

**SISTEM ZA ANALIZU MAMOGRAFIJE DOJKE POMOĆU RAČUNARA  
COMPUTER AIDED DIAGNOSIS SYSTEM FOR ANALYZING BREAST  
MAMMOGRAPHY**Stefan Radonjić, *Fakultet tehničkih nauka, Novi Sad***Oblast – RAČUNARSTVO I AUTOMATIKA**

**Kratak sadržaj** – Cilj ovog rada ogleda se u razvoju grafičkog-korisničkog interfejsa (engl. Graphical User Interface – GUI), baziranog na algoritmima iz tradicionalne računarske vizije, koji će potencijalno olakšati intelektualni napor i redukovati utrošeno vreme radiologa prilikom analize i interpretacije mamografije dojke u kliničkoj praksi.

**Ključne reči:** karcinom, mamografija, analiza slike, obrada slike, grafičko korisnički interfejs, mašinsko učenje.

**Abstract** - The aim of this paper is to develop a graphical user interface (GUI), based on algorithms from traditional computer vision, which will potentially facilitate reduction of the intellectual effort as well as reduce the time spent by radiologists when analyzing and interpreting breast mammography in clinical practice.

**Key Words** - cancer, mammography, image analysis, image processing, graphical user interface, machine learning.

**1. UVOD**

Snimanje, kao važan deo kliničkih protokola za uspostavljanje kontrole nad karcinomom može pružiti razne informacije o morfologiji, strukturi, metabolizmu i funkcijama karcinoma. Različite tehnike snimanja mogu pružiti dodatne informacije koje se koriste za poboljšanje planiranja terapije pacijenta.

Glavna svrha snimanja ogleda se u pronalaženju minimalno invazivne terapije radi postizanja boljih rezultata i smanjivanja neželjenih efekata. Jedan od najvažnijih faktora za smanjene smrtnosti određenih vrsta karcinoma ogleda se u uspostavljanju rane dijagnoze karcinoma kod pacijenata putem snimanja i interpretacije slika organa od interesa.

Najčešća vrsta karcinoma kod žena jeste karcinom dojke koji se smatra drugim vodećim uzrokom smrti od karcinoma kod žena. Snimanje dojke je uvek predstavljalo deo nege karcinoma dojke i koristilo se u svim fazama lečenja karcinoma, od otkrivanja i postavljanja do praćenja terapije i post-terapeutskog praćenja. Opšti pojam snimanja dojke odnosi se na sonografiju dojke, mamografiju i magnetnu rezonancu tomografiju (MRT) dojke.

Shodno tome, prvi deo rada, naslovljen teorijske osnove, daje pregled oblasti analize digitalnih slika. Drugi deo, pregled različitih algoritama za obradu digitalne slike podržanih od strane sistema. Treći deo rada pruža kratak opis grafičkog korisničkog interfejsa (arhitekture sistema) i ilustruje funkcionalnosti specifične iz prethodnog odeljka.

**2. TEORIJSKE OSNOVE****2.1. Analiza digitalnih slika**

Polje za analizu digitalnih slika omogućava računarima da izdvoje, modifikuju, poboljšaju i olakšaju ljudima proces interpretacije digitalne slike. Iz prethodno navedenih razloga, oblast analize digitalnih slika ima dubok uticaj na mnoge druge oblasti, u rasponu od astronomije do nanotehnologije. Razvoj novih uređaja za obradu i analizu digitalnih slika revolucionisao je oblast medicinskih nauka. Međutim, podaci (slike/video zapisi) prikupljeni ovim uređajima često se tumače vizuelno, što je dosadna, psihički zamorna praksa i sklona greškama. Analiza digitalnih slika pruža skup metoda i alata koji pomažu biologima/kliničarima da uspostave preciznu dijagnozu i donesu zaključke o različitim medicinskim stanjima. Filtriranje digitalnih slika odnosi se na modifikovanje intenziteta piksela slike na osnovu neke unapred definisane funkcije lokalnog komšiluka. Filtriranje se često smatra preduslovom za većinu zadataka vezanih za analizu slike.

