

## 4 Компресија 3D медицинских слика

Тродимензионална визуализација је представљање 3D објеката на тај начин да се може примјетити њихова тродимензионална природа. Такво приказивање иде од засјенчених графика на 2D радној површини<sup>23</sup>, до стереоскопских типова приказивања, који захтијевају кориштење специјалних наочала за посматрање, аутотрографских и холографских 3D дисплеја који не захтјевају никаква помагала, до дубинских радних површина које пројектују посматрача у сцену, као што су окружења виртуелне реалности.

Овакав начин приказивања објеката може се примјењивати у великом броју различитих области, од савремених компјутерских игара до данас неизбежних дијагностичких метода у медицини. Па тако, раније примјењиване инвензивне методе у погледу дијагностиковања и лијечења обољења, данас су примејном тродимензионалне визуализације у великој мјери превазиђене. У медицини се уводи појам 3D медицинских слика, за које се усталио још један назив - *волуметријске медицинске слике*<sup>24</sup>.

Груписањем више узастопних 2D слика добија се 3D слика. За одређивање размака између 2D слика косе се два супротна захтјева, први је да се постигне што боља слика региона од интереса што захтјева што мањи размак између сусједних слојева (слајсова), а друга је да се пацијент заштити од прекомјерног рентгенског зрачења, што подразумијева да се за једно снимање региона од интереса уради што мање снимака и тако смањи количина зрачења пацијента. Јако је битно да се већ начињени снимци сачувају како би се љекарима омогућило праћење насталих промјена на органима, те адекватно интервенисање.

### 4.1 3D медицинске слике

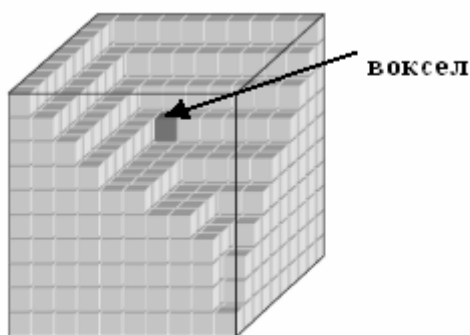
Као што је већ раније наведено у уводу овог рада, медицинске слике могу настати различитим дијагностичким методама као што су ултразвучни снимци, снимци настали компјутерском томографијом, магнетном резонанцијом и слично. Сви они представљају различите модалитете медицинских слика, а до њих се долази различитим методама скенирања људског тијела, односно региона од интереса. Самим тим, оне су представљене у различитим форматима, тако да им је и просјечна величина коју заузимају у меморији различита.

---

<sup>23</sup> Овакав начин представљања се често назива и  $2\frac{1}{2}D$

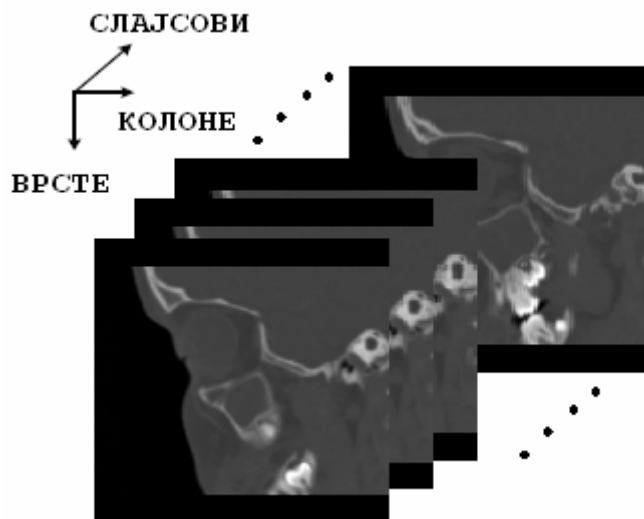
<sup>24</sup> *Volumetric medical image's*

Заједничка особина свих 3D медицинских слика је та да се састоје од већег броја 2D снимака, који се још називају и слајсови или слојеви чијим се повезивањем добијају 3D формати региона који се представља. Сада се са основне јединице за приказвање дводимензионалне слике (пиксела) прелази на нову јединицу која је основ за приказивање тродимензионалне слике, а то је **воксел**. Структурални приказ тродимензионалне слике на нивоу воксела је дат на Слици 4.1[9].



Слика 4.1 - Тродимензионална структура слике – основна јединица воксел

Примјер који илуструје слојевитост тродимензионалне слике је дат на Слици 4.2, а приказује регион синуса помоћу *СТ* апарата.



Слика 4.2 - Приказ формирања 3D слике из више 2D слојева

#### 4.1.1 Методи скенирања

Медицинске слике региона од интереса настају скенирањем тих региона људског тијела. Под скенирањем се подразумева пропуштање X-зрака кроз посматрани регион од интереса, а медицинска слика се добија на основу информације о примљеним X-зрацима на супротној страни региона. Наиме, поједини дијелови људског организма какви су примјерице кости, мека ткива и слично, због своје различите структуре имају ту особину да више или мање апсорбују пропуштене X-зраке, те се на основу ове особине исти могу адекватно представити помоћу медицинске слике.

Опречни захтјеви у погледу одређивања размака између сусједних слојева на тродимензионалној слици су са једне стране жеља за добијањем што вјеродостојније слике цјелокупног региона, а са друге стране тежња да се човјек што мање излаже рентгенском зрачењу. У првом случају, тежи се томе да се при скенирању региона сусједни слајсови практично дотичу, односно, да је размак између сусједних слајсова сведен на нулу. У другом случају, настоји се постићи да се посматрани регион представи са што мањим бројем слојева, што би значило и мању количину зрачења којој се човјек излаже. Како оба од ових захтјева не могу бити испуњена, а да се при томе добије добра представа региона од интереса са најмањом могућом количином зрачења, настоји се остварити компромис који ће задовољити оба захтјева.

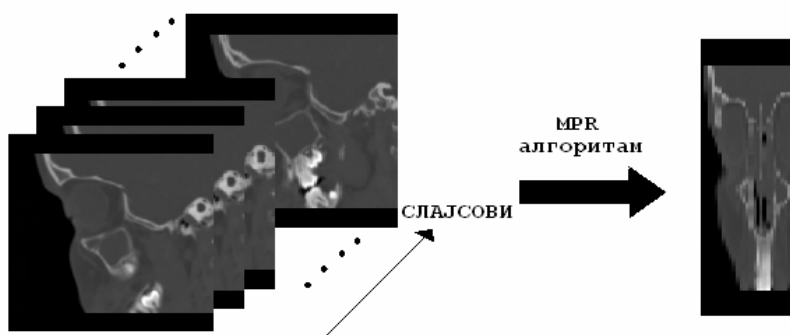
Један од најсавременијих уређаја који је својом техником скенирања региона успио да у многеме смањи количину зрачења је и *спирални СТ* апарат. Он се заснива на потпуно новом начину скенирања који је знатно повећао ефикасност СТ скенирања с обзиром на анатомску покретљивост у јединици времена. У току експозиције постоји континуално линеарно кретање стола кроз примарни лепезасти сноп и симултана континуална ротација цијеви и низа детектора. Добивајући танке и додирне пресеке спирални СТ може дати тродимензионалне реконструкције врло високог квалитета [7].

