

**УНИВЕРЗИТЕТ У БАЊОЈ ЛУЦИ
ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ**

Далибор Крстић

**КОМПРЕСИЈА И АРХИВИРАЊЕ МЕДИЦИНСКИХ
СЛИКА**

дипломски рад

Бања Лука, децембар 2006.

Тема: **КОМПРЕСИЈА И АРХИВИРАЊЕ МЕДИЦИНСКИХ СЛИКА**

Кључне ријечи:

PACS (Picture Archiving and Communication System)

Компресија

Архивирање

DICOM (Digital Imaging & COmmunications in Medicine)

Комисија:

проф. др Крстан Бошњак, предсједник

проф. др Зденка Бабић, ментор

мр Владимир Рисојевић, члан

Кандидат:

Далибор Крстић

**УНИВЕРЗИТЕТ У БАЊОЈ ЛУЦИ
ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ
КАТЕДРА ЗА ОПШТУ ЕЛЕКТРОТЕХНИКУ**

Предмет: **ДИГИТАЛНА ОБРАДА СЛИКЕ**

Тема: **КОМПРЕСИЈА И АРХИВИРАЊЕ МЕДИЦИНСКИХ СЛИКА**

Задатак: **Описати структуру PACS-а (Picture Archiving and Telecommunication System). Размотрити степен развоја PACS-а у оквиру Клиничког центра Бања Лука, као и дати смјернице будућег развоја. Дефинисати проблеме у реализацији, као и могућности и начине њиховог рјешавања, посебно с обзиром на компресију и архивирање медицинских слика добијених са сљедећих модалитета (CR, CT, MR, XA). Посебно се осврнути на стандард за компресију мирних слика JPEG 2000. Формирати колекцију радиолошких слика. Испитати могућности компресије слика у оквиру PACS-а. Дати приједлог реализације помоћног сервера на измјештеној локацији.**

Ментор: **проф. др Зденка Бабић**

Кандидат: **Далибор Крстић (78/99)**

Бања Лука, децембар 2006.

САДРЖАЈ

1. УВОД	1
2. PACS	3
2.1. АКВИЗИЦИЈА СНИМАКА	5
2.1.1. Ултразвучна дијагностика	7
2.1.2. Ангиографија и интервенцијска радиологија	8
2.1.3. Компјутерска томографија	10
2.1.4. Компјутерска радиографија	11
2.1.5. Магнетна резонанција	12
2.2. КОМУНИКАЦИОНА МРЕЖА	14
2.3. ПРИКАЗ СНИМАКА	14
2.4. ПОДАЦИ ПАЦИЈЕНТА	15
2.4.1. HIS	15
2.4.2. RIS	16
2.5. АРХИВА СНИМАКА	16
2.6. WEB СЕРВЕР	16
2.7. ПРЕДНОСТИ И НЕДОСТАЦИ PACS-а	17
3. PACS У КЦ БАЊА ЛУКА	19
3.1. СОФТВЕРСКИ ПАКЕТИ ЗА ОБРАДУ СЛИКЕ	20
3.2. eFilm Workstation	20
3.3. Sienet Sky	21
4. АРХИВИРАЊЕ СЛИКА	23
4.1. КОМПОНЕНТЕ СИСТЕМА ЗА АРХИВИРАЊЕ СЛИКА	23
4.1.1. Рачунар за архивирање	23
4.1.2. Релациона база података	23
4.1.3. Уређај за дуготрајно архивирање	24
4.1.4. Уређај за краткотрајно архивирање	24
4.2. ПРИМЈЕРИ СИСТЕМА ЗА АРХИВИРАЊЕ СЛИКА	25
5. ОСНОВНИ ПРИНЦИПИ DICOM СТАНДАРДА	26
5.1. ИСТОРИЈСКИ РАЗВОЈ DICOM СТАНДАРДА	26
5.2. ОРГАНИЗАЦИЈА DICOM СТАНДАРДА	26
5.3. ДИЈЕЛОВИ DICOM СТАНДАРДА	27
5.4. КОМУНИКАЦИЈА	31
5.5. DICOM ФОРМАТ ФАЈЛА	33
5.6. DICOM ЕЛЕМЕНТИ СЛИКЕ	34
6. КОМПРЕСИЈА СЛИКА	35
6.1. КОМПРЕСИЈА БЕЗ ГУБИТАКА	35
6.1.1. Хафманово кодовање	35
6.1.2. Кодовање дужина низова	36
6.1.3. Предиктивно кодовање	36
6.1.4. LZW поступак кодовања	38
6.2. КОМПРЕСИЈА СА ГУБИЦИМА	39
6.2.1. Основне блок шеме кодера и декодера	41
6.2.2. Трансформација компонената оригиналне слике	42

6.2.3. Подјела слике на блокове	43
6.2.4. Wavelet трансформација	44
6.2.5. Примјена Wavelet трансформације у JPEG 2000 стандарду	47
6.2.6. Банке дигиталних филтара у JPEG 2000 стандарду	48
6.2.7. Квантизација	49
6.2.8. EVCOT и ентропијско кодовање	50
6.2.9. Пакеџизација и формирање тока података	50
6.2.10. Кодовање подручја од интереса	51
6.2.11. Излазни кодовани ток података	51
7. ПРАКТИЧНИ ДИО РАДА	52
7.1. СИНТАКСА И ПРИМЈЕРИ КОРИШТЕНИХ МАТЛАВ ФУНКЦИЈА	52
7.1.1. dicominfo	52
7.1.2. dicomread	53
7.1.3. dicomwrite	54
7.2. ФОРМИРАЊЕ КОЛЕКЦИЈЕ РАДИОЛОШКИХ СЛИКА	56
7.3. РЕАЛИЗАЦИЈА КОМПРЕСИЈЕ	56
7.4. ПОСТУПАК КОМПРЕСИЈЕ СЛИКА БЕЗ ГУБИТАКА	57
7.5. ОДРЕЂИВАЊЕ ПРОСЈЕЧНОГ СТЕПЕНА КОМПРЕСИЈЕ	59
7.6. РЕАЛИЗАЦИЈА ПОМОЋНОГ СЕРВЕРА	60
8. ЗАКЉУЧАК	61
Прилог 1 - DICOM модалитети	62
Прилог 2 - Листа скраћеница	63
9. ЛИТЕРАТУРА	64

1. УВОД

Напредак технологије и информатички „бум“ као посљедица тога, у области медицине довели су до драматичних промјена у протеклој деценији. Медицина је врло погодна за примјену нових техничких и информатичких достигнућа, као област од општег интереса, која користи велике количине информација свих врста – текстове, слике, аудио и видео записе. Коришћење рачунара у свим областима медицине и скоро свим фазама лијечења пацијената, довело је до акумулирања огромне количине података, али и до њихове широке доступности, како медицинском особљу тако и пацијентима, путем разних облика рачунарских мрежа и медија на којима се подаци чувају.

У медицини рачунари се користе на много начина. Вјероватно најраспрострањенији и најједноставнији је употреба рачунара у евиденционе и административне сврхе. Под овим се подразумјева евиденција пацијената, медицинских услуга и медикамената, класично и специфично финансијско и робно књиговодство, обрада текста, статистика и др. Рачунари се користе и у дијагностичке сврхе, гдје се рачунар, опремљен одговарајућим хардвером и софтвером, користи у спреси са апаратима за дијагностику. Трећи начин је употреба рачунара у комуникацији, прије свега коришћењем Interneta.

Још увијек није дошло до општеприхваћених рјешења за примјену информационих система и зато се најчешће развијају посебна рјешења, у зависности од потреба и могућности медицинских установа. Ови системи чији развоји трају прилично дуго, у развијеном свијету примјењују се много више него код нас, прије свега због велике разлике у техничким и финансијским могућностима.

Овај рад настао је као резултат тежње да се детаљније упознамо са архитектуром и начином функционисања једног таквог система под називом PACS (Picture Archiving and Communication System). Описане су основне функције овог система, његове компоненте, као и предности и недостаци његовог увођења. Дефинисана је основна проблематика при реализацији. Предложена су одговарајућа рјешења. Предочени су примјери реализације дијелова PACS-а у свијету. Као кључни предуслов увођења PACS-а јавља се DICOM-изација свих уређаја који се користе у таквом систему. У том смислу дате су основне карактеристике DICOM (Digital Imaging & COmmunications in Medicine) стандарда, који омогућује компатибилност медицинских уређаја. Тежиште у раду посвећено је компресији и архивирању медицинских слика. При том је обрађен стандард за компресију мирних слика JPEG 2000. Врло важан дио овог рада је практични дио, у ком је предложено рјешење компресије слика у оквиру PACS-а у КЦ Бања Лука.

Друга глава дефинише основну структуру PACS-а, описује области његове примјене, те даје посебно тежиште телерадиологији која треба да омогући рјешења која ће задовољити захтјеве модерне медицине и истовремено извршити примјену савремених информационих и телекомуникационих технологија у радиологији. Детаљно је обрађена аквизиција снимака, а у том смислу описане су карактеристике појединих модалитета. Дефинисани су захтјеви које треба да испуни комуникациона мрежа, обзиром на

специфичности података који се преносе. Описане су предности увођења информационих система HIS (Hospital Information System) и RIS (Radiology Information System).

Трећа глава описује степен развијености PACS-а у КЦ Бања Лука. Приказан је његов хронолошки развој и тренутно стање. Описани су основни софтверски алати који се користе на радним станицама при раду са базом података, као и при дијагностици.

Четврта глава посвећена је проблематици архивирања слика. Дати су основни функционални елементи система за архивирање. Предочени су примјери реализације таквих система у великим медицинским центрима у свијету.

Пета глава посвећена је DICOM стандарду. Приказан је развој, организација, као и дијелови овог стандарда. Посебна пажња посвећена је формату DICOM фајла, као и DICOM елементима слике.

У шестој глави обрађена је основна проблематика око компресије слика. Дат је преглед основних техника за компресију слика без губитака (lossless). Овај дио је имплементиран у практичном дијелу рада. Детаљно је обрађен стандард за компресију мирних слика JPEG 2000. Циљ је био да се укаже на основне специфичности једног новог приступа у компресији слика, примјеном Wavelet трансформације. Дефинисана је општа блок шема кодера и декодера, а потом су детаљно обрађени сви елементи.

Седма глава описује реализацију практичног дијела рада. Дефинисане су MATLAB функције које омогућавају манипулацију DICOM фајловима. Креиран је одговарајући m-file помоћу ког је реализована компресија у оквиру програмског пакета MATLAB. Дати су примјери оригиналних и компримованих слика, а статистичком методом, изведен је просјечан степен компресије за један преглед пацијента.

Осму и девету главу чине закључак и списак кориштене литературе, респективно. Након закључка, наведена је листа одговарајућих прилога.

2. PACS

PACS је технологија за архивирање слика и комуникационе системе. Први истраживачки тим који се почео бавити истраживањем PACS-а у медицинске сврхе је тим медицинског центра Универзитета у Пенсилванији. Пројекат је започео 1985. године и трајао до 1988. године. У том пројекту PACS се базирао само на системима, односно преносу података у интензивној њези (MICU-Medical Intensive Care Unit) и надгледао је 3000 болесничких кревета. Од 1988. до 1992. године почела је друга фаза развоја PACS-а која се такође заснивала на додатним апликацијама у интензивној њези. У следећим фазама развоја проширило се кориштење PACS-а у неурорадиологији, а данас се примјењује готово у свим гранама медицине.

Иако се PACS може користити и у другим установама (нпр. новинске куће, архиви, и сл.) овај систем се највише користи у установама као што су:

- универзитетске болнице,
- специјализиране болнице,
- приватне радиолошке ординације,
- клинике специјализоване за нуклеарну медицину,
- клинике за дијагностику.

Улагања у овај систем су велика, па су због тога главни развојни програми потекли у земљама Европске Уније, Јапану и SAD-у.

У радиологији се генерише велики број разноврсних слика, које су добијене са одговарајућих модалитета, као што су: US (Ultrasound), CT (Computed Tomography), MRI (Magnetic Resonance Imaging), и др. Те слике могу бити статичке (CT, MR) или динамичке (ултразвук срца), у различитим форматима, резолуцијама и палетама боја. Ефикасна размјена радиолошких снимака и пратећих података пацијената између медицинских установа повећава ефикасност здравствене заштите, брзину лијечења и изнад свега, проширује могућности консултације при дијагностици. Тако се превазилази недостатак експерата из појединих медицинских области у одређеним подручјима.

Посебна област телемедицине, која се назива телерадиологија, треба да омогући рјешења која ће задовољити захтјеве модерне медицине и истовремено извршити примјену савремених информационих и телекомуникационих технологија (ICT) у радиологији.

Телерадиологија представља електронски пренос радиолошких снимака са једне локације на другу, са циљем да буду доступни радиолозима и другим медицинским експертима који се налазе на удаљеним локацијама. Иако је телерадиологија иницијално осмишљена да пружи медицинским експертима могућност лијечења и интервенције од куће, највише се користи у случајевима када је потребна консултација са експертима који се не налазе у близини мјеста њега болесника. Додатне предности телерадиолошких система су напредније манипулисање снимцима и смањење времена које је потребно од

настанка снимка до постављања дијагнозе. У данашње вријеме телерадиологија постаје изузетно важна компонента радиолошке праксе. Савремено одјељење за медицинску дијагностику подразумјева обимну употребу рачунарских мрежа, масовних меморијских јединица и софистицираних радних станица. Рачунарске мреже пружају физичку повезаност са другим одјељењима у болници.

Дијељење медицинских података је могуће кроз PACS – систем за архивирање, пренос, претраживање и преглед дијагностичких медицинских слика и придружених текстуалних података који настају на радиолошком одјељењу.

Сервиси телерадиологије проширују ово окружење са болничког на међуболнички, регионални, национални и глобални ниво. Могуће је извршити подјелу телерадиолошких сервиса на три групе по њиховој распрострањености:

- сервиси локалног подручја (Local Area Services) – сервиси у оквиру исте зграде или круга болнице који би се могли користити у случају прегледа снимака и дијагностике у реалном времену у критичним случајевима, нпр. у ургентном центру или операционој сали. Ово се може односити на локални PACS болнице.
- сервиси градског подручја (Metropolitan Area Services) - или сервиси који су намјењени за специјалисте у главној болници који пружају консултацију другим болницама или приватним љекарима на једном подручју.
- сервиси широког подручја или глобални сервиси (Wide Area/Global Services) – сервиси који покривају подручје проширеног географског региона. Они се користе за консултације са колегама и надзор пацијената у руралним подручјима или у подручјима у којима не постоје експерти за одређене случајеве.

Такође, могуће је извршити подјелу на три основне врсте сервиса телерадиологије:

- теледијагноза: сервис представља ситуацију у којој специјалиста у главном медицинском центру прима радиолошке снимке и након њиховог прегледа поставља дијагнозу. Захтијева асинхрону point-to-point комуникацију и релативно једноставну комуникациону инфраструктуру.
- телемониторинг: сервис који пружа могућност специјалисти да врши надзор над самим процесом снимања да би могао контролисати квалитет снимака. Такође, може вршити и управљање процесом снимања, јер у зависности од налаза може да затражи и додатно снимање. Овај сервис не захтјева претјерано велики проток података, осим у случају када укључује видеоконференцију.
- телеконсултације: сервис који захтјева синхронизовани преглед и манипулисање над снимцима и осталим подацима пацијента, као и размјену коментара између учесника у реалном времену, у случајевима када је потребна комуникација већег броја различитих експерата. На основу природе комуникације у реалном времену и количине мултимедијалних података који се преносе, сервис спада у најзахтјевније по питању мрежне инфраструктуре.

Иако се сервиси телерадиологије могу успоставити у најједноставнијем облику, на принципу тачка-тачка, напреднији облик њихове имплементације се може остварити кроз употребу PACS-а који је базиран на web технологији. PACS представља савремену рачунарску алтернативу за папирну и филмовану архиву. То је систем који се састоји од уређаја за медицинску дијагностику, сервера, радних станица за приступ подацима, рачунарске мреже која повезује компоненте система, базе података и интерфејса ка другим системима (нпр. болнички и радиолошки информациони системи – HIS и RIS). Базирање оваквог система на web технологији омогућава да се подацима може приступити са различитих локација у оквиру медицинске установе, као и са удаљених локација ван те институције. Тако систем у себи обједињује функције телерадиолошких сервиса и система за архивирање, претраживање и преглед медицинских снимака и података пацијената. Типична конфигурација претходно описаног система, може се представити као на слици 2.1.

Постоји шест функционалних елемената PACS-а:

- аквизиција снимака (Image Acquisition),
- комуникациона мрежа,
- приказ снимака,
- подаци пацијента,
- архива снимака,
- web сервер.

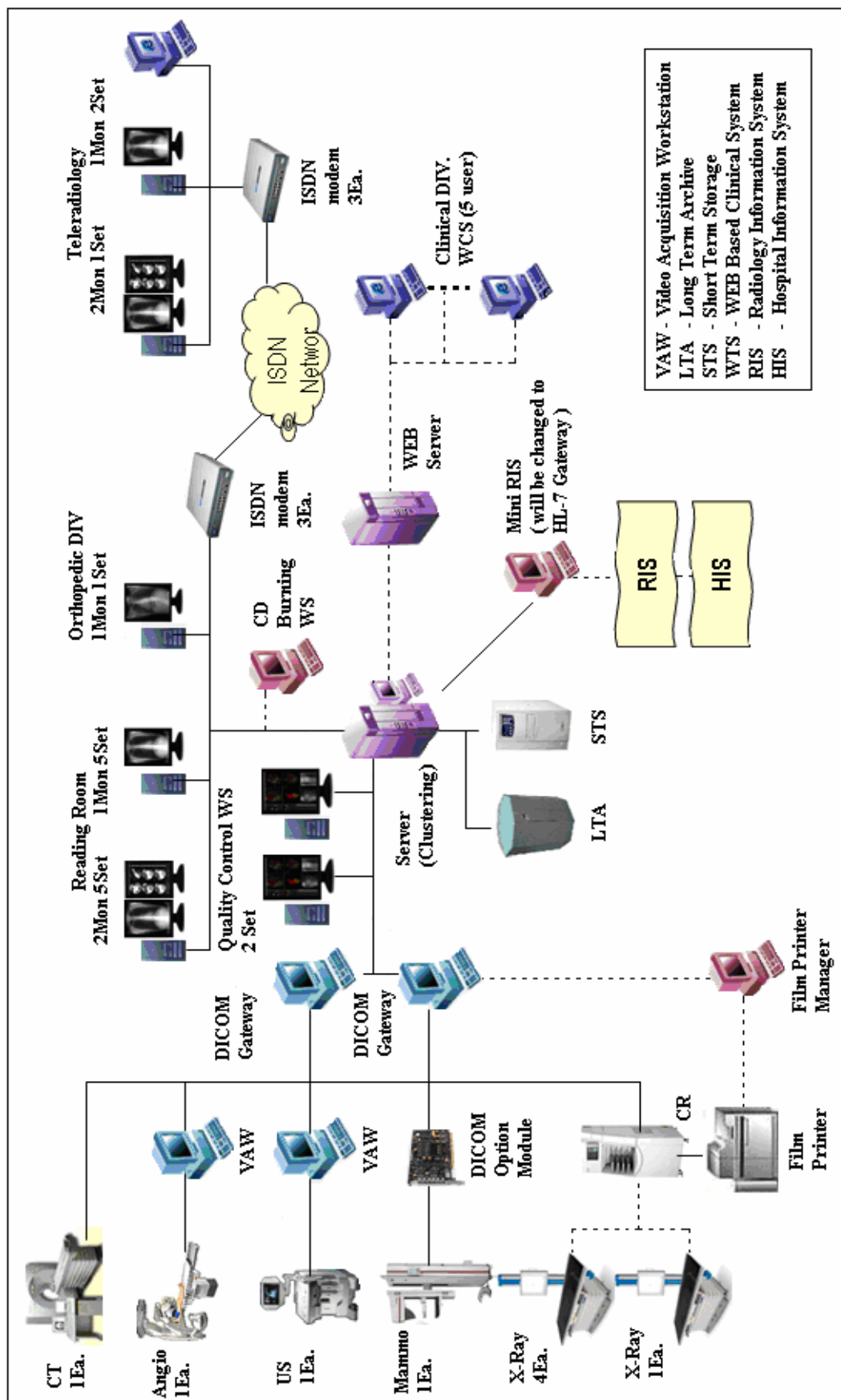
2.1. АКВИЗИЦИЈА СНИМАКА (Image Acquisition):

Аквизиција дигиталних снимака захтјева постојање медицинских уређаја са одговарајућим интерфејсом према PACS-у. Ти медицински уређаји су CT, MR, дигитализатор филмова и др. и они морају бити у складу са DICOM стандардом. DICOM представља међународни стандард за дефинисање и начин преноса медицинских информација и снимака, те обезбјеђује интероперабилност између различитих уређаја. Ако стандард није подржан на медицинским уређајима, тада мора постојати уређај за конверзију медицинских слика (gateway).

