

Univerza na Primorskem
Fakulteta za matematiko, naravoslovje in
informatične tehnologije

Postopek za poravnavo medicinskih
slik z B-zlepki v grafičnem razvojnem
okolju
(Projektna naloga)

Pripravil: Matjaž Šuber

Predmet: PRIN Projektni seminar II

Študijski program: PRIN Računalništvo in informatika

Mentor: doc. dr. Peter Rogelj

Kazalo vsebine

Kazalo tabel	3
Kazalo slik	4
Uvod	5
Namen naloge	6
Poravnava medicinskih slik z B-zlepki	6
Geometrijska transformacija	7
Globalna geometrijska poravnava	7
Lokalna geometrijska poravnava	8
Komponente in vmesniki	9
Integracija v grafično razvojno okolje	10
REG podatkovna struktura	11
REG-API programski vmesnik	12
Testiranje	13
Rezultati	16
Literatura	17
Priloge	17

Kazalo tabel

Tabela 1: MAD mera podobnosti pred in po poravnavi (toga-globalna geometrijska poravnava).....	16
Tabela 2: MAD mera podobnosti pred in po poravnavi (netoga-lokalna geometrijska poravnava).....	16

Kazalo slik

Slika 1: Referenčna slika »A«, poravnavana slika »B«, poravnana slika »TB«, geometrijska transformacija »T«, mera podobnosti »S«. Vir: https://e.famnit.upr.si/course/view.php?id=1346	6
Slika 2: Primer uporabe NLOpt programske knjižnice, za uporabo "Limited memory BFGS" optimizacijskega algoritma	9
Slika 3: Komponente in vmesniki postopka poravnave medicinskih slik z B-zlepki.....	10
Slika 4: Primer branja in zapisovanja podatkov iz "REG" podatkovne strukture	11
Slika 5: Vsebina imenika "external"	12
Slika 6: REG-API modalno okno za izbiro postopka poravnave slik.....	12
Slika 7: Prikaz MRI slik pred poravnavo (1 rezina)	13
Slika 8: Prikaz absolutne razlike MRI slik pred poravnavo (1 rezina)	13
Slika 9: Prikaz mreže kontrolnih točk pred poravnavo (1 rezina)	13
Slika 10: Prikaz MRI slik po togi-globalni poravnavi (1 rezina).....	14
Slika 11: Prikaz absolutne razlike MRI slik po togi-globalni poravnavi (1 rezina)	14
Slika 12: Prikaz MRI slik po netogi-lokalni poravnavi (1 rezina).....	15
Slika 13: Prikaz absolutne razlike MRI slik po netogi-lokalni poravnavi (1 rezina).....	15
Slika 14: Prikaz mreže kontrolnih točk po netogi-lokalni poravnavi (1 rezina).....	15

Uvod

Poravnava medicinskih slik je zelo pomembna komponenta številnih medicinskih aplikacij, saj omogoča združevanje in izločanje medicinsko pomembne informacijske vsebine slik. Uporablja se za odkrivanje in diagnozo bolezni, za načrtovanje terapij, za vodenje medicinskih posegov in za spremljanje zdravljenja bolnikov. Aplicira se lahko na slike enega objekta, ki so pridobljene z istim (enomodalna poravnava) ali različnim (večmodalna poravnava) slikovnim postopkom. V splošnem poravnava slik določa postopek iskanja optimalne geometrijske transformacije, ki preslika prostor ene slike v prostor druge slike, tako da doseže optimalno prostorsko skladnost anatomskih struktur, ki jih sliki predstavljata. V praksi poznamo dva tipa geometrijskih transformacij. Toge transformacije modelirajo rotacije in premike slikovnih elementov, netoge pa omogočajo modeliranje deformacij objektov na sliki.

V raziskavi z naslovom »*A development environment for medical image registration procedures*« smo implementirali grafično razvojno okolje, ki omogoča enostaven razvoj, testiranje in analizo različnih postopkov poravnave medicinskih slik. Med najbolj zahtevne in realne primere sodijo postopki, ki modelirajo lokalne deformacije. V ta namen bomo v nalogi raziskali in implementirali postopek za netogo poravnavo medicinskih slik z B-zlepki v omenjenem grafičnem razvojnem okolju. Opisali bomo ključne gradnike postopka in vse funkcionalne zahteve, ki so potrebne za uspešno integracijo. Osnovna ideja temelji na znanem postopku, ki je bil objavljen v članku »*Nonrigid Registration Using Free-Form Deformations: Application to Breast MR Images*«, in je z različnimi izvedbami postal najbolj uporabljen postopek za netogo poravnavo medicinskih slik.

Postopek za poravnavo medicinskih slik z B-zlepki sestoji iz štirih komponent. Prva komponenta opisuje geometrijsko transformacijo. V nalogi bomo opisali implementacijo toge-globalne in netoge-lokalne geometrijske transformacije. Za reševanje lokalnih deformacij bomo uporabili netogi matematični model (ang. Free Form Deformation model) in B-zlepke. Osnovna ideja »*FFD*« modela temelji na deformaciji objekta z manipulacijo pripadajoče mreže kontrolnih točk. Druga komponenta je mera podobnosti, ki ovrednoti prostorsko skladnost anatomskih struktur. Tretja komponenta je interpolacija, ki določa postopek, kako iz obstoječe slike (intenzitete pikslov/vokslov) pridobimo interpolirano intenziteto (svetlost) v vsaki točki netransformirane slike ali obratno. Zadnja komponenta je optimizacijski postopek, ki omogoča iskanje optimalne geometrijske poravnave na osnovi izbrane mere podobnosti. Za iskanje optimalne geometrijske transformacije bomo uporabili prosto dostopno programsko knjižnico NLOpt, ki vsebuje številne optimizacijske algoritme, med njimi gradientni optimizacijski postopek imenovan »*Limited memory BFGS*«.

V nadaljevanju naloge bomo podrobneje opisane zgoraj omenjene komponente in vse funkcionalne zahteve, ki smo jih realizirali za uspešno integracijo in uporabo postopka v grafičnem razvojnem okolju.