Примјер који говори о најчешћем броју слајсова који се користи за представљање неког региона од интереса је нпр. скенирање региона плућа за чије се тродимензионално представљање користи 12 слојева.

Кад се говори о предностима медицинских слика треба нагласити да се ради о сликама дигиталног формата, па се оне из меморије у којој се складиште могу поново отворити, односно посматрати. Предност наведеног се огледа у томе што је овако омогућено праћење неког процеса који се лијечи, те се могу утврдити евентуалне разлике које су временом настале (на примјер примјеном методе контролних тачака).

Из 3D медицинских слика се издвајањем појединих слојева лако добијају 2D медицинске слике слоја који се жели посматрати. Ова предност 3D медицинских слика посебно долази до изражаја код компјутерске томографије јер

иста омогућава посматрање пресека региона који се представља под различитим угловима, те његово посматрање из тих углова. Па тако, на основу само једног излагања рентгенском зрачењу добијају се слике слојева региона од интереса и из оних углова који се у почетку и нису наметнули као битни, односно, није потребно поново излагати пацијента зрачењу. Метода која то омогућава је  $MPR^{25}[10]$ , а као примјер ће се показати реконструкција пресека лобање из већ раније усликаних слојева региона синуса. Све ово је приказано на Слици 4.3.



Слика 4.3 - Приказ синуса из другог угла

## 4.2 Предиктивне методе компресије

Као основни предиктивни метод за побољшање ентропије 3D медицинских слика у овом раду кориштен је такозвани  $3D\_DPCM^{26}$  предиктор[10]. Поред њега, извршена су нека прилагођења на већ постојећи  $MED$  алгоритам за предикцију како би се исти прилагодио 3D формату медицинске слике и на тај начин искористио раније наведене карактеристике 3D медицинских слика.

### 4.2.1 $3D\_DPCM$

Овај алгоритам предикције базиран је на следећим математичким изразима:

$$d_x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} x(n_1, n_2, n_3) - x(n_1 - 1, n_2, n_3), & 0 < n_1 < l_x; \\ x(n_1, n_2, n_3), & n_1 = 0; \end{cases} \quad (4.2.1.1)$$

<sup>25</sup> Multi-Planar Reformating

<sup>26</sup> 3D Differential Pulse Code Modulation

$$d_y(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} d_x(n_1, n_2, n_3) - d_x(n_1, n_2 - 1, n_3), & 0 < n_2 < l_x; \\ d_x(n_1, n_2, n_3), & n_2 = 0; \end{cases} \quad (4.2.1.2)$$

$$d_z(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} d_y(n_1, n_2, n_3) - d_y(n_1, n_2, n_3 - 1), & 0 < n_3 < l_y; \\ d_y(n_1, n_2, n_3), & n_3 = 0; \end{cases} \quad (4.2.1.3)$$

гдје је  $x(n_1, n_2, n_3)$  улазни сигнал, тј. слика; са  $d_x(n_1, n_2, n_3)$ ,  $d_y(n_1, n_2, n_3)$  и  $d_z(n_1, n_2, n_3)$  су означене израчунати сигнали грешке предикције по осама  $x$ ,  $y$  и  $z$ , респективно. Дакле, коначна грешка предикције која се меморише је  $d_z(n_1, n_2, n_3)$ .

Из наведених израза се може примјетити да се алгоритам може примијенити како на 2D тако и на 3D слике. Трећа димензија у овом алгоритму представља редне бројеве слајсова који се налазе у саставу 3D слике, а у случају да је слика сачињена само од једног слајса (2D слика), тада је  $n_3 = 0$ . Напомиње се да су у овом случају слајсови означени редом са 0,1,2..., а при реализацији овог алгоритма у програмском пакету MATLAB кориштене су ознаке слајсова 1,2,3,... Детаљи везани за начин реализације овог алгоритма могу се прочитати у приложеном MATLAB .m фајлу, те се овдје неће детаљно наводити.

Због велике корелације која постоји између сусједних пиксела на неком од слајсова, као и корелације на нивоу воксела код 3D медицинских слика, може се очекивати да ће вриједност ентропије бити доста смањена. То се може верификовати и хистограмом грешке која се преноси и меморише, а из које се касније обрнутим поступком од претходно наведеног може једноставно реконструисати оригинална слика. О вриједностима ентропије прије и после примјењеног предиктивног посупка биће ријечи касније.

Алгоритам који ће обезбиједити ефикасну реконструкцију оригиналне слике из меморисане слике грешке дат је са:

$$d_y(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} d_y(n_1, n_2, n_3 - 1) + d_z(n_1, n_2, n_3), & 0 < n_3 < l_z; \\ d_z(n_1, n_2, n_3), & n_3 = 0; \end{cases}, \quad (4.2.1.4)$$

$$d_x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} d_x(n_1, n_2 - 1, n_3) + d_y(n_1, n_2, n_3), & 0 < n_2 < l_y; \\ d_y(n_1, n_2, n_3), & n_2 = 0; \end{cases}, \quad (4.2.1.5)$$

$$x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} x(n_1 - 1, n_2, n_3) + d_x(n_1, n_2, n_3), & 0 < n_1 < l_x; \\ d_x(n_1, n_2, n_3), & n_1 = 0; \end{cases}. \quad (4.2.1.6)$$

#### 4.2.2 3D\_MED

У циљу постизања што бољих резултата предикције који се огледају у вриједностима ентропија 3D медицинских слика након примјене алгоритама имплементирано је више њих. Уочено је да се претходно описан алгоритам предикције тродимензионалних медицинских слика може унаприједити увођењем нешто сложенијих предиктора, до чега се дошло анализирањем резултата предикције дводимензионалних слика. Реализовани тродимензионални предиктивни алгоритми базирани су на примијени *MED* алгоритама који су описани у другом поглављу овог рада и прилагођени за примјену на волуметријске слике. Поменути алгоритми су изабрани за прилагођавање из разлога што су се показали као најефикаснији за примјену на 2D медицинским сликама. О тродимензионалним предиктивним алгоритмима ће се говорити редом.

