

**PIOTR M. SZCZYPIŃSKI,  
PARUPUDI V. J. SRIRAM,  
RAM D. SRIRAM,  
D. NAGESHWAR REDDY**

## **PRZETWARZANIE I WSPOMAGANIE INTERPRETACJI DANYCH Z ENDOSKOPU BEZPRZEWODOWEGO ZA POMOCĄ MODELU DEFORMOWALNYCH PIERŚCIENI**

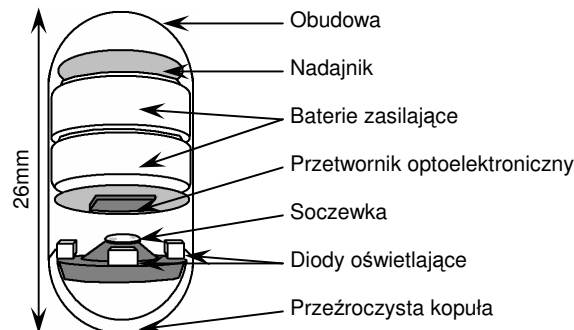
***Streszczenie:** Bezprzewodowy endoskop w pigułce (Wireless Capsule Endoscope – WCE) jest stosunkowo nową techniką wizualizacji wnętrza przewodu pokarmowego, w szczególności jelita cienkiego. W niniejszym artykule przedstawiamy model deformowalnych pierścieni (Model of Deformable Rings – MDR) służący do przetwarzania danych wideo z WCE i wspomaganie procesu interpretacji tych danych. MDR w sposób elastyczny dopasowuje do siebie charakterystyczne fragmenty pochodzące z kolejnych obrazów sekwencji wideo. Rezultatem jest informacja o przybliżonej prędkości WCE względem ścian układu pokarmowego oraz mapa powierzchni tych ścian. Mapa może być wykorzystana w procesie interpretacji danych do szybkiej identyfikacji charakterystycznych fragmentów układu pokarmowego, w tym fragmentów o cechach wskazujących na występowanie patologii. Mapa umożliwia dokonanie wstępnej selekcji materiału wideo na sekwencje, które powinny być bardziej szczegółowo przeanalizowane oraz te, które można pominąć w procesie interpretacji. Stwierdzono, że opisana tu metoda może poprawić efektywność procesu interpretacji danych pochodzących z WCE.*

### **1. WPROWADZENIE**

Wizualizacja wewnętrznej powierzchni jelita cienkiego, które u człowieka mierzy ok. 6 metrów długości, nie jest możliwa z zastosowaniem tradycyjnej endoskopii. Bezprzewodowy endoskop w pigułce [7, 8, 11] jest stosunkowo nową techniką umożliwiającą obejrzenie wnętrza jelita cienkiego. Zestaw do endoskopii bezprzewodowej wykorzystany w badaniach składa się z wydłużonej kapsułki (rysunek 1), układu odbiornika-rejestrowatora oraz komputera z

oprogramowaniem umożliwiającym przeglądanie odebranych obrazów wideo. Kapsuła jest połykana przez pacjenta poddawanego badaniu i w naturalny sposób wędruje wewnątrz jego systemu pokarmowego. Obrazy transmitowane przez kapsułę odbierane są przez odbiornik-rejestrator noszony przez pacjenta w czasie badania. Po około ośmiu godzinach rejestrator podłączany jest do komputera, do którego przesyłane są zgromadzone w nim dane.

Dane z WCE interpretowane są przez wykwalifikowanego lekarza. Jest to pracochłonne, długotrwałe zajęcie, zajmujące zazwyczaj ponad godzinę, wymagające znacznego skupienia uwagi. Interpretacja danych obejmuje przeglądanie zapisu wideo, poszukiwanie miejsc krwawień, erozji ścianek, wrzodów, polipów, zwężeń światła przewodu pokarmowego oraz innych nietypowych zmian chorobowych. Często zmiany chorobowe widoczne są w pojedynczych obrazach i łatwo jest je przeoczyć.



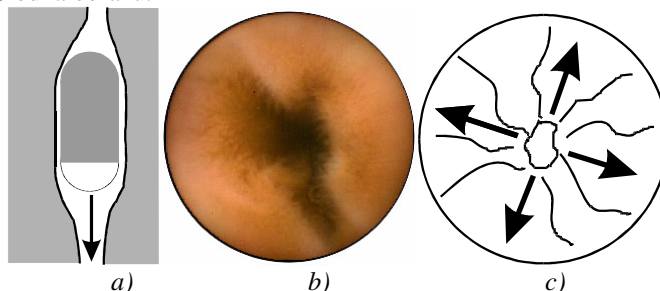
Rysunek 1. Uproszczony szkic przedstawiający konstrukcję kapsuły endoskopu bezprzewodowego

MDR umożliwia wstępne przetworzenie danych z endoskopu i wygenerowanie takiej informacji, która wspomogłaby interpretację tych danych. Za pomocą MDR, na podstawie sekwencji obrazów z WCE, generowany jest dwuwymiarowy obraz będący reprezentacją wewnętrznej powierzchni przewodu pokarmowego, zwany dalej mapą. Dodatkowo model dokonuje obliczenia przybliżonej prędkości kapsułki endoskopu względem powierzchni przewodu pokarmowego. Mapa umożliwia szybką identyfikację określonych sekwencji układu pokarmowego oraz zmian patologicznych obejmujących stosunkowo duże powierzchnie, jej fragmenty stanowią odniesienie do odpowiednich fragmentów sekwencji wideo i pozwalają na ich błyskawiczne przywołanie w czasie przeglądania danych. Funkcja estymaty prędkości natomiast, umożliwia identyfikację tych miejsc, w których kapsuła zwolniła lub zatrzymała się w wyniku przewężenia światła przewodu pokarmowego.

W dalszej części artykułu omawiane są charakterystyczne cechy sekwencji obrazów wideo uzyskiwanych z WCE. Przedstawiony zostaje model deformowalnych pierścieni, wykorzystana w tym modelu metoda śledzenia położenia charakterystycznych fragmentów obrazu oraz oryginalna metoda obliczania naprężeń w zmiennym sąsiedztwie. Następnie, opisane jest zachowanie się modelu w różnych fazach ruchu WCE i algorytm tworzenia mapy przewodu pokarmowego. Dalej przedstawione zostały przykładowe fragmenty wygenerowanych map wraz z wnioskami dotyczącymi zakresu stosowania MDR. W dodatku zamieszczono szczegóły dotyczące metody obliczania naprężeń w modelu wraz z równaniami i ich wyprowadzeniami.

## 2. RUCH ENDOSKOPU I DANE OBRAZOWE

WCE wykorzystywany w badaniach generuje optyczne obrazy kolorowe wnętrza przewodu pokarmowego z częstotliwością dwóch obrazów na sekundę. Częstotliwość generowania tych obrazów ograniczona jest głównie pojemnością źródła zasilania (energia wydatkowana głównie na oświetlenie i transmisję radiową). Pole widzenia kamery jest koliste o kącie bryłowym około  $140^\circ$  a uzyskiwany obraz cyfrowy ma kształt koła o promieniu około 245 pikseli. Do oświetlenia używane są cztery diody elektroluminescencyjne światła białego umieszczone dookoła obiektywu/soczewki kamery. Wynikowy obraz nie jest, więc idealnie równomiernie oświetlony. Obraz jest ciemniejszy w kierunkach poziomym i pionowym, i nieznacznie jaśniejszy w kierunkach  $45^\circ$ ,  $135^\circ$ ,  $225^\circ$  i  $315^\circ$  od środka obrazu.