Namen naloge

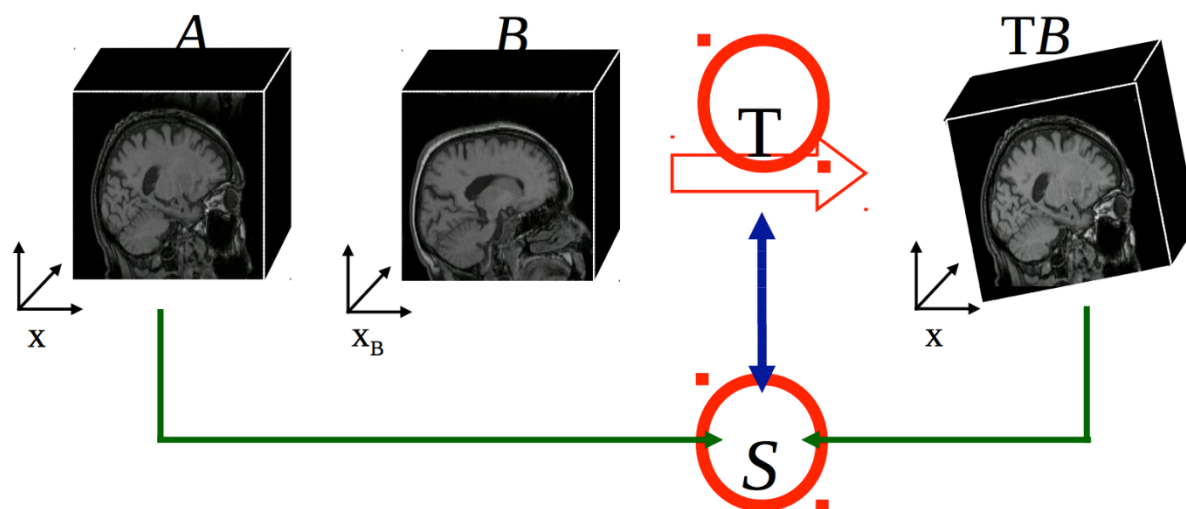
Namen naloge je opisati in implementirati postopek za poravnavo medicinskih slik z B-zlepki v grafičnem razvojnem okolju. Glavni problem netoge poravnave slik z B-zlepki je časovna kompleksnost, ki nastopi zaradi velikega števila parametrov poravnave. Glavni cilj naloge je implementirati postopek, ki bo s pomočjo grafičnega razvojnega okolja v doglednem času omogočal poravnavo medicinskih slik z B-zlepki v Matlab-ovem programskem okolju. V ta namen naloga opisuje ključne komponente postopka in vse funkcionalne zahteve, ki omogočajo njegovo integracijo in uporabo v grafičnem razvojnem okolju.

Poravnava medicinskih slik z B-zlepki

Poravnava ali registracija medicinskih slik je postopek, ki temelji na ugotavljanju medsebojne geometrijske odvisnosti dveh ali več slik, z namenom pridobiti medicinsko pomembne informacije o stanju in dogajanju v telesu. Dodatne informacije, pridobljene na ta način, lahko lajšajo in izboljšajo medicinsko diagnostiko in postopke zdravljenja ter prispevajo k boljšemu razumevanju poteka bolezni, delovanja organov in podobno.

Rezultat poravnave slik je geometrijska transformacija » T « ene ali več slik, s katero želimo doseči, da se iste anatomske strukture na vseh slikah nahajajo na istem mestu, kljub morebitnim razlikam v legi pacienta, postopku zajemanja slik, delovanju organov, patologijam in podobno, kot je prikazano v Slika 1. Poravnane slike lahko zato enostavno primerjamo, združujemo njihovo informacijsko vsebino ter jih analiziramo, prav tako pa lahko analiziramo tudi geometrijsko soodvisnost med slikami » S «. Vse to prispeva k natančnosti, podrobnosti in preglednosti raziskav ter omogoča vpogled v nove razsežnosti dogajanja v telesu.

V splošnem postopek za poravnavo medicinskih slik sestoji iz štirih komponent. Prva komponenta opisuje geometrijsko transformacijo » T «. V nalogi bomo opisali implementacijo toge-globalne in netoge-lokalne transformacije. Toga transformacija opisuje premik in rotacijo objektov na sliki, netoga geometrijska transformacija pa temelji na manipulaciji mreže kontrolnih točk in B-zlepkih. Osnovna ideja omenjene transformacije je bila povzeta iz znanega postopka, ki je bil objavljen v članku »*Nonrigid Registration Using Free-Form Deformations: Application to Breast MR Images*«.



Slika 1: Referenčna slika »A«, poravnavana slika »B«, poravnana slika »TB«, geometrijska transformacija » T «, mera podobnosti » S «. Vir: <https://e.famnit.upr.si/course/view.php?id=1346>

Druga komponenta je mera podobnosti, ki ovrednoti prostorsko skladnost anatomskih struktur »S«. V postopku poravnave medicinskih slik z B-zlepki smo uporabili enomodalno mero imenovano »MAD«, vendar smo postopek implementirali tako, da lahko na enostaven način uporabimo še ostale enomodalne in večmodalne mere. Tretja komponenta je interpolacija, ki določa postopek, kako iz obstoječe slike (intenzitete pikslov/vokslov) pridobimo interpolirano intenziteto (svetlost) v vsaki točki netransformirane slike ali obratno. Zadnja komponenta je optimizacijski postopek, ki omogoča iskanje optimalne geometrijske poravnave na osnovi izbrane mere podobnosti. Za iskanje optimalne geometrijske transformacije smo uporabili prosto dostopno programsko knjižnico NLOpt, ki vsebuje številne optimizacijske algoritme. Za optimizacijo tege geometrijske transformacije smo uporabili »*derivative-free*« optimizacijski postopek imenovan »COBYLA«, za optimizacijo netoge geometrijske transformacije pa gradientni optimizacijski postopek, imenovan »*Limited memory BFGS*«. V nadaljevanju naloge bomo podrobneje opisali uporabo omenjenih optimizacijskih postopkov.

