

Raport final de activitate pentru proiectul (PN-II-PT-PCCA-2013-4) nr. 123/2014:

“Metode de predicție a evoluției hemangioamelor infantile în vederea prevenirii complicațiilor desfigurante prin metode interventionale multiple” (HEMACAD)

Coordonator Universitatea de Medicina si Farmacie Carol Davila

Hemangioamele infantile reprezintă cel mai frecvent tip de tumoră benignă cu origine vasculară a sugarului și copilului mic cu o frecvență între 2% la naștere, și 12% până la vârsta de 1 an [1] HI sunt tumori vasculare benigne caracterizate prin proliferare de celule endoteliale și care în cursul etapelor de dezvoltare prezintă o creștere a numărului de vase sangvine ce începe din periferie spre centrul formațiunii. Din cauza acestei dezvoltări vasculare culoarea, dimensiunea și textura tumorii se modifică în permanență îngreunând atât diagnosticul cât și metodele terapeutice [2].

Hemangioamele infantile sunt mai des întâlnite la sexul feminin și au o incidență crescută în rândul prematurilor cu o greutate la naștere sub 1500 g (30% frecvență). Ca și frecvență a localizării HI 56% sunt la nivelul capului și gâtului, 23% trunchi, 19% extremități și 2% zonă genitală. Nu există dovezi clare de transmitere familială a HI dar în 10% din cazuri au existat antecedente heredo-colaterale de anomalii vasculare [3].

Până în acest moment opțiunile terapeutice sunt multiple și variază mult în funcție de dotarea centrului de tratament și de experiența medicului curant. Datorită faptului că majoritatea HI nu prezintă complicații în cursul evoluției și involuează spontan, un tratament intervențional nu este indicat de rutină. Se poate vorbi de metode terapeutice în cazul hemangioamelor ce prezintă complicații (ulcerații, sângerări), pentru “hemangioame periculoase” amplasate la nivelul feței, zonei anogenitale sau la cele cu o proliferare rapidă. Principiile terapeutice ce s-au dezvoltat de-a lungul multor ani de observație clinică se pot rezuma: 1. Oprirea etapei de proliferare; 2. Grăbirea regresiei unor hemangioame importante; 3. Prevenirea, dar și tratarea unor probleme funcționale, 4. Cu cât mai devreme se încheie perioada de proliferare, cu atât va fi mai bun rezultatul final după regresie[3]. Metodele de tratament utilizate în momentul de față sunt: Laser terapie, excizie chirurgicală, terapie medicală, scleroterapie, așteptare și supraveghere [4].

Pacienții care s-au adresat clinicii noastre în vederea evaluării unor leziuni cutanate au fost trimiși de către medici de familie, dermatologi, neonatologi sau ginecologi. În vederea informării adecvate a acestor cadre medicale echipa de cercetători ai UMF a realizat o broșura informativă care a fost distribuită în centrele medicale cu adresabilitate pediatrică. (Figura 1). De asemenea pentru promovarea proiectului și informarea adecvată a cadrelor medicale s-a publicat în ianuarie 2015, în revista Journal of Medicine and Life, articolul cu denumirea de “Proposal for future diagnosis and management of vascular tumors by using automatic software for image processing and statistic prediction”. În noiembrie 2014 a fost susținută în cadrul celui de-al 7lea Congres Național al Societății Române de Chirurgie Pediatrică, prezentarea lucrării cu titlul “Diagnosis and treatment of the cutaneous and subcutaneous infantile hemangioma – experience of the ,Surgical Department of M.S. Curie Bucharest”.

Pe parcursul proiectului au fost prezentate două postere în cadrul congreselor din 2016 și 2017 ale Asociației de Chirurgie Pediatrică Europeană, „Proposal for future diagnosis and management of facial infantile hemangioma using automatic software for image processing and statistic prediction” și „Hemangioma computer assisted diagnosis”. Echipele de cercetători angajate în cadrul proiectului au susținut un Workshop de informare în luna Mai 2017 cu denumirea de “Principii de tratament și metode de predicție a evoluției hemangioamelor infantile”, care a avut ca participanți cadre medicale de diverse specialități și din multe orașe ale țării.

Această promovare a proiectului HEMACAD a avut ca cea mai importantă urmărire creșterea adresabilității către clinica noastră a pacienților ce prezintă hemangioame infantile sau alte anomalii vasculare. Echipa de cercetători a UMF și-a creat un protocol adecvat pentru fiecare tip de leziune, ceea ce a scutit cu mult durata de spitalizare a pacienților și acuratețea diagnosticului. HI distribuite mai ales la nivelul zonei faciale au primit în totalitate tratament medicamentos folosind Propranolol. Protocolul de utilizare al Propranololului în cazul lotului nostru de studiu cuprinde următoarele considerente: pacienți cu vârsta peste 2 luni, greutatea în momentul debutului tratamentului de 5 kg sau mai mult și care să nu prezinte alte afecțiuni cardio vasculare importante. Screeningul necesar înainte de introducerea terapiei cuprinde: examen clinic complet insistând asupra sistemului cardio-respirator, analize de laborator (HLG, probe de coagulare, glicemie, uree), electrocardiogramă și ecocardiogramă, ultrasonografie abdominală și de părți moi a zonei afectate, recoltarea datelor fotografice inițiale.

Imaginile au fost înregistrate folosind același dispozitiv performant fotografic și încercând să se păstreze cât mai constante condițiile mediului înconjurător (intensitate luminoasă, echilibru lumină artificială vs naturală) și

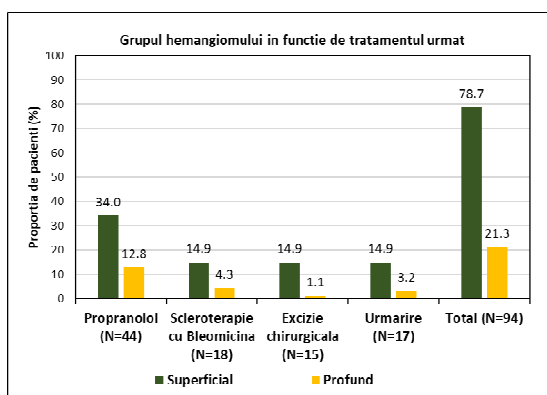


Figura 2 Distributia HI in functie de metoda de tratament aleasa

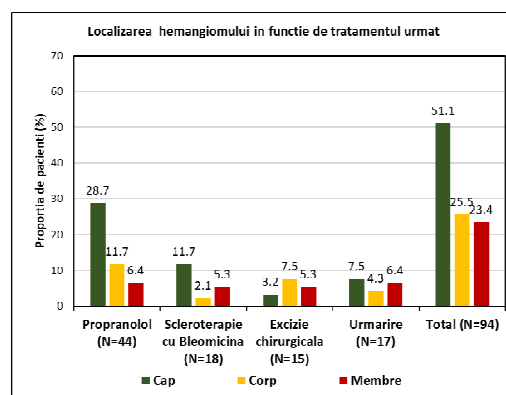


Figura 3 Distributia HI in functie de regiunea corporala afectata si metoda de tratament aleasa

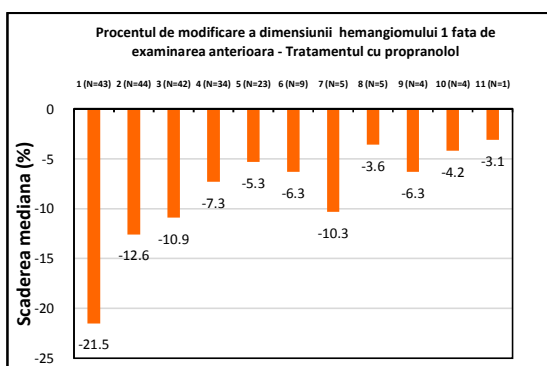


Figura 4 Procentul de modificare a dimensiunilor HI in functie de examinarea precedent (tratament cu Propranolol)

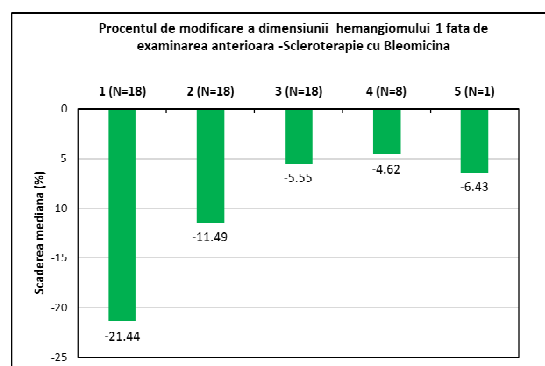


Figura 5 Procentul de modificare a dimensiunilor HI in functie de examinarea precedent (tratament cu Bleomicina)

