

# SEGMENTATION OF 3D IMAGE DATA USING ADVANCED TEXTURAL AND SHAPE FEATURES

**Michaela Novosadová**

Master Degree Programme (2), FEEC BUT

E-mail: xnovos11@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Jiří Jan

E-mail: jan@feec.vutbr.cz

**Abstract:** This paper deals with segmentation of 3D image data, specifically segmentation of metastatic lesions in human's vertebrae. Automatic segmentation of metastatic lesions can be very useful in facilitating the work of radiologists when suggesting diagnoses. This paper describes design of an algorithm to automatic segmentation of lesions. The algorithm is based on classification of feature vectors. Many methods in the field of textural and shape analysis are used to acquire features. Due to the large number of acquired features it is necessary to reduce their quantity on the basis of the information value that they carrying.

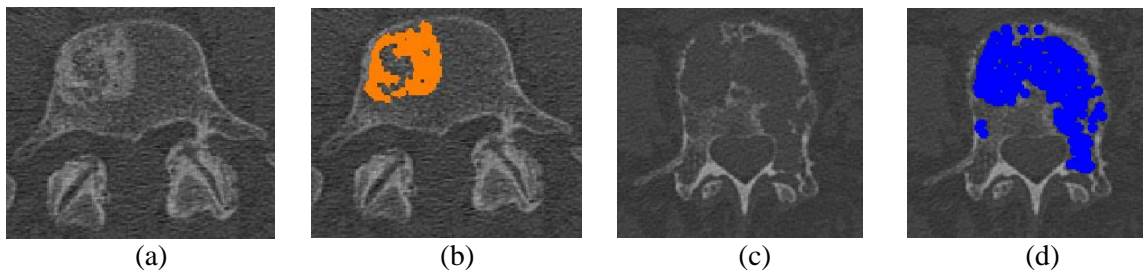
**Keywords:** Textural analysis, shape analysis, segmentation, vertebra, metastasis, feature space, classifier

## 1. ÚVOD

Nádorová onemocnění patří k nejčastějším příčinám úmrtí. Pro diagnostiku nádorového onemocnění se využívá CT vyšetření. Nádorová onemocnění jsou typická svým metastazováním, jež často postihují páteř. Nádory a metastázy je vhodné automaticky detekovat a klasifikovat pro urychlení a usnadnění práce lékařů. Segmentace dat mohou být provedeny různými metodami. Tato práce se zaměřuje na segmentaci dat pomocí klasifikace příznakových vektorů. Jelikož se jedná o objemová data, je důležité použít metody 3D analýzy; je pravděpodobné, že při analýze objemových dat po řezech by mohlo dojít ke ztrátě informací. Jednotlivé příznaky jsou získávány různými metodami z oblasti texturní a tvarové analýzy. Jako klasifikátor bude použita neuronová síť, která bude klasifikovat příznakové vektory do tří tříd.

## 2. VSTUPNÍ DATA

Analyzovaná data byla pořízena CT vyšetřením. Tato data byla zpracována již existujícím programem pro segmentaci obratlů [1]. Vstupními daty jsou 3D matice obsahující vždy jeden segmentovaný obratel, respektive tělo tohoto obratle. Databáze dat obsahuje 29 pacientů s manuálním označením lézí na páteři.

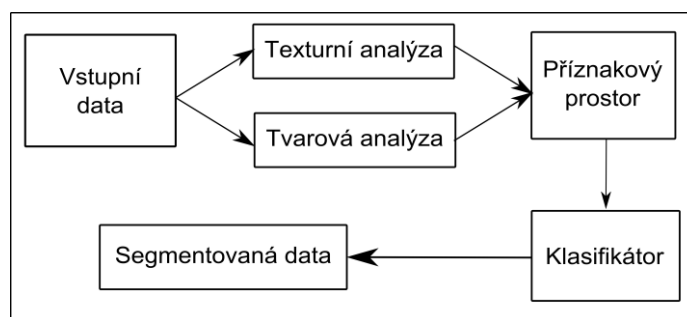


**Obrázek 1:** Příklad sklerotické a lytické léze. Na obrázku (a) je zobrazen snímek obratle postiženého sklerotickou lézí, která je označena oranžovou barvou na obrázku (b), na obrázku (c) je zobrazen snímek obratle postiženého lytickou lézí, která je označena modrou barvou na obrázku (d).

