

# Segmentace ultrazvukových obrazů použitím metod aktivních kontur pomocí B-splajnů.

Radomír Kurečka, Jiří Kozumplík  
Ústav biomedicínského inženýrství  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Vysoké učení technické v Brně  
Purkyňova 118, 612 00 Brno  
Tel. (05) 4114 9551, fax (05) 4114 9542  
E-mail: [kurecka@dbme.fee.vutbr.cz](mailto:kurecka@dbme.fee.vutbr.cz)

## Abstrakt

Při segmentaci ultrazvukových obrazů použitím metod aktivních kontur pomocí B-splajnů je velmi důležité vhodně zvolit počet řídicích bodů splajnu. Tento počet má výrazný vliv jak na kvalitu výsledné segmentace, tak na výpočetní a paměťovou náročnost a z toho se odvíjející rychlost segmentace. Pokud je tento počet malý, je výsledný splajn velmi tuhý a segmentace tedy nemůže být kvalitní. Naopak je-li počet příliš velký, splajn je velmi ohebný a při procesu segmentace může být v některých bodech přitahován k lokálním maximům, která nejsou součástí hrany a segmentace tak může v dalších iteracích dospět ke zcela chybným výsledkům. Proto je nezbytné stanovit optimální kritéria pro počet řídicích bodů splajnu.

## Úvod

Základní metoda segmentace použitím metod aktivních kontur vychází z teorie deformovatelných modelů – sestrojíme model, který „přiložíme“ na obraz. Model se na základě určených vlastností a na základě vlastností obrazu vyvíjí do doby, než dosáhne rovnovážného stavu. Cílem je navrhnout model tak, aby tento rovnovážný stav odpovídal poloze objektu v obraze – hranice modelu pak odpovídají segmentované hranici objektu[3,5].

Vlastnosti modelu, které jsou zodpovědné za jeho chování v průběhu vývoje, jsou v modelu reprezentovány pomocí abstraktních sil, které pohybují modelem ve směru výslednice těchto sil. Obvykle je dělíme do tří základních skupin: interní, obrazové a externí. Interní síly jsou zodpovědné za zachování hladkosti a tuhosti modelu. Předpokládáme totiž, že hledaný objekt má určité vlastnosti – v našem případě je to požadavek spojitosti a hladkosti hranice objektu. Obrazové síly jsou definovány obrazovými vlastnostmi konkrétního obrazu. V tomto případě se nejvíce osvědčilo použití gradientu obrazu po filtraci Gaussovským filtrem, přesněji tzv. DOG filtrem [1]. Externí síly jsou do modelu dodány z externích zdrojů – mohou to být informace získané v průběhu získávání či předzpracování obrazu, z jiných metod segmentace apod.

## B-splajny

Pro zachování hladkosti a tuhosti modelu se v průběhu výzkumu v oblasti aktivních kontur osvědčily B-splajny[4]. Tyto kubické křivky zachovávají hladkost a tuhost již z definice. Každý segment kubického splajnu je řízen 4 řídicími body. Každý segment je pak tvořen  $N$  body, kde  $N$  záleží na vhodné volbě parametru  $t$  při konstrukci splajnu. Tento parametr je zodpovědný za hustotu vzorkování jednoho segmentu. Délku segmentu určuje poloha 4 sousedních řídicích bodů [2]. V praxi se většinou volí 4-5 vzorků na segment. Počet vzorků segmentu zvyšuje výpočetní náročnost metody, neboť v každém bodu splajnu se poté musí sestrojit normála ke splajnu a hledat maximum obrazových sil (viz dále).

## Metoda

Při použití aktivních kontur v procesu segmentace se nejdříve volí inicializační řídicí body splajnu. Tyto body lze do procesu zanést z apriorní informace nebo z různých fází předzpracování obrazu. Rovněž je možné tyto body zvolit manuálně uživatelem. Důležité je, aby počáteční body ležely poblíž hranice objektu. Zvláště důležité je to v oblasti ultrazvukových obrazů, které obsahují značné množství šumu a hrany jsou velmi málo zřetelné. To je důvodem proč je kontura často přitahována mimo vlastní objekt a hranu. Velmi tedy záleží na volbě počátečních bodů.

Následuje konstrukce splajnu ze zadaných inicializačních bodů. V každém bodu splajnu je určena normála ke splajnu a na té se hledá maximální hodnota obrazových sil, většinou maximum gradientu obrazu po filtraci DOG filtrem. Do těchto míst by měl v následné iteraci splajn směřovat. Výsledkem této fáze je tedy poloha maximálních hodnot obrazových sil v okolí splajnu.

Nyní je nezbytné změnit polohu řídicích bodů splajnu tak, aby alespoň přibližně respektovaly polohu maximálních hodnot obrazových sil. Do procesu zasáhnou rovněž interní síly modelu, které jsou zodpovědné za zachování hladkosti a tuhosti modelu. Proto nemůže výsledný splajn přesně respektovat nalezená maxima na normálách.

Pokud byla změna řídicích bodů signifikantní, celý postup opakujeme až do chvíle, kdy je změna nulová či minimální. V tomto okamžiku by měl model ležet na hranici či velmi blízko hranice segmentovaného objektu.