Geometrijska transformacija

Glavni namen geometrijske transformacije v postopku poravnave slik je določiti relacijo med slikovnimi elementi referenčne in poravnane slike. Za par slik A in B je geometrijska transformacija določena z preslikavo T , ki vsako točko x slike A, preslika v ustrezno anatomsko lokacijo $T(x)$ na sliki B. V splošnem so pri poravnavi medicinskih slik najbolj pogoste netoge (elastične) geometrijske transformacije, ki omogočajo modeliranje lokalnih deformacij. V nadaljevanju naloge bomo opisali postopek poravnave medicinskih slik, ki vključuje toge in netoge geometrijske transformacije. Netoga geometrijska transformacija je realizirana z manipulacijo mreže kontrolnih točk in B-zlepki. V osnovi lahko opisani postopek poravnave medicinskih slik z B-zlepki določimo s spodnjim matematičnim izrazom:

$$T(x, y, z) = T_{local}(T_{global}(x, y, z))$$

Globalna geometrijska poravnava

Globalna geometrijska poravnava omogoča modeliranje tege transformacije slik. Toga geometrijska transformacija je določena z 6 prostostnimi stopnjami, ki opisujejo premik, rotacijo in skaliranje objektov na sliki. Glavni namen globalne geometrijske poravnave, je poiskati optimalni premik, rotacijo in skaliranje, ki preslika vsak slikovni element x slike A, v ustrezno anatomsko lokacijo $T(x)$ na sliki B. Naj R določa rotacijo in t premik, potem lahko togo geometrijsko transformacijo opišemo z naslednjim matematičnim izrazom:

$$T_{global}(x, y, z) = t(t_x, t_y, t_z) * R(\alpha, \beta, \gamma) * (x, y, z)$$

, kjer t_x, t_y, t_z določajo parametre premika; α, β, γ parametre rotacije in (x, y, z) koordinate slikovnih elementov na sliki A.

Za optimizacijo opisanih parametrov tege geometrijske transformacije smo uporabili »*derivative-free*« optimizacijski postopek imenovan »COBYLA«. »COBYLA« je optimizacijski postopek, ki je del prosto dostopne knjižnice NLOpt in opisan v raziskavi z naslovom »*Direct search algorithms for optimization calculations*« avtorja M. J. D. Powell.

Lokalna geometrijska poravnava

Lokalna geometrijska poravnava omogoča modeliranje netogih (elastičnih) deformacij na slikah. Določa netogo geometrijsko transformacijo, ki za modeliranje uporablja netogi matematični model (ang. Free Form deformation model) in B-zlepke. Osnovna ideja netogega modela temelji na deformaciji objekta na sliki z manipulacijo pripadajoče mreže kontrolnih točk. Rezultat deformacije je gladka in nadzorovana oblika 3D objekta.

Za določiti netogi model »FFD«, bomo označili domeno slike z $\Omega = \{(x,y,z) \mid 0 \leq x \leq X, 0 \leq y \leq Y, 0 \leq z \leq Z\}$. Naj \emptyset označuje $n_x \times n_y \times n_z$ mrežo kontrolnih točk z enoličnim razmikom med kontrolnimi točkami δ . Potem netogi model lahko zapišemo kot 3-D produkt 1-D kubičnih B-zlepkov:

$$T_{local}(x, y, z) = \sum_{l=0}^3 \sum_{m=0}^3 \sum_{n=0}^3 B_l(u) B_m(v) B_n(w) \phi_{i+l, j+m, k+n},$$

, kjer $i = \lfloor x/n_x \rfloor - 1$, $j = \lfloor y/n_y \rfloor - 1$, $k = \lfloor z/n_z \rfloor - 1$, $u = x/n_x - \lfloor x/n_x \rfloor$, $v = y/n_y - \lfloor y/n_y \rfloor$, $w = z/n_z - \lfloor z/n_z \rfloor$ in B_l predstavlja l -to osnovno funkcijo B-zlepka:

$$\begin{aligned} B_0(u) &= (1 - u)^3 / 6 \\ B_1(u) &= (3u^3 - 6u^2 + 4) / 6 \\ B_2(u) &= (-3u^3 + 3u^2 + 3u + 1) / 6 \\ B_3(u) &= u^3 / 6 \end{aligned}$$

Izvedba opisanega postopka računanja netoge geometrijske transformacije z B-zlepki je bila realizirana s pomočjo zbirke nizko nivojskih funkcij, ki smo jih pridobili v okviru raziskave in je prosto dostopna na spletu pod nazivom »B-spline Grid, Image and Point based Registration«, avtorja Dirk-Jan Kroon. V namen pohitritve računanja netoge geometrijske transformacije z B-zlepki smo ključne gradnike implementirali v programskem jeziku »C++«, ter jih s pomočjo programskega vmesnika »MEX« izvajali v Matlab programskem okolju.

V splošnem so B-zlepki lokalno nadzorovani, kar prispeva k pohitritvi računske kompleksnosti, tudi v primeru velikega števila kontrolnih točk. Sprememba kontrolne točke na poziciji (i, j, k) vpliva zgolj na transformacijo slikovnih elementov v njeni neposredni bližini.

Mreža kontrolnih točk določa parametre postopka poravnave slik z B-zlepki in število prostostnih stopenj algoritma. Majhno število kontrolnih točk omogoča poravnavo globalnih, veliko število pa izredno lokalnih netogih deformacij. Posledično velja, da večja kot je ločljivost mreže kontrolnih točk, večja bo časovna kompleksnost algoritma. Na koncu gre za empirično odločitev med fleksibilnostjo poravnave in trajanjem postopka, ki je določena tudi na podlagi pričakovanih deformacij tkiv na slikah.

Za optimizacijo mreže kontrolnih točk smo uporabili gradientni optimizacijski postopek imenovan »Limited memory BFGS«. Ta je del prosto dostopne programske knjižnice NLOpt, ki je integrirana v grafičnem razvojnem okolju. Optimizacijski postopek »Limited memory BFGS« je podrobneje opisan v raziskavi z naslovom »On the limited memory BFGS method for large scale optimization«, avtorjev D. C. Liu in J. Nocedal.

