

CONTOUR SHAPE CLASSIFICATION FOR DETECTION OF MIS-SEGMENTED BONES IN CT DATA

Tomáš Janovič

Master Degree Programme (2.), FEEC BUT

E-mail: xjanov00@stud.feec.vutbr.cz

Supervised by: Petr Walek

E-mail: walek@feec.vutbr.cz

Abstract: The possibility of using contour shape classification for detection of mis-segmented bones in computed tomography (CT) data is proposed in this paper. In the first part, the segmentation of cortical bones is implemented by a simple thresholding with global threshold. The threshold is determined by the optimized fitting of a selected type probability distribution to the histogram. Further, the contour extraction is implemented and a suitable shape descriptor, cumulative angular function, is applied. Finally, the points which can potentially indicate mis-segmented bones are detected by using wavelet transform. The proposed technique is tested on the real CT data.

Keywords: CT, segmentation, thresholding, cumulative angular function, wavelet transform.

1 ÚVOD

Automatická segmentace kostních struktur v objemových CT datech nachází uplatnění např. při počítačově a roboticky asistovaných operacích, měřeních kostní denzity či automatické detekci fraktur. Pro tyto účely je nezbytné, aby výsledná segmentace byla co nejpřesnější. Přestože bylo publikováno mnoho vědeckých prací, zůstává tato úloha stále významným problémem neboť existuje řada faktorů značně komplikujících segmentaci (nehomogenita tkáně, patologie apod.) [3].

V příspěvku je představena metoda pro segmentaci kortikálních částí kostí pomocí prostého prahování s globálním prahem a následnou detekcí bodů indikujících potenciální místa chybně segmentovaných (přerušených) částí kostí. Detekce těchto bodů je provedena na základě popisu extrahovaných kontur binárních objektů tvarovým deskriptorem s využitím vlnkové transformace.

2 SEGMENTACE KORTIKÁLNÍCH ČÁSTÍ KOSTÍ

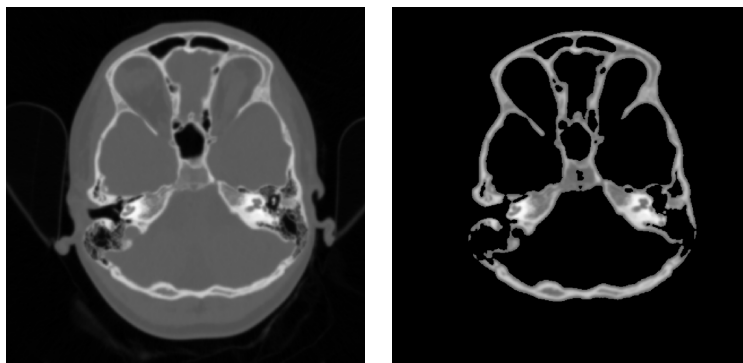
Testování funkčnosti metody je provedeno na CT snímcích hlavy. Naskenovaná data obsahují mimo oblasti zájmu také struktury (např. patientský stůl), které se podílejí na modulaci primárního parametru a zároveň zasahují do zorného pole zobrazovacího systému. Pro potlačení těchto nežádoucích struktur je získána binární maska hlavy, kterou je původní obraz vynásoben.

Předzpracovaná data jsou segmentována metodou prostého prahování. Klíčovou rolí zde hraje určení hodnoty prahu, který je stanoven z histogramu celého objemu dat definovaného maskami hlavy získanými v předcházejícím kroku. Odstranění okolního vzduchu způsobí nepřítomnost píku v oblasti velmi nízkých intenzit a lze tedy pozorovat jeden výrazný pík reprezentující měkké tkáně. Intenzity náležící kostní tkáni jsou rozprostřeny v pravé části histogramu. Práh pro segmentaci kortikálních částí kostí je proto nutné odhadnout pomocí detekce pozice píku náležícího měkkým tkáním.

