

ΠΑΝΕΠΙΣΤΗΜΙΟ ΠΑΤΡΩΝ

ΤΜΗΜΑ ΗΛΕΚΤΡΟΛΟΓΩΝ ΜΗΧΑΝΙΚΩΝ ΚΑΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΑΣ ΥΠΟΛΟΓΙΣΤΩΝ

ΕΡΓΑΣΤΗΡΙΟ ΕΝΣΥΡΜΑΤΟΥ ΤΗΛΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ

ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗ ΕΡΓΑΣΙΑ

Ανάλυση της χρήσης του βίντεο και της ιατρικής εικόνας στην τηλεϊατρική

ΝΙΚΟΥ ΒΑΣΙΛΕΙΟΥ ΤΟΥ ΝΙΚΟΛΑΟΥ

Α.Μ. 4595

ΕΠΙΒΛΕΠΩΝ: ΛΥΜΠΕΡΟΠΟΥΛΟΣ ΔΗΜΗΤΡΙΟΣ

ΚΑΘΗΓΗΤΗΣ

ΑΡΙΘΜΟΣ ΔΙΠΛΩΜΑΤΙΚΗΣ ΕΡΓΑΣΙΑΣ:

ΠΑΤΡΑ, ΙΟΥΛΙΟΣ 2014

ΠΙΣΤΟΠΟΙΗΣΗ

Πιστοποιείται ότι η Διπλωματική Εργασία με θέμα:

Ανάλυση της χρήσης του βίντεο και της ιατρικής εικόνας στην τηλεϊατρική

Του φοιτητή του Τμήματος Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών

Νίκου Βασιλείου του Νικολάου

Αριθμός Μητρώου: 4595

Παρουσιάστηκε δημόσια και εξετάστηκε στο Τμήμα Ηλεκτρολόγων Μηχανικών και Τεχνολογίας Υπολογιστών στις

……../……../……

Ο Επιβλέπων

Καθηγητής

Δημήτριος Λυμπερόπουλος

Ο Διευθυντής του Τομέα

Καθηγητής

Νικόλαος Φακωτάκης

Ευχαριστίες

Ευχαριστώ τον επιβλέποντα καθηγητή της διπλωματικής μου εργασίας Phd Λυμπερόπουλο Δημήτριο για την υπομονή του και την βοήθεια του κατά τη διάρκεια των σπουδών μου και την συγγραφή της διπλωματικής μου εργασίας.

Επίσης θα ήθελα να ευχαριστήσω την οικογένεια μου για την πολύτιμη στήριξη, βοήθεια και κατανόηση τους κατά τη διάρκεια των σπουδών μου και τους φίλους μου.

Περίληψη

Στόχος της παρούσας διπλωματικής εργασίας είναι η ανάλυση και μελέτη της χρήσης του βίντεο και κατά συνέπεια της ιατρικής εικόνας στην ιατρική και ειδικότερα στην τηλεϊατρική και των τρόπων με τον οποίο επεξεργάζεται και συμπιέζεται η πληροφορία αυτή για να γίνει αποδοτικότερη για τις ισχύουσες συνθήκες.

Στο πρώτο μέρος δίνονται πληροφορίες και μια σύντομη ιστορική αναδρομή της ανάπτυξης της τηλεϊατρικής τα τελευταία χρόνια και στους τρόπους με τους οποίους αυτή είναι δυνατόν να χρησιμοποιηθεί.

Στη συνέχεια αναλύονται τρόποι επεξεργασίας και συμπίεσης ιατρικού βίντεο/εικόνας και παρουσιάζονται τα δύο σημαντικότερα πρωτόκολλα συμπίεσης βίντεο μαζί με τα κύρια χαρακτηριστικά τους που έχουν επικρατήσει τα τελευταία χρόνια και που πρόκειται να επικρατήσουν στο μέλλον και παραδείγματα στο πως αυτά χρησιμοποιούνται για συμπίεση ιατρικών εικόνων και βίντεο όπως και ο πολύ σημαντικός τρόπος συμπίεσης που εστιάζει στη περιοχή ενδιαφέροντος της ιατρικής εικόνας.

Τέλος παρουσιάζεται ο τρόπος με τον οποίο συνδέονται όλα αυτά ώστε να υλοποιηθούν σε κινητές εφαρμογές υγείας για ευκολότερη και γρηγορότερη πρόσβαση σε αυτές με τη βοήθεια των σύγχρονων δικτύων τηλεπικοινωνιών που καθιστούν την ιατρική επικοινωνία βίντεο αξιόπιστη με μικρές χρονικές καθυστερήσεις που είναι και ο κύριος σκοπός της τηλεϊατρικής.

ΠΕΡΙΕΧΟΜΕΝΑ

Ευχαριστίες i
Περίληψη iii
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1ο ΤΗΛΕΪΑΤΡΙΚΗ 1
1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ 2
1.2. ΒΙΝΤΕΟΔΙΑΣΚΕΨΗ 3
1.2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ 3
1.2.2 ΔΙΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΕΣ ΟΜΑΔΑ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ 3
1.2.3 ΑΠΟΜΑΚΡΥΣΜΕΝΗ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ 4
1.2.4 ΤΗΛΕ – ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ 7
1.3 ΤΗΛΕΠΑΡΟΥΣΙΑ 8
1.3.1 ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΤΗΛΕ-ΕΠΙΒΛΕΨΗ 8
1.3.2 ΤΗΛΕΟΦΘΑΛΜΟΛΟΓΙΑ 9
1.3.3 ΑΠΟΜΑΚΡΥΣΜΕΝΗ ΦΡΟΝΤΙΔΑ ΤΡΑΥΜΑΤΩΝ 10
1.4 ΟΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΠΤΥΧΕΣ ΤΗΣ ΤΗΛΕΪΑΤΡΙΚΗΣ 10
1.4.1 ΠΕΡΙΦΕΡΕΙΑΚΑ 11
1.4.1.2 ΨΗΦΙΑΚΕΣ ΒΙΝΤΕΟΚΑΜΕΡΕΣ 14
1.4.3 ΟΘΟΝΕΣ 14
1.5 ΜΕΤΑΔΟΣΗ ΤΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ ΦΩΝΗΣ ΚΑΙ ΒΙΝΤΕΟ 14
1.5.1 ΡΟΗ ΒΙΝΤΕΟ ΜΕΣΩ ΔΙΑΔΙΚΤΥΟΥ 14
1.6 ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΕΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ 16
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΤΟ ΨΗΦΙΑΚΟ ΒΙΝΤΕΟ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ 17
2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ 18
2.2 ΛΟΓΟΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΕΠΕΜΒΑΣΕΩΝ 18
2.3 ΔΥΝΑΤΟΤΗΤΕΣ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΒΙΝΤΕΟ 20
2.3.1 ΣΕΝΑΡΙΟ Α: ΚΑΛΟ 21
2.3.2 ΣΕΝΑΡΙΟ Β: ΚΑΛΥΤΕΡΟ 23
2.3.3 ΣΕΝΑΡΙΟ Γ: ΒΕΛΤΙΣΤΟ 24
2.4 ΛΗΨΗ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΕΝΟΣ ΒΙΝΤΕΟ: ΒΗΜΑ – ΒΗΜΑ 28
2.4.1 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΤΟΥ ΒΙΝΤΕΟ 28

2.4.2 ΛΗΨΗ ΒΙΝΤΕΟ 28
2.4.3 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΒΙΝΤΕΟ ΑΠΟ ΚΑΣΕΤΑ 29
2.4.4 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΒΙΝΤΕΟ 30
2.4.5 ΜΕΤΑΒΑΣΕΙΣ 31
Σχήμα 2.6 32
2.4.6 ΚΕΙΜΕΝΟ 32
2.4.7 Ήχος 32
2.4.7.1 VOICEOVER ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ 33
2.4.8 ΣΥΝΘΕΣΗ 34
2.4.9 ΕΞΑΓΩΓΗ 35
2.3.10 ΚΟΙΝΗ ΧΡΗΣΗ ΤΩΝ ΒΙΝΤΕΟ 36
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3ο ΙΑΤΡΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ/ΒΙΝΤΕΟ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ 37
3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ 38
3.2 ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΕΙΚΟΝΑΣ - ΒΑΣΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛΥΣΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ 39
3.3.1 ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ 41
3.3.2 ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ 44
3.3.2.1 ΣΗΜΕΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ-ΙΣΤΟΓΡΑΜΜΑ 45
3.3.2.2 ΚΑΤΑΤΜΗΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ (IMAGE SEGMENTATION) 46
3.3.2.3 ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΑΚΜΩΝ 47
3.3.2.4 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΚΑΤΩΦΛΙΟΥ (THRESHOLDING) 48
3.3.2.5 ΔΙΑΧΩΡΙΣΜΟΣ ΠΕΡΙΟΧΩΝ 50
3.3.2.6 ΕΝΕΡΓΑ ΠΕΡΙΓΡΑΜΜΑΤΑ 51
3.3.2.7 ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗΣ 52
3.3.3 ΠΑΡΕΜΒΟΛΗ 53
3.3.4 ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ 54
3.4 ΣΥΜΠΙΕΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΚΑΙ ΒΙΝΤΕΟ 57
3.4.1 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΣΥΜΠΙΕΣΗΣ 58
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4ο ΤΟ ΠΡΟΤΥΠΟ H.264/MPEG-4 AVC 63
4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ 64
4.2 ΣΥΝΟΨΗ ΤΟΥ ΠΡΟΤΥΠΟΥ 64
4.3 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ 66
4.4 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ 67
4.5 ΠΡΟΦΙΛ 73

4.6 ΕΠΙΠΕΔΑ 76
4.7 ΠΡΟΣΩΡΙΝΗ ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ (BUFFERING) ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ 76
4.8 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΟΥ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΜΕΣΩ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ 77
4.9 ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΚΑΙ ΑΠΟΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΤΟ HARDWARE 78
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^{ο} ΤΟ ΠΡΟΤΥΠΟ HEVC (HIGH EFFICIENCY VIDEO CODING) 80
5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ 81
5.2 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ 81
5.2.1 ΔΙΑΜΕΡΙΣΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΤΕΤΡΑΔΙΚΗ ΔΟΜΗ «ΔΕΝΤΡΟΥ» 81
5.2.2 ΕΝΔΙΑΜΕΣΗ ΠΡΟΒΛΕΨΗ (INTRA PREDICTION) 83
5.2.3 ΑΝΤΙΣΤΑΘΜΙΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ (MOTION COMPENSATION/INTER PREDICTION) 84
5.2.4 ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΚΒΑΝΤΟΠΟΙΗΣΗ 85
5.2.5 ΕΝΤΡΟΠΙΚΗ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ 86
5.2.6 ΦΙΛΤΡΟ ΑΠΕΜΠΛΟΚΗΣ (DEBLOCKING FILTER) 87
5.2.7 ΦΙΛΤΡΟ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ (OFFSET) ΒΑΣΗ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ 88
5.2.8 ΥΨΗΛΟΥ ΕΠΙΠΕΔΟΥ ΠΑΡΑΛΛΗΛΙΣΜΟΣ 89
5.3 ΔΙΑΦΟΡΑ ΑΛΛΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΟΥ ΠΡΟΤΥΠΟΥ 92
5.4 ΣΥΝΟΨΗ 92
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^{ο} ΤΟ H.264/SVC ΣΤΗΝ ΣΥΜΠΙΕΣΗ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΒΙΝΤΕΟ 93
6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ 94
6.2 ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ H.264/SVC 95
6.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ 97
6.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ 104
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7^{ο} ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΗ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ (REGION OF INTEREST – ROI) 105
7.1 ΈΝΝΟΙΑ ΤΗΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ 106
7.2 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ 106
7.3 ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΟ ΣΧΕΔΙΟ ΓΙΑ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΗ ROI 107
7.3.1 ΔΙΑΒΑΘΜΙΣΜΕΝΗ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ROI ΣΤΟ ΠΡΟΤΥΠΟ JPEG2000 107
7.3.2 JPEG2000 MAX-SHIFT ROI ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ 108
7.3.3 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΟ SPIHT: ΜΙΑ ΥΒΡΙΔΙΚΗ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ 108
7.4 ΜΕΤΡΑ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ 112
7.4.1 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΟΥ PSNR ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ ΚΑΙ ΜΗ 112
7.4.2 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ ΚΑΙ ΜΗ 113

7.4.3 ΛΟΓΟΣ ΣΥΜΠΙΕΣΗΣ 114
7.4.4 ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ 114
7.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ 114
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8^{ο} ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΊΑ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΒΙΝΤΕΟ ΣΕ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΚΙΝΗΤΗΣ ΥΓΕΙΑΣ (M-HEALTH) 115
8.1 ΟΡΙΣΜΟΣ 116
8.2 ΑΝΑΔΥΟΜΕΝΕΣ ΤΑΣΕΙΣ ΚΑΙ ΤΟΜΕΙΣ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ 116
8.3 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΥΠΗΡΕΣΙΕΣ ΚΙΝΗΤΗΣ ΥΓΕΙΑΣ 117
8.4 ΤΟ ΜΕΛΛΟΝ ΣΤΙΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΕΣ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΒΙΝΤΕΟ M-HEALTH ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ 118
8.5 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ ΚΑΘΟΔΗΓΗΣΗΣ 120
8.5.1 ΠΡΟΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ 121
8.5.2 ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΣΧΕΤΙΖΟΜΕΝΗ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ 121
8.6 ΑΞΙΟΠΙΣΤΕΣ ΑΣΥΡΜΑΤΕΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΕΣ ΒΙΝΤΕΟ 122
8.7 ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΚΛΙΝΙΚΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΒΙΝΤΕΟ 123
8.8 ΕΠΙΛΟΓΗ ΠΡΟΤΥΠΟΥ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ 124
8.9 ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΕΙΣ 125
ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9^{ο} ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ 126
ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ 128

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 1ο ΤΗΛΕΪΑΤΡΙΚΗ

1.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Από την εμφάνιση των τεχνολογιών τηλεγραφίας και τηλεφώνου κατά τον 19ο αιώνα οι γιατροί επικοινωνούν και διαβουλεύονται ο ένας τον άλλο σε μεγάλες αποστάσεις. Η τηλεϊατρική, σαν θεραπεία εξ αποστάσεως επισημάνθηκε για πρώτη φορά το 1970, όταν ο Thomas Bird έγραψε για τη φροντίδα των ασθενών στους οποίους οι γιατροί ήταν σε θέση να εξετάσουν τους ασθενείς τους με τη χρήση τηλεπικοινωνιακών τεχνολογιών. Εν ολίγοις , η τηλεϊατρική μπορεί να περιλαμβάνει δύο επαγγελματίες να συζητούν μια υπόθεση στο το τηλέφωνο , ή να είναι τόσο περίπλοκη όσο και η χρήση δορυφορική τεχνολογίας για μετάδοσης της διαβούλευσης σε εγκαταστάσεις παρόχων σε δύο διαφορετικές χώρες με τη χρήση εξοπλισμού τηλεδιάσκεψης βίντεο.

Η τηλεϊατρική έχει τη δυνατότητα να μειωθούν οι διαφορές στη ζωή των ανθρώπων, ειδικά εκείνων που ζουν σε απομακρυσμένες περιοχές, μακριά από τα νοσοκομεία και ως εκ τούτου στερούνται ποιοτικής και έγκαιρης ιατρικής φροντίδας. Ο κύριος ρόλος της τηλεϊατρικής είναι να παρέχει γρήγορη πρόσβαση σε έμπειρους υγειονομικής περίθαλψης επαγγελματίες από απόσταση με χρήση τεχνολογιών πληροφορικής και επικοινωνιών ασχέτως της θέσης του ασθενούς.

Το φάσμα της τεχνολογίας που χρησιμοποιείται στην τηλεϊατρική είναι ευρύ, από απλό τηλέφωνο , φαξ και μηνύματα ηλεκτρονικού ταχυδρομείου , σε δορυφορικές συνδέσεις και χρήση σύγχρονων υπολογιστικών συστημάτων και εγκαταστάσεις τηλεδιάσκεψης . Διαιρούμε την επικοινωνία βίντεο στον τομέα της τηλεϊατρικής σε βιντεοδιάσκεψη και τηλεπαρουσία.

Η βιντεοδιάσκεψη (VC) ορίζεται ως ένα πραγματικού χρόνου, ζωντανό, διαδραστικό πρόγραμμα στο οποίο ένα σύνολο των συμμετεχόντων βρίκεται σε μία ή περισσότερες θέσεις και το άλλο σύνολο των συμμετεχόντων βρίσκονται σε μία άλλη θέση . Η βιντεοδιάσκεψη επιτρέπει την αλληλεπίδραση, συμπεριλαμβανομένων των ηχητικών ή βίντεο , και ενδεχομένως άλλων λεπτομερειών , μεταξύ τουλάχιστον δύο θέσεων(SAGES , 2009) . Χρησιμοποιώντας τη βιντεοδιάσκεψη, οι τεχνικές απαιτήσεις όσον αφορά την ποιότητα δεν είναι συνήθως πολύ απαιτητικές .

Η τηλεπαρουσία, από την άλλη πλευρά , διευρύνει το σκοπό της πρακτικής πέρα από καθαρή επικοινωνία και έχει σαφείς απαιτήσεις , κυρίως όσον αφορά την ποιότητα και τον έλεγχο της εικόνας αλλά και της χρονικής καθυστέρησης.

Η χειρουργική έχει εισέλθει στην εποχή των ηλεκτρονικών υπολογιστών με την έλευση της βίντεο λαπαροσκόπησης. Μεγενθυμένη και βελτιωμένη εικόνα βίντεο παρέχεται σε χειρουργούς με καλύτερη έκθεση και οπτικοποίηση της κοιλίας (Ballantyne , 2002) . Ωστόσο, μια δεκαετία μετά την έναρξη της νέας τεχνολογίας εξακολουθεί να είναι ελάχιστα αποδεκτή. Οι περισσότερες λαπαροσκοπικές επεμβάσεις είναι δύσκολο να διδαχθούν και επιπροσθέτως, η καμπύλη μάθησης είναι πολύ επίπεδη. Εμφανείς αδυναμίες της νέας τεχνολογίας είναι: ασταθείς πλατφόρμες

κάμερας, περιορισμένη κίνηση των απλών λαπαροσκοπικών μέσων, η απεικόνιση σε δύο διαστάσεις και η κακή εργονομία για τον χειρουργό. Από την εισαγωγή της βίντεο λαπαροσκοπικής χολοκυστεκτομής οι χειρουργοί εκτιμούν πως οι υπολογιστές, η τρισδιάστατη (3D) απεικόνιση και η ρομποτική θα μπορούσε να ξεπεράσει αυτές τις δυσκολίες της λαπαροσκόπησης

1.2. ΒΙΝΤΕΟΔΙΑΣΚΕΨΗ

1.2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η βιντεοδιάσκεψη (VC) είναι μια εξειδικευμένη μορφή της τηλεϊατρικής που χρησιμοποιεί την τεχνολογία για να παρέχεται σε πραγματικό χρόνο οπτική και ακουστική εκτίμηση του ασθενούς.

Αρχικά η βιντεοδιάσκεψη αναπτύχθηκε για να συνδεθούν οι γιατροί με τους ασθενείς που βρίσκονται σε απομονωμένες περιοχές κατά την οποία οι κλιματικές ή γεωγραφικές συνθήκες καθιστούν τη μεταφορά του ασθενούς δύσκολη και δαπανηρή, με αποτέλεσμα ανισότητες στην περίθαλψη των ασθενών.

Παραδείγματα στον τομέα της τηλεϊατρικής είναι : συναντήσεις διεπιστημονικών ομάδων, η τηλεδιαβούλευση , και η τηλε – εκπαίδευση

1.2.2 ΔΙΕΠΙΣΤΗΜΟΝΙΚΕΣ ΟΜΑΔΑ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΑΣ

Οι διεπιστημονικές ομάδες είναι μια σημαντική πτυχή της σύγχρονης οργανωτικής εργασίας και αποτελούν σημαντικό παράγοντα διευκόλυνσης για την επίτευξη θετικών, οικονομικά αποδοτικέώνς αποτελεσμάτων σε διάφορες οργανωτικές ρυθμίσεις. Πουθενά δεν είναι πιο σημαντική ηδιεπιστημονική ομαδική επικοινωνία από την υγειονομική περίθαλψη, καθώς ο σύνθετος χαρακτήρας και οι απαιτήσεις των περιβαλλόντων εργασίας της υγειονομικής περίθαλψης απαιτούν την εμπειρία και τις γνώσεις από διαφορετικά άτομα ή ειδικούς, οι οποίοι μπορούν να εργαστούν από κοινού για την επίλυση πολύπλευρων και σύνθετων προβλημάτων φροντίδας των ασθενών. Η έρευνα έχει αποδείξει ότι η διεπιστημονική ομαδική εργασία μπορεί να βελτιώσει τις διαγνωστικές και προγνωστικές ικανότητες των επαγγελματιών υγείας, περισσότερο από μεμονωμένους επαγγελματίες υγείας που εργάζονται μόνοι, και είναι επίσης απαραίτητη για την πρόληψη των ιατρικών σφαλμάτων.

Τα τελευταία χρόνια, έχουν υπάρξει σημαντικές πρόοδοι στην ανάπτυξη των τεχνολογιών που υποστηρίζουν την ομαδική εργασία. Η βιντεοδιάσκεψη ως εργαλείο για τη βελτίωση της επικοινωνίας μεταξύ των διαφόρων επιπέδων της υγειονομικής περίθαλψης, έχει περιγραφεί σχετικά με μια σειρά από χειρουργικές υποειδικότητες (Fleissig et al . , 2006). Οι Norum και Jordhoy δημοσίευσαν μια μελέτη που

επιδεικνύοντας τη σκοπιμότητα της βιντεοδιάσκεψης για την κλινική και εκπαιδευτική υποστήριξη μεταξύ ειδικών στο Πανεπιστημιακό Νοσοκομείο της Βόρειας Νορβηγίας και συνεργατών τους στη μονάδα ογκολογίας του Νοσοκομείου Nordland στο Bodø 300 μίλια μακριά. Η βιντεοδιάσκεψη ήταν μια επιτυχία για εκπαιδευτικές και κλινικων υποθέσεων συζητήσεις με τους απομακρυσμένους ογκολόγους στο Bodø. Κατά τη διάρκεια μιας περιόδου 12 μηνών, 32 βιντεοδιασκέψεις έγιναν και η συγκεκριμένη μελέτη έδειξε ότι η τηλεϊατρική μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την ενσωμάτωση απομακρυσμένης μονάδας φροντίδας σε ένα πανεπιστημιακό τμήμα (Norum & Jordhoy , 2006).

Οι Dickson - Witmer δημοσίευσαν πρόσφατα μια μελέτη ενός δικτύου βιντεοδιάσκεψης για να συζητήσουν υποψήφια θέματα διαχείρισης ασθενών. Οι πληροφορίες μοιράστηκαν σε εβδομαδιαία βάση και αφορούσαν τη συζήτηση και αποφάσεις για τη θεραπεία και διαγνωστικές διαδικασίες. Η βιντεοδιάσκεψη οδήγησε σε αύξηση της θεραπείας του Καρκίνου και των των κλινικών δοκιμών ελέγχου του καρκίνου (Dickson -Witmer et al . , 2008). Παρόμοιες μελέτες έχουν διεξαχθεί και αλλού.

1.2.3 ΑΠΟΜΑΚΡΥΣΜΕΝΗ ΣΥΜΒΟΥΛΕΥΤΙΚΗ

Οι διαβουλεύσεις με εμπειρογνώμονες αποτέλεσε βασικό στοιχείο της ανάπτυξης ιατρικών γνώσεων και της λήψης αποφάσεων για πολύ καιρό. Στη σύγχρονη εποχή, οι διαβουλεύσεις είναι συχνά αναγκαίες για την ερμηνεία διαγνωστικών εικόνων. Αυτό είναι ιδιαίτερα σημαντικό όταν πρόκειται για σπάνιες ασθένειες (π.χ. , συγγενείς ανωμαλίες) ή σύνθετη διεπιστημονικές καταστάσεις που απαιτούν ειδική διαχείριση (Gackowski et al . , 2010). Η απομακρυσμένη συμβουλευτική έχει γίνει αποδεκτή ως πιθανή απάντηση σε επερχόμενες υψηλότερες απαιτήσεις ποιότητας με τη χρήση ειδικών γνώσεων καθημερινής κλινικής ρουτίνας (Seemann et al . , 2010) . Στην περίπτωση των περίπλοκων χειρουργικών διαδικασίων με περιορισμένες δυνατότητες κατάρτισης , έχει ανοίξει νέες προοπτικές στη χειρουργική. Επιπλέον, μπορεί να υποστηρίξει τη συνεχή κατάρτιση και ιατρική εκπαίδευση, η οποία έχει μεγάλη σημασία σε ελάχιστα επεμβατικές διαδικασίες, οι οποίες απαιτούν πολύ ειδικές γνώσεις και πείρα.

Στις μέρες μας, πολλές μικρές μονάδες καρδιολογίας εκτελούν διαδικασίες καρδιακού καθετηριασμού και ηχοκαρδιογραφικές εξετάσεις μακριά από κέντρα καρδιοχειρουργικής. Έμπειροι καρδιολόγοι μπορούν να λύσουν τα περισσότερα προβλήματα νοσηλευόμενων ασθενών , σε τοπικό επίπεδο. Σε ειδικές περιπτώσεις η διαβούλευση με καρδιοχειρουργό είναι υποχρεωτική για τη βέλτιστη λήψη αποφάσεων. Από την οπτική της φροντίδας του ασθενούς , ιατρικές επισκέψεις ασθενών μέσω βιντεοδιάσκεψης χρησιμοποιούνται στα πλαίσια των τομέων της δερματολογίας, της καρδιολογίας, περίθαλψη πληγών, νευρολογίας, της διαβητικής

εκπαίδευσης , και της ψυχιατρικής. Η απομακρυσμένη συμβουλευτική θεωρείται χρήσιμο για τους ακόλουθους λόγους.

- Ηλεκτρονικοί γιατροί σε δικτυακούς τόπους , μέσω τηλεδιάσκεψης προσφέρουν εύκολη και σχεδόν άμεση πρόσβαση.

- Μη πρόσβαση σε κάποιον ειδικό, γιατί οι ασθενείς ζουν σε μια αγροτική περιοχή . Είναι συχνά δύσκολο για τους ασθενείς σε αγροτικές περιοχές να ταξιδέψουν σε μεγάλες πόλεις για να αναζητήσουν ιατρική συμβουλή σε ένα τριτοβάθμιο νοσοκομείο. Ως αποτέλεσμα, είναι αρκετά κοινό σοβαρές ιατρικές καταστάσεις να διαγνωστούν σε μεταγενέστερο στάδιο.

- Οι ασθενείς μπορεί να απαιτήσει περαιτέρω παροχή συμβουλών όταν η θεραπεία που τους δόθηκε κατά την πρώτη τους επίσκεψη απέτυχε.

Η τεχνολογία που χρησιμοποιείται για την εκτέλεση τηλε-ξετάσεων μπορεί να κυμαίνεται από ένα απλό τηλέφωνο, fax, ή e-mail, μέχρι δορυφορικές συνδέσεις, και σύγχρονες εγκαταστάσεις τηλεδιάσκεψης.

Στο Brisbane, της Αυστραλίας, γίνεται θεραπεία για την ομιλία ασθενών με Parkinson εξ αποστάσεως. Το σύστημα είναι σε θέση να συλλάβει υψηλήποιότητα βίντεο (640 x 480 pixel) και ήχου, συμπιεσμένα σε 384 kbit /s για μετέπειτα εξέταση. Μια σύνδεση στο internet 128 kbit /s γίνεται μεταξύ δύο συστημάτων τηλεδιάσκεψης χρησιμοποιώντας το δημόσιο τηλεπικοινωνιακό δίκτυο (ADSL). Αυτή η σύνδεση σας επιτρέπει τηλεδιάσκεψης σε ανάλυση 240 x 320 pixel μεταξύ δύο συστημάτων. Σύμφωνα με μελέτη που εκπονήθηκε από τον Constantinescu και συναδέλφων του, οι ασθενείς επιτυγχάνουν ουσιαστικές βελτιώσεις στις φωνητικές ικανότητες. Οι ασθενείς είναι πολύ ικανοποιημένοι με την ποιότητα ήχου και βίντεο της σύσκεψης και της συνολικής θεραπείας.

Η τηλεψυχιατρική ειναι άλλη μια ειδικότητα που θεωρείται ως μία λογική εναλλακτική λύση στις ιατρικές επισκέψεις. Οι ασθενείς μπορούν να εκτιμηθούν, να λάβουν ψυχολογική θεραπεία και συνταγογραφούμενα φάρμακα.

Στη Βιέννη, της Αυστρίας, η Seeman και συνάδελφοί της έχουν εργαστεί σε ένα πρόγραμμα τηλε - ενδοσκόπησης χρησιμοποιώντας UMTS κινητά τηλέφωνα, όπου αρθροσκοπική ροή βίντεο με το μήκος των 60 s για κάθε ακολουθία. Κάθε μία από τις ακολουθίες βίντεο αξιολογούνται ανεξάρτητα από δύο συμβούλους και ένα ιατρικό εμπειρογνώμονα στην χειρουργική κροταφογναθικής άρθρωσης. Το UMTS είναι ένα τρίτης γενιάς τηλεπικοινωνιών πρότυπο και αναπτύχθηκε για μια πιο αποτελεσματική χρήση των υπαρχόντων πόρων συχνοτήτων και την ανάγκη για μια υψηλότερη ταχύτητα μεταφοράς δεδομένων, και έτσι μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μετάδοση βίντεο. Σε αυτό όλες οι ροές βίντεο κωδικοποιούνται στο πρότυπο H.263 με ανάλυση 176 x 144 pixels και ένα επιλεγμένο εύρος ζώνης των 56 kbit / s . Οι εμπειρίες από είκοσι ροές αρθροσκοπικού βίντεο έδειξε ότι η χρήση της UMTS τεχνολογίας επιτρέπει τη μετάδοση του βίντεο συνεχούς ροής στον τομέα της

κρανιογναθοπροσωπικής χειρουργικής επέμβασης. Με την ανάπτυξη των νέων τεχνολογιών, όπως η πρόσβαση σε υψηλής ταχύτητας ταχείας λήψης πακέτων(HSDPA), υψηλότερες ταχύτητες μεταφοράς δεδομένων από την τεχνολογία UMTS κατέστησαν δυνατές. Επίσης, η υψηλότερη ποιότητα κινητών τηλεφώνων μπορεί να συμβάλει στην ποιότητα της εικόνας σε επίπεδο βάθους χρωμάτων και υψηλότερης ανάλυσης.

Η ψηφιοποίηση και η μετάδοση των εικόνων υπερήχων σε πραγματικό χρόνο παραμένει μια σημαντική τεχνική πρόκληση . Τα πλάτη των συχνοτήτων από περίπου 70-100 Mbit /s που απαιτούνται για τη μετάδοση υπερήχων χωρίς συμπίεση. Για το λόγο αυτό η τηλε-υπερηχητική έχει μείνει πίσω από τις άλλες εφαρμογές τηλεακτινολογίας. Η συντριπτική πλειοψηφία των σημερινών συστημάτων τηλε-υπηρηχητικής βασίζονται σε συμπίεση βίντεο, συνήθως σε αντιστάθμιση της κίνησης διακεκριμένων μετασχηματισμών.

Η συμπίεση βίντεο προκαλεί κυρίως μια απώλεια των δεδομένων υψηλής συχνότητας, παραμόρφωση, μετατόπιση και αλλοίωση των εντάσεων pixel στην γκρι κλίμακα. Στην Κουάλα Λουμπούρ της Μαλαισίας, αναπτύχθηκε ως απάντηση στην απουσία ψηφιακού συστήματος ένας τηλε-υπέρηχος, ο οποίος επιτρέπει την κοινή χρήση των εικόνων υπερήχων και δεδομένων μεταξύ ακτινολόγων, γιατρών, κλινικών, και εργαστηρίων που χρειάζονται αυτό το είδος των δεδομένων από απόσταση, σε οποιοδήποτε σημείο της χώρας ή του κόσμου . Το σύστημα αυτό παρέχει μια δικτυακή διασύνδεση με εξ αποστάσεως πρόσβαση. Η εφαρμογή διανεμήθηκε μέσω του διαδικτύου για την πρόσβαση και την προβολή πληροφοριών, ενώ μια SQL βάση δεδομένων έχει αναπτυχθεί για τη διαχείριση της αποθήκευσης δεδομένων . Η τεχνολογία επιτρέπει στη διανομή μιας διεπαφή βασισμένη στον ιστό η οποία είναι ανεξάρτητη από διακομιστή δικτύου και πλατφόρμα, χωρίς να απαιτείται προεγκατάσταση και περίπλοκης δικτυακής διαμόρφωσης. Μετά την είσοδο σε ένα δικτυακό τόπο το σύστημα αυτό καθορίζει το ρόλο που χαρακτηρίζεται από τον διαχειριστή στο συνδεδεμένο γιατρό, και στη συνέχεια κατευθύνη το γιατρό στην αρχική σελίδα του όπου μπορεί να δεί και να εξετάσει τον ασθενή που του έχει ανατεθεί και να προσθέσει τη διάγνωσή του. Οι ασθενείς μπορούν να εισέλθουν επίσης και να δουν την διάγνωση και να ενημέρωση τα προσωπικά τους δεδομένα. Στην Κρακοβία , Πολωνία , ο Gackowski και συνάδελφοί του ανέπτυξαν λογισμικό βασίσμένο στο πρότυπο DICOM ώστε να γίνει δυνατή διαβούλευση ιατρικών εικόνων. Η διαδραστική διαβούλευση μεταξύ των δύο ή περισσότερων κέντρων προσφέρει φωνητική επικοινωνία σε πραγματικό χρόνο, οπτικοποίηση των συγχρονισμένων ψηφιακών εικόνων, καθώς και χρήση διαδραστικών δεικτών και εργαλείων υπολογισμού. Εάν η άμεση αλληλεπίδραση μεταξύ των ιατρών δεν είναι απαραίτητη , το σύστημα μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί σε λειτουργία “offline”. Το σύστημα αυτό χρησιμοποιείται για τη συνήθη παραπομπή σε καρδιοχειρουργικές διαδικασίες (Gackowski et al . , 2010) .

Ένα βέλτιστο σύστημα τηλε-εξετάσεων πρέπει να πληρεί τις παρακάτω θεωρητικές απαιτήσεις:

- Αποστολή και λήψη εικόνων DICOM υψηλής ανάλυσης, από όλους τους διαθέσιμους ιατρικούς τρόπους απεικόνισης.

- Γρήγορη, σε πραγματικό χρόνο συγχρονισμένη προβολή των εικόνων DICOM και κλιπ σε 2 ή περισσότερα κέντρα απομακρυσμένης συμβουλευτικής , αποφεύγοντας τις καθυστερήσεις κατά τη φόρτωση της εικόνας

- Ζωντανή φωνητική αλληλεπίδραση όλων των συμμετεχόντων

- Διαθεσιμότητα δεικτών ποντικιού που ελέγχονται σε πραγματικό χρόνο για ένδειξη μιας περιοχής ενδιαφέροντος σε άλλους εταίρους

- Ολοκληρωμένη πλήρως αυτόματη βαθμονόμηση των διαγνωστικών εικόνων, εργαλείων μέτρησης και υπολογισμών για όλες τις διαθέσιμες λεπτομέρειες απεικόνισης

- Ασφαλής και εξουσιοδοτημένη πρόσβαση σε ιατρικά δεδομένα

- Συμβατότητα με υπολογιστές και δίκτυα

- Έξυπνο και εύκολο στη χρήση λογισμικό

- Συνεχή διαθεσιμότητα και σταθερότητα του συστήματος

- Χαμηλό κόστος

1.2.4 ΤΗΛΕ – ΕΚΠΑΙΔΕΥΣΗ

Οι εφαρμογές τηλεϊατρικής είναι όλο και περισσότερο σημαντικές για προπτυχιακές και μεταπτυχιακές σπουδές στα επαγγέλματα υγείας, στην επαγγελματική πιστοποίηση και επαναπιστοποίηση, στη συνεχιζόμενη ιατρική εκπαίδευση, και την εκπαίδευση των καταναλωτών και των ασθενών όσων αφορά την υγεία τους. Η συνειδητοποίηση της ευρείας δυναμικής της τηλεϊατρικής για παράδειγμα, στην τηλεμάθηση, τηλεπαρακολούθηση, τηλερομποτική χειρουργική και απομακρυσμένη συμβουλευτική θα επιτρέψει στα ιδρύματα να διδάξουν οτιδήποτε, οποτεδήποτε, οπουδήποτε, με την ίδια ποιότητα σπουδών και καθοδήγησης που δίνεται στις παραδοσιακές αίθουσες διδασκαλίας, εστιάζοντας στην ικανότητα και όχι μόνο στην πληροφορία. Για την εφαρμογή ενός συστήματος τηλε-εκπαίδευσης θα ήταν χρήσιμα τα εξής χαρακτηριστικά

- Υποστήριξη για την έρευνα σε βασικούς τομείς όπως σε βαθμωτά, σε δικτυακή σύνδεση υπολογιστικά μοντέλα για προσομοίωση που μπορούν να προσπελαστούν από αδύναμους υπολογιστές αλλά και τη δημιουργία απλοποιημένου λογισμικού και διεπαφών, λογισμικού πλαισίου εργασίας, εφαρμογές τεχνητής νοημοσύνης, απομακρυσμένες τεχνικές τρισδιάστατης απεικόνισης

- Υποστήριξη για συνεργαζόμενα κέντρα για τη διάδοση της χρήσης των τεχνολογιών τηλεϊατρικής σε κατάρτιση, εκπαίδευση και έρευνα

- Θέσπιση εθνικών κέντρων πόρων για εκπαιδευτές εικονικής χειρουργικής που επικεντρώνονται στην ανάπτυξη και δοκιμή των χειρουργικών προσομοιώσεων για κατάρτιση και εκπαίδευση.

- Διευκόλυνση πρόσβασης σε ταχεία δίκτυα σε υποεξυπηρετούμενες περιοχές και ιδρύματα.

- Εφαρμογή και πρόσβαση σε τεχνολογία δικτύων δυναμικών κυκλωμάτων

- Συνεργασία με τις επαγγελματικές κοινότητες στον καθορισμό τυποποιημένων κατευθυντήριων γραμμών για προσομοίωση ιατρικών διαδικασιών.

- Επιτάχυνση της ανάπτυξης των εργαλείων τηλεϊατρικής για τη βιοϊατρική, και κλινική έρευνα

1.3 ΤΗΛΕΠΑΡΟΥΣΙΑ

Τηλεπαρουσία σημαίνει σε γενικές γραμμές η εικονική προβολή εικόνων του χειρουργικού πεδίου σε απομακρυσμένες περιοχές Με τη χρήση ενός τηλερομπότ μεταδίδονται οι κινήσεις των χεριών σε ένα απομακρυσμένο χειρουργείο. Οι χειρούργοι εκτελούν επεμβάσεις χωρίς πραγματικά να είναι με τους ασθενείς τους. Η τηλερομποτική αναπτύχθηκε για πρώτη φορά με επιχορηγήσεις από το Υπουργείο Άμυνας των ΗΠΑ ώστε να επιτρέψει σε χειρουργούς σε απομακρυσμένες περιοχές να επιχειρούν επεμβάσεις σε τραυματίες στρατιώτες στο πεδίο της μάχης. Αυτού του είδους οι χειρουργικές επεμβάσεις προσφέρουν μια τεχνολογική λύση για τις ελλείψεις χειρουργικού ανθρώπινου δυναμικού σε απομακρυσμένες και υποεξυπηρετούμενες περιοχές. Επιπλέον προσφέρει έναν τρόπο βελτίωσης των αποτελεσμάτων για σπάνια διενεργούμενες και τεχνικά απαιτητικές επεμβάσεις. Παραδείγματα τηλεπαρουσίας στον τομέα της τηλεϊατρικής είναι: χειρουργική τηλε-επίβλεψη, η τηλεδερματολογία, η τηλεοφθαλμολογία , η απομακρυσμένη φροντίδα τραυμάτων και η τηλεϊατρική έκτακτης ανάγκης.

1.3.1 ΧΕΙΡΟΥΡΓΙΚΗ ΤΗΛΕ-ΕΠΙΒΛΕΨΗ

Η τηλε-επίβλεψη είναι μια ενεργή διαδικασία και περιλαμβάνει την ικανότητα να καθοδηγήσει να διευθύνει και να αλληλεπιδράσει με έναν άλλο επαγγελματία υγειονομικής περίθαλψης (χειρουργό στη συγκεκριμένη περίπτωση) σε μια απομακρυσμένη περιοχή κατά τη διάρκεια μια επέμβασης ή ενός κλινικού επεισοδίου. Το επίπεδο της αλληλεπίδρασης από τον καθοδηγητή μπορεί να είναι απλή όσο μια λεκτική καθοδήγηση κατά τη διάρκεια της παρακολούθησης της επέμβασης σε βίντεο σε πραγματικό χρόνο.

Η χειρουργική είναι πάνω από όλα μια οπτική ειδικότητα. Ζωντανές εικόνες παρέχουν λεπτομερείς πληροφορίες σχετικά με ανατομικά ορόσημα δίνοντας στον καθοδηγητή άμεση πληροφόρηση για την ανατομία και τις παθολογικές δομές του ασθενούς. Βασισμένος σε αυτές τις άμεσες πληροφορίες ο καθοδηγητής μπορεί να δώσει συμβουλές στο χειρουργό και αυτός να προσαρμόσει τις ενέργειές του.

Η τηλε-επίβλεψη απαιτεί μια ασφαλή και γρήγορη σύνδεση με επαρκές εύρος ζώνης για να μεταδοθεί καλή ποιότητα εικόνας και ήχου. Έχει δειχθεί ότι οι χειρουργοί μπορούν να ανταποκριθούν σε καθυστερήσεις 700ms αλλά καθυστερήσεις πάνω από 500ms είναι αισθητές.

Υπάρχει χάσμα γνώσεων μεταξύ κεντρικών και τοπικών νοσοκομείων το οποίο είναι ακόμα πιο προβληματικό κυρίως σε αγροτικές χώρες με κοινωνικούς χειρουργούς διεσπαρμένους σε απομακρυσμένες γωνίες μιας μεγάλης χώρας. Η εισαγωγή της βιντεοδιάσκεψης ως εκπαιδευτικό εργαλείο οδήγησε στη μείωση αυτού του χάσματος.

Προκειμένου να παρουσιαστούν οι δυνατότητες της τηλε-επίβλεψης σε κινητά περιβάλλοντα παλαιότερα είχε πραγματοποιηθεί μέσω τηλεκαθοδήγησης μια λαπαροσκοπική εκτομή χοληδόχου κύστης από το Πανεπιστήμιο Yale σε μία κινητή χειρουργική μονάδα στο Εκουαδόρ, όπως επίσης και μία λαπαροσκοπική νεφρεκτομή με συνεργασία ουρολογικής ομάδας του John Hopkins και μιας ιταλικής ομάδας.

Αλλά και πιο πρόσφατα ένας χειρουργός σε μεταμόσχευση νεφρού που ήταν σχετικά αρχάριος στη λαπαροσκοπική χειρουργική κατάφερε να ξεκινήσει μια ανεξάρτητη υποβοηθούμενη λαπαροσκοπική νεφρεκτομή σε δωρητή μέσω τηλε-επίβλεψη από έναν ειδικό. Έτσι τα πρώτα αποτελέσματα έδειξαν πως ήταν δυνατό να μειωθεί η καμπύλη εκμάθησης.

Η ομάδα του John Hopkins έχει καθοδηγήσει επιτυχώς λαπαροσκοπική εκτομή κυρσοκήλης και μια διαδερμική νεφρική πρόσβαση για διαδερμική νεφρολιθοτομή μεταξύ της Βαλτιμόρης και του Σάο Πάολο στη Βραζιλία. Ο απομακρυσμένος χειρούργος χειρίστηκε το λαπαροσκόπιο μέσω ενός αυτοματοποιημένου ενδοσκοπικού συστήματος για βελτιστοποίηση θέσης (AESOP 3000, Intuitive Surgical Inc., Sunnyvale, CA). Αυτή η ομάδα συνέχισε επιτυχώς και άλλες παρόμοιες διαδικασίες.

1.3.2 ΤΗΛΕΟΦΘΑΛΜΟΛΟΓΙΑ

Η τηλεοφμαλμολογία είναι ένα τμήμα της τηλεϊατρικής που ασχολείται κυρίως για την επίβλεψη προβλημάτων του αμφιβληστροειδή χιτώνα σε διαβητικούς ασθενής. Στον Καναδά για παράδειγμα η συγκεκριμένη πάθηση είναι κοινή σε ποσοστό 40% των ασθενών με διαβήτη.

Στο πρόγραμμα τηλεοφθαλμολογίας στην Αλμπέρτα οι ασθενείς υποβάλλονται σε στερεοσκοπικές ψηφιακές φωτογραφίες αμφιβληστροειδούς μετά από διαστολή της κόρης. Οι ψηφιακές εικόνες στη συνέχεια μεταφέρονται σε ένα κρυπτογραφημένο προστατευμένο με κωδικό πρόσβασης συμπιεσμένο αρχείο για να φορτωθούν σε έναν ασφαλή διακομιστή. Οι εικόνες χρησιμοποιούνται για επανεξέταση ως στερεοσκοπική ψηφιακή προβολή διαφανειών, και βαθμολογούνται με ένα τροποποιημένο αλγόριθμο.

1.3.3 ΑΠΟΜΑΚΡΥΣΜΕΝΗ ΦΡΟΝΤΙΔΑ ΤΡΑΥΜΑΤΩΝ

Σε αυτές τις περιπτώσεις, είναι δυνατή η απομακρυσμένη παρουσία έμπειρου χειρουργού τραυμάτων ή άλλων ειδικών για να βοηθήσουν ή να κατευθύνουν ένα άλλο λιγότερο έμπειρο γιατρός ή χειρουργός που χειρουργεί ή παρακολουθεί έναν ασθενή. Για να επιτευχθεί αυτό πρέπει να υπάρχει τεχνολογία που δημιουργεί ένα περιβάλλον το οποίο να έχει άψογη μετάδοση κίνησης, ήχου και βίντεο.

Το 2005, ο συνταγματάρχης Noah Schenkman του Walter Reed Army Medical Center εκτελεί ζωντανά απομακρυσμένη επέμβαση (νεφρεκτομή σε δύο χοίρους) στην Αμερικάνικη Ένωση Τηλεϊατρικής στην Ουάσινγκτον (Hanley et αϊ., 2005). Αυτή ήταν η πρώτη απομακρυσμένη επέμβαση με τη χρήση του χειρουργικού συστήματος da Vinci, η πρώτη διαδικασία που χρησιμοποιεί στερεοσκοπική ροή βίντεο και η πρώτη η επέμβαση μέσω του Διαδικτύου.

Επίσης το 2005 δημιουργήθηκε μεταξύ του Χάμιλτον στο Οντάριο του Καναδά και του Γενικού νοσοκομείου North Bay υπηρεσία απομακρυσμένης χειρουργικής σε απόσταση 400 χιλιομέτρων. Χρησιμοποιώντας το σύστημα Δίας η επικοινωνία γινόταν με χρήση Εικονικού Ιδιωτικού Δικτύου (VPN) σε bandwith 15MB/s. Η καθυστέρηση μετάδοσης ανερχόταν σε 140ms και ο χειρουργός προσαρμόστηκε εύκολα. Το σύστημα Da Vinci τροποποιήθηκε για επίσης χρήση πάνω στο διαδίκτυο.

1.4 ΟΙ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΚΕΣ ΠΤΥΧΕΣ ΤΗΣ ΤΗΛΕΪΑΤΡΙΚΗΣ

Η χρήση σύγχρονης τεχνολογίας είναι ζωτικής σημασίας για την τηλεϊατρική. Αυτό μπορεί να χωριστεί σε δύο κύρια στοιχεία

• Περιφερειακά, ψηφιακές βιντεοκάμερες, μικρόφωνα, ηχεία, οθόνες ή ακόμα και ειδικό εξοπλισμό, όπως ψηφιακά μικροσκόπια με ενσωματωμένες ψηφιακές φωτογραφικές μηχανές, βίντεο-ενδοσκόπια, και συσκευές απεικόνισης με υπερήχους.

• Μετάδοση φωνής και βίντεο σημάτων, όπου η μετάδοση θεωρείται ως μια διαδικασία αποστολής, διάδοσης και λήψης αναλογικού ή ψηφιακού σήματος πάνω σε φυσικό μέσο μετάδοσης σημείου-προς σημείο ή σημείου σε πολλαπλά σημεία

ενσύρματα, ασύρματα ή και με τη χρήση οπτικών ινών. Η βασική τεχνολογία που χρησιμοποιείται στα συστήματα μετάδοσης, ιδίως σε σήματα ήχου και βίντεο, είναι η ψηφιακή συμπίεση ήχου και εικόνας σε πραγματικό χρόνο.

1.4.1 ΠΕΡΙΦΕΡΕΙΑΚΑ

Για μεταφορά εικόνων σε μια απόσταση, μία ψηφιακή βιντεοκάμερα ή φωτογραφική μηχανή είναι απαραίτητη για τη σύλληψη και την απεικόνιση σε μια οθόνη. Υπάρχουν αρκετές διαφορετικές βιομηχανικές προδιαγραφές για τέτοιες συσκευές, ανάλογα με την ποιότητα και το σκοπό της εικόνας που απαιτούνται από μια τέτοια συσκευή. Η ποιότητα της εικόνας την κάμερα είναι σε θέση να συλλάβει και να μεταφέρει σε μια άλλη συσκευή, όπως η οθόνη εξαρτάται από τα χαρακτηριστικά της. Η ψηφιακή φωτογραφική μηχανή γενικά αποτελείται από τρία στοιχεία: φακό, αισθητήρα εικόνας, και ηλεκτρονικά για την επεξεργασία εικόνας, την κωδικοποίηση και μετάδοση της εικόνας. Ο κλάδος είναι σε θέση να παράγει υψηλής ποιότητας φωτογραφικές μηχανές σε εξαιρετικά μικρά μεγέθη. Χρησιμοποιούνται για παράδειγμα ,σε εγκατεστημένες ενδοσκοπικές συσκευές . Απλά μοντέλα μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε απλές συσκευές τηλεδιάσκεψης . Είναι σημαντικό η κάμερα να έχει τη δυνατότητα να επικεντρωθεί σε μια εικόνα αυτόματα σε περίπτωση κινούμενων αντικείμενων ή οντοτήτων στο χώρο . Συστήματα αυτόματης εστίασης βασίζονται σε έναν ή περισσότερους αισθητήρες για τον καθορισμό της σωστής εστίασης . Τα απλά μοντέλα φωτογραφικών μηχανών έχουν ένα ενσωματωμένο ενιαίο αισθητήρα για τη σύλληψη. Η φωτεινότητα της εικόνας ρυθμίζεται αυτόματα από το ηλεκτρονικό κύκλωμα . Παρόμοιες κάμερες χρησιμοποιούνται συχνά για τον έλεγχο εξ αποστάσεως ενός ασθενή κατά τη διάρκεια της χειρουργικής επέμβασης ενός ασθενούς τη διαβούλευση μεταξύ των γιατρών και τη μεταφορά της εικόνας από την αίθουσα επεμβάσεων στα αμφιθέατρα της εκπαιδευτικής διαδικασίας.

Η ποιότητα εικόνας της κάμερας εξαρτάται από το μέγεθος και την ανάλυση του αισθητήρα εικόνας (η συσκευή που μετατρέπει μία οπτική εικόνα σε ηλεκτρικό σήμα). Ο αισθητήρας εικόνας αποτελείται από εκατομμύρια τρανζίστορ ειδικού τύπου ευαίσθητων στο φως και τα οποία είναι ενσωματωμένα σε ένα ολοκληρωμένο κύκλωμα . Σήμερα η βιομηχανία χρησιμοποιεί δύο τύπους αισθητήρων εικόνας για κάμερες : CCD (διάταξη συζευγμένου φορτίου) ή CMOS (συμπληρωματικού ημιαγωγού μεταλλικού οξειδίου) . Και οι δύο τεχνολογίες έχουν πλεονεκτήματα και μειονεκτήματα όσον αφορά την ποιότητα της εικόνας . Η ανάλυση και ποιότητα της εικόνας εκφράζεται μέσω των εικονοστοιχείων (Pixels). Παραδείγματα τυποποιημένων μεγεθών εικόνας είναι : 320x240 , 640x480 ,720x576 , 720x480 , 1440x720 , 1920x1080. Σύγχρονα μοντέλα μοντέλα συλλαμβάνουν εικόνες ακόμα και με ανάλυση 8984x6732 εικονοστοιχείων.

Η ποιότητα του ολοκληρωμένου φακού έχει μεγάλη σημασία. Χωρίζονται σε φακούς σταθερού μήκους εστίασης και φακούς zoom , όπου το εστιακό μήκος του φακού είναι ευμετάβλητο . Σε γενικές γραμμές σταθερό μήκος εστιακής απόστασης μπορεί να δώσει συνολικά καλύτερη ποιότητα εικόνας και επιτρέπει τη λήψη εικόνων κάτω από κρίσιμες συνθήκες χαμηλού φωτισμού. Πρόσθετες φωτισμός παρέχεται υπό συνθήκες χαμηλού φωτισμού.

Μια κάμερα 3 - CCD χρησιμοποιείται αντί του ενιαίου τσιπ CCD για καλύτερη ποιότητα εικόνας . Το 3CCD σύστημα απεικόνισης χρησιμοποιεί τρεις ξεχωριστές συσκευές συζευγμένου φορτίου , το καθένα λαμβάνει ξεχωριστά το κόκκινο, πράσινο ή μπλε . Το φως που μπαίνει μέσα από το φακό χωρίζεται από ένα πρίσμα στα χωριστά μήκη κύματος (R - κόκκινο, G - πράσινο, B - μπλε), τα οποία στη συνέχεια κατευθύνονται στους αισθητήρες CCD . Η εικόνα επεξεργάζεται στην ηλεκτρονική μονάδα της κάμερας και καταλαμβάνει ένα συγκεκριμένο χώρο μνήμης. Ένα βίντεο κλιπ περιλαμβάνει μια σειρά διαδοχικών 25p (progressive) ή50i (interlaced) εικόνων και οι ποσότητες των δεδομένων που μετρούνται σε Mbs. Ο όγκος μεταφοράς δεδομένων (και του χώρου αποθήκευσης) επηρεάζει τον αριθμό των εικονοστοιχείων στα επιμέρους πλαίσια εικόνας (frames) και τον αριθμό των καταγεγραμμένων εικόνων σε κάθε δευτερόλεπτο. Κανονικά η ασυμπίεστη ποσότητα δεδομένων από έναν αισθητήρα CCD είναι πολύ υψηλή για μετάδοση. Η συμπίεση μειώνει τον αριθμό των bit που χρησιμοποιούνται για να εκπροσωπήσουν το κάθε εικονοστοιχείο στην εικόνα. Κωδικοποιητές (αλγόριθμοι συμπίεσης/αποσυμπίεσης) χρησιμοποιούνται για τη διαδικασία συμπίεσης. Μερικοί από τους πιο δημοφιλείς κωδικοποιητές βίντεο είναι οι DV , MPEG1 , MPEG2 , MPEG4 , DIVIX , και άλλοι. Ο στόχος της συμπίεσης είναι σαφής: πώς να μειώσει την ποσότητα των δεδομένων όσο το δυνατόν περισσότερο προκειμένου να επιτευχθεί η όσο το δυνατόν υψηλότερη ποιότητα εικόνα / ήχου.

