

PREDIKTIVNA KOMPRESIJA 3D MEDICINSKIH SLIKA

Slavica Savić, Aleksej Avramović

Elektrotehnički fakultet, Univerzitet u Banjoj Luci

Sadržaj – Kao posljedica primjene novih tehničkih mogućnosti u savremenoj, medicinskoj dijagnostici javlja se potreba za kompresijom medicinskih slika koja zahtjeva poseban pristup. U cilju sto efikasnijeg arhiviranja i prenosa medicinskih slika razvijaju se posebni algoritmi koji više odgovaraju praktičnim potrebama u odnosu na postojeće standarde. Oslanjajući se na prediktivne metode kompresije koje eksploatišu prostornu redundansu opisano je nekoliko prediktora, među kojima se ističu MED i GAP, upotrebljeni u standardima JPEG-LS i CALIC. Nadogradnja istih za 3D format medicinske slike je prilagođena efikasnom predstavljanju medicinskih podataka. U tu svrhu implementirani su prediktori za kompresiju bez gubitaka, koja predstavljaju jedan segment kompletnog algoritma. Postignuti rezultati su analizirani sa aspekta entropije i poređeni sa već postojećim prediktorima, te su date preporuke za dalju nadogradnju pomenutih algoritama.

Ključne riječi: medicinske slike, kompresija slika bez gubitaka, prostorna redundansa, predikcija.

Abstract - As a result of the application of new technical possibilities in the modern medical diagnostics there is a need for medical image compression, which requires a special kind of approach. In order to accomplish more efficient archiving and transferring medical images, special algorithms that better correspond to the practical needs in relation to existing standards are developed. Relying on predictive compression methods that exploit spatial redundancy, several algorithms are presented, among them the standardized JPEG-LS and CALIC. Upgrading of the fore mentioned for 3D format of medical image is adapted to efficient presentation of medical data. For this purpose, four original solutions have been implemented, which represent one segment of the entire algorithm. The achieved results are analyzed from the aspect of entropy, and compared with existing predictors. Recommendations for further upgrade of the mentioned algorithms are given.

Keywords: medical images, lossless image compression, spatial redundancy, prediction.

1. UVOD

Razvoj tehnologije i tehnike, pojava novih tehnoloških trendova, pad cijena računarske opreme, te pojava brzog interneta, imaju za posljedicu sve brži razvoj i primjenu digitalne obrade slike u medicini. Dijagnostika pomoću savremenih medicinskih uređaja baziranih na primjeni digitalne obrade slike je svakodnevnica, te zbog toga broj načinjenih snimaka koje treba memorirati svakim danom raste. Ovo je jedan od interesantnih problema sa kojim se susreću inženjeri koji se bave realizovanjem sistema za medicinsku dijagnostiku, jer pored zahtjevnih dijagnostičkih metoda, rastu zahtjevi i u pogledu memorijskih kapaciteta ovakvih sistema. Da bi se isti uštedio, slike se komprimuju, uz napomenu da su metode za kompresiju isključivo metode bez gubitaka, kako bi se zadovoljile pravne legislative. Zbog svoje jednostavnosti u poređenju sa drugim metodama kompresije kao što su npr. transformacione tehnike kompresije, te dobrih rezultata koji se postižu pri radu sa medicinskim slikama u pogledu uklanjanja izražene prostorne redundanse (susjedni pikseli na slici su vrlo slični ili isti, pa novi piksel na koji se nailazi skeniranjem slike ne nosi puno informacija), u ovom radu su odabrane, obrađene i analizirane prediktivne metode za kompresiju bez gubitaka. One su postale i dio standarda za kompresiju slika, te će se rezultati koji se njihovom primjenom dobijaju u ovom radu analizirati.