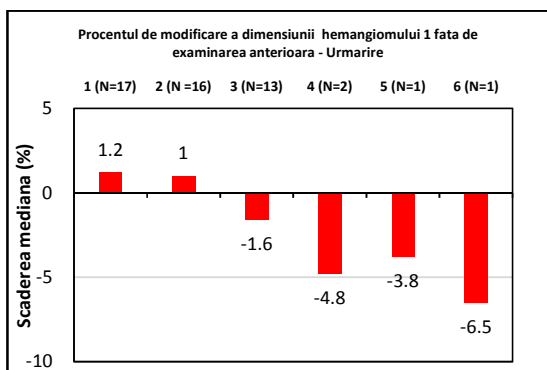


Figura 6 Procentul de modificare a dimensiunilor HI in functie de examinarea precedent (supraveghere)

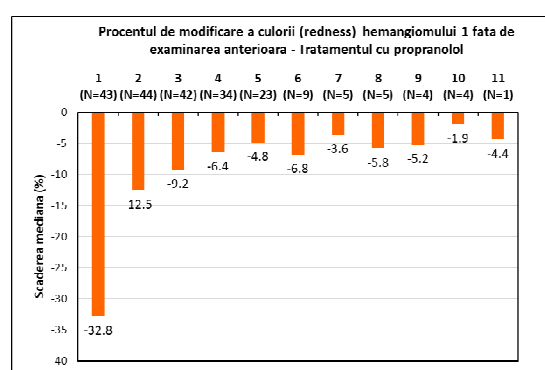


Figura 7 Procentul de modificare a coloratiei HI in functie de examinarea precedent (tratament cu Propranolol)

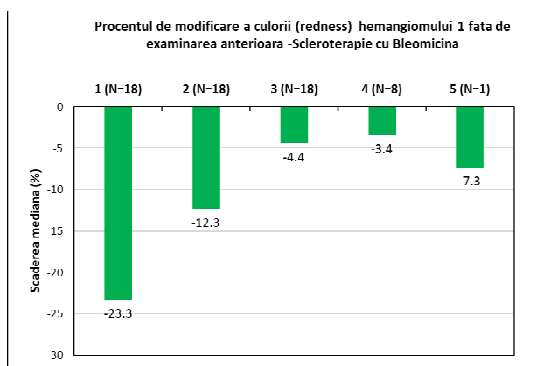


Figura 8 Procentul de modificare a coloratiei HI in functie de examinarea precedent (tratament cu Bleomicina)

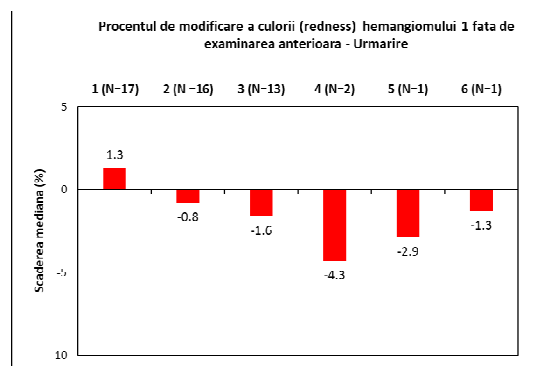


Figura 9 Procentul de modificare a coloratiei HI in functie de examinarea precedent (supraveghere)

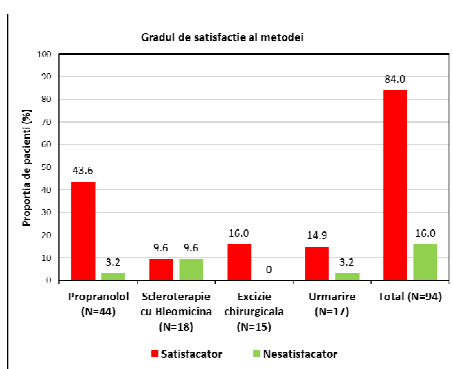


Figura 10. Gradul de satisfactie in functie de metoda terapeutica aleasa

Lucrari puublicate

Popescu Maria Delia, Draghici Isabela Magdalena, Draghici Liviu, Secheli Ionut Fernando, Secheli Marian Amado, Raicu Anca Maria, *PROPOSAL FOR FUTURE DIAGNOSIS AND MANAGEMENT OF FACIAL INFANTILE HEMANGIOMAS USING AUTOMATIC SOFTWARE FOR IMAGE PROCESSING AND STATISTIC PREDICTION*, 17th Annual Congress of the European Paediatric Surgeons' Association (EUPSA), June 15th - 18th, 2016 Milano, Italy.

Diagnosis and treatment of the cutaneous and subcutaneous infantile hemangioma - experience of the Surgical Department of M.S. Curie Hospital Bucharest, M. Popescu, A. Raicu, L. Draghici, I. Secheli, M. Secheli, I. Draghici, 7th Congress of the Romanian Society for Pediatric Surgery, 29-31 Oct. 2015, Bucharest

M. D. Popescu, L. Draghici, I. Secheli, M. Secheli, M. Codrescu, I. Draghici, *Proposal for future diagnosis and management of vascular tumors by using automatic software for image processing and statistic prediction*, Journal of Medicine and Life, pp. 44-48, vol. 8, issue 1, January - March 2015

Bibliografie

- [1] Raul Mattassi, Dirk Loose, Massimo Vaghi Hemangiomas and vascular malformations, Springer-Verlag Italia 2009, pp 9-96
- [2] Yi Ji a, Kai Li, Xianmin Xiao, Shan Zheng, Ting Xua, Siyuan Chen, Effects of propranolol on the proliferation and apoptosis of hemangioma-derived endothelial cells, Journal of Pediatric Surgery 2012, pp 2216-2223
- [3] Lawrence H.C. Kima, Marcia Hogeling, Orli Wargon, Ashish Jiwane, Susan Adamsa, Propranolol: useful therapeutic agent for the treatment of ulcerated infantile hemangiomas, Journal of Pediatric Surgery 2011, pp 759-763
- [4] Cristos Panteliadis, Ramsis Benjamin, Hans Cremer, Christian Hagel, Neurocutaneous disorders. Hemangiomas - a clinical and diagnostic approach, Anshan Uk 2010, pp 239-284

Partener 1 - Universitatea Politehnica din Bucuresti

In prima faza de proiect, echipa UPB s-a axat pe:

- centralizarea cazurilor clinice
- studierea metodelor de procesarea imaginilor cu hemangioame existente in literatura.

Etapa de centralizarea cazurilor clinice a avut ca scop sistematizarea imaginilor primite de la Coordonatorul proiectului intr-o baza de date initiala care sa poata fi accesata ulterior de parteneri. Cazurile au fost ordonate alfabetic si, apoi, cronologic pentru cazurile revenite la monitorizare. S-a demarat o arhitectura a unei baze de date care sa utilizeze mai multe atribute si campuri pentru o buna gestionare si manipulare a bazei de date.

Cea de-a doua linie a activitatii de cercetare s-a axat pe studierea si aplicarea unor metode de pre-procesare a imaginilor cu hemangioame existente in literatura.

Intrucat conditiile de achizitie ale imaginilor clinice sunt variate si sufera de anumite inconveniente [4] de exemplu, pozitionarea pacientului, iluminarea, vizibilitatea redusa a anumitor sectiuni sau regiuni de interes ale corpului, modificarea perspectivei de achizitie, incadrarea regiunii de interes la o monitorizare ulterioara, interactiunea dificila [5] cu pacientii – copii cu varste mici - etc., este necesara o etapa de pre-procesare a imaginilor.

I. Preprocesare

In aceasta prima faza, pentru prelucrarea mai rapida a imaginilor, s-a realizat o etapa de taiere (crop-uire) grosiera care sa permita o incadrare corecta a pacientului, dar care sa elimine acele regiuni care nu aduc informatie utila pentru studiul de fata.

Ca prima operatie de pre-procesare, pentru eliminarea zgomotului din imagini, s-a aplicat un filtru median cu o fereastră de 5x5 [3]. Apoi, s-au aplicat mai multe tehnici de imbunatatire a contrastului.

Dupa cum se poate observa in imaginea de mai jos (Fig. 1a), un artefact prezent, care afecteaza o determinare precisa a marginii zonei de leziune –a hemangiomului -, este acela de flash. Acesta poate sa ingreuneaze o detectie automata ulterioara si din acest motiv, se doreste eliminarea sau reducerea acestuia.



Figura 1. a) rezultatul egalizării de histograma; b) rezultatul egalizării de histog. adaptiva - CLAHE.



Figura 2. a) transformarea de întindere maximă a contrastului – contrast stretching; b) transformarea de clipping; c) transformarea exponențială; d) transformarea putere

Tot in aceasta prima etapa de pre-procesare a imaginilor a fost determinata zona de piele si toate celelalte regiuni non-piele au fost eliminate. Rezultatul este normalizat pentru a obține o consecventa a culorii pielii pentru întregul set de date.

Determinarea mastii non-piele

Pentru excluderea regiunilor care probabil nu fac parte din piele sau zona propriu-zisa de hemangiom (de exemplu, prezenta riglei de masurare) s-a aplicat o metoda euristica. Acest pas este necesar pentru o normalizare robusta culoare a pielii [7]. Metoda noastra se bazeaza pe o euristica propusa in [1], foarte simpla din punct de vedere computational: in cazul in care fiecare pixel din imagine indeplineste cele doua conditii: $R < G$ și $R < B$, in care care R este planul de rosu (R), G este planul de verde (G) și B planul de albastru, atunci pixelul respectiv este marcat ca pixel non-piele.