Slika 2 prikazuje način uporabe NLOpt programske knjižnice za izvedbo »*Limited memory BFGS*« optimizacijskega postopka, ki na podlagi *minimizacije* kriterijske funkcije »*bspline_registration_gradient*« optimizira mrežo kontrolnih točk.

```
% NLOpt configuration files
path(path, '/Applications/MATLAB_R2014a.app/NLOpt');

% set NLOpt opt structure
opt.algorithm = NLOPT_LD_LBFGS; % Low-storage BFGS
opt.min_objective = @(x) bspline_registration_gradient(x, sizes, Spacing, I1, I2);
opt.vector_storage=15;
opt.xtol_rel = 1e-4;
opt.verbose = 1;

% execute NLOpt optimization
[O_grid] = nlopt_optimize(opt, O_grid);
```

Slika 2: Primer uporabe NLOpt programske knjižnice, za uporabo "Limited memory BFGS" optimizacijskega algoritma

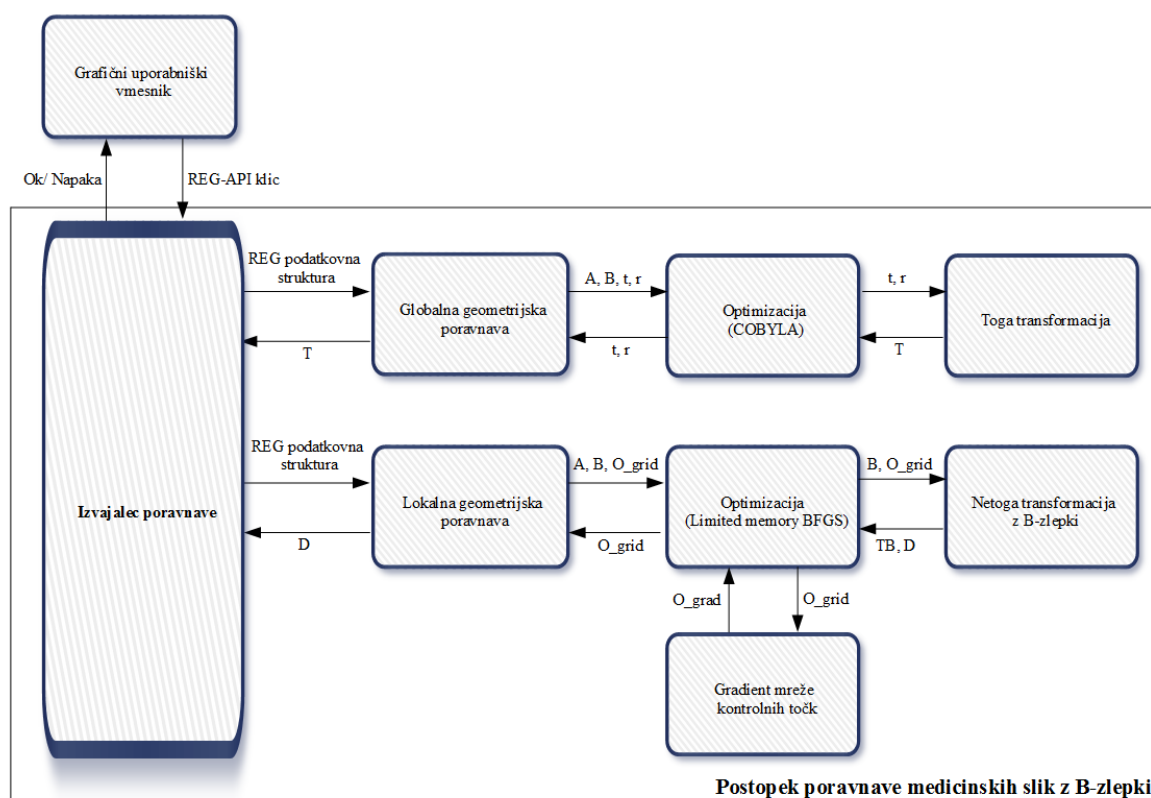
Kriterijska funkcija »*bspline_registration_gradient*« iz pridobljene mreže kontrolnih točk »*O_grid*« in opisane netoge geometrijske transformacije z B-zlepki, izračuna transformirano sliko »*TB*«. Podobnost med referenčno »*A*« in transformirano »*TB*« sliko ovrednoti z MAD mere podobnosti. Smer optimizacije določi z izračunom gradienta mreže kontrolnih točk. Gradient in MAD mera podobnosti določata izhodne parametre kriterijske funkcije, s katerih optimizacijski postopek »*Limited memory BFGS*« optimizira mrežo kontrolnih točk.

Gradient mreže kontrolnih točk pridobimo na podlagi referenčne »*A*«, poravnavane »*B*«, transformirane »*TB*« slike in pridobljene mreže kontrolnih točk »*O_grid*«. V vsaki iteraciji optimizacijskega postopka, vsako kontrolno točko ločeno premaknemo v x , y , z smeri za določen korak μ in izračunamo netogo transformacijo. Iz dobljene transformirane slike »*TB*« in referenčne slike »*A*« izračunamo podobnost po MAD metodi. Dobljeno mero odštejemo z MAD mero podobnosti izračunano v prvem koraku kriterijske funkcije, ter delimo z korakom premika μ . Izračunana vrednost nam določa smer gradienta obravnavane kontrolne točke. V splošnem uporabljamo iterativno tehniko najstrmejšega spusta, ki za določen korak μ teži v smeri gradienta.

