



ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ
ΙΩΑΝΝΙΝΩΝ

ΣΧΟΛΗ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΠΛΗΡΟΦΟΡΙΚΗΣ ΚΑΙ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΩΝ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

ΣΥΜΠΙΕΣΗ ΜΙΚΡΟΣΚΟΠΙΚΩΝ ΕΙΚΟΝΩΝ ΒΙΟΨΙΩΝ

ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΝΤΡΙΤΣΟΣ

ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ ΣΟΛΩΜΟΣ

Επιβλέπων: ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΣ ΤΖΑΛΛΑΣ

ΔΕΠ ΕΠΙΚΟΥΡΟΣ ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΑΡΤΑ 2022

COMPRESSION OF MICROSCOPIC BIOPSY IMAGES

Εγκρίθηκε από τριμελή εξεταστική επιτροπή

Άρτα Ιούλιου 2022

ΕΠΙΤΡΟΠΗ ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗΣ

1. Επιβλέπων καθηγητής

ΑΛΕΞΑΝΔΡΟΣ ΤΖΑΛΛΑΣ

2. Μέλος επιτροπής

ΠΕΤΡΟΣ ΚΑΡΒΕΛΗΣ

3. Μέλος επιτροπής

ΝΙΚΟΛΑΟΣ ΓΙΑΝΝΑΚΕΑΣ

© ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΝΤΡΙΤΣΟΣ, ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ ΣΟΛΩΜΟΣ 2022.

Με επιφύλαξη παντός δικαιώματος. All rights reserved.

Δήλωση μη λογοκλοπής

Δηλώνω υπεύθυνα και γνωρίζοντας τις κυρώσεις του Ν. 2121/1993 περί Πνευματικής Ιδιοκτησίας, ότι η παρούσα μεταπτυχιακή εργασία είναι εξ ολοκλήρου αποτέλεσμα δικής μου ερευνητικής εργασίας, δεν αποτελεί προϊόν αντιγραφής ούτε προέρχεται από ανάθεση σε τρίτους. Όλες οι πηγές που χρησιμοποιήθηκαν (κάθε είδους, μορφής και προέλευσης) για τη συγγραφή της περιλαμβάνονται στη βιβλιογραφία.

ΓΕΩΡΓΙΟΣ ΝΤΡΙΤΣΟΣ
ΒΑΣΙΛΕΙΟΣ ΣΟΛΩΜΟΣ

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ

Η επιτυχής ολοκλήρωση της συγκεκριμένης διατριβής είναι αποτέλεσμα άψογης συνεργασίας με την μέλλουσα διδάκτωρ του τμήματος Μηχανικών Ηλεκτρονικών Υπολογιστών και Πληροφορικής του Πανεπιστημίου Ιωαννίνων Σταματίας-Χριστίνας Ζέρβα.

Επίσης ευχαριστούμε τον επιβλέπων καθηγητή μας κ. Τζάλλα Αλέξανδρο για την αμέριστη βοήθεια και κατανόηση που μας έδειξε κατά την εκπόνηση της συγκεκριμένης διατριβής.

ΠΕΡΙΛΗΨΗ

Οι προηγμένες μικροσκοπικές τεχνικές, όπως η διαλογή υψηλής απόδοσης, η διαλογή υψηλού περιεχομένου, η πολυφασματική απεικόνιση και η τρισδιάστατη απεικόνιση θα μπορούσαν να περιλαμβάνουν πολλές εικόνες ανά πείραμα που απαιτούν εκατοντάδες gigabyte (GBs) μνήμης. Αποτελεσματικές μέθοδοι συμπίεσης εικόνας με απώλειες, όπως η κοινή ομάδα ειδικών φωτογραφίας (JPEG) και το JPEG 2000, είναι ζωτικής σημασίας για τη διαχείριση αυτών των μεγάλων ποσοτήτων δεδομένων. Ωστόσο, αυτές οι μέθοδοι μπορούν να αποκτήσουν οπτική ποιότητα με υψηλούς λόγους συμπίεσης, αλλά όχι απαραίτητα να διατηρήσουν την ακεραιότητα των ιατρικών δεδομένων και πληροφοριών. Σε αυτή τη μελέτη, προτείνουμε μια νέα και βελτιωμένη μέθοδο συμπίεσης ιατρικής εικόνας που βασίζεται στη μείωση της διαφοράς κυματιδίων χρώματος. Συγκεκριμένα, η προτεινόμενη μέθοδος είναι μια επέκταση της τυπικής μεθόδου μείωσης διαφοράς κυματιδίων (WDR) με τη χρήση μέσης διαφοράς εικονοστοιχείων που εντοπίζεται μεταξύ τους για την επιλογή της βέλτιστης ποσότητας έγχρωμων εικόνων που παρουσιάζουν την υψηλότερη ομοιότητα στον χωρικό και χρονικό τομέα. Οι εικόνες με μεγάλη χωροχρονική συνοχή κωδικοποιούνται ως ένας τόμος και αξιολογούνται ως προς την αναλογία κορυφής σήματος προς θόρυβο (PSNR) και τον δείκτη δομικής ομοιότητας (SSIM). Η προτεινόμενη μέθοδος αξιολογείται στο προκλητικό πεδίο ανάλυσης εικόνας ιστοπαθολογικής μικροσκοπίας χρησιμοποιώντας 37 διαφάνειες καρκίνου του παχέος εντέρου. Διαπιστώθηκε ότι η αντιληπτική ποιότητα της ιατρικής εικόνας είναι αξιοσημείωτα υψηλή. Τα αποτελέσματα υποδεικνύουν ότι η βελτίωση PSNR σε σχέση με τα υπάρχοντα σχήματα μπορεί να φτάσει έως και 22,65 dB σε σύγκριση με το JPEG 2000 και έως 10,33 σε σύγκριση με μια μέθοδο που χρησιμοποιείται DWT και μπορεί να μας οδηγήσει στην εφαρμογή μιας φορητής πλατφόρμας και web που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για συμπίεση και μετάδοση μικροσκοπικών ιατρικές εικόνες σε πραγματικό χρόνο.

Λέξεις-κλειδιά: Απεικόνιση, μικροσκοπία, συμπίεση εικόνας, μείωση διαφοράς κυματιδίων χρώματος.

ABSTRACT

Advanced microscopic techniques such as high-throughput screening, high-content screening, multispectral imaging, and 3D imaging could include many images per experiment requiring hundreds of gigabytes (GBs) of memory. Efficient lossy image-compression methods such as joint photographic experts group (JPEG) and JPEG 2000 are crucial to managing these large amounts of data. However, these methods can get visual quality with high compression ratios, but not necessarily maintain the integrity of the medical data and information. In this study, we propose a novel and improved medical image compression method based on color wavelet difference reduction. Specifically, the proposed method is an extension of the standard wavelet difference reduction (WDR) method using mean co-located pixel difference to select the optimum quantity of color images that present the highest similarity in the spatial and temporal domain. The images with large spatiotemporal coherence are encoded as one volume and evaluated regarding the peak signal-to-noise ratio (PSNR) and structural similarity index (SSIM). The proposed method is evaluated in the challenging histopathological microscopy image analysis field using 37 slides of colorectal cancer. It is found that the perceptual quality of the medical image is remarkably high. The results indicate that the PSNR improvement over existing schemes may reach up to 22.65 dB compared to JPEG 2000 and up to 10.33 compared to a method utilized DWT and can lead us to implement a mobile and web platform that can be used for compressing and transmitting microscopic medical images in real-time.

Keywords: Imaging, Microscopy, Image Compression, Color Wavelet Difference Reduction.

Περιεχόμενα

ΕΥΧΑΡΙΣΤΙΕΣ.....	5
ΠΕΡΙΛΗΨΗ.....	6
ABSTRACT.....	7
Περιεχόμενα.....	8
1. Εισαγωγή	10
1.1 Τι είναι η συμπίεση	10
1.2 Είδη απεικονιστικών εξετάσεων ιατρικής εικόνας	11
1.2.1 Απεικόνιση με ακτίνες γάμμα	11
1.2.2 Απεικόνιση με ακτίνες Χ.....	12
1.2.3 Απεικόνιση στη ζώνη του υπεριώδους.....	12
1.2.4 Απεικόνιση στις ζώνες του ορατού και του υπέρυθρου	13
1.2.5 Απεικόνιση στη ζώνη των ραδιοκυμάτων	14
1.2.6 Απεικόνιση με υπερήχους	15
1.2.7 Απεικόνιση πυρηνικής ιατρικής (Nuclear medicine)	16
1.2.8 Συσχετισμός απεικονιστικών εξετάσεων με μεθόδους συμπίεσης.....	17
1.3 Συμπίεση ιατρικής εικόνας.....	19
1.4 Σκοπός της εργασίας	21
2. Μεθοδολογία και αλγόριθμοι συμπίεσης ιατρικής εικόνας.....	22
2.1 Αλγόριθμοι αναστρέψιμης συμπίεσης	22
2.1.1 Κωδικοποίηση Huffman.....	22
2.1.2 Αριθμητική κωδικοποίηση	23
2.1.3 Χωρίς απώλειες προγνωστική κωδικοποίηση	24
2.2 Αλγόριθμοι μη αναστρέψιμης συμπίεσης	25
2.2.1 Πρόβλεψη κωδικοποίησης	25

2.2.2 Κωδικοποίηση μετασχηματισμού.....	27
2.2.3 Βασικοί μετασχηματισμοί για κωδικοποίηση εικόνας.....	28
2.3 Αλγόριθμοι συμπίεσης με χρήση κυματιδίων.....	29
2.3.1 Κυματίδια και πολυδιακριτική ανάλυση.....	29
2.3.2 Ο μετασχηματισμός κυματιδίου Haar.....	30
2.3.3 Ο δισδιάστατος μετασχηματισμός Haar στη συμπίεση εικόνας.....	31
2.3.4 Ο διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίου.....	32
3. Μέθοδοι αξιολόγησης συμπίεσης ιατρικής εικόνας.....	35
4. Ερευνητικό μέρος.....	41
4.1 Ο αλγόριθμος WDR.....	41
4.2 Ο αλγόριθμος CWDR.....	46
4.3 Μέτρα αξιολόγησης.....	50
4.3.1 PSNR.....	50
4.3.2 SSIM.....	51
4.3.3 Compression Ratio (CR).....	51
4.4 Dataset.....	52
4.5 Αποτελέσματα.....	53
5. Συμπεράσματα.....	59
Βιβλιογραφία.....	61

1. Εισαγωγή

1.1 Τι είναι η συμπίεση

Ο αυξανόμενος όγκος δεδομένων που παράγονται από νέους τρόπους απεικόνισης, όπως σαρωτές υπολογιστικής τομογραφίας πολλαπλών φετών και απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού, δικαιολογεί τη χρήση μη αναστρέψιμων τεχνικών συμπίεσης για τη μείωση του κόστους αποθήκευσης και τη βελτίωση της αποτελεσματικότητας της μετάδοσης μέσω δικτύων (Koff & Shulman, 2006). Ο αντίκτυπος στις απαιτήσεις αποθήκευσης και εύρους ζώνης δικτύου προβλέπεται ότι θα αυξηθεί έντονα όταν οι πάροχοι υπηρεσιών υγείας υιοθετήσουν ψηφιακή τεχνολογία σε όλες τις μορφές, ιδίως ψηφιακές μαστογραφίες και CT σαρωτές, που παράγουν όλο και μεγαλύτερο αριθμό εικόνων ανά μελέτη, και την αρχαιοθέρηση 3D απεικονίσεων και άλλων σύνθετων προχωρημένων μορφών ιατρικής εικόνας.

Ενώ το κόστος αποθήκευσης μειώνεται, οι ανάγκες για ανάλυση, αποθήκευση και μεταφορά των δεδομένων υπερβαίνουν σε μεγάλο βαθμό τον αυξανόμενο όγκο των δεδομένων που παράγονται. Επιπλέον, το κόστος λειτουργίας ενός ψηφιακού περιβάλλοντος με υψηλή απόδοση και ευελιξία αυξάνεται και επιδεινώνεται από παράγοντες όπως η υποχρεωτική μεταφορά δεδομένων μεταξύ διαφόρων παρόχων υπηρεσιών υγείας και οι μακρές ή αόριστες περίοδοι διατήρησης για ψηφιακές εικόνες (Netravali & Limb, 1980).

Μια λύση για την αντιμετώπιση προβλημάτων αποθήκευσης δεδομένων είναι η χρήση της συμπίεσης, υπό την προϋπόθεση ότι δεν υπάρχει ουσιαστική απώλεια κλινικά σχετικών πληροφοριών. Το JPEG είναι ο πιο ευρέως αποδεκτός αλγόριθμος συμπίεσης, αλλά έχει αποδειχθεί ότι ο νέος αλγόριθμος JPEG-2000 (Skodras et al, 2001) μπορεί να παρέχει υψηλότερα επίπεδα συμπίεσης από την JPEG σε ισοδύναμη ή υψηλότερη ποιότητα εικόνας (Netravali & Limb, 1980).

Η τρέχουσα πρακτική στην ακτινολογία είναι η μείωση μεγεθών αρχείων ψηφιακών εικόνων μέσω συμπίεσης χωρίς απώλειες, η οποία προσφέρει μείωση μεγέθους έως και 3x. Η μη αναστρέψιμη συμπίεση επιτρέπει πολύ μεγαλύτερη (μεταξύ 8 και 25 φορές) μείωση

μεγέθους χωρίς σημαντική απώλεια της οπτικής ποιότητας του υλικού μέχρι ορισμένους λόγους συμπίεσης.

Παρότι η μη αναστρέψιμη συμπίεση είναι μια κλινικά αποδεκτή επιλογή για τη συμπίεση ιατρικών εικόνων και το γεγονός ότι η έκταση της επιτρεπόμενης μη αναστρέψιμης συμπίεσης εξαρτάται από τη μορφή της εικόνας και τη φύση της απεικονιζόμενης παθολογίας και ανατομίας, στην παρούσα τεχνική αναφορά θα γίνει ιδιαίτερη μνεία σε πρακτικές και μεθόδους αναστρέψιμης συμπίεσης ιατρικής εικόνας. Ο λόγος για αυτή την επιλογή οφείλεται στο γεγονός ότι με τη μη-απωλεστική συμπίεση αποφεύγεται την εισαγωγή σφαλμάτων σε τα δεδομένα που εξάγονται από το σύστημα σάρωσης.

1.2 Είδη απεικονιστικών εξετάσεων ιατρικής εικόνας

Η κύρια πηγή ενέργειας για την ιατρική απεικόνιση είναι το φάσμα της ηλεκτρομαγνητικής ενέργειας. Μπορούμε να ταξινομήσουμε τις φασματικές ζώνες με κριτήριο την ενέργεια ανά φωτόνιο, όπου στο ένα άκρο βρίσκονται οι ακτίνες γάμμα και στο άλλο άκρο τα ραδιοκύματα (Κόττου, 2007).

1.2.1 Απεικόνιση με ακτίνες γάμμα

Οι πιο βασικές χρήσεις της απεικόνισης ακτίνων γάμμα περιλαμβάνουν την πυρηνική ιατρική και τις αστρονομικές παρατηρήσεις. Στην πυρηνική ιατρική, η προσέγγιση που χρησιμοποιείται είναι να εμποτιστεί ο ασθενής με ένα ραδιενεργό ισότοπο, το οποίο στη συνέχεια διασπάται εκπέμποντας ακτίνες γάμμα. Στην περίπτωση αυτή, οι εικόνες δημιουργούνται από τις εκπομπές που συλλέγονται από τους ανιχνευτές των ακτινών γάμμα. Μια άλλη απεικονιστική μέθοδος που αφορά στο φάσμα των ακτινών γάμμα είναι οι εικόνες τομογραφίας εκπομπής ποζιτρονίων. Η γενική αρχή λειτουργίας αυτής της απεικονιστικής μεθόδου είναι ίδια με εκείνη της τομογραφίας των ακτινών X με τη διαφορά ότι αντί να χρησιμοποιείται μια εξωτερική πηγή ακτινών X, χορηγείται στον ασθενή ένα ραδιενεργό ισότοπο που εκπέμπει ποζιτρόνια καθώς διασπάται. Όταν ένα ποζιτρόνιο συναντήσει ένα ηλεκτρόνιο, εξουδετερώνονται, δημιουργώντας δυο ακτίνες

γάμμα οι οποίες στην συνέχεια ανιχνεύονται με κατάλληλα όργανα μέτρησης και δημιουργείται η αντίστοιχη εικόνα τομογραφίας.

1.2.2 Απεικόνιση με ακτίνες X

Οι ακτίνες X συμπεριλαμβάνονται στις πιο παλαιές πηγές ενέργειας το ηλεκτρομαγνητικού φάσματος που έχουν χρησιμοποιηθεί σε διαδικασίες απεικόνισης. Το πιο γνωστό πεδίο εφαρμογής τους είναι η ιατρική διάγνωση. Οι ακτίνες X δημιουργούνται με της βοήθεια ενός σωλήνα ακτινών X, ο οποίος δεν είναι παρά ένας σωλήνας κενού που περιέχει μια άνοδο και μία κάθοδο. Αρχικά θερμαίνεται η κάθοδος που έχει σαν αποτέλεσμα την αποδέσμευση ελευθέρων ηλεκτρονίων τα οποία κατευθύνονται κινούμενα με υψηλή ταχύτητα προς τη θετικά φορτισμένη άνοδο και κάθε φορά που συγκρούονται με έναν πυρήνα, απελευθερώνεται ενέργεια με τη μορφή ακτινοβολίας X. Η ενέργεια αυτή μπορεί να ελεγχθεί με τη βοήθεια μιας τάσης η οποία εφαρμόζεται κατά μήκος της ανόδου καθώς και από ένα ρεύμα που διαρρέει το νημάτιο της καθόδου. **Η Σφάλμα! Το αρχείο προέλευσης της αναφοράς δεν βρέθηκε.**(α) παρουσιάζει ένα παράδειγμα απεικόνισης με ακτίνες X γνωστή ως ακτινογραφία θώρακος.

Μια άλλη εφαρμογή των ακτινών X στην ιατρική διάγνωση είναι η υπολογιστική αξονική τομογραφία (computerized axial tomography, CAT). Στην περίπτωση αυτή οι εικόνες που προκύπτουν χαρακτηρίζονται από μεγάλη ανάλυση και δυνατότητες τρισδιάστατης απεικόνισης και για το λόγο αυτό έχουν επιφέρει ραγδαία τεχνολογική επανάσταση στην ιατρική από τις αρχές του 1970, όπου χρησιμοποιήθηκαν για πρώτη φορά.

1.2.3 Απεικόνιση στη ζώνη του υπεριώδους

Οι απεικονίσεις υπεριώδους φωτός χαρακτηρίζονται από μεγάλη ποικιλία και περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων εφαρμογές όπως η μικροσκοπία, τα lasers, η βιολογική απεικόνιση και βιομηχανική εξέταση. Το υπεριώδες φως χρησιμοποιείται ευρέως στην μικροσκοπία φθορισμού. Ο φθορισμός είναι ένα φαινόμενο που ανακαλύφθηκε στα μέσα του δεκάτου ένατου αιώνα, όταν για πρώτη φορά παρατηρήθηκε πως το ορυκτό φθοριούχο ασβέστιο εμφανίζει φθορισμό όταν κατευθύνουμε σε αυτό μια δέσμη υπεριώδους φωτός.

Οι εφαρμογές των τεχνικών μικροσκοπίας φθορισμού στην ιατρική απεικόνιση περιλαμβάνουν τον εντοπισμό μακρομορίων (πρωτεΐνες, DNA) στο κύτταρο, την παρατήρηση κυτταρικών δομών όπως μεμβράνες, κυτταροσκελετός, χρωματίνη, λυσοσώματα, κ.ά., και τη μελέτη κυτταρικών λειτουργιών όπως απόπτωση, κυτταρική διαίρεση, ενδοκύτωση, εξωκύτωση, κυτταρική διήθηση, κ.ά.