Οι τηλεφωνικές γραμμές είναι ένα από τα μέσω των οποίων μπορούμε να μεταδώσουμε σήματα βίντεο, αλλά με ορισμένους περιορισμούς. Η μεταφορά δεδομένων περιορίζεται από το λεγόμενο εύρος ζώνης. Η μεταφορά της εικόνας μέσω τηλεφωνικής σύνδεσης αρχικά επέτρεπε ένα θεωρητικό εύρος ζώνης ρυθμό των 56 kbit/s και 128 kbit/s. Η μετάδοση βίντεο περιοριζόταν σε χαμηλής ανάλυσης εικόνας. το πρότυπο του Κοινού Μέσου Μορφότυπου υποστήριζε αναλύσεις (CIF) 352x288, και του Quarter CIF (QCIF) 176x144 εικονοστοιχείων. Ο αριθμός των σαρωμένων σταδιακά πλαισίων που μεταδίδονται κάθε δευτερόλεπτο περιορίστηκε στα 8 fps. Μετά την εφαρμογή εξελιγμένης τεχνολογίας ψηφιακής επεξεργασίας σημάτων (DSP) και με τη χρήση μεγαλύτερου εύρους ζώνης ήταν δυνατόν να επιτευχθεί μετάδοση δεδομένων από 1.5 μέχρι 8 Mbit/s. Σήμερα η τεχνολογία επιτρέπει την μεταφορά δεδομένων υψηλής ποιότητας βίντεο και ήχου φορές με εξαιρετικά μικρή χρονική καθυστέρηση (latency). Αν δεν υπάρχει εγγυημένο εύρος ζώνης η χρονική καθυστέρηση αυξάνεται. Το πρόβλημα της απώλειας πακέτων προκύπτει αν δεν υπάρχει εγγυημένο σταθερό εύρος ζώνης. Το βίντεο και ο ήχος εκτελούνται

αποσπασματικά. Αυτό το πρόβλημα επιλύεται με προσαρμοστική τεχνολογίας ροής. Στην περίπτωση του κορεσμού του δικτύου, η αναλογία συμπίεσης του βίντεο αυξάνεται και αντίστροφα. Μόλις το δίκτυο επανέλθει, ο όγκος των δεδομένων που μεταφέρονται μπορεί να να αυξηθεί και πάλι. Η εναλλακτική λύση για μια σύνδεση μέσω χάλκινου δικτύου ή οπτικών ινών είναι η σύνδεση μέσω μικροκυμάτων. Αυτό θα μπορούσε να είναι ένας δορυφόρος. Πολύ μικρό διάφραγμα δορυφορικής κεραίας μπορεί να προσφέρει μονόδρομη ή και αμφίδρομη σύνδεση με το διαδίκτυο. Στην Ευρώπη αυτή η υπηρεσία προσφέρεται από τους δορυφόρους Astra. Η υπηρεσία αυτή περιλαμβάνει συνδέσεις σημείου προς σημείο (σταθεροί ή φορητοί σταθμοί)) ή σημείου προς πολλαπλά σημεία (διαμόρφωση αστερισμού), και δίκτυα πλέγματος (meshed networks).

Η επόμενη εναλλακτική λύση στις σταθερές γραμμές είναι η χρήση ασύρματης επικοινωνίας , μέσω κυτταρικών δικτύων που καλύπτουν μεγάλες περιοχές. Τα δίκτυα κινητής τηλεφωνίας έχουν δρόμο να διανύσουν ώστε να επιτύχουν τους ενσύρματους ρυθμούς μετάδοσης , αλλά έχουν δύο πλεονεκτήματα την φορητότητα, και τη διαθεσιμότητας. Τα ψηφιακά τηλέφωνα δεύτερης γενιάς περιορίζονταν σε περίπου 14 kbit/s ρυθμό δεδομένων. Η τρίτη γενιά (3G) προσφέρει μια θεωρητική ταχύτητα δεδομένων έως 2,4 Mbit / s . Τόσο στην Ευρώπη όσο και στον ευρύτερο κόσμο υπάρχει έντονη προσμονή για δίκτυα νέας γενιάς (NGN) συμπεριλαμβανομένης της σημαντικής θέσης που καταλαμβάνει η επόμενη γενιά των δικτύων κινητής τηλεφωνίας (NGMN).

Στην Ευρώπη υπάρχει ήδη έντονη μετάβαση από την αναλογική στην ψηφιακή τηλεόραση. Η μετάβαση από την αναλογική στην ψηφιακή επίγεια τηλεόραση θα απελευθερώσουν μια άνευ προηγουμένου ποσότητα φάσματος στο πεδίο 800 MHz - του ψηφιακού μερίσματος. Διαθέτοντας μερικό από τα ραδιοφάσμα του ψηφιακού μερίσματος στις κινητές ευρυζωνικές επικοινωνίες θα επιτρέψει σε φορείς εκμετάλλευσης κινητών επικοινωνιών την παροχή ευρυζωνικών υπηρεσιών σε όλους, ακόμη και σε αγροτικές περιοχές.

Οι Διεθνείς Κινητές Τηλεπικοινωνίες (IMT), περιλαμβάνουν ένα σύνολο προτύπων για μια ποικιλία κινητών δικτύων πολυμέσων (EDGE , UMTS , DECT , WiMAX) . Διαφορετικά πρότυπα (HSDPA, HSUPA, HSP +, LTE) επιτρέπουν ταχύτητες μεταφοράς μέχρι 50 Mbs . Για την τέταρτη γενιά δικτύων, η ITU απαιτεί ταχύτητες μετάδοσης λήψης έως 1 Gbit/s. Πώς θα όλη αυτή η τεχνολογία να βοηθήσει την τηλεϊατρική; Όχι πολύ καιρό πριν, τα κινητά τηλέφωνα είχαν μόνο μικρές οθόνες με εξαιρετικά χαμηλή ανάλυση . Τα σημερινά κινητά τηλέφωνα και ταμπλέτες έχουν ήδη πολύ μεγαλύτερες οθόνες υψηλής ανάλυσης, και οι τάσεις ανάπτυξης κινούνται προς αυτή την κατεύθυνση συνεχώς . Οι συσκευές έχουν οθόνες αφής και τη δυνατότητα να μεγενθύνουν ορισμένο μέρος της εικόνας και τη δυνατότητα πρόσβασης στο Διαδίκτυο. Οι φορητές αυτές συσκευές μπορούν επίσης να χρησιμοποιηθούν ως μια βιντεοκάμερα. Οι ιδιότητες των ενσωματωμένων

ψηφιακών καμερών βελτιώνονται συνεχώς, αλλά εξακολουθούν να υστερούν από τις συμβατικές ψηφιακές φωτογραφικές μηχανές.

1.4.1.2 ΨΗΦΙΑΚΕΣ ΒΙΝΤΕΟΚΑΜΕΡΕΣ

Μια ψηφιακή κάμερα (στατικής εικόνας ή βίντεο) είναι μια φωτογραφική μηχανή που παίρνει ψηφιακά βίντεο ή φωτογραφίες ή και τα δύο μέσω ενός ηλεκτρονικού αισθητήρα εικόνας αλλά εγγράφουν και ήχο. Πλέον έχουν ενσωματωθεί σε πολλές κινητές συσκευές. Μπορούν να καταγράψουν και να επιτύχουν άμεση μεταφορά των φωτογραφιών και του βίντεο μέσω καλωδίου σε απομακρυσμένες τοποθεσίες.

Οι στατικές εικόνες μπορούν να αποθηκευτούν χρησιμοποιώντας απωλεστική μορφή JPEG συμπίεσης. Οι DSLR φωτογραφικές κάμερες υποστηρίζουν μια RAW μορφή εικόνας που είναι μη επεξεργασμένη με τα δεδομένα να προέρχονται απευθείας από τον αισθητήρα. Οι κυριότερες μορφοποιήσεις είναι οι AVI, MPEG, MOV και WMV.

1.4.3 ΟΘΟΝΕΣ

Οθόνες βίντεο υψηλής ευκρίνειας απαιτούνται για τις ιατρικές εφαρμογές όταν απαιτείται ακριβής αναπαραγωγή χρωμάτων (δερματολογία). Η οθόνη θα πρέπει να εμφανίζει φυσικές εικόνες με ελάχιστο φαινόμενο ειδώλων. Θα πρέπει να μπορεί να απεικονίσει ποιότητα εικόνων 1929x1200 εικονοστοιχείων HDTV ποιότητας με πλήρες χρωματικό φάσμα (16,7 εκατ. χρωμάτων) διαβαθμισμένης αναπαραγωγής. Η απόδοση φωτεινότητας πρέπει να είναι όσο το δυνατόν υψηλότερη. Τα εισερχόμενα σήματα στην οθόνη μπορεί να είναι αναλογικής ή ψηφιακής μορφής. Είναι χρήσιμο να έχουμε ισχυρές υποδοχές σύνδεσης. Τα σημερινή πρότυπα για σήματα εισόδου είναι σύνθετα (composite) σήματα, σήματα RGB, HDTV σήμα 1080 HD, και ψηφιακά HD-SDI ή SD-SDI σήματα.

1.5 ΜΕΤΑΔΟΣΗ ΤΩΝ ΣΗΜΑΤΩΝ ΦΩΝΗΣ ΚΑΙ ΒΙΝΤΕΟ

1.5.1 ΡΟΗ ΒΙΝΤΕΟ ΜΕΣΩ ΔΙΑΔΙΚΤΥΟΥ

Αρχικά το διαδίκτυο παρέδιδε μόνο τα δεδομένα. Οι πρώτες εφαρμογές ήχου και βίντεο που χρησιμοποιήθηκαν στο διαδίκτυο μόνο ως μέσα για τη μεταφορά αρχείων. Ένας υπολογιστής έπρεπε να κατεβάσει το πλήρες αρχείο στο δίσκο προτού να μπορέσει να παίξει. Μόλις οι αργές τηλεφωνικές συνδέσεις αντικαταστάθηκαν με xDSL, και με υψηλότερες ταχύτητες μεταφοράς δεδομένων, η παράδοση αρχείων πολυμέσων (κυρίως βίντεο) σε πραγματικό χρόνο πάνω στο πρωτόκολλο διαδικτύου (IP) έγινε πραγματικότητα. Η τεχνολογία ροής (streaming) επιτρέπει πλέον

αναπαραγωγή αρχείων ήχου και βίντεο αμέσως μετά την μετάδοση στο Διαδίκτυο σε πραγματικό χρόνο. Το πρωτόκολλο Χρήστη Βάσης Δεδομένων (UDP) αντί του Πρωτόκολλου Ελέγχου Μετάδοσης (TCP) χρησιμοποιείται για τις τεχνολογίες ροής. Η διαφορά μεταξύ των δύο πρωτοκόλλων αφορούν τον έλεγχο σφαλμάτων. Η ροή σε πραγματικό χρόνο χρειάζεται ένα πρωτόκολλο μετάδοσης που να μπορεί να αγνοεί τα σφάλματα δεδομένων.

Μία από τις πρώτες εφαρμογές που χρησιμοποιούνται σε πραγματικό χρόνο είναι η τηλεδιάσκεψης. Οι κωδικοποιητές τηλεδιάσκεψης άρχισαν με το H.261 ακολούθησε ο H.263 και στη συνέχεια εμφανίστηκαν πιο ανεπτυγμένοι κωδικοποιητές όπως ο H. 264. Ο χρόνος καθυστέρησης (καθυστέρηση διάδοσης των σημάτων ήχου και εικόνας) είναι ένας σημαντικός παράγοντας σε βίντεο - διάσκεψη, ιδίως στον τομέα της τηλεϊατρικής . Ένα σύστημα δικτυακής αναμετάδοσης (webcast) χρησιμοποιεί τα ίδια πρωτόκολλα πραγματικού χρόνου, όπου η χρονική καθυστέρηση μερικών δευτερολέπτων δεν παίζει ρόλο.

Η διαδικασία ροής μπορεί να πραγματοποιηθεί σε τέσσερα βήματα :

• Μικρόφωνο , βιντεοκάμερα: λήψη ηχου και βίντεο και κωδικοποίηση (συμπίεση)

• Διακομιστής : αποθήκευση και μετάδοση

• IP δίκτυο : διανομή

• Υπολογιστής: Εφαρμογή αναπαραγωγής παίζει το περιεχόμενο

Βιντεοκάμερες και μικρόφωνα χρησιμοποιούνται για την καταγραφή ήχου / βίντεο. Τα περισσότερα εμπορικά μοντέλα βιντεοκάμερας έχουν ήδη ενσωματωμένα μικρόφωνα. Το επίπεδο θορύβου είναι πολύ υψηλό για ειδικές περιπτώσεις όπου η ποιότητα του ήχου είναι υψηλότερης σημασίας.

Πολλές κάμερες συνήθως εγκαθίστανται σε τυπικά χειρουργεία. Τα εξερχόμενα σήματα από την κάμερα (βίντεο/ήχος) μπορεί να είναι αναλογικά ή ψηφιακά. Είναι προτιμότερο να χρησιμοποιηθούν ισχυρές ισχυρές διεπαφές που κάνουν χρήση ομοαξονικού καλωδίου. Η σύνθετη (composite) αναλογική σύνδεση χρησιμοποιεί χρησιμοποιεί 75 Ω ομοαξονικό καλώδιο με BNC υποδοχές, αλλά η βιομηχανία χρησιμοποιεί υποδοχές RCA για φωτογραφικές μηχανές των καταναλωτών . Πολλά μόνιτορ χαμηλού κόστους είναι εφοδιασμένα μόνο με αναλογικές εισόδους , αλλά οι επαγγελματικές οθόνες παρέχουν BNC υποδοχές. Το IEEE 1394 (FireWire) είναι ένα πρότυπο της IEEE, και σήμερα χρησιμοποιείται ευρέως από πολλούς κατασκευαστές για να μεταφέρουν ψηφιακά σήματα δεδομένων έως 800 Mbit/s.

Το HDMI (High-Definition Multimedia Interface) είναι μια ενιαία διασύνδεση ήχου/εικόνας για μετάδοση μη συμπιεσμένων ψηφιακών δεδομένων. Το HDMI συνδέει πηγές ψηφιακού ήχου και βίντεο, όπως βιντεοκάμερες, ψηφιακές φωτογραφικές μηχανές και οθόνες υπολογιστών. Μια κάρτα καταγραφής βίντεο που

είναι εγκατεστημένη στον υπολογιστή μετατρέπει αναλογικό ή ψηφιακό βίντεο και ήχο σε μορφή AVI. Στη συνέχεια, το αρχείο σε μορφή AVI συμπιέζεται με τη χρήση κωδικοποιητή. Διαφορετικοί κωδικοποιητές χρησιμοποιούν διάφορες μεθόδους για να συμπιέσουν το βίντεο. Το αποτέλεσμα αυτής της συμπίεσης είναι μικρότερος όγκος δεδομένων βίντεο και ήχου, και μειώνεται η ανάγκη για το εύρος ζώνης του δικτύου. Ο αρχικός ρυθμός δεδομένων δεδομένων ήχου και βίντεο από μια βιντεοκάμερα DV είναι 25 Mbit/s (με συμπίεση 5:1), και μπορεί να φτάσει 350 Mbit/s για επαγγελματικές βιντεοκάμερες.

1.6 ΤΡΙΣΔΙΑΣΤΑΤΕΣ ΤΕΧΝΟΛΟΓΙΕΣ ΑΠΕΙΚΟΝΙΣΗΣ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ

Η τρισδιάστατη (3D) απεικόνιση προσθέτει μια νέα διάσταση στην παρουσίαση του περιεχομένου του βίντεο. Το 3D έχει τη δυνατότητα να απεικονίσει τα ανθρώπινα εσωτερικά όργανα στην πραγματική τους μορφή και το σχήμα τους. Οι 3D τεχνολογίες απεικόνισης κάνουν δεν απεικονίζουν μόνο αλλά είναι σε θέση να αναλύουν και να χειρίζονται τρισδιάστατες δομές από την από την αρχική εικόνα. Αυτό είναι πολύ σημαντικό για έναν αριθμό διαγνωστικών και θεραπευτικών εφαρμογών. Η σημασία της 3D τεχνολογίας είναι προφανής. Τα αποτελέσματα των πρόσφατων εξελίξεων στις τρισδιάστατες οθόνες δίνουν τη δυνατότητα παρουσίασης τρισδιάστατου βίντεο περιεχομένου, όπου ειδικά 3D γυαλιά δεν χρειάζονται πια . Η αποτελεσματική δημιουργία τρισδιάστατου περιεχομένου και η τεχνολογία των μέσων μετάδοσης, έχουν μεγάλες δυνατότητες βελτίωσης Χρειάζονται νέες τεχνολογίες για τη δέσμευση και την παρουσίαση εικόνων σε 3D. Αν και η στερεοσκοπική όραση παρουσιάστηκε για πρώτη φορά τον 18ο αιώνα, οι ψηφιακές τεχνολογίες προσφέρουν νέες επεκτάσεις. Στην παραδοσιακή στερεοσκοπική οπτικοποίηση δύο κάμερες οριζόντια μετατοπισμένες η μια σε σχέση με την άλλη χρησιμοποιούνται για να λάβουν διαφορετικές απόψεις μιας εικόνας, με έναν τρόπο παρόμοιο με την ανθρώπινη διοπτρική όραση . Παρόλο που οι περισσότερες κάμερες καταγραφής εικόνας βασίζονται σε ένα σύστημα διπλού φακού, τα τελευταία επιτεύγματα της βιομηχανίας δείχνουν μια νέα επαγγελματική φωτογραφική μηχανή που επιτρέπει την καταγραφή τρισδιάστατων εικόνων χρησιμοποιώντας ένα μόνο φακό. Οι απαιτήσεις μνήμης είναι επίσης αυξημένες. Ειδικά 3D γυαλιά χρειάζονται για οπτικοποίηση τρισδιάστατων εικόνων. Τα γυαλιά ανέκαθεν θεωρούνταν ως ένα σημαντικό μειονέκτημα για την συγκεκριμένη τεχνολογία`. Για την απεικόνιση 3D εικόνων σε οθόνες δύο διαστάσεων, υπάρχουν διαφορετικές τεχνολογίες, όπως η τεχνολογία ανάγλυφου, η τεχνολογία πόλωσης και η τεχνολογία αυτόματης στερεοσκοπίας.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 2 ΤΟ ΨΗΦΙΑΚΟ ΒΙΝΤΕΟ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ

2.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Η καταγραφή σε βίντεο των επεμβάσεων βοηθάει ώστε να βελτιωθεί η τεχνική, καθώς και να γίνει αποδοτική είναι σαν εκπαιδευτικό εργαλείο.

Χάρη στην πρόοδο της τεχνολογίας στην λήψη βίντεο, μπορούμε πλέον να καταγράψουμε ό,τι ακριβώς βλέπουμε, τόσο στις ανοιχτές επεμβάσεις, όσο και σε αυτές που γίνονται με τη βοήθεια ενδοσκοπίων. Ακόμη και τα μη κατάλληλα επεξεργασμένα βίντεο αποτελούν πολύτιμη τεκμηρίωση, πόσο μάλλον τα επεξεργασμένα βίντεο, τα οποία αποτελούν εξαιρετικό εκπαιδευτικό υλικό.

Η δυνατότητα λήψης και επεξεργασίας ενός βίντεο επεμβάσεων και άλλων ιατρικών πράξεων εξαρτάται πλέον αποκλειστικά από τον γιατρό. Τα ενδοσκόπια, εύκαμπτα και μη, φέρουν πλέον όλα κάμερες. Ένα άκαμπτο ενδοσκόπιο μπορεί να χρησιμοποιηθεί τόσο ενδοσκοπικά, όσο και σε ανοιχτές επεμβάσεις. Ακόμα και βιντεοσκοπήσεις με ευρείας κυκλοφορίας βιντεοκάμερες μπορούν να γίνουν στις ανοιχτές επεμβάσεις. Ένα άκαμπτο ενδοσκόπιο, σαν αυτά που χρησιμοποιούνται στις λαπαροσκοπήσεις, μπορεί να χρησιμοποιηθεί με την κατάλληλη αποστείρωση και τήρηση στείρων συνθηκών και σε ανοιχτό χειρουργικό πεδίο. Αυτό πλεονεκτεί έναντι της απλής βιντεοκάμερας. Και αυτό διότι αυτό το καταγραφικό μπορεί να τοποθετηθεί όσο το δυνατόν πλησιέστερα ακόμα και μέσα στο χειρουργικό πεδίο. Δεν μπορεί να μπλοκαριστεί από τίποτα, π.χ. το κεφάλι του χειρουργού, σε καμία φάση της επέμβασης, και διαθέτει τη δική του πηγή φωτισμού στην περιοχή όπου γίνεται η επέμβαση και κατά προέκταση και η βιντεοσκόπηση. Με την σύνδεση του ενδοσκοπίου σε ένα προσωπικό υπολογισή (που έχει εγκατεστημένη και εφαρμογή επεξεργασίας βίντεο), μπορεί ο καθένας να δημιουργήσει εύκολα και γρήγορα ελκυστικά βίντεο χειρουργικών επεμβάσεων.

2.2 ΛΟΓΟΙ ΚΑΤΑΓΡΑΦΗΣ ΕΠΕΜΒΑΣΕΩΝ

Οι γιατροί που κάνουν χειρουργικές επεμβάσεις ή άλλες ιατρικές πράξεις μπορούν να βοηθήσουν τον εαυτό τους, τους μαθητές τους και άλλους γιατρούς βιντεοσκοπώντας την δουλειά τους. Και αυτό είναι πλέον εύκολο με τις νέες τεχνολογίες. Οι κυριότεροι λόγοι παρουσιάζονται παρακάτω.

- Για ιδία χρήση:

  Η επανεκτίμηση των επεμβάσεων και των άλλων ιατρικών πράξεων που κάνει ο καθένας μπορεί να είναι εποικοδομητική. Στην πραγματικότητα, η εκμάθηση και βελτίωση που βασίζεται στην πρακτική είναι μία από τις έξι «βασικές δεξιότητες», όπως ορίζεται από την αμερικανική επιτροπή των ιατρικών ειδικοτήτων. Για του γιατρούς, δεν υπάρχει καλύτερος τρόπος για την εφαρμογή

αυτής της κατευθυντήριας γραμμής από το να καταγράφουν και να αναθεωρούν την δουλειά τους. Οργανισμοί όπως το Αμερικανικό Κολέγιο Χειρουργών και η Κοινωνία των Αμερικανικών Γαστρεντερολόγων και Ενδοσκοπικών Χειρουργών (SAGES) έχουν κάνει ήδη διαθέσιμα βίντεο, μετά από κρίση, διάφορων διαδικασιών από τους εμπειρογνώμονες του κάθε τομέα. Με αυτόν τον τρόπο και οι υπόλοιποι γιατροί μπορούν να συγκρίνουν μέσω αυτών των βίντεο τις δικές τους επεμβατικές πρακτικές και να βελτιώσουν τις ικανότητές τους. Ακόμη και αυτή μόνο η διαδικασία προετοιμασίας της βιντεοσκόπησης μπορεί να βελτιώσει την απόδοση του γιατρού. Πριν από την επέμβαση θα πρέπει να αποφασιστεί ποια είναι τα καίρια στάδια τα οποία πρέπει να βιντεοσκοπηθούν, ώστε να παραχθεί ένα χρήσιμο βίντεο. Η σκέψη για μια επέμβαση που έχει διεξαχθεί πολλές φορές στο παρελθόν μπορεί να είναι διδακτική για έναν χειρουργό.

- Με σκοπό την εκπαίδευση τρίτων:

Δεν υπάρχει καλύτερος τρόπος για την εκπαίδευση ειδικευόμενων γιατρών και άλλων από το να βιντεοσκοπηθεί ψηφιακά μια επέμβαση και στην συνέχεια να επεξεργαστεί και να σχολιαστεί αυτή με στόχο την μέγιστη εκπαιδευτική αποτελεσματικότητα. Αν κάποιος γράψει ένα άρθρο που περιγράφει το πώς διενεργεί μια επέμβαση ένας άλλος γιατρός μπορεί να την επαναλάβει επακριβώς ως ένα σημείο. Αν αυτό συνοδεύεται από σχέδια και φωτογραφίες θα μπορέσει να την επαναλάβει κάποιος με μεγαλύτερη ακρίβεια. Παρόλα αυτά όμως η καλύτερη πρακτική είναι η παρακολούθηση ενός ψηφιακού βίντεο κατάλληλα επεξεργασμένου. Ένα βίντεο που απεικονίζει τα κρίσιμα στάδια της διαδικασίας με καθαρές εικόνες και υψηλής ποιότητας αφήγηση μπορεί να αποτελέσει έναν "ειδικό σε κονσέρβα" που μπορεί να εκπαιδεύσει τους γιατρούς ανεξαρτήτως σε ποιο μέρος του κόσμου ασκούν το επάγγελμά τους. Τέτοια βίντεο μπορούν να αποθηκευτούν σε υπολογιστή, σε έναν τοπικό διακομιστή, σε ένα μακρινό διακομιστή μέσω του Διαδικτύου, σε ένα CD, σε ένα DVD, ή σε μια κινητή συσκευή. Για παράδειγμα τα βίντεο αυτά μπορούν να αναδιανεμηθούν μέσω των ιατρικών σχολών και των νοσοκομείων. Πολλά επιστημονικά περιοδικά παρέχουν πλέον τη δυνατότητα παρακολούθησης βίντεο από τις ιστοσελίδες τους, συμπληρώνοντας έτσι την έντυπη μορφή τους. Σαφώς, η δυνητική αξία αυτών των εκπαιδευτικών πόρων είναι τεράστια. Όπως αναφέρθηκε και παραπάνω, η ίδια η διαδικασία της δημιουργίας ενός βίντεο μπορεί να βοηθήσει στην αυτο-βελτίωση από μόνη της. Η προετοιμασία καταγραφής μιας διαδικασίας για εκπαιδευτικούς σκοπούς αναγκάζει να αξιολογήθεί κριτικά η τεχνική. Η δημιουργία ενός εκπαιδευτικού βίντεο για άλλους γιατρούς μπορεί να ωφελήσει εξίσου και αυτόν που το παράγει.

- Με σκοπό την εκπαίδευση ιατρών που έκαναν την παραπομπή στον χειρουργό:

Πολλοί γιατροί πιστεύουν λανθασμένα ότι η διαδικασία των βίντεο είναι χρήσιμη μόνο για ακαδημαϊκούς σκοπούς, ή για την επίδειξη σε εθνικά συνέδρια της ειδικότητας τους. Στην πραγματικότητα αυτά τα βίντεο είναι χρήσιμα ακόμη περισσότερα για γιατρούς εκτός ειδικότητας. Μπορούν να κάνουν γνωστή στην τοπική κοινότητα τις δεξιότητες τους από πρώτο χέρι. Τις περισσότερες φορές αυτοί οι γιατροί δεν έχουν την δυνατότητα να αξιολογήσουν με άλλο τρόπο την επάρκεια κάποιου χειρουργού.

Έτσι με την βιντεοσκόπηση της δουλειάς του ο καθένας μπορεί να αποδείξει τις δεξιότητές του. Πολλοί στέλνουν διαφημιστικά φυλλάδια, τα οποία όμως είναι αποτελεσματικότερα όταν συνοδεύονται από CD ή DVD που παρουσιάζει τις ικανότητές τους. Πριν από μερικά χρόνια παρουσιάστηκε ένα ενδιαφέρον περιστατικό σε μια συνάντηση γαστρεντερολόγων, ένα βίντεο από μια λαπαροσκοπική δεξιά ημικολεκτομή σε μια εποχή που πολλοί γιατροί θεώρησαν αυτό δεν θα μπορούσε να είναι μια καλή επεμβατική πρακτική για τον καρκίνο του παχέος εντέρου.

Οπτικά, η ασθενής ήταν μια ιδανική περίπτωση για να παρουσιαστεί. Στον όγκο είχε γίνει χρώση με σινική μελάνη ώστε να σημανθεί το κόλον. Το μελάνι πέρασε μέσω της λεμφικής κυκλοφορίας στο δεξί κόλον και χρωμάτισε τους λεμφαδένες, τις αρτηρίες και τις φλέβες, κάνοντάς τες πολύ καλά ορατές, σαν να ήταν φωτογραφίες από βιβλίο ανατομίας. Σε όλη την διάρκεια του βίντεο εξηγούνταν αναλυτικά κάθε φάση της επέμβασης. Μόλις τελείωσε το βίντεο ένας ογκολόγος σήκωσε το χέρι του. Είπε ότι μέχρι τότε δεν παρέπεμπε ασθενείς με καρκίνο του παχέος εντέρου σε χειρουργούς γιατί πίστευε ότι η χειρουργική αντιμετώπιση είναι κατώτερη από ογκολογικής πλευράς. Και ενώ παλιότερα πίστευε ότι προωθώντας μια χειρουργική πρακτική θυσίαζε τα ογκολογικά πρότυπα, τώρα μόλις κατάλαβε μετά την παρουσίαση του βίντεο, ότι τέτοιου τύπου επεμβατική χειρουργική είναι καλή για την αντιμετώπιση του καρκίνου του παχέος εντέρου και ότι από τώρα και στο εξής θα την συνιστά στους ασθενείς του. Αυτό ήταν ένα τέλειο παράδειγμα για να δει κανείς πως ένα καλά επεξεργασμένο βίντεο μπορεί να αλλάξει την γνώμη για μια επεμβατική πρακτική και για την αντιμετώπιση μιας ασθένειας.

2.3 ΔΥΝΑΤΟΤΗΤΕΣ ΨΗΦΙΑΚΟΥ ΒΙΝΤΕΟ

Η ροή εργασιών για την δημιουργία ενός βίντεο χειρουργικής επέμβασης είναι απλή:

• Λήψη βίντεο

• Αν δεν υπάρχει άμεση καταγραφή, μεταφορά του βίντεο σε έναν υπολογιστή.

• Επεξεργασία του βίντεο και περιορισμός του μόνο στα σημαντικά σημεία.

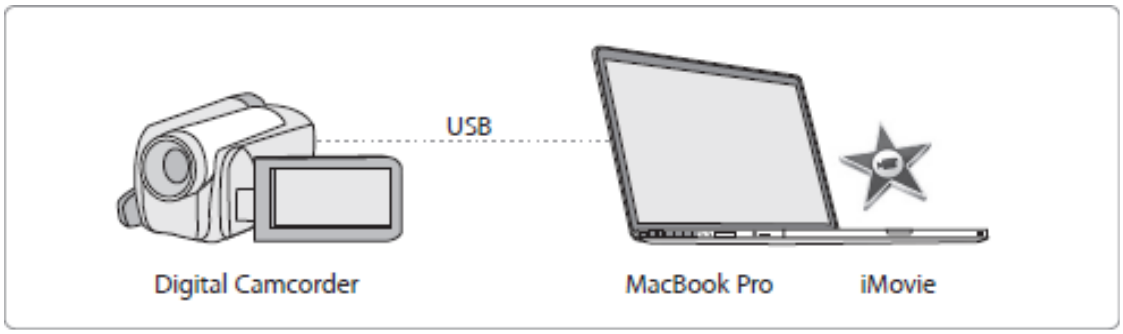
• Προσθήκη κειμένου, ήχου και γραφικών, όπου χρειάζεται, ώστε αυτό να αποτελέσει άρτιο εκπαιδευτικό υλικό.

Ο εξοπλισμός που απαιτείται εξαρτάται από την επέμβαση, την χρήση για την οποία προορίζεται το βίντεο και τους πόρους που θέλει κάποιος να διαθέσει για τον συγκεκριμένο σκοπό.

Ακολούθως περιγράφονται τρία σενάρια:

2.3.1 ΣΕΝΑΡΙΟ Α: ΚΑΛΟ

Αρχικά περιγράφεται μια απλή ρύθμιση για την παραγωγή ενός ψηφιακού βίντεο μιας ανοιχτής επέμβασης. Μπορεί κανείς να ξεκινήσει χρησιμοποιώντας την προσωπική του βιντεοκάμερα, έναν φορητό υπολογιστή και λογισμικό επεξεργασίας.



Σχήμα 2.1

Λήψη

Σε μια ανοιχτή επέμβαση, η πιο εύκολη μέθοδος λήψης είναι να τοποθετηθεί η βιντεοκάμερα σε ένα τρίποδο. Όμως θα πρέπει να δοθεί η απαραίτητη προσοχή στην τοποθέτηση του τριπόδου ώστε να μην παρεμβαίνει στην πορεία της λήψης η χειρουργική ομάδα και χαθούν κάποια κρίσιμα πλάνα.

Μπορεί να χρησιμοποιηθεί κάμερα miniDV ή κάποια με απευθείας αποθήκευση σε μη μαγνητικό μέσο. Ιδανικό είναι να υποστηρίζουν HDV ή AVCHD μορφές βίντεο.

Μια ακόμα καλύτερη λύση στις ανοιχτού τύπου επεμβάσεις, αν υπάρχει πρόσβαση σε τέτοιο εξοπλισμό, είναι το λαπαροσκόπιο με καταγραφική κάμερα. Το λαπαροσκόπιο μπορεί να τοποθετηθεί κατάλληλα πάνω στο χειρουργικό τραπέζι, ώστε να υπάρχει καλύτερη λήψη (δεν παρεμβάλλονται άτομα), αλλά και δεν ενοχλείται ο χειρουργός στο έργο του. Επίσης η πηγή φωτός που διαθέτει το λαπαροσκόπιο βελτιώνει τον φωτισμό του χειρουργικού πεδίο και κατά συνέπεια την λήψη. Αυτή η τεχνική έχει χρησιμοποιηθεί σε επεμβάσεις αντικατάστασης αορτικής βαλβίδας, σε παγκρεατοδωδεκαδακτυλεκτομή, σε επεμβάσεις κήλης κλπ.

Μια άλλη λύση είναι οι κάμερες που τις χειρίζεται άνθρωπος. Αν η επέμβαση μπορεί να διαρκέσει περισσότερο από την χρονική διάρκεια εγγραφής του αποθηκευτικού μέσου, μπορεί να γίνει απευθείας αποθήκευση του βίντεο σε ένα σκληρό δίσκο. Μπορεί για παράδειγμα να χρησιμοποιηθεί μια μεγάλη, υψηλής ταχύτητας περιφερειακή μονάδα (πχ 500GB FireWire 800 drive).

Τα αρχεία βίντεο καταλαμβάνουν μεγάλο χώρο στο σκληρό δίσκο και καταναλώνουν γρήγορα τον ελεύθερο χώρο στην κύρια μονάδα σκληρού δίσκου του υπολογιστή. Οι εξωτερικές μονάδες είναι πιο εύκολο να μεταφερθούν και έτσι δεν απαιτείται κάθε φορά η μεταφορά του υπολογιστή στο χειρουργείο. Η μεταφορά του αρχείο στον σκληρό δίσκο του υπολογιστή μπορεί να γίνει αργότερα. Εναλλακτικά μπορεί να χρησιμοποιηθεί κάμερα με σύστημα AVCHD, που καταγράφει σε εσωτερικό σκληρό ή USB flash drives. Για παράδειγμα, μια AVCHD κάμερα με εσωτερικό σκληρό 120GB μπορεί να καταγράψει ως και 10 ώρες υψηλής ποιότητας βίντεο.

Μεταφορά και αποθήκευση

Η μεταφορά από την κάμερα στον υπολογιστή μπορεί να γίνει είτε μέσω USB θύρας ή μέσω FireWire. Στην περίπτωση κάμερας miniDV ή χρήση Firewire επιβάλλεται σε διαφορετική περίπτωση υπάρχουν μεγάλες απώλειες στην ποιότητα του βίντεο.

Μπορεί να χρησιμοποιηθεί οποιαδήποτε εφαρμογή επεξεργασίας βίντεο για να μεταφερθεί το υλικό από την κάμερα στον υπολογιστή. Το πώς θα αποθηκευτεί το βίντεο εξαρτάται από τον αριθμό τον βίντεο που αποθηκεύει κανείς και για τον λόγο για τον οποίο θα τα χρησιμοποιήσει. Αν απλά κάποιο θέλει να καταγράψει κάποιες επεμβάσεις οι κασέτες και οι κάρτες μνήμης που έχουν οι κάμερες αρκούν. Αν όμως κάποιος θέλει να δημιουργήσει μια βιβλιοθήκη βίντεο για να κάνει παρουσιάσεις ή να φτιάξει εκπαιδευτικό υλικό τα δεδομένα πρέπει να αποθηκευθούν σε σκληρό δίσκο. Σε αυτήν την περίπτωση είναι καλύτερα να χρησιμοποιηθεί ένας εξωτερικός σκληρός δίσκος που μπορεί εύκολα να μεταφερθεί (σπίτι, δουλειά, συνέδρια). Όπως προκύπτει στην πορεία, όταν επιλεγούν τα αναγκαία τμήματα του βίντεο, αυτά καταλαμβάνουν πολύ λιγότερο χώρο οπότε μπορούν να αποθηκευθούν απευθείας στον εσωτερικό σκληρό δίσκο του υπολογιστή όπου θα υποστούν και την κατάλληλη επεξεργασία.

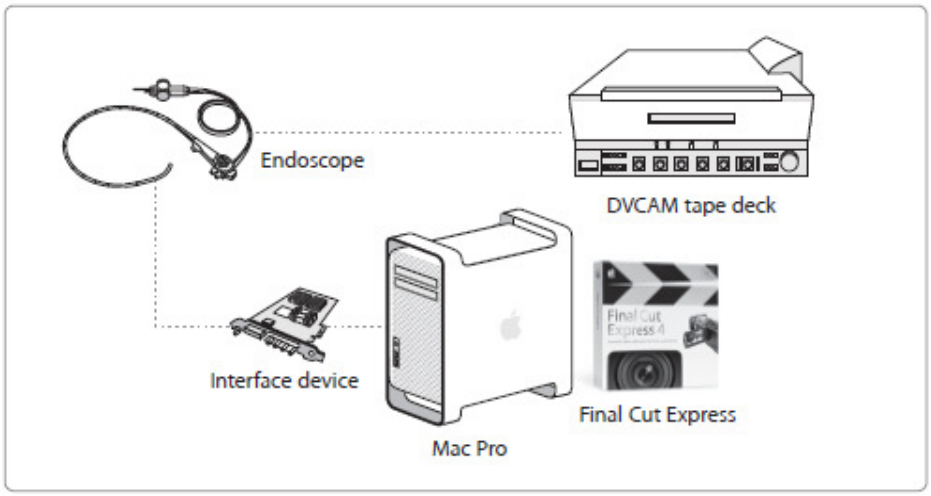
Αξίζει να σημειωθεί ότι αν η κάμερα έχει μόνο αναλογικό σήμα αυτό πρέπει να μετατραπεί σε ψηφιακό, ώστε να αποθηκευθεί στον υπολογιστεί και να μπορεί να υποστεί την κατάλληλη επεξεργασία. Αν αποδειχθεί ότι είναι σημαντικό για την δουλειά κάποιου η καταγραφή όλων των ιατρικών του πράξεων είναι καλύτερα να προμηθευτεί μια συσκευή που καταγράφει απευθείας σε σκληρό, από τις απλές συμβατικές βιντεοκάμερες που γράφουν σε κασέτα.

Επεξεργασία και σχολιασμός

Ένας φορητός υπολογιστής που παρέχει την δυνατότητα για επεξεργασία και επιπρόσθετα έχει το πλεονέκτημα της φορητότητας, είναι μια καλή λύση αρχικά για την επεξεργασία τέτοιων βίντεο. Τα λογισμικά επεξεργασίας είναι ιδανικά για γιατρούς που ξεκινάνε να βιντεοσκοπούν και να επεξεργάζονται τις επεμβάσεις που κάνουν. Βοηθούν στην γρήγορη και εύκολη εισαγωγή του βίντεο, επιλογής των σημείων ενδιαφέροντος, προσθήκης κειμένου, γραφικών και ήχου. Υποστηρίζουν τόσο HD (υψηλής ευκρίνειας) όσο και SD (τυπικής ευκρίνειας) βίντεο.

2.3.2 ΣΕΝΑΡΙΟ Β: ΚΑΛΥΤΕΡΟ

Αν κάποιος σκέφτεται να κάνει μια πιο συστηματική καταγραφή των επεμβάσεων που διεξάγει, καλώ είναι αν ακολουθήσει πιο εξελιγμένες πρακτικές καταγραφής καθώς και πιο ισχυρό hardware και λογισμικό για την επεξεργασία των βίντεο.



Σχήμα 2.2

Λήψη

Σε αυτή την περίπτωση μπορεί ακόμα να χρησιμοποιηθεί βιντεοκάμερα σε τρίποδο, αλλά ας πούμε ότι η λήψη θα γίνει μέσω λαπαροσκοπίου ή εύκαμπτου ενδοσκοπίου. Μπορούν να χρησιμοποιηθούν εύκαμπτα και άκαμπτα ενδοσκόπια διαφόρων τύπων από διάφορους προμηθευτές.

Ένας τρόπος είναι η απευθείας σύνδεση του ενδοσκοπίου μέσω FireWire. Στην συνέχεια μπορεί να γίνεται εκκίνηση και διακοπή της καταγραφής απευθείας από το χειριστήριο του ενδοσκοπίου. Η απευθείας σύνδεση στο ενδοσκόπιο μιας HDV συσκευής είναι η καλύτερη λύση. Μπορεί ακόμα να αποθηκευθεί το βίντεο στο φορητό υπολογιστή. Σε αυτήν την περίπτωση χρειάζεται ένας μετατροπέας που θα μετατρέψει το βίντεο (codec) που προέρχεται από την κάμερα σε μορφή συμβατή με το λογισμικό επεξεργασίας βίντεο. Δύο καλές επιλογές είναι οι ακόλουθες:

• Σύστημα διαχείρισης εικόνας. Μετά την λήψη και την τροποποίηση του βίντεο, μεταφέρεται στον προσωπικό υπολογιστή, για επεξεργασία.

• Κάρτες βίντεο μπορούν να κάνουν λήψη και μεταφορά βίντεο τυπικής και υψηλής ευκρίνειας απευθείας από το λαπαροσκόπιο σε έναν προσωπικό υπολογιστή.

Μεταφορά και αποθήκευση

Στο σενάριο Β μπορεί να χρησιμοποιηθεί ό,τι ακριβώς αναφέρθηκε στο σενάριο Α. Βέβαια ανάλογα με την διάρκεια των επεμβάσεων που καταγράφονται και ανάλογα με το αν θέλει κανείς να τις αποθηκεύσει σε τυπική ή υψηλή ευκρίνεια, μπορεί να απαιτηθούν περισσότεροι τον ενός σκληροί δίσκοι.

Μια ενδιαφέρουσα και ευέλικτη λύση είναι να στηθεί ένας καταγραφικός σταθμός σε κάθε χειρουργείο, που να αποτελείται από έναν υπολογιστή με το λογισμικό επεξεργασίας. Έτσι οι γιατροί θα χρειάζεται να φέρουν μαζί τους μόνο έναν εξωτερικό σκληρό δίσκο, όπου και θα γίνεται η καταγραφή και αποθήκευση.

Επεξεργασία και σχολιασμός

Τα λογισμικά ακόμα και τα πιο απλοικά προσφέρουν σχεδόν όλες τις ίδιες δυνατότητες επεξεργασίας, χωρίς πρόσθετο λογισμικό για να δημιουργηθούν τα πιο προηγμένα animations, ήχου, μοντάζ, και ούτω καθεξής.

2.3.3 ΣΕΝΑΡΙΟ Γ: ΒΕΛΤΙΣΤΟ

Το σενάριο Γ βασίζεται στο σενάριο Β. Όπως περιγράφηκε στο προηγούμενο σενάριο αναφέρεται σε απευθείας λήψη βίντεο μέσω ιατρικών συσκευών. Αλλά αυτό το σενάριο χρησιμοποιεί μεγαλύτερες και πιο εξειδικευμένες λύσεις που θα ήταν πιθανό να είναι προσιτές μόνο από νοσοκομεία ή ομάδες γιατρών και όχι από μεμονωμένα άτομα.

Στο ακόλουθο διάγραμμα περιγράφεται ένα σύστημα που θα επιτρέπει σε ένα νοσοκομείο την ταυτόχρονη λήψη, καταγραφή και αποθήκευση βίντεο από πολλαπλές χειρουργικές αίθουσες. Η ανάπτυξη ενός τέτοιου ευέλικτου συστήματος θα παρέχει στους γιατρούς μια βιβλιοθήκη με βίντεο από την οποία θα μπορούσαν να δημιουργήσουν πολλά εκπαιδευτικά βοηθήματα.

Αυτό το πρότυπο σύστημα περιλαμβάνει:

• Έναν υπολογιστή σε κάθε χειρουργική αίθουσα για την λήψη υψηλής ευκρίνειας βίντεο από το ενδοσκόπιο (μέσω μιας κάρτας βίντεο). Μπορεί επίσης να προστεθεί και λογισμικό για την προβολή DICOM εικόνων.

• Ένα κεντρικό σταθμό επεξεργασίας εξοπλισμένο με υπολογιστή με εγκατεστημένο λογισμικό επεξεργασίας και συσκευή αποθήκευσης RAID.

• Ένα χώρο αποθήκευσης δεδομένων εξοπλισμένο με συσκευή αποθήκευσης Promise RAID picture archiving and communications system (PACS), καθώς και έναν συνεργαζόμενο διακομιστή που επικοινωνεί με το λογισμικό που έχουν εγκατεστημένο σε υπολογιστές στις χειρουργικές αίθουσες που είναι εξοπλισμένες με ενδοσκόπια.

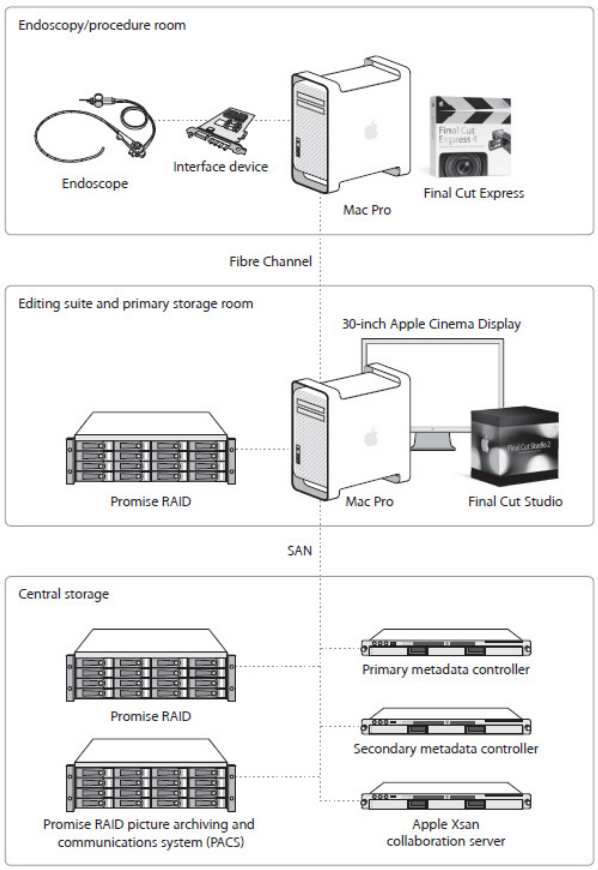
Λήψη

Όπως και στο προηγούμενο σενάριο η πηγή της εικόνας μπορεί να είναι ένα εύκαμπτο ή ένα άκαμπτο ενδοσκόπιο. Επίσης κινούμενες εικόνες / βίντεο μπορούν να προέλθουν σε διαδικασία καθετηριασμού της καρδιάς, από ψηφιακούς αγγειογράφους, λαρυγγοσκόπια, αξονικούς ή και μαγνητικούς τομογράφους. (Υπάρχουν λύσεις ανοιχτού λογισμικού που δίνουν τη δυνατότητα επεξεργασίας εικόνων DICOM σε ένα υπολογιστή.)

Εν τέλει, μπορούν να συμπεριληφθούν HDV decks, κάρτες βίντεο, καταγραφικά δικτύου. Επίσης μπορεί να χρησιμοποιηθεί υλικό, που διευκολύνει την σύνδεση του υπολογιστή με εξωτερικές πηγές βίντεο.

Μεταφορά και αποθήκευση

Σε αυτό το σενάριο, σε αντίθεση με την περίπτωση όπου είχαμε τις βιντεοκάμερες με κασέτα, η μεταφορά και αποθήκευση δεδομένων αποτελεί τμήμα της διαδικασίας λήψης του βίντεο. Αλλά θα πρέπει να ληφθεί ειδική μέριμνα για τα μεγάλα αρχεία υψηλής ευκρίνειας.



Σχήμα 2.3

Όπως προτάθηκε και στο προηγούμενο σενάριο καλό είναι να χρησιμοποιείται τουλάχιστον ένας μεγάλος, υψηλής ταχύτητας, περιφερειακός δίσκος. Ανάλογα με την διάρκεια της επέμβασης και αν γίνεται καταγραφή τυπικής ή υψηλής ευκρίνειας μπορεί να χρειαστούν περισσότεροι του ενός σκληροί δίσκοι. Ιδανικό θα ήταν να υπάρχει σε κάθε χειρουργική αίθουσα ένας υπολογιστής Mac Pro, με τουλάχιστον 4TB αποθηκευτική ικανότητα.

Παρόλα αυτά το βέλτιστο σενάριο που περιγράφεται εδώ δεν θα μπορούσε να βασίζεται μόνο σε τοπικούς σκληρούς δίσκους. Αν θέλουμε να μεγιστοποιήθεί η εκπαιδευτική ικανότητα αυτού του υλικού από τα χειρουργεία, απαιτείται όσο το δυνατόν μεγαλύτερη προσβασιμότητα στα βίντεο. Αυτό σημαίνει ότι απαιτείται μια λύση για την αποθήκευση των βίντεο που να επιτρέπει την πρόσβαση σε αυτά τα αρχεία βίντεο από οποιονδήποτε υπολογιστή με λογισμικό επεξεργασίας. Για αυτό καλό θα ήταν να συνδέονται οι υπολογιστές που βρίσκονται στα χειρουργεία σε μια κεντρική RAID συστοιχία δίσκων πάνω σε ένα οπτικό κανάλι δικτύου. Επίσης καλό θα ήταν να προστεθεί λογισμικό που να επιτρέπει σε πολλούς υπολογιστές να μοιράζονται αποθηκευτικούς τόμους RAID μέσω ενός δικτύου οπτικών ινών. Έτσι θα επιτρέπεται σε κάθε χρήστη να διαβάζει και να γράφει απευθείας στο κεντρικό

σύστημα αποθήκευσης με αποτέλεσμα να καθίσταται η συνεργασία ομάδων γρήγορη και αποτελεσματική.

Επεξεργασία και σχολιασμός

Για την επεξεργασία και τον σχολιασμό βίντεο χειρουργικών επεμβάσεων μπορεί να χρησιμοποιηθεί το λογισμικά επεξεργασίας όπως και στις παραπάνω περιπτώσεις.

Το βέλτιστο σύστημα επεξεργασίας θα πρέπει να έχει εγκατεστημένο τουλάχιστον σε έναν υπολογιστή σε κάθε τμήμα το λογισμικό επεξεργασία. Κάθε υπολογιστής θα πρέπει να έχει πρόσβαση στον διακομιστή, για να επεξεργαστεί τα δεδομένα που είναι αποθηκευμένα στη RAID συστοιχία δίσκων.

Ο διακομιστής λειτουργεί σαν ένα σύστημα αποθήκευσης δεδομένων από ολόκληρο τον οργανισμό. Μετά λειτουργεί σαν διαχειριστής αυτών των δεδομένων μέσω μιας εύχρηστης διεπαφής για όλους τους χρήστε. Προσαρμοσμένες ετικέτες μετα-δεδομένων μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αναζήτηση ενός βίντεο ή μιας φωτογραφία χρησιμοποιώντας λέξεις-κλειδιά. Το λογισμικό στην συνέχεια δημιουργεί αυτόματα ένα μικρό, ταχέως προσβάσιμο βίντεο που οι χρήστες μπορούν να περιηγηθούν γρήγορα για να επιβεβαιώσουν ότι είναι το βίντεο που πραγματικά αναζητούσαν. Η ποιότητα αυτών των ταχέων προσβάσιμων βίντεο είναι τόσο καλή που πολλοί γιατροί νόμιζαν ότι έβλεπαν το πραγματικό βίντεο.

Ο εξοπλισμός που περιγράφεται στα παραπάνω σενάρια είναι η κορυφή του παγόβουνου των διαθέσιμων επιλογών που έχει κανείς για να κάνει εντυπωσιακά βίντεο από χειρουργικές επεμβάσεις και άλλες ιατρικές πράξεις.

Οι κατάλληλες συσκευές καταγραφής ποικίλουν από πολύ φθηνές ερασιτεχνικές έως πανάκριβες επαγγελματικές. Εκτός από τις απλές βιντεοκάμερες και τα ιατρικά όργανα που φέρουν κάμερες, μπορούν να χρησιμοποιηθούν HD κάμερες, ή καταγραφείς με Blue-ray discs, flash drives, ή FireWire drives, εσωτερικοί σκληροί δίσκοι υπολογιστών και RAID συστήματα αποθήκευσης.

Μπορεί να χρησιμοποιηθεί λογισμικό που διαχειρίζεται τόμους DICOM. Το DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) είναι ένα πρότυπο για την διανομή και προβολή δεδομένων (ακίνητων και κινούμενων) που παράγονται από ιατρικές απεικονιστικές συσκευές. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί σε αξονική και μαγνητική τομογραφία, με σκοπό την βελτίωση της εκπαιδευτικής και διαγνωστικής τους αξίας, συμπεριλαμβανομένης και της χρήσης τους ως στοιχεία αναφοράς κατά την διάρκεια μιας επέμβασης.

2.4 ΛΗΨΗ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΕΝΟΣ ΒΙΝΤΕΟ: ΒΗΜΑ – ΒΗΜΑ

2.4.1 ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΣ ΤΟΥ ΒΙΝΤΕΟ

Από την στιγμή που κάποιος αποφασίσει να βιντεοσκοπήσει μια χειρουργική επέμβαση για εκπαιδευτικούς σκοπούς πρέπει να κάνει τον απαραίτητα προγραμματισμό. Πρέπει να είναι ξεκάθαρο ποια είναι τα καίρια σημεία της επέμβασης, πώς πρέπει να γίνουν και πώς πρέπει να παρουσιαστούν στο βίντεο. Σε αυτό μπορεί να βοηθήσει αν κανείς σκεφτεί πως θα μπορούσε να την παρουσιάσει εκ των υστέρων στους ειδικευόμενους γιατρούς.

Ο έλεγχος των μηχανημάτων βιντεοσκόπησης και καταγραφής, όσον αφορά στην καλή τους λειτουργία, θα πρέπει να γίνει την προηγούμενη μέρα της επέμβασης. Αυτό βοηθάει ώστε σε περίπτωση κάποιας βλάβης αυτή να διορθωθεί ή να αντικατασταθεί ο εξοπλισμός. Θα πρέπει να υπάρχουν αρκετές κασέτες ώστε να καλύπτουν τον μέγιστο χρόνο που μπορεί να διαρκέσει η επέμβαση και μια ή δυο επιπλέον. Αν η εγγραφή γίνεται απευθείας σε εξωτερικό σκληρό θα πρέπει να είμαστε σίγουροι ότι υπάρχει ο αιτούμενος χώρος. Στη περίπτωση δημιουργίας εκπαιδευτικού βίντεο για άλλους γιατρούς θα πρέπει να γίνει πολύ προσεκτική επιλογή καθενός από τα μέλη της ομάδας. Θα πρέπει όλοι να γνωρίζουν επακριβώς ποια είναι η διαδικασία, τα σημαντικά σημεία και ποιος είναι ο επιθυμητός στόχος που θέλουμε να επιτύχουμε βιντεοσκοπώντας την χειρουργική επέμβαση. Για παράδειγμα αυτός που χειρίζεται την κάμερα θα πρέπει να είναι προσεκτικός να μην ενοχλήσει του χειρουργούς αλλά και να καταγράψει αυτά που πρέπει. Θα πρέπει επίσης να ξέρει να χειρίζεται το λαπαροσκόπιο.

