

Komputerowa analiza obrazów wykwitów skóry człowieka

Computer-based analysis of human skin rashes

Tomasz Tyrakowski¹, Zbigniew Palka¹, Ryszard Żaba², Wojciech Silny²

¹Zakład Algorytmiki i Programowania Wydział Matematyki i Informatyki Uniwersytetu im. A. Mickiewicza w Poznaniu, kierownik Zakładu: prof. dr hab. Zbigniew Palka

²Katedra i Klinika Dermatologii Akademii Medycznej w Poznaniu, kierownik Katedry i Kliniki: prof. dr hab. Wojciech Silny

Post Dermatol Alergol 2006; XXIII, 5: 207–214

Streszczenie

W niniejszej pracy prezentujemy nową metodę w dziedzinie komputerowo wspomaganą ocenę rozmiarów objawów schorzeń skóry ludzkiej. Metoda ta oparta jest na przyrostowym algorytmie iteracyjnym, który poszerza poszukiwany obszar schorzenia, startując z jednego punktu lub ze zbioru punktów, aż do momentu uzyskania zadowalającej dokładności. Metoda ta okazała się na tyle wydajna, że możliwe jest jej stosowanie na sprzęcie komputerowym o średniej jakości, np. obecnie dostępnych komputerach klasy PC. W artykule został formalnie zdefiniowany problem dokładnego pomiaru rozmiarów objawów schorzeń skóry oraz podany szczegółowy opis zastosowanej metody rozwiązania tego problemu. Przedstawiono również wyniki eksperymentalne uzyskane z prototypowego oprogramowania. Mimo że metoda wymaga dalszych usprawnień, jej wydajność jest na tyle duża, by móc uznać ją za narzędzie wspierające pracę specjalistów. Omówiono zalety tej techniki w obiektywizacji oceny dokumentacji fotograficznej skóry i jej kliniczne zastosowanie. Obiektywne kryteria tu zastosowane mogą pomóc odróżnić wykwity patologiczne od zdrowej skóry.

Słowa kluczowe: pomiary objawów, schorzenia skóry, komputerowo wspomaganą obróbką obrazów, planimetria elektroniczna.

Abstract

In the paper we present an innovative method of computer-aided evaluation of the size of skin disease symptoms. Our method is based on the iterative algorithm, which increases the desired area starting from a single point or a set of points, until the required accuracy is achieved. The iterative method proved to be robust enough to be used on computer hardware of average efficiency, e.g. currently available PC desktops. In the text we formally define the problem of accurate measurement of skin disease symptoms and describe in detail the approach we used to solve it. We also present some experimental results obtained from the prototypal piece of software designed and implemented as a proof of concept. Although the method may require further tuning, its efficiency is high enough to make it usable as a supporting tool for specialists. We would like to describe the advantages and the resulting scientific use of this new, objective skin documentation system in clinical employment. Objective criteria may assist in distinguishing skin lesions from normal skin.

Key words: measurement of symptoms, skin diseases, computer-aided image processing, electronic planimetry.

Wstęp

W dermatologii ocenia się u pacjenta charakter wykwitów, tzn. patologicznych zmian towarzyszących różnym chorobom, przed, w trakcie i po zakończonym leczeniu. W ocenie tej bierze się pod uwagę m.in. następujące parametry: wielkość (powierzchnię), liczbę i kolor. Do pomiaru tych parametrów można zastosować techniki tra-

dycyjne poprzez liczenie i mierzenie takich wykwitów oddzielnie, wykorzystując na przykład planimetrię manualną. Procedura taka jest pracochłonna, a przy dużej liczbie chorych lub konieczności zmierzenia bardzo wielu wykwitów, na przykład plam bielaczych, błąd takiej metody może być zbyt duży. Potrzebne są zatem metody cyfrowej analizy obrazów skóry. Obecnie wykorzystuje się różne zjawiska fizyczne do generacji obrazów medycznych, a po-

Adres do korespondencji: prof. dr hab. med. Ryszard Żaba, Katedra i Klinika Dermatologii, Akademia Medyczna, ul. Przybyszewskiego 49 60-355 Poznań

stanie obrazów i sposoby ich przetwarzania są bardzo różnorodne. Wspólnym celem technik ich wstępnego przetwarzania jest poprawa jakości obrazu poprzez metody filtrowania, segmentacji oraz redukcji zakłóceń szumowych w stopniu gwarantującym ich przydatność diagnostyczną.

