

# Analiza teksturnih značilnic za poravnavo medicinskih slik

Andreja Jarc<sup>1,2</sup>, Peter Rogelj<sup>2</sup>, Stanislav Kovačič<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Sipronika d.o.o., Tržaška 2, 1001 Ljubljana, Slovenija

<sup>2</sup> Fakulteta za elektrotehniko, Univerza v Ljubljani, Tržaška 25, 1001 Ljubljana, Slovenija

Andreja.Jarc@fe.uni-lj.si

## Abstract

The aim of our research was to analyse some of the texture features extracted through Laws texture coefficients for the registration of a DRR (Digital Reconstructed Radiograph) and EPI (Electronic Portal Image) medical images. For this purpose we analysed the mutual information (MI) of the texture features obtained from the two 2D-images. The texture features were extracted by using the following filter masks: E5L5, S5E5, S5L5 and their transposes. The resulted MI's were compared with MI computed from intensity values on both images. We observed the distinctiveness of local extremes and the distinctiveness of a global extreme of MI's. These are the two criteria essential to achieve a proper registration between two images. The MI computed with E5L5 and its transpose delivered the best results.

## 1 Uvod

Poravnava slik je postopek, ki omogoča združevanje in izločanje medicinsko pomembne vsebine slik ter njeno analizo. Naloga poravnave je najti takšno geometrijsko transformacijo, ki preslika prostor ene slike v prostor druge slike, tako da se doseže optimalna prostorska in vsebinska skladnost struktur, ki jih sliki predstavljata. Na ta način je omogočeno neposredno primerjanje slikovnih predstavitev anatomskih struktur v različnih časovnih obdobjih, med različnimi bolniki in med različnimi slikovnimi tehnikami. Postopki poravnave so tako uporabljeni za različne medicinske aplikacije, naprimer izdelavo populacijskih anatomskih atlasov, anatomske in funkcionalne primerjave bolnikov, ugotavljanje razvoja bolezni ter uspešnosti zdravljenja, načrtovanje radioterapij in operacij, medoperativno lokalizacijo anatomskih struktur in podobno.

V osnovi postopke poravnave ločimo glede na togost poravnave na : *togo* in *netogo* ali *krivočrtno* poravnavo. Glede na vrsto slik, ki jih poravnavamo ali njihovo modalnost pa na *istomodalno* in *večmodalno* poravnavo. Podroben pregled postopkov poravnave je podan v [1] in [2].

Za ocenjevanje poravnave slik se uporabljajo postopki merjenja podobnosti, ki jih glede na uporabljene značilnice lahko razdelimo v tri skupine: postopki na osnovi svetlostnih značilnic, postopki na osnovi geometrijskih značilnic in postopki na osnovi teksturnih značilnic. Svetlostne značilnice so za poravnavo najbolj uporabljane, v naših raziskavah pa

smo uporabili teksturne značilnice. V vseh treh primerih je poravnava optimizacijski proces, ki na osnovi ocenjevanja skladnosti značilnic med poravnano in referenčno sliko poišče optimalno preslikavo poravnane slike.

Postopke poravnave na osnovi teksturnih značilnic redko zasledimo v literaturi, se pa izkažejo za bolj robustne kot svetlostne značilnice v primeru močno pošumljenih slik, kot naprimer poravnava ultrazvočnih slik [3].

V tem prispevku bomo prikazali primerjavo poteka mere podobnosti medsebojne informacije (MI) na osnovi svetlostnih in teksturnih značilnic. Primerjavo smo izvedli na 2D DRR in EPI slikah medenice (Slika 1 in Slika 2).

## 2 Materiali in metode

Za primerjavo mere podobnosti smo s slik najprej izločili teksturne značilnice z Lawsovimi teksturnimi koeficienti. Laws [4] je razvil niz dvodimenzionalnih filtrirnih mask, ki jih je izpeljal iz štirih enodimenzionalnih filtrov [5]. Filtrirne maske teh filtrov so:

$$L5=[1 \ 4 \ 5 \ 4 \ 1]$$

$$E5=[-1 \ -2 \ 0 \ 2 \ 1]$$

$$S5=[-1 \ 0 \ 2 \ 0 \ -1]$$

$$R5=[1 \ -4 \ 6 \ -4 \ 1]$$

S konvolucijo mask med seboj dobimo niz 2D simetričnih in nesimetričnih centralno uteženih filtrirnih mask, ki imajo vse z izjemo L5L5 vsoto uteži enako 0. Kombinacije 5x5 filtrirnih mask so:

L5L5	E5L5	S5L5	R5L5
L5E5	E5E5	S5E5	R5E5
L5S5	E5S5	S5S5	R5S5
L5R5	E5R5	S5R5	R5R5

Pomen mnemoničnih kod je naslednji:

L-level oz. nivo

E-edge oz. rob

S-spot oz. žarišče

R-ripple oz. val

Laws je za najbolj uporabne teksturne značilnice predlagal maske: E5L5, S5E5 in S5L5 ter njihove transponirane pare [5]. V primeru, da s slike izločimo

teksturne značilnice z eno izmed 5x5 filtrirnih mask in jih združimo s tekturnimi značilnicami, pridobljenimi s pripadajočim transponiranim parom, dobimo rotacijsko invariantne teksturne značilnice. Take značilnice smo uporabili v naši analizi.

Skladnost teksturnih značilnic, pridobljenih na omenjen način, in svetlostnih značilnic smo na DRR in EPI sliki med seboj primerjali z merjenjem njune medsebojne informacije –MI.

MI je mera, ki izhaja iz informacijske teorije. Kot mera podobnosti je bila za poravnavo prvič predlagana leta 1995 [6].

MI temelji na entropiji med poravnavanima slikama. Entropija meri stopnjo raztresenosti porazdelitve sivinskih vrednosti na dani sliki. Tako ima homogena slika nizko entropijo, saj ima funkcija porazdelitve sivinskih vrednosti praviloma en izrazit vrh. Slika pa, ki vsebuje bogato dinamiko sivinskih vrednosti, ki so enotno zastopane na sliki, pa ima visoko entropijo. To isto velja za dve opazovani sliki. Če je histogram vezanih vrednosti dveh slik raztresen, je skupna entropija slik velika, v nasprotnem primeru pa majhna. Za dani sliki A in B je MI po definiciji enaka:

$$MI(A,B)=H(A)+H(B)-H(A,B) \quad (1)$$

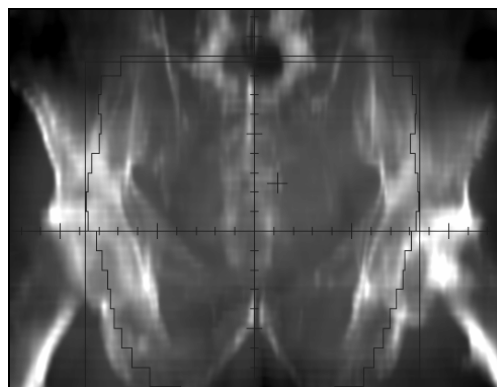
kjer sta  $H(A)$  in  $H(B)$  entropiji danih slik  $H(A,B)$  pa je njuna skupna entropija. Entropijo  $H(X)$  izračunamo po enačbi:

$$H(X) = \sum_{i=1}^n p(i) \cdot \log_2\left(\frac{1}{p(i)}\right) = -\sum_{i=1}^n p(i) \cdot \log_2 p(i) \quad (2)$$

kjer je  $p$  porazdelitvena funkcija značilnic na sliki. Po enačbi (1) pomeni visoka skupna entropija slik nizko MI na slikah. Rečeno drugače to pomeni, da značilnice na prvi sliki le malo povedo o značilnicah na drugi sliki. Če sta sliki med seboj poravnani, je vrednost MI maksimalna. To pomeni, da v postopku poravnave iščemo tisto transformacijo, ki maksimizira vrednost MI.

### 3 Rezultati

Metodo izločanja teksturnih značilnic z Lawsovimi koeficienti in primerjavo MI smo uporabili na DRR in EPI slikah medenice (Slika 1 in Slika 2). MI smo najprej izračunali za svetlostne značilnice. MI smo računali v odvisnosti od medsebojne lege obeh slik. Medsebojno lego slik smo spreminjali s translacijo po osi x od izhodiščnega stanja za  $\pm 4.16$  mm oz. 8 vokslv po korakih 1/5 velikosti voksla v x smeri. Velikost voksla v smeri x je bila enaka 0.52 mm. Za vsako translacijo v smeri x smo poravnavano sliko (Slika 2) linearno interpolirali v transformiranem koordinatnem sistemu. Za tako transformirano in referenčno sliko smo izračunali medsebojno informacijo iz histograma vezanih vrednosti. Potek MI za svetlostne značilnice je prikazan na Sliki 3.