Prediktivna kompresija slike se bazira na predikciji i kontekstualnom modelovanju. Predikcija vrijednosti piksela se odnosi na okurženje u kojem se piksel nalazi. Npr. horizontalna ivica, vertikalna ivica, dok se kontekst prepoznaje ponavljanjem

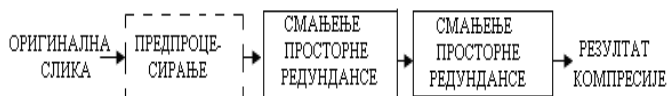
šema susjednih piksela i može se estimirati na više načina[6]. Slika greške predikcije, koja je rezultat primjene nekog prediktora na originalnu sliku, se dalje obrađuje, odnosno, na nju se primjenjuje neki od entropijskih koda kako bi se uklonila i kodna redundansa. U ovom radu je u tu svrhu iskorišten Hafmanov koder, što doprinosi uštedi raspoloživog memorijskog prostora, odnosno, povećava se količina informacija koja se prenosi i obrađuje u jedinici vremena (*bit rate*).

Rad je organizovan tako da se kroz sekciju dva obrađuju postojeći prediktivni metodi za kompresiju slike bez gubitaka, a postignuti rezultati se testiraju na standardnim, malim slikama. Sekcija tri se bavi njihovim prilagođenjem i primjenom na 2D medicinske slike, gdje se vodi računa i o modalitetima medicinskih slika sa kojima se možemo susresti. Zatim se sekcija četiri bazira na kompresiju 3D medicinskih slika. Analizira se uspješnost kompresije u odnosu na broj slojeva u 3D slici za različite modalitete medicinske slike. Sekcija pet je zaključak.

1. KOMPRESIJA 2D SLIKA

Generalna šema kompresije bez gubitaka data je na Slici 1. Pretprocesiranje podrazumijeva pogodno predstavljanje vrijednosti piksela na slici, uklanjanje prostorne redundanse podrazumijeva primjenu nekih od prediktivnih metoda kompresije bez gubitaka, dok zadnji blok predstavlja entropijski koder, te uklanja kodnu redundansu. Algoritam koji će iz komprimovanih podataka rekonstruisati originalnu sliku u sebi sadrži blokove poredane obrnutim redoslijedom od

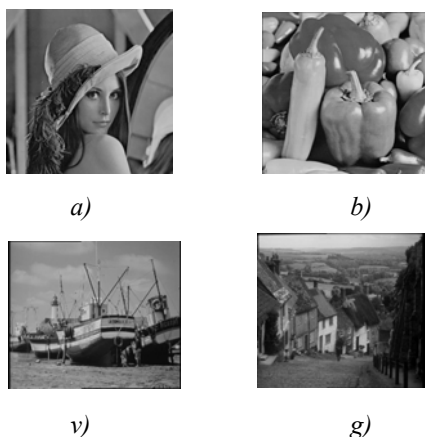
prethodno opisanog, a oni obavljaju inverzne funkcije od gore navedenih.



Sl. 1- Generalna šema kompresije

Preprocesiranje je opcioni blok, a kako pri radu sa prediktivnim metodama kompresije ono nije neophodno, u ovom radu se neće koristiti.

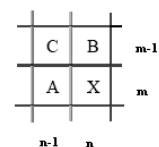
Blok za smanjenje prostorne redundanse može podrazumijevati bilo koji prediktivni metod za kompresiju bez gubitaka. U ovom radu će se analizirati prediktori opisani u okviru *Lossless JPEG-a*, zatim *MED* prediktor (*Median Edge Predictor*) koji je opisan i primjenjen u okviru *LOCO-I* algoritma (*LOW COMplexity LOSSless COMpression for Images*)[2] i *JPEG-LS* standarda, te *GAP* prediktor (*Gradient-adjusted predictor*) iz *CALIC-a* (*Context-Based, Adaptive, Lossless Image Coder*)[2]. Efikasnost pomenutih prediktivnih metoda se analizira na osnovu vrijednosti entropije slike prije i nakon primjene prediktora, te vrijednosti postignutog stepena kompresije nakon primjene Hafmanovog kodera na sliku greške predikcije. Standardne, mirne slike korištene za testiranje date su na Slici 2, a postignuti rezultati u Tabeli 1. 2D ravan korištena za predikciju data je na Slici 3.



Slika 2 - Testne slike - a) lena, b)peppers, v)boats, g)goldhill.