1.2.4 Απεικόνιση στις ζώνες του ορατού και του υπέρυθρου

Εδώ και αρκετά χρόνια χρησιμοποιείται η υπέρυθη απεικονιστική θερμογραφία ως μια ακόμη διαγνωστική μέθοδο εξέτασης ή αξιολόγησης ασθενειών ή παθήσεων. Η υπέρυθη απεικονιστική θερμογραφία είναι η εξ' αποστάσεως, μη επεμβατική τεχνική, κλινική απεικόνιση ή ανίχνευση του πάσχοντος σημείου ενός οργανισμού. Χρησιμοποιείται με σκοπό να απεικονίσει ή να ανιχνεύσει και να ποσοτικοποιήσει επακριβώς τις αλλαγές της θερμοκρασίας στην επιφάνεια του σώματος μετά π.χ. από μια φλεγμονή. Οι θερμικές εικόνες αξιολογούνται για ανωμαλίες που μπορεί να είναι συμπτώματα της νόσου. Η φλεγμονή αποτελεί πρόδρομο πολλών σοβαρών ασθενειών, όπως ο καρκίνος, η καρδιακή νόσος, ένα εγκεφαλικό επεισόδιο, η αρθρίτιδα και ο διαβήτης. Οι εφαρμογές περιλαμβάνουν μεταξύ άλλων αξιολόγηση της κατάστασης των ιστών, της μυϊκής καταπόνησης αλλά και της αγγειακής ροής των ασθενών.

Η απεικονιστική αυτή τεχνική βασίζεται στο γεγονός ότι η επιφάνεια του ανθρώπινου σώματος παρομοιάζεται σαν ένα θερμαντικό σώμα το οποίο παράγει μια ομοιόμορφη θερμοκρασία. Η θερμότητα στο σώμα παράγεται, ρυθμίζεται και εξαρτάται από την αγγειακή δραστηριότητα και τις μεταβολικές αντιδράσεις που λαμβάνουν χώρα στους ιστούς. Αυτό σημαίνει ότι η εκπομπή υπέρυθρης ακτινοβολίας από το δέρμα είναι δυνατόν να ανιχνευθεί και να δημιουργήσει ένα θερμικό χάρτη της κατανομής της θερμοκρασίας με τηλεανίχνευση. Η υπέρυθη απεικονιστική θερμογραφία είναι αυτή ακριβώς η διαδικασία απεικόνισης του θερμικού χάρτη κατανομής της θερμοκρασίας του σώματός μας, όπου υπέρυθρες εικόνες του ανθρώπινου ιστού αναλύονται και βαθμολογούνται με σκοπό να προσδιοριστεί ο κίνδυνος ανάπτυξης κάποιας μη φυσιολογικής θερμικής λειτουργίας ή να εντοπιστούν άλλες θερμικές ανωμαλίες όπως επί παραδείγματι σε περιπτώσεις καρκίνου του μαστού. Αυτή η πληροφορία μη φυσιολογικής θερμοκρασίας

μεταδίδεται στον υπολογιστή της κάμερας που μετατρέπει αυτές τις ραδιομετρικές μετρήσεις σε εικόνες. Η ποσότητα του φωτός που εκπέμπεται από μια επιφάνεια του σώματος που εκτίθεται σε υπέρυθρη απεικονιστική θερμογραφία εξαρτάται σε σημαντικό βαθμό από την ανακλαστικότητα αλλά και την εκπομπή τόσο της φωτεινής όσο και της θερμικής παρουσίας στον περιβάλλοντα χώρο.

Ο ρόλος της υπέρυθρης απεικονιστικής θερμογραφίας στην διαγνωστική ιατρική είναι να επιτρέπει στον εξεταστή να απεικονίσει και να ποσοτικοποιήσει τις αλλαγές στη θερμοκρασία της επιφάνειας του δέρματος με τη χρήση υπέρυθρων καμερών υψηλών προδιαγραφών. Η υπέρυθρη απεικονιστική θερμογραφία στην διαγνωστική ιατρική χρησιμοποιείται για κλινική χρήση και αποτελεί μια ασφαλή και αποτελεσματική εναλλακτική λύση για τον ασθενή προκειμένου να εξετάσει το σώμα του. Διάφορες έρευνες έχουν δείξει ότι η υπέρυθρη απεικονιστική θερμογραφία είναι ένα χρήσιμο εργαλείο για την έρευνα και αποτελεσματική στη διάγνωση μεταξύ άλλων διαταραχών στο νευρικό σύστημα και το μεταβολισμό του οργανισμού, συνδρόμων πόνου, αρθρίτιδα, αγγειακών διαταραχών, τραυμάτων μαλακών ιστών, παθήσεων του λαιμού και της πλάτης, ινοκυστικής νόσου, εντερικών αποφράξεων, λοιμώξεων, φλεγμονών, όπως επίσης μπορεί να συνεισφέρει στον έγκαιρο εντοπισμό και την παρακολούθηση της ανώμαλης φυσιολογίας, συμπεριλαμβανομένου του καρκίνου του μαστού. Για παράδειγμα, μια γυναίκα με καρκίνο του μαστού θα παρουσιάσει αισθητά διαφορετικό θερμικό προφίλ γύρω από την περιοχή του στήθους. Αυτό θα μπορούσε να συμβεί ακόμη και σε πρώιμο στάδιο της νόσου. Συνεπώς ένας έλεγχος με υπέρυθρη απεικονιστική θερμογραφία θα μπορούσε να οδηγήσει σε πιο πρώιμη διάγνωση της υποκείμενης παθολογίας, γεγονός που ως γνωστό βελτιώνει κατακόρυφα την πρόγνωση του ασθενούς.

1.2.5 Απεικόνιση στη ζώνη των ραδιοκυμάτων

Στην ιατρική τα ραδιοκύματα χρησιμοποιούνται στην απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού (Magnetic Resonance Imaging, MRI).

Η τεχνική απεικόνισης MRI συνίσταται στην τοποθέτηση του ασθενούς στο χώρο ενός πανίσχυρου μαγνήτη και στη διέλευση μικροκυμάτων μέσα από το σώμα του ασθενούς με

τη μορφή παλμών μικρού κύματος. Ο κάθε παλμός έχει ως αποτέλεσμα την εκπομπή από τους ιστούς του ασθενούς, ενός αντίστοιχου παλμού ραδιοκύματος. Η θέση από την οποία προέρχονται αυτά σήματα καθώς και η ισχύ τους, προσδιορίζονται με τη βοήθεια ενός ηλεκτρονικού υπολογιστή, ο οποίος κατασκευάζει μια δισδιάστατη εικόνα κάποιου τμήματος του ασθενούς. Αυτή η απεικόνιση μαγνητικού συντονισμού, μπορεί να κατασκευάζει εικόνες σε οποιοδήποτε επίπεδο.

Το MRI παράγει ένα πακέτο τομογραφιών του εξεταζόμενου και κάθε σημείο κάθε εικόνας-τομής έχει απόχρωση (επίπεδο του γκρι) που εξαρτάται από τις μικρό-μαγνητικές ιδιότητες του αντίστοιχου σημείου στον ιστό. Η αντίθεση στην απεικόνιση MRI είναι πολύ καλής ποιότητας, επειδή κάθε περιοχή του εσωτερικού του σώματος αποτελείται από διαφορετική ποσοστιαία αναλογία διαφόρων ιστών και κάθε είδος ιστού (λίπος, φαιά ουσία, εγκεφαλονωτιαίο υγρό, καρκινικά κύτταρα) έχει διαφορετικές μικρό-μαγνητικές ιδιότητες. Δηλαδή το σύστημα MRI απεικονίζει με μεγάλη ευαισθησία τις ανατομικές μικροδιαφοροποιήσεις. Το MRI χρησιμοποιείται κυρίως σε απεικονίσεις του νευρολογικού συστήματος (π.χ., εγκέφαλος, νωτιαίος μυελός), αλλά και του μυοσκελετικού, όπως για παράδειγμα το γόνατο μετά από κάκωση.

1.2.6 Απεικόνιση με υπερήχους

Η απεικόνιση που στηρίζεται στη χρήση υψηλής συχνότητας ήχων (υπέρηχοι) μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να δημιουργήσει εικόνες της ανατομίας του ασθενούς. Το σύστημα υπερήχων που συνίσταται από έναν ηλεκτρονικό υπολογιστή, έναν αισθητήρα υπερήχων, που περιέχει έναν πομπό και ένα δέκτη, και μία οθόνη, μεταδίδει ηχητικούς παλμούς υψηλών συχνοτήτων (μεταξύ 1 και 5 MHz) προς κάποιο σημείο του σώματος. Τα ηχητικά σήματα μεταδίδονται μέσα στο σώμα και προσπίπτουν πάνω σε μία οριακή επιφάνεια ανάμεσα στους ιστούς. Κάποια από τα κύματα ανακλώνται πίσω στο όργανο, ενώ κάποια μεταδίδονται περαιτέρω μέχρι να προσπέσουν σε κάποια άλλη επιφάνεια και να μεταδοθούν πίσω. Τα ηχητικά κύματα που ανακλώνται συλλέγονται από το όργανο μέτρησης και εμφανίζονται στην οθόνη. Το σύστημα αναγνωρίζει την απόσταση από τον αισθητήρα μέχρι τον ιστό ή κάποιο άλλο όργανο του σώματος, χρησιμοποιώντας την ταχύτητα μετάδοσης του ήχου στον ιστό (που είναι ίση με 1,540 m/sec) καθώς και τον

χρόνο επιστροφής κάθε ήχου. Το σύστημα εμφανίζει τις εντάσεις και τις αποστάσεις των κυμάτων ήχου πάνω στην οθόνη, σχηματίζοντας μια δισδιάστατη εικόνα.

1.2.7 Απεικόνιση πυρηνικής ιατρικής (Nuclear medicine)

Η πυρηνική ιατρική χρησιμοποιεί τα ραδιοϊσότοπα, με τη μορφή ραδιοφαρμάκων, που χορηγούνται στον εξεταζόμενο με κατάποση, με ένεση ή με εισπνοή. Το ραδιοφάρμακο διαχέεται στο σώμα σύμφωνα με την κατάσταση του οργανισμού εκείνη τη στιγμή, αλλά και σύμφωνα με τους νόμους του μεταβολισμού. Κατάλληλα τοποθετημένος εξωτερικός ανιχνευτής συλλέγει την εκπεμπόμενη ακτινοβολία (που παράγεται κατά την αποδιέγερση του ραδιοϊσοτόπου) που διαπερνά το σώμα του εξεταζόμενου και δημιουργεί εικόνες προβολής (ημι-διέλευσης). Η απεικόνιση της πυρηνικής ιατρικής είναι εκπομπής (emission) και όχι διέλευσης, εφόσον το ραδιοφάρμακο εκπέμπει την ενέργεια του μέσα από το εσωτερικό του σώματος του εξεταζόμενου.

Η απεικόνιση της πυρηνικής ιατρικής είναι μορφή λειτουργικής απεικόνισης, επειδή παρέχει πληροφορίες της λειτουργικής κατάστασης του εξεταζόμενου. Για παράδειγμα, το χημικό στοιχείο ιώδιο, επιλέγει και συγκεντρώνεται στον ιστό του θυρεοειδούς, επομένως το ραδιενεργό ιώδιο είναι κατάλληλο για να παραχθεί εικόνα εκπομπής του ίδιου του θυρεοειδούς, όπως και περιοχών του σώματος με τυχόν μετάσταση του καρκίνου του θυρεοειδούς.

Η απεικόνιση της πυρηνικής ιατρικής μπορεί να είναι είτε επίπεδη είτε τομογραφική. Η επίπεδη είναι εικόνα προβολής και ουσιαστικά πρόκειται για «χαρτογράφηση» δύο διαστάσεων της κατανομής του ραδιοφαρμάκου. Η τομογραφική απεικόνιση (single photon emission computed tomography – SPECT) απεικονίζει τις πληροφορίες που εμπεριέχονται στις ακτίνες γάμμα (συνήθως) που πηγάζουν από το σώμα του εξεταζόμενου (στις περιοχές που είναι συγκεντρωμένο το ραδιοφάρμακο) και πορεύονται προς όλες τις κατευθύνσεις. Οι ανιχνευτές της SPECT δημιουργούν (ανακατασκευάζουν) εικόνες τομών του σώματος με τη λογική της υπολογιστικής τομογραφίας και δίνουν τρισδιάστατη απεικόνιση της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο εσωτερικό του, προσφέροντας στον ιατρό πληροφορίες για τη λειτουργία οργάνων και ιστών.

Η τομογραφική απεικόνιση της πυρηνικής ιατρικής, εκτός από SPECT, μπορεί να είναι και PET (positron emission tomography – ποζιτρονική απεικόνιση). Η PET εκμεταλλεύεται το φαινόμενο της εκπομπής ποζιτρονίων, ενός από τους τρόπους ραδιενεργού διάσπασης, που συνοδεύεται αναπόφευκτα από το φαινόμενο της εξαύλωσης, δηλαδή της ταυτόχρονης εκπομπής ενός ζεύγους φωτονίων γάμμα, πορευομένων προς ακριβώς αντίθετες κατευθύνσεις. Το PET με τη βοήθεια ισχυρού υπολογιστή, δίνει επομένως τρισδιάστατη εικόνα (σε τομές) της κατανομής του ραδιοφαρμάκου στο εσωτερικό του σώματος, με πολύ λιγότερο «ηλεκτρονικό θόρυβο» από τις άλλες τομογραφικές τεχνικές, επειδή είναι «επιλεκτική» μέθοδος.

1.2.8 Συσχετισμός απεικονιστικών εξετάσεων με μεθόδους συμπίεσης

Μια κινέζικη παροιμία λέει «Μια εικόνα αξίζει χίλιες λέξεις», πόσο μάλλον στο τομέα της Ιατρικής όπου μπορεί να μας δώσει πάρα πολλές χρήσιμες πληροφορίες για την διάγνωση και την αποτελεσματική αντιμετώπιση ασθενειών.

Μια εικόνα στην εποχή μας αποτελεί από τις σημαντικότερες πηγές πληροφορίας. Η ιατρική εικόνα βοηθά στην απεικόνιση των οργάνων και γενικότερα στη δομή του ανθρώπινου σώματος, με τη βοήθεια φυσικά, κατάλληλων απεικονιστικών συστημάτων (κάμερες, φιλμ, οθόνες κλπ). Η ανάγκη για επεξεργασία της ιατρικής εικόνας και δη του μεγάλου όγκου πληροφορίας, οδήγησε στην εξερεύνηση σύγχρονων ψηφιακών μέσων αποθήκευσης μέσω Η/Υ. Μέσα από την εξερεύνηση αυτή δημιουργήθηκε ένας καινούργιος κλάδος της Πληροφορικής με την ονομασία ψηφιακή επεξεργασία εικόνας (Digital Image Processing). Αντικείμενο αυτού του κλάδου έχει να κάνει με την βελτίωση της ποιότητας της εικόνας (τη συμπίεση του όγκου πληροφορίας, το φιλτράρισμα του θορύβου και της μετάδοσης και την αποθήκευση ή μετάδοση της σε ψηφιακή μορφή).

Οι σύγχρονες μέθοδοι διαγνωστικής απεικόνισης, δημιουργούν όλο και πιο έντονα την ανάγκη χρήσης διαγνωστικών εικόνων (κινούμενων ή στατικών) υψηλής ποιότητας. Επειδή σήμερα οι διαγνωστικές αυτές εικόνες χρησιμοποιούνται από τους ιατρούς είτε για ηλεκτρονική αρχειοθέτηση, έτσι ώστε να διατηρούν ενημερωμένο τον ηλεκτρονικό

ιατρικό φάκελο των ασθενών τους, είτε για μεταφορά μέσω δικτυακών υποδομών στα πλαίσια εφαρμογών τηλεϊατρικής, οι απαιτήσεις για τις εικόνες αυτές είναι:

1. Να έχουν σχετικά περιορισμένο μέγεθος που να καθιστά εφικτή την διαχείρισή τους είτε σε βάσεις δεδομένων, είτε σε μεμονωμένους προσωπικούς ηλεκτρονικούς υπολογιστές.
2. Να έχουν τη βέλτιστη δυνατή ποιότητα/ευκρίνεια ώστε να περιορίζουν ενδεχόμενα προβλήματα σε επίπεδο διάγνωσης.

Η έως τώρα διεθνής προτυποποίηση που αφορά την ιατρική εικόνα ουσιαστικά αποτελείται από το πρότυπο DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) (<https://www.dicomstandard.org/>). Το πρότυπο DICOM αναπτύχθηκε με σκοπό την κάλυψη της ανάγκης διασύνδεσης διαφόρων ιατρικών απεικονιστικών μηχανημάτων είτε ανά δύο είτε σε δίκτυο με σκοπό την καταχώρηση, διατήρηση και ανάκτηση ιατρικών εικόνων.

Ως προς την συμπίεση της ιατρικής εικόνας δυστυχώς δεν έχουν προσδιοριστεί ακόμη επαρκή στοιχεία στο συγκεκριμένο πρότυπο εκτός από το πρότυπο JPEG (Joint Photographic Experts Group) (<https://jpeg.org/jpeg/>). Επειδή όμως η ιατρική εικόνα, αποτελεί μία «ειδική» ομάδα εικόνων, στις οποίες οι λεπτομέρειες έχουν κρίσιμη διαγνωστική σημασία, υπάρχουν συγκεκριμένες μέθοδοι και κριτήρια που εφαρμόζονται ως προς την συμπίεση, παράλληλα συνεχίζεται και η έρευνα ως προς τον καθορισμό της βέλτιστης μεθόδου συμπίεσης, ανά είδος ιατρικής εικόνας. Συγκεκριμένα, οι μέθοδοι συμπίεσης ιατρικών εικόνων και βίντεο εξαρτώνται σημαντικά από τον τύπο των εικόνων, το είδος της πληροφορίας που περιέχουν, καθώς και από τον σκοπό της κλινικής χρήσης.

Τα πιο κοινά αρχεία εικόνας όπως JPG, GIF, TIFF, και PNG, υποστηρίζουν κλίμακα του γκρι σε 8 bits. Μπορούν να κωδικοποιήσουν εκατομμύρια χρώματα, αλλά υποστηρίζουν την απεικόνιση μόνο 256 αποχρώσεων του γκρι. Επίσης, η τρέχουσα «24 bit» τεχνολογία βίντεο καρτών δεν είναι σε θέση να εμφανίζει περισσότερα από 256 αποχρώσεις του γκρι στην οθόνη.

Για τους σκοπούς της ιατρικής απεικόνισης, ωστόσο, αυτό το εύρος είναι ανεπαρκές για τη διάκριση λεπτών διαφορών μεταξύ ορισμένων ιστών. Η αξονική τομογραφία και η μαγνητική τομογραφία, για παράδειγμα, μπορούν να διαφοροποιήσουν τις ιδιότητες των ιστών με μεγάλη ακρίβεια. Ως αποτέλεσμα, τα pixel πολλών ιατρικών εικόνων αποθηκεύονται ως ακέραιοι αριθμοί 16-bit. Ωστόσο, μια ιατρική εικόνα με ανάλυση 16 bit είναι ικανή να αποθηκεύσει πολύ μεγαλύτερο εύρος πληροφοριών από ό,τι μπορούμε να εμφανίσουμε σε μια οθόνη υπολογιστή. Αυτό συνήθως επιλύεται με τη συμπίεση των δεδομένων 16 bit από ένα εύρος οθόνης που ορίζεται από το χρήστη ("παράθυρο") σε 8 bit (256 αποχρώσεις του γκρι).

