

PRZETWARZANIE DANYCH VIDEO Z ENDOSKOPU BEZPRZEWODOWEGO ZA POMOCĄ MODELU DEFORMOWALNYCH PIERŚCIENI

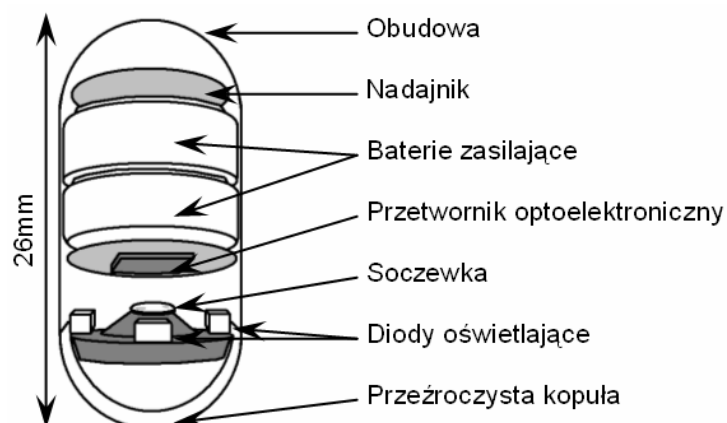
Piotr M. Szczypiński
Instytut Elektroniki Politechniki Łódzkiej
Wólczańska 211/215, 90-924 Łódź
e-mail: piotr.szczypinski@p.lodz.pl

Streszczenie: Bezprzewodowy endoskop w pigułce (Wireless Capsule Endoscope – WCE) jest techniką wizualizacji wnętrza przewodu pokarmowego, w szczególności jelita cienkiego. W niniejszym artykule przedstawiono model deformowalnych pierścieni (Model of Deformable Rings – MDR) służący do przetwarzania danych wideo z WCE i wspomagania 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. Tradycyjny endoskop umożliwia wizualizację przełyku, żołądka oraz części dwunastnicy, z drugiej strony umożliwia wizualizację około 2/3 jelita grubego. Bezprzewodowy endoskop w pigułce [7, 8, 11] jest stosunkowo nową techniką umożliwiającą uzyskanie obrazów wizyjnych wnętrza jelita cienkiego. Zestaw do endoskopii bezprzewodowej wykorzystany w badaniach składa się z wydłużonej kapsułki zawierającej kamerę, źródła światła w postaci diod elektroluminescencyjnych, nadajnik radiowy sygnału wideo i źródło zasilania (Rys. 1); oddzielnego układu odbiornika-rejestratora 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.



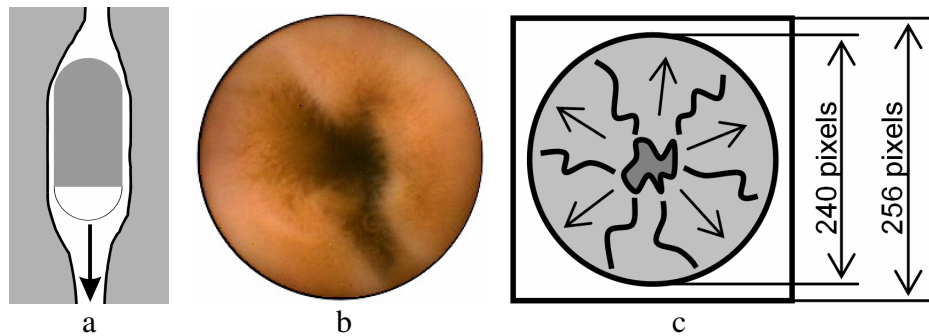
Rys. 1. Uproszczony szkic przedstawiający konstrukcję kapsuły endoskopu bezprzewodowego

Celem MDR jest wstępne przetworzenie danych z endoskopu i wygenerowanie takiej informacji, która wspomogłaby interpretację tych danych. MDR na podstawie sekwencji obrazów z WCE generuje dwuwymiarowy obraz, będący reprezentacją powierzchni wewnętrznej przewodu pokarmowego, zwany dalej mapą. Dodatkowo MDR dokonuje obliczenia przybliżonej prędkości kapsułki endoskopu względem powierzchni przewodu pokarmowego. Mapa umożliwia szybką identyfikację charakterystycznych odcinków układu pokarmowego oraz niektórych zmian patologicznych. Fragmenty mapy stanowią odniesienie do odpowiednich fragmentów sekwencji wideo i pozwalają na ich szybkie przywołanie w czasie przeglądania danych. Funkcja prędkości, 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 oraz wnioski.

