

CONTRIBUȚII LA COMPRESIA IMAGINILOR MEDICALE DIGITALE

Teză de doctorat – Rezumat

pentru obținerea titlului științific de doctor la

Universitatea Politehnică Timișoara

în domeniul de doctorat Calculatoare și Tehnologia Informației

autor Ildikó-Angelica Szöke

conducător științific Prof.univ.dr.ing. Vasile Stoicu-Tivadar

luna iulie anul 2017

Teza este structurată pe 7 capitole și o anexă.

În capitolul 1 intitulat **Introducere** se prezintă motivația care a condus la demararea cercetării prezentate în teză. De asemenea sunt enunțate obiectivele cercetării și articolele care au confirmat și care au rezultat din cercetarea întreprinsă.

Evoluția în domeniul calculatoarelor și tehnologiei informației din ultimul deceniu a atras după sine un salt major în imagistică în general și în imagistica medicală în special. Ca urmare a acestei dezvoltări, au apărut tehnici de investigație medicală noi care nu ar fi putut exista în absența unor echipamente de calcul puternice. Amintim dintre acestea Rezonanța Magnetică Nucleară (RMN) și Tomografia computerizată (CT). Acestea au făcut ca domeniul medical să se dezvolte într-un trend mare care a trecut de la o creștere de 8.75% în 2015, la o creștere de 9.1% în 2016, aspect menționat în raportul “2016 Global Medical Trend Rates” publicat de Aon Hewit Insurance and Risk Management [2]. O contribuție importantă la această dezvoltare a avut-o și, se estimează că o va avea, imagistica medicală.

Numărul mare de echipamente de investigație medicală de tip imagistic a avut drept consecință creșterea cantității de date care trebuie salvate pe intervale lungi de timp. Acest aspect, se datorează faptului că multitudinea de echipamente medicale de investigații imagistice, generează o multitudine de imagini care au cele mai diverse formate și dimensiuni. Formatele în cauză sunt în general cele impuse de constructorul echipamentelor medicale în cauză, care le consideră adecvate pentru tipul de investigație.

Investițiile în acest domeniu sunt considerabile [1]. De exemplu, USA a cheltuit aproximativ 17% din PIB în 2015 (în acel an Produsul intern brut al SUA - a fost de 18036.65 miliarde de dolari US). Similar, statele Uniunii Europene investesc în domeniul medical peste 10% din PIB). Ca urmare, în 2012 cantitatea de informație medicală digitală, care a fost de 500 petabytes se preconizează că va atinge 25,000 petabytes în 2020 [1].

În cadrul acestei informații medicale, imagistica medicală are cea mai mare pondere. Se arată în [3] - Big Data Analytics for Healthcare, că în 2015 în medie în cadrul unui spital s-au generat 2-3 petabyte (665 terabytes) de date digitale pentru pacienții internați în spital. Din această cantitate de date, 80% îl reprezintă imaginile medicale de tip Computer Tomograf, respectiv radiografii. În fiecare an creșterea cantității de date imagistice de natură medicală este cu 20% - 30% mai mare decât în anul precedent.

Acesta este contextul în care s-a dezvoltat cercetarea prezentată în această teză de

doctorat care se axează pe reducerea cantității de date de tip imagine medicală prin propunerea unui nou tip de format de imagine.

Această teză de doctorat propune o nou format de reprezentare a imaginilor digitale în cazul general și în special a imaginilor de factură medicală rezultate în urma unei investigații imagistice. Metoda are la bază conceptul de Local Binary Pattern (LBP) introdus de către Ojala T și Pietikäinen M. [4, 5], operator care permite descrierea texturii unei imagini prin intermediul unui vector numere întregi, de dimensiune variabilă. Formatul de imagine propus l-am numi **Local Binary Pattern Compressed (LBC)**.

În capitolul 2, intitulat **Formate de imagini utilizate în imagistica medicală** se face o sinteză a principalelor formate de imagini utilizate în imagistică. Fiecare tip de imagine analizată din punctul de vedere a modului în care se cuantifică o imagine achiziționată de un echipament imagistic. Se arată care este acuratețea reprezentării imagistice și dimensiunile medii pentru formatul de imagine utilizat. Sinteza este urmată de o analiză a platformelor utilizate în imagistica medicală, accentul fiind pus pe cea mai utilizată platformă denumită DICOM.

În prezent există o mare varietate de tehnici imagistice medicale care se utilizează în funcție de natura investigației medicale. Ceea ce merită remarcat este faptul că tehnicile utilizate au urmărit îndeaproape evoluția tehnologică din domeniul imagisticii.

Prima metodă de investigare imagistică care a fost utilizată a folosit razele X. Ulterior aceasta a fost înlocuită, în mare parte, de tehnologia ecografică, bazată pe ultrasunete. Trebuie de specificat faptul că aceasta înlocuire apare mai ales ca o definiție mai exactă a cazurilor în care rezultatele sunt mai bune, utilizând o metodă sau alta.

O dată cu dezvoltarea tehnologiei informației, au apărut noi metode de generare a imaginilor medicale. Astfel a apărut tomograful computerizat care utilizând raze X direcționate, poate crea imagini 3D ale interiorului corpului uman. Ulterior a apărut Rezonanța Magnetică Nucleară (RMN) care se bazează pe faptul că corpul uman are peste 70% apă, făcând astfel posibilă excitarea protonilor de hidrogen sub influența unui câmp magnetic și în consecință receptarea semnalului de modificare a stării acestora. Semnalul furnizat de aceștia depinde de natura țesutului dând astfel posibilitatea interpretării de către un calculator și reproducerea cu mare exactitate toate tipurile de țesuturi din corpul uman.

O imagine digitală reprezintă orice imagine provenită de la un scanner, de la o cameră foto digitală sau de la un calculator. Imaginile stocate într-un calculator sunt "digitizate", adică au fost supuse unui proces ce transformă o imagine din lumea reală în date numerice (valori digitale) alcătuite din rânduri și coloane de mostre de culori. Această organizare a unei imagini digitale poate fi descrisă ca fiind o matrice de pixeli. Un pixel (PICTure ELEment) reprezintă cel mai mic element al unei imagini digitale și are trei atribute ce pot fi exprimate numeric/digital: culoare, opacitate și poziția în matrice (dată de două coordonate plane). Informațiile sunt stocate în calculator în format binar de 0 și 1.

