

REGISTRACE A SEGMENTACE MEDICÍNSKÝCH OBRAZŮ Z CT A MR

Ing. Daniel Schwarz, Ing. Ivo Provazník Ph.D.

Ústav biomedicínského inženýrství, FEI VUT v Brně

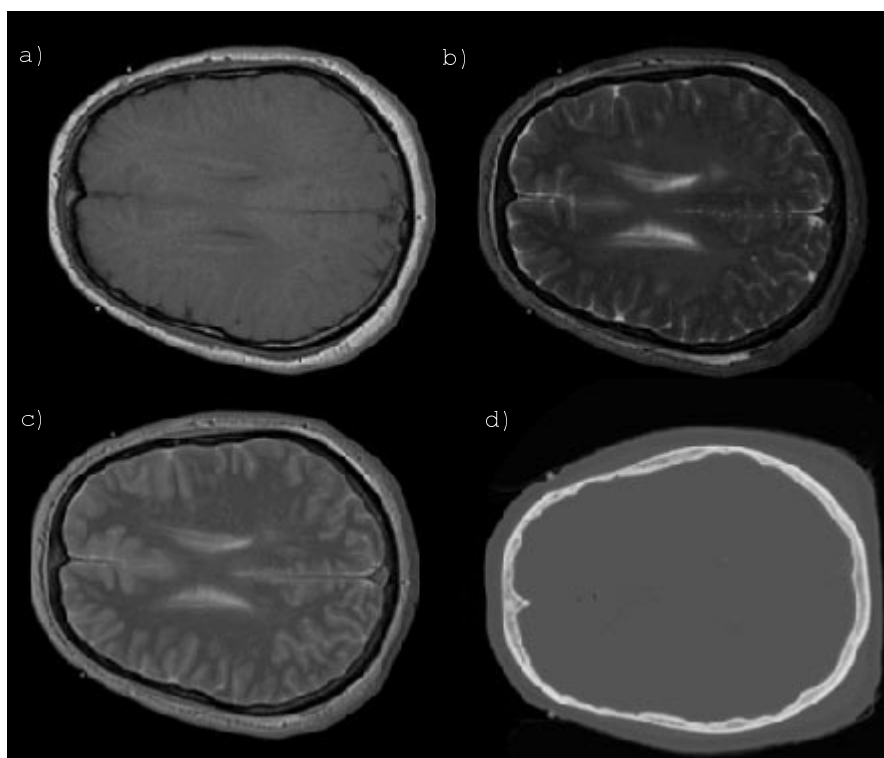
1. Úvod

Segmentace obrazů je problém, jehož obecné řešení se dosud nepodařilo nalézt. V tomto příspěvku jsou ukázány metody, které při omezení se jen na určité typy medicínských obrazových dat, mohou vést k zajímavým výsledkům. Využívá se zde tzv. multispektrálního obrazu vytvořeného kombinací obrazových dat z různých zobrazovacích modalit. Takto modifikovaná data pak umožňují s dobrými výsledky použít jednoduché segmentační techniky, které by na původních datech selhaly.

Druhá a třetí část tohoto příspěvku popisuje algoritmus, který umožňuje provést registraci neboli lícování obrazových dat z různých zobrazovacích modalit a získat tak zmíněný multispektrální obraz. Segmentace takového obrazu je popsána ve čtvrté části. Dosažené výsledky a závěry vyvozené z použití navržených metod na obrazových datech z CT a MR z databáze Visible Human jsou v závěru článku.

2. Registrace obrazů pomocí jejich vzájemné informace

Úrovně jasu medicínských obrazů v jednotlivých voxidech jsou v první řadě funkcí vlastností tkání v jednotlivých bodech v prostoru snímané scény. Lékařské zobrazovací modalitty se od sebe mj. liší tím, s jakou kvalitou zobrazují různé druhy tkání, viz obr. 1. Registraci obrazů z různých modalit nebo z různých módů zobrazení vzniká tzv. multispektrální obraz, ve kterém je každý voxel charakterizován vektorem charakteristických hodnot. K jeho získání je nutno nalézt transformaci, která musí být provedena s jedním ze dvou obrazů, aby byl sjednocen souřadný systém obou registrovaných obrazů.



Obr. 1: Zobrazení stejné scény pomocí MR (a-c) a CT (d). a) T1-váhovaný obraz, b) T2-váhovaný obraz, c) PD-váhovaný obraz, d) CT obraz.

Metody používané pro registraci bývají mj. založeny na extrakci různých značek, které mohou být vneseny uměle do scény nebo jsou přímo součástí informace v obou lícovaných obrazech. Předpoklad výskytu geometricky stejných značek (bez umělého zásahu do scény) v případě multimodálních medicínských obrazů je značně nejistý vzhledem k tomu, že každá zobrazovací modalita měří zpravidla jinou fyzikální veličinu. Jinou možností pro registraci dvou obrazů je užití tzv. vzájemné informace.

Vzájemná informace I dvou diskretních náhodných proměnných M a N je definována jako [1]:

$$I_{M,N} = \sum_{(m,n)} p_{MN}(m,n) \log_2 \left(\frac{p_{MN}(m,n)}{p_M(m)p_N(n)} \right), \quad (1)$$

kde p_M , p_N jsou rozložení náhodných proměnných M , N a p_{MN} je vzájemné rozložení M a N . Vzájemná informace dvou obrazů se získá pomocí (1) za předpokladu, že hodnoty jasu obrazů jsou hodnotami náhodných proměnných, jejichž rozložení se získají aproximací pomocí normalizovaných histogramů těchto obrazů. Vzájemnou informaci se měří vzdálenost mezi referenčním případem úplné nezávislosti M , N – s rozložením $p_M(m)p_N(n)$ – a daným případem s rozložením $p_{MN}(m,n)$.