2. RUCH ENDOSKOPU I DANE OBRAZOWE

WCE wykorzystywany w badaniach medycznych układu pokarmowego, generuje optyczne obrazy kolorowe wnętrza przewodu pokarmowego z częstotliwością dwóch obrazów na sekundę. Czas badania wynosi około 7 – 8 godzin. Pole widzenia kamery jest koliste o kącie około 140°, a uzyskiwany obraz cyfrowy ma kształt koła o promieniu około 245 pikseli. Do oświetlenia używane są cztery diody elektroluminescencyjne światła białego umieszczone dookoła obiektywu kamery. Wynikiem tego rozwiązania jest to, że przestrzeń przed kamerą nie jest idealnie równomiernie oświetlona. Uzyskiwany obraz jest ciemniejszy w kierunkach poziomym i pionowym, i nieznacznie jaśniejszy w kierunkach 45°, 135°, 225° i 315° od środka obrazu.



Rys. 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 w wyniku ruchów przewodu pokarmowego. Kapsuła jest przepychana i obracana. Nie opracowano jak dotąd efektywnego mechanizmu sterowania ruchem kapsuły, choć prace nad takim napędem trwają. Jak dotąd nie rozwiązano również kwestii wystarczająco dokładnego określania położenia kapsuły w ciele pacjenta.

Podczas projektowania modelu przyjęto, że ponieważ kształt kapsuły jest wydłużony, to przez większość czasu oś symetrii kapsuły powinna układać się równolegle do kierunku przebiegu przewodu pokarmowego (Rys. 2 a). Kamera kapsuły zwrócona może być zarówno zgodnie jak i przeciwnie do zwrotu wektora ruchu. W wyniku pofałdowania powierzchni przewodu pokarmowego, kapsuła endoskopu ustawia się czasami skośnie do kierunku jego przebiegu. Przyjmuje się 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 (Rys. 2 c) a w przeciwnym razie (kamera skierowana do tyłu) ściany przewodu pokarmowego przemieszczają się od zewnątrz do środka obrazu.

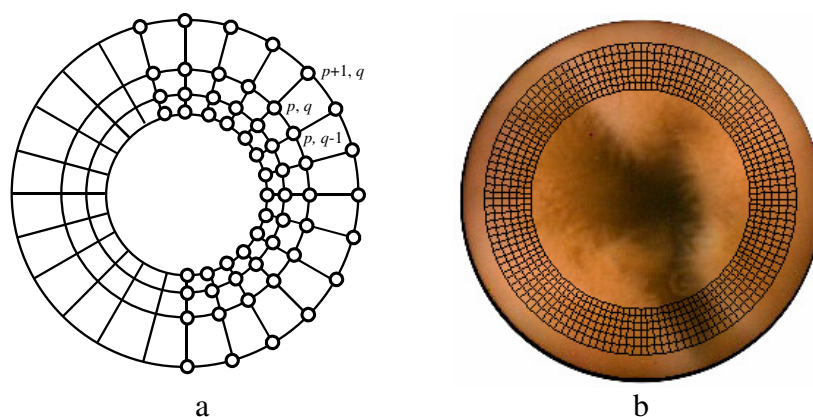
3. KONCEPCJA MODELU DEFORMOWALNYCH PIERŚCIENI

Celem przetwarzania danych z WCE przez MDR jest, po pierwsze, określenie charakteru ruchu kapsuły wewnątrz układu pokarmowego, szczególnie określenie przybliżonej prędkości kapsuły oraz tego czy porusza się ona zgodnie czy przeciwnie do kierunku wektora skierowania kamery. W tym celu śledzony jest względny ruch ścianek przewodu pokarmowego przez elastyczne dopasowanie informacji obrazowej pochodzącej z dwóch kolejnych klatek sekwencji wideo. Po drugie, podczas procesu śledzenia ruchu, MDR gromadzi informacje o teksturze ścian przewodu pokarmowego – model „skanuje” wewnętrzną powierzchnię przewodu pokarmowego. Po zakończeniu procesu przetwarzania strumienia wideo, zgromadzone dane są przedstawiane w postaci dwuwymiarowego obrazu – mapy wnętrza układu pokarmowego.