Σαν αποτέλεσμα, στην ιατρική απεικόνιση συνήθως αναφερόμαστε για το «κέντρο παραθύρου» (window center) και το «πλάτος παραθύρου» (window width) της εικόνας.

1.3 Συμπίεση ιατρικής εικόνας

Κάθε χρόνο, σύμφωνα με στοιχεία της τελευταίας πενταετίας, ο αριθμός των νέων κρουσμάτων καρκίνου διεθνώς εκτιμάται σε περίπου 14 εκατομμύρια περιστατικά. Οι ασθενείς με καρκίνο, στην πλειονότητά τους και σε όλα τα στάδια ανίχνευσης και αντιμετώπισης της νόσου, υποβάλλονται σε σειρές επαναλαμβανόμενων απεικονιστικών και εργαστηριακών εξετάσεων. Λόγω της σοβαρότητας της νόσου, πολλοί ασθενείς απευθύνονται σε περισσότερους του ενός γιατρούς διαφόρων ειδικοτήτων για τη λήψη δεύτερης γνώμης, σε διάφορα στάδια εξέλιξης και αντιμετώπισης της νόσου.

Ως επί τω πλείστον οι απεικονιστικές εξετάσεις αποθηκεύονται σε κάποιο ψηφιακό μέσο ενώ οι εργαστηριακές εξετάσεις παραδίδονται εκτυπωμένες. Σε ορισμένες περιπτώσεις παγκοσμίως οι εξετάσεις αποθηκεύονται σε πληροφοριακό σύστημα ιατρικού ιστορικού που διαθέτει η εκάστοτε κλινική και σε σπάνιες περιπτώσεις οι εξετάσεις αποθηκεύονται και διαμοιράζονται σε εθνικό επίπεδο. Σε όλες τις περιπτώσεις ο ασθενής δεν έχει τη δυνατότητα να διαμοιράσει το ιατρικό ιστορικό του σε ιατρό της επιλογής του. Επίσης ο μεγάλος όγκος δεδομένων των απεικονιστικών εξετάσεων (εκατοντάδες MBytes ανά εξέταση) καθιστά δύσχρηστη και χρονοβόρα την απεικόνιση τους, εκτός του στενού περιβάλλοντος της κλινικής ή του διαγνωστικού κέντρου.

Σκοπός του έργου της αναστρέψιμης συμπίεσης είναι η ενδυνάμωση ογκολογικών ασθενών στην ψηφιοποίηση, μεταφορά και διαχείριση του ιατρικού τους ιστορικού και παράλληλα στην ασφαλή και σε πραγματικό χρόνο διαμοίραση και απεικόνιση του ιστορικού τους, σε γιατρούς και φορείς παροχής υπηρεσιών υγείας.

Τις τελευταίες δύο δεκαετίες, έχουν αναπτυχθεί διάφορες τεχνικές συμπίεσης εικόνας χωρίς απώλειες (αναστρέψιμη συμπίεση) και με απώλειες (μη αναστρέψιμη συμπίεση). Αν και οι μέθοδοι συμπίεσης με απώλειες μπορούν να επιτύχουν υψηλές αναλογίες συμπίεσης, π.χ. 50:1 ή περισσότερο, δεν έχουν τη δυνατότητα να ανακτήσουν με ακρίβεια τα αρχικά δεδομένα. Στην συμπίεση με απώλεια, αλλοιώνονται τα χαρακτηριστικά των δεδομένων και μειώνεται παράλληλα η ποσότητα της πληροφορίας. Σε αυτό το είδος συμπίεσης επιλέγονται και εισάγονται επιλεκτικά αλλοιωμένες πληροφορίες κάτι το οποίο δεν μπορεί να αντιληφθεί το ανθρώπινο μάτι. Αντιθέτως, η συμπίεση χωρίς απώλεια, δεν αλλοιώνει τα χαρακτηριστικά των δεδομένων και η αποσυμπίεση αποτελεί ακριβές αντίγραφο της αρχικής. Επιπλέον, η μέθοδος συμπίεσης χωρίς απώλειες επιτρέπει την ακριβή ανάκτηση από την συμπιεσμένη έκδοση των δεδομένων, ο συντελεστής συμπίεσης που επιτυγχάνεται συνήθως είναι μικρότερος. Στις ιατρικές εφαρμογές απαιτούνται μέθοδοι συμπίεσης χωρίς απώλειες, καθώς οι τεχνικές συμπίεσης εικόνων με απώλειες είναι συνήθως μη αποδεκτές.

Στον χώρο της ιατρικής, ο τεράστιος όγκος πληροφορίας για την μακροπρόθεσμη αποθήκευση από τον θεράποντα, καθώς και η καθυστέρηση διακίνησης της πληροφορίας μέσω δικτύου, οδήγησαν στη συμπίεση της ιατρικής εικόνας και βίντεο. Οι εικόνες υψηλής ανάλυσης και τα βίντεο έχουν εξαιρετικά μεγάλες απαιτήσεις αποθήκευσης και ρυθμού μετάδοσης σε σχέση με δεδομένα όπως η διάγνωση σε μορφή κειμένου. Για παράδειγμα μία εικόνα 640x480 pixel απαιτεί τουλάχιστον 500 γραμμές. Κάθε γραμμή ορίζεται από την οριζόντια θέση, την κατακόρυφη θέση και το πεδίο ιδιοτήτων μεγέθους 8 bit. Ο οριζόντιος άξονας αναπαρίσταται χρησιμοποιώντας 10 bit και ο κατακόρυφος με 9 bit. Για την αναπαράσταση ενός εικονοστοιχείου ενός χάρτη δυαδικών ψηφίων απαιτούνται τουλάχιστον 256 διαφορετικά χρώματα.

Υπάρχουν πολλά πρότυπα που χρησιμοποιούνται για τη συμπίεση των ιατρικών εικόνων αλλά και των ιατρικών βίντεο. Ένα από τα πιο διαδεδομένα πρότυπα συμπίεσης εικόνων

με σημαντικές εφαρμογές στην υγεία είναι το JPEG (<https://jpeg.org/jpeg/>). Το σημαντικό χαρακτηριστικό του JPEG είναι ότι επιτρέπει τη συμπίεση σε διάφορα επίπεδα δίνοντας έτσι τη δυνατότητα επιλογής της ποιότητας της συμπιεσμένης εικόνας έτσι ώστε οι απώλειες να μην είναι ορατές στους ιατρούς. Για την συμπίεση βίντεο βασικό πρότυπο αποτελεί το motion JPEG (MJPEG). Το πρότυπο αυτό στηρίζεται στο μετασχηματισμό συνημίτονου. Ένα από τα βασικά χαρακτηριστικά του προτύπου είναι ότι υποστηρίζει τη δυνατότητα καθορισμού του βαθμού συμπίεσης και του μεγέθους του πίνακα που θα χρησιμοποιηθεί για κβαντισμό. Τα πλεονεκτήματα που απορρέουν από το συγκεκριμένο χαρακτηριστικό επιταχύνουν την ευρεία ενσωμάτωση του προτύπου σε έναν ολοένα αυξανόμενο ρυθμό τηλεϊατρικών υπηρεσιών.

1.4 Σκοπός της εργασίας

Σκοπός της παρούσας εργασίας είναι η δημιουργία ενός αλγορίθμου συμπίεσης για τη συμπίεση μικροσκοπικών εικόνων.

2. Μεθοδολογία και αλγόριθμοι συμπίεσης ιατρικής εικόνας

2.1 Αλγόριθμοι αναστρέψιμης συμπίεσης

2.1.1 Κωδικοποίηση Huffman

Η κωδικοποίηση Huffman είναι μια από τις παλαιότερες μεθόδους συμπίεσης δεδομένων εικόνας. Αναπτύχθηκε από τον Huffman (Huffman, 1952) και χρησιμοποιείται για τη μείωση του κωδικοποιημένου πλεονασμού χωρίς να υποβαθμίζει την ποιότητα της ανακατασκευασμένης εικόνας. Η βασική ιδέα της προσέγγισης κωδικοποίησης Huffman βασίζεται σε στατιστικά δεδομένα και παρέχει τον βέλτιστο τρόπο αντιστοίχισης λέξεων-κλειδιών μεταβλητού μήκους σε ένα αλφάβητο συμβόλων με γνωστή κατανομή πιθανοτήτων. Αντιπροσωπεύει τα σύμβολα του αλφαβήτου με έναν κωδικό μεταβλητού μήκους, ανάλογα με την πιθανότητα εμφάνισής τους (όσο πιο πιθανό είναι ένα σύμβολο, τόσο μικρότερος είναι ο κωδικός). Το μικρότερο μέσο μήκος κώδικα επιτυγχάνεται με την κωδικοποίηση Huffman, με την προϋπόθεση ότι όλες οι πιθανότητες συμβόλων πηγής είναι ακριβής ισχύς $\frac{1}{2}$. Ο αλγόριθμος κωδικοποίησης Huffman μπορεί να περιγραφεί ως εξής:

Βήμα 1: Καταγραφή των πιθανοτήτων των διαφόρων επιπέδων γκρίζας (τα σύμβολα πηγής) στην εικόνα. Αυτές οι πιθανότητες ταξινομούνται κατά φθίνουσα σειρά με την υψηλότερη πιθανότητα στην κορυφή και τη χαμηλότερη πιθανότητα στο κάτω μέρος. Δημιουργία ενός συνόλου κόμβων κάνοντας αυτές τις πιθανότητες τα φύλλα ενός δυαδικού δέντρου.

Βήμα 2: Για τους δύο κόμβους με τις δύο χαμηλότερες πιθανότητες από το σει και δημιουργήστε μια νέα πιθανότητα που αντιπροσωπεύει το άθροισμα αυτών των δυο πιθανότητες. Η σειρά των πιθανοτήτων αναδιοργανώνεται κατά φθίνουσα σειρά για τη διαδικασία εξέτασης.

Βήμα 3: Κατασκευή ενός γονικού κόμβου με τη νέα πιθανότητα και σημειώστε τον κλάδο του παιδικού κόμβου κορυφής (ή αριστερού) ως 1 και τον κλάδο του παιδικού κόμβου του κάτω (ή του δεξιού) ως 0, αντίστοιχα.

Βήμα 4: Ενημέρωση του συνόλου κόμβων αντικαθιστώντας τους δύο κόμβους με τις δύο χαμηλότερες πιθανότητες για τον νεοσύστατο κόμβο. Εάν το σύνολο κόμβων περιέχει μόνο έναν κόμβο, κλείστε το. Διαφορετικά, μετάβαση στο **Βήμα 2**.

2.1.2 Αριθμητική κωδικοποίηση

Η αριθμητική κωδικοποίηση είναι μια διαδικασία κωδικοποίησης μεταβλητού μήκους, η οποία, όπως η κωδικοποίηση Huffman, έχει σχεδιαστεί για να μειώνει τον κωδικοποιημένο πλεονασμό. Είναι βέλτιστο μόνο όταν όλες οι πιθανότητες συμβόλων είναι μια ολοκληρωμένη ισχύς $\frac{1}{2}$ (Clarke, 1995). Ο Langdon (1984) παρείχε μια καλή εισαγωγή στην αριθμητική κωδικοποίηση.

Η βασική ιδέα στην αριθμητική κωδικοποίηση είναι να διαιρεθεί το διάστημα μεταξύ 0 και 1 και να υποδηλωθεί το εύρος του μηνύματος εισόδου σε ένα μικρότερο διάστημα που αντιστοιχεί στις πιθανότητες των συμβόλων του μηνύματος. Κάθε πιθανότητα αντιπροσωπεύεται από ένα διάστημα δύο άκρων. το αριστερό άκρο είναι κλειστό ενώ το δεξί άκρο είναι ανοιχτό. Το επόμενο σύμβολο εισαγωγής επιλέγει ένα από αυτά τα διαστήματα και η διαδικασία επαναλαμβάνεται. Με αυτόν τον τρόπο, το επιλεγμένο διάστημα οριοθετείται από κάθε σύμβολο και τέλος, οποιοσδήποτε αριθμός εντός του τελικού διαστήματος μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να αναπαραστήσει το μήνυμα.

Το επόμενο βήμα είναι να εκτελέσετε παρόμοια βήματα στον κωδικοποιητή. Αυτό με τη σειρά του θα οδηγήσει στο επόμενο σύμβολο. Αυτή η διαδικασία συνεχίζεται μέχρι να ανακτηθεί ολόκληρο το μήνυμα.

Για τον τερματισμό του μηνύματος και τον διαχωρισμό του από άλλα εισερχόμενα μηνύματα, μεταδίδεται το σύμβολο τέλους αρχείου που είναι γνωστό και στα δύο άκρα του συστήματος συμπίεσης.

Υπάρχουν πολλά προβλήματα στην αριθμητική κωδικοποίηση που μπορούν να επηρεάσουν την αποτελεσματικότητά της, μερικά από αυτά τα προβλήματα είναι:

1. Ο αριθμητικός κωδικοποιητής παράγει μόνο μία κωδική λέξη, έναν πραγματικό αριθμό στο διάστημα $[0, 1]$, για να μεταδοθεί ολόκληρο το μήνυμα. Δεν μπορούμε να εκτελέσουμε μια διαδικασία αποκωδικοποίησης μέχρι να λάβουμε όλα τα bit που αντιπροσωπεύουν αυτόν τον πραγματικό αριθμό.

2. Η αριθμητική κωδικοποίηση είναι ένα σχήμα συμπίεσης ευαίσθητο σε σφάλματα. Ένα μόνο σφάλμα bit μπορεί να καταστρέψει ολόκληρο το μήνυμα.

Ωστόσο, η αριθμητική κωδικοποίηση παίζει πολύ σημαντικό ρόλο στα πρότυπα απεικόνισης όπως το JBIG και το JPEG.

2.1.3 Χωρίς απώλειες προγνωστική κωδικοποίηση

Στην τεχνική συμπίεσης εικόνων χωρίς απώλειες με προγνωστική κωδικοποίηση (lossless predictive image compression) (Langdon, 1984), οι πλεονασμός μεταξύ των pixel απομακρύνεται με την πρόβλεψη της τρέχουσας τιμής του εικονοστοιχείου χρησιμοποιώντας τιμές από πολύ κοντά σε pixel και δημιουργώντας νέες τιμές για κωδικοποίηση. Οι νέες τιμές αντιπροσωπεύουν το σφάλμα που δημιουργήθηκε αφαιρώντας την προβλεπόμενη τιμή από την αρχική τιμή.

Το σύστημα πρόβλεψης κωδικοποίησης χωρίς απώλειες αποτελείται από δύο μέρη, τον πομπό και τον δέκτη. Στον πομπό, η τρέχουσα τιμή εικονοστοιχείου προβλέπεται να χρησιμοποιεί τις μικρές τιμές εικονοστοιχείων γειτονιάς. Η προβλεπόμενη τιμή παράγεται χρησιμοποιώντας ένα γραμμικό σταθμισμένο συνδυασμό των προηγούμενων τιμών εικονοστοιχείων ως εξής:

$$\hat{S}_n = \text{round} \left[\sum_{i=1}^m w_i S_{n-i} \right]$$

όπου w_i είναι οι παράμετροι προγνωστικού και ο γραμμικός συνδυασμός των προηγούμενων τιμών εικονοστοιχείων στρογγυλοποιείται στην πλησιέστερη ακέραια τιμή του. Η διαφορά μεταξύ των αρχικών και των προβλεπόμενων τιμών σήματος:

$$e_n = S_n - \hat{S}_n$$

θα μεταδοθεί στον κωδικοποιητή συμβόλων ο οποίος είναι εφοδιασμένος με ένα σχήμα κωδικοποίησης μεταβλητού μήκους για την κωδικοποίηση της τιμής σφάλματος.

Μπορούμε να υποστηρίξουμε ότι αυτή είναι μια μέθοδος συμπίεσης εικόνας χωρίς απώλειες λόγω της διαδικασίας στρογγυλοποίησης στον πομπό. Ωστόσο, δεδομένου ότι δεν υπάρχει κβαντιστής, η τεχνική θεωρείται χωρίς απώλειες. Ο δέκτης παρέχεται με τον ίδιο προβλεπόμενο παράγοντα. Το κωδικοποιημένο σήμα σφάλματος $\hat{S}(i)$ προστίθεται στο προβλεπόμενο σήμα για να παράγει το αρχικό σήμα:

$$S_n = e_n + \hat{S}_n$$

Η συμπίεση της εικόνας εκτελείται με τη χρήση κωδικοποίησης μεταβλητού μήκους όπου αφαιρείται ο κωδικοποιημένος πλεονασμός και η λειτουργία πρόβλεψης παρέχει την απομάκρυνση της πλεονασμού μεταξύ των pixel.

2.2 Αλγόριθμοι μη αναστρέψιμης συμπίεσης

Σε αντίθεση με άλλες πηγές δεδομένων, όπως κείμενο ή αριθμητικές πληροφορίες, όπου τα σφάλματα είναι προφανή, το ανθρώπινο μάτι μπορεί να αντισταθμίσει κάποια παραμόρφωση στις εικόνες (Lloyd, 1982). Συστήματα συμπίεσης με απώλειες μπορούν να επιτύχουν εξαιρετικά υψηλούς ρυθμούς συμπίεσης (λιγότερο από ένα bit ανά pixel) (Witten et al, 1995).

2.2.1 Πρόβλεψη κωδικοποίησης

Ένα κοινό μοτίβο στη συμπίεση δεδομένων είναι η έννοια της προγνωστικής κωδικοποίησης. Η πρόβλεψη επιτρέπει μια συμπαγή αναπαράσταση των δεδομένων

κωδικοποιώντας το σφάλμα μεταξύ των ίδιων των δεδομένων και των πληροφοριών που είχαν προβλεφθεί από προηγούμενες παρατηρήσεις. Όταν ο προγνωστικός δείκτης λειτουργεί καλά, τα προβλεπόμενα δείγματα είναι παρόμοια με τα πραγματικά δεδομένα εισόδου και το σφάλμα πρόβλεψης είναι μικρό ή αμελητέο.

Τα εικονοστοιχεία στις εικόνες έχουν υψηλό βαθμό συσχέτισης μεταξύ των γειτονικών δειγμάτων τους. Αυτό σημαίνει ότι υπάρχει αμοιβαίος πλεονασμός στα πρωτογενή δεδομένα. Η προγνωστική κωδικοποίηση χρησιμοποιείται για την εξάλειψη του αμοιβαίου πλεονασμού. Με την αφαίρεση του αμοιβαίου πλεονασμού με την αποδιαμόρφωση των δεδομένων, μπορεί να επιτευχθεί μια πολύ πιο αποτελεσματική και καλύτερα συμπίεσμένη κωδικοποίηση του σήματος.

Η προγνωστική κωδικοποίηση προβλέπει την επόμενη τιμή pixel με βάση μια ακολουθία επαναλαμβανόμενων τιμών pixel (προηγούμενες τιμές) που λαμβάνονται κατά τη σάρωση εικόνας και κωδικοποιεί τη διαφορά μεταξύ πρόβλεψης και πραγματικής τιμής (σήμα σφάλματος). Όσο καλύτερη είναι η πρόβλεψη, όσο μικρότερο είναι το μεταδιδόμενο σφάλμα, τόσο καλύτερη είναι η διαδικασία κωδικοποίησης. Εάν το εικονοστοιχείο που αναπαράγεται αυτήν τη στιγμή θεωρείται το άθροισμα της προβλεπόμενης τιμής εικονοστοιχείου και της κβαντισμένης τιμής σφάλματος μεταξύ του τρέχοντος εικονοστοιχείου και του προβλεπόμενου εικονοστοιχείου, η μέθοδος πρόβλεψης ονομάζεται διαμόρφωση διαφορικού κώδικα παλμού (DPCM) (Al-Fayadh et al., 2007) . .

