

SEGMENTATION OF ULTRASOUND IMAGES BASED ON ACTIVE CONTOURS FOR IMAGE REGISTRATION

Branislav Hesko

Master Degree Programme (2), FEEC BUT

E-mail: xhesko00@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Vratislav Harabiš

E-mail: harabis@feec.vutbr.cz

Abstract: This paper describes the implementation of the segmentation method applied on ultrasound images, which is based on active contour models. The physical meaning of these models is represented by energy minimisation of initially defined curve. Energy could be written as a weighted sum of internal and external energy. Internal energy is strictly dependent on the properties of the curve and external energy is represented by a feature extracted from the image. First and second derivative of the curve is used to calculate internal energy and Laplacian of the image as a feature to calculate external energy. Total energy is minimised by iteratively moving points of the curve. Achieved results and persistent problems are evaluated, suggesting the way the future work should lead.

Keywords: ultrasound, segmentation, active contour models, ultrasound images

1 ÚVOD

S rozvojom počítačového videnia v dôsledku rapidného nástupu počítačových technológií a nárastom ich výkonu bolo umožnené programové spracovanie medicínskych dát. Jednou z najdôležitejších oblastí spracovania sa stala segmentácia ultrazvukových dát ako neinvazívnej, lacnej zobrazovacej techniky bez preukázaných škodlivých efektov.

Vzhľadom na veľkú variabilitu obrazov, rôznych nastavení pri ich snímaní a najmä relatívne nízku kvalitu spojenú s prítomnosťou šumu typu speckle, neexistuje univerzálna metóda segmentácie, ktorá by preukázala kompletnú funkčnosť so všetkými možnými ultrazvukovými obrazmi. Ako perspektívne a úspešné sa javia metódy aktívnych kontúr, ktorých cieľom je postupná, iteratívna deformácia krivky pre ohraničenie hľadanej oblasti. Cieľom tejto práce je implementovať, vo vhodnom prostredí, niektorú z metód aktívnych kontúr a vhodne vyhodnotiť jej úspešnosť segmentácie na testovacích ultrazvukových dátach [1]. Následne bude môcť ďalšia práca nadviazať a smerovať k samotnej registrácii obrazov.

2 PRINCÍP METÓD AKTÍVNYCH KONTÚR

Metódy aktívnych kontúr sú založené na minimalizácii energie počiatočnej krivky. Pozícia, tvar a matematické vyjadrenie krivky sú volené v rámci počiatočných podmienok. Táto voľba zahŕňa aj iné parametre, ktoré vyplývajú z voľby konkrétnej metódy. Všeobecne môže byť hodnota energie popísaná vzťahom:

$$E_{total} = \alpha E_{image} + \beta E_{cont} + \gamma E_{curve} \quad (1)$$

Hodnota celkovej energie (E_{total}), ktorá je minimalizovaná pre dosiahnutie optimálneho tvaru a umiestnenia krivky, odpovedajúcemu segmentovanej oblasti pozostáva z troch zložiek. Prvá zložka môže byť označená ako externá energia (E_{image}), pretože nezávisí na vlastnostiach krivky, ale na vhodne zvolenom príznaku. Tento príznak odlišuje jednotlivé metódy medzi sebou a umožňuje rozdeliť jednotlivé metódy do dvoch skupín v závislosti na využití gradientu pre výpočet externej energie.

Interná energia pozostáva z dvoch zložiek (E_{curv} a E_{cont}), kde obe zložky sú závislé na tvare krivky a sú počítané z jej vlastností. Ich fyzikálny význam vyjadruje zachovanie tvaru a hladkosti krivky. Hodnoty oboch zložiek sú reprezentované prvou, respektíve druhou deriváciou krivky v danom uzlovom bode. V prípade diskkrétnej implementácie je derivácia nahradená diferenciálom. Premenné vystupujúce v rovnici (1), α , β a γ sú váhy príspevkov jednotlivých energií k celkovej energii [2].

3 IMPLEMENTÁCIA ZVOLENEJ METÓDY

Samotná metóda bola implementovaná v programovacom jazyku Java. Výhodou zvoleného riešenia je rýchlosť, malá pamäťová náročnosť a množstvo voľne dostupných knižníc pre prácu s obrazmi.