Pík reprezentující rozložení měkkých tkání lze aproximovat vhodným pravděpodobnostním rozdělením. V implementaci jsou použity dva druhy rozdělení: normální (Gaussovo) a Pearsonovo rozdělení typu VII. Dle pozice a velikosti píku je nejdříve stanoveno počáteční proložení vybraným rozdělením.

Následně je aplikována jedna z implementovaných optimalizačních metod sloužících k optimalizaci parametrů vybraného rozdělení, respektive tzv. optimálnímu proložení píku danou funkcí.

Z optimalizované funkce, přesněji dle parametru definujícího šířku píku je práh stanoven zcela automaticky a nezávisle na vstupních datech. Obrázek 1 demonstruje dosažený výsledek implementované metody, kde vlevo je originální obraz a vpravo segmentovaný. Pro názornost je binární obraz získaný prahováním násobený s původním. Výsledek představuje snímek (řez) z oblasti spodiny lebeční, kde



Obrázek 1: Segmentace kortikálních částí kostí.

bývá segmentace kostních struktur ze snímků hlavy nejkomplicovanější. Lze vidět, že kortikální části jsou segmentovány správně. Pouze oblasti jako sluchové či nosní kůstky, představující drobné kostní útvary, nebo kosti s velmi tenkou kortikální částí nevykazují vysokou intenzitu a proto v obrazu poté vznikají nedokonale (přerušeně) segmentované struktury.

3 TVAROVÁ KLASIFIKACE

Vstupní obrazová data představují segmentované kosti a úkolem je detekovat nedostatečně segmentované (přerušené) části kostních struktur. Je využita globální reprezentace tvaru na základě kontur, kdy tento přístup nerozděluje tvar na jednotlivé segmenty, ale k popisu objektu získá vektor příznaků z kompletní kontury [1].

3.1 EXTRAKCE A SLEDOVÁNÍ KONTUR

Extrakce kontur je založena na označení binárních regionů získaných pomocí segmentace v předcházejícím kroku. Na regiony je poté aplikována morfologická operace pro odstranění vnitřních pixelů, čímž jsou získány jednotlivé kontury označených regionů. V dalším kroku je aplikován algoritmus sledování kontury čímž je obdržena posloupnost pixelů, reprezentujících danou konturu, kterou lze využít k aplikaci tvarových deskriptorů. Obrázek 2 vlevo reprezentuje výsledek extrakce kontury.

3.2 IMPLEMENTACE TVAROVÝCH DESKRIPTORŮ

Dle obdržené posloupnosti pixelů je odvozena jednorozměrná funkce reprezentující daný tvar. Pro tuto aplikaci je implementována funkce $\theta(n)$, popisující směrový úhel tečny v každém bodě kontury, dle vztahu

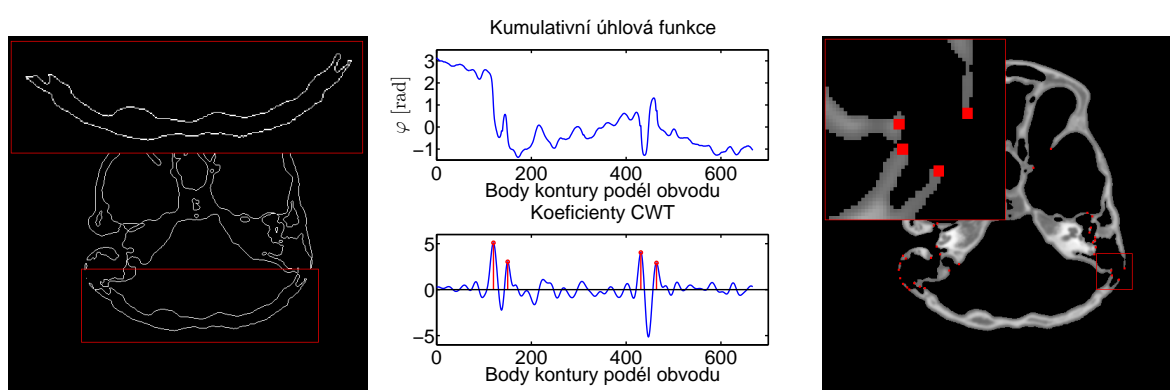
$$\theta(n) = \arctan \left(\frac{y(n) - y(n - \omega)}{x(n) - x(n - \omega)} \right), \quad (1)$$