Η SAGES έχει δημοσιεύσει τις δικές της οδηγίες για την παραγωγή βίντεο χειρουργικών επεμβάσεων. Αυτές οι κατευθυντήριες γραμμές αναφέρονται κατά κύριο λόγο στις διαθέσιμες μορφές, στους τύπους σύνδεσης, και στα περιφερειακά, αλλά εξακολουθούν να παρέχουν καλές προτάσεις για τη βελτίωση της ποιότητας της λήψης βίντεο στο χειρουργείο. Για παράδειγμα, καμία επεξεργασία του βίντεο δεν μπορεί να διορθώσει μια λήψη που «τρέμει» ή μια λερωμένη με αίματα κάμερα. Οι κατευθυντήριες γραμμές της SAGES είναι διαθέσιμες στον σύνδεσμο www.sages.org/publication/id/VID/.

2.4.2 ΛΗΨΗ ΒΙΝΤΕΟ

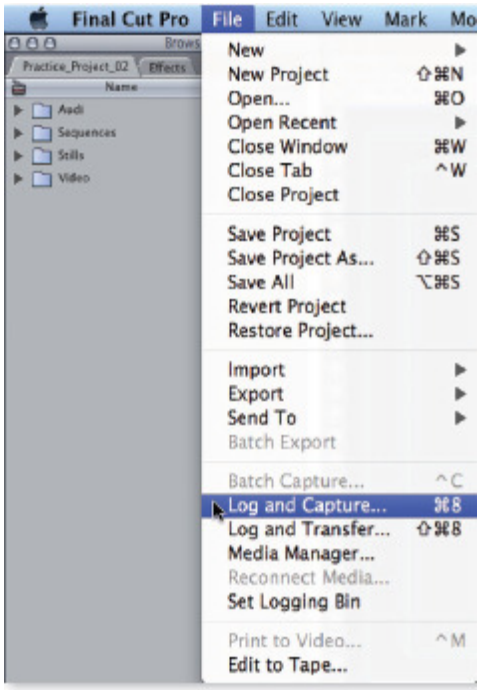
Πριν ξεκινήσει η επέμβαση πρέπει να επιβεβαιωθεί ότι ο κινηματογραφιστής έχει καταλάβει τα πάντα και ξέρει τι πρέπει να κάνει. Θα πρέπει το βίντεο να είναι σταθερό. Η λήψη θα πρέπει να είναι διαρκής και αδιάλειπτη από την στιγμή που γίνεται η πρώτη τομή μέχρι και το τελικό ράψιμό της, ώστε να είναι εξασφαλισμένο ότι δεν θα παραληφθεί κανένα σημαντικό κομμάτι της διαδικασίας. Εγγραφές σπάνιων κλινικών δεδομένων γίνονται πραγματικότητα μόνο αν κάποιος είναι πάντα

καλά προετοιμασμένος. Μια φορά έτυχε να καταγραφούν από έναν χειρουργό δυο περιστατικά χοληδόχου κύστης στα αριστερά σε διάστημα 45 ημερών, όταν οι πιθανότητες να εδράζεται η χοληδόχος κύστη κάτω από τμήμα III του ήπατος είναι 1 στις 10000. Επίσης κατά την διάρκεια της επέμβασης θα πρέπει να επιβεβαιώνεται η καλή λήψη κάθε σταδίου, ακόμα και αν αυτό σημαίνει εκ νέου λήψη.

2.4.3 ΕΙΣΑΓΩΓΗ ΒΙΝΤΕΟ ΑΠΟ ΚΑΣΕΤΑ

Μετά από την λήψη οποιουδήποτε βίντεο χειρουργείου ή άλλης ιατρικής πράξης μπορεί να γίνει εισαγωγή στον υπολογιστή μέσω της εφαρμογής επεξεργασίας βίντεο. Αν η αποθήκευση έχει γίνει σε έναν εξωτερικό σκληρό ή σε κεντρικό υπολογιστή εξυπηρέτησης δικτύου μπορεί να γίνει αναζήτηση απευθείας από αυτά. Αν όμως πρέπει να γίνει εισαγωγή από μια βιντεοκάμερα θα πρέπει να ακολουθηθούν τα παρακάτω βήματα.

Για την εισαγωγή του βίντεο μπορεί να γίνει απευθείας σύνδεση της βιντεοκάμερας στον υπολογιστή (μέσω FireWire), και στην συνέχεια να γίνεται έλεγχος της ροής του βίντεο (αναπαραγωγή) απευθείας από το λογισμικό. Συστήνεται η χρήση της δυνατότητας Log and Capture για την εισαγωγή, επειδή επιτρέπει την λήψη μόνο όσων θεωρεί κανείς σημαντικά, με αποτέλεσμα να μην γεμίζει εύκολα ο σκληρός δίσκος. Αυτή η μέθοδος επιτρέπει επίσης να αποδοθεί σε κάθε μεμονωμένο clip ένα χαρακτηριστικό όνομα



Σχήμα 2.4

Καθώς παίζει το βίντεο μπορεί κανείς να επιλέξει με την βοήθεια του λογισμικού ποια κομμάτια θα συμπεριλάβει και ποια όχι μαρκάροντάς τα κατάλληλα. Κάθε δυνατός συνδυασμός των κομματιών αυτών δημιουργεί και ένα διαφορετικό βίντεο. Κάθε clip καλό είναι να έχει ένα χαρακτηριστικό όνομα, ώστε να καταλαβαίνει κανείς σε ποιο τμήμα της χειρουργικής επέμβασης αναφέρεται από το όνομα και μόνο.

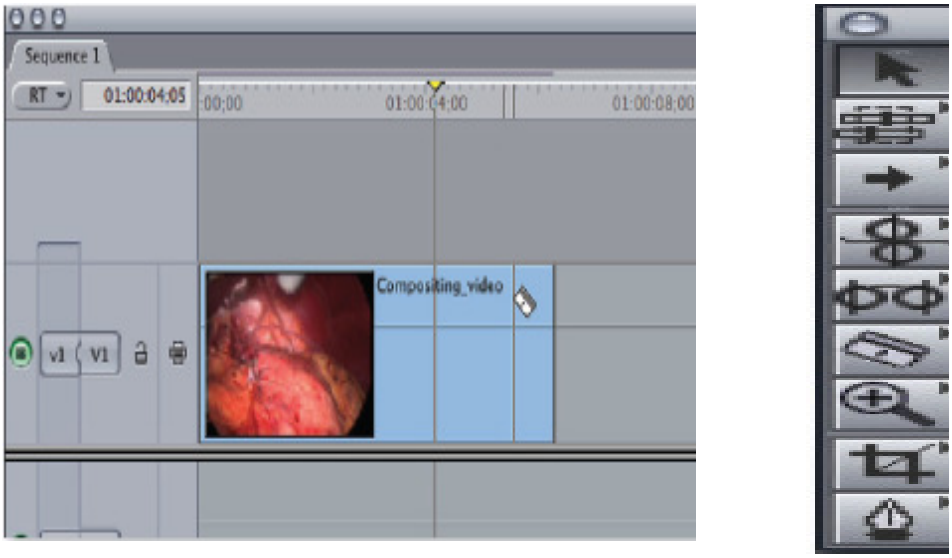
Για πολλαπλά clips που περιγράφουν ένα συγκεκριμένο τμήμα της επέμβασης, π.χ. αναστόμωση, μπορεί να ονομαστεί το πρώτο clip και μετά το λογισμικό επεξεργασίας μπορεί αυτόματα και με αύξοντα αριθμό να ονοματίσει τα υπόλοιπα clip (αναστόμωση 01, αναστόμωση 02 κλπ). Αν κάποιος χρησιμοποιεί βιντεοκάμερα με κασέτα τότε μπορεί να δει όλη την κασέτα, να χαρακτηρίσει τα τμήματα που θέλει να συμπεριλάβει και αυτά που θέλει να απορρίψει, να τα εισάγει, να τους δώσει ονόματα και μετά να ζητήσει από το λογισμικό επεξεργασίας να καταγράψει αυτά τα clips. Στην συνέχεια το λογισμικό επεξεργασίας θα διατρέξει όλο το βίντεο και θα ψηφιοποιήσει τα επιλεγμένα τμήματα. Αυτό μπορεί να πάρει μεγάλο χρονικό διάστημα καθώς η κασέτα παίζει σε πραγματικό χρόνο και ταυτόχρονα γίνεται η λήψη και η ψηφιοποίηση. Ο κάθε χρήστης μπορεί να επιλέξει τον τύπο του αρχείου για να αποθηκεύσει το τροποποιημένο βίντεο. Δημιουργείται επίσης μια υψηλής ευκρίνειας μικρογραφία ολόκληρου του βίντεο, στο οποίο μπορεί να γίνει προεπισκόπηση. Και στη συνέχει μέσω του κεντρικού διακομιστή μπορεί να «κατέβει» το αρχείο απευθείας στο γραφείο του κάθε χρήστη και να είναι άμεσα διαθέσιμο για επεξεργασία.

2.4.4 ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΒΙΝΤΕΟ

Το χρονολόγιο (Timeline) είναι το περιβάλλον όπου θα γίνει η συναρμολόγηση του βίντεο από τα διάφορα τμήματα. Όπως υποδηλώνει το όνομά του, το είναι μια διαδικασία που καθορίζει τη σειρά με την οποία τα γεγονότα θα συμβούν.

Για να ξεκινήσει η επεξεργασία, αρκεί απλά να συρθεί το κατάλληλο βίντεο στο παράθυρο του Timeline. Από τη στιγμή που όλα τα τμήματα βίντεο βρίσκονται στο Timeline, το μεγαλύτερο τμήμα της επεξεργασίας γίνεται με δυο τρόπους: την επιλογή του κατάλληλου τμήματος και την αποκοπή με το οποίο γίνεται η αποκοπή των άχρηστων τμημάτων.

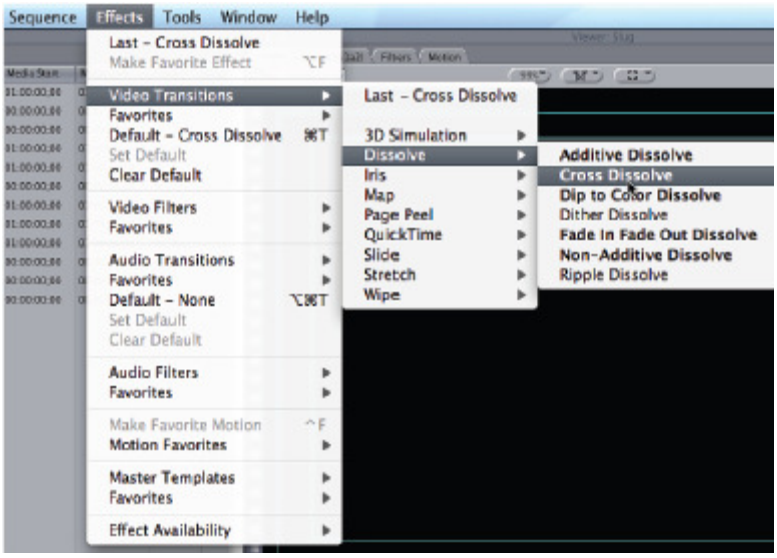
Παρεμπιπτόντως, μπορεί να γίνει εισαγωγή, εκτός από βίντεο, φωτογραφιών και διαγραμμάτων που θα υποστηρίξουν το σχέδιο. Τα διάφορα τμήματα της επέμβασης όταν πρόκειται για εκπαιδευτικό υλικό δεν είναι απαραίτητο να προέρχονται από μια και μόνο επέμβαση. Για παράδειγμα, θα μπορούσε σε μία μόνο ταινία να περιγράφεται το πώς αντιμετωπίστηκαν διάφορες δύσκολες εκτομές καρκίνου του παχέος εντέρου.

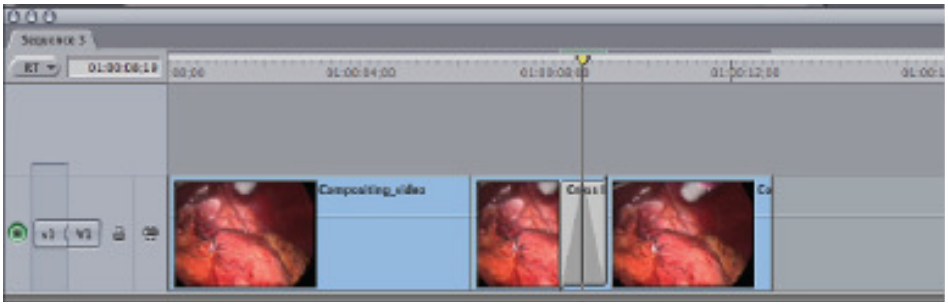


Σχήμα 2.5

2.4.5 ΜΕΤΑΒΑΣΕΙΣ

Όταν δει για πρώτη φορά τα διάφορα συνδεδεμένα τμήματα του βίντεο ο χρήστης θα παρατηρήσει ότι υπάρχουν απότομες αλλαγές. Στις περισσότερες φορές χρησιμοποιούνται εφαρμογές μετάβασης βίντεο για πιο ομαλή μετάβαση από το ένα τμήμα στο άλλο.





Σχήμα 2.6

2.4.6 ΚΕΙΜΕΝΟ

Το κείμενο μπορεί να εξυπηρετήσει ποικίλους σκοπούς σε ένα βίντεο. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί για την εισαγωγή τίτλου και ονοματεπωνύμου του συγγραφέα στην αρχή. Μπορούν ακόμα να προστεθούν ευχαριστίες στο τέλος. Το κείμενο είναι επίσης πολύτιμο (ειδικά στα εκπαιδευτικά βίντεο) στο να αποσαφηνίσει την ορθογραφία των άγνωστων όρων, όπως είναι τα μέρη οργάνων και ιατρικές διαδικασίες.



Σχήμα 2.7

Όλες οι εφαρμογές επεξεργασίας βίντεο προσθέτουν εύκολα κείμενο. Μπορεί να οριστεί οποιαδήποτε γραμματοσειρά, χρώμα, μέγεθος, κλπ στο κείμενο, και να τοποθετηθεί όπου είναι επιθυμητό στην εικόνα.

2.4.7 ΉΧΟΣ

Εκτός και αν ο χρήστης θέλει να παρουσιάσει ο ίδιος ζωντανά το βίντεο, μπορεί να προστεθεί και ηχητικός σχολιασμός. Ούτως ή άλλως είναι μια καλή ιδέα να προστεθεί ασχέτως αν χρησιμοποιηθεί τελικά ή όχι. Τα λογισμικά για επεξεργασία βίντεο παρέχουν αυτή την δυνατότητα.

Ένα πολύ καλό βίντεο μπορεί να αδικηθεί από μια κακή αφήγηση. Στην πραγματικότητα, η ποιότητα της αφήγησης μπορεί να προσδιορίσει εάν το βίντεό είναι αποδεκτό για παρουσίαση σε μια επαγγελματική συνάντηση ή για χρήση σε μια ιατρική σχολή. Ο ανταγωνισμός είναι σκληρός, οπότε οτιδήποτε μπορεί να κάνει ένα βίντεο να ξεχωρίσει είναι σημαντικό. Μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί μια μικρή μουσική υπόκρουση κατά τη διάρκεια των τίτλων του βίντεο για παράδειγμα. Ωστόσο, πρέπει να αποφεύγεται κατά την διάρκεια των σημαντικών τμημάτων των χειρουργικών επεμβάσεων γιατί αποσπά την προσοχή.

2.4.7.1 VOICEOVER ΕΞΟΠΛΙΣΜΟΣ

• **Ενσωματωμένο μικρόφωνο:** Μια απλή και φτηνή λύση είναι η χρήση του ενσωματωμένου μικροφώνου που έχουν όλοι οι φορητοί υπολογιστές



Σχήμα 2.8

• **USB μικρόφωνο.** Για καλύτερη ποιότητα ήχου μπορεί να συνδεθεί μικρόφωνο στο Mac μέσω USB. Μερικά USB μικρόφωνα είναι ειδικά κατασκευασμένα για καταγραφή φωνής

• **Στούντιο ηχογράφησης.** Για ακόμη καλύτερη ποιότητα ήχου η εγγραφή μπορεί να γίνει σε στούντιο ηχογράφησης. Όταν προγραμματίζεται μια ηχογράφηση, καλό είναι να γνωρίζει κανείς σε τι μορφή αποθήκευσης θα του δοθεί ο ήχος, ώστε να μπορεί μετά να τον ενσωματώσει στο βίντεο μέσω του υπολογιστή του.

Δημιουργία αφήγησης

Αφού τελειώσει η επεξεργασία του βίντεο και έχει προστεθεί σε αυτό το κείμενο, ο χρήστης πρέπει να το αναπαραγάγει εξολοκλήρου. Κατά την πορεία του βίντεο ο χρήστης πρέπει να κάνει σημειώσεις για το τι θέλει να πει σε κάθε περίπτωση. Στη συνέχεια, το κείμενο πρέπει να δακτυλογραφηθεί, με μεγάλα γράμματα και διπλό διάστιχο ώστε να είναι ευανάγνωστο. Ο τόνος πρέπει να είναι περιγραφικός και απλός και όχι ακαδημαϊκός και βαρύς.

Όταν γίνει η αφήγηση, είναι σημαντικό να είναι καθαρή, σε καθημερινό ύφος, χρησιμοποιώντας φυσιολογικές, ζωηρές κάμψεις/τονισμούς. Η αφήγηση δεν πρέπει να είναι μονότονη. Εάν γίνει κάποιο λάθος ή τραύλισμα, απλά σταματά η ομιλία για λίγο, έτσι ώστε να δημιουργηθεί ένα κενό ήχου, και στη συνέχεια επαναλαμβάνεται η φράση.

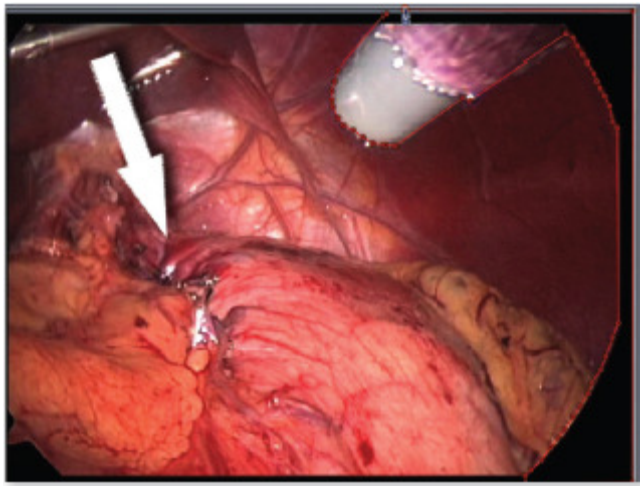
Αν ο σχολιασμός πρέπει να γίνει σε γλώσσα άλλη από τη μητρική του χειρουργού, καλό είναι να το αφηγηθεί κάποιος άλλος που μπορεί να μιλήσει τη γλώσσα που θέλετε πιο φυσικό τρόπο. Και πάλι, αυτό μπορεί να κάνει τη διαφορά για την αποδοχή της χρήσης του βίντεο σε μια συνεδρίαση ή σε ένα νοσηλευτικό ίδρυμα ως εκπαιδευτικό υλικό.

Μπορεί να χρησιμοποιηθεί επιπλέον λογισμικό για να αφαιρεθεί και οποιοσδήποτε άλλος ήχος από το περιβάλλον.

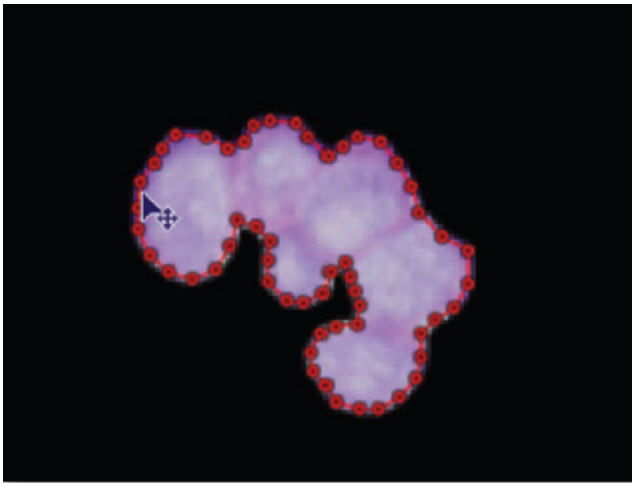
2.4.8 ΣΥΝΘΕΣΗ

Σύνθεση του βίντεο είναι ο συνδυασμός οπτικών στοιχείων από διάφορες πηγές σε μια μόνο παραγωγή. Στην τελική του μορφή το βίντεο θα φαίνεται σαν να έχει μια προέλευση. Η κατανόηση και η βελτιστοποίηση της σύνθεσης βίντεο βοηθούν στην δημιουργία εκπληκτικών βίντεο, που μπορούν να είναι πολύ καλά εκπαιδευτικά εργαλεία. Ένα καλό βίντεο θα κρατήσει σε εγρήγορση αυτούς που τους παρακολουθούν και θα το παρακολουθήσουν με ευχαρίστηση. Και όσο είναι συγκεντρωμένοι σε αυτό είναι πιο πιθανό να αφομοιώσει την πληροφορία που παρακολουθεί.

Μπορεί να γίνει χρήσει σηματοδότησης για να επιδειχθούν σημαντικά ιατρικά σημεία ή δεδομένα. όπως για την επίδειξη της θέσης μιας μικρής βλάβης, που είναι δύσκολο να δει κανείς. Το βέλος μπορεί να περιστρέφεται γύρο από το σημείο ενδιαφέροντος ή να ανεβοκατεβαίνει. Ένας άλλος τρόπος είναι το μαρκάρισμα μιας ομάδας ύποπτων κυττάρων για παράδειγμα, με στόχο την ανάδειξή τους. Σημαντικές πληροφορίες για αυτές τις τεχνικές υπάρχουν στις οδηγίες για βέλτιστες πρακτικές του SAGES.



Σχήμα 2.9

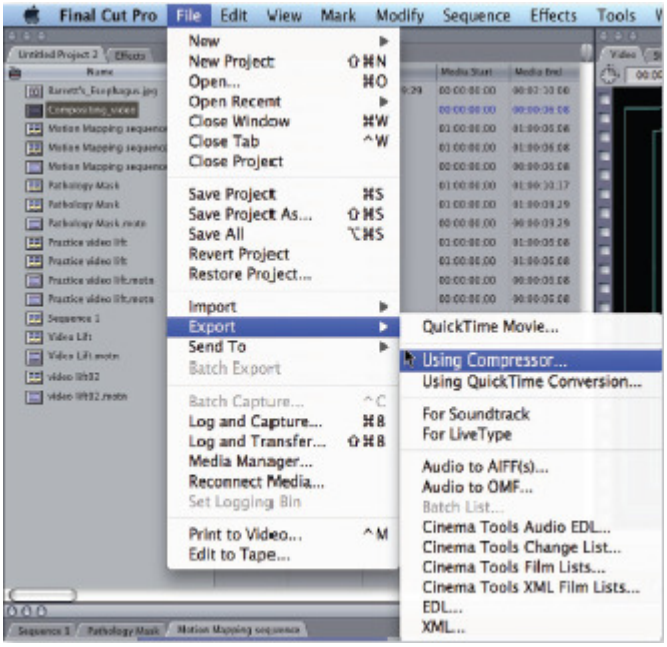


Σχήμα 2.10

2.4.9 ΕΞΑΓΩΓΗ

Μόλις συγκεντρωθούν όλα τα στοιχεία (βίντεο, κείμενο και ήχο) στην τελική τους μορφή, πρέπει να προετοιμαστεί το βίντεο για άλλες επιλογές θέασης.

Για ψηφιακά μέσα, το τελικό προϊόν είναι η έξοδος με συμπίεση. Ο συμπιεστής προσφέρει προεπισκοπήσεις για το διαδίκτυο, για κινητές συσκευές αναπαραγωγη΄ς και αποθήκευσης απλά σύροντας στο παράθυρο εργασίας του συμπιεστή. Ή μπορεί να δημιουργήσει κανείς τις δικές του προσαρμοσμένες ρυθμίσεις συμπίεσης. Ο συμπιεστής στην συνέχεια παράγει ένα αρχείο βίντεο, έτοιμο για την προοριζόμενη χρήση.



Σχήμα 2.11

2.3.10 ΚΟΙΝΗ ΧΡΗΣΗ ΤΩΝ ΒΙΝΤΕΟ

Από τη στιγμή που είναι έτοιμο ένα βίντεο μπορεί να αναπαραχθεί για μια πληθώρα χρήσεων.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 3ο ΙΑΤΡΙΚΗ ΕΙΚΟΝΑ/ΒΙΝΤΕΟ ΚΑΙ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ

3.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Ιατρική απεικόνιση είναι η τεχνική, διαδικασία και η τέχνη της δημιουργίας οπτικών αναπαραστάσεων του εσωτερικού του σώματος για την κλινική ανάλυση και την ιατρική παρέμβαση. Η ιατρική απεικόνιση επιδιώκει να αποκαλύψει τις εσωτερικές δομές κρυμμένα από το δέρμα και τα οστά, καθώς και για τη διάγνωση και τη θεραπεία της νόσου. Η ιατρική απεικόνιση καθορίζει επίσης μια βάση δεδομένων της κανονικής ανατομίας και της φυσιολογίας για να καταστεί δυνατό να προσδιορίσει ανωμαλίες. Μολονότι απεικόνιση αφαιρούμενων οργάνων και ιστών μπορεί να πραγματοποιηθεί για ιατρικούς λόγους, τέτοιες διαδικασίες θεωρούνται μέρος της παθολογίας, αντί της ιατρικής απεικόνισης.

Η ψηφιακή ανάλυση εικόνας (digital image analysis) ασχολείται με την περιγραφή και αναγνώριση του περιεχομένου της εικόνας. Η περιγραφή αυτή είναι συνήθως συμβολική (γεωμετρική μοντελοποίηση). Επομένως η είσοδος στην ανάλυση εικόνας είναι ψηφιακή εικόνα και η έξοδος συμβολική περιγραφή. Η ανάλυση εικόνας προσπαθεί να μιμηθεί την ανθρώπινη όραση, γι' αυτό ένας ταυτόσημος τίτλος της είναι η τεχνητή όραση (computer vision). Η ανθρώπινη όραση όμως είναι ένας πολύπλοκος νευροφυσιολογικός μηχανισμός, ο οποίος δύσκολα μπορεί να προσομοιωθεί σε Η/Υ. Για το λόγο αυτό η τεχνητή όραση απέχει πολύ από την ανθρώπινη όραση από άποψη μεθόδων ανάλυσης.

Η ανάλυση εικόνας είναι πιο εύκολη για εφαρμογές όπου το περιβάλλον, τα αντικείμενα και οι συνθήκες φωτισμού είναι προκαθορισμένες (π.χ. σε μονάδες παραγωγής ενός εργοστασίου). Αντιθέτως είναι πολύ πιο δύσκολη σε εφαρμογές όπου το περιβάλλον είναι άγνωστο και τα αντικείμενα πολυπληθή ή ασαφή (πχ. σε βιοϊατρικές εφαρμογές). Γι' αυτό τα πιο πολλά υπάρχοντα συστήματα ανάλυσης εικόνας είναι κατασκευασμένα για εξειδικευμένες εφαρμογές.

Η εικόνα στην αναλογική της μορφή είναι ένα δισδιάστατο σήμα s (t1, t2 είναι οι δύο ορθογώνιες συντεταγμένες του επιπέδου που συμβατικά συμβολίζονται με x,y). Το σήμα αυτό μπορεί να είναι η φωτεινότητα ενός φιλμ, το ηλεκτρικό ρεύμα σε μια ηλεκτρονική κάμερα, η εικόνα στην οθόνη του ενισχυτή εικόνας, κλπ. Επομένως, είναι πρώτα απ' όλα απαραίτητο να ψηφιοποιηθεί. Έπειτα πρέπει να βρεθούν μαθηματικά εργαλεία που να περιγράφουν το δισδιάστατο πλέον διακριτό σήμα, καθώς και τα συστήματα (μετασχηματισμοί), τα οποία το επεξεργάζονται. Μία ψηφιακή εικόνα f(x,y) διακριτοποιείται τόσο στις χωρικές συντεταγμένες όσο και στη φωτεινότητα. Η ψηφιακή εικόνα μπορεί να θεωρηθεί ως ένας πίνακας, οι γραμμές και οι στήλες του οποίου δηλώνουν τις χωρικές συντεταγμένες x και y, ενώ οι αντίστοιχες τιμές αντιπροσωπεύουν τη φωτεινότητα f. Τα βιοσήματα είναι αναλογικά, οπότε για να επεξεργαστούν από τους υπολογιστές θα πρέπει να μετατραπούν σε ψηφιακά. Όταν αυτό γίνει σωστά, καμιά πληροφορία δε χάνεται, και το αρχικό αναλογικό σήμα μπορεί να ανακτηθεί από το ψηφιακό με την αντίστροφη μετατροπή.

Οι υπολογιστές λειτουργούν με διακριτά σήματα, τα οποία παράγονται από τα αναλογικά σήματα με δειγματοληψία. Στη δειγματοληψία, το πλάτος του αναλογικού σήματος μετριέται σε διαστήματα που ισαπέχουν και μετατρέπονται σε διακριτές τιμές, που εκφράζονται ως δυαδικοί αριθμοί. Η διαδικασία αυτή καλείται κβαντοποίηση και πραγματοποιείται σε έναν μετατροπέα αναλογικού σε ψηφιακό (ADC ή A-D converter). Για σωστή δειγματοληψία είναι σημαντικό να μην χάνεται πληροφορία (δηλαδή η εντροπία του σήματος δεν πρέπει να αυξάνει) ούτως ώστε να μην παρεμποδίζεται η ερμηνεία του σήματος. Αν ο ρυθμός δειγματοληψίας είναι πολύ μικρός τότε μπορεί να υπάρξει απώλεια πληροφορίας, ενώ αν είναι πολύ υψηλός τότε τα επιπλέον δείγματα είναι περιττά μιας και δε δίνουν περισσότερη πληροφορία και απαιτούν μεγαλύτερη υπολογιστική μνήμη. Π.χ. είναι ανάρμοστο να υπολογίζεται η πίεση του αίματος ενός ασθενή κάθε millisecond σε μια ανάλυση δεκάτων mm Hg. Για τη διευκόλυνση της επεξεργασίας με χρήση ψηφιακού υπολογιστή, η ανάκτηση των εικόνων μιας περιοχής του σώματος πρέπει να γίνεται σε ψηφιακή μορφή. Αυτό σημαίνει ότι η περιοχή του σώματος χωρίζεται νοητά σε μικρά κυβοειδή στοιχεία όγκου (voxels) και η απεικονιστική συσκευή υπολογίζει την τιμή μίας ιδιότητας του σώματος μέσα σε κάθε τέτοιο στοιχείο. Το 2D ανάλογο του voxel είναι το pixel (στοιχείο εικόνας). Για χώρους περισσοτέρων διαστάσεων χρησιμοποιείται, επίσης, ο όρος voxel.

3.2 ΨΗΦΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ ΕΙΚΟΝΑΣ - ΒΑΣΙΚΕΣ ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑΣ ΚΑΙ ΑΝΑΛ ΥΣΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Η ψηφιακή επεξεργασία των ιατρικών εικόνων περιλαμβάνει στη γενικότερη περίπτωση πολλά και διαφορετικά στάδια ανάλογα με τη μορφή και την αρχική κατάσταση της ψηφιακής εικόνας και το επιθυμητό τελικό αποτέλεσμα Στη διαδικασία αυτή είναι χρήσιμες οι τεχνικές επεξεργασίας σημάτων, ενώ απαιτείται ο συνδυασμός μαθηματικών μεθόδων και μοντέλων με αντίστοιχες μεθόδους επίλυσης και ανάπτυξη αντίστοιχου λογισμικού. Οι διαδικασίες που αφορούν στην επεξεργασία πολυδιάστατων ιατρικών δεδομένων μπορούν συνοπτικά να περιγραφούν με τις επόμενες τέσσερις ομάδες:



Εικόνα 3.1 Τυπικό σύστημα διαδικασιών επεξεργασίας ιατρικών εικόνων

Προεπεξεργασία. Οι διαδικασίες σε αυτήν την ομάδα χαρακτηρίζονται ως διαδικασίες χαμηλού επιπέδου. Αποσκοπούν στη βελτίωση της ποιότητας απεικόνισης των δομών ενδιαφέροντος και περιλαμβάνον διαδικασίες αφαίρεσης θορύβου, εξομάλυνσης, ενίσχυσης ακμών, αλλά και παρεμβολής για τη βελτίωση της 3D παρουσίασης δομών ενδιαφέροντος. Η είσοδος στις διαδικασίες αυτής της κατηγορίας είναι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων και το αποτέλεσμα είναι πάλι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων.

Εξαγωγή δομών ενδιαφέροντος. Οι αντίστοιχες διαδικασίες χαρακτηρίζονται ως διαδικασίες ενδιάμεσου επιπέδου και έχουν ως στόχο τον προσδιορισμό ενός συστήματος ανατομικών δομών ενδιαφέροντος. Περιλαμβάνουν την εξαγωγή των δομών ενδιαφέροντος από τα δεδομένα, την απόδοση ετικέτας και την ομαδοποίηση των δομών ενδιαφέροντος. Η είσοδος στις διαδικασίες αυτής της κατηγορίας είναι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων και το αποτέλεσμα είναι πάλι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων ή κάποια άλλη υπολογιστική παραμετρική περιγραφή του συστήματος ενδιαφέροντος.

Ανάλυση και αναγνώριση: Οι διαδικασίες αυτής της ομάδας χαρακτηρίζονται ως διαδικασίες υψηλού επιπέδου και δίνουν έμφαση στην ποσοτικοποίηση της μορφολογικής και λειτουργικής πληροφορίας ενός συστήματος και στην ταυτοποίηση συγκεκριμένων δομών με τη βοήθεια κατάλληλης βάσης

δεδομένων ή «λεξικού», σύμφωνα με τα ποσοτικοποιημένα χαρακτηριστικά. Η είσοδος σε αυτές τις διαδικασίες είναι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων και το αποτέλεσμα κάποια ποσοτικά χαρακτηριστικά και ταυτότητες δομών ενδιαφέροντος.

Μοντελοποίηση. Οι διαδικασίες αυτής της ομάδας χαρακτηρίζονται ως διαδικασίες υψηλού επιπέδου και αποσκοπούν στη δημιουργία μοντέλων ανατομικών δομών και στη βέλτιστη δυνατή απεικόνιση και αναπαράσταση της μορφολογίας ή/και της λειτουργίας ενός συστήματος αντικειμένων. Η είσοδος σε αυτές τις διαδικασίες είναι ένα πολυδιάστατο σύνολο δεδομένων ή κάποια άλλη υπολογιστική αναπαράσταση ενός συστήματος αντικειμένων και η έξοδος ένα σύνολο εικόνων που αποδίδουν/αναπαριστούν την πολυδιάστατη δομή ή/και τη λειτουργία του συστήματος. Επιπλέον, οι διαδικασίες αυτής της ομάδας περιλαμβάνουν και διαδικασίες διαχείρισης/μοντελοποίησης των δεδομένων που αναφέρονται στην εικονική τροποποίηση των αντικειμένων ενός συστήματος, όπως π.χ. συμβαίνει κατά την προσομοίωση κάποιας χειρουργικής επέμβασης. Η είσοδος σε διαδικασίες διαχείρισης είναι μια υπολογιστική αναπαράσταση ενός συστήματος αντικειμένων και το αποτέλεσμα είναι η υπολογιστική αναπαράσταση του εικονικά τροποποιημένου συστήματος.

3.3.1 ΑΠΟΚΑΤΑΣΤΑΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ

Αποκατάσταση εικόνας είναι η διαδικασία κατά την οποία μια εικόνα γνωστή ή υπολογιζόμενη υποβάθμιση (degragation) επαναφέρεται στην αρχική της μορφή. Η αποκατάσταση εικόνας χρησιμοποιείται συχνά στο χώρο της φωτογραφίας ή των εκδόσεων όπου μια εικόνα έχει κατά κάποιο τρόπο παραμορφωθεί αλλά χρειάζεται να βελτιωθεί πριν εκτυπωθεί. Γι' αυτού του είδους τις εφαρμογές χρειάζεται γνώση σχετικά με τη διαδικασία της παραμόρφωσης. Υπάρχει, λοιπόν, το στάδιο της εξαγωγής θορύβου (filtering) και της διόρθωσης (αποκατάστασης-restoration) σφαλμάτων που προκλήθηκαν είτε από το μέσο μεταξύ εικόνας και συστήματος απόκτησης είτε και από το ίδιο σύστημα απόκτησης. Τα σφάλματα αυτά θα πρέπει να διορθωθούν πριν το επόμενο στάδιο της επεξεργασία εικόνας. Μερικά σφάλματα που παρουσιάζονται στην εικόνα κατά τη διάρκεια της απόκτησής της είναι ο θερμικός θόρυβος ή και ο θόρυβος αιχμών (από το σύστημα απόκτησης) και η θόλωση εικόνας. Η θόλωση προκαλείται συνήθως από την οπτική ανομοιογένεια του μέσου (αέρας) ή τη σχετική κίνηση της εικόνας ως προς το σύστημα απόκτησης. Ο καλύτερος τρόπος για τη διόρθωση των σφαλμάτων είναι να περιγραφεί μαθηματικά η αιτία που τα προκαλεί και να υλοποιηθεί με το σύστημα αποκατάστασης η αντίστροφη διαδικασία.

Ένα βασικό εργαλείο από τη θεωρία του φιλτραρίσματος που χρησιμοποιείται ευρέως στην αποκατάσταση εικόνας ονομάζεται Wiener filter. Αυτό το φίλτρο δίνει το καλύτερο μέσο τετραγωνικό σφάλμα υπολογισμένο στο αντικείμενο από

παρατηρήσεις. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί στο πεδίο συχνοτήτων μέσω γρήγορων μοναδιαίων μετασχηματισμών, σε χωρικά πεδία με δισδιάστατες αναδρομικές τεχνικές παρόμοιες του φιλτραρίσματος Kalman, ή μέσω μη αναδρομικών φίλτρων FIR. Μπορεί, επίσης, να χρησιμοποιηθεί ως ημιαναδρομικό φίλτρο που εξυπηρετεί ένα μοναδιαίο μετασχηματισμό σε μία από τις διαστάσεις και ένα μη αναδρομικό φίλτρο στην άλλη. Κάποιες άλλες μέθοδοι αποκατάστασης της εικόνας όπως τα ελάχιστα τετράγωνα και μέθοδοι παρεμβολής ανήκουν στην κατηγορία φιλτραρίσματος Wiener. Άλλες μέθοδοι όπως η μεγιστοποίηση της εντροπίας είναι μη γραμμικές τεχνικές που απαιτούν επαναλαμβανόμενες διαδικασίες.

Για τη βελτίωση ιατρικών εικόνων χρησιμοποιούνται ευρύτατα τα λεγόμενα χωρικά (γραμμικά ή μη γραμμικά) φίλτρα (spatial filters). Τυπικό γραμμικό φίλτρο για την εξάλειψη προσθετικού θορύβου είναι το φίλτρο μέσου όρου, ενώ ένα από τα πιο σημαντικά μη γραμμικά φίλτρα είναι το φίλτρο ενδιάμεσης τιμής. Επιπλέον στην κατηγορία των χωρικών φίλτρων περιλαμβάνονται και τα φίλτρα παραγώγισης που έχουν την ιδιότητα να προκαλούν όξυνση των λεπτομερειών της εικόνας (sharpening filters).

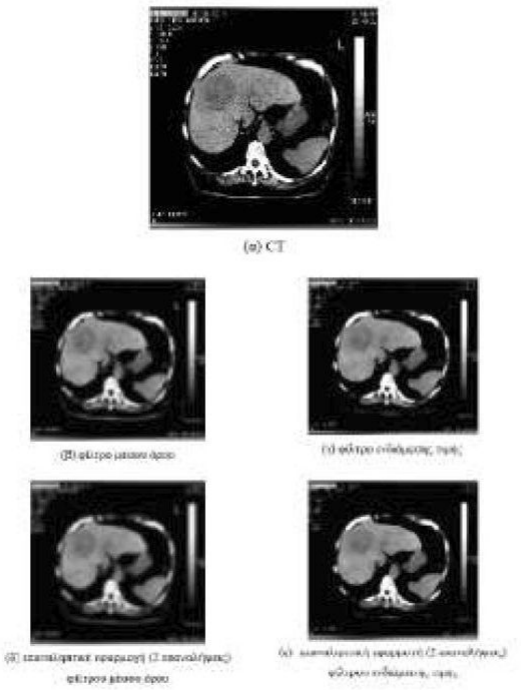
Κατά το φιλτράρισμα μιας εικόνας, η νέα τιμή χρωματικής πυκνότητας που αντιστοιχεί σε κάθε στοιχείο της είναι η τιμή μιας συνάρτησης με μεταβλητές τις τιμές που αντιστοιχούν σε στοιχεία που βρίσκονται μέσα σε μία περιοχή (παράθυρο) με κέντρο το θεωρούμενο στοιχείο. Οι τελεστές που χρησιμοποιούνται είναι κύρια ευρετικοί (heuristics) και έχουν απλή μορφή ώστε να επιτρέπουν τη γρήγορη επεξεργασία της εικόνας. Στα γραμμικά φίλτρα, η συνάρτηση αυτή είναι ένας γραμμικός συνδυασμός των τιμών των στοιχείων του παραθύρου.

Οι γραμμικές μέθοδοι φιλτραρίσματος δεν μπορούν να εξομαλύνουν το θόρυβο μιας εικόνας χωρίς ταυτόχρονα να θολώσουν τις ακμές και άλλες οξείες λεπτομέρειες, όπως θα ήταν επιθυμητό. Το πρόβλημα αυτό αντιμετωπίζεται με την εφαρμογή μη γραμμικής επεξεργασίας. Τα μη γραμμικά φίλτρα δρουν επίσης σε περιοχές γύρω από το κάθε στοιχείο και οι νέες τιμές των στοιχείων της εικόνας προκύπτουν από έναν μη γραμμικό συνδυασμό των αρχικών τιμών. Οι πιο ενδεικτικές μη γραμμικές σχέσεις είναι η ενδιάμεση τιμή και η μέγιστη τιμή. Ένα μη γραμμικό φίλτρο, που χρησιμοποιείται πολύ συχνά για εξομάλυνση εικόνας με αρκετά ικανοποιητικά αποτελέσματα, είναι το φίλτρο ενδιάμεσης τιμής (Median Filter). Το φίλτρο αυτό είναι ιδιαίτερα αποτελεσματικό σε περιπτώσεις ύπαρξης έντονου υψίσυχνου θορύβου. Συγκεκριμένα, η αρχική τιμή ενός στοιχείου αντικαθίσταται από την ενδιάμεση τιμή των στοιχείων ενός παραθύρου με κέντρο το στοιχείο αυτό. Για την εύρεση της ενδιάμεσης τιμής, για ένα σύνολο στοιχείων, πραγματοποιείται προηγουμένως ταξινόμηση των τιμών των στοιχείων του παραθύρου, από τη μικρότερη προς τη μεγαλύτερη, ή αντίστροφα.

Το πλεονέκτημα αυτού του φίλτρου είναι ότι δημιουργεί διακριτές περιοχές ενδιαφέροντος και η μετάβαση από τη μια περιοχή στην άλλη γίνεται απότομα, με

αποτέλεσμα η ακμή να μη θολώνεται. Επίσης, τα αποτελέσματα μπορούν να βελτιωθούν σημαντικά με επαναληπτική εφαρμογή του φίλτρου ενδιάμεσης τιμής. Αντίθετα, αν το φίλτρο μέσου όρου χρησιμοποιηθεί επαναληπτικά, η τελική εικόνα που θα προκύψει θα είναι θολή. Το μειονέκτημα του φίλτρου ενδιάμεσης τιμής είναι ότι σε περιπτώσεις υψηλού θορύβου, το φίλτρο ανιχνεύει εσφαλμένα μη υπαρκτές ακμές, που αντιστοιχούν σε θόρυβο, οι οποίες βέβαια μπορούν στη συνέχεια να απομακρυνθούν με χρήση κατωφλίωσης.

Η άθροιση των τιμών των εικονοστοιχείων (φίλτρο μέσης τιμής) οδηγεί σε θόλωση των λεπτομερειών της εικόνας. Αφού η άθροιση είναι ανάλογη με τη διαδικασία της ολοκλήρωσης, η παραγώγιση θα έχει αντίθετο αποτέλεσμα, ενισχύοντας τις λεπτομέρειες της εικόνας. Τα φίλτρα παραγώγισης έχουν ως στόχο την έμφαση σε λεπτομέρειες της εικόνας ή τη βελτίωση λεπτομερειών που έχουν θολωθεί είτε κατά λάθος ή σαν συνέπεια συγκεκριμένων μεθόδων συλλογής των δεδομένων.



Εικόνα 3.2 Εφαρμογή φίλτρων μέσου όρου και ενδιάμεσης τιμής με χρήση παραθύρου 3 x .3 σε εικόνα υπολογιστικής τομογραφίας άνω κοιλίας, (α)^, (β)φίλτρο μέσου όρου, (γ)φίλτρο ενδιάμεσης τιμής, (δ)επαναληπτική εφαρμογή φίλτρου μέσου όρου, (ε) επαναληπτική εφαρμογή φίλτρου ενδιάμεσης τιμής.

Υπάρχουν φυσικά περιπτώσεις όπου η διαδικασία απόκτησης είναι αρκετά καλή με αποτέλεσμα η εικόνα να μη χρειάζεται αποκατάσταση. Σε άλλες περιπτώσεις το στάδιο της αποκατάστασης είναι το τελευταίο πριν την επίδειξη της εικόνας.

3.3.2 ΒΕΛΤΙΩΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ

Οι ιατρικές εικόνες περιέχουν συνήθως υψίσυχνο θόρυβο, που οφείλεται σε εξωγενή φαινόμενα κατά την εξέταση του ασθενούς (π.χ. ηλεκτρομαγνητικά πεδία στο χώρο, κίνηση ασθενούς, αναπνοή) ή/και θόρυβο κατά την επεξεργασία και αποθήκευση των αποτελεσμάτων (π.χ. θόρυβος εξαιτίας του συστήματος δειγματοληψίας ή εξαιτίας του καναλιού μετάδοσης). Ο θόρυβος αυτός είναι ανεπιθύμητος και απαιτείται η αφαίρεσή του, χωρίς όμως την απώλεια σημαντικής ανατομικής ή λειτουργικής πληροφορίας που εμπεριέχεται στην εικόνα. Για τη μείωση του θορύβου, την εξομάλυνση και γενικά τη βελτίωση της ποιότητας της εικόνας χρησιμοποιούνται τεχνικές που αποσκοπούν στην παραγωγή εικόνας καταλληλότερης από την αρχική για μια συγκεκριμένη εφαρμογή.

Η βελτίωση εικόνας έχει σκοπό να τονίσει ή να οξύνει χαρακτηριστικά της εικόνας, όπως ακμές, όρια και αντιθέσεις ώστε να καθιστά ένα γράφημα πιο εύχρηστο για εμφάνιση και ανάλυση. Η διαδικασία της βελτίωσης δεν αυξάνει την πληροφορία που περιέχεται στα στοιχεία, αλλά αυξάνει τη δυναμική περιοχή επιλεγμένων χαρακτηριστικών, έτσι ώστε να μπορούν εύκολα να ανιχνευθούν. Η βελτίωση της εικόνας περιλαμβάνει χειρισμό των επιπέδων του γκρι και της αντίθεσης, μείωση του θορύβου, όξυνση των ακμών, φιλτράρισμα, παρεμβολή και μεγέθυνση, ψευδοχρωματισμό κ.τ.λ.

Η μεγαλύτερη δυσκολία στη βελτίωση εικόνας είναι ο προσδιορισμός του κατάλληλου κριτηρίου και η επιλογή της καλύτερης διαδικασίας ώστε να πραγματοποιηθεί βελτίωση. Γι' αυτό το λόγο ένας μεγάλος αριθμός τεχνικών βελτίωσης εικόνας είναι εμπειρικές και απαιτούν αλληλοεξαρτώμενες διαδικασίες για να λάβουμε ικανοποιητικά αποτελέσματα. Παρόλα αυτά, η βελτίωση εικόνας παραμένει ένα πολύ σημαντικό αντικείμενο λόγω της χρησιμότητάς της σε όλες τις εφαρμογές της επεξεργασίας εικόνας.

Για τη μείωση του θορύβου και γενικότερα για τη βελτίωση της ποιότητας των εικόνων, χρησιμοποιούνται συνήθως οι παρακάτω τεχνικές:

- τεχνικές που επεξεργάζονται την εικόνα στο πεδίο της συχνότητας και εκμεταλλεύονται το φάσμα της εικόνας,
- τεχνικές που επεξεργάζονται την εικόνα στο πεδίο του χώρου και εκμεταλλεύονται τις γεωμετρικές ιδιότητες της εικόνας και
- τεχνικές που εκμεταλλεύονται το συσχετισμό της πληροφορίας από εικόνα σε εικόνα, όπως κατά τη λήψη video (επέκταση στο χρόνο) ή σε ένα σύνολο τομών του ίδιου ασθενή (επέκταση στο χώρο).

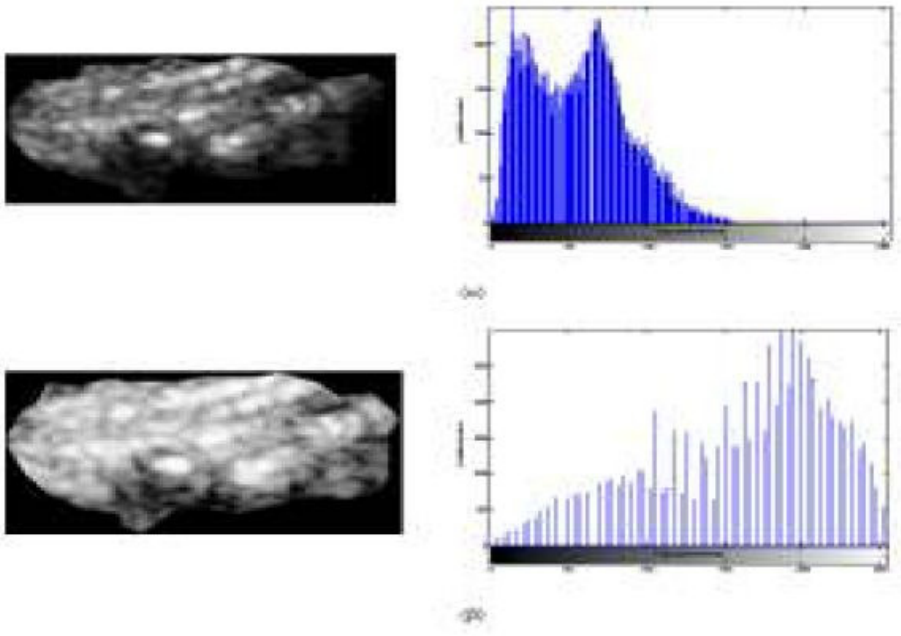
Τεχνικές για αύξηση ψηφιακής εικόνας χρησιμοποιούνται ευρέως στην ακτινολογία με σκοπό να αυξήσει την αντίθεση των χαρακτηριστικών της εικόνας. Συμβατικές παγκόσμιες μέθοδοι αύξησης, όπως contrast stretching και histogram

equalization, παράγουν μια γενική αύξηση αντίθεσης, αλλά συνήθως αποτυγχάνουν να αυξήσουν την αντίθεση των τοπικών χαρακτηριστικών.

Στη συνέχεια παρουσιάζονται διάφορες τεχνικές που χρησιμοποιούνται συχνά για τη βελτίωση της ποιότητας ιατρικών εικόνων. Οι τεχνικές αυτές βασίζονται είτε σε σημειακή επεξεργασία (point processing) και χρησιμοποιούν μόνο τη χρωματική πυκνότητα μεμονωμένων στοιχείων εικόνας είτε στη χρήση κατάλληλων χωρικών φίλτρων.

3.3.2.1 ΣΗΜΕΙΑΚΗ ΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ-ΙΣΤΟΓΡΑΜΜΑ

Τυπικές τεχνικές βελτίωσης της ποιότητας ιατρικών εικόνων με βάση σημειακή επεξεργασία είναι οι τεχνικές επεξεργασίας του ιστογράμματος της εικόνας. Το ιστόγραμμα μιας εικόνας με χρωματική πυκνότητα είναι μια διακριτή συνάρτηση, η οποία παρουσιάζει τη συχνότητα εμφάνισης της χρωματικής πυκνότητας. Το γράφημα αυτής της συνάρτησης παρέχει γενικές πληροφορίες για τη μορφή της εικόνας, όπως το δυναμικό εύρος και η αντίθεση της εικόνας (σκοτεινή, φωτεινή, υψηλής ή χαμηλής αντίθεσης). Η μορφή του ιστογράμματος της εικόνας παρέχει σημαντική πληροφορία για τη δυνατότητα ενίσχυσης αντίθεσης της εικόνας.



\

Εικόνα 3.3 Εξισορρόπηση ιστογράμματος σε περιοχή ενδιαφέροντος από υπερηχωτομογράφημα καρωτίδας που αντιστοιχεί σε αθηρωματική πλάκα, (α) αρχική εικόνα και αντίστοιχο ιστόγραμμα (β) εικόνα μετά από εξισορρόπηση ιστογράμματος και αντίστοιχο ιστόγραμμα.

Η εμφάνιση της εικόνας είναι δυνατό να αλλάξει σημαντικά με την εφαρμογή κατάλληλου μετασχηματισμού που μεταβάλλει τη συνάρτηση πυκνότητας πιθανότητας των χρωματικών πυκνοτήτων (ιστόγραμμα της εικόνας). Η πιο σημαντική τεχνική αυτής της κατηγορίας ονομάζεται εξισορρόπηση ή γραμμικοποίηση ιστογράμματος.

3.3.2.2 ΚΑΤΑΤΜΗΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ (IMAGE SEGMENTATION)

Το πρώτο βήμα στην ανάλυση εικόνας, γενικά, είναι η κατάτμηση εικόνας. Η κατάτμηση υποδιαιρεί μια εικόνα στα τμήματα ή τα αντικείμενα που την αποτελούν. Το σημείο μέχρι το οποίο η υποδιαίρεση συνεχίζεται εξαρτάται από το πρόβλημα το οποίο πρέπει να επιλυθεί. Αυτό σημαίνει ότι η κατάτμηση πρέπει να σταματά όταν τα αντικείμενα ενδιαφέροντος έχουν απομονωθεί.

Οι αλγόριθμοι κατάτμησης για μονόχρωμες εικόνες γενικά βασίζονται σε δυο ιδιότητες των τιμών των επιπέδων αμαύρωσης: στην ασυνέχεια και στην ομοιότητα. Στην πρώτη κατηγορία, η προσέγγιση είναι η διαίρεση της εικόνας βασιζόμενη σε αδρές αλλαγές στα επίπεδα αμαύρωσης. Οι βασικές περιοχές ενδιαφέροντος σε αυτήν την κατηγορία είναι η ανίχνευση απομονωμένων σημείων και η ανίχνευση γραμμών και αιχμών στην εικόνα.

Οι βασικές προσεγγίσεις στη δεύτερη κατηγορία βασίζονται στο thresholding (εφαρμογή κατωφλίου) στην περιοχή ανάπτυξης και στην περιοχή διάσπασης και απορρόφησης. Η σκέψη της κατάτμησης μιας εικόνας βασισμένη στην ασυνέχεια ή την ομοιότητα των τιμών των επιπέδων αμαύρωσης των pixels της, είναι εφαρμόσιμη τόσο σε στατικές όσο και δυναμικές (χρονικά μεταβαλλόμενες) εικόνες. Στην περίπτωση των δυναμικών εικόνων, η κίνηση μπορεί να χρησιμοποιηθεί σαν ένα καλό βοήθημα στη βελτίωση της απόδοσης των αλγορίθμων κατάτμησης.

