στο άλλα λόγια, η μαγνητική τομογραφία ανιχνεύει την αλλαγή της κατεύθυνσης περιστροφής των πρωτονίων. Όταν μια ραδιοσυχνότητα παλμός περνά μέσα από το ανθρώπινο σώμα, τα πρωτόνια του ατόμου ενεργοποιούνται και περιστρέφονται εκτός των κατάσταση ισορροπίας. Όταν το μαγνητικό πεδίο απενεργοποιείται, τα πρωτόνια επανέρχονται στην αρχική τους κατάσταση ισορροπίας τους. Αυτή η ευθυγράμμιση παράγει ένα πεδίο ραδιοσυχνοτήτων (δηλαδή ενέργεια), το οποίο είναι ανιχνεύεται αργότερα από αισθητήρες μαγνητικής τομογραφίας. Ο χρόνος που καταναλώνεται κατά τη φάση της επαναπροσαρμογής και η ισχύς της ισχύος του πεδίου ραδιοσυχνοτήτων που εκπέμπεται εξαρτώνται από το περιβάλλον μέσο και το τη χημική φύση των ατόμων. Οι ακτινολόγοι χρησιμοποιούν τα διαφορετικά μαγνητικά χαρακτηριστικά των ιστών για να διακρίνουν μεταξύ των βλαβών και των τυπικών περιοχών. Οι μαγνητικές τομογραφίες χρησιμοποιούνται συχνά για ανίχνευση και διάγνωση διαφόρων ασθενειών, όπως μη φυσιολογικών ιστών στα αιμοφόρα αγγεία και στο θώρακα και τραυματισμοί στην κοιλιά.

Μηχανήματα Μαγνητικής Τομογραφίας (MRI)

Στους σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας χρησιμοποιούνται τρεις βασικοί τύποι μαγνητικών πεδίων: στατικά πεδία (B_0), πεδία βαθμίδας και πεδία ραδιοσυχνοτήτων (RF) (B_1). Για την

ενίσχυση της ομοιομορφίας του στατικού πεδίου μπορούν να δημιουργηθούν πρόσθετα πεδία διαμόρφωσης. Μεγάλο μέρος της μηχανικής του υλικού της μαγνητικής τομογραφίας είναι αφιερωμένο στην παραγωγή και διαχείριση αυτών των μαγνητικών πεδίων. Η πρόκληση στο σχεδιασμό ιατρικών σαρωτών μαγνητικής τομογραφίας ήταν η κλιμάκωση της υπάρχουσας τεχνολογίας ώστε να μπορεί να φιλοξενήσει με ασφάλεια ανθρώπινους ασθενείς, κάτι που επιτεύχθηκε στα τέλη της δεκαετίας του 1970. Η επιτυχής εφαρμογή της μαγνητικής τομογραφίας περιλαμβάνει μια συμβιωτική ροή πληροφοριών μεταξύ αναλογικών (κύριος μαγνήτης, πηνία κλίσης και πηνία RF) και ψηφιακών (ελεγχόμενων από υπολογιστή γενικής χρήσης) τομέων. Ο υπολογιστής διαχειρίζεται το χρονισμό του σήματος, το πλάτος, την επεξεργασία της εικόνας, την απεικόνιση, την αποθήκευση και άλλες λειτουργίες ελέγχου στο ψηφιακό πεδίο.

Μαγνήτης κύριου πεδίου

Ο μαγνήτης κύριου πεδίου στους σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας είναι ζωτικής σημασίας για τη δημιουργία ενός εξαιρετικά ομοιόμορφου, στατικού μαγνητικού πεδίου που είναι απαραίτητο για την απεικόνιση. Το πεδίο αυτό πρέπει να παρουσιάζει ελάχιστη χωρική διακύμανση (1 έως 10 μέρη ανά εκατομμύριο) και χρονική μετατόπιση (λιγότερο από 0,1 ppm/h) στην περιοχή απεικόνισης. Η ένταση του μαγνητικού πεδίου μετράται σε gauss (G) ή tesla (T), με το tesla να είναι η προτιμώμενη μονάδα λόγω της υιοθέτησής του στο σύστημα SI. Οι σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας λειτουργούν συνήθως στο εύρος 0,5 έως 1,5 T, αλλά έχει χρησιμοποιηθεί ένα ευρύτερο εύρος από 0,02 έως 8 T. Ο λόγος σήματος προς θόρυβο (SNR) είναι μια κρίσιμη παράμετρος που σχετίζεται άμεσα με την ένταση του πεδίου και επηρεάζει την απόδοση του σαρωτή. Ο μαγνήτης κύριου πεδίου είναι κεντρικός παράγοντας που καθορίζει το κόστος, την απόδοση και την εμφάνιση ενός σαρωτή μαγνητικής τομογραφίας. Μπορεί να παραχθεί με τη χρήση ηλεκτρικών ρευμάτων ή μόνιμα μαγνητισμένων υλικών, που συνήθως απαιτούν να περιβάλλεται ο ασθενής από τον μαγνήτη για την ομοιόμορφη παραγωγή πεδίου. Οι κύριοι μαγνήτες διακρίνονται σε τέσσερις κατηγορίες: μόνιμοι μαγνήτες, ηλεκτρομαγνήτες, μαγνήτες αντίστασης και υπεραγώγιμοι μαγνήτες.

Μόνιμοι μαγνήτες

Στους σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας, δύο τύποι μαγνητών χρησιμοποιούν μαγνητισμένα υλικά για να δημιουργήσουν το μαγνητικό πεδίο για την απεικόνιση. Οι μόνιμοι μαγνήτες τοποθετούν τον ασθενή ανάμεσα σε μόνιμα μαγνητισμένες επιφάνειες πόλων, ενώ οι

ηλεκτρομαγνήτες έχουν επιφάνειες πόλων από μαλακά μαγνητικά υλικά που μαγνητίζονται υπό την επίδραση πηνίων ηλεκτρικού ρεύματος. Οι ηλεκτρομαγνήτες απαιτούν εξωτερική παροχή ρεύματος, σε αντίθεση με τους μόνιμους μαγνήτες. Και οι δύο τύποι μαγνητών χρησιμοποιούν ένα ζυγό από μαλακό σίδηρο για να ολοκληρώσουν το μαγνητικό κύκλωμα. Το διάκενο μεταξύ των επιφανειών των πόλων φιλοξενεί τον ασθενή και τα σχετικά εξαρτήματα. Τα υλικά για τους μόνιμους μαγνήτες στους σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας περιλαμβάνουν σίδηρο υψηλού άνθρακα, κράματα (π.χ. Alnico), κεραμικά (π.χ. φερρίτη βαρίου) και κράματα σπάνιων γαιών (π.χ. κοβάλτιο σαμαρίου). Οι μόνιμοι μαγνήτες έχουν πλεονεκτήματα όπως το μικρό πεδίο κροσσών και η μη ανάγκη για τροφοδοτικά, αλλά είναι βαριοί και παράγουν σχετικά χαμηλά μαγνητικά πεδία (περίπου 0,3 T ή λιγότερο). Είναι επιρρεπείς στη διαχρονική μετατόπιση του πεδίου λόγω μεταβολών της θερμοκρασίας και, εάν είναι κατασκευασμένοι από ηλεκτρικά αγωγίμο υλικό, μπορούν να επηρεαστούν από επαγόμενα δινορρέυματα από παλμικά πεδία βαθμίδας. Ένα νεότερο κράμα σιδήρου νεοδυμίου προσφέρει μια ελαφρύτερη επιλογή για σαρωτές μόνιμου μαγνήτη.

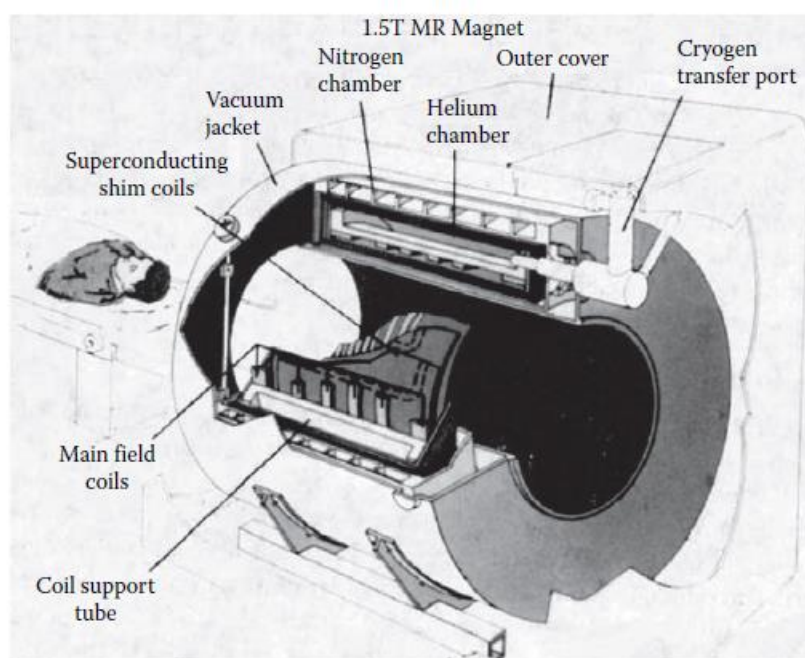
Ανθεκτικοί μαγνήτες

Οι πρώτοι ολόσωμοι σαρωτές, που κατασκευάστηκαν στα τέλη της δεκαετίας του 1970 και στις αρχές της δεκαετίας του 1980, χρησιμοποιούσαν τέσσερα έως έξι μεγάλα πηνία από σύρμα χαλκού ή αλουμινίου γύρω από τον ασθενή. Αυτά τα πηνία τροφοδοτούνται από ισχυρά (40-100 kW) τροφοδοτικά συνεχούς ρεύματος (dc). Η ηλεκτρική αντίσταση των πηνίων οδηγεί σε σημαντική θέρμανση joule και η χρήση νερού ψύξης που ρέει μέσα από τα πηνία είναι απαραίτητη για την αποφυγή της υπερθέρμανσης. Η απαγωγή θερμότητας αυξάνεται ραγδαία με την ένταση του πεδίου και δεν είναι εφικτή η κατασκευή μαγνητών αντίστασης που λειτουργούν σε πεδία πολύ υψηλότερα από 0,15-0,3 T. Επί του παρόντος, οι μαγνήτες αντίστασης χρησιμοποιούνται σπάνια, εκτός από εφαρμογές πολύ χαμηλής έντασης πεδίου (0,02-0,06 T).

Υπεραγώγιμοι μαγνήτες

Από τις αρχές της δεκαετίας του 1980, οι κρυογονικά ψυχόμενοι υπεραγώγιμοι μαγνήτες έχουν γίνει η πιο αποτελεσματική λύση για τη δημιουργία του στατικού μαγνητικού πεδίου στους σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας. Οι υπεραγωγοί, γνωστοί για την ικανότητά τους να μεταφέρουν ηλεκτρικά ρεύματα με μηδενική αντίσταση κοντά στο απόλυτο μηδέν της θερμοκρασίας, περιορίζονταν αρχικά από υλικά όπως ο μόλυβδος, ο κασσίτερος και ο υδράργυρος λόγω αλλαγών φάσης σε χαμηλές εντάσεις μαγνητικού πεδίου. Ωστόσο, τη δεκαετία

του 1950 ανακαλύφθηκαν υπεραγωγοί τύπου II, με παράδειγμα τα κράματα νιόβιου-τιτανίου, οι οποίοι είναι ικανοί να μεταφέρουν ηλεκτρικά ρεύματα χωρίς απώλειες ακόμη και σε υψηλά μαγνητικά πεδία. Η ανάπτυξη των υπεραγωγίων μαγνητών έφερε επανάσταση στην τεχνολογία της μαγνητικής τομογραφίας. Ένας τυπικός υπεραγωγίμος μαγνήτης ολόσωμου σώματος αποτελείται από έξι σπείρες υπεραγωγίμου σύρματος, που μεταφέρουν υψηλό ρεύμα (περίπου 200 A) για την παραγωγή μαγνητικού πεδίου 1,5 T στο κέντρο του μαγνήτη. Η κατασκευή και η λειτουργία του μαγνήτη απαιτούν προσεκτική προσοχή στα ελαττώματα του σύρματος που θα μπορούσαν να διαταράξουν την υπεραγωγιμότητα. Ο μαγνήτης λειτουργεί σε μόνιμη λειτουργία, διατηρώντας ένα σταθερό μαγνητικό πεδίο όσο τα πηνία διατηρούνται κάτω από τη θερμοκρασία μετάβασης στην υπεραγωγίμη κατάσταση (περίπου 10 K για το σύρμα νιόβιου-τιτανίου) χρησιμοποιώντας υγρό ήλιο. Οι κρυοστάτες περικλείουν τα πηνία, επιτρέποντας τη βύθιση σε υγρό ήλιο.



Εικόνα 2 Σχηματική απεικόνιση ενός υπεραγωγίμου μαγνήτη. Τα πηνία του κύριου μαγνήτη και τα πηνία των υπεραγωγίων παραλλαγών διατηρούνται σε θερμοκρασία υγρού ηλίου. Ένα ελεγχόμενο από υπολογιστή τραπέζι χρησιμοποιείται για την προώθηση του ασθενούς στην περιοχή απεικόνισης. (Αναδημοσίευση με άδεια από Schenck, J.F., και W.M. Leue, *Instrumentation: Atlas (Ed.), Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine*, 2nd ed., pp. 1-27, Lippincott-Raven, Philadelphia, 1996).

Πηνία βαθμίδας

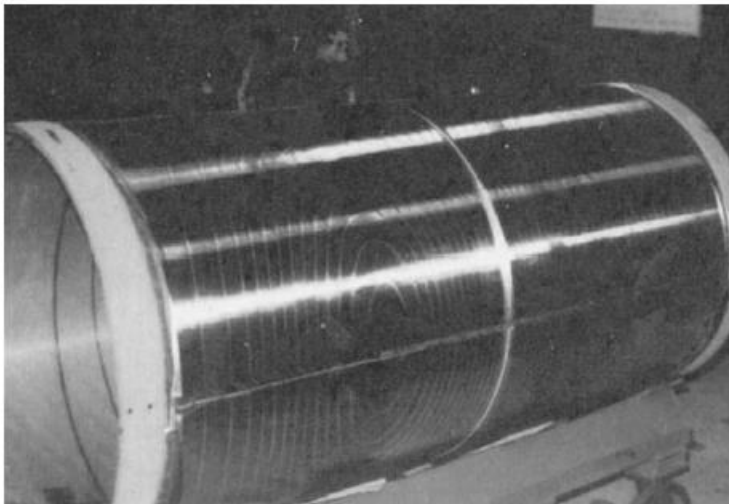
Τα πηνία βαθμίδας είναι κρίσιμα εξαρτήματα στους σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας που επιτρέπουν την κωδικοποίηση πληροφοριών θέσης και την απεικόνιση λεπτών ανατομικών τομών. Για να επιτευχθεί αυτό χρησιμοποιούνται τρία πεδία βαθμίδας (διευθύνσεις x, y, z). Αυτά

τα πεδία κλίσης διακρίνονται από την κατεύθυνσή τους και συμβολίζονται ως $B_x = G_x X$, $B_y = G_y Y$ και $B_z = G_z Z$. Παίζουν βασικό ρόλο στη διαφοροποίηση των σαρωτών μαγνητικής τομογραφίας από τα συμβατικά συστήματα NMR. Το πεδίο κλίσης z παράγεται συνήθως με τη χρήση κυκλικών πηνίων με αντίστροφες διευθύνσεις ρεύματος για τα πηνία που βρίσκονται σε αντίθετες πλευρές του κέντρου του μαγνήτη. Για να ενισχυθεί η γραμμικότητα του πεδίου βαθμίδας, μπορεί να χρησιμοποιηθεί μια προσέγγιση σπειροειδούς περιέλιξης. Τα εγκάρσια πεδία κλίσης (x και y) απαιτούν ένα πιο σύνθετο μοτίβο ρεύματος, που συνήθως χρησιμοποιεί ένα μοτίβο ρεύματος τεσσάρων τεταρτημορίων. Οι εικόνες μαγνητικής τομογραφίας παράγονται με την υποβολή του συστήματος σπιν σε μια ακολουθία παλμικών πεδίων βαθμίδας και πεδίων RF. Αυτό απαιτεί ταχεία εναλλαγή των ρευμάτων στα πηνία κλίσης μέσω ελεγχόμενων από υπολογιστή τροφοδοτικών, γεγονός που αποτελεί κρίσιμο παράγοντα που επηρεάζει τις δυνατότητες απεικόνισης. Τα πηνία βαθμίδας έχουν συγκεκριμένη ηλεκτρική αντίσταση και επαγωγή και μπορούν να επιτύχουν ταχεία εναλλαγή του πεδίου βαθμίδας, συνήθως από 0 έως 10 mT/m σε περίπου 0,5 χιλιοστά του δευτερολέπτου. Σε απαιτητικές εφαρμογές, όπως η μαγνητική τομογραφία καρδιάς, χρησιμοποιούνται υψηλότερα πεδία κλίσης, τα οποία αλλάζουν μέσα σε 0,2 χιλιοστά του δευτερολέπτου ή και λιγότερο, απαιτώντας σημαντική τάση και συχνά καθιστώντας αναγκαία την ψύξη με νερό για την αποφυγή υπερθέρμανσης του πηνίου.

Πηνία σχετικών συχνοτήτων

Τα πηνία RF στους σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας εξυπηρετούν δύο κρίσιμους σκοπούς: τη μετάδοση και τη λήψη σημάτων στη συχνότητα συντονισμού των πρωτονίων μέσα στον ασθενή. Η μετάπτωση των πρωτονίων συμβαίνει στη συχνότητα $Larmor$, η οποία είναι ευθέως ανάλογη του στατικού μαγνητικού πεδίου. Οι συνήθεις εντάσεις πεδίου του σαρωτή ολόκληρου του σώματος κυμαίνονται από 0,02 έως 4 T, που αντιστοιχούν σε συχνότητες λειτουργίας από 0,85 έως 170,3 MHz. Οι σαρωτές 1,5 T λειτουργούν περίπου στα 63,86 MHz, που συμπίπτουν με τις ραδιοφωνικές και τηλεοπτικές συχνότητες. Ωστόσο, τα συστήματα μαγνητικής τομογραφίας λειτουργούν στο εγγύς πεδίο, σε αντίθεση με τα συστήματα ραδιοτηλεοπτικών εκπομπών που λειτουργούν στο μακρινό πεδίο, επηρεάζοντας τη γεωμετρία των δομών των κεραιών. Ιδανικά, το πεδίο RF είναι κάθετο στο στατικό πεδίο, επιτρέποντας τη γραμμική πόλωση είτε προς τη διεύθυνση x είτε προς τη διεύθυνση y . Η τετραγωνική διέγερση είναι πιο αποτελεσματική, απαιτώντας πηνία ικανά να παράγουν ταυτόχρονα πεδία x και y με μετατόπιση φάσης 90 μοιρών. Τρεις κοινές κατηγορίες πηνίων RF - πηνία σώματος, πηνία κεφαλής και πηνία

επιφανείας - χρησιμοποιούνται σε σαρωτές μαγνητικής τομογραφίας, καθένα από τα οποία έχει σχεδιαστεί για συγκεκριμένους σκοπούς απεικόνισης. Οι αγωγίμες ασπίδες αποτρέπουν την ηλεκτρομαγνητική σύζευξη μεταξύ των πηνίων RF και του σαρωτή. Τα πηνία σώματος, που περιβάλλουν το σώμα του ασθενούς, είναι μεγάλα και σχεδιασμένα για ομοιόμορφα μαγνητικά πεδία RF. Τα πηνία κεφαλής έχουν μικρότερη διάμετρο και προορίζονται ειδικά για την απεικόνιση της κεφαλής. Τα πηνία επιφανείας, μικρότερα και πιο εντοπισμένα, προσφέρουν πλεονεκτήματα στο SNR για συγκεκριμένες περιοχές, αλλά δεν διαθέτουν ομοιόμορφη ευαισθησία λόγω ασύμμετρου σχεδιασμού. Συχνά χρησιμοποιούνται ξεχωριστά πηνία για εκπομπή και λήψη, βελτιστοποιώντας την απεικόνιση για συγκεκριμένες ανατομικές περιοχές. Η ηλεκτρονική αποσύνδεση είναι ζωτικής σημασίας όταν χρησιμοποιούνται ξεχωριστά πηνία για τον μετριάσμό των επιβλαβών αμοιβαίων αλληλεπιδράσεων.



Εικόνα 3 Πηνίο εγκάρσιας κλίσης. Η φωτογραφία δείχνει το εξωτερικό σχήμα πηνίου ενός ενεργά θωρακισμένου πηνίου εγκάρσιας κλίσης. (Ευγενική προσφορά του R.J. Dobberstien, General Electric Medical Systems. Αναδημοσίευση με άδεια από Schenck, J.F., and W.M. Leue, Instrumentation: S.W. Atlas (Ed.), Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine, 2nd ed., pp. 1-27, Lippincott-Raven, Philadelphia, 1996).

Υπερηχογράφημα (US)

Το υπερηχογράφημα ή υπερηχογραφία (US) είναι μια μη επεμβατική διαγνωστική τεχνική για την απεικόνιση ιστών και οργάνων του σώματος. Η μέθοδος απεικόνισης των υπερηχογραφημάτων χρησιμοποιεί μετατροπείς ή ανιχνευτές για την παραγωγή των υπερηχογραφημάτων κύματα άνω των 20 kHz και συλλέγει τις ανακλώμενες ηχώ των υπερηχογραφημάτων. Όταν η ανακλώμενη ηχώ προσκρούει στο μετατροπέα, παράγεται

ηλεκτρικό σήμα. Καθώς η δέσμη των υπερηχογραφημάτων διεισδύει σε ένα μέσο, η δέσμη εξασθενεί ή χάνει ενέργεια. Καθώς μια δέσμη διεισδύει σε ιστό, μερικές από τις ακτίνες ανακλώνται, διαθλώνται ή απορροφώνται ως παραγωγή θερμότητας. Το ποσό της διείσδυσης θα καθορίσει την βάθος της περιοχής σάρωσης. Η διείσδυση σχετίζεται άμεσα με το μήκος κύματος. Μικρότερο μήκη κύματος ανακλώνται ή διαθλώνται ευκολότερα στους επιφανειακούς ιστούς από ό,τι τα μεγαλύτερα μήκη κύματος. Καθώς αυξάνεται το μήκος κύματος (ή μειώνεται η συχνότητα), τα υπερηχογραφήματα διεισδύουν βαθύτερα. Καθώς μειώνεται το μήκος κύματος (ή αυξάνεται η συχνότητα), η δέσμη των υπερηχογραφημάτων θα έχει μικρότερη διείσδυση. Τα υπερηχογραφήματα χαμηλής συχνότητας έχουν ανώτερη διείσδυση. Επίλυση και η διείσδυση είναι τα κύρια κριτήρια για την ποιότητα της εικόνας των διαγνωστικών υπερηχογραφημάτων. Θεωρητικά – και συνήθως στην πράξη - το μέγιστο βάθος απεικόνισης σε έναν ιστό αυξάνεται καθώς η ισχύς (πίεση) αυξάνεται. Εναλλακτικά, σε μια συγκεκριμένη αποτελεσματική διείσδυση, μια αυξημένη ισχύς μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να επιτρέψει υψηλότερη συχνότητα υπερηχογραφήματος για υψηλότερη ανάλυση και αντίθεση ιστού. Το υπερηχογράφημα συλλέγει στη συνέχεια αυτό το σήμα. Η ταχύτητα των κυμάτων υπερήχων και ο χρόνος που καταναλώνεται μέχρι την ηχώ ανάκλαση χρησιμοποιούνται από τον σαρωτή για τον υπολογισμό της απόστασης από τον μορφοτροπέα έως το όργανο. άκρων του οργάνου. Οι υπολογισμένες αποστάσεις χρησιμοποιούνται στη συνέχεια για την παραγωγή μιας δισδιάστατης εικόνας υπερηχογραφημάτων των οργάνων. Οι μορφοτροπείς τοποθετούνται συνήθως στο δέρμα. Ωστόσο, η ποιότητα της παραγόμενης εικόνας μπορεί να είναι βελτιστοποιηθεί όταν οι μορφοτροπείς τοποθετούνται στο εσωτερικό του σώματος μέσω του γαστρεντερικού σωλήνα, του κόλπου, ή τα αιμοφόρα αγγεία.