Głównym zadaniem MDR jest śledzenie przesunięć dystynktywnych (odróżnialnych) fragmentów obrazu przede wszystkim składowej przesunięć w kierunku do i od środka obrazu, z uwzględnieniem pewnych lokalnych

nierównomierności tych przesunięć. Skoncentrowanie się głównie na kierunku ruchu do i od środka obrazu wynika z przyjętego założenia co do charakteru ruchu i orientacji kapsuły równoległe do kierunku przebiegu przewodu pokarmowego.

Zaproponowano następującą konstrukcję modelu deformowanego: 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 (Rys. 3); sieć ta umieszczona jest w dwuwymiarowej przestrzeni (na powierzchni) analizowanego obrazu.



Rys. 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:

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

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 (Rys. 3 b). Parametry r i w są tak dobrane, aby zmieścić całą strukturę wewnątrz obszaru obrazu z zachowaniem pewnego marginesu dookoła.

W czasie procesu elastycznego dopasowania, czyli śledzenia przesunięć fragmentów obrazu, punkty węzłowe zmieniają swoje położenie w układzie współrzędnych obrazu a siatka modelu powiększa się lub pomniejsza oraz ulega deformacjom.

4. WPŁYW OBRAZU NA PRZESUNIĘCIA PUNKTÓW WĘZŁOWYCH

W stosunku do wcześniejszych publikacji [11-14] dotyczących modelu deformowanych pierścieni, w wyniku prowadzonych ostatnio badań [15], zmodyfikowano sposób, w jaki w modelu dokonuje się estymacji ruchu obrazu. Do estymacji ruchu w ostatnio testowanej wersji MDR wykorzystuje się funkcję średniej lokalnej wartości bezwzględnej różnicy między składowymi koloru obrazu, oraz gradientową metodę minimalizacji wartości tej funkcji.

Punkty węzłowe wchodzące w skład MDR mają za zadanie podążać za ruchem przesuujących się w obrazie fragmentów przewodu pokarmowego. Aby to robić,

każdy z tych punktów przechowuje informację o lokalnych cechach obrazu, takich jak składowe RGB lub YUV, które wystąpiły w pewnej klatce ($k-1$) sekwencji wideo, w otoczeniu tego punktu. Przechowywany (zapamiętywany) jest kwadratowy blok obrazu o wielkości $N \times N$, o środku położonym najbliższej współrzędnych punktu węzłowego. W kolejnej klatce (k) sekwencji wideo, punkt węzłowy „poszukuje” fragmentu jak najbardziej podobnego do przechowywanego bloku i przesuwa się w jego kierunku.

Podobieństwo dwóch fragmentów obrazu zdefiniowane jest za pomocą funkcji średniej lokalnej wartości bezwzględnej różnicy między składowymi koloru obrazu (ang. Mean Absolute Difference function - MAD).

$$MAD(\Delta x, \Delta y) = \frac{1}{N^2} \sum_{m=0}^{N-1} \sum_{n=0}^{N-1} |I_k(x + \Delta x + m, x + \Delta y + n) - I_{k-1}(x + m, y + n)| \quad (2)$$

I_k jest wektorem składowych koloru w podanych współrzędnych obrazu, (x, y) są współrzędnymi punktu węzłowego w klatce $k-1$. Funkcja MAD jest zazwyczaj traktowana jako funkcja argumentów całkowitych. Na potrzeby MDR, w którym współrzędne punktów węzłowych określane są subpikselowo, funkcja MAD jest również obliczana dla rzeczywistych wartości $(\Delta x, \Delta y)$, z wykorzystaniem interpolacji biliniowej.