Glavni cilj poboljšavanja slike jeste da se slika obradi na takav način da rezultat obrade bude pogodniji od orginale slike za specifičnu aplikaciju. Dakle, metoda koja je vrlo pogodna za poboljšavanje rendgenskih slika ne mora nužno biti korisna za poboljšavanje CT slika. Slično tome, metoda korištena za poboljšavanje magnetne rezonance mozga, ne mora nužno biti korisna za poboljšavanje magnetne rezonance nekog drugog organa.

Pristupi za poboljšavanje slike se mogu grubo podeliti u dve široke kategorije:

1. Metode za obradu slike u prostornom domenu, čije su tehnike bazirane na direktnoj manipulaciji intenziteta piksela slike.
2. Metoda za obradu slike u domenu frekvencije čije su tehnike bazirane na modifikaciji Furijeve transformacije slike.

Metode prostornog domena su procedure koje direktno barataju sa pikselima slike. Procesi izvršavani u okviru prostornog domena će se biti označavani sledećim izrazom:

$$g(x, y) = T[f(x, y)]$$

**NAPOMENA:**

Ovaj rad proistekao je iz master rada čiji mentor je bio dr Milan Segedinac, vanr. prof.

gde je  $f(x, y)$  ulazna slika,  $g(x, y)$  je obrađena slika, a  $T$  je operator koji se izvršava nad  $f$ , i koji je definisan nad nekim komšilukom datog piksela  $(x, y)$ . Takođe, operator  $T$  može da se izvršava i na skupu ulaznih slika, kao što je na primer izvođenje sume korespondentnih piksela K-slika u cilju redukovanja šuma.

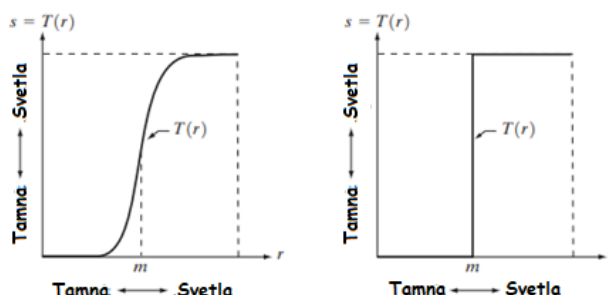
Glavni pristup prilikom definisanja komšiluka tačke  $(x, y)$  jeste upotreba kvadratne ili pravougaone površine, odnosno podslike sa centrom u tački  $(x, y)$ . Centar podslike se pomera sa piksela na piksel, počevši, recimo, od gornjeg levog ugla, s leva na desno, pa tako sve do donjeg desnog ugla. Operator  $T$  se primenjuje na svakoj  $(x, y)$  lokaciji kako bi se dobio izlaz,  $g$ , na istoj lokaciji. Proces koristi samo piksele u području slike kojim se prostire komšiluk

Najjednostavniji oblik operatora  $T$  je kada postoji samo 1 sused, odnosno, kada je matrica suseda dimenzija  $1 \times 1$ . U ovom slučaju, izlaz,  $g$ , zavisi isključivo od vrednosti  $f$  na  $(x, y)$  poziciji, a operator  $T$  postaje funkcija transformacije intenziteta koja se formalno može zapisati u sledećem obliku:

$$s = T(r)$$

gde, radi jednostavnosti notacije,  $r$  i  $s$  predstavljaju promenljive, koje redom označavaju, nijansu sive ulazne slike  $f(x, y)$  i procesuirane slike  $g(x, y)$  na bilo kojoj  $(x, y)$  koordinati. Na primer, ako  $T(r)$  ima oblik prikazan na slici 2.1. (a), efekat ove transformacije bio bi stvaranje slike sa većim kontrastom od originalne, zatamnivanjem intenziteta/nijansi piksela ispod nivoa  $m$  i posvetljivanjem intenziteta/nijansi piksela iznad nivoa  $m$  na originalnoj slici.