Όργανα υπερήχων

Ενοργάνωση

Εκτός από την κατανόηση της φυσικής του ήχου, τα βασικά όργανα που δημιουργούν και ερμηνεύει τον ήχο πρέπει να κατανοηθεί. Ο υπέρηχος παλμικών κυμάτων δημιουργεί δισδιάστατες εικόνες χρησιμοποιώντας τα χαρακτηριστικά του λαμβανόμενου ήχου. Ο μορφοτροπέας είναι μόνο ένα μέρος αυτού του συστήματος. Ο συγκεκριμένος σχεδιασμός και η λειτουργία των διαφόρων στοιχείων ενός συστήματος πραγματικού χρόνου Ωστόσο, όλα τα συστήματα μοιράζονται ορισμένα βασικά στοιχεία. εξαρτήματα, όπως ο κύριος συγχρονιστής, ο

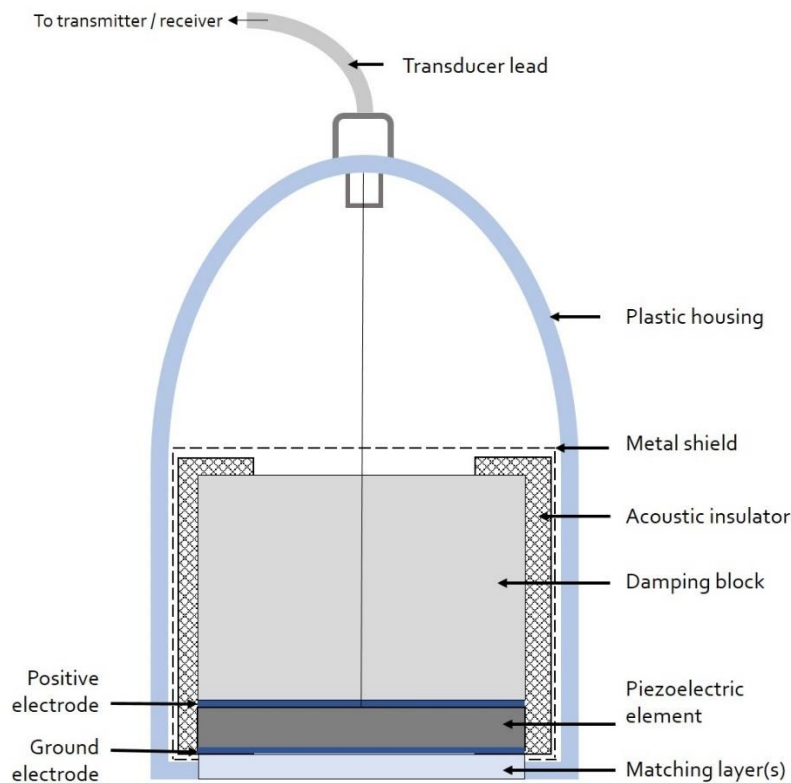
μορφοτροπέας, ο παλμοδότης, ο δέκτης, τη συσκευή αποθήκευσης και την οθόνη. Αν και ορισμένα από αυτά τα στοιχεία είναι αυτονόητα, οι ρόλοι ορισμένων από αυτά τα στοιχεία συζητούνται εν συντομία.

Μετατροπέας

Ο μετατροπέας είναι το πιο αναγνωρίσιμο μέρος του συστήματος. Στην πιο βασική του λειτουργία,

ένας μετατροπέας μετατρέπει την ηλεκτρική ενέργεια σε ακουστική ενέργεια και, αντίστροφα, μετατρέπει την ηλεκτρική ενέργεια σε ακουστική ενέργεια. ακουστική ενέργεια σε ηλεκτρική ενέργεια κατά τη διάρκεια της λήψης. Ο μετατροπέας μπορεί να θεωρηθεί ως μικρόφωνο και ηχείο. Αν και οι ίδιοι οι πραγματικοί μετατροπείς είναι περίπλοκοι, μπορούν να αναλυθούν σε απλοποιημένα συστατικά. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, οι μετατροπείς περιέχουν πιεζοηλεκτρικούς κρυστάλλους που επιτρέπουν τη μετατροπή του ήχου σε ενέργεια. Το PZT είναι το ενεργό στοιχείο των κρυστάλλων. Όταν μια τάση είναι εφαρμόζεται σε αυτό το ενεργό στοιχείο, αυτό δονείται για να δημιουργήσει ηχητικά κύματα. Παρόλο που αυτοί οι κρύσταλλοι μπορεί να είναι εύθραυστοι και μάλλον εύθραυστοι, οι σύγχρονοι μετατροπείς συνδυάζουν ένα μετατροπέα στοιχείο με μια εποξειδική ρητίνη για να δημιουργηθεί ένα σύνθετο υλικό. Οι μετατροπείς συνήθως περιέχουν συστοιχίες ή σύνολα πολλαπλών ενεργών στοιχείων. Εκτός από το ενεργό στοιχείο, οι μετατροπείς έχουν 6 άλλα στοιχεία- είναι τα εξής το περίβλημα, η ηλεκτρική θωράκιση, ο μονωτής, το σύρμα, το στρώμα προσαρμογής και η απόσβεση. Η θήκη προστατεύει τα εσωτερικά στοιχεία και μονώνει τα στοιχεία έτσι ώστε να η εφαρμοζόμενη τάση πηγαίνει μόνο στο ενεργό στοιχείο και όχι στον ασθενή ή τον υπερηχογράφο. Για το λόγο αυτό, δεν πρέπει ποτέ να χρησιμοποιείται ένα ραγισμένο περίβλημα μορφοτροπέα, δεδομένου ότι μπορεί να ηλεκτροπληξία στον ασθενή ή τον υπερηχογράφο. Η θήκη είναι επίσης επενδεδυμένη με ηλεκτρική ασπίδα. που εμποδίζει τον ηλεκτρικό θόρυβο του περιβάλλοντος να προκαλέσει παρεμβολές. Επιπλέον, υπάρχει ένας ακουστικός μονωτής που αποτρέπει τους κραδασμούς στη θήκη από το να προκαλέσουν ηλεκτρικό τάση. Ένα καλώδιο παρέχει ηλεκτρική σύνδεση μεταξύ του κρυστάλλου και του συστήματος. Αυτό το καλώδιο μεταφέρει την τάση που διεγείρει τον κρύσταλλο στην κατάλληλη συχνότητα. Τα 2 τελευταία συστατικά είναι το στρώμα προσαρμογής και το υλικό στήριξης, τα οποία περικλείουν τον κρύσταλλο. Το στρώμα προσαρμογής τοποθετείται ειδικά μπροστά από τον κρύσταλλο. Είναι αυξάνει την αποτελεσματικότητα της μεταφοράς ηχητικής ενέργειας μεταξύ του στοιχείου και του σώματος.

Είναι ένα είδος σκαλοπατιού για να διασχίσει ο ήχος τη διασταύρωση μεταξύ του κρυστάλλου και του σώματος. Η σύνθετη αντίσταση του στρώματος προσαρμογής έχει σχεδιαστεί έτσι ώστε να βρίσκεται στο μέσο μεταξύ του PZT και του δέρματος. Όπως συζητήθηκε προηγουμένως, εάν η ηχητική δέσμη ταξιδέψει από τον κρύσταλλο στο δέρμα απευθείας, μεγάλο μέρος των ηχητικών κυμάτων θα ανακλούνταν λόγω της μεγάλης διαφοράς στη σύνθετη αντίσταση. Η μειωμένη σύνθετη αντίσταση του στρώματος προσαρμογής είναι ο τρόπος με τον οποίο οι ανακλάσεις μειώνονται στο όριο κρυστάλλου-δερμίδας. Η γέλη υπερήχων λειτουργεί παρόμοια για να προκαλέσει σταδιακή μείωση της σύνθετης αντίστασης. Ένα υλικό απόσβεσης προσαρτάται στην αντίθετη πλευρά του κρυστάλλου. Η απόσβεση υλικό βοηθά στη μετατροπή των παλμικών κυμάτων του ήχου σε σύντομες εκρήξεις. Όπως αναφέρθηκε προηγουμένως, οι σύντομοι παλμοί δημιουργούν πιο ακριβείς εικόνες. Το στοιχείο απόσβεσης περιορίζει τις την παραμόρφωση του κρυστάλλου, με αποτέλεσμα παλμούς μικρής διάρκειας. Επιπλέον, το υλικό απόσβεσης μειώνει τους κραδασμούς κατά τη λήψη. Οι περισσότεροι μετατροπείς είναι ικανοί να παράγουν τόσο ήχο συνεχούς κύματος όσο και παλμικό ήχο ενεργοποιώντας μόνο 1 ή πολλαπλά στοιχεία στη συστοιχία, αντίστοιχα (Edelman, 2005).



Κύριος συγχρονιστής

Η ακριβής απόκτηση και απεικόνιση των υπερηχογραφικών πληροφοριών εξαρτάται από την αλληλεπίδραση φυσικών και ηλεκτρικών φαινομένων που συμβαίνουν σε κλάσματα του δευτερολέπτου. Οι ηλεκτρικοί παλμοί αποστέλλονται σε πολλαπλά στοιχεία μιας συστοιχίας μορφοτροπέων. Η επεξεργασία αυτών των σημάτων και η παρακολούθηση όλων αυτών των λειτουργιών είναι οι εργασίες του κύριου συγχρονιστή (Edelman, 2005).

Παλμοδείκτης

Για την παραγωγή κυμάτων υπερήχων, ο κρύσταλλος του μορφοτροπέα πρέπει να δονείται. Ο παλμοδότης αναγκάζει τον κρύσταλλο να το κάνει αυτό παρέχοντας τάση στο ενεργό στοιχείο. Ένας παλμοδότης Εικόνα 4. Τα στοιχεία ενός τυπικού μορφοτροπέα που χρησιμοποιείται στους διαγνωστικούς υπερήχους. 14 Shriki αποτελείται από ένα ρολόι και μια γεννήτρια τάσης. Η γεννήτρια τάσης παρέχει ένα βραχυκύκλωμα, υψηλής έντασης ηλεκτρική τάση, τυπικά στην περιοχή 150 V έως 900 V, και διαρκεί 1 ms έως 2 ms. Σε πιο σύνθετα συστήματα, ο υπερηχογράφος μπορεί να αυξήσει την έξοδο αυξάνοντας την τάση. Το ρολόι απλώς ελέγχει το χρονισμό των ηλεκτρικών παλμών.

Δείκτης

Τα ηχητικά κύματα που επιστρέφουν στον μορφοτροπέα μετατρέπονται σε ηλεκτρικούς παλμούς από το πιεζοηλεκτρικό κρύσταλλο. Οι ηλεκτρικοί παλμοί που επιστρέφονται είναι ακατέργαστα σήματα που πρέπει να επεξεργασία σε δεδομένα που μπορούν εύκολα να ερμηνευθούν. Ο δέκτης λειτουργεί για την ενίσχυση και καθαρίζει το σήμα των επανασυντονισμένων παλμών. Αυτό το κάνει εκτελώντας 5 λειτουργίες: ενίσχυση, αντιστάθμιση, συμπίεση, αποδιαμόρφωση και απόρριψη. Αν και η πλήρης συζήτηση των λειτουργιών του δέκτη υπερβαίνει το πεδίο εφαρμογής αυτού του άρθρου, μια η εισαγωγή σε αυτούς τους όρους είναι σημαντική. Αυτές οι λειτουργίες μπορούν να ρυθμιστούν κατά τη διάρκεια μιας σάρωσης και αποτελούν βασικές λειτουργίες του υπερήχου. Οι λειτουργίες αντιστάθμισης για να εμφανίζονται όλες οι ηχώ από παρόμοια ανακλαστικά ίδιοι, ανεξάρτητα από το βάθος. Διατυπωμένη εναλλακτικά, είναι η ικανότητα να κάνει βαθύτερα δομές πιο φωτεινές, γνωστή ως αντιστάθμιση κέρδους χρόνου (TGC). Η TGC αντισταθμίζει την απορρόφηση επειδή η αυξημένη ενίσχυση μπορεί να

εφαρμοστεί ειδικά στα βαθύτερα σήματα. Τα κουμπιά TGC μοιάζουν με έναν ισοσταθμιστή σε ένα ραδιόφωνο και είναι ρυθμιζόμενα ανάλογα με το βάθος. (Εικ. 5). Η λειτουργία του δέκτη συμπίεσης μειώνει το συνολικό αριθμό των σημάτων έτσι ώστε οι πληροφορίες ηχούς μπορούν να εμφανιστούν ως δισδιάστατη εικόνα κλίμακας του γκρι. Η αποδιαμόρφωση στην απλούστερη μορφή της εξαλείφει ή διορθώνει τυχόν αρνητικές τάσεις και καθιστά ένα σήμα κατάλληλο για να εμφανιστεί σε μια οθόνη. Τέλος, η απόρριψη επιτρέπει την απεικόνιση ηχούς χαμηλής στάθμης, μόνο όταν έχουν κλινικό νόημα, εξαλείφοντας το θόρυβο χαμηλού επιπέδου στην επιθυμητή εικόνα (Edelman, 2005).



Εικόνα 5 TGC σε υπερηχογράφημα. Τα ρυθμιστικά κουμπιά μοιάζουν με ισοσταθμιστή σε στερεοφωνικό. Το Το κέρδος μπορεί να μεταβάλλεται με το βάθος. Σημειώστε εδώ ότι το κέρδος αυξάνεται προς τα κάτω.

Σύγχρονες μελέτες και μέθοδοι αποθορυβοποίησης σε ιατρικές εικόνες

Στο παρόν κεφάλαιο παραθέτονται σύγχρονες έρευνες που χρησιμοποιούν προσαρμοστικές και καινοτόμες μεθόδους όπου μέσω πολύπλοκων αλγορίθμων να βελτιστοποιήσουν τη μείωση του θορύβου σε εικόνες μαγνητικής τομογραφίας (MRI), αξονικής τομογραφίας (CT), PET και υπερηχογραφήμάτων (US).

Μελέτες για τη μείωση θορύβου σε εικόνες μαγνητικής τομογραφίας (MRI)

Η μελέτη των Bouhara et al. 2019 εισάγει ένα νέο γρήγορο και αποτελεσματικό φίλτρο μείωσης του θορύβου που ονομάζεται μη τοπική εκτίμηση πολυφασματικών μεγεθών (NESMA) για πολυφασματική (MS) απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (MRI). Το φίλτρο αυτό συγκρίνεται με το υπάρχον φίλτρο MS-NLML, γνωστό για τις δυνατότητες μείωσης του θορύβου και διατήρησης των χαρακτηριστικών της εικόνας, αλλά με το μειονέκτημα του υψηλού χρόνου επεξεργασίας. Το NESMA επιτυγχάνει παρόμοιες επιδόσεις μείωσης θορύβου με το MS-NLML, αλλά με απλούστερη υλοποίηση και σημαντικά ταχύτερη επεξεργασία. Στη μελέτη παρουσιάζονται επίσης προσαρμοστικές μέθοδοι για τη βελτιστοποίηση της απόδοσης του φίλτρου με βάση τις χωρικές μεταβολές, αναδεικνύοντας την καταλληλότητα του NESMA για κλινική χρήση ρουτίνας και ανάλυση μεγάλων συνόλων δεδομένων μαγνητικής τομογραφίας.

Ο στόχος της έρευνας των Schranzer et al., 2018 είναι η βελτίωση του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο (CNR) στην ανίχνευση βλαβών από σκλήρυνση κατά πλάκας (MS) με την αποθορυβοποίηση εικόνων FLAIR2 που παράγονται από τον πολλαπλασιασμό σαρώσεων FLAIR και μαγνητικής τομογραφίας με βάρος T2. Ενώ το FLAIR2 βελτιώνει το CNR, μειώνει τον λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR), γεγονός που προτρέπει στη διερεύνηση μεθόδων αποθορυβοποίησης (Gaussian, Wiener, Total Generalized Variation - TGV) για εικόνες FLAIR2. Η αποθορυβοποίηση TGV απέδωσε το υψηλότερο SNR και CNR στις εικόνες FLAIR2, ενώ το φιλτράρισμα Gaussian και Wiener οδήγησε σε παρόμοιες τιμές SNR. Η βελτίωση του CNR σε σχέση με την εγγενή FLAIR2 ήταν πιο σημαντική με το φιλτράρισμα TGV. Ο πολλαπλασιασμός

του αποθορυβοποιημένου FLAIR με το μη φιλτραρισμένο T2 αύξησε σημαντικά την αντίθεση στις εικόνες FLAIR2. Το Gaussian φιλτράρισμα προκάλεσε έντονη θόλωση, ενώ το Wiener και το TGV φιλτράρισμα ελαχιστοποίησαν τη θόλωση, ενισχύοντας παράλληλα το SNR και το CNR στις εικόνες FLAIR2.

Στην παρακάτω μελέτη, οι Saladi et al., 2017 διερεύνησαν και αξιολόγησαν διάφορες τεχνικές αποθορυβοποίησης με τη χρήση γκαουσιανού θορύβου σε εγκεφαλικές σαρώσεις MRI. Το χωρικά προσαρμοστικό φίλτρο Non-Local Means (NLM) επιδεικνύει ανώτερες επιδόσεις σε σύγκριση με τα παραδοσιακά φίλτρα αποθορυβοποίησης, παρουσιάζοντας βελτιωμένο PSNR κατά περίπου 2,07% για τις αποθορυβοποιημένες εικόνες. Τα αμφίπλευρα φίλτρα παρουσιάζουν τη χαμηλότερη αποτελεσματικότητα μεταξύ των φίλτρων που δοκιμάστηκαν τόσο στις θορυβώδεις όσο και στις αποθορυβοποιημένες εικόνες MR. Οι αποθορυβοποιημένες εικόνες εγκεφάλου παρουσιάζουν σημαντική μέση μείωση κατά 13,1% και 6,11% στις τιμές MSE και RMSE, αντίστοιχα. Επιπλέον, οι μετρικές SNR και SSIM εμφανίζουν μέση βελτίωση 7,20% και 2,32% για τις αποθορυβοποιημένες εικόνες MR. Τα ευρήματα αυτά υπογραμμίζουν την αποτελεσματικότητα των διαφόρων φίλτρων στη μείωση του θορύβου σε εικόνες MR, ανάλογα με τον συγκεκριμένο τύπο θορύβου και τις χρησιμοποιούμενες τεχνικές φιλτραρίσματος. Μια τέτοια ανάλυση των μεθόδων αποθορυβοποίησης βελτιώνει σημαντικά την ακρίβεια των εγκεφαλικών εικόνων MRI για την επακόλουθη επεξεργασία, όπως η κατάτμηση και η εξαγωγή χαρακτηριστικών.

Ο στόχος της μελέτης των Zormpas-Petridis et al., 2021 ήταν να βελτιωθεί η ποιότητα των εικόνων με υποδειγματοληψία διαχυτικής μαγνητικής τομογραφίας ολόκληρου σώματος (WBDWI) με μία μόνο λήψη (NOA1) χρησιμοποιώντας βαθιά μάθηση, μειώνοντας έτσι τους χρόνους λήψης. Αναπτύχθηκε και δοκιμάστηκε σε δεδομένα ασθενών ένα μοντέλο φίλτρου αποθορυβοποίησης εικόνας με βάση τη βαθιά μάθηση (DNIF). Το μοντέλο βελτίωσε αποτελεσματικά την οπτική ποιότητα των εικόνων NOA1, με τις περισσότερες να βαθμολογούνται ως "μέτριες" ή "καλές" σε σύγκριση με τις κλινικές εικόνες NOA16. Η απόδοση του μοντέλου επικυρώθηκε σε διάφορες ομάδες ασθενών, καταδεικνύοντας ελπιδοφόρα αποτελέσματα στη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας και δυνατότητες κλινικής εφαρμογής σε διάφορες περιοχές του σώματος.

Η μελέτη των Kaye et al., 2020 αποσκοπούσε στη διερεύνηση των δυνατοτήτων επιτάχυνσης της απεικόνισης με διάχυση βάρους του προστάτη (DWI) με τη μείωση των αποκτηθέντων μέσω όρων και τη χρήση αποθορυβοποίησης μέσω ενός καθοδηγούμενου νευρωνικού δικτύου συνελικτικής αποθορυβοποίησης (DnCNN). Συλλέχθηκαν αναδρομικά δεδομένα από σαρώσεις DWI του προστάτη και αναπτύχθηκε ένα τροποποιημένο DnCNN, χρησιμοποιώντας εικόνες DW με χαμηλή τιμή b ως καθοδηγούμενη είσοδο. Το καθοδηγούμενο DnCNN βελτίωσε σημαντικά τις αποθορυβοποιημένες εικόνες DW με υψηλή τιμή b , παρουσιάζοντας βελτιωμένο λόγο σήματος προς θόρυβο, δομική ομοιότητα και χαμηλότερο σφάλμα σε σύγκριση με το αρχικό DnCNN. Οι αξιολογήσεις των αναγνωστών έδειξαν επίσης υψηλότερες βαθμολογίες ποιότητας εικόνας για τις απονευρωμένες εικόνες. Οι τιμές του φαινομενικού συντελεστή διάχυσης (ADC) από τις αποθορυβοποιημένες εικόνες ευθυγραμμίστηκαν στενά με τις τιμές ADC αναφοράς, αποδεικνύοντας την τεχνική σκοπιμότητα της επιτάχυνσης της DWI του προστάτη με ταυτόχρονη διατήρηση της ποιότητας της εικόνας μέσω της αποθορυβοποίησης με καθοδηγούμενο DnCNN.

