

Raport Științific și Tehnic (RST) in extenso proiect HEMACAD

Coordonator Universitatea de Medicina si Farmacie Carol Davila

Hemangioamele infantile reprezinta cele mai frecvente formatiuni tumorale cu origine vasculara intalnite la varsta sugarului si copilului mic, dificil de diagnosticat datorita aspectului clinic similar cu alte anomalii vasculare. Din acest motiv incidenta acestora cat si celelalte date epidemiologice ale acestei patologii sunt dificil de cuantificat. Datele din literatura, pana in acest moment, descriu o incidenta mai mare la pacientii de sex feminin, sugarii prematuri si rasa alba. In cadrul proiectului nostru unul dintre scopuri este o incercare de a gasi un algoritm de diagnostic si tratament pentru aceasta patologie care sa usureze munca echipelor medicale si sa ajute pacientii sa beneficieze de cel mai eficient si rapid tratament. Principalele aspecte urmarite la pacientii afectati de HI este aspectul estetic si functionalitatea zonelor afectate.

Studiul nostru include HI care apartin tuturor zonelor corporale, unele dintre ele fiind dificil de cuantificat in cursul examenarilor succesive efectuate dar foarte importante pentru a demonstra importanta evaluarii metodelor de tratament propuse. Figurile 1-8 demonstreaza gama larga de tipuri de HI pe care le-am studiat in cadrul acestui proiect, iar acest lucru a fost posibil datorita unei bune promovari care a dus la cresterea adresabilitatii pacientilor catre clinica noastra.

Promovarea proiectului HEMACAD a fost efectuata prin realizarea in primul rand a unei brosure informative care a fost distribuita in cabinetele de medicina de familie cu adresabilitate pediatrica, maternitati unde personalul medical vizat a fost alcatuit din ginecologi si neonatologi si totodata in cadrul congreselor de specialitate chirurgicala si pediatrica.



Figura 1. HI nazal si hemifacies drept



Figura 2. HI toracic anterior



Fig3. HI palmar



Fig4. HI scalp



Fig 5. HI zona vulvara



Fig 6. HI frontal



Fig 7. HI brat



Fig 8. HI nazal si buza inferioara

În cursul lunii mai 2017 echipele de cercetatori implicate în proiect au organizat și susținut un Workshop cu denumirea “Principii de tratament și metode de predicție a evoluției hemangioamelor infantile”, care s-a bucurat de un real interes în rândul specialiștilor din toată țara, care s-au arătat dornici să deprindă tehnicile moderne de diagnostic și tratament ale hemangioamelor infantile (Figura 9).

Activitatea de training în metodele de LASER-terapie și analiza software în managementul hemangioamelor a fost susținută de către lectori și experți în domeniul medical și IT. La această manifestare națională au fost înregistrați 125 participanți provenind din numeroase clinici din toată țara (București, Iași, Cluj-Napoca, Brașov, Sibiu, Constanta, Chișinău, Galați etc.). Lucrările s-au desfășurat în Sala Moscova de la RIN Grand Hotel București și au fost grupate în două sesiuni. În prima sesiune (ora 09-13,15), echipa managerială a proiectului a prezentat rezultatele studiului aflat în ultimul an de contract de cercetare, sub coordonarea Universității de Medicină și Farmacie “Carol Davila” București.

A doua sesiune a constat în activitatea practică, fiind centrată pe utilizarea laserului în practica medicală și s-a desfășurat sub forma antrenamentelor pe țesuturi animale (picior suin) și produse bio (legume, fructe), asupra cărora cursanții au acționat cu sonde LASER, sub atenta îndrumare a experților.

Au fost dezbătute elemente importante ale practicii în terapia leziunilor vasculare cutanate, de la tehnicile chirurgicale clasice și metodele de LASER-terapie, până la analiza sistemelor de monitorizare automată pentru detectarea și evaluarea evoluției hemangioamelor. Utilizarea device-urilor de coagulare și hemostază cu ultrasunete sau radiofrecvență a constituit o altă temă pe larg dezbătută în atelierul nostru de lucru.

De asemenea, în cadrul proiectului a fost achiziționat un aparat de Laser – terapie, iar echipa de cercetatori UMF se afla în training pentru a deprinde folosirea adecvată și în siguranță a acestei metode moderne de tratament a HI și a leziunilor restante în urma celorlalte metode terapeutice.

Ca și alte metode de promovare a proiectului a fost realizat un poster cu denumirea “Hemangioma computer assisted analysis” care a fost prezentat și o prelegere a fost susținută în cadrul congresului European al Asociației de Chirurgie Pediatrică ce a avut loc la Limassol, Cipru, între 17-20 Mai 2017 (Figura 10). Acesta a fost distribuit ca metoda de promovare, după prezentare, în cadrul cabinetelor de pediatrie, dermatologie și medicina de familie, în vederea creșterii adresabilității pacienților către proiect și informării adecvate a cadrelor medicale.

În privința metodelor de tratament, acestea au rămas similare cu cele folosite în anii precedenți. Tratamentul cu Propranolol a capatat cea mai largă accesibilitate și datorită rezultatelor excelente ale acestei terapii, ea a fost instituită în cât mai multe cazuri. Îndelungata experiență ne-a permis să încercăm mărirea dozajului de Propranolol la 3mg/kg/zi la anumite cazuri atent selectate și foarte bine monitorizate. Nu s-a constatat o diferență majoră de responsivitate a formațiunii tumorale (dimensiuni și colorație) față de doza maximă anterioară de 2mg/kg/zi. De asemenea, acest tip de terapie a fost utilizată pentru tratarea unor succesiuni de cazuri de HI ce au prezentat zone întinse de necroză, mai ales la nivel facial, vulvar sau perianal (Figura 11).