Rysunek 2. Ilustracja przypadku, w którym kapsuły endoskopu ułożona jest zgodnie z kierunkiem przebiegu przewodu pokarmowego: a) orientacja kapsuły względem przewodu pokarmowego – zaznaczono kierunek ruchu, b) przykład obrazu uzyskanego za pomocą kapsuły, c) przemieszczenia fragmentów przewodu pokarmowego w kolejnych obrazach.

W czasie przemieszczania się kapsuła zmienia prędkość i orientację zależnie od kształtu i ruchów perystaltycznych przewodu pokarmowego. Kapsuła jest przepychana i obracana. Nie opracowano jak dotąd efektywnego mechanizmu

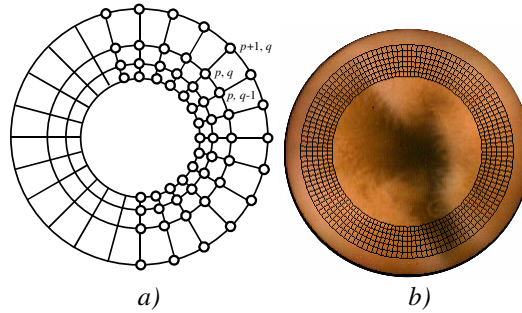
sterowania ruchem kapsuły ani nawet wiarygodnej metody określania jej położenia. Pomimo tego, w naszych rozważaniach przyjmujemy, że ponieważ kształt kapsuły jest wydłużony, to przez większość czasu oś symetrii kapsuły układa się równoległe do kierunku przebiegu przewodu pokarmowego. Kamera kapsuły zwrócona może być zarówno zgodnie (rysunek 2 a) jak i przeciwnie do zwrotu wektora ruchu. W rzeczywistości, w wyniku pofałdowania powierzchni przewodu pokarmowego, kapsuła endoskopu ustawia się czasami skośnie do kierunku ruchu. Przyjmujemy tu jednak, iż taka orientacja kapsuły jest krótkotrwała i występuje stosunkowo rzadko.

W wyniku powyższych spostrzeżeń, zakłada się, że większość obrazów WCE przedstawia ściany przewodu pokarmowego zbiegające się w punkcie bliskim środka obrazu. W przypadku, w którym kamera skierowana jest zgodnie z wektorem ruchu kapsuły (do przodu) ściany te przemieszczają się od środka obrazu na zewnątrz (rysunek 2 c) a w przeciwnym razie (kamera skierowana do tyłu) ściany przewodu pokarmowego przemieszczają się od zewnątrz do środka obrazu.

### 3. KONCEPCJA MODELU DEFORMOWALNYCH PIERŚCIENI

Celem przetwarzania danych z WCE za pomocą MDR jest śledzenie względnego ruchu ścianek przewodu pokarmowego poprzez elastyczne dopasowanie informacji obrazowej pochodzącej z dwóch kolejnych klatek sekwencji wideo, w tym ilościowa ocena tego ruchu do i od środka obrazu, oraz pośrednio, szacowanie prędkości przesuwania się WCE w przewodzie pokarmowym. Podczas procesu śledzenia ruchu MDR gromadzi również informację o teksturze ścian przewodu pokarmowego i przedstawienie jej po zakończeniu przetwarzania w postaci mapy.

Głównym zadaniem MDR jest śledzenie przesunięć dystynktywnych (odróżnialnych) fragmentów obrazu w kierunku do i od środka obrazu, z uwzględnieniem pewnych lokalnych nierównomierności tych przesunięć. Z tego powodu, zaproponowano następującą konstrukcję modelu. MDR składa się z połączonych między sobą punktów węzłowych. Każdy z tych punktów określony jest parą indeksów  $p = 1, 2, \dots, P$  i  $q = 1, 2, \dots, Q$ . Punkty węzłowe wraz z połączeniami tworzą sieć o kształcie koncentrycznych pierścieni (rysunek 3). Sieć ta umieszczona jest w dwuwymiarowej przestrzeni (na powierzchni) analizowanego obrazu.



Rysunek 3. Budowa modelu deformowalnych pierścieni: a) układ węzłów, połączeń między nimi wraz z koncepcją indeksowania oraz b) model po zainicjowaniu na powierzchni analizowanego obrazu.

Na początku procesu elastycznego dopasowywania, czyli dla pierwszego obrazu z sekwencji wideo, położenie węzłów jest inicjowane na podstawie równania:

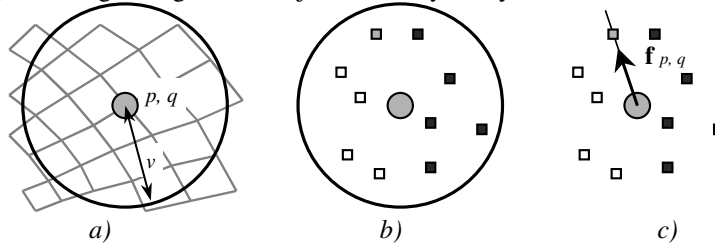
$$\begin{bmatrix} \hat{x}_{p,q} \\ \hat{y}_{p,q} \end{bmatrix}^T = r w^{p-1} \begin{bmatrix} \cos\left(\frac{2\pi q}{Q}\right) \\ \sin\left(\frac{2\pi q}{Q}\right) \end{bmatrix}^T \quad (1)$$

gdzie  $r$  jest promieniem wewnętrznego pierścienia,  $w$  jest stosunkiem promieni dwóch sąsiednich pierścieni (większego do mniejszego). Środek układu współrzędnych (środek pierścieni) znajduje się w środku obrazu (rysunek 3 b). Parametry  $r$  i  $w$  są tak dobrane, aby zmieścić całą strukturę wewnątrz obszaru obrazu z zachowaniem pewnego marginesu. Potem, w czasie procesu elastycznego dopasowania, punkty węzłowe mogą zmieniać swoje położenie w układzie współrzędnych obrazu a siatka może ulegać nieznacznym deformacjom. Oprócz tego, że kształt opisany równaniem (1) inicjuje siatkę, to służy również jako niezdeformowana siatka odniesienia wykorzystywana w zaproponowanej tu metodzie obliczania naprężeń wewnątrz zdeformowanej sieci.

#### 4. WPŁYW OBRAZU NA PRZESUNIĘCIA PUNKTÓW WĘZŁOWYCH

Punkty węzłowe wchodzące w skład MDR mają za zadanie podążać za ruchem przesuwających się w obrazie fragmentów przewodu pokarmowego. Aby to robić, każdy z tych punktów przechowuje informację o lokalnych cechach obrazu, takich jak składowe koloru RGB lub YUV, które wystąpiły we współrzędnych tych punktów w pewnej klatce sekwencji wideo. W MDR, każdy punkt węzłowy „przeszukuje” pewne otoczenie w kolejnej, analizowanej klatce sekwencji wideo w poszukiwaniu punktu obrazu o cechach jak najbardziej zbliżonych do tych przechowywanych. W procesie dopasowania, punkt węzłowy jest przesuwany w kierunku takiego punktu obrazu.

