

## 3 Компресија 2D медицинских слика

Након открића рентгенског зрачења област која се бави примјеном X-зрака у медицини досеже до тога да се помоћу рентгенских снимања могу начинити слике које приказују унутрашњост региона људског организма. 70-тих година прошлог вијека превазилази се и основни проблем који се јавља при употреби X-зрака за приказивање унутрашњости људског тијела, а то је уклањање сјенки у сликама добијеним овом методом. Ово рјешење даје компјутеризована томографија. Стога се ове методе све више примјењују у медицини при дијагностиковању, праћењу, те лијечењу разних обољења људског организма. Ово доводи до појаве све већег броја начињених медицинских слика које је потребно чувати, што представља проблем везан за заузимање огромног меморијског простора. Зато је потребно извршити анализу медицинских слика, те законитости које су се при анализи уочиле, искористити за њихову компресију како би заузели што мањи меморијски простор. Како је већ раније наглашено, потребно је обезбиједити идеалну реконструкцију оригиналних слика при њиховом читавању из меморије, што значи да компресија треба бити без губитака.

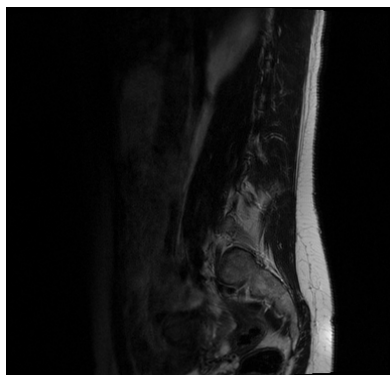
### 3.1 2D медицинске слике

Приликом једног снимања пацијента прави се више 2D снимака који се још називају и слајсови. Слајсови су снимци једног истог региона од интереса начињени са већим или мањим међусобним размаком, а све у циљу постизања што боље представе посматраног региона (органа) како би се лакше успоставила дијагноза.

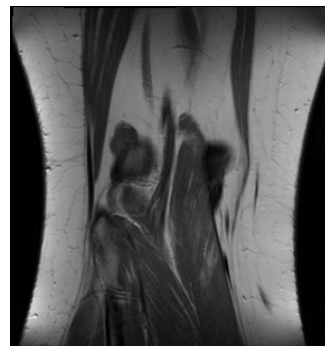
Сусједни 2D снимци (слајсови) истог региона су окарактерисани малом међусобном разликом, што ће бити детаљније појашњено у четвртом поглављу и искориштено у процесу предикције 3D медицинских снимака.

### 3.2 Поређење метода компресије 2D медицинских слика

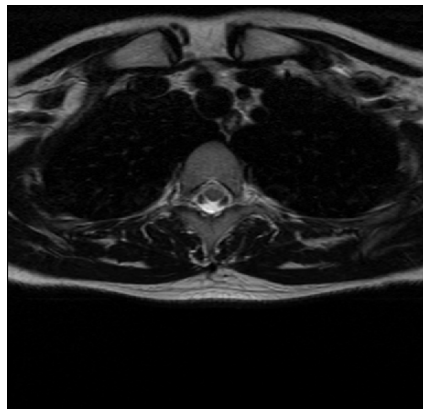
За предикцију 2D медицинских слика ће се искористити већ раније описани и тестирани методи за предикцију у склопу другог поглавља, а који су препоручени у оквиру стандарда који се баве методама компресије слике без губитака. Сlike које су кориштене за тестирање приказане су на сликама 3.1 и 3.2 у својој умањеној форми, а оригиналне слике су приложене на CD-у. Овдје су наведене и њихове оригиналне димензије. Примјетимо да се у случају *MRI* слика у новије вријеме појављују слике различитих димензија у зависности од региона који се приказује том сликом. За *CT* слике димензије од 512\*512 су поштоване.



a) Kicma1 (378\*384)