Figura 9. Prezentare Workshop Mai 2017



Figura 10. Poster EUPSA 2017



Figura 11. HI frontal gigant, ulcerat (de la varsta de 2 luni la 5 luni) tratat cu Propranolol

S-a constatat un raspuns excelent la tratamentul medicamentos si pentru HI aflate la nivelul zonei ano-genitale (Figura 12), zonei oculare (Figura 13) sau la nivelul zonei cefalice (Figura 14). Din pacate nu s-a constatat aceeasi eficienta a tratamentului cu Propranolol in cazul HI multifocale si repartizate pe o suprafata corporala extinsa. La acestea s-a incercat suplimentarea dozei de Propranolol pana la cea maxima admisa in literatura de specialitate (3mg/kg/zi), dar nu s-a constatat nicio imbunatatire a evolutiei liniare (Figura 15).



Figura 12. HI anal tratat 4 luni cu Propranolol



Figura 13. HI palpebral la debutul tratamentului medicamentos si dupa 4 luni



Figura 14. HI zona cefalica in tratament cu Propranolol 4 luni



Figura 15. HI multifocal la inceputul tratamentului cu Propranolol si dupa 3 luni de terapie

Totodata, pe parcursul acestui an ne-am conformat noilor indicatii din literatura de specialitate internationala si am renuntat la lotul de tratament caruia ii administram Bleomicina injectabil intralesional. Din acestmotiv, adresabilitatea catre metoda chirurgicala a crescut ca numar si a reprezentat prima optiune terapeutica in cazul mai multor cazuri de HI unice si de dimensiuni importante. Aceasta decizie de excizie chirurgicala a fost in 100% dintre cazuri aleasa din cauza optiunii apartinatorilor pacientului (Figura 16 si 17).



Figura 16. HI excizat chirurgical

Tinem sa precizam ca rezultatele estetice imediate ale acestor interventii chirurgicale nu au fost de cea mai buna calitate din cauza dimensiunilor importante ale HI atat la suprafata dar mai ales in profunzime. Aspectul estetic al cicatricilor v-a fi evaluat la 6 luni si 12 luni cat si gradul de satisfactie al apartinatorilor pentru metoda de tratament aleasa.



Figura 17. HI torace posterior excizat

PARTENER 1 - Universitatea Politehnica din București

1. Introducere

Ne-am propus dezvoltarea unei metode automate pentru măsurarea precisă și obiectivă a leziunilor specifice hemangioamelor infantile, deoarece în acest moment măsuratoarea este efectuată manual de către medic prin utilizarea unei benzi milimetrice – acest lucru fiind imprecis. Algoritmul propus este format din două părți: calculul automat al dimensiunii unui milimetru în pixeli, pe baza transformatei Hough pentru linii și a variației totale a funcției, și segmentarea automată bazată pe K-meansclustering și imaginea filtrată cu variația totală 2D.

2. Baza de date

Baza de date este formată din 20 de imagini RGB (cu o rezoluție de aproximativ 1300x1200 pixeli) obținute de la spitalul de copii Marie Curie din București. Fiecare imagine conține o leziune de tip hemangiom localizată într-o anumită parte ale corpului (gât, abdomen, picioare etc.), obținută în condiții de iluminare diferite, cu camere de luat vederi diferite și, în majoritatea cazurilor, în prezența mișcării subiectului – copiii nu stau liniștiți la fotografiere). De asemenea, în fiecare imagine este prezentă o riglă poziționată în apropierea leziunii. Toate imaginile au o versiune "adevăr teren" pentru evaluarea preciziei segmentării. Câteva exemple de imagini din baza de date sunt prezentate în figura următoare. Observați că rigla este diferită de la imagine la imagine.



Figura 1. Exemple de imagini din baze de date

3. Algoritm de calcul automat a dimensiunii unui pixel în mm

Algoritmul propus pentru calculul automat al dimensiunii pixelilor conține următorii pași:

- extragerea conturilor imaginii folosind algoritmul Canny;
- aplicarea transformatei Hough asupra imaginii binare de conturi;
- extragerea liniilor de o lungime minimă de 250 pixeli;
- calcularea profilului de intensitate 1D pentru fiecare linie extrasă;
- păstrarea liniei cu variația totală maximă;
- marcarea vârfurilor din profilul 1D al acestei linii;
- returnarea distanței mediane dintre vârfuri consecutive.

Primul pas al algoritmului constă în extragerea conturilor din imagine. Un exemplu de conturi extrase este prezentat în Fig. 2 b). Am ales operatorul Canny, cu praguri astfel reglate încât să fie bine evidențiate în principal gradațiile de pe rigla prezentă în imagine, deoarece acest operator este optim și rapid, conturile detectate având grosimea de 1 pixel. Acest pas este absolut necesar pentru pasul următor – detecția de linii din imagine utilizând transformata Hough pentru linii, deoarece această transformată evidențiază pixelii dintr-o imagine binară (imaginea de conturi) care sunt aliniați. Transformata Hough poate detecta structuri liniare chiar dacă nu sunt continue (așa cum se întâmplă cu gradațiile de pe riglă) deoarece utilizează un spațiu acumulator bazat pe ecuația în coordonate polare a dreptei.

Pentru a alege din liniile detectate de transformata Hough linia care trece prin gradațiile milimetrice, și care conține cele mai multe gradații (adică, implicit este aliniată cu rigla), am ales să folosim variația totală a funcției. Motivația acestei alegeri constă în faptul că această măsură returnează valori foarte mari pentru vectori de date care variază rapid de la un eșantion la altul, iar gradațiile riglei sunt exact astfel de tranziții rapide între valori mari (pixeli albi) și mici (pixeli negri).