Οι σαρώσεις μαγνητικής τομογραφίας μπορούν να επηρεαστούν από διάφορους τύπους θορύβου, όπως θόρυβος speckle, θόρυβος αλατιού και πιπεριού και θόρυβος Gaussian, γεγονός που ενδεχομένως εμποδίζει την ακριβή ταξινόμηση. Για να μετριαστεί αυτό, οι Ramesh et al., 2021 προτείνουν έναν νέο αλγόριθμο απομάκρυνσης του θορύβου που ονομάζεται τροποποιημένο επαναληπτικό φίλτρο διάμεσης ομαδοποίησης και η εξαγωγή χαρακτηριστικών ενισχύεται με τη χρήση ανάλυσης κύριων συνιστωσών πυρήνα με βάση την εκτίμηση μέγιστης πιθανοφάνειας (MLE-based KPCA). Η τμηματοποίηση επιτυγχάνεται μέσω της αρχιτεκτονικής VGG16 σε μια προσέγγιση βασισμένη στη βαθιά μάθηση. Τα πειραματικά αποτελέσματα καταδεικνύουν την ανώτερη απόδοση του προτεινόμενου αλγορίθμου, ξεπερνώντας τις καθιερωμένες τεχνικές τόσο σε ποιοτικές όσο και σε ποσοτικές αξιολογήσεις. Η προτεινόμενη τεχνική παρουσιάζει σημαντική βελτίωση κατά 25% στο PSNR, αύξηση κατά 10% στο SSIM, βελτίωση κατά 3,83% στην ακρίβεια, βελτίωση κατά 3,99% στην ευαισθησία, αύξηση κατά 3,75% στην ειδικότητα και βελτίωση κατά 4,02% στην ακρίβεια σε σύγκριση με τις σύγχρονες τεχνικές.

Πίνακας 1 Σύγχρονες μελέτες αποθορυβοποίησης εικόνων μαγνητικής τομογραφίας (MRI).

Συγγραφείς	Έτος	Μέθοδοι	Κυριότερα Ευρήματα
Bouhara et al.	2019	Μη τοπική εκτίμηση πολυφασματικών μεγεθών (NESMA)	Παρόμοιες επιδόσεις μείωσης θορύβου με το MS-NLML, απλούστερη υλοποίηση, ταχύτερη επεξεργασία, κατάλληλο για κλινική χρήση και μεγάλα σύνολα δεδομένων MRI. Επίσης, προσαρμοστικές μέθοδοι βελτιστοποίησης της απόδοσης του φίλτρου βάσει χωρικών μεταβολών.
Schranzer et al.	2018	Αποθορυβοποίηση FLAIR2 με TGV, Gaussian, Wiener	Βελτίωση CNR στην ανίχνευση σκλήρυνσης κατά πλάκας (MS) σε εικόνες FLAIR2 με χρήση TGV αποθορυβοποίησης, ελάχιστη θόλωση και ενίσχυση SNR. Σημαντική αύξηση αντίθεσης με προσθήκη του μη φιλτραρισμένου T2.
Saladi et al.	2017	Αποθορυβοποίηση με Gaussian, Wiener, Non-Local Means (NLM)	Ανώτερη αποτελεσματικότητα του χωρικά προσαρμοστικού φίλτρου Non-Local Means (NLM) σε σύγκριση με τα παραδοσιακά φίλτρα αποθορυβοποίησης. Βελτίωση της ποιότητας των εικόνων MR με μείωση του θορύβου και αύξηση της ακρίβειας κατάτμησης.
Zormpas-Petridis et al.	2021	Αποθορυβοποίηση με τροποποιημένο επαναληπτικό φίλτρο	Βελτίωση ποιότητας εικόνων WBDWI με χρήση μοντέλου φίλτρου βαθιάς μάθησης (DNIF). Υπολογιστικά αποδοτική μέθοδος για επιτάχυνση απεικόνισης WBDWI με μείωση χρόνου λήψης.
Kaye et al.	2020	Αποθορυβοποίηση DWI με καθοδηγούμενο νευρωνικό δίκτυο	Βελτίωση αποθορυβοποίησης DWI προστάτη με χρήση καθοδηγούμενου νευρωνικού δικτύου (DnCNN). Αντιστοίχιση των τιμών του φαινομενικού συντελεστή διάχυσης (ADC) με τις αποθορυβοποιημένες εικόνες για ακριβέστερη ανίχνευση.
Ramesh et al.	2021	Τροποποιημένο επαναληπτικό φίλτρο με MLE-based KPCA	Ανώτερη απόδοση σε ποιοτικές και ποσοτικές αξιολογήσεις από άλλες τεχνικές απομάκρυνσης θορύβου σε εικόνες MRI. Χρήση ανάλυσης κύριων συνιστωσών (PCA) με βάση την MLE για ενίσχυση χαρακτηριστικών. Αποτελεσματική τμηματοποίηση με βάση τη βαθιά μάθηση (VGG16)

Η εργασία των Manjón et al., 2012 παρουσιάζει δύο νέες μεθόδους αποθορυβοποίησης μαγνητικής τομογραφίας, την ODCT3D και την PRI-NLM3D, οι οποίες αξιοποιούν την εγγενή αραιότητα και την αυτοομοιότητα των εικόνων μαγνητικής τομογραφίας. Η PRI-NLM3D, συγκεκριμένα, υπογραμμίζεται για την ανώτερη απόδοσή της σε σύγκριση με τις υπάρχουσες

σύγχρονες μεθόδους αποθορυβοποίησης MRI. Το ODCT3D μειώνει αποτελεσματικά τον θόρυβο μέσω της συμπίεστικότητας των δεδομένων MRI, ενώ το PRI-NLM3D χρησιμοποιεί προφιλτραρισμένα δεδομένα ODCT3D ως προηγούμενο, επιδεικνύοντας εξαιρετικά αποτελέσματα αποθορυβοποίησης με την αξιοποίηση της αραιότητας των εικόνων και τη χρήση ενός περιστροφικά αμετάβλητου μέτρου ομοιότητας. Και οι δύο μέθοδοι ξεπερνούν τις προηγούμενες σύγχρονες προσεγγίσεις αποθορυβοποίησης μαγνητικής τομογραφίας, με μικρές διαφορές στα αποτελέσματα αποθορυβοποίησης - η ODCT3D τείνει να εξομαλύνει ελαφρώς τις ακμές και τις λεπτές λεπτομέρειες λόγω της φύσης της επεξεργασίας που βασίζεται σε μπλοκ, ενώ η PRI-NLM3D διατηρεί περισσότερες λεπτομέρειες μέσω της επεξεργασίας κατά voxel. Οι προτεινόμενες μέθοδοι είναι υπολογιστικά αποδοτικές και μπορούν να εκτελεστούν σε λογικά χρονικά πλαίσια, με δυνατότητα περαιτέρω επιτάχυνσης με τη χρήση υλοποιήσεων βασισμένων σε GPU. Αυτές οι μέθοδοι έχουν σημαντικές δυνατότητες όχι μόνο για την οπτική διάγνωση αλλά και για ποσοτικές μεθοδολογίες όπως η κατάτμηση εγκεφαλικών ιστών MRI και η επεξεργασία εικόνων MR tensor διάχυσης, βελτιώνοντας την ποιότητα των δεδομένων που είναι απαραίτητη για την ακριβή ανάλυση. Ωστόσο, σε μία νεότερη μελέτη των Manjón et al., 2018 προτάθηκε μια νέα μέθοδος για την αποθορυβοποίηση μαγνητικών τομογραφιών που συνδυάζει τα οφέλη των νέων τεχνικών βαθιάς μάθησης με τη δύναμη των παραδοσιακών μη τοπικών μεθόδων επεξεργασίας εικόνας. Η προτεινόμενη μέθοδος βασίζεται σε ένα υπερπλήρες patch-based CNN το οποίο παράγει μια προ-φιλτραρισμένη εικόνα η οποία χρησιμοποιείται ως εικόνα-οδηγός μέσα σε ένα πλαίσιο μη-τοπικών μέσων αμετάβλητων ως προς την περιστροφή. Η προτεινόμενη μέθοδος υπερτερεί έναντι των συγκρινόμενων μεθόδων για όλα τα επίπεδα θορύβου και τους τύπους θορύβου (Gaussian και Rician) και αποτελεί μια αποτελεσματική προσέγγιση για την αυτόματη μείωση της ποσότητας θορύβου σε εικόνες μαγνητικής τομογραφίας με τυφλό τρόπο χάρη στην αυτόματη προσαρμογή της σε διαφορετικά επίπεδα θορύβου. Επιπλέον, παρόλο που δεν σχεδιάστηκε για να το κάνει αυτό, η προτεινόμενη μέθοδος είναι σε θέση να αντιμετωπίσει χωρικά μεταβαλλόμενο θόρυβο, χάρη στον προσαρμοστικό της χαρακτήρα με βάση τα επιθέματα.

Οι Baseline et al., 2017 πρότειναν μια νέα στατιστική προσέγγιση για την αποθορυβοποίηση εικόνων μαγνητικού συντονισμού. Η μεθοδολογία εφαρμόζει έναν εκτιμητή μέγιστου A Posteriori, ικανό να ρυθμίσει από κοινού το πραγματικό και το φανταστικό μέρος του σύνθετου σήματος που αποκτήθηκε. Δουλεύοντας στο σύνθετο πεδίο, ο αλγόριθμος είναι σε θέση να

αξιοποιήσει πολλαπλά διαθέσιμα δεδομένα, επίσης σε περίπτωση διαφορετικών χαρακτηριστικών απεικόνισης, προκειμένου να επιτύχει ακριβέστερη διατήρηση των λεπτομερειών σε όλη την εικόνα. Το αποτέλεσμα αυτό επιτυγχάνεται με την υιοθέτηση της θεωρίας τυχαίων πεδίων Markov για την εκ των προτέρων μοντελοποίηση της απεικονιζόμενης φέτας και τη ρύθμιση της έντασης του φίλτρου σύμφωνα με την τοπική φύση της εικόνας, εκμεταλλευόμενος τη χωρική συσχέτισή της. Αναφέρονται αποτελέσματα σε προσομοιωμένα και πραγματικά σύνολα δεδομένων και πραγματοποιήθηκε σύγκριση με ευρέως υιοθετημένες προσεγγίσεις αποθορυβοποίησης. Οι επιδόσεις που επιτεύχθηκαν είναι ενδιαφέρουσες, παρουσιάζοντας ακρίβεια κοντά στις σύγχρονες προσεγγίσεις, όπως αυτές που ανήκουν στα μη τοπικά μέσα. Ειδικότερα, η προτεινόμενη προσέγγιση MAP απέδειξε ότι παράγει αποτελέσματα με λιγότερα τεχνουργήματα, διατηρώντας καλύτερα τα τοπικά χαρακτηριστικά των δεδομένων. Αυτό, σε συνδυασμό με την ικανότητα της MAP να είναι ευέλικτη και επεκτάσιμη με την από κοινού επεξεργασία πολλαπλών δεδομένων, δηλαδή διαφορετικών ακολουθιών απεικόνισης και πηνίων λήψης, κάνει την προτεινόμενη προσέγγιση να φαίνεται πολλά υποσχόμενη.

Η εργασία των Klosowski et al., 2017 κατέδειξε τη δυνατότητα εφαρμογής των μεθόδων αποθορυβοποίησης με βάση το patch, που έχουν σχεδιαστεί για τη μείωση του AWGN, σε δυναμικές σειρές μαγνητικής τομογραφίας που λαμβάνονται με συντελεστές επιτάχυνσης περίπου 20. Το τροποποιημένο φίλτρο NLM που αναπτύχθηκε, παρά τον απλό σχεδιασμό του με μία μόνο παράμετρο παραπάνω από την αρχική εφαρμογή, επιτυγχάνει οπτικά συγκρίσιμα αποτελέσματα με φίλτρα τελευταίας τεχνολογίας, όπως το BM3D. Σε αντίθεση με το τυπικό NLM, το προτεινόμενο φίλτρο διατηρεί ακόμη και τα μικρότερα, απομονωμένα χαρακτηριστικά, μέσω μιας συμπαγώς υποστηριζόμενης συνάρτησης για τα βάρη των επιφανειών και της προσαρμογής του κεντρικού βάρους με βάση την κανονικότητα των επιφανειών, ενώ ένα πρόσθετο βήμα μαντείου εξασφαλίζει την αποτελεσματική απομάκρυνση του θορύβου υποβάθρου. Η βελτίωση του SNR κατά 60% χωρίς ορατή υποβάθμιση της εικόνας σε συνδυασμό με χρόνο υπολογισμού ανά καρέ μόλις 10 ms σε μια σύγχρονη GPU καθιστούν τη μέθοδο ένα χρήσιμο εργαλείο για κλινική μαγνητική τομογραφία σε πραγματικό χρόνο.

Στην πρόσφατη εργασία Veni (2023), προτείνεται ένας νέος αλγόριθμος τμηματοποίησης με την ενσωμάτωση της αποθορυβοποίησης με βάση το φίλτρο μέσου και κορυφής και κοιλάδας και του αλγορίθμου ασαφών μέσων Γκαουσιανών πυρήνων (MPVKFCM) για την τμηματοποίηση

ιατρικών εικόνων. Πρώτον, η εικόνα αποθορυβώνεται με τη χρήση του αλγορίθμου φίλτραρίσματος μέσου και κορυφής και κοιλάδας. Δεύτερον, εκτελείται αλγόριθμος τμηματοποίησης εικόνας με ασαφή c-μέσο βασισμένο σε Gaussian kernels στην αποθορυβοποιημένη εικόνα. Η απόδοση του προτεινόμενου αλγορίθμου δοκιμάζεται στο σύνολο δεδομένων εικόνας OASIS-MRI. Η απόδοση ελέγχεται από την άποψη της βαθμολογίας, του αριθμού επαναλήψεων (NI), του χρόνου εκτέλεσης (TM) και των τιμών PSNR υπό διαφορετικούς θορύβους Gauss στο σύνολο δεδομένων OASIS-MRI. Τα αποτελέσματα μετά τη διερεύνηση, η προτεινόμενη μέθοδος παρουσιάζει σημαντική βελτίωση σε σύγκριση με άλλες υπάρχουσες μεθόδους όσον αφορά τα PSNR, Score, NI και TM υπό διαφορετικούς θορύβους Gaussian στο σύνολο δεδομένων OASIS-MRI.

Πίνακας 2 Μέθοδοι αποθορυβοποίησης εικόνων μαγνητικής τομογραφίας με σύγχρονους αλγορίθμους.

Εργασία	Μέθοδοι	Κύρια Ευρήματα
Manjón et al., 2012	ODCT3D, PRI-NLM3D	Αποθορυβοποίηση μαγνητικής τομογραφίας με βάση την αραιότητα και την αυτοομοιότητα. Υπερισχύουσα απόδοση της PRI-NLM3D.
Manjón et al., 2018	Αλγόριθμος βαθιάς μάθησης με προ-φίλτραρισμένα δεδομένα ODCT3D	Συνδυασμός νέων τεχνικών βαθιάς μάθησης με παραδοσιακές μη τοπικές μεθόδους επεξεργασίας εικόνας για αποθορυβοποίηση.
Baselice et al., 2017	Μέθοδος υπολογιστικής ρύθμισης μέγιστου A Posteriori για αποθορυβοποίηση	Εφαρμογή στατιστικής προσέγγισης για αποθορυβοποίηση εικόνων μαγνητικού συντονισμού.
Klosowski et al., 2017	Τροποποιημένο φίλτρο NLM	Αποθορυβοποίηση δυναμικών σειρών μαγνητικής τομογραφίας με τροποποιημένο φίλτρο NLM.
Venu, 2023	Αλγόριθμος τμηματοποίησης με ενσωμάτωση αποθορυβοποίησης	Τμηματοποίηση ιατρικών εικόνων με ενσωμάτωση αποθορυβοποίησης με φίλτρα μέσου και κορυφής και αλγόριθμο ασαφών μέσων.

Εργασία	Μέθοδοι	Κύρια Ευρήματα
Leal et al., 2020	Αραιές αναπαραστάσεις (SVD), αλγόριθμος KSVD, μη-τοπική αποθορυβοποίηση, επαναληπτικό φίλτρο	Μέθοδος μη-τοπικής αποθορυβοποίησης με χρήση SVD και αλγορίθμου KSVD για διαίρεση της εικόνας σε υπο-όγκους και αποτελεσματική ανακατασκευή. Υπερίσχυση έναντι συγκριτικών μεθόδων σε προσομοιωμένα και πραγματικά δεδομένα.
Goyal et al., 2022	Βιτονικό φίλτρο, αφαίρεση θορύβου, διπλός τρόπος αποθορυβοποίησης (DWEFD)	Αποτελεσματική αποθορυβοποίηση με χρήση βιτονικού φίλτρου και μεθόδου DWEFD. Εξαγωγή λεπτομερειών εικόνας και πληροφοριών βάσης. Συγχώνευση εικόνων για ενίσχυση περιεχομένου και οπτικής ποιότητας.

Στη μελέτη των Biswas et al., 2018 παρουσιάζεται μια μέθοδος αφαίρεσης θορύβου για εικόνα μαγνητικής τομογραφίας εγκεφάλου (MRI) με χρήση της τεχνικής κατωφλίου μετασχηματισμού curvelet σε συνδυασμό με το φίλτρο Wiener και συγκρίνεται το αποτέλεσμα με τις τεχνικές αφαίρεσης θορύβου που βασίζονται σε τεχνικές curvelet και wavelet. Για την αξιολόγηση της ποιότητας της αποθορυβοποιημένης εικόνας λήφθηκαν υπόψη οι τιμές του μέγιστου λόγου σήματος προς θόρυβο (PSNR), του μέσου τετραγωνικού σφάλματος (MSE) και του μέτρου δείκτη δομικής ομοιότητας (SSIM). Τα πειραματικά αποτελέσματα δείχνουν ότι η μέθοδος αποθορυβοποίησης curvelet απεικονίζει καλύτερο αποτέλεσμα από τη μέθοδο αποθορυβοποίησης wavelet, αλλά η συνδυασμένη μέθοδος curvelet με την τεχνική φιλτραρίσματος Wiener είναι πιο αποτελεσματική από τη μέθοδο αποθορυβοποίησης με βάση το wavelet και το curvelet όσον αφορά το PSNR, το MSE και το SSIM.

Μια νέα υβριδική προσαρμοστική τεχνική με χρήση DWT-ICA για θόρυβο μείωση του θορύβου των εικόνων μαγνητικού συντονισμού προτάθηκε από τους Rai et al., 2019. Η προτεινόμενη τεχνική χρησιμοποιεί ένα συνδυασμό ανεξάρτητων ανάλυσης συνιστωσών και διακριτού μετασχηματισμού κυματιδίων για την απόκτηση δεδομένων χωρίς θόρυβο. Μια βάση δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε για την εργασία αυτή περιέχει T1 σταθμισμένες εικόνες μαγνητικής τομογραφίας εγκεφάλου. Η εικόνα μαγνητικής τομογραφίας που έχει αλλοιωθεί από Gaussian θόρυβο, θόρυβο speckle, θόρυβο αλατιού και πιπεριού με διακύμανση θορύβου 0,1, 0,3, 0,5, 0,7

και 0,9 αποθρορυβοποιήθηκαν με τη χρήση της προτεινόμενης μεθόδου και το αποτέλεσμα που προέκυψε συγκρίνεται με τις σύγχρονες τεχνικές όπως UDWT, DWT και ICA. Τέλος, τα αποτελέσματα που προέκυψαν από τον προτεινόμενο αλγόριθμο βρέθηκαν καλύτερα, μεταξύ των άλλων συμβατικών μετασχηματισμών που χρησιμοποιούνται για την αποθρορυβοποίηση εικόνων μαγνητικής τομογραφίας. Η έξοδος που λαμβάνεται από την προτεινόμενη μέθοδο έχει επίσης υψηλότερο PSNR και υψηλότερη MSSIM σε σύγκριση με τις άλλες μεθόδους που χρησιμοποιήθηκαν. Η προσομοίωση αποτελέσματα προσομοίωσης αποκαλύπτουν επίσης ότι ο αλγόριθμος DWT-ICA παρέχει πολύ καλύτερη αποτέλεσμα σε υψηλότερο επίπεδο διακύμανσης του θορύβου η μέθοδος αυτή ήταν επίσης βρέθηκε ότι διατηρεί καλύτερα τη δομή των εικόνων MRI, η οποία είναι το σημαντικότερο μέλημα όταν οι εικόνες αυτές χρησιμοποιούνται για σκοπούς διάγνωσης. Η προτεινόμενη τεχνική (DWT-ICA) ήταν επομένως βρέθηκε ότι είναι μια ισχυρή και αποτελεσματική μέθοδος για την αφαίρεση του τυχαίου θορύβου από εικόνες MRI.

Η εργασία των Sheela et al., 2020 προτείνει ένα νέο προσαρμοστικό φίλτρο προσαρμοστικής μεταγωγής με τροποποιημένη απόφαση που βασίζεται σε μη συμμετρικό κομμένο διάμεσο φίλτρο (ASMDBUTMF) για τη μείωση του θορύβου σε εικόνες μαγνητικής τομογραφίας κλίμακας του γκρι, οι οποίες επηρεάζονται από θόρυβο αλατιού και πιπεριού. Η προτεινόμενη μέθοδος αποτελεί την επέκταση της υπάρχουσας μεθόδου Modified Decision Based Unsymmetric Trimmed Median Filter (MDBUTMF). Στην παρούσα εργασία τα θορυβώδη εικονοστοιχεία ανιχνεύονται με τη χρήση των τιμών έντασης 0 και 255. Τα θορυβώδη εικονοστοιχεία μετατρέπονται σε εικονοστοιχεία χωρίς θόρυβο χρησιμοποιώντας την περικομμένη διάμεση τιμή s . Το φίλτρο MDBUTMF χρησιμοποιεί παράθυρα μεγέθους 3×3 μόνο, ενώ η προτεινόμενη μέθοδος χρησιμοποιεί μεγέθη παραθύρων με βάση τη μέθοδο Adaptive switching για τη διατήρηση περισσότερων λεπτομερειών για τη μείωση του θορύβου. Ο προτεινόμενος αλγόριθμος ASMDBUTMF συγκρίνεται ταυτόχρονα με τις υπάρχουσες μεθόδους, δηλαδή το φίλτρο διάμεσης (MF), το φίλτρο διάμεσης τάξης (ROMF), το φίλτρο διάμεσης ασαφούς μεταγωγής με προσαρμογή στο θόρυβο (NAFSMF), το τροποποιημένο φίλτρο διάμεσης με βάση την απόφαση (MDBUTMF) και το φίλτρο διανυσματικού μετασχηματισμού υποστήριξης γεωμετρικής πολυκλιμάκας Ridgelet (GMRSVTF). Το νέο φίλτρο ASMDBUTMF υποστηρίζει τη μείωση του θορύβου για εικόνες με υψηλή αλλοίωση με καλύτερο μέγιστο λόγο σήματος προς θόρυβο (PSNR) και συντελεστή βελτίωσης εικόνας (IEF).