##### 4.2.2.1 3D\_MED\_base

Алгоритам који се крије под овим називом је искористио идеју *3D DPCM* алгоритма, с том разликом што је као предиктор по свим димензијама тродимензионалне слике кориштен *MED* предиктор. Наиме, предикција је вршена овим предиктором прво по свим сликама које се добију скенирањем врста тродимензионалне матрице слике; затим је на резултат ове предикције примјењен исти предиктор али овај пут по свим сликама које се добију скенирањем колона тродимензионалне матрице; те је на крају на претходно добијен резултат примјењен *MED* алгоритам на све слике које се добију скенирањем тродимензионалне матрице по свим слојевима. Дакле, сложеност новонасталог алгоритма у односу на *3D\_MED\_base* алгоритам се огледа једино у сложености коришћеног метода предикције једног посматраног пиксела, за који се сад предикција рачуна у односу на 3 сусједна пиксела из претходне врсте и колоне, а раније је био предпостављан искључиво на основу једног пиксела у току једне итерације. *3D\_MED\_base* алгоритам се може представити као:

$$m_x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} MED(x(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_1 < l_x \end{cases} \quad (4.2.2.1.1)$$

$$m_y(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} MED(m_x(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_2 < l_y \end{cases} \quad (4.2.2.1.2)$$

$$m_z(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} MED(m_y(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_3 < l_z \end{cases} \quad (4.2.2.1.3)$$

Напомиње се да је улазна тродимензионална слика овдје означена као  $x(n_1, n_2, n_3)$ , док је резултат дат са  $m_z(n_1, n_2, n_3)$ . Предиктор означен са  $MED$  се односи на већ раније описан  $MED$  алгоритам за предикцију дводимензионалних слика у оквиру другог поглавља.

Обрнут поступак, односно алгоритам који ће из  $m_z(n_1, n_2, n_3)$  дати оргиналну слику може се описати следећим формулама:

$$b_y(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} MED\_nazad(m_z(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_3 < l_z \end{cases} \quad (4.2.2.1.4)$$

$$b_x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} MED\_nazad(b_y(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_2 < l_y \end{cases} \quad (4.2.2.1.5)$$

$$x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} MED\_nazad(b_x(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_1 < l_x \end{cases} \quad (4.2.2.1.6)$$

гдје је  $MED\_nazad$  алгоритам који из резултата добијеног  $MED$  алгоритмом даје оргиналну слику. Као потврда вјеродостојне реконструкције тродимензионалне слике врши се поређење почетне, те слике добијене описаним обрнутим поступком од поступка предикције. Како резултат тог поређења добија се пзитивна потврда, односно, реконструкција је реализована и без најмањих занемарења.

За извршавање описаног метода предикције тродимензионалне слике реализоване су адекватне функције, а наведене су са свим осталим функцијама у Прилогу дипломског рада.

#### 4.2.2.2 3D\_MED\_dif

Даља надоградња описаних алгоритама се базира на комбинацији раније описаног дводимензионалних метода предикције медицинских слика (*MED*), те једноставног предиктора који претпоставља посматрану слику на основу слике на претходном слајсу, а добијени алгоритам је назван *3D\_MED\_dif* алгоритам предикције тродимензионалних слика. Овај алгоритам предикције у почетку прво врши *MED* алгоритам на све слике по врстама, колонама, слајсовима, те при томе памти резултате добијене овим методама. Затим се рачунају ентропије за све добијене тродимензионалне матрице грешке из претходног поступка, а ону која даје најбоље резултате шаље се на даљу обраду. Даља обрада подразумијева покушај да се још више смањи вриједност ентропије тродимензионалне матрице грешке, те се у ту сврху „исправно“ преноси само њен први слајс, а на позицији осталих се преноси слајс грешке. Под слајсом грешке се подразумијева разлика посматраног и претходног слајса тродимензионалне матрице грешке која се преноси. На овај начин се добија нова тродимензионална матрица грешке, чија се ентропија такође рачуна. Уколико се добио бољи резултат ентропије од претходно најбољег, новонастала матрица грешке се узима као релевантна, а ако не, онда се као коначни резултат узима она тродимензионална матрица грешке која је дала најбољу вриједност ентропије.

Каратак опис алгоритма дат је наредним псеудокодом.

```
%po svim slajsovima
m1 = MED(slike);
%po svim vrstama
m2 = MED(slike);
%po svim kolonama
m3 = MED(slike);

e_min = min(e1,e2,e3);
% gdje su e1, e2, e3 entropije redom za m1, m2, m3
% odredi se kojem m"i" odgovara e_min, te se on dalje
%obradjuje

% za prvi slajs
m(:, :, 1) = mi(:, :, 1);
% za ostale slajsove
m(:, :, k) = mi(:, :, k) - mi(:, :, k-1);

%nova entropija je:
e = entropy(m);
```



```
% provjerava se da li je e manje od e_min koja odgovara %
m"i" te ako jeste prenosi se m, a ako nije prenisi se %
kao rezultat se pamti sam m"i". Dakle:

ako je (e>e_min)
rezultat = m;

u suprotnom:
rezultat = m"i";
```

#### 4.2.2.3 3D\_MED\_DPCM

Још један имплементиран алгоритам прилагођен раду са тродимензионалним сликама је назван *3D\_MED\_DPCM*. Он подразумева предикцију тродимензионалне слике по свим врстама, колонама, слајсовима *MED* алгоритмом, при чему се памти свака од новонасталих тродимензионалних матрица. За њих се потом рачунају вриједности етропија, те се она чија је ентропија најмања пушта у даљу обраду која подразумева примјену *3D\_DPCM* алгоритма.

Каратак опис алгоритма слиједи:

```
%po svim slajsovima
m1 = MED(slike);
%po svim vrstama
m2 = MED(slike);
%po svim kolonama
m3 = MED(slike);

e_min = min(e1,e2,e3);
% gdje su e1, e2, e3 entropije redom za m1, m2, m3
% odredi se kojem m"i" odgovara e_min, te se on dalje
%obradjuje

rezultat = DPCM(m"i")

% gdje je DPCM, funkcija koja vrsi 3D_DPCM algoritam
```

### 4.2.3 3D\_GAP

Аналогно размишљање које је искориштено и тестирано при реализацији *3D\_MED\_base* алгоритма примјењује се и овдје. Нови алгоритам је назван *3D\_GAP* алгоритам предикције тродимензионалних слика, а исти се једноставно може представити на сљедећи начин:

$$g_x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} GAP(x(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_1 < l_x \end{cases} \quad (4.2.3.1)$$

$$g_y(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} GAP(g_x(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_2 < l_y \end{cases} \quad (4.2.3.2)$$

$$g_z(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} GAP(g_y(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_3 < l_z \end{cases} \quad (4.2.3.3)$$

Дакле, сложеност овог алгоритма при поређењу са *3D\_DPCM* алгоритмом огледа се једино у сложености *GAP* алгоритма који је детаљно описан у оквиру друге главе.