Figura 2. a) imaginea originală; b) zonele non – piele (conform [1])

Normalizarea culorii de piele

Pentru rezolvarea problemelor de modificare a luminozitatii raportate la culoarea pielii este aplicata o etapa de normalizare a zonelor de piele. In aceasta faza, s-a aplicat metoda simpla din [1], urmand ca, intr-o faza ulterioara, sa se realizeze o rafinare a normalizarii. Cea mai frecventa culoare este determinata de o histograma a valorilor de culoare RGB prezente in zona de piele, de exemplu [2] cea mai frecventa valoare cu intensitate $v_0 = \langle R, G, B \rangle$, care satisface relatia:

$$\sqrt{R^2 + G^2 + B^2} > 120,$$

Acest lucru presupune ca pentru fiecare valoare de culoare v din planul $\langle RGB \rangle$, valoarea normalizata este:

$$v_0 = v - v_0$$

Aceasta procedura foloseste pentru normalizare cea mai mare zona mare de piele de obicei vizibila in imagine și asigura o reprezentare coerenta a culorii pentru prelucrarea ulterioara a imaginilor.

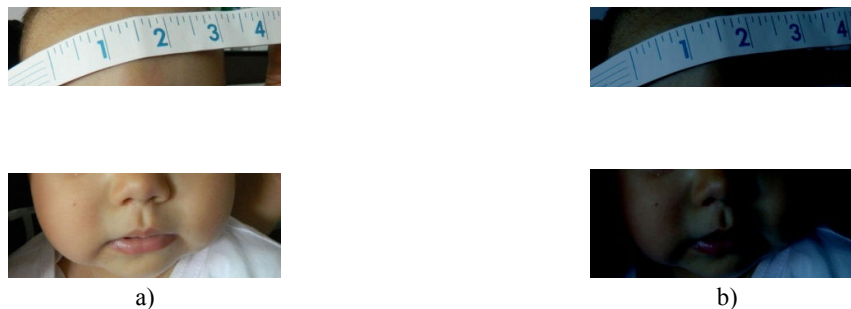


Figura 3. a) imaginea originală; b) normalizarea culorii de piele (conform [2])

În anul 2015, echipa UPB s-a axat pe studiul metodelor de preprocesare, detecție automată a pielii și metode de segmentare pentru detecția regiunilor de hemangiom.

Corectie Deflashing

Soluția abordată pentru corecția efectului de deflashing este bazat pe utilizarea unei metode de *α-blending*. Pentru îmbunătățirea calității imaginilor inițiale s-a aplicat și o metodă de consistență (constantă) a culorii care constă în aducerea în același plan de culoare a imaginilor preluate în condiții de iluminare diferite.

Deoarece spațiul *Lab* este un spațiu de culoare mai potrivit analizei imaginilor într-un mod similar analizei legate de percepția umană, s-a făcut mai întâi o conversie a valorilor de hemangiom (din cropuri de hemangiom) și a valorilor de piele (din cropuri de piele) din spațiul de culoare *RGB* în spațiul de culoare *Lab*. Hemangiomul este foarte bine pus în evidență în planul *a*.

Deteția de piele pe baza informației de consistență – Uniformizarea culorii

Diferența de culoare a pielii în rândul oamenilor se găsește mai degrabă în cadrul informațiilor de intensitate decât în cele de cromaticitate. Prin urmare, dacă imaginea poate fi reprezentată într-un spațiu de culoare ce separă luminanța de cromaticitate, detecția pielii din imagine ar putea fi mult ușurată. În acest sens, pe planul de culoare *Lab* s-au stabilit două praguri: pe planul de luminanță: $L = 60$; pe planul cromaticității: $threshold_a_skin = 4.00$. Astfel, pentru ca un pixel din imagine să fie un pixel de piele, acesta trebuie să îndeplinească două condiții: valoarea lui pe planul de luminanță > 60 și $dist_ab_min < threshold_a_skin$;

$$dist_ab_min = \min(dist_ab_min, \sqrt{(prot_ab[j][0] - a)^2 + (prot_ab[j][1] - b)^2})$$

unde $dist_ab_min$ = distanța euclidiană între perechile prototipurile cromaticității a și b și valorile cromaticității propriu-zise (a, b) .

În studiul de față, pentru alegerea transformatei optime, au fost aplicați 5 algoritmi de uniformizare a culorii: *Grey-World*, *Shades of Gray*, *max-{RGB}*, *Grey-Edge* și *weighted Grey-Edge*. Testele au demonstrat că niciuna dintre transformările de mai sus nu este ideală, dar au arătat că pentru o imagine dată există cel puțin o transformare care conduce la rezultate corecte.

De aceea, problema s-a conturat în alegerea transformatei ideale pentru fiecare caz considerat, în parte. Pentru obținerea metodei aferente estimării celui mai bun iluminant, am folosit următoarea abordare: singurul parametru constant între două imagini succesive de hemangiom ale aceluiași pacient este pielea cu atributele sale (în special, culoarea). De aceea, pentru corectarea condițiilor de iluminare a surselor diferite și aducerea imaginilor de hemangiom în același spațiu de iluminare, a fost aplicat următorul algoritm, alcătuit din cinci pași:

1. Aplicarea tuturor algoritmilor de consistență a culorii (*Grey-World*, *Shades of Gray*, *max-{RGB}*, *Grey-Edge* și *weighted Grey-Edge*) pe imagini subsecvențe ale aceluiași pacient;
2. Identificarea automată a zonelor de piele din fiecare imagine prin utilizarea unui algoritm de segmentare de piele (detectorul de piele va fi prezentat într-o secțiune următoare a acestui raport);
3. Calcularea mediei culorii de piele din fiecare imagine ca media componentelor de cromaticitate a și b (din spațiul *Lab*) pe zonele de piele determinate la pasul anterior;
4. Calcularea distanței euclidiene dintre mediile componentelor de cromaticitate:

$$dist((a_1, b_1), (a_2, b_2))_i = \sqrt{(a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2}$$

5. Alegerea transformării optime de cromaticitate a culorii dată de minimul distanței euclidiene, unde $i \in \{ \text{Grey-World, Shades of Gray, max-{RGB}, Grey-Edge și weighted Grey-Edge} \}$;

Schema din figura 1 ilustrează algoritmul aplicat. După cum se poate observa, algoritmul extrage într-o mare măsură zonele de piele din imagine, fiind un punct de plecare pentru extragerea ulterioară a regiunii de interes – a hemangiomului.

II. Metode de segmentare

Segmentarea automată a regiunilor de hemangiom utilizând metoda MAP-Markov

Segmentarea unei imagini prin metoda estimatorului maximum a posteriori (MAP) revine la asocierea unei configurații x oricărei imagini de intrare y . Rezultatul segmentării MAP, notat cu x^* , este soluția unei probleme de optimizare (maximizarea verosimilității a posteriori). Pentru a extrage din imagine doar acei pixeli aparținând unor regiuni texturate, am construit o imagine de densitate a conturilor prin convoluția dintre imaginea de contururi obținută cu operatorul Canny și un nucleu de netezire de 15×15 . Apoi, din această imagine se vor păstra doar regiunile de densitate maximă a conturilor, prin aplicarea unui prag. Pentru a forma imaginea de învățare a clasei de hemangiom am impus și condiția ca pixelii să fie roșietici (componenta de roșu din RGB să fie cu 55% mai mare decât cea de albastru și tot cu 55% mai mare decât cea de verde). Pentru a obține o segmentare optimă, ne-am pus problema alegerii celui mai potrivit spațiu de culoare pentru a efectua segmentarea, fiind cunoscut faptul că, pentru metoda MAP, separabilitatea claselor nu este independentă de spațiul de culoare folosit. Am ales cinci spații de culoare pentru acest studiu: YCbCr, RGB, $L^*a^*b^*$, spațiul culorilor opuse (OPP) și $L^*u^*v^*$.