Komponente in vmesniki

Arhitektura postopka poravnave medicinskih slik z B-zlepki je določena z osmimi komponentami, kot prikazano v Slika 3. Prva komponenta je »*Izvajalec poravnave*«. Namen komponente je komunikacija z grafičnim uporabniškim vmesnikom preko »*REG-API*« in nadzor nad potekom poravnave medicinskih slik. V prvem koraku komponenta »*Izvajalec poravnave*« pridobi REG podatkovno strukturo in jo posreduje nižje nivojski komponenti »*Globalna geometrijska poravnava*«, ki nadzoruje togo poravnavo slik. Ta iz REG podatkovne strukture pridobi referenčno »*A*« in poravnavano »*B*« sliko ter inicializira začetne parametre toge transformacije (premik »*t*«, rotacijo »*r*«). Omenjene parametre pošlje komponenti »*Optimizacija (COBYLA)*«, ki s pomočjo »*Toge transformacije*« in MAD mere podobnosti optimizira parametre premika in rotacije slik. Po končani optimizaciji komponenta »*Globalna geometrijska poravnava*« iz optimiziranih parametrov izračuna globalno geometrijsko transformacijo »*T*«, ki jo posreduje komponenti »*Izvajalec poravnave*«. Po uspešno izvedeni globalni geometrijski poravnavi, komponenta »*Izvajalec poravnave*« inicializira in zažene

komponento »Lokalna geometrijska poravnava«. Ta iz REG podatkovne strukture pridobi referenčno »A« sliko, poravnava »B« sliko, ki je bila podvržena globalni geometrijski poravnavi in inicializira mrežo kontrolnih točk. Opisane parametre posreduje komponenti »Optimizacija (Limited memory BFGS)«. Ta skrbi za optimizacijo mreže kontrolnih točk, na podlagi MAD mere podobnosti in gradienta mreže kontrolnih točk, ki določa smer optimizacije. Po uspešni optimizaciji pošlje optimizirano mrežo kontrolnih točk »O_grid« komponenti »Lokalna geometrijska poravnava«. Ta iz prejete mreže kontrolnih točk izračuna polje deformacij »D«, ki omogoča opis netoge poravnave slike in je določena kot 3D polje premikov vseh slikovnih elementov/vokslov. Omenjeno polje komponenta »Lokalna geometrijska poravnava« pošlje komponenti »Izvajalec poravnave«. Ta shrani polje »D« v REG podatkovno strukturo in o končani poravnavi obvesti grafični uporabniški vmesnik.



Slika 3: Komponente in vmesniki postopka poravnave medicinskih slik z B-zlepki

Integracija v grafično razvojno okolje

Grafično razvojno okolje, ki je bilo opisano v raziskavi z naslovom »A development environment for medical image registration procedures« poenostavi in pospeši implementacijo različnih postopkov poravnave medicinskih slik. Omogoča uporabo dobro definirane podatkovne strukture, grafičnega uporabniškega vmesnika in programske orodjarne »REG Toolbox«.

V namen uporabe grafičnega razvojnega okolja za implementacijo postopka poravnave medicinskih slik z B-zlepki, smo izpolniti naslednje funkcionalne zahteve:

- REG podatkovna struktura
- REG-API programski vmesnik

REG podatkovna struktura

Prva funkcionalna zahteva je uporaba dobro definirane REG podatkovne strukture. Ta določa standardiziran način manipulacije medicinskih slik v različnih postopkih poravnave in prikaz rezultatov v grafičnem uporabniškem vmesniku. Organizirana je v obliki polja, kjer elementi določajo medicinsko sliko in pripadajoče metapodatke. V namen uporabe »REG« podatkovne strukture smo implementacijo postopka poravnave slik z B-zlepki načrtovali na naslednji način.

Višje nivojsko komponento »Izvajalec poravnave«, ki določa vstopno točko v poravnavo z B-zlepki, smo implementirali tako, da ne sprejema vhodnih parametrov. Podatke o referenčni in poravnavani sliki pridobi iz REG podatkovne strukture. Po uspešno opravljeni poravnavi, rezultate shrani v ustrezna polja omenjene strukture. Slika 4 prikazuje uporabo REG podatkovne strukture v omenjeni komponenti. Iz Slika 4 je razviden način branja referenčne in poravnavane slike in zapisovanja rezultatov poravnave v polje D.

```
function nonrigidRegistration( )
    global REG;
    % get reference image
    REF=REG.img(REG.refIdx).data;
    REF=double(REF);
    % get moving image
    MOV=REG.img(REG.movIdx).data;
    MOV=double(MOV);
    % execute spline registration
    [TMOV,D]=executeRegistration(REF,MOV);
    % save deformation field to REG structure
    REG.img(REG.movIdx).D=D;
```

Slika 4: Primer branja in zapisovanja podatkov iz "REG" podatkovne strukture

Spodaj so opisani glavni elementi REG podatkovno strukture, ki smo jih uporabili pri implementaciji postopka poravnave medicinskih slik z B-zlepki:

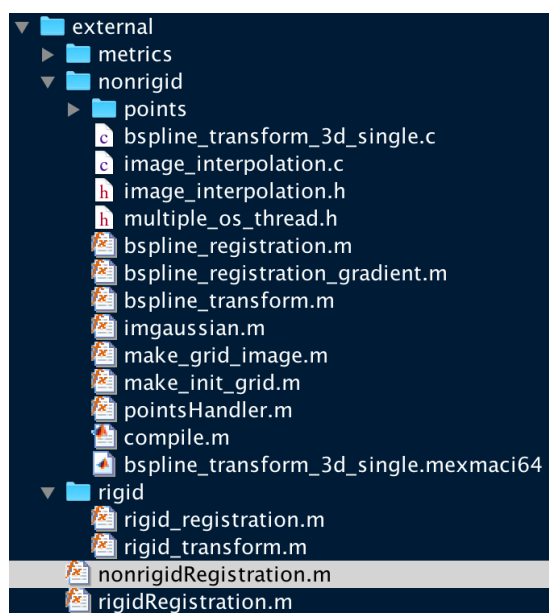
- *RefIdx*: indeks slike v polju, ki določa referenčno sliko;
- *MovIdx*: indeks slike v polju, ki določa poravnavano sliko;
- *Img[]*: polje slik;
- *Img[i].voxelSize*: velikost voksla i-te slike v polju;
- *Img[i].data_orig*: podatki slike na i-tem mestu, ki niso podvrženi obdelavi;
- *Img[i].data*: podatki slike na i-tem mestu, ki se uporabljajo v postopku poravnave slik in so pretvorjeni v uint8 format (pretvorba določa kompromis med zahtevano slikovno resolucijo in signifikanco rezultatov poravnave slik);
- *Img[i].O*: izhodišče koordinatnega sistema slike na i-tem mestu v milimetrih;
- *Img[i].T*: 3D globalna geometrijska transformacija, definirana v 4x4 matriki;
- *Img[i].D*: polje deformacij, ki omogoča opis netoge poravnave slike na i-tem mestu. Določeno je kot 3D polje premikov vseh slikovnih elementov / vokslov;