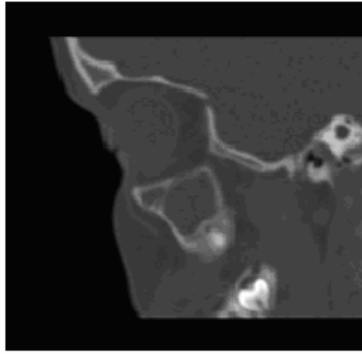


b) Koljeno (320\*288)

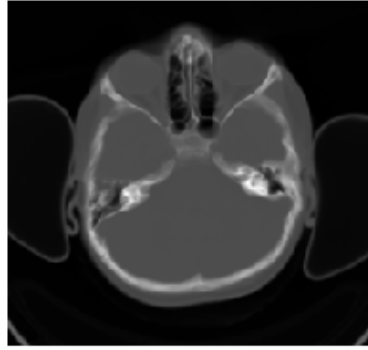


c) Kicma2 (640\*576)

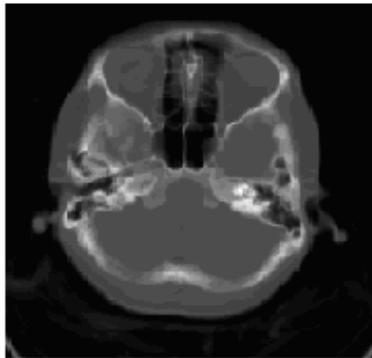
Слика 3.1 - Примјери медицинских 2D MR слика



а) Регион синуса 1 (512\*512)



б) Мозак 1 (512\*512)



в) Мозак 2 (512\*512)

Слика 3.2 - Примјери медицинских 2D CT слика

У случају компресије медицинских 2D снимака могу се искористити већ раније имплементирание MATLAB .m функције за компресију мирних слика методама предикције. Дакле, алгоритми који су описани у другом поглављу искориштени су и овдје. Функције које се односе на имплементацију *JPEG* и *MED* алгоритма не треба мијењати, већ се као раније написане за компресију мирних тестних слика могу искористити и при компресији медицински снимака. Адаптације које су извршене у раније описаним алгоритмима односе се на *GAP* алгоритам, јер се код истог, ради реализације бољег предиктора, требају прилагодити прагови који се односе на одређивање ивица.

Водећи рачуна о томе да се за представљање неких медицинских слика користи више од 8 бита, а знајући да је *GAP* алгоритам подешен за предикцију управо оваквих слика, потребно је подесити прагове одлучивања у овом алгоритму. Под овим се подразумева да се у случају нпр. *CT* снимака, код којих се користи 12 бита за њихово представљање ранија скала од 0 до 256 скалира на ону од 0 до 4096.

Працизније речено, раније кориштени прагови у *GAP* алгоритму се подешавају за овакву репрезентацију снимака, и то:

$$\pm 80 \rightarrow \pm 1280, \quad \pm 32 \rightarrow \pm 512, \quad \pm 8 \rightarrow \pm 128.$$

Како се у општем случају може десити да се при представљању неких региона од интереса не користи читав опсег вриједности сивог који се може представити са 12 бита, логично је претходно описани поступак ручног подешавања прага унаприједити тако што ће се исти одређивати динамично. Под овим појмом се подразумијева да се после очитавања слике над којом се жели извршити предикција, одреде њена минимална и максимална кориштена вриједност пиксела, те да се ове вриједности узму као граничне вриједности новог опсега. Затим се врши исти поступак пресликавања опсега један у други, као што је описано у претходном примјеру. Дакле, раније фиксне вриједности прагова се пресликавају у нове, следећим алгоритмом:

```
a1 = max(max(aa));
a2 = min(min(aa));

± 80 → ± m1 = 80 * (a1-a2) / 256;
± 32 → ± m2 = 32 * (a1-a2) / 256;
± 8  → ± m3 = 8 * (a1-a2) / 256;
```

Овдје је *aa* улазна слика, а *m1*, *m2*, *m3* нови прагови који ће се искористити при порцесу предикције *GAP* алгоритмом.