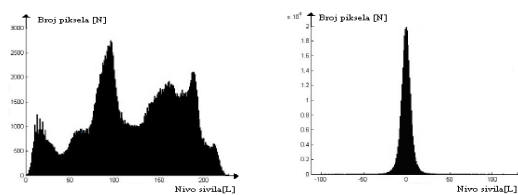
Tabela 1 – Entropije testnih slika za *Lossless JPEG*, *MED*, te *GAP* prediktore

	Lena	peppers	boats	goldhill	PROSJEČNO
X	7.4451	7.5936	7.0881	7.5300	7.4142
A	5.0650	5.0888	4.9160	5.0963	5.0145
B	4.6860	5.0213	4.6894	5.1638	4.8901
C	5.2852	5.1940	5.2681	5.5389	5.3216
A+B-C	4.8017	5.3416	4.5418	4.9986	4.9209
A+(B-C)/2	4.5792	5.0834	4.4889	4.8844	4.7590
B+(A-C)/2	4.7231	5.1094	4.5623	4.8657	4.8151
(A+B)/2	4.6093	4.8464	4.5880	4.8484	4.7230
MED	4.5471	4.9387	4.3070	4.7161	4.6272
GAP	4.3994	4.7298	4.2839	4.6794	4.5231



Slika 3 – Kauzalni pikseli

Kao rezultat primjene predikcije dobija se slika greške koja ima manju vrijednost entropije u poređenju sa originalnom slikom, što će pogodovati primjeni Hafmanovog kodera. Za ilustraciju pomenutog poreda se histogrami slike *peppers* prije i nakon primjene *GAP* algoritma predikcije (Slika 4), odnosno postignuti stepeni kompresije nakon primjene Hafmanovog kodera na originalne slike, te slike greške predikcije (Tabela 2).



Slika 4 – a) Histogram originalne slike *peppers*, b) Histogram slike greške nakon primjene *GAP* prediktora

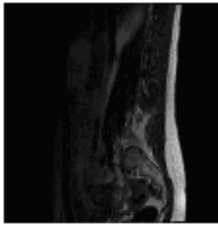
Tabela 2 – Stepen kompresije sa i bez prediktivnog kodovanja *GAP* algoritmom

	Lena	peppers	boats	goldhill	PROSJEČNO
Statističko kodovanje	1.0693	1.0480	1.1235	1.0573	1.0745
Statističko kodovanje i GAP	1.8000	1.6769	1.8532	1.6967	1.7567

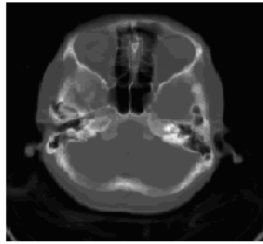
3. KOMPRESIJA 2D MEDICINSKIH SLIKA

Dimenzije medicinskih slika su različite za njihove različite modalitete. 2D medicinske slike se predstavljaju u formatu $M * N * k$ bita, gdje M predstavlja visinu u pikselima na slici, N širinu u pikselima na slici, a k je rezolucija slike. U zavisnosti od tipa medicinske slike i broj k je različit. On može biti 8, 12, 16, 24, pa tako imamo 8-bitne, 12-bitne itd. slike. Upravo zbog navedenog standardizovane prediktivne metode koje su pogodne za rad sa 8-bitnim slikama je potrebno prilagoditi za primjenu na slike za čije predstavljanje se koristi više bita. U ovom radu su realizovano prilagođenje *GAP* prediktora za primjenu na 12-bitne slike. Baziran je na skaliranju opsega vrijednosti sivog koji se može predstaviti sa 8 bita na oseg vrijednosti koji se može predstaviti sa 12 bita, na način koji su predložili autori Wu, Memon i Sayood [6]. Primjena novodobijenog prediktora će se testirati pri radu sa 3D medicinskim slikama.