Calculatoarele sunt folosite pentru stocarea și manipularea numerelor, deci odată ce imaginea a fost digitizată aceasta poate fi folosită pentru a examina, arhiva, modifica, afișa, transmite sau imprima imaginea într-o varietate de modalități.

În capitolul 3, intitulat **Operatorul Local Binary Pattern** este analizat operatorul LBP. În cadrul acestei analize este prezentată varianta de bază a acestei metode precum și variantele

care s-au dezvoltat de-a lungul timpului. Analiza a avut ca și finalitate determinarea variantei de LBP care poate fi utilizată la definirea formatului de imagine propus în teză.

Local Binary Pattern a fost descris pentru prima oară în anul 1996 de T. Ojala, M. Pietikäinen și D. Harwood, [4]. De atunci acest operator s-a dovedit a fi un instrument puternic în analiza texturilor imaginilor, fiind utilizat până în prezent în domeniul Machine Learning în operații de clasificare și extragere a caracteristicilor în care sunt implicate imagini. Deoarece se dorește extinderea domeniului de utilizare a acestui operator, în prezentul capitol, se face o analiză amănunțită a variantelor de LBP care s-au dezvoltat de-a lungul timpului.

Operatorul de bază Local Binary Pattern (LBP), introdus de către Ojala, se bazează pe faptul că textura cuprinde două elemente complementare: un model – pattern - și puterea sa [4, 5]. Operatorul se poate aplica atât imaginilor grayscale cât și celor color. În prezenta analiză se vor discuta tehnicile care sunt aplicate unei imagini grayscale. Pentru imaginile color principiul de utilizare a operatorului LBP este același, cu observația că acesta se aplică separat pentru fiecare plan de culoare RGB al imaginii.

Încă din 1996, anul în care a fost propus primul operator Local Binary Pattern, numeroase variante au fost explorate de literatura de specialitate datorită performanțelor obținute și a simplității de utilizare a acestui operator. Articolul [25] propune o reducere suplimentară a numărului de chei luate în considerare, în scopul clasificării imaginilor. Din cele 59 de coduri ale modelelor uniforme, care sunt obținute prin utilizarea unei regiuni circulare cu raza 1 și numărul de vecini egal cu 8, autorii au reușit să reducă spațiul la 36 de coduri. Prin experimente s-a observat că unele coduri sunt mai relevante pentru clasificare.

Operatorul Local Binary Pattern este unul dintre instrumentele care a dus la o îmbunătățire a calitatii și performanțelor de compresie/decompresie a imaginilor, în plus este o metoda statistica și structurala de îmbunătățire a analizei texturii unei imagini.

Unul din multe beneficii pe care le-a adus acest operator este faptul că topologiile pot fi schimbate în funcție de aplicația noastră pentru a obține cele mai bune rezultate. Metodele prezentate până acum folosesc operatorul LBP pentru analiza statică a imaginilor; exista un operator pentru analiza dinamică a imaginilor care se numește operator LBP spațio-temporal. Acesta se folosește pentru analiza texturilor în mișcare, alături de pattern-uri propuse pentru volum și pentru cele 3 plane ortogonale.

În capitolul 4, intitulat **Compresia imaginilor statice utilizând operatorul Local Binary Pattern. Formatul LBC** se prezintă formatul de imagine propus. Propunerea pleacă de la o imagine achiziționată de un echipament imagistic (indiferent de natura acestuia – aparat foto, scanner sau un echipament de imagistică medicală) care este reținută într-un format care prezintă două componente. Prima componentă este o imagine de valori medii, iar cea de a doua o imagine de tip „dispersie”. Imaginea de tip „dispersie” este obținută utilizându-se operatorul LBP în varianta clasică în care este luată în considerare o regiune de 3x3 pixeli. Cele două imagini sunt reținute într-un format pe care l-am numit LBC (Local Binary Pattern Compressed). Formatul care conține cele două imagini are o dimensiune de 4 ori mai mică decât imaginea originală din care provine. Cele două imagini din cadrul formatului de imagini sunt utilizate pentru reconstrucția imaginii originale în momentul în care se dorește vizualizarea ei. Pentru a determina calitatea formatului LBC s-a utilizat ca și indice de calitate metrica SSIM (acronimul de la Structural Similarity Index Metric).

Tehnica propusă prezintă două aspecte. Un prim aspect este cel al faptului că aplicarea ei conduce la obținerea unui format de imagine diferit de cele existente în prezent. Cel de al doilea este legat de faptul că are atașat un mecanism de compresie, respectiv decompresie a matricei

de pixeli care definește imaginea originală. Combinarea celor două componente, în contextul utilizării a două imagini complementare de reprezentare a unei imagini, conduce la un format eficient mai ales pentru imagini de dimensiuni mari.

Așa cum s-a specificat într-un capitol anterior, tehnica **Local Binary Pattern (LBP)** permite descrierea texturii unei imagini prin intermediul unui vector care poate avea diverse dimensiuni, în funcție de varianta LBP utilizată. În varianta clasică, LBP descrie o zonă de 3x3 a texturii imaginii prin intermediul unui singur pixel.

Practic, acest pixel definește variația pixelilor de pe frontiera zonei LBP raportată la pixelul central al acestei zone. Contorizarea valorilor obținute în urma analizei texturii întregii imagini în care se iau în considerare toate valorile obținute în acest mod, conduce la obținerea unui vector cu o dimensiune de 256 valori care definește univoc imaginea din care a provenit.

Imaginile digitale sunt supuse unor degradări în timpul transmisiei, compresiei, prelucrării sau stocării ceea ce poate duce la o degradare a calității vizuale a acestora. Pentru cazurile în care imaginile ajung în final să fie analizate de o persoană, evaluarea calității este subiectivă și lipsită de precizie. Alternativa este utilizarea unei metode obiective care să estimeze calitatea percepută a unei imagini.