We współrzędnych punktu węzłowego obliczany jest wektor zanegowanego gradientu funkcji MAD, skalowanego parametrem ξ :

$$\mathbf{f}_{p,q} = -\xi \begin{bmatrix} MAD(\Delta x + 0.5, \Delta y) - MAD(\Delta x - 0.5, \Delta y) \\ MAD(\Delta x, \Delta y + 0.5) - MAD(\Delta x, \Delta y - 0.5) \end{bmatrix} \quad (3)$$

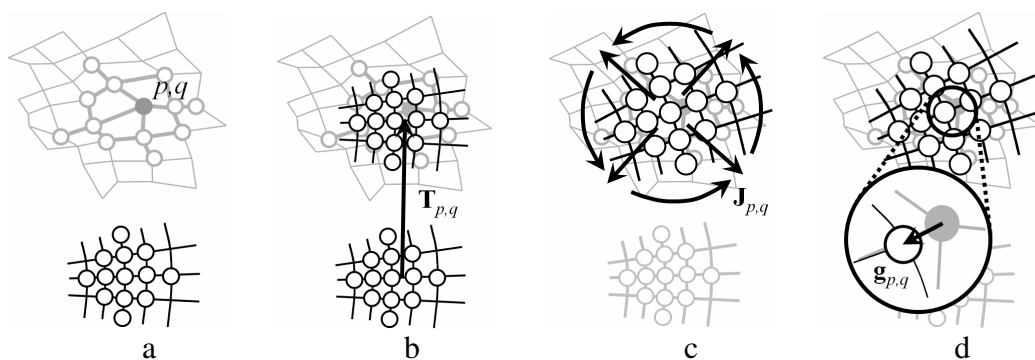
Wektor ten jest jedną ze składowych przesunięcia punktu węzłowego.

5. OBLICZANIE NAPRĘŻEŃ

Gdyby zmiana położenia punktów węzłowych dokonywana była wyłącznie na podstawie oddziaływania obrazu (wektora $\mathbf{f}_{p,q}$) 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. Konieczne jest więc zamodelowanie dodatkowego oddziaływania wymuszającego ich wzajemne uporządkowanie. To oddziaływanie między węzłami nazywane jest zazwyczaj sprężystością modelu i przypomina efekty, jakie występują w rzeczywistych ciałach, takich jak guma lub stalowy drut.

Do modelowania naprężeń w MDR zastosowano oryginalną metodę, w której obliczane są parametry liniowej, aproksymowanej transformacji położenia sąsiedztwa punktu węzłowego między siatką odniesienia (niezdeformowaną) a aktualną siatką modelu (zdeformowaną) [13]. Siatką odniesienia jest siatka niezdeformowana, w której współrzędne określone są równaniem (1). Obliczenie naprężenia polega na porównaniu rzeczywistych współrzędnych punktu węzłowego z jego współrzędnymi otrzymanymi w wyniku transformacji jego sąsiedztwa.

Aby obliczyć naprężenie dla pewnego punktu węzłowego p, q definiuje się jego n -sąsiedztwo. Przy czym, n -sąsiedztwo punktu węzłowego p, q jest to zbiór wszystkich punktów węzłowych połączonych z tym punktem za pomocą n lub mniejszej liczby połączeń, zawierające również ten punkt.



Rys. 4. Ilustracja metody obliczania naprężeń: a) sąsiedztwo ($n = 2$) wybranego punktu węzłowego w modelu oraz odpowiadające mu sąsiedztwo w niezdeformowanej 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.

Następnie obliczana jest liniowa transformata tego sąsiedztwa w siatce odniesienia na siatkę modelu. Transformacja n -sąsiedztwa jest aproksymowana poprzez macierz transformacji $\mathbf{J}_{p,q}$ (2×2), która odpowiada za skalowanie, obrót i rozciągnięcie kierunkowe, oraz wektor średniego przesunięcia $\mathbf{T}_{p,q}$. Wektor $\mathbf{T}_{p,q}$ i macierz $\mathbf{J}_{p,q}$ są obliczane w taki sposób, aby zminimalizować średni błąd kwadratów odległości między współrzędnymi rzeczywistymi a wynikającymi z transformacji. Ponieważ transformacja taka jest uśrednieniem przesunięć pewnej grupy punktów węzłowych to nie niesie ona informacji o względnym przemieszczeniu się punktów węzłowych wewnątrz tej grupy, o lokalnej deformacji siatki.