Υπάρχουν δύο διακριτά μέρη του κωδικοποιητή προγνωστικής κωδικοποίησης, δηλαδή το προγνωστικό και το ποσοτικό. Το πρώτο χρησιμοποιείται για την εκτίμηση της επόμενης τιμής του σήματος εικόνας χρησιμοποιώντας τα προηγουμένως κωδικοποιημένα στοιχεία, ενώ το δεύτερο ποσοτικοποιεί τη διαφορά μεταξύ της προβλεπόμενης τιμής και της αρχικής τιμής. Η σειρά του προγνωστικού είναι ο αριθμός των προηγούμενων στοιχείων που χρησιμοποιήθηκαν στην πρόβλεψη.

Οι δείκτες πρόβλεψης χωρίζονται σε γραμμικούς και μη γραμμικούς τύπους. Οι γραμμικοί προγνωστικοί κωδικοποιούν γραμμικά τα προηγούμενα δείγματα για να προβλέψουν την τρέχουσα τιμή, ενώ τα μη γραμμικά προγνωστικά χρησιμοποιούν μη γραμμικές

συναρτήσεις για να κωδικοποιήσουν τα προηγούμενα δείγματα. Η εφαρμογή μη γραμμικών προβλέψεων είναι πιο περίπλοκη από την εφαρμογή γραμμικών προβλέψεων. Ωστόσο, οι μη γραμμικοί προγνωστικοί παράγοντες μπορούν να παρέχουν καλύτερη κωδικοποίηση επειδή η συσχέτιση μεταξύ των εικονοστοιχείων εικόνας είναι μια μη γραμμική συνάρτηση. Οι προγνωστικοί παράγοντες μπορούν να ταξινομηθούν περαιτέρω σύμφωνα με τις τιμές pixel που χρησιμοποιήθηκαν προηγουμένως στην πρόβλεψη. Η προβολή μπορεί να είναι μονοδιάστατη ή διδιάστατη. Ένας μονοδιάστατος προγνωστικός δείκτης χρησιμοποιεί τις προηγούμενες τιμές pixel στην ίδια σειρά. Ένας 2D predictor χρησιμοποιεί pixel στην ίδια γραμμή και σε προηγούμενες σειρές για να προβλέψει την τρέχουσα τιμή pixel.

2.2.2 Κωδικοποίηση μετασχηματισμού

Μια κοινή προσέγγιση για τη συμπίεση εικόνας είναι η χρήση μετασχηματισμών που μετατρέπουν τα εικονοστοιχεία στο πεδίο εικόνας σε διαφορετικό πεδίο για να παραχθεί ένα σύνολο συντελεστών στους οποίους η αναπαράσταση είναι πιο φυσική και επομένως πιο συμπαγής. Αυτή η αναπαράσταση επιτρέπει σε ορισμένους συντελεστές να δίνουν την περισσότερη ενέργεια στην εικόνα ενώ άλλοι είναι πολύ πιθανό να είναι πολύ μικροί ή μηδενικοί.

Η κωδικοποίηση μετασχηματισμού είναι ένα γενικό σχήμα για συμπίεση εικόνας με απώλειες. Χρησιμοποιεί έναν αντιστρέψιμο, γραμμικό μετασχηματισμό (όπως ο μετασχηματισμός Fourier) για να αντιστοιχίσει την εικόνα σε ένα σύνολο συντελεστών, οι οποίοι στη συνέχεια κβαντίζονται και κωδικοποιούνται. Ένας καλός μετασχηματισμός συσκευάζει όσο το δυνατόν περισσότερες πληροφορίες σε μικρό αριθμό συντελεστών μετασχηματισμού. Στη συνέχεια, η κβαντοποίηση εξαλείφει επιλεκτικά τους συντελεστές που φέρουν τις λιγότερες πληροφορίες. Στην προσέγγιση κωδικοποίησης μετασχηματισμού, μια εικόνα εισόδου $N \times N$ διαιρείται πρώτα σε έναν αριθμό $n \times n$ μη επικαλυπτόμενων υποσημάτων (μπλοκ), τα οποία στη συνέχεια μετασχηματίζονται για να παράγουν κάθε $(N/n) \times 2$ μετασχηματισμένες υποπεριοχές του μέγεθος $n \times n$ και ο μετασχηματισμός εκτελείται χωριστά και εφαρμόζεται σε καθένα από αυτά τα μπλοκ. Σε μια τυπική εικόνα, η συσχέτιση μεταξύ γειτονικών pixel είναι υψηλή. Η κωδικοποίηση

μετασχηματισμού χρησιμοποιεί αυτή τη συσχέτιση για να επιτύχει υψηλή αναλογία συμπίεσης.

Η κωδικοποίηση μετασχηματισμού επιτυγχάνει υψηλή συμπίεση χάρη σε τρεις μηχανισμούς:

1. Η κωδικοποίηση μετασχηματισμού είναι μια τεχνική μπλοκ που επεξεργάζεται ένα μπλοκ δεδομένων και όχι ένα μεμονωμένο στοιχείο της εικόνας.
2. Η κβαντοποίηση των συντελεστών μετασχηματισμού έχει ως αποτέλεσμα την αφαίρεση της συσχέτισης που ορίζεται μεταξύ των pixel κάθε υποπεριοχής της εικόνας.
3. Δεν μεταδίδονται και μεταδίδονται στον δέκτη όλοι οι μετασχηματισμένοι συντελεστές. Αυτό επιτρέπει την επίτευξη υψηλών ρυθμών συμπίεσης. Η εφαρμογή του συστήματος κωδικοποίησης μετασχηματισμού είναι πιο περίπλοκη από την εφαρμογή του συστήματος πρόβλεψης κωδικοποίησης και επομένως δεν είναι προτιμότερη για εφαρμογές που απαιτούν μικρότερο κόστος και πολυπλοκότητα.

Ένα τυπικό σύστημα κωδικοποίησης μετασχηματισμού αποτελείται από δύο μέρη, τον κωδικοποιητή και τον αποκωδικοποιητή. Ο κωδικοποιητής εκτελεί τέσσερις σχετικά απλές λειτουργίες: δεκαδικοποίηση, μετασχηματισμός, κβαντοποίηση και κωδικοποίηση. Χρησιμοποιώντας μια κατάλληλη μορφή μετασχηματισμού, οι τιμές του γκρι επιπέδου σε κάθε μπλοκ μετασχηματίζονται. Αξιολογούνται μεγάλες τιμές που επηρεάζουν σημαντικά τη συνολική ενέργεια του συστήματος ενώ όλες οι άλλες τιμές είναι μηδενικές. Ο αποκωδικοποιητής υλοποιεί την αντίστροφη σειρά των βημάτων (εκτός από τη συνάρτηση κβαντοποίησης) του κωδικοποιητή.

2.2.3 Βασικοί μετασχηματισμοί για κωδικοποίηση εικόνας

Υπάρχουν διάφοροι μετασχηματισμοί που χρησιμοποιούνται στη συμπίεση εικόνας όπως ο μετασχηματισμός Karhunen-Loeve (μετασχηματισμός Karhunen-Loeve, KLT) (Blanes et al, 2012), ο διακριτός μετασχηματισμός Fourier (DFT) (Anderson & Huang, 1971), ο διακριτός Walsh- Ο μετασχηματισμός Hadamard (DWHT) (Pratt et al, 1969) και ο διακριτός μετασχηματισμός συνημιτόνου (DCT) (<https://www.itu.int/rec/T-REC-T.81->

199209-I/en). Τα περισσότερα από αυτά αναπτύχθηκαν στα τέλη της δεκαετίας του '60 και στις αρχές της δεκαετίας του '70. Διαφέρουν ως προς την ικανότητα συμπίεσης ενέργειας και την υπολογιστική πολυπλοκότητα. Έχουν αναπτυχθεί και άλλοι μετασχηματισμοί, ωστόσο θα επικεντρωθούμε στους βασικούς μετασχηματισμούς και κυρίως στους αλγόριθμους μετασχηματισμού κυμάτων (<https://www.itu.int/rec/T-REC-T.800-201511-1>) μιας και αυτή η τεχνολογία έχει επικρατήσει στη συμπίεση ιατρικών εικόνων.

2.3 Αλγόριθμοι συμπίεσης με χρήση κυματιδίων

2.3.1 Κυματίδια και πολυδιακριτική ανάλυση

Τα κυματίδια είναι σήματα που είναι τοπικά σε χρόνο και μέγεθος και γενικά έχουν ακανόνιστο σχήμα. Ένα κυματίδιο είναι μια κυματομορφή ουσιαστικά πεπερασμένης διάρκειας που έχει μηδενικό μέσο όρο. Ο όρος «κύμα» προέρχεται από το γεγονός ότι ενσωματώνουν το μηδέν και κυματίζουν πάνω και κάτω κατά μήκος του άξονα. Πολλά κυματίδια έχουν επίσης μια ιδιότητα που είναι ιδανική για συμπαγή αναπαράσταση σήματος (ορθογωνικότητα). Αυτή η ιδιότητα διασφαλίζει ότι τα δεδομένα δεν εκπροσωπούνται υπερβολικά.

Ένα σήμα μπορεί να αποσυντεθεί σε πολλές μετατοπισμένες και κλιμακούμενες αναπαραστάσεις του αρχικού γονικού κύματος. Ένα κυματίδιο μετασχηματισμού μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την αποσύνθεση ενός σήματος σε κυματομορφές συστατικών. Μόλις γίνει αυτό, οι συντελεστές κυματιδίων μπορούν να αποσυντεθούν για να αφαιρεθεί μερικές από τις λεπτομέρειες. Τα κυματίδια έχουν το μεγάλο πλεονέκτημα ότι μπορούν να διαχωρίσουν λεπτότερα στοιχεία σε ένα σήμα. Τα πολύ μικρά κυματίδια μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την απομόνωση πολύ μικρών λεπτομερειών σε ένα σήμα, ενώ τα πολύ μεγάλα κυματίδια μπορούν να ανιχνεύσουν χονδροειδείς λεπτομέρειες. Επίσης, υπάρχουν πολλά διαφορετικά μήκη κύματος που μπορούν να χρησιμοποιηθούν. Ένα συγκεκριμένο κυματίδιο μπορεί να παράγει μια πιο αραιή αναπαράσταση ενός σήματος από ένα άλλο. Ωστόσο, ανάλογα με τον τύπο της μελέτης απεικόνισης, πρέπει να ληφθούν

υπόψη διαφορετικοί τύποι κυματιδίων για να αποφασιστεί ποιο είναι το καταλληλότερο για συμπίεση εικόνας.

Ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίου μιας συνάρτησης $f(t)$ εμπλέκει το μητρικό κυματίδιο $\Psi(t)$. Το μητρικό κυματίδιο μπορεί να είναι οποιαδήποτε συνεχής συνάρτηση, πραγματική ή φανταστική, η οποία ικανοποιεί τις δύο ακόλουθες ιδιότητες:

1. Η συνολική επιφάνεια κάτω από την καμπύλη της συνάρτησης να είναι μηδέν,
2. Η συνολική επιφάνεια της $|\Psi(t)|^2$ να είναι πεπερασμένη:

Η συνθήκη αυτή ασφαλώς συνεπάγεται ότι το ολοκλήρωμα του τετραγώνου του κυματιδίου πρέπει να υπάρχει.

2.3.2 Ο μετασχηματισμός κυματιδίου Haar

Στις πραγματικές εφαρμογές, η πληροφορία η οποία μετασχηματίζεται με χρήση κυματιδίων αφορά ψηφιακό ήχο και εικόνες. Η πληροφορία αυτή είναι διακριτή και αποτελείται από μεμονωμένους αριθμούς. Αυτός είναι και ο λόγος για τον οποίο στην πράξη χρησιμοποιούμε τον διακριτό και όχι τον συνεχή μετασχηματισμό κυματιδίου. Τον διακριτό μετασχηματισμό κυματιδίου θα τον περιγράψουμε στη συνέχεια αλλά πρώτα θα παρουσιαστεί ένα απλό παράδειγμα μετασχηματισμού αυτής της μορφής με την ονομασία «μετασχηματισμός κυματιδίου Haar». Η χρήση του μετασχηματισμού κυματιδίου Haar για συμπίεση εικόνας θα περιγραφεί σε πρακτικό επίπεδο. Αρχικά θα περιγραφεί η εφαρμογή του για συμπίεση εικόνας στην κλίμακα του γκρι και στη συνέχεια η περιγραφή θα επεκταθεί και στις έγχρωμες εικόνες.

Ο μετασχηματισμός Haar χρησιμοποιεί τη συνάρτηση κλιμάκωσης $\Phi(t)$ και το κυματίδιο $\Psi(t)$, προκειμένου να αναπαριστούν ένα μεγάλο πλήθος συναρτήσεων $f(t)$.

Η αναπαράσταση δίνεται από το άπειρο άθροισμα:

$$f(t) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} c_k \Phi(t - k) + \sum_{k=-\infty}^{\infty} \sum_{j=0}^{\infty} d_{j,k} \psi(2^j t - k)$$

όπου c_k και $d_{j,k}$, είναι οι συντελεστές που πρέπει να υπολογιστούν.

Η βασική συνάρτηση κλιμάκωσης ϕ είναι ένας μοναδιαίος παλμός:

$$\phi(t) := \begin{cases} 1 & \text{για } 0 \leq t < 1 \\ 0 & \text{διαφορετικά} \end{cases}$$

Τέλος, το βασικό κυματίδιο Haar είναι η ακόλουθη βηματική συνάρτηση:

$$\psi(t) := \begin{cases} 1 & \text{για } 0 \leq t < \frac{1}{2} \\ -1 & \text{για } \frac{1}{2} \leq t < 1 \\ 0 & \text{διαφορετικά} \end{cases}$$

2.3.3 Ο δισδιάστατος μετασχηματισμός Haar στη συμπίεση εικόνας

Αφού επεξηγήθηκε αναλυτικά η ιδέα του μετασχηματισμού κυματιδίου είναι εύκολο να γενικευτεί στις δύο διαστάσεις. Αυτό μπορεί να επιτευχθεί με αρκετούς τρόπους όπως θα φανεί στη συνέχεια. Αρχικά θα εξετασθούν δύο μέθοδοι. Η μέθοδος της τυπικής αποδόμηση και η μέθοδος αποδόμηση πυραμίδας.

Σύμφωνα με την πρώτη μέθοδο ο υπολογισμός μετασχηματισμού κυματιδίου πραγματοποιείται ως εξής: σε κάθε γραμμή της εικόνας υπολογίζεται ο μετασχηματισμός κυματιδίου. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα μια μετασχηματισμένη εικόνα όπου η πρώτη στήλη περιέχει τις μέσες τιμές ενώ όλες οι υπόλοιπες στήλες περιέχουν τις τιμές των διαφορών. Ο αλγόριθμος στη συνέχεια υπολογίζει τον μετασχηματισμό κυματιδίου σε κάθε στήλη. Αυτό έχει σαν αποτέλεσμα τη δημιουργία μίας μόνο μέσης τιμής στην επάνω αριστερή γωνία με τα υπόλοιπα στοιχεία της πρώτης γραμμής να περιέχουν τις μέσες τιμές των διαφορών και κάθε άλλο εικονοστοιχείο να έχει μετασχηματιστεί σε μια διαφορά.

Σύμφωνα με τη δεύτερη μέθοδο, ο υπολογισμός του μετασχηματισμού κυματιδίου της εικόνας επιτυγχάνεται με εναλλαγές ανάμεσα σε γραμμές και στήλες. Στο πρώτο βήμα υπολογίζονται οι μέσες τιμές και οι διαφορές για κάθε γραμμή (μόνο για μία επανάληψη και όχι ολόκληρος ο μετασχηματισμός). Αυτό δημιουργεί μέσες τιμές στο αριστερό μισό

τμήμα της εικόνας και διαφορές στο δεξί μισό της τμήμα. Στο δεύτερο βήμα υπολογίζονται οι μέσες τιμές και οι διαφορές για κάθε στήλη αυτή τη φορά. Αυτό έχει ως αποτέλεσμα τη δημιουργία μέσων τιμών στο επάνω αριστερό τέταρτο (τετράγωνο) της εικόνας και διαφορές σε όλη την υπόλοιπη. Τα βήματα 3 και 4 δρουν στις γραμμές και τις στήλες του επάνω αριστερού τετάρτου της εικόνας και με αυτό τον τρόπο συγκεντρώνονται οι μέσες τιμές στο επάνω αριστερό υπό-τέταρτο. Τα δύο αυτά βήματα επαναλαμβάνονται συνεχώς σε όλο και μικρότερα υπό-τετράγωνα της εικόνας μέχρις ότου να μείνει μόνο μία μέση τιμή και όλες οι υπόλοιπες τιμές εικονοστοιχείων να έχουν μετασχηματιστεί σε διαφορές.

Οι μετασχηματισμοί που περιγράφηκαν σε προηγούμενες ενότητες ήταν ορθογώνιοι. Μετασχημάτιζαν τις αρχικές τιμές των εικονοστοιχείων σε ένα μικρό πλήθος μεγάλων αριθμών και ένα μεγάλο πλήθος μικρών αριθμών. Αντίθετα, μετασχηματισμοί κυματιδίων όπως ο μετασχηματισμός Haar είναι μετασχηματισμοί υποζώνης. Διαμερίζουν την εικόνα σε περιοχές όπου μια περιοχή περιέχει μεγάλους αριθμούς (μέσες τιμές στην περίπτωση του μετασχηματισμού Haar) ενώ οι άλλες περιοχές έχουν μικρούς αριθμούς (διαφορές). Ωστόσο, αυτές οι περιοχές, που ονομάζονται υποζώνες, είναι κάτι περισσότερο από απλά σύνολα μεγάλων και μικρών αριθμών. Αντιπροσωπεύουν διαφορετικά γεωμετρικά χαρακτηριστικά της εικόνας. Για να το δείξουμε αυτό, εξετάζουμε μια μικρή, σχεδόν ομοιόμορφη εικόνα με μία κάθετη και μία οριζόντια γραμμή.

2.3.4 Ο διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίου

Η πληροφορία η οποία δημιουργείται και αναλύεται καθημερινά στις εφαρμογές του πραγματικού κόσμου είναι διακριτή. Αυτοί είναι συνήθως απλοί αριθμοί και όχι συνεχείς συναρτήσεις. Αυτός είναι επίσης ο λόγος για τον οποίο ο διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίων χρησιμοποιείται στην πράξη. Υπενθυμίζεται ότι ο συνεχής μετασχηματισμός κυματιδίου είναι το ολοκλήρωμα του γινομένου $f(t)\Psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right)$, όπου a ο παράγοντας κλιμάκωσης και b η μετατόπιση στο χρόνο οι οποίοι μπορεί να είναι οποιοδήποτε πραγματικοί αριθμοί. Ο αντίστοιχος υπολογισμός της διακριτής περίπτωσης εμπεριέχει τη διαδικασία της συνέλιξης, όμως η εμπειρία έχει δείξει ότι η ποιότητα των

μετασχηματισμών αυτού του τύπου εξαρτώνται κυρίως από δύο παραμέτρους. Την επιλογή των συντελεστών κλιμάκωσης καθώς και την επιλογή του κυματιδίου.

Στην πράξη ο διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίου υπολογίζεται με συντελεστές κλιμάκωσης οι οποίοι είναι αρνητικές τιμές του δύο και με μετατοπίσεις στο χρόνο οι οποίες είναι θετικές δυνάμεις του 2. Τα κυματίδια τα οποία χρησιμοποιούνται είναι τα κυματίδια εκείνα τα οποία σχηματίζουν ορθοκανονική βάση.