Pentru obținerea unei compresii cât mai mare, deci a unui format LBP cât mai bun, s-a impus necesitatea utilizării unei metode de comparare a celor două imagini (inițială și reconstituită) pentru a estima calitatea formatului imaginii utilizat - respectiv LBP.

În acest moment, cel mai utilizat algoritm pentru evaluarea calității este Structural Similarity Index Metric (SSIM), prezentat în articolul din anul 2004: Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity by Wang. Cele mai frecvente metode utilizate anterior au fost Peak Signal-to-Noise Ratio (PSNR) și Root-Mean-Square Deviation (RMSD). Popularitatea acestor metode a scăzut deoarece nu ia în considerare diferența perceptuală dintre două imagini.

Plecând de la acest mod de construire a unei valori LBP, în varianta de bază descrisă anterior în care se ia în considerare o zonă de dimensiune 3x3 pixeli, propun descrierea unei imagini grayscale prin două imagini de dimensiune mult mai reduse:

- Prima imagine reprezintă valorile centrale ale zonelor de dimensiune 3x3 care intră în procesul de construire a valorii LBP. Această imagine este văzută ca reprezentând o *valoare medie* a pixelilor care definește textura imaginii.
- Cea de a doua imagine reprezintă valorile LBP obținute în varianta de bază a acestei tehnici. Acest set de valori reprezintă raportul (pixelul are o valoare mai mare sau mai mică) în care se află pixelii de pe frontiera zonei de 3x3 față de pixelul central. Din acest considerent, această imagine este văzută ca o „*dispersie*” a pixelilor de pe frontieră în raport cu pixelul central al zonei. Este necesar de făcut o precizare legată de această a doua imagine și anume: nu este vorba de o dispersie în sensul matematic al acestui concept. Această dispersie definește dacă valoarea pixelilor din jurul valorii medii este mai mică sau mai mare față de valoarea pixelului *valoare medie*. Rămâne ca atunci când se reconstruiește imaginea să se utilizeze o lege de distribuție Gaussiană sau uniformă, care să fie alterată de valorile din imaginea de tip *dispersie* prezentă.

Cele două seturi de imagini reprezintă imaginea comprimată a imaginii din care provin.

Prin urmare formatul în care se reține imaginea este definită de două imagini complementare:

- A. O imagine de tip valorii medii și
- B. O imagine de tip "dispersie".

Am denumit acest format de imagine LBC, acronimul de la Local Binary Pattern Compressed.

În capitolul 5 intitulat **Rezultate Experimentale** se efectuează un studiu care are drept scop determinarea setărilor utilizate de formatul LBC. Aceste setări se referă la determinarea intervalelor de dispersie utilizate la refacerea imaginii originale în cursul procesului de vizualizare a formatului LBC. Determinarea acestui interval s-a efectuat corelat cu determinarea legii de distribuție optime care se utilizează pentru generarea imaginii din momentul vizualizării acesteia. S-au avut în vedere două legi de distribuție: uniformă și respectiv Gaussiană. Experimentele în care s-au luat în considerare atât imagini grayscale cât și color, s-au efectuat luând în considerare toate formatele de imagini care sunt generate de echipamentele de achiziție a imaginilor. Pentru determinarea calității formatului LBC obținut în contextul acestui studiu, s-a utilizat metrica definită de SSIM. De asemenea, s-a determinat influența pe care o are dimensiunea imaginii asupra setărilor utilizate în momentul în care o imagine LBC este utilizată ca format de reprezentare.

În cadrul testului, pentru a determina corelția dintre indexul de compresie și dimensiunea imaginii, s-a urmărit determinarea legăturii care există între dimensiunea imaginii și factorul de compresie. Testul s-a efectuat pentru fiecare set de imagini (imagini medicale, imagini cu blocuri de culoare, imagini de dimensiuni foarte mari sau foarte mici dar cu multe detalii). Valoarea pasului de compresie luat în considerare este 1, iar valoarea intervalului maxim în care se modifică pasul de compresie este de 1% din valoarea LBP calculată pentru imaginea luată în discuție. S-au ales aceste valori deoarece s-a urmărit determinarea legăturii dintre dimensiunea imaginii și factorul de compresie, motiv pentru care indicele de similaritate între imaginea inițială și cea comprimată în această etapă nu a interesat. Rezultatele sunt prezentate în următoarele figuri de mai jos, pentru fiecare set de date în parte.

- Pentru setul de date care conține imagini ecografice indicele de compresie este cuprins între 2.715 și 3.557.
- Pentru setul de date care conține imagini cu blocuri colorate, indicele de compresie este cuprins între 2.177 și 3.237.
- Pentru setul de date care conține imagini de clădiri, indexul de compresie este cuprins între 3.607 și 4.477.
- Pentru setul de imagini care reprezintă fluturi, indicele de compresie variază între 3.388 și 4.143.

S-a refăcut calcul pentru întregul set de imagini fără a ține cont de natura imaginilor, ceea ce reprezintă acestea. Se pot trage următoarele concluzii referitoare la legătura dintre dimensiunea imaginii și modul în care se modifică indicele de compresie:

- (a) Valoarea indicelui de compresie este dependentă de mărimea imaginii care se comprimă. O imagine mai mare conduce la un indice de compresie mai mare.
- (b) Legătura dintre aceste două mărimi nu este liniară. Pot apare variații care se datorează următorilor factori:
 - În imagine este prezentă o culoare dominantă. Tipul culorii va mări sau micșora indicele de compresie, afectând dependența dintre mărimea imaginii și factorul de compresie;

- Complexitatea imaginii. Aceasta este văzută ca fiind dată de variații de culoare în contextul imaginii, de la un pixel la altul a imaginii (textura imaginii este rugoasă). Variații mari vor conduce la micșorarea indicelui de compresie.

În următorul set de experimente s-au urmărit două obiective:

- I. Determinarea legăturii care există între indexul de compresie și dimensiunea imaginii;
- II. Obținerea valorii constantei Gaussiene și uniforme care determină mărimea intervalului de dispersie în jurul valorii LBP, pentru obținerea celui mai bun indice de similaritate SSIM.