Praca ta jest efektem współpracy między Zakładem Algorytmiki i Programowania na Wydziale Matematyki i Informatyki UAM i Katedrą i Kliniką Dermatologii Akademii Medycznej, zapoczątkowanej na początku 2004 r. Dotychczasowe wspólne badania doprowadziły do opracowania pierwszej, podstawowej wersji oprogramowania komputerowego, które pozwala dokonywać analizy wykwitów skóry o względnie regularnej strukturze (mamy tutaj na uwadze zarówno kształt wykwitu, jak i jego zabarwienie). Zastosowanie specjalistycznego oprogramowania ma na celu z jednej strony istotne skrócenie procesu pomiaru i analizy stopnia zaawansowania choroby i skuteczności stosowanej terapii, a z drugiej strony, co należy wyraźnie podkreślić, zapewnienie obiektywności uzyskanych wyników. Przyjęto trzy podstawowe założenia praktycznej realizacji projektu.

1. Pomiaru są wykonywane na podstawie zdjęć cyfrowych fragmentów skóry dotkniętych schorzeniami.
2. Zdjęcia wykonywane są ogólnie dostępnym aparatem cyfrowym o średniej lub wysokiej rozdzielczości, w warunkach odpowiadających tym w gabinecie lekarskim.
3. Projektowane oprogramowanie musi realizować swoje funkcje w akceptowalnym czasie, na przeciętnym komputerze klasy PC.

Trzecie założenie było nadrzędnym wymaganiem. Oznaczało to konieczność zastosowania metod i algorytmów, które działają w akceptowalnym czasie na komputerach o stosunkowo niewielkiej mocy obliczeniowej i przy znacznych ograniczeniach pamięciowych. Wymaganie to skłoniło nas do rozważenia innych metod niż tradycyjna analiza i klasyfikacja obrazów związana z segmentacją i porównywaniem poszczególnych próbek z przygotowaną wcześniej bazą danych próbek wzorcowych. Nasze podejście, oparte na metodach przyrostowych, istotnie różni się od stosowanego [1] w sieci oscylatorów, choć cel pracy jest podobny.

Sformułowanie problemu

Dane jest zdjęcie fragmentu skóry ludzkiej w postaci elektronicznej, czyli zbioru n punktów (zwanych dalej pikselami), przy czym $n = w \times h$, co interpretowane jest jako h wierszy, z których każdy zawiera w pikseli. Każdemu pikselowi przyporządkowany jest trzelementowy wektor $[R, G, B]$ reprezentujący jego kolor (odpowiednio składową czerwoną, zieloną i niebieską). Jest to typowa reprezentacja obrazów w pamięci komputera [2]. Zakładamy, że analizowane zdjęcia są wykonane w rozdzielczości możliwej do uzyskania w dostępnych obecnie cyfrowych aparatach fotograficznych (co najmniej 3 mln pikseli). Zakła-

damy ponadto, że zdjęcia są wykonywane w warunkach odpowiadających gabinetowi lekarskiemu, przy różnym oświetleniu, różnym poziomie zbliżenia i ostrości.

Zbiór pikseli tworzących zdjęcie, który oznaczamy będziemy przez I , zawiera pewną liczbę rozłącznych podzbiorów pikseli S_1, S_2, \dots, S_k , które reprezentują obszary wykwitów (będziemy w skrócie nazywać je obszarami chorymi). Wynikiem analizy powinno być określenie liczby k chorych obszarów oraz powierzchni każdego z obszarów S_1, \dots, S_k , wyrażonej w dogodnych jednostkach (zwykle w mm^2).

Problem został podzielony na następujące etapy:

- 1) *wymiarowanie* – wyrażenie zdefiniowanych wyżej wielkości w oraz h w milimetrach,
- 2) *identyfikacja obszarów* – dla każdego obszaru S_1, \dots, S_k , znalezienie co najmniej jednego piksela należącego do danego obszaru,
- 3) *ograniczenie obszaru* – startując z punktu należącego do obszaru S_i , wyznaczenie całego obszaru S_i , korzystając z danych wyjściowych etapu 1, obliczenie jego powierzchni.

Dodatkowo przyjęto następujące założenia:

1. Zastosowane metody muszą być wydajne w tym sensie, że ich implementacja będzie generować wyniki w akceptowalnym czasie na komputerze klasy PC.
2. Algorytmy muszą być stabilne i deterministyczne, co rozumiemy jako niewielkie zaburzenie wyników przy niewielkim zaburzeniu danych wejściowych oraz uzyskanie tych samych wyników przy wielokrotnej analizie tych samych danych wejściowych.
3. Program rozwiązujący postawiony problem musi dopuszczać ingerencję użytkownika (lekarza) w przypadku niezadowolających wyników uzyskanych metodą automatyczną.

Narzędzia i metody

Analiza zbioru zdjęć skłoniła autorów do sformułowania następujących wniosków, które miały istotny wpływ na dobór metod algorytmicznych rozwiązania postawionego wyżej problemu:

- zarówno obszary zdrowe, jak i chore wykazują daleko posuniętą niejednorodność, co do koloru i struktury;
- poziom jasności i nasycenia kolorów poszczególnych zdjęć istotnie się różni;
- na zdjęciach, oprócz obszarów skóry ludzkiej, występują także inne obiekty, jak fragmenty ubrania, przyrządy pomiarowe, uchwycone w kadrze części ciała;
- zarówno w przypadku obszarów zdrowych, jak i chorych mamy często do czynienia z owłosieniem, dodatkowo zwiększającym stopień niejednorodności obszarów.