Variația totală v a funcției este definită prin formula următoare:

$$v = \sum_{k=2}^N |f(k) - f(k-1)| \quad (1)$$

unde f este profilul de intensitate 1D de-a lungul liniei, N este numărul de pixeli din linie și k este indicele pixelului. Se va păstra linia pentru care se obține valoarea maximă a lui v , adică linia care conține numărul maxim de gradații milimetrice.

Figura 2 c) prezintă un exemplu de linii detectate utilizând transformarea Hough, iar linia albastră este linia cu valoarea maximă v . În figura 2 d), este prezentat profilul de intensitate inversat 1D a liniei albastre în figura 2. c). Se poate observa cu ușurință că vârfurile maxime ale "semnalului" din figura 2. c) corespund gradațiilor negre de pe riglă.

Prin urmare, pentru a determina dimensiunea unui pixel, vom calcula valoarea mediană a distanței dintre vârfurile consecutive ale acestui profil de intensitate. Prin utilizarea valorii mediane, se asigură o măsurare precisă deoarece, așa cum se poate vedea în figura 2 b), există de obicei doar câteva distanțe între vârfuri care nu corespund gradațiilor milimetrice, având valori mai mari. Apoi, se poate calcula cu ușurință suprafața unui pixel în mm^2 folosind formula: $\text{pixel_area} = 1 / (d * d)$, unde d este distanța dintre vârfurile

consecutive determinate anterior. Dar, pentru precizia de calcul, vom folosi direct valoarea $d*d$ care reprezintă 1 mm^2 în pixeli.

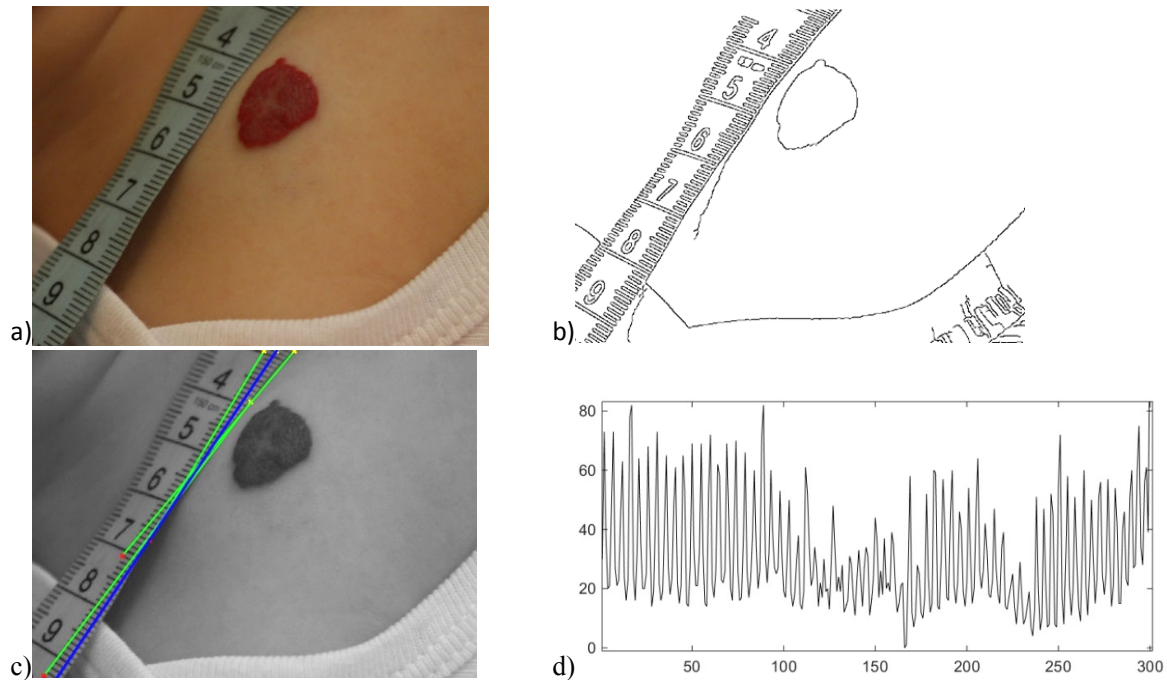


Figura 2. a) Imaginea originală; b) Imaginea de contururi;
c) Linii detectate; d) Profilul inversat al liniei alese pentru măsură

4. Segmentarea

Datorită condițiilor de iluminare diferite și adesea slabe, segmentarea hemangioamelor din imaginile din baza de date nu este o sarcină simplă. De exemplu, dacă se utilizează numai informația de culoare a pixelului, se obțin confuzii între regiuni reale de hemangiom și regiunile de piele subexpuse - care au aceeași culoare. Prin urmare, ideea noastră a fost de a folosi și informația de textură, care poate face diferența între zona pielii și hemangiom, deoarece hemangiomul este mult mai texturat. Pentru a face diferența între regiunile de hemangiom mai texturate și regiunile de piele (mai netede), am construit un filtru bazat pe variația totală 2D a funcției (VT), deoarece am constatat că acesta accentuează mai bine hemangiomul.

Pentru a calcula variația totală 2D, am folosit patru vecinătăți de 5×5 pixeli, ca în figura 3, care sunt orientate după cele patru direcții principale. De-a lungul fiecărei linii, variația totală 1D este calculată folosind componenta L^* (din planul de culoare $L^*a^*b^*$), conform ecuației (1), iar maximul celor patru valori este reținut. Apoi, din această valoare se scade ($maxL - L(i, j)$), unde $maxL$ este luminanța maximă din planul L^* și $L(i, j)$ este luminanța pixelului curent. Această scădere este motivată de faptul că leziunea hemangiomului este mai întunecată decât restul pielii, iar prin această operație se evidențiază zona hemangiomului. Un exemplu de astfel de imagine VT este prezentat în figura 4 b) (negativul imaginii este afișat pentru o mai bună vizualizare), care a fost obținut din imaginea originală din figura 4 a).