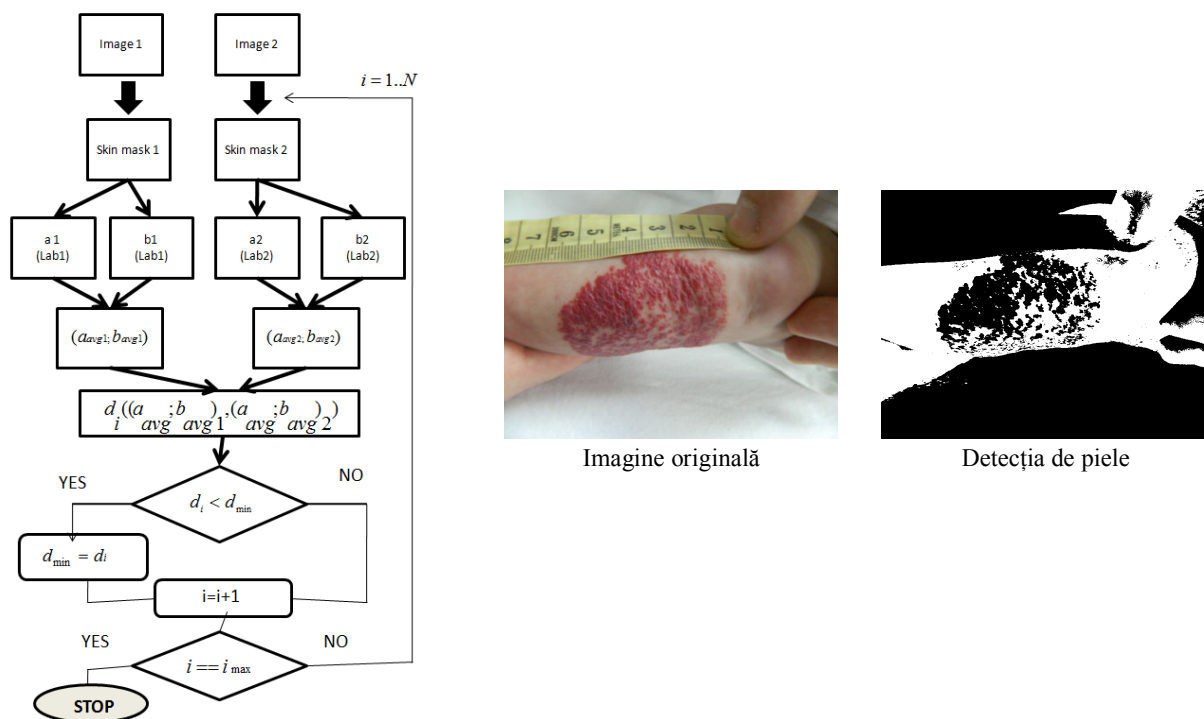


Figura 4. Detectia de piele

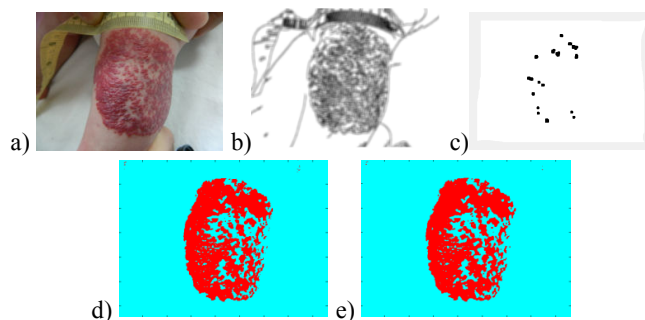


Figura 5. a) Imaginea originală; b) imaginea de densitate a conturilor; c) imaginea de învățare pentru MAP; d) imaginea segmentată prin metoda MAP; e) imaginea regularizată MAP-Markov

Utilizarea rețelei MLP pentru detectia hemangiomului

MLP = MultiLayer Perceptron; Rețea Perceptron Multistrat

MLP este o rețea supervizată (lotul de antrenare este etichetat; fiecărui vector din lotul de antrenare îi este asociată o clasă). Vectorii folosiți pentru antrenare se obțin din cropuri de dimensiune $n \cdot n \cdot 3$ ($n = 11$).

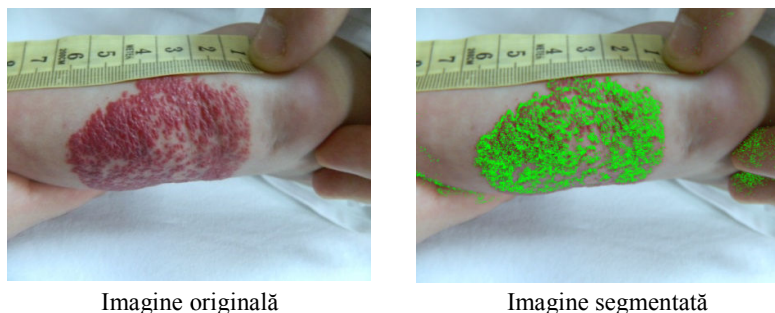


Figura 6. Segmentare folosind MLP

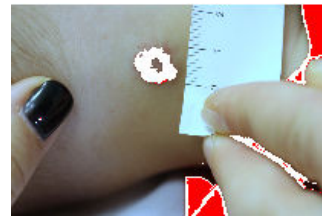
Utilizarea rețelei SOM pentru detecția obiectelor asemănătoare hemangiomului

SOM = Self-Organizing Map; Rețea cu auto-organizare

SOM este o rețea nesupervizată (vectorii din lotul de antrenare nu trebuie să fie etichetați pentru a putea antrena rețeaua). Însă pentru a putea decide corespondența dintre neuronii din stratul de ieșire și clase, varianta de SOM utilizată are nevoie de etichetarea vectorilor din lotul de antrenare. Cu alte cuvinte, varianta de SOM utilizată este nesupervizată atunci când se antrenează rețeaua dar este supervizată după procesul de antrenare când trebuie ca fiecărui neuron din stratul de ieșire să i se atribuie o clasă.



Imagine originală



Imagine segmentată

Figura 7. Utilizarea rețelei SOM pentru detecția obiectelor asemănătoare hemangiomului; pixeli albi și roșii = pixeli obținuți în urma segmentării pe planul a; pixeli roșii = pixeli considerați obiecte roșii non-hemangiom

Segmentare automata bazata pe K-means si calcul automat al leziunii

A. INTRODUCERE

Ne-am propus dezvoltarea unei metode automate pentru măsurarea precisă 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-means clustering și imaginea filtrată cu variația totală 2D.

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

- extragerea contururilor imaginii folosind algoritmul Canny;
- aplicarea transformatei Hough asupra imaginii binare de contururi;
- 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;

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 8 prezintă un exemplu de linii detectate utilizând transformata Hough, iar linia albastră este linia cu valoarea maximă v . În figura 8 b), este prezentat profilul de intensitate inversat 1D a liniei albastre în figura 8. a). Se poate observa că vârfurile maxime ale "semnalului" din figura 8. b) corespund gradațiilor negre de pe riglă.

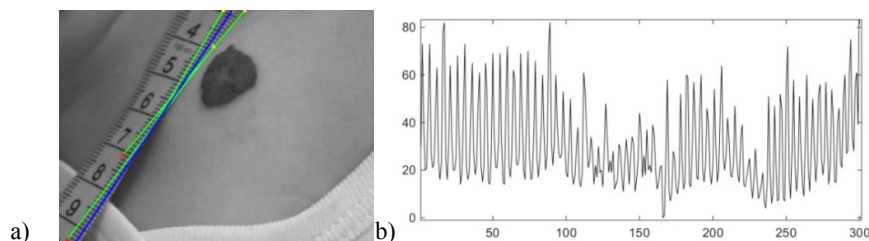


Figura 8. a) Linii detectate; b) Profilul inversat al liniei alese pentru măsură

Pentru a determina dimensiunea unui pixel, vom calcula valoarea mediană a distanței dintre vârfurile consecutive ale acestui profil de intensitate. Apoi, calculăm suprafața unui pixel în mm^2 folosind formula: $\text{pixel_area} = 1 / (d * d)$, unde d este distanța dintre vârfurile consecutive determinate anterior.

B. SEGMENTAREA

Dacă la segmentare se utilizează numai informația de culoare a pixelului, se obțin confuzii între regiunile reale de hemangiom și regiunile de piele subexpuse. 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. Astfel, 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 5x5 pixeli, ca în figura 9, 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 ($\max L - L(i, j)$), unde $\max L$ este luminanța maximă din planul L^* și $L(i, j)$ este luminanța pixelului curent; prin această scădere se evidențiază zona hemangiomului. Un exemplu de astfel de imagine VT este prezentat în figura 10 b) (negativul imaginii este afișat pentru o mai bună vizualizare), care a fost obținut din imaginea originală din figura 10 a).

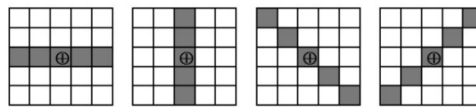


Figura 9. Cele 4 vecinătăți 5x5 folosite la filtrul de variație totală (VT)

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-means clustering a imaginii LABVT, cu 6 clase;
- alegerea clasei de hemangiom după valoarea maxima 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 constă în faptul că regiunile de piele subexpuse pot să aibă o culoare similară cu hemangiomul și sunt, de asemenea, puțin texturate. Regiunile cu frontierele mai slabe (piele) sunt eliminate din clasa hemangiom prin considerarea valorii mediane a gradientului pixelilor de frontieră.