Wymiarowanie zdjęć

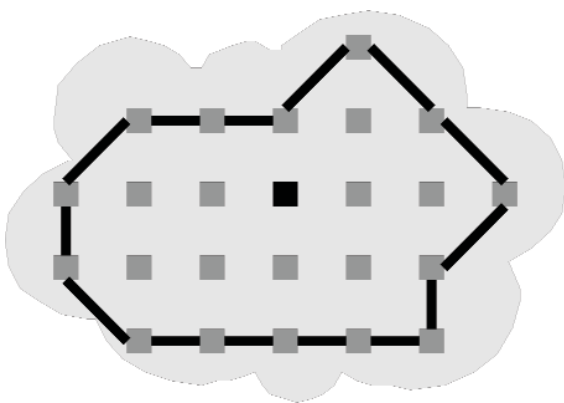
Problem wymiarowania, czyli przejścia z abstrakcyjnych jednostek – pikseli – na jednostki metryczne, został rozwiązany poprzez umieszczenie na każdym zdjęciu charakterystycznego elementu o znanych z góry wy-

miarach. W prototypie oprogramowania przyjęto, że jest to kwadrat w kolorze zielonym o ustalonej długości boku. Automatyczne wymiarowanie polega na wyznaczeniu zbioru pikseli tworzących zielony kwadrat, a następnie znalezienie jego wierzchołków (za pomocą prostych równań algebraicznych). Umożliwia to przeliczenie długości boku kwadratu wyrażonej w pikselach na długość tego boku wyrażoną w milimetrach, co w rezultacie daje możliwość wyznaczenia rozmiarów pojedynczego piksela na zdjęciu.

Wyznaczanie granic obszaru

Założmy, że dany jest zbiór punktów $\{s_1, \dots, s_k\}$, o których wiemy, że należą do obszaru chorego, oraz zbiór punktów $\{h_1, \dots, h_m\}$, o których wiemy, że nie należą do obszaru chorego. Do rozwiązania problemu wyznaczenia chorego obszaru S_i zawierającego punkty $\{s_1, \dots, s_k\}$ użyte zostały algorytmy przyrostowe, tzn. takie metody, które startując z jednego bądź więcej punktów ze zbioru $\{s_1, \dots, s_k\}$, w kolejnych iteracjach powiększają szukany chory obszar, aż do momentu wyznaczenia całego obszaru. Algorytmy przyrostowe udowodniły swoją wysoką wydajność również w innych zagadnieniach związanych z grafiką komputerową (por. [3]).

W celu zoptymalizowania wydajności algorytmu zastosowano metodę zmniejszającego się kroku wyznaczania obszaru. Jest to metoda iteracyjna, która w pierwszym etapie przyjmuje względnie duży krok przeszukiwania (rzędu 0,5–1,0 mm) i wyznacza zgrubnie (ryc. 1) granice chorego obszaru. W kolejnych krokach zajmujemy się wyłączeniem coraz dokładniejszym wyznaczeniem brzegu obszaru, zmniejszając w każdej iteracji krok o połowę (ryc. 2.), aż do momentu uzyskania kroku o długości nie przekraczającej rozmiaru pojedynczego piksela na zdjęciu.



Ryc. 1. Pierwsza iteracja algorytmu przyrostowego. Punkt startowy oznaczono kolorem czarnym

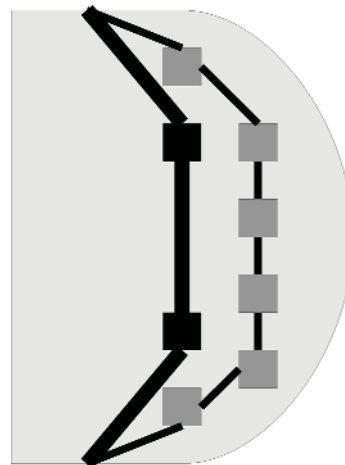
Zastosowanie takiego podejścia umożliwia pominięcie analizy dużego zbioru pikseli z wnętrza chorego obszaru i wykorzystanie mocy obliczeniowej komputera do dokładnej analizy jego obrzeża.

Opisywana metoda iteracyjna ma dodatkowo tę zaletę, że *pochłania* drobne zakłócenia występujące wewnątrz chorego obszaru, dzięki czemu można w większości przypadków uniknąć konieczności stosowania operacji domykania obszaru (pochłaniania zakłóceń), np. za pomocą operacji morfologicznego domknięcia [4]. Po wyznaczeniu zewnętrznego konturu obszaru, przynależność do niego poszczególnych punktów wewnętrznych można wyznaczyć na podstawie jednego z algorytmów przynależności do wielokąta [5].