Za testiranje 2D prediktivnih algoritama korišteno je više medicinskih 2D slika, *CT* (*Computed tomography*), te *MRI* (*Magnetic resonance imaging*) modaliteta, a primjeri istih su dati na Slici 5.



a) Kičma (378*384)



b) Mozak (512*512)

Slika 5 – a) MRI 2D slika, b) CT 2D slika

Postignute vrijednosti entropije su date u tabelama 3 i 4 redom za MRI i CT 2D medicinske slike nakon primjene *Lossless JPEG*, *MED*, te *GAP* prediktora.

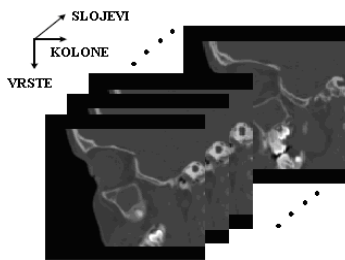
Tabela 3 – Entropija za medicinske 2D MRI slike

	Kičma1	Koļjeno	Kičma2	PROSJEČNO
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	5.5927
GAP	5.1924	6.7170	4.9320	5.6138

Tabela 4 – Entropija za medicinske 2D CT slike

	Sinusi	Mozak1	Mozak2	PROSJEČNO
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	4.1786
GAP	3.9341	5.0071	4.5059	4.4837

4. KOMPRESIJA 3D MEDICINSKIH SLIKA



Slika 6 – Prikaz strukture 3D medicinske slike nastale grupiranjem više 2D slojeva

Grupiranjem više uzastopnih 2D slika nekog regiona, dobija se 3D medicinska slika (Slika 6). Kako se načinjeni 2D snimci neznatno razlikuju, postoji velika korelacija izmedju piksela na istim koordinatama susjednih slojeva 3D medicinske slike. Ova činjenica se može iskoristiti za predikciju 3D medicinske slike na nivou sve tri koordinate, a ne samo na

pojedinačnim 2D slojevima. Algoritam koji implementira ovakav način predikcije predložili su autori Nandedkar, Kumar i Mukhopadhyay[1], a isti je poznat pod nazivom 3D_DPCM (*3D Differencial Pulse Code Modulation*). Ovdje se slika skenira po sve tri koordinate pojedinačno, a na rezultate prethodnog skeniranja se primjenjuje novo skeniranje. Prediktor koji se pri tom koristi je jednostavan, jednodimenzionalni prediktor kod koga se naredni piksel pri skeniranju slike pretpostavlja samo na osnovu prethodno skeniranog piksela.

Kako su se pri radu sa 2D medicinskim slikama prediktivne metode označene sa *MED* i *GAP* pokazale efikasnije u poređenju sa *Lossless JPEG* prediktorima, došlo se na ideju da se realizuje novi 3D prediktivni metod koji će koristiti isti način skeniranja 3D slike kao prethodno opisani, ali će se pri tome umjesto jednodimenzionalnog prediktora koristiti *MED*, odnosno *GAP* prediktor. Ovi prediktivni metodi su nazvani *3D_MED_base*, te *3D_GAP*, a jednostavno se mogu opisati uopštenim formulama gdje je sa *PREDIKTOR* označen jedan od prethodno pomenutih 2D prediktivnih metoda u zavisnosti od toga da li se realizuje *3D_MED_base* ili *3D_GAP*:

$$m_x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} \text{PREDIKTOR}(x(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_1 < l_x \end{cases}$$

$$m_y(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} \text{PREDIKTOR}(m_x(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_2 < l_y \end{cases}$$

$$m_z(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} \text{PREDIKTOR}(m_y(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_3 < l_z \end{cases}$$

Sa $x(n_1, n_2, n_3)$ označena je originalna slika, dok je sa $m_z(n_1, n_2, n_3)$ označena slika greške predikcije koja se dalje obrađuje.