kde $(x(n), y(n))$ jsou souřadnice bodů na kontuře a ω reprezentuje malé okno potřebné k výpočtu úhlu. Problém výskytu diskontinuit, neboť směrový úhel je definován na intervalu $\langle -\pi, \pi \rangle$ nebo $\langle 0, 2\pi \rangle$, je vyřešen pomocí kumulativní úhlové funkce $\varphi = [\theta(n) - \theta(0)]$, definované jako rozdíl směrových úhlů mezi body kontury a startovního bodu. Kumulativní proto, neboť reprezentuje sumaci úhlové

změny každého bodu kontury [2]. Výslednou funkci pro extrahovanou konturu lze vidět na obrázku 2 uprostřed.

3.3 DETEKCE POTENCIÁLNĚ CHYBNĚ SEGMENTOVANÝCH ÚSEKŮ

Potenciální místa chybné segmentace jsou reprezentována jako náhlé změny v kumulativní úhlové funkci. Jejich detekce je provedena pomocí spojité vlnkové transformace (CWT), kde při vhodné nastavení vlnce a měřítka, lze s přesností tyto změny lokalizovat. Z důvodu okrajových jevů při CWT je funkce prodloužena na obou koncích opakováním prvního, resp. posledního vzorku o pět procent délky funkce. Koeficienty CWT jsou poté vypočteny při nastavení vlnce $bior1.5$ a měřítka 20. Následně jsou eliminovány prodloužené části. Finálně jsou detekovány kladné nadprahové extrémy, kde práh je stanoven empiricky jako 1,6 násobek směrodatné odchylky koeficientů CWT (obrázek 2 uprostřed). Tímto jsou obdrženy pozice potenciálních chybně segmentovaných úseků, které je možné pro demonstraci vykreslit do původního obrazu (obrázek 2 vpravo).



Obrázek 2: Ukázka extrakce kontury, vytvoření kumulativní úhlové funkce a detekce potenciálních pozic chybně segmentovaných úseků.

4 ZÁVĚR A BUDOUCÍ PRÁCE

Na přiložených výsledcích lze vidět, že detekce bodů indikujících potenciální místa chybně segmentovaných kostí je úspěšná. Kumulativní úhlová funkce je pro aplikaci vhodným řešením. Výpočetní náročnost segmentace je průměrně 11s na celý objem dat. U detekce chybně segmentovaných úseků pod 1s/řez. Celkově se tedy jedná o velmi efektivní metodu. Program byl implementován v prostředí MATLAB[®] a testován na PC s procesorem Intel Core 2 Duo 2,10 GHz a 4 GB RAM pamětí.

Budoucí práce se bude zabývat klasifikací, které z detekovaných pozic skutečně odpovídají místům přerušovaných kostí a možnostmi, kterými lze přerušené kosti v obrazu doplnit.

REFERENCE

- [1] COSTA, L. F., CESAR JR., R. M. *Shape Analysis and Classification: Theory and Practise*. CRC Press 2001. ISBN 0-8493-3493-4.
- [2] KOUNTCHEV, R., NAKAMATSU K. *Advances in Reasoning-Based Image Processing Intelligent Systems: Conventional and Intelligent Paradigms*. Springer 2012. ISBN 978-3-642-24692-0.
- [3] WANG, L. I., GREENSPAN, M. and ELLIS, R. *Validation of Bone Segmentation and Improved 3-D Registration Using Contour Coherency in CT Data*. IEEE Transactions on Medical Imaging 2006, Vol. 25, No. 3.