W niektórych przypadkach znaczne polepszenie skuteczności algorytmu można uzyskać przez wstępne przetworzenie obrazu, np. za pomocą filtrów medianowych, wygładzających i uśredniających [6].

Klasyfikacja punktów

Z poczynionych wcześniej założeń wynika, że dany jest co najmniej jeden punkt obrazu, o którym wiemy, że należy do obszaru chorego (nazwijmy go s), i co najmniej jeden, o którym wiemy, że nie należy do obszaru chorego (nazwijmy go h). Rozważając w danym kroku algorytmu pewien punkt p , musimy zakwalifikować go albo do klasy punktów chorych, albo do klasy punktów zdrowych. Musimy zatem wykonać porównanie punktu p (i ewentualnie jego otoczenia) z punktami s i h (i ewentualnie z ich otoczeniami) oraz stwierdzić, czy badany punkt p znajduje się bliżej (przy pewnej definicji odległości) punktu s , czy punktu h . Przypomnijmy, że punkty (piksele) reprezentowane są jako trzejelementowe wektory $[R, G, B]$, definiujące kolor danego punktu. Jako miarę odległości w sensie koloru między punktami x i y



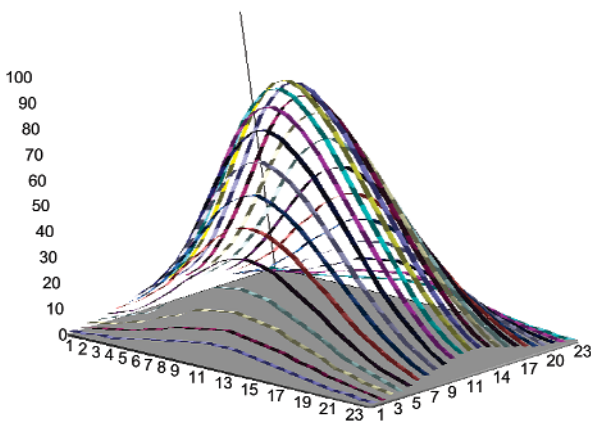
Ryc. 2. Druga iteracja algorytmu zwiększająca dokładność wyznaczenia brzegu obszaru. Kolorem czarnym oznaczono punkty wyznaczone w poprzedniej iteracji

przyjmuje się zwykle trójwymiarową odległość euklidesową (traktując składowe koloru R , G , B jako współrzędne wektora w przestrzeni trójwymiarowej) lub jej warianty ważone, w których nie wszystkie składowe wpływają w równym stopniu na odległość (por. [7, 8]). Prototyp oprogramowania użyty do wstępnej oceny metod wykorzystuje zarówno klasyczną odległość euklidesową, jak i jej warianty ważone (z których jeden uwzględnia dodatkowo luminancję – jasność badanego punktu).

Już pierwsze testy wykazały, że badanie podobieństwa pojedynczych punktów może dać interesujące rezultaty tylko w przypadku bardzo wąskiej grupy obrazów. Metoda ogólna musi uwzględniać nie tylko samą odległość (w sensie koloru) między parami punktów (p , s) i (p , h), lecz również między otoczeniem tych punktów. Jako otoczenie punktu p o promieniu r przyjmujemy zbiór punktów $N(p)$, których odległość (w klasycznym rozumieniu dystansu) od p nie przekracza r . Najprostszą metodą określania podobieństwa punktów p , s wraz z ich otoczeniem jest obliczenie średniego koloru po wszystkich punktach ze zbiorów $N(p)$ i wyznaczenie odległości (w sensie koloru) tak uśrednionych wartości. W praktyce jednak dużo lepsze rezultaty udało się osiągnąć, stosując średnią ważoną koloru otoczenia. Ogólna zasada wyznaczania średniego koloru ważonego polega na pomnożeniu każdego koloru punktu ze zbioru $N(p)$ przez pewną wagę, której wartość jest odwrotnie proporcjonalna do odległości (w zwykłym sensie) punktu z otoczenia od punktu p . W prototypie oprogramowania na otoczenia porównywanych punktów p i s (odp. p i h) nałożona została powierzchnia Gaussa (ryc. 3.), definiująca wagi kolorów poszczególnych punktów z otoczenia (powierzchnie tego typu wykorzystywane są szeroko m.in. w problemach skalowania obrazów [9]).