Slika 1. DRR slika medenice, referenčna slika.

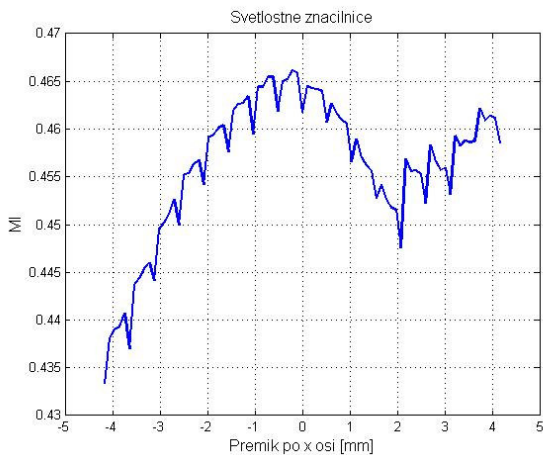


Slika 2. EPI slika medenice, poravnavana slika.

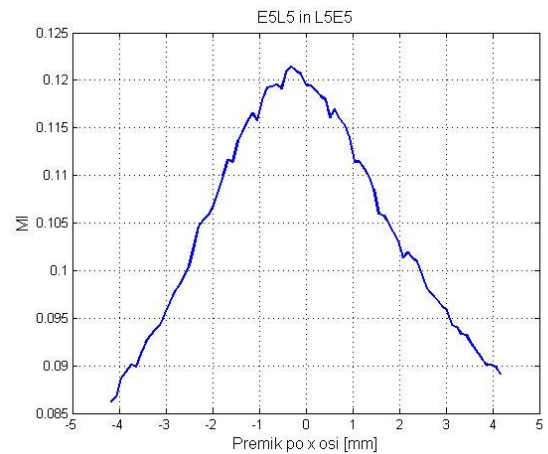
V naslednjem koraku smo z osnovnih slik izločili Lawsove teksturne koeficiente z maskami E5L5, S5E5, S5L5. Te značilnice smo sešteli z značilnicami, ki smo jih dobili z njihovimi transponiranimi pari, se pravi L5E5, E5S5 in L5S5. Tako smo zagotovili rotacijsko invariantne teksturne značilnice. Na dobljenih slikah značilnic smo izračunali MI za referenčno in poravnavano sliko po istem postopku, kot je opisan za svetlostne značilnice. Poteki MI za posamezne primere teksturnih značilnic so razvidni s slik (Slika 4, Slika 5, Slika 6).

### 4 Diskusija

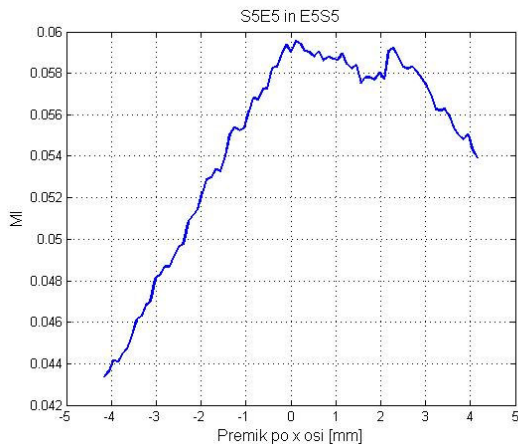
S slik rezultatov (Slika 3, 4, 5, 6) je razvidno, da je globalni ekstrem funkcije MI najbolj izrazit za primer, ko smo medsebojno informacijo računali z značilnicami E5L5 in L5E5. Izrazitost globalnega ekstrema je eden izmed kriterijev, ki ocenjujejo uporabnost mere podobnosti za konkreten primer poravnave dveh slik [7]. Izrazitejši kot je globalni ekstrem mere podobnosti, večja je verjetnost, da optimizacijska metoda poravnave najde takšno transformacijo, za katero bo mera podobnosti maksimalna in posledično bosta sliki najboljše poravnani. V primeru, da je globalni ekstrem funkcije



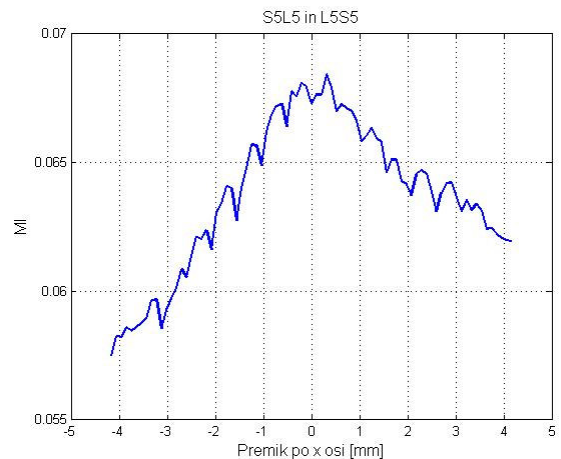
Slika 3. MI (vertikalna os) v odvisnosti od premika po osi x (horizontalna os) za svetlostne značilnice na referenčni in poravnani sliki.