Како би се из овако пренешене тродимензионалне слике грешке  $g_z(n_1, n_2, n_3)$  реконструисала оргинална тродимензионална слика  $x(n_1, n_2, n_3)$ , користи се обрнут поступак описан са:

$$c_y(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} GAP\_nazad(g_z(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_3 < l_z \end{cases} \quad (4.2.3.4)$$

$$c_x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} GAP\_nazad(c_y(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_2 < l_y \end{cases} \quad (4.2.3.5)$$

$$x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} GAP\_nazad(c_x(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_1 < l_x \end{cases} \quad (4.2.3.6)$$

гдје је *GAP\_nazad* алгоритам који из резултата добијеног *GAP* алгоритмом даје оргиналну слику. Као потврда вјеродостојне реконструкције тродимензионалне слике врши се поређење почетне, те слике добијене описаним обрнутим поступком

од поступка предикције. Како резултат тог поређења добија се позитивна потврда, односно, реконструкција је реализована и без најмањих занемарења.

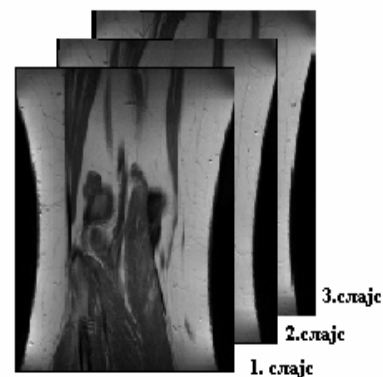
### ***4.3 Анализа предиктивних метода компресије***

Тестирања описаних метода из овог поглавља су се вршила на више серија медицинских слика у зависности од региона који се на тим сликама представљао, те у зависности од модалитета слике који је при том кориштен. При томе су се анализирали два параметра. Први параметар се односи на вриједност ентропије тродимензионалне слике у зависности од броја слајсова који се користи за представљање региона од интереса, а други параметар је везан за степен компресије постигнут након примјене Хафмановог кодера на овако добијену тродимензионалну слику са побољшаном вриједношћу ентропије.

Примјери неких од 3D слика које су кориштене за тестирање дате су на Слици 4.4 и Слици 4.5.



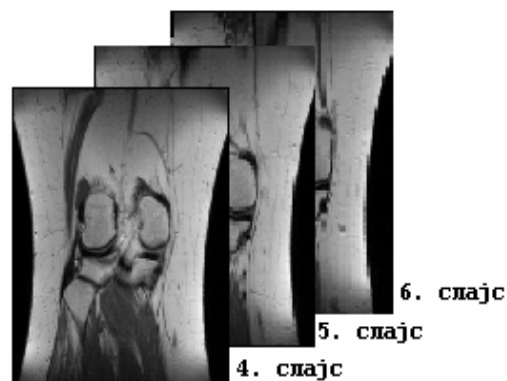
а) (димензије слајса 378\*384)



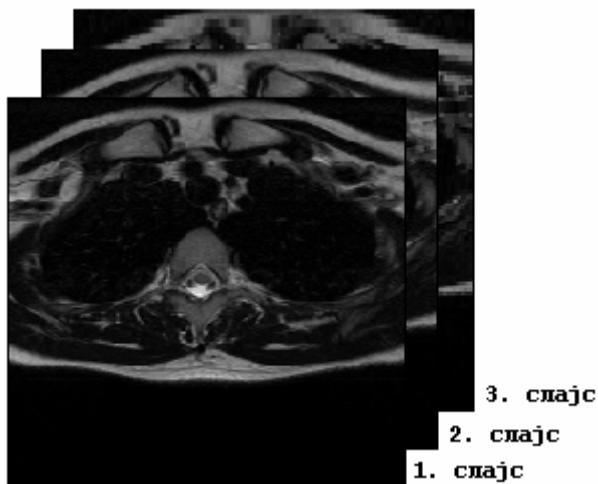
б) (димензије слајса 320\*288)



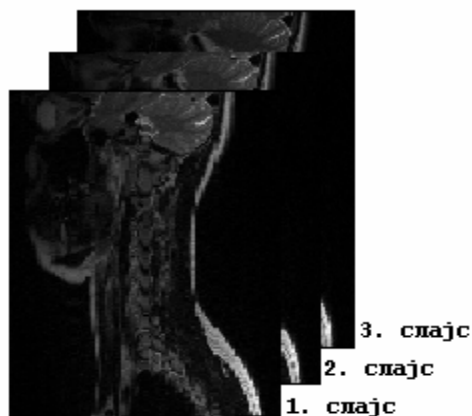
в) (димензије слајса 320\*320)



г) (димензије слајса 320\*288)

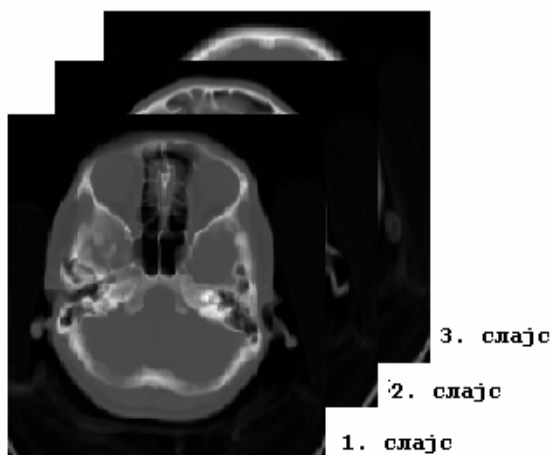


д) (димензије слајса 640\*576)