V princípe, rovnica využitá pre implementáciu je zhodná s tou, ktorá je uvedená v rámci teoretického popisu (1). Spôsob výpočtu jednotlivých energií je založený na využití následovných matematických výrazov,

$$E_{image} = -||\Delta I|| \quad (2)$$

kde Δ vyjadruje Laplacián, počítaný konvolúciou s maticou vo forme 3×3 s centrálnym prvkom rovným 4 a v osiach x, respektíve y, s hodnotu 1 v kladnom smere a -1 v zápornom smere od centrálného prvku. I je matica hodnôt originálneho obrazu. Matematicky sa teda jedná o druhú diferenciu.

$$E_{cont} = (\bar{d} - \sqrt{(x_i - x_{i-1})^2 + (y_i - y_{i-1})^2})^2 \quad (3)$$

Hodnota $\bar{d}$ vyjadruje priemernú vzdialenosť medzi bodmi a výraz pod odmocninou Euklidovskú vzdialenosť medzi dvoma príľahlými bodmi.

$$E_{curv} = (x_{i+1} - 2x_i + x_{i-1})^2 + (y_{i+1} - 2y_i + y_{i-1})^2 \quad (4)$$

Táto energia predstavuje druhú mocninu druhej diferencie počítanú vzhľadom na dva príľahlé body. Výpočtom všetkých troch energií v každom bode dostaneme celkovú energiu krivky. Minimalizáciou energie jednotlivých príspevkov je teda možné minimalizovať aj celkovú energiu krivky. Preto pre každý bod je zvolené okolie, v ktorom je pre každý bod okolia vypočítaná jeho energia a počiatočný bod je nahradený tým s najmenšou hodnotou energie. Iteratívne je teda upravovaná poloha každého bodu krivky až do dosiahnutia optimálnej energie alebo do dosiahnutia presného počtu iterácií.

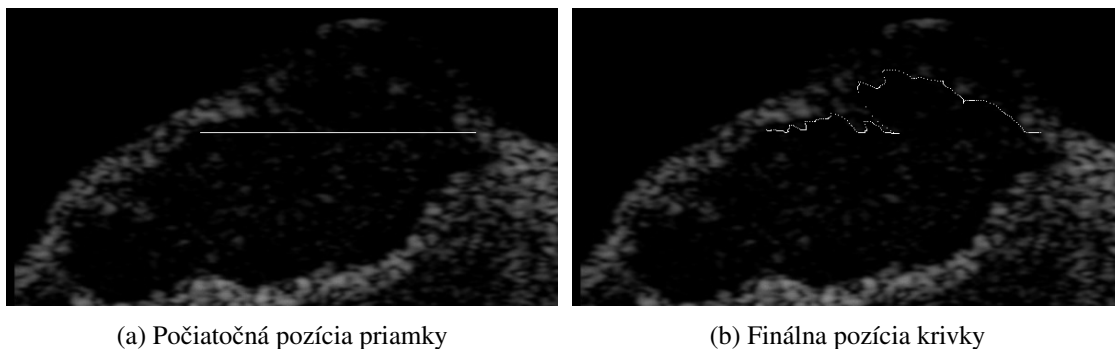
3.1 NASTAVITELNÉ PARAMETRE

Samotná implementácia metódy obsahuje množstvo nastavitel'ných parametrov, ktoré priamo či nepriamo ovplyvňujú výslednú formu segmentácie. Ich nastavenie by malo byť individuálne pre každý typ obrazu. Medzi nastavitel'né hodnoty parametrov patria napríklad počet bodov krivky, počet iterácií, veľkosť prehľadávaného okolia, váhy jednotlivých energií a najmä počiatočná pozícia a tvar krivky, ktoré sa ukázali ako kľúčové pre správnu segmentáciu.