Срж овог система и његов најкритичнији дио јесте свакако поступак аквизиције – преузимање слике. Ту постоји проблем различитих модалитета рада. Генерално, аквизиција слике се може подјелити на три основна модалитета, зависно од нивоа опремљености апарата:

- дигитални апарати – преузимање слике директно, коришћењем комуникационих протокола,
- аналогни апарати са видео излазом – преузимање слике „framegrabber“ картицама високе резолуције,
- аналогни апарати без видео излаза – хардверско рјешење, уградња дигиталне CCD (Charge-Couple Device) камере за узимање слике.

Имплементација зависи од типа апарата. Крајњи резултат у сва три случаја је дигитална слика високог квалитета, која се посредством одговарајућег PACS софтвера може користити у дијагностици и може једноставно транспортовати и архивирати.



Слика 2.1 – Опита конфигурација PACS-a

2.1.1. УЛТРАЗВУЧНА ДИЈАГНОСТИКА



Слика 2.2 – Ултразвучни апарат

Ултразвук (US- ултрасонографија, ехосонографија) је метода осликавања унутрашњих органа, а заснована је на принципу рефлексije звучних таласа. Ултразвук је механичка осцилација врло високе фреквенције, која прелази праг чујности људског уха, а износи више од 20000 осцилација у секунди (изнад 20 kHz). У медицинској дијагностици користи се ултразвук фреквенције између 2-12 MHz. Као дијагностичка техника, ултразвук је у свакодневној употреби већ 25 година, а његова нешкодљивост одавно је доказана. Модерни ултразвучни апарати врло су сложени. Уређај се састоји од претварача (сонде) и кућишта апарата са монитором и периферним јединицама.

Сонда је најскупљи и најосјетљивији дио ултразвучног уређаја. Садржи пиезоелектричне елементе – кристале, који емитују и примају натраг одбијене таласе звука. На тај начин ултразвучне сонде функционишу као пиезоелектрични претварачи. Ултразвучни извори емитују ултразвучне таласе одређене фреквенције, који се рефлектују од ткива и потом примају путем детектора. У свакодневном раду најчешће се користе секторске, конвексне (закривљене) и линеарне сонде. Сонда је дио апарата који се ставља на кожу пацијента изнад органа који желимо прегледати, како би се на екрану приказала одговарајућа слика. На кожу је потребно нанијети гел, који истискује мјехуриће зрака између коже и сонде.

Doppler омогућује приказ протока крви у разним крвним жилама у тијелу, а може мјерити и брзину протока у њима. Изглед доплерског спектра и измјерена брзина протока дају важне информације о бројним болестима крвних жила. Могу се дијагностицирати сужења или зачепљења вена и артерија, те анализирати проток крви у бубрезима, материци, јајницима и другим органима.

Ултразвук је најприкладнија, најједноставнија и најбоља метода за осликавање јетре, билијарног стабла, гуштераче и слезене. Ултразвуком се могу открити тумори, цисте, апсцисе јетара, проширени жучни водови, жучни каменци и друге болести. Гуштерача, због свог положаја, није увијек доступна ултразвучном прегледу, најчешће због зрака у цријевима. Ултразвучна претрага уротракта обухвата анализу бубрежног паренхима, те здјеличних органа, посебно мокраћног мјехура и простате. Ултразвуком се могу приказати патолошке промјене надбубрежних жлијезда и ретроперитонеума. Ултразвучна дијагностика дојке од непроцјењиве је вриједности у разликовању солидних или цистичних квржица у дојци. Ако постоји потреба, може се учинити аспирација или биопсија структуре у дојци ради цитолошке или патохистолошке верификације. Ултразвук у опстетрицији даје вриједне информације о трудноћи и може открити урођене аномалије фетуса. Код пацијенткица које нису трудне, може се под контролом ултразвука иглом

уклонити текућина из цисте на јајнику и прикупити јајчане станице из јајника за ” in vitro” фертилизацију (IVF) – умјетну оплодњу.

Ултразвучна претрага централног нервног система служи за дијагностицирање краниоспиналних малформација плода, а у дојеначкој доби, захваљујући отвореној фонтанели, употребљава се у утврђивању абнормалности коморног система и интракранијалних крварења.

За већину ултразвучних претрага није потребна посебна припрема. За преглед абдомена ултразвуком, пацијент треба остати наташте 12 сати, посебно ако се обавља преглед жучног мјехура. Како зрак у цријевима и желуцу (метеоризам) знатно омета ултразвучну претрагу, пожељно је да пацијент барем два до три дана прије претраге не узима храну која узрокује стварање плинора у пробавним органима. Треба препоручити текућу и кашасту храну, а избјегавати храну са много остатака, богату биљним влакнима, којих има највише у неким житарицама, воћу и поврћу. За преглед мокраћног мјехура треба напунити мјехур (попити 1,5 l воде 2 сата прије прегледа и не мокрити).

У поређењу са СТ и MR, ултразвук је знатно јефтинији и доступан свакој здравственој установи. Нема јонизујућег зрачења, па се преглед може поновити више пута. Према досадашњим истраживањима, ултразвук није показао никакве штетне биолошке или механичке ефекте за људски организам и у дијагностичким дозама показао се потпуно сигуран.

2.1.2. АНГИОГРАФИЈА И ИНТЕРВЕНЦИЈСКА РАДИОЛОГИЈА



Слика 2.3 – Уређај за ангиографију



Слика 2.4 – Дигитализација снимака и дијагностика

Ангиолошки прегледи представљају контрастне инвазивне дијагностичке радиолошке методе прегледа срца и крвних жила. Подручје примјене ангиолошких прегледа посљедњих се година стално проширује захваљујући новој технологији, дигиталној суптракцијској ангиографији (DSA). Индикације за те прегледе представљају болести кардиоваскуларног апарата, централног нервног система, срдопрсја и плућа, трбушних органа и урогениталних органа. Они су постали незамјењиви у дијагностици конгениталних васкуларних малформација, атероматозе, тромбозе и емболије, те у дијагностици тумора и обољења паренхимних органа. Може се рећи да је артериографија знатно придонијела напретку медицине уопште.

Контраиндикације за ту врсту дијагностике јесу опште лоше стање пацијента, продужено вријеме крварења, смањен број тромбоцита, као и доказана алергија на јод, који је саставни дио контрастног средства. У случају алергијске реакције на јодно контрастно средство, радиолошки тим спреман је адекватно интервенисати.

Потребно је да се ангиолошки прегледи обављају серијским снимањем ради уочавања динамике процеса, а велик напредак у томе учињен је усавршавањем радиолошке апаратуре и примјеном дигиталне суптракцијске ангиографије. Уређај дигиталног апарата разликује се од конвенционалног по томе што има само једну RTG цијев, која служи и за просвјетљавање и за снимање, те електронско појачало слике, а све то спојено је „С“ – луком покретљивим у свим правцима и са могућношћу динамичког снимања.

Основна предност ове технологије састоји се у томе што омогућује електронску суптракцију (брисање свих структура осим крвних жила) слике добијене прије доласка контраста од слике добијене у вријеме када се контрастно средство налази у крвним жилама. Добијена суптракцијска слика одлаже се у меморију рачунара, па је могућа накнадна анализа и интерпретација налаза.

Ангиолошки прегледи изводе се у строго стерилним условима рада, најчешће у локалној анестезији на мјесту пункције феморалне, аксиларне или брахијалне артерије, гдје се накнадно уводи катетер према Seldinger-овој методи. Најчешће је мјесто пункције заједничка феморална артерија у подручју препоне. Ангиолошки прегледи у општој анестезији изводе се код мале дјеце и изузетно ријетко код одраслих пацијената, када се ради о директној пункцији трбушне аорте. Пацијент мора бити хоспитализиран. Његова историја болести, осим анамнестичких података, мора садржавати лабораторијске налазе (обавезан је налаз фактора згрушавања крви), као и сагласност пацијента за обављање тог захвата, са детаљним описом могућих компликација, тако да је пацијент прије прегледа упознат са њима. Наконведеног дијагностичког поступка, пацијент мора лежати 24 сата ради избегавања настанка поткожног крварења (хематома).

Осим дијагностике, на уређају за ангиографију можемо проводити и низ терапијских поступака избегавајући отворену хируршку операцију. На примјер можемо извршити проширивање сужених крвних жила помоћу балона на катетеру, постављање металних имплантата који ће раније мјесто сужења одржати проширеним и уметака који премошћују мјесто проширења крвних жила избегавајући опасност од крварења.

Рендгенско зрачење има способност јонизације због чега оно може, путем низа физичких и хемијских учинака, дјеловати на жива ткива. Те промјене које зрачење изазива на живим организмима, називамо биолошким дјеловањем зрачења, па је зато потребно проводити мјере заштите од зрачења, како пацијената, тако и професионалног особља.

Заштита пацијената састоји се од правилне индикације за извођење тражене претраге, коректног и брзог обављања претраге, те коришћења заштитних средстава за неснимане дијелове тијела, као што су оловне прегаче и штитници. Заштита професионалног особља састоји се од заштитних направа на RTG апаратури, заштитних направа у просторији гдје се обавља преглед и личних заштитних средстава.

2.1.3. КОМПЈУТЕРСКА ТОМОГРАФИЈА



Слика 2.5 – СТ уређај

Интензивним развојем модерне медицине и технологије посљедњих неколико десетина година постигнут је огроман напредак у могућностима раног откривања и дијагностицирања болести. Управо је рано откривање болести један од кључних елемената у процесу лијечења болесника. Захваљујући модерној технологији, данас је на прилично једноставан начин (за пацијента и лијечника) могуће створити комплетан приказ унутрашњости организма и на темељу тога

поставити одговарајућу дијагнозу. Један од уређаја који то омогућује јесте уређај за компјутерску томографију – СТ. СТ уређајима претходило је откривање нове методе рендгенске претраге која се уводи двадесетих година XX вијека и добија назив томографија.

Томографско или слојевно снимање омогућава приказ одређеног слоја болесниковог тијела помоћу рендгенских зрака. Даљем развоју ове дијагностичке методе много су придонијели А. М. Cormack и G. N. Hounsfield. Њихова заслуга је у томе што су први извели томографско снимање помоћу рачунара који реконструише слику и за тај изум добили Нобелову награду у медицини 1979. године. Компјутерска томографија се од 1973. године употребљавала у дијагностичке сврхе, али само за приказ структуре мозга. СТ апаратура је од тада до данас доживјела многобројна побољшања. У почетку се снимала само глава, а неколико година касније СТ уређај се користио и за прегледе свих дијелова тијела.

Главни дијелови СТ уређаја су покретни сто на коме лежи болесник, кућиште у ком се налази рендгенска цијев и детектори, потом генератор, командни сто и радни сто са монитором за обављање прегледа, те рачунар. За вријеме прегледа рендгенска цијев се ротира око болесника. Рендгенско зрачење које емитује рендгенска цијев пролази кроз задани слој болесниковог тијела. Рендгенске зраке проласком кроз различита ткива неједнако слабе, зависно о густини, саставу и дебљини ткива. Тако неједнако ослабљено рендгенско зрачење пада на детекторе, а рачунар синтетизује слику након претходне анализе података добијених са детектора.

Данас је у примјени неколико генерација СТ уређаја. Технолошка рјешења СТ уређаја су сваким даном све боља, те омогућавају све квалитетнију и бржу обраду болесника. Захваљујући напретку технике на СТ уређаје прикључују се радне станице са различитим програмским пакетима (software), прилагођеним за приказ појединих органа и органских ткива. Такви уређаји омогућују нам дводимензионални, те тродимензионални приказ сниманог дијела тијела, што значајно унапређује дијагностику.

Главна предност компјутерске томографије у односу на класичне радиолошке методе је у могућности мјерења густине појединог патолошког процеса, тачној процјени величине и односа са сусједним анатомским структурама. Употребом контрастних средстава омогућен је приказ крвних жила. СТ преглед не захтијева посебну припрему болесника. У току прегледа болесник обично лежи на леђима, изузетно на трбуху или боку. За вријеме снимања прегледавани дио тијела мора бити потпуно миран, а ако се проводи преглед грудног коша или трбуха, у току снимања болесник мора престати дисати.

СТ је данас незаобилазна метода у дијагностици болести мозга, краљежнице, грудног коша, укључујући плућна крила и срдопрсје, потом у дијагностици трбушних органа, изузимајући желудац и цријева. Апсолутних контраиндикација за преглед СТ уређајем нема. Релативна је контраиндикација трудноћа, што значи да се и трудница може подврћи СТ прегледу, као и осталим радиолошким прегледима (уз одговарајуће мјере заштите), ако за то постоји витална индикација. СТ дијагностика, као и остале радиолошке дијагностичке методе, носи са собом одређени ризик због могућих посљедица зрачења организма малим дијагностичким дозама. Иако је ризик мален, због великог броја радиолошких прегледа који се свакодневно изводе, треба о њему водити рачуна. Основна превенција је постојање оправдане медицинске потребе за СТ претрагу. Оправдано излагање зрачењу код СТ прегледа болесника доноси већу корист него што је опасност од посљедица зрачења.

2.1.4. КОМПЈУТЕРСКА РАДИОГРАФИЈА



Слика 2.6 – Радиографски уређај



Слика 2.7 – Скенер

CR је технологија за индиректно узимање дигиталних слика, што значи да користи плоче да сачува слику прије него је пренесе на рачунар. CR системи могу да користе исти генератор x-зрака као и традиционални системи.

CR систем је састављен од:

- плоче од фотостимулативног материјала, која служи да прихвати емитоване x-зраке,
- CR читача, који ће очитати електронску слику,
- дигиталне електронике, за конверзију сигнала у дигитални облик.

CR користи плоче превучене танким слојем фосфоресцентног материјала да заустави x-зраке који пролазе кроз пацијента. Када је озрачен фосфоресцентни материјал апсорбује и чува енергију x-зрака у процјепима у његовој кристалној структури. Ова задржана енергија садржи скривену слику. Када се стимулише са додатном свјетлосном енергијом одговарајуће таласне дужине, задржана енергија се ослобађа. У модерним CR системима, фосфоресцентни материјали су најчешће стимулирани са ласерима мале снаге да би ослободили видљиву свјетлост, кад год су x-зраке задржане. Ова свјетлост се читава и претвара у електрични сигнал, који се претвара у податке који могу бити пренешени на удаљене системе или локације, приказани на ласерски одштампаним филмовима или на монитору и похрањени у дигиталном облику. На CR терминалу се врши приказивање слике. Модерни терминали су опремљени софтвером за обраду слике, помоћу којег је могуће добијену слику побољшати тако да се истакну детаљи неопходни за постављање дијагнозе.

Осим одсуства филма и хемијске обраде, из техничарове и пацијентове перспективе, компјутерска радиографија – укључујући опрему за снимање – ради веома слично као традиционална радиографија. Разлика је у предностима које пружа CR. Плоче од фосфоресцентног материјала, као и филм, су похрањене у формату касете. Постојећа аналогна опрема, од генератора до цијеви за x-зраке, столова за преглед и окомитих система за преглед груди, могу бити коришћени са CR системом. Техничар једноставно уметне CR касету умјесто касете са филмом, направи снимак и онда пренесе озрачену касету са снимком у CR јединицу која скенира и конвертује садржај у податке, који могу бити приказани на монитору, архивирани или одштампани.

У поређењу са традиционалном техником базираном на филму, CR технологија убрзава расположивост снимка и може смањити број поновних сликања и повећати продуктивност. CR такође нуди више опција за приказивање, размјену и похрањивање слика.

2.1.5 МАГНЕТСКА РЕЗОНАНЦИЈА



Слика 2.8 – MR уређај

Магнетска резонанција је појава која омогућава добијање квалитетних томографских пресјека људског тијела са високом резолуцијом. Идеја се састоји у томе да се поједина мека ткива у организму разликују према количини воде, односно водоникових атома, што је јако повољно за добијање великих контраста слике, будући да воде у тијелу има у изобиљу. То је могуће јер водоникови атоми имају спин, што резултује њиховим специфичним понашањем када се налазе у јаком магнетном пољу. Данас се за снимање магнетском резонанцијом користи термин MR (Magnetic Resonance), умјесто раније кориштеног термина NMR.

Основни дио сваког MR – система јесте главни магнет. Постоји неколико типова магнета (перманентни, електромагнети), а овдје треба истаћи суперпроводљиве магнете (код већине модерних апарата), код којих се смањивањем отпора проводника смањује и количина енергије потребне за одржавање магнетног поља. Отпор зависи од материјала завојнице, њене дужине и пресјека, као и од температуре завојнице коју је могуће контролисати. Струја се пропусти кроз завојницу да би се формирало магнетно поље, а затим се завојница хлади материјама познатим као криогени (течни хелијум) да би се смањило отпор. То је тзв. криогена купка која окружује намотаје жице. Када се користи у MR – дијагностици, суперпроводни магнет производи снажно магнетно поље, при чему не захтијева велике количине електричне енергије, управо због изостанка отпора. Систем заснован на таквом магнету је изузетно скуп, међутим он омогућује стварање изузетно јаких магнетских поља (0,5-4Т) за клиничке потребе, те до 14Т за спектроскопска и високорезолуциона испитивања. Данас се највише користи спин-одјек техника, првенствено због најкраћег времена снимања и брзе реконструкције слике.

Један од највећих проблема везаних за MR су залутала магнетна поља, односно поља која се шире изван граница просторије снимања. Због тога су развијене двије врсте заштите: пасивна и активна. Пасивна се постиже уградњом тзв. Faradayевог кавеза у зидове просторије за снимање и не изискује велике трошкове, али ипак ефикасно задржава магнетно поље унутар граница. Скупљи начин јесте активна заштита, код које се користе додатни соленоидни магнети изван криогене купке, а који ограничавају магнетно поље унутар прихватљивих граница.

Иако прегледи MR-уређајима не показују штетне посљедице за људско здравље, утврђено је повећање температуре тијела за $0,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ због примјене високофреквентних импулса. Магнетно поље индукције 1,5Т не изазива видљиве биолошке ефекте. Међутим при коришћењу магнетних поља индукције 4Т или више примјећена је појава вртоглавице, свјетлосних ефеката при помицању очију и металног укуса у устима. Понекад је проблем и клаустрофобија код одређеног броја пацијената, а везана уз уски отвор кућишта у ком се налазе током прегледа. До сада нису уочени никакви биолошки утицаји на фетусима. Међутим, претпоставља се да су они ипак могући, посебно у току органогенезе у првом тромјесечју трудноће. Због тога се трудницама савјетује одгода прегледа до завршетка првог тромјесечја, а касније се захтјева писмени пристанак болеснице за преглед.

Посебно се треба осврнути на феромагнетске металне предмете у близини магнетног поља. Они представљају озбиљну опасност за пацијента, особље, али и сам MR-уређај, јер се под утицајем магнетског поља претварају у пројектиле. Због тога је потребно упознати пацијенте и особље са могућим штетним ефектима MR-а. На основу тих чињеница лако је закључити које особе се не смију подврћи MR-прегледу: људи са разним протезама, умјетним срчаним залисцима, расе-maker-има, страним металним тијелима (шрапнели, гелери, зрна). Код тога апсолутну контраиндикацију представљају расе-maker-и и метална страна тијела у оку или мозгу, као и метални клисеви на оперисаним интракранијалним крвним жилама. Коштане ендопротезе не могу се помакнути из мјеста, али чине велике артефакте на MR слици и оне представљају релативну контраиндикацију. На примјер, можемо учинити добар MR преглед мозга пацијенту са умјетним куком, док ће преглед здјелице бити ометан артефактима.

2.2. КОМУНИКАЦИОНА МРЕЖА

Основа за функционисање PACS-а је комуникациона мрежа за пренос снимака и њима придружених података. Структура мреже има пресудан утицај на брзину рада цјелокупног система. Мрежне функције PACS-а захтијевају и LAN и WAN окружење. Потребна мрежна инфраструктура у највећој мјери зависи од типа снимака који се у систему преносе. У наредној табели дат је упоредни приказ величине медицинских снимака у зависности од типа уређаја. Треба напоменути да је овдје приказана величина некомпримованих снимака, а да сам DICOM стандард препоручује употребу JPEG и JPEG 2000 формата компресије. Такође, број потребних снимака зависи од типа уређаја. За већину типова је довољан један снимак, али за CT, MR, дигиталну мамографију или PET (Positron Emission Tomography) скенере потребан је већи број снимака (нпр. 30 снимака за једну CT студију).

