

1 Увод

Први кораци везани за обраду и пренос дигиталне слике начињени су двадесетих година прошлог вијека, а као први систем за пренос дигиталне слике сматра се *Bartlane cable picture transmission system*, који је омогућио пренос дигиталне слике од Лондона до Њујорка [1]. Тадашње слике су имале само пет нивоа сивила, да би се од тада сваким даном све више унапређивале.

Развој технологије и технике, пад цијена рачунарске опреме, нови технолошки трендови који се огледају у појави нових радних површина (display) високе резолуције, јефтиније меморије за складиштење велике количине података и уређаји за дигитализацију, само су неки од разлога све бржег развоја области која се бави дигиталном обрадом слике. Појава брзог интернета доприноси развоју комуникација, па тако и бржем преносу слике кроз медијуме, што за посљедицу има све већу количину података. Област која се бави дигиталном обрадом слике је све више присутна у многим сегментима људског интересовања међу којима се убраја и примјена дигиталне обраде слике у медицини.

Са друге стране, почетак медицинске радиологије се веже за откриће зрачења које је данас познато под називом рентгенско зрачење или X-зрачење, јер их је 1895. описао *Wilhelm Conrad Röntgen*¹.

Наиме, развој савремених, квалитетних медицинских уређаја чији је принцип рада базиран на пропуштању X-зрака кроз поједине дијелове људског тијела и пријемом X-зрака на другој страни тијела омогућио је добијање дводимензионалне (2D) и тродимензионалне (3D) слика које дају информације о анатомији појединих органа у људском тијелу што у многome олакшава процес дијагностике у медицини.

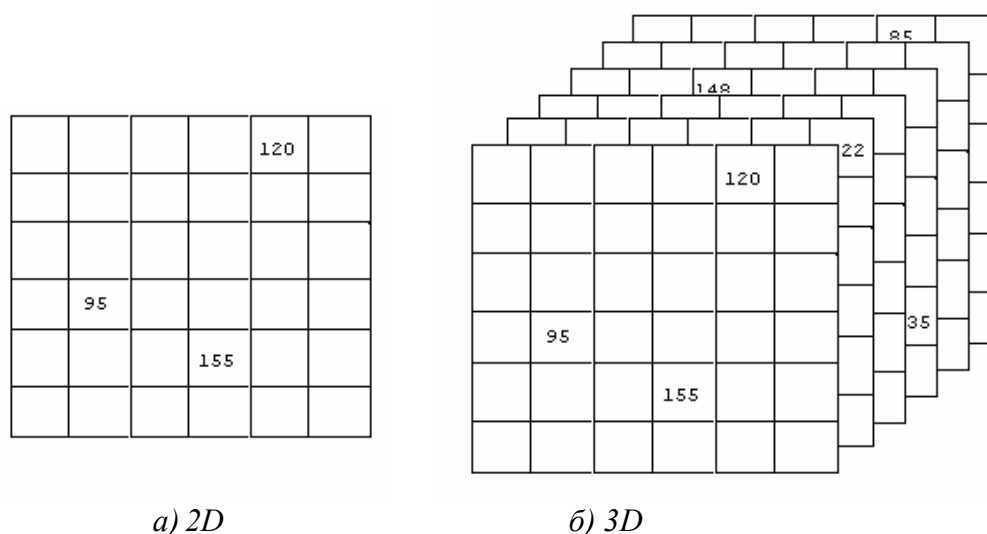
Данас се примјена дигиталне обраде слике у медицини не може избјећи, дијагностика помоћу савремених медицинских уређаја базираних на примјени дигиталне обраде слике је свакодневница, те због тога број начињених снимака које треба мемористати сваким даном расте. Ово је један од интересантних проблема са којим се свакодневно сусрећу инжињери који се баве реализовањем система за медицинску дијагностику, јер поред захтјевних дијагностичких метода, расту захтјеви и у погледу меморијских капацитета оваквих система.

¹ Њемачки физичар који је 1895. године открио електромагнетно зрачење које је данас познато као X-зраци. За своје откриће Röntgen је добио и Нобелову награду за физику 1901. године.

1.1 Дигиталне слике у медицини

Дводимензионална (2D) визуелна презентација објеката који се посматрају се назива мирна слика. Уколико се приликом визуализација врши приказивање неких дјелова људског тијела онда се говори о дводимензионалим (2D) медицинским сликама. Груписањем више узастопних 2D медицинских слика добија се тродимензионална (3D) медицинска слика.