În contextul acestor experimente care s-au întreprins, s-a utilizat câte un set de 20 de imagini care reprezintă clase de imagini diferite (ecografii, blocuri colorate, clădiri – imagini foarte mari dar cu multe detalii, fluturi – imagini foarte mici dar cu multe detalii). S-au ales aceste clase datorită diversității texturilor și a culorilor prezente în imagini, cu scopul de a avea la dispoziție o arie cât mai extinsă care să poată defini cât mai corect diversitatea lumii înconjurătoare. În urma calculelor efectuate s-au obținut următoarele concluzii:

- Compresia imaginilor este dependentă de natura informației prezente. Textura imaginii va influența procesul de compresie, aspect care impune determinarea unor criterii privind modul în care acest proces are loc. Aceste criterii se vor referi la determinarea celei mai potrivite tehnici de generare a pixelilor în jurul valorii medii LBP (distribuție Uniformă sau Gaussiană), respectiv determinarea celor mai potrivite constante care determină mărimea intervalului de dispersie în jurul valorii LBP.
- Indiferent de natura informației prezente în imagine (dată de textura acesteia de tip nuanțe de gri sau color) se poate obține un indice de similaritate SSIM bun între imaginea inițială și cea reconstruită. Acest indice poate aparține intervalului $[0.7 - 1]$.
- Intervalul de valori în care apare indicele de similaritate SSIM specificat anterior poate fi obținut pentru o valoare a constantei procentuale care se utilizează pentru intervalului de dispersie a valorilor LBP utilizându-se o valoare care se situează în intervalul $[0.1 - 2] \%$ din valoarea medie LBP.

În capitolul 6, intitulat **Compresia imaginilor digitale medicale statice. Rezultate experimentale**, s-a efectuat un studiu privind eficiența utilizării formatului LBC pentru reprezentarea imaginilor de factură medicală generate de diverse echipamente de investigație imagistică. Aceste imagini prezintă caracteristici care le deosebesc de imaginile obișnuite (de tip fotografic) prin caracteristicile de dimensiune, rezoluție și nu în ultimul rând de conținut. În contextul acestui studiu, s-au utilizat setările formatului LBC determinate în capitolul 5. Studiul s-a efectuat pentru imagini de tip ecografie și radiografie care s-au preluat din baze de date medicale de referință în domeniu. În urma studiului efectuat s-au confirmat setările formatului LBC pentru reprezentarea imaginilor medicale. De asemenea, s-a arătat utilitatea acestui format pentru imagini medicale de mari dimensiuni.

În studiul efectuat s-a urmărit determinarea indicilor de performanță aferenți tehnicii de compresie a imaginilor. Testele care s-au efectuat au luat în considerare numai imagini de factură medicală, datorită faptului că tehnica de compresie propusă se adresează, în deosebi

acestei categorii de imagini. Reamintim faptul că imaginile de această factură se caracterizează prin dimensiuni mari și texturi ale imaginii de cele mai diverse facturi, în care contrastul între zonele adiacente este mic. Indicii de performanță care s-au avut în vedere se referă la factorul de compresie și indicele de similaritate, mărimi care sunt direct influențate de determinarea exactă a constantei Gaussiene și uniforme, care stabilesc mărimea intervalului de dispersie în jurul valorii LBP și a legii de distribuție care urmează a fi utilizată în procesul de reconstrucție a imaginii (uniformă sau gaussiană). De asemenea, s-a studiat dacă procesul de compresie este influențat de formatul imaginii medicale originale (BMP, JPG, PNG).

Studiul efectuat a condus la următoarele concluzii:

- Performanțele maxime pentru ansamblul de indici de performanță (factor de compresie, indice de similaritate SSIM) se obțin dacă se utilizează, pentru constanta care determină mărimea intervalului de dispersie LBP, valoarea 1.
- S-a determinat că cea mai bună lege care poate fi utilizată pentru reconstruirea valorilor pixelilor este cea uniformă. Între utilizarea unei legi de distribuție uniformă și o lege de distribuție gaussiană pentru reconstrucția pixelilor, studiile efectuate au arătat că între cele două legi există deosebiri mici cu un plus de calitate (factor de compresie, indice de similaritate SSIM) pentru cazul în care se utilizează o lege de distribuție uniformă.
- Studiile efectuate au arătat că tipul imaginii originale care este comprimată (s-au luat în considerare cele mai utilizate formate de imagini medicale - BMP, JPG, PNG) nu influențează semnificativ procesul de compresie. Se poate face însă constatarea că imaginile de tip BMP, respectiv PNG conduc la un factor de comprimare mai mare, cu o scădere a indicelui de similaritate nesemnificativ.

În capitolul 7, intitulat **Concluzii și Contribuții personale** sunt prezentate aspectele care rezultă din utilizarea formatului LBC atât din punct de vedere teoretic cât și practic. Aceste concluzii se referă atât la utilizarea formatului propus pentru reprezentarea imaginilor de factură generală cât și a celor de natură medicală. În cadrul acestor aspecte sunt subliniate contribuțiile aduse în cadrul cercetării de definire a unui tip de format de imagine.

În cadrul cercetării întreprinse în contextul acestei teze s-a urmărit determinarea unui format de imagine nou. Acest format se pretează a fi utilizat în special pentru reprezentarea imaginilor medicale rezultate din procesul de investigare imagistică a unui pacient. Această direcție este importantă de a fi dezvoltată și urmărită, deoarece în prezent se generează cantități extrem de mari de imagini medicale de la cele mai diverse tipuri și proveniențe. Toate aceste imagini trebuie salvate pentru a avea o imagine a istoricului medical al unei persoane. Noul format care se propune încearcă să rezolve două probleme ridicate de imagistica medicală și anume:

- A. Dimensiunea imaginilor este mare pe de o parte, iar pe de altă parte numărul mare de imagini care se obțin în cursul unei singure investigații medicale. Ca urmare, formatul imaginii trebuie să prezinte o componentă de compresie care să asigure reducerea dimensiunii acesteia, atunci când imaginea se stochează pe un suport de informație.
- B. Cea de a doua problemă se referă la necesitatea de a asigura o calitate bună a imaginii medicale care să asigure corectitudinea actului medical atunci când imaginea se interpretează.