Табела 2.1 - Резолуција и величина дигиталних снимака у телерадиологији

Тип уређаја	Резолуција	Палета боја	Величина слике (некомпримована)
Ултразвук	512x512	x8	256KB
Ангиографија, ендоскопија, радиологија	512x512	x8	256KB
CT (Computed Tomography)	512x512	x12	384KB
MRI (Magnetic Resonance Imaging)	512x512	x12	384KB
Дигитализовани радиолошки снимци	1024x1250	x12	1.8MB
Дигитална радиографија	1024x1024	x8	1MB
	2018x2048	x12	6MB
Мамографија	4096x4096	x12	24MB

2.3. ПРИКАЗ СНИМАКА

Радне станице за преглед снимака се обично налазе у ординацији. Оне морају задовољавати одређени квалитет. Квалитет радних станица огледа се у физичким карактеристикама монитора.

Могу се подијелити у двије групе:

- станице ниске резолуције (512x512 пиксела),
- станице високе резолуције (1024x1024 пиксела и више).



Слика 3.9 – Радна станица високе резолуције

Монитор високе резолуције дат је на претходној слици. Ради се о 21" MultiSync MD21GS-2MP-BK Analog Digital Medical LCD монитору. Неке од његових техничких карактеристика су:

- ниво контраста 700:1,
- максимална интерна резолуција 1600x1200,
- вријеме одзива 35 ms,
- хоризонтална фреквенција 31,5 – 96 kHz,
- вертикална фреквенција 50 – 85 Hz,
- угао гледања 176 степени,
- потрошња: 65W у активном режиму, <3W „standby” режим

Поред одређеног квалитета монитора, потребно је обезбједити и оптималне услове освјетљења у просторији у којој се врши преглед снимака. Свјетло мора бити одређеног интензитета, без стварања рефлексије на монитору. На овим станицама је потребан интерактиван кориснички интерфејс са могућношћу подешавања контраста снимака, зума, помјерања снимака и приказивања података о пацијенту.

2.4. ПОДАЦИ ПАЦИЈЕНАТА

Болнички информациони систем HIS и радиолошки информациони систем RIS морају имати интерфејс ка PACS-у. Стандард који то омогућава је HL7 (Health Level Seven, 7th OSI layer protocol).

HL7 је стандард за електронску размјену информација између медицинских апликација на седмом слоју OSI модела. То је протокол за размјену података који дефинише садржај поруке коју апликација користи у процесу размјене података са другом апликацијом. HL7 специфицира формат података и њихов садржај, али не прецизира како ће поруке бити пренијете кроз мрежу. За пренос порука користи се TCP/IP протокол.

2.4.1. HIS

Информациони системи (IS) здравствене заштите представљају једну од базичних компоненти у савременом систему здравства. Током посљедњих деценија трошкови здравствене заштите у свијету су енормно порасли, тако да се јавила потреба за повећањем продуктивности и квалитета здравствених сервиса на свим нивоима. Успјешан национални здравствени систем, у будућности, мора бити озбиљно пројектован и у себи имплементирати савремена информатичка, електронска и телекомуникациона достигнућа.

Организациона структура здравствене заштите укључује различите субјекте, при чему сваки од њих треба да развије и посједује сопствени информациони систем, који би био пројектован да задовољи интерне потребе, као и потребе других институција са којима је повезан. Данашњи тренд у овој области, углавном је заснован на двије стратегије:

- повезивање свих локалних IS у интегрални IS здравства,
- развој и побољшање квалитета информатичких сервиса у здравству.

Поједностављено речено HIS је компјутеризовани систем који врши све аспекте менаџмента и пословања у болници. Он укључује различите типове података, као што су: информације о пацијенту, радиологију и надзор пацијента, пацијентов формулар и фактурисање, подршка и планирање, резултати процјене, контрола квалитета, наруџба лијекова, финансије и књиговодство, буџет, инвентар и остале.

2.4.2. RIS

Радиолошки информациони систем у себи обједињује податке о пацијентима, књигу протокола, податке о љекарима, ординацијама, врстама прегледа, набавци и утрошку медицинског материјала, као и све неопходне шифрарнике. Овакав систем обезбјеђује једнозначан унос података о пацијентима и прегледима на једном мјесту и скраћује вријеме тока прегледа од тренутка доласка пацијента до дијагнозе. То је један од битних предуслова за ефикасно функционисање PACS-а, праћење тока прегледа и архивирање налаза и извјештаја. На овај начин се грешке у евидентирању демографских података о пацијенту своде на минимум, јер се ажурирање централизује и подаци се уносе само једном. Такође, сви прегледи везани за једног пацијента, укључујући и разне модалитете прегледа (рендген, ултразвук, скенер,...) могу се пронаћи на једном мјесту. RIS се може дефинисати и као софтверски систем који компјутеризује све аспекте чувања записа и комуникације у радиологији. Првенствена намјена је да омогући ефикасан рад радиолога, RTG техничара, медицинских сестара и дактилографа. Функције RIS-а су: чување података о пацијенту, омогућавање прављења распореда рада на апаратима, упис пацијента, снимање пацијента, диктирање налаза, куцање налаза, контрола и штампање налаза.

2.5. АРХИВА СНИМАКА

Дигитално архивирање је најсавременији начин чувања свих врста документације. Омогућава се трајно чување и управљање документима помоћу рачунара. Електронска архива пружа далеко већу сигурност, јер је могуће израдити велики број копија докумената уз поштовање свих техничких и економских принципа пословања. Значајна предност је једноставнији и тренутни приступ документима са сваког рачунара у било ком облику мреже. Систем за архивирање снимака би требао да буде централизован, са подршком за DICOM и HL7 стандарде. Архива снимака заједно са подацима пацијената, треба да буде доступна љекарима преко LAN-а болнице. При том треба обезбједити доступност снимака у реалном времену, као и ријешити проблеме краткотрајног и дуготрајног архивирања.

2.6. WEB СЕРВЕР

Web сервер пружа могућност нових медицинских услуга, првенствено путем телемедицине. Повећава се ефикасност здравствене заштите, брзина лијечења и изнад свега, проширују могућности консултације при дијагностици. Тако се превазилази недостатак експерата из појединих медицинских области у одређеним подручјима. Апликација која се налази на овом серверу треба да омогући приступ и адекватан приказ података запосленима у медицинској установи и удаљеним корисницима. Управо је пренос података на било коју локацију један од фундамената „вебоцентричности“ PACS-а.

2.7. ПРЕДНОСТИ И НЕДОСТАЦИ PACS-a

- **Евиденција радног ангажовања**
Кроз евиденцију прегледа може се планирати заузетост и оптерећење уређаја и особља.
- **Конзистентна евиденција прегледа и пацијената**
Коришћењем дигиталног картона пацијента губи се потреба за папирном евиденцијом, чиме се добија на брзини и комоцији рада и смањују се физички простор за складиштење ових информација и историја болести. Такође, вишеструко је смањена могућност грешака код уноса података, нема затурених историја и изгубљених података о ранијим прегледима. Поред тога, могуће је добити различите врсте извјештаја по било ком основу.
- **Евиденција и контрола утрошака и набавке материјала**
Коришћењем стандарда утрошака материјала у радиологији, могуће је планирати набавке и раздужење утрошеног материјала, што умногоме растеређује посао медицинског особља и омогућава велику уштеду.
- **Дигитално архивирање**
У дигиталној архиви се поред података о пацијенту и врсти прегледа, налази и комплетна историја болести, укључујући све налазе и лабораторијске анализе, слике, дијагнозе, консултације са другим специјалистима. Краће је вријеме приступа подацима.
- **Статистичка обрада података**
Подаци о пацијентима и прегледима могу бити предмет статистичких анализа, по разним основима, у сврху боље организације рада или у научно-истраживачке сврхе.
- **Мање дозе зрачења за пацијенте и особље**
Обзиром да се аквизиција података врши углавном из режима скопије, умногоме је смањена доза зрачења. Могућност накнадног детаљног прегледа снимљеног материјала смањује потребу за поновним прегледима. Нарочито је важно смањити дозу зрачења коју прими медицинско особље у радиологији, јер је оно стално изложено овим утицајима.
- **Уштеде на филму, хемикалијама и сл.**
Филм је још увијек незамјењив медиј у радиологији, али имплементацијом дигиталног рјешења, које у већини случајева може дати довољан квалитет у дијагностичке сврхе, смањује се потреба за филмовањем. Коришћењем дигитализације високог квалитета у комбинацији са дигиталним уређајима за филмовање, могуће је направити и додатне уштеде (избором више релевантних слика или детаља на једном филму – монтажа).
- **Побољшање квалитета слике на старијим апаратима**
Нова CCD технологија омогућава бржу и квалитетнију конверзију рендген слике у дигитални облик и смањује се вријеме припреме апарата.

- **Дигитална обрада слике у сврху брже и прецизније дијагностике**
Примјеном алата за дигиталну обраду слике могуће је истаћи ону информацију на слици која је најбитнија за одређени тип прегледа.
- **Стандардизација**
Коришћење свјетски признатих стандарда омогућава компатибилност са свим здравственим установама и системима широм свијета који користе DICOM стандард.
- **Могућност трансфера слике на даљину, брзо и без губитака**
Телемедицинска дигитална комуникација (која може користити различите медије) омогућава брзу комуникацију и подаци који су овако пренијети не разликују се ни по чему од оригинала. Могуће је користити услуге других установа и специјалиста, вршити пренос слике до удаљених локација у различите сврхе, укључујући и едукацију.
- **Смањење трошкова одржавања апарата и уређаја**
Нова технологија, поред ниске цијене има и високу поузданост у раду у односу на старе, па је и гарантни рок адекватно дужи. Смањењем трошкова прегледа, инсталирани систем отплаћује у релативно ратком року цијелу инвестицију. Увођење система је ријешено кроз више фаза (скалабилност), што омогућава планирање динамике инвестиција.

Основни недостаци који се јављају у примјени PACS-а су:

- почетни трошкови и трошкови одржавања,
- велики меморијски захтјеви (све мањи проблем),
- трошкови за особље које одржава PACS,
- губитак информације приликом компресије (lossy),
- слабији динамички опсег монитора у поређењу са негатоскопом,
- конверзија старих снимака у дигитални облик,
- трансфер снимака између апарата различитих произвођача (DICOM),
- сигурност и поузданост.

3. PACS У КЛИНИЧКОМ ЦЕНТРУ БАЊА ЛУКА

Увођење PACS-а у КЦ Бања Лука захтјевало је дигитализацију свих претходно кориштених аналогних уређаја, или њихову замјену савременијим дигиталним уређајима, као и креирање одговарајуће унутрашње мреже, која би те уређаје повезала у јединствен систем. При самој реализацији кренуло се од постојећих дигиталних модалитета. Основна проблематика коју је требало ријешити, била је :

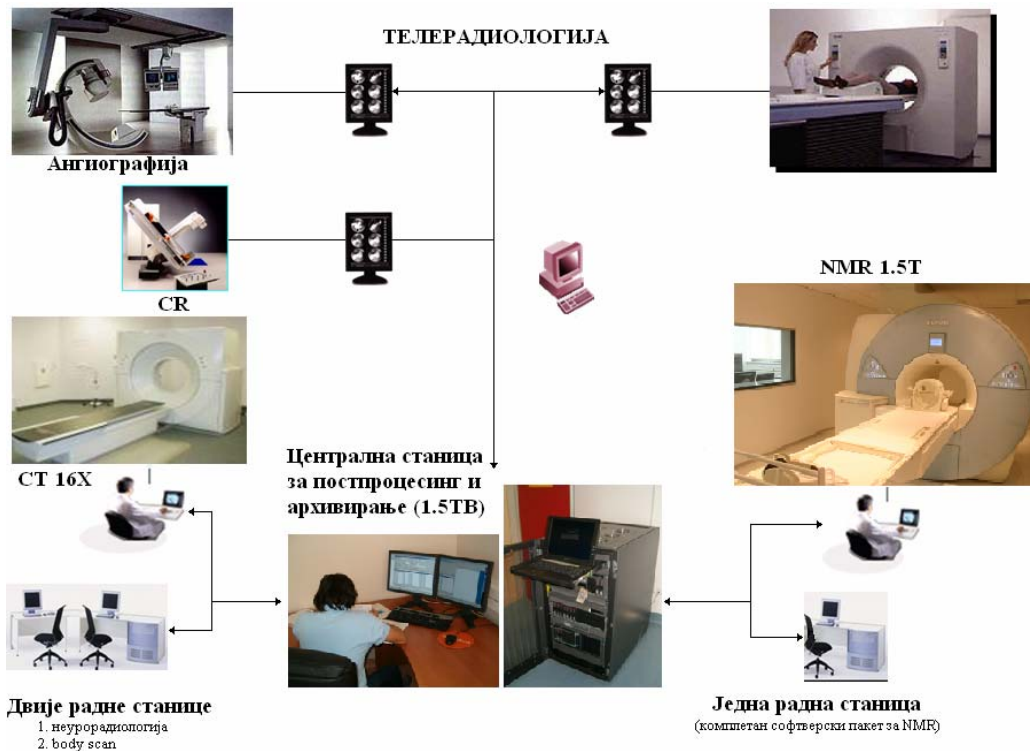
- потпуна дигитализација радиологије,
- дистрибуција радиолошких слика.

При самом пројектовању водило се рачуна о томе да систем буде предвиђен за даље проширење, тј. да има отворену архитектуру.

Хронолошки развој PACS-а :

- 2002. г. реализован је мини PACS – КТ са два РС-а,
- 2005. г. извршена је DICOM-изација Angio апарата,
- 2005. г. реализован је примитивни RIS,
- 2005. г. уведен је LAN,
- 2006. г. 2 КТ-а, MR, Angio, 1,5 TB on line archive, телерадиологија, CR системи
- 2006. г. развијена је савременија варијанта RIS-а,
- 2006. г. активности на развоју HIS-а.

Тренутно, PACS у КЦ Бања Лука има сљедећу архитектуру:



Слика 3.1 – Степен развоја PACS-а у оквиру КЦ Бања Лука

3.1. СОФТВЕРСКИ ПАКЕТИ ЗА ОБРАДУ СЛИКЕ

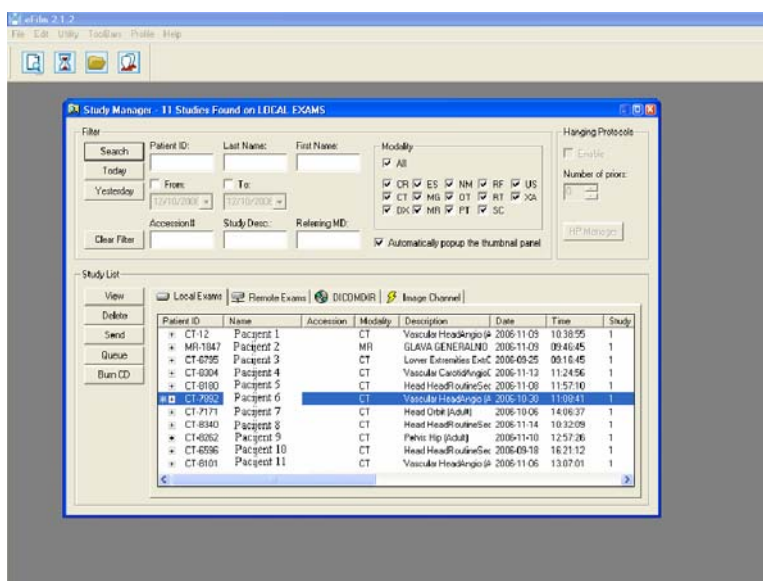
Дио софтверског пакета за обраду слике/архивирање треба да има следеће функције: Избор релевантних/кључних слика; Преглед снимљених „живих“ секвенци; Екстракција појединачних релевантних слика из дигиталног видео записа; Позитив/негатив; Ротација/ огледало; Увећање, помјерање ("pan/zoom", "magnify"); Селекција и исјецање (кружно и полигонално); Контраст/освјетљај; Изједначавање сиве скале (корекција хистограма); Промјена резолуције и величине слике; Функције за мјерење; Означавање детаља (стрелице, текст на слици); Конверзија слике из DICOM формата у различите формате слике за различите потребе; Могућност преузимања слике са дигиталних медија (дискете, CD-а, ZIP, дигитална архива, Internet - слика послата у сврхе консултације и сл.) или локалну дигитализацију достављених филмова коришћењем транспарентних скенера; Селекција интересног региона сиве скале ("window-level"); Очитавање вриједности пиксела са слике; Филтри (Soften, Sharpen, Hi-pass, Low-pass, Edges, Emboss, слободна корекција релевантних параметара слике кроз филтарску матрицу, и други популарни филтри коришћени у програмима за дигиталну обраду слика); Креирање звучног записа (издиктираног налаза) за дактило-биро и архиву; Писање љекарског извјештаја; Штампање слика (штампа на папиру, штампа на „ласер-камери“ или „dry-imager“ уређају); Штампање извјештаја (са и без слика, слободан избор броја слика уз извјештај); Архивирање на CD-ROM и друге медије.

Софтверски пакети који омогућавају претходно наведене функције у оквиру PACS-а у КЦ Бања Лука су :

- eFilm Workstation 2.1,
- Sienet Sky.

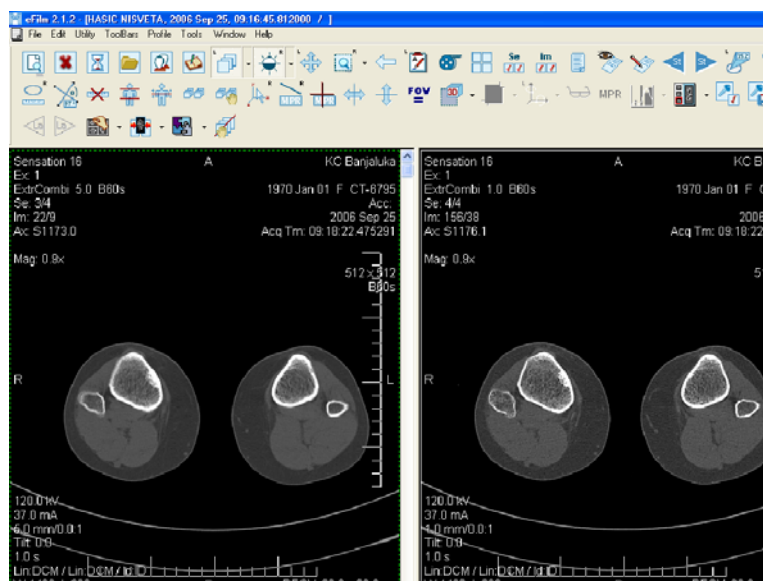
3.2. eFilm Workstation

eFilm Workstation је производ швицарске фирме „Merge eMed“. Почетни прозор који се отвара при покретању овог програма има изглед као на следећој слици :



Слика 3.2 – Основни прозор eFilm Workstation-a

Избором жељеног пацијента отвара се прозор чије радно окружење има изглед као на следећој слици:



Слика 3.3 – Радно окружење eFilm Workstation-а

Све неопходне функције, које треба да задовољи један овакав софтвер, а које су наведене у поглављу 3.1, налазе се или у менију или у toolbar-у претходног прозора.

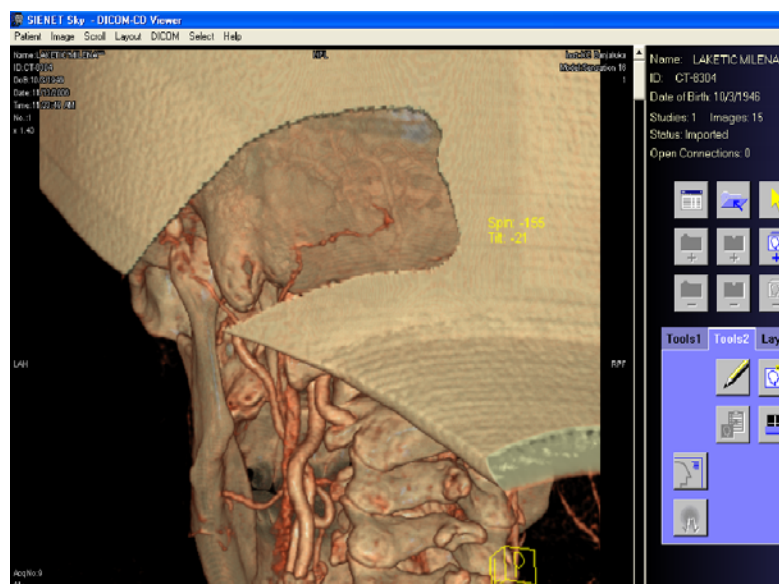
3.3. Sienet Sky

Почетни прозор Sienet Sky-а у ком се врши избор пацијента за преглед и дијагностику има изглед као на следећој слици:



Слика 3.4 – Основни прозор Sienet Sky-а

Sienet Sky je Siemensov proizvod, a instaliran je na sve radne stanice u okviru PACS-a. Radno okruženje prozora za dijagnostiku ima izgled kao na sljedećoj slici:



Слика 3.5 – Радно окружење Sienet Sky-a

4. АРХИВИРАЊЕ СЛИКА

Све већа примјена нових компјутеризованих метода у медицини, сваким даном ствара све веће количине података, које негдје треба чувати у дужем временском периоду, али исто тако и омогућити брз и једноставан приступ када су потребни. Многе велике компаније међусобно се такмиче на овом пољу нудећи различита добра (али и скупа) рјешења. Хардвер и софтвер у тим системима су до скоро били искључиво „власнички“, тј. затвореног кода. Међутим, у посљедњих неколико година у овој ИТ области, присутно је све више „open source“ рјешења.