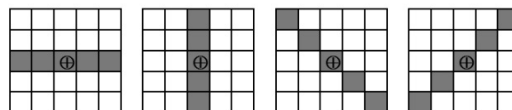


Figura 3. Cele 4 vecinătăți 5×5 folosite la filtrul de variație totală (VT)

Algoritmul de segmentare este următorul:

- construirea imaginii VT;
- netezirea imaginii VT cu filtru Gaussian 5x5 $\sigma=1$;
- construirea unei măști binare A, prin prăguirea planului a^* din $L^*a^*b^*$ cu un prag fix pentru a separa hemangiomul și pielea mai roșie de alte obiecte;
- înmulțirea VT cu A pentru a elimina obiecte ne-roșietice;
- construirea unei imagini cu 4 plane LABVT (L^* , a^* , b^* din $L^*a^*b^*$ și imag. VT) care va fi input pentru algoritmul K-means;
- K-meansclustering a imaginii LABVT, cu 6 clase;
- alegerea clasei de hemangiom după valoarea maximă a^* ; dacă sunt 2 clase cu a^* mare, aleg clasa care are și valoarea VT mare;
- eliminarea regiunilor prea mici sau cu frontiere slabe.

Motivația ultimei etape a algoritmului constă în faptul că regiunile de piele pot să aibă, datorită iluminării slabe, valori similare de cromatică cu regiunile hemangiomului și sunt, de asemenea, puțin texturate. Principala diferență între regiunea hemangiomului și aceste regiuni ale pielii este aceea că hemangiomul este o regiune bine definită, cu contururi clare. Astfel, pentru a elimina această posibilă confuzie, pentru fiecare regiune etichetată drept hemangiom, calculăm o măsură a intensității frontierei ca fiind valoarea mediană a gradientului pixelilor de frontieră. Regiunile cu frontierele mai slabe de un anumit prag sunt eliminate din clasa hemangiom.

În Fig. 4 c) este prezentat rezultatul segmentării cu algoritmul declustering K-means. Se observă că pe lângă regiunea hemangiomului, o altă zonă sub-expusă de piele este de asemenea clasificată drept hemangiom. În figura 4 d) este rezultatul final al segmentării, unde regiunea non-hemangiom a fost eliminată prin procedura de verificare a intensității frontierei descrisă mai sus.

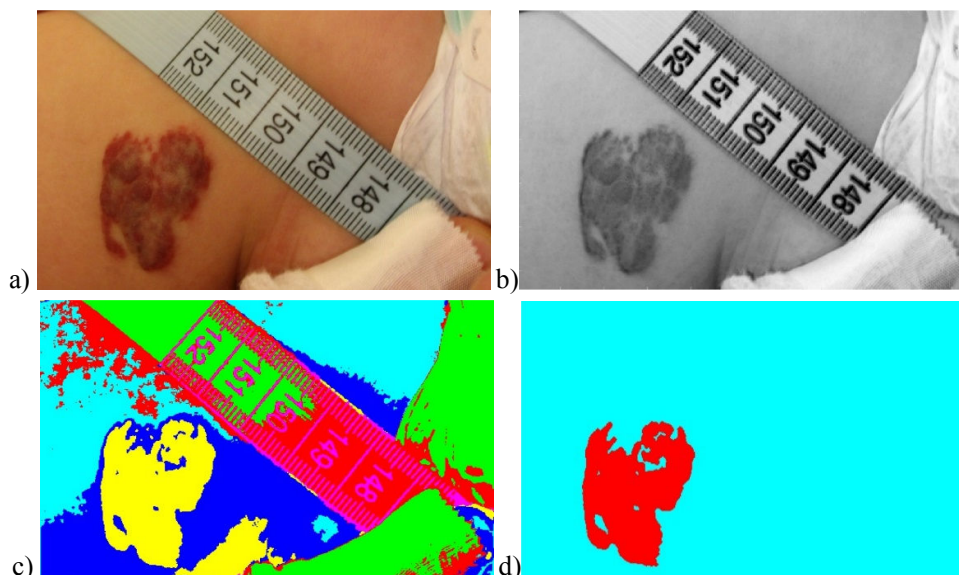


Figura 4. a) Imaginea originală; b) planul VT (negativizat); c) rezultat K-meansclustering, 6 clase; d) leziunea segmentată.

După segmentare, se poate calcula suprafața hemangiomului utilizând formula: $area = nb_pixels * pixel_area$, unde $pixel_area$ este suprafața unui pixel determinată în etapa de calcul a dimensiunii pixelilor. În mod alternativ, pentru a mări precizia numerică, se poate calcula $area = nb_pixels / (d*d)$. De exemplu, în cazul imaginii din Fig. 4 d), suprafața este de 5,81 cm², ceea ce corespunde realității.

5. Rezultate

Metoda propusă pentru calcularea automată a dimensiunii unui pixel din imagine a fost testată pentru toate imaginile din baza de date și nu a fost detectat nici un eșec de măsurare. În ceea ce privește precizia, diferența de unghi maximă dintre linia de măsurare și marginea riglei a fost de aproximativ trei grade. Algoritmul propus este capabil să identifice corect linia folosită la măsurare, chiar în prezența altor obiecte de culoarea riglei în imagine.