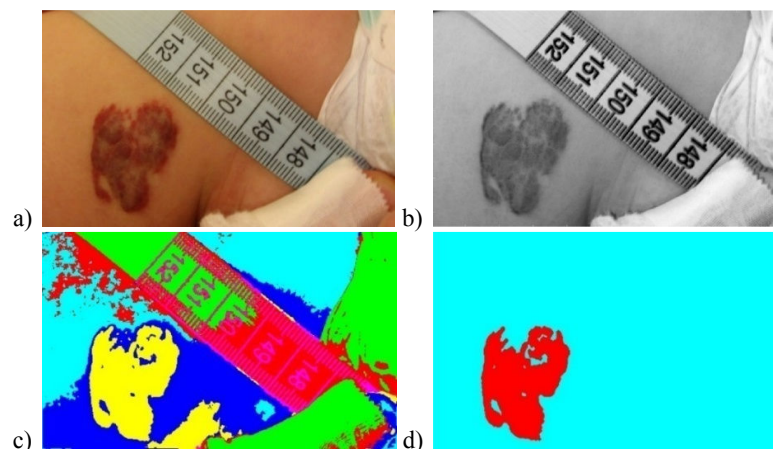


Figura 10. a) Imaginea originală; b) planul VT (negativizat); c) rezultat K-means clustering, 6 clase; d) leziunea segmentată.

În Fig. 10 c) este prezentat rezultatul segmentării cu algoritmul de clustering K-means. Se observă că pe lângă regiunea hemangiomului, o altă zonă sub-expusă de piele este de asemenea clasificată drept hemangiom. În figura 10 d) este rezultatul final al segmentării, unde regiunea non-hemangiom a fost eliminată prin procedura de verificare a intensității frontierei descrisă mai sus. 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. De exemplu, în cazul imaginii din Fig. 4 d), suprafața este de 5,81 cm², ceea ce corespunde realității.

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 "border error" (BE) ca în [1]. BE se calculează după cum urmează:

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

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 (prin metoda propusă de Comaniciu și Meer [2]). 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. 11 este prezentată histograma border error (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%.

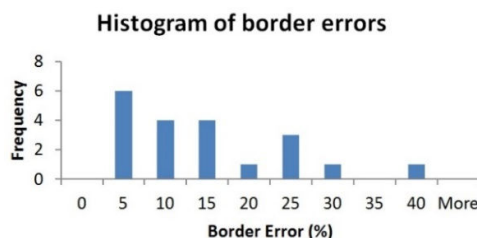


Figura 11. Histograma erorilor la frontieră (border error) pentru toate imaginile

Ca o comparație, deși bazele de date de imagini nu sunt aceleași, în [S1] s-au obținut o medie BE de 32,1%, cu o valoare minimă de 3,6% și o valoare maximă de 247,7%.

III. Extragere parametri de interes, aliniere și monitorizare

În 2016-17, echipa UPB s-a axat pe extinderea bazei de date, studiul metodelor de preprocesare, aliniere, segmentare, extragere de trăsături precum și monitorizarea și evaluarea zonelor de hemangiom.

Baza de date. Baza de date constă în 79 de perechi de imagini cu hemangiom în diferite regiuni ale corpului: cap, față, gât, picioare etc. Pentru numai 24 perechi de imagini un centimetru este prezent lângă hemangiom în ambele imagini ale unei perechi, deci monitorizarea evoluției ariei și în consecință a hemangiomului a fost posibilă doar pentru aceste 24 de perechi. Toate cele 79 de perechi au fost folosite însă pentru a calcula evoluția roșeții.

Segmentarea. Segmentarea automată pentru toate metodele implementate de noi pornește de la regiunile de interes (ROI) definite, iar performanța algoritmilor este evaluată în raport cu măștile de referință obținute prin etichetarea manuală a pixelilor. Au fost luate în considerare patru metode de segmentare: 1) segmentarea pe histogramă folosind un prag adaptiv (metoda Otsu), 2) clustering cu Fuzzy C-Means (FCM) 3) un algoritm

îmbunătățit de creștere a regiunilor bazat pe FCM (RG-FCM) și 4) un algoritm de segmentare folosind rețeaua SOM urmată de metode morfologice de reducere a numărului de clase (SOM-MMRNC).

Evoluția hemangiomului. Evoluția hemangiomului se manifestă prin modificarea dimensiunii și a culorii lui. Progresul bolii se manifestă prin creșterea ariei și prin intensificarea culorii hemangiomului; în cazul regresiei bolii, suprafața hemangiomului se micșorează iar culoarea lui se atenuează. Pe baza celor două caracteristici extrase pentru fiecare imagine din perechea de imagini se apreciază evoluția în timp atât a roșeții relative cât și a suprafeței hemangiomului respectivului pacient. Având evoluțiile legate de suprafața și de roșeața relativă, pe baza unui sistem cu logică fuzzy se apreciază evoluția hemangiomului: *staționar*, *involuție* sau *progres* a bolii.

Pentru sistemul fuzzy logic, sunt 2 date de intrare: *aria* și *roșeața relativă*. Pentru fiecare dată de intrare sunt 3 funcții de apartenență: *descreștere*, *staționaritate* și *creștere*.

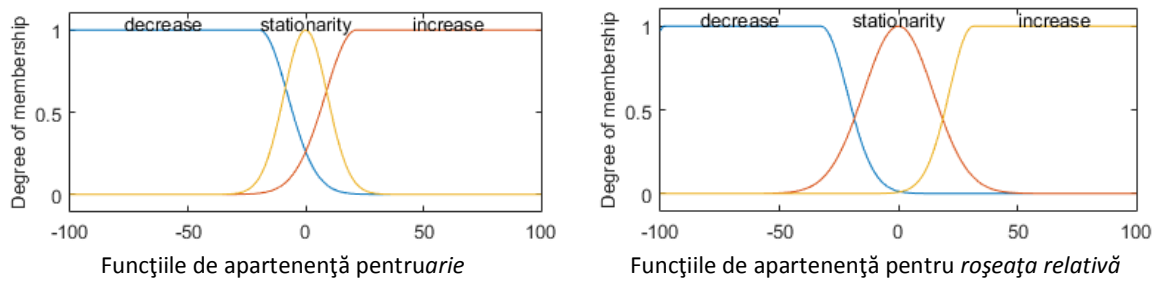


Figura 12. Funcții de apartenență

Corespunzător, pentru fiecare dată de ieșire, trei funcții de apartenență vor fi definite ca: *regres*, *staționaritate* și *progres*.

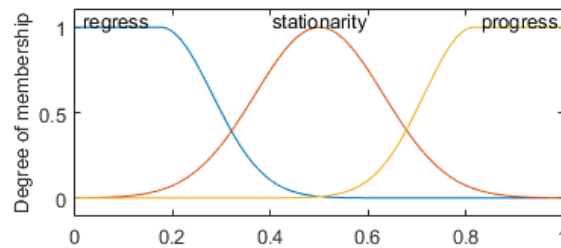


Figura 13. Funcțiile de apartenență pentru ieșirea *output1* (evoluția)

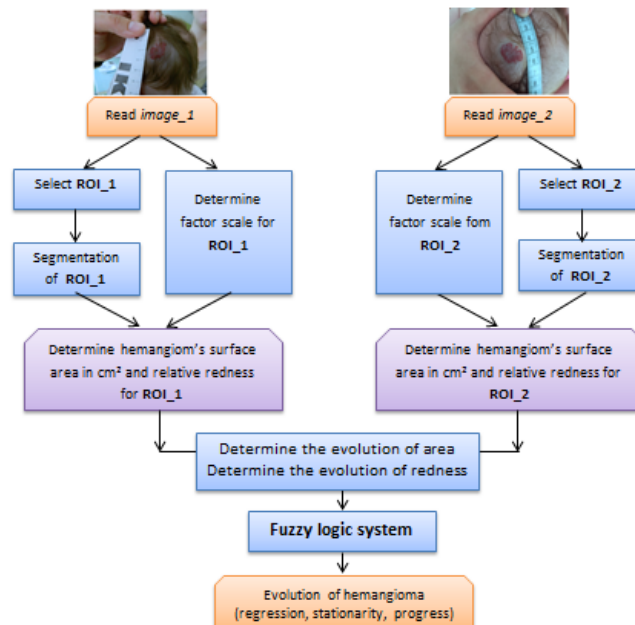


Figura 14. Schema logică a sistemului automat de monitorizare a evoluției hemangiomului folosind sistemul cu logică fuzzy bazat pe doi parametri: aria și roșeața relativă.

Calculul ariei hemangiomului. Determinarea dimensiunii unui pixel de hemangiom (în cm^2) este necesară în vederea determinării ariei întregului hemangiom pentru a transforma aria exprimată în pixeli (arie cunoscută în urma segmentării) în arie exprimată în centimetri pătrați. În plus, calculul ariei este necesar la compararea dimensiunii ariei hemangiomului la momente diferite de timp. În vederea calculului ariei unui pixel de hemangiom este necesar ca imaginea să conțină o riglă lângă hemangiom. Pentru a putea face calculul, utilizatorul trebuie să selecteze prin două click-uri lungimea de un centimetru.

Calculul roșeții relative a hemangiomului față de piele. Fiecare regiune de interes (ROI) este mai întâi segmentată utilizând algoritmul Fuzzy C-means cu două clase. Pentru aprecierea intensității roșeții hemangiomului, deoarece imaginile pot fi făcute în condiții de iluminare diferite, vom utiliza roșeața relativă calculată ca diferența între roșeața hemangiomului și roșeața pielii înconjurătoare.

Registration. Este utilă pentru înțelegerea modului în care se modifică/evoluează hemangiomul la două momente de timp. De aceea, ariile hemangiomelor vor necesita re-scalarea (A), pentru consecvența comparației, și rotația (B), în scopul de a avea aceeași orientare a regiunilor.