Przeszukiwane otoczenie w obrazie jest kołowe o promieniu  $v$ . Wewnątrz tego otoczenia losowo wybieranych jest kilka do kilkunastu punktów obrazu. Następnie obliczane są odległości Euklidesowe w przestrzeni składowych kolorów między cechami obrazu w wylosowanych punktach a cechami przechowywanymi przez punkt węzłowy. Wektor oddziaływania obrazu  $\mathbf{f}$  skierowany jest od aktualnych współrzędnych punktu węzłowego do współrzędnych punktu obrazu, dla którego obliczona odległość jest najmniejsza. Przyjęto, że długość tego wektora jest stała i wynosi  $\xi$ .

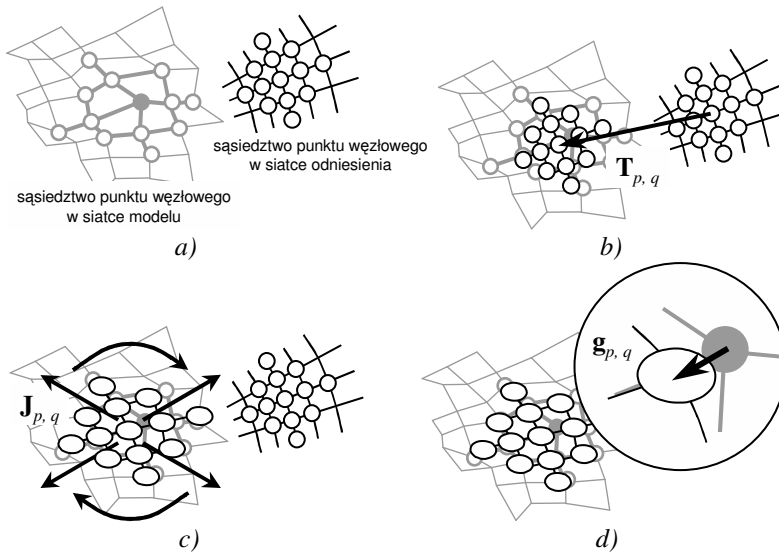


Rysunek 4. Ilustracja metody obliczania wektora wpływu obrazu: a) punkt węzłowy  $p, q$  wraz z jego otoczeniem, b) zbiór punktów obrazu wybranych losowo wewnątrz otoczenia punktu węzłowego, c) wektor wpływu obrazu zwrócony w kierunku punktu obrazu o cechach najbliższych cechom obrazu w położeniu punktu węzłowego w poprzedniej klatce.

## 5. OBLICZANIE NAPRĘŻEŃ

Gdyby zmiana położenia punktów węzłowych dokonywana była wyłącznie na podstawie oddziaływania obrazu wówczas, już po kilku krokach procesu dopasowania okazałoby się, że różne punkty węzłowe poruszają się niezależnie w różnych kierunkach. Porządek punktów zostałby zakłócony i ich układ przestałby przypominać koncentryczne pierścienie. Stąd, musi istnieć dodatkowe oddziaływanie kompensujące niepożądane składowe ruchu punktów węzłowych i wymuszające ich wzajemne uporządkowanie. To kompensujące oddziaływanie uzyskuje się przy założeniu, że siatka połączeń modelu jest giętka i, że występują w niej wewnętrzne naprężenia.

Do modelowania naprężeń w MDR zastosowano oryginalną metodę, w której obliczane są parametry liniowej, aproksymowanej transformacji położenia sąsiedztw punktów węzłowych w siatce odniesienia (niezdeformowanej) na ich rzeczywiste położenia w siatce modelu (zdeformowanej). Obliczenie naprężenia polega na porównaniu rzeczywistych współrzędnych punktu węzłowego z jego współrzędnymi otrzymanymi w wyniku transformacji jego sąsiedztwa.



Rysunek 5. Ilustracja metody obliczania naprężeń: a) sąsiedztwo ( $n = 2$ ) wybranego punktu węzłowego w modelu oraz odpowiadające mu sąsiedztwo w siatce odniesienia, b) średnie przesunięcie sąsiedztwa w siatce modelu w stosunku do sąsiedztwa w siatce odniesienia, c) aproksymacja liniowa sąsiedztwa w siatce odniesienia na sąsiedztwo w siatce modelu oraz d) wektor naprężenia obliczony dla rozpatrywanego punktu węzłowego.

Aby obliczyć naprężenie dla pewnego punktu węzłowego  $p, q$  definiuje się jego  $n$ -sąsiedztwo, gdzie  $n$ -sąsiedztwo punktu węzłowego  $p, q$  jest to zbiór wszystkich punktów węzłowych połączonych z tym punktem za pomocą  $n$  lub mniejszej liczby połączeń, zawierający również ten punkt (Rysunek 5 a). Następnie obliczana jest liniowa transformata tego sąsiedztwa w siatce odniesienia na siatkę modelu (Rysunek 5 b i c). Transformacja  $n$ -sąsiedztwa jest aproksymowana poprzez macierz transformacji  $2 \times 2$  (Jakobian)  $J_{p,q}$ , który odpowiada za skalowanie, obrót i rozciągnięcie kierunkowe, oraz wektor średniego przesunięcia  $T_{p,q}$ . Transformacja taka nie pozwala na uzyskanie jedynie przybliżonych współrzędnych punktów węzłowych w stosunku do ich rzeczywistych współrzędnych w modelu. Spowodowane jest to lokalnymi zniekształceniami, przesunięciami punktów węzłowych. Wektor  $T_{p,q}$  i macierz  $J_{p,q}$  są obliczane w taki sposób, aby zminimalizować średni błąd kwadratowy odległości między współrzędnymi rzeczywistymi a wynikającymi z transformacji. Wektor naprężenia (Rysunek 5 d) jest zdefiniowany jako różnica współrzędnych punktu węzłowego  $p, q$  obliczonych z transformacji i jego współrzędnych rzeczywistych:

$$\mathbf{g}_{p,q} = \rho \left( \mathbf{J}_{p,q} \begin{bmatrix} \hat{x}_{p,q} \\ \hat{y}_{p,q} \end{bmatrix}^T + \mathbf{T}_{p,q} - \begin{bmatrix} x_{p,q} \\ y_{p,q} \end{bmatrix}^T \right) \quad (2)$$

przy czym  $\rho$  jest parametrem określającym wielkości tego oddziaływania na punkt węzłowy.

Należy zwrócić uwagę, że transformacja obliczona musi być indywidualnie dla sąsiedztw poszczególnych punktów węzłowych. Oznacza to, konieczność obliczania parametrów transformacji tyle razy ile jest wszystkich punktów węzłowych w siatce. Wyjątkiem jest sytuacja, w której sąsiedztwo każdego punktu obejmuje wszystkie punkty węzłowe siatki MDR ( $n \geq Q/2$  i  $n \geq P-1$ ). Szczegóły dotyczące obliczania aproksymowanej transformacji zamieszczono w załączniku A.