4.1. КОМПОНЕНТЕ СИСТЕМА ЗА АРХИВИРАЊЕ СЛИКА

Систем за архивирање слика састоји се од сљедећих компоненти:

- рачунара за архивирање,
- релационе базе података,
- уређаја за дуготрајно архивирање,
- уређаја за краткотрајно архивирање.

4.1.1. Рачунар за архивирање (Archive Computer):

То је основни елемент информационог система који мора имати високе перформансе по питању брзине и сигурности, јер тај рачунар контролише рад читавог система. Наравно, систем мора бити пројектован тако да у случају престанка рада, тј. квара на централном рачунару не дође до престанка рада свих уређаја, него да они независно наставе са радом до поновног успостављања комуникације. Технички захтјеви које треба да испуни рачунарски систем за архиву, свде се на постојање савремених персоналних оперативних система (Windows 98, Windows NT/2000/XP). За архиву је неопходна и интерна база података, за шта се може искористити било који софтвер за управљање базом података који је доступан преко ODBC (Open Database Connectivity) везе.

4.1.2. Релациона база података (Relation Database):

Због веће стабилности рада, као и веће безбједности, обично се као платформа за меморисање архиве користи Windows NT/2000/XP, а из истих разлога је пожељно користити и квалитетнији софтвер за базу података. У оквиру PACS-а најраспрострањенији софтвери за базе података су:

- Oracle,
- Informix,
- SQL Server
- IBM DB/2

Релационе базе података омогућавају брз приступ информацијама, лагано и једноставно претраживање и груписање података приликом израде статистика и научних радова, као и размјену података уколико се укаже потреба.

4.1.3. Уређај за дуготрајно архивирање (Long-term Archive):

То је у ствари основна, тј. главна архива у коју се складиште сви подаци. То је систем за архивирање који је базиран на оптичким дисковима. За те сврхе се највише користе тзв. CD-ROM jukebox-ови. Име им изврсно одговара, јер су врло слични класичним музичким jukebox-овима, с тим што умјесто грамофонских плоча имају оптичке дискове са записима о пацијенту. Оног тренутка када се затражи одређени запис, уређај дохвата оптички диск, преноси га у јединицу за читање и писање, те копира податке на магнетни диск (уређај за краткотрајно архивирање). Цијели тај поступак не захтјева много времена, јер се садржај оптичког диска тренутно копира на магнетни диск и подаци су доступни систему. Главна функција софтвера за архивирање је контрола аутоматског дохвата свих потребних записа, када се за то укаже потреба. Систем ради на тај начин да, оног тренутка када је пацијент примљен у болницу, аутоматски копира све његове податке на магнетни диск, тако да су дословно сви подаци о примљеном пацијенту тренутно доступни свим терминалима локалног система.

С обзиром на количину података, long-term архиве имају капацитете реда величине ТВ (TeraByte-a). Због тога, приликом набавке оваквих архива треба водити рачуна о сљедећим стварима:

- мала цијена меморије по МВ,
- могућност сталне надоградње,
- коришћење стандардних технологија (компатибилност).

4.1.4. Уређај за краткотрајно архивирање (Short-term Archive):

Тзв. short-term архива садржи податке који су недавно кориштени како би били брже доступни. Подаци у тој архиви се бришу након 2-6 седмица. Старе слике које су потребне за дијагнозе које су у току, такође се налазе у тој архиви. Са техничког становишта, краткотрајне архиве су брзи магнетни дискови сложени у тзв. disk towers-е.

Карактеристични PACS треба такође задовољити и сљедеће услове:

- дохват слике у реалном времену,
- потреба за текстуалним подацима уз слике,
- осигурање и заштита.

Наиме, када се у било којем тренутку прекине комуникација неког периферног уређаја са базом података, неопходно је осигурати могућност похрањивања података, насталих у међувремену, на том истом периферном уређају како би се касније, када се успостави комуникација, подаци пренијели у базу података. На тај начин проблеми у комуникацији који могу настати због загушења на везама, не ометају рад дијагностичких уређаја, што је у медицини изузетно битно.

Начини за осигурање континуалног рада система су сљедећи:

- могућност похрањивања слика на уређају на коме су настале,
- директна веза са локалним системом архивирања,
- могућност штампања слика на мјесту настанка,
- могућност снимања ултразвучних снимака на видео врпцу,
- могућност стварања back-up копија база података насталих на локалним радним станицама.

4.2. ПРИМЈЕРИ СИСТЕМА ЗА АРХИВИРАЊЕ СЛИКА

Група истраживача из Њемачке конструисала је систем, који се у потпуности ослања на „open source“ рјешења. Овај систем је назван „Марвин дигитална архива“, јефтин је у поређењу са конкуренцијом, једноставно се користи и како се тврди, веома је брз у раду. Креирали су га истраживачи на одјељењу за радиологију берлинске болнице „Charite“. Систем чува све слике различитих дијагностичких прегледа на низу сервера којима се може приступити преко локалне мреже или путем Interneta уз коришћење web browser-a.

Систем ради тако што централни Image Server прима радиолошке слике у формату DICOM, као и уобичајене податке о пацијентима. На одвојеном низу сервера чувају се ове слике и подаци који касније могу бити испоручени било путем HTTP (Hypertext Transfer Protocol) протокола, било као DICOM слике. Када се попуни слободни меморијски простор додају се нови сервери. Међутим, имајући у виду да болница „Charite“ ствара 9,6GB радиолошких слика дневно, потреба за новим серверима је очигледна. Овај тим се нада да ће појава нових хард дискова великих капацитета значајно умањити потребу за новим серверима, јер ће постојећи сервери, побољшани дисковима већег капацитета, бити у стању да смјесте још већу количину података. Тренутни капацитет система је 4,8ТВ. Наравно да ни овдје није све тако идеално. Трошкови формирања овог система, процијењени су на 70.000 еура, а усвојено је да је животни вијек хард дискова за чување података три године, послије чега се препоручује њихова замјена и копирање података на нови медиј.

Тамо гдје има новца, има и простора за иновације. Још један примјер увођења нових технологија у медицину, долази из универзитетске болнице „Oulu“ у Финској. Тамо су стручњаци покушали да бежично умреже цијели комплекс, омогућавајући особљу да на најбржи начин приступа свим врстама података о болесницима.

Наиме, постојале су двије варијанте: у првој би код сваког кревета био обезбијеђен Ethernet прикључак, гдје би се доктор прикључио са својим лаптопом и позивао све потребне податке о дотичном пацијенту. Цијела процедура би се понављала код сваког кревета. Међутим идеја је одбачена и прије него што је заживјела, јер је било очигледно да ће се доктори више бавити кабловима и IP адресама него пацијентима. Међутим, наде се полажу у бежично умрежавање: сваки доктор би требало да има notebook или tablet PC опремљен одговарајућим софтвером, који омогућава прегледање DICOM слика са различитих савремених дијагностичких уређаја, док у исто вријеме омогућава и телерадиологију.

Доктори су на ове бежичне варијанте много боље реаговали, а главна замјерка им је била мала аутономност коришћених верзија tablet PC-а (батерија кратко траје), као и недовољна брзина. С обзиром на то да су слике са којима се ради прилично велике, потребно је одређено вријеме да се оне читају путем бежичне мреже, која је спорија од класичног умрежавања.

Као закључак би се могло рећи, да процес стварања „безпапирне“ медицине, не иде глатко ни у богатим срединама, а многи стручњаци у овој области питају се да ли ће ова нова рјешења заиста донијети уштеде о којима се говори.

5. ОСНОВНИ ПРИНЦИПИ DICOM СТАНДАРДА

5.1. ИСТОРИЈСКИ РАЗВОЈ DICOM СТАНДАРДА

Током 70-их година дошло је до развоја компјутерске томографије, као и до почетка примјене рачунара у клиничким апликацијама. Приликом сваког прегледа пацијента, обично се генерише већи број слика. Како сваку слику треба повезати и са другим подацима (име пацијента, датум прегледа, начин прегледа, назив болнице...), уобичајени стандарди за слике (JPEG, GIF) нису погодни за чување медицинских слика. Због тога су произвођачи опреме са развојем својих уређаја развијали и властите стандарде. Тим стандардима је био дефинисан формат у којем се чувају слика и подаци, као и начин преноса информација између уређаја. Као последица примјене различитих стандарда долазило је до проблема приликом међусобног повезивања уређаја различитих произвођача, као и приликом размјене докумената различитих формата. Рјешење је било успостављање јединственог стандарда за чување и пренос медицинских слика.

Прве кораке у стандардизацији формата података и начина преноса учинили су:

- ACR (American College of Radiology),
- NEMA (National Electrical Manufacturers Association)

Они су 1983. године формирали заједничку комисију са циљем да :

- унаприједи комуникацију дигиталних слика, без обзира на произвођача опреме,
- олакша развој PACS-а који се може повезати са другим системима,
- омогући стварање дијагностичких база података који се могу испитивати географски распоређеним уређајима.

Резултати рада ове комисије су били стандарди ACR-NEMA 1.0 (1985), ACR-NEMA 2.0 (1988) и ACR-NEMA 3.0 (1996). Стандард ACR-NEMA 3.0 је познат још и под називом DICOM. У развоју стандарда су поред ACR и NEMA учествовале и сљедеће организације: CEN TC251 (Европа), JIRA (Јапан), IEEE, HL7 и ANSI (Америка).

5.2. ОРГАНИЗАЦИЈА DICOM СТАНДАРДА

DICOM стандард је организован у 18 докумената који су означени са PS 3.1 до PS 3.18, при чему су PS 3.9 и PS 3.13 повучени. Називи ових докумената су:

- PS 3.1: Introduction and Overview,
- PS 3.2: Conformance,
- PS 3.3: Information Object Definitions,
- PS 3.4: Service Class Specifications,
- PS 3.5: Data Structures and Encoding,
- PS 3.6: Data Dictionary,
- PS 3.7: Message Exchange,
- PS 3.8: Network Communication Support for Message Exchange,
- PS 3.9: Retired,

- PS 3.10: Media Storage and File Format,
- PS 3.11: Media Storage Application Profiles,
- PS 3.12: Media Format and Physical Media for Media Interchange,
- PS 3.13: Retired,
- PS 3.14: Grayscale Standard Display Function,
- PS 3.15: Security and System Management Profiles,
- PS 3.16: Content mapping Resource,
- PS 3.17: Explanatory Information,
- PS 3.18: Web Access to DICOM Persistent Objects (WADO)

5.3. ДИЈЕЛОВИ DICOM СТАНДАРДА

PS 3.1: Introduction and Overview (Упутство и преглед)

Као што и сам назив овог дијела каже, PS 3.1 је упутство за кориштење и преглед самог DICOM стандарда.

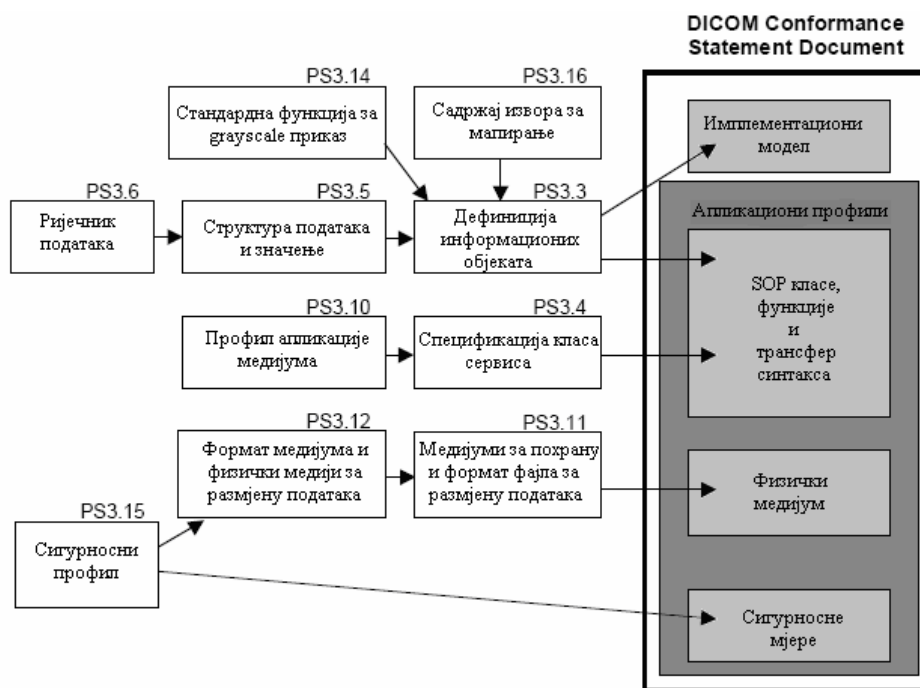
PS 3.2: Conformance

PS 3.2 садржи дефиниције и принципе имплементације.

PS 3.2 не садржи процедуре за тестирање и провјеру ваљаности имплементираних дијелова стандарда.

Структура Conformance Statement-а дата је на слици 5.1. Неки дијелови су:

- скуп информационих објеката који се имплементирају,
- скуп класа сервиса са подршком за имплементацију,
- скуп комуникационих протокола и физичких медијума са подршком за имплементацију,
- скуп сигурносних мјера са подршком за имплементацију.



Слика 5.1 – Конструкција мрежних процеса

PS 3.3: Information Object Definitions (Дефиниција информационих објеката)

PS 3.3 DICOM стандарда специфицира број класа информационих објеката. Они предвиђају кратак преглед дефиниција ентитета који су уграђени за комуникацију дигиталним медицинским сликама и за њих везаним информацијама (структура извјештаја, облик сигнала, радиотерапијска доза и сл.).

Дефинисана су два типа класа информационих објеката: нормализовани и композитни.

PS 3.4: Service Class Specifications (Спецификација класа сервиса)

Класе сервиса користе један или више информационих објеката са једном или више наредби за њихово извршавање. Класе сервиса специфицирају облик захтјева за елементе команди, а резултати извршавања команди су придружени информационим објектима. Специфицирају се захтјеви и за добављача и корисника комуникационе опреме. Примјери класа сервиса:

- класа сервиса меморисања,
- класа сервиса питање/одговор,
- класа сервиса менаџмента основне радне листе,
- класа сервиса менаџмента штампања.

PS 3.5: Data Structures and Encoding (Структура података и кодовање)

Овај дио стандарда дефинише како конструкција DICOM апликације и декодовање сета информационих података резултује кориштењем информационих објеката и класа сервиса дефинисаних у дијеловима PS 3.3 и PS 3.4 DICOM стандарда. Подржан је одређен број стандардних техника за компресију слика (нпр. JPEG lossless и lossy). PS 3.5 такође дефинише значење одређеног броја генеричких функција које су заједничке за већи број информационих објеката.

PS 3.6: Data Dictionary (Ријечник података)

Овај дио стандарда је централизован регистар који дефинише колекцију свих DICOM расположивих елемената података за репрезентацију информација, са елементима употребљеним за размјену медија, декодовање и јединствену листу назива идентификатора који су придружени DICOM-у. За сваки елемент PS 3.6 дефинише:

- његов јединствени tag, који се састоји од групе елемената,
- његово име,
- његову вриједност за представљање,
- фактор вишеструкости (број вриједности по атрибуту)

PS 3.7: Message Exchange (Размјена порука)

PS 3.7 специфицира сервисе и протоколе коришћених апликација у окружењу размјене медицинских порука преко подржаних комуникационих сервиса дефинисаних у PS 3.8. Те поруке се састоје од низа команди након којих слиједи опциони низ података.

PS 3.8: Network Communication Support for Message Exchange (Подршка комуникационој мрежи за размјену порука)

PS 3.8 дефинише комуникационе сервисе и горње слојеве протокола неопходне за подршку у мрежном окружењу (слика 5.2), као и комуникацију између DICOM апликација специфицираних у PS 3.3, PS 3.4, PS 3.5, PS 3.6 и PS 3.7. Ови комуникациони сервиси и протоколи обезбјеђују комуникацију између DICOM апликација које се извршавају на ефикасан и координисан начин кроз мрежу.



Слика 5.2 – Општи комуникациони модел DICOM-а

PS 3.10: Media Storage and File Format (Медијум за похрану података и формат фајла)

PS 3.10 DICOM стандарда дефинише општи модел за архивирање медицинских информација на преносне медијуме. Сврха овог дијела јесте предвиђање оквира за размјену различитих типова медицинских слика и са њима повезаних информација. PS 3.10 дефинише различите концепте архивирања на медијуму:

- метод идентификације групе фајлова на појединачном медијуму,
- метод за именовање DICOM фајлова унутар специфичног фајл система.

PS 3.11: Media Storage Application Profiles (Медијум за похрану података и профил примјене)

Овај дио стандарда дефинише специфичне подскупове апликација DICOM стандарда.

PS 3.12: Media Format and Physical Media for Media Interchange

Овај дио стандарда олакшава размјену информација између апликација у специфичном медицинском окружењу. Дато је :

- структура за опис веза између специфичних модела за похрану на физички медијум и формата самог медијума,
- специфичне карактеристике физичког медијума и придружених формата.

PS 3.14: Grayscale Standard Display Function

PS 3.14 дефинише стандардну функцију за приказ grayscale слика. Ова функција предвиђа методе за калибрацију детаља система за приказ. Сврха је приказ слика на различитим медијумима (нпр. монитору и штампачу). Избор функције за приказ је базиран на човјековој визуелној перцепцији. Овај стандард користи Barten'sв модел система визуелне перцепције.

PS 3.15: Security and System Management Profiles

PS 3.15 специфицира осигурање и профил менаџмента система који су имплементирани путем одговарајућег захтјеваног прилога. Осигурање и менаџмент система дефинисани су спољашњим стандардним протоколима, као што су DHCP, LDAP, TSL и ISCL. Сигурносни протокол може користити сигурносне технике јавног кључа или „smart cards“. Шифровање података врши се коришћењем стандардних шифрантских шема.

Стандард само предвиђа механизме који се могу имплементирати кад је у питању размјена DICOM објеката. Локални администратор је одговоран за обезбјеђење одговарајућег нивоа заштите.

PS 3.16: Content mapping Resource

PS 3.16 садржи:

- шаблоне за конструкцију докумената са DICOM информационим објектима,
- групу кодова за употребу у информационим објектима,
- кодове земаља са специфичним преводима.

PS 3.17: Explanatory Information

Овај дио стандарда специфицира информативне и нормативне прилоге (анексе) који садрже детаљне информације.

PS 3.18: Web Access to DICOM Persistent Objects (WADO)

PS 3.18 дефинише начине како приступити одговарајућим DICOM сталним објектима користећи web.

Произвођач DICOM опреме не мора имплементирати читав стандард. У одговарајућем прилогу (conformance statement) произвођач је дужан навести које је дијелове стандарда уградио у свој производ. На основу овог исказа обични корисник се може информисати о могућностима производа, док техничар може процијенити могућности комуникације са другим производима.

DICOM стандард је заснован на објектно оријентисаној архитектури типа клијент-сервер. Код објектно оријентисаног дизајна могу се издвојити сљедећа четири стања:

- идентификација класа и објеката,
- идентификација њихових надлежности,
- идентификација релација,
- спецификација интерфејса класа и објеката и њихова имплементација.

Могућности DICOM-а су описане кроз класе парова сервис-објект (SOP – Service-Object Pair Classes). То значи да је нека од могућности примјене DICOM-а, нпр. чување СТ слика, повезана истовремено и са објектом (СТ слика) и са сервисом чување. Груписањем SOP класа добијају се класе сервиса којима се додјељују посебна имена. Класе сервиса, у зависности од врсте објеката над којима су дефинисане, могу бити композитне и нормализоване.

Композитне класе сервиса су:

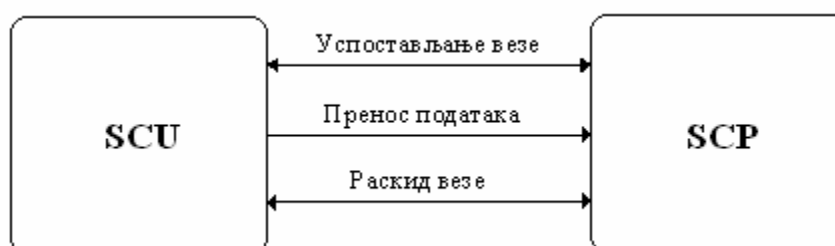
- верификација,
- меморисање,
- захтјев/одговор,
- обавјештавање о садржају студије.