Дводимензионална слика се може интензитетски представити помоћу матрице која даје вриједности свјетлина на појединим дијеловима слике. Наиме, континуална 2D слика се подијели на M врста и N колона, гдје се пресјек врсте и колоне назива **пиксел** и представља интензитет свјетлине. Аналогно се интензитетски може преставити и 3D слика тако што исту посматрамо као скуп више 2D слика. Интензитетски приказ 2D, те 3D слике је дат на Слици 1.1.



Слика 1.1 – Интензитетски приказ 2D и 3D слике

Приликом дигитализације медицинских слика сваки пиксел се представља једним бројем који ће на сивој скали одговарати одређеном интензитету сиве боје. Њихова карактеристика је да сусједни пиксели на медицинским сликама обично одговарају врло сличним или истим нивоима сиве, што значи да ће бити представљени вриједностима које мало или нимало међусобно одступају. Ова особина је врло битна и биће искориштена при компресији медицинских слика, јер ће се врло успјешно моћи извршити поступак предикције. Наиме, грешка која ће се при процесу предикције добити за меморисање и из које ће се касније успјешно реконструисати оргинална слика инверзним поступком, заузимаће мање меморијског простора у поређењу са оригиналном сликом. То се постиже јер се при процесу предикције медицинске слике смањује њена ентропија, односно, смањује

се просјечан потребан број бита који је потребан за меморисање једног пиксела на медицинској слици.

Са развојем медицинске опреме и све веће примјене речунара у медицинској дијагностици, дошло се до закључка да је потребно развити стандард који ће омогућити повезивање медицинске опреме различитих произвођача, олакшати развој и проширивање у области архивирања медицинских слика, те интерфејса који су повезани са медицинским информационим системима. Такав стандард је *DICOM*² стандард који дефинише формат дигиталне слике и структуру датотека за биомедицинске слике и информације које су везане за те слике.

Медицинска слика у *DICOM* стандарду је дефинисана са вриједностима својих пиксела, те њиховим карактеристикама, димензијама (ширином и висином) слике, карактеристикама специфичним за дати модалитет слике и равнима које чине медицинску дигиталну слику.

Дигитална репрезентација медицинских слика може бити у мноштву формата у зависности од модалитета, анатомије, те техника скенирања. Њихова главна карактеристика је у томе што су оне готово увијек приказане у сивој скали са различитим бројем нивоа сивила, изузев у случајевима *Doppler* ултразвука³, те *pseudocolor*⁴ нуклеарне медицине кад се за приказивање региона од интереса користе боје. Величина слике, те број слика који се при једном испитивању болести узимају зависи од модалитета. 2D медицинске слике се представљају у формату $M * N * k$ бита, гдје M представља висину у пикселима на слици, N ширину у пикселима на слици, а k говори да на слици постоји 2^k нивоа сивог. Неки од модалитета којима се могу добити медицинске слике дати су у Табели 1.1.

Табела 1.1 – Уобичајне димензије и величине медицинских слика

Модалитети	Димензије слике	Ниво сивог (у битима)	Просјечна величина
Нуклеарна медицина	128*128	8 или 16	2MB
MRI	256*256	12	8-20 MB
Ултразвук	512*512	8	5-8 MB
СТ	512*512	12	20 MB
<i>Doppler</i> ултразвук	512/512	24	15-24 MB

У Табели 1.1 се под просјечном величином подразумијева величина меморијског простора који је потребан да се све слике које се начине током једног дијагностичког третмана меморишу без претходно извршене компресије. Раније је напоменуто да је број начињеним медицинских снимака при једном прегледу различит за поједине модалитете. Због овог, те из разлога што овај број зависи и од

² *Digital Imaging and Communications in Medicine*

³ метода кориштења ултразвучних вибрација

⁴ Под овим појмом се подразумијева придруживање боја вриједностима свјетлина сивих слика по неком специфичном критеријуму.

величине региона који се снима, у табели видимо да за поједине слике ове просјечне вриједности варирају. Димензије снимака такође варирају у зависности од типа снимка, а и број потребних бита за њихово представљање. Битно је напоменути да се у случају 12-битних снимака какви су *CT* снимци за њихово представљање користе 2 бајта.