Proponowana metoda ma dwie istotne zalety w porównaniu do dotychczas stosowanych metod modelowania naprężeń w modelach deformowalnych. Są to łatwość obliczania naprężeń dla punktów węzłowych znajdujących się na brzegu siatki połączeń oraz możliwość obliczania naprężeń w siatkach o nieregularnej strukturze połączeń. W przypadku metod opierających się na równaniach różniczkowych drugiego rzędu [1, 3] konieczne jest specjalne potraktowanie punktów węzłowych znajdujących się na brzegach siatki połączeń, zazwyczaj przyjmuje się pewne warunki brzegowe ograniczające swobodę ruchu takich punktów. Metoda wykorzystująca wzorce geometryczne kształtu [9], umożliwiającą obliczenie naprężeń dla brzegowych punktów węzłowych, jest z kolei ograniczona do zastosowań w siatkach o regularnej strukturze połączeń.

W przypadku, w którym kapsuła endoskopu nie porusza się na wprost lecz bokiem, widoczny w obrazie fragment przewodu pokarmowego przesuwają się w całości w jednym kierunku. MDR podążając za ruchem takiego obiektu przesunąłby się wówczas poza granicę obrazu. Aby przeciwdziałać takim przesunięciom wprowadzono dodatkowe oddziaływanie ograniczające swobodny ruch modelu i utrzymujące jego środek w pobliżu środka obrazu – oddziaływanie centrujące. Wektor oddziaływania centrującego obliczany jest na podstawie następującego równania:

$$\mathbf{g}_{\text{global}} = -\zeta \mathbf{T}_{\text{global}} \quad (3)$$

w którym parametr  $\zeta$  określa wielkość tego oddziaływania na model a  $\mathbf{T}_{\text{global}}$  jest wektorem średniego przesunięcia modelu w stosunku do siatki odniesienia. Procedura obliczania wektora  $\mathbf{T}_{\text{global}}$  jest identyczna jak procedura obliczania wektora przesunięcia dla  $n$ -sąsiedztwa punktu węzłowego, przy czym tutaj brane są pod uwagę wszystkie punkty węzłowe modelu.

## 6. PROCES DOPASOWANIA

Dopasowanie MDR jest ewolucyjnym (iteracyjnym) procesem zmian położenia punktów węzłowych pod wpływem wektorów oddziaływania obrazu, naprężeń i centrowania. W kolejnych iteracjach ( $i$ ) procesu, punkty węzłowe stopniowo



przesuwane są w kierunku miejsc, w których wektory te równoważą się. W niektórych zastosowaniach [1, 6, 9], do modelowania przemieszczeń poszczególnych punktów węzłowych stosowane jest równanie ruchu, które uwzględnia pewną bezwładność punktu węzłowego. W przypadku MDR, stwierdzono eksperymentalnie, że uwzględnienie bezwładności w modelowaniu ruchu nie zmienia znacząco efektywności procesu dopasowania. Stąd, w modelu przyjęto uproszczoną wersję równania do obliczania przesunięć punktów węzłowych w postaci:

$$\begin{bmatrix} x_{p,q}^{(i+1)} & y_{p,q}^{(i+1)} \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} x_{p,q}^{(i)} & y_{p,q}^{(i)} \end{bmatrix}^T + \mathbf{g}_{\text{global}}^{(i)} + \mathbf{g}_{p,q}^{(i)} + \mathbf{f}_{p,q}^{(i)} \quad (4)$$

Proces dopasowania prowadzony jest aż do momentu, w którym zostanie uzyskana równowaga pomiędzy poszczególnymi oddziaływaniami. W praktyce oznacza to, że proces uznaje się za zakończony, jeśli średnie przesunięcie punktów węzłowych spadnie poniżej pewnej ustalonej wartości progowej lub kiedy liczba iteracji procesu przekroczy pewną ustaloną wartość maksymalną ( $I$ ).

Po zakończeniu procesu dopasowania dla pierwszej klatki danych wideo, proces ten jest powtarzany dla kolejnych klatek sekwencji, aż do osiągnięcia ostatniej.

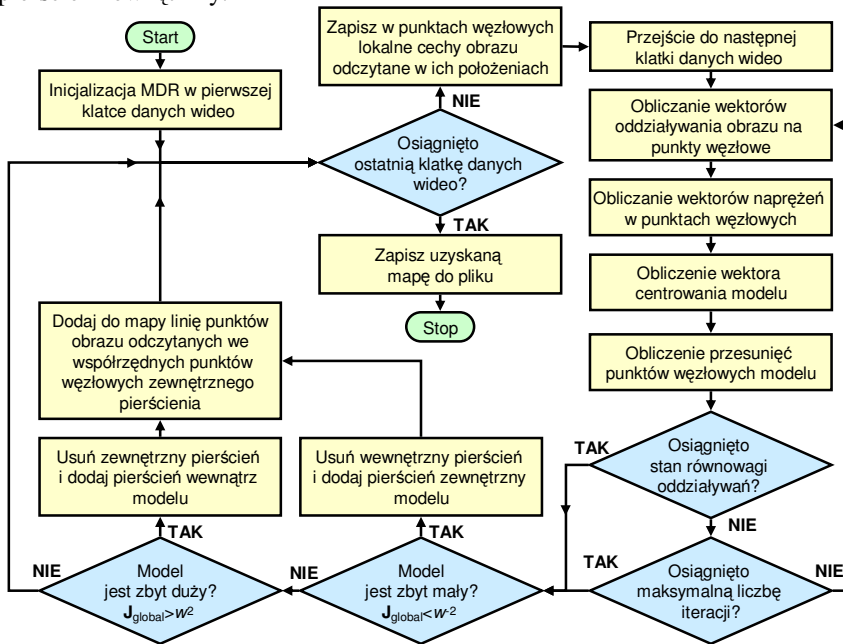
Eksperymentalnie stwierdzono, iż efektywność procesu dopasowania można poprawić zmieniając w ciągu tego procesu parametry wielkości sąsiedztwa oraz otoczenia punktu węzłowego. W początkowych iteracja procesu stosuje się duże wartości  $n$  (duże sąsiedztwa, zazwyczaj  $n \geq Q/2$  i  $n \geq P-1$ ) oraz duże promienie otoczenia  $v$  (promień obrazu o wielkości kilkudziesięciu pikseli). W dalszym etapie wartości tych parametrów są zmniejszane do  $n$  równego 1 lub 2 oraz  $v$  wynoszącego kilka pikseli. Dzięki temu w początkowej fazie procesu dopasowania model szybko zmienia swe położenie zgrubnie dopasowując się do przesuniętych fragmentów obrazu, po czym, po zmianie wartości parametrów  $n$  i  $v$ , dopasowuje się do lokalnych szczegółów obrazu [6].