Wektor naprężenia jest zdefiniowany jako różnica współrzędnych punktu węzłowego p, q obliczonych z transformacji i jego współrzędnych rzeczywistych:

$$\mathbf{g}_{p,q} = \rho (\mathbf{J}_{p,q} [\hat{x}_{p,q} \quad \hat{y}_{p,q}]^T + \mathbf{T}_{p,q} - [x_{p,q} \quad y_{p,q}]^T) \quad (4)$$

przy czym ρ jest parametrem określającym wielkości tego oddziaływania na punkt węzłowy.

Należy zwrócić uwagę, że transformacja obliczona musi być indywidualnie dla sąsiedztwa 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 $n \geq P-1$).

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 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. Zaproponowana metoda nie ma tych ograniczeń.

W przypadku, w którym kapsuła endoskopu nie porusza się na wprost lecz bokiem, widoczny w obrazie fragment przewodu pokarmowego przesuwa się w całości w jednym kierunku. MDR podążając za ruchem takiego obiektu przesuwałby 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:

$$\mathbf{g}_g = -\zeta \mathbf{T}_g \quad (5)$$

w którym parametr ζ określa wielkość tego oddziaływania na model a \mathbf{T}_g jest wektorem średniego przesunięcia modelu w stosunku do siatki odniesienia. Procedura obliczania wektora \mathbf{T}_g 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:

$$\begin{bmatrix} x_{p,q}^{(i+1)} & y_{p,q}^{(i+1)} \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} x_{p,q}^{(i)} & y_{p,q}^{(i)} \end{bmatrix}^T + \mathbf{g}_g^{(i)} + \mathbf{g}_{p,q}^{(i)} + \mathbf{f}_{p,q}^{(i)} \quad (6)$$

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 jest poniżej pewnej ustalonej wartości progowej lub gdy liczba iteracji procesu przekroczy pewną ustaloną wartość maksymalną (I).

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

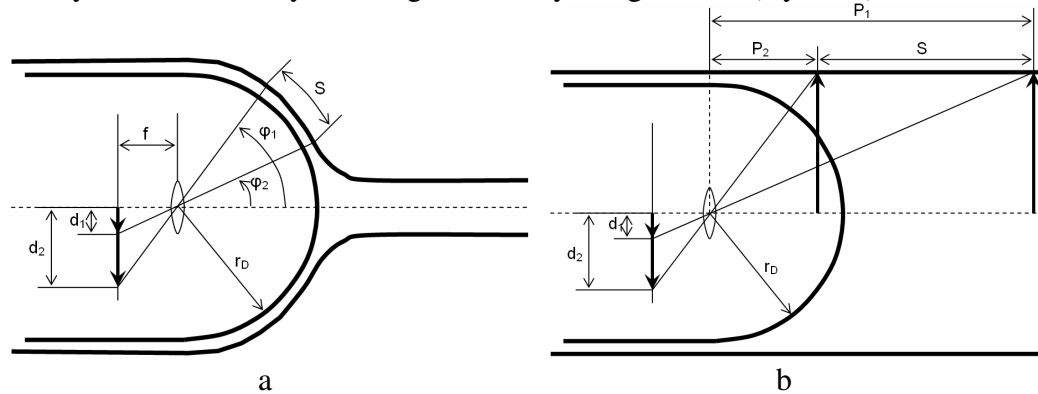
Eksperymentalnie stwierdzono, iż efektywność procesu dopasowania można poprawić zmieniając w ciągu tego procesu parametry wielkości sąsiedztwa oraz otoczenia punktu węzłowego. W początkowych iteracja procesu stosuje się duże wartości n (duże sąsiedztwa, zazwyczaj $n \geq Q/2$ i $n \geq P-1$). W dalszym etapie parametr ten jest zmniejszany do n równego 1 lub 2. Dzięki temu w początkowej fazie procesu dopasowania model zgrubnie i szybko dopasowuje się do przesuniętych fragmentów obrazu, po czym, po zmianie wartości parametrów n , dopasowuje się do lokalnych szczegółów obrazu [6].