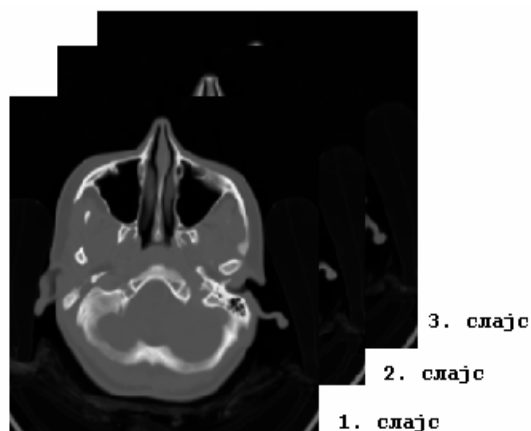


е) (дмензије слајса 384\*384)

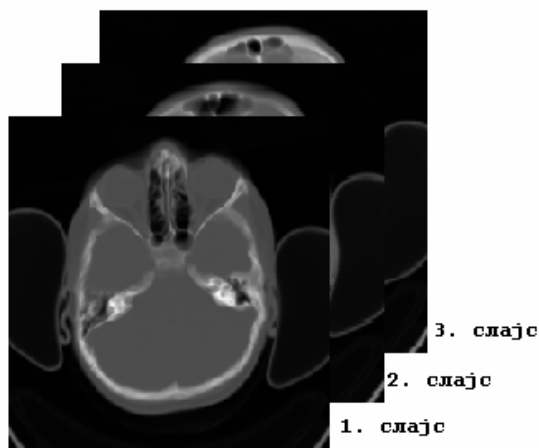
Слика 4.4 - Примјери 3D тестних MRI слика – а) прва 3 слајса прве 3D слике кичменог стуба, б) прва 3 слајса прве 3D слике кољена, в) прва 3 слајса друге 3D слике кичменог стуба, г) 4., 5., 6. слајсови друге 3D слике кољена, д) прва 3 слајса 3D слике пресека кичме, е) прва 3 слајса 3D слике вратне кичме



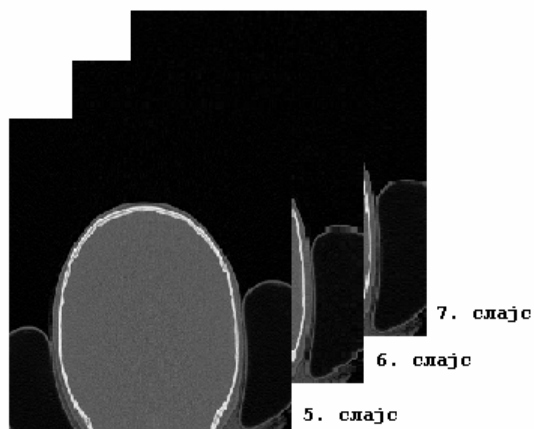
а) (димензије слајса 512\*512)



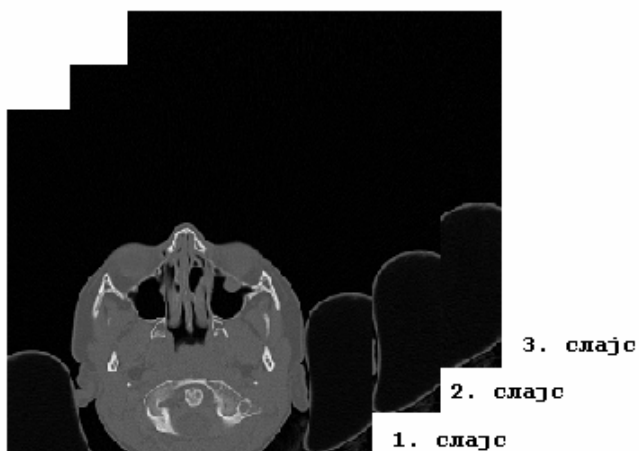
б) (димензије слајса 512\*512)



в) (димензије слајса 512\*512)



г) (димензије слајса 512\*512)



д) (димензије слајса 512\*512)

Слика 4.5 – Примјери 3D тестних СТ слика – а) прва 3 слајса прве 3D слике мозга, б) прва 3 слајса друге 3D слике мозга, в) прва 3 слајса треће 3D слике мозга, г) 5.,6.,7. слајс прве 3D слике синуса, д) прва 3 слајса друге 3D слике синуса

Тестирање је рађено на 3D CT сликама (6 3D CT слика са 15 слајсова) , те на 3D MRI сликама (5 3D MRI слика са 15 слајсова) . За сваку 3D слику су формиране табеле које приказују постигнуту вриједност ентропије након примјене опосаних метода предикције, те степене компресије добијене након примјене Хафмановог кодовања . Како би добијене вриједности биле релевантне, односно, како би се на основу добијених података могао извести тражени закључак о томе која од претходно описаних метода даје најбоље резултате, извршено је усредњавање вриједности, те се за сваку од сетова слика добијају усредњене вриједности и дате су у Табели 4.1 и Табели 4.2 за MRI слике.

Табела 4.1 – Средње вриједности ентропије 3D MRI слика за различите методе предикције у зависности од броја слајсова на 3D слици

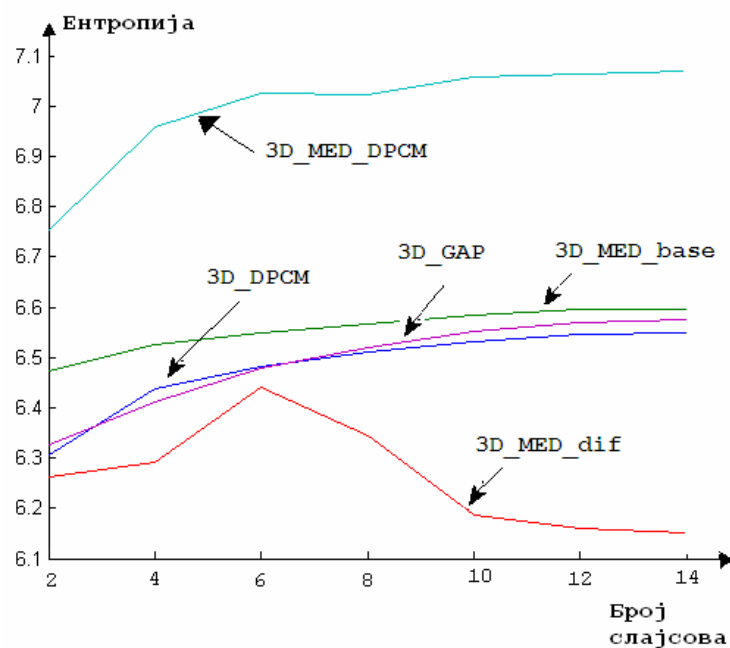
	2	4	6	8	10	12	14
3D DPCM	6.3054	6.4375	6.4824	6.5105	6.5322	6.5461	6.5485
3D MED base	6.4731	6.5263	6.5489	6.5671	6.5838	6.5951	6.5959
3D MED dif	6.2620	6.2913	6.4415	6.3442	6.1848	6.1610	6.1520
3D MED DPCM	6.7549	6.9587	7.0267	7.0221	7.0574	7.0638	7.0703
3D_GAP	6.3257	6.4102	6.4780	6.5207	6.5506	6.5686	6.5742