Pentru atingerea acestor două obiective s-au parcurs mai multe etape și anume:

1. S-a efectuat o analiză a caracteristicilor formatelor de imagine utilizate în prezent. În cadrul acestei analize s-a urmărit definirea caracteristicilor care sunt comune formatelor de imagine existente. Analiza s-a extins și asupra modului în care acestea sunt utilizate de imagistica medicală. De asemenea, s-a avut în vedere și efectuarea unei analize a modului în care se rezolvă stocarea imaginilor medicale corelată cu diagnosticul aferent acestora.
2. S-a realizat o sinteză a conceptului de Local Binary Pattern văzut ca un descriptor al texturii imaginii, care poate îngloba informații structurale ce definesc în mod univoc imaginea. Această sinteză a avut ca finalitate determinarea variantei de LBP care se poate preta la construirea unui nou format de imagine.
3. S-a efectuat un studiu a cărui finalitate a reprezentat-o găsirea unei modalități de construire a unui format de imagine robust, care să conducă la un factor de compresie mare, în contextul păstrării cât mai fidel a conținutului acesteia.
4. După determinarea tehnicii de construire a formatului de imagine propus, s-a trecut la efectuarea de studii privind calitatea acestui format de imagine. Rezultatul acestui studiu s-a dorit a avea ca finalitate definirea unor criterii de calibrare a formatului în funcție de contextul în care se utilizează.
5. Efectuarea unui studiu privind oportunitatea utilizării formatului de imagine propus pentru reprezentarea imaginilor rezultate în urma unor investigații medicale imagistice.

Rezultatul cercetării, care s-a efectuat de-a lungul celor 5 etape, s-a finalizat prin propunerea unui format nou de imagine pe care l-am numit **LBC** (acronimul de la **Local Binary Pattern Compressed**).

Metoda presupune descrierea imaginii care se memorează și se stochează pe un suport de informație prin două imagini complementare:

- i. O imagine de *valori medii*, rezultată prin reținerea pixelului central a zonei LBP de dimensiune 3x3 pixeli care este utilizată pentru analiza imaginii.
- ii. O imagine de tip "*dispersie*" care reprezintă valoarea LBP rezultată în urma calcului de tip LBP.

Formatul care rezultă în urma acestui proces (de tip comprimare) conduce la obținerea unei informații de sinteză care reprezintă imaginea. Această informație este utilizată la refacerea imaginii în cadrul unui proces de reconstruire. Pentru refacerea imaginii se pot utiliza două metode de generare a pixelilor din imagine. În prima metodă se poate utiliza o lege de distribuție uniformă de generare a acestor valori, iar cea de a doua o lege Gaussiană de distribuție. Parametrii acestor legi de distribuție sunt definiți de cele două imagini complementare care definesc imaginea comprimată.

Pentru a arăta viabilitatea acestei metode de reprezentare, în cadrul tezei s-a efectuat un studiu în capitolul 5 privind oportunitatea utilizării unei legi de distribuție uniforme sau Gaussiene. Viabilitatea a constat în compararea imaginii inițiale, existente în diverse formate JPEG, GIF, BMP etc. și imaginea în format LBP. Pentru comparare s-a utilizat un indice de similaritate utilizat în prezent numit SSIM, indice care arată cât de asemănătoare sunt două imagini din punct de vedere al texturii, contrastului și luminanței. Aceste experimente au urmărit două obiective:

- Determinarea legăturii care există între indexul de compresie și dimensiunea imaginii;
- Obținerea valorii constantei Gaussiene și Uniforme care determină mărimea intervalului de dispersie în jurul valorii LBP, pentru obținerea celui mai bun indice de similaritate SSIM.

În contextul acestor experimente care s-au întreprins s-au utilizat imagini din baze de date medicale utilizate în prezent pentru calibrarea metodelor de investigație imagistică (*The American Institute of Ultrasound in Medicine, A digital library of radiology education resources, Medscape [49, 50, 51]*). În urma experimentelor efectuate s-au obținut următoarele concluzii:

- Compresia imaginilor este dependentă de natura informației prezente. Textura imaginii va influența procesul de compresie, aspect care impune determinarea unor criterii privind modul în care acest proces are loc. Aceste criterii se referă la determinarea celei mai potrivite tehnici de generare a pixelilor în jurul valorii medii LBP (distribuție Uniformă sau Gaussiană), respectiv determinarea celei mai potrivite constante care determină mărimea intervalului de dispersie în jurul valorii LBP.
- Indiferent de natura informației prezente în imagine (dată de textura acesteia de tip nuanțe de gri sau color) se poate obține un indice de similaritate SSIM bun între imaginea inițială și cea reconstruită. Acest indice poate aparține intervalului $[0.7 - 1]$.
- Intervalul de valori în care apare indicele de similaritate SSIM specificat anterior poate fi obținut pentru o valoare a constantei procentuale care se utilizează pentru intervalul de dispersie a valorilor LBP, utilizându-se o valoare care se situează în intervalul $[0.1 - 2]$ % din valoarea medie LBP.

În studiul efectuat în capitolul 6 s-au efectuat experimente cu formatul propus care au luat în considerare numai imagini de factură medicală, datorită faptului că tehnica de compresie propusă se adresează în deosebi acestei categorii de imagini. Indicii de performanță care s-au avut în vedere se referă la factorul de compresie și indicele de similaritate, mărimi care sunt direct influențate de determinarea exactă a constantei Gaussiene și Uniforme, care stabilește mărimea intervalului de dispersie în jurul valorii LBP și a legii de distribuție, care urmează să fie utilizată în procesul de reconstrucție a imaginii (uniformă sau gaussiană). De asemenea, s-a studiat dacă procesul de compresie este influențat de formatul imaginii medicale originale (BMP, JPG, PNG).