Οι διάφορες μέθοδοι κατάτμησης που αναλύονται παρακάτω είναι :

- Ανίχνευση Ακμών
- Εφαρμογή κατωφλίου
- Διαχωρισμός Περιοχών
- Ενεργά Περιγράμματα
- Τμηματοποίηση με χρήση Τεχνικών Ταξινόμησης

Η κατάτμηση έντασης του ήχου είναι ένα σημαντικό μέρος των βασισμένων σε υπολογιστή ιατρικών εφαρμογών για τη διάγνωση και την ανάλυση των ανατομικών στοιχείων. Με τις γρήγορες προόδους στις ιατρικές μορφές απεικόνισης και τις τεχνικές απεικόνισης έντασης του ήχου, η βασισμένη σε υπολογιστή διάγνωση γίνεται γρήγορα μια πραγματικότητα. Αυτά τα βασισμένα σε υπολογιστή

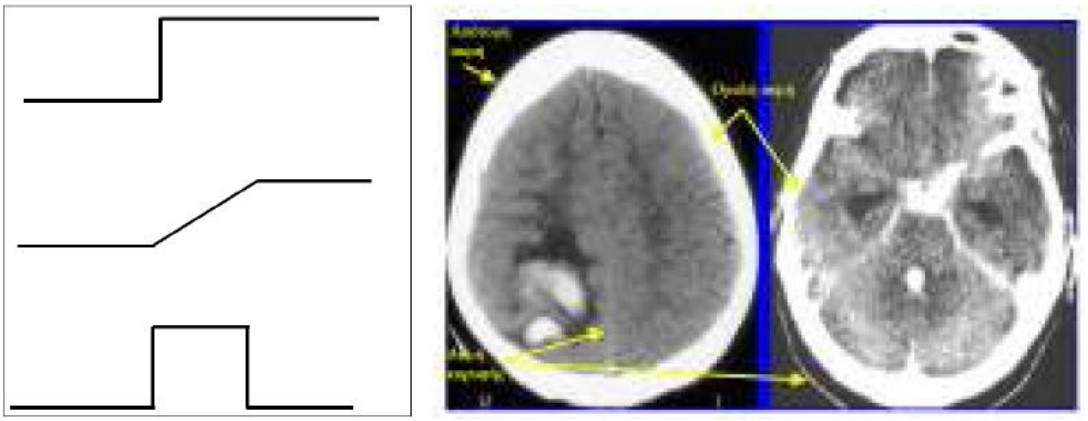
εργαλεία επιτρέπουν στους επιστήμονες και τους παθολόγους να καταλάβουν και να εντοπίσουν τις ανατομικές δομές.

Η κατάτμηση έντασης του ήχου διαδραματίζει έναν κρίσιμο ρόλο από τη διευκόλυνση της αυτόματης ή ημιαυτόματης εξαγωγής του ανατομικού οργάνου ή της περιοχής ενδιαφέροντος. Σε αυτήν την αναθεώρηση, παρέχεται μια εισαγωγή στους διάφορους αλγορίθμους κατάτμησης που βρίσκονται στη λογοτεχνία. Η ταξινόμηση των αλγορίθμων γίνεται σε τρεις κατηγορίες: δομικές τεχνικές, στατιστικές τεχνικές και υβριδικές τεχνικές. Κάτω από τις δομικές τεχνικές θα αναθεωρηθούν οι αλγόριθμοι που παίρνουν υπόψη τις δομικές πληροφορίες για την κατάτμηση. Οι πιθανολογικές τεχνικές είναι εκείνες που εκτελούν την κατάτμηση που βασίζεται στις στατιστικές μεθόδους ανάλυσης και κάτω από τις υβριδικές τεχνικές θα αναθεωρηθούν οι αλγόριθμοι που χρησιμοποιούν τις δομικές πληροφορίες εκτός από τη στατιστική ανάλυση.

3.3.2.3 ΑΝΙΧΝΕΥΣΗ ΑΚΜΩΝ

Ως ακμή ορίζεται το όριο μεταξύ περιοχών με σχετικά διακριτές τιμές χρωματικών πυκνοτήτων. Έστω ότι οι περιοχές είναι αρκετά ομοιογενείς ώστε η μεταβολή των χρωματικών πυκνοτήτων να είναι αρκετή για τον προσδιορισμό της μετάβασης μεταξύ περιοχών. Αν δεν ικανοποιείται αυτή η υπόθεση, τότε οι τεχνικές κατωφλίωσης και διαχωρισμού περιοχών, είναι καταλληλότερες.

Υπάρχουν τρεις τύποι ακμών: απότομη ακμή, ομαλή ακμή και ακμή τύπου κορυφής.



Εικόνα 3.4 Είδη ακμών (α) απότομη, (β) ομαλή, (γ) κορυφής και Είδη ακμών σε υπολογιστ ική τομογραφία εγκεφάλου

Η βασική ιδέα πίσω από όλες τις μεθόδους ανίχνευσης ακμών είναι οι μαθηματικές τεχνικές παραγώγων, διανυσμάτων και η μέθοδος Laplace. Μια ευρύτατα χρησιμοποιούμενη μέθοδος ανίχνευσης ακμών βασίζεται στη χρήση της

κλίσης της εικόνας που υπολογίζεται με τη βοήθεια υπολογισμού παραγώγων σε κάθε θέση στοιχείου εικόνας. Οι παράγωγοι αυτές μπορούν να υλοποιηθούν ψηφιακά με διάφορους τρόπους.

Οι μέθοδοι αυτές βασίζονται στην παρατήρηση ότι στην περιοχή των ορίων των αντικειμένων, το πλάτος της κλίσης της έντασης των χρωματικών πυκνοτήτων έχει πολύ υψηλότερη τιμή από ότι μακριά από τα όρια. Κατά συνέπεια, το σύνολο των στοιχείων ενός οργάνου στα οποία το πλάτος της κλίσης έχει σημαντική τιμή, αναπαριστούν το σύνολο των στοιχείων του ζητούμενου περιγράμματος του οργάνου.

Δυστυχώς όμως, στην πράξη, το σύνολο των στοιχείων που προσδιορίζεται με αυτό τον τρόπο περιλαμβάνει και άλλα στοιχεία που δεν ανήκουν στη δομή ενώ ακόμη μπορεί να αποτύχει στην ανίχνευση στοιχείων που ανήκουν στη δομή. Για την αντιμετώπιση αυτού του προβλήματος, έχει αναπτυχθεί μια σειρά τεχνικών βελτιστοποίησης για την ελαχιστοποίηση των στοιχείων του περιγράμματος που λείπουν και των στοιχείων που δεν ανήκουν στο περίγραμμα. Μια τέτοια προσέγγιση αναφέρεται στην απόδοση μίας τιμής κόστους σε κάθε υποψήφιο στοιχείο του περιγράμματος και την ανίχνευση του συνόλου εκείνου των στοιχείων που ελαχιστοποιούν αυτό το κόστος για να αποτελέσουν το τελικό περίγραμμα.



Εικόνα 3. 5 Ανίχνευση περιγραμμάτων από υπολογιστική τομογραφία άνω κοιλίας (α), με χρήση του τελεστή κλίσης (β).

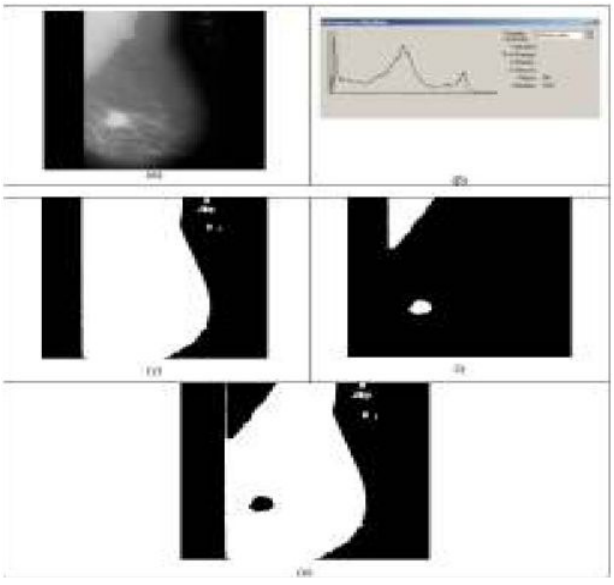
3.3.2.4 ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΚΑΤΩΦΛΙΟΥ (THRESHOLDING)

Μία από τις βασικές τεχνικές τμηματοποίησης εικόνων είναι η κατωφλίωση. Η κατωφλίωση με βάση κάποιο χαρακτηριστικό της εικόνας, όπως το επίπεδο χρωματικών πυκνοτήτων, είναι μία πολύ σημαντική τεχνική της επεξεργασίας και ανάλυσης εικόνων, καθώς συχνά αποτελεί το πρώτο βήμα για ανίχνευση - προσδιορισμό αντικειμένων. Πρέπει να αναφερθεί ότι το πρόβλημα της

τμηματοποίησης μπορεί να είναι πολύ σύνθετο, λόγω των φαινομένων ύπαρξης θορύβου, σκιών ή άλλων γεωμετρικών παραμορφώσεων. Η κατωφλίωση μπορεί να θεωρηθεί ως μια διαδικασία που περιλαμβάνει ελέγχους και σύγκριση κάποια ιδιότητας των στοιχείων, όπως της τιμής της χρωματικής πυκνότητας, της υφής κ.ά.

Η κατωφλίωση μπορεί να βασίζεται στη χρήση σταθερού κατωφλίου Τ για όλη την εικόνα (ολική κατωφλίωση) ή προσαρμοστικού κατωφλίου, του οποίου η τιμή εξαρτάται από τις τοπικές ιδιότητες της εικόνας (προσαρμοστική κατωφλίωση). Έχουν προταθεί διάφορες τεχνικές για την επιλογή του κατωφλίου, καμία όμως δεν εξασφαλίζει γενική αποτελεσματικότητα. Συνήθως η επιλογή κατωφλίου εμπλέκει ανάλυση του ιστογράμματος της εικόνας. Για παράδειγμα η μέση χρωματική πυκνότητα μπορεί να χρησιμοποιηθεί ως τιμή κατωφλίου. Αν η κατωφλίωση γίνεται με βάση την τιμή του κάθε στοιχείου, μπορεί να υλοποιηθεί είτε ακολουθιακά, με τη συνήθη σάρωση της εικόνας σε γραμμές (raster scan), ή παράλληλα, όπου η επεξεργασία κάθε στοιχείου γίνεται ανεξάρτητα από τα υπόλοιπα, με αποτέλεσμα την επιτάχυνση της εκτέλεσης. Κατά τη διαδικασία κατωφλίωσης τα στοιχεία εικόνας (pixels) ή όγκου (voxels) κατατάσσονται σε δύο κατηγορίες και δημιουργείται μια δυαδική εικόνα.

Η επιτυχία της κατωφλίωσης εξαρτάται σημαντικά από την επιλογή της τιμής κατωφλίου. Ένα παράδειγμα εφαρμογής σε μαστογραφία και η επίδραση της τιμής του ή των επιλεγόμενων κατωφλίων, με βάση το ιστόγραμμα της εικόνας, παρουσιάζεται στην παρακάτω εικόνα

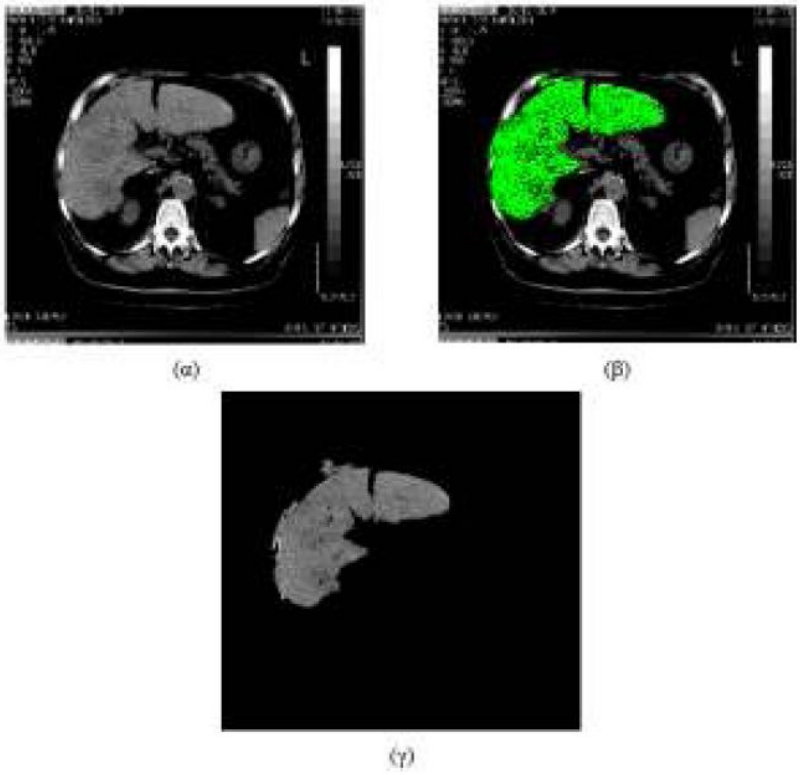


Εικόνα 3.6 (α) Αρχική Μαστογραφία, (β) Αντίστοιχο ιστόγραμμα (γ) Απλή κατωφλίωση, T=14. (δ) Απλή κατωφλίωση, T = 188. (ε) Διπλή κατωφλίωση, T1=14, T2 = 188

3.3.2.5 ΔΙΑΧΩΡΙΣΜΟΣ ΠΕΡΙΟΧΩΝ

Εκτός από την εύρεση των ορίων των περιοχών με βάση ασυνέχειες έντασης, ή με κατωφλίωση με βάση την κατανομή των χρωματικών πυκνοτήτων των εικονοστοιχείων, υπάρχει μια σημαντική κατηγορία τεχνικών τμηματοποίησης που έχει σαν στόχο τον απευθείας διαχωρισμό των περιοχών. Μία αντιπροσωπευτική τεχνική αυτής της κατηγορίας είναι η ανάπτυξη ή μεγέθυνση περιοχών (region growing). Σύμφωνα με την τεχνική αυτή, η εικόνα διαιρείται σε πολλές μικρές περιοχές, κάθε μία από τις οποίες αρχικά μπορεί να αποτελείται από ένα μόνο στοιχείο. Στη συνέχεια ταξινομούνται στην ίδια περιοχή όσα γειτονικά στοιχεία έχουν την ίδια ή πολύ κοντινή τιμή κάποιας ιδιότητας (π.χ. χρωματικής πυκνότητας, υφής) και ελέγχονται τα όρια των περιοχών που δημιουργήθηκαν, όπως και η διαφορά τιμών εκατέρωθεν των ορίων, συγκρίνοντας με κάποιο κατώφλι. Οι περιοχές που αντιστοιχούν σε μεγάλες μεταβολές διατηρούνται αμετάβλητες, ενώ αυτές που αντιστοιχούν σε μικρότερες ενώνονται σε μεγαλύτερες περιοχές (merging). Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται μέχρι την εξάλειψη ασθενών μεταβολών ανάμεσα στις περιοχές, με βάση κάποιο προκαθορισμένο κατώφλι.

Στην παρακάτω εικόνα παρουσιάζεται ένα παράδειγμα εφαρμογής του αλγορίθμου ανάπτυξης περιοχών σε υπολογιστική τομογραφία άνω κοιλίας, με στόχο την απομόνωση του ήπατος. Μια παραλλαγή αυτού του αλγόριθμου τμηματοποίησης βασίζεται στην ανάπτυξη περιοχών με εκκίνηση από καθορισμένο αρχικό σημείο. Συγκεκριμένα, ο χρήστης επιλέγει ένα αρχικό σημείο από το οποίο αρχίζει η ανάπτυξη της περιοχής, καθώς και ένα κατώφλι ομοιότητας που καθορίζει τη μέγιστη επιτρεπόμενη διαφορά χρωματικής πυκνότητας (ή υφής) μεταξύ στοιχείων που ανήκουν στην περιοχή: Ο αλγόριθμος εξετάζει τα γειτονικά στοιχεία του αρχικού και αν πληρούν το κριτήριο ομοιότητας εισάγονται στην περιοχή ενδιαφέροντος. Η διαδικασία αυτή επαναλαμβάνεται για κάθε νέο εισερχόμενο στην περιοχή στοιχείο μέχρι να μην μπορεί να βρεθεί άλλο στοιχείο που να πληροί τελικά το κριτήριο ομοιότητας.



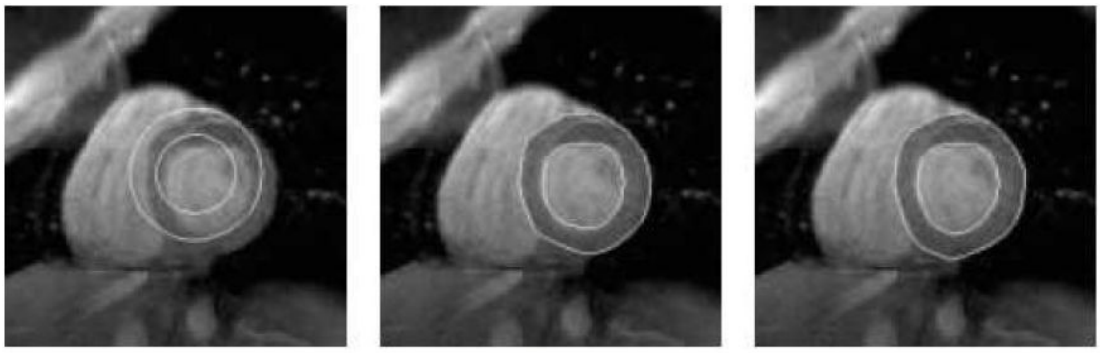
Εικόνα 3.7 (α) Αρχική τομή. (β) το αποτέλεσμα από την εφαρμογή του αλγορίθμου ανάπτυξης περιοχών στο ήπαρ και (γ) διαφορά των δύο εικόνων, όπου έχει απομονωθεί το ήπαρ.

3.3.2.6 ΕΝΕΡΓΑ ΠΕΡΙΓΡΑΜΜΑΤΑ

Είναι ένα σύνολο από πιο εξελιγμένες τεχνικές που αναπτύχθηκαν τα τελευταία δέκα χρόνια και έχουν ως στόχο τη βελτίωση της ακρίβειας του προσδιορισμού μιας αρχικής εκτίμησης του περιγράμματος μιας δομής. Οι μέθοδοι αυτές συνήθως αποδίδονται με τους όρους ενεργά περιγράμματα, φίδια, ενεργές επιφάνειες και παραμορφώσιμα περιγράμματα. Η βασική ιδέα αυτών των μεθόδων στηρίζεται στον αρχικό προσδιορισμό ενός προσεγγιστικού περιγράμματος της δομής ενδιαφέροντος. Στη συνέχεια, το περίγραμμα αυτό παραμορφώνεται με κάποιο αλγοριθμικό τρόπο ώστε να προσεγγίσει με μεγαλύτερη ακρίβεια τις πραγματικές ακμές της δομής. Η τελική μορφή του περιγράμματος λαμβάνεται με κάποια συνάρτηση ενέργειας, η οποία περιλαμβάνει μια εσωτερική και μια εξωτερική συνιστώσα. Η εσωτερική συνιστώσα ελέγχει την ομαλότητα και τη συνέχεια της μορφής του περιγράμματος. Η εξωτερική συνιστώσα έλκει το περίγραμμα προς τις πραγματικές ακμές του αντικειμένου.

Επειδή είναι δύσκολο να εξασφαλιστεί ότι η διαδικασία βελτιστοποίησης μπορεί να υπολογίσει το ολικό ελάχιστο της ενέργειας, συνήθως υπολογίζεται η μορφή του περιγράμματος που αντιστοιχεί σε κάποιο τοπικό ελάχιστο. Αυτό το

αποτέλεσμα δεν είναι πάντα το επιθυμητό. Οι πιο σημαντικές απαιτήσεις είναι α) η ακρίβεια, δηλ. το περίγραμμα που ανιχνεύεται να αντιστοιχεί στο πραγματικό, β) η ευστάθεια, δηλ. νέα εφαρμογή της μεθόδου να οδηγεί στην ανίχνευση του ίδιου περιγράμματος και γ) η αποτελεσματικότητα, δηλ. πόσο βελτιώνεται το αποτέλεσμα σε σχέση με τον ορισμό του περιγράμματος από το χρήστη.

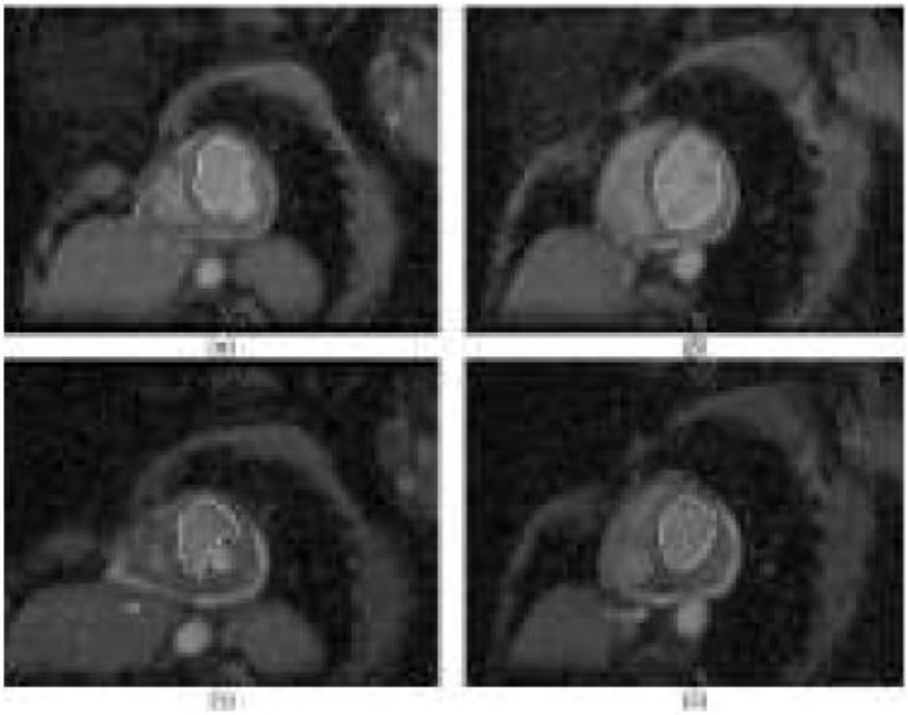


Εικόνα 3.8 Τμηματοποίηση καρδιακής κοιλίας με χρήση ενεργού περιγράμματος (α) Αρχικοποίηση (β) Ενδιάμεσο αποτέλεσμα (γ) Τελικό αποτέλεσμα.

3.3.2.7 ΤΜΗΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΜΕ ΧΡΗΣΗ ΤΕΧΝΙΚΩΝ ΤΑΞΙΝΟΜΗΣΗΣ

Με τη διαδικασία ταξινόμησης επιτυγχάνεται η μείωση της ποσότητας των δεδομένων, ομαδοποιώντας δεδομένα με κοινά χαρακτηριστικά. Τέτοιες ομαδοποιήσεις διευκολύνουν τον ανθρώπινο εγκέφαλο να επεξεργαστεί την παρεχόμενη πληροφορία με τρόπο πιο αποτελεσματικό και ακριβή. Η ομαδοποίηση στο χώρο των χαρακτηριστικών των δεδομένων πραγματοποιείται αυτόματα με χρήση αλγορίθμων ταξινόμησης (classification).

Οι αλγόριθμοι ταξινόμησης μπορούν να διακριθούν σε δυο βασικούς τύπους: τους ιεραρχικούς και τους διαμεριστικούς. Οι ιεραρχικοί αλγόριθμοι αρχικοποιούνται με τυχαίο προσδιορισμό των κατηγοριών (κλάσεων) και αναπτύσσονται διασπώντας μεγάλες μη ομογενείς κατηγορίες ή ενώνοντας μικρές κατηγορίες με μεγάλη ομοιότητα. Οι διαμεριστικοί αλγόριθμοι επιχειρούν να διαιρέσουν άμεσα τα δεδομένα σε ένα σύνολο διακριτών κατηγοριών, ελαχιστοποιώντας ένα μέτρο ανομοιότητας μεταξύ δεδομένων που ανήκουν στην ίδια κατηγορία και μεγιστοποιώντας το μέτρο αυτό για δεδομένα που ανήκουν σε διαφορετικές κατηγορίες. Ανάλογα με τη φύση των δεδομένων μπορεί να απαιτηθεί η χρήση εξεζητημένων διανυσμάτων χαρακτηριστικών που περιλαμβάνουν για παράδειγμα πληροφορία υφής (texture). Ο πιο γνωστός αλγόριθμος που χρησιμοποιείται για την τμηματοποίηση είναι ο αλγόριθμος Κ-Μέσων.



Εικόνα 3.9 Τμηματοποίησης αριστερής καρδιακής κοιλίας με χρήση του αλγορίθμου ΚΜ και εξαγωγή του μοντέλου της επιφανείας του ενδοκαρδίου. Υπέρθεση του περιγράμματος στις αντίστοιχες τομές φυσιολογικής ((α), (γ)) και παθολογικής ((β), (δ)) εξέτασης κατά την τελοδιαστολική ((α), (β)) και τελοσυστολική ((γ), (δ)) φάση.

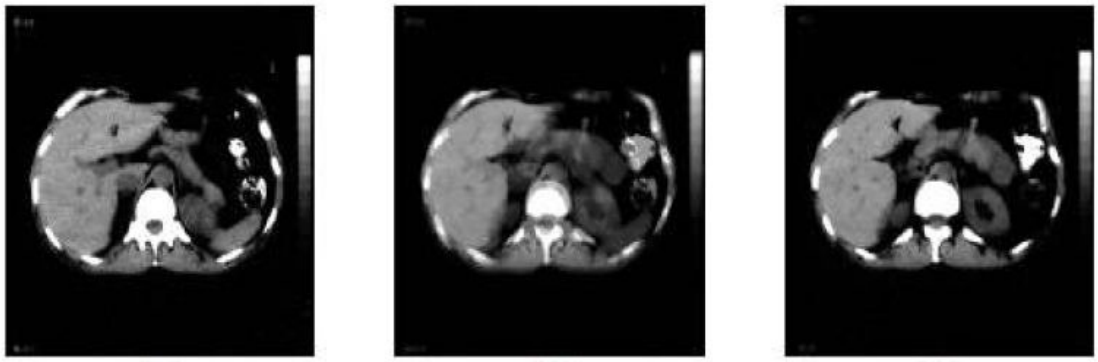
3.3.3 ΠΑΡΕΜΒΟΛΗ

Επειδή τα περισσότερα ιατρικά συστήματα τρισδιάστατης απεικόνισης παράγουν δεδομένα με τη μορφή διαδοχικών τομών, συνήθως η διάσταση των στοιχείων εικόνας σε μια τομή είναι διαφορετική από την απόσταση μεταξύ διαδοχικών τομών (μη ισοτροπικά δεδομένα). Για την οπτικοποίηση επιφανειών μη ισοτροπικών δεδομένων, είναι συχνά αναγκαία η μετατροπή των δεδομένων σε ισοτροπική διακριτοποίηση με προκαθορισμένο επίπεδο ανάλυσης σε καθεμιά από τις τρεις διαστάσεις. Η διαδικασία αυτή καλείται παρεμβολή.

Πολύ συχνά, επίσης, η ανάλυση των δεδομένων που παρέχονται από τα απεικονιστικά συστήματα μπορεί να είναι πολύ υψηλή ώστε να μην είναι δυνατή η διαχείριση των δεδομένων σε πραγματικό χρόνο. Το πρόβλημα αυτό μπορεί να αντιμετωπιστεί με υποδειγματοληψία των δεδομένων για την παροχή της δυνατότητας ταχείας αλληλεπίδρασης του χρήστη με τις δομές ενδιαφέροντος, ενώ παράλληλα ο χρήστης διατηρεί τη δυνατότητα πρόσβασης στο σύνολο των δεδομένων υψηλής ανάλυσης όταν ενδιαφέρεται για λεπτομερή στατική μελέτη των δομών ενδιαφέροντος. Επίσης, ανάγκη παρεμβολής σε σύνολα δεδομένων προκύπτει συχνά σε εφαρμογές ευθυγράμμισης και σύντηξης εικόνων που προέρχονται από απεικονιστικά συστήματα που από τη φύση τους παράγουν δεδομένα διαφορετικής

ανάλυσης, όπως η μαγνητική τομογραφία και η τομογραφία εκπομπής ποζιτρονίων. Παρόμοια προβλήματα συναντώνται και στην περίπτωση της οπτικοποίησης δεδομένων του ίδιου ασθενή όταν αυτά έχουν ανακτηθεί με διαφορετικό βήμα ανάκτησης. Τέλος, πολύ συχνά, είναι επιθυμητή η εποπτεία δομών από οπτική γωνία που δεν είναι δυνατή η ανάκτησή τους από το απεικονιστικό σύστημα. Σε αυτήν την περίπτωση, οι τομές που περιέχουν τις δομές ενδιαφέροντος μπορούν να αναδιοργανωθούν σε νέες τομές με χρήση τεχνικών παρεμβολής ώστε να παρέχουν και τις άλλες όψεις ενδιαφέροντος των δομών.

Γενικά, οι τεχνικές παρεμβολής μπορούν να διαχωριστούν σε δύο κατηγορίες: Στις τεχνικές παρεμβολής χρωματικών πυκνοτήτων που βασίζονται στη συνολική χρωματική πληροφορία των δεδομένων που περιέχουν τη δομή ενδιαφέροντος και στις τεχνικές δυαδικής παρεμβολής που βασίζονται στην πληροφορία που παρέχεται αποκλειστικά από το σχήμα της δομής ενδιαφέροντος μετά την εξαγωγή της από τα υπόλοιπα δεδομένα.



Εικόνα 3.10 Εφαρμογή παρεμβολής χρωματικών πυκνοτήτων σε τομές υπολογιστικής τομογραφίας άνω κοιλίας. (α) Αρχική τομή. (β) Παρεμβαλλόμενη τομή. (γ) Τελική τομή.

3.3.4 ΟΠΤΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΙΑΤΡΙΚΩΝ ΔΕΔΟΜΕΝΩΝ

Πολλές εφαρμογές της ιατρικής και της βιολογίας παρουσιάζουν την ανάγκη τρισδιάστατης (3D) και πολλές φορές τετραδιάστατης (4D) εποπτείας διαφόρων ανατομικών δομών ενδιαφέροντος και των λειτουργιών τους. Η εποπτεία αυτή κατά το παρελθόν μπορούσε να αποκτηθεί είτε με ευθύ και άμεσο τρόπο, όπως με πραγματοποίηση χειρουργικών τομών σε ζώντες οργανισμούς και νεκροτομών σε νεκρούς, ή απαιτούσε τη σημαντική συνδρομή της ανθρώπινης φαντασίας ώστε να αποκτήσει ο παρατηρητής την αίσθηση του 3D χώρου, όπως στην περίπτωση των ιστολογικών αναλύσεων με χρήση μικροσκοπίου. Όμως, η σύγχρονη αλματώδη ανάπτυξη των νέων 3D και 4D απεικονιστικών συστημάτων (υπολογιστικής και μαγνητικής τομογραφίας, μαγνητικής αγγειογραφίας κ.λπ.) καθώς και της 3D μικροσκοπίας σάρωσης καθιστούν πια επιτακτική την ανάγκη ανάπτυξης

αποτελεσματικών τεχνικών χωρικής (3D) οπτικοποίησης. Η ανακατασκευή και παρουσίαση 3D ιατρικών και ιστολογικών δεδομένων με χρήση υπολογιστή υποκαθιστούν τη χρήση της ανθρώπινης φαντασίας και προσφέρουν νέα πανίσχυρα εργαλεία οπτικοποίησης στην υπηρεσία των ιατρών και των βιολόγων.

Η οπτικοποίηση 3D δεδομένων στην κλινική πράξη εφαρμόστηκε αρχικά κυρίως στην κρανιοπροσωπική Χειρουργική, στην ορθοπεδική Χειρουργική, στη Νευροχειρουργική και στην Ακτινοθεραπεία. Σήμερα, έχει διαδοθεί και σε πολλές άλλες χειρουργικές ειδικότητες όπως στην Ωτορινολαρυγγολογία, στην Αγγειοπλαστική, στη γενική Χειρουργική, στη Θωρακοχειρουργική και στην Ουρολογία. Ακόμα εφαρμόζεται σε μελέτες της εξέλιξης της ανατομίας του ανθρώπινου είδους, στη μικροσκοπική Παθολογία, στην κυτταρική Βιολογία και στη Δερματολογία. Τέλος, μπορεί να θεωρηθεί ως το πρώτο βήμα για εφαρμογή τεχνικών εικονικής πραγματικότητας (virtual reality) που αποτελούν σήμερα την πιο εξελιγμένη μορφή παρουσίασης και διαχείρισης ιατρικών δεδομένων.

Τα ιατρικά δεδομένα εφαρμογών πολυδιάστατης (3D, 4D) οπτικοποίησης προέρχονται από συμβατικές υπολογιστικές και μαγνητικές τομογραφίες, μαγνητικές αγγειογραφίες, φωτογραφικές εικόνες του ανθρώπινου σώματος έπειτα από κρυοπηξία, διαδοχικές εικόνες από συμβατικό μικροσκόπιο ή εικόνες δεδομένων όγκου από ομοεστιακό μικροσκόπιο. Αν και οι περισσότερες από αυτές τις εικόνες είναι μονοχρωματικές, μερικές επιδέχονται κωδικοποίηση με χρήση χρώματος ενσωματώνοντας σημαντική ποσότητα πληροφορίας σε αυτό.

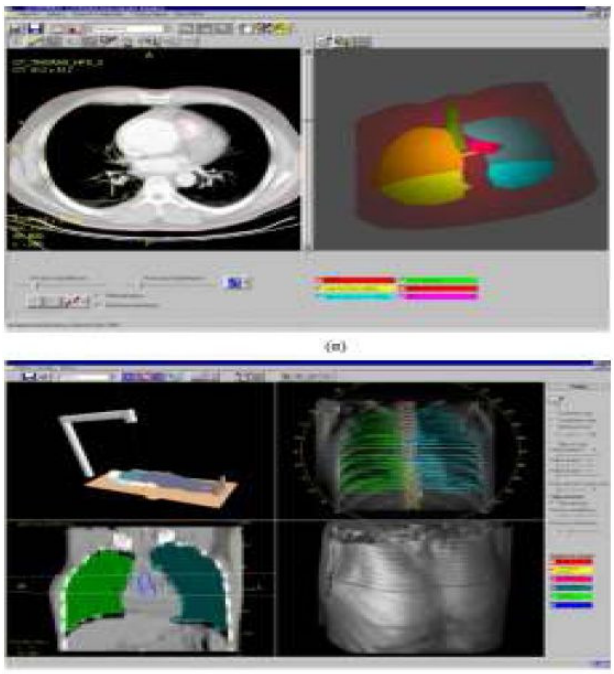
Οι ανατομικές δομές μπορούν να εξαχθούν και να αναπαρασταθούν με τη μορφή ενός συνόλου 2D εικόνων, που αντιστοιχούν στις τομές που παράγονται από την έξοδο των ιατρικών μηχανημάτων σε ένα σύνολο από παράλληλα επίπεδα. Είναι πολύ δύσκολο να γίνουν κατανοητά το σχήμα και η μορφολογία των ανατομικών δομών παρατηρώντας μόνον αυτές τις 2D εικόνες. Οι τεχνικές 3D οπτικοποίησης έδωσαν νέα δυναμική στο σχεδιασμό χειρουργικών επεμβάσεων προσφέροντας τη δυνατότητα μελέτης ανατομικών δομών πριν από την πραγματοποίηση επεμβάσεων. Οι χειρουργοί έχουν αναφέρει ότι με τη βοήθεια 3D οπτικοποιήσεων κάνουν παρατηρήσεις που πολλές φορές δε γίνονται αντιληπτές μόνο με βάση το σύνολο των τομών, και σε ορισμένες περιπτώσεις η σχεδίαση της επέμβασης βασίζεται ολοκληρωτικά σε αυτές τις 3D οπτικοποιήσεις.

Χαρακτηριστικά, 3D οπτικοποιήσεις χρησιμοποιούνται στη χειρουργική του προστάτη, στη χειρουργική του οφθαλμού (3D μοντέλο του οφθαλμού), σε νευροχειρουργικές επεμβάσεις εγκεφάλου καθώς και σε ακτινολογικές εξετάσεις βελτιώνοντας τη διαδικασία και την ακρίβεια σχεδίασης ακτινοθεραπευτικής αγωγής. Οι τεχνικές 3D εικονικής εξομοίωσης προσφέρουν νέες δυνατότητες στο σχεδιασμό επεμβάσεων, επιτρέποντας τη μελέτη των ανατομικών δομών πριν την πραγματοποίηση της επέμβασης. Επιπλέον εξελιγμένες τεχνικές οπτικοποίησης παρέχουν τη δυνατότητα ρεαλιστικής οπτικοποίησης των αποτελεσμάτων

προσομοιώσεων και διευκολύνουν τον ιατρό στη λήψη αποφάσεων θεραπευτικού χαρακτήρα. Ιδιαίτερα χρήσιμη είναι η εικονική ενδοσκόπηση που με τεχνικές εικονικής πραγματικότητας γίνεται δυνατή η πλοήγηση στο εσωτερικό των διαφόρων οργάνων, επιτρέποντας την πραγματοποίηση ενδοσκόπησης με μη επεμβατικό τρόπο, αποφεύγοντας όλα τα μειονεκτήματα της επεμβατικής ενδοσκόπησης.

Οι τεχνικές 3D οπτικοποίησης που χρησιμοποιούνται σε εφαρμογές όπως αυτές που παρουσιάστηκαν προηγουμένως, μπορούν να ταξινομηθούν σε δύο βασικές κατηγορίες: α) Τεχνικές απόδοσης όγκου (volume rendering) και β) Τεχνικές απόδοσης επιφανειών (surface rendering)

Οι τεχνικές 4D οπτικοποίησης βασίζονται στις αναπαραστάσεις των αντικείμενων που δημιουργούν οι 3D τεχνικές και συνδυάζουν πολλές από αυτές σε μια αλληλουχία στιγμιότυπων κατά τρόπο ώστε να γίνεται ρεαλιστική απόδοση της κίνησής τους σε πραγματικό χρόνο.



Εικόνα 3.11 Εικονικός εξομοιωτής σχεδιασμού πλάνου ακτινοθεραπείας. (α) Περιβάλλον ορισμού ανατομικών δομών ενδιαφέροντος (β) Περιβάλλον τοποθέτησης εξωτερικών δεσμών ακτινοβόλησης (γ) Τρισδιάστατη εποπτεία εξωτερικών δεσμών σε σχέση με ανατομικές δομές ενδιαφέροντος.

3.4 ΣΥΜΠΙΕΣΗ ΕΙΚΟΝΑΣ ΚΑΙ ΒΙΝΤΕΟ

Το βίντεο, ο ήχος και οι στατικές εικόνες υψηλής ανάλυσης έχουν σημαντικά μεγαλύτερες απαιτήσεις αποθήκευσης και ρυθμού μετάδοσης σε σχέση με δεδομένα όπως η διάγνωση κειμενικής μορφής ή οι εργαστηριακές αιματολογικές τιμές κ.ά. Ο τεράστιος όγκος πληροφορίας για την μακροπρόθεσμη αποθήκευση από το θεράποντα καθώς και ο μεγάλος χρόνος μεταφοράς της πληροφορίας μέσω δικτύου κατέστησαν αναγκαία τη συμπίεση της ιατρικής εικόνας αλλά και του ιατρικού βίντεο.

Για την αναπαράσταση μιας τυπικής στατικής εικόνας (640 pixels x 480 pixels) απαιτούνται τουλάχιστον 500 γραμμές. Κάθε γραμμή ορίζεται από την οριζόντια θέση, την κάθετη θέση και το πεδίο ιδιοτήτων μεγέθους 8 bits. Ο οριζόντιος άξονας αναπαρίσταται χρησιμοποιώντας 10 bits και ο κάθετος άξονας χρησιμοποιώντας 9 bits. Για την αναπαράσταση ενός εικονοστοιχείου ενός χάρτη δυαδικών ψηφίων απαιτούνται τουλάχιστον 256 διαφορετικά χρώματα (τουλάχιστον ένα byte/pixel είναι απαραίτητο).

Για την κατασκευή ενός ασυμπίεστου στερεοφωνικού σήματος ήχου απαιτείται ρυθμός δειγματοληψίας 44,1 kHz και κβάντιση με 16 bits/δείγμα. Οι αντίστοιχες απαιτήσεις αποθήκευσης είναι 705,6 x 1000 bits/sec, ενώ οι απαιτήσεις ρυθμού απόδοσης είναι 705,6 x 1000 bits/sec. Το ευρωπαϊκό πρότυπο βίντεο PAL που χρησιμοποιείται στην Ελλάδα απαιτεί τουλάχιστον 625 γραμμές και 25 πλαίσια ανά δευτερόλεπτο (frames per second).

Ανάλογα με τη μεταβολή που υπεισέρχεται στην περιεχόμενη πληροφορία μπορούμε να διακρίνουμε δύο βασικές κατηγορίες συμπίεσης:

- Τη συμπίεση χωρίς απώλειες
- Τη συμπίεση με απώλειες.

Η συμπίεση χωρίς απώλειες (lossless compression) δε μεταβάλλει τα χαρακτηριστικά της περιεχόμενης πληροφορίας κατά την εφαρμογή της. Κατά συνέπεια, η πληροφορία που προκύπτει μετά την αποσυμπίεση είναι ακριβές αντίγραφο της αρχικής. Τεχνικές αυτής της μορφής χρησιμοποιούνται στη συμπίεση δεδομένων, τα οποία δεν θα πρέπει να αλλοιωθούν.

Αντίθετα, η συμπίεση με απώλειες (lossy compression) συνήθως αλλοιώνει τα χαρακτηριστικά των δεδομένων μειώνοντας παράλληλα την ποσότητα της πληροφορίας. Η συμπίεση αυτής της κατηγορίας χρησιμοποιείται κυρίως για την υποστήριξη τηλεϊατρικών συνόδων διάσκεψης. Οι περισσότερες από τις τεχνικές που χρησιμοποιούνται σε αυτήν την κατηγορία εκμεταλλεύονται τα φυσιολογικά χαρακτηριστικά της ανθρώπινης όρασης και ακοής για να εισάγουν επιλεκτικά αλλοιώσεις στην πληροφορία, οι οποίες γίνονται δύσκολα αντιληπτές από το δέκτη.

Η ψηφιοποίηση μιας εικόνας γίνεται με χρήση μιας συσκευής ψηφιοποίησης που καλείται σαρωτής (scanner). Διαμέσου του σαρωτή καταγράφεται αναλυτικά η πληροφορία (π.χ. φωτεινότητα, χρώμα κ.ά.) του πλέγματος των στοιχειωδών σημείων, από τα οποία δομείται η εκάστοτε εικόνα. Ο αριθμός διακριτών σημείων σχετίζεται άμεσα με την πληροφορία που καταγράφεται και καθορίζει την τεχνική ανάλυσης της απεικόνισης.

Μια εικόνα μπορεί να αναπαρασταθεί , γενικότερα, από μια μαθηματική συνάρτηση που καθορίζει τις τιμές της έντασης του φωτός σε κάθε σημείο μιας εντοπισμένης επίπεδης επιφάνειας. Για τη χρησιμοποίηση της εικόνας από υπολογιστικά συστήματα απαιτείται να γίνει δειγματοληψία της συνάρτησης σε διακριτά διαστήματα.

Τα σημεία από τα οποία παίρνουμε δείγματα από μια εικόνα ονομάζονται εικονοστοιχεία (picture elements, pixels). Οι τιμές της έντασης των σημείων αυτών αναπαριστούν τα επίπεδα του γκρι. Ως ένταση ορίζουμε έναν ακέραιο που καθορίζεται από το μέσο όρο των εντάσεων μιας μικρής περιοχής γύρω από το εικονοστοιχείο, θεωρώντας την απεικόνιση ως συνεχή (γειτονιά του pixel).

Για να δειγματοληπτηθεί και να κβαντοποιηθεί μια συνηθισμένη εικόνα (525 γραμμών), έτσι ώστε να μπορεί να διαμοιραστεί χωρίς άμεσα εμφανείς αλλοιώσεις, πρέπει τουλάχιστον να χρησιμοποιήσουμε ένα πίνακα 640x480 pixels. Το κάθε εικονοστοιχείο της αναπαρίσταται από έναν ακέραιο των 8 bits και 256 διακριτά επίπεδα του γκρι. Τα χαρακτηριστικά αυτά δίνουν ένα πίνακα με 307.200 αριθμούς των 8 bits και συνολικά 2.457.600 bits.

Στις απεικονίσεις οργάνων, ο ρυθμός δειγματοληψίας που προαναφέρθηκε δεν είναι πάντοτε αρκετός για να υποστηριχθούν κλινικές διαδικασίες διάγνωσης. Συνεπώς, ο τρόπος σύλληψης τέτοιων εικόνων είναι μία διαδικασία που επηρεάζει τόσο την ιατρική πληροφορία που περιέχουν όσο και το μέγεθός τους αλλά και ο τρόπος που θα ψηφιοποιηθεί εξαρτάται από την κλινική διαδικασία.

Η σύλληψη των εικόνων καθορίζεται από δύο σημαντικές παραμέτρους: την ανάλυση, που προσδιορίζεται ως εικονοστοιχείο x εικονοστοιχείο (pixels x pixels) και την κωδικοποίηση του χρώματος (βάθος χρώματος), που προσδιορίζεται από την στοιχειώδη ποσότητα πληροφορίας ανά εικονοστοιχείο (bits/pixel).

Το μέγεθος του ψηφιακού αρχείου μιας εικόνας ισούται με: (αριθμός εικονοστοιχείων) x (βάθος χρώματος)= [(pixels x pixels)] x (depth)= [(εικονοστοιχεία πλάτους) x (εικονοστοιχεία x ύψους)] x (βάθος χρώματος).

3.4.1 ΤΕΧΝΙΚΕΣ ΣΥΜΠΙΕΣΗΣ

Οι τεχνικές συμπίεσης των δεδομένων στηρίζονται στη θεωρία της πληροφορίας (Information Technology) και στις αρχές που διέπουν την επεξεργασία

των σημάτων. Οποιαδήποτε διασύνδεση για τη διαδικτυακή διαμοίραση πολυμεσικών δεδομένων απαιτεί εφαρμογή τεχνικών συμπίεσης. Οι τεχνικές αυτές μπορούν να εφαρμοστούν σχεδόν σε κάθε μορφή δεδομένων, π.χ. κείμενο, φωνή, εικόνες και βίντεο.

Το θέμα της συμπίεσης ιατρικών δεδομένων προκύπτει όταν είναι αναγκαία η αποθήκευση ή μετάδοση ψηφιακών δεδομένων που καταλαμβάνουν μεγάλο όγκο γι' αυτό και γίνεται εξαιρετικά σημαντικό δεδομένης της απαίτησης της νομοθεσίας περί «μη αλλοίωσης της πρωτογενούς πληροφορίας» κατά τη συμπίεση. Με άλλα λόγια στην ιατρική δεν επιτρέπεται η συμπίεση με απώλειες αν τα δεδομένα αυτά πρόκειται να χρησιμοποιηθούν για διαγνωστικούς σκοπούς. Το γεγονός αυτό απαγορεύει τη χρήση αλγορίθμων συμπίεσης που επιτυγχάνουν μεν υψηλά ποσοστά συμπίεσης αλλά παράλληλα επιφέρουν υποκειμενικά πλεονασματικές μεταβολές στην πρωτογενή πληροφορία.

Οι τεχνικές συμπίεσης δεδομένων αξιοποιούν το πλεόνασμα της πληροφορίας που ενυπάρχει συνήθως σε κάθε ψηφιακό αρχείο. Το πλεόνασμα αυτό, ανάλογα με τα δεδομένα, μπορεί να είναι:

- Χρονικό
- Χωρικό(συσχέτιση γειτονικών εικονοστοιχείων)
- Φασματικό(συσχέτιση στοιχείων χρώματος ή και φωτεινότητας)
- Ψυχο-οπτικό(συσχέτιση αντιληπτικών ανθρώπινων ικανοτήτων οπτικού συστήματος)

Όλα τα γνωστά και ευρέως διαδεδομένα πρότυπα συμπίεσης σημάτων ήχου, εικόνας ή βίντεο

βασίζονται κυρίως σε δύο τεχνικές: την κωδικοποίηση εντροπίας και την κωδικοποίηση πηγής. Η κωδικοποίηση εντροπίας συνίσταται κυρίως για συμπίεση χωρίς απώλειες. Αντίστοιχα, η συμπίεση με απώλειες χρησιμοποιεί κυρίως τεχνικές κωδικοποίησης πηγής όπως την κωδικοποίηση μετασχηματισμού, τη διαφορική κωδικοποίηση και τον κβαντισμό διανυσμάτων.

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 (Joint Photographic Experts Group). Το σημαντικό χαρακτηριστικό του JPEG είναι ότι επιτρέπει τη συμπίεση σε διάφορα επίπεδα (ποσοστά) δίνοντας έτσι τη δυνατότητα επιλογής της ποιότητας της συμπιεσμένης εικόνας έτσι ώστε οι απώλειες να μην είναι ορατές στους ιατρούς.

Επίσης ο αλγόριθμος JPEG2000 που είναι βασισμένο στη μαθηματική θεωρία των κυματιδίων (wavelets). Το πρότυπο JPEG2000 προσφέρει σημαντικά πλεονεκτήματα έναντι του JPEG, τα οποία είναι εξαιρετικά χρήσιμα σε εφαρμογές

ιατρικής. Σημαντικότερα χαρακτηριστικά θεωρούνται η δυνατότητα κωδικοποίησης της περιοχής ενδιαφέροντος σε υψηλότερη ανάλυση, η δυνατότητα συμπίεσης χωρίς απώλειες, η καλύτερη συμπεριφορά του αλγορίθμου σε σφάλματα και η στιβαρότητά του.

Βασικό πρότυπο για τη συμπίεση βίντεο είναι το Motion JPEG (MJPEG). Το πρότυπο αυτό στηρίζεται στο μετασχηματισμό συνημιτόνου. 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. Άλλα πρότυπα συμπίεσης είναι.

• H.261 - Κωδικοποιητής τηλεδιάσκεψης που διατυπώθηκε στο πλαίσιο της ITU για εικονοτηλέφωνα και τηλεδιάσκεψη μέσω γραμμών ISDN. Αφορά επικοινωνία σε πραγματικό χρόνο. Το πρότυπο ορίζει το μέγεθος της οθόνης σε CIF 352x 288 και QCIF 176x144 εικονοστοιχεία. Χρησιμοποιεί προοδευτική σάρωση και 4:2:0 δειγματοληψία. Το πρότυπο υποστηρίζει ταχύτητες μεταφοράς δεδομένων από 64 kbit/s έως και 2 Mbit/s

• MPEG - 1, είναι το πρώτο πρότυπο από την κοινότητα των πολυμέσων και είναι ένα πρότυπο απωλεστικής συμπίεσης βίντεο και ήχου. Το πρότυπο αυτό έχει χρησιμοποιηθεί από καιρό για ήχο και βίντεο και παρουσιάσεις σε CD - ROMs . Είναι σχεδιασμένο για εφαρμογές αποθήκευσης που βασίζονται σε ρυθμούς δεδομένων από 1,5 Mbit/s. Δεν υποστηρίζουν τη συνεχή ροή .

• H.263 - έχει αναπτυχθεί από το H.261 για εφαρμογές χαμηλού ρυθμού bit. Αυτό λύνει το πρόβλημα λειτουργίας σε 28 kbit/s και μπορεί να χρησιμοποιηθούν για εφαρμογές εικονοτηλεφώνου .

• MPEG- 2 είναι ένα πρότυπο που αποσκοπεί σε υψηλότερη ανάλυση (έως 40 Mbits / sec), ένα υψηλής ποιότητας σύστημα για τη μετάδοση τηλεοπτικού προγράμματος και προορίζεται να αντικαταστήσει τους αναλογικά συστήματα για ψηφιακά συστήματα μετάδοσης. Επίσης χρησιμοποιείται για συστήματα εγγραφής DVD.

• Το MPEG-4 είναι μία πατενταρισμένη συλλογή μεθόδων καθορισμού συμπίεσης ήχου και οπτικών ψηφιακών δεδομένων. Είναι το πρώτο σύστημα MPEG που υποστηρίζουν συνεχή ροή. Έχει σχεδιαστεί για να υποστηρίξει ένα ευρύ φάσμα ρυθμών bit από 5 Kbit/s έως και 50 Mbit/s. Αυτό επιτρέπει χαμηλού ρυθμού bit ασύρματων δεδομένων σε εφαρμογές υψηλής ευκρίνειας.

Τα τελευταία χρόνια τα σημαντικότερα πρότυπα συμπίεσης είναι

• Το H.264 είναι πρότυπο κωδικοποίησης βίντεο που μπορεί να επιτύχει υψηλής ποιότητας βίντεο σε σχετικά χαμηλούς ρυθμούς bit. Είναι ο "διάδοχος" των υφιστάμενων μορφών (MPEG2, MPEG-4, DivX, XviD, κλπ.), καθώς στοχεύει στο να

προσφέρει παρόμοια ποιότητα εικόνας στο μισό μέγεθος από τις μορφές που αναφέρονται πριν

• Το HEVC (High Efficiency Video Coding) λέγεται ότι διπλασιάζει την αναλογία συμπίεσης δεδομένων σε σύγκριση με H.264/MPEG-4 AVC στο ίδιο επίπεδο της ποιότητας βίντεο. Εναλλακτικά μπορεί να χρησιμοποιηθεί για να παρέχει σημαντικά βελτιωμένη ποιότητα βίντεο με τον ίδιο ρυθμό bit. Μπορεί να υποστηρίξει 8K UHD και αναλύσεις έως 8192x4320.

Ο τομέας της Ιατρικής Πληροφορικής θέτει τη βασική πρόκληση για τη σχεδίαση και ανάπτυξη τεχνικών που υποστηρίζουν τη διαγνωστικά άνευ απωλειών και με υψηλούς ρυθμούς συμπίεση. Οι τεχνικές αυτές είναι ακόμα σε ερευνητικό στάδιο, με την έννοια ότι δεν υπάρχουν ακόμη κάποιες προτυποποιήσεις και πρακτικές που θα παρέχουν διαπιστωμένα αποτελέσματα.

Οι βασικές ερευνητικές κατευθύνσεις για τη διαγνωστικά άνευ απωλειών συμπίεση είναι οι :

- ***Αντιστάθμιση κίνησης (motion compensation):*** Αντιστάθμισης κίνησης είναι μια αλγοριθμική τεχνική που χρησιμοποιείται για την πρόβλεψη ενός καρέ σε βίντεο, δεδομένων των προηγούμενων ή / και μελλοντικών καρέ υπολογίζοντας την κίνηση της κάμερας ή / και αντικείμενα στο βίντεο. Εφαρμόζεται στην κωδικοποίηση των δεδομένων βίντεο για τη συμπίεση του βίντεο. Η αντιστάθμισης κίνησης περιγράφει μια εικόνα από την άποψη της μετατροπής μιας εικόνας αναφοράς προς την τρέχουσα εικόνα. Η εικόνα αναφοράς μπορεί να είναι προγενέστερη του χρόνου ή ακόμα και από το μέλλον. Όταν οι εικόνες μπορούν να συντεθούν με ακρίβεια από προηγουμένως μεταδομένες / αποθηκευμένες εικόνες, η αποδοτικότητα της συμπιέσεως μπορεί να βελτιωθεί.