Πίνακας 3 Μελέτες για την αξιολόγηση της ποιότητας αποθορυβοποιημένης εικόνας μέσω τριών δεικτών (PSNR, MSE, SSIM)

Μέθοδος Αποθορυβοποίησης	PSNR (Υψηλότερο είναι καλύτερο)	MSE (Χαμηλότερο είναι καλύτερο)	SSIM (Υψηλότερο είναι καλύτερο)
Biswas et al., 2018	Υψηλό	Χαμηλό	Υψηλό
Rai et al., 2019	Υψηλό	Χαμηλό	Υψηλό
Sheela et al., 2020	Υψηλό	Χαμηλό	Υψηλό

Σημείωση:

Για το PSNR, υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν καλύτερη ποιότητα.

Για το MSE, χαμηλότερες τιμές υποδεικνύουν καλύτερη ποιότητα.

Για το SSIM, υψηλότερες τιμές υποδεικνύουν καλύτερη δομική ομοιότητα.

Βασισμένοι σε αραιές αναπαραστάσεις και αποσύνθεση μοναδιαίων τιμών (SVD), οι Leal et al., 2020 παρουσίασαν μία μέθοδο για τη μη-τοπική αποθορυβοποίηση εικόνων μαγνητικής τομογραφίας. Η προτεινόμενη μέθοδος αποτρέπει τη θόλωση, τα τεχνουργήματα και τον υπολειπόμενο θόρυβο. Η μέθοδός μας αποτελείται από τρία στάδια. Το πρώτο στάδιο διαιρεί την εικόνα σε επιμέρους όγκους, για να ληφθεί η αραιή αναπαράστασή της, χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο KSVD. Στη συνέχεια, υπολογίζεται η συνολική επιρροή των ατόμων του λεξικού για την αναβάθμιση του λεξικού και την επίτευξη καλύτερης ανακατασκευής των υπο-όγκων. Στο δεύτερο στάδιο, με βάση την αραιή αναπαράσταση, εκτιμάται ο υποόγκος χωρίς θόρυβο χρησιμοποιώντας μια μη τοπική προσέγγιση και το SVD. Το voxel χωρίς θόρυβο ανακατασκευάζεται με τη συνάθροιση των επικαλυπτόμενων voxels σύμφωνα με τη σπανιότητα

των υπο-όγκων που ανήκει, η οποία υπολογίζεται από την παγκόσμια επιρροή των ατόμων. Στο τρίτο στάδιο επαναλαμβάνεται η διαδικασία χρησιμοποιώντας διαφορετικό μέγεθος υπο-όγκου για την παραγωγή μιας νέας φιλτραρισμένης εικόνας, η οποία υπολογίζεται κατά μέσο όρο με τις προηγούμενες φιλτραρισμένες εικόνες. Τα αποτελέσματα που παρέχονται δείχνουν ότι η μέθοδός μας υπερτερεί έναντι αρκετών σύγχρονων μεθόδων τόσο σε προσομοιωμένα όσο και σε πραγματικά δεδομένα.

Στην εργασία των Goyal et al., 2022 προτείνεται ένα αποτελεσματικό σύστημα αποθορυβοποίησης που χρησιμοποιεί μια καινοτόμο μέθοδο υπολογισμού της βάσης και των λεπτομερειών της εικόνας. Η θορυβώδης εικόνα κατωφλιώνεται για να αφαιρεθεί ο επιπλέον θόρυβος με το βιτονικό φίλτρο. Οι λεπτομέρειες των ασυνεχειών εξάγονται με την αφαίρεση της ανακτημένης εικόνας από τη θορυβώδη εικόνα. Στη συνέχεια, τα χαρακτηριστικά των λεπτομερειών αφαιρούνται από τη θορυβώδη εικόνα για να εξαχθούν οι πληροφορίες βάσης. Στη συνέχεια, τα χαρακτηριστικά της εικόνας και ο θόρυβος φιλτράρονται ταυτόχρονα με το φίλτρο κυλιόμενης καθοδήγησης για την αφαίρεση του υπόλοιπου θορύβου από τα χαρακτηριστικά και των σημαντικών πληροφοριών ακμών από τον φιλτραρισμένο θόρυβο. Οι δύο εικόνες συγχωνεύονται με τη μέγιστη τιμή του συντελεστή για την ενίσχυση του περιεχομένου πληροφοριών και της οπτικής ποιότητας της αποθορυβοποιημένης εικόνας. Το προτεινόμενο Dual Way Residue Noise Thresholding (DWEFD) είναι ένας συνδυασμός διαφόρων μετατροπών στο χωρικό και μετασχηματιστικό πεδίο που εκτελούνται παράλληλα. Εκτενή πειραματικά αποτελέσματα και έρευνες αποκαλύπτουν ότι η προτεινόμενη μεθοδολογία είναι σε θέση να ανακτήσει τις λεπτομέρειες των χαρακτηριστικών μιας εικόνας μειώνοντας έτσι την απώλεια πληροφοριών μαζί με την αποτελεσματική αφαίρεση του θορύβου.

Τεχνικές αποθορυβοποίησης σε εικόνες αξονικής τομογραφίας

Στις εικόνες αξονικής τομογραφίας υπάρχει συμβιβασμός μεταξύ του λόγου σήματος προς θόρυβο και της χωρικής ανάλυσης της εικόνας. Το ανθρώπινο οπτικό σύστημα (HVS) είναι πολύ ισχυρό στον εντοπισμό ανατομικών λεπτομερειών στην εικόνα ακόμη και όταν υπάρχει θόρυβος. Ωστόσο, το ανθρώπινο οπτικό σύστημα δυσκολεύεται να αναγνωρίσει ανατομικές

δομές εάν η αντίθεση της εικόνας ή ο λόγος σήματος προς θόρυβο είναι πολύ χαμηλός. Η διατήρηση των σημαντικών λεπτομερειών της εικόνας μέσω της μείωσης του θορύβου στις εικόνες αξονικής τομογραφίας είναι απαραίτητη για την περαιτέρω επεξεργασία.

Το χωρικό φιλτράρισμα περιλαμβάνει την εξάλειψη του θορύβου από την εικόνα με τη συνέλιξη της με μια συνάρτηση εξομάλυνσης στο χωρικό πεδίο. Αυτή η τεχνική θολώνει τις αιχμηρές ακμές της εικόνας μειώνοντας τη διακύμανσή της και το ποσό της θόλωσης εξαρτάται από τη συνάρτηση συνέλιξης που χρησιμοποιείται για το φιλτράρισμα, η οποία είναι ίδια με τη μείωση των τιμών μεγάλων συχνοτήτων από την εικόνα. Στην απεικόνιση με αξονική τομογραφία, το φιλτράρισμα συνέλιξης είναι ευαίσθητο καθώς τα δεδομένα που αποκτώνται στο πεδίο της συχνότητας πολλαπλασιάζονται με μια συνάρτηση εξομάλυνσης η οποία μειώνει τις μεγάλες τιμές χωρικής συχνότητας. Αυτό το είδος φίλτρων εκτελεί εξομάλυνση της εικόνας, αλλά το SNR είναι ανεπιτήδευτο όπως το σήμα και ο θόρυβος ελαχιστοποιείται κατά το ίδιο ποσό. Σε αυτή την εξομάλυνση, υπάρχει ένας συμβιβασμός μεταξύ της μείωσης του θορύβου και της χωρικής ανάλυσης της εικόνας. Η επιλογή του χρονικού φίλτρου πρέπει να γίνεται λαμβάνοντας υπόψη την κατάλληλη σχέση με το διάστημα δειγματοληψίας για την αποφυγή των ψευδών τεχνουργημάτων. Ένα χρονικό φίλτρο με περιορισμένη απόκριση συχνότητας μειώνει το σήμα στα όρια της εικόνας, ενώ επαρκής απόκριση συχνότητας παράγει πρόσθετο θόρυβο στην εικόνα μέσω της αλλοίωσης. Τα φίλτρα του τομέα της συχνότητας και η μέθοδος τοπικής εξομάλυνσης μειώνουν το θόρυβο, αλλά δεν διατηρούν τις λεπτομέρειες, την υφή και τη λεπτή δομή της εικόνας και τις αφαιρούν, καθώς μιμούνται τις λειτουργικές πτυχές του θορύβου. Αρχικά, η προσπάθεια μείωσης του θορύβου με βάση το γραμμικό φιλτράρισμα έγινε από τους Lee et al., 1980. Αργότερα, οι Liu et al., 2016 και Tsagaan et al., 2001 χρησιμοποίησαν 3D φίλτρο εξομάλυνσης Gauss για την αφαίρεση των τεχνουργημάτων στην εικόνα αξονικής τομογραφίας, αλλά το φίλτρο Gauss έχει το μειονέκτημα ότι θολώνει τις ακμές ενώ μειώνει το θόρυβο. Με τον ίδιο τρόπο, οι Lin et al., 2001 και Casiraghi et al., 2009 χρησιμοποίησαν το φίλτρο median για την αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας, το οποίο διατηρεί τις ακμές, αλλά καταστέλλει τις λεπτές λεπτομέρειες της εικόνας (Thakur et al., 2017).

Φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης

Οι Perona και Malik (1990) πρότειναν ένα σύστημα ανίχνευσης ακμών και εξομάλυνσης πολλαπλών κλιμάκων που ονομάζεται φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης (ADF). Αντιμετωπίζει τον περιορισμό του χωρικού φιλτραρίσματος και βελτιώνει σημαντικά την ποιότητα της εικόνας

διατηρώντας τις ακμές του αντικειμένου, καθώς αφαιρεί αποτελεσματικά τον θόρυβο στις πανομοιότυπες περιοχές και εξασφαλίζει την όξυνση των ακμών. Αυτό το φίλτρο περιγράφει το πρόβλημα με τη μορφή μιας εξίσωσης θερμότητας η οποία βασίζεται σε μερική διαφορική εξίσωση δεύτερης τάξης (PDE) σε ένα ανισότροπο μέσο και μπορεί να επιτύχει καλό συμβιβασμό μεταξύ της αφαίρεσης του θορύβου και της διατήρησης των ακμών. Εδώ, η εξομάλυνση της εικόνας διαμορφώνεται ως διαδικασία διάχυσης που μπορεί να σταματήσει ή να κατασταλεί στις ακμές επιλέγοντας τις εντάσεις της τοπικής κλίσης σε διάφορους προσανατολισμούς. Σε αυτή την τεχνική, οι ακμές διατηρούνται με τη συνέλιξη της εικόνας I στην κατεύθυνση που είναι κάθετη στην κλίση της εικόνας. Οι Linguraru et al., 2011 και Glisson et al. (2011) χρησιμοποίησαν αυτό το φίλτρο για τη μείωση του θορύβου σε εικόνες αξονικής τομογραφίας, το οποίο συνήθως αφαιρεί μικρές λεπτομέρειες της εικόνας μετασχηματίζοντας τα στατιστικά στοιχεία της εικόνας λόγω του αποτελέσματος ενίσχυσης των ακμών του και δημιουργεί το φαινόμενο της σκάλας στην εικόνα. Οι Zhang et al. (2009) εφάρμοσαν το φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης σε εικόνες αξονικής τομογραφίας εγκεφάλου και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι δίνει καλύτερα αποτελέσματα αποθορυβοποίησης σε σύγκριση με άλλες τεχνικές και απαιτεί λιγότερο χρόνο υπολογισμού.

Φίλτρο μη τοπικών μέσων

Πολλές από τις προτεινόμενες τεχνικές αφαίρεσης θορύβου εξαρτώνται κυρίως από τα τοπικά εικονοστοιχεία για την αφαίρεση του θορύβου που διατηρεί τις μεγάλες δομές και αφαιρεί τις μικρές δομές θεωρώντας τις ως θόρυβο. Οι Buades et al., 2005 πρότειναν το φίλτρο μη τοπικών μέσων (NLM) το οποίο χρησιμοποιεί τις επαναλαμβανόμενες πληροφορίες που υπάρχουν στην εικόνα για την εξάλειψη του θορύβου και η τιμή έντασης του voxel που αποκαθίσταται καθορίζεται ως ο σταθμισμένος μέσος όρος όλων των τιμών voxel μέσα στην εικόνα. Οι Oulhaj et al., (2012) χρησιμοποίησαν το φίλτρο NLM για την αποθορυβοποίηση ιατρικών εικόνων και κατέληξαν στο συμπέρασμα ότι έχει καλύτερα αποτελέσματα σε σύγκριση με άλλες τεχνικές, αλλά αυτή η μέθοδος αποθορυβοποίησης είναι υπολογιστικά δαπανηρή λόγω της πολυπλοκότητάς της στην αξιολόγηση των βαρών των εικονοστοιχείων. Οι Huang et al., (2011), Ma et al., (2011), Bian et al., (2013) χρησιμοποίησαν επίσης φίλτρο μη τοπικών μέσων για την

αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας χαμηλής δόσης. Στην μελέτη των Diwakar et al., 2018 προτείνεται ένα σύστημα αποθορυβοποίησης το οποίο εφαρμόζεται μόνο για δύο πανομοιότυπες εικόνες με ασυσχέτιστο θόρυβο. Στο προτεινόμενο σχήμα, χρησιμοποιείται ένα φίλτρο μη τοπικών μέσων (NLM) για την αποθορυβοποίηση της πρώτης εικόνας εισόδου και ένα κατωφλίωσης πακέτων κυματιδίων για την αποθορυβοποίηση της δεύτερης εικόνας εισόδου. Τα αποτελέσματα του φίλτρου NLM αναλύονται και κρίνονται εξαιρετικά για την καταστολή του θορύβου, αλλά χάνονται οι μικρές δομές της εικόνας εισόδου. Για να ανακτηθεί αυτό, το προτεινόμενο σύστημα χρησιμοποιεί κατωφλίωση πακέτων κυματιδίων με βάση τη συσχέτιση. Τα τελικά αποτελέσματα του προτεινόμενου συστήματος είναι εξαιρετικά όσον αφορά την καταστολή του θορύβου και τη διατήρηση των δομών. Το προτεινόμενο σύστημα συγκρίνεται με τις υπάρχουσες μεθόδους και παρατηρείται ότι η απόδοση τη μεθόδου είναι ανώτερη από τις υπάρχουσες μεθόδους όσον αφορά την οπτική ποιότητα, τον δείκτη ποιότητας εικόνας, το μέγιστο SNR και τη διαφορά εντροπίας.

Αποθορυβοποίηση συνολικής παραλλαγής

Οι Rudin et al., 1992 πρότειναν μια άλλη τεχνική αποθορυβοποίησης που βασίζεται στο μοντέλο των Rudin, Osher και Fatemi (ROF), γνωστή ως ολική παραλλαγή (TV), η οποία είναι ικανή να εξομαλύνει ομοιογενείς περιοχές της εικόνας. Πρόκειται για επαναληπτικό αλγόριθμο βελτιστοποίησης βασισμένο σε περιορισμούς που εκτελεί αποθορυβοποίηση ελαχιστοποιώντας τη νόρμα TV με τους περιορισμούς που λαμβάνονται υπόψη από τα στατιστικά στοιχεία θορύβου της εικόνας.

Συνδυασμός φιλτραρίσματος

Οι Tomasi et al., 1988 πρότειναν το διμερές φίλτρο, το οποίο είναι ένα απλό και μη επαναλαμβανόμενο υποκατάστατο του φίλτρου ανισοτροπικής διάχυσης- και οι δύο αυτές τεχνικές εκτελούν εξομάλυνση της εικόνας διατηρώντας τις ακμές της εικόνας. Το διμερές φίλτρο είναι ένας συνδυασμός των φίλτρων πεδίου και εύρους και μπορεί να υλοποιηθεί με μία μόνο επανάληψη χωρίς να απαιτείται η επίλυση της μερικής διαφορικής εξίσωσης όπως στην περίπτωση του φίλτρου ανισοτροπικής διάχυσης. Αυτή η μέθοδος είναι αποτελεσματική στη μείωση του θορύβου και στη διατήρηση των ακμών και της υφής των εικόνων, καθώς λαμβάνει

υπόψη τόσο τη γεωμετρική εγγύτητα όσο και τις χρωματικές διαφορές μεταξύ γειτονικών εικονοστοιχείων. Οι τιμές των βαρών για το φίλτρο τομέα είναι σχετικές με τη γεωμετρική εγγύτητα μεταξύ της γειτονιάς του εικονοστοιχείου. Ωστόσο, οι συντελεστές του φίλτρου εύρους μετρούν τη φωτομετρική ομοιότητα γύρω από τη γειτονιά του εικονοστοιχείου. Η αποθορυβοποιημένη εικόνα παράγεται με την αλλαγή κάθε τιμής εικονοστοιχείου με μια μέση τιμή που λαμβάνεται από τις φωτομετρικές και γεωμετρικές ομοιότητες μεταξύ των εικονοστοιχείων εντός ενός χωρικού παραθύρου. Οι Manduca et al. (2009) χρησιμοποίησαν ένα διμερές φίλτρο για την αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας χαμηλής δόσης. Οι Wong et al. (2004) πρότειναν το τριμερές φίλτρο για την αποθορυβοποίηση ιατρικών εικόνων που λειτουργεί παρόμοια με το διμερές φίλτρο. Λαμβάνει υπόψη γεωμετρικές, φωτομετρικές και τοπικές δομικές ομοιότητες για τη μείωση του θορύβου σε μια εικόνα. Η ιδέα πίσω από τη χρήση τοπικών πληροφοριών σχετικά με τις δομές είναι ο εντοπισμός των μη ομοιογενών περιοχών στην εικόνα. Εφαρμόζεται χαμηλοπερατό φιλτράρισμα στις παρόμοιες περιοχές και στην περίπτωση των ανομοιογενών περιοχών- κάθε τιμή εικονοστοιχείου αλλάζει με μια μέση τιμή σταθμισμένη από τις φωτομετρικές, γεωμετρικές και τοπικές δομικές αντιστοιχίες μεταξύ της γειτονιάς των εικονοστοιχείων εντός ενός χωρικού παραθύρου. Διατηρεί τις ακμές και πραγματοποιεί εξομάλυνση της εικόνας με τη χρήση στενού χωρικού παραθύρου. Το μειονέκτημα αυτών των φίλτρων τομέα και εύρους είναι ότι χρησιμοποιούν το μικρό χωρικό παράθυρο για να επιλέξουν τα εικονοστοιχεία γειτονιάς για την αξιολόγηση της νέας τιμής του. Ως εκ τούτου, οι μεγάλες δομικές λεπτομέρειες διατηρούνται, ενώ οι λεπτομέρειες των λεπτών δομών λαμβάνονται ως θόρυβος και απορρίπτονται.

Τεχνικές μετασχηματισμού

Παρακάτω αναφέρονται μερικές από τις πιο γνωστές μορφές μετασχηματισμού.

Μετασχηματισμός Wavelet

Οι μετασχηματισμοί είναι μια απεικόνιση εικόνων και σημάτων πολλαπλής ανάλυσης. Λειτουργεί διαιρώντας μια εικόνα ως μια αλυσίδα κλιμάκων που ποικίλλουν από τη χονδροειδή έως τη λεπτή κλίμακα. Οι μαθηματικές συναρτήσεις που χρησιμοποιούνται στην επεξεργασία εικόνας οι οποίες αναλύουν μια εικόνα εισόδου σε διάφορες συνιστώσες συχνότητας οι οποίες μπορούν να αναλυθούν με ανάλυση που αντιστοιχεί στην κλίμακα τους είναι γνωστές ως wavelets. Οι συντελεστές των wavelets για την εικόνα υπολογίζονται ως προβολές της εικόνας

στους υποχώρους πολλαπλής ανάλυσης. Στόχος είναι η διαφοροποίηση μεταξύ των συντελεστών υψηλής συχνότητας που αντιπροσωπεύουν δομική πληροφορία και αυτών που αντιπροσωπεύουν θόρυβο. Ο διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίων (DWT) χρησιμοποιείται συχνά λόγω των δυνατοτήτων του να περιγράφει τοπικά χαρακτηριστικά φασματικά ή χωρικά, γεγονός που βοηθά περαιτέρω στην αφαίρεση του θορύβου διατηρώντας τις ακμές και τις λεπτές λεπτομέρειες (Kingsbury, 2000). Η τεχνική αποθορυβοποίησης με τη χρήση κυματιδίων περιλαμβάνει τα παρακάτω βήματα:

- i. Η αρχική εικόνα μετασχηματίζεται στο πεδίο των κυματιδίων και υπολογίζονται οι συντελεστές κυματιδίων.
- ii. Επεξεργασία των αποκτηθέντων συντελεστών κυματιδίων με κατωφλίωση των συντελεστών για τη μείωση της συμμετοχής του θορύβου στο πεδίο κυματιδίων.
- iii. Η αποθορυβοποιημένη εικόνα παράγεται με τη λήψη αντίστροφου μετασχηματισμού στους επεξεργασμένους συντελεστές κυματιδίου.

Τα παραπάνω βήματα μπορούν να εκτελούνται επανειλημμένα για διαφορετικές κλίμακες μετασχηματισμού κυματιδίων, όπου κάθε κλίμακα αντιπροσωπεύει διαφορετικό βαθμό αποσύνθεσης κυματιδίων.