Segmentace lézí probíhá pouze na tělech obratlů a to z toho důvodu, že se léze častěji vyskytují v těle obratle než v zadních elementech. Těla obratlů jsou segmentována do tří tříd na zdravou a patologickou tkáň, která se dělí do dvou skupin: na sklerotické a na lytické léze. Lytické léze se projevují poklesem intenzity vůči zdravé tkáni a sklerotické léze se naopak projevují nárůstem intenzity oproti zdravé tkáni. Příklad sklerotické a lytické léze je na Obrázku 1. [2][3]

### 3. POSTUP ŘEŠENÍ

Vstupní předzpracovaná data (3D matice typu `.mat` obsahující vždy tělo jednoho obratle) jsou podrobena dvěma odlišným analýzám. První analýza vychází z metod texturní analýzy a druhá analýza z metod tvarové analýzy. Výstupem jednotlivých analýz jsou příznakové vektory, které obsahují získané texturní a tvarové příznaky z jednotlivých metod. Příznakové vektory jsou uloženy do parametrického pole na pozici odpovídající pozici analyzovaných voxelů. Tyto příznakové vektory pak vstupují do klasifikátoru – neuronové sítě, která klasifikuje příznakové vektor jednotlivých voxelů obrazu. Na základě klasifikace těchto vektorů jsou voxely obrazu přiřazeny do jedné ze tří tříd a tímto postupem je získán segmentovaný obraz. Aby neuronová síť správně klasifikovala, musí být nejdříve natrénována na trénovací množině dat. Celý algoritmus bude implementován v prostředí MATLAB a je naznačen na Obrázku 2.



Obrázek 2: Navržený postup řešení

### 4. TEXTURNÍ PŘÍZNAKY

V oblasti medicínských obrazů může textura představovat jedinou možnost jak od sebe rozeznat patologickou a zdravou tkáň. Textury jsou velmi rozdílné, proto neexistuje přesná definice pojmu textura; existuje však mnoho formulací popisujících texturu, např. „Textura je oblast obrazu, kde změny jasu mají určité charakteristické vlastnosti, které se pozorovateli jeví jako uniformní.“ [4] V této práci jsou použity metody, které jsou založené na výpočtu příznaku nebo vektoru příznaků pro každý voxel obrazu. Jsou použity statistické příznaky (statistiky 1. řádu – analýza histogramu; statistiky 2. řádu – co-occurrence matice; statistiky vyšších řádů - matice délky běhů), strukturní příznaky (lokální binární vzory, mikrostrukturní analýza) a příznaky založené na zpracování signálu (analýza výkonového spektra).



Obrázek 3: Příklady 3D konvolučních masek. Řezy 3D maskou jsou umístěny vedle sebe. Na prvním obrázku je příklad 3D konvoluční masky E3E3E3, na druhém obrázku je maska S3S3S3 a na posledním obrázku je zobrazena maska L3L3L3. Kde E3 je 1D filtr  $[-1 \ 0 \ 1]$  sloužící k zvýraznění hran, S3 je 1D filtr  $[-1 \ 2 \ -1]$  k detekci bodů, L3 představuje 1D filtr  $[1 \ 2 \ 1]$  pro určení lokálního průměru.