  Η αντιστάθμισης κίνησης εκμεταλλεύεται το γεγονός ότι συχνά για πολλά πλαίσια μιας ταινίας η μόνη διαφορά μεταξύ ενός πλαισίου και ένα άλλο είναι αποτέλεσμα είτε της κίνησης της κάμερας ή ενός αντικειμένου στο κινούμενο καρέ. Αναφορικά με ένα αρχείο βίντεο, αυτό σημαίνει πως ένα μεγάλο μέρος των πληροφοριών που αντιπροσωπεύει ένα καρέ θα είναι η ίδια όπως η πληροφορία που χρησιμοποιήθηκε στο επόμενο καρέ. Χρησιμοποιώντας αντιστάθμιση κίνησης, η ροή βίντεο θα περιέχει ορισμένα πλήρη καρέαναφοράς, τότε η μόνη πληροφορία που αποθηκεύεται για τα καρέ στο μεταξύ θα είναι η πληροφορία που απαιτείται για να μετατρέψει το προηγούμενο καρέ στο επόμενο καρέ.

- ***Διαπλαισιακή συμπίεση (interframe compression):*** είναι μια συμπίεση εφαρμόζεται σε μια ακολουθία καρέ βίντεο, αντί σε μία μόνο εικόνα. Σε γενικές γραμμές, σχετικά μικρές αλλαγές από το ένα καρέ βίντεο στο επόμενο. Η διαπλαισιακή συμπίεση εκμεταλλεύεται τις ομοιότητες μεταξύ των

διαδοχικών καρέ που είναι γνωστή ως χρονικός πλεονασμός, για να μειωθεί ο όγκος των δεδομένων που απαιτούνται για να περιγράψει την αλληλουχία.

Υπάρχουν διάφορες τεχνικές διαπλαισιακής συμπίεσης, διαφόρων βαθμών πολυπλοκότητας, τα περισσότερα από τα οποία επιχειρούν να περιγράψουν πιο αποτελεσματικά την αλληλουχία με την επαναχρησιμοποίηση τμημάτων των καρέ που ο δέκτης έχει ήδη, προκειμένου να κατασκευάσουν νέα πλαίσια. Τέτοιες τεχνικές είναι η υποδειγματοληψία, η διαφορική κωδικοποίηση, η διαφορική κωδικοποίηση βασισμένη σε μπλοκ κλπ.

- ***Επιλεκτική συμπίεση (selective compression)***
- ***Συμπίεση σε πολλαπλά στάδια (multistage compression)***

Η τεχνική της αντιστάθμισης κίνησης χρησιμοποιείται κυρίως στην κινούμενη εικόνα και στηρίζεται στο ότι το κάθε εμφανιζόμενο πλαίσιο είναι επανάληψη του προηγούμενου. Με βάση αυτή τη θεωρία, τα διαδοχικά πλαίσια έχουν ελάχιστες διαφορές το ένα με το άλλο και δεν απαιτείται κωδικοποίηση και συμπίεση του συνόλου των δεδομένων. Η κωδικοποίηση γίνεται σε κομμάτια, ενώ ταυτόχρονα επιτελείται σύγκριση μεταξύ των διαδοχικών κομματιών με στόχο την αποφυγή μετάδοσης ταυτόσημης πληροφορίας.

Στην περίπτωση της τεχνικής διαπλαισιακής συμπίεσης ένα υποσύνολο εικόνων θεωρείται ότι συντίθεται από ορισμένες σχεδόν ίδιες εικόνες. Με βάση αυτή τη θεωρία μπορούμε να ορίσουμε μια εικόνα ως εικόνα αναφοράς και να υπολογίζουμε τις διαφορές κάθε εικόνας από αυτή. Έτσι, είναι δυνατό να συμπιέσουμε τις εικόνες με τις διαφορές με μεθόδους συμπίεσης με απώλειες και την εικόνα αναφοράς με μεθόδους άνευ απωλειών.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 4ο ΤΟ ΠΡΟΤΥΠΟ H.264/MPEG-4 AVC

4.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

Το H.264/MPEG-4 Part 10 ή AVC (Advanced Video Coding) είναι ενα βίντεο φορμά συμπίεσης που είναι σήμερα μια από τις πιο συχνά χρησιμοποιούμενες μορφές για την εγγραφή, τη συμπίεση και τη διανομή βίντεο περιεχομένου. Η τελική μορφή της πρώτης έκδοσης του προτύπου ολοκληρώθηκε το Μάιο του 2003, και διάφορες επεκτάσεις των δυνατοτήτων του έχουν προστεθεί σε επόμενες εκδόσεις. Το H.264/MPEG-4 AVC είναι μια συμπίεση βασισμένη προσανατολισμένη στην τμηματοποίηση (block-oriented) και στην πρόβλεψη κίνησης (motion-compensation) που αναπτύχθηκε από τη ITU-T Video Coding Experts Group (VCEG) σε συνεργασία με το ISO/IEC JTC1 Moving Picture Experts Group (MPEG). Η προσπάθεια της σύμπραξης του έργου αυτού είναι γνωστή ως Joint Video Team (JVT). Το πρότυπο ITU-T H.264 και το πρότυπο ISO / IEC MPEG - 4 AVC διατηρούνται από κοινού ώστε να έχουν παρόμοιο τεχνικό περιεχόμενο.

Το H.264 είναι ίσως το πιο γνωστό πρότυπο κωδικοποίησης για Blu-ray δίσκους. Όλες οι συσκευές αναπαραγωγής Blu-ray δίσκων πρέπει να είναι ικανές να αποκωδικοποιούν το πρότυπο H.264. Επίσης χρησιμοποιείται ευρέως από διαδικτυακές πηγές αναπαραγωγής και δικτυακού λογισμικού όπως και από διάφορες επίγειες, καλωδιακές και δορυφορικές εκπομπές τηλεοπτικού σήματος υψηλής ευκρίνειας.

Το πρότυπο H.264 τυπικά χρησιμοποιείται για συμπίεση με απώλειες με την αυστηρή μαθηματική έννοια του όρου παρόλο που το ποσό της απώλειας μερικές φορές μπορεί να είναι μη αντιληπτό (και είναι δυνατό να χρησιμοποιηθεί σε ορισμένες περιπτώσεις για να δημιουργήσει πραγματικές κωδικοποιήσεις χωρίς απώλειες).

4.2 ΣΥΝΟΨΗ ΤΟΥ ΠΡΟΤΥΠΟΥ

Ο σκοπός του H.264/AVC ήταν να δημιουργηθεί ένα πρότυπο ικανό να παρέχει καλή ποιότητα βίντεο σε σημαντικά χαμηλότερους ρυθμούς bit από τα προηγούμενα πρότυπα (μισό ή και λιγότερο από τα MPEG-2, H.263, MPEG-4 Part 2) χωρίς να αυξάνεται η πολυπλοκότητα του σχεδιασμού τόσο ώστε να μην είναι πρακτική ή υπερβολικά δαπανηρή η εφαρμογή του. Ένας επιπλέον στόχος ήταν η μεγαλύτερη ευελιξία ώστε να επιτρέπει στο πρότυπο να εφαρμοστεί σε μια ευρεία ποικιλία εφαρμογών σε μια επίσης ευρεία ποικιλία δικτύων και συστημάτων συμπεριλαμβανομένων χαμηλών και υψηλών ρυθμών μετάδοσης, χαμηλής και υψηλής ευκρίνειας εικόνα, μετάδοσης, αποθήκευσης σε DVD, RTP/IP δικτύων πακέτων και συστημάτων πολυμέσων τηλεφωνίας της ITU-T.

Το πρότυπο H.264 μπορεί να θεωρηθεί ως μια "οικογένεια προτύπων" που αποτελείται από τα προφίλ που περιγράφονται παρακάτω. Ένας συγκεκριμένος αποκωδικοποιητής αποκωδικοποιεί αποκωδικοποιεί τουλάχιστον ένα, αλλά όχι κατ

'ανάγκην όλα τα προφίλ. Οι προδιαγραφές του αποκωδικοποιητή περιγράφουν όλα τα προφίλ που μπορούν να αποκωδικοποιηθούν. Το όνομα H.264 ακολουθεί τη σύμβαση ονομασίας της ITU-T, όπου το πρότυπο είναι ένα μέλος της γραμμής H.26x της VCEG προτύπων κωδικοποίησης βίντεο, το MPEG - 4 AVC όνομα σχετίζεται με τη σύμβαση ονομασίας στο πρότυπο ISO / IEC MPEG, όπου το πρότυπο είναι το τμήμα 10 του προτύπου ISO / IEC 14496, το οποίο είναι όλα τα ακόλουθα πρότυπα που είναι γνωστά ως MPEG - 4. Το πρότυπο αναπτύχθηκε από κοινού με τη συνεργασία των VCEG και MPEG , μετά από την προηγούμενη εργασία ανάπτυξης της ITU -T στα πλαίσια του έργου της VCEG που ονομάζεται H.26L. Είναι κοινό το πρότυπο να αναφέρεται ως H.264/AVC, AVC/H.264, H.264/MPEG-4 AVC ή MPEG-4/H.264 AVC, ώστε να δίνεται έμφαση στην κοινή τους προέλευση. Περιστασιακά αναφέρεται και ως "κωδικοποιητής JVT", αναφορικά με την οργάνωση Joint Video Team (JVT) από την οποία αναπτύχθηκε.

Η τυποποίηση της πρώτης έκδοσης του προτύπου H.264/AVC ολοκληρώθηκε τον Μάιο του 2003. Στο πρώτο έργο για την επέκταση του αρχικού προτύπου, η JVT ανάπτυξε αυτό που έγινε γνωστό με την ονομασία Fidelity Range Extensions (FRExt). Αυτές οι επεκτάσεις ενεργοποίησαν υψηλότερη ποιότητα κωδικοποίησης βίντεο υποστηρίζοντας αυξημένη ακρίβεια βάθους bit δειγματοληψία και υψηλότερης ευκρίνεια χρωματική πληροφορία, συμπεριλαμβανομένων των δομών δειγματοληψίας γνωστών ως Y'CbCr 4:2:2 (= YUV 4:02:02) και Y'CbCr 4:4:4 . Πολλά άλλα χαρακτηριστικά γνωρίσματα που περιλαμβάνονται στο Fidelity Range Extensions project όπως η προσαρμοστική εναλλαγή μεταξύ 4×4 και 8×8 μετασχηματισμών ακεραίων, μήτρες στάθμισης βασισμένων σε αντιληπτική κβαντοποίηση ορισμένων από τον κωδικοποιητή, την αποτελεσματικότερη διασύνδεση των εικόνων χωρίς απώλειες κωδικοποίησης, και υποστήριξη συμπληρωματικών χρωμάτων . Η μελέτη των επεκτάσεων εύρους πιστότητας (Fidelity Range Extensions) ολοκληρώθηκε τον Ιούλιο του 2004 και η εκπόνηση της εργασίας ολοκληρώθηκε τον Σεπτέμβριο του 2004.

Το επόμενο σημαντικό χαρακτηριστικό που προστέθηκε στο πρότυπο ήταν η κλιμακούμενη κωδικοποίηση βίντεο (Scalable Video Coding - SVC). Οριζόμενη στο Annex G του H.264/AVC, το SVC επιτρέπει την κατασκευή ροών bit που περιέχουν υπο-ροές bit που συμμορφώνονται με το πρότυπο, συμπεριλαμβανομένης και μιας ροής bit γνωστή ως «στρώμα βάσης» που μπορεί να αποκωδικοποιηθεί από ένα H.264/AVC κωδικοποιητή που δεν υποστηρίζει το SVC. Για προσωρινή κλιμάκωση ροής bit (π.χ. η παρουσία μιας υποροής bit με μικρότερο ρυθμό δειγματοληψίας από την κύρια ροή bit), πλήρης πρόσβασης μονάδες αφαιρούνται από την ροή bit όταν εξάγεται η υποροή. Σε αυτήν την περίπτωση υψηλού επιπέδου σύνταξης και αναφορά πρόβλεψης ενδιάμεσων εικόνων έχουν κατασκευαστεί αναλόγως. Από την άλλη για χωρική και ποιοτική διαβάθμιση ροής bit (π.χ. η παρουσία μιας υποροής bit μικρότερη χωρική ανάλυση/ποιότητα από την κύρια ροή), το NAL (Network Abstraction Layer) αφαιρείται από την ροή bit όταν εξάγεται η υπο-ροή. Σε αυτήν την

περίπτωση η πρόβλεψη ενδιάμεσων στρωμάτων (π.χ. η πρόβλεψη του υχηλότερης χωρικής ανάλυσης/ποιότητας σήματος) χρησιμοποιείται τυπικά για αποδοτική κωδικοποίηση. Οι επεκτάσεις της κλιμακούμενης βίντεο κωδικοποίησης (SVC) ολοκληρώθηκαν τον Νοέμβριο του 2007.

Το επόμενο μείζων χαρακτηριστικό του προτύπου ήταν η Κωδικοποίηση Βίντεο Πολλαπλής Όψης (Multiview Video Coding – MVC). Οριζόμενο στο Annex Η του Η.264/AVC, η MVC επιτρέπει την κατασκευή ροών bit που αντιστοιχούν σε περισσότερες από μία οπτικές γωνίες μιας σκηνής βίντεο. Ένα σημαντικό παράδειγμα αυτής της λειτουργίας είναι η κωδικοποίηση στερεοσκοπικού τρισδιάστατου βίντεο. Δύο προφίλ αναπτύχθηκαν σε αυτήν την εργασία: Το Υψηλό Προφίλ Πολλαπλής Όψης (Multiview High Profile) υποστηρίζει έναν αυθαίρετο αριθμό όψεων και το Υψηλό Στέρεο Προφίλ (Stereo High Profile) που σχεδιάστηκε ειδικά στερεοσκοπικό βίντεο διπλής όψης. Οι εργασίες αυτής της επέκτασης ολοκληρώθηκαν το Νοέμβριο του 2009.

4.3 ΕΦΑΡΜΟΓΕΣ

Το πρότυπο Η.264 έχει ευρύ πεδίο εφαρμογών που καλύπτει όλες τις μορφές του ψηφιακά συμπιεσμένου βίντεο από διαδικτυακές εφαρμογές ροής βίντεο χαμηλού ρυθμού bit μέχρι μετάδοση τηλεοπτικού σήματος υψηλής ευκρίνειας και εφαρμογές ψηφιακού κινηματογράφου με σχεδόν μηδενικές απώλειες συμπίεσης. Με τη χρήση του προτύπου Η.264 έχουν αναφερθεί εξοικονομήσεις ρυθμών bit που φτάνουν το 50%. Για παράδειγμα το Η.264 κατάφερε να δώσει την ίδια ποιότητα ψηφιακής δορυφορικής τηλεόρασης με το MPEG2 με λιγότερο από το μισό ρυθμό bit με τις εφαρμογές MPEG2 να λειτουργούν στα 3.5 Mbit/s ενώ το Η.264 μόνο στα 1.5Mbit/s. Για να εξασφαλιστεί η συμβατότητα και η απρόσκοπτη υιοθέτηση του Η.264/AVC πολλά σώματα προτύπων τροποποιήθηκαν ώστε οι χρήστες αυτών των προτύπων να εργαστούν πάνω στο Η.264/AVC.

- Και το φορμά των Blu-ray δίσκων και του εγκαταλειπόμενου HD-DVD περιλαμβάνουν το Η.264/AVC High Profile ως μία από τις υποχρεωτικές μορφές συμπίεσης.
- Το σχέδιο Ψηφιακής Μετάδοσης Βίντεο (Digital Video Broadcast – DVB) ενέκρινε τη χρήση του Η.264/AVC για τηλεοπτική εκπομπή στα τέλη του 2004
- Η επιτροπή Εξελιγμένων Συστημάτων Τηλεόρασης (Advanced Television Systems Committee – ATSC) ενέκρινε τη χρήση του Η.264/AVC στο σώμα προτύπων της τον Ιούλιο του 2008 παρόλο που το πρότυπο δεν έχει χρησιμοποιηθεί ακόμα για σταθερές εκπομπές ATSC εντός των Η.Π.Α. Έχει

επίσης εγκριθεί χρήση με το πιο πρόσφατο ATSC-M/H πρότυπο χρησιμοποιώντας και τα AVC και SVC τμήματα του H.264.

- Το AVCHD είναι ένα υψηλής ευκρίνειας φορμά εγγραφής που σχεδιάστηκε από τη Sony και την Panasonic που χρησιμοποιεί το H.264 (εναρμονιζόμενο με το H.264 ενώ προστέθηκαν επιπλέον χαρακτηριστικά και περιορισμοί)
- Το XAVC είναι ένα φορμά εγγραφής που χρησιμοποιεί το επίπεδο 5.2 του H.264/MPEG-4 AVC που είναι το υψηλότερο επίπεδο που υποστηρίζεται από αυτό το πρότυπο βίντεο. Το XAVC μπορεί να υποστηρίξει 4K ανάλυση (4096 × 2160 και 3840 × 2160) με 60 καρέ το δευτερόλεπτο.
- Το CCTV (τηλεόραση κλειστού κυκλώματος) και οι αγορές βίντεο παρακολούθησης έχουν συμπεριλάβει τη συγκεκριμένη τεχνολογία σε πολλά προϊόντα
- Φωτογραφικές μηχανές DSLR χρησιμοποιούν το H.264 ενσωματωμένο σε Quick Time MOV μορφή σαν εγγενή μορφή εγγραφής.

4.4 ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ

Το H.264/AVC/MPEG-4 part 10 περιέχει μια σειρά από νέα χαρακτηριστικά που επιτρέπουν τη συμπίεση βίντεο με πολύ πιο αποδοτικό τρόπο από ότι παλαιότερα πρότυπα και παρέχει μεγαλύτερη ευελιξία για εφαρμογή σε μια ευρεία ποικιλία από δικτυακά περιβάλλοντα. Ειδικότερα ορισμένα τέτοια βασικά χαρακτηριστικά περιλαμβάνουν.

- Πρόβλεψη ενδιάμεσης εικόνα σε πολλαπλές εικόνες συμπεριλαμβανομένων των ακόλουθων δυνατοτήτων
    - Χρησιμοποιώντας προηγούμενες κωδικοποιημένες εικόνες ως αναφορά με έναν πολύ πιο ευέλικτο τρόπο σε σχέση με τα παλαιότερα πρότυπα, επιτρέποντας μέχρι και 16 καρέ αναφοράς (ή 32 πεδία αναφοράς στην περίπτωση συμπεριπλεκόμενης κωδικοποίησης) να χρησιμοποιηθούν σε διάφορες περιπτώσεις. Σε αντίθεση με προηγούμενα πρότυπα που το όριο ήταν τυπικά ένα ή στην περίπτωση καρέ-B (B-frames), δύο. Αυτό το συγκεκριμένο χαρακτηριστικό συνήθως επιτρέπει αξιοπρεπείς βελτιώσεις στον ρυθμό Bit και στην ποιότητα στις περισσότερες σκηνές. Αλλά σε συγκεκριμένους τύπους σκηνών που υπάρχει επαναληπτική κίνηση ή ακάλυπτες περιοχές φόντου επιτρέπει σημαντική μείωση στο ρυθμό bit διατηρώντας διαύγεια στην εικόνα.
    - Αντιστάθμιση κίνησης τμημάτων (block) ποικίλου μεγέθους (VBSMC), με μεγέθη block μεγάλα ως 16x16 και μικρά ως 4x4 επιτρέποντας την ακριβή κατάτμηση κινούμενων περιοχών. Τα

υποστηριζόμενα μεγέθη block πρόβλεψης σήματος φωτεινότητας (luma prediction) περιλαμβάνουν 16x16, 16x8, 8x16, 8x8, 8x4, 4x8 και 4x4 πολλά από τα οποία μπορούν να χρησιμοποιηθούν σε ένα μοναδικό μακροτμήμα (macroblock). Τα μεγέθη block πρόβλεψης χρωματικού σήματος (chroma prediction) είναι αντιστοίχως μικρότερα σύμφωνα με την υπο-δειγματοληψία χρωματικού σήματος που χρησιμοποιείται.

- Η ικανότητα να χρησιμοποιηθούν πολλαπλά διανύσματα κίνησης ανα macroblock (ένα ή δύο ανά διαμέρισμα) με μέγιστο αριθμό 32 στην περίπτωση ενός B macroblock κατασκευασμένο από 16 4x4 διαμερίσματα. Τα διανύσματα κίνησης για κάθε 8x8 ή μεγαλύτερη διαμερισματική περιοχή μπορούν να παραπέμπουν σε διαφορετικές εικόνες αναφοράς.
- Ικανότητα να χρησιμοποιεί οποιουδήποτε τύπου macroblock σε B-καρέ συμπεριλαμβανομένων I-macroblock με αποτελέσμα πολύ πιο αποτελεσματική κωδικοποίηση όταν χρησιμοποιούνται B-καρέ. Αυτό το χαρακτηριστικό είχε μείνει εκτός του MPEG-4 ASP.
- Φιλτράρισμα $6^{ης}$ τάξης για εξαγωγή πρόβλεψης δείγματος φωτεινότητας "μισού-pixel" (half-pel) για ευκρινέστερη αντιστάθμιση κίνησης υπο-εικονοστοιχείου. Η κίνηση quarter-pixel εξάγεται μέσω γραμμικής παρεμβολής των half-pel τιμών για εξοικονόμηση επεξεργαστικής ισχύως.
- Ακρίβεια quarter-pixel για αντιστάθμιση κίνησης, επιτρέποντας την ακριβή περιγραφή των μετακινήσεων των κινούμενων περιοχών. Για το χρωματικό σήμα η ανάλυση είναι τυπικά μισή και οριζόντια και κάθετα και γι' αυτό η αντιστάθμιση κίνησης χρωματικού σήματος χρησιμοποιεί το 1/8 των μονάδων πλέγματος του χρωματικού σήματος.
- Σταθμισμένη πρόβλεψη επιτρέποντας σε έναν κωδικοποιητή να καθορίσει τη χρήση μιας κλίμακας και να εξισορροπήσει όταν εκτελεί αντιστάθμιση κίνησης και παρέχοντας σημαντικό πλεονέκτημα στην απόδοση σε ορισμένες περιπτώσεις όπως σε μεταβάσεις σε μαύρου (fade-to-black), εισόδου (fade-in), και διασταύρωσης (cross fade). Αυτό περιλαμβάνει ενδεχόμενη σταθμισμένη πρόβλεψη για B-καρέ και σαφή σταθμισμένη πρόβλεψη για P-καρέ.

- Χωρική πρόβλεψη από τα άκρα των γειτονικών block για "intra" κωδικοποίηση αντί για "DC" μόνο πρόβλεψη που συναντάμε στο MPEG-2 part 2 και την πρόβλεψη μετασχηματισμού συντελεστή που συναντάμαι στο H.263v2 και στο MPEG-4 part2. Αυτό περιλαμβάνει πρόβλεψη φωτεινότητας

block μεγέθους 16x16, 8x8 και 4x4 (εκ των οποίων μόνο ένα μπορεί να χρησιμοποιηθεί μέσα σε κάθε macroblock)

- Χαρακτηριστικά κωδικοποίησης macroblock χωρίς απώλειες που περιλαμβάνουν
    - Μια λειτουργία αναπαράστασης χωρίς απώλειες "PCM macroblock" στο οποίο τα δείγματα των δεδομένων βίντεο αναπαριστούνται άμεσα επιτρέποντας τέλεια αναπαράσταση συγκεκριμένων περιοχών και επιτρέποντας να τοποθετηθεί ένα ακριβές όριο στην ποσότητα των κωδικοποιημένων πληροφοριών για κάθε macroblock.
    - Μια λειτουργία ενισχυμένης χωρίς απώλειες αναπαράσταση macroblock επιτρέποντας τέλεια αναπαράσταση συγκεκριμένων περιοχών με παράλληλη χρήση λιγότερων bit σε σχέση με PCM λειτουργία.
- Ευέλικτα χαρακτηριστικά κωδικοποίησης περιπλεγμένης σάρωσης που περιλαμβάνει
    - Προσαρμοσμένου τομέα καρέ macroblock (Macroblock-adaptive frame-field - MBAFF) κωδικοποίηση χρησιμοποιώντας δομή ζεύγους macroblock για εικόνες κωδικοποιημένες ως καρέ, επιτρέποντας 16x16 macroblock σε λειτουργία πεδίου (σε σύγκριση με το MPEG-2 που η επεξεργασία λειτουργίας πεδίου σε μια εικόνα που κωδικοποιείται ως καρέ έχει ως αποτέλεσμα την επεξεργασία 16x8 half-macroblocks)
    - Προσαρμοσμένου τομέα καρέ εικόνας (picture-adaptive frame-field – PAFF) επιτρέποντας μια ελεύθερης επιλογής μίξη εικόνων κωδικοποιημένων είτε σαν ολόκληρα καρέ που και τα δύο πεδία συνδυάζονται μαζί προς κωδικοποίηση είτα σαν ξεχωριστά πεδία.
- Νέα χαρακτηριστικά μετασχηματισμού που περιλαμβάνουν
    - Ακέραιο μετασχηματισμό ακριβής αντιστοίχησης χωρικού block 8x8 επιτρέποντας περιοχές υψηλής συσχέτισης να συμπιέζονται περισσότερο αποτελεσματικά από ότι με 4x4 μετασχηματισμό. Αυτό το σχέδιο είναι εννοιολογικά παρόμοιο με το μετασχηματισμό διακριτού συνημιτόνου (DCT) αλλά απλοποιημένη για να παρέχει ακριβώς συγκεκριμένη αποκωδικοποίηση.
    - Ακέραιο μετασχηματισμό ακριβής αντιστοίχησης χωρικού block 4x4 επιτρέποντας ακριβή τοποθέτηση παραμένων σημάτων.
    - Προσαρμοσμένη επιλογή κωδικοποιητή μεταξύ Block μετασχηματισμού μεγέθους 4x4 ή 8x8 για τη λειτουργία ακέραιου μετασχηματισμού

- Δευτερεύον μετασχηματισμό Hadamard που πραγματοποιείται σε "DC" συντελεστές του πρωτογενούς χωρικού μετασχηματισμού εφαρμοσμένου σε χρωματικούς DC συντελεστές (και συντελεστές φωτεινότητας σε μια ειδική περίπτωση) για να εξασφαλιστεί μεγαλύτερη συμπίεση σε πιο ομαλές περιοχές.

- Σχέδιο κβαντοποίησης που περιλαμβάνει
  - Λογαριθμικό έλεγχο μεγέθους βήματος για ευκολότερη διαχείριση του ρυθμού μετάδοσης από τους κωδικοποιητές και απλοποιημένη αντίστροφου κβαντισμού κλιμάκωση.
  - Μήτρες κλιμάκωσης κβαντισμού προσαρμοσμένης συχνότητας επιλεγμένες από τον κωδικοποιητή για βελτιστοποίηση κβαντισμού
- Φίλτρο βρόχου αποτμηματοποίησης που βοηθάει στην αποφυγή τεχνουργημάτων κοινά και σε άλλες τεχνικές συμπίεσης βασισμένες σε διακριτό μετασχηματισμό συνημιτόνου με αποτέλεσμα βελτιωμένη οπτική εμφάνιση και απόδοση συμπίεσης
- Σχέδιο κωδικοποίησης εντροπίας που περιλαμβάνει
  - Δυαδική αριθμητική κωδικοποίηση προσαρμοσμένη στο εκάστοτε πλαίσιο (Context-adaptive binary arithmetic coding - CABAC), ένας αλγόριθμος για την χωρίς απώλειες συμπίεση στοιχείων σύνταξης σε μια ροή βίντεο γνωρίζοντας τις πιθανότητες των στοιχείων σύνταξης σε ένα δεδομένο πλαίσιο. Η CABAC συμπιέζει τα δεδομένα πιο αποτελεσματικά από την CAVLC αλλά απαιτεί σημαντικά περισσότερη επεξεργασία στην αποκωδικοποίηση.
  - Μεταβλητού μήκους κωδικοποίηση προσαρμοσμένης στο εκάστοτε πλαίσιο (CAVLC), η οποία μια λιγότερης πολυπλοκότητας εναλλακτική στην CABAC για την κωδικοποίηση μετασχηματισμό κβαντισμένων τιμών συντελεστών. Παρά τη λιγότερη πολυπλοκότητα από την CABAC είναι πιο περίτεχνη και πιο αποδοτική από τις μεθόδους που χρησιμοποιούνται για την κωδικοποίηση συντελεστών σε προγενέστερα σχέδια.
  - Μια απλή και άκρως δομημένη μεταβλητού μήκους (variable length coding - VLC) τεχνική κωδικοποίησης για στοιχεία σύνταξης όχι κωδικοποιημένα από τις CABAC και CAVLC
- Χαρακτηριστικά ανθεκτικότητας απώλειας όπως
  - Ορισμός στρώματος υφαίρεσης δικτύου (Network Abstraction Layer) που επιτρέπει στην ίδια σύνταξη βίντεο να χρησιμοποιείται σε πολλαπλά δικτυακά περιβάλλοντα. Μια θεμελιώδης αρχή σχεδιασμού του H.264 είναι να παράγει αυτοτελή πακέτα για να αφαιρέσει την

διπλή επικεφαλίδα (header) όπως στον κώδικα επέκτασης επικεφαλίδας στο MPEG-4 (Header Extension Code – HEC). Αυτό επιτεύχθηκε διαχωρίζοντας την πληροφορία σχετική σε πάνω από ένα κομμάτι ροής μέσου. Ο συνδυασμός παραμέτρων υψηλότερου επιπέδου ονομάζεται ρύθμιση παραμέτρου. Η προδιαγραφή του H.264 περιέχει δύο τύπους ρύθμισης παραμέτρων: Ρύθμιση παραμέτρου ακολουθίας (Sequence Parameter Set – SPS) και ρύθμιση παραμέτρου εικόνας (Picture Parameter Set – PPS). Μια ενεργή ρύθμιση παραμέτρου ακολουθίας παραμένει αμετάβλητη σε μια ολόκληρη ακολουθία κωδικοποιημένου βίντεο και μια ενεργή ρύθμιση παραμέτρου εικόνος παραμένει αμετάβλητη σε μια κωδικοποιημένη εικόνα. Η ρύθμιση παραμέτρου ακολουθίας και εικόνας περιέχουν πληροφορία όπως το μέγεθος της εικόνας και προαιρετικούς τρόπους κωδικοποίησης που χρησιμοποιούνται.

- Ευέλικτη ταξινόμηση macroblock (Flexible macroblock ordering – FMO) γνωστών και ως ομαδοποιημένες φέτες και αυθαίρετη ταξινόμηση φετών (arbitery slice ordering – ASO), οι οποίες είναι τεχνικές αναδόμησης της ταξινόμησης της αναπαράστασης των θεμελιωδών περιοχών (macroblock) σε εικόνες. Συνήθως θεωρείται χαρακτηριστικό ανθεκτικότητας σε λάθη/απώλειες αλλά μπορεί να χρησιμοποιηθεί και για άλλους σκοπούς.
- Διαμερισματοποίηση δεδομένων (data partitioning – DP), ένα χαρακτηριστικό που παρέχει τη δυνατότητα να διαχωρίσει τα πιο σημαντικά από τα λιγότερο σημαντικά στοιχεία της σύνταξης σε διαφορετικά πακέτα δεδομένων επιτρέποντας την εφαρμογή προστασίας άνισου σφάλματος (unequal error protection – UEP) και άλλων τύπων βελτιώσεων για αντοχή σε λάθη/απώλειες.
- Εφεδρικές φέτες (redundant slices – RS), χαρακτηριστικό αντοχής σε λάθη/απώλειες το οποίο επιτρέπει σε έναν κωδικοποιητή να στείλει μια επιπλέον αναπαράσταση μιας περιοχής εικόνας (συνήθως σε χαμηλότερη πιστότητα) που να μπορεί να χρησιμοποιηθεί εάν η κύρια αναπαράσταση καταστραφεί ή χαθεί.
- Αρίθμηση καρέ, ένα χαρακτηριστικό που επιτρέπει τη δημιουργία «υπο-ακολουθιών» ενεργοποιώντας χρονική κλιμάκωση μέσω προαιρετικής ένταξης επιπλέον εικόνων μεταξύ άλλων εικόνων και την ανίχνευση και απόκρυψη απωλειών ολόκληρων εικόνων που μπορεί να συμβεί λόγω απώλειας πακέτων στο δίκτυο ή σφάλματα καναλιού

- Εναλλαγή φετών που ονομάζονται SP και SI, επιτρέποντας σε έναν κωδικοποιητή να κατευθύνει έναν αποκωδικοποιητή να μεταβεί απευθείας σε

μια συνεχή ροή βίντεο για σκοπούς όπως εναλλαγή ρυθμού bit σε ροή βίντεο και λειτουργία «τεχνάσματος». Όταν ένας αποκωδικοποιητής μεταβαίνει στη μέση μια ροής βίντεο χρησιμοποιώντας το χαρακτηριστικό SP/SI μπορεί να πάρει μια ακριβή αντιστοιχία στις αποκωδικοποιημένες εικόνες σε αυτή τη θέση της ροής βίντεο παρά το ότι χρησιμοποιεί διαφορετικές εικόνες ή και καθόλου εικόνες ως αναφορές πριν την εναλλαγή.

- Μια απλή αυτόματη διαδικασία για την πρόληψη ακούσιας εξομοίωσης των κωδικών έναρξης οι οποίοι είναι ειδικές ακολουθίες bit στα κωδικοποιημένα δεδομένα που επιτρέπουν τυχαία πρόσβαση στη ροή bit και την ανάκτηση ευθυγράμμισης byte σε συστήματα που μπορεί να χαθεί ο συγχρονισμός.
- Συμπληρωματικές πληροφορίες ενίσχυσης (Supplemental enhancement information - SEI) και πληροφορίες χρηστικότητας του βίντεο (video usability information - VUI) που είναι επιπλέον πληροφορία που μπορεί να εισαχθεί στη ροή bit για να ενισχύσει τη χρήση του βίντεο για μια ευρεία ποικιλία σκοπών
    - 0: Σκακιέρα – εικονοστοιχεία εναλλάσσονται από Α και Δ
    - 1: Εναλλαγή στήλης - Το Α και Δ περιπλέκονται ανά στήλη
    - 2: Εναλλαγή σειράς – Το Α και Δ περιπλέκονται ανά σειρά
    - 3: Πλάι πλάι – Το Α είναι αριστερά και το Δ στα δεξιά
    - 4: Κορυφή πυθμένας – Το Α είναι στην κορυφή, το Δ στον πυθμένα
    - 5: Εναλλαγή καρέ – Μια προβολή ανά καρέ
- Βοηθητικές εικόνες οι οποίες μπορούν να χρησιμοποιηθούν για σκοπούς όπως σύνθεσης «άλφα» (π.χ. εφέ διαφάνειας)
- Υποστήριξη μονοχρωματικής (4:0:0), 4:2:0, 4:2:2, και 4:4:4 χρωματικής δειγματοληψίας (ανάλογα με το επιλεγμένο προφίλ)
- Υποστήριξη ακρίβειας δείγματος βάθους bit που κυμαίνεται από 8 έως 14 bits ανά δείγμα (ανάλογα με το επιλεγμένο προφίλ)
- Η ικανότητα να κωδικοποίησης επιμέρους στάθμες χρώματος ως ξεχωριστές εικόνες με τις δικές τους δομές «φέτων», είδη macroblock, διανσμάτων κίνησης κλπ, επιτρέποντας να σχεδιάζονται κωδικοποιητές με μια απλή δομή παραλληλοποίησης (υποστηρίζεται μόνο στα 4:4:4 προφίλ)
- Αρίθμηση σειράς εικόνας, ένα χαρακτηριστικό που χρησιμεύει για να κρατήσει τη διάταξη των εικόνων και τις τιμές των δειγμάτων επιτρέποντας πληροφορίες χρονισμού να μεταφέρονται και να ελέγχονται/διαφοροποιούνται ξεχωριστά από ένα σύστημα χωρίς να επηρεάζεται το περιεχόμενο της αποκωδικοποιημένης εικόνας.

Αυτές οι τεχνικές μαζί με αρκετές άλλες βοηθούν το πρότυπο H.264 να αποδίδει σημαντικά καλύτερα από οποιοδήποτε προγενέστερο πρότυπο κάτω από μια ευρεία ποικίλα περιβάλλοντα εφαρμογών. Το πρότυπο H.264 μπορεί να αποδίδει ριζικά καλύτερα από το MPEG-2 συνήθως διατηρώντας την ίδια ποιότητα με το μισό ή και λιγότερο ρυθμό bit, ειδικά σε υψηλό ρυθμό bit και καταστάσεις υψηλής ανάλυσης.

4.5 ΠΡΟΦΙΛ

Το πρότυπο ορίζει 21 σύνολα δυνατοτήτων τα οποία αναφέρονται ως προφίλ στοχεύοντας σε συγκεκριμένες κατηγορίες εφαρμογών

- **Περιορισμένο Προφίλ Βάσης(Constrained Baseline Profile – CBP**): αρχικά για εφαρμογές χαμηλού κόστους αυτό το προφίλ χρησιμοποιείται συνήθως στην βιντεοδιάσκεψης και εφαρμογές κινητής. Αντιστοιχεί στο υποσύνολο των χαρακτηριστικών που είναι κοινά μεταξύ των βασικών, κυρίων και υψηλών προφίλ
- **Προφίλ Βάσης (Baseline Profile – BP):** Κυρίως για εφαρμογές χαμηλού κόστους που απαιτούν επιπλέον ανθεκτικότητα στην απώλεια δεδομένων, το προφίλ αυτό χρησιμοποιείται σε κάποιες εφαρμογές βιντεοδιάσκεψης και εφαρμογές κινητής. Αυτό το προφίλ περιλαμβάνει όλα τα χαρακτηριστικά που υποστηρίζονται στο Περιορισμένο Βασικό Προφίλ, συν τρία επιπλέον χαρακτηριστικά που μπορούν να χρησιμοποιηθούν για την αντίσταση στην απώλεια (ή για άλλους σκοπούς, όπως η μικρή καθυστέρηση στη σύνθεση ροή βίντεο πολλαπλών θέσεων). Η σημασία αυτού του προφίλ έχει εξασθενίσει κάπως από τον ορισμό του περιορισμένου βασικού προφίλ το 2009. Όλες οι ροές του Περιορισμένου Βασικού Προφίλ θεωρούνται ως ροές Βασικού Προφίλ καθώς αυτά τα δύο προφίλ μοιράζονται την ίδια τιμή κωδικού αναγνώρισης.
- **Εκτεταμένο Προφίλ (Extended Profile – EP):** Προορισμένο ως προφίλ περιεχομένου βίντεο-ροής αυτό το προφίλ έχει σχετικά υψηλή ικανότητα συμπίεσης και μερικές επιπλέον δυνατότητες αντοχής στην απώλεια δεδομένων και στην εναλλαγή ροής διακομιστή.
- **Κύριο Προφίλ (Main Profile – MP):** Αυτό το προφίλ χρησιμοποιείται για ψηφιακές τηλεοπτικές μεταδόσεις τυπικής ευκρίνειας. Δεν χρησιμοποιείται για μεταδόσεις υψηλής ευκρίνειας μιας και για αυτό το σκοπό δημιουργήθηκε το Υψηλό Προφίλ.
- **Υψηλό Προφίλ (High Profile – HiP):** Το πρωτεύον προφίλ για εκπομπή και αποθήκευση σε δίσκους ιδίως για εφαρμογές τηλεόραση υψηλής ευκρίνειας

(αυτό είναι το προφίλ που υιοθετήθηκε για την αποθήκευση σε Blu-ray δίσκους και την υπηρεσία μετάδοσης DVB HDTV)

- **Προοδευτικό Υψηλό Προφίλ (Progressive High Profile – PhiP):** Παρόμοιο με το Υψηλό Προφίλ αλλά χωρίς υποστήριξη χαρακτηριστικών κωδικοποίησης πεδίου.
- **Περιορισμένο Υψηλό Προφίλ (Constrained High Profile – ChiP):** Παρόμοιο με το Προοδευτικό Προφίλ αλλά χωρίς την υποστήριξη «φετών» τύπου B (B-πρόβλεψης).
- **Υψηλό Προφίλ 10 (High 10 Profile – Hi10P):** Προχωρώντας πέρα από τις τυπικές δυνατότητες καταναλωτικών προϊόντων το προφίλ αυτό στηρίζεται στο Υψηλό Προφίλ προσθέτοντας υποστήριξη για έως και 10 bits ανά δείγμα για την ακρίβεια της αποκωδικοποιημένης εικόνας.
- **Υψηλό Προφίλ 4:2:2 (High 4:2:2 Profile – Hi422P):** Αυτό το προφίλ βασίζεται πάνω στο Υψηλό Προφίλ 4:2:2 υποστηρίζοντας έως 4:4:4 χρωματική δειγματοληψία ως και 14 bits ανά δείγμα και επιπλέον υποστηρίζει αποδοτική κωδικοποίηση περιοχής χωρίς απώλειες και την κωδικοποίηση κάθε εικόνας ως τρεις διαφορετικές στάθμες χρώματος. Για βιντεοκάμερες, επεξεργασία και επαγγελματικές εφαρμογές το πρότυπο περιέχει τέσσερα επιπλέον "intra frame" προφίλ τα οποία ορίζονται ως απλά υποσύνολα των άλλων αντίστοιχων προφίλ. Προορίζονται κυρίως για επαγγελματικές εφαρμογές.
- **Υψηλό Προφίλ 10 "Intra" (High 10 Intra Profile):** Το Hi10P προφίλ προορισμένο για χρήση "all-intra"
- **Υψηλό Προφίλ 4:2:2 "Intra" (High 4:2:2 Intra Profile):** Το Hi422P προφίλ προορισμένο για χρήση "all-intra"
- **CAVLC 4:4:4 Intra Profile:** Το Hi422P προφίλ προορισμένο για χρήση "all-intra" και CAVLC κωδικοποίηση εντροπίας (δεν υποστηρίζει CABAC)

Ως αποτέλεσμα της επέκτασης Κλιμακωτής Κωδικοποίησης Βίντεο (SVC) το πρότυπο περιλαμβάνει πέντε επιπλέον κλιμακούμενα προφίλ τα οποία ορίζονται ως ένας συνδυασμός του προφίλ H.264/AVC για το στρώμα βάσης και εργαλείων που επιτυγχάνουν την κλιμακούμενη επέκταση.

- **Κλιμακωτό Προφίλ Βάσης (Scalable Baseline Profile – SBP):** Στοχεύει κυρίως σε εφαρμογές βιντεοδιάσκεψης, κινητές εφαρμογές και εφαρμογές επιτήρησης μέσω βίντεο βασίζεται πάνω στο Περιορισμένο Προφίλ Βάσης στο οποίο το στρώμα βάσης πρέπει να συμμορφώνεται. Για τα εργαλεία κλιμάκωσης ενεργοποιείται ένα υποσύνολο από τα διαθέσιμα εργαλεία.

- **Κλιμακωτό Περιορισμένο Προφίλ Βάσης (Scalable Constrained Baseline Profile):** Ένα υποσύνολο του Κλιμακωτού Προφίλ Βάσης που προορίζεται πρωταρχικά για εφαρμογές επικοινωνίας πραγματικού χρόνου.
- **Κλιμακωτό Υψηλό Προφίλ (Scalable High Profile):** Κατά κύριο λόγο στοχεύει εφαρμογές μετάδοσης και ροής και βασίζεται στο Υψηλό Προφίλ του H.264/AVC στου οποίου το στρώμα βάσης πρέπει να υπακούει.
- **Κλιμακωτό Περιορισμένο Υψηλό Προφίλ (Scalable Constrained High Profile):** Ένα υποσύνολο του Scalable High Profile προορίζεται κυρίως για εφαρμογές επικοινωνίας σε πραγματικό χρόνο.
- **Κλιμακωτό Υψηλό "Intra" Προφίλ (Scalable High Intra Profile):** Στοχεύοντας κατά κύριο λόγο σε εφαρμογές παραγωγής περιορίζεται σε χρήση "all-intra".
- **Υψηλό Stereo Προφίλ (Stereo High Profile):** Αυτό το προφίλ στοχεύει σε στερεοσκοπικό τρισδιάστατο (3D) βίντεο διπλής όψης και συνδυάζει τα εργαλεία της Υψηλού Προφίλ με τις δυνατότητες ενδιάμεσης πρόβλεψης της επέκτασης MVC.
- **Υψηλό Προφίλ Πολλαπλών Όψεων (Multiview High Profile):** Αυτό το προφίλ υποστηρίζει δύο ή περισσότερες όψεις ενδιάμεσης πρόβλεψης αλλά δεν υποστηρίζει εικόνες πεδίου και κωδικοποίηση macroblock προσαρμοσμένου τομές καρέ.
- **Πολλαπλών Όψεων Βάθους Υψηλό (Multiview Depth High Profile)**

Feature support in particular profiles

Feature	CBP	BP	XP	MP	ProHiP	HiP	Hi10P	Hi422P	Hi444PP
Bit depth (per sample)	8	8	8	8	8	8	8 to 10	8 to 10	8 to 14
Chroma formats	4:2:0	4:2:0	4:2:0	4:2:0	4:2:0	4:2:0	4:2:0	4:2:0/4:2:2	4:2:0/4:2:2/4:4:4
Flexible macroblock ordering (FMO)	No	Yes	Yes	No	No	No	No	No	No
Arbitrary slice ordering (ASO)	No	Yes	Yes	No	No	No	No	No	No
Redundant slices (RS)	No	Yes	Yes	No	No	No	No	No	No
Data Partitioning	No	No	Yes	No	No	No	No	No	No
SI and SP slices	No	No	Yes	No	No	No	No	No	No
Interlaced coding (PicAFF, MBAFF)	No	No	Yes	Yes	No	Yes	Yes	Yes	Yes
B slices	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
CABAC entropy coding	No	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
4:0:0 (Monochrome)	No	No	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
8×8 vs. 4×4 transform adaptivity	No	No	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
Quantization scaling matrices	No	No	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
Separate C_b and C_r QP control	No	No	No	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes
Separate color plane coding	No	No	No	No	No	No	No	No	Yes
Predictive lossless coding	No	No	No	No	No	No	No	No	Yes

Πίνακας 4.1 Υποστήριξη χαρακτηριστικών σε συγκεκριμένα προφίλ

4.6 ΕΠΙΠΕΔΑ

Ο όρος όπως χρησιμοποιείται στο πρότυπο αποτελεί ένα καθορισμένο σύνολο περιορισμών που υποδεικνύουν ένα απαιτούμενο βαθμό απόδοσης της αποκωδικοποίησης για ένα προφίλ. Για παράδειγμα ένα επίπεδο υποστήριξης εντός ενός προφίλ καθορίζει τη μέγιστη ανάλυση εικόνας που μπορεί να χρησιμοποιήσει ένας αποκωδικοποιητής. Ο αποκωδικοποιητής που συμμορφώνεται στο συγκεκριμένο επίπεδο πρέπει να είναι σε θέση να αποκωδικοποιήσει όλες τις ροές bit για αυτό το επίπεδο αλλά και για όλα τα χαμηλότερα.

Levels with maximum property values

Level	Max decoding speed		Max frame size		Max video bit rate for video coding layer (VCL) kbit/s			Examples for high resolution @ highest frame rate (max stored frames) Toggle additional details
	Luma samples/s	Macroblocks/s	Luma samples	Macroblocks	Baseline, Extended and Main Profiles	High Profile	High 10 Profile	
1	380,160	1,485	25,344	99	64	80	192	176×144@15.0 (4)
1b	380,160	1,485	25,344	99	128	160	384	176×144@15.0 (4)
1.1	768,000	3,000	101,376	396	192	240	576	352×288@7.5 (2)
1.2	1,536,000	6,000	101,376	396	384	480	1,152	352×288@15.2 (6)
1.3	3,041,280	11,880	101,376	396	768	960	2,304	352×288@30.0 (6)
2	3,041,280	11,880	101,376	396	2,000	2,500	6,000	352×288@30.0 (6)
2.1	5,068,800	19,800	202,752	792	4,000	5,000	12,000	352×576@25.0 (6)
2.2	5,184,000	20,250	414,720	1,620	4,000	5,000	12,000	720×576@12.5 (5)
3	10,368,000	40,500	414,720	1,620	10,000	12,500	30,000	720×576@25.0 (5)
3.1	27,648,000	108,000	921,600	3,600	14,000	17,500	42,000	1280×720@30.0 (5)
3.2	55,296,000	216,000	1,310,720	5,120	20,000	25,000	60,000	1,280×1,024@42.2 (4)
4	62,914,560	245,760	2,097,152	8,192	20,000	25,000	60,000	2,048×1,024@30.0 (4)
4.1	62,914,560	245,760	2,097,152	8,192	50,000	62,500	150,000	2,048×1,024@30.0 (4)
4.2	133,693,440	522,240	2,228,224	8,704	50,000	62,500	150,000	2,048×1,080@60.0 (4)
5	150,994,944	589,824	5,652,480	22,080	135,000	168,750	405,000	3,672×1,536@26.7 (5)
5.1	251,658,240	983,040	9,437,184	36,864	240,000	300,000	720,000	4,096×2,304@26.7 (5)
5.2	530,841,600	2,073,600	9,437,184	36,864	240,000	300,000	720,000	4,096×2,304@56.3 (5)

Πίνακας 4.2 Πίνακας επιπέδων με τιμές ιδιοτήτων

4.7 ΠΡΟΣΩΡΙΝΗ ΑΠΟΘΗΚΕΥΣΗ (BUFFERING) ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΜΕΝΗΣ ΕΙΚΟΝΑΣ

Οι προγενέστερα κωδικοποιημένες εικόνες χρησιμοποιούνται από τους κωδικοποιητές του προτύπου H.264/AVC ώστε να παρέχουν προβλέψεις για άλλες εικόνες. Αυτό επιτρέπει στον κωδικοποιητή να κάνει λήψη αποδοτικών και αποτελεσματικών αποφάσεων για τον καλύτερο τρόπο κωδικοποίησης μιας δεδομένης εικόνας. Στον αποκωδικοποιητή οι εν λόγω εικόνες είναι αποθηκευμένες σε μια εικονική προσωρινή αποθήκη αποκωδικοποιημένων εικόνων (DPB). Η

μέγιστη χωρητικότητα του DPB που δίνεται σε μονάδες πλαισίων (ή ζευγαριών ή πεδίων) όπως φαίνεται στην παρένθεση στη δεξιά στήλη του παρακάτω πίνακα, μπορεί να υπολογιστεί ως εξής.

$$capacity = \min(\text{floor}(MaxDpbMbs / (PicWidthInMbs * FrameHeightInMbs))$$

Όπου το MaxDpbMbs είναι μια σταθερή τιμή που προβλέπεται στον παρακάτω πίνακα ως συνάρτηση του αριθμού επιπέδου. Τα PicWidthInMbs και FrameHeightInMbs είναι το πλάτος της εικόνας και το ύψος του πλαισίου για τα κωδικοποιημένα δεδομένα βίντεο που εκφράζεται σε μονάδες macroblock (στρογυλλοποιημένες σε ακέραιες τιμές και λογίζονται για κόψιμο τμήματος (cropping) και αντιστοίχηση των macroblock όταν αυτό είναι εφαρμόσιμο).

Level	1	1b	1.1	1.2	1.3	2	2.1	2.2	3	3.1	3.2	4	4.1	4.2	5	5.1	5.2
MaxDpbMbs	396	396	900	2,376	2,376	2,376	4,752	8,100	8,100	18,000	20,480	32,768	32,768	34,816	110,400	184,320	184,320

Πίνακας 4.3

Για παράδειγμα για μια εικόνα υψηλής ευκρίνειας (HDTV) που είναι 1920 δείγματα πλάτος (PicWidthInMbs = 120) και 1080 δείγματα ύψος (FrameHeightInMbs = 68), ένας κωδικοποιητής $4^{ου}$ επιπέδου έχει μέγιστη χωρητικότητα αποθήκευσης δαπέδου (32768/(120*68)) = 4 πλαίσια (ή 8 πεδία) όταν κωδικοποιούνται με τις ελάχιστες τιμές παραμέτρων τομής (cropping values). Έτσι η τιμή 4 παρουσιάζεται σε παρένθεση στον πίνακα 4.3 στη δεξιά στήλη της γραμμής για το επίπεδο 4 με μέγεθος καρέ 1920×1080.

Είναι σημαντικό να σημειωθεί ότι η τρέχουσα εικόνα που αποκωδικοποιείται δεν περιλαμβάνεται στον υπολογισμό της πληρότητας του DPB (εκτός αν ο κωδικοποιητής έχει δηλώσει ότι μπορεί να αποθηκευτή για χρήση ως αναφορά για την αποκωδικοποίηση άλλων εικόνων η για καθυστερημένο χρονισμό εξόδου). Έτσι, ένας αποκωδικοποιητής απαιτείται να έχει πραγματικά αρκετή μνήμη για να χειριστεί (τουλάχιστον) ένα πλαίσιο που υπερβαίνει τη μέγιστη χωρητικότητα του DPB που υπολογίστηκε παραπάνω.

4.8 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΟΥ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ ΜΕΣΩ ΛΟΓΙΣΜΙΚΟΥ

AVC software implementations

Feature	QT	Nero	LEAD	x264	MainConcept	Elecard	TSE	VSofts	ProCoder	Avivo	Elemental	IPP
B slices	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	No	Yes	Yes
SI and SP slices	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No
Multiple reference frames	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	No	Yes	Yes
Flexible Macroblock Ordering (FMO)	No	No	No	No	No	No	No	Yes	No	No	No	No
Arbitrary slice ordering (ASO)	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No
Redundant slices (RS)	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No
Data partitioning	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No
Interlaced coding (PicAFF, MBAFF)	No	MBAFF	MBAFF	MBAFF	Yes	Yes	No	MBAFF	Yes	MBAFF	Yes	No
CABAC entropy coding	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	No	Yes	Yes
8×8 vs. 4×4 transform adaptivity	No	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	Yes	No	Yes	Yes
Quantization scaling matrices	No	No	No	Yes	Yes	No	No	Yes	No	No	No	No
Separate C_b and C_r QP control	No	No	No	Yes	Yes	Yes	No	Yes	No	No	No	No
Monochrome (4:0:0)	No	No	No	No	No	Yes	No	Yes	No	No	No	No
Extended chroma formats	No	No	No	4:2:2[49]/4:4:4[50]	4:2:2	4:2:2	4:2:2	4:2:2/4:4:4	No	No	4:2:0, 4:2:2	No
Largest sample depth (bit)	8	8	8	10[51]	10	8	8	10	8	8	10	12
Separate color plane coding	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No	No
Predictive lossless coding	No	No	No	Yes[52]	No	No	No	No	No	No	No	No
Film grain modeling	No	No	No	No	No	No	No	Yes	No	No	No	No

Πίνακας 4.4 Πίνακας εφαρμογών λογισμικού

4.9 ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΚΑΙ ΑΠΟΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΤΟ HARDWARE

Επειδή η κωδικοποίηση και η αποκωδικοποίηση σύμφωνα με το πρότυπο H.264 απαιτεί σημαντική υπολογιστική ισχύ σε συγκεκριμένους τύπους των αριθμητικών πράξεων, εφαρμογές λογισμικού που τρέχουν σε επεξεργαστές γενικής χρήσης είναι συνήθως λιγότερο αποδοτικές. Ωστόσο , οι τελευταίοι γενικής χρήσης επεξεργαστές έχουν επαρκή υπολογιστική ισχύ για την εκτέλεση σε πραγματικό χρόνο SD και HD κωδικοποίησης. Η αποδοτικότητα συμπίεσης εξαρτάται από βίντεο αλγοριθμικές εφαρμογές, όχι από το αν χρησιμοποιείται το υλικό (hardware) ή το λογισμικό της εφαρμογής. Ως εκ τούτου, η διαφορά μεταξύ του υλικού και του λογισμικού που βασίζεται η εφαρμογή εμφανίζεται στην αποδοτικότητα, την ευελιξία και το κόστος. Για να βελτιωθεί η απόδοση ισχύος και να μειωθεί το υλικό ειδικού σκοπού που θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί, είτε για την πλήρη κωδικοποίηση είτε τη διαδικασία αποκωδικοποίησης, ή για βοήθεια επιτάχυνσης μέσα σε ένα ελεγχόμενο περιβάλλον της Κεντρικής Μονάδας Επεξεργασίας (CPU).