Așa cum am menționat anterior, pentru toate imaginile din baza de date am avut o versiune "adevăr teren" (segmentare manuală). Precizia algoritmului de segmentare a fost evaluată în termeni de eroare la frontieră, sau "bordererror" (BE) ca în [1]. BE se calculează după cum urmează:

$$BE = \frac{\text{Area}((A \ominus M) - \text{Area}(A \ominus M))}{\text{Area}(M)},$$

unde A este regiunea obținută după segmentare și M este regiunea hemangiomului din adevăr teren.

Media BE pentru toate imaginile a fost de 14,63%. O îmbunătățire a preciziei de segmentare a fost obținută prin filtrarea cu mean-shift (am folosit metoda propusă de Comaniciu și Meer [2], deoarece este rapidă și fiabilă). Mean-shift a fost aplicat la imaginea color originală și rezultatul a format primele trei planuri de imagine de intrare pentru K-means. Cel de-al patrulea plan a fost lăsat nefiltrat, VT fiind aplicată planului original L*. Media BE după includerea filtrării a fost de 13,56%.

În Fig. 5 este prezentată histograma bordererror (pentru algoritmul care include mean-shift). După cum se poate vedea, pentru mai mult de 75% din imaginile din baza de date BE este mai mică de 20%. BE minim a fost de 1,42%, iar BE maxim a fost de 40,52%.

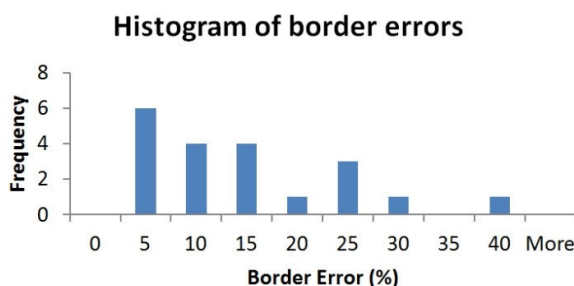


Figura 5. Histograma erorilor la frontieră (bordererror) pentru toate imaginile

Ca o comparație, deși bazele de date de imagini nu sunt aceleași, în [1] s-au obținut o medie BE de 32,1%, cu o valoare minimă de 3,6% și o valoare maximă de 247,7%.

Bibliografie

- [1] Zambanini S., Sablatnig R., Maier H., Langs G., *Automatic imagebasedassessment of lesiondevelopmentduringhemangioma follow-up examinations*, Artificial Intelligence in Medicine, vol. 50, Iss. 2, 2010, pp. 83-94.
- [2] D. Comaniciu, P. Meer, "Meanshift: a robust approach toward featurespace analysis," IEEE Trans. on PAMI, 2002, 24(5), pp. 603 – 619.

Algoritmii prezentați în acest raport au fost publicați în următoarele articole:

1. S. Oprisescu, M. Ciuc and A. Sultana, "Automatic measurement of infantile hemangiomas," 2017 E-Health and Bioengineering Conference (EHB), Sinaia, 2017, pp. 503-506.

PARTENER 2 - Universitatea Valahia din Targoviste

În ultima fază de proiect echipa UVT de tineri s-a concentrat pe:

- Implementarea și testarea unui sistem CBIR (*Content Based Image Retrieval*) pentru căutarea imaginilor pe baza trăsăturilor.
- Identificarea trăsăturilor necesare pentru identificarea evoluției hemangioamelor folosind algoritmi de Machine Learning (ML)

Tehnologiile de căutare CBIR au arhitecturi diferite pentru implementare. În faza anterioară a proiectului a fost propus un sistem de căutare distribuită bazat pe arhitectura distribuită Apache Spark. Pentru utilizator procesul de căutare se desfășoară într-o aplicație Web descrisă în raportul din 2016. De asemenea, schema arhitecturii Apache Spark a fost descrisă în raportul precedent. Descriptorul texturii este format din trăsăturile extrase din imaginea ROI selectată de utilizator. Pentru sistemul CBIR propus, descriptorul texturii este compus din trăsăturile extrase din matricea de coocurență medie GLCM (Gray Level Cooccurrence Mean) [1-2] și a trăsăturilor LBP (*Locally Binary Patterns*) [3]. S-au folosit următoarele notatii:

1. $C_i(d)$ matricea de coocurență pentru direcția i calculată pentru pixelii cu distanța d .
2. Cm_d matricea de coocurență medie pentru pixelii cu distanța d

Au fost folosite 8 direcții pentru calculul matricei de coocurență medie:

$$Cm_d = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 C_i(d) \text{ pentru } 8 \text{ direcții } (0^0, 45^0, 90^0, 135^0, 180^0, 225^0, 270^0 \text{ și } 315^0)$$

Trăsăturile extrase din matricea $Cm(d)$ pentru construirea descriptorului texturii sunt același ca în implementarea anterioară a sistemului CBIR: *Energie, Entropie, Contrast, Omogenitate, Varianța etc.* LBP este un descriptor vizual folosit pentru clasificarea imaginilor. Avantajul folosirii trăsăturilor LBP extrase constă în proprietatea de invarianță la rotirea imaginii, ceea ce este util în cazul procesării imaginilor cu hemangioame infantile. Implementarea LBP utilizată și calculul trăsăturilor LBP a fost după articolul publicat în [4]. Metricile sau distanțele folosite pentru calculul similarității imaginilor cu hemangioame infantile au fost următoarele:

- Distanța Euclidiană:

$$d = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2$$

- Distanța *City-Block*:

$$d = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i - y_i|$$

- Distanța Minkowski:

$$d = \sqrt[p]{\sum_{i=1}^N |x_i - y_i|^p}$$

Principala problemă în cazul imaginilor cu hemangioame infantile folosind texturile LBP apare în procesul de normalizare al vectorului de texturi. Folosind texturi LBP normalizate avem o rată de recunoaștere globală în jurul valorii de 33 %. În cazul în care trăsăturile nu sunt normalizate avem o rată de recunoaștere globală de peste 90%.