## 7. MAPA PRZEWODU POKARMOWEGO I ESTYMATA PRĘDKOŚCI

Można zauważyć, że jeśli kapsuła porusza się z kamerą zwróconą w kierunku ruchu, wówczas w kolejnych klatkach obrazu MDR będzie się powiększała. Jeśli kamera kapsuły skierowana jest do tyłu względem kierunku ruchu, wówczas model będzie się kurczył. Zjawisko zmiany wielkości modelu, w kolejnych klatkach sekwencji wideo, charakter oraz wielkość tych zmian, umożliwia zgrubne oszacowanie prędkości poruszania się kapsuły wewnątrz przewodu pokarmowego. W MDR wykorzystywany jest wykres względnego przyrostu modelu w czasie. Przyrost ten obliczany jest jako różnica pierwiastków kwadratowych wyznacznika macierzy  $\mathbf{J}_{\text{global}}$  w kolejnych klatkach sekwencji wideo. Przy czym macierz  $\mathbf{J}_{\text{global}}$  obliczana jest identycznie jak w przypadku

macierzy  $\mathbf{J}_{p,q}$  dla  $n$ -sąsiedztwa punktu węzłowego z tym, że przy obliczeniach brane są pod uwagę wszystkie punkty węzłowe modelu.

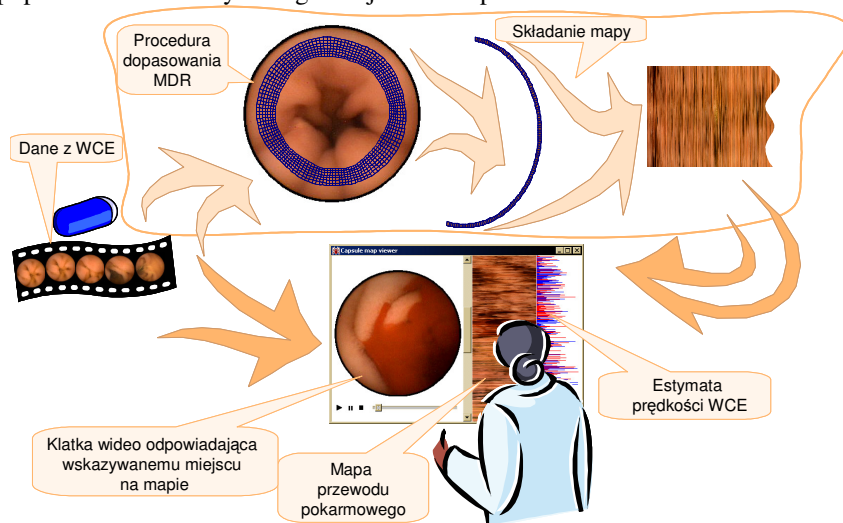
MDR jest chroniony przed nadmiernym wzrostem (poza ramy obrazu) oraz nadmiernym kurczeniem się. Jeśli model powiększy się o odległość między sąsiednimi pierścieniami, czyli gdy  $\det \mathbf{J}_{\text{global}} > w^2$ , wówczas zewnętrzny pierścień modelu jest usuwany i zamiast niego dodawany jest odpowiedniej wielkości pierścień wewnętrzny. Jeśli model zmniejszy się o odległość między sąsiednimi pierścieniami, czyli gdy  $\det \mathbf{J}_{\text{global}} < w^2$ , wówczas wewnętrzny pierścień jest usuwany i zamiast niego dodawany jest odpowiedniej wielkości pierścień zewnętrzny.



Rysunek 6. Uproszczony algorytm MDR.

W obydwu przypadkach, usuwania i dodawania pierścieni, zapamiętywane są wektory koloru obrazu odczytane we współrzędnych punktów węzłowych tworzących zewnętrzny pierścień. Wektory te zostają ułożone w szereg tworząc pojedynczą linię obrazu cyfrowego. Poszczególne linie uzyskane podczas usuwania i dodawania pierścieni składane są kolejno razem, tworząc w efekcie obraz będący reprezentacją wewnętrznej powierzchni przewodu pokarmowego. Obraz ten nazwano mapą. Wraz z każdą linią mapy zapisywana jest informacja o tym, dla której klatki sekwencji wideo linia ta została utworzona. Informacja ta umożliwia synchronizację mapy oraz danych wideo z WCE. W procesie

interpretacji umożliwia to szybkie odwoływanie się do fragmentów danych wideo poprzez wskazanie wybranego miejsca na mapie.



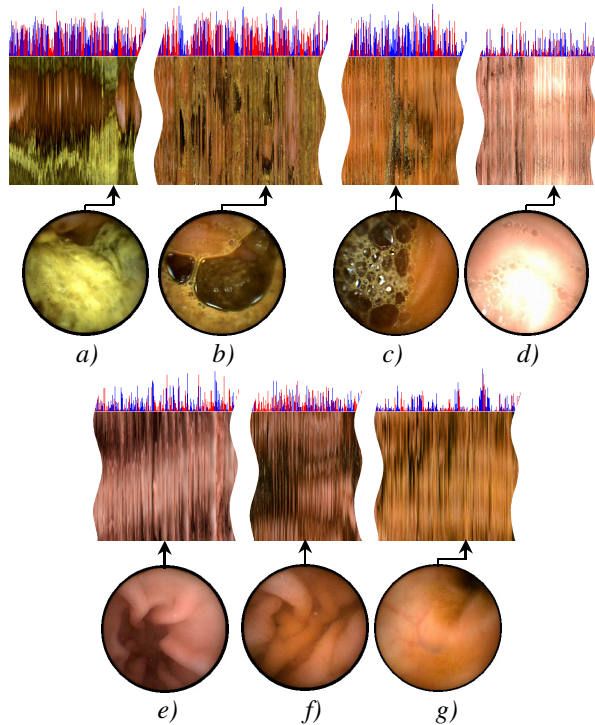
Rysunek 7. Ilustracja koncepcji wykorzystania mapy wygenerowanej przez MDR do wspomagania procesu interpretacji danych z WCE.

## 8. WSPOMAGANIE INTERPRETACJI DANYCH

Utworzona mapa i wykres prędkości kapsuły wykorzystywane są jako narzędzia wspomaganie procesu interpretacji danych uzyskanych z WCE. Do tego celu opracowano program komputerowy, który wyświetla mapę przewodu pokarmowego, wykres oszacowanej prędkości i jednocześnie pełni funkcję odtwarzacza danych wideo. W czasie odtwarzania danych wideo, wzdłuż mapy przewodu pokarmowego przesuwa się znacznik. Wskazuje on miejsce na mapie odpowiadające wyświetlanym aktualnie danym. Odtwarzanie danych wideo można zatrzymać, może być ono prowadzone z różnymi prędkościami w przód i w tył. Dodatkowo, poprzez wskazanie wybranego miejsca na mapie przewodu pokarmowego, przywoływany jest i automatycznie odtwarzany fragment sekwencji wideo odpowiadający temu miejscu.

W idealnym przypadku, wynik przetwarzania danych wideo z WCE powinien przedstawiać ogólny obraz całości przewodu pokarmowego, umożliwić ocenę prawidłowości, kompletności i jakości przeprowadzonego procesu akwizycji danych wideo. Powinien, między innymi umożliwić stwierdzenie, czy kapsuła przeszła przez całość przewodu pokarmowego, czy powierzchnia tego przewodu jest wyraźnie widoczna i czy nie została przesłonięta przez zalegającą treść pokarmową. Dodatkowo przetworzone dane powinny wskazywać lub umożliwić

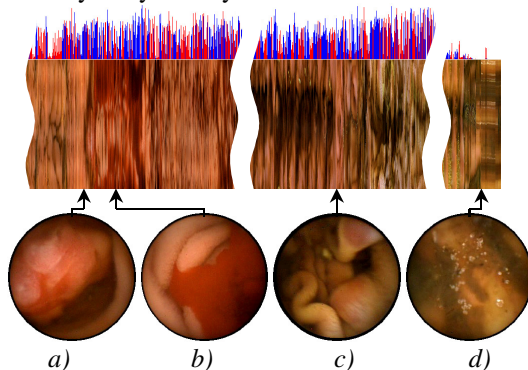
szybkie odnalezienie miejsc występowania zmian chorobowych i umożliwić określenie charakteru tych zmian.