Οι λύσεις που βασίζονται στην CPU είναι γνωστό ότι είναι πολύ πιο ευέλικτες, ιδίως όταν η κωδικοποίηση πρέπει να γίνει ταυτόχρονα σε πολλές μορφές, οι πολλαπλοί ρυθμοί bit και οι διαφορετικές αναλύσεις (βίντεο πολλαπλών οθονών)και πιθανώς με επιπλέον χαρακτηριστικά για τη στήριξη δοχείο μορφή , προηγμένα ολοκληρωμένα χαρακτηριστικά διαφήμισης , κ.λπ. . CPU based λύση λογισμικού κάνει γενικά πολύ πιο εύκολο να φορτώσει ισορροπία πολλαπλές συνεδρίες ταυτόχρονη κωδικοποίηση μέσα στην ίδια CPU. Νέοι επεξεργαστές προσφέρουν ενσωματωμένο ολοκληρωμένο κύκλωμα κωδικοποίησης H.264 υψηλής ευκρίνειας.

Ένας κωδικοποιητής υλικού H.264 μπορεί να είναι ένα ASIC ή FPGA . Ένα FPGA είναι μια γενικά προγραμματιζόμενο ολοκληρωμένο κύκλωμα. Για να

χρησιμοποιήσετε ένα FPGA ως κωδικοποιητής υλικού, είναι απαραίτητο να προσαρμοστεί ένα σχέδιο κωδικοποιητή H.264 για την εφαρμογή. Ένας πλήρης κωδικοποιητής προτύπου H.264 HD μπορούσε να τρέξει σε ένα ενιαίο τσιπ χαμηλού κόστους FPGA μέχρι το 2009 (Υψηλό προφίλ, επίπεδο 4.1, 1080p, 30 fps). Οι ASIC κωδικοποιητές με λειτουργικότητα κωδικοποιητή προτύπου H.264 είναι διαθέσιμα από πολλές διαφορετικές εταιρείες ημιαγωγών. Έχουν επίσης παραχθεί ARM + DSP πυρήνες που εκτελούν DSP H.264 BP κωδικοποίηση 1080p στα 30fps. Αυτό επιτρέπει ευελιξία και εναρμονισμό με τους codecs (οι οποίοι υλοποιούνται ως ιδιαίτερα βελτιστοποιημένος κώδικας DSP), ενώ είναι πιο αποτελεσματικοί από ό, τι το λογισμικό σε μια γενικής χρήσης CPU.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 5^{ο} ΤΟ ΠΡΟΤΥΠΟ HEVC (HIGH EFFICIENCY VIDEO CODING)

5.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

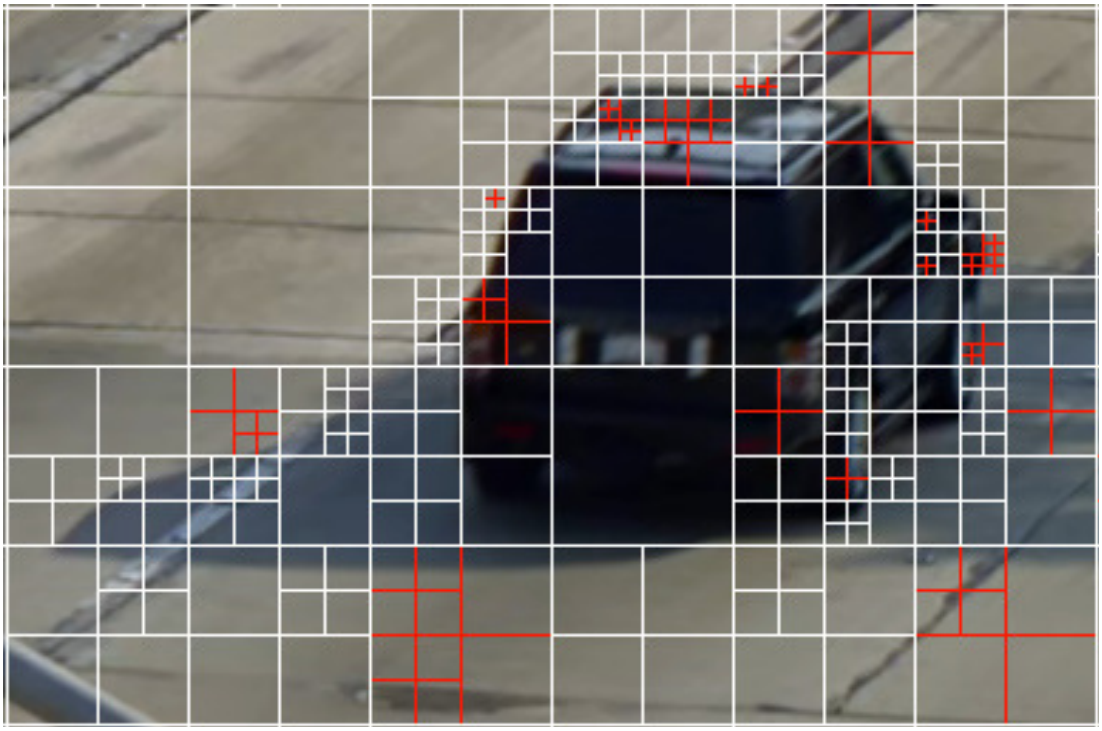
Οι πρόοδοι στην τεχνολογία συμπίεσης βίντεο έχουν καθοδηγηθεί από την ολοένα και αυξανόμενη επεξεργαστική ισχύ που διατίθενται στην τεχνολογία λογισμικού και υλικού. Το αναδυόμενο πρότυπο κωδικοποίησης βίντεο HEVC έχει ως στόχο να παρέχει διπλασιασμό αποδοτικότητα κωδικοποίησης με σεβασμό στο τH.264/AVC High Profile, παρέχοντας την ίδια ποιότητα βίντεο κατά το ήμισυ του ρυθμού bit. Συνολικά η πολυπλοκότητα των HEVC αποκωδικοποιητών δεν φαίνεται να είναι σημαντικά διαφορετική από εκείνη του H.264/AVC αποκωδικοποιητές, καθιστώντας την HEVC αποκωδικοποίηση σε λογισμικό πολύ πρακτικό για το τρέχον υλικό. Οι HEVC κωδικοποιητές αναμένεται να είναι πολλές φορές πιο περίπλοκη από τους H.264/AVC κωδικοποιητές, και αντικείμενο της έρευνας στα επόμενα χρόνια έρχονται.

5.2 ΠΑΡΑΜΕΤΡΟΙ ΣΧΕΔΙΑΣΜΟΥ

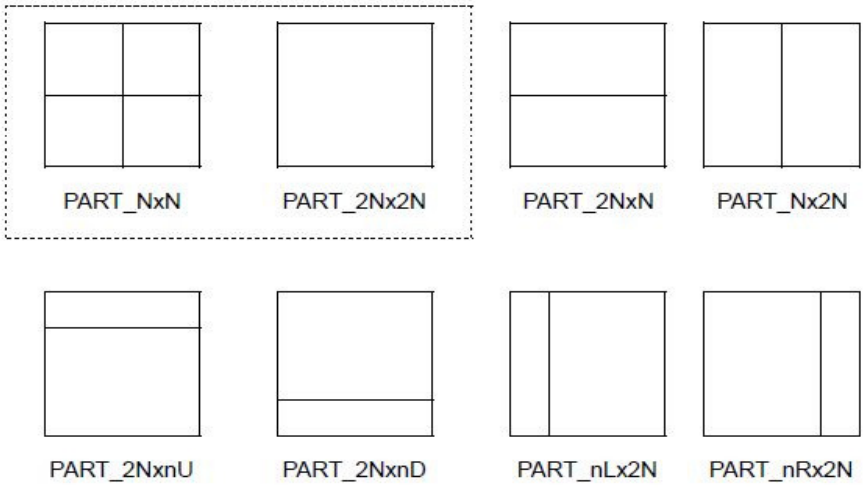
5.2.1 ΔΙΑΜΕΡΙΣΜΑΤΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ΤΕΤΡΑΔΙΚΗ ΔΟΜΗ «ΔΕΝΤΡΟΥ»

Το πρότυπο HEVC διατηρεί τη βασική υβριδική αρχιτεκτονική των προγενέστερων προτύπων κωδικοποίησης, όπως το H.264/AVC. Μια σημαντική διαφορά έγκειται στη χρήση περισσότερο προσαρμόσιμης τετραδικής δομής δέντρου (quadtree) που βασίζεται σε μια μονάδα κωδικοποίησης «δέντρου» (Coding Tree Unit - CTU) σε αντίθεση με τη χρήση μακροτμημάτων (macroclock). Η δομή τετραδικού δένδρου κωδικοποίησης περιγράφεται μέσα από τις έννοιες «μπλοκ» και «μονάδες». Ένα μπλοκ ορίζει μία συστοιχία από δείγματα και τα μεγέθη τους, ενώ μια μονάδα που συμπυκνώνει ένα τμήμα φωτεινότητας και τα αντίστοιχα μπλοκ χρώματος μαζί με τη σύνταξη που απαιτείται για την κωδικοποίηση αυτών. Συνεπώς ένα CTU περιλαμβάνει κωδικοποίηση μπλοκ «δέντρου» (CTB) και τη σύνταξη που διευκρινίζει την κωδικοποίησης δεδομένων και την περαιτέρω υποδιαίρεση. Αυτή η υποδιαίρεση οδηγεί σε μονάδες κωδικοποίησης (Coding Unit - CU) και μπλοκ κωδικοποίησης (Coding Block - CB). Κάθε CU ενσωματώνει περισσότερους φορείς για το σκοπό της πρόβλεψης, τις λεγόμενες μονάδες πρόβλεψης (Prediction Units - PU), και του μετασχηματισμού, τις λεγόμενες μονάδες μετασχηματισμού (Trasform Units - TU). Ομοίως, κάθε CB χωρίζεται σε μπλοκ πρόβλεψης (PB) και μπλοκ μετασχηματισμού (TB). Αυτή η μεταβλητή μεγέθους προσαρμοστική προσέγγιση είναι ιδιαίτερα κατάλληλο για μεγαλύτερες αναλύσεις, όπως 4K2K που είναι οι αναλύσεις στις οποίες στοχεύουν οι εφαρμογές που κάνουν χρήση του προτύπου HEVC. Μια υποδειγματική δομή τετραδικού δέντρου των CB και TB quadtree δομή δίνεται στο Σχήμα 5.1. Όλοι οι τρόποι διαχωρισμού που διευκρινίζουν πως να σπάσει ένα CB σε PB, απεικονίζεται στο Σχήμα 5.2. Οι τρόποι διαμερισμού για την ενδο-κωδικοποίηση CU διαθέτουν μη-τετραγωνισμένα PU. Η υποστήριξη για αυτά

τα μη-τετράγωνα σχήματα απαιτεί πρόσθετη λογική σε έναν αποκωδικοποιητή, όπως και πολλές μετατροπές μεταξύ z-scan και σάρωσης κόμβου εντολών. Από την πλευρά του κωδικοποιητή υπάρχουν απλοί αλγόριθμοι «κλαδέματος δέντρου» για να εκτιμηθεί η βέλτιστη διαίρεση σύμφωνα με την έννοια ρυθμού παραμόρφωσης.



Σχήμα 5.1 Λεπτομέρεια από 4k X 2k ακολουθίας δείχνει την κωδικοποίηση μπλοκ (λευκό) και το ένθετο μπλοκ μετασχηματισμού (κόκκινο) δομή που προκύπτει από την αναδρομική τετραδική διαμερισματοποίηση.



Σχήμα5.2 Όλοι οι τρόποι διαμερισμού μπλοκ: διακωδικοποιημένα CU μπορούν να εφαρμόσουν όλους τους τρόπους (modes), ενώ τα ενδοκωδικοποιημένο CU μπορεί να εφαρμόσουν μόνο τους δύο πρώτους.

5.2.2 ΕΝΔΙΑΜΕΣΗ ΠΡΟΒΛΕΨΗ (INTRA PREDICTION)

Η ενδιάμεση πρόβλεψη στο πρότυπο HEVC είναι αρκετά παρόμοια με του προτύπου H.264/AVC. Τα δείγματα προβλέπονται από τα ανακατασκευασμένα δείγματα των γειτονικών μπλοκ. Οι κατηγορίες λειτουργίας παραμένουν ταυτόσημες. «DC», «επίπεδη» (Plane) «οριζόντια/κάθετα» και «κατευθυντική», αν και η ονοματολογία έχει κάπως αλλάξει στις περιπτώσεις του επίπεδου και γωνιακού τρόπου λειτουργίας που αντιστοιχούν στον «επίπεδο» και «κατευθυντικό» τρόπο λειτουργία του H.264/AVC. Μια σημαντική αλλαγή έρχεται με την εισαγωγή μεγαλύτερων μεγεθών μπλοκ όπου η ενδιάμεση πρόβλεψη χρησιμοποιώντας μία από τους 35 τρόπους λειτουργίας μπορεί να πραγματοποιηθεί για μπλοκ μέχρι 3232 δειγμάτων. Το μικρότερο μέγεθος μπλοκ παραμένει αμετάβλητο στα 44 και παραμένει μια συμφόρηση πολυπλοκότητας λόγω της σειριακής φύσης της ενδιάμεσης πρόβλεψης.

Για τους «DC», «οριζόντιο» και «κάθετο» τρόπους λειτουργίας ορίζεται μια πρόσθετη διαδικασία μετεπεξεργασίας όπου μια σειρά και/ή μια στήλη φιλτράρεται έτσι ώστε να διατηρηθεί μια συνέχεια επί των ορίων των μπλοκ. Η προσθήκη αυτή δεν αναμένεται να έχει επίδραση στη χειρότερη περίπτωση πολυπλοκότητας δεδομένου ότι αυτοί οι τρεις τρόποι λειτουργίας είναι οι απλούστεροι για να αρχίσει κάποιος.

Στην περίπτωση του «επίπεδου» τρόπου λειτουργίας λαμβάνοντας υπόψη τις εξισώσεις παραγωγής δεν είναι πιθανώς επαρκής για τον προσδιορισμό της πολυπλοκότητας καθώς είναι δυνατόν να υπολογίσουμε εύκολα αυξητικά τις προβλεπόμενες τιμές δείγματος. Για το πρότυπο H.264/AVC «επίπεδος» τρόπος λειτουργίας αναμένεται ότι μια πρόσθεση 16-bit, μια 16-bit μετάθεση (shift) και ένα κλιπ έκτασης 8-bit απαιτούνται ανά δείγμα. Για τον «επίπεδο» τρόπο λειτουργίας του προτύπου HEVC αυτό μετατρέπεται σε τρεις 16-bit προσθήκες και μια 16-bit μετάθεση. Αυτοί οι δύο τρόποι αναμένεται να έχουν παρόμοιες περιπλοκές.

Οι «γωνιακοί» τρόποι λειτουργίας του προτύπου HEVC είναι πιο περίπλοκοι από τους «κατευθυντικούς» τρόπους λειτουργίας του προτύπου H.264/AVC καθώς απαιτείται πολλαπλασιασμός. Κάθε δείγμα πρόβλεψης υπολογίζεται ως

$$((32 - w)\, x_i + w\ \ x_i + 1 + 16) >> 5$$

Όπου X_i είναι τα δείγματα αναφοράς και το W είναι ένας συντελεστής στάθμισης. Ο συντελεστής στάθμισης παραμένει σταθερός σε μια προβλεπόμενη γραμμή ή στήλη που διευκολύνει τις υλοποιήσεις μονής-οδηγίας (single-instruction) και πολλαπλών δεδομένων (SIMD). Μια ενιαία λειτουργία μπορεί να χρησιμοποιηθεί

για καλύψει όλες τις 33 γωνίες πρόβλεψης, μειώνοντας έτσι την ποσότητα του κώδικα που απαιτείται για την υλοποίηση αυτής της δυνατότητας.

Όπως και στην H.264/AVC, τα δείγματα αναφοράς πρέπει να εξομαλυνθούν πριν από την πρόβλεψη. Η διαδικασία εξομάλυνσης είναι η ίδια αν και εφαρμόζεται πιο επιλεκτικά, ανάλογα με την τρόπο πρόβλεψης.

Από τη σκοπιά της κωδικοποίησης, η αύξηση του αριθμού των λειτουργιών πρόβλεψης (35 στο HEVC έναντι 9 στο H.264/AVC) θα απαιτήσει καλούς ευρετικούς μηχανισμούς επιλογής του τρόπου λειτουργίας για να διατηρήσει μια λογική πολυπλοκότητα αναζήτησης.

5.2.3 ΑΝΤΙΣΤΑΘΜΙΣΗ ΚΙΝΗΣΗΣ (MOTION COMPENSATION/INTER PREDICTION)

Η αντιστάθμιση κίνησης είναι εννοιολογικά απλή στο πρότυπο HEVC άλλα έχει κάποια πρόσθετα σε σχέση με το πρότυπο H.264/AVC. Η χρήση ενός διαχωρίσμου οκταπλού φίλτρου των θέσεων υπο-εικονοστοιχείων φωτεινότητας οδηγεί σε αύξηση του εύρους ζώνης μνήμης και του αριθμού των πράξεων πολλαπλασιασμού συσσώρευσης που απαιτούνται την αντιστάθμιση κίνησης. Οι συντελεστές του φίλτρου περιορίζονται σε εύρος 7-bit για την ελαχιστοποίηση του κόστους υλικού. Για τις θέσεις των υπο-εικονοστοιχείων χρωματικής πληροφορίας χρειάζεται παρόμοιο τετραπλό φίλτρο με τους ίδιους περιορισμούς όπως και πριν. Αυτό επίσης αυξάνει το εύρος ζώνης της μνήμης και τον αριθμό των πράξεων σε σχέση με το πρότυπο H.264/AVC όπου η διγραμμική παρεμβολή χρησιμοποιείται για τις θέσεις των υπο-εικονοστοιχείων χρωματικής πληροφορίας.

Ένας άλλος τομέας όπου το κόστος εφαρμογής αυξάνεται είναι τα ενδιάμεσα στοιχεία προσωρινής αποθήκευσης (buffers), ιδιαίτερα στην περίπτωση αμφίσημης πρόβλεψης. Πράγματι, δύο στοιχεία 16-bit που απαιτούνται για τη συγκράτηση δεδομένων, ενώ σε H.264/AVC επαρκεί ένα στοιχείο 8-bit και ένα 16-bit. Σε μία υλοποίηση προτύπου HEVC αυτά τα στοιχεία προσωρινής αποθήκευσης δε χρειάζεται απαραίτητα να αυξηθούν ώστε να αντικατοπτρίζουν το μέγιστο μέγεθος PB που είναι 64 x 64. Η αντιστάθμιση κίνησης των μεγαλύτερων μπλοκ μπορεί να αναλυθούν και να επεξεργαστούν σε μικρότερα μπλοκ για να επιτευχθεί μια επιθυμητή εξισορρόπηση μεταξύ απαιτήσεων μνήμης και μια σειρά λειτουργιών.

Το πρότυπο H.264/AVC ορίζει περιορισμούς για τα δεδομένα κίνησης που αποσκοπούν στη μείωση του εύρους ζώνης της μνήμης. Για παράδειγμα, ο αριθμός των διανυσμάτων κίνησης που χρησιμοποιείται σε δύο διαδοχικά macroblock είναι περιορισμένος. Το πρότυπο HEVC υιοθετεί μια διαφορετική προσέγγιση και καθορίζει περιορισμούς που είναι πολύ πιο απλοί για έναν κωδικοποιητή για να συμμορφωθεί. Οι μικρότερες μονάδες αντιστάθμισης κίνησης είναι μεγέθους 48 και 84 και αναγκάζεται να κάνει χρήση μόνο της πρώτης λίστας εικόνας αναφοράς.

Εισάγει τη λεγόμενη λειτουργία συγχώνευσης η οποία θέτει όλες τις παραμέτρους κίνησης των μπλοκ ενδο-πρόβλεψης ίσες με τις παραμέτρους ενός υποψηφίου συγχώνευσης. Η λειτουργία της συγχώνευσης και η διαδικασία πρόβλεψης διανύσματος κίνησης επιτρέπουν προαιρετικά μια εικόνα να επαναχρησιμοποιήσει τα διανύσματα κίνησης των προηγούμενων εικόνων για το διάνυσμα κίνησης κωδικοποίησης, στην ουσία παρόμοιο με το H.264/AVC χρονική άμεση λειτουργία. Ενώ το πρότυπο H.264/AVC μειώνει τη δειγματοληψία των διανυσμάτων κίνησης στο 88ο επίπεδο, το HEVC μειώνει περαιτέρω τις απαιτήσεις μνήμης διατηρώντας ένα ενιαίο διάνυσμα κίνησης ανά 1616 μπλοκ.

Επίσης προσφέρει περισσότερους τρόπους για να χωρίσει μια εικόνα σε μοτίβα διαμέρισης αντιστάθμισης κίνησης. Αν και αυτό δεν έχει σημαντικό αντίκτυπο σε έναν αποκωδικοποιητή, αφήνει σε έναν κωδικοποιητή με πολλές περισσότερες επιλογές. Αυτή η πρόσθετη ελευθερία αναμένεται να αυξήσει την πολυπλοκότητα των κωδικοποιητών που αξιοποιούν πλήρως τις δυνατότητες του HEVC.

5.2.4 ΜΕΤΑΣΧΗΜΑΤΙΣΜΟΣ ΚΑΙ ΚΒΑΝΤΟΠΟΙΗΣΗ

Το πρότυπο H.264/AVC διαθέτει μετασχηματισμούς τεσσάρων και οκτώ σημείων που έχουν πολύ μικρό κόστος υλοποίησης. Αυτό το μικρό κόστος επιτυγχάνεται βασιζόμενο σε απλές ακολουθίες λειτουργιών μετατόπισης και πρόσθεσης. Αυτή η στρατηγική σχεδιασμού δεν είναι εύκολα επεκτάσιμη σε μεγαλύτερες μεγέθη μετασχηματισμού όπως 16 και 32 σημείων. Έτσι το πρότυπο HEVC παίρνει μια διαφορετική προσέγγιση και απλά καθορίζει μετασχηματισμούς (μεγέθους 4 x 4, 8 x 8, 16 x 16 και 32 x 32) ως πολλαπλασιασμούς σταθερών σημείων μήτρας. Οι πολλαπλασιασμοί μήτρας για την κατακόρυφη και οριζόντια συνιστώσα του αντίστροφου μετασχηματισμού παρουσιάζονται παρακάτω αντιστοίχως.

$$\mathbf{Y = s\,(C^T\,T)}$$

$$\mathbf{R = Y^T\,T}$$

Όπου **s()** είναι μια συνάρτηση κλιμάκωσης και κορεσμού που εγγυάται ότι οι τιμές του Y μπορούν να αναπαρασταθούν με χρήση 16 bit. Κάθε παράγοντας στη μήτρα μετασχηματισμού T εκπροσωπείται χρησιμοποιώντας προσημασμένους αριθμούς 8-bit. Οι πράξεις ορίζονται έτσι ώστε οι προσημασμένοι 16-bit συντελεστές C πολλαπλασιάζονται με τους παράγοντες και ως εκ τούτου απαιτούνται περισσότερα από 16-bit. Καθώς οι μετασχηματισμοί είναι ακέραιες προσεγγίσεις διακριτού μετασχηματισμού συνημίτονου (DCT) διατηρούν τις ιδιότητες συμμετρίας της, επιτρέποντας έτσι μια υλοποίηση «μερικής πεταλούδας" (partial butterfly). Για το μετασχηματισμό τεσσάρων σημείων ορίζεται εναλλακτική προσέγγισης διακριτού μετασχηματισμό ημιτόνου (DST).

Θα πρέπει επίσης να σημειωθεί ότι η διάταξη μετασχηματισμού μεταβάλλεται σε σχέση με το πρότυπο H.264/AVC. Το HEVC ορίζει μια σειρά στηλών-σειρών για τον αντίστροφο μετασχηματισμό. Λόγω της κανονικής ενιαίας δομής του πίνακα πολλαπλασιασμού και των σχεδίων «μερικής πεταλούδας», αυτή προσέγγιση μπορεί να προτιμάται τόσο και στο υλικό και στο λογισμικό. Σε λογισμικό είναι προτιμότερο να μετασχηματίσει γραμμές, καθώς μία ολόκληρη γραμμή συντελεστών μπορεί εύκολα να πραγματοποιηθεί στα μητρώα. Αυτή η ιδιότητα δεν είναι κατ 'ανάγκην διατηρήσιμη με πιο ακανόνιστα αλλά πλήρως αποσυντεθημένα σχέδια μετασχηματισμών, τα οποία φαίνονται ελκυστικά από την άποψη των στοιχειωδών υπολογισμών, αλλά απαιτούν μεγαλύτερο αριθμό των μητρώων και των λειτουργιών του λογισμικού για την εφαρμογή της.

5.2.5 ΕΝΤΡΟΠΙΚΗ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ

Σε αντίθεση με το πρότυπο H.264/AVC που διαθέτει CAVLC και CABAC εντροπικούς κωδικοποιητές το HEVC ορίζει το CABAC ως τη μόνη μέθοδο εντροπικής κωδικοποίησης. Το CABAC ενσωματώνει τρεις στάδια: δυαδιοποίηση των στοιχείων σύνταξης, το πλαίσιο μοντελοποίησης και δυαδική αριθμητική κωδικοποίηση. Ενώ το ακρωνύμιο και ο πυρήνας αριθμητικής κωδικοποίησης παραμένει η ίδια όπως στο H.264/AVC, υπάρχει ένας αριθμός των διαφορών στο πλαίσιο μοντελοποίησης και δυαδιοποίησης όπως περιγράφεται παρακάτω.

Κατά την ανάπτυξη του προτύπου HEVC, ένα σημαντικό ποσό της προσπάθειας έχει αφιερωθεί για να μειωθεί ο αριθμός των πλαισίων. Ενώ η έκδοση 1.0 του HM χαρακτήρισε άνω των 700 πλαισίων, η έκδοση 8.0 έχει μόνο 172. Ο αριθμός αυτός συγκρίνεται ευνοϊκά με του H.264/AVC, όπου 299 πλαίσια χρησιμοποιούνται, με την προϋπόθεση στήριξης για κωδικοποίηση καρέ με τη χρωματική μορφή 4:2:0 (Progressive High Profile). 237 από αυτά τα 299 πλαίσια εμπλέκονται στο υπολειπόμενο σήμα κωδικοποίησης ενώ το πρότυπο HEVC χρησιμοποιεί 127 από τα 172 για το σκοπό αυτό. Κατά τη σύγκριση της μείωσης του 46% σε υπολειμματική κωδικοποίηση με τη μείωση 27% για την υπόλοιπη σύνταξη στοιχείων, καθίσταται σαφές ότι η περισσότερη προσπάθεια έχει τεθεί σε μείωση του αριθμού των πλαισίων που συνδέονται με την εναπομένουσα σύνταξη. Αυτή η μείωση στον αριθμό των πλαισίων συμβάλλει στη μείωση του ποσού της μνήμης που απαιτείται από τον εντροπικό αποκωδικοποιητή και το κόστος της αρχικοποίησης της μηχανής. Οι τιμές αρχικοποίησης των καταστάσεων που ορίζονται με 8 bits ανά πλαίσιο, μειώνεται από 16 στο H.264/AVC, μειώνοντας έτσι ακόμη περισσότερο τις απαιτήσεις σε μνήμη.

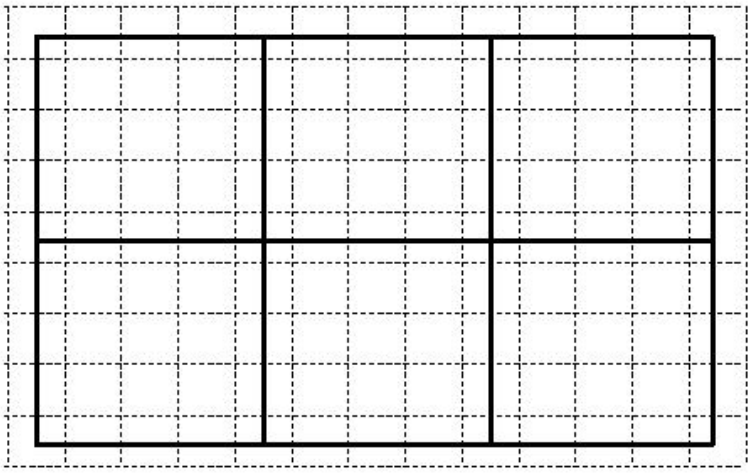
Μια ευρέως χρησιμοποιούμενη μέθοδος για τον προσδιορισμό πλαισίων σε περιβάλλοντα H.264/AVC είναι να χρησιμοποιηθούν οι χωρικές σχέσεις γειτονίας. Για παράδειγμα, χρησιμοποιώντας την τιμή πάνω και προς τα αριστερά για να αντλήσει ένα πλαίσιο για το τρέχον μπλοκ. Στο πρότυπο HEVC τέτοιες χωρικές

εξαρτήσεις ως επί το πλείστον αποφεύγονται, για τη μείωση του αριθμού των line buffers.

Σημαντικές προσπάθειες έχουν επίσης αφιερωθεί για την πραγματοποίηση παράλληλης επεξεργασίας πλαισίου, όπου ένας αποκωδικοποιητής έχει τη δυνατότητα παραγωγής πολλαπλών δεικτών πλαισίων παράλληλα. Αυτές οι τεχνικές εφαρμόζονται κυρίως σε κωδικοποίηση μετασχηματισμού συντελεστή, ο οποίος μετατρέπεται σε συμφόρηση εντροπικής αποκωδικοποίησης σε υψηλούς ρυθμούς μετάδοσης. Ένα παράδειγμα είναι η τροποποίηση του σημαίνοντος χάρτη κωδικοποίησης. Στο πρότυπο H.264/AVC, δύο διεμπλεκόμενες σημαίες χρησιμοποιούνται για να σηματοδοτήσουν εάν ο τρέχων συντελεστής έχει μια μη μηδενική τιμή (significant_coeff _flag και αν είναι ο τελευταίος στην σειρά κωδικοποίησης (last_significant _coeff_flag). Αυτό καθιστά αδύνατο να παράξει τα πλαίσια Significant_coeff_flag και last_significant_coeff flag παράλληλα. Το πρότυπο HEVC σπάει την εξάρτησή τους σηματοδοτώντας την οριζόντια και κάθετη μετατόπιση του τελευταίου σημαντικού συντελεστή στο τρέχον μπλοκ πριν από την ανάλυση των significant_coeff_flags.

5.2.6 ΦΙΛΤΡΟ ΑΠΕΜΠΛΟΚΗΣ (DEBLOCKING FILTER)

Το φίλτρο απεμπλοκής στηρίζεται στις ίδιες αρχές όπως και στο πρότυπο H.264/AVC και μοιράζεται πολλές πτυχές του σχεδιασμού με αυτό. Ωστόσο διαφέρει με τρόπους που έχουν σημαντική επίπτωση στην πολυπλοκότητα. Ενώ στο H.264/AVC μπορεί να φιλτράρεται κάθε άκρη σε ένα πλέγμα 4x4, το HEVC περιορίζει το φιλτράρισμα στα άκρα που βρίσκονται σε ένα πλέγμα 8x8. Αυτό μειώνει άμεσα κατά το ήμισυ τον αριθμού των τρόπων λειτουργίας των φίλτρων που χρειάζεται να υπολογιστούν και τον αριθμό των δειγμάτων τα οποία χρειάζεται να φιλτραριστούν. Η σειρά με την οποία υποβάλλονται σε επεξεργασία τα άκρα είναι επίσης τροποποιημένη με τέτοιο τρόπο ώστε να επιτρέπεται η παράλληλη επεξεργασία. Μια εικόνα μπορεί να υποδιαιρεθεί σε μπλοκ 8x8 που μπορούν όλα να επεξεργαστούν παράλληλα, καθώς τα άκρα μόνο στο εσωτερικό αυτών των μπλοκ χρειάζεται να φιλτραριστούν. Η θέση αυτών των μπλοκ απεικονίζεται στο Σχήμα 4.3. Μερικά από αυτά τα μπλοκ επικαλύπτουν τα όρια των CTB και τα όρια των φετών, όταν υπάρχουν πολλαπλές φέτες. Αυτό το χαρακτηριστικό καθιστά δυνατή το φιλτράρισμα στα όρια των φετών σε οποιαδήποτε σειρά χωρίς επηρεάζουν την ανακατασκευασμένη εικόνα.



Σχήμα 4.3 Ευθυγράμμιση 88 μπλοκ (διακεκομμένη) στην οποία το φίλτρο απεμπλοκής μπορεί να εφαρμοστεί αυτοτελώς. Οι συνεχείς γραμμές αντιπροσωπεύουν τα όρια CTB.

Οι κατακόρυφες ακμές φιλτράρονται πριν τις οριζόντιες ακμές. Κατά συνέπεια, τα τροποποιημένα δείγματα που προκύπτουν από το φιλτράρισμα κατακόρυφων ακμών χρησιμοποιούνται για το φιλτράρισμα των οριζόντιων ακμών. Αυτό επιτρέπει διάφορες παράλληλες υλοποιήσεις. Με τη μία, όλες οι κατακόρυφες ακμές φιλτράρονται παράλληλα το ίδιο και στη συνέχεια γίνεται και με τις οριζόντιες. Μια άλλη υλοποίηση θα επέτρεπε την ταυτόχρονη παράλληλη επεξεργασία των κάθετων και οριζόντιων ακμών, όπου η διαδικασία φιλτραρίσματος των οριζόντιων ακμών καθυστερεί κατά τρόπο τέτοιο ώστε τα δείγματα που θα φιλτράρεται θα έχουν ήδη υποβληθεί σε επεξεργασία από το φίλτρο κάθετης ακμής.

Ωστόσο, υπάρχουν επίσης πτυχές του προτύπου HEVC που αυξάνουν την πολυπλοκότητα του φίλτρου όπως η προσθήκη της αποκοπής στην ισχυρή λειτουργία του φίλτρου.

5.2.7 ΦΙΛΤΡΟ ΜΕΤΑΤΟΠΙΣΗΣ (OFFSET) ΒΑΣΗ ΔΕΙΓΜΑΤΟΣ

Σε σύγκριση με το πρότυπο H.264/AVC, όπου μόνο ένα φίλτρο απεμπλοκής εφαρμόζεται στο κύκλωμα αποκωδικοποίησης, το τρέχον σχέδιο προδιαγραφών του HEVC διαθέτει ένα επιπλέον φίλτρο αντιστάθμισης βάση δείγματος (SAO). Το φίλτρο αυτό αποτελεί ένα επιπλέον στάδιο, αυξάνοντας την πολυπλοκότητα.

Το φίλτρο SAO προσθέτει απλώς τιμές μετατόπισης σε συγκεκριμένες τιμές δειγμάτων και μπορεί να εφαρμοστεί σε μια αρκετά απλή διαδικασία όπου

η μετατόπιση που προστίθεται σε κάθε δείγμα λαμβάνεται από ένα μικρό πίνακα αναζήτησης. Ο δείκτης σε στον πίνακα αναζήτησης μπορεί να υπολογίζεται σύμφωνα με μία από τους δύο τρόπους που χρησιμοποιούνται. Για έναν από τους τρόπους, τον λεγόμενο «ζώνη μετατόπισης» (band offset), οι τιμές του δείγματος κβαντίζονται στο ευρετήριο του πίνακα. Έτσι, όλα τα δείγματα που βρίσκονται σε μία ζώνη του φάσματος της αξίας χρησιμοποιούν την ίδια μετατόπιση. Η «μετατόπιση ακμής», όπως ονομάζεται η άλλη λειτουργία, απαιτεί περισσότερες πράξεις, δεδομένου ότι υπολογίζει το δείκτη με βάση διαφορές μεταξύ των τρεχόντων και των δύο γειτονικών δειγμάτων. Παρά το γεγονός ότι οι πράξεις είναι απλές, το φίλτρο SAO αντιπροσωπεύει μια προστιθέμενη επιβάρυνση δεδομένου ότι μπορεί να απαιτήσει είτε ένα επιπλέον πέρασμα αποκωδικοποίησης, ή μια αύξηση σε προσωρινούς αποθηκευτικούς χώρους (line buffers). Οι μετατοπίσεις μεταδίδονται στη ροή bit και ως εκ τούτου θα πρέπει να εξαχθούν από έναν κωδικοποιητή. Αν λαμβάνοντας υπόψη όλους τους τρόπους λειτουργίας SAO, η διαδικασία αναζήτησης στον κωδικοποιητή μπορεί να αναμένεται ότι θα απαιτήσει περίπου μία τάξη μεγέθους μεγαλύτερη υπολογισμού από τη διαδικασία αποκωδικοποίησης SAO.

5.2.8 ΥΨΗΛΟΥ ΕΠΙΠΕΔΟΥ ΠΑΡΑΛΛΗΛΙΣΜΟΣ

Υψηλού επιπέδου παραλληλισμός αναφέρεται ως ικανότητα να επεξεργάζονται ταυτόχρονα πολλαπλές περιοχές μιας ενιαία εικόνα. Η υποστήριξη για τον εν λόγω παραλληλισμός μπορεί να είναι επωφελής και για τους κωδικοποιητές και για τους αποκωδικοποιητές όπου μπορούν να χρησιμοποιηθούν παράλληλα πολλαπλοί ταυτόσημοι πυρήνες επεξεργασίας. Το πρότυπο HEVC περιλαμβάνει τρεις έννοιες που επιτρέπουν κάποιο βαθμό υψηλού επιπέδου παραλληλισμού: «φέτες», «πλακίδια» (tiles), και μέτωπα κύματος (wavefronts).

Οι «φέτες» ακολουθούν την ίδια έννοια όπως και στο πρότυπο H.264/AVC και επιτρέπουν σε μια εικόνα να χωριστεί σε ομάδες διαδοχικών CTU, κάθε μία για μετάδοση σε ένα ξεχωριστό στρώμα του NAL (Network Abstraction Layer) μονάδα που μπορεί να αναλυθεί και να αποκωδικοποιηθεί ανεξάρτητα, εκτός προαιρετικού φιλτραρίσματος μεταξύ των τομών. Οι «φέτες» διακόπτουν τις εξαρτήσεις πρόβλεψης στο όριο τους, η οποία προκαλεί μια απώλεια στην αποδοτικότητα της κωδικοποίησης και μπορεί επίσης να δημιουργήσει τεχνουργήματα στα σύνορα αυτά. Ο σχεδιασμός των φετών ασχολείται περισσότερο με την ανθεκτικότητα σε σφάλματα ή τη μέγιστη μονάδα μετάδοσης (MTU).

Τα «πλακίδια» μπορεί να χρησιμοποιηθούν για να χωρίσουν μια εικόνα οριζόντια και κάθετα σε πολλαπλές ορθογώνιες περιοχές. Όπως οι «φέτες», τα «πλακίδια» διακόπτουν τις εξαρτήσεις πρόβλεψης στα όρια τους. Μέσα σε μια εικόνα, διαδοχικά «πλακίδια» εκπροσωπούνται σε σειρά σαρώσεως. Η τάξη σάρωσης των CTB παραμένει μια σάρωση αναπαραγωγής, αλλά περιορίζεται στα όρια του κάθε «πλακιδίου». Όταν χωρίζεται μια εικόνα οριζόντια, τα «πλακίδια» μπορούν να

χρησιμοποιηθούν για τη μείωση των μεγεθών προσωρινής σειριακής αποθήκευσης ενός κωδικοποιητή, καθώς λειτουργεί σε στενότερες περιοχές σε σχέση με μία πλήρη εικόνα. Τα «πλακάκια» επίσης επιτρέπουν τη σύνθεση μιας εικόνας από πολλαπλά ορθογώνιες πηγές οι οποίες κωδικοποιούνται ανεξάρτητα.

Τα μέτωπα κύματος χωρίζουν μια εικόνα σε σειρές CTU, όπου κάθε σειρά CTU μπορεί να υποβληθεί σε επεξεργασία σε ένα διαφορετικό νήμα. Ο εξαρτήσεις μεταξύ των σειρών διατηρούνται.



Σχήμα 4.4 Παράδειγμα επεξεργασίας μετώπου κύματος: Κάθε γραμμή CTB μπορεί να επεξεργαστεί παράλληλα. Για την επεξεργασία του ριγέ CTB σε κάθε σειρά, η επεξεργασία των σκιασμένων CTB στην πάνω σειρά πρέπει να ολοκληρωθεί.

Για να βελτιωθεί η αποδοτικότητα της συμπιέσεως, αντί να εκτελείται μια επαναρχικοποίηση κωδικοποίησης CABAC, η κατάσταση πλαίσιο κληρονομείται από το δεύτερο CTU της προηγούμενης σειράς, επιτρέποντας μια απλή μορφή δισδιάστατων προσαρμογής. Το Σχήμα 4.4 απεικονίζει αυτή τη διαδικασία.

Για να ενεργοποιηθεί ένας αποκωδικοποιητής ώστε να εκμεταλλευτεί την παράλληλη επεξεργασία «πλακιδίων» και μετώπων κύματος, πρέπει να είναι δυνατόν να προσδιοριστεί η θέση στη ροή bit που ξεκινάει κάθε «πλακίδιο ή «φέτα». Αυτό

διατηρείται στο ελάχιστο με την παροχή ενός πίνακα μετατοπίσεων, περιγράφοντας

το σημείο εισόδου του κάθε «πλακιδίου» ή «φέτας». Ενώ μπορεί να φανεί υπερβολικό να σηματοδοτείται κάθε σημείο εισόδου, χωρίς την επιλογή να παραλείπονται ορισμένα, στην περίπτωση των «πλακιδίων», η παρουσία τους

επιτρέπει στους σχεδιαστές αποκωδικοποιητών να επιλέξουν μεταξύ της αποκωδικοποίησης κάθε «πλακιδίου» ξεχωριστά μετά την σάρωση, ή την αποκωδικοποίηση των CTU στην σάρωση της εικόνας. Για μέτωπα κύματος, η απαίτηση να υπάρχουν τόσα μέτωπα κύματος σημείων εισόδου, όσες σειρές CTU, επιλύει το ζήτημα σύγκρουσης μεταξύ του βέλτιστου αριθμού των μετώπων κύματος για διαφορετικές αρχιτεκτονικές κωδικοποιητών και του αποκωδικοποιητών αρχιτεκτονικές, ειδικά σε καταστάσεις όπου ο κωδικοποιητής δεν έχει καμία γνώση του αποκωδικοποιητή.

Το τρέχον σχέδιο του προτύπου HEVC δεν επιτρέπει την ταυτόχρονη χρήση «πλακιδίων» και μετώπων κύματος, όταν υπάρχουν περισσότερα από ένα «πλακίδια» ανά φωτογραφία. Ωστόσο, ούτε τα «πλακίδια» ούτε τα μέτωπα κύματος απαγορεύουν τη χρήση «φετών».

Είναι ενδιαφέρον να εξεταστεί το βάρος υλοποίησης των εργαλείων ¨πλακιδίων¨ και μετώπων κύματος στο πλαίσιο αρχιτεκτονικής ενός ενιαίου πυρήνα αλλά και αρχιτεκτονικής πολλαπλών πυρήνων. Στην περίπτωση υλοποίησης ενός μονού πυρήνα για «πλακίδια», η επιπλέον επιβάρυνση έρχεται με τη μορφή του πιο περίπλοκου έλεγχου ορίων που εκτελούν επαναφορά κωδικοποίησης CABAC για κάθε «πλακίδιο» και την ανάγκη εκτέλεσης προαιρετικού φιλτραρίσματος των ορίων. Υπάρχει επίσης η δυνατότητα για τη βελτίωση της εντοπιότητας δεδομένων και λανθάνουσας πρόσβασης συνδέονται με τη λειτουργία σε μια υπο-περιοχή της εικόνας. Σε μια υλοποίηση μετώπου κύματος, ο επιπλέον αποθηκευτικός χώρος είναι υποχρεωτικός.

Στην περίπτωση υλοποίησης πολλαπλών πυρήνων, η επιβάρυνση γενικά σε σύγκριση με την περίπτωση μονού πυρήνα υπόθεση σχετίζεται με το εύρος της μνήμης. Δεδομένου ότι κάθε «πλακίδιο» είναι εντελώς ανεξάρτητο, κάθε πυρήνας επεξεργασίας μπορεί να αποκωδικοποιήσει οποιοδήποτε «πλακίδιο» με μικρή επικοινωνία ή συγχρονισμό μεταξύ των πυρήνων. Μια επιπλοκή είναι η διαχείριση της εκτέλεσης φιλτραρίσματος βρόχου πέραν των ορίων του «πλακιδίου», το οποίο μπορεί είτε να ανατεθεί σε μετέπειτα επεξεργασία, ή με κάποιο χαλαρό συγχρονισμό και κάποια ανταλλαγή δεδομένων. Μια υλοποίηση πολλαπλών πυρήνων μετώπου κύματος θα απαιτήσει υψηλότερο βαθμό επικοινωνίας μεταξύ των πυρήνων και πιο συχνές λειτουργίες συγχρονισμού από την προηγούμενη λύση λόγω της κοινής χρήσης των ανακατασκευασμένων δειγμάτων και τις λειτουργίες προβλέψεις μεταξύ των σειρών CTU.

Όλα τα εργαλεία παραλληλισμού υψηλού επιπέδου γίνονται πιο χρήσιμα όταν τα μεγέθη εικόνας επεκτείνονται πέραν της Υψηλής Ανάλυσης (HD) τόσο για τον κωδικοποιητή όσο και για τον αποκωδικοποιητή. Σε μικρά μεγέθη εικόνας, όπου η αποκωδικοποίηση σε πραγματικό χρόνο με χρήση μόνο ενός νήματος είναι δυνατή, η επιβάρυνση που συνδέεται με τον παραλληλισμό μπορεί να είναι πολύ μεγάλη για να

υπάρχει οποιαδήποτε σημαντικό όφελος. Για μεγάλα μεγέθη εικόνας μπορεί να είναι χρήσιμο να επιβληθεί ένας ελάχιστος αριθμός χωρισμός της εικόνας σε τμήματα με εγγύηση ένα ελάχιστο επίπεδο παραλληλισμού για τον αποκωδικοποιητή. Ωστόσο, το σημερινό σχέδιο προτύπου HEVC δεν επιβάλλει τη χρήση οποιονδήποτε εργαλείων παραλληλισμού υψηλού επιπέδου. Ως εκ τούτου, η χρήση τους σε αποκωδικοποιητές αποτελεί όφελος για αρχιτεκτονικές που μπορεί να τα εκμεταλλευτεί.

5.3 ΔΙΑΦΟΡΑ ΑΛΛΑ ΧΑΡΑΚΤΗΡΙΣΤΙΚΑ ΤΟΥ ΠΡΟΤΥΠΟΥ

Το συνολικό ποσό της μνήμης που απαιτείται για την αποκωδικοποίηση HEVC αναμένεται να είναι παρόμοιο με εκείνης για το πρότυπο H.264/AVC. Το μεγαλύτερο μέρος της μνήμης απαιτείται για τις αποθήκες προσωρινής αποθήκευση της αποκωδικοποιημένης εικόνας (buffer) που κατέχουν πολλαπλές εικόνες. Το μέγεθος του buffer όπως ορίζεται από τα επίπεδα, μπορεί να είναι μεγαλύτερο στο πρότυπο HEVC για ένα δεδομένο μέγιστο μέγεθος της εικόνας. Μια τέτοια αύξηση στην απαίτηση μνήμης δεν είναι μια θεμελιώδης ιδιότητα του σχεδιασμού του προτύπου, αλλά προέρχεται από την επιθυμία να εναρμονίσει το μέγεθος του buffer σε μονάδες εικόνας σε όλα τα επίπεδα.

Το πρότυπο HEVC μπορεί επίσης να απαιτεί περισσότερη λανθάνουσα μνήμη (cache) λόγω των μεγαλύτερων μεγεθών μπλοκ που υποστηρίζει. Στο πρότυπο H.264/AVC τα macroblocks μεγέθους 16x16 καθορίζουν το μέγεθος του buffer που απαιτείται για την αποθήκευση προβλέψεων και υπολειμμάτων. Στο πρότυπο HEVC, η ενδοπρόβλεψη και οι μετασχηματισμοί μπορεί να είναι μεγέθους 32x32, και το μέγεθος των αντίστοιχων buffer τετραπλασιάζεται.

Θα πρέπει επίσης να σημειωθεί ότι το πρότυπο HEVC στερείται εργαλεία κωδικοποίησης ειδικά για την κωδικοποίηση τομέα. Η απουσία αυτών των εργαλείων, ιδίως εργαλείων που επιτρέπουν την εναλλαγή μεταξύ καρέ και την κωδικοποίηση τομέα μέσα σε ένα καρέ (όπως το MBAFF στο H.264/AVC), απλοποιεί σημαντικά το σχεδιασμό.

5.4 ΣΥΝΟΨΗ

Ενώ η πολυπλοκότητα ορισμένων βασικών μονάδων, όπως μετασχηματισμοί, ενδο-πρόβλεψη και αντιστάθμιση κίνησης είναι πιθανόν μεγαλύτερη στο πρότυπο HEVC σε σχέση με το H.264/AVC, η πολυπλοκότητα μειώθηκε σε άλλες, όπως στην εντροπική κωδικοποίηση και απεμπλοκή. Οι περιπλοκές στην αντιστάθμιση κίνησης, την εντροπική κωδικοποίηση και φιλτράρισμα βρόχου αναμένεται να είναι η πιο σημαντικές. Το κόστος υλοποίησης ενός αποκωδικοποιητή HEVC επομένως δεν αναμένεται να είναι πολύ υψηλότερο από εκείνο ενός αποκωδικοποιητή H.264/AVC, ακόμη με την προσθήκη ενός φίλτρου βρόχου όπως το SAO.

Από την οπτική γωνία του κωδικοποιητή, τα πράγματα φαίνονται διαφορετικά: Το πρότυπο HEVC διαθέτει πολλούς περισσότερους συνδυασμούς λειτουργίας ως αποτέλεσμα τη μεγαλύτερη ευελιξία από τις τετραδικές δομές και την αύξηση των τρόπων ενδο-πρόβλεψης. Ένας κωδικοποιητής που αξιοποιεί πλήρως τις δυνατότητες του προτύπου HEVC έτσι αναμένεται να είναι πολλές φορές περισσότερο πολύπλοκος. Αυτή η προστιθέμενη πολυπλοκότητα ωστόσο έχει ένα σημαντικό πλεονέκτημα στην αναμενόμενη σημαντική βελτίωση στην απόδοση βαθμού παραμόρφωσης.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 6^{ο} ΤΟ Η.264/SVC ΣΤΗΝ ΣΥΜΠΙΕΣΗ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΒΙΝΤΕΟ

6.1 ΕΙΣΑΓΩΓΗ

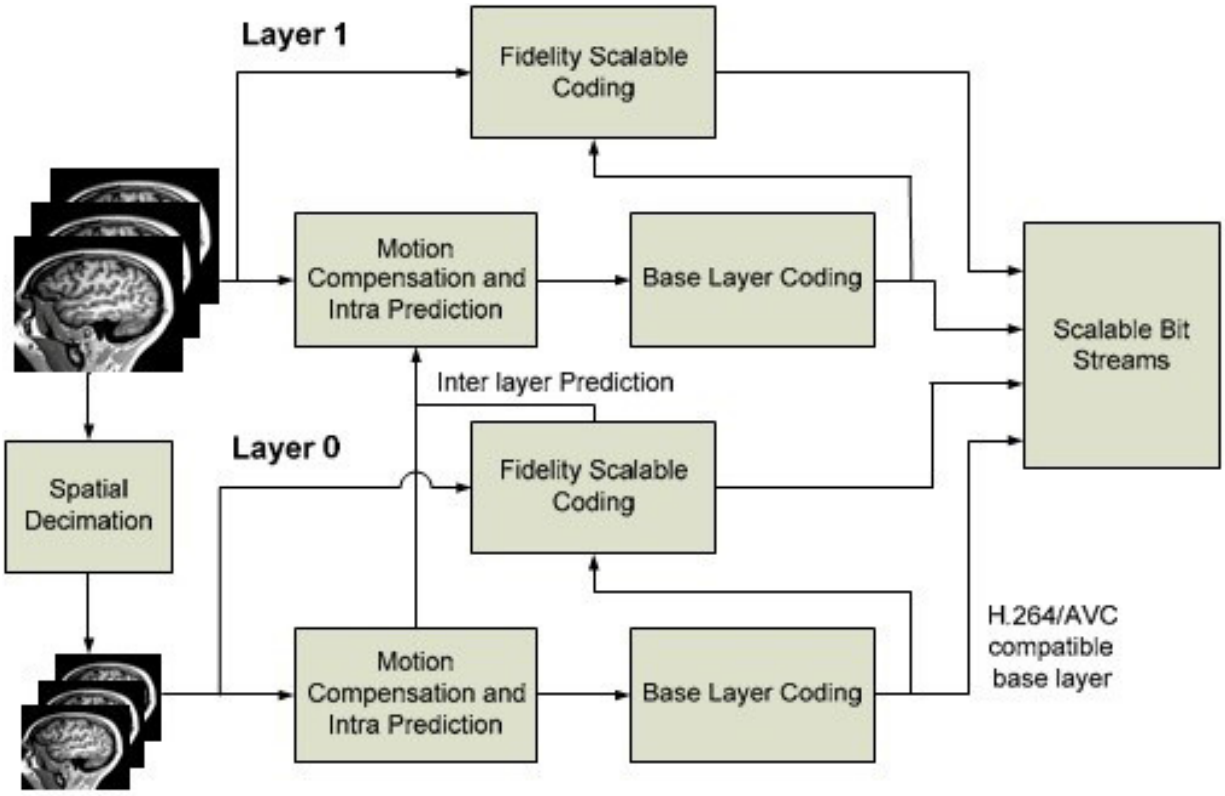
Το H.264/SVC είναι ένα σχετικά πρόσφατο πρότυπο συμπίεσης βίντεο. Το βίντεο που παράγεται έχει μικρότερο ρυθμό bit χωρική ανάλυση και χαμηλότερη ποιότητα και το SVC προσφέρει σημαντική συμπίεση χωρίς να διακυβεύεται η

υποκειμενική ποιότητα του βίντεο και το οποίο μπορεί να προορίζεται για διάφορων τεχνικών προδιαγραφών εξοπλισμό διαφορετικών αναλύσεων και διαφορετικής κατανάλωσης ενέργειας προσφέροντας έτσι ένα κλιμακούμενο εργαλείο στην τεχνική συμπίεσης ιατρικού βίντεο. Πολύ λίγη δουλειά έχει γίνει για την αξιολόγηση των ιατρικών βίντεο χρησιμοποιώντας το H.264/AVC. Η ανάλυση απόδοσης του SVC έχει δείξει ότι μπορεί να επιτύχει αναλογίες υψηλής συμπίεσης. Ωστόσο η ανάλυση γίνεται σε εμπορικά (μη-ιατρικά) βίντεο. Μέχρι λίγες προσπάθειες έχουν γίνει εφαρμόζοντας το H.264/SVC για ιατρικά βίντεο και υπάρχει ανάγκη να αξιολογηθεί αυτό το πρότυπο σε σχέση με την ιατρικά βίντεο. Αυτή είναι η βασική έμπνευση για την έρευνα των F. Nazir και G. Raja.

6.2 ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ H.264/SVC

Το H.264/SVC (scalable video coding) είναι μια επέκταση του H.264/AVC (advanced video coding) από την ITU - T και το ISO / IEC JTC 1. Το H.264/SVC επιτρέπει την κωδικοποίηση του βίντεο σε υψηλή ποιότητα γενικής ροής bit που αποτελείται από υποσύνολα πολλαπλών ροών bit.