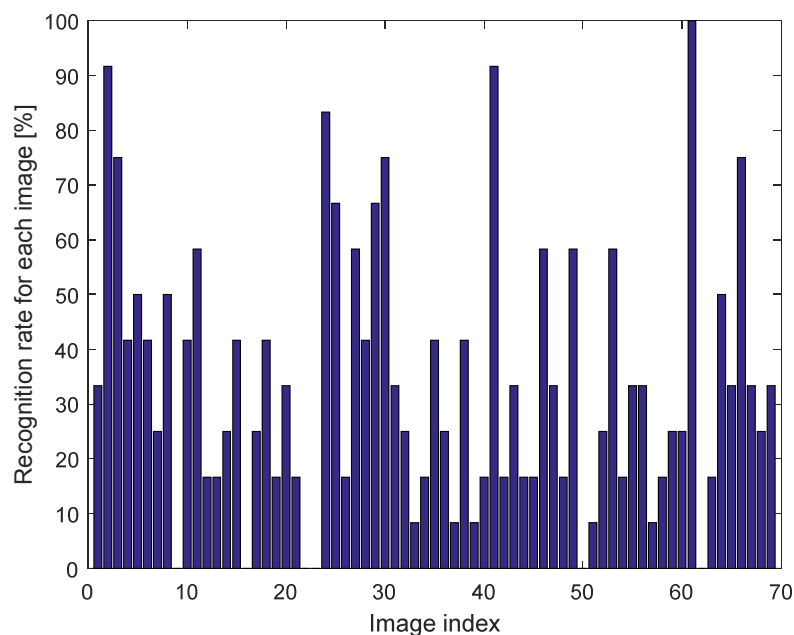


Figura 1. Rate de recunoaștere pentru fiecare imagine în cazul vectorului de trăsături LBP cu normalizare

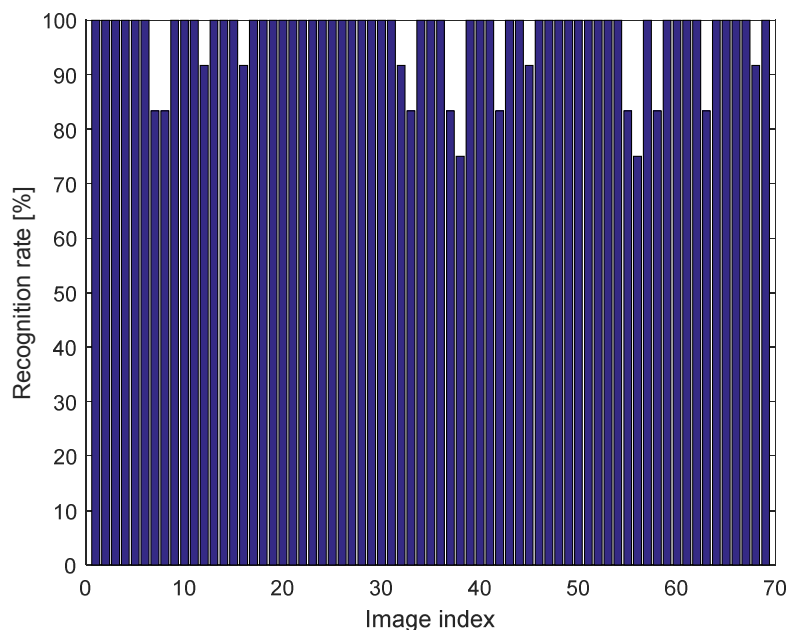


Figura 2. Rate de recunoaștere pentru fiecare imagine în cazul vectorului de trăsături LBP fără normalizare

Sistemul prototip a fost implementat în Matlab, iar implementarea este similară cu cea din [4]. Pentru calculul vectorului de trăsături LBP nenormalizate a fost folosită funcția Matlab *extractLBPFeatures* cu valoarea parametrului *Normalizationnone*.

Echipa de cercetatori cu experienta s-a axat pe studierea si aplicarea unor metode de pre-procesare a imaginilor cu hemangioame, alinierea lor. S-a imbunatatit performanta de potrivire a trasaturilor prin folosirea unui vector descriptor utilizand vectori de proiectie [5]-[6]. Se considera o zona de 64x64 in jurul fiecarei trasaturi detectate intial cu SURF [7] in interiorul pozei la o distanta minima de 64 pixeli de margine.

Se calculeaza proiectiile integrale corespunzatoare catorva directii (0 grade, 45 grade, 90 grade, 135 grade). Proiectiile pe 0 grade si 90 grade corespund proiectiilor orizontale, respectiv verticale. Se calculeaza

gradientul fiecarui vector de proiectie integrala si se combina intr-un singur vector de 256 de elemente. Un exemplu de astfel de vector este aratat in Figura 1.