## Řídicí body

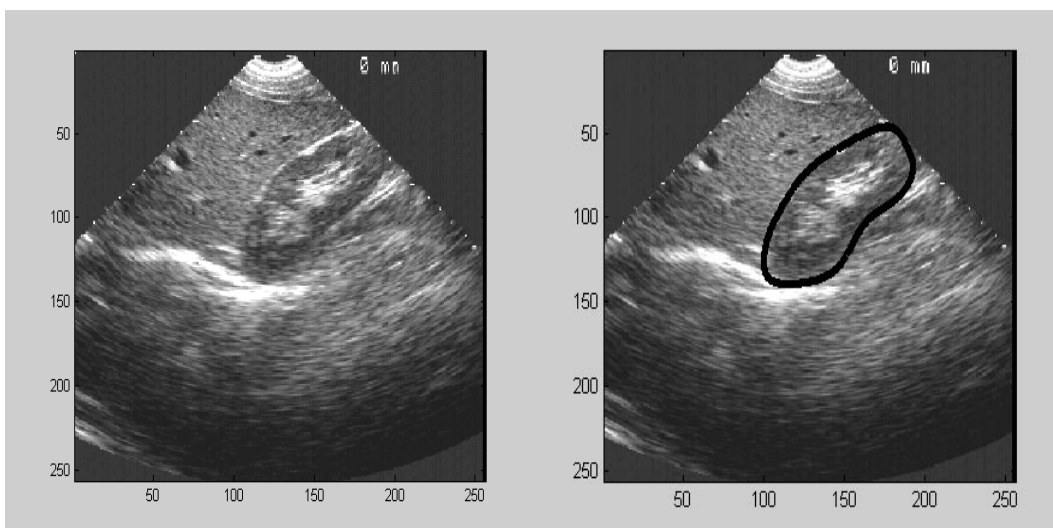
Při posunu řídicích bodů se často stává, že v určitých místech jsou řídicí body koncentrovány, zatímco v ostatních oblastech je vzorkování málo husté. Ideální by samozřejmě bylo, aby v oblastech více členitých bylo vzorkování splajnu více husté nežli v ostatních oblastech. To je ovšem úkol spíše do oblasti umělé inteligence, neboť je téměř nemožné určit tyto oblasti. Obvykle usilujeme o to, aby vzorkování splajnu bylo téměř konstantní. Z tohoto důvodu je nezbytné, aby se po změně polohy řídicích bodů provedla analýza jejich polohy. Přebytné body je vhodné odstranit, zatímco na místa s řídkým vzorkováním je vhodné řídicí body naopak dodat. Přidání či ubrání řídicího bodu se projeví hned na 4 segmentech.

Dalším negativním jevem je vytvoření smyček na splajnu. Výzkum v této oblasti stále probíhá. V současné době se zdá, že nezbytnou podmínkou vytvoření smyčky je protnutí úsečky spojující dva sousední řídicí body splajnu s některou z dalších úseček. K detekci tohoto nežádoucího jevu tedy zřejmě stačí kontrolovat průsečíky jednotlivých spojnic.

## Výsledky

V průběhu experimentálních studií bylo zjištěno, že při stanovení minimální a maximální vzdálenosti řídicích bodů záleží na konkrétním typu obrazu. V případě ultrazvukových obrazů, které obsahují nevýrazné hrany a kde je velké množství šumu, není žádoucí příliš velká hustota řídicích bodů. Je to především z důvodu velké pružnosti výsledného splajnu. Ten má pak tendenci se uchylovat k lokálním maximům, která reprezentují často šum. Jelikož jsou objekty, které v ultrazvukových obrazech hledáme většinou hladké, je tento jev při segmentaci nežádoucí.

Experimentálně byla zjištěna na konkrétním obraze ledviny – obr.1 jako nejvýhodnější maximální možná vzdálenost dvou řídicích bodů 30 pixelů. Minimální vzdálenost je pak volena jako méně než polovina, tedy 10 bodů. V případě, že je vzdálenost mezi dvěma sousedními řídicími body menší než 10 bodů, je daný řídicí bod zrušen. V případě, že vzdálenost je větší než 30 pixelů, je přidán 1 řídicí bod a to přesně mezi dané dva řídicí body.



**Obr. 1:** Originální ultrazvukový obraz ledviny a naznačená segmentace.

## Poděkování

Tato práce byla podporována grantovým výzkumem č. 102/99/1228 grantové agentury České republiky a státním grantem č. CEZ J22/98:262200011.

## Reference

- [1] Marr, D., Hildreth, E.: A theory of edge detection, Proc. Royal Society (London), Vol. B207, p. 187-217, 1980
- [2] Levienaise-Obavia, B., Gee, A.: Adaptive Segmentation of Ultrasound Images, [http://www.bmva.ac.uk/bmyc/1997/papers/047/paper\\_047.html](http://www.bmva.ac.uk/bmyc/1997/papers/047/paper_047.html) (srpen 2000).
- [3] Williams, D.J., Shah, M.: A Fast Algorithm For Active Contours, In Proc. Third Int. Conf. On Computr Vision, p. 592-595, 1990
- [4] Unser, M.: Splines: A Perfect Fit for Signal/Image Processing, IEEE SP Magazine, Vol. 16, No. 6, p. 22-38
- [5] Cohen, L.D.: NOTE On Active Contour Models and Ballons, CVGIP: Image understanding, Vol. 53, No. 2, March, pp. 211-218, 1991