Нормализоване класе сервиса су:

- пацијент-менаџмент,
- студије-менаџмент,
- резултати- менаџмент,
- менаџмент штампања.

5.4. КОМУНИКАЦИЈА

DICOM стандард остварује комуникацију типа point-to-point у складу са TCP/IP стандардом. Такође се користи архитектура типа клијент-сервер. У оквиру клијент-сервер модела, за клијента се користи назив Service Class User (SCU), а за сервер Service Class Provider (SCP). На слици 5.3 илустрована је комуникација између SCU и SCP. Приказана секвенца је врло једноставна, али је комплетна за потребе слања слике или група слика.



Слика 5.3 - Секвенца поступака слања слике

Прва фаза, успостављања везе подразумијева договарање између два уређаја о садржају који се преноси као и о формату у којем се преноси. Ова фаза је критична, јер се приликом „договарања“ између два уређаја обезбјеђује да ће се послата информација моћи прихватити и правилно интерпретирати. Сви аспекти комуникације се договоре и потврде прије почетка преноса. Конкретно SCU може бити на примјер, СТ скенер, а SCP може бити конзола.

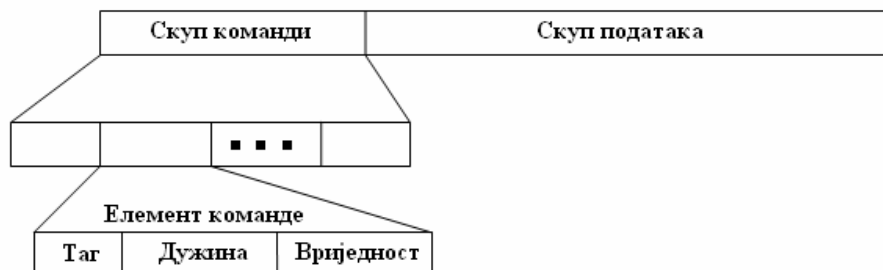
Сви поступци којима се могу генерисати медицински снимци се називају **модалитети**. DICOM користи двословну скраћеницу за идентификацију модалитета (нпр. US-ултразвук, MR-магнетна резонанца). За пренос информација се користи OSI или TCP/IP транспорт. Начин креирања порука за размјену команди и кодовање су дефинисани DIMSE стандардом (DICOM message service element). Комуникација се остварује размјеном порука. Постоји пет композитних DIMSE-C и шест нормализованих DIMSE-N сервиса. Сви DIMSE-C и пет DIMSE-N су везани за операције, а N-Even-Report је везано за обавјештења. То је приказано у наредној табели:

Табела 5.1 – DIMSE сервиси

Име	Група	Тип
C-STORE	DIMSE-C	Операција
C-GET	DIMSE-C	Операција
C-MOVE	DIMSE-C	Операција
C-FIND	DIMSE-C	Операција
C-ECHO	DIMSE-C	Операција
N-EVEN-REPORT	DIMSE-N	Обавјештење
N-GET	DIMSE-N	Операција
N-SET	DIMSE-N	Операција
N-ACTION	DIMSE-N	Операција
N-CREATE	DIMSE-N	Операција
N-DELETE	DIMSE-N	Операција

Свака DICOM порука се састоји од скупа команди (које треба извршити) и скупа података над којима се команда извршава. Прије извршења команде, обично се отклони први дио поруке који је везан за сервис. На примјер, ако је потребно меморисати неку слику, онда ће први дио поруке бити команда за меморисање, а други дио поруке подаци које треба сачувати (информације о пацијенту, студији, вриједности пиксела слике и сл.).

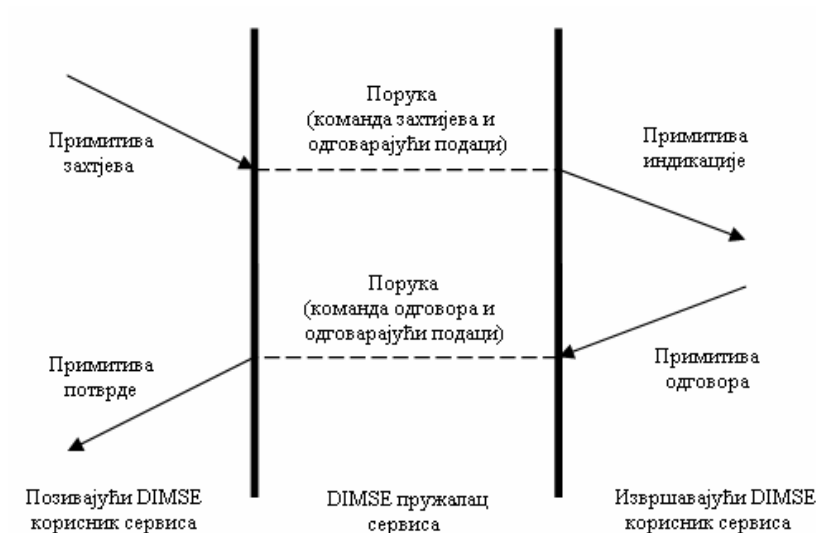
Скуп команди се састоји од низа елемената команди, а скуп података се састоји од елемената података (слика 5.4). Елементи команде и елементи података су сличне структуре и поредани су по растућим вриједностима tag-a. Вриједности tag-a код елемената податка су веће него вриједности tag-a код елемента команде, тако да се елементи команде увијек појављују испред елемената података у DIMSE поруци.



Слика 5.4 – Структура DIMSE поруке

Учесници у комуникацији се посматрају као корисници DIMSE сервиса. Корисник може бити позивајући или извршавајући корисник DIMSE сервиса. Комуникацију између позивајућег и извршавајућег корисника сервиса обезбјеђује DIMSE пружаоц сервиса кроз примитиве сервиса (слика 5.5). Примитива сервиса може бити једна од следеће четири:

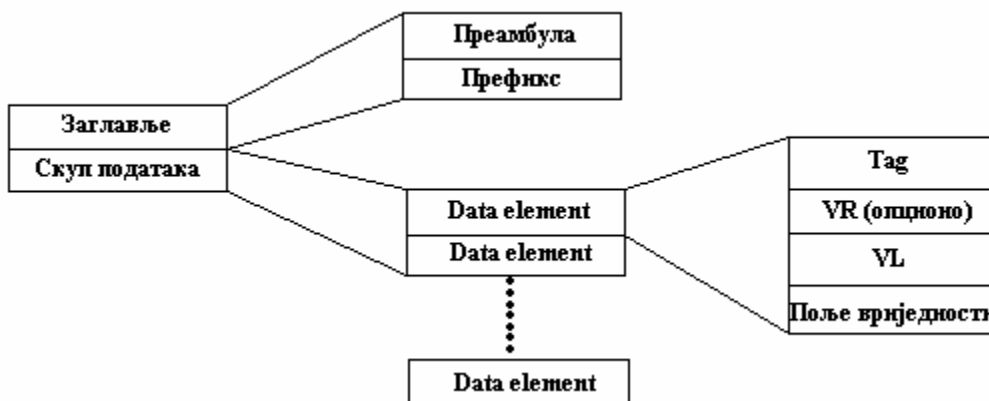
- примитива захтјева,
- примитива индикације,
- примитива одговора,
- примитива потврде.



Слика 5.5 – DIMSE примитиве

5.5. DICOM ФОРМАТ ФАЈЛА

На слици 5.6 приказана је структура DICOM фајла. Он се састоји од заглавља и скупа података. Заглавље има два елемента: преамбулу и префикс. Преамбула је фиксне дужине 128 бајтова и може садржати информације које омогућавају мултимедијалној апликацији случајан приступ сликама смјештеним у скупу података. Уколико се не користи, онда сви бајтови у преамбули имају вриједност 00_H . Префикс је поље фиксне дужине од 4 бајта и одговара стрингу „DICM“ кодованом ASCII кодом.



Слика 5.6 – Структура DICOM фајла

Сваки data елемент се, у општем случају, састоји од четири поља:

- tag,
- VR (Value Representation),
- VL (Value Length),
- поља вриједности.

Tag

Tag носи информацију о врсти податка који се налази у пољу вриједности. Tag се састоји од два 16-битна броја: броја групе и броја елемента. На примјер, tag (0010,0010) има број групе 0010 што значи да се ради о подацима о пацијенту и број елемента 0010 што значи да се ради о имену.

VR (Value Representation)

VR није обавезан у сваком елементу података. Уколико постоји, он има фиксну дужину од 2 бајта. Овдје се ради о двословној скраћеници која носи информацију о врсти податка који се преноси (нпр. DT-date time, UI-unique identifier). Ако VR није присутан у скупу података, кажемо да је VR имплицитан.

VL (Value Length)

Може бити дужине 16 или 32 (зависно од VR и да ли је VR имплицитан или експлицитан). Вриједност смјештена у VL показује дужину поља вриједности у бајтовима (паран број), или може имати недефинисану вриједност $FFFFFFFF_H$.

Поље вриједности

Паран број бајтова у којима је смјештена вриједност података који се преносе или чувају.

5.6. DICOM ЕЛЕМЕНТИ СЛИКЕ

Вриједности пиксела слике су смјештени у елементу података са tagom (7FE0,0010). Свака слика се може чувати у формату са 8 до 16 бита по пикселу. За слике које имају између 9 и 16 бита по пикселу, морају се користити 2 бајта за сваки пиксел. Помоћу слједећа три елемента је описано како се подаци чувају:

- додијељени бити (0028,0100)-Bits Allocated (BA): број бита по пикселу и може бити само 8 или 16,
- значајни бити (0028,0101)-Bits Stored (BS): број бита који се користе и може бити било који број између 8 и 16,
- крајњи бит (0028,0102)-High Bit (HB): дефинише позицију бита највеће вриједности.

Број одмјерака по пикселу (0028,0002) одређује број компоненти боја по пикселу. На примјер, сива слика има 1 одмјерак по пикселу, RGB слика има три одмјерка по пикселу, а СМУК слика има 4 одмјерка по пикселу. Дигитална слика се може посматрати као матрица. У том случају се резолуција слике може описати бројем колона (0028,0011) и бројем врста (0028,0010) те матрице, односно слике.

6. КОМПРЕСИЈА СЛИКА – JPEG 2000

У данашње вријеме све су већи захтјеви за преносом што веће количине података. То се покушава реализовати хардверским рјешењима, која ипак помало почињу достизати своје реалне границе (ограничења која намећу саме технолошке могућности), па се прибјегава софтверским рјешењима, која настоје слику сажети на што је могуће мању величину, да би се могло пренијети више слика у јединици времена, преко истог ограниченог преносног система. Компресијом слика могу се постићи одлични резултати, нпр. слика димензија 1024x1024 пиксела, гдје је сваки пиксел представљен са 24 бита, без компресије заузима око 3 МВ меморијског простора и потребно је око 7 минута за њен пренос, користећи брзу 64 Kbit/s ISDN линију, док је за слику компримовану у омјеру 10:1 потребно 300 КВ меморијског простора, а за њен пренос је потребно око 30 секунди. Као што се види из претходног примјера, пренос датотека слика представља уско грло дистрибуираних система.

Код компресије важни су и преносивост и перформансе. Данашња рјешења за компресију су релативно преносива (између различитих платформи), будући да већином задовољавају међународне стандарде.

Постоје двије врсте компресије:

- компресија без губитака (lossless) – процеси компресије и декомпресије гарантују сигнал идентичан изворном сигналу (оригиналу),
- компресија са губицима (lossy) – декомпресовани сигнал није идентичан оригиналу.

Методe са губицима се заснивају на моделима људске перцепције (више се компримују они атрибути слике који мање доприносе укупном изгледу слике). Ове методе узрокују деградацију слике у сваком кораку (сваким сљедећим кораком компресије/декомпресије слика се деградира), али најчешће омогућавају далеко веће степене компресије у односу на методе без губитака.

6.1. КОМПРЕСИЈА БЕЗ ГУБИТАКА

Претпоставимо да посматрамо сиву слику са $M \times N$ пиксела, са могућих 2^B нивоа свјетлине. Ако се за запис сваког нивоа свјетлине користи B бита, за меморисање слике у овој форми је неопходно $M \times N \times B$ бита. Овај начин записа дигиталних слика је познат под називом импулсна кодна модулација (Pulse Code Modulation - PCM).

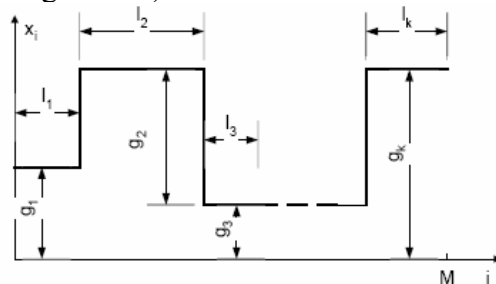
6.1.1. ХАФМАНОВО КОДОВАЊЕ

Суштина Хаффмановог кодовања слике лежи у томе да се нивоима свјетлине који се чешће појављују придружују кодне ријечи са мање бита, док се нивоима свјетлине који се рјеђе појављују придружују кодне ријечи са више бита. На тај начин се постиже да

просјечни број бита по пикселу слике буде мањи од V . Табела кодних ријечи која повезује нивоје свјетлине са кодним ријечима се формира тако да се минимизира просјечна дужина кодне ријечи. При томе су дужине кодних ријечи различите. Приликом записа слике, све кодне ријечи се спајају у непрекидан низ бита, из кога је на крају неопходно дешифровати појединачне кодне ријечи. Због тога ниједна краћа кодна ријеч не смије представљати префикс (почетак) дуже кодне ријечи.

6.1.2. КОДОВАЊЕ ДУЖИНА НИЗОВА

У случајевима када имамо мали број нивоа пиксела, дешава се да одређени број сусједних пиксела у једној линији има исту вриједност. Такву групу пиксела l_i са нивоом сивог g_i , називамо низ. Ако се у једној линији налази k таквих сегмената, садржај линије слике се умјесто појединачним вриједностима пиксела, може предстаљати уређеним паровима (g_i, l_i) , $1 \leq i \leq k$, и умјесто кодовања појединачних пиксела, може се кодовати цијела група. Поступак је илустрован на слици 6.1. Овај метод се назива метод кодовања дужина низова (Run-Length Coding – RLC).



Слика 6.1 – кодовање дужина низова

Сваки пар (g_i, l_i) назива се низ сивог (gray-level run). Велики степен компресије се постиже ако су дужине низова сивог велике, а посебно у случајевима бинарних слика, када постоје само двије врсте пиксела, вриједности 0 и 1. Код бинарних слика, често је велика вјероватноћа појаве једног од низова, бијелог или црног. Ако се претпостави да линија почиње низом са већом вјероватноћом, онда се кодују само дужине низова, а не и њихови нивои, за које се зна да се смјењују. Крај сваке линије означава се посебним симболом (End Of Line – EOL). Крај слике се означава понављањем EOL симбола (најчешће 6 пута). RLC кодовање је стандардизовано од стране Међународне телекомуникационе уније ITU-T за пренос слика по јавној телефонској мрежи. Основна примјена је пренос факсимила.

6.1.3. ПРЕДИКТИВНО КОДОВАЊЕ

Како постоји висок степен корелације сусједних пиксела у слици, вриједност неког пиксела је могуће успјешно процијенити на основу вриједности сусједних пиксела. Хистограм разлике између оригиналне и процијењене слике имаће врло мали број попуњених нивоа и биће концентрисан у области око нуле. За кодовање ових разлика умјесто оригиналне, могуће је користити кратке кодне ријечи, а због врло неравномјерног хистограма, може се ефикасније примјенити и Huffmanово кодовање.



Слика 6.2 – Предиктивно кодовање без губитака

Предиктивне технике се најчешће користе за компресију слике са губицима, али се могу примјенити и за компресију слике без губитака (слика 6.2).

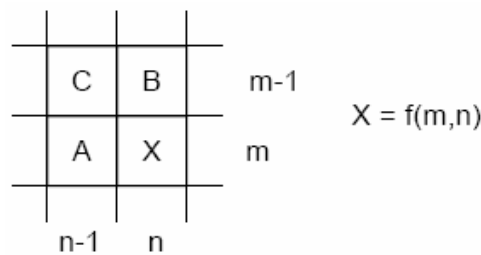
Блок за предикцију врши процјену вриједности текућег пиксела на основу вриједности сусједних пиксела, који се налазе унутар неког прозора W .

$$\hat{f}(m,n) = P\{(m-i, n-j)\}, \quad i, j \in W. \quad (6.1)$$

Затим се израчунава грешка предикције:

$$e(m,n) = f(m,n) - \hat{f}(m,n). \quad (6.2)$$

Распоред пиксела у дводимензионалном простору W који се користи за предикцију, најчешће изгледа као на сљедећој слици:



За предикцију се користе вриједности пиксела из исте или претходне линије, тако да су могуће сљедеће каузалне формуле:

$$\begin{aligned} \hat{f}(m,n) &= A, \\ \hat{f}(m,n) &= B, \\ \hat{f}(m,n) &= C, \\ \hat{f}(m,n) &= A + B - C, \\ \hat{f}(m,n) &= A + \text{Int}\left[\frac{B-C}{2}\right], \\ \hat{f}(m,n) &= A + \text{Int}\left[\frac{A-C}{2}\right], \\ \hat{f}(m,n) &= \text{Int}\left[\frac{A+B}{2}\right]. \end{aligned} \quad (6.3)$$

Из претходних релација се види да је предиктор у ствари 1D или 2D FIR филтар са малим бројем коефицијената. Са $Int[x]$ означен је цјелобројни дио реалног броја x .

Хистограм грешке предикције која се добија одузимањем процијењене вриједности сваког пиксела од одговарајуће стварне вриједности има врло мали број нивоа и врло изражен максимум око нулте вриједности, те се може кодovati Huffmanовим кодером, чиме се остварује компресија података.

Реконструисана слика се добија инверзним операцијама. Декодовањем се добија реконструисана слика грешке предикције. Из грешке предикције и већ реконструисаних података о пикселима у истој и претходној линији, примјеном истовјетног предиктора се реконструира цијела слика.

Овом методом се постижу компресије са факторима вриједности око 2. Због своје једноставности, ова метода предиктивног кодовања без губитака је постала дио JPEG стандарда за компресију слика.

6.1.4. LZW ПОСТУПАК КОМПРЕСИЈЕ

За компресију слика се могу искористити и поступци намјењени за компресију бинарних датотека, који су широко распрострањени у рачунарству. Један од таквих поступака је познати LZW алгоритам, назван по иницијалима његових аутора (Lempel, Ziv, Welch).

Слично претходно описаним алгоритмима, LZW алгоритам кодује низове симбола, али за разлику од њих генерише кодну табелу у поступку кодовања.

Конструкција кодне табеле се врши и приликом кодовања и декодовања табеле. Дигитална слика се посматра као дугачак једнодимензионални низ састављен од поднизова, чија дужина може бити различита, зависно од примјене алгоритма.

6.2. КОМПРЕСИЈА СА ГУБИЦИМА

Континуалним развојем мултимедијалних и Internet апликација, захтјеви над технологијом непрестано расту. Досадашњи стандарди за компресију мирних слика више не могу задовољити све захтјеве.

Порастом употребе мултимедијалних технологија, расту и захтјеви који се постављају пред системе за компресију слике од којих се тражи постизање задовољавајућег квалитета слике при високим степенима компресије (32:1 или већим) и при ниским брзинама преноса (нижим од 0,25 бита/пикселу слике – bpp), те нове функционалности које ће омогућити ефикасан пренос слике путем Internet-а и мрежа за мобилне комуникације. Стога су и након усвајања JPEG (Joint Photographic Experts Group) стандарда за дигиталну компресију и кодовање мирних слика 1992. године настављена научна истраживања, чији је циљ био дефинисање новог стандарда за компресију мирних слика. Како би се испунили наведени захтјеви, развијен је нови стандард за компресију мирних слика – JPEG 2000.

Поред тога нови стандард је требао укључити и додатне могућности које нису обухваћене стандардом JPEG, те функционалности које досад нису биле задовољавајуће ријешене, као што су нпр. могућност компресије различитих врста слика (двонивовске слике, црно-бијеле слике, слике у боји, вишекомпонентне слике) и слика различитих карактеристика (природне слике, медицинске слике, текст, графика, итд.) те примјена различитих комуникационих модела (клијент/сервер, пренос у реалном времену, пренос у системима са ограниченом ширином опсега, системи за архивирање слика и сл.) унутар јединственог система. Нови систем кодовања даје бољу објективну и субјективну квалитету слике од постојећих система кодовања, посебно за ниске брзине преноса и високе степене компресије података без нарушавања осталих обиљежја система.

Нови стандард испуњава посебне захтјеве сваког подручја примјене. Нови систем кодовања даје значајно боље резултате код компресије црно-бијелих (монохроматских) слика са пуно детаља за ниске брзине преноса (испод 0,25 bpp). Примјер примјене за коју је важна наведена карактеристика је пренос слика за даљински надзор.