Rysunek 8. Przykłady wybranych fragmentów map przewodu pokarmowego wraz z odpowiadającymi im obrazami sekwencji wideo z WCE: a) częściowo strawiona treść pokarmowa, b) treść pokarmowa oraz bąbelki gazu, c) piana z gazu i soków trawiennych, d) prześwietlony obraz jelita cienkiego, e) przetyku wejścia do żołądka, f) jelito cienkie oraz g) jelito grube.

Mapa układu pokarmowego, będąca wynikiem działania MDR, w dużym stopniu spełnia powyższe wymagania. Stwierdzono, że w mapie przewodu pokarmowego można zidentyfikować fragmenty charakterystyczne dla obszarów krwawienia lub owrzodzeń stosunkowo dużej powierzchni przewodu pokarmowego. Dzięki wykresowi prędkości kapsuły możliwe jest zidentyfikowanie miejsc, w których kapsuła zwolniła lub zatrzymała się w wyniku patologicznego prześwietlenia światła przewodu pokarmowego. Za pomocą mapy można też zidentyfikować fragmenty przewodu pokarmowego, które są niewidoczne ze względu na występowanie treści pokarmowej lub innych przesłaniających go obiektów. Pozwala to na przeprowadzenie częściowej oceny

jakości otrzymanych danych wideo. Mapa całościowo przedstawia powierzchnię przewodu pokarmowego obrazowanego przez WCE i umożliwia tym samym ocenę kompletności uzyskanych danych.



Rysunek 9. Przykłady wybranych fragmentów map przewodu pokarmowego przedstawiających zmiany chorobowe: a) rozbudowane owrzodzenie Crohna, b) miejsce krwawienia, c) erozja ścianek przewodu pokarmowego oraz d) miejsce zatrzymania się kapsuły, w którym nie stwierdzono jednoznacznie patologii.

## 8. PARAMETRY MODELU, WYNIKI ILOŚCIOWE I WNIOSKI

MDR oprogramowano w języku C++ z wykorzystaniem technologii *Direct Show* firmy *Microsoft*. Model zaimplementowano w formie modułu przetwarzania danych wideo, tzw. filtra. Eksperymentalnie dobrano parametry modelu, przy których uzyskano zadowalające wyniki przetwarzania danych wideo. Wykorzystano między innymi model o siedmiu pierścieniach,  $P = 7$ , i o 128 punktach węzłowych w każdym pierścieniu,  $Q = 128$ . Parametr wpływu obrazu, naprężeń i oddziaływania centrującego były równe jeden,  $\zeta = \rho = \zeta = 1$ . Proces dopasowania przeprowadzono w dwóch etapach dla każdej kolejnej klatki sekwencji wideo. W pierwszym etapie (10 iteracji) parametr wielkości sąsiedztwa był duży ( $n = 64$ ) tak, że sąsiedztwo każdego punktu węzłowego obejmowało wszystkie punkty węzłowe modelu. Parametr promienia otoczenia wynosił natomiast  $v = 20$ . W drugim etapie parametry wielkości sąsiedztwa i promień otoczenia zredukowano do  $n = 2$  i  $v = 5$ .

Do badań modelu wykorzystano komputer z procesorem *Intel Pentium IV*, 1.8 GHz. Przeciętny czas przetwarzania danych wideo z WCE nie przekraczał 30 minut. Uzyskiwane mapy miały wielkość 128 pikseli szerokości i 5000 do 8000 pikseli długości.

W badaniach wykorzystano dane wideo uzyskane z ponad 30 procedur diagnostycznych. Ponad dwadzieścia z nich wykorzystano do testów modelu związanych z doбором jego parametrów i doskonaleniem procedur dopasowania

i generowania danych wynikowych. Pozostałe dane, 5 przypadków, w których nie wykryto schorzeń i 5 przypadków, w których wykryto i opisano schorzenia, zostały poddane analizie za pomocą MDR i wraz z danymi uzyskanymi z tej analizy, zostały przedstawione lekarzowi do oceny. Lekarz dokonujący interpretacji stwierdził, że mapa przewodu pokarmowego i wykres prędkości są przydatne w podczas interpretacji danych i, że mogą one zwiększyć efektywność tego procesu poprzez redukując czasu koniecznego do przeprowadzenia interpretacji nawet o 50%.

Słabością modelu jest jego zdolność do prawidłowego śledzenia przesuających się ścian przewodu pokarmowego, jedynie wtedy, gdy WCE porusza się na wprost do przodu lub do tyłu i stosunkowo powoli. W przypadkach, w których kapsuła ulegała obrotowi, poruszała się bokiem lub skokowo, w wynikowej mapie widoczne są nieciągłości tekstury powierzchni przewodu pokarmowego. Dodatkowo, wadą jest też bardzo mała dokładność szacowanej prędkości. Umożliwia ona stwierdzenie czy kapsuła porusza się czy też nie, ale nie umożliwia wystarczająco dokładnego obliczenia drogi, jaką kapsuła pokonała i nie może być wykorzystana do lokalizacji kapsuły w przewodzie pokarmowym.

Dalsze prace nad MDR i przetwarzaniem danych z WCE skupią się na dwóch aspektach. Pierwszy z nich to umożliwienie śledzenia powierzchni przewodu pokarmowego dla różnych rodzajów ruchu kapsuły, również przypadków, w których kapsuła porusza się bokiem lub skokami. Drugim kierunkiem prac jest opracowanie metody lokalizacji obrazowanych danych w układzie pokarmowym lub, co jest równoważne, lokalizacją kapsuły w przewodzie pokarmowym. Pomocne w tym będzie opracowanie dokładniejszej metody pomiaru prędkości kapsuły.

## **DODATEK A. OBLICZANIE MACIERZY TRANSFORMACJI SĄSIEDZTWA PUNKTU WĘZŁOWEGO**

Oznaczenia:

$\hat{x}_{p,q}, \hat{y}_{p,q}$  – współrzędne punktu węzłowego  $p, q$  w siatce odniesienia,

$x_{p,q}, y_{p,q}$  – współrzędne punktu węzłowego  $p, q$  w czasie procesu dopasowania,

$\hat{X}_{k,l}, \hat{Y}_{k,l}$  – współrzędne środka sąsiedztwa punktu węzłowego  $k, l$  w siatce odniesienia,

$X_{k,l}, Y_{k,l}$  – współrzędne środka sąsiedztwa punktu węzłowego  $k, l$  w czasie procesu dopasowania,

$N$  – zbiór punktów węzłowych sąsiedztwa punktu węzłowego  $k, l$ ; zbiór wszystkich punktów węzłowych połączonych z  $k, l$  za pomocą  $n$  lub mniejszej liczby połączeń, zawierający również ten punkt.