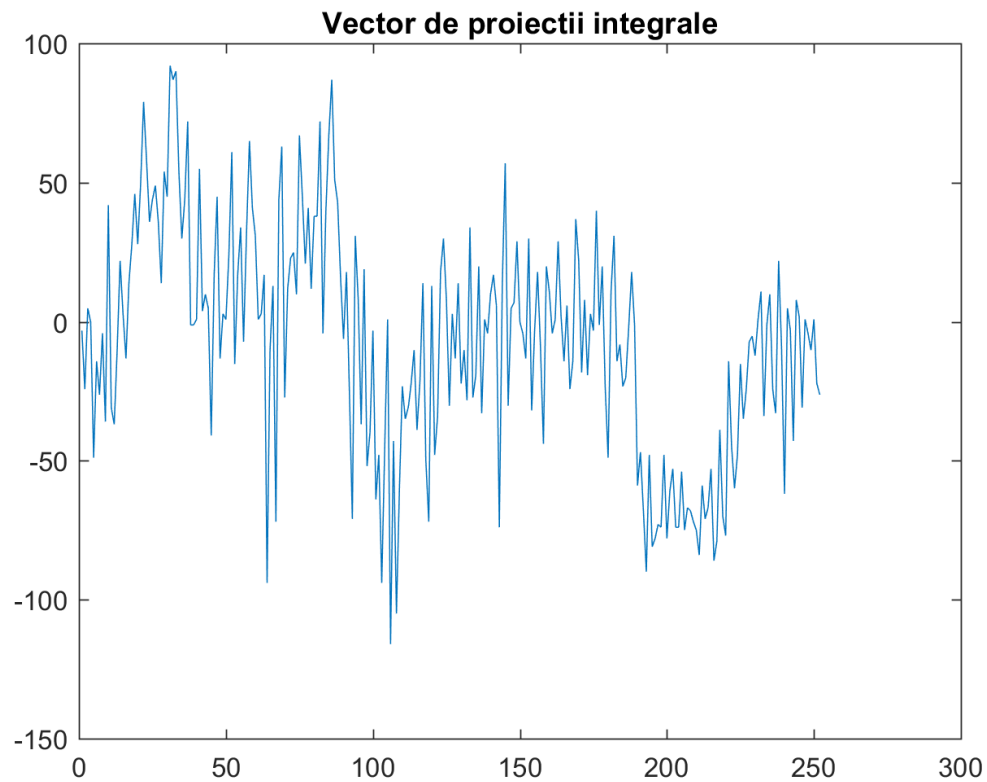


Figura 3. Vector de proiectii pe diverse directii

S-a dovedit ca acest descriptor este robust la multe situatii ce apar in cazul imaginilor cu hemangioame (de exemplu in cazul blurului (Figura 4) combinat cu schimbari de intensitate luminoasa, rotatii sau schimbari de perspectiva (Figura 5)).