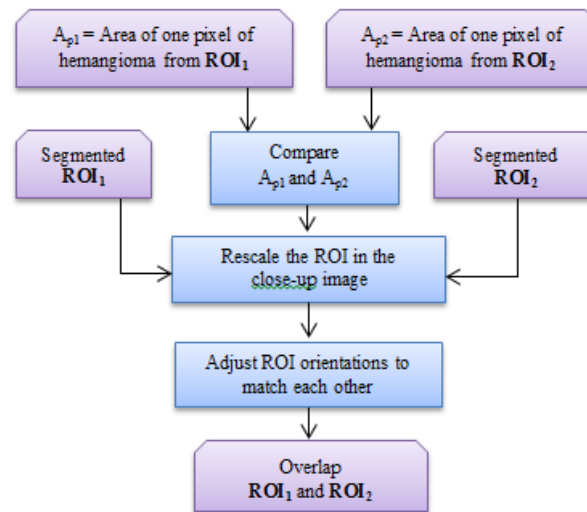


Figura 15. Metoda de potrivire automată a zonelor de hemangiom

Rezultatele segmentării. Pentru testarea rezultatelor segmentării au fost utilizați 15.242.356 pixeli de non-hemangiom și 15.753.341 pixeli de hemangiom.

Tabel I. Scorul de clasificare

Algorithm	Global TP [%] (hemangiom)	Global TN [%] (non-hemangiom)	Scor global [%] (TP + TN)/2
Fuzzy C-means	87.78	90.98	89.38
Otsu	88.23	90.61	89.42
RG-FCM	91.51	89.04	90.27

Rezultatele monitorizării

A. Rezultate ale evoluției redness-ului hemangiomului. Pentru toate cele 79 de perechi de imagini, evoluția redness-ului a fost corect estimată pentru 86.08% din cazuri. Pentru cele 24 de perechi folosite și pentru evoluția ariei, rezultatul a fost de 83.33%.

B. Rezultate ale evoluției ariei hemangiomului. S-a obținut un scor de estimare a evoluției suprafeței hemangiomului de 87.5%.

C. Rezultate ale estimării evoluției hemangiomului. Pentru evoluția hemangiomului folosind logica fuzzy au fost testate 24 de perechi de imagini și s-a obținut un scor de estimare a evoluției hemangiomului de 91.67%.

D. Rezultate pentru registration. Pentru registration este dificil să se analizeze calitativ și cantitativ rezultatul metodei propuse, cea mai simplă modalitate de evaluare fiind cea vizuală, precum cea din exemplul următor.



Figura 16. a) și c) imagini originale; b) și d) ROI₁ și ROI₂ e) Regiuni de interes suprapuse (roșu = suprafață comună, verde = suprafață în ROI₁ care lipsește în ROI₂, albastru = suprafață în ROI₂ care lipsește în ROI₁)

Concluzii finale

Echipa UPB a realizat obiectivele prevazute, iar rezultatele obtinute au fost publicate in 8 articole de conferinta. Aceste rezultate sunt in domeniul pre-procesarii imaginilor initiale, a segmentarilor semi-automate si automate, a extragerii trasaturilor leziunii, clasificarii precum si o monitorizare initiala care sa permita o prima caracterizare a tendintei de progres/ regres a leziunii. Intrucat imaginile initiale au prezentat o calitate slaba datorita naturii achizitiei si subiectilor implicati, a fost nevoie de o etapa de pre-procesare a imaginilor care sa conduca la corectii si imagini de calitate mai buna pentru a putea fi folosite in etapa a doua de segmentare. Metodele de segmentare automata au vizat extragerea leziunii de hemangiom cu o precizie buna, chiar si pentru cazurile dificile cu ocluziuni. Odata segmentati, au fost extrasi doi parametrii: roseata si aria pe baza carora s-a putut realiza si monitorizarea si evolutia leziunilor.

Echipa UPB a fost implicata si a colaborat strans cu ceilalti parteneri ai proiectului, contribuind la indeplinirea cu succes a obiectivelor prevazute in cadrul proiectului.

Lucrari publicate:

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

Neghina C., Zamfir M., Ciuc M., Sultana A., *Automatic Detection of Hemangioma through a Cascade of Self Organizing Map Clustering and Morphological Operations*, Medical Image Understanding and Analysis Conference, MIUA 2016, Loughborough University, UK

Neghina C., Zamfir M., Ciuc M., Sultana A., Popescu M., *Automatic monitoring system for the detection and evaluation of the evolution of hemangiomas*, The sixth international conference on image processing theory, tools and applications, IPTA 2016, Oulu, Finland

Neghina C., Zamfir M., Sultana A., Ovrei E., Ciuc M., *Automatic detection of hemangiomas using unsupervised segmentation of regions of interest*, 2016 11th International Conference on Communications (COMM), Bucharest, Romania.

A. Sultana, M. Zamfir, M. Ciuc, S. Oprisescu, M. Popescu, *Automatic Segmentation of Infantile Hemangiomas*, 12-th International Symposium on Signals, Circuits and Systems (ISSCS), Iasi, Romania, 2015.

S. Oprisescu, M. Ciuc, A. Sultana, I. Vasile, *Automatic Segmentation of Infantile Hemangiomas Within an Optimally Chosen Color Space*, International Conference on e-Health and Bioengineering, (EHB 2015), Iasi, Romania, 2015.

A. Sultana, S. Oprisescu, M. Ciuc, *Automatic Evaluation of Hemangiomas for Follow-up Monitoring*, International Conference on e-Health and Bioengineering, (EHB 2015), Iasi, Romania, 2015.

Feature Extraction from the Contour of Skin Lesions Using Box Counting Principle, I. Dumitrache, A.E. Sultana, R. Dogaru, 20th International Conference on Control Systems and Computer Science (CSCS), pp.548-553, 27-29 May 2015.

Bibliografie

- [1] S. Zambanini, R. Sablatnig, H. Maier and G. Langs, „Automatic image-based assessment of lesion development during hemangioma follow-up examinations”, *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 50, Iss. 2, 2010, pp 83-94.
- [2] Sebastian Zambanini, Georg Langs, Robert Sablatnig, and Harald Maier, "Automatic Robust Registration of Cutaneous Hemangiomas for Follow-up Examinations", *Proc. of the 31st annual workshop of the Austrian Association for Pattern Recognition (OAGM/AAPR)*, pages 121-128, 2007
- [3] Gonzalez R. C., Woods R. E., *Digital Image Processing*, London; Sydney, Pearson Prentice Hall, 2008, U822541160, 04/G69”
- [4] H. Fujita et al., „An Introduction and Survey of Computer-aided Detection/Diagnosis (CAD)”, *Proceedings of the 2010 IEEE International Conference on Future Computer, Control and Communication*, pp. 200-205.
- [5] T. Chan and J. Shen, “Mathematical models for local deterministic inpaintings,” *UCLA CAM TR 00-11*, March 2000.
- [6] C. Ballester, M. Bertalmio, V. Caselles, G. Sapiro, and J. Verdera, “Filling-in by joint interpolation of vector fields and grey levels,” *University of Minnesota IMA TR*, April 2000.
- [7] G. Hance, S. Umbaugh, R. Moss, W. Stoecker, „Unsupervised color image segmentation with application to skin tumor borders”, *IEEE Engineering in Medicine and Biology* 15 (1) (1996) 104{111.
- [8] Sparavigna A1, Marazzato R., „An image-processing analysis of skin textures”, *Skin Res Technol.* 2010 May;16(2):161-7. doi: 10.1111/j.1600-0846.2009.00413.x.
- [9] Zambanini S., Sablatnig R., Maier H., Langs G., *Automatic image based assessment of lesion development during hemangioma follow-up examinations*, *Artificial Intelligence in Medicine*, vol. 50, Iss. 2, 2010, pp. 83-94.
- [10] D. Comaniciu, P. Meer, “Mean shift: a robust approach toward feature space analysis,” *IEEE Trans. on PAMI*, 2002, 24(5), pp. 603 – 619.

Partener 2 - Universitatea Valahia din Targoviste

La UVT activitatea de cercetare a inceput prin studierea literaturii publicate în domeniu. S-a observat ca problema evoluției hemangioamelor infantile are destule parti comune cu analiza evoluției pielii arse în urma unor accidente.