Το αποκωδικοποιημένο βίντεο από αυτά τα υποσύνολα ροών bit είναι ανάλογο σε πιστότητα με εκείνο που επιτυγχάνεται με τη χρήση του H.264/AVC. Το SVC επιτρέπει την ταυτόχρονη μετάδοση ροής bit απλού στρώματος (single-layer) με ανόμοιους ρυθμούς bit και μεγέθη της εικόνας ανάλογα με την εφαρμογή. Η κλιμάκωση στηρίζεται στο κόστος της αύξηση του ρυθμού bit που απαιτείται για να συμβολίσει μια συγκεκριμένο πιστότητα και το δίλημμα ανάμεσα στο επιθυμητό επίπεδο κλιμάκωσης και την απόδοση της κωδικοποίησης εξαρτάται από τη συγκεκριμένη εφαρμογή. Το βασικό διάγραμμα κυκλωμάτων ενός SVC κωδικοποιητή με δύο χωρικά στρώματα δείχνεται στο Σχήμα 6.1 . Το ιατρικό βίντεο μπορεί να μετατραπεί σε διαφορετικές αναλύσεις για κωδικοποίηση με χρήση χωρικού διαχωρισμού μπλοκ. Το πρωτότυπο ή χωρικά διαχωρισμένο βίντεο παρουσιάζεται για αντιστάθμιση κίνησης, πρόβλεψη και κωδικοποίησης βασικού στρώματος χρησιμοποιώντας συμβατό κωδικοποιητή H.264/AVC για να δημιουργηθεί ροή bit με χωρική και χρονική κλιμάκωση. Ποιοτική κλιμάκωση μπορεί να προστεθεί σε αυτή τη ροή bit χρησιμοποιώντας κωδικοποιημένο μπλοκ κλιμακούμενης πιστότητας. Κατά συνέπεια μπορούν να δημιουργηθούν πολλαπλές ροές bit που να ποικίλουν σε χωρική ανάλυση και πιστότητα.



Σχήμα 6.1 Διάγραμμα κωδικοποιητή του προτύπου H.264.SVC

Κάθε μία από αυτές αντιπροσωπεύουν τα περιεχόμενα προέλευσης με μια συγκεκριμένη πιστότητα και χωρική ανάλυση που αποτελεί μέρος της συνολικής ροής bit της SVC κωδικοποίησης και δηλώνεται ως ένα στρώμα (layer) διαφοροποιούνται από ένα αναγνωριστικό στρώμα. Η υποομάδα ροής bit με τη μικρότερη χωρική ανάλυση και πιστότητα είναι συμβατή με τη μη κλιμακούμενη ροή bit H.264/AVC, με το αναγνωριστικό στρώμα ίσο με μηδέν και είναι γνωστή ως η στρώση βάσης. Τα ανώτερα στρώματα που αναφέρονται ως στρώμα ενίσχυσης χρησιμοποιούν την προηγουμένως κοινοποιημένη πληροφορία του κατώτερου στρώματος (το ένα με μικρότερο αναγνωριστικό) για κωδικοποίηση. Μέσα σε ένα στρώμα H.264/AVC η διάταξη χρησιμοποιείται για κωδικοποίηση μονού στρώματος. Το SVC εισάγει μεθόδους πρόβλεψης ώστε η αποτελεσματικότητα της κωδικοποίησης του στρώματος ενίσχυσης μπορεί να ενισχυθεί εκμεταλλευόμενο τις στατιστικές εξαρτήσεις μεταξύ των πολλαπλών στρωμάτων.

Το κύριο χαρακτηριστικό της συμπίεσης SVC είναι η δυνατότητα κλιμάκωσης, δηλαδή η εξαγωγή τμημάτων από την γενική ροή bit για να προσαρμοστούν στις διαφορετικές ανάγκες των χρηστών και ως προς τις συνθήκες του δικτύου. Η H.264/SVC προσφέρει χωρική χρονική και ποιοτική κλιμάκωση. Η χρονική είχε ήδη συμπεριληφθεί στο πρότυπο H.264/AVC και μπορεί να επιτευχθεί με διαίρεση της μονάδων πρόσβασης σε πολλαπλά στρώματα (χρονική βάση και ένα

ή περισσότερα στρώματα ενίσχυσης) . Κάθε μονάδα πρόσβασης μιας ειδικής στρώσης κωδικοποιείται χρησιμοποιώντας μόνο τις μονάδες πρόσβασης του ίδιου ή ενός κατώτερο χρονικού στρώματος για πρόβλεψη ενδιάμεσης εικόνας. Το SVC εισήγαγε τα χαρακτηριστικά της χωρικής και ποιοτικής κλιμάκωσης. Η χωρική κλιμάκωση είναι η περίπτωση όταν μια ροή bit υποσύνολου προμηθεύει περισσότερο από ένα μέγεθος εικόνας (χωρική ανάλυση) ενώ η κλιμάκωση πιστότητας περιγράφει την κατάσταση κατά την οποία το υποσύνολο ροής bit παραδίδει το περιεχόμενο πηγής στην αρχική χωροχρονική ανάλυση, αλλά με μεταβλητή ποιότητα της ανασυγκρότησης. Το SVC μπορεί να παρουσιάσει ποικιλομορφία συνδυασμών των ανωτέρω αναφερόμενων τριών θεμελιωδών τύπων.

6.3 ΑΠΟΤΕΛΕΣΜΑΤΑ

Ιατρικά βίντεο δοκιμάστηκαν σε JSVM 9.19.8 (Joint Scalable Video Model) χρησιμοποιώντας το πρότυπο SVC. Χρησιμοποιήθηκαν ιατρικά βίντεο αξονικής τομογραφίας εγκεφάλου και ηχοκαρδιογραφίας. Αμφότερα τα βίντεο είναι σε μορφή YUV 4:02:00 και έχουν ανάλυση 4CIF (704x576). Κωδικοποιήθηκαν 200 καρέ κάθε βίντεο κάνοντας χρήση του RATE Control OFF και QP (παράμετρος κβαντισμού) από 25 σε 40, διότι πάνω από 40 υπάρχει πιθανότητα εισαγωγής τεχνουργημάτων που θα μπορούσαν να οδηγήσουν σε λάθος διάγνωση. Οι παράμετροι της ανάλυσης είναι PSNR (peak signal to noise ratio) για την ποιότητα και το ρυθμό bit. Χρησιμοποιήθηκαν δύο στρώματα ανάλυσης 4CIF (704x576) και CIF (352x288).

Table-1: Temporal Scalability

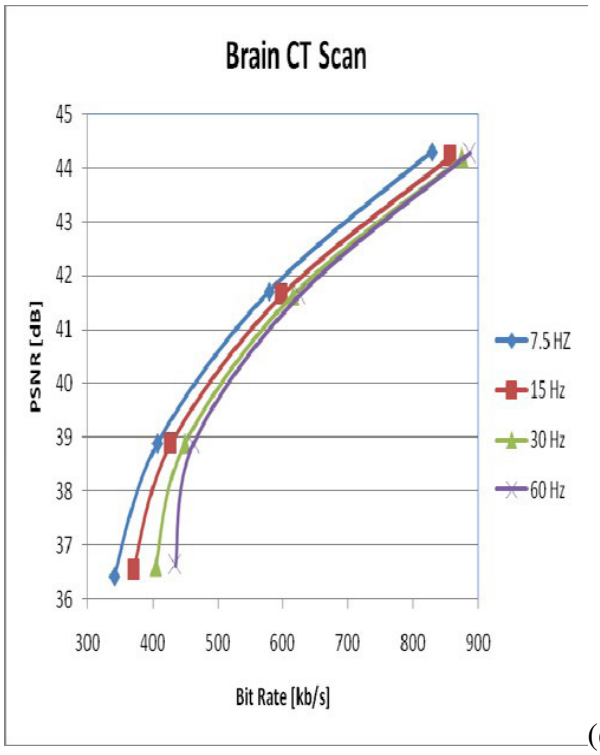
Test Sequence	*QP	Frame Rate (Hz)							
		7.5		15		30		60	
		Bit rate	PSNR	Bit rate	PSNR	Bit rate	PSNR	Bit rate	PSNR
Brain CT Scan	25	828.9600	44.3006	857.5608	44.2089	875.4552	44.1915	886.9584	44.2691
	30	578.6280	41.7112	598.4328	41.6496	615.6000	41.6318	625.2264	41.6418
	35	406.7544	38.8877	427.6416	38.8824	449.2560	38.8834	462.8544	38.8911
	40	340.8144	36.4206	370.1376	36.5426	404.6808	36.6038	434.3976	36.6385
Echocardi-ography	25	1048.728	43.9782	1375.4328	42.7956	1601.6328	42.2695	1671.864	42.3009
	30	685.6272	41.2554	881.0184	40.5062	1014.3888	40.1760	1062.9024	40.1529
	35	474.6720	39.0415	601.9608	38.4566	701.3808	38.2426	748.8504	38.2314
	40	393.2016	37.0375	520.6488	36.8060	628.0512	36.7270	686.1240	36.7397

**Quantization Parameter*

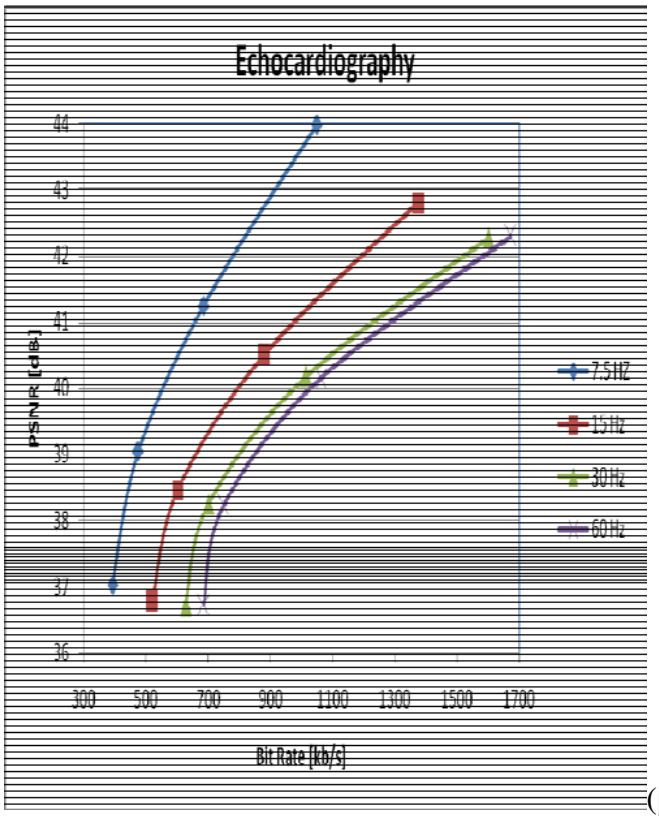
Πίνακας 6.1

Χρονική κλιμάκωση: Ο Πίνακας 6.1 δίνει τις χρονικές τιμές κλιμάκωσης σε διαφορετικούς ρυθμούς καρέ. Δείχνει ότι καθώς η παράμετρος κβαντοποίησης (QP) αυξάνει, ο ρυθμός bit και ο PSNR μειώνεται. Με την αύξηση του ρυθμού καρέ, παρατηρείται αύξηση του ρυθμός bit. Η Εικ.-2 δείχνει το ρυθμό παραμόρφωσης των ιατρικών βίντεο της αξονικής τομογραφίας εγκεφάλου και ηχοκαρδιογραφίας για

χρονική κλιμάκωση. Όλα τα βίντεο έχουν 4CIF (704x576) ανάλυση. Τέσσερις ρυθμοί καρέ υποστηρίζονται από όλα τα βίντεο. 7,5 Hz ή fps (καρέ ανά δευτερόλεπτο),



(α)



(β)

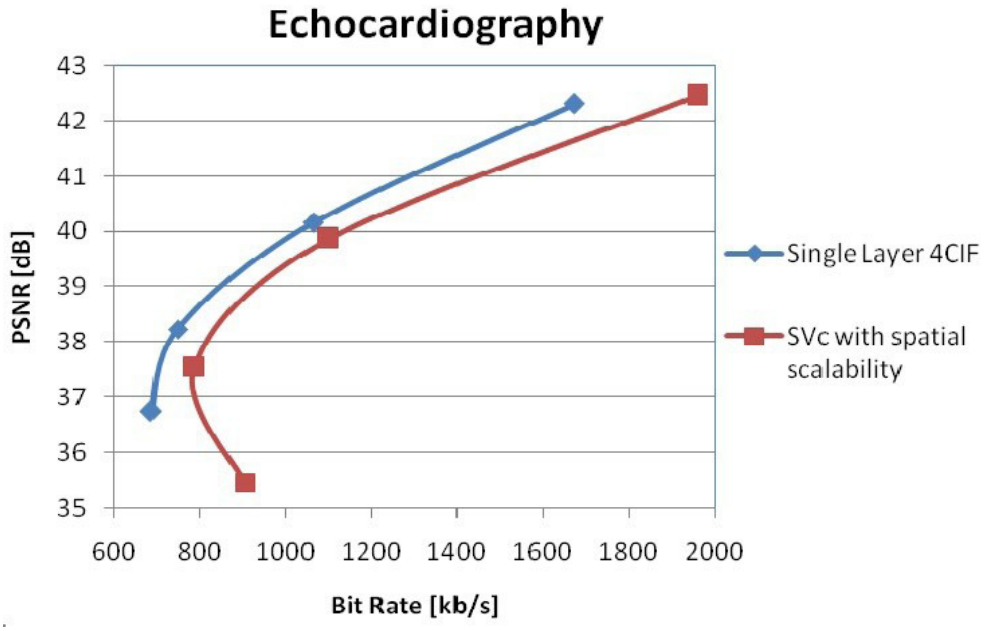
Σχήμα 6.2 Χρονική κλιμάκωση. (α) αξονική τομογραφία εγκεφάλου (β) Ηχοκαρδιογραφία

15 fps, 30 fps και 60 fps. Τα αποτελέσματα δείχνουν ότι τα πολλαπλά υποσύνολα ροών bit που ποικίλουν σε ρυθμό καρέ υποστηρίζονται από τη γενική ροή του SVC και οποιοδήποτε από τα υποσύνολα ροών bit μπορούν να χρησιμοποιηθούν για αποκωδικοποίηση.

Χωρική επεκτασιμότητα: Τα αποτελέσματα ρυθμού παραμόρφωσης για τα ιατρικά βίντεο που εμφανίζονται στο Σχήμα 6.2 απεικονίζουν ότι ο PSNR που έχει επιτευχθεί χρησιμοποιώντας το H.264/SVC είναι αρκετά υψηλός για τη σωστή διάγνωση. Χρησιμοποιήθηκαν δύο χωρικά στρώματα με αναλύσεις 4CIF (704x576) και CIF (352x288). Ο Πίνακας 6.2 παρουσιάζει τα πειραματικά αποτελέσματα για τα δύο στρώματα H.264/SVC κωδικοποίησης και το ενιαίο στρώμα κωδικοποίησης H.264/AVC για 4CIF (704x576) ανάλυση. Μπορεί να φανεί από τον Πίνακα 6.2 ότι το δεύτερο στρώμα χωρικής κωδικοποίησης με την ίδια παράμετρος κβαντοποίησης (QP) παρέχει υψηλότερο ρυθμό μετάδοσης bit σε σύγκριση με την κωδικοποίηση μονού στρώματος.

Test Sequence	*QP	Single layer		2-Layer	
		Bit rate	PSNR	Bit rate	PSNR
Brain CT Scan	25	886.9584	44.2691	1197.7296	44.7919
	30	625.2264	41.6418	736.2144	41.7122
	35	462.8544	38.8911	508.6272	38.5501
	40	434.3976	36.6385	460.4656	35.3471
Echocardiography	25	1671.8640	42.3009	1956.3888	42.4422
	30	1062.9024	40.1529	1100.4072	39.8710
	35	748.8504	38.2314	787.8936	37.5688
	40	686.1240	36.7397	903.8016	35.4719

Πίνακας 6.2



Σχήμα 6.3 Χωρική κλιμάκωση (α) αξονική τομογραφία εγκεφάλου (β) Ηχοκαρδιογραφία

Το Σχήμα 6.3 δείχνει τη σύγκριση της απόδοσης της κωδικοποίησης της χωρικής κλιμάκωσης του SVC σε σχέση με την κωδικοποίηση ενιαίου στρώματος στο H.264/AVC σε ανάλυση 4CIF (704x576). Είναι προφανές από τα διαγράμματα ότι το SVC με χωρική κλιμάκωση υποστηρίζεται από την τιμή της αύξησης στο ρυθμό bit σε ορισμένο βαθμό, αλλά με αυτόν τον τρόπο οι δύο ροές bit που δημιουργήθηκαν από τις δύο επιθυμητές αναλύσεις (4CIF και CIF) ποικίλουν στην απόδοση της κωδικοποίησης και την οπτική ποιότητα.

Κλιμάκωση πιστότητας (ποιοτική ή SNR): Ο Πίνακας 6.3 δείχνει τα αποτελέσματα σε 4CIF (704x576) ανάλυση για τις κωδικοποιήσεις ενός και δύο στρωμάτων. Με την ίδια παράμετρος κβαντοποίησης (QP) η κωδικοποίηση μονού στρώματος υποστηρίζει μικρότερους ρυθμούς bit σε σύγκριση με κωδικοποίηση δύο στρωμάτων.

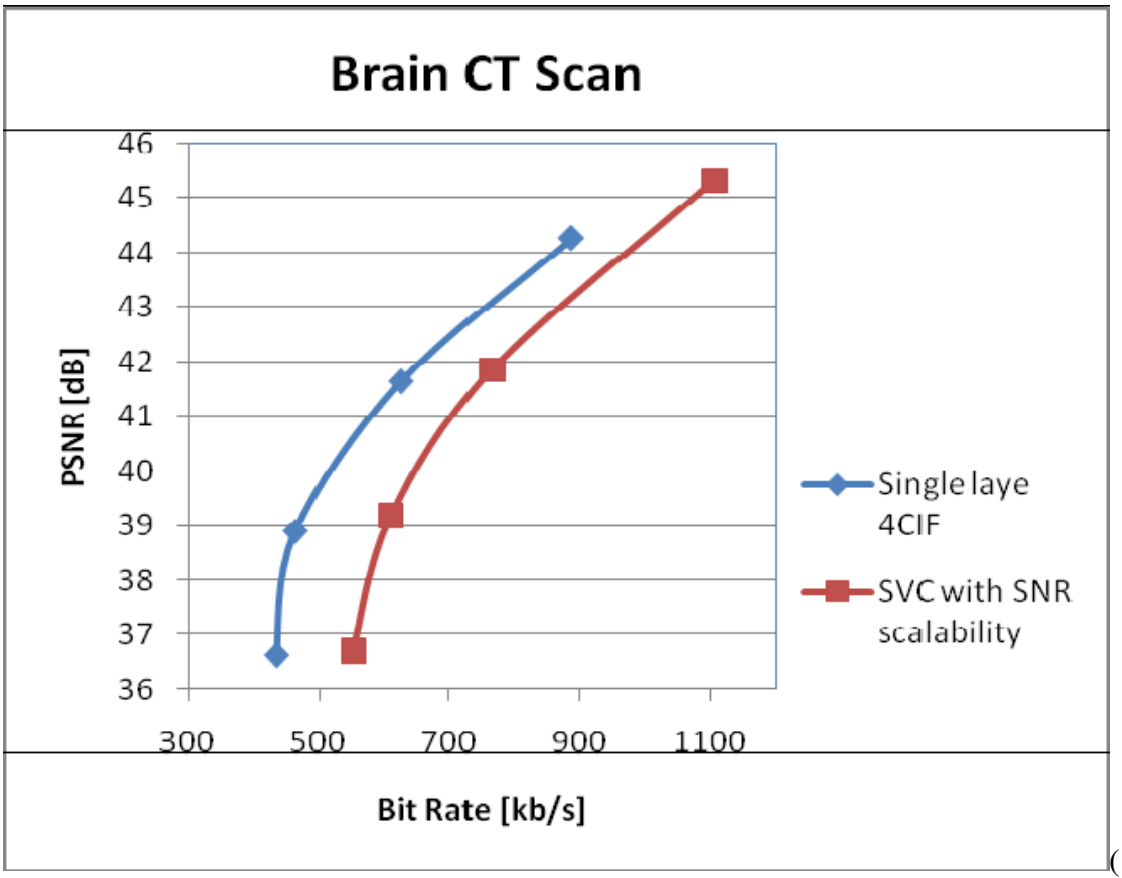
Table-3: Fidelity Scalability

Test Sequence	*QP	Single Layer		2-Layer	
		Bit rate	PSNR	Bit rate	PSNR
Brain CT Scan	25	886.9584	44.2691	1107.6816	45.3198
	30	625.2264	41.6418	766.2288	41.8675
	35	462.8544	38.8911	609.0240	39.1703
	40	434.3976	36.6385	552.4344	36.6886
Echocardiography	25	1671.8640	42.3009	1984.3608	43.3116
	30	1062.9024	40.1529	1224.0864	40.2593
	35	748.8504	38.2314	908.4096	38.3339
	40	686.1240	36.7397	815.5752	36.7317

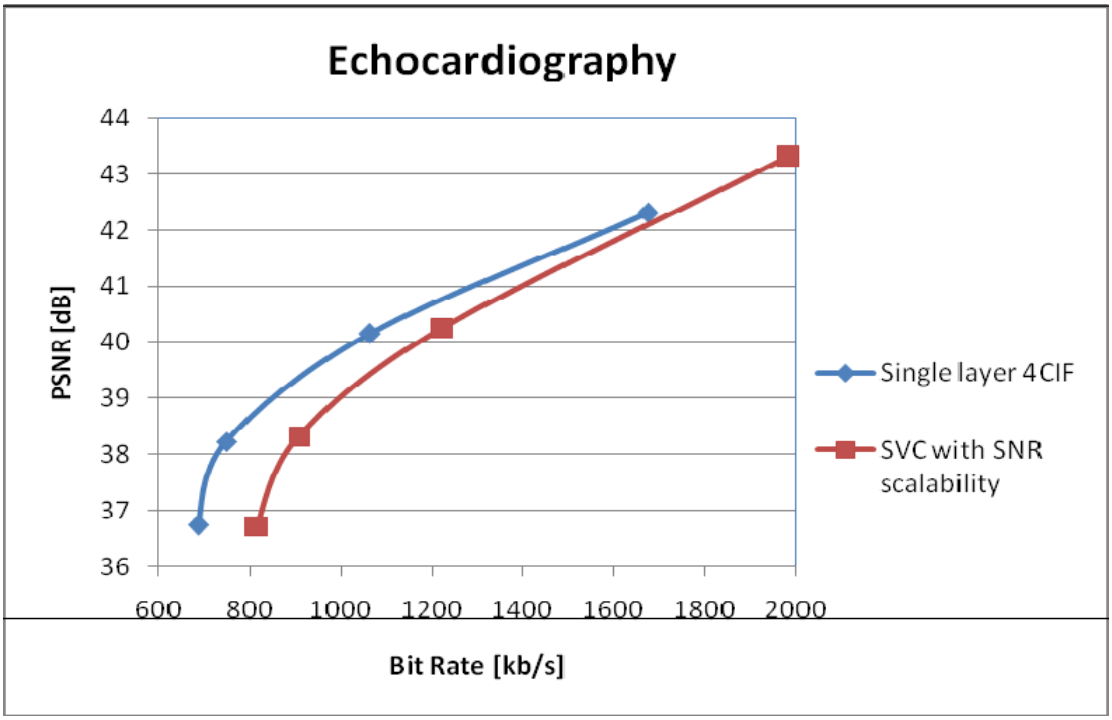
**Quantization Parameter*

Πίνακας 6.3

Στο Σχήμα 6.4 η ποιοτική κλιμάκωση του SVC συγκρίνεται με την κωδικοποίηση H.264/AVC ενιαίου στρώματος σε 4CIF (704x576) ανάλυση. Τα αποτελέσματα αποκαλύπτουν ότι το SVC παρέχει ροές bit στην ίδια χωροχρονική ανάλυση, αλλά με διαφορετική ποιότητα αναδόμησης σε σχέση με την τιμή αυξημένης ροής bit σε σύγκριση με το H.264/AVC.



(α)



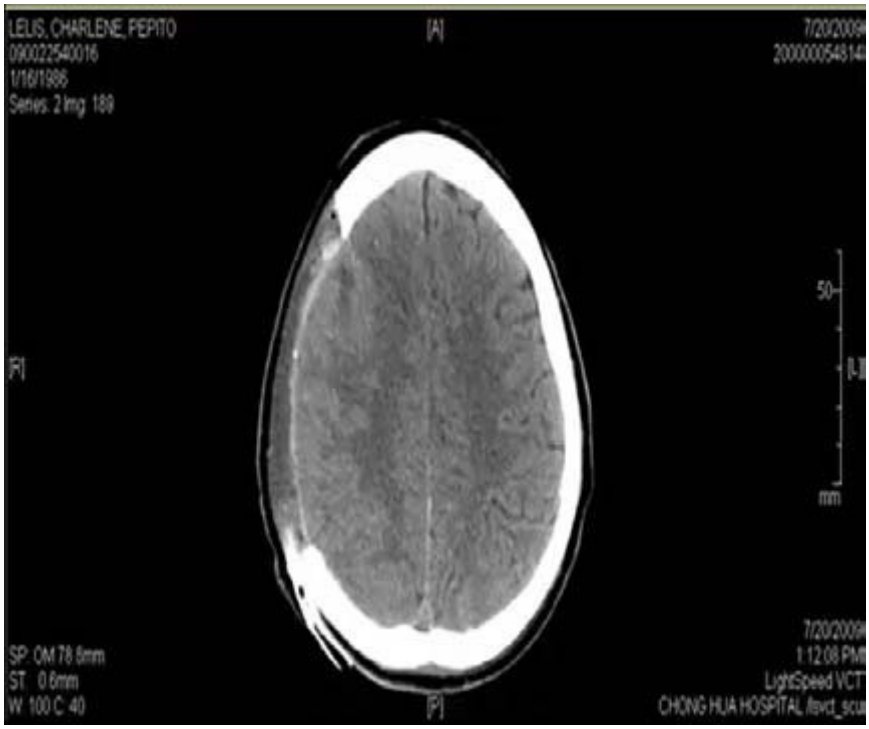
(β)

Σχήμα 6.4 Χωρική κλιμάκωση (α) αξονική τομογραφία εγκεφάλου (β) Ηχοκαρδιογραφία

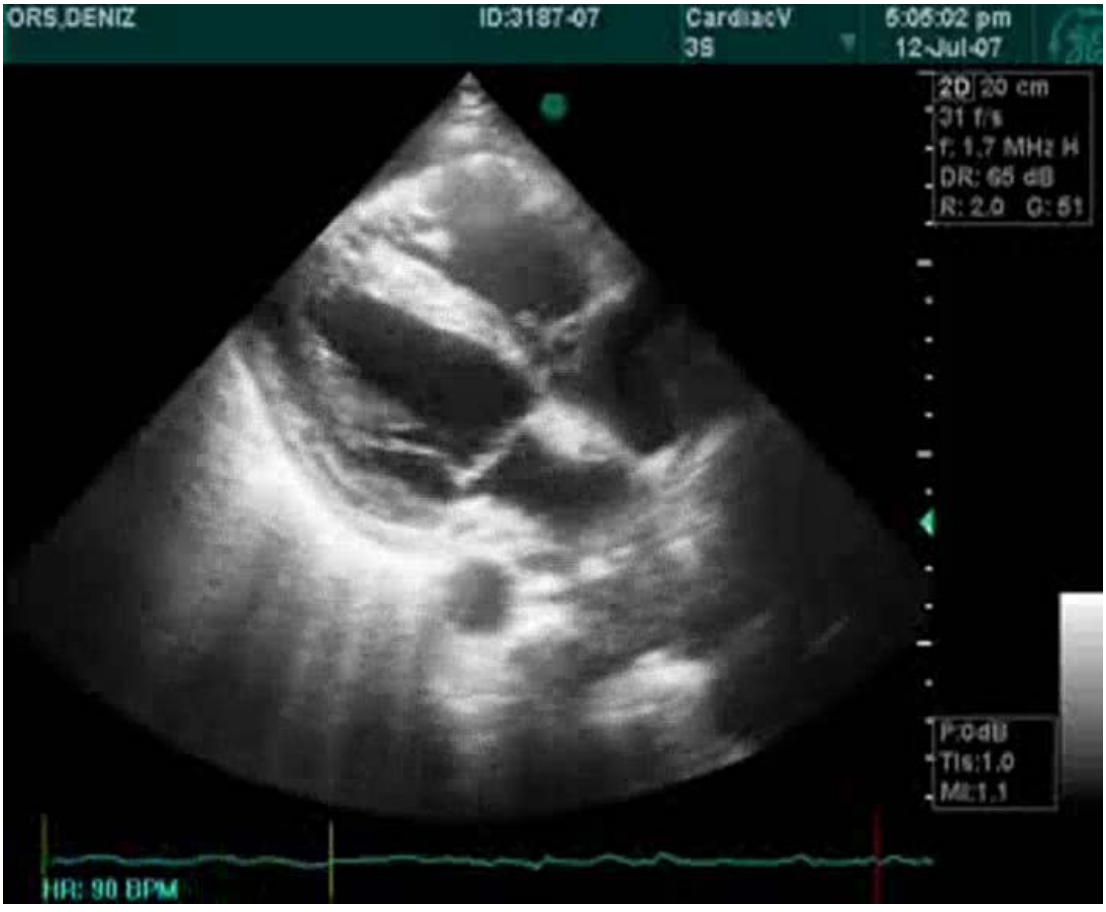
Υποκειμενική ποιότητα: Στην Εικόνα 6.1 δείχνει τα καρέ του πρωτότυπου και του ανακατασκευασμένου ιατρικού βίντεο με QP ίση έως 25. Στα (α) και (β) παρουσιάζεται το πρωτότυπο και συμπιεσμένο 21^{o} καρέ εγκεφαλικής αξονικής τομογραφίας. Είναι προφανές ότι καμία χρήσιμη πληροφορία δε χάνεται και η διαρροή αίματος στην αριστερή πλευρά του εγκεφάλου μπορεί να διαγνωστεί σωστά από το συμπιεσμένο βίντεο. Ομοίως στα (γ) και (δ) παρουσιάζεται το 75ο καρέ του πρωτότυπου και συμπιεσμένου βίντεο (με ρυθμό bit του 1672kbps) της ηχοκαρδιογραφίας. Η σύγκριση μεταξύ των δύο καρέ δείχνει ότι δεν έχουν εισαχθεί τεχνουργήματα στην ανακατασκευασμένη εικόνα.



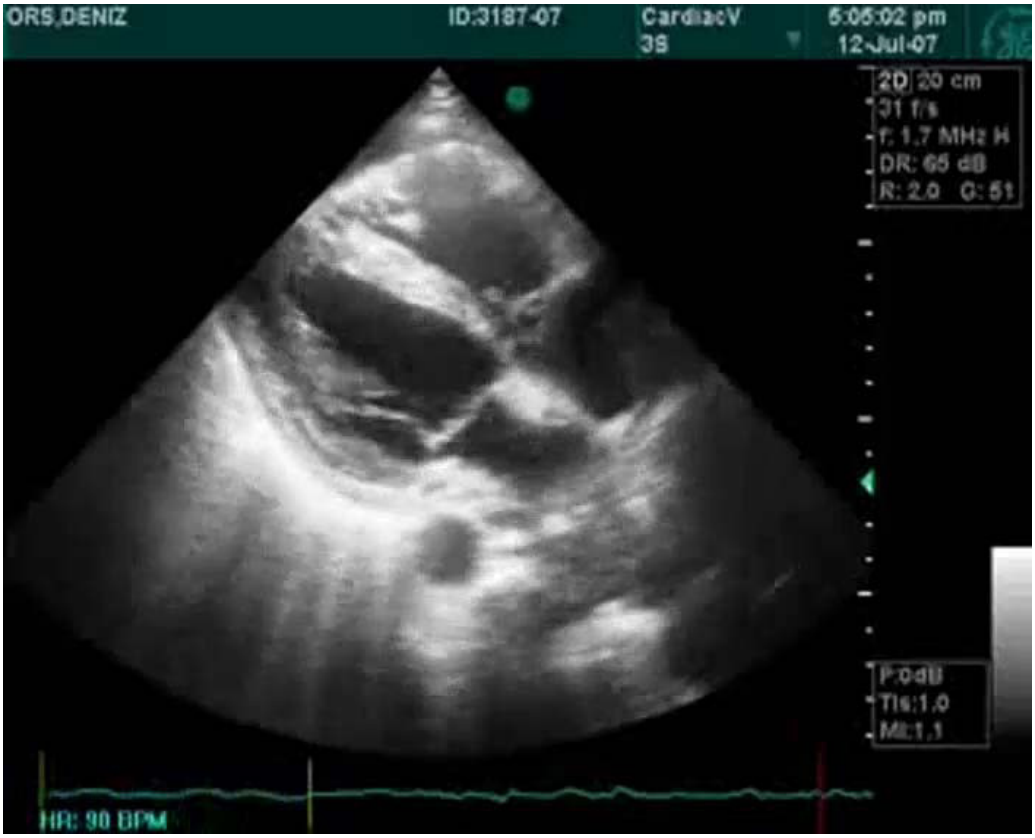
(α)


LELIS, CHARLENE_PEPITO
090022540016
1/16/1986
Series: 2 Img: 188
[A]
[F]
[P]
50
mm
SP: OM 78.6mm
ST: 0.6mm
W: 100 C: 40
1:12:08 PM
LightSpeed VCT
CHONG HUA HOSPITAL

(β)


ORS,DENIZ
ID:3187-07
CardiacV
3S
5:06:02 pm
12-Jul-07
2D 20 cm
31 f/s
f: 1.7 MHz H
DR: 65 dB
R: 2.0 G: 51
P: 0dB
TIs:1.0
MI:1.1
HR: 90 BPM

(γ)



(δ)

Εικόνα 6.1 Υποκειμενική Ανάλυση Ποιότητας (α) Μη συμπιεσμένο καρέ σάρωσης # 21 από CT εγκεφάλου (β) Συμπιεσμένο καρέ σάρωσης # 21 από CT εγκεφάλου σε 884 kbps (γ) Μη συμπιεσμένο καρέ # 75 ηχοκαρδιογραφήματος (δ) Συμπιεσμένο καρέ # 75 ηχοκαρδιογραφήματος σε 1672 kbps.

6.4 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Παραπάνω παρουσιάστηκε η απόδοση του προτύπου H.264/SVC για ιατρικά βίντεο. Η απόδοση κωδικοποίησης του SVC συγκρίθηκε με εκείνη του H.264/AVC για κωδικοποίηση μονού στρώματος για ιατρικά βίντεο αξονικής τομογραφίας εγκεφάλου και ηχοκαρδιογραφίας. Τα πειραματικά αποτελέσματα αποκάλυψαν ότι το SVC μπορεί να παρέχει ένα κατάλληλο επίπεδο κλιμάκωσης χωρίς την τεχνουργημάτων που μπορεί να οδηγήσει σε λάθος την ιατρική διάγνωση. Ακόμα κι αν η κλιμακούμενη κωδικοποίηση επιτυγχάνεται με κάποιο κόστος του ρυθμού μετάδοσης bit, η διαφορά μεταξύ της αποτελεσματικότητας της κωδικοποίησης H.264/AVC κωδικοποίησης μονού στρώματος και SVC είναι εξαιρετικά μικρή και ως αποτέλεσμα το πρότυπο H.264/SVC μπορεί να χρησιμοποιηθεί στα ιατρικά βίντεο.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 7^{ο} ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΗ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ (REGION OF INTEREST – ROI)

7.1 ΈΝΝΟΙΑ ΤΗΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ

Όλες οι περιοχές ιατρικών εικόνων και συγκεκριμένες εικόνες πραγματικού χρόνου δεν έχουν ισότιμο ενδιαφέρον. Ιδιαίτερη προσοχή δίνεται μόνο σε μερικά σημεία της εικόνας. Για παράδειγμα το τμήμα της εικόνας που περιέχει τον όγκο εξετάζεται μόνο αντί ολόκληρης της εικόνας όπως συμβαίνει στον εγκέφαλο μιας μαγνητικής τομογραφίας (MRI). Η περιοχή ενδιαφέροντος (ROI) είναι οι περιοχές που θεωρούνται ότι είναι σημαντικές σε οποιαδήποτε δεδομένη εικόνα. Εάν η απώλεια της ποιότητα είναι επιθυμητή τότε πολλά συστήματα συμπίεσης επιτυγχάνουν υψηλά ποσοστά συμπίεσης για γενικές εικόνες. Η Ιατρική ωστόσο δεν μπορεί να αντέξει οποιαδήποτε ανεπάρκεια σε περιοχές ιδιαίτερου διαγνωστικού ενδιαφέροντος (ROI) . Συνεπώς είναι απαραίτητο να υπάρχει μια προσέγγιση που να δίνει ένα υψηλό ποσοστό συμπίεσης διατηρώντας καλή ποιότητα της ROI. Σε αυτό το διπλό πρόβλημα μια κατάλληλη λύση είναι το υβριδικό σύστημα κωδικοποίησης. Εδώ ο γενικός σκοπός είναι η διατήρηση της ποιότητας σε διαγνωστικά κρίσιμες περιοχές ενώ επιτρέπει τις απώλειες κωδικοποίησης για τις άλλες περιοχές . Ένα άλλο παράδειγμα μπορεί να ληφθεί από μια φωτογραφική εικόνα οπού συχνά οι άνθρωποι θέλουν να εξετάσουν τα πρόσωπα των ανθρώπων. Οι περιοχές της εικόνας που περιέχουν πρόσωπα μπορούν να κωδικοποιηθούν ως ROI, χρησιμοποιώντας αυτοματοποιημένο αλγόριθμο ανίχνευσης προσώπου και τελικά αποθηκεύονται με μεγαλύτερη ακρίβεια την υπόλοιπη εικόνα.

7.2 ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΚΗ ΕΠΙΣΚΟΠΗΣΗ

Για να μελετηθεί και να αναλυθεί περισσότερο η τεχνική συμπίεσης βασισμένη στην περιοχή ενδιαφέροντος αναφέρονται μερικές τεχνικές σε αυτή την ενότητα . Πρόσφατα η χρησιμοποίηση κυματιδίων (wavelets) και τεχνολογιών όπως η AT - SPIHT και SPIHT για την κωδικοποίηση βάση ROI απέσπασε μεγάλη προσοχή μεταξύ των ερευνητών. Μια σύντομη ανασκόπηση πρόσφατων ερευνητικών εργασιών παρουσιάζεται παρακάτω.

Ο Nan Zhang παρουσίασε μια αποτελεσματική μέθοδο κωδικοποίησης εικόνας διπλής περιγραφής. Με τη βοήθεια του υποδειγματοληψίας σε μορφή πεντάδας σε αστέρα παράχθηκε η δίπλευρη περιγραφή μιας εικόνας. Μια διαδικασία παρεμβολής (Interpolation) με συσχέτιση δειγμάτων χρησιμοποιήθηκε για να εκτελέσει την αποκωδικοποίηση από κάθε πλευρά της περιγραφής. Ένας πρακτικός κωδικοποιητής ιατρικής εικόνας θα μπορούσε κατασκευαστεί μέσω της ρίζας του μετασχηματισμού Προσαρμοστικής Άρσης Κατεύθυνσης (adaptive directional lifting - ADL) στο πρότυπο JPEG2000.

Οι K. Veeraswamy και S. SrinivasKumar πρότειναν μια μέθοδο για να βελτιώσουν την απόδοση συμπίεσης βασισμένης σε wavelets κάτω από συνθήκες εντροπίας. Ολόκληρες οι υπο-ζώνες της αποσυντεθειμένης εικόνας με χρήση

wavelets κβαντίζονται με βάση την ενέργεια υπο-ζώνης . Οι κβαντισμένοι και στρογγυλοποιημένοι συντελεστές αναδιευθετήθηκαν και χρησιμοποιώντας αλγόριθμο πρόβλεψης μείωσαν την εντροπία, π.χ. bits/pixel.

Ο Singara Singh κ.α. παρουσίασαν μια μέθοδο χωρίς αλλαγή της σύνταξη της συμπιεσμένης ροής του προτύπου JPEG2000. Η μέθοδος θα μπορούσε να χρησιμοποιηθεί με ευκολία σε συμπίεση εικόνας. Η μέθοδός τους συμπιέζει εικόνες γραφικών διαχωρίζοντας τις πραγματικές έγχρωμες εικόνες από τις εικόνες γραφικών με τη χρήση μιας επέκτασης μετασχηματισμού wavelet σύμφωνα με το πρότυπο JPEG2000.

Οι E. Ramachandran και R. Logashanmugam έχουν επιτύχει συμπίεση βασισμένη σε wavelets μιας φυσικής εικόνας χρησιμοποιώντας έναν αλγόριθμο κβαντοποίησης βασισμένο σε οπτική απώλεια αντίθεσης. Επικεντρώθηκαν στην εφαρμογή της κωδικοποίησης νέων υπο-ζωνών στον μετασχηματισμό wavelets για τη συμπίεση εικόνας. Η μέθοδός τους συγκρίνοντας την απόδοση της με τις υφιστάμενες τεχνικές συμπίεσης αποδείχθηκε ότι είναι καλή.

Οι D. Vijendra Babu και N.R. Aflame αξιοποίησαν τον Μερικό EZW αλγόριθμο στην Ενισχυμένη Μέθοδο Συμπίεσης Εικόνας. Το σκεπτικό της προσέγγισής τους ήταν ο προοδευτικός EZW αλγόριθμος (Embedded Zero tree Wavelet). Με την προσθήκη ακέραιου μετασχηματισμού wavelet και Κωδικοποίηση ROI τα πήγαν καλύτερα από τον EZW και τον SPIHT αλγόριθμο και τα αποτελέσματα το αποδεικνύουν.

Ο Rafeef Abugharbieh παρουσιάζει μια νέα τρισδιάστατη διαβαθμισμένη μέθοδο συμπίεσης για ιατρικές εικόνες με βελτιστοποιημένη κωδικοποίηση βάση ποσοτικού ενδιαφέροντος (volume of interest – VOI)

7.3 ΕΝΑΛΛΑΚΤΙΚΟ ΣΧΕΔΙΟ ΓΙΑ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΗ ROI

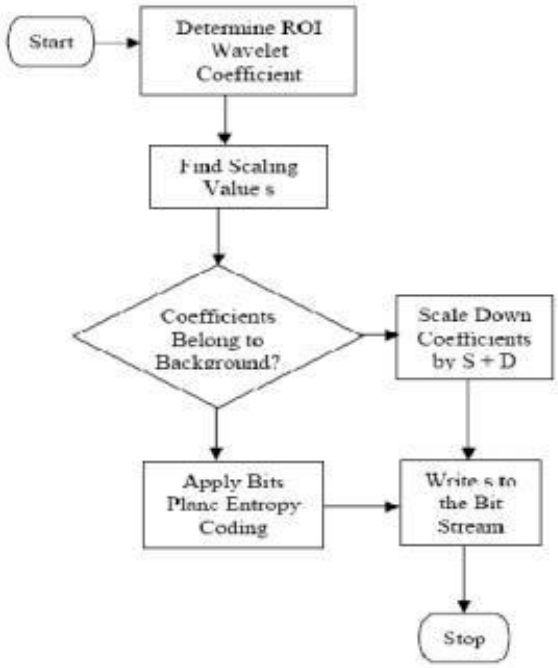
7.3.1 ΔΙΑΒΑΘΜΙΣΜΕΝΗ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ ΒΑΣΙΣΜΕΝΗ ΣΕ ROI ΣΤΟ ΠΡΟΤΥΠΟ JPEG2000

Στην διαβαθμισμένη κωδικοποίηση βασισμένη σε ROI που υιοθετήθηκε στο πρότυπο JPEG200 μια ολόκληρη ποσοτικά αναλυμένη εικόνα μετασχηματίζεται και οι συντελεστές της που συνδέονται με την περιοχή ενδιαφέροντος και περιμετρικά αυτής διαβαθμίζονται από ένα συγκεκριμένο αριθμό bit-shifts. Μετά από αυτό η κωδικοποίηση των bit-planes των συντελεστών γίνεται σε βάση στάθμης με στάθμη. Τώρα η διαφορά ποιότητας μεταξύ της ROI εικόνας και της μη ROI εικόνας υπολογίζεται και μπορεί να ελεγχθεί περαιτέρω με καθορισμό της τιμής της διαβάθμισης. Αν και το πρότυπο JPEG2000 καθορίζει διαβαθμισμένη κωδικοποίηση βάση ROI μόνο για ορθογώνιες ή ελλειπτικές περιοχές δισδιάστατης εικόνας, η έννοια της διαβαθμισμένης κωδικοποίησης μπορεί να επεκταθεί σε αυθαίρετο σχήμα

ROI κωδικοποίησης για ογκομετρική απεικόνιση. Σε αυτήν την περίπτωση το σχήμα της πληροφορίας πρέπει να μεταδοθεί στον αποκωδικοποιητή όπως δείχνεται στο σχήμα 5 σε αντίθεση με τη max-shift ROI κωδικοποίηση. Γι' αυτό στην περίπτωση αυτή απορρίπτοντας ολόκληρο το φόντο το αντικείμενο μπορεί να αποκωδικοποιηθεί εξολοκλήρου. Δυστυχώς δίπλα στο αντικείμενο υπάρχει ένα ανεπιθύμητο εφέ κοιτάζοντας το φόντο. Αυτό οφείλεται εξαιτίας των πρόσθετων συντελεστών στο πρώιμο στάδιο της προοδευτικής κωδικοποίησης

7.3.2 JPEG2000 MAX-SHIFT ROI ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ

Σε αυτή τη μέθοδο, η μεταδιδόμενη πληροφορία που αφορά το σχήμα δεν μεταδίδεται όπως δείχνεται στο Σχήμα 7.1. Στην πραγματικότητα η τιμή της διαβάθμισης υπολογίζεται με τέτοιο τρόπο με τον οποίο σχηματίζονται οι αυθαίρετης μορφής περιοχές ενδιαφέροντος. Σημαίνει πως ο αποκωδικοποιητής δεν χρειάζεται να δημιουργήσει μάσκα περιοχής ενδιαφέροντος. Στο Σχήμα 1 παρουσιάζεται το διάγραμμα ροής για την εκτέλεση Max-Shift ROI κωδικοποίηση



Σχήμα 7.1 Διάγραμμα ροής για Maxshift ROI κωδικοποίηση

7.3.3 ΠΡΟΣΑΡΜΟΣΜΕΝΟ SPIHT: ΜΙΑ ΥΒΡΙΔΙΚΗ ΠΡΟΣΕΓΓΙΣΗ

Το προσαρμοσμένο σύστημα συμπίεσης SPIHT παρέχει επιλεκτική συμπίεση ιατρικών εικόνων συμπιέζοντας την περιοχή ενδιαφέροντος χρησιμοποιώντας το πρότυπο JPEG200 και την υπόλοιπη εικόνα με σύνηθες SPIHT καθιστώντας την

συμπίεση ενεργειακά αποδοτική. Το πρότυπο SPIHT εμφανίζει εξαιρετικά χαρακτηριστικά σε αρκετές ιδιότητες συμπεριλαμβανομένων

1. Καλή ποιότητα εικόνας με υψηλό PSNR (λόγος σήματος προς θόρυβο κορυφής)
2. Γρήγορη κωδικοποίηση και αποκωδικοποίηση
3. Πλήρως προοδευτική ροή bit
4. Μπορεί να χρησιμοποιηθεί και σε συμπίεση χωρίς απώλειες
5. Μπορεί να συνδυαστεί με προστασία από σφάλματα
6. Δυνατότητα κώδικα για την ακριβή ρυθμό bit ή PSNR

Το προσαρμοσμένο πρότυπο SPIHT περιλαμβάνει τις δύο ακόλουθες φάσεις

1. Διαχωρισμός της περιοχής ενδιαφέροντος από την εικόνα

Το Σχήμα 7.2 δείχνει μια εικόνα αξονικής ή μαγνητικής τομογραφίας που περιέχει τρία μέρη, την περιοχή ενδιαφέροντος, την περιοχή χωρίς ιατρικό ενδιαφέρον και το φόντο. Η περιοχή ενδιαφέροντος επιλέγεται από ειδικούς ακτινολόγους σύμφωνα με τις απαιτήσεις. Το επόμενο βήμα είναι να δημιουργήσει ROI-μάσκα με τέτοιο τρόπο ώστε το προσκήνιο να περιλαμβάνεται ολόκληρο ενώ οι τιμές των εικονοστοιχείων του φόντου ορίζονται ως μηδέν. Η μάσκα αυτή εξαρτάται από την επιλεγμένη περιοχή. Οι περιοχές του φόντου αν και φαίνονται να είναι σε μαύρο χρώμα δεν έχουν μηδενικές τιμές.

Το φόντο μπορεί να πάρει τιμές μηδέν χρησιμοποιώντας

$$\text{if } simg[i, j] \leq z, \text{ then}$$
$$simg[i, j] = 0 \qquad (1)$$

Όπου το z είναι η τιμή κατωφλίου του φόντου και το simg είναι η εικόνα του δείγματος.

Αν η τιμή ‘1’ επιλεχθεί για το προσκήνιο και η ‘0’ για το φόντο τότε διαχωρίζεται η περιοχή ενδιαφέροντος από την περιοχή που δεν υπάρχει ενδιαφέρον όπως δείχνεται στην παρακάτω εξίσωση 2

$$ROI\ _mask \&\& simg = IMG_ROI. \ (2) \qquad (2)$$

Όπου ROI_mask είναι η μάσκα που παράγεται και το IMG_ROI το μέρος της

περιοχής ενδιαφέροντος που διαχωρίζεται.

2. Επεξεργασία σε ROI και μη ROI.

Ανάλογα με την απαίτηση, τα δύο μέρη μπορούν να επεξεργαστούν ξεχωριστά, δηλαδή η περιοχή ενδιαφέροντος να υποβληθεί σε τεχνική χωρία απώλειες όπως η Huffman, Αριθμητική, RLE, LZW

κλπ.. ενώ με μεθόδους με αποδεκτές απώλειες συμπίεσης όπως η

Κωδικοποίηση μετασχηματισμού (FT / DCT / Wavelets) Διανυσματική κβάντωση, κωδικοποίηση Fractal θα επεξεργαστούν οι περιοχές χωρία ενδιαφέρον. Διαφορετικές τεχνικές μπορούν να χρησιμοποιηθούν για τη συμπίεση της περιοχής χωρίς ενδιαφέρον. Μια ερώτηση που μπορεί να προκύψει είναι εάν η περιοχή ενδιαφέροντος είναι το μόνο σημαντικό μέρος τότε γιατί να κωδικοποιηθεί και να μεταδοθεί το υπόλοιπο κομμάτι χωρίς ενδιαφέρον; Είναι σημαντικό να μεταδοθεί αυτό το τμήμα γιατί προσδιορίζει την θέση της περιοχής ενδιαφέροντος στην εικόνα. Επίσης, αυτή η εικόνα που φέρει άλλες πληροφορίες για τον ασθενή που χρειάζονται αποκλειστικά κατά τον χρόνο της αποκωδικοποίησης της εικόνας. Επίσης, όταν η ROI

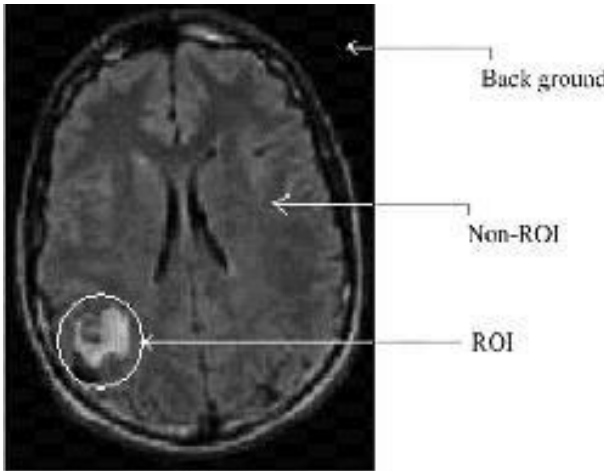
κωδικοποίηση χρησιμοποιείται, δεν είναι πιστή η χρήση συμβατικών μέτρων αντικειμενικής ποιοτική ανάλυσης της εικόνας.

Ακολουθούν τα δύο βήματα που πρέπει να εφαρμοστούν κατά την προσαρμοσμένη κωδικοποίηση του προτύπου SPIHT

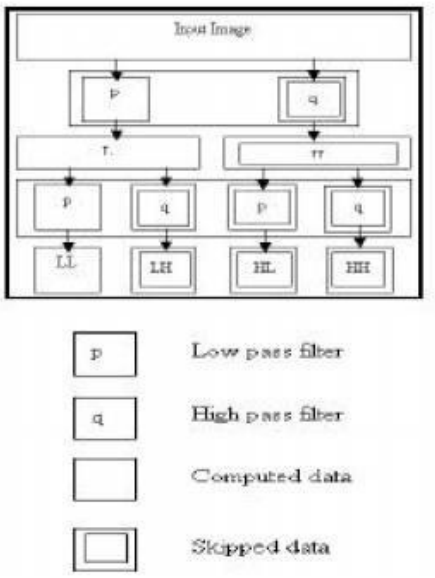
1. Ενεργειακά αποδοτικό SPIHT για περιοχή μη ενδιαφέροντος

Για να επιτευχθεί το επιθυμητή ενεργειακά αποδοτική συμπίεση ιατρική εικόνας η περιοχή που πρέπει να αξιοποιηθεί είναι αυτή που δεν επικεντρώνει το ενδιαφέρον. Η τεχνική SPIHT είναι μια πολύ αποτελεσματική τεχνική η οποία παρέχει μια πλήρως ενσωματωμένη ροή bit, με τους συντελεστές μέγιστης τιμής στην αρχή και τους συντελεστές ελάχιστης τιμής στο τέλος της ροής, καθιστώντας αυτό το σύστημα εφαρμοσμένο στην εικόνα μη ενδιαφέροντος. Το Σχήμα 7.3 δείχνει, πρώτον να εφαρμόζεται DWT

(Discrete Wavelet Transform) από την εικόνα του δείγματος. Από τέσσερις υποζώνες, όλες οι ζώνες υψηλής συχνότητας μπορούν να εξαλειφθούν πλήρως και μόνο συνιστώσες χαμηλής συχνότητας του επιπέδου μετασχηματισμού αποστέλλονται επειδή αυτό το τμήμα της ιατρικής διαγνωστικής εικόνας δεν έχει καμία σημασία. Το όφελος αυτής της διαδικασίας είναι η μείωση του χρόνου συμπίεσης, του χρόνου ανασυγκρότησης και μέγιστη αναλογία σήματος προς θόρυβο, μαζί με μια ενισχυμένη αναλογία συμπίεσης.



Σχήμα 7.2 Τα διάφορα τμήματα της ιατρικής εικόνας.



Σχήμα 7.3 Εφαρμογή του DWT στην εικόνα εισόδου

2. Το πρότυπο JPEG2000 στην περιοχή ενδιαφέροντος

Η περιοχή ενδιαφέροντος περιέχει τις σημαντικότερες πληροφορίες

υψίστης σημασίας. Ο αλγόριθμος JPEG εξασφαλίζει την ποιότητα. Αλλά μια ενεργειακά αποδοτική συμπίεση συμπίεση δεν μπορεί να πραγματοποιηθεί καθώς αυτό θα οδηγήσει σε απώλεια πληροφορίας που αφορά σημαντικές λεπτομέρειες. Καθώς η επιλεγμένη περιοχή ενδιαφέροντος είναι πολύ μικρή σε αυτήν την περίπτωση αντί να χωριστούν τα bit σε blocks κωδικοποιημένα σε EBCOT (Embedded block code for optimized truncation), κωδικοποιούνται σε Huffman ή Run length κώδικα μετά την εφαρμογή διακριτής μετατροπής Wavelet (DWT). Decrease in bit rate on account of

this for the sake of quality is affordable which is compromised

by blocking artifacts whenever we go for splitting the image into blocks for any computation. Καθώς αυτές είναι απλές μέθοδοι κωδικοποίησης η υπολογιστική πολυπλοκότητα εμφανίζεται δραστικά μειωμένη.