Slika 4. MI v odvisnosti od premika po osi x za teksturne značilnice na referenčni in poravnani sliki, dobljene z maskama E5L5 in njenim transformiranim parom L5E5.



Slika 5. MI v odvisnosti od premika po osi x za teksturne značilnice na referenčni in poravnani sliki, dobljene z maskama S5E5 in njenim transformiranim parom E5S5.



Slika 6. MI v odvisnosti od premika po osi x za teksturne značilnice na referenčni in poravnani sliki, dobljene z maskama S5L5 in njenim transformiranim parom L5S5.

mere podobnosti neizrazit oz. obdan z izrazitimi lokalnimi ekstremi, potem je možnost, da sliki ne bosta dobro poravnani, večja. Če primerjamo funkciji MI za svetlostne značilnice (Slika 3) in za E5L5 in L5E5 (Slika 4), lahko vidimo, da so lokalni ekstremi v primeru svetlosnih značilnic zelo izraziti in to je tudi vzrok za slabo poravnano slik na osnovi svetlostnih značilnic. Izraziti lokalni ekstremi, ki so vidni predvsem na Sliki 3 in Sliki 6 pa so tudi posledica napake linearne interpolacije [6].

Iz dobljenih potekov MI vidimo, da so najboljši rezultati s stališča poravnave dobljeni za primer teksturnih značilnic E5L5 in L5E5. Teksturane značilnice tega tipa s slik izločajo robove. Tako lahko sklepamo, da je za poravnavo omenjenega para slik bistvena informacija o robovih anatomskih struktur.

## 5 Zaključek

Za primer slik DRR in EPI smo primerjali medsebojno informacijo slik, izračunano na osnovi teksturnih in svetlostnih značilnic. Ugotovili smo, da je potek medsebojne informacije na osnovi teksturnih značilnic E5L5 in L5E5 bolj gladek in globalni ekstrem funkcije bolj izrazit. Zaradi izboljšanja teh dveh kriterijev funkcije MI pričakujemo, da bo rezultat poravnave teh dveh slik na osnovi E5L5 in L5E5 značilnic boljši kot s svetlostnimi značilnicami.

V prihodnje bomo nadaljevali z analizo teksturnih značilnic za poravnavo slik. Razvijali bomo postopek poravnave na osnovi teksturnih značilnic, ki bo veljal za poljuben par medicinskih slik.

## Zahvala

Avtorica se za slike, ki smo jih uporabili v raziskavah, zahvaljuje Onkološkemu inštitutu v Ljubljani.

## 6 Literatura

- [1] J. B. A. Maintz and M. A. Viergever. A survey of medical image registration. *Medical Image Analysis*, 2(1): pp. 1-36, 1998.
- [2] C. R. Maurer, J. M. Fitzpatrick. A review of medical image registration. *Interactive Image-Guided Neurosurgery*. Park Ridge, IL: American Association of Neurological Surgeons, pp. 17-44, 1993.
- [3] F. Rousseau, R. Fablet and C. Barillot. Density based registration of 3D ultrasound images using texture information. *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis* 0 (0): pp. 1-7, 2000.
- [4] K. Laws. Rapid texture identification. In *SPIE Vol. 238. Image Processing for Missile Guidance*, pp. 376-380, 1980.
- [5] M. J. Chantler. The effect of variation in illuminant direction on texture classification. Heriot-Watt University, Department of computing and electrical engineering. Doctor thesis, August 1994.
- [6] J.P.W. Pluim, J.B.A. Maintz and M.A. Viergever. Interpolation artefacts in mutual information based image registration. *Computer Vision and Image Understanding* 77, 211-232 (2000).
- [7] D. Škerl, B. Likar and F. Pernuš. A Protocol for Evaluation of Similarity Measures for Rigid Registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 25, No.6, 2006.