У програмском пакету MATLAB су имплементиране функције које вриједности ентропије које се постижу примјеном управо описаних алгоритама реда у табелу за све слике, а наведене су у Прилогу.

Резултати постигнутих вриједности ентропија су дати у Табели 3.1, а односе се на *JPEG*, *MED*, *GAP* алгоритам, те претходно описане *GAP* са корекцијом вриједности прагова. Ове методе предикције су означене као *Праг1*, односно *Праг2*. Табела 3.1 се односи на ултразвучне слике, док се Табела 3.2 односи на *CT* слике.

Табела 3.1 – Ентропија за медицинске 2D MR слике постигнуте JPEG, MED, GAP алгоритмима, те након корекције прагова одлучивања у GAP алгоритму

	Кичма1	Кољено	Кичма2	Просјечно
X	7.1000	10.1650	7.8079	8.3576
A	5.8289	7.7334	5.4136	6.3253
B	5.3964	7.0385	6.0923	6.1757
C	5.9937	7.9393	6.3099	6.7476
A+B-C	5.5330	6.8487	4.6057	5.6625
A+ (B-C) / 2	5.3111	6.7361	5.2831	5.7768
B+ (A-C) / 2	5.4868	7.1625	4.8081	5.8191
(A+B) / 2	5.3510	7.1437	5.4102	5.9683
MED	5.2707	6.7097	4.7977	<b>5.5927</b>
GAP	5.1924	6.7170	4.9320	5.6138
Праг 1	5.2071	6.7147	5.1446	5.6888
Праг 2	5.1933	6.6352	5.1042	5.6442

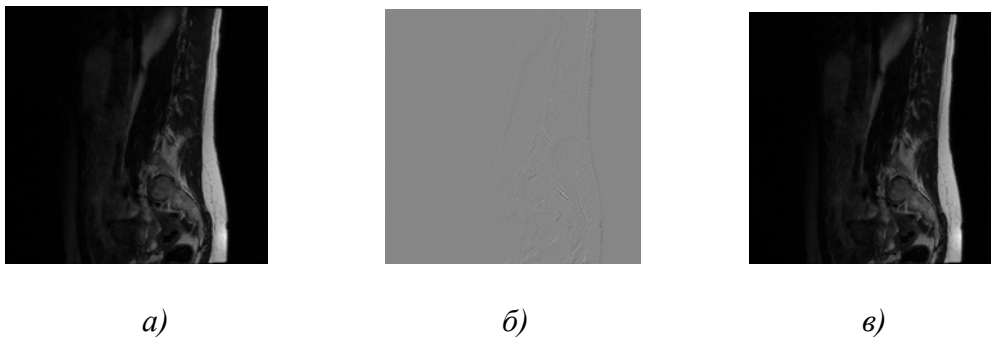
Табела 3.2 – Ентропија за медицинске 2D CT слике постигнуте JPEG, MED, GAP алгоритмима, те након корекције прагова одлучивања у GAP алгоритму

	Синуси	Мозак1	Мозак2	Просјечно
X	7.4868	9.5614	8.9488	8.6657
A	4.7190	5.9720	5.2307	5.3072
B	4.7920	5.8967	5.2580	5.3157
C	5.1685	6.4262	5.7331	5.7760
A+B-C	3.0694	4.1491	3.8575	3.6920
A+ (B-C) / 2	3.9229	5.0203	4.4662	4.4698
B+ (A-C) / 2	3.8859	5.0794	4.4655	4.4770
(A+B) / 2	4.3357	5.5017	4.8584	4.8986
MED	3.5423	4.6689	4.2346	<b>4.1786</b>
GAP	3.9341	5.0071	4.5059	4.4837
Праг 1	4.0280	5.1138	4.5731	4.5716
Праг 2	4.0414	5.1145	4.5676	4.5745

Након анализе вриједности ентропија постигнутих поменутих предиктивним методама, може се одабрати и предложити за даље кориштење она која даје најмању вриједност ентропије слике. Управо тај предиктор ће се примјенити на оригиналну слику, као резултат ће се добити нова слика која ће имати вриједност ентропије знатно мању од оригиналне слике, што ће погодovati даљем

процесу компресије слике неким од ентропијских кодера какав је Хафманов кодер. Дакле, у наставку рада при предикцији велике базе слика, користи се само предложени предиктор, а не сви раније испитани предиктори.