Inverzni postupak, odnosno onaj koji će iz $m_z(n_1, n_2, n_3)$ rekonstruisati originalnu 3D medicinsku sliku uz usvajanje oznake *PREDIKTOR_nazad* za 2D prediktivni metod za rekonstrukciju originalne slike, može se za obe 3D metode predikcije uopšteno opisati sa:

$$b_y(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} \text{PREDIKTOR}_{\text{nazad}}(m_z(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_3 < l_z \end{cases}$$

$$b_x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} \text{PREDIKTOR}_{\text{nazad}}(b_y(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_2 < l_y \end{cases}$$

$$x(n_1, n_2, n_3) = \begin{cases} \text{PREDIKTOR}_{\text{nazad}}(b_x(n_1, n_2, n_3)), \\ 0 < n_1 < l_x \end{cases}$$

Treći predloženi 3D algoritam predikcije nazvan je *MED_3D_dif*. Ovaj algoritam predikcije u početku prvo vrši *MED* algoritam na sve slike po vrstama, kolonama, slojevima, te pri tome pamti rezultate dobijene ovim metodama. Zatim se računaju entropije za sve dobijene trodimenzionalne matrice greške iz prethodnog postupka, a onu koja daje najbolje rezultate šalje se na dalju obradu. Dalja obrada podrazumijeva pokušaj da se još više smanji vrijednost entropije trodimenzionalne matrice greške, te se u tu svrhu „ispravno“ prenosi samo njen prvi sloj, a na poziciji ostalih se prenosi sloj greške. Pod slojem greške se podrazumijeva razlika posmatranog i prethodnog sloja trodimenzionalne matrice greške koja se prenosi. Na ovaj način se dobija nova trodimenzionalna matrica greške, čija se entropija takođe računa. Ukoliko se dobio bolji rezultat entropije od prethodno najboljeg, novonastala matrica greške se uzima kao relevantna, a ako ne, onda se kao konačni rezultat uzima ona trodimenzionalna matrica greške koja je dala najbolju vrijednost entropije. Kratak opis algoritma je dat pseudokodom:

```
input slika
m1 = MED(slika); %po svim slajsovima
m2 = MED(slika); %po svim vrstama
m3 = MED(slika); %po svim kolonama
e_min = min(e1,e2,e3);
%gdje su e1, e2, e3 entropije redom za m1,
m2, m3
m(:, :, 1) = mi(:, :, 1); %za prvi slajs
% za ostale slajsove:
m(:, :, k) = mi(:, :, k)-mi(:, :, k-1);
e = entropy(m);
if (e>e_min)
rezultat = m;
else
rezultat = m_min_entropy;
output rezultat
```

Četvrti implementirani 3D algoritam predikcije nazvan je *3D_MED_DPCM*. On podrazumijeva predikciju trodimenzionalne slike po svim vrstama, kolonama, slajsovima *MED* algoritmom, pri čemu se pamti svaka od novonastalih trodimenzionalnih matrica. Za njih se potom računaju vrijednosti entropija, te se ona čija je entropija najmanja pušta u dalju obradu koja podrazumijeva primjenu *3D_DPCM* algoritma. Pseudokod opisanog algoritma slijedi:

```
input slika
m1 = MED(slika); %po svim slajsovima
m2 = MED(slika); %po svim vrstama
m3 = MED(slika); %po svim kolonama
e_min = min(e1,e2,e3);
%gdje su e1, e2, e3 entropije redom za m1,
m2, m3
rezultat = 3D_DPCM(m_min_entropy)
output rezultat
```

Peti predloženi 3D prediktivni algoritam zasnovan je na primjeni ranije opisanog *GAP* skaliranog algoritma za primjenu

na 12-bitne slike. Isti se primjenjuje zasebno na svaki od slajsova unutar 3D slike, a njihovim grupiranjem se dobija slika greške na 3D nivou. Novi metod predikcije nazvan je *GAP_scale*.

Testiranje opisanih 3D algoritama za predikciju je rađeno na 3D *CT* slikama (6 3D *CT* slika sa 15 slajsova), te na 3D *MRI* slikama (5 3D *MRI* slika sa 15 slajsova). Za svaku 3D sliku su formirane tabele koje prikazuju postignutu vrijednost entropije nakon primjene opisanih metoda predikcije, te stepene kompresije dobijene nakon primjene Hafmanovog kodovanja. Kako bi dobijene vrijednosti bile relevantne, odnosno, kako bi se na osnovu dobijenih podataka mogao izvesti traženi zaključak o tome koja od prethodno opisanih metoda daje najbolje rezultate, izvršeno je usrednjavanje vrijednosti, te se za svaku od setova slika dobijaju usrednjene vrijednosti i date su u Tabeli 5 i Tabeli 6 za *MRI* slike, odnosno Tabeli 7 i Tabeli 8 za *CT* slike.