U okviru prethodno opisane tehnike, koja je u literaturi takođe poznata i pod nazivom „*protezanje kontrasta*“, vrednosti promenljive  $r$ , odnosno, intenzitet piksela na  $(x, y)$  poziciji originalne slike, koje su manje od unapred definisane margine (nijanse piksela),  $m$ , se komprimuju pomoću funkcije za transformaciju intenziteta piksela,  $T$ , u skladu sa uskim opsegom promenljive  $s$ , odnosno, željenog intenziteta izlaza/rezultata obrade, prema crnoj boji. Suprotan efekat se dešava za vrednost intenziteta piksela  $r$  iznad margine  $m$ . U slučaju prikazanom na slici 2.1. (b),  $T(r)$  generiše binarnu sliku. Mapiranje ovog oblika,  $T$ , se takođe naziva i funkcijom praga (engl. *thresholding function*).



Slika 2.1. funkcija mapiranja/transformacije nijansi sive za poboljšavanje kontrasta slike. Sa leve strane slike je prikazana funkcija za istezanje kontrasta (engl. *Contrast Stretching*), dok je s desne strane slike prikazana funkcija za proizvodnju binarne-slike (engl. *Thresholding Function*).

Veće susedstvo nam automatski pruža i veći stepen fleksibilnosti. Opšti pristup je da se korsiti funkcija koja

na ulazu očekuje vrednost, odnosno intenzitet piksela ulazne slike  $f$ , u unapred definisanom susedstvu piksela na  $(x, y)$  poziciji, za određivanje vrednosti  $g$  na istoj  $(x, y)$  poziciji. Jedan od glavnih pristupa u ovoj formulaciji zasnovan je na upotrebi takozvanih maski, koje se nazivaju i filterima, šablonima, jezgrima (engl. *kernel*) ili prozorima. U osnovi, maska je mali (recimo,  $3 \times 3$ ) 2-D niz u kojem vrednosti koeficijena maske određuju prirodu procesa, kao što je na primer pooštavanje slike. Tehnike poboljšavanja slike zasnovane na ovoj vrsti pristupa često se nazivaju filtriranjem (engl. *filtering*).

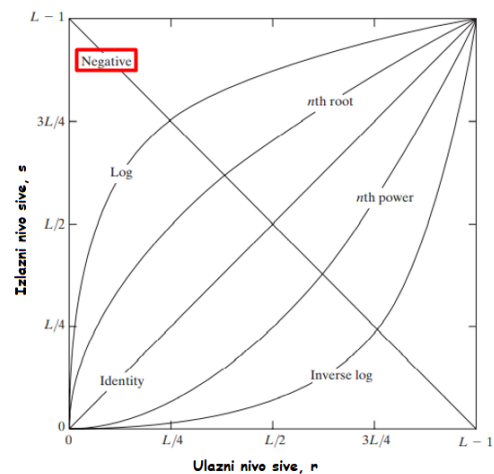
### 3. FUNKCIONALNOSTI PODRŽAVANE OD STRANE SISTEMA

#### 3.1. Negativ slike

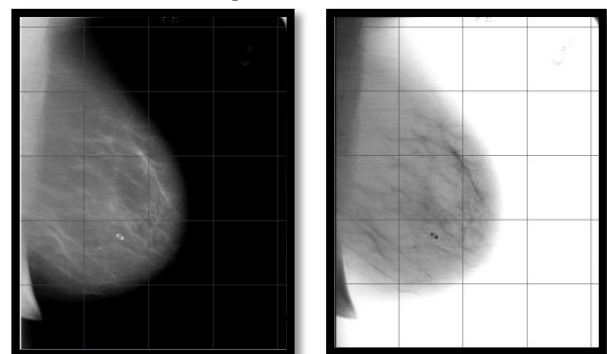
Negativ slike čiji se intenzitet, odnosno nijanse sive nalazi u rasponu  $[0, L - 1]$  dobija se uz pomoć negativne transformacije prikazane na slici 3.1, koja je data izrazom:

$$s = L - 1 - r$$

Obrtanje nivoa intenziteta slike na ovaj način daje ekvivalent fotografskom negativu. Ovakva vrsta obrade je posebno pogodna za poboljšavanje belih ili sivih detalja ugrađenih u tamne delove slike, posebno kada su crna područja dominantna u veličini. Primer je prikazan na slici 3.2. Originalna slika je digitalni mamograf koji prikazuje malu leziju. Uprkos činjenici da je vizuelni sadržaj na obe slike isti, uočiti koliko je u ovom slučaju lakše analizirati tkivo dojke na negativnoj slici.



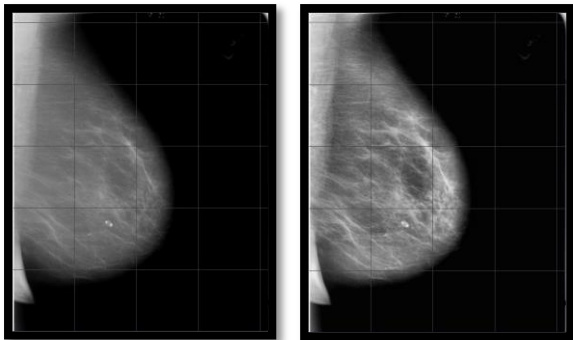
Slika 3.1. Neke od osnovnih tipova funkcija baziranih na transformaciji nijansi sive za poboljšanje slike. Slika je preuzeta iz [1]



Slika 3.2 (a) originalni digitalni mamograf (b) Negativna slika dobijena korišćenjem negativne transformacije  $T(r) = L - 1 - r$

### 3.2. Adaptivno izjednačavanje histograma sa ograničenim kontrastom (CLAHE)

Adaptivno izjednačavanje histograma (AHE) je računarska tehnika obrade slika koja se koristi za poboljšanje kontrasta na slikama. Razlikuje se od običnog izjednačavanja histograma po tome što adaptivni metod izračunava nekoliko histograma, od kojih svaki odgovara određenom delu slike, i koristi ih za preraspodelu vrednosti lakoće slike. Zbog toga je pogodan za poboljšanje lokalnog kontrasta i poboljšanje definicija ivica u svakom delu slike. Međutim, AHE ima tendenciju da pojačava šum u relativno homogenim delovima slike. Varijanta adaptivnog izjednačavanja histograma nazvana adaptivno izjednačavanje histograma ograničeno kontrastom (CLAHE) [2] sprečava ovo ograničavanjem pojačanja, vidi sliku 3.4.



Slika 3.4. Na levoj strani je prikazana originalna slika mamograma dojke, a na desnoj slika nakon adaptivnog izjednačavanja histograma ograničenog kontrastom.

### 3.3. Prilagodljiva gama korekcija sa raspodelom pondera (AGCWD)

Generalno govoreći, funkcija gustine verovatnoće (engl. *Probability Density Function -PDF*) i funkcija kumulativne raspodele (engl. *Cumulative Distribution Function - CDF*) mogu se koristiti za poboljšanje intenziteta piksela, iako literatura ukazuje na to da se osvetljenost u okviru slike može izobličiti [14] - [16]. S druge strane, tradicionalni metod gama korekcije koristi funkciju konstantnog stepenovanja sa eksponentom  $\gamma$  za poboljšavanje slike. Glavna mana ove metode leži u potrebi za manuelnim podešavanjem vrednosti parametara gama. Inspirisani teorijom verovatnoće i statističke inferencije, autori [3] predlažu utvrđivanje adekvatne vrednosti  $\gamma$  parametra uz pomoć sledeće transformacije:

$$T(l) = 255 \left( \frac{1}{255} \right)^{1-CDF(l)}$$

gde  $l = l_{min}, l_{min} + 1, l_{min} + 2, \dots, l_{max}$ . Nažalost, CDF kriva prigušene slike doživljava značajne fluktuacije usled pojava u okruženju, prema prethodnim istraživanjima [4] - [6]. Kao rezultat, prethodna jednačina može stvoriti nepovoljne artefakte. Da bi rešili ovaj problem, autori [7] koriste funkciju raspodele pondera (engl. *weighting distribution function*) [7] za izravnavanje fluktuirajuće pojave. Funkcija raspodele pondera može se izraziti na sledeći način:

$$PDF_w(l) = PDF_{max} \left( \frac{PDF(l) - PDF_{min}}{PDF_{max} - PDF_{min}} \right)^\alpha,$$

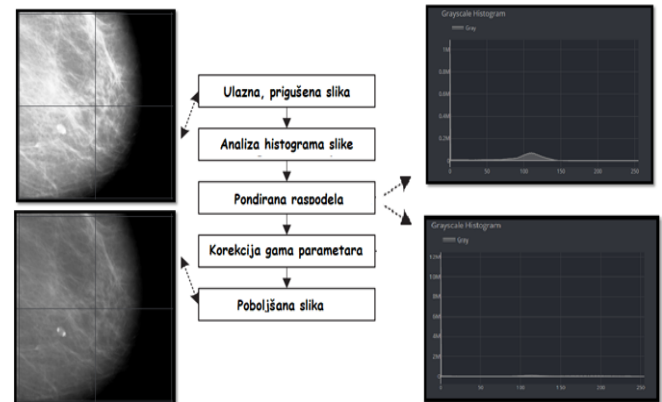
gde  $l = l_{min}, l_{min} + 1, l_{min} + 2, \dots, l_{max}$ ,  $PDF_w(l)$  predstavlja gustinu raspodele verovatnoće pondera (engl. *weighting probability distribution*),  $PDF_{max}$  predstavlja maksimalnu gustinu verovatnoće,  $PDF_{min}$  predstavlja minimalnu gustinu verovatnoće, a  $\alpha$  predstavlja adaptivni parametar. Koristeći  $PDF_w$ , originalna CDF funkcija se izravnava i može biti predstavljena kao:

$$CDF_s(l) = \frac{\sum_{h=0}^l PDF_w(h)}{\sum PDF_w},$$

gde  $l = l_{min}, l_{min} + 1, l_{min} + 2, \dots, l_{max}$ ,  $\sum PDF_w$  predstavlja sumu linearne kombinacije verovatnoća, i  $CDF_s(l)$  predstavlja izravnatu CDF funkciju. Konačno, utvrđivanje adekvatne vrednosti  $\gamma$  parametra može se modifikovati i zapisati u sledećem obliku:

$$T(l) = 255 \left( \frac{1}{255} \right)^{1-CDF_s(l)}$$

Slika 3.5 prikazuje dijagram toka predložene metode za poboljšavanje kontrasta slike. Za ulaznu prigušenu, odnosno zatamljenu sliku, većina piksela je gusto raspoređena u području tkiva parenhima dojke i krvnih sudova. Na osnovu funkcije raspodele ponderisanja, fluktuirajući fenomen se može ublažiti, smanjujući na taj način prekomerno poboljšanje korišćenjem gama korekcije.



Slika 3.5 Ilustracija toka aktivnosti AGCWD metode na slici mamografije dojke. Sa desne strane slike su prikazani dijagrami distribuiranosti piksela pre i nakon obrade slike AGCWD metodom.