REG-API programski vmesnik

Grafično razvojno okolje omogoča enostavno uporabo, testiranje in dodajanje novih postopkov poravnave slik. Za doseg opisane funkcionalnosti, okolje uporablja programski vmesnik imenovan »REG-API«. Ta je implementiran kot bralec datotek v imeniku »external«, kateri se nahaja znotraj grafičnega razvojnega okolja. »REG-API« razpozna datoteke v imeniku na podlagi naslednjih zahtev:

- datoteka mora imeti Matlab končnico (.m),
- datoteka mora imeti enolično ime,
- v »external« imeniku obstaja natanko ena datoteka za postopek poravnave (v kolikor implementacija postopka zahteva več datotek, morajo biti te shranjene v pod-imeniku)

V namen uspešne integracije in uporabe postopka poravnave slik z B-zlepki v grafičnem razvojnem okolju, smo projekt postopka poravnave organizirali na naslednji način. Datoteka »nonrigidRegistration.m«, ki vsebuje implementacijo vstopne točke v postopek poravnave se nahaja v korenu imenika »external«. Ta iz REG podatkovne strukture pridobi vse potrebne podatke za poravnavo, ter jih posreduje nizko nivojskim funkcijam za nadaljno obdelavo. Zaradi zgoraj opisane zahteve, ki določa obstoj natanko ene datoteke na postopek poravnave v imeniku »external«, so vse nizko nivojske funkcije, ki omogočajo globalno geometrijsko poravnavo shranjene v pod-imeniku »rigid«, funkcije ki omogočajo lokalno geometrijsko poravnavo pa v pod-imeniku »nonrigid«. Slika 5 prikazuje vsebino imenika »external«.



Slika 5: Vsebina imenika "external"

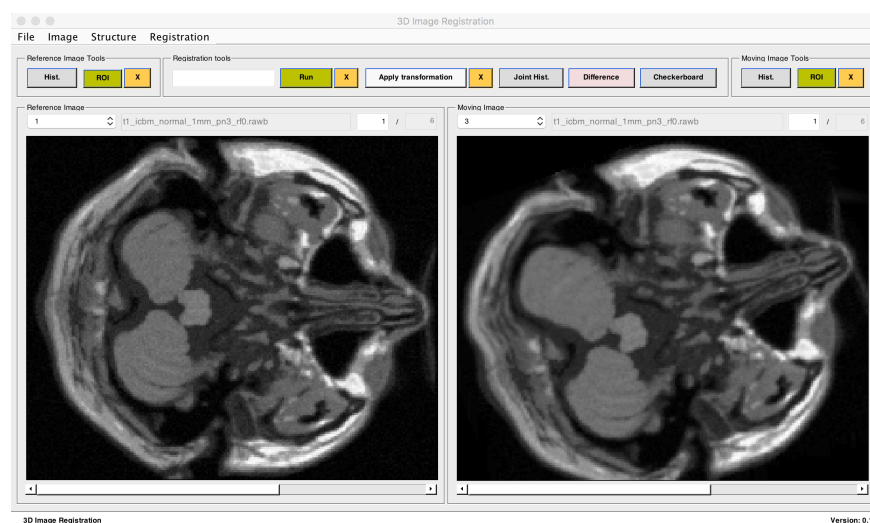


Slika 6: REG-API modalno okno za izbiro postopka poravnave slik

Pravilno strukturiran projekt postopka poravnave je nujno potreben za uspešno integracijo v grafično razvojno okolje. Po pravilno izvedeni integraciji, »REG-API« programski vmesnik razpozna postopek. Razpoznani postopek je na voljo za uporabo v grafičnem uporabniškem vmesniku. Slika 6 prikazuje modalno okno, ki vsebuje vse razpoznane postopke, med drugim tudi »nonrigidRegistration.m«.

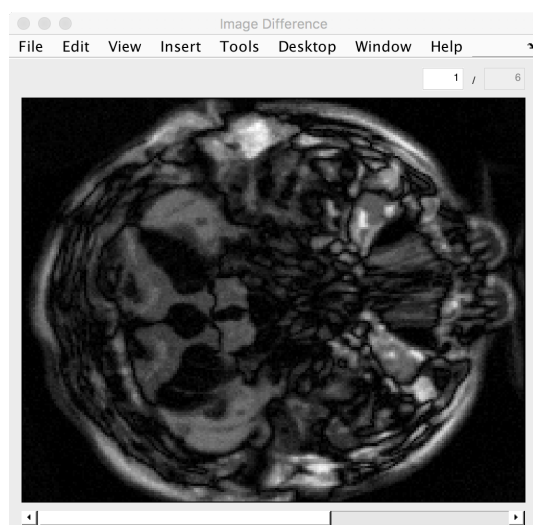
Testiranje

Postopek poravnave medicinskih slik z B-zlepki smo testirali v grafičnem razvojnem okolju. Medicinske slike smo pridobili iz BrainWeb spletne podatkovne baze. Za referenčno sliko smo uporabili MRI sliko možganov velikost 181x217x181 vokslov in 1mm debeline. Poravnavano sliko smo pridobili iz referenčne slike z apliciranjem toge-globalne in netoge-lokalne transformacije. Globalno togo transformacijo smo simulirali z rotacijo po z osi za 20 stopinj. Lokalno netogo transformacijo smo pridobili z manipulacijo mreže kontrolnih točk, tako da smo točke na območju [2:7,2:7;1:5;:] premaknili za 2mm. Pridobljeni slike smo preko grafičnega uporabniškega vmesnika naložili v REG podatkovno strukturo. Slika 7 prikazuje referenčno in poravnavano sliko pred izvedbo postopka poravnave slik z B-zlepki.