7. ESTYMACJA PRĘDKOŚCI

Można zauważyć, że jeśli kapsuła porusza się z kamerą zwróconą do przodu względem ruchu, wówczas w kolejnych klatkach MDR będzie się powiększała. Jeśli kamera kapsuły skierowana jest do tyłu, wówczas model będzie się kurczył. Zjawisko

zmiany wielkości modelu w kolejnych klatkach sekwencji wideo, charakter oraz wielkość tych zmian, umożliwiają zgrubne oszacowanie prędkości poruszania się kapsuły wewnątrz przewodu pokarmowego.

W stosunku do wcześniejszych publikacji [11-14], zmodyfikowano sposób, w jaki obliczana jest prędkość kapsuły. W najnowszej implementacji MDR stosowane są dwie metody estymacji prędkości, opracowane przy różnych założeniach co do kształtu ścian przewodu pokarmowego. W pierwszym podejściu zakłada się, że ściany układu pokarmowego ściśle przylegają do powierzchni kapsuły, w tym do powierzchni przezroczystej kopuły (Rys. 5 a). W drugim podejściu zakłada się, że ściany układu pokarmowego są stosunkowo sztywne, a przewód pokarmowy jest zbliżony kształtem do wydłużonego, nieelastycznego walca (Rys. 5 b).



Rys. 5. Rzutowanie obrazu (a) w przypadku ścian układu pokarmowego ściśle przylegających do kapsuły oraz (b) perspektywiczne.

W pierwszej metodzie, ponieważ kształt kopuły jest w przybliżeniu sferyczny, odległość S , którą pokonuje kapsuła, jest proporcjonalna do zmian kąta ϕ , pod którym widziany jest wybrany, przesuwany fragment układu pokarmowego. Obraz wybranego fragmentu na powierzchni przetwornika optoelektronicznego pojawia się w odległości $d = f \tan(\phi)$ od środka tego przetwornika. Tak więc prędkość w pierwszej metodzie estymowana jest za pomocą następującego równania:

$$V_D = \frac{r_D}{\Delta t} \left(\operatorname{atg} \left(\frac{d_1}{f} \right) - \operatorname{atg} \left(\frac{d_2}{f} \right) \right) \quad (7)$$

gdzie d_1 i d_2 określają średni promień pierścienia modelu w dwóch kolejnych obserwacjach, a Δt jest czasem pomiędzy tymi obserwacjami. Promienie d_1 i d_2 obliczane są jako średni promień pierścieni w siatce odniesienia pomnożony przez pierwiastek wyznacznika macierzy \mathbf{J}_g . Macierz \mathbf{J}_g jest obliczana tak jak macierz $\mathbf{J}_{p,q}$, przy czym sąsiedztwo obejmuje wszystkie punkty węzłowe modelu.

W drugiej metodzie wykorzystuje się zasady dotyczące rzutowania perspektywicznego. Odległość obiektu, wybranego fragmentu układu pokarmowego, jest odwrotnie proporcjonalna do wielkości obrazu tego obiektu na powierzchni przetwornika optoelektronicznego. Prędkość poruszania się kapsuły wewnątrz układu pokarmowego jest więc estymowana z wykorzystaniem następującego równania:

$$V_P = \frac{r_D f}{\Delta t} \left(\frac{1}{d_2} - \frac{1}{d_1} \right) \quad (8)$$

Obie wielkości, zarówno V_D jak i V_P , są jedynie wielkościami przybliżonymi. W obu przypadkach przyjęto, że oś podłużna kapsuły jest równoległa do wektora ruchu i kierunku przebiegu układu pokarmowego. W rzeczywistości zawsze istnieje jakiś niezerowy kąt między tymi kierunkami, który jest przyczyną niedokładności. Trudno jest też określić, czy rzeczywista sytuacja bliższa jest metodzie wykorzystującej równanie (7) czy (8).

8. TWORZENIE MAPY PRZEWODU POKARMOWEGO

W czasie analizy danych wideo siatka MDR rośnie, w przypadku ruchu o zwrocie zgodnym z wektorem skierowania kamery, lub kurczy się w przypadku ruchu do tyłu.

