



MEDICAL IMAGE SEGMENTATION BASED ON COMPUTING OF IMAGE CHARACTERISTICS

Ivan NAGY*

***Summary:** This report is concerned with processing of CT and MRI image data. Described method based on application of active contour models seems to be more efficient than usually used single contour model.. The main area of application of this segmentation method lies in biomechanical (FEM model creating, computational modelling, Rapid prototyping) and biomedical (diagnosis support) field.*

1. ÚVOD

Výpočetní tomografie a magnetická rezonance patří mezi nejrozšířenější zobrazovací metody v lékařské diagnostice. Obrazová data získané těmito zobrazovacími metody však kromě podpory diagnostiky nám poskytují potřebné množství informací pro různé využití v medicíně a jiných oborech, mezi které patří zejména obory zkoumající biologické objekty a jevy pomocí technických metod (biomechanika, bionika, biokybernetika, atd.) [1].

Pro biomechanické aplikace má největší význam využití informací o tvaru, velikosti a poloze různých tkání lidského těla. Na základě těchto informací je pak možné vytvořit prostorové výpočtové modely geometrie jednotlivých tkání. Po následném převodu do programových systémů mechaniky kontinua umožní např. výpočtové modelování vlastností a chování tkání pomocí metody konečných prvků, nebo návrh geometrie a výrobu funkčních protéz a implantátů prostřednictvím CAD/CAM systémů, atd. Je tedy zřejmé, že problematika vytvoření vhodného algoritmu pro přenos informací z tomografických zobrazovacích přístrojů do programových systémů mechaniky kontinua je velice aktuální na rozhraní medicíny a techniky. V uvedeném kontextu hlavní cíl přiloženého projektu spočívá v prozkoumání problematiky získání hranic jednotlivých biologických tkání na základě počítačového zpracování původních tomografických snímků, s důrazem na aplikaci metody aktivních kontur na základě jejich rozšířené formy [2].

2. POPIS METODY

Zpracování obrazové informace je soubor procesů pro zkvalitnění informace získané pomocí různých zobrazovacích metod. Pro vytvoření prostorových modelů geometrie tkání je potřebné získat oblasti (nebo jejich hranice), které reprezentují prostorové rozložení jednotlivých tkání. Z pohledu zpracování obrazu to znamená provést segmentaci původních snímků. Kvalitativní vlastnosti tomografických snímků je však činí velmi nevhodnými pro jejich bezproblémovou a přímou segmentaci. Mezi tyto vlastnosti patří následující skutečnosti:

- komplexní, nepravidelné tvary tkání,

* Společné pracoviště Ústavu termomechaniky AV ČR v Praze a Ústavu mechaniky těles FSI VUT v Brně, Technická 2, 616 59 Brno, e-mail: 7nagy@umtn.fme.vutbr.cz

- nehomogenita oblasti struktur,
- vysoké rozptyly hodnot uvnitř jednotlivých struktur,
- překrývání hodnot pixelů různých struktur,
- anatomická variabilita mezi pacienty,
- pohybové artefakty pacienta,
- odlišné parametry snímání,
- šum a zkreslení zobrazovacího systému,
- subjektivní přístup při vyhodnocení snímků.

Dalším podstatným problémem je, že zatím neexistuje obecný algoritmus pro segmentaci obrazu, a výběr vhodné metody je vždy determinován různými požadavky (např. rychlost, přesnost, adaptabilita, atd.), které jsou dosti protichůdné.

Základní algoritmy pro nalezení hranic v obraze se zdají být nevhodné, a to zejména z hlediska výše uvedených kvalitativních nedostatků původních tomografických snímků. Jednou z možností, jak tyto problémy aspoň částečně překonat je aplikace metody aktivních kontur. Je to metoda adaptivní, což zaručuje vyšší míru přizpůsobení k charakteristikám aktuálně zpracovaného obrazu.

Metoda aktivních kontur je založena na možnosti implementace různých energetických funkcí. Obecně platí, že tato metoda je založena na minimalizaci obrazové energie, která se skládá z externí a interní energie. Pojem energie v tomto případě na základě fyzikální analogie je odvozená od působení příslušných sil. Základní postup implementace je následující [3]:

- inicializace původní kontury pomocí řídicích bodů,
- zadávání řídicích koeficientů jednotlivých energií a počtu iterace,
- v řídicích bodech a jejich okolí se provádí výpočet předem definovaných energií,
- minimalizace celkové energie, tj. posouvání řídicích bodů v jeho určitém okolí na základě velikosti energetické funkce se kontura čímž se dosáhne tvaru segmentovaného objektu.