Ο μετασχηματισμός Haar εξαρτάται από δύο συντελεστές φίλτρου c_0 και c_1 μαζί με την τιμή $1/\sqrt{2} \approx 0.7071$. Ο μικρότερος πίνακας μετασχηματισμού που μπορεί να κατασκευαστεί στην περίπτωση αυτή είναι ο $\begin{pmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix}/\sqrt{2}$. Αυτός ο πίνακας μετασχηματισμού μεγέθους 2×2 δημιουργεί δύο συντελεστές μετασχηματισμού, έναν με τη μέση τιμή και έναν με τη διαφορά. Παρατηρούμε ότι δεν πρόκειται ακριβώς για τη μέση τιμή αφού χρησιμοποιείται ο παράγοντας $\sqrt{2}$ και όχι ο 2. Γενικά ο διακριτός μετασχηματισμός κυματιδίου μπορεί να χρησιμοποιήσει οποιοδήποτε σύνολο φίλτρων κυματιδίου αλλά ο υπολογισμός του πραγματοποιείται με τον ίδιο ακριβώς τρόπο ανεξάρτητα από το ποιο φίλτρο θα χρησιμοποιηθεί.

Οι δημοφιλέστεροι τύποι φίλτρων με τα χαρακτηριστικά τους είναι οι ακόλουθοι:

- Η οικογένεια φίλτρων Daubechies, μεγιστοποιεί τη λείανση του πατρικού κυματιδίου (συνάρτηση κλιμάκωσης) μεγιστοποιώντας τον ρυθμό αποδόμησης του μετασχηματισμού Fourier.
- Το κυματίδιο Haar μπορεί να θεωρηθεί ως ένα Daubechies φίλτρο 2ης τάξης.
- Το φίλτρο Beylkin τοποθετεί τις ρίζες της συνάρτησης απόκρισης συχνότητας κοντά στη συχνότητα Nyquist στον πραγματικό άξονα.
- Το φίλτρο Caifman τάξης p (όπου p θετικός ακέραιος) το οποίο δίνει τόσο στο μητρικό όσο και στο πατρικό κυματίδιο $2p$ μηδενισμούς.
- Συμμετρικά φίλτρα είναι τα πιο συμμετρικά συμπαγή κυματίδια με το μέγιστο αριθμό μηδενισμών.

- Το φίλτρο Vaidynathan δεν ικανοποιεί καμία συνθήκη σε σχέση με τους μηδενισμούς όμως παρέχει ακριβή ανακατασκευή.

3. Μέθοδοι αξιολόγησης συμπίεσης ιατρικής εικόνας

Υπάρχουν διάφορες μέθοδοι για την αξιολόγηση της κλινικής αποδοχής της επίπεδης συμπίεσης (Slone et al., 2000). Η πρώτη είναι η αριθμητική ανάλυση του pixel πριν και μετά τη συμπίεση (Erickson, 2002). Αυτή η απλή μέθοδος συνιστάται για τον υπολογισμό του μέσου σφάλματος εικονοστοιχείων για τη συμπιεσμένη εικόνα, αλλά δεν δείχνει καμία συσχέτιση με τις εκτιμήσεις των ακτινολόγων και επομένως δεν έχει κλινική σημασία. Μια δεύτερη μέθοδος είναι η αξιολόγηση από τον υποκειμενικό παρατηρητή, η οποία εστιάζει στην αισθητική αποδοχή και την εικαζόμενη διαγνωστική αξία. Πολλές προσεγγίσεις έχουν προταθεί, συμπεριλαμβανομένων των αξιολογήσεων εικόνων από τη λιγότερο έως την πιο συμπιεσμένη ή υποκειμενική αξιολόγηση της εμφάνισης μιας παθολογικής διαδικασίας. Κανένα από αυτά δεν οδηγεί σε αξιόπιστα και αναπαραγώγιμα αποτελέσματα. Μια τρίτη μέθοδος είναι η αντικειμενική μέτρηση της διαγνωστικής ακρίβειας χρησιμοποιώντας μεθόδους τυφλής αξιολόγησης. Αυτές οι τελευταίες είναι οι πιο αξιόπιστες και αποτελεσματικές μέθοδοι. Μεταξύ αυτών, τα πιο δημοφιλή είναι:

1. Στην πιο παραδοσιακή μέθοδο, η δοκιμαστική εικόνα και η μη τροποποιημένη αρχική εικόνα αντιστοιχίζονται και παρουσιάζονται στον θεατή μία κάθε φορά χωρίς ανίχνευση. Ο θεατής καλείται να επιλέξει την εικόνα με την καλύτερη δυνατή ποιότητα και αναγκάζεται να επιλέξει ακόμα κι αν δεν υπάρχει αισθητή διαφορά. Ζητείται από τον παρατηρητή να αξιολογήσει το επίπεδο εμπιστοσύνης του.
2. Η δεύτερη μέθοδος είναι όπως παραπάνω, με τη διαφορά ότι η αρχική αναλλοίωτη εικόνα δεν παρουσιάζεται στον θεατή. Ο θεατής αποφασίζει εάν η ελεγχόμενη εικόνα είναι πρωτότυπη ή τροποποιημένη.

Μια εντελώς υποκειμενική εκτίμηση της ποιότητας συμπίεσης είναι ότι δεν μπορεί να ανιχνευτεί καμία οπτικά αντιληπτή διαφορά. Αυτό μπορεί να γίνει συγκρίνοντας τις μελέτες δίπλα-δίπλα σε τυφλές παρουσιάσεις με διαφορετικούς παρατηρητές. Μια άλλη προσέγγιση είναι η μέτρηση της διαγνωστικής ακρίβειας για καθορισμένες εργασίες (π.χ. ανίχνευση μιας συγκεκριμένης ασθένειας με έναν συγκεκριμένο ανιχνευτή) σε ένα τυποποιημένο περιβάλλον και η σύγκριση της απόδοσης χρησιμοποιώντας πρωτότυπες

εικόνες με την απόδοση χρησιμοποιώντας συμπιεσμένες σε διαφορετικά επίπεδα για σύγκριση εικόνων.

Επιπλέον, η διαγνωστική ακρίβεια αξιολογείται χρησιμοποιώντας τα χαρακτηριστικά λειτουργίας του δέκτη (ROC), τα οποία μετρά τη διαφορά στην αντίληψη ποιότητας μεταξύ της αρχικής εικόνας και της ανακατασκευασμένης εικόνας χρησιμοποιώντας την αξιοπιστία που εκχωρείται από εκπαιδευμένους παρατηρητές. Αυτή η μέθοδος είναι πολύ χρονοβόρα, αλλά έχει αποδειχθεί η πιο αξιόπιστη. Για τις εικόνες υπερήχων, έχουν βρεθεί αποδεκτά αποτελέσματα με τον παραδοσιακό αλγόριθμο JPEG σε αναλογία 9:1 (Persons et al, 2002).

Η σχέση μεταξύ "οπτικής χωρίς απώλειες" και "διαγνωστικών χωρίς απώλειες" είναι πολύπλοκη. Υπάρχουν ενδείξεις ότι, παρά την προφανή οπτική υποβάθμιση από τη συμπίεση, για ορισμένες λεπτομέρειες, μέρη του σώματος και διαγνωστικές εργασίες, μπορεί να επιτευχθεί υψηλή απόδοση, ισοδύναμη με ασυμπίεστες εικόνες. Αυτό δεν αναιρεί την ικανότητα του ακτινολόγου να ερμηνεύει επιτυχώς (ίσως με λιγότερη σιγουριά) μια εικόνα κακής ποιότητας. Ως εκ τούτου, πολλοί ακτινολόγοι διστάζουν να ερμηνεύσουν εικόνες με μειωμένη συμπίεση, επομένως στην πράξη το όριο "οπτικής χωρίς απώλειες" μπορεί να είναι ο περιοριστικός παράγοντας παρά το όριο "διαγνωστικής χωρίς απώλειες", υπό την προϋπόθεση ότι το πρώτο περιλαμβάνει λιγότερη συμπίεση από αυτό. Αντίθετα, συχνά θεωρείται ότι χωρίς απώλεια οπτικής ποιότητας δεν μπορεί να υπάρξει διαγνωστική απώλεια. Αυτό δεν έχει μελετηθεί επαρκώς και είναι πιθανό οι μέθοδοι που χρησιμοποιούνται για τον πειραματικό προσδιορισμό των ορίων οπτικής αντίληψης χωρίς απώλειες να μην επαρκούν για να εξασφαλίσουν διαγνωστική απόδοση, ειδικά σε δύσκολες εργασίες με ανίχνευση χαμηλής αντίθεσης που απαιτούν τη λήψη πληροφοριών υψηλής συχνότητας. να διατηρηθούν ή να είναι ευαίσθητα σε τεχνουργήματα συμπίεσης που παρερμηνεύονται ως ψευδώς θετικά.

Απλές μαθηματικές μετρήσεις που ποσοτικοποιούν τη διαφορά μεταξύ της αρχικής και της αποσυμπιεσμένης εικόνας έχει αποδειχθεί ότι αναπτύσσουν τέτοιες πολύπλοκες μετρήσεις. Μια άλλη μέθοδος, που βασίζεται σε μαθηματικά μοντέλα, προσομοιώνει την ανθρώπινη φυσιολογία. Η χρήση αυτών των εργαλείων λογισμικού θα μπορούσε να βοηθήσει στη μέτρηση της ομοιότητας ή των διαφορών των εικόνων και στον

προσδιορισμό της απλώς αισθητής διαφοράς (JND), του λόγου σήματος προς θόρυβο (SNR) ή των επιπέδων πιθανότητας για τον εντοπισμό διαφορών στον αριθμό των εικονοστοιχείων. Εδώ, η μέθοδος Structural Similarity Metric (SSIM) έχει αποδειχθεί ότι είναι μια βελτίωση σε σχέση με τις παραδοσιακές μεθόδους όπως η PSNR και η MSE, καθώς φαίνεται να είναι πιο συνεπής με την απόδοση του HVS.

Η ποσότητα των «πληροφοριών» που περιέχονται σε μια εικόνα αναφέρεται ως «εντροπία» της. Αυτό μπορεί να εκτιμηθεί μαθηματικά με διάφορους βαθμούς πολυπλοκότητας. Ένα απλό μέτρο είναι η εντροπία μηδενικής τάξης (άθροισμα των ανεξάρτητων από το περιβάλλον πιθανοτήτων κάθε τιμής pixel). Ο βαθμός στον οποίο μια εικόνα μπορεί να συμπιεστεί αντιστρέψιμα μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί ως μέτρο εντροπίας. Σημειώστε ότι οι πληροφορίες σε αυτό το πεδίο δεν είναι χρήσιμες πληροφορίες. Η Περιλαμβάνεται θόρυβος. Η εντροπία μιας εικόνας επηρεάζει το πόσο μπορεί να συμπιεστεί χωρίς επισκευή προτού η διαφορά γίνει οπτικά ή διαγνωστικά ανιχνεύσιμη. Ένας μεγάλος παράγοντας στην εντροπία σε μια ιατρική εικόνα είναι η ποσότητα των ορθογώνιων εικονοστοιχείων που καταλαμβάνει το μέρος του σώματος (π.χ. σκεφτείτε ένα μικρό έναντι του μεγάλου μαστού σε έναν σαρωτή μαστογραφίας σταθερού μεγέθους). Η ποσότητα του θορύβου σε ασταθή αέρα περιβάλλοντος ή διαχωρισμένη περιοχή είναι επίσης σημαντική.

Οι εικόνες με υψηλή εντροπία θα πρέπει πιθανώς να υποβάλλονται σε επεξεργασία με χαμηλότερους λόγους συμπίεσης όταν συμπιέζονται μη αναστρέψιμα από εκείνες με πιο ομοιόμορφο περιεχόμενο. Μια απλή προσέγγιση είναι η μέτρηση του μεγέθους του αρχείου εξόδου μιας τεχνικής αναστρέψιμης συμπίεσης εικόνας (JPEG χωρίς απώλειες ή JPEG 2000), το οποίο θα πρέπει να είναι μεγαλύτερο για εικόνες υψηλότερης εντροπίας. Άλλες ισχυρές μέθοδοι, π.χ. Η Composite Complexity (ICC), η Fractal Dimension (FD) ή η Region of Interest (ROI) μπορούν να είναι υπολογιστικά αποδοτικές και πιο ανθεκτικές στον θόρυβο στις αρχικές εικόνες.

Κατά την ανασκόπηση της βιβλιογραφίας για την αξιολόγηση της συμπίεσης και την προσπάθεια γενίκευσης των αποτελεσμάτων και των συμπερασμάτων μιας μελέτης, θα πρέπει να λαμβάνονται υπόψη αρκετοί σημαντικοί παράγοντες:

- Αν το τελικό σημείο της μελέτης ήταν ή όχι ένα αντικειμενικό μέτρο της διαγνωστικής απόδοσης, μια αντικειμενική προσπάθεια προσδιορισμού ενός οπτικά ορίου χωρίς απώλειες χωρίς διαγνωστική εργασία ή μια υποκειμενική σύγκριση
- Για μια μελέτη βασισμένη στην απόδοση, γενίκευση μερών του σώματος, διερεύνηση και εργασία
- Η επιλογή των εικόνων που εξετάζονται σε σχέση με τη δυσκολία του έργου, στην οποία περιλαμβάνονται μόνο οι σκληρές περιπτώσεις που είναι πιθανόν να είναι ευάλωτες στη συμπίεση
- Η συνολική απόδοση του παρατηρητή σε σχέση με την εργασία και η μεταβλητότητα μεταξύ των διαφόρων αναγνωστών, δεδομένου ότι αν οι παρατηρητές γενικά αντιλαμβάνονται ελάχιστα (δηλαδή χαμηλή ευαισθησία και ειδικότητα επειδή δεν διαθέτουν εμπειρία ή κατάρτιση) ή διαφέρουν χρονικά ή μεταξύ τους, τότε η ποσότητα της διακύμανσης μπορεί να συντρίψει την ικανότητα ανίχνευσης διαφορών που προκαλούνται από συμπίεση
- Εάν η μεθοδολογία καθορίζει τις πληροφορίες τοπικής παρακολούθησης ή όχι
- Πόσο αξιόπιστες είναι οι πληροφορίες αλήθειας που χρησιμοποιούνται στην αξιολόγηση απόδοσης (π.χ. σε μελέτες ROC) ή εάν χρησιμοποιείται μεθοδολογία ανεξάρτητη από το έδαφος (π.χ. συμφωνία μεταξύ αξιολογήσεων ασυμπιεστων και συμπιεσμένων εικόνων)
- Εάν παραβιάστηκαν ή όχι οι υποκείμενες παραδοχές της στατιστικής μεθοδολογίας και πόσο γενικεύσιμα είναι τα αποτελέσματα
- Η επίδραση των παρενεργειών συμπίεσης στη βελτίωση της οπτικής αποδοχής και της διαγνωστικής απόδοσης (ή της ταχύτητας διάγνωσης), π.χ. Η εξομάλυνση του θορύβου σε μη αναστρέψιμα συμπιεσμένες εικόνες μπορεί να βελτιώσει την απόδοση
- Το αν ο αλγόριθμος και οι παράμετροι που χρησιμοποιούνται είναι γενικεύσιμοι σε εκείνους που θα χρησιμοποιηθούν στην πράξη ή ο ρυθμός μετάδοσης δεδομένων μπορεί

να μην είναι άμεσα συγκρίσιμος με τους αλγόριθμους που είναι διαθέσιμοι για επιχειρησιακή χρήση

- Η αδυναμία ανίχνευσης στατιστικής διαφοράς μεταξύ μη συμπίεσμένων και συμπίεσμένων εικόνων δεν σημαίνει απαραίτητα ότι δεν υπάρχει κλινικά σημαντική διαφορά. το μέγεθος της μελέτης ενδέχεται να έχει ανεπαρκή στατιστική ισχύ για την ανίχνευση μιας τέτοιας διαφοράς. η στατιστική ισχύς της μελέτης για την ανίχνευση ενός προκαθορισμένου "μεγέθους αποτελέσματος" (κλινικά σημαντική διαφορά) θα πρέπει να υπολογίζεται εκ των προτέρων και να αναφέρεται και το διάστημα εμπιστοσύνης της διαφοράς απόδοσης μεταξύ πρέπει να αναφέρεται η μη συμπίεσμένη και συμπίεσμένη μορφή αξίας
- Μπορεί να είναι δύσκολο να προσδιοριστεί το μέγεθος του αποτελέσματος (αρνητική επίδραση της συμπίεσης), δεδομένου ότι αυτό μπορεί να οφείλεται στη φύση του προκύπτοντος κινδύνου, στην πολιτική υγείας όσον αφορά την ποιότητα των προσδοκιών περίθαλψης και στην ισορροπία των λειτουργικών αποταμιεύσεων και κόστος των δυσάρεστων αποτελεσμάτων και αυτές οι πληροφορίες συχνά δεν είναι διαθέσιμες
- Ο τρόπος με τον οποίο η επιλογή του συνδυασμού των περιπτώσεων και του επιτρεπτού μεγέθους αποτελέσματος μπορούν να γενικευθούν στους ξεχωριστούς αλγόριθμους λήψης αποφάσεων περίθαλψης ασθενών

Μελέτες ακτινογραφιών στο στήθος έδειξαν ότι οι λόγοι συμπίεσης JPEG 40:1 δεν έδειξαν καμία αισθητή απώλεια (Erickson et al, 1997. Savcenko et al, 1998) και ότι οι λόγοι συμπίεσης JPEG 2000 έως 50:1 δεν έδειξαν καμία αισθητή απώλεια (Sung et al, 2002). Σε εικόνες CT στην περιοχή του στήθους δεν υπάρχει καμία αισθητή διαφορά μέχρι συμπίεση 9:1 (Cosman et al, 1994. Li et al, 2001). Οι εικόνες CT που αξιολογήθηκαν με ανάλυση καμπύλης ROC έδειξαν ακόμη καλύτερα αποτελέσματα, με κλινική αποδοχή σε 10:1, ακόμη και 20:1, χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο JPEG (Ohgiya et al, 2003). Η μυοσκελετική ακτινολογία έδειξε αποδεκτά αποτελέσματα έως και 28:1, χρησιμοποιώντας υπολογιστική ακτινογραφία και ψηφιακή ακτινογραφία (Bramble et al, 1989). Η αμερικανική και ευρωπαϊκή καρδιολογική εταιρεία από κοινού προειδοποίησαν για την ερμηνεία των στεφανιαίων αγγειογραφημάτων που υποβάλλονται σε απώλεια συμπίεσης

JPEG μεγαλύτερη από 6:1 (Kerensky et al, 2000), αλλά μια πιο πρόσφατη ψηφιακή μαστογραφία έδωσε εκπληκτικά ικανοποιητικά αποτελέσματα για αναλογίες μέχρι 25:1 με συμπίεση με χρήση κυματιδίων (Kocsis et al, 2003).

Η ανάγκη συμπίεσης είναι ιδιαίτερα κρίσιμη για τις εφαρμογές τηλε-διάγνωσης (Kalyanpur et al, 2000) όπου η συναίνεση για την αποδοχή εικόνας είναι σε ένα αναλογία 10:1. Άλλοι τύποι ιατρικών εικόνων (για παράδειγμα, παθολογία) απαιτούν επίσης αποτελεσματική και αξιόπιστη συμπίεση (Foran et al, 1997), αλλά με απώλεια. Η συμπίεση JPEG έχει βρεθεί ότι παρέχει επαρκή ποιότητα στην τηλεπαθολογική διαγνωστική αξιολόγηση.