Πολλές από τις τεχνικές αποθορυβοποίησης με βάση τα κυματίδια χρησιμοποιούν τον DWT, αλλά πάσχει από ορισμένα προβλήματα, όπως η φτωχή κατευθυντικότητα, η διακύμανση μετατόπισης και η ανεπαρκής πληροφορία φάσης. Για την αντιμετώπιση αυτών των ζητημάτων, οι ερευνητές πρότειναν τον σύνθετο μετασχηματισμό κυματιδίων (CWT), τον μετασχηματισμό πακέτων κυματιδίων και πολλά άλλα με προσθήκες στον τυπικό DWT. Το ζήτημα της διακύμανσης μετατόπισης στον DWT μπορεί να αντιμετωπιστεί εάν δεν πραγματοποιείται υποδειγματοληψία σε κάθε επίπεδο εξόδου του φίλτρου, αλλά αυξάνει σημαντικά τα υπολογιστικά έξοδα. Επιπλέον, ο μετασχηματισμός που προκύπτει, δηλαδή ένα μη αποκομμένο κυματίδιο, εξακολουθεί να μην είναι σε θέση να διαφοροποιήσει μεταξύ των αντίθετων διαγωνίων, καθώς ο μετασχηματισμός είναι διαχωρίσιμος. Οι αποκρίσεις συχνότητας του διαχωρίσιμου φίλτρου είναι σημαντικό να είναι ασύμμετρες για αρνητικές και θετικές τιμές συχνότητας για να διαφοροποιούνται οι αντίθετες διαγώνιοι. Οι αρνητικές αποκρίσεις συχνότητας μπορούν να καταστραφούν με τη χρήση σύνθετων φίλτρων κυματιδίων και ο σύνθετος DWT έχει καλύτερη κατευθυντικότητα και αναλλοίωτη μετατόπιση σε σύγκριση με

τον διαχωρισμό DWT (Neumann et al., 2005, Meyer et al., 2001). Στην επεξεργασία εικόνας, τα σύνθετα wavelets δεν εφαρμόζονται ευρέως λόγω του προβλήματος της απεικόνισης σύνθετου φίλτρου που πληροί την ιδανική ιδιότητα ανακατασκευής. Για να ξεπεραστεί αυτό το πρόβλημα προτάθηκε από τον Kingsbury (2000) η εφαρμογή των σύνθετων κυματοειδών με διπλό δέντρο (DT-CWT), όπου το πραγματικό και το φανταστικό μέρος των συντελεστών παράγονται ξεχωριστά χρησιμοποιώντας δύο διαφορετικά δέντρα πραγματικών φίλτρων. Το σύστημα Double-Density Dual-Tree Complex DWT προτάθηκε για την αποθορυβοποίηση εικόνων, με την ενσωμάτωση του Double-Density DWT και του Dual-Tree Complex DWT, το οποίο συνδυάζει τα χαρακτηριστικά τόσο του dual-tree DWT (Rabbani et al., 2009) όσο και του double-density DWT (Meyer et al., 2001). Αυτές οι τεχνικές εξαλείφουν το θόρυβο, αλλά κάποιες λεπτομερείς πληροφορίες εξακολουθούν να επηρεάζονται από αυτές και να δημιουργούν τεχνουργήματα. Αργότερα, οι Rabbani et al., 2009 πρότειναν μια άλλη τεχνική μείωσης του θορύβου η οποία μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας σε διάφορες ιατρικές μεθόδους, όπως η αξονική τομογραφία και η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού. Οι Ali et al., 2010 πρότειναν την τεχνική μετασχηματισμού πολλαπλών κυματιδίων με βάση το παράθυρο για τη μείωση του θορύβου από εικόνες αξονικής τομογραφίας. Οι Borsdorf et al., 2008 και Zhong et al., 2004 εισήγαγαν τεχνική αποθορυβοποίησης με βάση τα κυματίδια για εικόνες αξονικής τομογραφίας χρησιμοποιώντας ανάλυση συσχέτισης. Η μέθοδος εξάλειψε τον γκαουσιανό θόρυβο που υπάρχει στις εικόνες αξονικής τομογραφίας και βελτίωσε την ποιότητα της εικόνας. Επιπλέον, η μέθοδος BM3D (Block-matching and 3D filtering) (Dabov et al., 2007) έχει αποδειχθεί καλή για την αποθορυβοποίηση εικόνων, η οποία βασίζεται στην αραιή απεικόνιση της εικόνας στο πεδίο του μετασχηματισμού. Η αραιότητα της εικόνας επιτυγχάνεται με το συνδυασμό σχετικών 2D τμημάτων της εικόνας ως 3D συστοιχιών δεδομένων, οι οποίες είναι γνωστές ως ομάδες, και το συνεργατικό φιλτράρισμα είναι το όνομα που δίνεται στη διαδικασία ομαδοποίησης και φιλτραρίσματος BM3D, η οποία είναι μια τεχνική για την αντιμετώπιση αυτών των 3D ομάδων, και περιλαμβάνει τρία διαδοχικά στάδια: υπολογισμός του 3D μετασχηματισμού μιας ομάδας, εκτέλεση συστολής των συντελεστών μετασχηματισμού που λαμβάνονται και υπολογισμός του αντίστροφου 3D μετασχηματισμού. Ως εκ τούτου, λαμβάνεται η τρισδιάστατη προσέγγιση της ομάδας που αποτελείται από έναν πίνακα φιλτραρισμένων τμημάτων 2D. Ο μετασχηματισμός επιτυγχάνει αραιή παρουσίαση του σήματος λόγω της ομοιότητας μεταξύ των ομαδοποιημένων

μπλοκ και ο θόρυβος μπορεί εύκολα να αποσπαστεί με συρρίκνωση. Το συνεργατικό φίλτράρισμα μπορεί να διατηρήσει τις λεπτές λεπτομέρειες της εικόνας που είναι κοινές σε όλα τα ομαδοποιημένα τμήματα και διατηρεί επίσης τα σημαντικά διακριτικά χαρακτηριστικά κάθε ανεξάρτητου θραύσματος (Dabov et al., 2007). Επιπλέον, οι μετασχηματισμοί wavelets χρησιμοποιούνται επίσης για την ταξινόμηση

Σύγχρονες μελέτες αποθορυβοποίησης εικόνων αξονικής τομογραφίας

Παρακάτω παραθέτονται σύγχρονες μελέτες για την αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας (CT)

Σκοπός της μελέτης των Zhao et al., 2018 είναι να βελτιωθεί η ποιότητα της εικόνας σε λήψεις με χαμηλές δόσεις αξονικής τομογραφίας με ταυτόχρονη τήρηση της αρχής ALARA (As Low As Reasonably Achievable). Η τρέχουσα τεχνική αποθορυβοποίησης τελευταίας τεχνολογίας, η τρισδιάστατη αντιστοίχιση μπλοκ (BM3D), προϋποθέτει ένα μοντέλο λευκού γκαουσιανού θορύβου (WGN), το οποίο δεν αντιπροσωπεύει με ακρίβεια τις ιδιότητες του θορύβου στις αξονικές τομογραφίες χαμηλής δόσης. Η μελέτη προτείνει μια νέα μονάδα φιλτραρίσματος εντός του πλαισίου BM3D, προσαρμόζοντας το φίλτρο Wiener στις συγκεκριμένες φασματικές ιδιότητες ισχύος του θορύβου της αξονικής τομογραφίας εξαιρετικά χαμηλής δόσης. Η προτεινόμενη μέθοδος βελτιώνει σημαντικά τις επιδόσεις αποθορυβοποίησης σε εικόνες αξονικής τομογραφίας εξαιρετικά χαμηλής δόσης και επιδεικνύει σημαντική βελτίωση για την ποσοτικοποίηση του εμφυσήματος, ιδίως σε χαμηλότερα επίπεδα δόσης. Η τροποποίηση του αλγορίθμου BM3D είναι πολύτιμη για διάφορες εργασίες αποθορυβοποίησης εικόνων όπου η υπόθεση WGN είναι άκυρη.

Η εργασία των Buhali et al., 2017 παρουσιάζει μία νέοεναλλακτική λύση από το συνδυασμό των πλεονεκτημάτων και των δύο χωρικού φιλτραρίσματος και κατωφλίωσης κυματιδίων- που εξασφαλίζει καλά την απομάκρυνση της επίδρασης του θορύβου, διατηρώντας παράλληλα των διαφόρων χαρακτηριστικών της εξεταζόμενης εικόνας. Πρώτον, η υποβαθμισμένη εικόνα αναλύεται σε συντελεστές κυματιδίου μέσω ενός 2D-DWT 2 επιπέδων. Στη συνέχεια, οι λεπτομερέστερες υποζώνες που πιθανώς οφείλονται σε θόρυβο, κατωφλιώνονται προκειμένου

να μεγιστοποιηθούν να ακυρωθεί η συμβολή του θορύβου. Ο υπόλοιπος θόρυβος που μοιράζεται στις χονδροειδείς υποζώνες λεπτομέρειας (LH2, HL2 και HH2) καθαρίζεται με φιλτράρισμα των εν λόγω υποζωνών μέσω ενός προσαρμοστικού φίλτρου wiener αντί για κατωφλίωση, αποφεύγοντας έτσι την εξομάλυνση της ληφθείσας εικόνας. Τέλος, ένα εφαρμόζεται κοινό διμερές φίλτρο (JBF) για να εξασφαλιστεί η διατήρηση των διαφόρων χαρακτηριστικών της εικόνας. Πειραματικό αποτελέσματα δείχνουν αξιοσημείωτες επιδόσεις του νέου προτεινόμενου συστήματος σε σύγκριση με τα πρόσφατα συστήματα αιχμής οπτικά και όσον αφορά τα (MSE), (PSNR) και τη συσχέτιση συντελεστή.

Η μελέτη των Anam et al., 2020 εισάγει και αξιολογεί έναν νέο αλγόριθμο μείωσης του θορύβου, το Φίλτρο Επιλεκτικού Μέσου Όρου (SMF), με στόχο την αποτελεσματική μείωση του θορύβου σε εικόνες αξονικής τομογραφίας. Ο προτεινόμενος αλγόριθμος βασίζεται σε ένα φίλτρο μέσου όρου, αλλά εφαρμόζει επιλεκτικά μια τιμή κατωφλίου με βάση τον θόρυβο της εικόνας κατά τον υπολογισμό της μέσης τιμής εικονοστοιχείου χρησιμοποιώντας γειτονικά εικονοστοιχεία σε έναν πυρήνα. Η μέθοδος SMF αξιολογήθηκε με τη χρήση εικονικών εικόνων, καταδεικνύοντας παρόμοια χωρική ανάλυση με τις αρχικές εικόνες και τις εικόνες με διμερές φίλτρο, ενώ το προσαρμοστικό μέσο φίλτρο (AMF) υποβάθμισε σημαντικά τη χωρική ανάλυση. Το SMF πέτυχε μείωση του θορύβου έως και 75%, ξεπερνώντας τη μείωση κατά 50% που πέτυχε το διμερές φίλτρο, καθιστώντας το SMF μια πολλά υποσχόμενη τεχνική μείωσης του θορύβου με παράλληλη διατήρηση της ποιότητας της εικόνας.

Οι Hasan et al., 2018 πρότειναν μια μέθοδο τυφλού διαχωρισμού πηγών (BSS) με βάση την εικόνα αξονικής τομογραφίας, χρησιμοποιώντας μια ακολουθία εικόνων πολλαπλών καρέ χαμηλής δόσης. Επειδή διαπιστώσαμε ότι ο BSS από μόνος του δεν μπορεί να αποθορυβώσει πλήρως την εικόνα, ενσωματώσαμε ένα μη τοπικό τρισδιάστατο φίλτρο αντιστοίχισης μπλοκ GroupWise με τον BSS χρησιμοποιώντας τα στατιστικά στοιχεία θορύβου, που εξάγονται από τις συνιστώσες θορύβου. Με αυτή την τεχνική, δημιουργήσαμε μια εικόνα καλύτερης ποιότητας από εκείνη που παράγεται με μια εικόνα αξονικής τομογραφίας μισής δόσης ενός καρέ και άλλες τεχνικές απεικόνισης πολλαπλών καρέ, όπως η μέση τιμή καρέ και η εφαρμογή του φίλτρου Wiener μετά το BSS. Η απόδοση αποθορυβοποίησης, η χωρική ανάλυση και τα χαρακτηριστικά θορύβου μετρήθηκαν με την αξιολόγηση του λόγου μέγιστου σήματος προς θόρυβο, του δείκτη δομικής ομοιότητας, της συνάρτησης μεταφοράς διαμόρφωσης και της ανάλυσης Bland-Altman.

Αυτό το υβριδικό μοντέλο παρουσιάζει καλύτερη απόδοση αποθορυβοποίησης με μικρότερο συμβιβασμό στις λεπτομέρειες της εικόνας, καθώς περισσότερα καρέ περιλαμβάνονται σε μια ακολουθία εικόνων.

Πίνακας 4 Σύγχρονες μελέτες για την αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας (CT)

Μελέτη	Μέθοδοι	Κυριότερα Ευρήματα
Zhao et al., 2018	τροποποίηση του αλγορίθμου BM3D με προσαρμογή του φίλτρου Wiener για αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας χαμηλής δόσης.	Βελτίωση ποιότητας εικόνας σε λήψεις αξονικής τομογραφίας με χαμηλές δόσεις, τηρώντας την αρχή ALARA
Buhali et al., 2017	Συνδυασμός πλεονεκτημάτων χωρικού φιλτραρίσματος και καταφλίσωσης κυματιδίων για αποτελεσματική μείωση του θορύβου σε εικόνες αξονικής τομογραφίας.	Βελτιωμένη αποθορυβοποίηση σε εικόνες αξονικής τομογραφίας εξαιρετικά χαμηλής δόσης χρησιμοποιώντας τροποποιημένο αλγόριθμο BM3D με προσαρμοσμένο φίλτρο Wiener.
Anam et al., 2020	Αλγόριθμος μείωσης θορύβου με βάση το Φίλτρο Επιλεκτικού Μέσου Όρου (SMF) για εικόνες αξονικής τομογραφίας.	Μείωση του θορύβου σε εικόνες αξονικής τομογραφίας μέσω του φίλτρου Επιλεκτικού Μέσου Όρου (SMF), παρέχοντας αποτελεσματική μείωση του θορύβου έως 75%.
Hasan et al., 2018	Τυφλός διαχωρισμός πηγών (BSS) με εφαρμογή μη τοπικού τρισδιάστατου φίλτρου αντιστοίχισης μπλοκ GroupWise για αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας.	Υβριδικό μοντέλο BSS και μη τοπικού φίλτρου αντιστοίχισης μπλοκ GroupWise για βελτιωμένη αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας και διατήρηση των χαρακτηριστικών της εικόνας.
Kumar et al., 2018	Αποθορυβοποίηση εικόνας με διατήρηση των ακμών, γωνιών, υφών και δομών - Χρήση του πεδίου tetrolet και μετασχηματισμού κυματιδίων τύπου Haar - Εφαρμογή τοπικά προσαρμοστικού κανόνα συρρίκνωσης σε συντελεστές tetrolet υψηλής συχνότητας	Σύγκριση του προτεινόμενου συστήματος με υπάρχουσες μεθόδους και επίδειξη υψηλότερης απόδοσης σε οπτική ποιότητα, MSE, PSNR και δείκτη ποιότητας εικόνας (IQI)
Shin et al., 2020	-Αποθορυβοποίηση εικόνων CT χαμηλής δόσης με χρήση αλγορίθμου βαθιάς μάθησης (DLA)	Συγκριτική μελέτη της ποιότητας εικόνας CT χαμηλής δόσης με χρήση αλγορίθμου βαθιάς μάθησης (DLA) έναντι παραδοσιακών μεθόδων όπως φιλτραρισμένη οπισθοπροβολή (FBP) και προηγμένη μοντελοποιημένη επαναληπτική ανακατασκευή (ADMIRE)
Singh et al.	Συγχώνευση γκαουσιανού προσθετικού λευκού θορύβου με βαθιά μάθηση (CNN)	Υψηλή αποτελεσματικότητα στην αποθορυβοποίηση εικόνων CT διατηρώντας λεπτομέρειες
Nishio et al., 2017	Νευρωνικό δίκτυο με συνελκτικό αυτόματο κωδικοποιητή για αποθορυβοποίηση εικόνων CT	Υπεροχή σε στατιστικά στοιχεία όπως PSNR και SSIM για αποθορυβοποιημένες εικόνες

Μελέτη	Μέθοδοι	Κυριότερα Ευρήματα
Yuan et al., 2021	Συνδυασμός φίλτρου διάμεσης διατήρησης ακμών και κωδικοποίησης με αραιή μη τοπική κανονικοποίηση	Σημαντική μείωση των τετελεσμένων ραβδώσεων και του θορύβου σε εικόνες χαμηλής δόσης CT

Ο κύριος στόχος της αποθορυβοποίησης εικόνας είναι η μείωση του θορύβου καθώς και η διατήρηση των σημαντικών χαρακτηριστικών, όπως οι ακμές, οι γωνίες, οι υφές και οι ευκρινείς δομές. Λόγω της μεγάλης δυνατότητας καταστολής του θορύβου σε θορυβώδη σήματα ανάλογα με τα εικονοστοιχεία ή τους συντελεστές γειτονιάς, η εργασία των Kumar et al., 2018 παρουσιάζει μια νέα τεχνική αποθορυβοποίησης εικόνων αξονικής τομογραφίας με διατήρηση των ακμών στο πεδίο tetrolet (μετασχηματισμός κυματιδίων τύπου Haar), όπου ένας τοπικά προσαρμοστικός κανόνας συρρίκνωσης εκτελείται στους συντελεστές tetrolet υψηλής συχνότητας κατά τρόπο ώστε ο θόρυβος να μπορεί να μειωθεί αποτελεσματικότερα. Τα πειραματικά αποτελέσματα του προτεινόμενου συστήματος είναι εξαιρετικά όσον αφορά την καταστολή του θορύβου και τη διατήρηση της δομής. Το προτεινόμενο σύστημα συγκρίνεται με ορισμένες τυπικές υπάρχουσες μεθόδους, όπου παρατηρείται ότι η απόδοση του προτεινόμενου συστήματος είναι ανώτερη από τις υπάρχουσες μεθόδους όσον αφορά την οπτική ποιότητα, το MSE, το PSNR και τον δείκτη ποιότητας εικόνας (IQI).

Στόχος της μελέτης των Shin et al., 2020 ήταν να συγκρίνει την ποιότητα της εικόνας της υπολογιστικής τομογραφίας (CT) χαμηλής δόσης (LD) που λαμβάνεται μέσω ενός αλγορίθμου αποθορυβοποίησης βασισμένου στη βαθιά μάθηση (DLA) με εικόνες LD CT που ανακατασκευάζονται με χρήση φιλτραρισμένης οπισθοπροβολής (FBP) και προηγμένης μοντελοποιημένης επαναληπτικής ανακατασκευής (ADMIRE). Οι DLA εκπαιδεύτηκαν και δοκιμάστηκαν χρησιμοποιώντας μελέτες CT κοιλίας με δόση ρουτίνας (RD), δημιουργώντας προσομοιωμένες εικόνες LD CT σε διάφορα επίπεδα δόσης (DLA-1, -2 και -3) και ανακατασκευάζοντάς τις με FBP. Τα LD-DLA επέδειξαν μειωμένο θόρυβο σε σύγκριση με τα LD-FBP και LD-ADMIRE τόσο για δεδομένα φαντάσματος όσο και για δεδομένα ασθενών. Ωστόσο, η συνάρτηση μεταφοράς διαμόρφωσης (MTF) των LD-DLAs ήταν χαμηλότερη από την LD-ADMIRE και την LD-FBP, επηρεάζοντας τη χωρική ανάλυση. Τα DLA που εκπαιδεύτηκαν με 50% προσομοιωμένη δόση ακτινοβολίας παρουσίασαν την καλύτερη

συνολική ποιότητα εικόνας, αποδεικνύοντας τη δυνατότητα των DLAs να βελτιώσουν την ποιότητα της εικόνας της LD CT μειώνοντας το θόρυβο χωρίς συμβιβασμούς στην ανάλυση.

Η προτεινόμενη εργασία των Singh et al., αντιμετωπίζει την πρόκληση της εξάλειψης του διαβρωτικού γκαουσιανού προσθετικού λευκού θορύβου από εικόνες υπολογιστικής τομογραφίας (CT), διατηρώντας παράλληλα τις λεπτές λεπτομέρειες. Η προτεινόμενη προσέγγιση συντίθεται με τη συγχώνευση της έννοιας του θορύβου της μεθόδου με ένα πλαίσιο βαθιάς μάθησης που βασίζεται σε ένα συνελικτικό νευρωνικό δίκτυο (CNN). Οι αλλοιωμένες εικόνες λαμβάνονται με ρητή προσθήκη γκαουσιανού προσθετικού λευκού θορύβου σε πολλαπλά επίπεδα διακύμανσης θορύβου ($\sigma = 10, 15, 20, 25$). Οι αποθορυβοποιημένες εικόνες που λαμβάνονται αξιολογούνται στη συνέχεια σύμφωνα με την οπτική τους ποιότητα και ποσοτικές μετρικές, όπως ο μέγιστος λόγος σήματος προς θόρυβο (PSNR) και ο δείκτης δομικής ομοιότητας (SSIM). Αυτές οι μετρικές για τις αποθορυβοποιημένες εικόνες αξονικής τομογραφίας συγκρίνονται στη συνέχεια με τις αντίστοιχες τιμές τους για την εικόνα αξονικής τομογραφίας αναφοράς. Η μέση τιμή PSNR της προτεινόμενης μεθόδου είναι 25,82, η μέση τιμή SSIM είναι 0,85 και ο μέσος υπολογιστικός χρόνος είναι 2,8760. Για την καλύτερη κατανόηση της αποτελεσματικότητας της προτεινόμενης προσέγγισης, σχεδιάζεται και συγκρίνεται ένα προφίλ έντασης των αποθορυβοποιημένων και των αρχικών ιατρικών εικόνων. Για να ελεγχθεί περαιτέρω η απόδοση της προτεινόμενης μεθοδολογίας, τα αποτελέσματα που λαμβάνονται συγκρίνονται επίσης με εκείνα άλλων μη παραδοσιακών μεθόδων. Η κριτική ανάλυση των αποτελεσμάτων δείχνει την αξιόπαινη αποτελεσματικότητα της προτεινόμενης μεθοδολογίας στην αποθορυβοποίηση των ιατρικών εικόνων αξονικής τομογραφίας που έχουν αλλοιωθεί από γκαουσιανό θόρυβο. Η προσέγγιση αυτή μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε πολλαπλούς ρεαλιστικούς τομείς εφαρμογής στον τομέα της επεξεργασίας ιατρικών εικόνων.

Η μελέτη των Nishio et al., 2017 αποσκοπούσε στην επικύρωση μιας προσέγγισης αποθορυβοποίησης εικόνας με βάση το patch για εικόνες αξονικής τομογραφίας εξαιρετικά χαμηλής δόσης με χρήση νευρωνικού δικτύου με συνελικτικό αυτόματο κωδικοποιητή. Για την αποθορυβοποίηση χρησιμοποιήθηκαν ζεύγη εικόνων CT τυπικής δόσης και CT εξαιρετικά χαμηλής δόσης. Η απόδοση της αποθορυβοποίησης αξιολογήθηκε σε εικόνες αξονικής τομογραφίας ενός θωρακικού φαντάσματος. Η προτεινόμενη μέθοδος επέδειξε στατιστική υπεροχή έναντι της αντιστοίχισης μπλοκ και του τρισδιάστατου φιλτραρίσματος στη μείωση των

τετελεσμένων ραβδώσεων, του θορύβου και στην ενίσχυση της απεικόνισης των πνευμονικών αγγείων. Ενώ η συνολική διαφορά στην ποιότητα της εικόνας δεν ήταν στατιστικά σημαντική μεταξύ της προτεινόμενης μεθόδου και της αντιστοίχισης μπλοκ με τρισδιάστατο φιλτράρισμα, η προτεινόμενη μέθοδος παρουσίασε καλύτερη απόδοση σε σύγκριση με τον μη τοπικό μέσο όρο μεγάλης κλίμακας με βάση τις οπτικές αξιολογήσεις των ακτινολόγων και των τεχνολόγων. Η μελέτη αναδεικνύει τις δυνατότητες της προτεινόμενης προσέγγισης που βασίζεται σε νευρωνικά δίκτυα για τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας σε αξονικές τομογραφίες εξαιρετικά χαμηλής δόσης.