7.4 ΜΕΤΡΑ ΑΠΟΔΟΣΗΣ ΚΑΙ ΣΥΓΚΡΙΤΙΚΗ ΑΝΑΛΥΣΗ

Μερικές από τις πιο επιθυμητές ιδιότητες οποιασδήποτε μεθόδου συμπίεσης για τρισδιάστατη ιατρική εικόνας περιλαμβάνουν:

1. Υψηλού λόγους μη απωλεστικής συμπίεσης μαζί με υψηλό PSNR.

2. Υψηλή συσχέτιση μεταξύ αρχικής και ανακατασκευασμένης εικόνας.

3. ικανότητα διαβάθμισης της ανάλυσης που αναφέρεται στην ικανότητα αποκωδικοποίησης της συμπιεσμένης εικόνας σε διάφορες αναλύσεις.

7.4.1 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΤΟΥ PSNR ΣΤΗΝ ΠΕΡΙΟΧΗ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ ΚΑΙ ΜΗ

Χρησιμοποιείται για την μέτρηση της αντικειμενικής απόδοσης της ανακατασκευασμένης εικόνας

Το PSNR μετριέται σε decibels (dB) και δίνεται από τη σχέση:

PSNR=20*log10 [(255/sqrt (MSE)] (3)

Όπου η τιμή 255 είναι η μέγιστη δυνατή τιμή που μπορεί να επιτύχει το σήμα της εικόνας. Το μέσο τετραγωνικό λάθος προσδιορίζεται ως

M N

MSE =1/M N Σ Σ(Ai, j– B i,j)2 (4)

i=1 j=1

7.4.2 ΣΥΓΚΡΙΣΗ ΣΥΣΧΕΤΙΣΗΣ ΠΕΡΙΟΧΗΣ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ ΚΑΙ ΜΗ

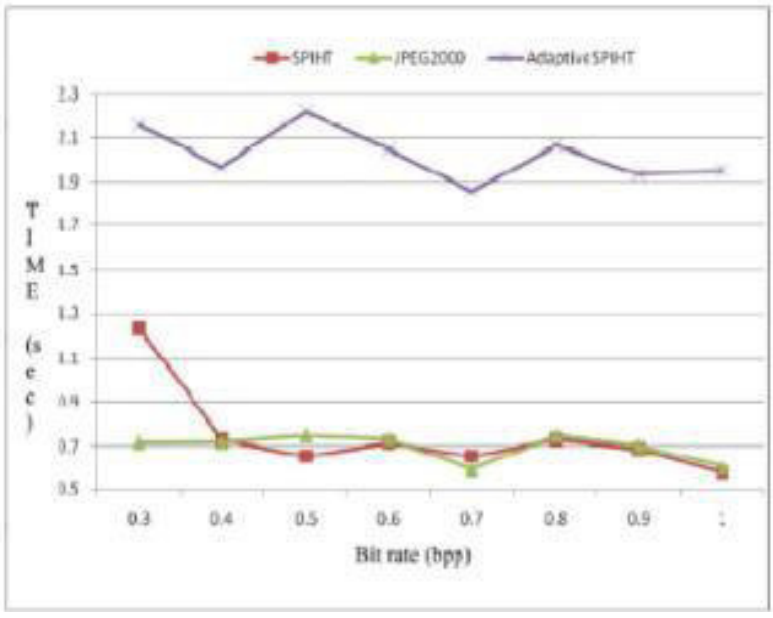
Η συσχέτιση μεταξύ της ανακατασκευασμένη εικόνας και της αρχικής μετράται από τον τύπο:

$$r_{xy}= \frac{\sum x_i y_i - n x' y'}{(n-1)\, s_x s_y} = \frac{n\sum x_i y_i - \sum x_i \sum y_i}{[n\sum x_i^2 - (\sum x_i)^2]^{1/2}[n\sum y_i^2 - (\sum y_i)^2]^{1/2}}$$

(5)

Όπου τα x και y είναι οι εικόνες, x΄ και y΄ είναι οι μέσες τιμές των εικόνων, τα s_x και s_y είναι οι συνήθεις αποκλίσεις των x και y. Ο συντελεστής r_{xy} παίρνει τιμές από -1 ως 1

Το Σχήμα 7.4 δείχνει πως μια τεχνική βασισμένη σε προσαρμοσμένο SPIHT οδηγεί σε ισχυρή συσχέτιση μεταξύ της αρχικής και της ανακατασκευασμένης εικόνας



Σχήμα 7.4 Ρυθμός Bit σε σχέση με το χρόνο για διαφορετικά συστήματα κωδικοποίησης περιοχής ενδιαφέροντος

7.4.3 ΛΟΓΟΣ ΣΥΜΠΙΕΣΗΣ

Είναι μια μέτρηση της μείωσης των λεπτομερειακών συντελεστών της πληροφορίας

CR = (Discarded Data) / (Original Data) (6)

Κατά τη διαδικασία της συμπίεσης εικόνας, είναι σημαντικό να γνωρίζουμε πόσο μπορεί κανείς να απορρίψει σημαντικό συντελεστή πληροφορίας από τα δεδομένα εισόδου προκειμένου να διατηρηθεί η κρίσιμη πληροφορία των αρχικών δεδομένων.

7.4.4 ΤΥΠΙΚΗ ΑΠΟΚΛΙΣΗ

Η τυπική απόκλιση είναι ένα άλλο εργαλείο για τον υπολογισμό την απόδοσης της του αλγόριθμου συμπίεσης της εικόνας. Η τυπική απόκλιση περιγράφει πόσο μια συγκεκριμένη τιμή αποκλίνει από την μέση τιμή. Είναι το μέτρο της μεταβλητότητας από το μέσο όρο. Στην επεξεργασία σήματος η τυπικές αποκλίσεις σ_k^2 (k = 1, 2 ... N) αναπαριστώνται από τις τιμές ιδιοσυνάρτησης του μετασχηματισμένου συντελεστή. Το N είναι το μέγεθος των N τμημάτων των δεδομένων εισόδου. Όσο χαμηλότερη είναι η τυπική απόκλιση τόσο υψηλότερη θα είναι η ιδιότητα της ενέργειας συμπίεσης. Όσο μεγαλύτερη είναι η ιδιότητα της ενέργειας συμπίεσης, τοσο καλύτερος είναι ο αλγόριθμος συμπίεσης.

7.5 ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Τα συστήματα συμπίεσης παράγουν υψηλά ποσοστά συμπίεσης αν η απώλεια της ποιότητας είναι αποδεκτή. Ωστόσο, στις περισσότερες περιπτώσεις, οι γιατροί δεν μπορεί να προσφέρει καμία έλλειψη σε διαγνωστικά υψηλό ποσοστό συμπίεσης με καλή ποιότητα στην απόδοση της επένδυσης είναι έτσι αναγκαίο. Λαμβάνοντας υπόψη όλα αυτά αναπτύχθηκαν διάφορες ιατρικές τεχνικές συμπίεσης εικόνας, όπως JPEG2000 κλιμακωτή κωδικοποίηση με βάση το ROI, JPEG2000 MAXSHIFT ROI κωδικοποίηση, το σχέδιο Adaptive SPIHT ROI κλπ. Το υβριδικό σύστημα προσαρμοσμένο SPIHT είναι κατάλληλο για την αποτελεσματική και ακριβή συμπίεση του 3D ιατρικών εικόνων. Το μοντέλο χρησιμοποιεί συμπίεση χωρίς απώλειες στην περιοχή του ενδιαφέροντος, και πολύ υψηλής συχνότητας, με απώλειες συμπίεση στο άλλο. Αυτές οι τεχνικές προτείνουν ένα μοναδικό χαρακτηριστικό το οποίο χρησιμοποιείται για τη συμπίεση ιατρικής εικόνας, αλλά υπάρχουν και ορισμένα μειονεκτήματα παρουσιάζουν σε αυτά τα καθεστώτα. Ως εκ τούτου, η έρευνα συνεχίζεται για να ξεπεραστούν αυτά τα μειονεκτήματα, αλλά και για την ενίσχυση της ανακατασκευασμένης ποιότητας των συμπιεσμένων αρχείων εικόνας με υψηλή ποσοστό συμπίεσης για την ιατρική εικόνα.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 8^{ο} ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΊΑ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΒΙΝΤΕΟ ΣΕ ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΚΙΝΗΤΗΣ ΥΓΕΙΑΣ (M-HEALTH)

8.1 ΟΡΙΣΜΟΣ

Ο όρος κινητή υγεία (m-health) χρησιμοποιείται για την άσκηση ιατρικής και δημόσιας υγείας που υποστηρίζεται από φορητές συσκευές. Ο όρος πιο συχνά χρησιμοποιείται σε σχέση με τη χρήση συσκευών κινητής επικοινωνίας, όπως κινητά τηλέφωνα, υπολογιστές tablet και PDA για τις υπηρεσίες υγείας και σχετικές πληροφορίες. Το συγκεκριμένο πεδίο έχει αναπτυχθεί ως ένα υποτμήμα της ηλεκτρονικής υγείας (e-health), της χρήσης των τεχνολογιών πληροφορικής και επικοινωνιών όπως υπολογιστές, κινητά τηλέφωνα, τηλεπικοινωνιακών δορυφόρων, συστήματα παρακολούθησης ασθενών κλπ για υπηρεσίες υγείας και πληροφοριών. Οι εφαρμογές m-health περιλαμβάνουν τη χρήση των κινητών συσκευών για τη συλλογή πληροφοριών της κοινότητας και των δεδομένων κλινικής υγείας, παροχή πληροφοριών υγείας στους επαγγελματίες, τους ερευνητές και τους ασθενείς, και παρακολούθηση σε πραγματικό χρόνο των ζωτικών σημείων του ασθενή, και την άμεση παροχή φροντίδας (μέσω κινητής τηλεϊατρικής).

8.2 ΑΝΑΔΥΟΜΕΝΕΣ ΤΑΣΕΙΣ ΚΑΙ ΤΟΜΕΙΣ ΕΝΔΙΑΦΕΡΟΝΤΟΣ

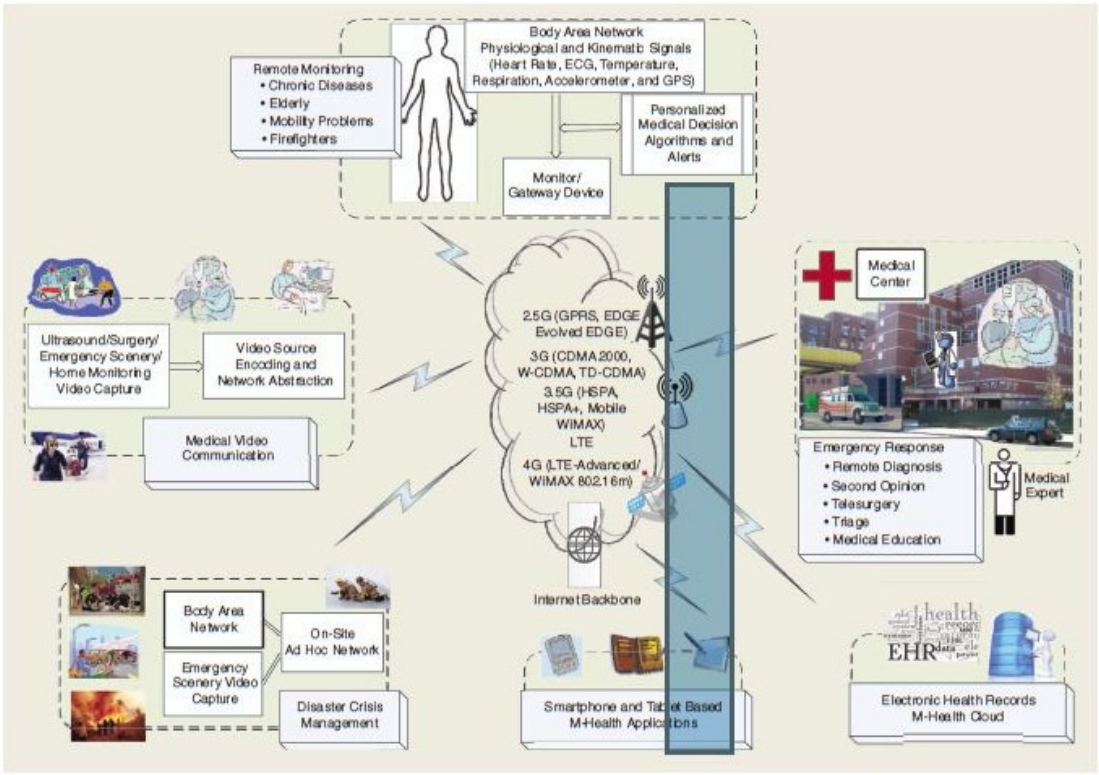
- Συστήματα αντιμετώπισης καταστάσεων εκτάκτου ανάγκης (π.χ., τα τροχαία ατυχήματα, επείγουσα μαιευτική περίθαλψη)
- Συντονισμός των ανθρώπινων πόρων, τη διαχείριση και την εποπτεία
- Φορητή σύγχρονη (ομιλία) και ασύγχρονη (SMS) τηλεϊατρική διάγνωση και υποστήριξη λήψης αποφάσεων απομακρυσμένων κλινικών ιατρών.
- Κλινικά εστιασμένη, βάσει στοιχείων του συνταγολογίου, βάσεων δεδομένων και διαθέσιμων πληροφοριών υποστήριξης αποφάσεων στο σημείο φροντίδας.
- Ακεραιότητα αλυσίδας φαρμακευτικών προμηθειών και συστήματα ασφαλείας ασθενών.
- Κλινική φροντίδα και την απομακρυσμένη παρακολούθηση ασθενών.
- Υπηρεσίες επέκτασης Υγείας.
- Παρακολούθηση και υποβολή εκθέσεων των υπηρεσιών υγείας.
- Εκμάθηση του γενικού πληθυσμού για θέματα υγείας.
- Κατάρτιση και συνεχής επαγγελματική ανάπτυξη των εργαζομένων στην υγειονομική περίθαλψη.
- Προαγωγή της υγείας και κινητοποίηση της τοπικής κοινότητας.
- Υποστήριξη χρόνιων παθήσεων για παράδειγμα αυτο-διαχείριση σακχαρώδη διαβήτη.
- Διαχείριση peer-to-peer προσωπικής υγείας.

8.3 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΚΑΙ ΥΠΗΡΕΣΙΕΣ ΚΙΝΗΤΗΣ ΥΓΕΙΑΣ

Τα συστήματα και υπηρεσίες κινητής υγείας (m-health) αναμένεται να καταφέρουν σημαντική αύξηση στην στο εγγύς μέλλον. Με βάση τις πρόσφατες εξελίξεις στην επεξεργασία σημάτων και βίντεο και στις τεχνολογίες επικοινωνιών τα m-health συστήματα και υπηρεσίες κινούνται με περισσότερες κοινωνικοοικονομικές πτυχές που στοχεύουν στη γεφύρωση των απαιτήσεων της κοινωνίας για εξειδικευμένη παροχή υγειονομικής περίθαλψης.

Το Σχήμα 8.1 απεικονίζει τυπικά σενάρια εφαρμογής των m-health συστημάτων και υπηρεσιών. Αυτό περιλαμβάνει συστήματα επικοινωνίας βίντεο, απομακρυσμένη παρακολούθηση προσωπικής υγεία με βάση τα δίκτυα περιοχής σώματος, διαχείρισης κρίσης καταστροφών, ηλεκτρονικά μητρώα υγείας, και cloud-based υπηρεσίες m-health, και εφαρμογές έξυπνων κινητών τηλεφώνων (smartphones). Η ιατρική επικοινωνία μέσω βίντεο είναι ένα βασικό απαιτητικό σε εύρος ζώνης στοιχείο των εφαρμογών m-health που κυμαίνονται από περιστατικά επείγον απόκρισης, σπιτικής παρακολούθησης, και ιατρικής εκπαίδευσης. Η επικοινωνία με χρήση βίντεο μέσα στο ασθενοφόρο (τραύμα και υπερηχογράφημα) για απομακρυσμένη διάγνωση και φροντίδα όπως έχει αναφερθεί πιο πριν προσφέρει σημαντική εξοικονόμηση χρόνου που μπορεί να αποδειχθεί αποφασιστικής σημασίας για την επιβίωση του ασθενούς και να βοηθήσει στην καλύτερη διαλογή και στις προπαρασκευαστικές διαδικασίες του νοσοκομείου. Η απομακρυσμένη διάγνωση επιτρέπει την πρόσβαση στην ειδική περίθαλψη για τους ανθρώπους που κατοικούν σε απομακρυσμένες περιοχές, αλλά επίσης και για τους ηλικιωμένους και τα άτομα με χρόνιες παθήσεις και προβλήματα κινητικότητας. Επιπλέον, μπορεί να υποστηρίξει μαζική επίβλεψη του πληθυσμού και παροχή δεύτερης γνώμης ειδικά στις αναπτυσσόμενες χώρες. Η Ιατρική εκπαίδευση επωφελείται επίσης από τη μετάδοση βίντεο χειρουργικών επεμβάσεων σε πραγματικό χρόνο καθώς και υπερηχογραφημένων εξετάσεων.

Συνολικά, η ασύρματη επικοινωνία ιατρικών βίντεο θέτει σημαντικές προκλήσεις που προέρχονται από το περιορισμένο εύρος ζώνης σε θορυβώδη κανάλια. Όσον αφορά τόσο το εύρος ζώνης και τις απαιτήσεις επεξεργασίας το ιατρικό βίντεο κυριαρχεί έναντι άλλων βιοϊατρικών σημάτων. Σαφώς η ευρύτερη εφαρμογή των μελλοντικών m-health συστημάτων θα εξαρτηθεί και θα επωφεληθεί από την ανάπτυξη αποτελεσματικών συστήματα επικοινωνίας ιατρικού βίντεο, την επέκταση των υφιστάμενων συστημάτων που έχουν υποστήριξη σε πραγματικό χρόνο και η συνεχής παρακολούθηση βιοσημάτων.



Σχήμα 8.1 Τα επιλεγμένα συστήματα και υπηρεσίες m-Health κυμαίνονται από ιατρικές επικοινωνίες βίντεο και απομακρυσμένη παρακολούθηση, την ανταπόκριση έκτακτης ανάγκης και τη διαχείριση των καταστροφών κρίσης και ηλεκτρονικών μητρώων υγείας και εφαρμογές κινητών τηλεφώνων και tablet.

8.4 ΤΟ ΜΕΛΛΟΝ ΣΤΙΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΕΣ ΙΑΤΡΙΚΟΥ ΒΙΝΤΕΟ M-HEALTH ΣΥΣΤΗΜΑΤΩΝ

Η πρόοδος στα m-health συστήματα επικοινωνίας ιατρικού βίντεο έχουν κατά κύριο λόγο οδηγηθεί από τις συναφείς εξελίξεις των τεχνολογιών ασυρμάτων δικτύων και συμπίεσης βίντεο. Τα πρώιμα δίκτυα που ακολούθησαν τη $2^{η}$ γενιά ασύρματων δικτύων (2.5G), επέτρεψαν μια σημαντική μετατόπιση από το βιοϊατρικό σήμα στην απεικονιστική και βίντεο επικοινωνία. Η εισαγωγή της 3ης (3G) και μετέπειτα γενιάς (3.5G) των δικτύων κινητής επικοινωνίας υποστήριξε τη μετάβαση από το βίντεο χαμηλού ρυθμού bit περιορισμένης κλινικής ικανότητας (και ως εκ τούτου ενδιαφέροντος) σε υψηλότερη διαγνωστική ποιότητα ιατρικών βίντεο. Το τελευταίο αποδίδεται κατά κύριο λόγο στις ανάλογες εξελίξεις στη συμπίεση βίντεο. Αναδυόμενα πρότυπα κωδικοποίησης βίντεο παρέχουν σημαντική αποτελεσματική συμπίεση, τα εργαλεία περιορισμού σφαλμάτων ελαστικότητα για αξιόπιστες επικοινωνίες πάνω σε ασύρματα κανάλια επιρρεπή σε λάθη, και τελικά η κωδικοποίηση ανεξαρτήτως δικτύου (που θεσπίστηκε με το πρότυπο H.264/AVC). Ο Πίνακας 1συνοψίζει επιλεγμένα m-health συστήματα επικοινωνίας βίντεο. Πρώιμες

μελέτες χρησιμοποιούν κωδικοποίηση βίντεο σε πρότυπα όπως motion-JPEG, MPEG2 και H.263, ενώ πρόσφατες μελέτες βασίζονται στο πρότυπο H.264/AVC. Η χρήση του H.264/AVC κωδικοποιητή μαζί με την 3.5G κινητή Παγκόσμια Διαλειτουργικότητα για Πρόσβαση σε Μικροκυμάτα (WiMAX) και την Υψηλής Ταχύτητας Πρόσβαση Πακέτων (HSPA+) ασύρματης δικτύωσης (βλέπε επίσης Σχήμα) επιτρέπουν υψηλές αναλύσεις και υψηλό ρυθμό καρέ στην ιατρική επικοινωνία μέσω βίντεο. Ως αποτέλεσμα, η επαρκής κλινική ικανότητα ιατρικού βίντεο είναι εφικτή για έναν αριθμό απομακρυσμένων κλινικών σεναρίων εφαρμογών. Ωστόσο, σε αντίθεση με τις αρχικές προσδοκίες και ενθουσιασμό, υπήρξε μικρή προσαρμογή σε καθιερωμένες κλινικές πρακτικές.

Το νέο πρότυπο Υψηλής Απόδοσης Κωδικοποίησης Βίντεο (HEVC), σε συνδυασμό με ανάπτυξη ασύρματων δικτύων τέταρτης γενιάς (4G), αναμένεται να διαδραματίσει αποφασιστικό ρόλο προς την ευρύτερη υιοθέτηση. Οι ερευνητές οραματίζονται νέα m-health συστήματα βίντεο που μπορούν να συναγωνιστούν τα πρότυπα των εντός νοσοκομείου εξετάσεων. Η ευρύτερη υιοθέτηση θα προκύψει από τη χρήση των επικοινωνιών ιατρικού βίντεο στις κλινικά απαιτούμενες αναλύσεις και το ρυθμό καρέ που μπορεί να μεταδοθεί αξιόπιστα με μικρή καθυστέρηση, χωρίς συμβιβασμούς στην ποιότητα.

[TABLE 1] SELECTED m-HEALTH MEDICAL VIDEO COMMUNICATION SYSTEMS.

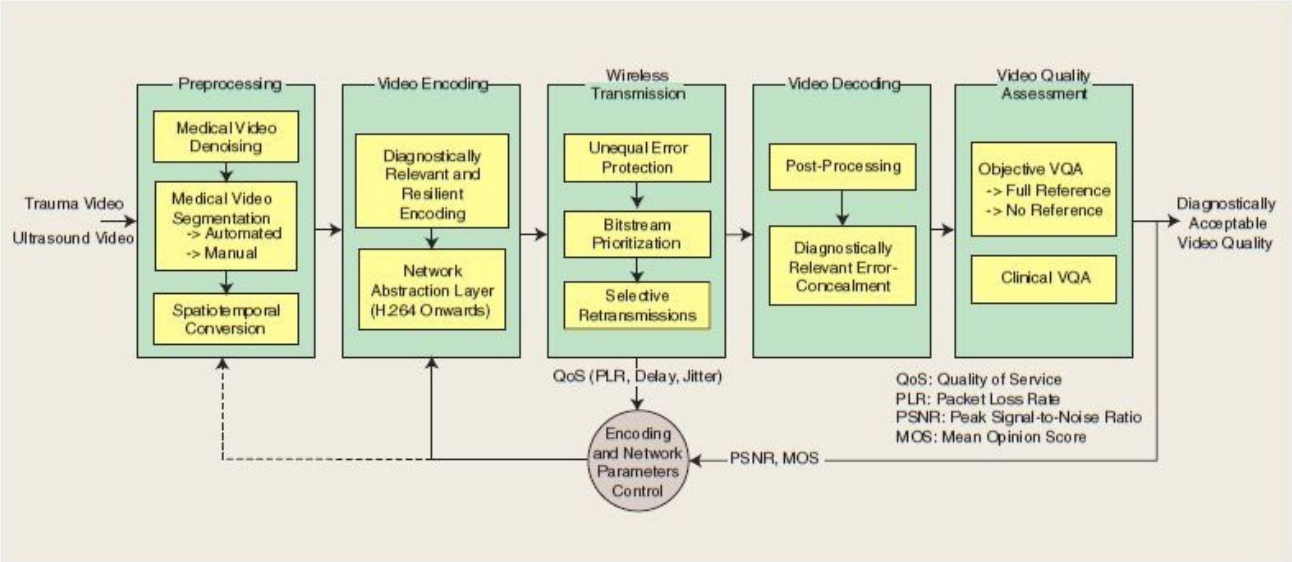
	AUTHOR	YEAR	RESOLUTION, FRAME RATE, BITRATE	ENCODING STANDARD	WIRELESS NETWORK	MEDICAL VIDEO MODALITY
NONDIAGNOSTICALLY DRIVEN SYSTEMS	CHU ET AL. [17][2]	04	{320 ×240 AND 160 × 120} <5 FRAMES/S 50–80 Kb/s	M-JPEG	3G-CDMA	TRAUMA VIDEO
	GARAWI ET AL. [18][2,3]	06	176 × 144 @ 5 FRAMES/S 18.5–60 Kb/s	H.263	3G-UMTS	CARDIAC ULTRASOUND
	ALINEJAD ET AL. [16][2]	12	{176 × 144, 352 × 288} @ 10/20 FRAMES/S {220, 430} Kb/s, 1.3 Mb/s	WINDOWS MEDIA VIDEO (WMV)	MOBILE WIMAX, HSDPA	CARDIAC ULTRASOUND
	ISTEPANIAN ET AL. [19][2,3]	09	176 × 144 @ 8–10 FRAMES/S 50–130 Kb/s	H.264/ AVC	3G	ABDOMEN ULTRASOUND
	PANAYIDES ET AL. [20][2,3]	13	{176 × 144, 352 × 288, 560 × 416} @ 15 FRAMES/S, 64–768 Kb/s	H.264/AVC	HSPA	CAROTID ARTERY ULTRASOUND
	PANAYIDES ET AL. [6][1,3]	13	560 × 416 @ 40 FRAMES/S, UP TO 2 Mb/s	HEVC	3.5G AND BEYOND	CAROTID ARTERY ULTRASOUND
DIAGNOSTICALLY DRIVEN SYSTEMS	RAO ET AL. [8][1,3,4]	09	360 × 240 @ 30 FRAMES/S 500 Kb/s	MPEG-2	3G AND BEYOND	PEDIATRIC RESPIRATORY DISTRESS RELATED VIDEOS
	MARTINI ET AL. [9][1,4]	10	480 × 256@15 FRAMES/S 300 Kb/s	H.264/AVC	MOBILE WiMAX	CARDIAC ULTRASOUND
	PANAYIDES ET AL. [10][1,3,4]	11	352 × 288 @ 15 FPS 197–421 Kb/s	H.264/AVC	3G AND BEYOND	CAROTID ARTERY ULTRASOUND
	KHIRE ET AL. [12][2,3,4]	12	720 × 480 @ 30 FRAMES/S, 125–200 Kb/s	H.264/AVC	3G AND BEYOND	MAXILLOFACIAL SURGERY CLIPS
	DEBONO ET AL. [14][1,4]	12	640 × 480 @ 25 FRAMES/S	H.264/AVC	MOBILE WiMAX	CARDIAC ULTRASOUND
	PANAYIDES ET AL. [11][2,3,4]	13	704 × 576@15 FRAMES/S 768 Kb/s–1.5 Mb/s	H.264/AVC	MOBILE WiMAX	CAROTID ARTERY ULTRASOUND
	CAVERO ET AL. [13][1,3]	13	720 × 576 @ 25 FRAMES/S 40 Kb/s (M-MODE), 200 Kb/s (B-MODE)	SPIHT	3G AND BEYOND	CARDIAC ULTRASOUND
	CAVERO ET AL. [15][1,3]	12	720 × 576 @ 25 FRAMES/S, 200 Kb/s	SPIHT	HSUPA, MOBILE WiMAX	CARDIAC ULTRASOUND

Πίνακας 8.1 Επιλεγμένα συστήματα επικοινωνίας ιατρικού βίντεο

8.5 ΣΥΣΤΗΜΑΤΑ ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΗΣ ΚΑΘΟΔΗΓΗΣΗΣ

Σε σύγκριση με τις καθιερωμένες προσεγγίσεις στον τομέα των ασύρματων επικοινωνιών βίντεο, τα συστήματα m-health πρέπει να βασίζονται πάνω στη διάγνωση. Αυτή η έννοια προέρχεται από τον αντικειμενικό στόχο παροχής ιατρικών βίντεο επαρκούς διαγνωστικής ποιότητας. Το τελευταίο διαφέρει από την αντιληπτή ποιότητα των συμβατικών βίντεο, που συχνά αποκαλείται υποκειμενική ποιότητας. Η κλινική ποιότητα δεν μπορεί να τεθεί σε κίνδυνο. Επιπλέον, η κατάλληλα κλινικά πρωτόκολλα θα πρέπει να καθοριστούν κατά τρόπο ώστε να εξασφαλίζεται ότι το κοινοποιημένο ιατρικό βίντεο αξιολογημένο από τον απομακρυσμένο ειδικό εμπειρογνώμονας είναι της ίδιας διαγνωστικής ποιότητας όπως μία εμφανίζεται στο νοσοκομείο στην οθόνη του μηχανήματος. Ως αποτέλεσμα, οι μέθοδοι που ενσωματώνεται για τη συμπίεση βίντεο, την ασύρματη μεταφορά, καθώς και την αξιολόγηση της ποιότητας του κλινικού βίντεο (c-VQA) αναπτύσσονται αξιοποιώντας την κλινική όψη της υποκείμενης φύσης του ιατρικού βίντεο. Ο στόχος είναι να μεγιστοποιηθεί η κλινική ικανότητα του κοινοποιημένου βίντεο. Προς το σκοπό αυτό, οι διαγνωστικές προσεγγίσεις δεν είναι πάντα καθολικά και παγκόσμια εφαρμόσιμες και μάλλον συγκεκριμενοποιούνται από είναι την φύση του ιατρικού βίντεο.

Το Σχήμα 8.2 συνοψίζει ένα πλαίσιο βίντεο επικοινωνίας βασισμένο στις διαγνωστικές ανάγκες. Μετά την προεπεξεργασία, λαμβάνει χώρα η αρμόδια κωδικοποίηση σχετιζόμενη με τη διάγνωση. Η ασύρματη μετάδοση δίνει προτεραιότητα στη ροή bit του βίντεο σε σύγκριση με τις λιγότερο απαιτητικές εφαρμογές. Από τη πλευρά του δέκτη, η μετεπεξεργασία και η διαγνωστικά σχετιζόμενη αποκωδικοποίηση και διαγνωστικά σχετικές προηγείται της αξιολόγησης της ποιότητας βίντεο (VQA). Όπου είναι εφαρμόσιμο, γίνεται προσαρμογή στο διαφορετική κατάσταση του ασύρματο του δικτύου, χρησιμοποιώντας ποιότητα υπηρεσίας (QoS) και μετρήσεις c-VQA, για τη διατήρηση των κλινικών προτύπων της επικοινωνίας μέσω βίντεο. Η τελευταία προσέγγιση, εκτός από τα συστατικά του ασύρματου δικτύου, χρησιμοποιείται για το συντονισμό των παραμέτρων της διαγνωστικά αποδεκτής κωδικοποίησης της πηγής, συμπεριλαμβανομένων, της ανάλυσης του βίντεο, το ρυθμό καρέ και τον παράγοντα κβαντοποίησης.



Σχήμα 8.2 Διάγραμμα συστήματος ιατρικής επικοινωνία βίντεο. Μετά την προεπεξεργασία η διαγνωστικά προσανατολισμένη κωδικοποίηση βίντεο προσαρμόζεται σε κάθε μορφή ιατρικού βίντεο. Η ασύρματη μετάδοση προστατεύει πιο έντονα τις κλινικά ευαίσθητες περιοχές. Από την πλευρά του δέκτη γίνεται απόκρυψη σφάλματος σχετικό με τη διάγνωση. Πληροφορίες μεταξύ των στρωμάτων χρησιμοποιούνται για να προσαρμοστούν στη διαφορετική κατάσταση του υποκείμενου ασύρματου δικτύου.

8.5.1 ΠΡΟΕΠΕΞΕΡΓΑΣΙΑ

Η προεπεξεργασία μπορεί να περιλαμβάνει τη χρήση αποθορυβοποίησης, την αναγνώριση των διαγνωστικών περιοχών ενδιαφέροντος (d-ROI) όπως είδαμε σε προηγούμενο κεφάλαιο, και χωροχρονική μετατροπή (βλέπε σχήμα). Η χρήση αποθορυβοποίησης ως μέθοδος για τη μείωση του εύρος ζώνης επικοινωνιών αποτελεί αναδυόμενη περιοχή έρευνας. Ο προσδιορισμός της διαγνωστικής περιοχής ενδιαφέροντος έχει γίνει ένα πρότυπο συστατικό της αποτελεσματικής συμπίεσης στα συστήματα ιατρικού βίντεο. Ανάλογα με το διαθέσιμο εύρος ζώνης και τον εξοπλισμό του τελικού χρήστη, η προεπεξεργασία μπορεί επίσης να περιλαμβάνει μια χωροχρονική (ανάλυση βίντεο και το ρυθμό καρέ) μετατροπή.

8.5.2 ΔΙΑΓΝΩΣΤΙΚΑ ΣΧΕΤΙΖΟΜΕΝΗ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗ

Τα συστήματα κωδικοποίησης προσανατολισμένα για διάγνωση παραπέμπουν σε συστήματα που προσαρμόζουν διαδικασία της κωδικοποίησης ώστε να καλύπτει τις διαφορετικές ιδιότητες των διάφορων μορφών του ιατρικού βίντεο. Μία από τις πιο επικρατούσες τεχνικές βρίσκεται σε συστήματα που βασίζονται στη διαγνωστικές περιοχές ενδιαφέροντος (d-ROI). Όπως αναφέρθηκε σε προηγούμενο κεφάλαιο η

βασική ιδέα είναι ότι ορισμένες περιοχές του βίντεο φέρουν ειδικές κλινικές πληροφορίες που αξιολογούνται από τον ιατρικό εμπειρογνωμόνων κατά τη διάρκεια της διάγνωσης. Αυτά οι d-ROI περιοχές μπορεί να σχετίζονται περαιτέρω με την εκτίμηση των διαφόρων κλινικών κριτηρίων και ως εκ τούτου κατηγοριοποιούνται σε σχέση με την (στοιχειώδη) διαγνωστική σημασία ή / και τη δυσκολία της διαδικασίας αξιολόγησης. Μια δημοφιλής μέθοδος είναι μεταβλητή ποιότητα της «φέτας» κωδικοποίησης, η οποία θέτει προδιαγραφές επίπεδων ποιότητας ως συνάρτηση της διαγνωστικής σημασίας της περιοχής (βλέπε σχήμα). Σημαντικές μειώσεις στο εύρος ζώνης μπορεί να επιτευχθούν χρησιμοποιώντας υψηλά επίπεδα συμπίεσης στο φόντο, ή στις μη ουσιώδεις περιοχές. Από την άλλη πλευρά, πολύ χαμηλά επίπεδα συμπίεσης που χρησιμοποιούνται για τις d-ROI περιφέρειες που πρέπει να διατηρηθεί υψηλή η διαγνωστική ποιότητα. Αυτή η τεχνική έχει υιοθετηθεί για βίντεο που σχετίζεται με την αναπνευστικής δυσφορίας, καρδιακό υπερηχογράφημα, υπέρηχος καρωτιδικής αρτηρίας και κλιπ γναθοπροσωπικής χειρουργικής. Η διαγνωστικά ανθεκτική κωδικοποίηση προσαρμόζει τις υπάρχουσες σφαλματοστεγείς μεθόδους υπέρ της διαγνωστικής ικανότητας του ιατρικού βίντεο. Η ευέλικτη ταξινόμηση macroblock (FMO) τύπου 2, ένα εργαλείο σχετιζόμενο με την ανοχή σφαλμάτων που θεσπίστηκε στο πρότυπο H.264/AVC, έχει χρησιμοποιηθεί εκτεταμένα στη βιβλιογραφία και επιτρέπει μεταβλητή ποιότητα στη «φέτα» κωδικοποίησης. Ομοίως, οι μέθοδοι απόκρυψης σφαλμάτων μπορούν να χρησιμοποιηθούν κατά τη διάρκεια της αποκωδικοποίησης και / ή μετεπεξεργασίας για να βελτιωθεί η ποιότητα των d-ROI περιοχών.

8.6 ΑΞΙΟΠΙΣΤΕΣ ΑΣΥΡΜΑΤΕΣ ΕΠΙΚΟΙΝΩΝΙΕΣ ΒΙΝΤΕΟ

Μια κοινή προσέγγιση για διαγνωστικά αξιόπιστη μετάδοση είναι να χρήση άνιση προστασία σφαλμάτων (UEP) μηχανισμούς για την ισχυρότερη προστασία των διαγνωστικά σημαντικών περιοχών, όπως τα προσαρμοσμένα συστήματα διόρθωσης λαθών FEC (forward-error correction). Η ιεράρχηση υπηρεσία με βάση τα χαρακτηριστικά ποιότητας υπηρεσίας QoS (στρώμα ελέγχου πρόσβασης μέσου (MAC) ασύρματων δικτύων 3.5G) μπορεί επίσης να χρησιμοποιηθεί για αξιόπιστη ασύρματη επικοινωνία βίντεο. Αυτό επιτρέπει στο χειριστή του δικτύου να δοκιμάσει και να ικανοποιήσει συγκεκριμένα αιτήματα εφαρμογής για τη μέση παροχή εύρους ζώνης, ανοχή καθυστέρησης και το σημαντικότερο την ιεράρχηση της κυκλοφορίας. Τα συστήματα επικοινωνίας ιατρικού βίντεο μπορούν να στηριχτούν σε αυτά τα χαρακτηριστικά για να προσφέρουν γρήγορη απόκριση (χαμηλή καθυστέρηση) και διαγνωστικές επικοινωνίες υψηλής ποιότητας (με βάση την κατανομή υψηλού εύρους ζώνης). Η επιλεκτική αίτηση αυτόματης επανάληψης (ARQ) και η υβριδική ARQ Χρησιμοποιούνται επίσης για την προστασία της κλινικής ικανότητας σε συνεχή ροή βίντεο, υπό τον όρο χαμηλής καθυστέρησης από το ένα άκρο στο άλλο.

Προσεγγίσεις μεταξύ των στρωμάτων (Cross-layer)για αξιόπιστες επικοινωνίες ιατρικού χρησιμοποιούνται για να προσαρμοστούν στις διαφορετικές καταστάσεις του ασύρματου καναλιού. Οι προσεγγίσεις αυτές χρησιμοποιούν ένα εκ των προτέρων κατασκευασμένο πίνακα αναζήτησης που αποτελείται από διάφορες καταστάσεις κωδικοποίησης. Με την παρακολούθηση των χαρακτηριστικών ποιότητας υπηρεσίας των διαφόρων στρωμάτων, η μετάβαση σε μια πιο εύρωστη κατάσταση ενεργοποιείται μέσω του πίνακα αναζήτησης. Εκτός από την QoS του ασύρματου δικτύου τα χαρακτηριστικά και τις προδιαγραφές του καναλιού, η απόφαση του διακόπτη να συνδυάζει τις παραμέτρους κωδικοποίησης της πηγής, αντικειμενικές μετρήσεις VQA (π.χ., η μέγιστη αναλογία σήματος-προς-θόρυβο

(PSNR)) και c-VQA (μέσος όρος βαθμολογίας (MOS) των κλινικών αξιολογήσεων που παρέχονται από σχετικούς ιατρικούς εμπειρογνώμονες). Μια σταθμισμένου κόστους λειτουργία παρέχει τις τιμές κατωφλίου με βάση την οποία φτιάχνεται ένας διακόπτης. Κάθε κατάσταση στον πίνακα αναζήτησης πρέπει να είναι σύμφωνη στα κλινικά κριτήρια της υποκείμενης μορφής ιατρικού βίντεο.

8.7 ΑΞΙΟΛΟΓΗΣΗ ΚΛΙΝΙΚΗΣ ΠΟΙΟΤΗΤΑΣ ΒΙΝΤΕΟ

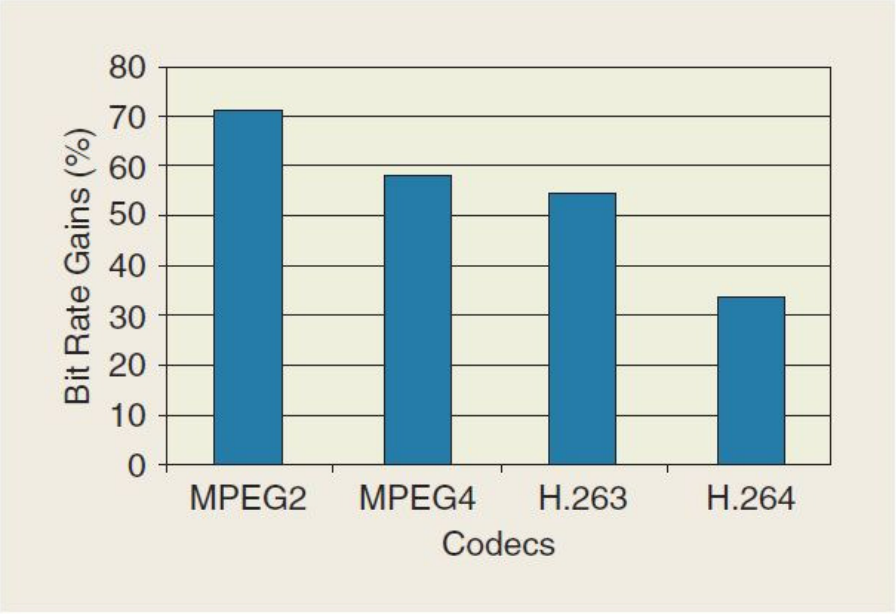
Η κλινική αξιολόγηση χρησιμοποιείται για να επαληθεύσει ότι το ανακατασκευασμένο ιατρικό βίντεο είναι επαρκούς ποιότητας. Για κάθε μορφή ιατρικού βίντεο, ένα κλινικά επικυρωμένο πρωτόκολλο πρέπει να είναι αναπτυχθεί που θα εγγυάται ότι το χρησιμοποιούμενο σύστημα m-health αναπαράγει την ενδονοσοκομειακή διάγνωση. Ενδεχομένως οι διαγνωστικά σημαντικές περιοχές του βίντεο θα πρέπει να καθοριστούν και να συνδέεται με την αξιολόγηση των επιμέρους κλινικών κριτηρίων. Η κλινική επικύρωση θα στη συνέχεια απαιτεί ιατρικούς εμπειρογνώμονες να εκχωρήσουν τα κλινικά αποτελέσματα με τα κλινικά κριτήρια που είναι που συνδέονται με τις περιοχές ενδιαφέροντος αυξάνοντας την πιθανότητα της παραγωγής αντικειμενικών αξιολογήσεων, που σχετίζονται με τις κλινικές αξιολογήσεις. Επί του παρόντος, η αντικειμενική αξιολόγηση της ποιότητας βίντεο από μόνη της δεν μπορεί να είναι αξιόπιστη για να εκτιμηθεί η κλινική ικανότητα των κοινοποιηθέντων βίντεο δεδομένου ότι μπορεί να μην συσχετίζεται με τις ιατρικές αξιολογήσεις εμπειρογνωμόνων. Ως εκ τούτου, υπάρχει ανάγκη για την ανάπτυξη νέων δεικτών μέτρησης, με γνώμονα την διαγνωστική ποιότητα που θα χρησιμοποιηθούν τελικά στην πρόβλεψη κλινικών εκτιμήσεων.

Οι παράμετροι κωδικοποίησης βίντεο μπορεί να είναι προσδιοριστούν με βάση την c-VQA. Στην ιδανική περίπτωση, η κωδικοποίηση βίντεο θα πρέπει να χρησιμοποιεί τις ίδιες χωρικές αναλύσεις και ρυθμό καρέ που χρησιμοποιήθηκαν κατά τη διάρκεια της ενδονοσοκομειακής λήψης βίντεο. Όταν οι απαιτήσεις σε εύρος ζώνης δεν επιτρέπουν την κωδικοποίηση στις ρυθμίσεις που αποκτήθηκαν, το c-VQA μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τον προσδιορισμό του ελάχιστου επίπεδα

ανάλυσης βίντεο που δεν διακυβεύσει την εμφάνιση των νοσούντων περιοχών και ο ρυθμός καρέ δεν θέτει σε κίνδυνο της οπτικοποίηση της κίνησης.

8.8 ΕΠΙΛΟΓΗ ΠΡΟΤΥΠΟΥ ΚΩΔΙΚΟΠΟΙΗΣΗΣ

Το νέο πρότυπο κωδικοποίησης HEVC επιτυγχάνει ακόμα μεγαλύτερο κέρδος ρυθμού bit για ισοδύναμη κλινική ποιότητα. Το Σχήμα 8.3 απεικονίζει το ποσοστό μείωσης στις απαιτήσεις bit που μπορεί να επιτευχθεί χρησιμοποιώντας ένα σύνολο δεδομένων που αποτελείται από δέκα βίντεο υπερήχων αθηροσκληρωτικών πλακών, που αποκτήθηκαν σε μια ανάλυση βίντεο 560 × 416 με 50 καρέ ανά δευτερόλεπτο με τη Bjøntegaard μέθοδος μέτρησης σε σύγκριση με προγενέστερα πρότυπα, χρησιμοποιώντας HEVC που έγινε από τους J.-R. Ohm, G. J. Sullivan, H. Schwarz, T. K. Tan, και T. Wiegand. Το νέο πρότυπο μειώνει τις απαιτήσεις ρυθμό μετάδοσης bit περίπου 33% σε σύγκριση με το πρότυπο H.264/AVC. Επιπλέον, κέρδη ρυθμός bit είναι 55% και 58% σε σύγκριση με τα ακόμα πιο παλιά πρότυπα H.263 και MPEG4-part 2, αντιστοίχως. Η εξοικονόμηση σε ρυθμό bit εκτείνεται έως 71% για το πρότυπο MPEG2. Τα κέρδη σε ρυθμό bit υπόσχονται σημαντικό πρόσθετο εύρος ζώνης που μπορεί να χρησιμοποιηθεί για τη μεγιστοποίηση κλινική της ποιότητας βίντεο.



Σχήμα 8.3 Κέρδη ρυθμού μετάδοσης με χρήση του προτύπου HEVC σε σύγκριση με προγενέστερα πρότυπα κωδικοποίησης.

8.9 ΜΕΛΛΟΝΤΙΚΕΣ ΚΑΤΕΥΘΥΝΣΕΙΣ

Η ευρύτερη υιοθέτηση των ασύρματων ιατρικών συστημάτων επικοινωνίας βίντεο βασίζεται στην ανάπτυξη αποτελεσματικών μεθόδων που μπορούν να συγκριθούν ως προς την ποιότητα με αυτής των ενδονοσοκομειακών εξετάσεων. Η ενσωμάτωση των τρεχόντων και αναδυόμενων τεχνολογιών συμπίεσης και υποδομών ασυρμάτων δικτύων θα επιτρέψει την μετάδοση βίντεο στην επίκτητη ανάλυση και ρυθμούς καρέ με χαμηλή καθυστέρηση και την απαραίτητη ποιότητα που απαιτεί η επείγουσα χρήση τηλεϊατρικής. Η πρόκληση είναι η ανάπτυξη των κατάλληλων μηχανισμών που θα εγγυώνται ότι τα κοινοποιημένα βίντεο είναι διαγνωστικά αποδεκτά. Για να επιτευχθεί αυτό, πρέπει να αναπτυχθούν δείκτες μετρήσεων με βάση την διαγνωστική ποιότητα των βίντεο. Για την εξυπηρέτηση των διαφορετικών χαρακτηριστικών, πρέπει να δημιουργηθούν σταθμισμένες VQA μετρήσεις βασισμένες στις διαγνωστικές περιοχές ενδιαφέροντος με τη συμβολή της αξιολόγησης συγκεκριμένων κλινικών κριτηρίων. Τελικά ο στόχος είναι η πρόβλεψη της κλινικής ποιότητας με τη χρήση αυτοματοποιημένων τεχνικών, που να διευκολύνεται με τη βοήθεια υπολογιστικών συστημάτων διάγνωσης στην καθιερωμένη κλινική πρακτική.

ΚΕΦΑΛΑΙΟ 9^{ο} ΣΥΜΠΕΡΑΣΜΑΤΑ

Ο τομέας της υγείας πάντοτε έπαιζε κυρίαρχο ρόλο στη ζωή του ανθρώπου και όσο προχωρούσαν οι τεχνολογικές εξελίξεις εντάσσονταν σε αυτόν τομέα με συνέπεια τη δημιουργία του κλάδου της τηλεϊατρικής η οποία δίνει τη δυνατότητα απομακρυσμένης αξιόπιστης ιατρικής φροντίδας σε ανθρώπους που ζουν σε περιοχές που η πρόσβαση στις παραδοσιακές υπηρεσίας υγείας είναι δύσκολη και χρονοβόρα.

Η τηλεϊατρική αποτελεί ένα κρίσιμο βοηθητικό εργαλείο για την περαιτέρω εκπαίδευση των φοιτητών της ιατρικής στο αντικείμενο της ιατρικής πληροφορικής έτσι ώστε να γνωρίζουν κάποιες βασικές αρχές που θα χρησιμοποιήσουν αργότερα στο επάγγελμά τους. Ομοίως και η εκπαίδευση των ήδη ειδικευμένων ιατρών είναι απαραίτητη ώστε να γνωρίζουν τις εξελίξεις στον τομέα τους (όπως για παράδειγμα νέων ιατρικών πρακτικών και επεμβάσεων) και τις νέες τεχνολογίες που όλο αυξάνονται στο πεδίο της ιατρικής και της πληροφορικής.

Συνεπώς αναπτύσσονται νέοι τομείς ενδιαφέροντος όπως η ιατρική και βιοϊατρική πληροφορική εστιάζοντας το ενδιαφέρον της στην ενσωμάτωση σε νέες λύσεις e-Health της επιστημονικής γνώσης άλλων τομέων, όπως οι μκρο και νανο-τεχνολογίες, η βιοπληροφορική και η νευροπληροφορική, οι οποίες θα αποτελέσουν αρωγό στην προσπάθεια προαγωγής υγείας ατόμων και πληθυσμών.

Αυτή η ανάπτυξη είναι απόλυτα συνυφασμένη με τη χρήση νέων τεχνολογιών επεξεργασίας και συμπίεσης βίντεο/εικόνας παράλληλα με την ανάπτυξη νέων τηλεπικοινωνιακών δικτύων καθώς το σημαντικότερο είναι η γρήγορη και αξιόπιστη πρόσβαση στις υπηρεσίες καθώς ώστε να μπορούν να είναι συγκρίσιμες με την ποιότητα των εξετάσεων σε ενδονοσοκομειακό επίπεδο. Η ιατρική επικοινωνία βίντεο πρέπει να είναι υψηλής διαγνωστικής ποιότητας. Απαραίτητη κρίνεται λοιπόν η περαιτέρω έρευνα για την ανεύρεση καινούργιων αποδοτικών αλγορίθμων συμπίεσης που θα διαφυλάσσουν τη διαγνωστικά κρίσιμη ιατρική πληροφορία, ώστε να μπορεί να υποστηριχθεί η πλήρης ανακατασκευή των δεδομένων ενώ θα απαιτούν όσο το δυνατόν ελάχιστους δικτυακούς πόρους.

ΒΙΒΛΙΟΓΡΑΦΙΑ

[1] Dejan Dinevski, Robi Kelc, Bogdan Dugonik «Video Communication in Telemedicine»

[2] Patrick Reardon, M.D. «Digital video in medicine»

[3] Τιμιωτεράκη Σταυρούλα «ΤΟ ΠΡΟΤΥΠΟ DICOM ΚΑΙ Η ΕΦΑΡΜΟΓΗ ΤΟΥ ΣΤΗΝ ΙΑΤΡΙΚΗ ΠΡΑΚΤΙΚΗ» 2011

[4] Atam P. Dhawan, H. K. Huang, Dae-Shik Kim «PRINCIPLES AND ADVANCED METHODS IN MEDICAL IMAGING AND IMAGE ANALYSIS», 2008 by World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd

[5] http://en.wikipedia.org/wiki/Medical_imaging

[6] Ph.D Κωνσταντίνα Νικήτα, «Στοιχεία Επεξεργασίας Ιατρικών Εικόνων»

[7] http://en.wikipedia.org/wiki/H.264/MPEG-4_AVC

[8] Frank Bossen, Member, IEEE, Benjamin Bross, Student Member, IEEE, Karsten S¨uhring, David Flyn «HEVC Complexity and Implementation Analysis» 2012

[9] Gary J. Sullivan, Fellow, IEEE, Jens-Rainer Ohm, Member, IEEE, Woo-Jin Han, Member, IEEE, Thomas Wiegand, Fellow, IEEE « Overview of the High Efficiency Video Coding (HEVC) Standard» 2012

[10] Jens-Rainer Ohm, *Member, IEEE,* Gary J. Sullivan, *Fellow, IEEE,* Heiko Schwarz, Thiow Keng Tan, *Senior Member, IEEE,* and Thomas Wiegand, *Fellow, IEEE «* Comparison of the Coding Efficiency of Video Coding Standards—Including High Efficiency Video Coding (HEVC)» 2012

[11] F. Nazir and G. Raja «H.264/SVC FOR MEDICAL VIDEO COMPRESSION» Pakistan Journal of Science 2011

[12] Mr. Ram Lautan Verma, Ms.Deepti Ojha, Ms.Parul Gupta, Ms.Manisha Gupta « A Review Report on ROI Based Encoding An Effective Technique of Compression for Medical Imaging», INTERNATIONAL JOURNAL OF SCIENTIFIC & ENGINEERING RESEARCH, VOLUME 4, ISSUE 8, AUGUST 2013

[13] Andreas S. Panayides,Marios S. Pattichis, Constantinos S. Pattichis, «Mobile Health Systems Use Diagnostically Driven Medical Video Technologies»

[14] http://en.wikipedia.org/wiki/MHealth

[15] Sira P. Rao, Nikil S. Jayant, Max E. Stachura, Elena Astapova, Anthony Pearson Shaver, «*Delivering Diagnostic Quality Video over Mobile Wireless Networks for Telemedicine», 2009*

[16] Bairagi Vinayak , Dr. A. N. Gaikwad, M. Kanaskar, «DICOM MEDICAL DATA COMPRESSION FOR TELEMEDICINE IN RURAL AREAS», 2008

[17] Vinayak K. Bairagi, Ashok M. Sapkal, «ROI-based DICOM image compression for telemedicine», 2013

[18] Maria G. Martini, Matteo Mazzotti, «Quality Driven Wireless Video Transmission for Medical Applications»

[19] Hongtao Yu, Zhiping Lin*, Senior Member, IEEE*, and Feng Pan*, Senior Member, IEEE, «*Applications and Improvement of H.264 in Medical Video Compression», IEEE Transactions on Circuits and Systems, Vol. 52, No. 12, December 2005