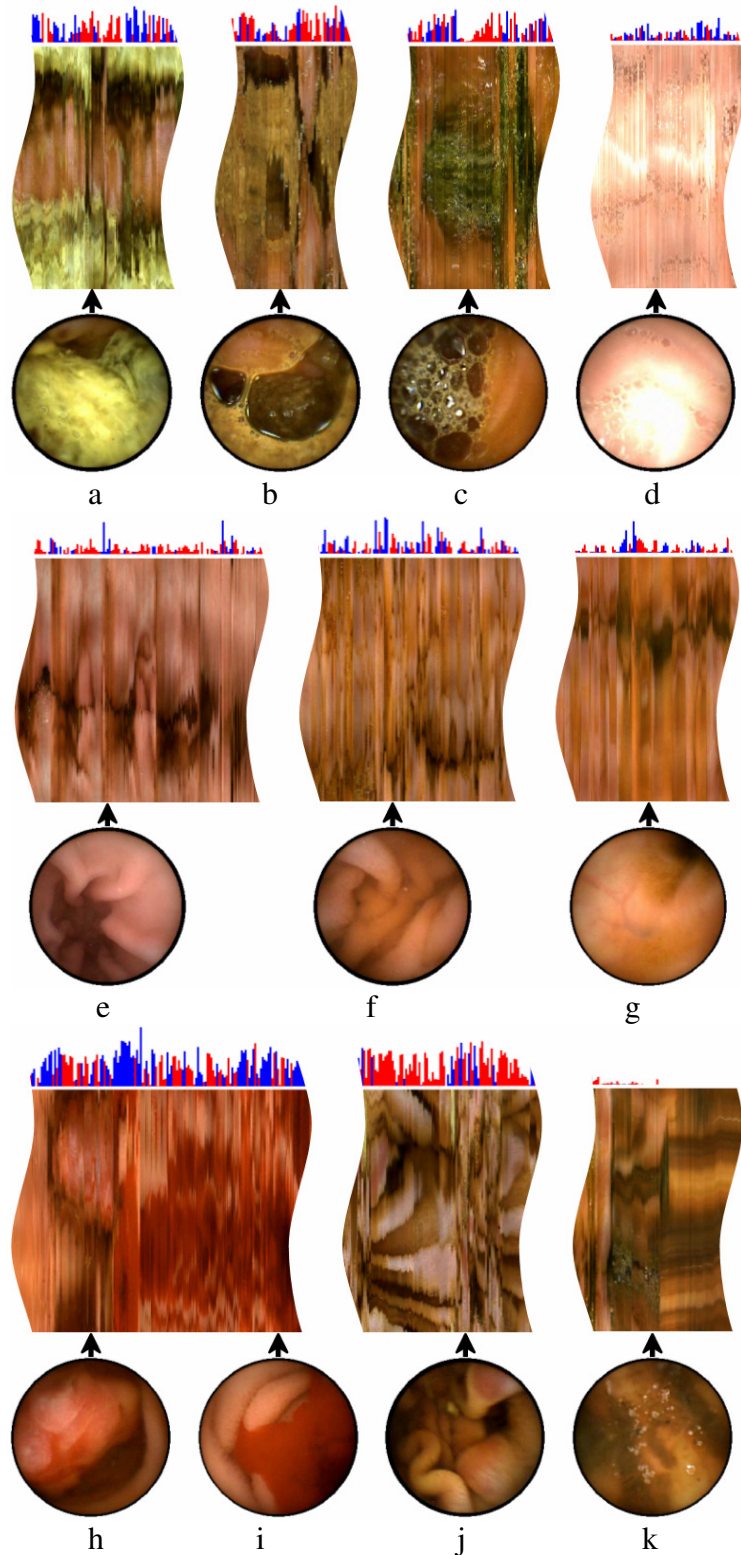
Wielkość modelu w stosunku do wielkości siatki odniesienia obliczana jest jako pierwiastek kwadratowych wyznacznika macierzy \mathbf{J}_g . MDR jest chroniony przed nadmiernym wzrostem (poza ramy obrazu) oraz nadmiernym kurczeniem się. Jeśli model powiększy się o odległość między sąsiednimi pierścieniami, czyli gdy $\det \mathbf{J}_g > w^2$, 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 $\det \mathbf{J}_g < w^2$, wówczas wewnętrzny pierścień jest usuwany i zamiast niego dodawany jest odpowiedniej wielkości pierścień zewnętrzny.