Tabela 5 - Srednje vrijednosti entropije 3D *MRI* slika za različite metode predikcije u zavisnosti od broja slojeva

	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
GAP_scale	5.8979	5.9165	5.9275	5.9415	5.9468	5.9462	5.9376

Tabela 6 – Srednje vrijednosti stepena kompresije 3D *MRI* slika za različite metode predikcije u zavisnosti od broja slojeva na 3D slici nakon Hafmanovog kodovanja

	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
GAP_scale	2.6989	2.7078	2.7093	2.7061	2.7035	2.6959	2.7014

Tabela 7 – Srednje vrijednosti entropije 3D slike za različite metode predikcije u zavisnosti od broja slojeva na 3D *CT* slici

	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
GAP_scale	5.7611	5.6694	5.6031	5.5705	5.5347	5.5005	5.4406

Tabela 8 – Srednje vrijednosti stepena kompresije 3D slike za različite metode predikcije u zavisnosti od broja slojeva na prikaz 3D *CT* slici nakon Hafmanovog kodovanja

	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
GAP_scale	2.8741	2.9551	3.0135	3.0454	3.0763	3.1066	3.1622

Analizirajući prethodno navedene rezultate primjećuje se da su *3D_MED_base*, te *3D_GAP* algoritmi po karakteristikama rezultata jako slični i po vrijednosti bolji od

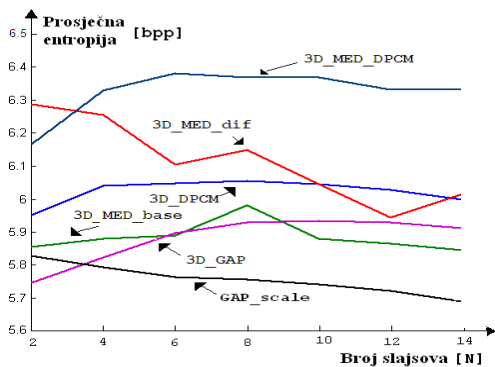
3D_DPCM algoritma. Sa druge strane, varijacije koje se javljaju u zavisnosti od broja slajsova kod 3D_MED_dif algoritma nisu pogodne. Sumirani rezultati za sve testirane trodimenzionalne slike dati su u tabelama 9 i 10.

Tabela 9 – Prosječna vrijednosti entropije za 11 testiranih 3D slika u zavisnosti od broja slojeva na 3D slici

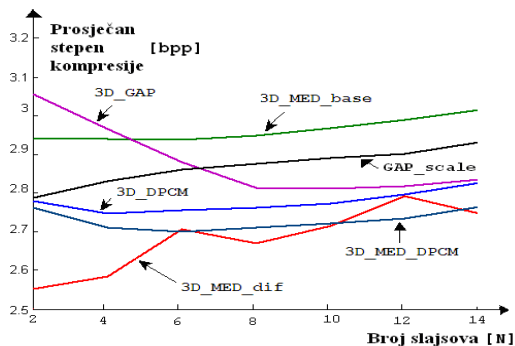
Prosječna vrijednost entropije	2	4	6	8	10	12	14
3D_DPCM	5.9509	6.0404	6.0492	6.0544	6.0468	6.0275	5.9976
3D_MED_base	5.8544	5.8804	5.8909	5.8911	5.8794	5.8644	5.8447
3D_MED_dif	6.2880	6.2548	6.1044	6.1486	6.0461	5.9434	6.0153
3D_MED_DPCM	6.1655	6.3301	6.3806	6.3688	6.3691	6.3315	6.3347
3D_GAP	5.7480	5.8241	5.8969	5.9307	5.9350	5.9290	5.9131
GAP_scale	5.8295	5.7930	5.7653	5.7560	5.7408	5.7233	5.6891