## 4. GRAFIČKI-KORISNIČKI INTERFEJS

### 4.1. Specifikacija

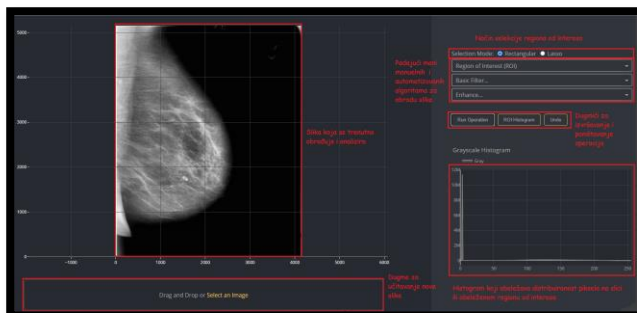
*BreastAnalysisApp* je aplikacija koja podržava kako manuelnu, tako i automatizovanu (izvan opsega ovog rada) obradu regiona od interesa i/ili čitave slike mamografije dojke.

Aplikacija je implementirana uz pomoć Python okvira, Dash, koji apstrahuje sve tehnologije i protokole neophodne za izgradnju interaktivnih, analitičkih web aplikacija, slika 4.1.

## 4.2. Arhitektura

Arhitektura predloženog CAD (*engl. Computer Aided Diagnosis*) sistema se može grubo podeliti u dve celine:

1. **Manuelna manipulacija i analiza slike.** Pruža krajnjem korisniku mogućnost da na specifičan način manuelno obradi region od interesa, ili čitavu sliku.
2. **Automatizovana analiza mamografije dojke.** Pruža automatizovan mehanizam za otkrivanje abnormalnih pojava na mamografiji dojke, kao i mogućnost klasifikacije željenih regiona od interesa.



Slika 4.1. Kratak pregled grafičkog korisničkog interfejsa i funkcionalnosti predloženog

## 5. ZAKLJUČAK

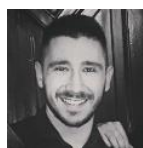
Čitava svrha ovog istraživanja jeste da pruži motivaciju za daljim razvojem radioloških CAD (*engl. Computer Aided Diagnosis*) sistema baziranih, kako na tradicionalnim tehnikama računarske vizije, tako i na tehnikama mašinskog i/ili dubokog učenja, koje su detaljnije opisane u okviru master teze na osnovu koje je ovaj rad motivisan.

Danas, veliki broj studija se više fokusira na potpunu automatizaciju analize slike, nego na poboljšavanje postojećih, kao i razvoj novih CAD sistema koji će služiti, ne kao zamena, već kao pomoćno sredstvo u kliničkoj praksi. Čak i sa mnogim obećavajućim rezultatima ranih istraživačkih studija, postoji mnogo pitanja na koja treba dati odgovor pre uvođenja ovakvih sistema u radiološku praksu.

## 6. LITERATURA

- [1] Rafael Gonzalez: Digital Image Processing
- [2] Adaptive Histogram Equalization – Wikipedia
- [3] Efficient Contrast Enhancement using Adaptive Gamma Correction and Cumulative Intensity Distribution
- [4] Y. Kim, Contrast enhancement using brightness preserving bi-histogram equalization
- [5] Y. Wan, Q. Chen, and B. Zhang, Image enhancement based on equal area dualistic sub-image histogram equalization method
- [6] K. S. Sim, C. P. Tso, and Y. Tan, Recursive sub-image histogram equalization applied to gray-scale images
- [7] M. Kim and M. G. Chung, Recursively separated and weighted histogram equalization for brightness preservation and contrast enhancement

### Kratka biografija:



**Stefan Radonjić** rođen je 23.08.1995. godine u Beogradu. Godine 2010. završio je Osnovnu školu „Kosta Trifković“ u Novom Sadu. Srednju Ekonomsku Školu „Svetozar Miletić“ u Novom Sadu, završio je 2014. godine. Iste godine upisao je Fakultet tehničkih nauka na Univerzitetu u Novom Sadu, smer Računarstvo i Informatika. Zvanje diplomirani inženjer elektrotehnike i računarstva stekao je 2018. godine. Iste godine upisao je master akademske studije na smeru Računarstv i Automatika. Položio je sve ispite propisane planom i programom. Kontakt: stefan.radonjic995@gmail.com