Табела 4.2 – Средње вриједности степена компресије 3D MRI слика за различите методе предикције у зависности од броја слајсова на 3D слици након Хафмановог кодовања

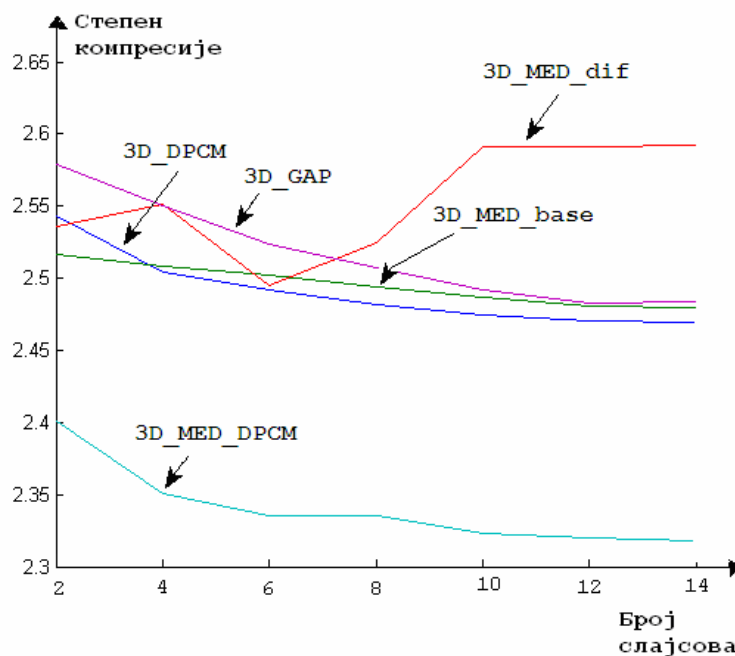
	2	4	6	8	10	12	14
3D DPCM	2.5431	2.5044	2.4915	2.4821	2.4745	2.4699	2.4693
3D MED base	2.5160	2.5083	2.5017	2.4939	2.4864	2.4808	2.4792
3D MED dif	2.5357	2.5508	2.4952	2.5246	2.5912	2.5911	2.5926
3D MED DPCM	2.4010	2.3503	2.3354	2.3353	2.3235	2.3198	2.3175
3D_GAP	2.5792	2.5497	2.5235	2.5070	2.4922	2.4829	2.4842

Током процеса тестирања 3D MRI слика се показало да се при тестирању већих формата 3D слика каква је примјерице слика пресјека кичме приказана на Слици 4.6, добијају мање вриједности ентропије, односно веће вриједности степена компресије примјеном 3D\_MED\_DPCM алгоритма. Са друге стране, уколико су 3D MRI слике мањих формата, односно, да се региони од интереса представља сликама мањих димензија, бољи резултати се постижу примјеном 3D\_MED\_dif алгоритма. Овај алгоритма даје нешто већи степен компресије у односу на сам 3D\_DPCM алгоритам, али са друге стране сам поступак предикције се усложњава.

Подаци из претходно наведених табела се могу представити и графички у зависности од броја коришћених слајсова у 3D слици, а засебно за сваки од метода предикције у циљу боље прегледности постигнутих резултата. Графици су дати на Сликама 4.6-4.7.



Слика 4.6 – Графички приказ зависности просјечне вриједности ентропије од броја коришћених слајсова за приказ 3D MRI слика за све методе предикције



Слика 4.7 - Графички приказ средње вриједности степена компресије постигнутих Хафмановим кодером у зависности од броја коришћених слајсова за приказ 3D MRI слика за све методе предикције

Разматрајући графике на претходним сликама, примјећује се да су *3D\_MED\_base*, те *3D\_GAP* алгоритми по карактеристикама резултата јако слични *3D\_DPCM* алгоритму, што ће се у даљем тестирању показати као кључно. Исто тако, варијације које се јављају у зависности од броја слајсова код *3D\_MED\_dif* алгоритма нису погодне, те се исти треба додатно размотрити.

Аналогно тестирање је извршено и на 3D CT сликама, а резултати су дати у Табелама 4.3-4.4, те на Сликама 4.8-4.9.

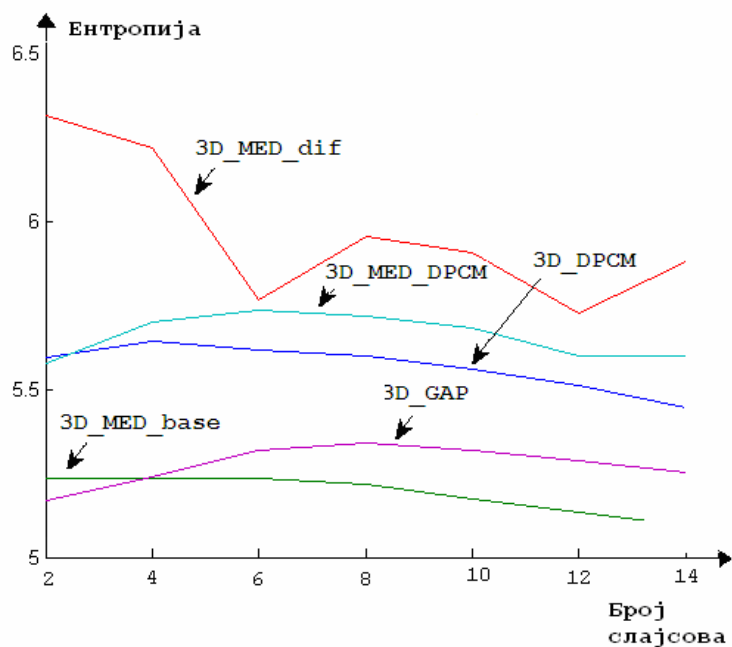
Табела 4.3 – Средње вриједности ентропије 3D слике за различите методе предикције у зависности од броја слајсова на 3D CT слици