Studiul efectuat a condus la următoarele concluzii:

- Performanțele maxime pentru ansamblul de indici de performanță (factor de compresie, indice de similaritate SSIM) se obțin dacă se utilizează pentru constanta, care determină mărimea intervalului de dispersie LBP, valoarea 1.
- S-a determinat că cea mai bună lege care poate fi utilizată pentru reconstruirea valorilor pixelilor este cea uniformă. Între utilizarea unei legi de distribuție uniformă și o lege de distribuție gaussiană pentru reconstrucția pixelilor, studiile efectuate au arătat că între cele două legi există deosebiri mici, cu un plus de calitate (factor de compresie, indice de similaritate SSIM) pentru cazul în care se utilizează o lege de distribuție uniformă.
- Studiile au arătat că tipul imaginii originale care este comprimată (s-au luat în considerare cele mai utilizate formate de imagini medicale - BMP, JPG, PNG) nu influențează semnificativ procesul de compresie. Se constată că imaginile de tip BMP, respectiv PNG conduc la un factor de comprimare mai mare cu o scădere a indicelui de similaritate nesemnificativă.

Contribuțiile pe care le-am adus în prezenta teză de doctorat se referă la:

1. Definirea din punct de vedere teoretic a unui format de imagine nou, original, pe care l-am numit LBC (Local Binary Compressed).
2. Efectuarea unei sinteze în cadrul căreia s-au analizat formatele de imagine utilizate în prezent în imagistică în general și în imagistica medicală în special.
3. Efectuarea unei treceri în revistă a operatorului LBP și a variantelor de utilizare a acestuia. În urma acestei sinteze, s-a definit varianta de LBP care este optimă de a fi utilizată la construirea formatului de imagine LBC propus.
4. S-a construit o aplicație care construiește formatul de imagine propus. Aplicația s-a utilizat în cadrul experimentelor de determinare a caracteristicilor funcționale a formatului dezvoltat.
5. S-au efectuat două categorii de studii în care s-a urmărit modul în care se comportă formatul LBC:
 - A. Primul set de studii a fost realizat pentru determinarea setărilor optime pentru formatul LBC. Setările determinate asigură performanțe optime pentru formatul de imagine LBC în cazul general a unei imaginii care prezintă un format clasic (JPEG, BMP et.) indiferent de tehnica imagistică care a dus la obținerea ei.
 - B. Cel de al doilea set de studii a fost realizat pentru a determina oportunitatea utilizării formatului în imagistica medicală. În cadrul studiului în care s-au utilizat baze de date de imagini medicale de referință în domeniul imagisticii medicale (*The American Institute of Ultrasound in Medicine, A digital library of radiology education resources, Medscape*)

Rezultatul celor două studii a dus la concluzia că formatul propus poate fi utilizat pentru reprezentarea imaginilor medicale asigurând o compresie considerabilă a imaginii de până

la 4 ori, în condițiile unei similitudini cu imaginea medicală originală brută de peste 96%. Din aceste considerente, formatul de imagine propus poate conduce la o micșorare considerabilă a spațiului de stocare a imaginilor în cazul general și a celor de factură medicală în special.

6. Rezultatele obținute au fost validate prin publicarea unui număr de 4 articole din care două sunt indexate ISI, iar două IEEE.

În cadrul prezentei cercetări au fost prezentate și publicate o serie de lucrări care urmăresc și reflectă diversele etape de cercetare care au fost parcurse. Aceste lucrări sunt:

- 1) Ildikó-Angelica SZÖKE, Vasile STOICU-TIVADAR, Diana LUNGEANU. Sleep fragmentation. A study on how daily activities affect our sleeping, *Intelligent Engineering Systems (INES)*, 2015 IEEE 19th International Conference on 3 – 5 Sept 2015; Pages: 259-263, DOI: 10.1109/INES.2015.7329718
Indexată ISI
- 2) Radu Andrei ȘTEFAN, Ildikó-Angelica SZÖKE, Ștefan HOLBAN. Hierarchical clustering techniques and classification applied in Content Based Image Retrieval (CBIR), *Applied Computational Intelligence and Informatics (SACI)*, 2015 IEEE 10th Jubilee International Symposium on 21-23 May 2015; Pages: 147-52, DOI: 10.1109/SACI.2015.7208188
Indexată IEEE
- 3) Ildikó-Angelica SZÖKE, Diana LUNGEANU, Ștefan HOLBAN. Image compression techniques using Local Binary Pattern, *Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI)*, 2015 IEEE 13th International Symposium on 22-24 January 2015; Pages 139-143, DOI: 10.1109/SAMI.2015.7061863
Indexată ISI
- 4) Ildikó-Angelica SZÖKE, Vasile STOICU-TIVADAR, Diana LUNGEANU. A comparative study of using the LBC format for compressing medical images. *IEEE 15th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI 2017)*, January 26-28 2017 in Herl'any, Slovakia
Indexată IEEE