Η μελέτη των Yuan et al., 2021 επικεντρώνεται στην αποθορυβοποίηση μικτού θορύβου σε εικόνες αξονικής τομογραφίας χαμηλής δόσης χρησιμοποιώντας έναν συνδυασμό φίλτρου διάμεσης διατήρησης ακμών (φίλτρο διάμεσης EP) και σταθμισμένης κωδικοποίησης με αραιή μη τοπική κανονικοποίηση (WESNR). Ο προτεινόμενος αλγόριθμος αφαιρεί αποτελεσματικά τον παλμικό θόρυβο και τον γκαουσιανό θόρυβο χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο αραιής μη τοπικής κανονικοποίησης για σταθμισμένη κωδικοποίηση. Η ποιότητα της αποθορυβοποίησης αξιολογήθηκε με τη χρήση του λόγου μέγιστου σήματος προς θόρυβο (PSNR) και του δείκτη δομικής ομοιότητας (SSIM), καταδεικνύοντας σημαντικά υψηλότερες τιμές για την προτεινόμενη προσέγγιση αποθορυβοποίησης σε σύγκριση με τη χρήση EP median filter και WESNR μεμονωμένα. Τα αποτελέσματα υποδεικνύουν τη δυνητική αξία εφαρμογής αυτού του συνδυασμένου αλγορίθμου στην αποθορυβοποίηση εικόνων αξονικής τομογραφίας χαμηλής δόσης, διατηρώντας την πληροφορία των ακμών και καταστέλλοντας αποτελεσματικά τον μικτό θόρυβο. Ωστόσο, δικαιολογούνται περαιτέρω συγκριτικές μελέτες με συναφείς αλγορίθμους για την επικύρωση της αποτελεσματικότητάς του και των πιθανών βελτιώσεών του για τη μείωση του θορύβου σε εικόνες αξονικής τομογραφίας χαμηλής δόσης.

Σύγχρονες μελέτες αποθορυβοποίησης εικόνων PET

Η μελέτη των Cui et al., 2019, παρουσιάζει μια μέθοδο βαθιάς μάθησης χωρίς επίβλεψη για την αποθορυβοποίηση εικόνων τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (PET) χρησιμοποιώντας προηγούμενες εικόνες υψηλής ποιότητας από τον ίδιο ασθενή. Το δίκτυο εκπαιδεύεται για να μαθαίνει τις πληροφορίες δομής από τη θορυβώδη εικόνα PET και να εξάγει μια αποκατεστημένη εικόνα PET χρησιμοποιώντας την προηγούμενη εικόνα ως είσοδο. Η προτεινόμενη μέθοδος επέδειξε ανώτερη απόδοση σε μια μελέτη προσομοίωσης και σε κλινικά σύνολα δεδομένων PET/CT και PET/MR, επιτυγχάνοντας υψηλότερη βελτίωση του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο (CNR) σε σύγκριση με τις μεθόδους Gaussian, non-local mean (NLM), BM4D και Deep Decoder. Οι αποκατεστημένες εικόνες παρουσιάζουν αποτελεσματική μείωση του θορύβου, διατηρώντας παράλληλα τις λεπτομέρειες της εικόνας, αναδεικνύοντας τις δυνατότητες αυτής της προσέγγισης για την αποθορυβοποίηση εικόνων PET.

Η εργασία των Song et al., 2021 αποσκοπεί στην ανάπτυξη μιας μη επιβλεπόμενης τεχνικής αποθορυβοποίησης με βάση τη βαθιά μάθηση για τη βελτίωση της ποιότητας των εικόνων τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (PET) μέσω της αντιμετώπισης των αυξημένων επιπέδων θορύβου. Οι τρέχουσες μέθοδοι αποθορυβοποίησης βαθιάς μάθησης απαιτούν συχνά ζεύγη εικόνων με θόρυβο και εικόνων χωρίς θόρυβο για εκπαίδευση, περιορίζοντας την εφαρμογή τους σε ιατρικά περιβάλλοντα. Η μελέτη προσαρμόζει το Noise2Void, μια μη επιβλεπόμενη προσέγγιση, για την αποθορυβοποίηση εικόνων PET. Το Noise2Void χρησιμοποιεί μία μόνο θορυβώδη εικόνα ως είσοδο και χρησιμοποιεί σχεδιασμό δικτύου τυφλών σημείων. Η τεχνική επικυρώνεται με τη χρήση δεδομένων προσομοίωσης και επιδεικνύει ανώτερη αποθορυβοποίηση σε σύγκριση με τις παραδοσιακές μεθόδους. Η κλινική εφαρμογή στην απεικόνιση του ανθρώπινου εγκεφάλου επιβεβαιώνει περαιτέρω την αποτελεσματικότητα του Noise2Void στη βελτίωση της ποιότητας των εικόνων PET.

Η μελέτη των Hashimoto et al., 2018 παρουσιάζει έναν αλγόριθμο δυναμικού φιλτραρίσματος καθοδηγούμενης εικόνας με βάση το σινογράφημα (SDIGF) για την ενίσχυση της αποθορυβοποίησης σε εικόνες τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (PET). Οι προηγούμενες

προσπάθειες αποθορυβοποίησης χρησιμοποίησαν φίλτρα εξομάλυνσης, αλλά ο SDIGF αξιοποιεί την προθορυβοποίηση με βάση το σινογράφημα για τη βελτίωση των λόγων σήματος προς θόρυβο και αντίθεσης προς θόρυβο. Ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί ένα κανονικοποιημένο στατικό σινογράφημα PET ως εικόνα καθοδήγησης, που περιλαμβάνει ολόκληρη τη διαδικασία απόκτησης δεδομένων. Η αξιολόγηση με τη χρήση προσομοίωσης και πραγματικών δυναμικών δεδομένων PET, συμπεριλαμβανομένης μιας σάρωσης εγκεφάλου ζωντανού πιθήκου, καταδεικνύει ότι το SDIGF υπερτερεί έναντι των φίλτρων Gauss και των διμερών φίλτρων. Μειώνει αποτελεσματικά τον στατιστικό θόρυβο, διατηρεί τις ακμές και ενισχύει την ποσοτική ακρίβεια, αναδεικνύοντας τις δυνατότητές του ως ισχυρού αλγορίθμου αποθορυβοποίησης για δυναμικές εικόνες PET. Το μελλοντικό σχέδιο περιλαμβάνει την αξιολόγηση του SDIGF με τη χρήση ανθρώπινων κλινικών δεδομένων PET.

Με τη μέτρηση των ακτίνων γάμμα εξαΰλωσης από τους παραγόμενους πομπούς ποζιτρονίων, είναι δυνατόν να ληφθεί μια εικόνα τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (pPET) επαγόμενης από πρωτόνια ανάλογα με την περιοχή ακτινοβολήσης της δέσμης πρωτονίων (Sano et al., 2021). Η εξομάλυνση με φίλτρο Gauss χρησιμοποιείται γενικά για την αποθορυβοποίηση των εικόνων PET- ωστόσο, η προσέγγιση αυτή μειώνει τη χωρική ανάλυση. Επιπλέον, άλλες συμβατικές μέθοδοι επεξεργασίας εξομάλυνσης μπορεί να επιδεινώσουν την απότομη περιοχή των εικόνων pPET. Στην παρούσα μελέτη, οι Sano et al., 2021 πρότειναν μια μέθοδο αποθορυβοποίησης με βάση ένα υπολειμματικό U-Net για εικόνες pPET. Πραγματοποίησαν την προσομοίωση Monte Carlo και το πείραμα ακτινοβολήσης σε ένα φανταστικό ανθρώπινο για τη λήψη δεδομένων pPET. Η ακρίβεια της εκτίμησης του εύρους και η ομοιότητα της εικόνας αξιολογήθηκαν για εικόνες pPET με τη χρήση του Residual U-Net, ενός φίλτρου Gauss, ενός φίλτρου median, του block-matching and 3D-filtering (BM3D) και ενός φίλτρου ολικής μεταβολής (TV). Η χρήση του Residual U-Net έδωσε αποτελεσματικά αποτελέσματα που αντιστοιχούν στην εκτίμηση του εύρους- ωστόσο, τα αποτελέσματα του λόγου μέγιστου σήματος προς θόρυβο ήταν ίδια με εκείνα για το φίλτρο Gauss, το διάμεσο φίλτρο, το BM3D και το φίλτρο TV. Η προτεινόμενη μέθοδος μπορεί να συμβάλει στη βελτίωση της ακρίβειας της επαλήθευσης της θεραπείας και στη συντόμευση του χρόνου μέτρησης PET.

Η εργασία των Huerga προτείνει μια τεχνική αποθορυβοποίησης για εικόνες PET που βασίζεται στην ανάλυση πολλαπλών κλιμάκων (MSA), λαμβάνοντας υπόψη τα μοναδικά χαρακτηριστικά

τους. Ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί συρρίκνωση wavelet και ενσωματώνει χωρική προσαρμοστικότητα και μοντελοποίηση πλαισίου με βάση τη συσχέτιση γειτονικών εικονοστοιχείων, συμπεριλαμβανομένης της εξάρτησης μεταξύ των κλιμάκων. Ένα στάδιο προεπεξεργασίας για τη σταθεροποίηση της διακύμανσης εφαρμόζεται πριν από την αναπαράσταση wavelet, λαμβάνοντας υπόψη την εξάρτηση του θορύβου από το μέγεθος του σήματος. Η μέθοδος επεκτείνεται σε τρισδιάστατη μορφή για ολοκληρωμένη αποθορυβοποίηση. Διατηρεί αποτελεσματικά τις τιμές απορρόφησης και διατηρεί τις ακμές σε σημαντικές περιοχές, προσφέροντας μια εναλλακτική λύση στο φιλτράρισμα μετά την ανακατασκευή. Η προσέγγιση έχει επικυρωθεί σε εικόνες από σχεδόν 50 ασθενείς, καταδεικνύοντας ελπιδοφόρα αποτελέσματα στην ποιότητα της εικόνας και αναδεικνύοντας τις δυνατότητές της για τη μείωση του θορύβου σε εικόνες PET.

Πίνακας 5 Σύγχρονες μελέτες για την αποθορυβοποίηση εικόνων PET.

Μελέτη	Μέθοδοι	Κυρίως Ευρήματα
Cui et al., 2019	Βαθιά μάθηση χωρίς επίβλεψη με χρήση προηγούμενων εικόνων υψηλής ποιότητας από τον ίδιο ασθενή.	Υψηλότερη βελτίωση του λόγου αντίθεσης προς θόρυβο (CNR) σε σύγκριση με άλλες μεθόδους. Αποκατάσταση εικόνων PET με αποτελεσματική μείωση του θορύβου και διατήρηση των λεπτομερειών της εικόνας.
Song et al., 2021	Μη επιβλεπόμενη αποθορυβοποίηση βαθιάς μάθησης με την προσαρμογή του Noise2Void για αποθορυβοποίηση εικόνων PET.	Ανώτερη αποθορυβοποίηση εικόνων PET σε σύγκριση με παραδοσιακές μεθόδους. Εφαρμογή στην απεικόνιση του ανθρώπινου εγκεφάλου επιβεβαιώνει την αποτελεσματικότητα του Noise2Void.
Hashimoto et al., 2018	Αλγόριθμος δυναμικού φιλτραρίσματος καθοδηγούμενης εικόνας με βάση το σινογράφημα (SDIGF) για ενίσχυση της αποθορυβοποίησης σε εικόνες PET.	Υπερίσχυση έναντι των παραδοσιακών μεθόδων αποθορυβοποίησης, διατηρώντας τις ακμές και αυξάνοντας την ποσοτική ακρίβεια.
Sano et al., 2021	Μέθοδος αποθορυβοποίησης με χρήση υπολειμματικού U-Net για εικόνες τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων (pPET).	Αποτελεσματική αποθορυβοποίηση των εικόνων pPET, διατηρώντας τις τιμές απορρόφησης και ακμές.
Huerga	Ανάλυση πολλαπλών κλιμάκων (MSA) με χρήση συρρίκνωσης wavelet και χωρική προσαρμοστικότητα, ενσωματώνοντας μοντελοποίηση πλαισίου.	Αποτελεσματική αποθορυβοποίηση εικόνων PET με διατήρηση των τιμών απορρόφησης και ακμών.
Guo et al.	Φασματικό φιλτράρισμα γραφημάτων	Βελτιωμένος λόγος σήματος προς θόρυβο, βελτιωμένος δείκτης δομικής ομοιότητας σε σύγκριση με NLM και BM3D. Επίσης, μειώνει αποτελεσματικά τον θόρυβο σε προσομοιωμένα, προκλινικά και κλινικά δεδομένα, διατηρώντας τις ακμές και τις λεπτές λεπτομέρειες της εικόνας.

Μελέτη	Μέθοδοι	Κυρίως Ευρήματα
He et al., 2021	Βαθιά μάθηση	Χρήση πληροφοριών από διάφορες εικόνες PET και MR για τη βελτίωση της ποιότητας των εικόνων μικρών καρέ. Εφαρμογή κοινού φιλτραρίσματος βασισμένου σε βαθιά μάθηση, χρησιμοποιώντας διάφορες εισόδους, όπως θορυβώδεις εικόνες PET και αντίστοιχες εικόνες MR. Βελτιωμένη απόδοση σε σύγκριση με άλλες μεθόδους.
Yi et al., 2023	Φασματικός μετασχηματισμός SGWT	Διατήρηση ακμών και μείωση του θορύβου σε δυναμικές εικόνες PET μέσω της προτεινόμενης μεθόδου που χρησιμοποιεί φασματικό μετασχηματισμό κυματιδίων (SGWT). Υψηλή απόδοση σε προσομοιώσεις και δεδομένα in vivo σε σύγκριση με άλλες μεθόδους.
Arabi et al., 2021	MR-NLM	Εφαρμογή μεθόδου φιλτραρίσματος πολλαπλής ανακατασκευής μη τοπικών μέσων (MR-NLM) για αποθορυβοποίηση εικόνων PET. Βελτιωμένη απόδοση σε σχέση με τις συμβατικές μεθόδους και τη διατήρηση του σήματος σε εικόνες PET. Ανάγκη επίλυσης πρόσθετου υπολογιστικού φόρτου.
Kang et al., 2021	Noise2Noise με wavelet	Εφαρμογή μεθόδου Noise2Noise με μετασχηματισμούς wavelet για μείωση του θορύβου σε εικόνες PET. Βελτίωση της απόδοσης σε σχέση με την αρχική μέθοδο Noise2Noise. Διατήρηση των ανώμαλων προσλήψεων και καταστολή των τεχνουργημάτων. Επίσης, εξομοίωση προσομοιώσεων και κλινικών δεδομένων.

Η εργασία των Guo et al., παρουσιάζει μια νέα προσέγγιση αποθορυβοποίησης για εικόνες PET με χρήση φασματικού φιλτραρίσματος γραφημάτων, αξιοποιώντας τις διακριτές κατανομές φάσματος γραφημάτων των σημάτων εικόνας και του θορύβου στις εικόνες PET. Η προτεινόμενη μέθοδος επιδεικνύει βελτιωμένο λόγο μέγιστου σήματος προς θόρυβο και δείκτη δομικής ομοιότητας σε σύγκριση με το φιλτράρισμα NLM και BM3D σε προσομοιωμένα σύνολα δεδομένων. Επιπλέον, σε προκλινικά και κλινικά σύνολα δεδομένων, η προτεινόμενη προσέγγιση μειώνει αποτελεσματικά τον θόρυβο, διατηρώντας παράλληλα τις ακμές και τις λεπτές λεπτομέρειες της εικόνας, υπερτερώντας έναντι των παραδοσιακών μεθόδων αποθορυβοποίησης. Οι μελλοντικές εργασίες αποσκοπούν στην ενσωμάτωση πληροφοριών δομικής ομοιότητας και λιγότερο θορυβωδών μεταγενέστερων χρονικών πλαισίων για την αποθορυβοποίηση όλων των πλαισίων σε μια δυναμική σειρά εικόνων PET, εστιάζοντας ιδιαίτερα στα επηρεασμένα από το θόρυβο προγενέστερα χρονικά πλαίσια.

Η μελέτη των He et al., 2021 αποσκοπεί στη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας των μικρών καρέ με τη χρήση πληροφοριών από άλλες λειτουργίες. Αναπτύσσουμε ένα πλαίσιο κοινού

φιλτραρίσματος βασισμένο στη βαθιά μάθηση για την ταυτόχρονη ενσωμάτωση πληροφοριών από καρέ PET μεγαλύτερης απόκτησης και εικόνες μαγνητικού συντονισμού (MR) υψηλής ανάλυσης στα σύντομα καρέ. Οι είσοδοι του δικτύου είναι θορυβώδεις εικόνες PET και αντίστοιχες εικόνες MR, ενώ οι έξοδοι είναι γραμμικοί συντελεστές του χωρικά παραλλαγμένου μοντέλου γραμμικής αναπαράστασης. Το σύνθετο όλων των δυναμικών καρέ χρησιμοποιείται ως ετικέτα εκπαίδευσης σε κάθε δείγμα και η δειγματοληψία του μειώνεται στο 1/10 των μετρήσεων ως είσοδος εκπαίδευσης. Ο κανόνας L1 σε συνδυασμό με δύο κανονικοποιήσεις με βάση την κλίση αποτελούν τη συνάρτηση απώλειας κατά την εκπαίδευση. Δέκα ρεαλιστικά δυναμικά φαντάσματα PET/MR με βάση το BrainWeb χρησιμοποιούνται για προ-εκπαίδευση και έντεκα κλινικά υποκείμενα από την Πρωτοβουλία Νευροαπεικόνισης της Νόσου Alzheimer περαιτέρω για λεπτομερή ρύθμιση. Τα αποτελέσματα προσομοίωσης δείχνουν ότι η προτεινόμενη μέθοδος μπορεί να μειώσει τον στατιστικό θόρυβο διατηρώντας τις λεπτομέρειες της εικόνας και να επιτύχει ποσοτικές βελτιώσεις σε σύγκριση με το Γκαουσιανό, το καθοδηγούμενο φίλτρο και το συνελκτικό νευρωνικό δίκτυο που εκπαιδεύονται με το μέσο τετραγωνικό σφάλμα. Τα κλινικά αποτελέσματα αποδίδουν καλύτερα από άλλα όσον αφορά τη μέση δραστηριότητα και την τυπική απόκλιση. Όλα τα αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι το προτεινόμενο πλαίσιο κοινού φιλτραρίσματος με βάση τη βαθιά μάθηση έχει μεγάλες δυνατότητες για τη δυναμική αποθορυβοποίηση εικόνων PET.

Η εργασία των Yi et al., 2023 παρουσιάζει μια νέα μέθοδο αποθορυβοποίησης με τη χρήση φασματικού μετασχηματισμού κυματιδίων (SGWT) για δυναμικές εικόνες PET, με στόχο τη διατήρηση των ακμών και τη μείωση του θορύβου. Η προτεινόμενη προσέγγιση ξεκινά με τη δημιουργία μιας σύνθετης εικόνας από ολόκληρη τη χρονοσειρά, στη συνέχεια εφαρμόζει τον SGWT στις εικόνες PET και ανακατασκευάζει τις αποθορυβοποιημένες δυναμικές εικόνες PET δίνοντας έμφαση στο περιεχόμενο χαμηλής συχνότητας. Τα πειραματικά αποτελέσματα, τόσο σε προσομοίωση όσο και σε δεδομένα in vivo, καταδεικνύουν ανώτερες επιδόσεις σε σύγκριση με το Gaussian filtering (GF), το non-local mean (NLM) filtering και τις μεθόδους φιλτραρίσματος γράφων. Επιπλέον, επιτυγχάνει επιδόσεις αποθορυβοποίησης παρόμοιες με τις μεθόδους που βασίζονται στη βαθιά μάθηση, αλλά με χαμηλότερη υπολογιστική πολυπλοκότητα και χωρίς εκτεταμένη ανάγκη για δεδομένα εκπαίδευσης.

Η μελέτη των Arabi et al., 2021 εισάγει μια νέα μέθοδο αποθορυβοποίησης για εικόνες PET (τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων) που ονομάζεται φιλτράρισμα πολλαπλής ανακατασκευής μη τοπικών μέσων (MR-NLM). Σε αντίθεση με το συμβατικό φιλτράρισμα μη τοπικών μέσων (NLM) που βασίζεται σε επαναλαμβανόμενα μοτίβα στην εικόνα-στόχο, το MR-NLM χρησιμοποιεί πλεονάζουσες πληροφορίες από πολλαπλές ανακατασκευές των ίδιων δεδομένων PET (βοηθητικές εικόνες) για τη διενέργεια αποθορυβοποίησης. Η προσέγγιση MR-NLM αξιολογήθηκε έναντι των συμβατικών μεθόδων NLM, Gaussian και διμερών μεθόδων μετα-ανακατασκευής χρησιμοποιώντας πειραματικές μελέτες φαντάσματος και κλινικές μελέτες PET/CT. Τα αποτελέσματα έδειξαν ότι η MR-NLM βελτίωσε σημαντικά το λόγο σήματος προς θόρυβο (SNR) σε σύγκριση με το Gaussian φιλτράρισμα και υπερέχει της NLM στην ποσοτική ακρίβεια, αποδεικνύοντας τη δυνατότητα καταστολής του θορύβου και διατήρησης του σήματος σε εικόνες PET. Ωστόσο, είναι απαραίτητη η αντιμετώπιση του πρόσθετου υπολογιστικού φόρτου λόγω των πολλαπλών ανακατασκευών.