Wyznaczanie punktów startowych

We wcześniejszych rozważaniach zakładaliśmy, że dany jest co najmniej jeden punkt należący do szukanego



Ryc. 3. Powierzchnia Gaussa wyznaczająca wagi punktów z otoczenia

chorego obszaru oraz co najmniej jeden punkt nie należący do tego obszaru. Takie dane wejściowe umożliwiają zastosowanie wydajnej metody przyrostowej. Do rozwiązania pozostaje jednak problem wyznaczenia punktów startowych. Podejście klasyczne (oparte na dopasowaniu wzorca) polega na porównywaniu obszarów przetwarzanego obrazu z bazą danych próbek i klasyfikowaniu poszczególnych obszarów na podstawie podobieństwa do konkretnych próbek znanego typu. Takie rozwiązanie może być zastosowane w połączeniu z algorytmem przyrostowym (algorytm ten nie czyni żadnych założeń, co do pochodzenia punktów startowych), jest ono jednak mało wydajne z punktu widzenia czasu obliczeń oraz wymaga wcześniejszego przygotowania bazy danych próbek. W naszych rozważaniach pozostawiamy problem wyznaczania punktów startowych jako otwarty, prowadząc jednocześnie intensywne badania nad zastosowaniem technik znanych z geometrii fraktalnej (dokładniej nad wykorzystaniem wymiaru fraktalnego obszaru – por. np. [2, 10]) w celu przyspieszenia procesu wyznaczania punktów startowych.

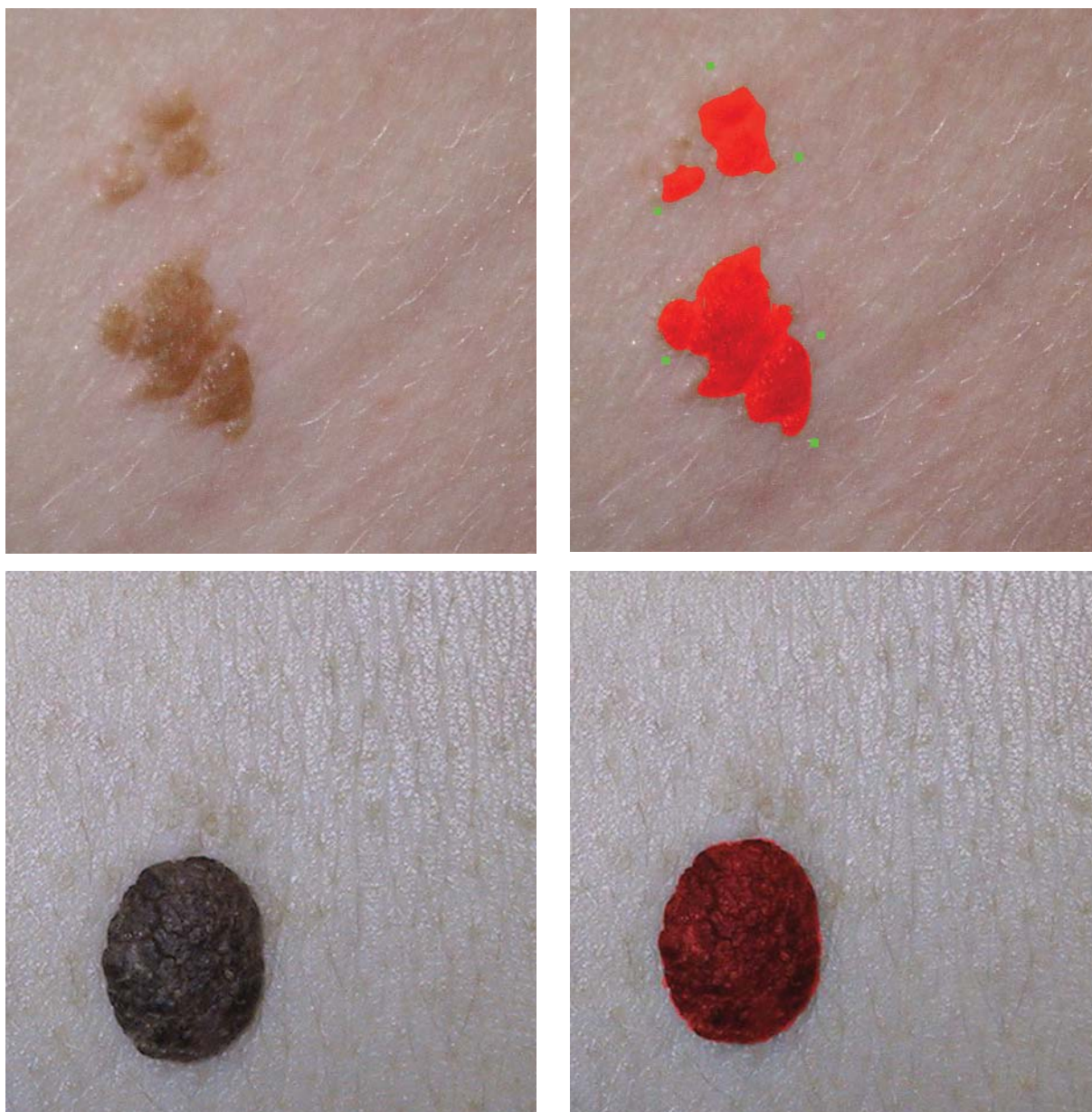
Wyniki

Z bazy ponad 7000 fotografii obrazów różnych stanów chorobowych wybrano 320 fotografii wykonanych aparatem cyfrowym. Wśród nich znalazły się przypadki chorych ze znamionami barwnikowymi, naczyńiakami płaskimi i jamistymi, z bielactwem, łuszczycą, łysieniem plackowatym, keloidami, trądzikiem pospolitym, owrzodzeniami żylakowatymi podudzi i niektórymi postaciami nowotworów skóry (czerniak złośliwy, nabłoniaki podstawno-komórkowe lub kolczysto-komórkowe).