Систем може кодовати и декодовати слике различитог динамичког опсега и то од 1 бит до 16 бита по свакој компоненти сигнала боје. Ова особина је важна при обликовању сложених докумената који укључују различите врсте слике и текст. JPEG 2000 допушта компресију са губицима и без губитака, прогресивни пренос који повећава тачност реконструкције елемената слике и просторну резолуцију, те случајни приступ току кодованих података. Систем има отворену архитектуру како би могао радити са различитим врстама слика и у различитим примјенама, те омогућава кодовање у реалном времену.

Развој стандарда је текао унутар тада већ постојеће JPEG групе. Предложено је да се JPEG 2000 састоји од више дијелова.

У децембру 2000. године JPEG 2000 - Part 1 усвојен је као међународни стандард за компресију мирних слика. Службени назив стандарда је ISO/IEC IS 15444-1:2000. Препорука ITU-T ВТ. Т.800 такође садржи нови JPEG 2000 стандард. Текст у обе организације је потпуно исти. JPEG 2000 - Part 1 је језгро стандарда. У току је развој сљедећих осам дијелова:

- Part 2, Extensions; (укључује више могућности и софистицираности у Part 1),
- Part 3, Motion JPEG 2000; (подржава компресију видео сигнала),
- Part 4, Conformance testing; (специфицирају се поступци за тестове прилагођења),
- Part 5, Reference software; (Java и C имплементације за Part 1),
- Part 6, Compound image file format,
- Part 8, JPSEC; (сигурност),
- Part 9, JPIP; (спецификација протокола за пријенос),
- Part 10, JP3D (запреминско кодовање).

Дио 7 (Part 7) је предложен, али се за сада не развија.

JPEG 2000 је замишљен као допуна JPEG стандарда, а не као замјена, поправљајући недостатке JPEG стандарда, те уводећи низ нових могућности. Сматра се да ће JPEG 2000 наћи примјену и у подручјима која до сада нису користила компресију.

Главне особине JPEG 2000 стандарда су:

- већи субјективни и објективни квалитет слике, посебно на нижим брзинама преноса, у односу на JPEG поступак компресије,
- могућност кодовања подручја од интереса (ROI-Region of Interest Coding),
- неосјетљивост на битске грешке,
- опис слике на темељу садржаја,
- неосјетљивост на грешке у преносном каналу,
- нови формат слике (J2k) омогућује заштиту интелектуалног власништва над сликом.

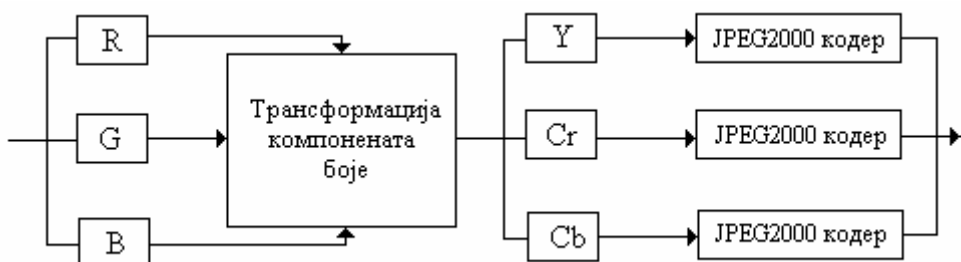
Стандард JPEG 2000 посебно је усмјерио пажњу на подручја примјене у којима тренутни стандарди нису дали добре резултате. Подручја и примјене у којима је боље користити JPEG 2000 од осталих начина кодовања су:

- интернетске примјене,
- телефакс у боји,
- графичка припрема и дигитална штампа,
- дигитална фотографија,
- обрада и похрањивање медицинских слика,
- дигиталне библиотеке и архиве,
- електронско пословање.

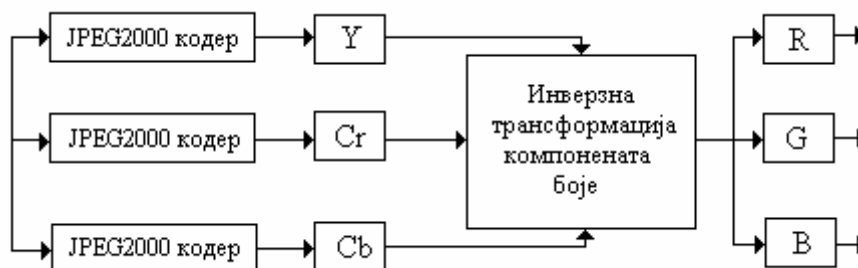
6.2.1. ОСНОВНЕ БЛОК ШЕМЕ КОДЕРА И ДЕКОДЕРА

JPEG 2000 подржава слике са више компонената, при чему компоненте не требају имати једнак број бита по елементу слике, те могу бити са предзнаком (signed) и без предзнака (unsigned). Уколико се користи реверзибилни систем, тада је захтјев да број бита сваке компоненте реконструисане слике мора бити једнак броју бита одговарајуће компоненте оригиналне слике. Прије кодовања слике са више компонената требају проћи процес обраде, односно, потребно је провести трансформацију сигнала боје. На слици 6.3 приказана је општа блок шема JPEG 2000 кодера за компресију мирних слика у боји са три компоненте, а на слици 6.4 приказан је декодер. Након трансформације хроминантних компоненти, настали сигнали се засебно кодују у одвојеним JPEG 2000 кодерима.

Поступак компресије који се користи у JPEG 2000 стандарду спада у поступке трансформационог кодовања. Трансформационо кодовање користи се и у JPEG стандарду, који се заснива на примјени дискретне косинусне трансформације (DCT-Discrete Cosine Transform).



Слика 6.3 – Блок шема JPEG2000 кодера за слике у боји са три компоненте



Слика 6.4 – Блок шема JPEG2000 декодера за слике у боји са три компоненте

У JPEG 2000 стандарду DCT трансформација је замијењена дискретном wavelet-трансформацијом. У задње вријеме wavelet функције су напредовале, па је wavelet компресија избила у први план, пошто се могу ефикасно обликовати да би описали слику. Оно што их чини успјешнијим у односу на метод примјењен у JPEG компресији, јесте њихова способност да се прилагоде димензијама и локацији подручја на растерској слици. Док DCT функционише у блоковима од 8x8 пиксела, wavelet-и описују подручја различите величине, облика и локације. Читав поступак се назива дискретна wavelet трансформација.

У првој фази JPEG 2000 компресије колорни канали се раздвајају у блокове, који немају везе са блоковима од 8x8 пиксела, које користи стандардни JPEG и могу да буду произвољне величине, тако да покривају читав колорни канал или само неке његове дијелове. Сваки блок се потом декомпонује узастопном примјеном wavelet трансформација. Без обзира на то која се wavelet функција користи, процес декомпозиције је идентичан. У првом пролазу wavelet се скалира на величину цијелог блока, а трансформацијом се добија број који описује колико је података слике представљено wavelet-ом. У узастопним пролазима, wavelet и остатак слике дијеле се на четвртине, анализирају и поновно добијају одговарајући коефицијенти и остатак детаља, али овог пута прецизност је већа.

Процес се може понављати све док остатак не буде нула или прекинути у тренутку постизања одређеног квалитета. Коефицијенти се потом организују у правоугаоне матрице које се посматрају као низови бит-равни. Свака бит-раван се засебно компримује примјеном алгорита ентропијског кодовања (Elias кодовање).

6.2.2. ТРАНСФОРМАЦИЈА КОМПОНЕНАТА ОРИГИНАЛНЕ СЛИКЕ

Претпоставимо да слика има три компоненте, тј. три хроминантне компоненте RGB (Red, Green, Blue). JPEG 2000 подржава иреверзибилну (ICT – Irreversible Color Transform) и реверзибилну (RCT – Reversible Color Transform) трансформацију хроминантних компонената, с тим да све компоненте морају имати исту резолуцију. ICT трансформација је стандардна трансформација RGB компонената у Y, C_b, C_r компоненте, а одређена је изразом:

$$\begin{bmatrix} Y \\ C_r \\ C_b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.299 & 0.578 & 0.144 \\ -0.169 & -0.331 & 0.500 \\ 0.500 & -0.419 & -0.081 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} \quad (6.4)$$

Инверзна ICT трансформација је одређена сљедећим изразом:

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1.0 & 0.0 & 1.4021 \\ 1.0 & -0.3441 & -0.7142 \\ 1.0 & 1.7718 & 0.0 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} Y \\ C_r \\ C_b \end{bmatrix} \quad (6.5)$$

ICT трансформација проводи претварање реалних компоненти у реалне компоненте и ограничена је само на компресију без губитака. RCT трансформација је дефинисана изразом (6.6), а инверзна RCT трансформација изразом (6.7). RCT проводи претварање цјелобројних компоненти у цјелобројне компоненте, а може се користити за компресију са губицима и без губитака.

$$\begin{bmatrix} Y \\ C_r \\ C_b \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{1}{4}(R + 2G + B) \\ R - G \\ B - G \end{bmatrix} \quad (6.6)$$

$$\begin{bmatrix} R \\ G \\ B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Y - \frac{1}{4}(C_b + C_r) \\ C_r + G \\ C_b + G \end{bmatrix} \quad (6.7)$$

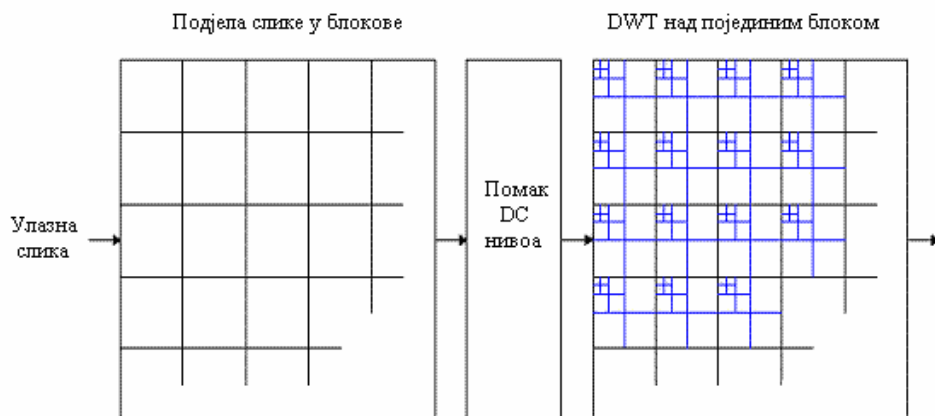
На сљедећој слици (слика 6.5) приказана је блок шема JPEG 2000 кодера и декодера за једну компоненту слике. Исти поступак се проводи за све компоненте.



Слика 6.5 - Блок шема JPEG 2000 кодера

6.2.3. ПОДЈЕЛА СЛИКЕ НА БЛОКОВЕ

У неким случајевима величина слике може бити превелика у односу на количину слободне меморије кодера. Због тога је потребно слику подијелити на блокове (енг. Tiling) који се независно кодују. Идеално би било када би се цијела слика одједном кодвала, јер се тада избјегава видљивост контура блокова у реконструисаној слици на врло високим степенима компресије. Слика се подијели у правоугоне блокове једнаке величине. Постоји могућност да блокови уз доњу и десну ивицу слике нису једнаких димензија као остали. Поступак дијелења слике на блокове приказан је на сљедећој слици:

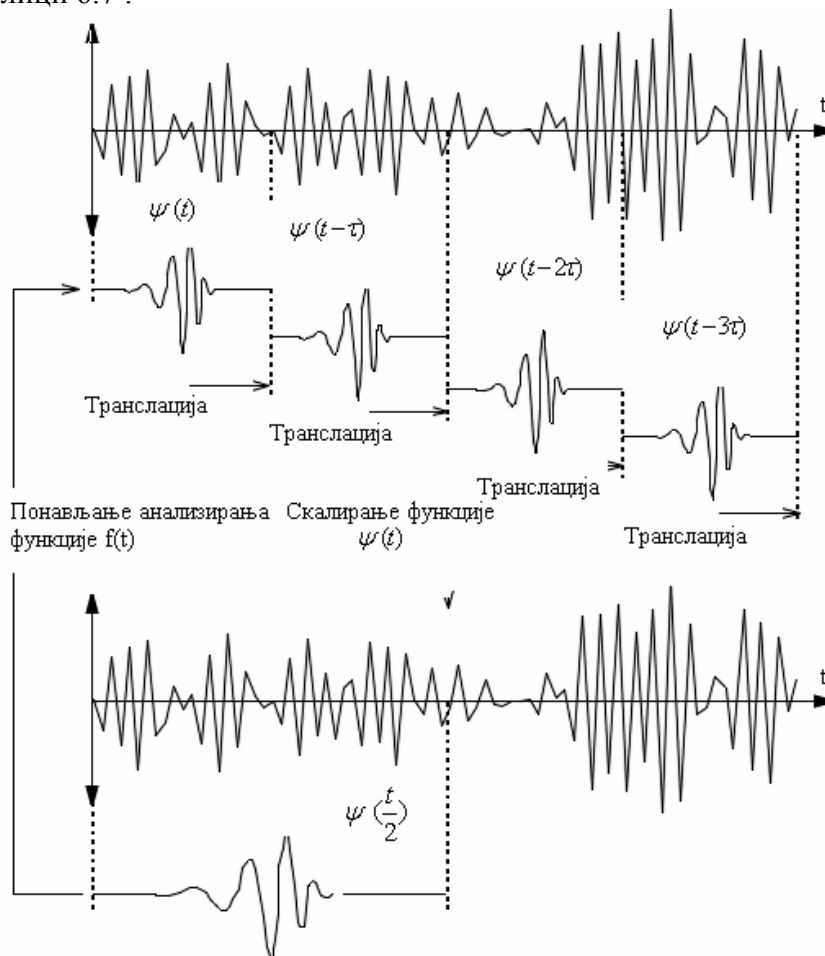


Слика 6.6 – Подјела слике у блокове, помак DC нивоа, DWT над појединим блоком

6.2.4. WAVELET ТРАНСФОРМАЦИЈА

1976. године Crosier, Esteban i Galand развили су технику декомпозиције временски дискретног сигнала. Сличан рад исте године направили су Crochiere, Weber i Flanagan и назвали га подопсежно кодовање. 1983. године Burt је дефинисао технику веома сличну подопсежном кодовању и назвао је пирамидално кодовање или мултирезолуциона анализа. То су били почеци примјене wavelet-а у техници кодовања, односно компресије. Wavelet-и су функције које могу имати било какав облик, али су временски ограничене. Мултирезолуционо представљање сигнала је основно начело wavelet трансформације, која за разлику од Fourierове трансформације, сигнал приказује истовремено и у временском и у фреквенцијском домену.

Сигнал се посматра у временским интервалима и за сваки такав интервал се прорачунава спектар. Код wavelet-а се не користи појам спектра, већ је уведен термин скала. Скала је обрнуто пропорционална фреквенцијском опсегу. Када се дође до краја сигнала, временско ограничавање се понавља са дужим или краћим интервалима. Као резултат се добије низ вријеме-скала функција које су све са различитим резолуцијама. Wavelet анализа сигнала је веома слична Fourierовој анализи. Fourierовом анализом сигнал се представља помоћу косинусних и синусних функција, док се код wavelet-а приказује тзв. wavelet функцијама. Све wavelet функције генерисане су из исте функције, која се зове основна или *mother wavelet* функција, поступком скалирања и translације, који су приказани на слици 6.7 :



Слика 6.7 – Транслација и скалирање

Уопштено, wavelet трансформација може бити континуална (CWT – Continuous Wavelet Transform) и дискретна (DWT – Discrete Wavelet Transform). Континуална wavelet трансформација оригиналног сигнала $f(t)$, дефинисана је изразом:

$$\gamma(s, \tau) = \int f(t) \cdot \psi_{s, \tau}^*(t) dt. \quad (6.8)$$

gdje је $\psi_{s, \tau}(t)$ фамилија wavelet функција описана са (6.9):

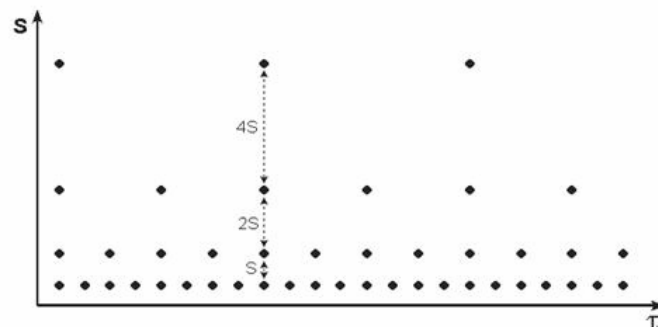
$$\psi_{s, \tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t - \tau}{s}\right). \quad (6.9)$$

При томе је $\psi(t)$ mother wavelet, s означава скалу, односно корак проширења wavelet-a, а τ транслацију. Континуална wavelet трансформација $\gamma(s, \tau)$ садржи информацију о фреквенцијском састав сигнала $f(t)$ у временском интервалу одређеном скалом и помјерајем wavelet функције $\psi_{s, \tau}(t)$.

CWT има значаја у теоретском разматрању, али није практично примјењива, јер садржи бесконачно много скала. За практичну примјену потребно је дискретизовати параметар положаја, те дискретизовати и смањити број скала. Wavelet функције нису прецизно дефинисане, већ имају произвољан облик, те су прилагодљиве, зависно од употребе, што је предност у односу на све остале трансформације. Како би wavelet трансформацију било могуће примјенити на дискретни сигнал, потребно је модификовати израз (6.9). Уводи се појам дискретних wavelet-a, који заправо значе да се скалирање и транслација проводе у дискретним корацима.

$$\psi_{s, \tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s_0^j}} \psi\left(\frac{t - k\tau_0 s_0^j}{s_0^j}\right). \quad (6.10)$$

Иако се $\psi_{s, \tau}(t)$ зову дискретни wavelet-и они су и даље континуалне функције. j и k су цијели бројеви. s_0 је корак проширења wavelet-a и обично је 2. τ_0 је фактор транслације и зависи од корака проширења. Обично се узима $\tau_0 = 1$. Изглед дискретних wavelet-a приказан је на сљедећој слици:



Слика 6.8 – Дискретни wavelet-и у вријеме-скала систему

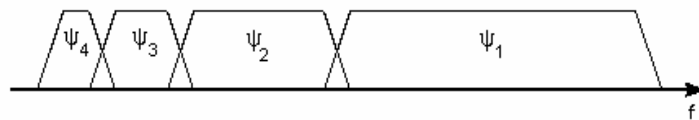
Да би дискретни wavelet-и били ортогонални, мора вриједити израз (6.11):

$$\int \psi_{j, k}(t) \psi_{m, n}^*(t) dt = \begin{cases} 1, \dots (j = m, k = n) \\ 0, \dots (j \neq m, k \neq n) \end{cases} \quad (6.11)$$

На тај начин се неки сигнал $f(t)$ може реконструисати из ортогоналних wavelet-а и wavelet трансформационих коефицијената према изразу (6.12) за инверзну wavelet трансформацију:

$$f(t) = \sum_{j,k} \gamma(j,k) \psi_{j,k}(t) \quad (6.12)$$

И са дискретним wavelet-има потребно је бесконачно много операција скалирања и трансформација, што је неприхватљиво за реалну примјену. Број трансформација је ограничен трајањем сигнала. Питање је колико скала, односно колико нивоа је потребно да би се сигнал у цјелини анализирао. Што је више скала, то је више резолуција могуће постићи. Ако у временском домену компримујемо wavelet-е за фактор 2, то значи проширење спектра wavelet-а за фактор 2. На тај начин може се покрити цијели спектар сигнала са спектром wavelet-а према сљедећој слици:



Слика 6.9 – Спектар wavelet функција

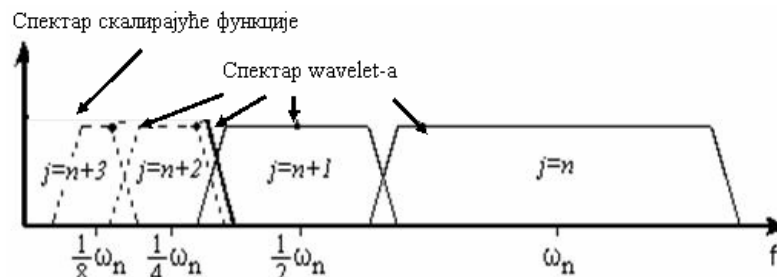
То није баш посве тачно, јер како се види из израза:

$$|\psi(\omega)|^2_{\omega=0} = 0, \quad (6.13)$$

спектар wavelet-а је нула, што значи да ниске фреквенције које су и најбитније не можемо приказати спектром wavelet-а. Овдје је $\psi(\omega)$ Fourierова трансформација. Стога се за приказ спектра нижих фреквенција уводи још једна wavelet функција, која се зове скалирајућа функција. Скалирајућу функцију $\phi(t)$ увео је S.G. Mallat, а може се посматрати као обичан сигнал са нискофреквенцијским спектром, а који се може приказати као декомпозиција wavelet функција према изразу (6.14):

$$\phi(t) = \sum_{j,k} \gamma(j,k) \psi_{j,k}(t) \quad (6.14)$$

Скалирајућа функција заправо надомјешта бесконачан број wavelet функција које се приближавају нули, али никад не дођу до нуле (слика 6.10).