Kromě zvolených energií a velikostí jejich řídicích koeficientů na výsledek má značný vliv i poloha počáteční kontury, zvolený počet iterací a počet řídicích bodů. Inicializaci počáteční kontury je možné uskutečnit různými způsoby. V mém případě je tato problematika vyřešena ručním zadáváním kontrolních bodů přímo v obraze. To umožňuje posouvat tuto konturu co nejbližší k hledané hranici. Tato počáteční kontura se pak pod vlivem minimalizace součtu interní a externí energie začíná přibližovat k hledanému hranici.

Klasický model aktivní kontury (single contour model) bylo autorem implementováno v prostředí MATLAB 5.3. Řídící veličiny jsou definovány následujícím způsobem [4]:

Celková energetická funkce je vyjádřena jako součet interní a externí energie:

$$E_{\text{kontura}} = E_{\text{int}} + E_{\text{ext}}$$

Interní energie je definována pomocí působení příslušných sil:

$$F_{\text{elas},x_i} = 2 * K_1 * ((x_{i-1} - x_i) + (x_{i+1} - x_i))$$

$$F_{\text{elas},y_i} = 2 * K_1 * ((y_{i-1} - y_i) + (y_{i+1} - y_i))$$

kde K_1 je uživatelská konstanta a (x_i, y_i) jsou souřadnice kontrolních bodů.

Externí energie vyjadřuje přímou souvislost s obrazem. V tomografických snímcích to umožňuje segmentaci světlých tkáňových struktur od černého pozadí. Pro zdroje obrazových energií platí:

$$F_{\text{obraz},x_i} = \frac{K_3}{2} * (f(x_{i+1}, y_i) - f(x_{i-1}, y_i))$$

$$F_{\text{obraz},y_i} = \frac{K_3}{2} * (f(x_i, y_{i+1}) - f(x_i, y_{i-1}))$$

kde $f(x_i, y_i)$ je hodnota jasu pixelu o souřadnicích (x, y) a K_3 je další uživatelská konstanta. Pomocí redukce této energetické funkce kontura se pohybuje směrem ke světlejším oblastem v obraze.

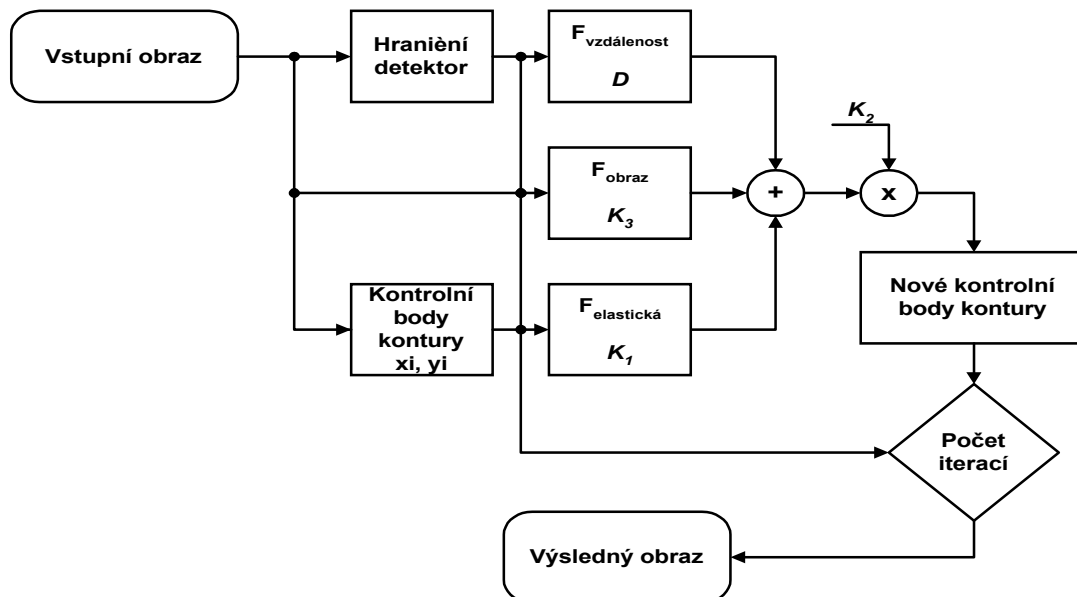
Implementace rychlosti pohybu kontury je uskutečněna iteračními kroky, přičemž každý kontrolní bod se pohybuje na základě proporcionální změny jednotlivých sil:

$$x_i + K_2 * (F_{\text{elas},x_i} + F_{\text{obraz},x_i}) \Rightarrow \text{nove } x_i,$$

$$y_i + K_2 * (F_{\text{elas},y_i} + F_{\text{obraz},y_i}) \Rightarrow \text{nove } y_i,$$

kde K_2 je uživatelská konstanta rychlosti.