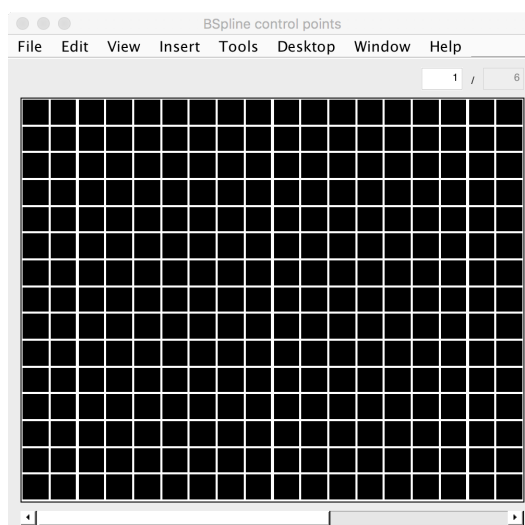


Slika 7: Prikaz MRI slik pred poravnavo (1 rezina)

Brez dodatnega kodiranja smo se lahko premikali po rezinah referenčne in poravnavane slike in s pomočjo številnih orodij analizirali njihove relacije. Slika 8 prikazuje absolutno razliko MRI slik pred poravnavo. Slika 9 prikazuje začetno mrežo kontrolnih točk.



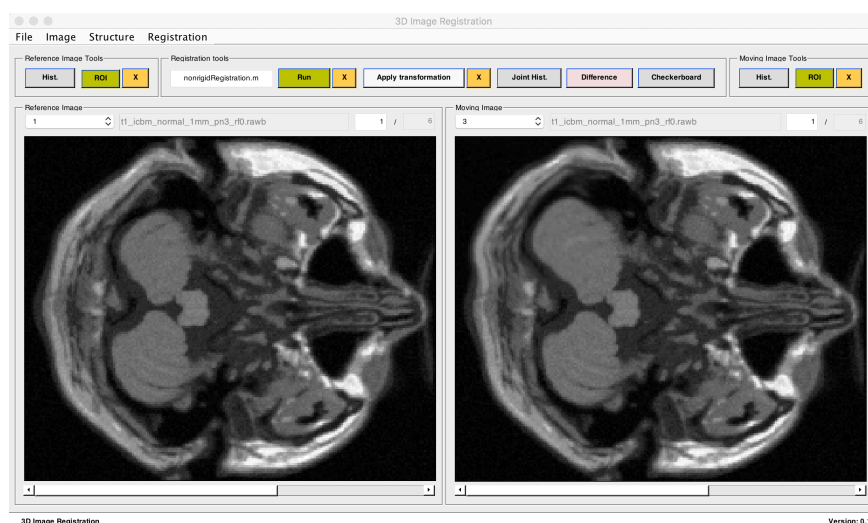
Slika 8: Prikaz absolutne razlike MRI slik pred poravnavo (1 rezina)



Slika 9: Prikaz mreže kontrolnih točk pred poravnavo (1 rezina)

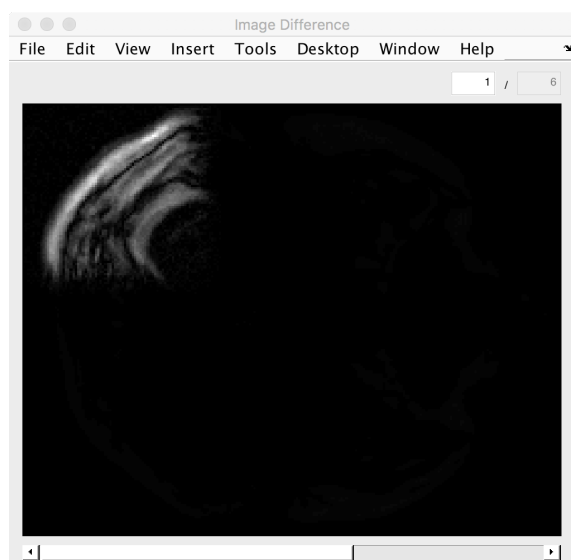
Za testiranje in zagon postopka poravnave slik z B-zlepki preko grafičnega uporabniškega vmesnika smo izbrali akcijo »Registration / Select Procedure«. Pojavilo se je modalno okno, ki nam je omogočilo izbiro različnih postopkov poravnave slik. Med postopki smo izbrali »nonrigidRegistration.m«, kateri vsebuje implementacijo testirane poravnave. Postopki so bili razpoznavni iz direktorija »external«, katerega nadzoruje grafično razvojno okolje, kot opisano v poglavju »REG-API« programski vmesnik. S klikom na gumb »Select« smo izbrali postopek »nonrigidRegistration.m« in ga zagnali z akcijo »Run«. Grafični uporabniški vmesnik je zagnal izbrani postopek ter omogočil njegovo razhroščevanje.

Prva komponenta postopka imenovana »globalna geometrijska poravnava« je za izvedbo toge poravnave potrebovala 35 sekund in opravila 300 iteracij optimizacije. Slika 10 prikazuje MRI slike po končani izvedbi toge-globalne geometrijske poravnave.



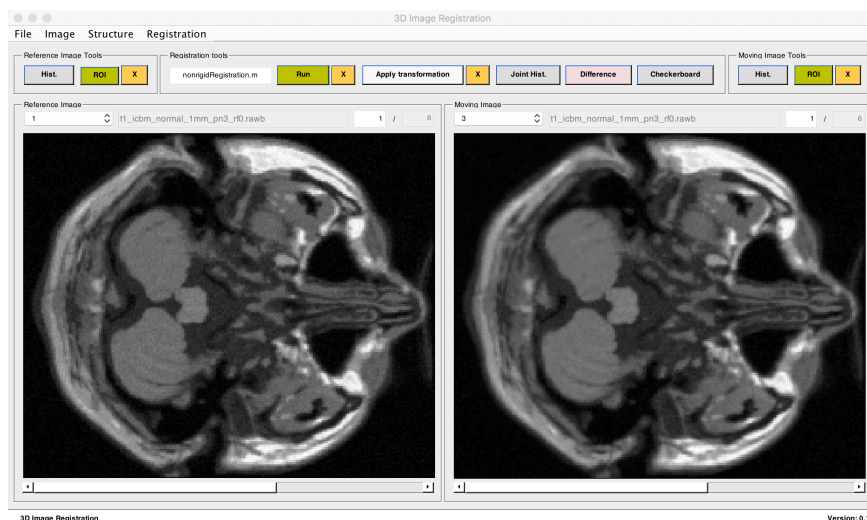
Slika 10: Prikaz MRI slik po togi-globalni poravnavi (1 rezina)

Na Slika 11 je prikazana absolutna razlika MRI slik po opravljeni togi-globalni geometrijski poravnavi. Razvidno je, da je bila rotacija uspešno odpravljena, netoga (elastična) deformacija pa je še vedno prisotna. Za odpravljanje netogih (elastičnih) deformacij skrbi komponenta »netoga lokalna geometrijska poravnava«.