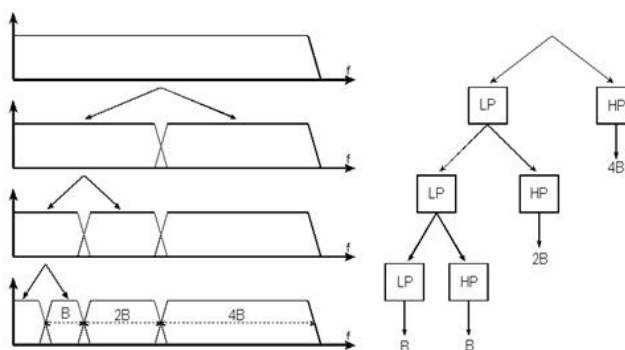
Слика 6.10 – Спектар скалирајуће и wavelet функције

За скалирајућу функцију $\phi(t)$ вриједи:

$$\int \phi(t) dt = 1. \quad (6.15)$$

Претходни израз показује да скалирајућа функција има у временском домену просјечну вриједност 1, за разлику од wavelet функције која има просјечну вриједност нула.

Wavelet функције представљају високопропусни филтар, а скалирајућа функција представља нископропусни филтар. Wavelet трансформацију можемо замислити као пролаз сигнала кроз низ нископропусних и високопропусних филтара. Такав поступак је идентичан поступку подопсежног кодовања:



Слика 6.11 – Подопсежно кодовање

Фреквенцијски опсег се дијели рекурзивно на два једнака дијела помоћу октавних дигиталних филтара. Нископропусни филтар на излазу даје грубу апроксимацију сигнала, а високопропусни филтар даје детаље у сигналу. Овакав принцип се користи у JPEG 2000 стандарду.

6.2.5. ПРИМЈЕНА WAVELET-A У JPEG 2000 СТАНДАРДУ

Сви наредни кораци у поступку кодовања, обављају се независно на свим блоковима све до краја кодовања. Први корак представља примјену дискретне wavelet трансформације над сваком блоком. Поступак DWT-а се проводи дигиталним филтрима, односно анализирајућом банком дигиталних филтара. Поступком DWT-а врши се пирамидална (eng. dyadic) декомпозиција улазног дискретног сигнала у подопсега, односно нивое. На сваком нивоу декомпозиције налазе се три подопсега. Распоред подопсега приказан је на слици 6.12.

LL3 (DC)	HL3 (AC)	HL2 (AC)	HL1 (AC)
LH3 (AC)	HH3 (AC)		
LH2 (AC)		HH2 (AC)	HH1 (AC)
LH1 (AC)			

Слика 6.12 – Распоред потпојасева у блоку

Подопсег добијен из скалирајућег (нископропусног) филтра је означен са DC, а остали подопсези настали из wavelet филтара се означавају са AC. Сваки подопсег садржи DWT коефицијенте који носе информацију о енергији слике. DWT, на сваком нивоу

концентрише већину енергије из три AC подопсега, на DC подопсег. Из тога произлази да DWT коефицијенти у DC подопсегу носе цјелокупну информацију, али смањене резолуције, односно представљају апроксимацију слике. Коефицијенти у AC подопсезима носе информацију о детаљима слике. Максимална дубина декомпозиције зависи од ширине фреквенцијског опсега сигнала и фреквенције одабирања. У практичним примјенама дубину одређује хардверска и софтверска подршка, али се показује да је довољно пет нивоа. Показује се да повећањем броја декомпозиција расте трансформациони добитак, односно ефикасност кодовања, али се он брзо асимптотски приближава константној вриједности. Већ код петог нивоа декомпозиције постиже се стална вриједност, а наставак декомпозиције смањује ефикасност кодовања. JPEG 2000 омогућује максимално 32 нивоа декомпозиције.

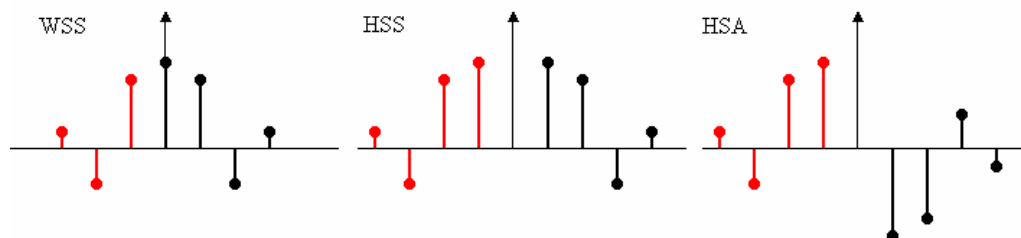
6.2.6. БАНКЕ ДИГИТАЛНИХ ФИЛТАРА У JPEG 2000 СТАНДАРДУ

У пракси се не користе скалирајуће и wavelet функције већ дискретни скалирајући (h_0) и wavelet (h_1) коефицијенти који описују скалирајуће и wavelet дигиталне филтре. Филтри који се користе у JPEG 2000 стандарду су тзв. FIR филтри (Finite Impulse Response), тј. филтри са коначним импулсним одзивом. Коефицијенти FIR филтара су биортогонални и за разлику од ортогоналних могу бити симетрични и не морају бити исте дужине. Однос између биортогоналних реконструкцијских и анализирајућих филтара је дат релацијама:

$$\begin{aligned} g_1(n) &= (-1)^n h_0(1-n) \\ h_1(n) &= (-1)^n g_0(1-n) \end{aligned} \quad (6.16)$$

g_1 је одзив реконструирајућег високопропусног филтра, а g_0 је одзив реконструирајућег нископропусног филтра. Ако са h_0 означимо одзив нископропусног FIR филтра, а са h_1 одзив високопропусног FIR филтра, онда су могућа два случаја:

- оба филтра имају непаран број коефицијената. Тада су оба филтра симетрична око нуле и зову се WSS (Whole-sample Symmetric) филтри,
- оба филтра имају паран број коефицијената. Тада је h_0 симетричан и зове се HSS (Half-sample Symmetric) филтар, а h_1 је асиметричан и зове се HSA (Half-sample Antisymmetric). Филтри су приказани на слици 6.13:



Слика 6.13 – Дигитални филтри у JPEG 2000 стандарду

Основни JPEG 2000 кодек подржава двије wavelet трансформације: реверзибилну 5/3 и иреверзибилну 9/7. Реверзибилна 5/3 користи тзв. (5,3) филтре чији су коефицијенти декомпозиционих и реконструкцијских филтара дати табелом 6.1. 5/3 трансформација је реверзибилна па је погодна за кодовање без губитака, нелинеарна и ради са цјелобројним

вриједностима коефицијената. Иреверзибилна трансформација 9/7 користи (9,7) Daubechies филтре са реалним декомпозицијским коефицијентима. Декомпозициони и реконструкцијски коефицијенти Daubechies филтара дати су у табели 6.2. Филтри имају исти одзив, односно коефицијенте, али у обрнутом редоследу.

Табела 6.1 – Коефицијенти декомпозицијских и реконструирајућих филтара (5,3)

i	Декомпозицијски (5,3) филтар		Реконструирајући (5,3) филтар	
	h_0	h_1	h_0	h_1
0	6/8	1	1	6/8
± 1	2/8	-1/2	1/2	-2/8
± 2	-1/8			-1/8

Табела 6.2 – Коефицијенти декомпозицијских и реконструирајућих филтара (9,7)

i	Декомпозицијски (9,7) филтар		Реконструирајући (9,7) филтар	
	h_0	h_1	h_0	h_1
0	0,85269867900899	0,78848561640637	0,78848561640637	0,85269867900889
± 1	0,37740285561283	-0,41809227322204	0,41809227322204	-0,37740285561283
± 2	0,11062440441844	-0,04068941760920	-0,04068941760920	-0,11062440441844
± 3	-0,02384946501956	0,06453888262876	-0,06453888262876	0,02384946501956
± 4	0,03782845550726			0,03782845550726

Трансформација 9/7 је због рада са реалним вриједностима коефицијената примјењива само за компресију са губицима.

Предности 5/3 трансформације:

- примјењива на компресију са губицима и без губитака,
- приближно је двоструко бржа од 9/7 трансформације,
- даје мању дужину тока података у односу на 9/7 трансформацију,
- постиже бољу компресију.

Предности 9/7 трансформације:

- постиже бољи PSNR од пола децибела на већим степенима компресије до 1.5 dB на мањим степенима компресије,
- трансформациони коефицијенти имају мањи динамички опсег у односу на 5/3 трансформацију.

6.2.7. КВАНТИЗАЦИЈА

Квантизација је један од кључних корака компресије у JPEG 2000 стандарду. Квантизација је поступак који уноси губитке смањујући прецизност wavelet коефицијената. Захваљујући реверзибилној 5/3 wavelet трансформацији, квантизација уз задовољење одређених услова може не уносити губитке. JPEG 2000 не проводи скаларну квантизацију као посебан корак, већ као дио EBCOT (Embedded Block Coding with Optimal Truncation) кодовања. Квантизација се проводи независно за сваки подопсег, што значи да се могу користити различити параметри квантизације.

6.2.8. EBCOT И ЕНТРОПИЈСКО КОДОВАЊЕ

EBCOT кодовање даје уметнути ток података, чиме се омогућује сукцесивно изоштравање реконструисане слике све док се не постигне пуни квалитет с тим да је могуће у сваком тренутку прекинути пријем бита, а да се слика још може реконструисати. Такав начин кодовања омогућује прогресиван пренос и PSNR скалабилност.

EBCOT врши независно кодовање подопсега, а само кодовање се проводи у неколико корака. Прво се сваки подопсег подјели на правоугаоне блокове који се зову кодирајући блокови (eng. codeblock). Сваки такав кодирајући блок се независно кодује. Димензије кодирајућих блокова се одређују у кодери по жељи. Једино се мора испунити захтјев да висина сваког кодирајућег блока не буде мања од 4 и да број коефицијената у кодирајућем блоку не пређе 4096. Независно кодовање кодирајућих блокова омогућује случајан приступ било ком дијелу слике, паралелно кодовање, отпорност на грешке у преносном каналу, боље управљање током података, те максималну флексибилност у креирању тока података.

Након што се сваки подопсег подијели у кодирајуће блокове, слиједи поступак њиховог анализирања, формирања битова равнина, који се потом ентропијски кодују. Затим се сви кодирајући блокови слажу у пакете, пакети у нивое квалитета, те се формира излазни ток података.

6.2.9. ПАКЕТИЗАЦИЈА И ФОРМИРАЊЕ ТОКА ПОДАТАКА

JPEG 2000 омогућује велику флексибилност у организацији тока података, омогућујући случајан приступ, ROI кодовање, скалабилност. То је омогућено великим бројем различитих структура које се јављају у току кодовања. Слика се дијели у блокове, резолуцијске нивое, подопсеге, кодујуће блокове. На тај начин је могуће приступити различитим дијеловима слике (путем блокова), различитом фреквенцијском садржају слике (кроз подопсеге), приказати слику на различитим резолуцијама (кроз резолуцијске нивое), приступити просторно-фреквенцијски најмањем дијелу слике (путем независних кодујућих блокова).

За формирање тока података JPEG 2000 омогућује још три структуре:

- слојеве квалитета (quality layers),
- пакетне партиције (packet partiton or precint),
- пакете (packet).

Пакетне партиције су такође просторно-фреквенцијске структуре. JPEG 2000 формира ток података слажући компримовани ток података из кодирајућих блокова у пакете и слојеве квалитета. Пакети се састоје од заглавља и информационог дијела.

6.2.10. КОДОВАЊЕ ПОДРУЧЈА ОД ИНТЕРЕСА

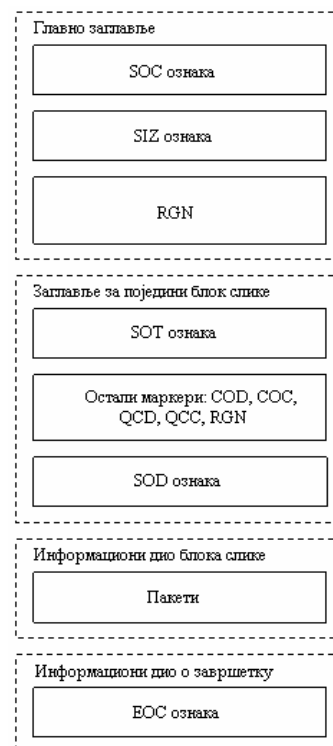
ROI кодовање се користи код примјена гдје је дио садржаја слике важнији од осталог. Најједноставнији је примјер слика са објектом и позадином иза објекта. Обично позадина није толико важна, већ је важан само објекат. ROI кодовање има задатак да у процесу кодовања издвоји објекат и означи га важним, те да га кодује са већим квалитетом или без губитака квалитета (ако се користи реверзибилна 5/3 трансформација). JPEG 2000 за кодовање подручја од интереса користи MAXSHIFT методу која је проширење методе скалирања или помицања. ROI кодовање се проводи у склопу квантизације и кодовања битских равнина. Коефицијенти који описују подручје од интереса се зову ROI коефицијенти, а преостали се зову позадински (eng. background) коефицијенти.

6.2.11. ИЗЛАЗНИ КОДОВАНИ ТОК ПОДАТАКА

Кодовани ток података је састављен од тзв. низа ознака (eng. markers) и пакета, као што се види са слике 6.14. Састоји се од главног заглавља, заглавља за блокове слике, информационог дијела за блокове слике и завршног дијела. Ознаке служе за обиљежавање важних информација неопходних за исправно декодовање. Одговарајуће ознаке су дате у табели 6.3. Основни кодовани ток података осигурава неопходне информације за исправно декодовање слике, што је довољно за неке примјене. У неким примјенама је потребно знати неке додатне информације о самој слици (шта слика представља, ко је власник,...). Како би то било могуће, JPEG 2000 опционо омогућава синтаксу која се зове File Format.

Табела 6.3 – Ознаке и њихове функције

Врста ознаке	Опис функције ознаке
SOC (Start of codestream)	Сигнализира почетак кодованог тока података
EOC (End of codestream)	Сигнализира крај кодованог тока података
SOT (Start of tile-part)	Сигнализира почетак заглавља појединог блока
SOD (Start of data)	Сигнализира крај заглавља и почетак информационог дијела блока
SIZ (Size of image)	Садржи основне податке о слици (величину слике и блока, прецизност)
COD (Coding style default)	Специфицира параметре кодовања (трансформација, аритметичко кодовање)
COC (Coding style component)	Специфицира параметре кодовања за поједину компоненту
QCD (Quantization default)	Специфицира параметре квантизације
QCC (Quantization component)	Специфицира параметре квантизације за поједину компоненту
RGN (Region of interest)	Специфицира параметре за кодовање подручја од интереса



Слика 6.14 - Структура кодованог тока података

7. ПРАКТИЧНИ ДИО РАДА

7.1. СИНТАКСА И ПРИМЈЕРИ КОРИШЋЕНИХ МАТЛАВ ФУНКЦИЈА

Кориштене MATLAB наредбе, које се односе на манипулацију са DICOM фајловима су:

- dicominfo,
- dicomread,
- dicomwrite.

Синтакса и примјери кориштења појединих наредби:

7.1.1. dicominfo

Чита мета податке из DICOM поруке.

Синтакса:

```
info = dicominfo(filename)
info = dicominfo(filename,'dictionary', D)
```

Опис:

info=dicominfo(filename); чита мета податке из заглавља DICOM фајла смјештеног на локацији filename.

info = dicominfo(filename,'dictionary', D); користи ријечник података назначен у стрингу D за читање DICOM поруке. D је у ствари путања до датог фајла.

Примјер:

```
info = dicominfo('CT-MONO2-16-ankle.dcm')
info =
    Filename: [1x62 char]
    FileModDate: '18-Dec-2000 11:06:43'
    FileSize: 525436
    Format: 'DICOM'
    FormatVersion: 3
    Width: 512
    Height: 512
    BitDepth: 16
    ColorType: 'grayscale'
    SelectedFrames: []
    FileStruct: [1x1 struct]
    StartOfPixelData: 1140
    FileMetaInformationGroupLength: 192
    FileMetaInformationVersion: [2x1 uint8]
    MediaStorageSOPClassUID: '1.2.840.10008.5.1.4.1.1.7'
```

...

7.1.2. dicomread

Учитава DICOM слике у виду матрице.

Синтакса:

```
X = dicomread(filename)
X = dicomread(info)
[X,map] = dicomread(...)
[X,map,alpha] = dicomread(...)
[X,map,alpha,overlays] = dicomread(...)
[...] = dicomread(filename,'frames',v)
```

Опис:

`X = dicomread(filename)`; чита податке који су везани за саму слику, а која је смјештена на локацији `filename`. За појединачне grayscale слике `X` је матрица $M \times N$. За појединачне слике у боји `X` је матрица $M \times N \times 3$.

`X = dicomread(info)`; чита податке о слици из поруке референциране у DICOM структури мета података `info`. `Info` структура је повратни резултат функције `dicominfo`.

`[X,map] = dicomread(...)`; враћа као резултат слику `X` и њену мапу `colormap`. Уколико је слика grayscale или true-color, `map` је празна (све нуле).

`[X,map,alpha] = dicomread(...)`; враћа као резултат слику `X`, њену колор-мапу `map` и параметар `alpha`, што је у ствари путања за матрицу `X`.

Примјери:

```
[X, map] = dicomread('US-PAL-8-10x-echo.dcm');
montage(X, map);
```

Као резултат претходних наредби, добија се матрица `X`, њена колор-мапа `map`, те се врши креирање слике која је смјештена у фајлу под називом 'US-PAL-8-10x-echo.dcm'.

Позив наредбе `dicomread` која користи повратну информацију наредбе `dicominfo`:

```
info = dicominfo('CT-MONO2-16-ankle.dcm');
Y = dicomread(info);
figure, imshow(Y, 'DisplayRange',[]);
```

Због тога што је DICOM слика 16-битна, у наредби за приказ слике `imshow` у овом примјеру се користи синтакса која подразумева аутокалирање слике за приказ на екрану.

7.1.3. dicomwrite

Записује слику као DICOM фајл.

Синтакса:

```
dicomwrite(X, filename)
dicomwrite(X, map, filename)
dicomwrite(...,param1,value1,param2,value2,...)
dicomwrite(...,'ObjectType',IOD,...)
dicomwrite(...,'SOPClassUID',UID,...)
dicomwrite(...,meta_struct,...)
dicomwrite(...,info,...)
status = dicomwrite(...)
```

Опис:

`dicomwrite(X, filename)`; записује бинарну, grayscale или truecolor слику X, која је у виду матрице, у фајл filename, гдје је низом карактера filename специфицирано име DICOM фајла који се креира.

`dicomwrite(X,map,filename)`; записује индексирану слику X са колор-мапом map.

`dicomwrite(...,param1,value1,param2,value2,...)`; специфицира опционе мета податке за запис DICOM фајла или параметре који утичу на тај процес. param1 је низ карактера који садржи карактеристичне атрибуте из мета податка или dicomwrite специфичних опција. value1 је одговарајућа вриједност за атрибуте или опције.

Од мофућних специфичних опција у овом раду је кориштено:

Табела 7.1 – Специфичне опције

Име опције	Назив
'CompressionMode'	Низ карактера који специфицира који тип компресије која се користи при похрањивању слике. Могуће вриједности: {'None'} 'JPEG lossless' 'JPEG lossy' 'RLE'

`dicomwrite(...,'ObjectType',IOD,...)`; записује као садржај фајла неопходне мета податке за поједине типове IOD (DICOM Information Object). Подржавани DICOM информациони објекти су:

'Secondary Capture Image Storage' - меморисање споредних слика (подразумјева се),
'CT Image Storage' - меморисање CT слика,
'MR Image Storage' - меморисање MR слика.

`dicomwrite(...,'SOPClassUID',UID,...)`; предвиђа алтернативни начин специфицирања IOD-a. UID је DICOM Unique Identifier (јединствени DICOM идентификатор) одговарајућег IOD-a.

`dicomwrite(...,meta_struct,...)`; специфицира опционе мета податке или фајл опције у структури `meta_struct`. Имена поља у `meta_struct` морају бити имена DICOM фајл атрибута или опција. Вриједност поља је вриједност која се жели придружити атрибуту или опцији.

`dicomwrite(...,info,...)`; специфицира мета податке у `metadata` структури `info`.

`status = dicomwrite(...)`; даје повратну информацију о мета подацима и кориштене описе за генерисање DICOM фајла.