Prototypowe oprogramowanie, wykorzystywane do oceny stosowanych metod i algorytmów, poprawnie wyznacza obszary w przypadku wyraźnej różnicy między strukturą obszaru zdrowego i chorego (ryc. 4.). Uzyskany czas obliczeń dla tego typu obszarów również jest zadowalający (zwykle poniżej 1 s na średniej klasy komputerze PC). Na przedstawionych ilustracjach (ryc. 5., 6.) kolorem czerwonym zostały oznaczone obszary wyznaczone komputerowo poprzez zastosowanie opisanej wyżej procedury iteracyjnej połączonej z porównywaniem otoczenia punktów opartym na średniej koloru, ważonej zgodnie z nałożoną powierzchnią Gaussa.

W przypadkach słabo wyróżniających się obszarów (ryc. 5.) lub zdjęć wyjątkowo niskiej jakości, np. zawierających zakłócenia wywołane lampą błyskową aparatu o powierzchni zbliżonej do powierzchni całego szukanego obszaru (ryc. 6.) zastosowane algorytmy wyznaczają część chorego obszaru, jednak ich wydajność (w sensie czasu obliczeń) nadal pozostaje wysoka (zwykle poniżej 1 s), a wyznaczone podobszary są właściwymi podzbiórami faktycznego szukanego obszaru.

Istnieje pewna klasa obrazów, dla których metoda przyrostowa w jej obecnej postaci nie daje zadowalają-



Ryc. 4. Efekt algorytmu wyznaczania chorego obszaru dla przypadków wyraźnie wyróżniających się chorych obszarów. Fragment oryginalnego obrazu (z lewej) i wyznaczone komputerowo granice obszaru (z prawej)

cych rezultatów w sensie jakości wyznaczonego obszaru. Problem ten dotyczy głównie obrazów, w których szukany obszar jest trudny do wyznaczenia nawet przez specjalistę (ryc. 7.).

W przypadku obrazów, dla których szukany obszar zajmuje znaczną część całego obrazu (ryc. 8.), czas działania algorytmu przyrostowego w naturalny sposób wydłuża się, jednak dzięki zastosowaniu opisanej wcześniej metody iteracyjnej nadal pozostaje akceptowalny (prototyp oprogramowania dla obrazu z ryc. 8. wyznacza obszar w czasie rzędu kilkunastu sekund z bardzo dobrą dokładnością).

Omówienie wyników

Opracowane oprogramowanie może znaleźć wielorakie zastosowanie w dermatologii i innych dziedzinach medycyny, gdzie ocenia się patologię skóry lub innych tkanek, np. w medycynie sądowej, w ocenie powierzchni oparzeń czy dla wspomżenia diagnostyki kardiologicznej [11–13]. W dermatologii, wśród wielu parametrów służących obiektywizacji stanów chorobowych, ich nasilenia, skuteczności podjętej terapii, są m.in. takie wskaźniki, jak PASI dla łuszczycy czy SCORAD dla atopowego zapalenia skóry. Wśród kilku ocenianych parametrów jest także powierzch-



Ryc. 5. Przykład częściowo wyznaczonego obszaru dla słabo wyróżniającego się chorego obszaru

nia zmienionej chorobowo skóry. Postępowanie się regułą 9 czy innymi szacunkowymi metodami wiąże się z relatywnie wysokim marginesem błędu. W ocenie zdjęć fotograficznych stanów chorobowych skóry ważna jest nie tylko ostrość, ale wiele innych parametrów, w tym układ barw z wysyceniem. Należy zdawać sobie także sprawę z tego, że metody planimetryczne nie są w stanie dać w pełni obiektywnej oceny trójwymiarowych wykwitów skóry, np. pęcherzy, guzów czy owrzodzeń. Nawet fotografie plam barwnikowych wykonane w różnym oświetleniu (widzialnym, spolaryzowanym, UV i podczerwonym) były różnie oceniane tą samą metodą planimetryczną [14–15].