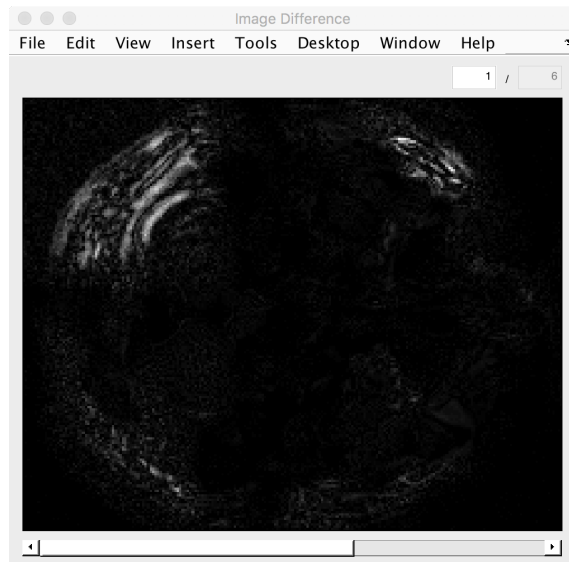
Slika 11: Prikaz absolutne razlike MRI slik po togi-globalni poravnavi (1 rezina)

»Netoga lokalna geometrijska poravnava« je potrebovala 15 minut in opravila 204 iteracij optimizacije. Slika 12 prikazuje MRI slike po končani izvedbi netoge-lokalne geometrijske poravnave.

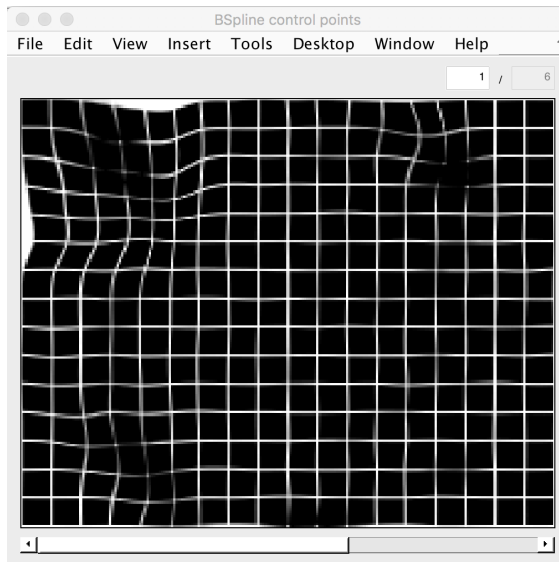


Slika 12: Prikaz MRI slik po netogi-lokalni poravnavi (1 rezina)

Na Slika 13 je prikazana absolutna razlika slik v prvi rezini po opravljeni netogi-lokalni poravnavi. Razvidno je, da je bila deformacija lobanje uspešno odpravljena. Kljub temu pa so še vedno prisotne določene svetlostne razlike. Iz tega sklepamo, da se je optimizacijski postopek zaustavil v lokalnem minimumu kriterijske funkcije netoge poravnave z B-zlepki. Slika 14 prikazuje mrežo kontrolnih točk po izvedeni poravnavi.



Slika 13: Prikaz absolutne razlike MRI slik po netogi-lokalni poravnavi (1 rezina)



Slika 14: Prikaz mreže kontrolnih točk po netogi-lokalni poravnavi (1 rezina)

Rezultati

Postopek poravnave medicinskih slik z B-zlepki smo testirali v grafičnem razvojnem okolju. Uporaba REG podatkovne strukture in »REG-API« programskega vmesnika nam je omogočila delo z integriranim grafičnim uporabniškim vmesnikom. S pomočjo grafičnega uporabniškega vmesnika smo na enostaven način testirali delovanje postopka in analizirali posamezne korake poravnave. V spodnjih tabelah so opisani rezultati poravnave opisanega postopka z B-zlepki.

Rezultati so zaradi večjega razumevanja ločeni na globalno in lokalno geometrijsko poravnavo in določeni z MAD mero podobnosti.

Tabela 1: MAD mera podobnosti pred in po poravnavi (toga-globalna geometrijska poravnava)

	MAD mera podobnosti
Pred poravnavo	222,769
Po poravnavi	33,7837

Tabela 2: MAD mera podobnosti pred in po poravnavi (netoga-lokalna geometrijska poravnava)

	MAD mera podobnosti
Pred poravnavo	34,3886
Po poravnavi	12,9723

Rezultati kažejo na povečanje podobnosti anatomskih struktur slik po poravnavi in dokazujejo pravilnost delovanja postopka poravnave medicinskih slik z B-zlepki. Kljub temu pa trenutna implementacija dopušča številne izboljšave, med katerimi najbolj izstopata odpravljanje lokalnih minimumov/maksimumov kriterijske funkcije netoge geometrijske transformacije in čas delovanja lokalne geometrijske poravnave. Ta je za poravnavo potrebovala 15 minut in opravila 204 iteracij optimizacije. V prihajajočih raziskavah želimo izboljšati in pohitriti postopek netoge-lokalne poravnave z učinkovitejšim algoritmom kriterijske funkcije in hitrejšim računanjem gradienta, ki bo temeljil na točkovnih merah podobnosti.

Literatura

- D. Rueckert, L. I. Sonoda, C. Hayes, D. L. Hill, M. O. Leach, and D. J. Hawkes. Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 18(8):712–21, 1999.
- M. Šuber, A development environment for medical image registration procedures, 2017

Priloge

- Izvorna koda postopka poravnave medicinskih slik z B-zlepki.