Примјери:

Сљедећи блок наредби приказује начин на који се врши читавање једног СТ снимка из примјера DICOM фајлова који су укључени у MATLAB-ов `toolbox`, и креирање новог фајла са истим снимком под називом `'sc_file.dcm'`, кориштењем функције `dicomwrite`:

```
X = dicomread('CT-MONO2-16-ankle.dcm');  
dicomwrite(X, 'sc_file.dcm');
```

Наредни примјер показује поступак креирања новог DICOM фајла, са његовим мета подацима. Користи се функција `dicominfo` за повратну информацију о мета подацима из изворног фајла.

```
metadata = dicominfo('CT-MONO2-16-ankle.dcm');  
dicomwrite(X, 'ct_file.dcm', metadata);
```

7.2. ФОРМИРАЊЕ КОЛЕКЦИЈЕ РАДИОЛОШКИХ СЛИКА

Под колекцијом радиолошких слика у овом раду сматра се скуп слика које су прикупљене са одговарајућих модалитета и смјештене у за то предвиђени фолдер. Назив фолдера у коме су похрањене слике је „Snimci“. У овај фолдер под називима фолдера: „Pacijent1“, „Pacijent2“, .. , „Pacijent10“, смјештени су сви фајлови (појединачни снимци) који се односе на датог пацијента. Број снимака по појединачном пацијенту варира од неколико снимака, па до 100 и више снимака, а што зависи од врсте претраге која се обавља.

Укупно заузеће меморијског простора на диску за ових 10 пацијената је 259МВ.

7.3. РЕАЛИЗАЦИЈА КОМПРЕСИЈЕ

Користећи претходне MATLAB функције, реализован је програм који се може искористити за реализацију компресије медицинских снимака.

```
%Kompresija medicinskih snimaka
glavnidirectory='C:\Documents and Settings\Dalibor\Desktop\Snimci';
%u prethodnom direktorijumu su smjesteni snimci svih pacijenata, pod nazivima: %Pacijent1,
Pacijent2, ...
glavnifiles=dir(glavnidirectory);
m=length(glavnifiles);
%u prethodnim linijama vrsi se citanje sadrzaja direktorijuma "Snimci". m predstavlja broj
fajlova u tom direktorijumu.
%Slijedi petlja u kojoj se iz glavnog direktorijuma uzimaju pojedinačni
%pregledi i vrsi njihova kompresija
for j=3:m
pomdirectory=strcat(glavnidirectory,'\',glavnifiles(j).name);
%pomdirectory je sada npr. Pacijent1
imekomprfajla=strcat(pomdirectory,'-kompresovani');
%definiseмо ime komprimovanog fajla, npr. Pacijent1-komprimovani
mkdir (imekomprfajla);
%kreiramo folder, npr. Pacijent1-komprimovani
directory1=imekomprfajla;
files=dir(pomdirectory);
n=length(files);
for i=3:n
    files(i);
    % pause
filename=strcat(pomdirectory,'\',files(i).name);
info=dicominfo(filename);
x=dicomread(info);
```

```

%imshow(x,[]);
%pause
filename1=strcat(directory1,'\',files(i).name);
%vrsimo komprimovanje i smjestanje takvog fajla u filename1 (rijec je o kompresiji bez
gubitaka)
dicomwrite(x,filename1,info,'CompressionMode','JPEG lossless');
end
end

```

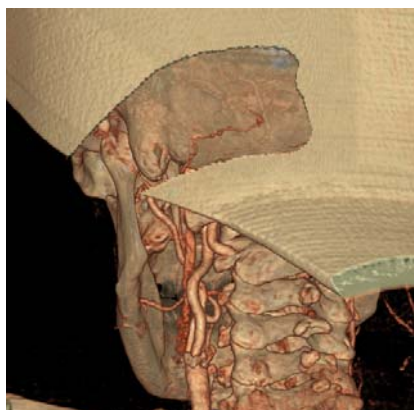
7.4. ПОСТУПАК КОМПРЕСИЈЕ СЛИКА БЕЗ ГУБИТАКА (lossless)

Овај дио рада изведен је у софтверском пакету MATLAB коришћењем m-фајла који је наведен у претходном поглављу. Идеја је била да се за сваког пацијента креирају у истом фолдеру „Snimci“, гдје се налазе и некомпримовани фајлови, нови фолдери: „Пацијент1-komprimovani“, „Пацијент2-komprimovani“, .. , „Пацијент10-komprimovani“, у којима ће се налазити компримовани снимци.

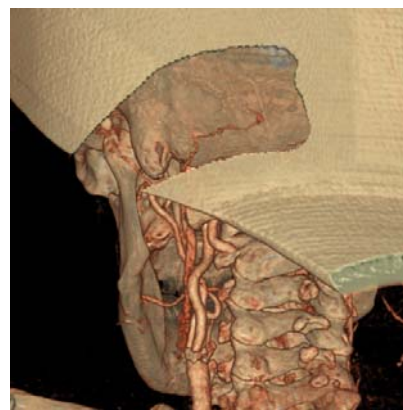
Кад је у питању врста компресије која је примјењена, онда се може рећи да се ради о компресији без губитака. На тај начин није нарушена дијагностичка вриједност снимака.

Примјери оригиналних и компримованих слика (у боји и grayscale):

Примјер 1:



Слика 7.1 – Оригинална слика (725KB)



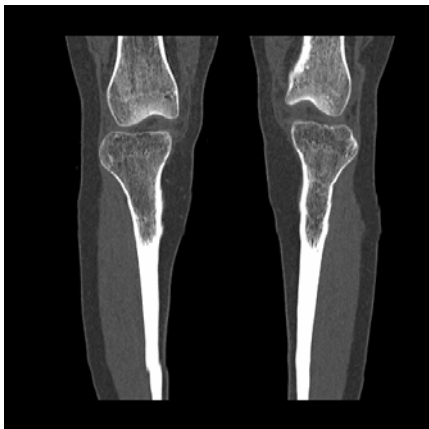
Слика 7.2 – Компримована слика (428KB)

На основу опште дефиниције степена компресије:

$$C_r = \frac{\text{Оригинална количина података}}{\text{Количина података након компресије}}, \quad (8.1)$$

а узимајући у обзир да су нам познате количине података о слици прије и после компресије, за претходни примјер степен компресије износи $C_r = 1.69$.

Примјер 2:



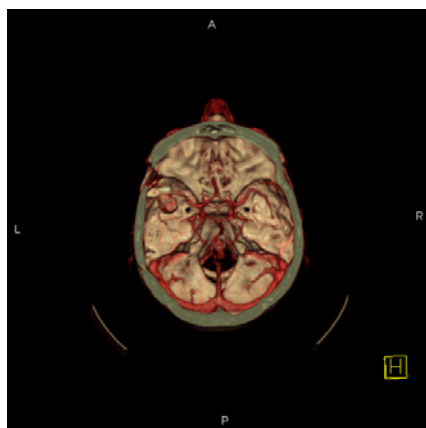
Слика 7.3 – Оригинална слика (521KB)



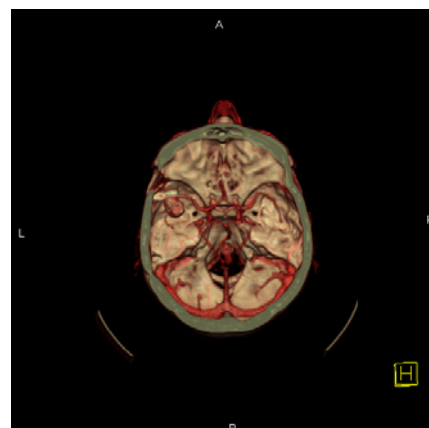
Слика 7.4 – Компримована слика (228KB)

Поступајући аналогно као у претходном примјеру, добијамо да је степен компресије у овом случају $C_r = 2.28$.

Примјер 3:



Слика 7.5 – Оригинална слика (775KB)



Слика 7.6 – Компримована слика (189KB)

Степен компресије у овом случају износи $C_r = 4.1$.

7.5. ОДРЕЂИВАЊЕ ПРОСЈЕЧНОГ СТЕПЕНА КОМПРЕСИЈЕ

Као што се види из тачке 7.3. степен компресије без губитака (lossless), кад су у питању медицинске слике, зависи од више фактора, а неки од њих су:

- врсте модалитета на ком су слике начињене,
- врсте прегледа (преглед главе, тупа и сл.).

Да би изведени степен компресије био заснован на релевантним чињеницама, послужит ћемо се једноставним статистичким методом, који ће дати просјечан степен компресије. При том се подразумјева да су слике у оквиру ове студије настале на истом модалитету, као и да се ради о истој врсти прегледа. У овом случају, ради се о СТ прегледу главе.

Табела 7.2 приказује количину података који представљају слику прије и после компресије. Ради се о комплетном прегледу главе за једног пацијента, тј. једној студији.

Табела 7.2 – СТ слике главе прије и после компресије

Редни број слике	Назив слике	Прије компресије (КВ)	Послије компресије (КВ)
1	60848404	521	161
2	60848425	521	161
3	60848446	521	161
4	60848467	521	161
5	60848488	521	161
6	60848509	521	160
7	60848530	521	161
8	60848551	521	160
9	60848572	521	160
10	60848593	521	161
11	60848614	521	161
12	60848635	521	162
13	60848656	521	162
14	60848677	521	161
15	60848698	521	161
16	60848719	521	162
17	60848740	521	195
18	60848761	521	194
19	60848782	521	193
20	60848823	556	191
21	60848844	521	190
22	60848864	521	187
23	60848884	521	179
24	60848904	521	177
25	60848924	521	175
26	60848944	521	170

Просјечна количина података по појединачној слици прије компресије износи **522,3 КВ**, а после компресије **170.2 КВ**. Према томе, просјечан степен компресије је: $C_r = 3.068$

7.6. РЕАЛИЗАЦИЈА ПОМОЋНОГ СЕРВЕРА

У данашње вријеме, информације имају јако велику вриједност. Стога их је потребно на одговарајући начин заштитити. Backup је поступак израде сигурносне копије података у случају хаварије. Генерално, backup можемо подијелити на аутоматски и ручни. Примјена backup-а је велика и то првенствено у разним институтима, универзитетима, лабораторијама са подацима који су резултат вишегодишњих истраживања и сл.

У том смислу, у КЦ Бања Лука неопходно је осигурати безбједност података насталих радом PACS-а. Идеја је да се направи backup података са централног сервера на помоћни сервер. Потребно је осигурати аутоматски backup. Подаци би били компримовани на претходно описани начин. (компресијом без губитака). На тај начин би се задржала дијагностичка вриједност снимака, а истовремено остварила вишеструка уштеда на меморијском простору новог сервера. Централни сервер би се користио за похрану прегледа пацијената у некомпримованом облику. На тај начин би се добило на ажурности података и њиховој доступности у реалном времену. Периодично би се вршила компресија и слање компримованих прегледа на помоћни сервер. При конфигурацији помоћног сервера треба обезбједити доступност компримованих снимака такође у реалном времену.

Реалан временски период за који би ово рјешење било оптимално је 2-3 године. Дакле, у наредном периоду потребно је осигурати рјешење за дуготрајно архивирање података, примјењујући системе базиране на оптичким дисковима, тзв. CD-ROM jukebox-ове или неко друго савременије. Нови сервер би требало да буде физички удаљен од централног сервера. У поступку одређивања његове локације, морају се узети у обзир параметри као што су: безбједност локације, могућност повезивања (како остварити везу), да ли та веза обезбјеђује неопходан проток, непрекидност напајања и сл. При том је потребно уважити техничке карактеристике сервера „HP proliant ML 350“ (слика 7.7), који је предвиђен за ову намјену:



Слика 7.7 - HP proliant ML 350

- произвођач: Hewlett-Packard,
- процесор: 1 x Intel Xeon 3.2 GHz,
- умрежавање: мрежни адаптер - PCI - Ethernet, Fast Ethernet, Gigabit Ethernet,
- напајање: АС 120/230 V (50/60 Hz),
- графички контролер: ATI RAGE XL - 8 MB,
- максималан капацитет: 1800 GB.

8. ЗАКЉУЧАК

Као што се види из претходног излагања, предности које доноси имплементација PACS-а у оквиру једног великог медицинског центра су јако велике. Оно што телемедицина и медицински информациони системи пружају, огледа се у више домена. Најважнији је свакако квалитативни, јер се драстично смањује редунданса, максимално аутоматизују разновразни радни поступци и смањује могућност грешке, дијагностички и терапијски квалитет се повећава, побољшана је рана дијагностика и рано откривање негативних ефеката примјењене терапије. Важни су и економски фактори, који се огледају у смањењу трошкова за материјале са којима се ради (као што су филмови), расте степен искоришћења ресурса, особље мање губи вријеме на административне послове, побољшано је праћење потрошње материјала и планирања набавке и сл.

DICOM-изација свих уређаја у оквиру PACS-а омогућила је стандардизовани пренос слика и пратећих података између различитих система, без губитака или нежељене измјене дијагностички и клинички значајних информација. Било какве импровизације нису дозвољене, јер оне у овако сложеним системима редовно доводе до скувих и/или фаталних грешака.

Највећи дио података које треба смјестити и организовати су слике, уз које наравно иду и друге сервисне информације. Да би се скратило вријеме преноса података преко мреже, мора се извршити компресија, али таква да се не губи никакав податак, који дијагностичару може бити од значаја. У том смислу, у овом раду дат је приједлог рјешења компресије медицинских слика, добијених са различитих модалитета у оквиру PACS-а у КЦ Бања Лука. На основу датог примјера, гдје је просјечан степен компресије једне комплетне студије износио $C_r = 3.068$, јасно је да би се примјеном компресије без губитака могла остварити вишеструка уштеда на меморијском простору при архивирању снимака (2,5 до 5 пута).

Архивирање није једноставно, јер годишњи подаци о прегледима превазилазе терабајтне оквири. То захтјева стално проширење система архиве, његову надоградњу и већу аутоматизацију претраживања података. Подаци се морају чувати дужи низ година.

Значајно је да, захваљујући јаком продору web технологија, сваки савремени PACS мора бити web оријентисан или барем имати могућности да се подаци преко одговарајућег web сервера претворе у облик који се може видјети у web browser-у.

Све развијеније земље широм свијета дошле су до закључка да је неопходно увести PACS, болничке информационе системе, као и телемедицинске системе, јер доносе огромне уштеде уз истовремено повећање квалитета и ефикасности здравствене заштите. Ови системи су посебно интересантни за сиромашне земље, јер омогућавају остварење великих перманентних уштеда. Сама инвестиција у PACS се отплати за 1-2 године, што значи да већ од треће године надаље овај систем остварује велику уштеду у буџету социјалне заштите.

Прилог 1: DICOM модалитети

- AS Angioscopy (retired)
- AU Audio
- BI Biomagnetic Imaging
- CD Color flow Doppler
- CF Cinefluorography (retired, now in RF)
- CR Computed Radiography
- CS Cystoscopy (retired)
- CT Computed Tomography
- DD Duplex Doppler
- DF Digital fluoroscopy (retired, now in RF)
- DG Diaphanography
- DM Digital microscopy (retired)
- DS Digital Subtraction Angiography (retired, now in XA)
- DX Digital Radiography
- EC Echocardiography (retired)
- ECG Electrocardiography
- EPS Cardiac Electrophysiology
- ES Endoscopy
- GM General Microscopy
- HC Hard Copy
- HD Hemodynamic Waveform
- IO Intra-oral Radiography
- IVUS Intravascular Ultrasound
- LS Laser Surface scan
- MA Magnetic Resonance Angiography (retired)
- MG Mammography
- MR Magnetic Resonance
- MS Magnetic Resonance spectroscopy (retired)
- NM Nuclear Medicine OP Ophthalmic Photography
- OT Other PR Presentation State
- PT Positron Emission Tomography
- PX Panoramic X-Ray
- RF Radio Fluoroscopy
- RG Radiographic imaging (conventional film/screen)
- RTDOSE Radiotherapy Dose
- RTIMAGE Radiotherapy Image
- RTPLAN Radiotherapy Plan
- RTRECORD RT Treatment Record
- RTSTRUCT Radiotherapy Structure Set
- SM Slide Microscopy
- SMR Stereometric Relationship
- SR Document
- ST Single-photon emission computed tomography (SPECT)
- TG Thermography
- US Ultrasound
- VF Videofluorography (retired, now in RF)
- XA X-Ray Angiography

Прилог 2: Листа скраћеница

ACR	– American College of Radiology
CR	– Computed Radiography
CT	– Computed Tomography
DCT	– Discrete Cosine Transform
DICOM	– Digital Imaging and Communications in Medicine
DIMSE	– DICOM Message Service Element
DSA	– Digital Subtraction Angiography
DWT	– Discrete Wavelet Transform
EBCOT	– Embedded Block Coding with Optimal Truncation
EOL	– End Of Line
FIR	– Finite Impulse Response
HIS	– Hospital Information System
HL7	– Health Level seven, 7-th OSI layer protocol
HSA	– Half-Sample Antisymmetric
HSS	– Half-Sample Symmetric
HTTP	– Hypertext Transfer Protocol
ICT	– Ireversible Color Transform
JPEG	– Joint Photographic Expert Group
MICU	– Medical Intensive Care Unit
MR	– Magnetic Resonance
NEMA	– National Electrical Manufactures
ODBC	– Open Database Connectivity
PACS	– Picture Archiving and Communication System
PCM	– Pulse Code Modulation
PET	– Positron Emission Tomography
RCT	– Reversible Color Transform
RIS	– Radiology Information System
RLC	– Run-Length Coding
SCP	– Service Class Provider
SCU	– Service Class User
SOP	– Service-Object Pair Classes
US	– Ultrasound
UID	– Unique Identifier DICOM
VL	– Value Length
VR	– Value Representation
WSS	– Whole-Sample Symmetric
XA	– X-ray Angiography

9. ЛИТЕРАТУРА

- [1] Далибор Добриловић, Борислав Одачић, Миле Ковачевић, *Имплементација WEB базираних система у телерадиологији*, Технички факултет „Михајло Пупин“ – Зрењанин, 13. телекомуникациони форум TELFOR 2005, <http://www.telfor.org.yu/telfor2005/radovi/TM-2.30.pdf>, посјеђено 05.09.2006. године
- [2] Ивана Берковић, Владимир Милићевић, *Процесирање рендгенских дигитализованих снимака – контраст*, 13. телекомуникациони форум TELFOR 2005, <http://www.telfor.org.yu/telfor2005/radovi/OS-5.9.pdf>, посјеђено 05.09.2006. године
- [3] Зденка Бабић, *Дигитална обрада слике*, скрипта, Бања Лука 2005. године
- [4] D. Taubman, *Remote Browsing of JPEG 2000 Images*, Proc. Int. Conf. on Image Procesing, vol. 1, pp. 229-232, Sep. 2002
- [5] ISO/IRC FDIS 15444-1, *JPEG2000 Part I Final draft international standard*, 2000.
- [6] ISO/IEC JTC1/SC29 WG1, *JPEG 2000 Part II Final Committee Draft*, JPEG 2000 Editor Martin Boliek, Coeditors Eric Majani, , James Kasner, and Mathias Larsson Carlander
- [7] Grgić S, Grgić M, Zovko-Cihlar B. *Picture quality measurements in Wavelet compression system*. Proceedings of the International Broodcasting Convention, IBC99, Amsterdam, The Netherlands, 1999;554-9.
- [8] *JPEG 2000 IMAGE CODING SYSTEM*; JPEG 2000 FINAL COMMITTEE DRAFT VERSION 1.0, 16 MARCH 2000; ISO/IEC FCD15444-1 : 2000 (V1.0, 16 March 2000); ITU-T Rec. 800 (2000 FCDV1.0)
- [9] *ACR Standard for Teleradiology*, Teleradiology, The American College of Radiology, USA, Rev. 2002.
- [10] Stelios Orphanoudakis, Eleni Kaldoudi, Manoulis Tsiknakis, *Technological advances in teleradiology*, European Journal of Radiology, Special Issue: Towards a Digital Radiology Department - Technological Advances and Clinical Evaluation, vol. 22, str. 205-217, 1996.
- [11] Остоја Ченић, *Основни принципи рада DICOM стандарда (Digital Imaging & Communication in Medicine)* , семинарски рад, Електротехнички факултет, Бања Лука, 2006. године
- [12] *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)*, Part 1: Introduction and Overview, **National Electrical Manufacturers Association** 1300 N. 17th Street Rosslyn, Virginia 2209 USA
- [13] Марковић Јљ, Петковић Г, Тороман Д, Бебић М, Вукобратовић М, Радосављевић А, Раичевић Р, Ђулафић С, *Радиолошки информациони систем института за радиологију војномедицинске академије*, UDK 007:615.849:[355.72:061.62 (497.11), чланак из часописа „Актуелности из неурорадиологије, психијатрије и греничних подручја“, год. X, бр. 1-2, Београд 2002.године