Στην μελέτη που εκπονήθηκε από τους Kang et al., 2021, το πλαίσιο Noise2Noise χρησιμοποιήθηκε για τη μείωση του θορύβου σε εικόνες PET. Προτάθηκε ένας εκπαιδεύσιμος μετασχηματισμός wavelet, ο οποίος βελτίωσε σημαντικά την απόδοση του δικτύου. Το δίκτυο τροφοδοτήθηκε με εικόνες που είχαν αποσυντεθεί με wavelet και οι αποθορυβοποιημένες εικόνες προέκυψαν μέσω αντίστροφων μετασχηματισμών wavelet της εξόδου του δικτύου. Το προτεινόμενο φίλτρο Noise2Noise με μετασχηματισμούς κυματιδίων ξεπέρασε την αρχική μέθοδο Noise2Noise στην καταστολή των τεχνουργημάτων και στη διατήρηση των ανώμαλων προσλήψεων. Η προσομοιωμένη ανάλυση πρόσληψης PET επιβεβαίωσε τη βελτιωμένη απόδοση αυτής της μεθόδου. Τα κλινικά δεδομένα έδειξαν ότι το φιλτράρισμα Noise2Noise με μετασχηματισμούς wavelet εξομοίωνε εικόνες 10 s με εικόνες 300 s με φίλτρο Gaussian. Συνολικά, η ενσωμάτωση εκπαιδεύσιμων μετασχηματισμών wavelet στην εκπαίδευση του δικτύου Noise2Noise βελτίωσε σημαντικά την αποθορυβοποίηση εικόνων PET.

Σύγχρονες μελέτες αποθορυβοποίησης εικόνων υπερήχων

Η μελέτη των Goyal et al., 2019 ασχολήθηκε με το ζήτημα του θορύβου speckle στις εικόνες υπερήχων, ο οποίος υποβαθμίζει την ποιότητα της εικόνας και περιπλέκει τις μετρήσεις και τις διαγνώσεις. Προτείνεται μια υβριδική τεχνική αποθορυβοποίησης, η οποία ενσωματώνει την ιδιότητα μείωσης του θορύβου του φίλτρου εξομάλυνσης Savitzky-Golay και τη δυνατότητα διατήρησης των ακμών του φίλτρου ανισοτροπικής διάχυσης που μειώνει το speckle. Το υβριδικό φίλτρο δοκιμάζεται σε συνθετικές, προσομοιωμένες και πραγματικές εικόνες υπερήχων και συγκρίνεται με διάφορα συμβατικά φίλτρα αποθορυβοποίησης. Τα αποτελέσματα καταδεικνύουν ότι το προτεινόμενο υβριδικό φίλτρο SGS-SRAD υπερτερεί έναντι άλλων μεθόδων, παρουσιάζοντας ανώτερες ποσοτικές μετρήσεις (PSNR, MSE, SSIM) και ισχυρές δυνατότητες διατήρησης των ακμών σε αποθορυβοποιημένες εικόνες υπερήχων.

Η μελέτη των Mafi et al., 2018 παρουσιάζει μια μέθοδο αποθορυβοποίησης εικόνας που στοχεύει σε συνδυασμό speckle και γκαουσιανού θορύβου. Η προσέγγιση περιλαμβάνει τη χρήση του σύνθετου μετασχηματισμού κυματιδίων διπλού δέντρου για την εξαγωγή συντελεστών ειδικών για το θόρυβο, οι οποίοι στη συνέχεια κατωφλιώνονται για την αφαίρεση του θορύβου. Πραγματοποιείται σύγκριση με τυπικά φίλτρα αποθορυβοποίησης με βάση τα κυματίδια χρησιμοποιώντας διάφορες δομικές μετρικές. Η μελέτη καταδεικνύει την ανθεκτικότητα της μεθόδου σε συνδυασμένο speckle και γκαουσιανό θόρυβο σε ιατρικές εικόνες υπερήχων, αναδεικνύοντας την αποτελεσματικότητα και την υπεροχή της σε σύγκριση με άλλα γνωστά φίλτρα αποθορυβοποίησης. Ο συνδυασμός του σύνθετου κυματιδίου διπλού δέντρου και της βελτιωμένης συνολικής παραλλαγής αναδεικνύεται για τη βέλτιστη μείωση του θορύβου, τη διατήρηση των λεπτομερειών της εικόνας και τη διατήρηση των ακμών, καθιστώντας την πολύτιμη για την ανάλυση ιατρικών εικόνων.

Η εργασία των Singh et al., 2017 προτείνει μια υβριδική προσέγγιση αποθορυβοποίησης για την αντιμετώπιση του θορύβου speckle σε ιατρικές εικόνες υπερήχων. Ο υβριδικός αλγόριθμος περιλαμβάνει τρία στάδια: πρώτον, ένα καθοδηγούμενο φίλτρο που χρησιμοποιεί τοπικές στατιστικές μειώνει τον αρχικό θόρυβο speckle- δεύτερον, ένα βελτιωμένο διμερές φίλτρο μείωσης speckle (SRBF) εφαρμόζεται για περαιτέρω μείωση του θορύβου- και τέλος, μια

αποτελεσματική τεχνική μετα-επεξεργασίας συνδυάζει τα πλεονεκτήματα των διμερών και των φίλτρων μη τοπικού μέσου (NLM) για την ανακατασκευή των διάχυτων ακμών και την αποτελεσματική μείωση του θορύβου speckle. Η αξιολόγηση σε συνθετικές, προσομοιωμένες και πραγματικές εικόνες υπερήχων καταδεικνύει ανώτερες επιδόσεις σε σύγκριση με τις παραδοσιακές προσεγγίσεις μείωσης του speckle, συμπεριλαμβανομένων των πρόσφατα προτεινόμενων NLM και των βελτιστοποιημένων NLM με βάση το Bayesian, όσον αφορά την ικανότητα αποθορυβοποίησης και τη διατήρηση των λεπτών λεπτομερειών της εικόνας, ιδίως των άκρων των βλαβών. Ο προτεινόμενος υβριδικός αλγόριθμος υπόσχεται την εξέλιξη λύσεων αποθορυβοποίησης για εικόνες υπερήχων.

Η εργασία των Muneeswaran et al., 2018 ασχολήθηκε με τον θόρυβο speckle, έναν σημαντικό παράγοντα υποβάθμισης της ποιότητας στις εικόνες υπερήχων, που εμποδίζει την ακριβή διάγνωση και τις ιατρικές πρακτικές. Η μελέτη προτείνει μια νέα προσέγγιση που χρησιμοποιεί ένα φίλτρο πεπερασμένης παλμικής απόκρισης με συντελεστές που λαμβάνονται μέσω του αλγορίθμου βελτιστοποίησης με δένδροειδή σπορά για τη βέλτιστη μείωση του speckle. Η αξιολόγηση με τη χρήση τυποποιημένων μετρικών όπως ο λόγος μέγιστου σήματος προς θόρυβο (PSNR), ο συντελεστής συσχέτισης και ο δείκτης δομικής ομοιότητας (SSIM) καταδεικνύει την υπεροχή της προτεινόμενης μεθόδου έναντι των συμβατικών φίλτρων στην απεικόνιση των ιατρικών εικόνων υπερήχων, διατηρώντας αποτελεσματικά τις ακμές και τα χαρακτηριστικά υφής. Η μέθοδος αποδεικνύεται ότι αποδίδει καλύτερα αποτελέσματα από τα υπάρχοντα φίλτρα και είναι σχετικά εύκολη στην εφαρμογή της. Η μελλοντική έρευνα θα διερευνήσει την επίδραση του μεγέθους της μάσκας και των διαφόρων τεχνικών βελτιστοποίησης στην αφαίρεση του θορύβου speckle.

Πίνακας 6 Σύγχρονες μελέτες για την αποθορυβοποίηση υπερηχογραφημάτων (US).

Συγγραφείς	Μέθοδοι	Κυριότερα Ευρήματα
Goyal et al., 2019	Υβριδική τεχνική αποθορυβοποίησης (SGS-SRAD) με φίλτρο Savitzky-Golay και φίλτρο ανισοτροπικής διάχυσης.	Υπερίσχυση έναντι άλλων μεθόδων, καλύτερες ποσοτικές μετρήσεις και διατήρηση ακμών σε εικόνες υπερήχων.
Mafi et al., 2018	Μέθοδος αποθορυβοποίησης για συνδυασμό speckle και γκαουσιανού θορύβου με χρήση σύνθετου μετασχηματισμού κυματιδίων.	Ανθεκτικότητα σε συνδυασμένο θόρυβο και αποτελεσματική αποθορυβοποίηση σε εικόνες υπερήχων.
Singh et al., 2017	Υβριδική προσέγγιση αποθορυβοποίησης με καθοδηγούμενο φίλτρο,	Υπεροχή σε ποιότητα εικόνας και

Συγγραφείς	Μέθοδοι	Κυριότερα Ευρήματα
	βελτιωμένο διμερές φίλτρο μείωσης speckle και μετα-επεξεργασία.	διατήρηση ακμών σε εικόνες υπερήχων.
Muneeswaran et al., 2018	Μέθοδος με χρήση φίλτρου πεπερασμένης παλμικής απόκρισης με βελτιστοποιημένους συντελεστές με αλγόριθμο βελτιστοποίησης.	Υπεροχή σε αποτελέσματα και ευκολία χρήσης σε εικόνες υπερήχων.
Rodriguez et al., 2019	Κατωφλίωση S-median και γρήγορο διμερές φίλτρο	Αύξηση PSNR κατά 14,13%, αύξηση MSSIM κατά 4,96%, διατήρηση δομικών χαρακτηριστικών και περιγράμματος κατά 0,70%.
Kushwaha et al., 2017	Ανισοτροπική διάχυση, TLBO, HSOA	Βελτίωση αποθρομβοποίησης, προβλήματα υπερφιλτραρίσματος με TLBO.
Kumar et al., 2021	ACPSO-FLNN	Αποτελεσματική αποθρομβοποίηση σε πολλαπλούς τύπους θορύβου, βελτιωμένη απόδοση με ACPSO.
Vilimek et al., 2020	Ρυθμίσεις μετασχηματισμού κυματιδίων (WT)	Βέλτιστη αποθρομβοποίηση με επιλογή συγκεκριμένων ρυθμίσεων του WT, επίδραση του τύπου θορύβου στην απόδοση της αποθρομβοποίησης.
Mei et al., 2020	Βελτιστοποιημένο φίλτρο WNNM	Υπεροχή του προτεινόμενου αλγορίθμου WNNM σε σχέση με κλασικές μεθόδους, ενίσχυση των ακμών και διατήρηση δομικών χαρακτηριστικών.
Cammarasan et al., 2022	WNNM, tuned-WNNM, Deep Learning Framework	Αποθρομβοποίηση σε πραγματικό χρόνο με βάθια μάθηση, αποτελεσματικότητα της tuned-WNNM, προσαρμοστικότητα σε διάφορες μεθόδους.
Kushwaha et al., 2017	Teaching-Learning Based Optimization (TLBO), HSOA	Βελτίωση αποθρομβοποίησης εικόνων υπερήχων, ανίχνευση ασθενειών
Kumar et al., 2021	ACPSO-FLNN, σύγκριση με σύγχρονες τεχνικές	Αποτελεσματικότητα στην αντιμετώπιση πολλαπλών τύπων θορύβου
Vilimek et al., 2020	Μετασχηματισμός κυματιδίων (WT) με βάσεις Daubechies, Symlets	Σημασία συγκεκριμένων ρυθμίσεων WT και του τύπου θορύβου
Mei et al., 2020	Βελτιστοποιημένο φίλτρο Bayesian, WNNM	Νέες αναπαραστάσεις για αποθρομβοποίηση εικόνων υπερήχων
Cammarasan et al., 2022	WNNM, πλαίσιο βαθιάς μάθησης	Προσέγγιση για αποθρομβοποίηση εικόνων υπερήχων σε πραγματικό χρόνο
Shodiq et al., 2022	U-Net CNN, φίλτρο αποθρομβοποίησης (Wiener, Lee, μη τοπικοί μέσοι όροι, διάμεσος, συνολική διακύμανση, ανισοτροπική διάχυση, Gaussian, wavelet)	Ακρίβεια: 99%, Μέση βαθμολογία απώλειας: 0,0252. Πρόβλεψη DVT με τμηματοποίηση U-Net CNN: Ακρίβεια: 84,9% (βάσει μέσου IoU). Μέση απόσταση Hausdorff: 4,17

Συγγραφείς	Μέθοδοι	Κυριότερα Ευρήματα
Karaoğlu et al., 2022	Μείωση θορύβου speckle, διάφορες μεθόδους βελτίωσης εικόνας, κλασικά φίλτρα, δίκτυα βαθιάς μάθησης	Υπεροχή των δικτύων βαθιάς μάθησης.
Baselice et al., 2018	Ενισχυμένο φίλτρο Wiener, τοπικό τυχαίο πεδίο Markov Gauss για μοντελοποίηση εικόνας, αποθορυβοποίηση εικόνων υπερήχων	Υπεροχή έναντι των παραδοσιακών φίλτρων Wiener.
Zhou et al., 2019	Αλγόριθμος φιλτραρίσματος βασισμένος στο μοντέλο Bayesian nonlocal means filter (BNLMF) για μείωση του θορύβου speckle και αποκατάσταση εικόνας	Υπεροχή έναντι των τυπικών μεθόδων αποσκλήρυνσης.

Η εργασία των Rodriguez et al., 2019 παρουσίασε μια νέα συσχέτιση που βασίζεται στην κατωφλίωση S-median και το γρήγορο διμερές φίλτρο για τη μείωση του θορύβου speckle. Για την επικύρωση των αποτελεσμάτων, η προτεινόμενη μέθοδος αναλύθηκε και συγκρίθηκε με δύο άλλες μεθόδους κατωφλίωσης. Η βελτίωση της ποιότητας της εικόνας αποδεικνύεται από την αύξηση του PSNR κατά 14,13%, ενώ τα δομικά χαρακτηριστικά και η διατήρηση του περιγράμματος αυξήθηκαν κατά 4,96% στο MSSIM και κατά 0,70% στο β , αντίστοιχα. Όπως έδειξαν τα αποτελέσματα που προέκυψαν, η προτεινόμενη μέθοδος είναι σε θέση να μειώσει τον θόρυβο speckle, να διατηρήσει τα χωρικά χαρακτηριστικά και τις πληροφορίες περιγράμματος των εικόνων και ενδείκνυται για τη μείωση του θορύβου σε επίπεδα θορύβου που συνήθως συναντώνται στον εξοπλισμό υπερήχων.

Η εργασία των Kushwaha et al., 2017 επικεντρώνεται στην αποθορυβοποίηση υπερηχογραφικών εικόνων ήπατος με χρήση της ανισοτροπικής διάχυσης και αξιολογεί την απόδοσή της με τον αλγόριθμο Teaching-Learning Based Optimization (TLBO) και τον αλγόριθμο HSOA. Η προτεινόμενη μέθοδος βελτιώνει σημαντικά την αποθορυβοποίηση, ιδίως για την έγκαιρη ανίχνευση ασθενειών. Ωστόσο, η μελέτη αποκαλύπτει ότι η TLBO τείνει να υπερ-φιλτράρει, οδηγώντας σε απώλεια δεδομένων. Η ανάγκη για ακριβή διάγνωση στα πρώιμα στάδια των ασθενειών καθιστά αναγκαία την αποθορυβοποίηση των μεθόδων απεικόνισης, όπως οι υπέρηχοι. Η ανισοτροπική διάχυση εφαρμόζεται για την αφαίρεση του θορύβου speckle σε εικόνες υπερήχων. Η συγκριτική ανάλυση δείχνει ότι η TLBO είναι πιο αποτελεσματική από την

HSA, αλλά απαιτείται βελτιστοποίηση για την αντιμετώπιση των προβλημάτων υπερφιλτραρίσματος.

Η μελέτη των Kumar et al., 2021 ασχολείται με θέματα θορύβου σε ιατρικές εικόνες υπερήχων, συμπεριλαμβανομένων των πολλαπλασιαστικών θορύβων speckle, impulse και Gaussian. Προτείνεται μια προσαρμοστική προσέγγιση φιλτραρίσματος, η ACPSO-FLNN, και συγκρίνεται με σύγχρονες τεχνικές. Η μελέτη αξιολογεί την απόδοση χρησιμοποιώντας ποσοτικά και ποιοτικά μέτρα, όπως ο χρόνος εκπαίδευσης, η χρονική πολυπλοκότητα, ο ρυθμός σύγκλισης και οι στατιστικές δοκιμές. Το προτεινόμενο φίλτρο επιδεικνύει υπεροχή στο χειρισμό διαφόρων συνθηκών θορύβου και είναι αποτελεσματικό έναντι ειδικού και μικτού θορύβου. Η βελτιστοποίηση ACPSO ενισχύει την απόδοση του φίλτρου νευρωνικού δικτύου λειτουργικής σύνδεσης. Η μελέτη προτείνει πιθανές δοκιμές σε άλλους τύπους θορύβου, διαφορετικές μορφές απεικόνισης και διερεύνηση απλούστερων ευρετικών τεχνικών.

Η μελέτη των Vilimek et al., 2020 επικεντρώνεται στην αξιολόγηση της αποτελεσματικότητας των ρυθμίσεων του μετασχηματισμού κυματιδίων (WT) για την αποθορυβοποίηση εικόνων βιοϊατρικών υπερήχων. Χρησιμοποιήθηκαν πραγματικές εικόνες υπερήχων για να αναλυθεί η απόδοση του συστήματος WT με διαφορετικές συναρτήσεις κλιμάκωσης των βάσεων κυματιδίων Daubechies και Symlets και η αποτελεσματικότητά τους στην αποθορυβοποίηση εικόνων που έχουν αλλοιωθεί από διάφορους τύπους θορύβου. Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων της διήθησης χρησιμοποιήθηκαν αντικειμενικές μετρικές όπως ο δείκτης δομικής ομοιότητας (SSIM), ο συντελεστής συσχέτισης, το μέσο τετραγωνικό σφάλμα (MSE), ο μέγιστος λόγος σήματος προς θόρυβο (PSNR) και ο καθολικός δείκτης ποιότητας εικόνας (Q-index). Εξετάστηκαν επίσης οι κλινικές απόψεις των εμπειρογνομόνων. Τα αποτελέσματα υπογραμμίζουν τη σημασία των συγκεκριμένων ρυθμίσεων του συστήματος WT και του περιεχομένου της εικόνας, συμπεριλαμβανομένου του τύπου θορύβου και της επιλογής συνόλου δεδομένων, για την επίτευξη υψηλής ποιότητας αποθορυβοποίησης. Η μελέτη προτείνει την προσαρμογή της επιλογής του wavelet με βάση τα συγκεκριμένα χαρακτηριστικά της εικόνας υπερήχων και τον τύπο θορύβου για βέλτιστη απόδοση αποθορυβοποίησης. Τα wavelets Daubechies, ιδίως τα Db2, Db5 και Db30 σε χαμηλότερα επίπεδα αποσύνθεσης, επέδειξαν τα καλύτερα αποτελέσματα.

Η εργασία των Mei et al., 2020 παρουσιάζεται μια νέα μέθοδο απεικόνισης για την αποτελεσματική αφαίρεση του θορύβου speckle από τις ιατρικές εικόνες υπερήχων, ενισχύοντας τη διαγνωστική τους αξία. Η προσέγγιση περιλαμβάνει τρία στάδια: ένα βελτιωμένο βελτιστοποιημένο φίλτρο μη τοπικών μέσων Bayesian (OBNLM) για την αρχική εκτίμηση του θορύβου, τον υπολογισμό ενός δείκτη πλεονασμού για τον εντοπισμό περιοχών με χαμηλό πλεονασμό και τη χρήση μιας βελτιωμένης αναπαράστασης για την αποθορυβοποίηση αυτών των εντοπισμένων περιοχών. Ο προτεινόμενος αλγόριθμος ξεπερνά τις κλασικές μεθόδους αποθορυβοποίησης, όπως το block matching 3-D (BM3D) και το βελτιστοποιημένο φίλτρο Bayesian non-local means σε αντικειμενικές αξιολογήσεις και υποκειμενική οπτική επιθεώρηση αποθορυβοποιημένων προσομοιωμένων και πραγματικών εικόνων υπερήχων. Οι νέες αναπαραστάσεις ενισχύουν σημαντικά τις δυνατότητες αποθορυβοποίησης και διατήρησης των ακμών του φίλτρου, ανοίγοντας το δρόμο για βελτιωμένους αλγορίθμους αποθορυβοποίησης που αξιοποιούν αποτελεσματικά τις πληροφορίες της εικόνας.

Η μελέτη των Cammarasan et al., 2022 εισάγει ένα νέο πλαίσιο βαθιάς μάθησης για την αποθορυβοποίηση εικόνων υπερήχων σε πραγματικό χρόνο, αντιμετωπίζοντας τον θόρυβο που εισάγεται κατά την απόκτηση υπερήχων. Μετά από σύγκριση διαφόρων μεθόδων αποθορυβοποίησης, επιλέγεται η WNNM (Weighted Nuclear Norm Minimisation) για την ακρίβεια, τη διατήρηση των ανατομικών χαρακτηριστικών και την ενίσχυση των ακμών. Στη συνέχεια, η μελέτη προτείνει μια συντονισμένη έκδοση της WNNM (tuned-WNNM) για τη βελτίωση της ποιότητας της αποθορυβοποιημένης εικόνας και τη διεύρυνση της δυνατότητας εφαρμογής σε εικόνες υπερήχων. Το tuned-WNNM αναπαράγεται αποτελεσματικά σε πραγματικό χρόνο μέσω ενός πλαισίου βαθιάς μάθησης. Η προσέγγιση είναι ευέλικτη, προσαρμόσιμη σε διαφορετικούς αλγορίθμους αποθορυβοποίησης, αρχιτεκτονικές βαθιάς μάθησης, τύπους δεδομένων εισόδου και μεθοδολογίες λήψης. Οι μελλοντικές εργασίες περιλαμβάνουν την εφαρμογή του πλαισίου σε διάφορους τύπους δεδομένων και τη διεξαγωγή βιομηχανικών και κλινικών επικυρώσεων.

Η μελέτη των Shodiq et al., 2022 προτείνει ένα μοντέλο για την τμηματοποίηση εικόνων υπερήχων της εν τω βάθει φλεβικής θρόμβωσης (DVT) χρησιμοποιώντας ένα U-Net CNN που βασίζεται σε ένα φίλτρο αποθορυβοποίησης. Το φίλτρο αποθορυβοποίησης περιλαμβάνει

διάφορα φίλτρα όπως τα φίλτρα Wiener, Lee, μη τοπικοί μέσοι όροι, διάμεσος, συνολική διακύμανση, ανισοτροπική διάχυση, Gaussian και wavelet. Το σύνολο δεδομένων που χρησιμοποιήθηκε ελήφθη από τέσσερις ασθενείς που παρουσίαζαν συμπτώματα DVT, τα οποία αποτυπώθηκαν και καταγράφηκαν με τη χρήση συσκευής υπερήχων από ειδικούς ιατρούς. Τα πειραματικά αποτελέσματα καταδεικνύουν ότι το φίλτρο Gaussian αποδίδει καλύτερα, επιτυγχάνοντας ακρίβεια 99% και μέση βαθμολογία παραμέτρου απώλειας 0,0252. Η πρόβλεψη DVT με τη χρήση τμηματοποίησης U-Net CNN με βάση τη μέση IoU επιτυγχάνει ακρίβεια 84,9% και η μέση απόσταση Hausdorff είναι 4,17. Η περαιτέρω έρευνα θα επικεντρωθεί στην ανίχνευση και ταξινόμηση της DVT με τη χρήση διαφόρων μοντέλων.