Îmbunătățirea Imaginilor

S-a pornit cu îmbunătățirea contrastului imaginilor achiziționate. O prima idee implementată a fost bazată pe filtrarea recursivă în funcție de contrastul local [1]. Din nefericire condițiile de achiziție ale imaginilor clinice au fost foarte variate mai ales în ce privește poziționarea pacientului, iluminarea diferită, folosirea altor parametri de achiziție în zile diferite etc. O alta posibilitate investigată a fost bazată pe o modelare a histogrammei imaginilor [2]. S-a calculat histograma imaginii originale și s-a considerat ca aceasta reprezintă un semnal uni-dimensional. În multe cazuri acest semnal seamănă cu spectrul de predicție liniară a unui semnal vocal ce descrie formantii acestuia. Acest semnal a fost transformat astfel încât să corespundă unui model de predicție cu un ordin mai mic și s-a aplicat o transformată inversă modelului histogrammei modificate. S-a obținut astfel o curbă neliniară care poate conduce la o imagine cu mai puține zone întunecate. Metoda impune utilizarea FFT precum și a unui modul de predicție liniară. S-a arătat în [2] ca metoda propusă obține rezultate comparabile cu alte metode de îmbunătățire a imaginilor prin câteva măsurători obiective. S-au evidențiat unele neajunsuri care apar atunci când histograma imaginilor este rară sau puternic diferită de modelul LP al semnalului vocal sonor. S-a propus o filtrare a valorilor histogrammei folosind o medie a ieșirilor a două filtre IIR acționând pe direcții opuse pe semnalul 1D [2].

Totodată s-a extins această metodă pentru fisier video. S-a observat că nu se schimbă foarte mult coeficienții LP de la un cadru la altul. S-a propus astfel folosirea metodei iterative Gauss-Seidel pentru actualizarea acestor coeficienți și s-a arătat că acest pas duce la o reducere semnificativă a complexității acestei parti. Se folosesc ca aproximare inițială coeficienții de predicție liniară ai cadrului precedent [2].

Sisteme CBIR pentru hemangioame

O alta direcție de cercetare a reprezentat-o construirea unui sistem CBIR (*Content Based Image Retrieval*) prototip pentru căutarea imaginilor pe baza trăsăturilor precum și optimizarea căutării pe baza de trăsături în baze de date relaționale SQL. Pentru creșterea preciziei interpretării evoluției hemangiomului, medicii au nevoie de o creștere a preciziei a sistemelor de identificare a imaginilor medicale similare pe bază de conținut [3]. De asemenea, un sistem CBIR performant poate ajuta medicul în procesul de interpretare al evoluției hemangiomului de piele și punerea în evidență a noi tipuri de hemangiom.

Din punct de vedere al utilizatorului, sistemele CBIR îi permit acestuia să caute imagini similare pe baza conținutului vizual al imaginii. Modul de funcționare este următorul: utilizatorul introduce ca dată de intrare o imagine, iar sistemul CBIR își interoghează baza de date de imagini pe baza trăsăturilor extrase din imaginea de intrare și returnează cele mai bune potriviri cu imaginea de intrare pe baza unei distanțe. Imaginea de interogare poate fi imaginea întreagă, o parte din imaginea întreagă sau o imagine extrasă dintr-o regiune de interes (*image ROI-Region of Interest*). În cazul imaginilor medicale cu hemangiom, baza de imagini a sistemului CBIR va fi formată din două tipuri de imagini: imaginea cu hemangiom inițială și zona (sau zonele) de interes extrase din imaginea inițială. Căutarea va fi efectuată doar pe baza imaginilor de interes. Performanțele sistemelor CBIR depind de tehnologia informatică folosită. În trecut, din motive de performanță, sistemele CBIR erau aplicații Desktop sau foloseau tehnologii Web proprietare (Java Applet, Adobe Flash etc.) pentru partea de *client*, care în ultima vreme au creat numeroase incidente de securitate. Din acest motiv, pentru a reduce complexitatea și numărul de vulnerabilități de securitate sunt recomandate următoarele tehnologii informatice pentru partea de client: HTML5, CSS și JavaScript. Tehnologiile HTML5 și CSS pot fi folosite pentru crearea design-ului interfeței grafice a sistemului CBIR, iar pentru interacțiunea cu utilizatorul și server-ul Web va fi utilizat limbajul JavaScript. Interogarea bazei de date cu trăsături din imaginile medicale se va face prin intermediul server-ului Web. Din motive de performanță imaginile medicale nu vor fi salvate în baza de date și vor fi salvate pe un suport de memorie externă, iar în baza de date va fi memorată calea către imagini. Din punct de vedere informatic avem o arhitectură 3-tier care asigură o securitate și o performanță mai bună decât arhitecturile clasice 2-tier (arhitecturi client-server).

În implementarea sistemului CBIR prototip a fost ales server-ul Web Apache pentru executarea scripturilor PHP, iar baza de date relațională pentru memorarea trăsăturilor este MySQL. Interfața WEB pentru client a fost realizată în HTML5 și CSS, iar pentru interacțiunea cu utilizatorul și calculul trăsăturilor din imaginea a fost folosit

limbajul JavaScript. La nivel client, browser-ele Web au devenit mai performante în execuția scripturilor JavaScript ceea ce permite prelucrări de imagini pe partea de client. Avantajul extragerii trăsăturilor din imaginea de interogare pe partea de client a permis creșterea performanțelor sistemelor CBIR. Limbajul de programare Java permite folosirea lui Apache Spark împreună cu algoritmi de învățare/clasificare.

Apache Spark este sistem analitic de date în memorie foarte scalabil pentru calcul distribuit. Aplicațiile pot fi dezvoltate în mai multe limbaje de programare: Java, Scala, R și Python. Apache Spark cuprinde patru module principale : SQL, MLlib, GraphX și Streaming. Trăsăturile extrase sunt salvate în format tabelar. Pentru accesul la baza de date se folosește modulul Spark SQL care permite accesul la date în format JSON cât și integrarea cu alte sisteme. Formatul JSON (eng. JavaScript Object Notation) este un format text standard care este o alternativă mai simplă la formatul XML pentru schimbul de date între aplicații.

Arhitectura distribuită propusă în [4] oferă două avantaje principale: atât procesul de învățare, cât și procesul de căutare se realizează se integrează eficient într-o arhitectură de calcul de tip scale-in. Descriptorul texturii este format din trăsăturile extrase dintr-o imagine texturată reprezintă. Pentru sistemul CBIR îmbunătățit , descriptorul texturii este compus din trăsăturilor extrase din matricea de coocurență medie GLCM (Gray Level Cooccurrence Mean)[4-5]. Se folosesc următoarele notații: $C_i(d)$ matricea de coocurență pentru direcția i calculată pentru pixelii cu distanța d ; Cm_d matricea de coocurență medie pentru pixelii cu distanța d . Formula de calcul pentru Cm_d pentru 4 și 8 este următoarea: $Cm_d = \frac{1}{4} \sum_{i=1}^4 C_i(d)$ pentru 4 direcții ($0^\circ, 90^\circ, 180^\circ$ și 270°) și $Cm_d = \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 C_i(d)$ pentru 8 direcții ($0^\circ, 45^\circ, 90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ$ și 315°). Trăsăturile extrase din matricea $Cm(d)$ pentru construirea descriptorului texturii sunt următoarele: Energie, Entropie, Contrast, Omogenitate, Varianta. S-a experimentat și utilizarea vectorului de trasaturi LBP. Pentru clasificare și învățare au fost folosiți algoritmi ML din modulul Apache Spark MLlib.

Alinierea de imagini

Aplicarea directă a metodelor de aliniere de imagini bazate pe intensități propuse anterior s-a dovedit dificilă. S-a investigat combinarea metodelor de proiecție integrală cu DTW (Dynamic Time Warping). Deformarea dinamică a timpului se bazează pe șabloane și potrivire cu programare dinamică pentru măsurarea similitudinii dintre serii de timp. În acest scop s-au combinat cu DDTW adaptări ale tehnicilor anterioare pentru zoom, rotații, transformări radiale. S-au obținut rezultate mai bune decât în cazul aplicării metodei celor mai mici pătrate respectiv cu transformata Radon [5]. De asemenea s-a investigat o nouă metoda bazată pe LPB (Local Binary Pattern).

S-a investigat o metoda de combinare a algoritmilor bazati pe proiectia integrala pentru estimarea translatiilor, rotatiilor si factorului de scala [5]. S-a studiat robustetea metodei pentru nivele diferite de zgomot Gaussian, iar simulările au dovedit ca metoda propusa are performante comparabile cu o metoda mult mai complexa propusa in [6]. Performante bune se obtin pentru factori de scala intre 0.7 si 1.3, rotatii mai mici de 15 grade si translatii mai mici de 100 pixeli. Ordinea de aplicare cu cele mai bune rezultate a fost scalare, rotatie, translatie. Metoda propusa este mult mai simpla decat cea bazata pe transformata Radon deoarece nu implica transformari FFT complexe din punct de vedere numeric. O alta idee investigata a fost estimarea unei evolutii medii de progresie a hemangiomului printr-o analiza statistica si o vizualizare a schimbarilor care apar in timp. Folosirea unor metrice diferite care nu presupun o corespondenta exacta a fost de asemenea explorata.

S-a investigat o metoda ce gaseste punctele cheie in doua imagini iar corespondenta lor se face folosind metoda SIFT [7]. Homografia intre doua imagini este determinata folosind RANSAC. S-a observat ca exista o scadere a performantelor metodei de aliniere in cazul unor diferente mari ale formei hemangioamelor. De asemenea s-a observat ca distributia neregulata a potrivirilor conduce la erori de aliniere locale. Acestea sunt cauzate de regiuni nereprezentate bine de potrivirile gasite de algoritm. S-a imbunatatit performanta de potrivire a trasaturilor prin folosirea unui vector descriptor utilizand vectori de proiectie. Se considera o zona de 32x32 in jurul fiecarei trasaturi detectate initial cu SURF. 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. S-a dovedit ca acest descriptor este robust la multe situatii ce apar in cazul imaginilor cu hemangioame (blur, schimbare de intensitate sau rotatii).