W obydwu przypadkach, usuwania i dodawania pierścieni, zapamiętywane są składowe koloru obrazu odczytane wzdłuż zewnętrznego pierścienia. 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 wewnętrznąj powierzchni przewodu pokarmowego – 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. Dodatkowo, do każdej linii mapy dodawane są informacje o prędkości kapsuły (V_D i V_P) stopniu deformacji siatki, itp.

9. 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 przesuwany jest znacznik. Wskazuje on miejsce na mapie odpowiadające wyświetlanym aktualnie danym wideo. 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.



Rys. 6. Przykłady wybranych fragmentów map przewodu pokarmowego wraz z odpowiadającymi im klatkami sekwencji wideo (poniżej map) i wykresem prędkości (powyżej map): a) częściowo strawiona treść pokarmowa, b) treść pokarmowa oraz bąbelki gazu, c) piana z gazu i soków trawiennych, d) prześwietlony obraz jelita cienkiego, e) przetyk u wejścia do żołądka, f) jelito cienkie g) jelito grube, h) rozbudowane owrzodzenie Crohna, i) miejsce krwawienia, j) erozja ścianek przewodu pokarmowego oraz k) miejsce zatrzymania się kapsuły.

Stwierdzono [12] (Rys. 6), że w mapie przewodu pokarmowego można zidentyfikować fragmenty charakterystyczne dla obszarów krwawienia lub znacznych obszarów owrzodzeń. Dzięki wykresowi prędkości kapsuły możliwe jest zidentyfikowanie miejsc, w których kapsuła zwolniła lub zatrzymała się w wyniku patologicznego przewężenia światła przewodu pokarmowego. Za pomocą mapy można też zidentyfikować charakterystyczne fragmenty przewodu pokarmowego. Mapa pozwala to na przeprowadzenie częściowej oceny jakości i kompletności otrzymanych danych wideo.

10. 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 ($P = 7$, $Q = 128$, $\xi = \rho = \zeta = 1$). 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. W drugim etapie (8 iteracji) sąsiedztwo było mniejsze, parametr $n = 2$.

Do badań modelu wykorzystano komputer z procesorem *Intel Pentium IV*, 3 GHz. Przeciętny czas przetwarzania danych wideo z WCE nie przekraczał 30 minut.

Wnioski dotyczące przydatności modelu i wytworzonej przez niego mapy zamieszczono w [12]. Lekarz dokonujący interpretacji stwierdził, że mapa przewodu pokarmowego i wykres prędkości są przydatne w podczas interpretacji danych z endoskopu, że usprawniają one jego pracę i dzięki nim możliwe jest w niektórych przypadkach skrócenie czasu koniecznego do przeprowadzenia interpretacji nawet o 50%.

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, *Sygnaty – Endoskop w pigułce*, Wiedza 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
- [12] Szczypinski P.M., Sriram P.V.J., Sriram R.D., Reddy D. *Computerized Image Analysis of Wireless Capsule Endoscopy Videos Using a Dedicated Web-like Model of Deformable Rings - A Feasibility Study*, 12th UNITED EUROPEAN GASTROENTEROLOGY WEEK, September 2004, Prague, Poster + Abstract in Endoscopy 2004; 36 (Suppl. I) A76
- [13] 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* Zeszyty Elektronika - Prace naukowe, Łódź 2005, Zeszyt nr 10, pp.129-148
- [14] P.M. Szczypinski, P.V.J. Sriram, R.D. Sriram, D.N. Reddy, *Model of Deformable Rings for Aiding the Wireless Capsule Endoscopy Video Interpretation and Reporting* Computer Vision and Graphics, International Conference, ICCVG 2004, Warsaw, Poland, September 2004 2006 Springer: pp.167-172
- [15] P.M. Szczypinski, *Selecting a Motion Estimation Method for a Mmodel of Deformable Rings*, International Conference on Signals and Slectronic Systems, ICSES 2006, Łódź, Poland, September 2006, pp.297-300