



Měření objemů ve snímcích z výpočetní tomografie

M. Jiřík¹

1 Úvod

Lékařské zobrazovací metody jsou jedním ze základních prostředků, které slouží při vyšetřování pacienta. Stále častěji jsou v takových situacích používány trojrozměrné vyšetřovací metody jako výpočetní tomografie (CT) a magnetická rezonance (MRI). Umožňují málo invazivní diagnostiku a v mnoha situacích jsou nenahraditelné.

Užití trojrozměrných metod přináší potíže s vizualizací výsledků a klade nároky na jejich strojové i lidské zpracování. Fakulta Aplikovaných Věd (FAV) ve spolupráci s FN Plzeň vytváří systém pro počítačovou podporu chirurgických zákroků na játrech, který se o CT (a částečně i o MRI) opírá. V rámci tohoto systému vznikl i nástroj pro měření objemů.

Měření objemů tkání je běžně užívanou rutinou radiologů. V praxi užívané postupy využívají do značné míry ruční označování (což je časově náročné), nebo jednoduché prahovací metody, které mají dobré výsledky pouze ve specifických situacích. Proto byla vytvořena jednoúčelová aplikace pro měření objemů. Námí navržený nástroj vychází z předchozích zkušeností a představuje kompletní řešení od načítání přes měření a vizualizaci. Implementace je realizována prostřednictvím jazyka Python, což usnadňuje nasazení v cílovém prostředí.

2 Zpracování dat

Námí vytvořená jednoúčelová aplikace pro měření objemu je určena pro použití v lékařském prostředí. Musí tedy spolupracovat s lékařským softwarem. To je realizováno využíváním rozšířeného formátu DICOM. K načítání je využívána knihovna pydicom, která je vhodná pro jednoduché načítání dat.

používá pokročilé metody počítačového vidění. Základem procesu je segmentace pomocí Graph-Cut algoritmu. Uživatel pomocí myši zvolí několik voxelů, které reprezentují sledovaný objekt a pozadí. Intenzity (density) těchto dvou objektů jsou modelovány pomocí tříložkové gaussovské směsi z označených voxelů pomocí EM algoritmu [3]. Takto vytvořený model je užít pro návrh vah v segmentačním procesu. Dle [2] a [1] je staven graf a nastaveny příslušné váhy. T-linky odrážejí oblastní vlastnosti obrazu (intenzitu) a jsou dány následujícími rovnicemi:

$$R_p(\text{obj}) = \ln(\Pr(I_p|O)) \quad (1)$$

$$R_p(\text{bkg}) = \ln(\Pr(I_p|B)) \quad (2)$$

$R_p(\text{obj})$ představuje váhu mezi uzlem, který odpovídá pixelu a uzlem, jež reprezentuje objekt. Tato váha je dána modlem objektu $R_p(\text{obj})$. Druhá rovnice obdobu pro pozadí.

Dále jsou určeny váhy mezi sousedícími voxely. Běžně je využíváno konstantní nastavení vah, které umožňuje penalizovat velký povrch nasegmentovaného objektu. Experimentálně je

¹ Student doktorského studijního programu Aplikované vědy a informatika, obor Kybernetika, email: mji-rik@kky.zcu.cz

naimplemetována i forma využívající hranový přístup:

$$B_{p,q} \propto \exp\left(-\frac{(I_p - I_q)^2}{2\sigma^2}\right) \cdot \frac{1}{\text{dist}(p, q)} \quad (3)$$

V této rovnici I_p a I_q představují intenzity obrazu, σ je odhad šumu a $\text{dist}(p,q)$ je vzdálenost mezi uzly p a q .

3 Experiment

Ověření měření by bylo vhodné provádět na objektech se známým objemem. U lékařských dat z CT však toto zpravidla není možné. Základní ověření proto proběhlo na lahvi s kontrastní tekutinou o známém objemu 742ml. Další měření pak porovnávala lékařem naměřenou velikost jater s velikostí získanou naší aplikací.

Označení	objem lékařs (ml)	objem GC (ml)	rozdíl v %
49509315	1757	1641	-7
50942280	1391	1553	12
48754799	1006	1122	12
47645315	1653	1730	4
vincentka	684	644	-6

4 Hodnocení

Průměrná chyba měření objemu je 8,06%. Část chyby je dána složitým tvarem jaterního parenchymu, který není snadné pomocí metod počítačového vidění nasegmentovat. Další chyba je tvořena systematicky. V měření lékaře není do objemu započtena jaterní žíla, zatímco navržený algoritmus počítá objem i s ní.

Poděkování

Tato práce byla podpořena grantem SGS-2013-032: "Inteligentní metody strojového vnímání a porozumění"

Literatura

- [1] Y. Boykov, O. Veksler, and R. Zabih. Fast approximate energy minimization via graph cuts. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*, 23(11):1222–1239, 2001.
- [2] Y Y Boykov and M P Jolly. Interactive graph cuts for optimal boundary & region segmentation of objects in N-D images. *Computer Vision, 2001. ICCV 2001. Proceedings. Eighth IEEE International Conference on*, 1:105–112 vol.1, 2001.
- [3] AP Dempster, NM Laird, and DB Rubin. Maximum likelihood from incomplete data via the EM algorithm. *Journal of the Royal Statistical Society. . . .*, 39(1):1–38, 1977.