Fuziunea de imagini

Prin fuzionarea de imagini s-a urmarit combinarea informatiilor complementare continute in mai multe imagini pentru a produce o imagine cu o calitate superioara. S-a incercat combinarea informatiilor la nivel de pixel.

S-au investigat mai multe metode cunoscute de descompunere piramidala (laplaciana, FSD, contrast, gradient, raport etc). De asemenea s-au incercat si metode liniare (superpozitie liniara, sau superpozitie ponderata PCA) precum si metode neliniare bazate pe valoarea minima sau maxima. Rezultatele simularilor au indicat performante mai bune ale metodelor bazate pe DCT sau pe Wavelet. Metricile de evaluare au fost PSNR, SSIM, frecventele spatiale si indexul de calitate a fuziunii.

Concluzii finale

Echipa UVT a realizat in totalitate obiectivele prevazute, iar rezultatele echipei UVT au fost valorificate prin trei articole de conferinta deja publicate. Cele mai importante cercetari au fost in domeniul alinierii de imagini si in căutarea imaginilor pe baza trăsăturilor precum si optimizarea cautarii pe baza de trasaturi in baze de date relationale SQL. Articolele au fost publicate in volumele conferintelor IEEE ICCE 2015, IWSSIP 2016 si Communications 2016. Obiectivele in domeniile precizate mai sus au fost indeplinite iar impactul lor asupra rezultatelor obtinute este pozitiv si creaza perspectivele aplicarii lor si in domenii biomedicale inrudite. Rezultatele cele mai semnificative sunt in domeniul alinierii de imagini, iar algoritmi dezvoltati au fost implementati in Matlab. De asemenea echipa UVT a contribuit cu rapoarte tehnice si articole pentru platforma web, baza de date fiind utilizata pentru construirea unui sistem CBIR pentru căutarea imaginilor pe baza trăsăturilor precum si optimizarea cautarii pe baza de trasaturi in baze de date relationale SQL. S-a evaluat si efectul diferitelor actualizari de baze de date asupra rezultatelor algoritmilor investigati. Echipa UVT a participat la workshop-ul organizat de CO pentru prezentarea rezultatelor proiectului pentru o audienta formata de doctori si personal medical. De asemenea a coordonat cu succes WP2. Prin participarea in acest proiect, echipa UVT si-a imbunatatit experienta colaborarii cu medicii si colaboratorii din celelalte institutii implicate in proiect.

Lucrari publicate:

F. Albu, „Linear prediction based image enhancement method”, Proc. of IEEE International Conference on Consumer Electronics 2015, pp. 496-499, Sept. 2015.

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

F. Albu, “Low Complexity Image Registration Techniques based on Integral Projections”, in Proc. of IWSSIP 2016, May 2016, Bratislava, Slovak Republic.

Bibliografie:

[1] F. Albu, C. Florea, C. Vertan, A. Drimborean, “One scan shadow compensation and visual enhancement of color images”, Proc of ICIP 2009, November 2009, Cairo, Egypt, pp. 3133-3136.

[2] F. Albu, „Linear prediction based image enhancement method”, Proc. of IEEE International Conference on Consumer Electronics 2015, pp. 496-499, Sept. 2015.

[3] Camille Kurtz, Christopher F. Beaulieu, Sandy Napel, Daniel L. Rubin, A hierarchical knowledge-based approach for retrieving similar medical images described with semantic annotations, *Journal of Biomedical Informatics*, Vol. 49, pp. 227-244, 2014

[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] F. Albu, “Low Complexity Image Registration Techniques based on Integral Projections”, in Proc. of IWSSIP 2016, May 2016, Bratislava, Slovak Republic.

[6] G. Chen, and S. Coulombe, “A new image registration method robust to noise”, *Journal of Multidimensional System and Signal Processing*, vol. 25, no 3, pp. 601-609, Mar. 2014.

[7] Sebastian Zambanini, Georg Langs, Robert Sablatnig, and Harald Maier, "Automatic Robust Registration of Cutaneous Hemangiomas for Follow-up Examinations", Proc. of the 31st annual workshop of the Austrian Association for Pattern Recognition (OAGM/AAPR), pages 121-128, 2007

Partener 3 - Medical Technologies & Research SRL

În cadrul proiectului HEMACAD, Medical Technologies & Research SRL împreună cu echipa de medici ai UMF Carol Davila Bucuresti, într-o etapă inițială, a identificat factorii de diagnostic și prognoza în evoluția hemangioamelor infantile mutilante, care vor fi transpuși în parametrii bazei de date precum și criteriile de selecție și includere a pacienților în studiu.

Pentru formarea cât mai rapidă a unui număr de pacienți minim semnificativ statistic au fost făcute comunicări despre inițierea și scopul proiectului în mai multe clinici de neonatologie și pediatrie din Bucuresti și din alte centre universitare din țară și s-au distribuit broșuri concepute de echipa UMF pentru popularizarea studiului și pentru a crește adresabilitatea către centrele specializate a pacienților.

Aceste comunicări au fost făcute în cadrul rapoartelor de gardă ale fiecărei secții în parte prin comunicare directă, cât și prin conceperea de prezentări computerizate și broșuri de constientizare.

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 Bucuresti
- Spitalul Clinic de Urgență pentru Copii "Sfânta Maria" - Iasi
- Spitalul Clinic Județean de Urgență Targu Mures

Totodată, diseminarea informației despre proiect s-a efectuat prin distribuirea de materiale informative cu ocazia următoarelor **congrese** la care Medical Technologies & Research SRL a participat:

CONFERINȚA NAȚIONALĂ DE CHIRURGIE 14-17 OCTOMBRIE 2015.

CONFERINȚA NAȚIONALĂ DE MEDICINĂ FAMILIEI 21-24 OCTOMBRIE 2015.

CONFERINȚA NAȚIONALĂ DE FARMACIE 11-14 NOIEMBRIE 2015.

CONFERINȚA NAȚIONALĂ DE MICROBIOLOGIE ȘI EPIDEMIOLOGIE 12-14 NOIEMBRIE 2015.

Prezentările au avut ca scop aducerea în prim plan a riscului evoluției mutilante a hemangioamelor la nou născut și copil mic, diagnosticul diferențial, metodele de tratament precum și necesitatea corelării acestora în cadrul studiului dezvoltat de echipa de cercetare din cadrul UMF Carol Davila Bucuresti.

Broșurile de constientizare și prezentările au avut ca scop și promovarea, popularizarea proiectului în specialitățile conexe studiului, prin acestea fiind făcute cunoscute datele de contact ale echipei de cercetare a UMF Carol Davila Bucuresti.

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 :

- TÂRGUL INTERNAȚIONAL DE MEDICINA ȘI FARMACIE ROMMEDICA, BUCUREȘTI, 14 APRILIE 2016, ORGANIZAT LA CENTRUL EXPOZITIONAL ROMEXPO
- CONGRESUL NAȚIONAL DE MEDICINA MUNCII, BUCUREȘTI, 26-28 MAI 2016
- CONFERINȚA NAȚIONALĂ DE CARDIOLOGIE ÎN MEDICINA GENERALĂ, EDIȚIA 2016, BUCUREȘTI, 31 MAI 2016, ORGANIZATĂ DE SOCIETATEA ACADEMICĂ DE MEDICINĂ A FAMILIEI
- CONFERINȚA NAȚIONALĂ ” MEDICINĂ DE FAMILIE – PRIMA LINIE ÎN ASISTENȚA MEDICALĂ”, BRAILA, 29 Iunie – 2 Iulie 2016
- CONFERINȚA INTERDISCIPLINARĂ MEDACADEMY, ”DIRECTII ȘI PERSPECTIVE TERAPEUTICE ÎN BOLILE CRONICE”, 23 SEPTEMBRIE 2016, BUCUREȘTI, PALATUL PATRIARHIEI
- CONFERINȚA NAȚIONALĂ DE MEDICINĂ A FAMILIEI – EDIȚIA 2016, BUCUREȘTI, 19 OCTOMBRIE 2016
- AR MEDICA, 3-5 NOIEMBRIE 2016, ARAD
- 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
- MANIFESTAREA ȘTIINȚIFICĂ NAȚIONALĂ ”PRINCIPII DE TRATAMENT ȘI METODE DE PREDICȚIE A EVOLUTIEI HEMANGIOAMELOR INFANTILE” – RIN GRAND HOTEL, BUCUREȘTI, 5 MAI 2017
- COFERINȚA SENIOR EXPO – CENTRUL EXPOZITIONAL ROMEXPO, BUCUREȘTI, Iunie 2017

Pe parcursul conferințelor au fost distribuite material 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 precum :

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 Judetean 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 Judetean 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.