Podsumowując wyniki eksperymentów przeprowadzonych przy użyciu prototypowego oprogramowania,

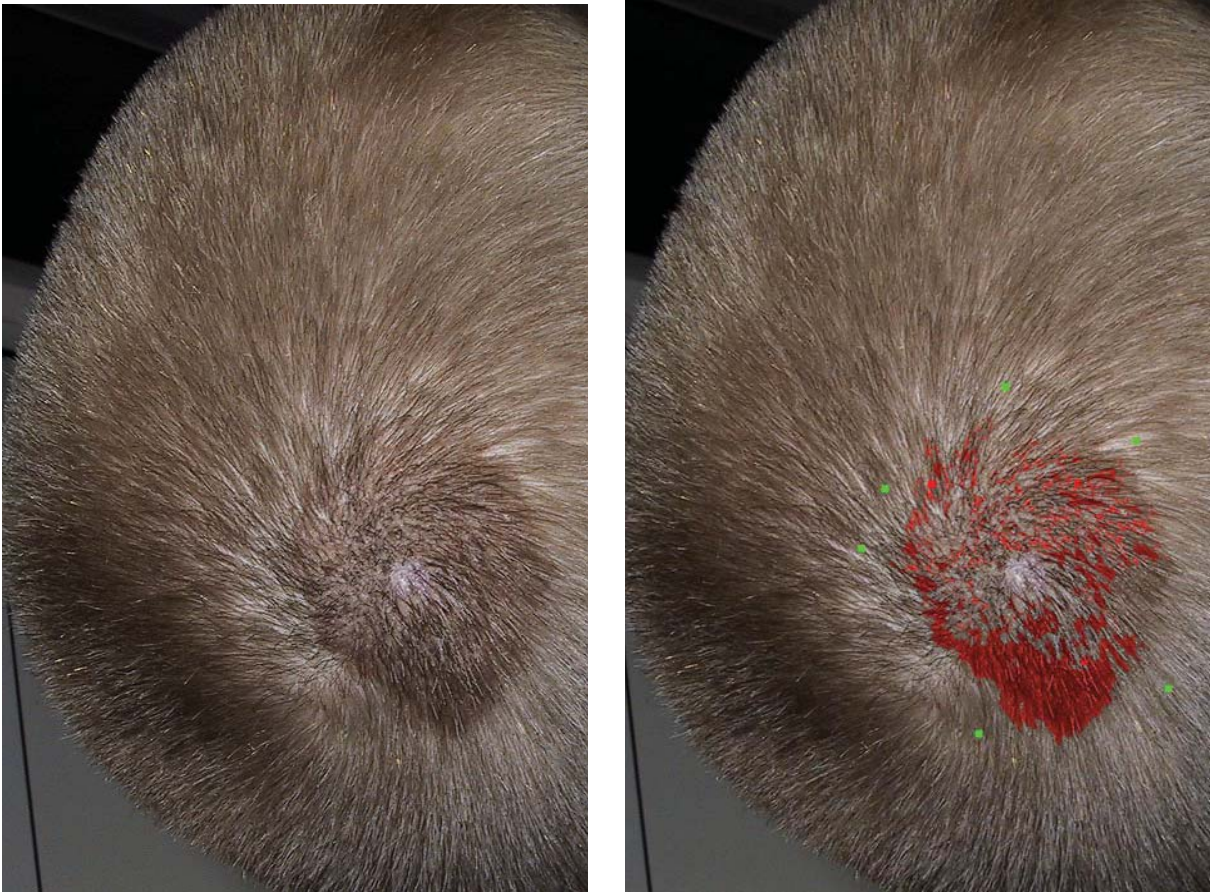
można stwierdzić, że iteracyjna metoda przyrostowa gwarantuje uzyskanie zadowalającej wydajności procesu wyznaczania obszarów nawet na średniej klasy komputerach PC, co spełnia postawione wcześniej założenie dotyczące efektywności w sensie czasu obliczeń.

Jakość wyznaczanych obszarów zależy w głównej mierze od jakości przetwarzanego obrazu. Możemy wyróżnić trzy klasy obrazów z punktu widzenia zachowania się badanego algorytmu:

- obrazy, w których metoda automatyczna daje dokładne (z błędem rzędu 1%) wyniki w porównaniu z pomiarem wykonanym ręcznie; do tej klasy należą głównie zdjęcia zawierające schorzenia typu znamiona barwnikowe, znamiona naczyniowe, czerniak złośliwy;



Ryc. 6. Przykład częściowo wyznaczonego obszaru dla przypadku obrazu z zakłóceniami o znacznej powierzchni



Ryc. 7. Przykład niezadowalającej jakości uzyskanego ograniczenia szukanego obszaru. Takie przypadki obejmują głównie zdjęcia o wyjątkowo niskiej jakości oraz zdjęcia, na których zakłócenia (w tym przypadku włosy) stanowią większą część przetwarzanych danych



Ryc. 8. Przykład działania algorytmu przyrostowego dla dużego obszaru (rzędu 25% całego obrazu)