Bibliografie

- [1] Data Never Sleeps 2.0, <https://www.domo.com/learn/data-never-sleeps-2> (accesat ianuarie 2017).
- [2] 2016 Global Medical Trend Rates, http://www.aon.com/attachments/human-capital-consulting/2016_Med_Report_US_WEB.pdf, (accesat în ianuarie 2017).
- [3] Jimeng Sun, Chandan K. Reddy, Big Data Analytics for Healthcare, *SIAM International Conference on Data Mining*, Austin, TX, 2013.
- [4] Ojala T, Pietikäinen M, Harwood D., A comparative study of texture measures with classification based on featured distributions. *Pattern recognition*. 1996;29(1):51-59.
- [5] Pietikäinen M, Ojala T, Xu Z., *Rotation-invariant texture classification using feature distributions*, Pattern Recognition. 2000;33(1):43-52.
- [6] Pietikäinen M., Computer vision using local binary patterns, 1st ed. London, Springer, 2011.
- [7] Pietikäinen M, Hadid A, Zhao G, Ahonen T., Local binary patterns for still images. *Springer*. 2011;13-47.
- [8] Encyclopedia of Graphics File Formats. <http://www.fileformat.info/mirror/egff/> (accesat în februarie 2017).
- [9] Rosset A, Spadola L, Ratib O: OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. *J Digit Imaging* 17(3):205-16, 2004
- [10] Clunie DA: Lossless compression of grayscale medical images: effectiveness of traditional and state-of-the-art approaches. *SPIE-Medical, Imaging*, 2000, pp 74-84
- [11] Bidgood Jr, WD, Horii SC, Prior FW, Van Syckle DE: Understanding and using DICOM, the data interchange standard for biomedical imaging. *J Am Med Inform Assoc* 4(3):199-212, 1997
- [12] Robb RA, Hanson DP, Karwoski RA, Larson AG, Workman EL, Stacy MC: Analyze: a comprehensive, operator-interactive software package for multidimensional medical image display and analysis, *Comput Med Imaging Graph* 13(6):433-54, 1989
- [13] ImageJ—Image processing and analysis in Java. <https://imagej.nih.gov/ij/> (accesat în iunie 2016).
- [14] Whitcher B, Schmid VJ, Thornton A: Working with the DICOM and NIFTI Data Standards in R. *Journal of Statistical Software* 44(6):1– 29, 2011
- [15] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) documentație. <http://dicom.nema.org/standard.html> (accesat în iunie 2016)
- [16] S. H. C. Ortiz, T. Chiu, M. D. Fox: „Ultrasound image enhancement: A review”, *Biomedical Signal Processing and Control*, Volume 7, Septembrie 2012, pp. 419-428
- [17] http://www.marketwatch.ro/articol/923/Imagistica_medicala_are_un_nou_aliat_-_DeepEye_Radiology_Information_System/ (accesat în februarie 2017)
- [18] http://www.foto-magazin.ro/tutorial_open.php?art=ftm20/archives/2007/09/formate_de_fisi.html (accesat în februarie 2017).
- [19] Bidgood WD Jr1, Horii SC., Introduction to the ACR-NEMA DICOM standard, *Radiographics*. 1992 Mar;12(2):345-55.
- [20] <http://www.radiantviewer.com/> (accesat în noiembrie 2016)
- [21] Sarojadevi H., A novel approach to improve execution time performance of Medical image processing. *Advance Computing Conference (IACC)*, 2014 IEEE pag. 725-730.
- [22] Heikkilä M, Pietikäinen M, Schmid C. Description of interest regions with local binary patterns. *Pattern recognition*. 2009;42(3):425-436.
- [23] 43. Pietikäinen M, Ojala T, Xu Z. Rotation-invariant texture classification using feature distributions. *Pattern Recognition*. 2000;33(1):43-52.
- [24] Malik M, Sulaiman S. Towards the development of an interface model for information visualization in multiple electronic health records. *Computer Medical Applications (ICMA)*, 2013 International Conference on. 2013;1-5.
- [25] T. Ojala, M. Pietikäinen, and D. Harwood, "Performance evaluation of texture measures with classification based on Kullback discrimination of distributions", *Proceedings of the 12th IAPR International Conference on Pattern Recognition (ICPR 1994)*, vol. 1, pp. 582 - 585.
- [26] Timo Ahonen, Jiří Matas, Chu He, Matti Pietikäinen, Rotation Invariant Image Description with Local Binary Pattern Histogram Fourier Features, Volume 5575 of the series *Lecture Notes in Computer Science*, Springer 2009, pp 61-70.
- [27] S. Liao ; Max W. K. Law ; Albert C. S. Chung, Dominant Local Binary Patterns for Texture Classification, *IEEE Transactions on Image Processing* (Volume: 18, Issue: 5, May 2009), pp. 1107 – 1118.