Navíc aplikace kontury je podpořen výsledkem hraničního detektoru [5]. Tím se zvyšuje počet řídicích veličin o vzdálenostní konstantu D , která přitahuje konturu k hranicím. Bloková schéma je uvedena na obr. 1.



Obr. 1.: Výsledná bloková schéma segmentace pomocí metody aktivních kontur

Mezi hlavní přednosti uvedeného postupu segmentace patří:

- uzavřenost výsledných hranic,
- homogenita hodnot hraničních pixelů.

Mezi nevýhody této metody patří následující nedostatky:

- počáteční kontura musí ležet blízko hledané hranice,
- manuální inicializace řídicích konstant,
- uvedená implementace není schopna rozlišit malé detaily (absence pixelového rozlišení),
- kontura se zastaví na hranici konkávních oblastí.

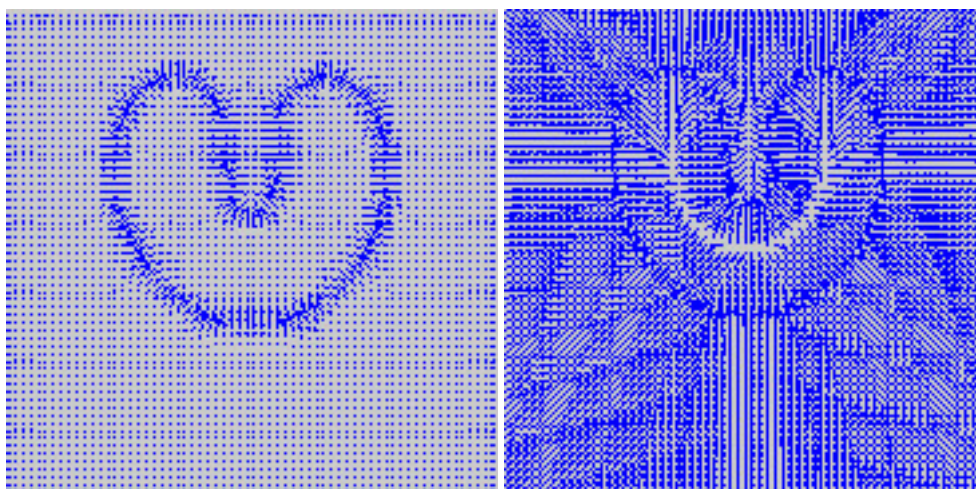
Tyto nedostatky jsou v souladu s obecně známými nedostatky metody aktivních kontur. Je žádoucí, aby uvedené nedostatky mohli být aspoň z části odstraněny. K dosažení této cíle slouží dva základní postupy rozšíření klasické formy implementace aktivních kontur:

1. zvýšení počtu kontrolních bodů, k dosažení většího rozlišení
2. zavedení nové energie k odstranění nedostatečné segmentace konkávních oblastí

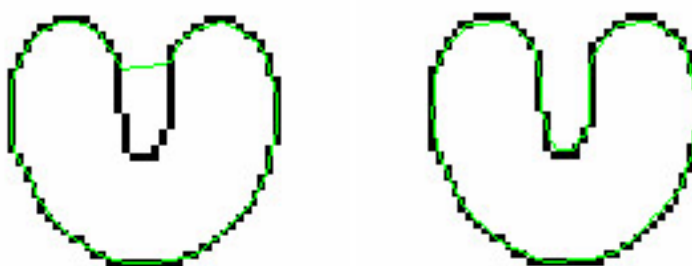
Implementace prvního požadavku jsem uskutečnil pomocí nastavení parametru maximální vzdálenosti mezi sousedními kontrolními body kontury. Po překročení této vzdálenosti se vloží nový bod mezi dvěma body kontury.

Zavedení nové energie, které umožní detekci konkávních oblastí jsem uskutečnil implementací externí energie GVF (gradient vector flow). Podrobnější popis této energie je možné nalézt v literatuře [6].

Následující obrázků znázorňují porovnání polí gradientu a GVF (obr. 2.) a výslednou polohu klasické kontury a kontury rozšířené o GVF (obr. 3.).