- obrazy, w których metoda automatyczna daje zadowalające wyniki po ustaleniu pewnych dodatkowych parametrów (np. czułości porównania otoczenia punktów, co w przypadku stosowania średniej ważonej powierzchni Gaussa jest równoważne z dobraniem odpowiednich współczynników tej powierzchni); ta klasa zdjęć obejmuje różne schorzenia, m.in. bielactwo, łuszczycę, wyprysk;
- obrazy, dla których wyniki uzyskane metodą przyrostową odbiegają znacznie od wyników uzyskanych za pomocą ręcznego pomiaru; dotyczy to głównie zdjęć o wyjątkowo niskiej jakości lub zawierających znacz-

ną liczbę zakłóceń. Będą to przede wszystkim zdjęcia wykonane ze zmian umiejscowionych na owłosionej skórze głowy.

Z przebadanej eksperymentalnie próbki 320 zdjęć większość została zakwalifikowana do pierwszej kategorii, co daje pewne przesłanki do twierdzenia, że iteracyjna metoda przyrostowa, po jej ewentualnie dalszym udoskonaleniu, może stać się przydatnym narzędziem w ocenie rozmiarów objawów schorzeń skóry ludzkiej. Na podkreślenie zasługuje fakt, że prototyp oprogramowania umożliwia ręczną korektę uzyskanych komputerowo wyników przez specjalistę (zarówno w procesie wymiarowania, jak i wyznaczania obszarów), co pozwala na jego zastosowanie, m.in. jako narzędzia elektronicznej planimetrii.

Dalszym etapem prac będzie nie tylko pomiar samej powierzchni wykwitów, ale również ich liczby. Ma to np. znaczenie w ocenie skuteczności leczenia trądziku pospolitego czy łuszczycy. Bardziej wyrafinowanymi metodami są już stosowane aplikacje oparte na tzw. sieciach neuronowych (artificial neural networks), służące do cyfrowej analizy obrazów [16]. Nie wydaje się jednak na obecnym etapie wiedzy, aby metody te zastąpiły lekarzy dermatologów.

Piśmiennictwo

1. Zalewska-Janowska A, Strzelecki M, Kwiecień A. Wykorzystanie metod komputerowej analizy obrazu do oceny postępu procesu leczenia owrzodzeń podudzi – badania wstępne. *Post Dermatol Alergol* 2004; 21: 291-5.
2. Skarbek W. Metody reprezentacji obrazów cyfrowych. Akademia Oficyna Wydawnicza PLJ. Warszawa 1993.
3. Foley JD, van Dam A, Feiner SK, et al. Wprowadzenie do grafiki komputerowej. Wydawnictwa Naukowo-Techniczne. Warszawa 1995.
4. Pratt W. *Digital Image Processing*. 3rd ed. John Wiley & Sons. New York 2001.
5. Preparata FP, Shamos MI. *Computational geometry*. Springer-Verlag. New York 1985.
6. Gonzalez RC, Woods RE. *Digital Image Processing*. 2nd ed. Prentice Hall, Upper Saddle River. New Jersey 2002.
7. Alman DH. Industrial color difference evaluation. *Color Research and Application* 1993; 18: 137-9.
8. Ponton CA. Gamma and its disguises. *Journal of the Society of Motion Picture and Television Engineers* 1993; 12: 1099-108.
9. Jähne B. *Digital Image Processing*. Springer-Verlag. New York 2002.
10. Falconer K. *Fractal Geometry – Mathematical Foundations and Applications*. John Wiley & Sons. Baffis Lane, UK 1990.
11. Schulz-Menger J, Abdel-Aty H, Busjahn A, et al. Left ventricular outflow tract planimetry by cardiovascular magnetic resonance differentiates obstructive from non-obstructive hypertrophic cardiomyopathy. *J Cardiovasc Magn Reson* 2006; 8: 741-6.
12. Landthaler M, Plewig G, Hofmann C, et al. Autoradiographic and planimetric analyses of the inflammatory infiltrate in psoriatic lesions under PUVA-therapy. *Arch Dermatol Res* 1980; 269: 31-7.
13. Weissmann A, Bowden J, Frank B, et al. Morphometric studies of the hamster flank organ: an improved model to evaluate pharmacologic effects on sebaceous glands. *J Invest Dermatol* 1984; 82: 522-5.
14. Cutler NR, George R, Seifert RD, et al. Comparison of quantitative methodologies to define chronic pressure ulcer measurements. *Decubitus* 1993; 6: 22-30.
15. Korber A, Grabbe S, Dissemond J. 3-dimensional documentation of wound-healing. *Zentralbl Chir* 2006; 131 (Suppl 1): S174-6.
16. Antkowiak M. *Artificial Neural Networks vs Support Vector Machines for Skin Diseases Recognition*. 2006, Umeå University of Computing Science SE-901 87 Umeå Sweden Umnad 640/06, 2-36.