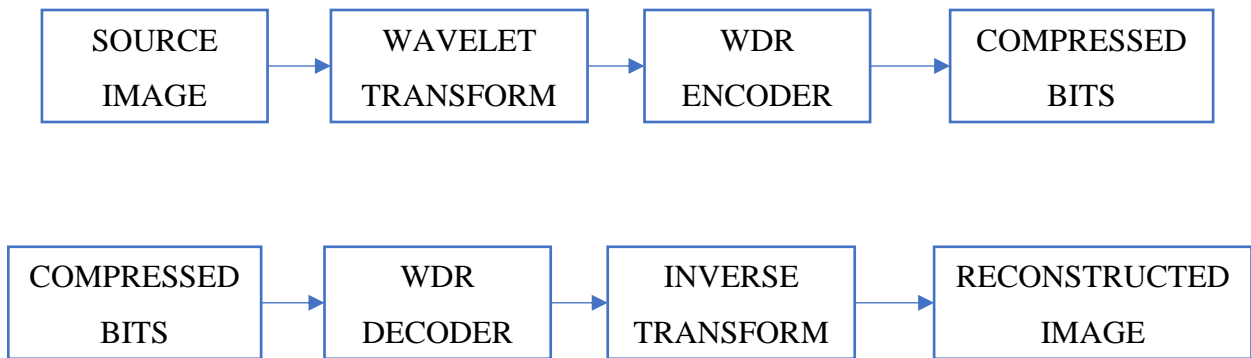
4. Ερευνητικό μέρος

4.1 Ο αλγόριθμος WDR

Ο αλγόριθμος μείωσης διαφοράς κυματιδίων (WDR) (Tanveer, 2015) είναι μια άμεση προσέγγιση για την εύρεση των αποστάσεων των δυαδικών ψηφίων σημαντικών συντελεστών που συμπίεζονται. Μειώνοντας τη διαφορά σωματιδίων, αναγνωρίζει τους σημαντικούς παράγοντες μετασχηματισμού σωματιδίων και ενισχύει αυτή την τιμή για να επιτύχει υψηλούς ρυθμούς συμπίεσης. Κατά τη διάρκεια της κωδικοποίησης WDR, η συμπίεσμένη έξοδος που δημιουργείται αποτελείται από τους πιο σημαντικούς συντελεστές μαζί με την ακολουθία των bit που περιγράφουν εν συντομία την ακριβή θέση των σημαντικών τιμών. Προσφέρει καλή αντιληπτική ποιότητα και υψηλό ρυθμό συμπίεσης, διατηρώντας παράλληλα τα άκρα της εικόνας. Είναι κατάλληλο για συμπίεση ιατρικών εικόνων χαμηλής ανάλυσης με χαμηλό ρυθμό bit ανά pixel.

Σε αυτή την τεχνική, η δομή του δέντρου δεδομένων αποφεύγεται και οι αρχές της ολοκλήρωσης και διαμερίσματος κωδικοποίησης σε επίπεδο bit διατηρούνται χωρίς απώλεια. Επιπλέον, η μέθοδος WDR εφαρμόζει μεθόδους Κωδικοποίησης μήκους εκτέλεσης (RLC) και επιτρέπει στον κωδικοποιητή να επιτύχει ταχύτερη μετάδοση λεπτομερειών εικόνας μέσω δικτύων.

Ο όρος «μείωση διαφοράς» αναφέρεται στον τρόπο με τον οποίο ο αλγόριθμος WDR κωδικοποιεί τις θέσεις των σημαντικών τιμών του μετασχηματισμού σωματιδίων χρησιμοποιώντας μια μέθοδο διαφορικής κωδικοποίησης. Αυτές οι θέσεις δεν κωδικοποιούνται απευθείας, αλλά οι αποστάσεις μεταξύ αυτών των σημαντικών παραγόντων κωδικοποιούνται. Έτσι, η μέθοδος WDR κωδικοποιεί τη διαδρομή μεταξύ δύο σημαντικών παραγόντων. Η σημασία της μεθόδου WDR έγκειται στο γεγονός ότι αυξάνει τον ρυθμό μετάδοσης δεδομένων, επειδή η μέθοδος ακολουθεί τις βασικές τεχνικές κωδικοποίησης μήκους διαδρομής.



Εικόνα 1. Διάγραμμα του WDR

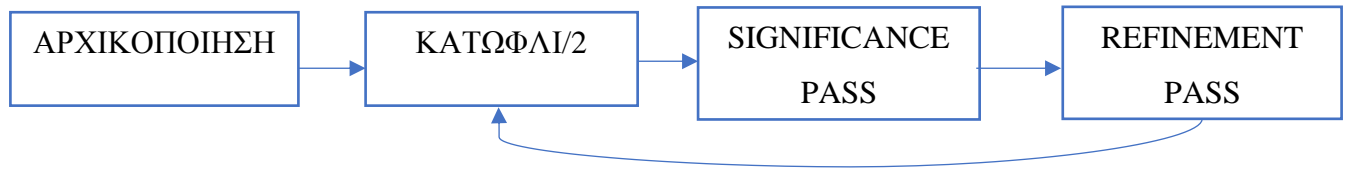
Τα κύρια χαρακτηριστικά του αλγορίθμου WDR είναι:

- Η εξαιρετικά γρήγορη εφαρμογή κωδικοποίησης / αποκωδικοποίησης.
- Οι απαιτήσεις χαμηλής κατανάλωσης ενέργειας.
- Η υψηλή πιστότητα σε συμπιεσμένες εικόνες (συντά χρησιμοποιείται στη συμπίεση ιατρικών εικόνων).
- Η δυνατότητα προσδιορισμού μιας περιοχής ενδιαφέροντος.

Η εφαρμογή της κωδικοποίησης ευρετηρίου στον αλγόριθμο WDR τον καθιστά λιγότερο περίπλοκο από τις μεθόδους κωδικοποίησης που βασίζονται σε δέντρα (SPIHT, SPECK, EZW). Ο αλγόριθμος βασίζεται βασικά σε τεχνικές κωδικοποίησης μήκους διαδρομής χρησιμοποιώντας μια προκαθορισμένη διαδρομή σάρωσης και δεν χρησιμοποιεί τη δομή δεδομένων που βασίζεται σε δέντρο σε βάθος.

Ο αλγόριθμος WDR αποτελείται από πέντε μέρη, όπως φαίνεται στο σχήμα 2, παρακάτω. Στην ΑΡΧΙΚΟΠΟΙΗΣΗ, επιλέγεται μια αρχική τιμή κατωφλίου T_0 έτσι ώστε όλες οι τιμές μετασχηματισμού να είναι μικρότερες από T_0 και τουλάχιστον μία είναι μεγαλύτερη ή ίση με $T_0 = 2$. Ο σκοπός του βρόχου που υποδεικνύεται στο σχήμα 2 είναι να κωδικοποιήσει σημαντικό μετασχηματισμό τιμές με τη μέθοδο κωδικοποίησης σε επίπεδο bit. Μια δυαδική επέκταση, σε σχέση με την ποσότητα T_0 , υπολογίζεται για κάθε τιμή μετασχηματισμού. Ο βρόχος είναι η διαδικασία με την οποία υπολογίζονται αυτές οι

δυναμικές επεκτάσεις. Καθώς το όριο μειώνεται στο μισό, το Significance Pass και το Refinement Pass υπολογίζουν το επόμενο bit στις επεκτάσεις τιμής δυαδικού μετασχηματισμού.



Εικόνα 2. Διάγραμμα της συμπίεσης στον WDR

Το γενικό μοντέλο της μεθόδου WDR παρουσιάζεται στα ακόλουθα διακριτά βήματα του αλγορίθμου:

Αρχικοποίηση: Υπολογίστε το DWT της αρχικής εικόνας

Κατώφλι/2: Ταξινομήστε τους συντελεστές μετασχηματισμού σωματιδίων από τη μεγαλύτερη κλίμακα στη λεπτότερη κλίμακα και ορίστε ένα αρχικό όριο T .

Significance Pass: βρείτε τις θέσεις των σημαντικών συντελεστών σε σχέση με το όριο T και εξάγετε αυτούς τους σημαντικούς συντελεστές.

Refinement Pass: λάβετε τις τιμές βελτίωσης όλων των σημαντικών παραγόντων, εκτός από αυτούς που βρέθηκαν στο βήμα ταξινόμησης αυτού του γύρου επανάληψης.

Βρόχος: Διαιρέστε το όριο T με 2 και μεταβείτε στο βήμα 2.

Πιο συγκεκριμένα, κάθε βήμα του αλγορίθμου WDR αναλύεται ως εξής:

Βήμα 1: Αρχικοποίηση- Μετασχηματισμός κυματιδίων. Σε μια εισερχόμενη εικόνα εκτελούμε τον δισδιάστατο μετασχηματισμό κυματιδίων για να λάβουμε την κυματοειδή πυραμιδική δομή. Αυτή η πυραμιδική δομή χρησιμοποιείται για τον προσδιορισμό της σημασίας των συντελεστών κυματιδίων χρησιμοποιώντας μια προκαθορισμένη διαδρομή

σάρωσης. Οι συντελεστές κυματιδίων στον δισδιάστατο πίνακα στη συνέχεια μετατρέπονται σε μονοδιάστατο γραμμικό πίνακα ICS (Shapiro, 1993).

Βήμα 2: Αρχικοποίηση κατωφλίου T. Το αρχικό όριο T υπολογίζεται ως δύναμη του 2. Αυτό θα είναι μεγαλύτερο από τη μέγιστη τιμή του συντελεστή κύματος.

$$T_n = 2^N, \text{ όπου } N = \log_2 \left(\max_{(i,j)} |\gamma(i,j)| \right), \text{ με } n = 1,$$

όπου $\gamma(i,j)$ είναι ο συντελεστής κυματιδίων στο σύνολο των δεικτών των μη σημαντικών συντελεστών, το ICS και το N είναι ο συνολικός αριθμός των επιπέδων bit.

Βήμα 3: Significance Pass - Ταξινόμηση παραγόντων. Μια προκαθορισμένη διαδρομή σάρωσης χρησιμοποιείται για την έναρξη μιας διαδικασίας σάρωσης μέσω του συνόλου των ευρετηρίων των μη σημαντικών συντελεστών κυματιδίων που είναι αποθηκευμένα στη λίστα ICS. Οι συντελεστές κυματιδίων είναι διατεταγμένοι σε μια λογικά αυξανόμενη σειρά των θέσεων τους. Μια τιμή κατωφλίου T_n χρησιμοποιείται για τη συλλογή του σημαντικού ποσοστού που ικανοποιεί τη συνθήκη $\gamma(i,j) \geq T_n$. Οι θέσεις των σημαντικών συντελεστών κωδικοποιούνται χρησιμοποιώντας τις μεθόδους κωδικοποίησης θέσης, διαφορικής κωδικοποίησης και δυαδικής αναγωγής. Αυτά τα σημαντικά ποσοστά συλλέγονται ως ένα σύνολο προσωρινών σημαντικών επιτοκίων στη λίστα TSC. Στην επόμενη επανάληψη του αλγορίθμου αυτοί οι συντελεστές δεν εξετάζονται ξανά (Tian & Wells, 1998).

Βήμα 4: Refinement Pass - Διόρθωση ποσοστού. Με βάση το γεγονός ότι κάθε δυαδικός αριθμός ξεκινά με bit 1, αποφεύγουμε να βελτιώσουμε ξανά αυτούς τους συντελεστές. Έτσι, τα βελτιωμένα bit συλλέγονται από τους σημαντικούς συντελεστές που λήφθηκαν κατά την προηγούμενη επανάληψη της ταξινόμησης. Το σύνολο σημαντικών ποσοστών στη λίστα SCS ενημερώνεται με αυτό το σύνολο προσωρινών σημαντικών ποσοστών στη λίστα TSC (δηλ. $SCS = SCS \cup TSC$) (Nguyen & Walker, 2001).

Βήμα 5: Βρόχος- Ενημέρωση κατωφλίου. Διαιρέστε το όριο T με 2 και επαναλάβετε το βήμα ταξινόμησης μέχρι να επιτευχθεί ένας προκαθορισμένος αριθμός bit.

$$n = n + 1; \quad T_{n-1} = T_n; \quad T_n = \frac{T_n}{2}$$

Ο αλγόριθμος είναι ο εξής:

Step 1 (Initialize). Choose an initial threshold T_0 so that *all* transform values satisfy $|x_m| < T_0$ and at least one transform value satisfies $|x_m| \geq T_0/2$.

Step 2 (Update threshold). Let $T_k = \frac{T_{k-1}}{2}$.

Step 3 (Significance pass). Perform the following procedure while scanning through insignificant values for higher thresholds:

Initialize step-counter $C = 0$

Let $C_{old} = 0$

Do

 Get next insignificant index m

 Increment step-counter C by 1

 If $|x_m| \geq T_k$ then

 Output sign x_m and set $q_m = \text{sgn}(x_m) \cdot T_k$

 Move m to end of sequence of significant indices

 Let $n = C - C_{old}$

 Set $C_{old} = C$

 If $n > 1$ then

 Output reduced binary expansion of n

 Else if $|x_m| < T_k$ then

 Let q_m retain its initial value of 0.

Loop until end of insignificant indices

Output end-marker

The end-marker is a plus sign followed by the reduced binary expansion of $n = C+1-C_{old}$ and a final plus sign.

Step 4 (Refinement pass). Scan through significant values found with higher threshold values T_j , for $j < k$ (if $k = 1$ skip this step). For each significant value x_m , do the following:

 If $|x_m| \in [|q_m|, |q_m| + T_k]$, then

 Output bit 0

 Else if $|x_m| \in [|q_m| + T_k, |q_m| + 2T_k]$, then

 Output bit 1

 Replace value of q_m by $q_m + \text{sgn}(q_m) \cdot T_k$.

Step 5 (Loop). Repeat steps 2 through 4 (exiting at any point if bit budget is exceeded).

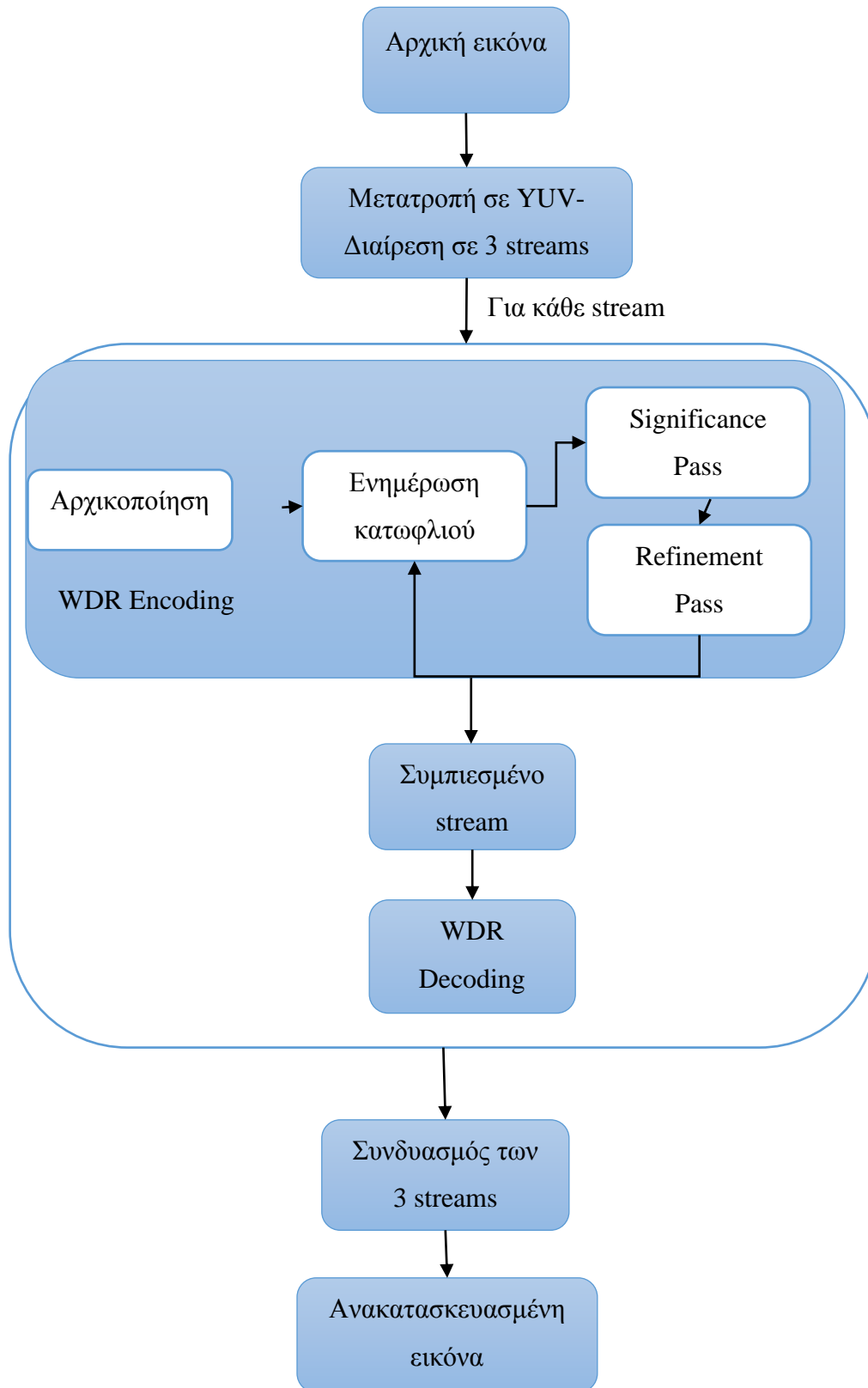
Η μέθοδος WDR είναι αρκετά ανταγωνιστική με τους άλλους αλγόριθμους συμπίεσης εικόνας που αναφέρθηκαν προηγουμένως σε τυπικές δοκιμαστικές εικόνες. Ο αλγόριθμος

WDR είναι ένα ενσωματωμένο σχήμα κωδικοποίησης που μπορεί πραγματικά να επιτύχει οποιαδήποτε δεδομένη αναλογία συμπίεσης.

4.2 Ο αλγόριθμος CWDR

Η οικογένεια των μεθόδων set partitioning σχεδιάστηκε αρχικά για συμπίεση εικόνων σε κλίμακα του γκρι, για να τις εφαρμόσουμε σε έγχρωμες εικόνες, πρέπει πρώτα να κατανοήσουμε τον χρωματικό χώρο. Η έγχρωμη εικόνα είναι συνήθως σε μορφή RGB, οι χρωματικοί χώροι RGB είναι εξαιρετικά συσχετισμένοι και έτσι η μετατροπή σε λιγότερο συσχετισμένο χώρο είναι μια απαίτηση για αποτελεσματική συμπίεση με απώλειες. Χρησιμοποιώντας τυπικούς μετασχηματισμούς, οι αρχικές εικόνες RGB μετασχηματίστηκαν για να κωδικοποιήσουν τον χρωματικό χώρο YCbCr έτσι ώστε το κανάλι Y φωτεινότητας να αποθηκεύεται ως ένα byte για κάθε pixel. Από την άλλη πλευρά, τα δύο κανάλια χρώματος αποθηκεύονται ως ένα byte για κάθε μπλοκ, για παράδειγμα, $n \times n \times n$ pixel.