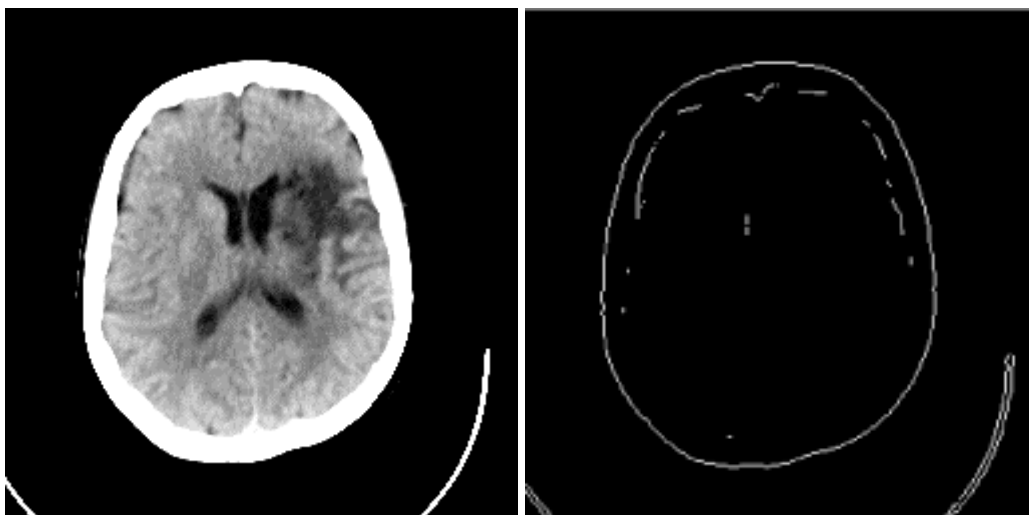
Obr. 2.: Pole gradientu a pole GVF



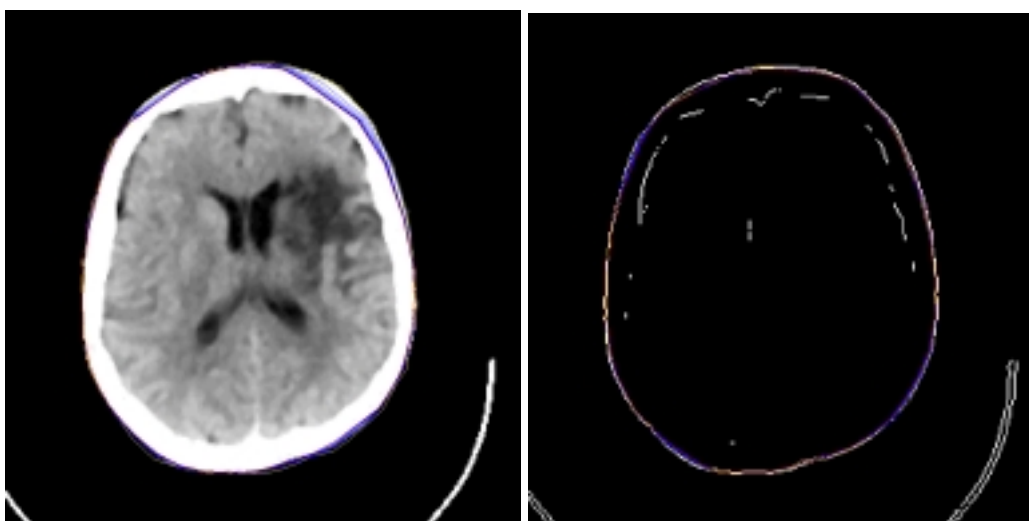
Obr. 3.: Výsledek aplikace klasické kontury a kontury GVF

3. PREZENTACE DOSAŽENÝCH VÝSLEDKŮ

K prezentaci dosažených výsledků sloužil snímek hlavy z CT.



Obr. 4.: Vstupní snímek z CT a segmentovaný pomocí Sobelova hraničního detektoru



Obr. 5.: Výsledek aplikace klasické kontury a kontury GVF + hraniční detektor

4. ZÁVĚR

Závěrem lze konstatovat, že implementace rozšířené varianty aktivní kontury znamená viditelné vylepšení původního algoritmu. Tyto výsledky lze také považovat za hranici v možnostech metody aktivních kontur.

5. LITERATURA

- [1] Janíček, P., Ondráček, E.: Řešení problémů modelováním. FSI VUT Brno, 1998.
- [2] Nagy, I., Szabó, Z.: Active Contour Models in Medical Image Segmentation. Mezinárodní konference Biomechanika Člověka, Seznam publikací str. 99 – 102. Olomouc, ČR, 2000.
- [3] Active Contour Models – Snakes. CS 7322 Computer Vision 1997.
- [4] Young, D.: Active Contour Models (Snakes). Sussex Computer Vision. 1995.
- [5] Nagy, I.: Segmentation of CT and MR Images by Edge Detectors for Biomechanical Applications. Konference inženýrská mechanika, Proceedings III. pp. 33 – 38. Svratka, ČR, 2000.
- [6] Xu, C.: Gradient Vector Flow: A New External Force for Snakes. Proc. CVPR, pp. 66 – 71, 1997