Tabela 10 – Prosječne vrijednosti stepena kompresije za 11 testiranih 3D slika u zavisnosti od broja slojeva na 3D slici nakon Hafmanovog kodovanja

Prosječan stepen kompresije	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	2.9694	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
GAP_scale	2.7865	2.8314	2.8614	2.8757	2.8899	2.9012	2.9318



Slika 7 - Grafički prikaz zavisnosti prosječne vrijednosti entropije od broja korištenih slajsova za prikaz 3D slika



Slika 8 - Grafički prikaz srednje vrijednosti stepena kompresije postignutih Hafmanovim koderom u zavisnosti od broja korištenih slajsova za prikaz 3D slika

Radi bolje preglednosti i lakše analize postignutih sumiranih rezultata, isti su na slikama 7 i 8 dati grafički.

5. ZAKLJUČAK

Analiziranjem rezultata se vidi da algoritam pod nazivom 3D_MED_base daje značajan napredak u odnosu na algoritam predikcije 3D_DPCM. Ovaj napredak se ogleda u postizanju boljeg stepena kompresije nakon primjene 3D_MED_base, te se u ovom slučaju zahtjevaju manji memorijski resursi. Realizacija pomenutog algoritma je bazirana na više izračunavanja nego što to zahtjeva algoritam 3D_DPCM, stoga je ovo glavni nedostatak 3D_MED_base algoritma. Algoritam 3D_GAP takođe pokazuje značajan napredak, ali je on još zahtjevniji u poređenju sa 3D_MED algoritmom. U zavisnosti od tehničkih mogućnosti koje su na raspolaganju biraće se zahtjevniji i bolji algoritam ili onaj manje zahtjevan sa nešto slabijom uštedom memorijskog prostora. Dalji rad bi podrazumijevao optimizaciji predloženoj 3D_MED_base algoritma u pogledu smanjenja broja izračunavanja koji se trenutno zahtjeva. Isto tako bi se predpostavljalo ivica na 2D slici koji je ovdje iskorišten mogao proširiti i na sve tri dimenzije, postavljanjem novih pragova odlučivanja što bi omogućilo predikciju 3D slike samo jednim prolaskom kroz istu, za razliku od sadašnja tri prolaska. Iako algoritam GAP_scale koristi samo jedno skeniranje slike, varijacije koje se javljaju u zavisnosti od modaliteta medicinske slike nisu pogodne, te se isti treba prilagoditi datom modalitetu.

6. ZAHVALNOST

Ovaj rad je rezultat istraživanja u okviru projekta "Kompresija slika bez gubitaka", broj ugovora 06/0-020/961-166/09 od 31.12.2009. godine, koji se realizuje na Elektrotehničkom fakultetu u Banjoj Luci, a koji je podržan od strane Ministarstva za nauku i tehnologiju Republike Srpske.

7. LITERATURA

- [1] V. Nandedkar, S. V. B. Kumar, S. Mukhopadhyay, „Lossless Volumetric Medical Image Compression with Progressive Multiplanar Reformatting Using 3D DPCM“ *Proc. of National Conference on Image Processing*, 2005.
- [2] F. Hsieh, K. Fan, “A High Performance Lossless Image Coder”, *IPPR Conf. on Computer Vision & Graphic Image Processing* 2005.
- [3] R. Gonzalez, R. Woods, S. Eddins, *Digital Image Processing using MATLAB*, Prentice 2004.
- [4] T. Bruylants, A. Munteanu, A. Alecu, R. Deklerck, P. Schelkens, „Volumetric image compression with JPEG2000“, *SPIE*, 2007.
- [5] V. Castelli, L. D. Bergam, *Image Databases, Search and Retrieval of Digital Imagery*, John Wiley & Sons, Inc. 2002.
- [6] X. Wu, N. Memon, K. Sayood, “A Context-Based, Adaptive, Lossless/Nearly-Lossless Coding Scheme for Continuous-tone Images”, A proposal submitted in response to the Call for Contributions for ISO/IEC JTC 1995.