Компјутеризована томографија (*CT*⁵) превазишла је основни недостатак дотадашњег начина представљања дијелова људског тијела који се огледао у појави сјенки Х-зрака на медицинским сликама. Систем који је развијен је у могућности да направи велики број рентгенских снимака под различитим угловима, те има много већу дискриминацију између различитих ткива и густина ткива. Базиран је на апсорпцији Х-зрака који прођу кроз регион који се снима на детекторима захваљујући различитим вриједностима коефицијената апсорпције Х-зрака у различитим ткивима. При оваквом снимању добијају се подаци о цијелој анатомији региона који се снимао, и то у дигиталној форми. Због наведеног, појава компјутеризоване томографије представља праву револуцију у радиологији. Захваљујући развоју компјутера *CT* системи су у могућности да преуреде податке, односно да се добије слика (представа региона који се снимао) у било којој орјентацији, било којем пресеку региона. Површина слоја може бити чак и закривљена, што омогућава праћење облика органа или крвног суда. Ово је метода која даје слику региона на анатомском нивоу, односно на слици се могу видјети промјене структуре и анатомије, али не и функционална стања органа који се посматрају.

Још једна томографска метода за дијагностиковање промјена насталих услед болести на неким ткивима или органима у организму базирана не на убацивању радионуклеида у погодној форми у организам. Детекцијом зрачења из тих радионуклеида се обавља погодним детектором који одговара врсти зрачења, које је обично гама зрачење. Случај добијања слике детекцијом једног гама-зрака из радионуклеида убаченог у организам чини једнофотонску компјутеризовану томографију (*SPECT*⁶). Она даје медицинску слику на функционалном нивоу, односно при проласку радионуклеида кроз орган који се снима, може се видјети функционалност органа или дјела органа. Ако се при кориштењу радионуклеида детектују два гама-знака ради се о позитронској емисионој томографији (*PET*⁷). *PET* даје слику на метаболичком нивоу, што значи да овакав систем омогућава праћење метаболичких процеса у неком органу. Овакве слике носе виши ниво информације од раније поменутих слика из *CT* и *SPECT* система јер се на основу њих могу установити и физиолошки процеси у организму.

За визуализацију у радиологији користе се још два врло важна система. *MRI*⁸ који је заснован на појави магнетне резонанције, а омогућавају праћење одређених физичких карактеристика ткива, протока крви, те неких метаболичких и физиолошких функција. Други начин визуелизације је ултразвучни систем (*US*⁹)

⁵ *Computed tomography*

⁶ *Single-Photon-Emission Computed Tomography*

⁷ *Positron-Emission Tomography*

⁸ *Magnetic resonance imaging*

⁹ *diagnostic Ultrasound*

заснован на кориштењу ултразвука. То су слике на морфолошком нивоу, а могу се пратити и физиолошке и функционалне промјене.

1.2 Компресија медицинских слика

Како број начињених 2D, те 3D снимака сваким даном постаје све веће, а како се са друге стране исти требају чувати ради каснијих поређења и доношења адекватних одлука у дијагностичком и терапијском процесу, инжињерима се као проблем намеће њихово складиштење, сортирање и читавање.

Излаз из овог проблема би могао да буде процес компресије снимака, чиме би се уштедило на потребном меморијском простору. Овакав поступак треба да олакша пренос слике у реалном времену кроз мреже чији пропусни опсег то без компресије не бих могао испратити, а и повећала би се брзина уређаја који би приказивали слике у реалном времену. Све ово би омогућило реализацију лијечења на даљину¹⁰, што сваким даном постаје све популарнија метода лијечења, у којој се пацијени и лекар могу налазити на различитим крајевима свијета. Међутим, треба водити рачуна о томе коју врсту компресије користити.

Да би се могло говорити о компресији, прво се треба направити разлика између податка и информације. Податак је знаковни приказ чињеница и појмова који описују својства објекта који се посматра. Он сам по себи не мора имати никакво значење, може бити у било ком облику, употребљив или не. Информација је резултат анализе и интерпретације података на основу релационих веза које ће дати значење (смисао) ономе ко прима податак.

Под појмом компресије се подразумева начин сажимања дигиталних података како би у меморији заузели што мање простора. Након овог поступка могуће је из меморисаног податка у потпуности или дјелимично реконструисати оригинални податак. У зависности од тога да ли се реверзибилним поступком долази до оригиналног податка или је исти реконструисан са прихватљивим губицима говоримо о компресији без губитака¹¹, те компресији са губицима¹² редом. У пракси се сусрећу различите методе компресије са и без губитака као што су методе базиране на трансформационим техникама, предиктивне методе, мултирезулационе методе, нелинеарне методе компресије, итд.

Треба нагласити да методе компресије које би се користиле за компресију медицинских слика смију бити искључиво методе без губитака, односно, да се из компримованих слика које су смјештене у меморији може у потпуности реконструисати оригинална слика. Ови захтјеви се намећу из правних разлога, јер се у супротном процесом компресије са губицима губи на дијагностичкој вриједности медицинске слике. Стога се компресија снимака мора урадити без и

¹⁰ телемедицина

¹¹ Lossless compression

¹² Lossy compression

најмањих губитака, односно, треба се омогућити перфектна реконструкција оргиналне слике. Ово представља додатни изазов са којим се инжињери требају суочити.