Како би се показало да наведене методе предикције не уносе ни најмање губитке, односно да је из слике грешке могуће у потпуности реконструисати оригиналну слику рачуна се средњеквадратна грешка, чија је вриједност у овом случају једнака нули. На Слици 3.3 су приказане оригинална слика, слика грешке, те слика добијена након реконструкције. Још једном се напомиње да је потврда добре реконструкције оригиналне слике имплементирана у свим реализованим функцијама, те да се она даје као трећи излазни параметар поменутих функција.



Слика 3.3 – а) Оригинална слика, б) Слика грешке предикције, в) Реконструисана слика

Да би се упоредили резултати добијени примјеном неких од описаних метода компресије мирних слика предиктивним кодовањем може се искористити јавно доступан, готов софтвер за компресију базиран на *JPEG Lossless* стандарду. Такав је и софтвер *JLS Encoder* реализован од стране *HP-a*<sup>18</sup>. Њега карактерише једноставна употреба која омогућава кодовање, те декодовање слика које могу бити у једном од следећих формата: *PGM*<sup>19</sup>, *PPM*<sup>20</sup>, *BMP*<sup>21</sup>. Као резултат процеса кодовања ових формата добија се *.jls* фајл, док се из њега лако може добити почетна слика избором опције декодовања из *File* менија.

Неке од важних поставки које се могу подешавати је и избор врсте кодовања која ће се изводити у смислу избора кодовања са или без губитака. Како овај кодер користи *DCT*<sup>22</sup> не може се гарантовати да ће се примјеном енкодера добити оригинална слика без и најмањих губитака. Стога се овакав начин кодовања наизва *Near Lossless*. Уколико је избор на кодовању са губицима, степен губитака који се дозвољава при процесу компресије се подешава у дијелу намјењеном за вриједност грешке. Како се у овом раду бавимо медицинским сликама, губици нису

<sup>18</sup> *Hewlett & Packard*

<sup>19</sup> *Portable Graymap*

<sup>20</sup> *Portable Pixmap*

<sup>21</sup> *Windows Bitmap*

<sup>22</sup> *Discrete Cosine Transform*

дозвољени, па се ова вриједност грешке подешава на 0, односно, користимо компресију без губитака.

Ефикасност алгоритма је поређена на мирној слици *lena.pgm* која се већ раније користила за тестирање. Кодовањем ове слике поменути софтвером даје степен компресије једнак 1.89. Напомиње се да је компресија наведене слике анализирана у другом поглављу овог рада, те се сад детаљно неће говорити о поступцима, већ ће се постигнути резултати само навести. Наиме, сама слика је окарактерисана вриједношћу ентропије од 7.4451, док се примјеном побољшаног *GAP* алгоритма добија вриједност ентропије од 4.3994. Овим се постиже да се примјеном Хафмановог кодера на слику добијену након процеса предикције добијамо степен компресије од 1.8000. Уколико се не би користио *GAP* алгоритам предикције прије Хафмановог кодера, степен компресије који би постигли је 1.0693. Дакле, алгоритми описани у другом поглављу овог рада у многоме побољшавају степен компресије мирних слика, у односу на онај степен компресије који би се добио примјеном само Хафмановог кодовања на оригиналну слику. Међутим, резултати постигнути примјеном предложених алгоритама дају лошије степене компресије у поређењу са *JLS Encoder*-ом. Са друге стране, предиктивне методе су брже и једноставније за реализацију од трансформационих метода.