Aproksymowana liniowo transformacja sąsiedztwa punktu węzłowego z jego położenia w siatce odniesienia, po zainicjowaniu, do jego aktualnego położenia jest dana wektorem przesunięcia i macierzą transformacji, Jakobianem:

$$\mathbf{T}_{k,l} = \begin{bmatrix} X_{k,l} - \widehat{X}_{k,l} \\ Y_{k,l} - \widehat{Y}_{k,l} \end{bmatrix} - \text{wektor przesunięcia sąsiedztwa punktu węzłowego } k, l,$$

$$\mathbf{J}_{k,l} = \begin{bmatrix} j_{11} & j_{12} \\ j_{21} & j_{22} \end{bmatrix} - \text{Jakobian, charakteryzujący skalowanie, obrót i rozciągnięcie}$$

kierunkowe sąsiedztwa punktu węzłowego  $k, l$ .

Współrzędne  $\widehat{x}_{p,q}, \widehat{y}_{p,q}$  w siatce odniesienia i współrzędne  $x_{p,q}, y_{p,q}$  w pewnej chwili procesu dopasowania są znane. Celem jest obliczenie parametrów  $\mathbf{T}_{p,q}$  i  $\mathbf{J}_{p,q}$  aproksymowanej, liniowej transformacji sąsiedztwa  $N$  punktów węzłowych, a następnie obliczenie naprężenia dla punktu węzłowego  $k, l$ .

Współrzędne środka sąsiedztwa są obliczane jako średnia współrzędnych tworzących je punktów węzłowych:

$$\begin{bmatrix} X_{k,l} \\ Y_{k,l} \end{bmatrix} = \frac{1}{N} \sum_{(p,q) \in N} \begin{bmatrix} x_{p,q} \\ y_{p,q} \end{bmatrix}; \quad \begin{bmatrix} \widehat{X}_{k,l} \\ \widehat{Y}_{k,l} \end{bmatrix} = \frac{1}{N} \sum_{(p,q) \in N} \begin{bmatrix} \widehat{x}_{p,q} \\ \widehat{y}_{p,q} \end{bmatrix}$$

Stąd, wektor przesunięcia można obliczyć jako:

$$\mathbf{T}_{k,l} = \frac{1}{N} \left( \sum_{(p,q) \in N} \begin{bmatrix} x_{p,q} \\ y_{p,q} \end{bmatrix} - \sum_{(p,q) \in N} \begin{bmatrix} \widehat{x}_{p,q} \\ \widehat{y}_{p,q} \end{bmatrix} \right)$$

gdzie  $\overline{N}$  jest licznością zbioru  $N$ , czyli liczbą punktów węzłowych należących do sąsiedztwa  $N$ .

Następnym krokiem jest obliczenie elementów macierzy  $\mathbf{J}_{p,q}$ . Rozważmy w tym celu punkt węzłowy  $p, q$ , który należy do sąsiedztwa  $N$  punktu węzłowego  $k, l$ . Współrzędne punktu węzłowego  $p, q$  w pewnej chwili procesu dopasowania można przedstawić jako transformację  $\mathbf{T}_{p,q}$ ,  $\mathbf{J}_{p,q}$  współrzędnych tego punktu węzłowego w siatce odniesienia z uwzględnieniem pewnego błędu:

$$\begin{bmatrix} x_{p,q} \\ y_{p,q} \end{bmatrix} = \mathbf{J}_{k,l} \left( \begin{bmatrix} \widehat{x}_{p,q} \\ \widehat{y}_{p,q} \end{bmatrix} + \mathbf{T}_{k,l} \right) + \mathbf{e}_{N;p,q}$$

gdzie  $\mathbf{e}_{N;p,q}$  jest pewnym błędem. Wektor  $\mathbf{T}_{p,q}$  oraz macierz  $\mathbf{J}_{p,q}$  są obliczane tak aby zminimalizować sumę  $E_N$  kwadratów błędów poszczególnych punktów węzłowych należących do sąsiedztwa  $N$ :

$$E_N = \sum_{(p,q) \in N} |\mathbf{e}_{N;p,q}|^2 = \sum_{(p,q) \in N} \left[ \begin{bmatrix} x_{p,q}^{(i)} \\ y_{p,q}^{(i)} \end{bmatrix} - \mathbf{J}_{k,l} \left( \begin{bmatrix} \widehat{x}_{p,q} \\ \widehat{y}_{p,q} \end{bmatrix} + \mathbf{T}_{k,l} \right) \right]^2$$

Wielkość  $E_N$  jest funkcją  $j_{11}, j_{12}, j_{21}$  i  $j_{22}$  (elementów macierzy  $\mathbf{J}_{p,q}$ ). Minimum tej funkcji ( $E_N$ ) istnieje i występuje w przypadku, w którym pochodne tej funkcji po argumentach  $j_{11}, j_{12}, j_{21}$  i  $j_{22}$  są zerowe. Stąd:

$$\frac{dE_N}{dj_{11}} = \sum_{(p,q) \in N} \left( j_{11} (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l})^2 - (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l}) (x_{p,q}^{(i)} - X_{k,l}^{(i)}) - j_{12} (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l}) (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l}) \right) = 0$$

$$\frac{dE_N}{dj_{12}} = \sum_{(p,q) \in N} \left( j_{12} (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l})^2 - (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l}) (x_{p,q}^{(i)} - X_{k,l}^{(i)}) - j_{12} (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l}) (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l}) \right) = 0$$

$$\frac{dE_N}{dj_{21}} = \sum_{(p,q) \in N} \left( j_{21} (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l})^2 - (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l}) (y_{p,q}^{(i)} - Y_{k,l}^{(i)}) - j_{22} (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l}) (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l}) \right) = 0$$

$$\frac{dE_N}{dj_{22}} = \sum_{(p,q) \in N} \left( j_{12} (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l})^2 - (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l}) (y_{p,q}^{(i)} - Y_{k,l}^{(i)}) - j_{12} (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l}) (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l}) \right) = 0$$

Rozwiązaniem powyższego układu równań są:

$$j_{11} = \frac{EC - BD}{C^2 - AD}; \quad j_{12} = \frac{BC - AE}{C^2 - AD}; \quad j_{21} = \frac{CH - DG}{C^2 - AD}; \quad j_{22} = \frac{GC - AH}{C^2 - AD}$$

gdzie:

$$A = \sum_{(p,q) \in N} (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l})^2; \quad B = \sum_{(p,q) \in N} (x_{p,q}^{(i)} - X_{k,l}^{(i)}) (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l});$$

$$C = \sum_{(p,q) \in N} (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l}) (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l}); \quad D = \sum_{(p,q) \in N} (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l})^2;$$

$$E = \sum_{(p,q) \in N} (x_{p,q}^{(i)} - X_{k,l}^{(i)}) (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l}); \quad G = \sum_{(p,q) \in N} (y_{p,q}^{(i)} - Y_{k,l}^{(i)}) (\hat{x}_{p,q} - \hat{X}_{k,l});$$

$$H = \sum_{(p,q) \in N} (y_{p,q}^{(i)} - Y_{k,l}^{(i)}) (\hat{y}_{p,q} - \hat{Y}_{k,l})$$

Zatem, przez wyprowadzenie równań na  $\mathbf{T}_{k,l}$  i  $\mathbf{J}_{k,l}$  określiliśmy parametry aproksymowanej transformacji liniowej położenia sąsiedztwa  $N$  w siatce odniesienia do położenia tego sąsiedztwa w aktualnej chwili procesu dopasowania.