	2	4	6	8	10	12	14
3D DPCM	5.5964	5.6434	5.6159	5.5983	5.5614	5.5088	5.4466
3D MED base	5.2357	5.2345	5.2329	5.2152	5.1750	5.1338	5.0935
3D MED dif	6.3140	6.2183	5.7674	5.9529	5.9073	5.7258	5.8785
3D MED DPCM	5.5762	5.7016	5.7345	5.7155	5.6808	5.5992	5.5992
3D GAP	5.1702	5.2380	5.3158	5.3406	5.3194	5.2894	5.2519

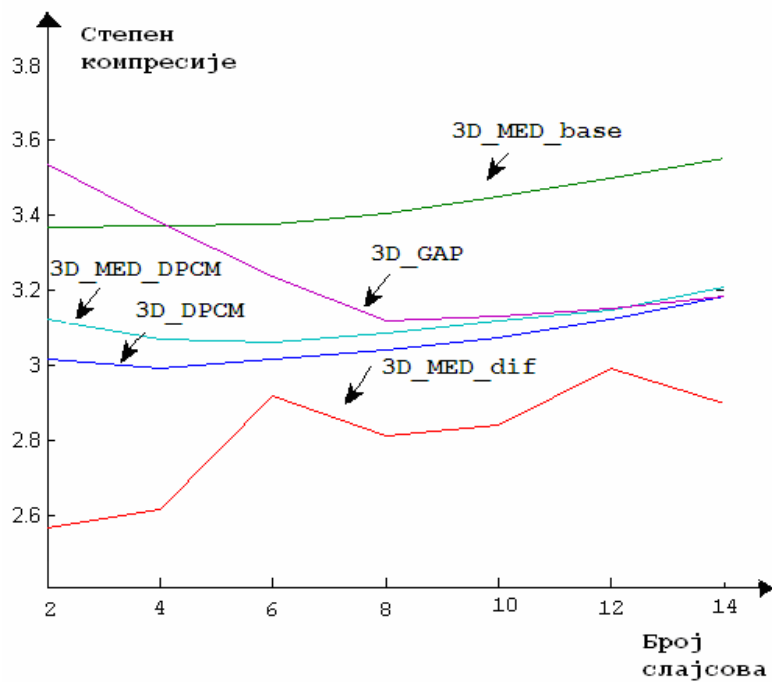
Табела 4.4 – Средње вриједности степена компресије 3D слике за различите методе предикције у зависности од броја слајсова на за приказ 3D CT слика слици након Хафмановог кодовања

	2	4	6	8	10	12	14
3D DPCM	3.0167	2.9898	3.0170	3.0395	3.0723	3.1205	3.1842
3D MED base	3.3661	3.3710	3.3760	3.4030	3.4505	3.5007	3.5538
3D MED dif	2.5658	2.6159	2.9175	2.8134	2.8389	2.9914	2.8988
3D MED DPCM	3.1209	3.0704	3.0627	3.0844	3.1184	3.1484	3.2093
3D GAP	3.5345	3.3808	3.2370	3.1200	3.1294	3.1532	3.1844





Слика 4.8 - Графички приказ зависности просјечне вриједности ентропије од броја кориштених слајсова за приказ 3D CT слика за све методе предикције



Слика 4.9 - Графички приказ средње вриједности степена компресије постигнутих Хафмановим кодером у зависности од броја кориштених слајсова за приказ 3D CT слика за све методе предикције

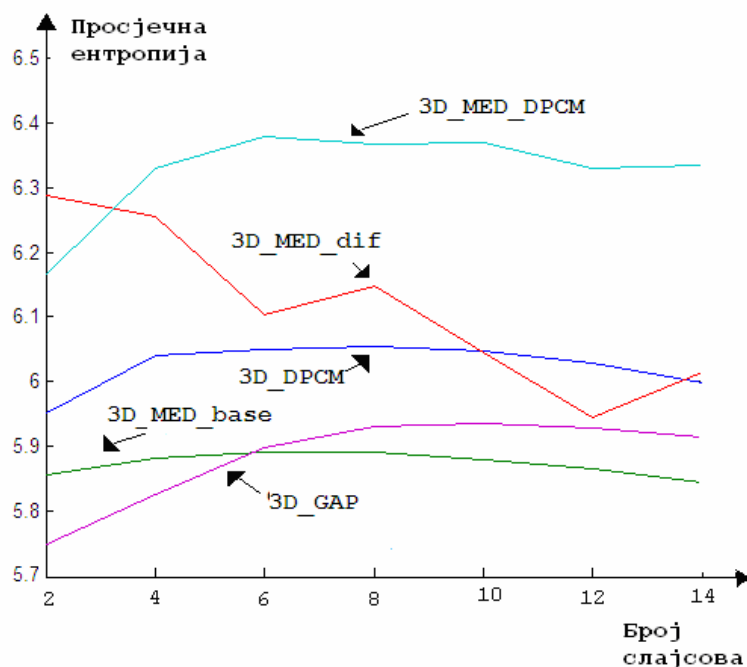
Сумирани резултати за све тестиране тродимензионалне слике дати су у табелама које слиједе. Прва табела се односи на просјечне вриједности ентропија за све алгоритма, а друга представља просјечне постигнуте вриједности степена компресије за све алгоритме.

*Табела 4.5 – Просјечне вриједности ентропија за све тестиране тродимензионалне слике дате у зависности од метода предикције, те броја коришћених слајсова у слици*

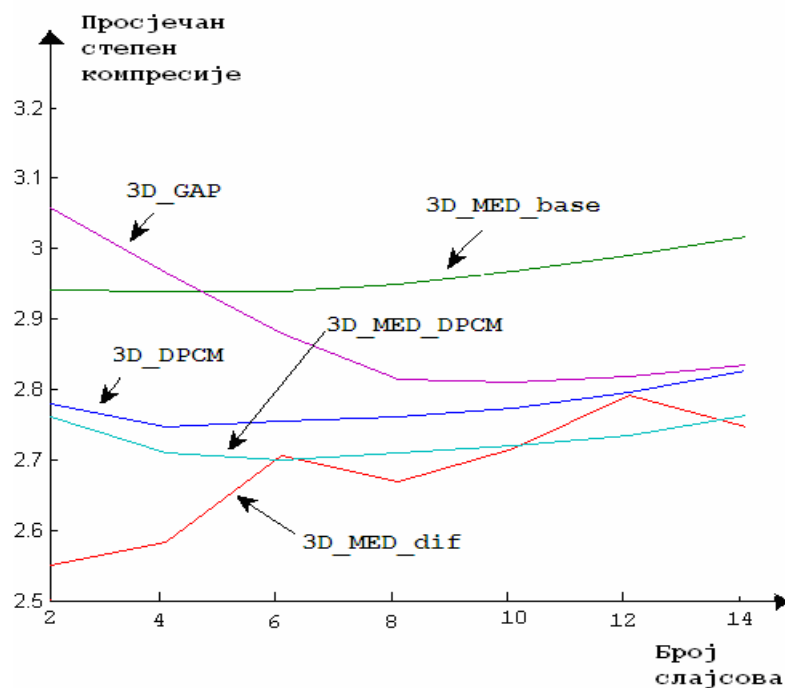
Просјечне вриједности ентропија	2	4	6	8	10	12	14
3D_DPCM	5.9509	6.0404	6.0492	6.0544	6.0468	6.0275	5.9976
3D_MED_base	5.8544	5.8804	5.8909	5.8911	5.8794	5.8644	5.8447
3D_MED_dif	6.2880	6.2548	6.1044	6.1486	6.0461	5.9434	6.0153
3D_MED_DPCM	6.1655	6.3301	6.3806	6.3688	6.3691	6.3315	6.3347
3D_GAP	5.7480	5.8241	5.8969	5.9307	5.9350	5.9290	5.9131