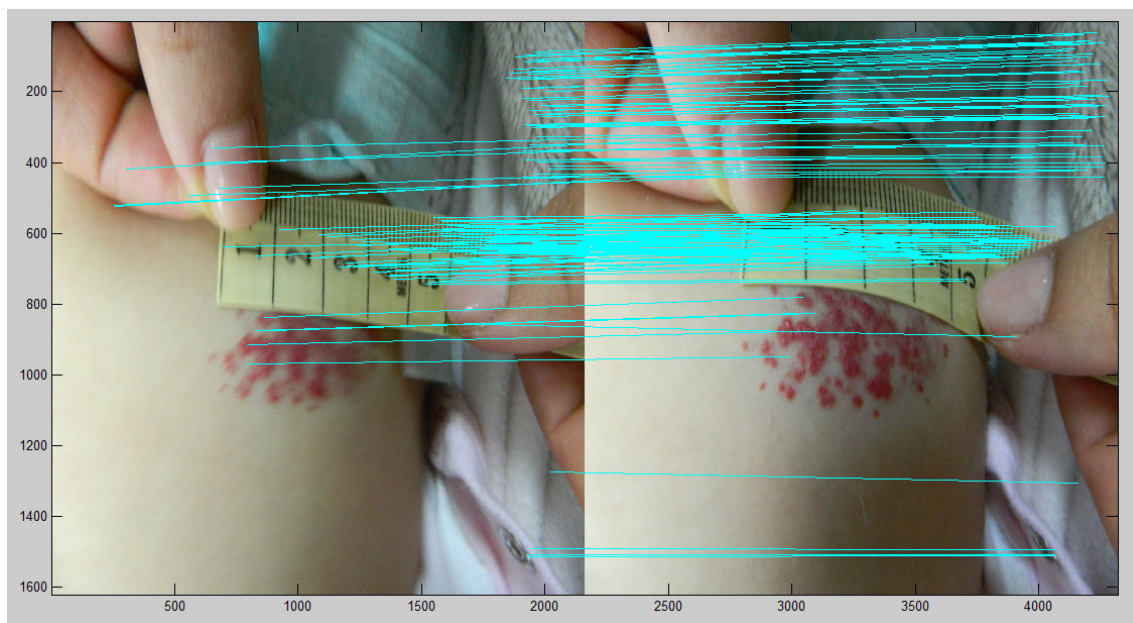


Figura 4. Imagini blurate

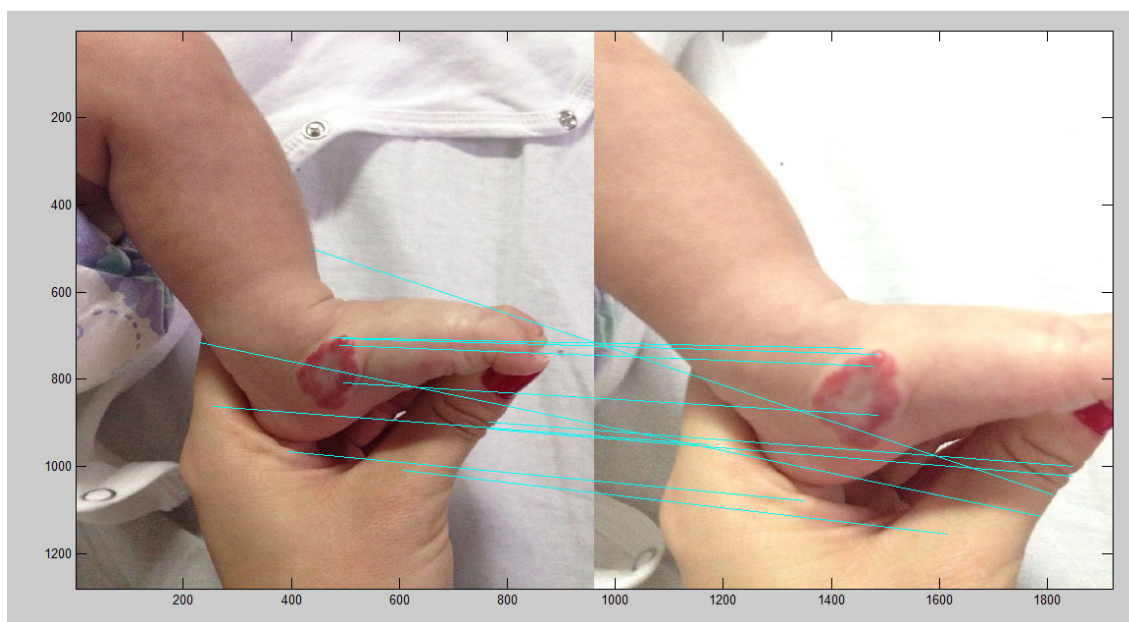


Figura 5. Imagini obtinute la momente de timp diferite, cu diferite de intensitate.

S-a observat ca descriptorul bazat pe proiectii integrale gaseste in general mai multi “inliers” si mai putini “outliers” decat SIFT [8] sau SURF. Rezultatele prezentate mai sus au fost trimise spre publicare.

Bibliografie

1. Haralick, R. M., Shanmugam, K., Dinstein, I., Texture Features for Image Classification, *IEEE Transactions of System, Man and Cybernetics*, Vol.SMC-3, No.6, 1973
2. Petrou M., Pedro G.S., *Image Processing: Dealing With Texture*, John Wiley & Sons Inc., 2006.
3. Ojala, T., M. Pietikainen, and T. Maenpaa. "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, pp. 971-987.
4. N. Angelescu, H. G. Coanda, I. Caciula, C. Dragoi and F. Albu, "SQL query optimization in Content Based Image Retrieval systems," 2016 International Conference on Communications (COMM), Bucharest, 2016, pp. 395-398, doi: 10.1109/ICComm.2016.7528344
5. **Albu, F.**, "Low Complexity Image Registration Techniques based on Integral Projections", IWSSIP 2016, May 2016
6. M. Veldandi, S. Ukil, K.G. Rao, "Video stabilization by estimation of similarity transformation from integral projections", Proc. of ICIP 2013.
7. H. Bay, A. Ess, T. Tuytelaars, L. V. Gool., "Speeded-Up Robust Features," *Computer Vision and Image Understanding*, 110(3), pp. 346-359, 2008.
8. D.G. Lowe, "Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints," *International Journal of Computer Vision*, 60(2), pp. 91:110, 2004.

PARTENER 4 - SANAFORT SRL

În cadrul proiectului HEMACAD, Sanafort SRL a depus eforturi în vederea extinderii bazei de date prin diseminarea informației despre proiect prin distribuirea de materiale informative cu ocazia următoarelor **congrese** la care a participat, precum și prin actualizarea platformei web și elaborarea de materiale informative :

- CONFERINȚA NAȚIONALĂ DE MEDICINĂ A FAMILIEI – CRYSTAL PALACE, BUCUREȘTI, 30 MARTIE – 2 APRILIE 2017
- CONFERINȚA ROMMEDICA - MEDICINĂ A MUNCII – CENTRUL EXPOZITIONAL ROMEXPO, BUCUREȘTI, APRILIE 2017
- COFERINȚA SENIOR EXPO – CENTRUL EXPOZITIONAL ROMEXPO, BUCUREȘTI, Iunie 2017

De asemenea, SC Sanafort SRL, în calitate de sponsor și partener în proiect, a susținut organizarea conferinței cu titlul “Principii de tratament și metode de predictive a evoluției hemangioamelor infantile” din data de 5 mai 2017, care avut loc la Rin Grand Hotel.

Pe parcursul conferințelor au fost distribuite materiale informative către medici și au fost realizate comunicările despre inițierea și scopul proiectului efectuate în mai multe clinici de neonatologie și pediatrie din București și din alte centre universitare din țară.

Clinicile de neonatologie vizate și informate asupra proiectului sunt :

- Spitalul Universitar de Urgență București
 - Spitalul de Obstetrică și Ginecologie Polizu
 - Spitalul Universitar de Urgență ELIAS
 - Spitalul Clinic de Obstetrică și Ginecologie Prof. Dr. Panait Sarbu
 - Spitalul Clinic de Urgență “Sf. Pantelimon” București
 - Clinica Sanador
 - Clinica Regina Maria
 - Clinica Medcover
 - Spitalul Clinic Județean de Urgență Targu Mures
 - Spitalul Clinic de Obstetrică - Ginecologie "Elena Doamna" Iasi
- Clinicile de pediatrie vizate și informate asupra proiectului sunt:

- Spitalul de Copii Grigore Alexandrescu
- Spitalul Clinic de Urgență pentru Copii - MS Curie București
- Spitalul Clinic de Urgență pentru Copii "Sfânta Maria" - Iasi
- Spitalul Clinic Județean de Urgență Targu Mures

Reprezentanții firmei Sanafort SRL au diseminat informațiile referitoare la patologia hemangioamelor în unitățile medicale din teritoriu cu scopul de a orienta pacienții către spitalul Marie Curie unde se efectuează procedurile de tratament.