Většina texturních metod je popsána pro analýzu obrazu ve 2D. Tato práce se zabývá zobecněním těchto metod na analýzu obrazu ve 3D. Příkladem může být mikrostrukturní analýza, kde 2D konvoluční masky jsou získány konvolucí dvou 1D konvolučních masek a 3D konvoluční masky jsou pak získány 3D konvolucí tří 1D masek. Je-li velikost 1D masky 3, pak vznikne 27 3D konvoluč-

ních masek. Analyzovaný obraz je pak podroben 3D konvoluci s těmito 3D konvolučními maskami a výsledkem je 27 příznaků pro každý voxel. Ukázka 3D konvolučních masek je na Obrázku 3. [5]

## 5. TVAROVÉ PŘÍZNAKY

Aby mohla být provedena tvarová analýza, musí být nejprve detekovány objekty, na které budou aplikovány metody tvarové analýzy. Jednou z možností jak získat objekty z analyzovaného obrazu je použití segmentační metody rozvodí („watershed“). Problémem metody watershed je časté přesegmentování; proto je nutné jednotlivé oblasti na základě jistých kritérií pospojovat, aby se jev přesegmentování odstranil. Těmito kritérii jsou průměrná intenzita a směrodatná odchylka intenzit oblastí. Bude použita metoda 3D watershed a to z toho důvodu, že léze jsou objemové struktury a při použití metody 2D watershed v jednotlivých řezech by mohlo dojít k chybným segmentacím oblastí. Na takto vzniklé objekty jsou aplikovány metody tvarové analýzy a získané příznaky pro daný objekt jsou uloženy v podobě příznakových vektorů do parametrického prostoru na pozice všech voxelů náležících k danému objektu. Metody tvarové analýzy se dělí na 2 základní přístupy: regionový a konturový. Do regionového přístupu se řadí např.: těžiště, objem, tloušťka, prostorové momenty, střední osa. Do konturového přístupu patří např.: tvarový podpis, hraniční momenty.

## 6. ZÁVĚR

Vzhledem k velkému množství navržených metod texturní a tvarové analýzy je tato práce v současné době rozpracována. V následujících týdnech budou naprogramovány zbývající metody jednotlivých analýz. Ne všechny příznaky bude vhodné použít pro klasifikaci, a je tedy nutné vybrat pouze příznaky přinášející dostatečnou míru informace. Je důležité, aby zvolený příznak nabýval rozdílných hodnot v oblastech zdravé, sklerotické a lytické tkáně. Toto je možné zhodnotit statisticky a následně vizuálně pomocí krabicových grafů.

Po vytvoření funkčního algoritmu bude provedeno hodnocení úspěšnosti segmentace dat. Výsledná segmentace lézí bude porovnána s „ground truth“ databází sklerotických a lytických lézí, tato databáze byla vytvořena ve spolupráci s lékaři. Hodnocení segmentace dat na lytické a sklerotické léze bude provedeno pomocí senzitivity a specificity. Je důležité připomenout, že hodnocení dat bude prováděno na úrovni jednotlivých voxelů.

## REFERENCE

- [1] PETER, R. *Fusion and analysis of multidimensional medical image data*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 109 s. Vedoucí dizertační práce Prof. Ing. Jiří Jan, CSc.
- [2] WIESE, Tatjana, Joseph BURNS, Jianhua YAO a Ronald M. SUMMERS. Computer-aided detection of sclerotic bone metastases in the spine using watershed algorithm and support vector machines. *2011 IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: From Nano to Macro*. IEEE, 2011, s. 152-155. DOI: 10.1109/ISBI.2011.5872376. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5872376>
- [3] YAO, Jianhua, Stacy D. O'CONNOR, Ronald SUMMERS. Computer aided lytic bone metastasis detection using regular CT images. *Medical Imaging 2006: Image Processing*. 2006, Vol. 6144, č. 614459. DOI: 10.1117/12.652288. Dostupné z: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/proceeding.aspx?articleid=1277174>
- [4] JAN, Jiří. *Medical image processing, reconstruction and restoration: concepts and methods*. Boca Raton: Taylor & Francis, 2006. 730 s. ISBN 0-8247-5849-8.
- [5] SUZUKI, Motofumi, Yoshitomo YAGINUMA, Tsuneo YAMADA a Yasutaka SHIMIZU. A Shape Feature Extraction Method Based on 3D Convolution Masks. *Eighth IEEE International Symposium on Multimedia (ISM'06)*. 2006, s. 837-844. DOI: 10.1109/ism.2006.13.