Η προτεινόμενη μέθοδος, CWDR, είναι μια επέκταση του WDR για έγχρωμες εικόνες. Αυτή η μέθοδος συμπιέζει κάθε επίπεδο χρώματος στο στάδιο κωδικοποίησης και δημιουργεί τρεις ροές bit του ίδιου bitrate. Στη συνέχεια, η παραγόμενη ροή bit κάθε χρωματικού χώρου θα συνενωθεί σειριακά. Το προτεινόμενο διάγραμμα ροής δομής συστήματος φαίνεται στο Σχήμα 3. Το διάγραμμα ροής λειτουργίας ξεκινά με την επιλογή ενός κατάλληλου χρώματος και εικόνων κλίμακας. Το επόμενο βήμα αντιπροσωπεύει την εφαρμογή μεταβλητών φίλτρων των μετασχηματισμών κυματιδίων. Στη συνέχεια, εκτελούνται ορισμένες διαδικασίες κβαντοποίησης για να εμφανιστούν τα στοιχεία του μεγάλου συνόλου ως μικρότερο σύνολο για να μειωθεί ο αριθμός των bits που είναι απαραίτητοι για να υποδεικνύονται όλες οι πιθανές τιμές των εξόδων αντιστοίχισης σε λιγότερα bit.



Εικόνα 3. Διάγραμμα ροής αλγορίθμου

Στο χρωματικό μοντέλο RGB, μια έγχρωμη εικόνα μπορεί να αναπαρασταθεί από τη συνάρτηση έντασης.

$$I_{RGB} = (F_R, F_G, F_B)$$

όπου $fR(x,y)$ είναι η ένταση του pixel (x,y) στο κόκκινο κανάλι, $fG(x,y)$ είναι η ένταση του pixel (x,y) στο πράσινο κανάλι και $fB(x,y)$ είναι η ένταση του pixel (x,y) στο μπλε κανάλι. Η ένταση κάθε καναλιού χρώματος αποθηκεύεται συνήθως με οκτώ bit, υποδεικνύοντας ότι το επίπεδο κβαντισμού είναι 256. Δηλαδή, ένα pixel σε μια έγχρωμη εικόνα απαιτεί συνολικά 24 bit μνήμης. Μια μνήμη 24-bit μπορεί να εκφραστεί ως $2^{24} = 256 \times 256 \times 256 = 16777216$ διαφορετικά χρώματα. Ο αριθμός των χρωμάτων θα πρέπει να είναι λογικός σύμφωνα με το εφέ εμφάνισης των περισσότερων από τις εικόνες. Τέτοιες εικόνες μπορούν να αναφέρονται ως αληθινές έγχρωμες εικόνες, όπου η διαχείριση των πληροφοριών για κάθε pixel γίνεται με χρήση μνήμης 24-bit.

Για να χωρίσουμε την εικόνα RGB σε 3 streams, αποθηκεύουμε ξεχωριστά κάθε κανάλι σε διαφορετικές μεταβλητές, γνωστές και ως εξής:

$$R = I(F_R, 0, 0)$$

$$G = I(0, F_G, 0)$$

$$B = I(0, 0, F_B)$$

Αφού χωρίσαμε την εικόνα RGB σε 3 streams, τη μετατρέψαμε σε YUV. Για να μετατρέψουμε εικόνες RGB σε YUV, ο τύπος είναι:

$$Y = 0.299 * R + 0.587 * G + 0.114 * B;$$

$$U = -0.14713 * R - 0.28886 * G + 0.436 * B;$$

$$V = 0.615 * R - 0.51499 * G - 0.10001 * B;$$

Έτσι, ο αλγόριθμος μείωσης διαφοράς κυματιδίων χρώματος (CWDR) ακολουθεί τις βασικές έννοιες του WDR (Wu & Memon, 1997) ενσωματώνοντας επιπλέον

χαρακτηριστικά που συγκεντρώνουν τους συντελεστές σε μια περιοχή ενδιαφέροντος. Μειώνοντας τη διαφορά μεταξύ των συντελεστών κυματιδίων, αναγνωρίζει τους σημαντικούς συντελεστές κυματιδίων και βελτιώνει την ακρίβειά τους για την επίτευξη υψηλών αναλογιών συμπίεσης. Κατά την κωδικοποίηση WDR, η συμπίεσμένη έξοδος που παράγεται αποτελείται από τους πιο σημαντικούς συντελεστές μαζί με τη σειρά των bit που περιγράφουν εν συντομία την ακριβή θέση των σημαντικών τιμών. Προσφέρει καλή αντιληπτική ποιότητα και υψηλό ρυθμό συμπίεσης διατηρώντας παράλληλα τις άκρες των εικόνων. Είναι κατάλληλο για συμπίεση ιατρικών εικόνων με χαμηλό ρυθμό bit ανά pixel.

Σε αυτή την εργασία, η δομή του δέντρου δεδομένων που χρησιμοποιείται από το SPIHT αποφεύγεται και διατηρούνται οι αρχές της ολοκλήρωσης και της κατάτμησης του κωδικοποιημένου επιπέδου bit χωρίς απώλεια. Επίσης, η μέθοδος WDR εφαρμόζει κωδικοποίηση μήκους εκτέλεσης (RLC) που επιτρέπει στον κωδικοποιητή να επιτύχει ταχύτερη μετάδοση λεπτομερειών εικόνας μέσω δικτύων. Η εφαρμογή της κωδικοποίησης ευρετηρίου στον αλγόριθμο WDR τον καθιστά λιγότερο περίπλοκο από τις μεθόδους κωδικοποίησης που βασίζονται σε δέντρα (SPIHT, SPECK, EZW).

Το γενικό μοντέλο της μεθόδου WDR είναι το εξής:

```

Input : Original uncompressed image.
1: Convert to YUV- Divide to 3 streams.
2: for all streams do
3:   Calculate the DWT of the original image.
4:   while (Predetermined number of bits is not reached) do
5:     Sort the wavelet transform coefficients from the larger scale to the
finer scale.
6:     Set an initial threshold:  $T_n = 2^N$ , where  $N = \log_2(\max_{(i,j)} |\gamma(i,j)|)$ , with  $n=1$ , where  $\gamma(i,j)$  are the wavelet coefficients in the set of
non-significant coefficients and N is the total number of bit planes.
7:     Sorting pass: Find the positions of the significant coefficients
concerning the threshold, and keep the coefficients that satisfy the condition:  $\gamma(i,j) \geq T_n$ .
8:     Improvement process: Get the improvement rates of all significant
coefficients, except those found in the sorting pass step of the current iteration.
9:     Update threshold:  $n = n + 1$ ;  $T_{n-1} = T_n$ ;  $T_n = \frac{T_n}{2}$ 
10:   end while
11: end for
12: Combine 3 streams.
Output: Compressed image.

```

Μετά τη διαδικασία WDR, μετατρέψαμε την εικόνα YUV ξανά σε RGB, με τον ακόλουθο τύπο:

$$R = 1.164 * Y + 1.596 * V$$

$$G = 1.164 * Y - 0.392 * U - 0.813 * V$$

$$B = 1.164 * Y + 2.017 * U$$

Τέλος, συνδυάσαμε τις 3 ροές πίσω σε μία εικόνα RGB. Για να συνδυάσουμε τις 3 ροές σε εικόνα RGB, αποθηκεύουμε τη μεταβλητή σε μία, γνωστή και ως:

$$RGB = I(R, G, B)$$

4.3 Μέτρα αξιολόγησης

Για την αξιολόγηση των αποτελεσμάτων, υπολογίσαμε τον λόγο αιχμής σήματος προς θόρυβο (PSNR) και το μέτρο του δείκτη δομικής ομοιότητας (SSIM) και το λόγο συμπίεσης (CR) (Blanes et al, 2012).

4.3.1 PSNR

Το PSNR υπολογίζει τη μέγιστη αναλογία σήματος προς θόρυβο μεταξύ δύο εικόνων, σε ντεσιμπέλ (dB). Αυτή η αναλογία είναι μια μέτρηση ποιότητας μεταξύ της αρχικής και της συμπίεσμνης εικόνας. Το PSNR μπορεί να πάρει τιμές μέχρι το άπειρο, όσο υψηλότερο είναι το PSNR, τόσο καλύτερη είναι η ποιότητα της συμπίεσμνης εικόνας. Δεδομένου ότι οι εξετάσεις MRI στο σύνολο δεδομένων TCIA περιέχουν εικόνες 16-bit, σε αυτήν την περίπτωση, το PSNR υπολογίζεται ως (Raja & Suruliand, 2011):

$$PSNR = 10 \log_{10} \left(\frac{(2^{16} - 1)^2}{MSE} \right)$$

όπου $MSE = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} \sum_{j=0}^{M-1} (x(i,j) - \hat{x}(i,j))^2}{NM}$, με $x(i,j)$ και $\hat{x}(i,j)$ αντιστοιχούν στην τιμή του εικονοστοιχείου στη θέση (I, j) της βασικής αλήθειας x (αρχική ασυμπίεστη εικόνα) και της συμπίεσμνης εικόνας \hat{x} των διαστάσεων $N \times M$, αντίστοιχα. Σημειώστε ότι, ο όρος $2^{16} - 1$ είναι η μέγιστη τιμή pixel στον τύπο δεδομένων εικόνας εισόδου.

Δεδομένου ότι οι εικόνες μας έχουν τρία κανάλια, το PSNR υπολογίζεται για κάθε κανάλι ξεχωριστά και το συνολικό PSNR υπολογίζεται ως εξής:

$$PSNR = (1/3)PSNR_R + (1/3)PSNR_G + (1/3)PSNR_B$$

4.3.2 SSIM

Το SSIM είναι μια μέτρηση που αντιπροσωπεύει μια οπτική παραμόρφωση μεταξύ μιας εικόνας αναφοράς και της παρατηρούμενης/συμπιεσμνης εικόνας. Το SSIM είναι μια συνάρτηση μεταξύ δύο εικόνων x και \hat{x} και υπολογίζεται μεταξύ ζευγών τοπικών τετράγωνων επικαλυπτόμενων παραθύρων x και \hat{x} των δύο εικόνων, αντίστοιχα (Raja & Suruliand, 2011):

$$SSIM(x, \hat{x}) = \frac{(2\mu_x\mu_{\hat{x}} + C_1)(2\sigma_{x\hat{x}} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_{\hat{x}}^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_{\hat{x}}^2 + C_2)}$$

Δεδομένου ότι οι εικόνες μας έχουν τρία κανάλια, το SSIM υπολογίζεται για κάθε κανάλι ξεχωριστά και το συνολικό SSIM υπολογίζεται ως εξής:

$$SSIM = (1/3)SSIM_R + (1/3)SSIM_G + (1/3)SSIM_B$$

4.3.3 Compression Ratio (CR)

Αναλογία συμπίεσης (CR) Είναι η αναλογία της αρχικής ροής bit εικόνας προς τη συμπίεσμνη ροή bit εικόνας (Raja & Suruliand, 2011):

$$CR = \frac{\text{Total number of bits in original image}}{\text{Total number of bits in compressed image}}$$

4.4 Dataset

Η προτεινόμενη μέθοδος αξιολογείται στο απαιτητικό πεδίο της ανάλυσης ιστοπαθολογικής μικροσκοπικής εικόνας. Αξιοποιώντας τα πλεονεκτήματα των τεχνολογιών σάρωσης ολόκληρων διαφανειών, καθώς και διαχείρισης υπολογιστικών πόρων, κατανεμημένων συστημάτων και πολλαπλών πυρήνων, τα συστήματα διάγνωσης και πρόγνωσης που βασίζονται σε ανάλυση εικόνας της ιστολογικής παρουσιάζουν σημαντική ανάπτυξη τα τελευταία πέντε χρόνια. Οι εικόνες ιστολογικής μικροσκοπίας εξάγονται μετά από τυπικές διαδικασίες προετοιμασίας ιστού, σύμφωνα με το ιατρικό ερώτημα. Το χρησιμοποιούμενο σύνολο δεδομένων έχει εξαχθεί χρησιμοποιώντας το Hamamatsu NanoZoomer 210, σαρώνοντας 37 διαφάνειες καρκίνου του παχέος εντέρου. Το σύστημα σάρωσης παρέχει δύο επιλογές για οπτικές μεγεθύνσεις (20x και 40x), ενώ έχει τη δυνατότητα αυτόματης σάρωσης 210 διαφανειών. Σύμφωνα με την ψηφιοποίηση, κάθε εικονοστοιχείο μιας Ολόκληρης Εικόνας Διαφάνειας (WSI) αντιστοιχεί σε μια φυσική περιοχή πολλών δεκάδων nm^2 .

Συγκεκριμένα, σε λειτουργία μεγέθυνσης 40x, ο σαρωτής Hamamatsu NanoZoomer εξάγει μια εικόνα, όπου το μέγεθος κάθε άκρης pixel αντιστοιχεί σε 227 nm. Αυτή η ψηφιοποίηση εικόνας παρέχει την κατάλληλη ανάλυση για τα περισσότερα από τα ιστολογικά ευρήματα, τα οποία παρουσιάζουν φυσικό μέγεθος αρκετών μικρών. Στις περισσότερες περιπτώσεις, οι εικόνες εξαγωγής αποθηκεύονται είτε σε συμπιεσμένη μορφή που βασίζεται σε JPEG είτε σε μη συμπιεσμένη μορφή TIFF. Η ανάλυση ενός τυπικού WSI σε μεγέθυνση 40x είναι περίπου 100K x 100K pixel, η οποία ασυμπίεστη μορφή θα μπορούσε να απαιτεί εκατοντάδες GB μνήμης. Συνήθως, η πρόκληση της συμπίεσης εικόνων εστιάζει στην ελαχιστοποίηση του μεγέθους των εικόνων, μαζί με την υψηλή απόδοση των μέτρων ποιότητας (Λόγος σήματος προς θόρυβο - SNR, Λόγος αιχμής σήματος προς θόρυβο - PSNR, Ομοιότητα δομής - SSIM). Ωστόσο, το πιο σημαντικό ζήτημα για τον τομέα των εικόνων ιστολογικής μικροσκοπίας, πρέπει να είναι η αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας των ιατρικών περιοχών ενδιαφέροντος, όπως κύτταρα και πυρήνες, εκφυλισμός κυττάρων και καρκίνος, φλεγμονές και περιοχές ίνωσης,

καθώς και άλλες ιστολογικές βλάβες. Για το λόγο αυτό, τμήματα κάθε WSI έχουν εξαχθεί, τα οποία θα αξιολογηθούν από ειδικό μετά τη διαδικασία συμπίεσης.

4.5 Αποτελέσματα

Ο Πίνακας 1 και τα Διαγράμματα 1-2 δείχνουν τα αποτελέσματα σε όρους PSNR και SSIM για τις 31 εικόνες του συνόλου δεδομένων μας χρησιμοποιώντας τον αλγόριθμο CWDR με ρυθμό μετάδοσης bit 0,5 bit ανά εικονοστοιχείο, ο οποίος δίνει λόγο συμπίεσης 16. Όπως φαίνεται, το PSNR ποικίλλει από 32,01 έως 47,49 και η SSIM ποικίλλει από 0,68 έως 0,98, με τις 30 από τις 31 εικόνες να έχουν τιμή SSIM 0,92 ή μεγαλύτερη.

Δεδομένου ότι οι τιμές PSNR πάνω από 30 υποδεικνύουν πολύ καλή ποιότητα εικόνας και τιμές πάνω από 40 υποδεικνύουν ότι η ποιότητα της εικόνας είναι εξαιρετική (δηλαδή πολύ κοντά στην αρχική εικόνα), μπορεί να φανεί ότι η προτεινόμενη μέθοδος δίνει πολλά υποσχόμενα αποτελέσματα, ως 23 από 31 εικόνες έχουν τιμές PSNR πάνω από 40.

Επιπλέον, οι τιμές SSIM είναι πολύ κοντά στο απόλυτο 1 (που σημαίνει ότι οι δύο εικόνες είναι εντελώς ίδιες), υποστηρίζοντας περαιτέρω τα πολλά υποσχόμενα αποτελέσματα της μεθόδου μας.

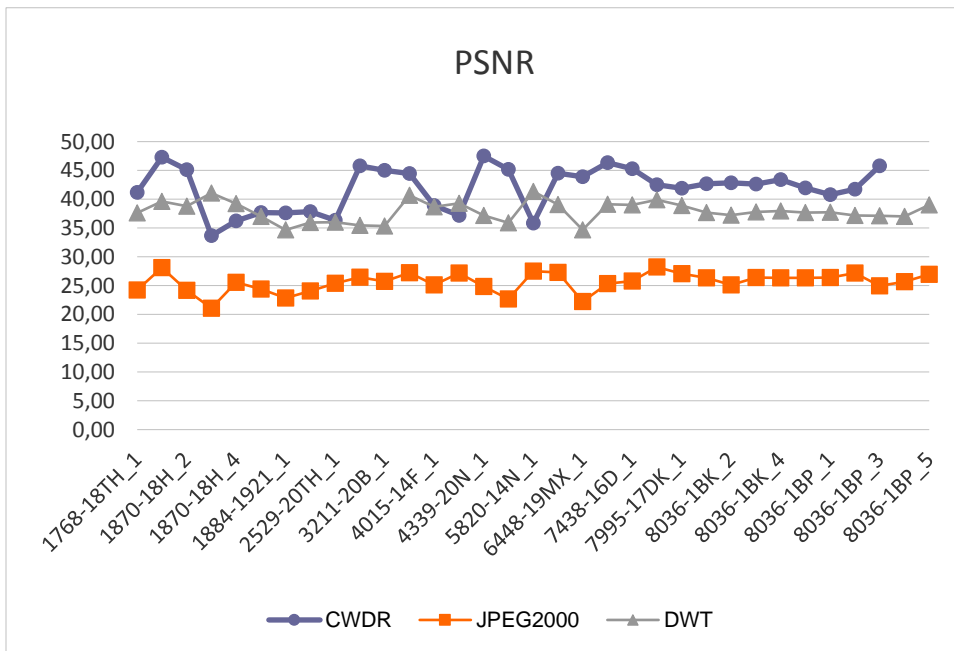
Σε σύγκριση με άλλες μεθόδους συμπίεσης χωρίς απώλειες (γνωστές και ως JPEG2000 και DWT), τα αποτελέσματα της μεθόδου μας είναι επίσης καλύτερα.

Πίνακας 1. Αξιολόγηση του μοντέλου CWDR σε όρους PSNR και SSIM για τις 31 εικόνες.