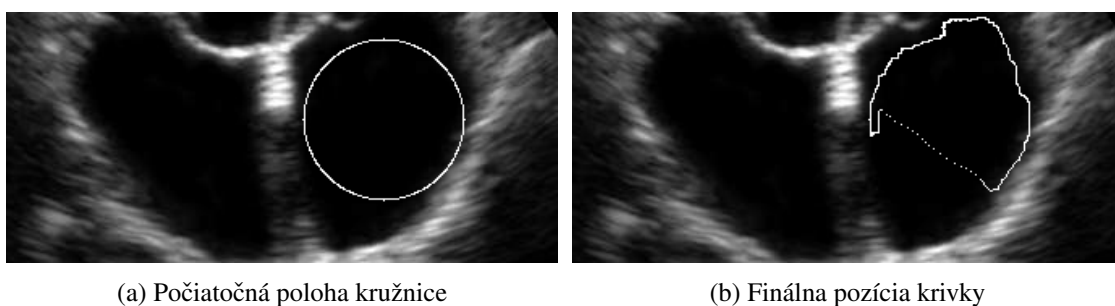
4 ZHODNOTENIE DOSIAHNUTÝCH VÝSLEDKOV

Testovanie úspešnosti implementovanej metódy spočívalo najmä v testovaní vplyvu interných parametrov na výsledný tvar segmentácie. Ako kľúčová a najdôležitejšia sa ukázala voľba počiatočnej pozície a tvaru krivky. Prvotným využitým typom krivky bola priamka. S jej využitím a správnym umiestnením bola dosiahnutá čiastočná segmentácia objektu ako je vidieť na obrázku 1.

Ako vhodnejšie sa javilo použitie uzavrených kriviek, pretože pri otvorených krivkách bolo potrebné nastaviť váhy interných energií koncových bodov nulové, aby bolo zamedzené zmršťovanie sa krivky samej do seba. Preto bolo otestované použitie kružnice a rovnako bola dosiahnutá čiastočná segmentácia, obrázok 2. Problémom pri inicializácii formou kružnice bola konvergencia krivky po určitom počte iterácií do jedného bodu. Rovnako ako pri využití priamky, aj v tomto prípade boli polomer a umiestnenie kružnice, teda stred, kľúčovými parametrami pre segmentáciu.



Obr. 1: Správna čiastočná segmentácia myšieho nádoru s priamkou ako počiatočnou krivkou



Obr. 2: Správna čiastočná segmentácia ľavej siene s kružnicou ako počiatočnou krivkou

5 ZÁVER

Cieľom tejto práce bola implementácia metódy aktívnych kontúr pre účel segmentácie ultrazvukových dát. Boli otestované dva základné druhy počiatočných tvarov kriviek. Prvým typom bola krivka otvorená a za počiatočný tvar bola zvolená priamka. Druhým typom bola uzatvorená krivka a ako testovací počiatočný tvar bola zvolená kružnica. Umiestnenie a veľkosť oboch typov kriviek bolo nastavené manuálne pre prvotné testovanie. Z priložených výsledkov je zrejmé, že čiastočná segmentácia bola funkčná, avšak algoritmus vyžaduje správne počiatočné umiestnenie krivky a je do veľkej miery závislý od nastavených parametrov.

V budúcej práci bude preto potrebné, zamerať sa na inicializáciu a tvar počiatočnej krivky tak, aby bol algoritmus vo veľkej miere samostatný. To je možno dosiahnuť napríklad predspracovaním iným vhodným segmentačným procesom, ktorý zavedie počiatočnú pozíciu krivky. Pre odstránenie zavedenej chyby spôsobenej aproximáciou pri počítaní diferenciálu namiesto derivácie s využitím priľahlých bodov sa ponúka ako vhodné riešenie použitie B-splajnov pre parametrické zadanie krivky a pre potlačenie vplyvu speklí na výslednú segmentáciu bude potrebné využitie iného príznaku ako gradientu pre výpočet externej energie.

LITERATÚRA

- [1] NOBLE, J.A. and BOUKERROUI, D. *Ultrasound Image segmentation: A Survey, IEEE Transactions on Medical Imaging* . pp. 987-1010, Vol. 25, No.8,2006.
- [2] KASS, M. and WITKIN, A. and TERZOPOULOS, D. *Snakes: Active contour model* . 1988, Palo Alto, USA. ISSN: 1573-1405.