Następnym krokiem jest obliczenie naprężenia siatki w punkcie węzłowym  $k, l$ . Przyjęto, że naprężenie odpowiada błędowi  $\mathbf{e}_{N;k,l}$  (błąd transformacji współrzędnych tego punktu dla transformacji jego własnego sąsiedztwa) co do kierunku, jest proporcjonalne do jego wartości i ma przeciwny zwrot. Stąd, wektor naprężenia jest dany równaniem:

$$\mathbf{g}_{k,l} = -\rho \mathbf{e}_{N;k,l} = \rho (\mathbf{J}_{k,l} \begin{bmatrix} \hat{x}_{k,l} \\ \hat{y}_{k,l} \end{bmatrix} + \mathbf{T}_{k,l}) - \begin{bmatrix} x_{k,l} \\ y_{k,l} \end{bmatrix}$$

gdzie  $\rho$  jest pewnym parametrem.



## LITERATURA

- [1] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos, *Snakes: Active Contour Models*, Int. J. of Computer Vision, vol. 1, no. 4, 1988, pp. 321-331
- [2] H. Delingette, *Adaptive and deformable models based on simplex meshes*, IEEE Workshop on Motion of Non-Rigid and Articulated Objects, 1994, pp.152-157
- [3] W. Neuenschwander, P. Fua, O. Kuebler, *From Ziplock Snakes to Velcro Surfaces, Automatic Extraction of Man Made Objects from Aerial and Space Images*, Monte Verita, 1995 Birkhaeuser Verlag Basel, pp. 105-114.
- [4] Yao Wang, O. Lee, A. Vetro, *Use of two-dimensional deformable mesh structures for video coding*, IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, Vol. 6, Dec. 1996, pp. 636-659
- [5] P. van Beek, A. M. Tekalp, N. Zhuang, I. Celasun, Minghui Xia, *Hierarchical 2-D mesh representation, tracking, and compression for object-based video*, IEEE Transactions on Circuits and Systems for Video Technology, Vol. 9, March 1999, pp. 353-369
- [6] P. Szczypiński, A. Materka, *Variable-Flexibility Elastic Model for Digital Image Analysis*, Bulletin of the Polish Academy of Sciences, Technical Sciences, Vol.47, No.3, 1999, pp. 263-269
- [7] G. Iddan, G. Meron, A. Glukhowsky, P. Swain, *Wireless Capsule Endoscopy*, Nature 2000, pp. 405-417
- [8] G. Nalepa, *Sygnaly – Endoskop w pigułce*, Wiedzy i Życia nr 9, 2000
- [9] P. Szczypiński, A. Materka, *Object Tracking and Recognition Using Deformable Grid with Geometrical Templates*, ICSES 2000, pp.169-174
- [10] W. Badaway, *A structured versus unstructured 2D hierarchical mesh for video object motion tracking*, Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering, Vol. 2, May 2001, pp. 953-956
- [11] D. G. Adler, C. J. Gostout, *Wireless Capsule Endoscopy*, Hospital Physician, May 2003, pp.16-22

---

**Disclaimer:** No approval or endorsement of any commercial product by the National Institute of Standards and Technology is intended or implied. Certain commercial equipment, instruments, or materials are identified in this report in order to facilitate better understanding. Such identification does not imply recommendations or endorsement by the National Institute of Standards and Technology, nor does it imply the materials or equipment identified are necessarily the best available for the purpose.



**Piotr M. Szczypiński** urodził się w 1971r. W 1995r. ukończył studia magisterskie a w 2001r. obronił pracę doktorską na Wydziale Elektrotechniki i Elektroniki Politechniki Łódzkiej. W latach 2002-2004 jako stypendysta Ministerstwa Handlu U.S.A. prowadził badania naukowe w National Institute of Standards and Technology. Od 2000r. pracuje w Instytucie Elektroniki Politechniki Łódzkiej. Zajmuje się dydaktyką oraz zagadnieniami przetwarzania i analizy obrazów cyfrowych, w szczególności z wykorzystaniem deformowalnych modeli i metod analizy tekstur. Brał udział w ośmiu projektach badawczych poświęconych diagnostyce medycznej i polepszaniu jakości żywności. Jest autorem lub współautorem ponad dwudziestu publikacji.



**Ram D. Sriram**, Senior Member IEEE, is currently leading the Design and Process group in the Manufacturing Systems Integration Division at the National Institute of Standards and Technology, where he conducts research on standards for interoperability of computer-aided design systems and on healthcare informatics. Prior to that he was on the engineering faculty (1986-1994) at the Massachusetts Institute of Technology (MIT) and was instrumental in setting up the Intelligent Engineering Systems Laboratory. At MIT, Sriram initiated the MIT-DICE project, which was one of the pioneering projects in collaborative engineering. Sriram has co-authored or authored more than 175 papers, books, and reports in computer-aided engineering, including thirteen books. Sriram was a founding co-editor of the International Journal for AI in Engineering. In 1989, he was awarded a Presidential Young Investigators Award from the National Science Foundation, U.S.A. Sriram has a B.S. from IIT, Madras, India, and an M.S. and a Ph.D. from Carnegie Mellon University, Pittsburgh, USA.

## **PREPROCESSING AND AIDING IN INTERPRETATION OF WIRELESS CAPSULE ENDOSCOPE DATA WITH MODEL OF DEFORMABLE RINGS**

**Abstract:** *The wireless capsule endoscopy (WCE) is a relatively novel technique for visualization of gastrointestinal tract, in particular the small intestine. In this paper, we present a model of deformable rings (MDR) for preprocessing of the WCE video data, designed for aiding in the video interpretation. The MDR flexibly matches portions of the image content within consecutive video frames. As a result, it produces an estimate of capsule's relative velocity and a map of gastrointestinal tract walls. The map may be applied for aiding in video interpretation, for rapid identification of gastrointestinal tract characteristic sections and the abnormal areas. It serves as a reference to portions of video data, which should be investigated thoroughly and to these, which may be skipped from viewing. It was found, the presented method significantly improves efficiency of the WCE video interpretation process.*

**Piotr M. Szczypiński**

Institute of Electronics, Technical University of Łódź  
Wólczajska 223, 90-924 Łódź, Poland  
tel. +4842 6312638, e-mail: pms@p.lodz.pl

**Parupudi V. J. Sriram**

Asian Institute of Gastroenterology  
6-3-652, Somajiguda, Hyderabad, India  
pvjsriram2002@yahoo.com

**Ram D. Sriram,**

National Institute of Standards & Technology  
100 Bureau Drive, MS 8263, Gaithersburg, Maryland 20899-8263, USA  
tel. +1 301 9753507, e-mail: sriram@nist.gov

**D. Nageshwar Reddy**

Asian Institute of Gastroenterology  
6-3-652, Somajiguda, Hyderabad, India  
aigindia@yahoo.co.in