Поступци компресије слике без губитака, те омогућење њене вјеродостојне реконструкције се може постићи различитим методама какве су нпр. трансформационе технике за компресију слике или предиктивно кодовање. Како се поступак компресије медицинских слика предиктивним методама до сада показао успјешним (даје добре резултате у погледу степена постигнуте компресије), а и с обзиром на то да су исте методе и једноставније у односу на методе компресије базиране на трансформационим техникама, аутор сед опредјелио се за рад са методама компресије без губитака помоћу предиктивног кодовања. Још један од разлога зашто се одабрао баш метод предиктивног кодовања је тај што медицинске слике имају такву структуру да су им сусједни пиксели на слици исте или приближно исте вриједности, па ће разлика која ће се при томе преносити и меморисати захтјевати знатно мање меморијског простора него оргинална слика.

Како методе компресије дводимензионалне слике без губитака предиктивним кодовањем омогућавају вјеродостојну реконструкцију оргиналне слике, предиктивне методе компресије постале су дио *JPEG*¹³ стандарда. Најједноставније од њих су дио *Lossless JPEG*¹⁴-а који представља надоградњу *JPEG* стандарда, док су нешто сложеније методе предикције погодне за медицинске слике дио *JPEG-LS*¹⁵ стандарда. Предиктор који он користи назван је *MED*¹⁶ предиктор. Још један од начина предикције пиксела на слици је тзв. *GAP*¹⁷ метод предикције који је реализован у оквиру *CALIC*¹⁸ програма. Надоградња поменутих метода се односи на компресију медицинских 3D слика, о чему се посебно говори у склопу десетог дијела¹⁹ *JPEG2000* стандарда.

О свим наведеним методама предиктивног кодовања, реализованим алгоритмима, идејама које су се наметнуле и које су реализоване од стране аутора током израде овог рада, те резултатима који су се добили њиховом примјеном више говора ће бити у наредним главама.

¹³ *Joint Photographic Experts Groups*

¹⁴ *Lossless Joint Photographic Experts Groups*

¹⁵ *Joint Photographic Experts Groups-Lossless*

¹⁶ *Median Edge Detection*

¹⁷ *Gradient-adjusted prediction*

¹⁸ *Context-Based, Adaptive, Lossless Image Coder*

¹⁹ *Part 10, JPEG2000*

1.3 Организација рада

Претходно кратко описана проблематика везана за компресију медицинских слика се детаљније разрађује у наставку овог рада. Појединачно се обрађују алгоритми раније наведених стандарда и све се тестира на веште врсте слика. Хронологија је дата у кратком прегледу глава које слиједе:

Глава 2 – Унутар ове главе детаљније ће се описати основни појмови који су искориштени унутар дипломског рада. У кратким цртама ће се описати појмови ентропије, те редундансе података. Затим ће се детаљно описати постипци предиктивног кодовања мирне слике без губитака који ће бити искориштени у раду. На крају ће се описане методе примјенити на стандардне тестне мирне слике, те анализирати постигнути резултати у погледу смањења ентропије, односно постигнутог степена компресије након примјене сваке од предиктивних метода.

Глава 3 – Посупци предикције описани у склопу друге главе примјениће се на 2D медицинске слике, те ће се анализирати резултати постигнути овим методама. Упознавајући се са карактеристикама медицинских слика, неки од алгоритама ће се прилагодити димензијама слике и броју бита који се користи за меморисање неких од формата 2D медицинских слика. Добијени резултати у погледу смањења ентропије, те степена компресије ће се поредити са резултатим који се добију примјеном неких од већ постојећих софтвера за компресију слика.

Глава 4 – Анализа ће се проширити и на 3D медицинске слике. Детаљније ће се говорити о стандарду који се бави компресијом 3D (волуметријских) медицинских слика. Искористиће се, те имплементирати неки од већ раније предложених метода предиктивног кодовања 3D медицинских слика, а на основу искуства стеченог током израде претходних алгоритама, аутор ће предложити своја рјешења. Анализираће се постигнути степени компресије и смањење ентропије примјеном свих реализованих алгоритама

Глава 5 – Унутар ове главе ће се навести закључци до којих се дошло током израде рада. Предложиће се евентуална побољшања описаних алгоритама која би довела до још бољих резултата при компресији 3D медицинских слика.