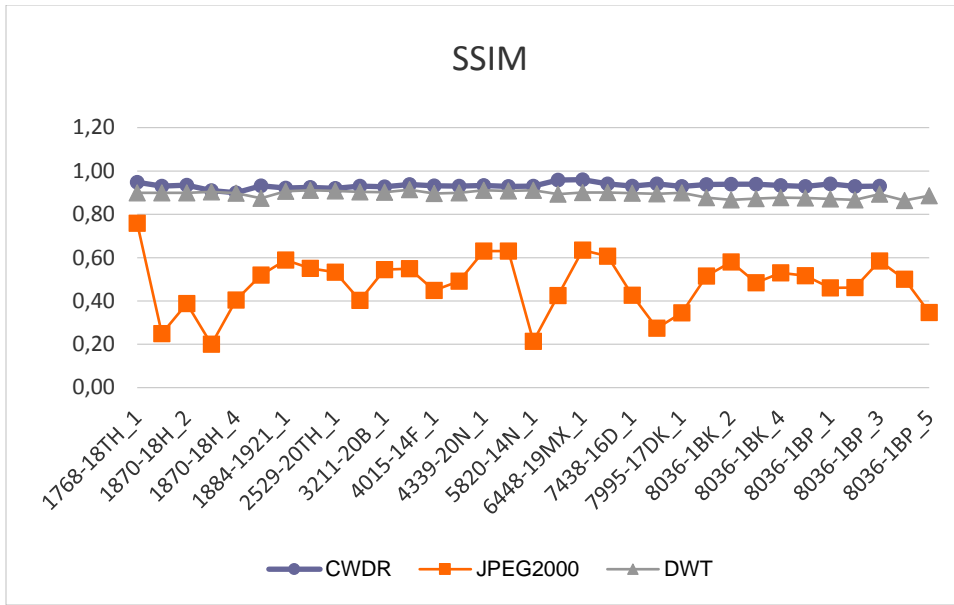
Bitrate 0,5	IMAGE	CWDR		JPEG2000		DWT	
		PSNR	SSIM	PSNR	SSIM	PSNR	SSIM
CR= 16	1768-18TH_1	41,19	0,95	24,26	0,76	37,60	0,90
	1870-18H_1	47,28	0,93	28,12	0,25	39,64	0,90
	1870-18H_2	45,11	0,93	24,21	0,39	38,79	0,90

1870-18H_3	33,67	0,91	21,08	0,20	41,07	0,90
1884-1921_1	36,21	0,92	25,57	0,40	39,22	0,90
2529-20H_1	37,65	0,93	24,41	0,52	37,03	0,87
2529-20TH_1	37,63	0,92	22,87	0,59	34,66	0,91
3211-20AH_1	37,84	0,92	24,09	0,55	35,94	0,91
3211-20B_1	36,33	0,92	25,43	0,53	36,01	0,91
3469-18H_1	45,79	0,93	26,48	0,40	35,47	0,90
4015-14F_1	45,03	0,93	25,72	0,54	35,32	0,90
4015-14L_1	44,47	0,94	27,24	0,55	40,66	0,91
4339-20N_1	38,90	0,93	25,14	0,45	38,68	0,90
4339-20X_1	37,16	0,93	27,20	0,49	39,27	0,90
5820-14N_1	47,49	0,93	24,84	0,63	37,16	0,91
5820-14I_1	45,19	0,93	22,66	0,63	35,91	0,91
6448-19MX_1	35,86	0,93	27,53	0,21	41,35	0,91
7438-16C_1	44,52	0,96	27,29	0,43	39,08	0,89
7438-16D_1	43,88	0,96	22,23	0,64	34,67	0,90
7870-18A_1	46,37	0,94	25,32	0,61	39,13	0,90
7995-17DK_1	45,31	0,93	25,81	0,43	39,01	0,90
8036-1BK_1	42,52	0,94	28,22	0,27	39,91	0,90
8036-1BK_2	41,90	0,93	27,06	0,35	38,90	0,90

	8036-1BK_3	42,70	0,94	26,35	0,52	37,66	0,88
	8036-1BK_4	42,83	0,94	25,14	0,58	37,22	0,87
	8036-1BK_5	42,61	0,94	26,38	0,48	37,80	0,87
	8036-1BP_1	43,38	0,93	26,36	0,53	37,94	0,88
	8036-1BP_2	41,94	0,93	26,33	0,52	37,70	0,88
	8036-1BP_3	40,78	0,94	26,42	0,46	37,71	0,87
	8036-1BP_4	41,76	0,93	27,18	0,46	37,18	0,87
	8036-1BP_5	45,80	0,93	24,93	0,58	37,11	0,89

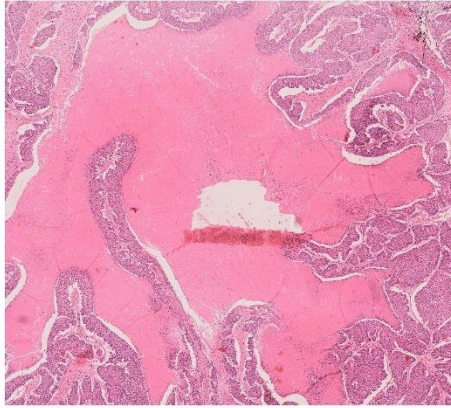


Διάγραμμα 1. Τιμές PSNR των 31 εικόνων

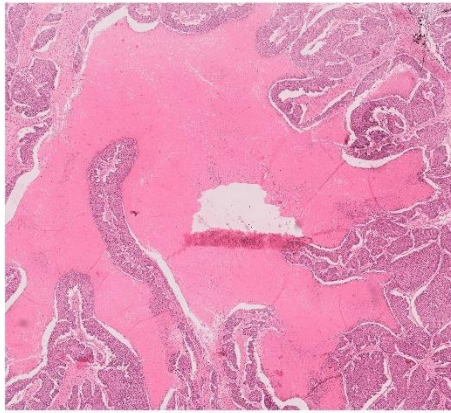


Διάγραμμα 2. Τιμές SSIM των 31 εικόνων

Όσον αφορά τα οπτικά αποτελέσματα της μεθόδου μας, όπως φαίνεται στις εικόνες 4 και 5, μπορούν επίσης να θεωρηθούν ως «οπτικά και διαγνωστικά χωρίς απώλειες», αφού οι αποκωδικοποιημένες εικόνες διατηρούν όλες τις διαγνωστικά σημαντικές πληροφορίες. Ακόμη και στην εικόνα 5 που απεικονίζει τα αποτελέσματα της εικόνας με τη χειρότερη τιμή SSIM (εικόνα 1870-18H_3), το αποτέλεσμα είναι οπτικά και διαγνωστικά χωρίς απώλειες

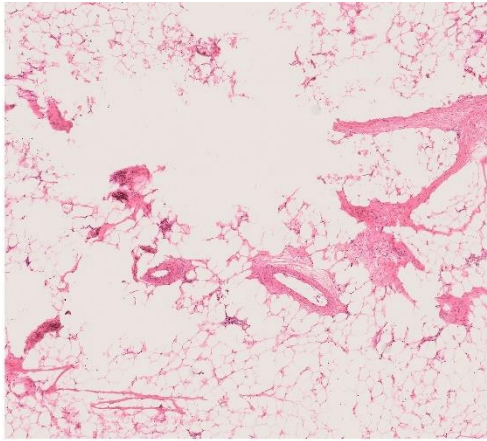


(a)

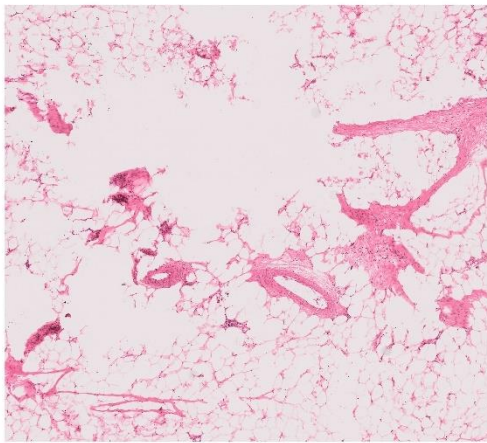


(b)

Εικόνα 4. 7438-16D_1: (a) Αρχική ασυμπίεστη εικόνα και (b) συμπιεσμένη εικόνα με χρήση της μεθόδου CWDR για συμπίεση.



(a)



(b)

Εικόνα 5. 1870-18H_3: (a) Αρχική ασυμπίεστη εικόνα και (b) συμπιεσμένη εικόνα με χρήση της μεθόδου CWDR για συμπίεση..

5. Συμπεράσματα

Η προτεινόμενη μέθοδος αξιολογείται στο απαιτητικό πεδίο της ανάλυσης ιστοπαθολογικής μικροσκοπικής εικόνας. Αξιοποιώντας τα πλεονεκτήματα των τεχνολογιών σάρωσης ολόκληρων διαφανειών, καθώς και διαχείρισης υπολογιστικών πόρων, κατανεμημένων συστημάτων και πολλαπλών πυρήνων, τα συστήματα διάγνωσης και πρόγνωσης που βασίζονται σε ανάλυση εικόνας της ιστολογικής παρουσιάζουν σημαντική ανάπτυξη τα τελευταία πέντε χρόνια. Οι εικόνες ιστολογικής μικροσκοπίας εξάγονται μετά από τυπικές διαδικασίες προετοιμασίας ιστού, σύμφωνα με το ιατρικό ερώτημα. Το χρησιμοποιούμενο σύνολο δεδομένων έχει εξαχθεί χρησιμοποιώντας το Hamamatsu NanoZoomer 210, σαρώνοντας 37 διαφάνειες καρκίνου του παχέος εντέρου. Το σύστημα σάρωσης παρέχει δύο επιλογές για οπτικές μεγεθύνσεις ($20\times$ και $40\times$), ενώ έχει τη δυνατότητα αυτόματης σάρωσης 210 διαφανειών. Σύμφωνα με την ψηφιοποίηση, κάθε pixel μιας ολόκληρης εικόνας διαφάνειας (WSI) αντιστοιχεί σε μια φυσική περιοχή αρκετών δεκάδων nm^2 . Συγκεκριμένα, σε λειτουργία μεγέθυνσης $40\times$, ο σαρωτής Hamamatsu NanoZoomer εξάγει μια εικόνα, όπου το μέγεθος κάθε άκρης pixel αντιστοιχεί σε 227 nm. Αυτή η ψηφιοποίηση εικόνας παρέχει την κατάλληλη ανάλυση για τα περισσότερα από τα ιστολογικά ευρήματα, τα οποία παρουσιάζουν φυσικό μέγεθος αρκετών μικρών. Στις περισσότερες περιπτώσεις, οι εξαγόμενες εικόνες αποθηκεύονται είτε σε συμπίεσμένη μορφή που βασίζεται σε JPEG είτε σε μορφή ασυμπίεστου TIFF. Η ανάλυση ενός τυπικού WSI σε μεγέθυνση $40\times$ είναι περίπου $100\text{K} \times 100\text{K}$ pixel, η οποία ασυμπίεστη μορφή θα μπορούσε να απαιτεί εκατοντάδες GB μνήμης. Συνήθως, η πρόκληση της συμπίεσης εικόνων εστιάζει στην ελαχιστοποίηση του μεγέθους των εικόνων, μαζί με την υψηλή απόδοση των μέτρων ποιότητας (SNR, PSNR και SSIM).

Ωστόσο, το πιο σημαντικό ζήτημα για τον τομέα των εικόνων ιστολογικής μικροσκοπίας, πρέπει να είναι η αξιολόγηση της ποιότητας της εικόνας των ιατρικών περιοχών ενδιαφέροντος, όπως κύτταρα και πυρήνες, εκφυλισμός κυττάρων και καρκίνος, φλεγμονές και περιοχές ίνωσης, καθώς και άλλες ιστολογικές βλάβες. Για το λόγο αυτό, τμήματα κάθε WSI έχουν εξαχθεί, τα οποία θα αξιολογηθούν από ειδικό μετά τη διαδικασία συμπίεσης.

Οι εξελίξεις στις τεχνολογίες ιστοπαθολογικής μικροσκοπίας λάνσαρε νέες ιδέες στην ιατρική αυξάνοντας τον φόρτο εργασίας τόσο ποσοτικά όσο και ποιοτικά. Παρά το γεγονός ότι αυτές οι τεχνολογίες αποφέρουν αναμφισβήτητα οφέλη, η ταχύτητα παραγωγής ιατρικών δεδομένων και τα μεγέθη των πειραμάτων επεκτείνονται με τόσο γρήγορο ρυθμό που σε πολλές περιπτώσεις ο χειρισμός δεδομένων εικόνας γίνεται ξαφνικά εμπόδιο για νέα ευρήματα. Μια άμεση λύση σε αυτό το πρόβλημα είναι η εκτέλεση συμπίεσης εικόνας. Σε αυτή τη μελέτη, προτείνεται μια μέθοδος συμπίεσης τρισδιάστατης εικόνας που αποτελεί επέκταση του αρχικού μοντέλου WDR. Αυτή η μέθοδος είναι κλινικά αποδεκτή σύμφωνα με την ανάλυση εικόνας ιστοπαθολογικής μικροσκοπίας και μπορεί να μας καθοδηγήσει στην υλοποίηση μιας πλατφόρμας για φορητές συσκευές και web που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη συμπίεση και μετάδοση ιατρικών εικόνων σε πραγματικό χρόνο.

Βιβλιογραφία

“DICOM Standard.” [Online]. Available: <https://www.dicomstandard.org/>.

“JPEG - JPEG.” [Online]. Available: <https://jpeg.org/jpeg/>.

“T.800 : Information technology - JPEG 2000 image coding system: Core coding system.”

[Online]. Available: <https://www.itu.int/rec/T-REC-T.800-201511-1>.

“T.81 : Information technology - Digital compression and coding of continuous-tone still images - Requirements and guidelines.” [Online]. Available: <https://www.itu.int/rec/T-REC-T.81-199209-1/en>.

A. Al-Fayadh, A. J. Hussain, P. Lisboa, and D. Al-Jumeily, “A Hybrid Classified Vector Quantisation and Its Application to Image Compression,” in *2007 IEEE International Conference on Signal Processing and Communications*, 2007, pp. 125–128.

A. Kalyanpur, V. P. Neklesa, C. R. Taylor, A. R. Daftary, and J. A. Brink, “Evaluation of JPEG and wavelet compression of body CT images for direct digital teleradiologic transmission,” *Radiology*, vol. 217, no. 3, pp. 772–779, Dec. 2000.

A. N. Netravali and J. O. Limb, “Picture coding: A review,” *Proc. IEEE*, vol. 68, no. 3, pp. 366–406, Mar. 1980.

A. Skodras, C. Christopoulos, and T. Ebrahimi, “The JPEG 2000 still image compression standard,” *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 18, no. 5, pp. 36–58, Sep. 2001.

B. J. Erickson *et al.*, “Evaluation of irreversible compression of digitized posterior-anterior chest radiographs,” *J. Digit. Imaging*, vol. 10, no. 3, pp. 97–102, Aug. 1997.

B. J. Erickson, “Irreversible Compression of Medical Images,” *J. Digit. Imaging*, vol. 15, no. 1, pp. 5–14, Mar. 2002.

D. A. Huffman, “A Method for the Construction of Minimum-Redundancy Codes,” *Proc. IRE*, vol. 40, no. 9, pp. 1098–1101, Sep. 1952.

D. A. Koff and H. Shulman, “An overview of digital compression of medical images: can we use lossy image compression in radiology?,” *Can. Assoc. Radiol. J. J. Assoc. Can. Radiol.*, vol. 57, no. 4, pp. 211–217, Oct. 2006.

D. J. Foran, P. P. Meer, T. Papathomas, and I. Marsic, "Compression guidelines for diagnostic telepathology," *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 1, no. 1, pp. 55–60, Mar. 1997.

F. Li *et al.*, "Effects of JPEG and wavelet compression of spiral low-dose ct images on detection of small lung cancers," *Acta Radiol. Stockh. Swed.* 1987, vol. 42, no. 2, pp. 156–160, Mar. 2001.

G. Anderson and T. Huang, "Piecewise Fourier Transformation for Picture Bandwidth Compression," *IEEE Trans. Commun. Technol.*, vol. 19, no. 2, pp. 133–140, Apr. 1971.

G. G. Langdon, "An Introduction to Arithmetic Coding," *IBM J. Res. Dev.*, vol. 28, no. 2, pp. 135–149, Mar. 1984.

I. Blanes, J. Serra-Sagrasta, M. W. Marcellin, and J. Bartrina-Rapesta, "Divide-and-Conquer Strategies for Hyperspectral Image Processing: A Review of Their Benefits and Advantages," *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 29, no. 3, pp. 71–81, May 2012.

I. Blanes, J. Serra-Sagrasta, M. W. Marcellin, and J. Bartrina-Rapesta, "Divide-and-Conquer Strategies for Hyperspectral Image Processing: A Review of Their Benefits and Advantages," *IEEE Signal Process. Mag.*, vol. 29, no. 3, pp. 71–81, May 2012.

I. H. Witten, A. Moffat, and T. C. Bell, "Managing Gigabytes: Compressing and Indexing Documents and Images," *IEEE Trans. Inf. Theory*, vol. 41, no. 6, p. 2101, Nov. 1995.

J. M. Bramble, L. T. Cook, M. D. Murphey, N. L. Martin, W. H. Anderson, and K. S. Hensley, "Image data compression in magnification hand radiographs," *Radiology*, vol. 170, no. 1 Pt 1, pp. 133–136, Jan. 1989.

K. R. Persons *et al.*, "Evaluation of irreversible JPEG compression for a clinical ultrasound practice," *J. Digit. Imaging*, vol. 15, no. 1, pp. 15–21, Mar. 2002.

M.-M. Sung *et al.*, "Clinical Evaluation of Compression Ratios using JPEG2000 on Computed Radiography Chest Images," *J. Digit. Imaging*, vol. 15, no. 2, pp. 78–83, Jun. 2002.

Nguyen, T. Q., and Walker, J. S. (2001). Wavelet-based image compression. In *Handbook of Transforms and Data Compression*, Rao, K. R., and Yip, P. C. (Eds.), CRC Press, Boca Raton.

O. Kocsis et al., “Visually lossless threshold determination for microcalcification detection in wavelet compressed mammograms,” *Eur. Radiol.*, vol. 13, no. 10, pp. 2390–2396, Oct. 2003.

P. C. Cosman *et al.*, “Thoracic CT images: effect of lossy image compression on diagnostic accuracy,” *Radiology*, vol. 190, no. 2, pp. 517–524, Feb. 1994.

R. A. Kerensky et al., “American College of Cardiology/ European Society of Cardiology international study of angiographic data compression phase I. The effects of lossy data compression on recognition of diagnostic features in digital coronary angiography,” *Eur. Heart J.*, vol. 21, no. 8, pp. 668–678, Apr. 2000.

R. J. Clarke, *Digital Compression of Still Images and Video*. Orlando, FL, USA: Academic Press, Inc., 1995.

R. M. Slone *et al.*, “Assessment of visually lossless irreversible image compression: comparison of three methods by using an image-comparison workstation,” *Radiology*, vol. 215, no. 2, pp. 543–553, May 2000.

S. Lloyd, “Least squares quantization in PCM,” *IEEE Trans. Inf. Theory*, vol. 28, no. 2, pp. 129–137, Mar. 1982.

S. Raja and A. Suruliand, “Image Compression using WDR & ASWDR Techniques with different Wavelet Codecs ”, *ACEEE Int. J. on Information Technology*, vol. 1, no. 2, pp 23-26, 2011.

Shapiro, J. M. (1993). Embedded image coding using zerotrees of wavelet coefficients. *IEEE Trans. Signal Proc.*, **41**, 3445–3462.

Tanveer, S. (2015). Image Compression Technique WDR and EZW for Different Wavelet Codes. *Journal of Multimedia Processing and Technologies*, 6 (2).

Tian, J., and Wells, R. O. (1998). Embedded image coding using wavelet-difference-reduction. *Wavelet Image and Video Compression*,

P. Topiwala, ed., 289–301. Kluwer Academic Publ., Norwell, MA.

V. Savcenko *et al.*, “Detection of subtle abnormalities on chest radiographs after irreversible compression.,” *Radiology*, vol. 206, no. 3, pp. 609–616, Mar. 1998.

W. K. Pratt, J. Kane, and H. C. Andrews, “Hadamard transform image coding,” *Proc. IEEE*, vol. 57, no. 1, pp. 58–68, Jan. 1969.

X. Wu and N. Memon, “Context-based, adaptive, lossless image coding,” *IEEE transactions on Communications*, vol. 45, no. 4, pp. 437–444, 1997.

Y. Ohgiya *et al.*, “Acute cerebral infarction: effect of JPEG compression on detection at CT,” *Radiology*, vol. 227, no. 1, pp. 124–127, Apr. 2003.

Σ. Κόττου, “ΦΥΣΙΚΗ ΤΗΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ.” ΕΘΝΙΚΟ ΚΑΙ ΚΑΠΟΔΙΣΤΡΙΑΚΟ ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΑΘΗΝΩΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΣΧΟΛΗ ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΙΑΤΡΙΚΗΣ ΦΥΣΙΚΗΣ, 2007.