Στη μελέτη των Karaoğlu et al., 2022, η εστίαση είναι στη μείωση του θορύβου speckle στις εικόνες υπερήχων, μια κρίσιμη πτυχή για την ακριβή διάγνωση ασθενειών. Ο θόρυβος speckle, ο οποίος επηρεάζει την ποιότητα της εικόνας, είναι διαδεδομένος στις εικόνες υπερήχων. Η εργασία συγκρίνει διάφορες μεθόδους βελτίωσης εικόνας, συμπεριλαμβανομένων των κλασικών φίλτρων και των δικτύων βαθιάς μάθησης. Στις εικόνες υπερήχων προστίθεται θόρυβος Speckle σε διαφορετικά επίπεδα και χρησιμοποιούνται πέντε διαφορετικά δίκτυα βαθιάς μάθησης για τη μείωση του θορύβου. Η αξιολόγηση των επιδόσεων βασίζεται στον μέγιστο λόγο σήματος προς θόρυβο (PSNR), τον δείκτη δομικής ομοιότητας (SSIM) και τα κριτήρια χρόνου εκτέλεσης, αποδεικνύοντας ότι τα προτεινόμενα δίκτυα βαθιάς μάθησης υπερτερούν έναντι των κλασικών φίλτρων και του BM3D, ενός δημοφιλούς αλγορίθμου βελτίωσης εικόνας. Η μελέτη υπογραμμίζει την αποτελεσματικότητα των δικτύων βαθιάς μάθησης στην αποσαφήνιση εικόνων υπερήχων και τονίζει τη σημασία των χαρακτηριστικών του συνόλου δεδομένων στην απόδοση του δικτύου.

Η εργασία των Baseline et al., 2018 παρουσιάζει μια καινοτόμο προσέγγιση αποθορυβοποίησης για εικόνες υπερήχων (US) που αντιμετωπίζει την πρόκληση που θέτει ο θόρυβος speckle. Η προσέγγιση βασίζεται σε ένα ενισχυμένο φίλτρο Wiener που λειτουργεί στο πεδίο της συχνότητας, εξασφαλίζοντας υψηλή υπολογιστική απόδοση. Αυτό το φίλτρο έχει την ικανότητα να προσαρμόζεται τοπικά προσαρμόζοντας τον πυρήνα του, εξισορροπώντας αποτελεσματικά τη μείωση του θορύβου με τη διατήρηση των ακμών και των λεπτομερειών. Η μέθοδος χρησιμοποιεί ένα τοπικό τυχαίο πεδίο Markov Gauss για τη μοντελοποίηση της εικόνας. Σε σύγκριση με τα παραδοσιακά φίλτρα Wiener, η προσέγγιση αυτή επιδεικνύει ανώτερη απόδοση

αποθορυβοποίησης, διατηρώντας παράλληλα χαμηλό υπολογιστικό φόρτο. Η μελέτη επικυρώνει τη μέθοδο σε προσομοιωμένα και πραγματικά σύνολα δεδομένων, αναδεικνύοντας τις πολλά υποσχόμενες δυνατότητές της για την αποθορυβοποίηση εικόνων (US).

Η εργασία των Zhou et al., 2019 ασχολήθηκε με το θέμα της μείωσης του θορύβου speckle στις εικόνες υπερήχων για τη βελτίωση της κλινικής διάγνωσης και της επακόλουθης επεξεργασίας εικόνας. Οι συγγραφείς προτείνουν έναν επαναληπτικό αλγόριθμο φιλτραρίσματος βασισμένο στο μοντέλο Bayesian nonlocal means filter (BNLMF), προσαρμοσμένο για τη μείωση του θορύβου speckle και την αποκατάσταση εικόνας. Ο αλγόριθμος χρησιμοποιεί τα στατιστικά χαρακτηριστικά του θορύβου speckle για τον υπολογισμό βασικών συναρτήσεων πυκνότητας πιθανότητας. Η επαναληπτική διαδικασία, ξεκινώντας με τη θορυβώδη εικόνα και ενημερώνοντας προοδευτικά το μοντέλο φιλτραρίσματος, παράγει μια αποκατεστημένη εικόνα που ξεπερνά τις τυπικές μεθόδους αποσκλήρυνσης. Η προσέγγιση είναι αποδοτική λόγω του δεξιόστροφου φιλτραρίσματος και του μικρού αριθμού επαναλήψεων. Πειράματα σε προσομοιωμένες και πραγματικές εικόνες υπερήχων επιβεβαιώνουν την αποτελεσματικότητα της προτεινόμενης μεθόδου.

Σύμπερασματα

Οι παραπάνω ερευνητικές εργασίες επικεντρώνονται στην αποθρομβοποίηση και την επεξεργασία εικόνων υπερήχων, μαγνητικής τομογραφίας και αξονικής τομογραφίας χαμηλής δόσης, επιδιώκοντας τη βελτίωση της ποιότητας των εικόνων και την ακριβέστερη ανάλυση των πληροφοριών για τη διάγνωση ιατρικών καταστάσεων. Οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται είναι πολύπλευρες, περιλαμβάνοντας αλγορίθμους βαθιάς μάθησης, αλγορίθμους επεξεργασίας εικόνας, και διάφορα φίλτρα.

Οι ερευνητές επιδιώκουν να βελτιώσουν την ποιότητα των εικόνων και να επιτύχουν ακριβέστερη διάγνωση ιατρικών παθήσεων. Είναι ενθαρρυντικό το γεγονός ότι η χρήση της βαθιάς μάθησης, σε συνδυασμό με παραδοσιακές τεχνικές αποθρομβοποίησης, φαίνεται να έχει αποδείξει την αποτελεσματικότητά της, υπερτερώντας συχνά τις συμβατικές μεθόδους.

Συνολικά, οι ερευνητικές προσπάθειες επιδιώκουν να προσφέρουν βελτιωμένες τεχνικές επεξεργασίας εικόνων υπερήχων, μαγνητικής τομογραφίας και αξονικής τομογραφίας ώστε να βοηθήσουν στην ακριβή διάγνωση και την αντιμετώπιση ιατρικών παθήσεων. Οι εφαρμογές αυτές είναι ευρείες και πολλά υποσχόμενες, ενισχύοντας την πρόοδο στον τομέα της ιατρικής απεικόνισης.

Βιβλιογραφία

Ali SA, Vathsal S, Kishore KL (2010) Efficient denoising technique for CT Images using Window based multi-wavelet transformation and thresholding. *Eur J Sci Res* 48(2):315–325

Anam, C., Adi, K., Sutanto, H., Arifin, Z., Budi, W. S., Fujibuchi, T., & Dougherty, G. (2020). Noise reduction in CT images using a selective mean filter. *Journal of biomedical physics & engineering*, 10(5), 623.

Arabi, H., & Zaidi, H. (2021). Non-local mean denoising using multiple PET reconstructions. *Annals of nuclear medicine*, 35, 176-186.

Baselice, F., Ferraioli, G., Ambrosanio, M., Pascasio, V., & Schirinzi, G. (2018). Enhanced Wiener filter for ultrasound image restoration. *Computer methods and programs in biomedicine*, 153, 71-81.

Baselice, F., Ferraioli, G., Pascasio, V., & Sorriso, A. (2017). Bayesian MRI denoising in complex domain. *Magnetic resonance imaging*, 38, 112-122.

Bian, Z., Ma, J., Huang, J., Zhang, H., Niu, S., Feng, Q., ... & Chen, W. (2013). SR-NLM: a sinogram restoration induced non-local means image filtering for low-dose computed tomography. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 37(4), 293-303.

Biswas, R., Purkayastha, D., & Roy, S. (2018). Denoising of MRI images using curvelet transform. *Advances in Systems, Control and Automation: ETAEERE-2016*, 575-583.

Blechacz, B., & Gores, G. J. (2010). PET scan for a hepatic Mass. *Hepatology (Baltimore, Md.)*, 52(6), 2186.

Borsdorf, A., Raupach, R., Flohr, T., & Hornegger, J. (2008). Wavelet based noise reduction in CT-images using correlation analysis. *IEEE transactions on medical imaging*, 27(12), 1685-1703.

Bouhali, A., & Berkani, D. (2017). Combination of spatial filtering and adaptive wavelet thresholding for image denoising. *International Journal of Image, Graphics and Signal Processing*, 9(5), 9.

Bouhrara, M., Maring, M. C., & Spencer, R. G. (2019). A simple and fast adaptive nonlocal multispectral filtering algorithm for efficient noise reduction in magnetic resonance imaging. *Magnetic resonance imaging*, 55, 133-139.

Buades, A., Coll, B., & Morel, J. M. (2005). A review of image denoising algorithms, with a new one. *Multiscale modeling & simulation*, 4(2), 490-530.

Cammarasana, S., Nicolardi, P., & Patanè, G. (2022). Real-time denoising of ultrasound images based on deep learning. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 60(8), 2229-2244.

Casiraghi, E., Campadelli, P., Pratissoli, S., & Lombardi, G. (2009). Automatic abdominal organ segmentation from CT images. *ELCVIA Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, 8(1), 1-14.

Chandel, R., & Gupta, G. (2013). Image filtering algorithms and techniques: A review. *International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering*, 3(10).

Cline, D., White, K. B., & Egbert, P. K. (2007, September). Fast 8-bit median filtering based on separability. In *2007 IEEE International Conference on Image Processing* (Vol. 5, pp. V-281). IEEE.

Dabov, K., Foi, A., Katkovnik, V., & Egiazarian, K. (2007). Image denoising by sparse 3-D transform-domain collaborative filtering. *IEEE Transactions on image processing*, 16(8), 2080-2095.

Diwakar, M., & Kumar, M. (2018). CT image denoising using NLM and correlation-based wavelet packet thresholding. *IET Image Processing*, 12(5), 708-715.

Edelman SK. Understanding ultrasound physics. ESP; 2005.

Getreuer, P. (2013). A survey of Gaussian convolution algorithms. *Image Processing On Line*, 2013, 286-310.

Glisson, C. L., Altamar, H. O., Herrell, S. D., Clark, P., & Galloway, R. L. (2011). Comparison and assessment of semi-automatic image segmentation in computed tomography scans for image-guided kidney surgery. *Medical physics*, 38(11), 6265-6274.

Gonzalez RC, Woods RE. Digital Image Processing 3rd edition, Prentice-Hall, 2008. ISBN-13: 978-0131687288, (2008)

Goyal, B., Gupta, A., Dogra, A., & Koundal, D. (2022). An adaptive bitonic filtering based edge fusion algorithm for Gaussian denoising. *International Journal of Cognitive Computing in Engineering*, 3, 90-97.

Goyal, S., Rani, A., Yadav, N., & Singh, V. (2019, March). SGS-SRAD filter for denoising and edge preservation of ultrasound images. In *2019 6th International Conference on Signal Processing and Integrated Networks (SPIN)* (pp. 676-682). IEEE.

Guo, S., Sheng, Y., Chai, L., & Zhang, J. (2019, July). Graph filtering approach to PET image denoising. In *2019 1st International Conference on Industrial Artificial Intelligence (IAI)* (pp. 1-6). IEEE.

Hasan, A. M., Melli, A., Wahid, K. A., & Babyn, P. (2018). Denoising low-dose CT images using multiframe blind source separation and block matching filter. *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, 2(4), 279-287.

- Hashimoto, F., Ohba, H., Ote, K., & Tsukada, H. (2018). Denoising of dynamic sinogram by image guided filtering for positron emission tomography. *IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences*, 2(6), 541-548.
- Ho, C. L., Chen, S., Yeung, D. W., & Cheng, T. K. (2007). Dual-tracer PET/CT imaging in evaluation of metastatic hepatocellular carcinoma. *Journal of Nuclear Medicine*, 48(6), 902-909.
- Hsieh, J. (2003). Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances.
- Huang, J., Ma, J., Liu, N., Feng, Q., & Chen, W. (2011, March). Projection data restoration guided non-local means for low-dose computed tomography reconstruction. In *2011 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro* (pp. 1167-1170). IEEE.
- Huerga, C., Castro, P., Corredoira, E., Coronado, M., Delgado, V., & Guibelalde, E. (2017). Denoising of PET images by context modelling using local neighbourhood correlation. *Physics in Medicine & Biology*, 62(2), 633.
- Kang, S. K., Yie, S. Y., & Lee, J. S. (2021). Noise2Noise improved by trainable wavelet coefficients for PET denoising. *Electronics*, 10(13), 1529.
- Kumar, M., Mishra, S. K., Joseph, J., Jangir, S. K., & Goyal, D. (2021). Adaptive comprehensive particle swarm optimisation-based functional-link neural network filter model for denoising ultrasound images. *IET Image Processing*, 15(6), 1232-1246.
- Kushwaha, S., & Singh, R. K. (2017). An efficient approach for denoising ultrasound images using anisotropic diffusion and teaching learning based optimization. *Biomedical and Pharmacology Journal*, 10(2), 805-816.
- Leal, N., Zurek, E., & Leal, E. (2020). Non-local SVD denoising of MRI based on sparse representations. *Sensors*, 20(5), 1536.
- Lee, J. S. (1980). Digital image enhancement and noise filtering by use of local statistics. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, (2), 165-168.
- Lin, D. T., Lei, C. C., & Hung, S. W. (2006). Computer-aided kidney segmentation on abdominal CT images. *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, 10(1), 59-65.
- Linguraru, M. G., Wang, S., Shah, F., Gautam, R., Peterson, J., Linehan, W. M., & Summers, R. M. (2011). Automated noninvasive classification of renal cancer on multiphase CT. *Medical physics*, 38(10), 5738-5746.
- Liu, B., Zhang, H., Hua, S., Jiang, Q., Huang, R., Liu, W., ... & Yue, Z. (2016). An automatic segmentation system of acetabulum in sequential CT images for the personalized artificial femoral head design. *Computer methods and programs in biomedicine*, 127, 318-335.
- Lukin, A. (2007). Tips & tricks: Fast image filtering algorithms. *JiS*, 12(1), 2.

- Ma, J., Huang, J., Feng, Q., Zhang, H., Lu, H., Liang, Z., & Chen, W. (2011). Low-dose computed tomography image restoration using previous normal-dose scan. *Medical physics*, 38(10), 5713-5731.
- Mafi, M., Tabarestani, S., Cabrerizo, M., Barreto, A., & Adjouadi, M. (2018). Denoising of ultrasound images affected by combined speckle and Gaussian noise. *IET Image Processing*, 12(12), 2346-2351.
- Manduca, A., Yu, L., Trzasko, J. D., Khaylova, N., Kofler, J. M., McCollough, C. M., & Fletcher, J. G. (2009). Projection space denoising with bilateral filtering and CT noise modeling for dose reduction in CT. *Medical physics*, 36(11), 4911-4919.
- Manjón, J. V., & Coupé, P. (2018). MRI denoising using deep learning. In *Patch-Based Techniques in Medical Imaging: 4th International Workshop, Patch-MI 2018, Held in Conjunction with MICCAI 2018, Granada, Spain, September 20, 2018, Proceedings 4* (pp. 12-19). Springer International Publishing.
- Manjón, J. V., Coupé, P., Buades, A., Collins, D. L., & Robles, M. (2012). New methods for MRI denoising based on sparseness and self-similarity. *Medical image analysis*, 16(1), 18-27.
- Mei, F., Zhang, D., & Yang, Y. (2020). Improved non-local self-similarity measures for effective speckle noise reduction in ultrasound images. *Computer methods and programs in biomedicine*, 196, 105670.
- Meyer, F. G., & Petrosian, A. A. (Eds.). (2001). *Wavelets in signal and image analysis: From theory to practice*. Kluwer Academic Publishers.
- Muneeswaran, V., & Pallikonda Rajasekaran, M. (2018). Beltrami-regularized denoising filter based on tree seed optimization algorithm: an ultrasound image application. In *Information and Communication Technology for Intelligent Systems (ICTIS 2017)-Volume 1 2* (pp. 449-457). Springer International Publishing.
- Neumann, J., & Steidl, G. (2005). Dual-tree complex wavelet transform in the frequency domain and an application to signal classification. *International Journal of Wavelets, Multiresolution and Information Processing*, 3(01), 43-65.
- Nishio, M., Nagashima, C., Hirabayashi, S., Ohnishi, A., Sasaki, K., Sagawa, T., ... & Yamashita, T. (2017). Convolutional auto-encoder for image denoising of ultra-low-dose CT. *Heliyon*, 3(8).
- Oulhaj, H., Amine, A., Rziza, M., & Aboutajdine, D. (2012, May). Noise Reduction in Medical Images-comparison of noise removal algorithms. In *2012 International Conference on Multimedia Computing and Systems* (pp. 344-349). IEEE.
- Perona, P., & Malik, J. (1990). Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion. *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 12(7), 629-639.

- Rabbani, H., Nezafat, R., & Gazor, S. (2009). Wavelet-domain medical image denoising using bivariate laplacian mixture model. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 56(12), 2826-2837.
- Rai, H. M., & Chatterjee, K. (2019). Hybrid adaptive algorithm based on wavelet transform and independent component analysis for denoising of MRI images. *Measurement*, 144, 72-82.
- Ramesh, S., Sasikala, S., & Paramanandham, N. (2021). Segmentation and classification of brain tumors using modified median noise filter and deep learning approaches. *Multimedia Tools and Applications*, 80, 11789-11813.
- Rodrigues, C., Peixoto, Z. M. A., & Ferreira, F. M. F. (2019). Ultrasound image denoising using wavelet thresholding methods in association with the bilateral filter. *IEEE Latin America Transactions*, 17(11), 1800-1807.
- Rudin, L. I., Osher, S., & Fatemi, E. (1992). Nonlinear total variation based noise removal algorithms. *Physica D: nonlinear phenomena*, 60(1-4), 259-268.
- Saladi, S., & Amutha Prabha, N. (2017). Analysis of denoising filters on MRI brain images. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 27(3), 201-208.
- Sano, A., Nishio, T., Masuda, T., & Karasawa, K. (2021). Denoising PET images for proton therapy using a residual U-net. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 7(2), 025014.
- Schranzer, R., Rauscher, A., Haimburger, E., Bredies, K., Reishofer, G., & Grabner, G. (2018). Noise reduction in FLAIR2 images using total generalized variation, Gaussian and Wiener filtering. *Zeitschrift für Medizinische Physik*, 28(4), 286-292.
- Sheela, C. J. J., & Suganthi, G. (2020). An efficient denoising of impulse noise from MRI using adaptive switching modified decision based unsymmetric trimmed median filter. *Biomedical Signal Processing and Control*, 55, 101657.
- Shin, Y. J., Chang, W., Ye, J. C., Kang, E., Oh, D. Y., Lee, Y. J., ... & Kim, Y. H. (2020). Low-dose abdominal CT using a deep learning-based denoising algorithm: a comparison with CT reconstructed with filtered back projection or iterative reconstruction algorithm. *Korean journal of radiology*, 21(3), 356-364.
- Shodiq, M. N., Yuniarno, E. M., Nugroho, J., & Purnama, I. K. E. (2022, June). Ultrasound image segmentation for deep vein thrombosis using Unet-CNN based on denoising filter. In *2022 IEEE international conference on imaging systems and techniques (IST)* (pp. 1-6). IEEE.
- Singh, K., Ranade, S. K., & Singh, C. (2017). A hybrid algorithm for speckle noise reduction of ultrasound images. *Computer methods and programs in biomedicine*, 148, 55-69.
- Singh, P., Diwakar, M., Gupta, R., Kumar, S., Chakraborty, A., Bajal, E., ... & Paul, R. (2022). A Method Noise-Based Convolutional Neural Network Technique for CT Image Denoising. *Electronics*, 11(21), 3535.

- Song, T. A., Yang, F., & Dutta, J. (2021). Noise2Void: unsupervised denoising of PET images. *Physics in Medicine & Biology*, 66(21), 214002.
- Suomela, J. (2014). Median filtering is equivalent to sorting. *arXiv preprint arXiv:1406.1717*.
- Thakur, N., & Juneja, M. (2017). Clustering based approach for segmentation of optic cup and optic disc for detection of glaucoma. *Current Medical Imaging*, 13(1), 99-105.
- Tsagaan, B., Shimizu, A., Kobatake, H., Miyakawa, K., & Hanzawa, Y. (2001, October). Segmentation of kidney by using a deformable model. In *Proceedings 2001 international conference on image processing (Cat. No. 01CH37205)* (Vol. 3, pp. 1059-1062). IEEE.
- Venu, D. N. (2023). PSNR Based Evaluation of Spatial Guassian Kernals For FCM Algorithm with Mean and Median Filtering Based Denoising for MRI Segmentation. *IJFANS International Journal of Food and Nutritional Sciences*, 12(1), 928-939.
- Vilimek, D., Kubicek, J., Golian, M., Jaros, R., Kahankova, R., Hanzlikova, P., ... & Buzga, M. (2022). Comparative analysis of wavelet transform filtering systems for noise reduction in ultrasound images. *Plos one*, 17(7), e0270745.
- Weiss, B. (2006). Fast median and bilateral filtering. In *ACM SIGGRAPH 2006 Papers* (pp. 519-526).
- Wong, W. C., & Chung, A. C. (2004, June). A nonlinear and non-iterative noise reduction technique for medical images: concept and methods comparison. In *International Congress Series* (Vol. 1268, pp. 171-176). Elsevier.
- Yuan, Q., Peng, Z., Chen, Z., Guo, Y., Yang, B., & Zeng, X. (2021). Edge-preserving median filter and weighted coding with sparse nonlocal regularization for low-dose CT image denoising algorithm. *Journal of Healthcare Engineering*, 2021, 1-7.
- Zhang, L., Chen, J., Zhu, Y., & Luo, J. (2009, June). Comparisons of several new de-noising methods for medical images. In *2009 3rd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering* (pp. 1-4). IEEE.
- Zhao, T., Hoffman, J., McNitt-Gray, M., & Ruan, D. (2019). Ultra-low-dose CT image denoising using modified BM3D scheme tailored to data statistics. *Medical physics*, 46(1), 190-198.
- Zhong, J., Ning, R., & Conover, D. (2004). Image denoising based on multiscale singularity detection for cone beam CT breast imaging. *IEEE transactions on medical imaging*, 23(6), 696-703.
- Zhou, Y., Zang, H., Xu, S., He, H., Lu, J., & Fang, H. (2019). An iterative speckle filtering algorithm for ultrasound images based on bayesian nonlocal means filter model. *Biomedical signal processing and control*, 48, 104-117.
- Zing, A. (2010). Extended binomial filter for fast Gaussian blur. *Vienna, Austria*.