- [28] H Zhou, R Wang, C Wang, A novel extended local-binary-pattern operator for texture analysis, *Information Sciences*, Volume 178, Issue 22, 15 November 2008, Pages 4314–4325.
- [29] Fuxiang Lu, Jun Huang, An improved local binary pattern operator for texture classification, *Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, 2016 IEEE International Conference on, 20-25 March 2016,
- [30] L Liu, P Fieguth, Y Guo, X Wang, M Pietikäinen, Local binary features for texture classification: Taxonomy and experimental study, *Pattern Recognition* Volume 62, February 2017, Pages 135–160.
- [31] D Liu, S Wang, D Huang, G Deng, F Zeng, Medical image classification using spatial adjacent histogram based on adaptive local binary patterns, *Computers in Biology and Medicine* Volume 72, 1 May 2016, Pages 185–200.
- [32] S Yasmin, MM Rana, Performance Study of Soft Local Binary Pattern over Local Binary Pattern under Noisy Images, *International Journal of Electrical and Computer Engineering*; Yogyakarta6.3 (Jun 2016): 1161-1167.
- [33] SMH Khan, A Hussain, Content Based Image Retrieval Using Uniform Local Binary Patterns, *Proceedings of the International Conference on Data Mining, Multimedia, Image Processing and their Applications (ICDMMIPA)*, Kuala Lumpur, Malaysia, 2016, pp. 49-62.
- [34] T.Ojala, Multiresolution gray-scale and rotation invariant texture classification with local binary patterns, *IEEE Transactions On Pattern Analysis And Machine Intelligence*, Vol. 24, Issue. 7, July 2002.
- [35] P.V.N. Reddy et al., Color image retrieval using mixed binary patterns, *International Journal of Engineering Sciences Research*, Vol 4, Issue 1, 2013.
- [36] Ildikó-Angelica SZÖKE, Vasile STOICU-TIVADAR, Diana LUNGEANU., Sleep fragmentation. A study on how daily activities affect out sleeping, *Intelligent Engineering Systems (INES)*, 2015 IEEE 19th International Conference on 3-5 Sept 2015; Pages: 259-263, DOI: 10.1109/INES.2015.7329718
- [37] Radu Andrei ȘTEFAN, Ildikó-Angelica SZÖKE, Ștefan HOLBAN. Hierarchical clustering techniques and classification applied in Content Based Image Retrieval (CBIR), *Applied Computational Intelligence and Informatics (SACI)*, 2015 IEEE 10th Jubilee International Symposium on 21-23 May 2015; Pages: 147-52, DOI: 10.1109/SACI.2015.7208188
- [38] Ildikó-Angelica SZÖKE, Diana LUNGEANU, Ștefan HOLBAN. Image compression techniques using Local Binary Pattern, *Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMI)*, 2015 IEEE 13th International Symposium on 22-24 January 2015; Pages 139-143, DOI: 10.1109/SAMI.2015.7061863.
- [39] Ildikó-Angelica SZÖKE, Vasile STOICU – TIVADAR, Diana LUNGEANU. A comparative study of using the LBC format for compressing medical images, *15th IEEE International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics*, on 26-28 January 2017.
- [40] Hector Yee, Sumanita Pattanaik, Donald P. Greenberg, Spatiotemporal sensitivity and visual attention for efficient rendering of dynamic environments, *Journal ACM Transactions on Graphics (TOG)*, Volume 20 Issue 1, Jan. 2001, Pages 39-65, ACM New York, NY, USA.
- [41] Wang, Zhou; Bovik, A.C.; Sheikh, H.R.; Simoncelli, E.P., Image quality assessment: from error visibility to structural similarity, *IEEE Transactions on Image Processing*, 13 (4), 2004, pp. 600–612.
- [42] Dosselmann, Richard; Yang, Xue Dong, A comprehensive assessment of the structural similarity index. *Signal, Image and Video Processing* 5 (1), 2009, pp. 81–91
- [43] Acharya T., Tsai P.S.: JPEG2000 Standard for Image Compression: Concepts, Algorithms and VLSI Architectures. *John Wiley & Sons Inc.*, New York (2005).
- [44] Zoran Kotevski, Pece Mitrevski, Experimental Comparison of PSNR and SSIM Metrics for Video Quality Estimation, *Chapter ICT Innovations* 2009, pp 357-366.
- [45] Origin 8, “Scientific graphing and data analysis software”, <http://originlab.com/> (accesat decembrie 2016).
- [46] The CURET database, <http://www.cs.columbia.edu/CAVE/software/curet/> (accesat decembrie 2016).
- [47] Diagnostic Ultrasound gallery, <http://www.ultrasound-images.com/> (accesat decembrie 2016).
- [48] General Ultrasound cases, *The Gelderse Vallei Hospital, Ede, Netherlands*, <http://www.ultrasoundcases.info/> (accesat decembrie 2016).
- [49] The American Institute of Ultrasound in Medicine, <http://www.aium.org/patients/gallery.aspx> (accesat decembrie 2016).
- [50] A digital library of radiology education resources, <http://www.radiologyeducation.com/> (accesat octombrie 2016).

- [51] Medscape , <http://emedicine.medscape.com/article/366426-overview> (accesat decembrie 2016).
- [52] Robb RA, Hanson DP, Karwoski RA, Larson AG, Workman EL, Stacy MC: Analyze: a comprehensive, operator-interactive software. package for multidimensional medical image display and analysis. *Comput Med Imaging Graph* 13(6):433–54, 1989
- [53] NIFTI documentation. <http://nifti.nimh.nih.gov/nifti-1/documentation> (accesat in septembrie 2016)
- [54] MINC software library and tools, <http://www.bic.mni.mcgill.ca/ServicesSoftware/MINC> (accesat in septembrie 2016).
- [55] Bidgood Jr, WD, Horii SC, Prior FW, Van Syckle DE: Understanding and using DICOM, the data interchange standard for biomedical imaging. *J Am Med Inform Assoc* 4(3):199–212, 1997.
- [56] Todd-Pokropek A, Craddock TD, Deconinck F: A file format for the exchange of nuclear medicine image data: a specification of Interfile version 3.3. *Nucl Med Commun* 13(9):673–99, 1992.
- [57] Patel V, Dinov ID, Van Horn JD, Thompson PM, Toga AW: LONI MiND: metadata in NIfTI for DWI. *Neuroimage* 51(2):665–76, 2010.
- [58] Brett M, Johnsrude IS, Owen AM: The problem of functional localization in the human brain. *Nat Rev Neurosci* 3(3):243–9, 2002.
- [59] The NIFTI-2 header. <http://brainmap.wustl.edu/wiki/index.php/Nifti2.h> (accesat in septembrie 2016).
- [60] Kit A. Peterson, Digital Conversion Specialist, June 2005, Introduction to Basic Measures of a Digital Image for Pictorial Collections
- [61] [Sebastian Montabone, Beginning Digital Image Processing: Using Free Tools For Photographers, Editura „Apress”, ISBN 978-1-4302-2841-7, SUA, 2010
- [62] <http://www.eclipse.org/documentation/> (accesat in iunie 2016).
- [63] Majid Rabbani, Paul W. Jones, Digital Image Compression Techniques, *SPIE Optical Engineering Press* , ISBN-13 978-0819406484, SUA, 1991
- [64] Wei-Yi Wei, An Introduction To Image Compression, *National Taiwan University, Taipei, Taiwan, ROC*.
- [65] Photographers, Editura „Apress”, ISBN 978-1-4302-2841-7, SUA, 2010
- [66] [Matti Peitkinen, Abdenour Hadid, Guoying Zhao, Timo Ahonen- Computer Vision Using Local Binary Patterns, *Computational Imaging and Vision*, Volume 40 Springer-Verlag London Limited 2011
- [67] Loris Nannia, Alessandra Lumini, Sheryl Brahmam, Local binary patterns variants as texture descriptors for medical image analysis, *Artificial Intelligence in Medicine* 49 (2010).
- [68] Hyndman, Rob J. Koehler, Anne B , Another look at measures of forecast accuracy, *International Journal of Forecasting* 679–688, 2006
- [69] Z. Wang, A. C. Bovik, H. R. Sheikh and E. P. Simoncelli, Image quality assessment: From error visibility to structural similarity, *IEEE Transactions on Image Processing*, vol. 13, no. 4, pp. 600-612, 2004.