*Табела 4.6 – Просјечне вриједности степена компресије за све тестиране тродимензионалне слике дате у зависности од метода предикције, те броја коришћених слајсова у слици*

Просјечан степен компресије	2	4	6	8	10	12	14
3D_DPCM	2.7799	2.7471	2.7542	2.7608	2.7734	2.7952	2.8268
3D_MED_base	2.9410	2.9397	2.9389	2.9485	2.9684	2.9908	3.0165
3D_MED_dif	2.5507	2.5834	2.7064	2.6690	2.7151	2.7912	2.7457
3D_MED_DPCM	2.7609	2.7104	2.6990	2.7099	2.7210	2.7341	2.7634
3D_GAP	3.0568	2.9653	2.8803	2.8135	2.8108	2.8180	2.8343



Слика 4.10 – Просјечне вриједности ентропија за све тестиране тродимензионалне слике дате у зависности од метода предикције, те броја коришћених слајсова у слици



Слика 4.11 - Просјечне вриједности степена компресије за све тестиране тродимензионалне слике дате у зависности од метода предикције, те броја коришћених слајсова у слици

#### 4.4 Поређење предиктивних метода компресије

Након обављених тестирања имплементираних алгоритама на више серија тродимензионалних слика, те приказа постигнутих резултата, потребно је уочити предности и недостатке сваког од алгоритама. На основу ових параметара предложиће се оптимална метода предикције тродимензионалних медицинских слика.

Осврћући се на табеле 4.5-4.6 које приказују просјечне вриједности ентропија и степена компресије за све серије тродимензионалних медицинских слика примјећује се да предложене предиктивне методе под називом *3D\_MED\_base* и *3D\_GAP* значајно поправају ове вриједности у односу на основну идеју предикције тродимензионалних медицинских слика заснованих у *3D\_DPCM* алгоритму. Са друге стране, потребно је говорити и о сложености имплементираних алгоритама како би се исти упоредили и по питању хардверске захтјевности, под којом се подразумјева број операција који се изврше примјеном сваке од метода. Предпоставиће се да се ради о тродимензионалним сликама величине  $m \times n \times p$ . Ради прегледности података ове „цијене коштања“ алгоритама приказане су Табелом 4.7.

Табела 4.7 – Број операција потребних за извршавање предложених алгоритама

Метод предикције	Цијена коштања
3D_DPCM	$((n(m-1) + m(n-1)) * (p-1))$
3D_MED_base	$9(p-1)(m-1)(n-1) + (p-1)(m+n-2)$
3D_MED_dif	$3(9p(m-1)(n-1) + p(m+n-2)) + (p-1)mn$
3D_MED_DPCM	$3(9p(m-1)(n-1) + p(m+n-2)) + ((n(m-1) + m(n-1)) * (p-1))$
3D_GAP	$30 * ((m-3)(n-3)(p-1) + (m-3)(n-1)(p-3) + (m-1)(n-3)(p-3)) + 5 * (p-1)mn$

За илустрацију броја потребних операција које се користе при извршавању сваког од алгоритама, уводи се сљедећи примјер.

Примјер 2:

Нека су димензије слике  $512 \times 512 \times 10$ , тада број извршених операција за сваки од алгоритама има бројчане вриједности дате Табелом 4.8.

Табела 4.8 – Број операција за извршавање предложених алгоритама за димензије слике  $512 \times 512 \times 10$ 

Метод предикције	Број операција
3D_DPCM	4709376
3D_MED_base	21159999
3D_MED_dif	72892626
3D_MED_DPCM	75242706
3D_GAP	190989930

Разматрајући постигнуте резултате који се огледају у просјечним вриједностима ентропије и степена компресије са једне стране, те цијене коштања за сваки од имплементираних алгоритама за предикцију тродимензионалних медицинских слика, долази се до опречних закључака. Наиме, због своје робусности у погледу сложености алгорита и лошијих вриједности ентропије, те степена компресије, методи предикције какви су *3D\_MED\_dif* и *3D\_MED\_DPCM* се могу у потпуности одбацити. Међутим, кад се говори о методама предикције какве су алгоритми *3D\_MED\_base*, *3D\_GAP* и *3D\_DPCM* долази се до дилеме. Прва два алгоритма значајно повећавају постигнуте степене компресије, односно смањују просјечан број потребних бита за меморисање једног пиксела на тодимензионалној слици, али исто тако усложњавају и сам поступак предикције у поређењу са алгоритмом *3D\_DPCM*. *3D\_DPCM* даје нешто лошије резултате у погледу вриједности ентропије и степена компресије, али се његова предност огледа у једноставности имплементираних алгорита, као и раније поменутој могућности реконструкције и приказа на слајсовима неког другог пресека региона од интереса који се посматра (*MPR-[10]*). Кад се пореде број операција који се изврши при компресији једне тродимензионалне слике *3D\_MED\_base* те *3D\_GAP* алгоритмом, први има велику предност, јер је број потребних операција око 9 пута мањи од оног код *3D\_GAP* алгоритма. Исто тако, степен компресије код *3D\_GAP* алгоритма знатно опада са повећањем броја слајсова у тродимензионалној слици, док то није случај код *3D\_MED\_base* алгоритма.

Дакле, уколико је циљ добити што једноставнији алгоритам предикције, на уштрб нешто лошијих резултата бира се *3D\_DPCM* алгоритам, а у супротном, ако се захтјевају што бољи резултати у погледу степена компресије предност има *3D\_MED\_base*.