3. Optimalizační procedury

Registrací dvou obrazů se rozumí nalezení maxima vzájemné informace jako funkce geometrické transformace t jednoho ze vstupních obrazů [1]:

$$T = t(N)$$

$$I_{MN}(t) = \sum_{m,n} p_{MT}(m,n) \log_2 \left(\frac{p_{MT}(m,n)}{p_M(m)p_T(n)} \right) \quad (2)$$

$$t_{reg} = \arg \max_t I_{MN}(t),$$

kde t_{reg} je transformace, kterou je dosaženo registrace (lícování) obou obrazů. Zde je použita afinní transformace složená z převzorkování, rotace a translace. V celku se jedná o transformaci rigidní, jelikož vztahy mezi jednotlivými body zůstávají zachovány, tj. trojúhelník v původním obraze odpovídá podobnému trojúhelníku v obraze transformovaném [2].

Pro hledání maxima je implementována Powllova metoda hledání extrému vícerozměrných funkcí [3], jejíž hlavní výhodou v tomto případě je, že explicitně nevyžaduje výpočet gradientu dané funkce. Základní myšlenkou metody je sekvence vyhledávání extrému v určitém směru, přičemž se aktualizuje množina směrů, ve kterých se vyhledávací operace provádějí.

4. Segmentace multispektrálního obrazu

Registrací obrazů stejné scény z různých zobrazovacích modalit je získán multispektrální obraz, v němž je každý voxel reprezentován vektorem o tolika prvcích, kolik je k dispozici vstupních obrazů.

Segmentace multispektrálního obrazu je zde provedena pomocí k -NN (k -Nearest Neighbour) klasifikátoru. Tato technika se používá pro klasifikaci vektorů do tříd s využitím vstupních vzorových vektorů, pro něž je známa správná klasifikace. Daný vektor je klasifikován jako vektor třídy c , když většina z k nejbližších vzorových vektorů je ze třídy c . Segmentace s využitím tohoto klasifikátoru patří tedy mezi poloautomatické metody, jelikož je zde nutný vstup trénovacích dat ze strany uživatele, který z daného obrazu pro každou třídu vybere vzorové voxel.

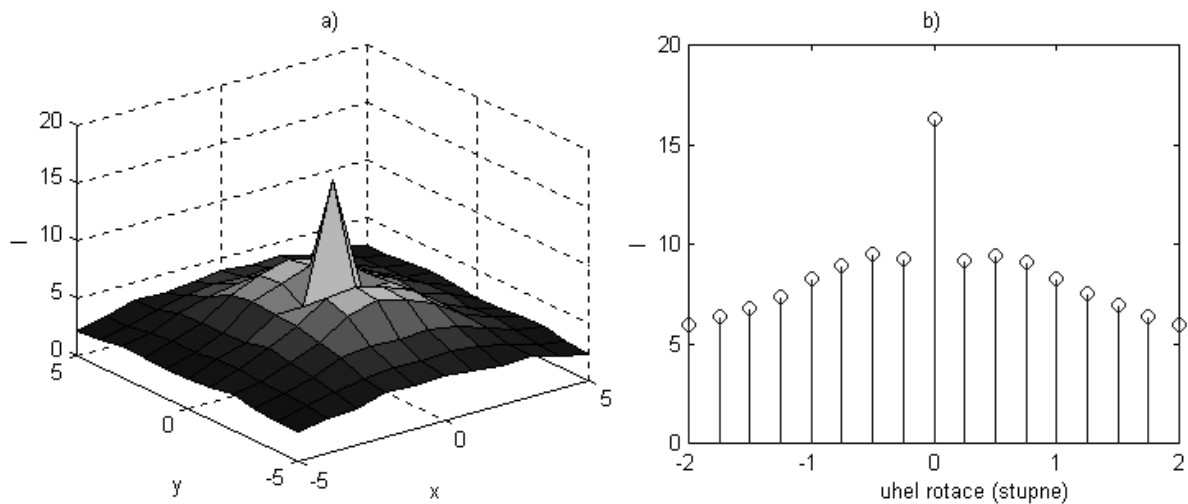
5. Výsledky

Výše uvedené metody byly testovány na obrazových datech databáze Visible Human Project z MR a CT. V databázi jsou k dispozici byly 3 sady řezových obrazů lidského těla snímaných MR-tomografem: T1-váňovaná data, T2-váňovaná data a PD-váňovaná data. Obrazy mají stejné rozlišení, jejich vzájemné geometrické zkreslení se dá z dostupných údajů v databázi charakterizovat jako posunutí a otočení v rovině řezu. Dále je zde k dispozici sada řezových obrazů z CT, které byly převzorkovány s poměrem určeným opět z údajů v databázi tak, aby jejich velikost a pole pohledu (FOV) byly stejné jako v případě dat z MR. Počet dimenzí optimalizační úlohy byla tak snížena z 6 na 3, a to: 2 složky vektoru posunutí v rovině řezu a úhel rotace v rovině řezu.

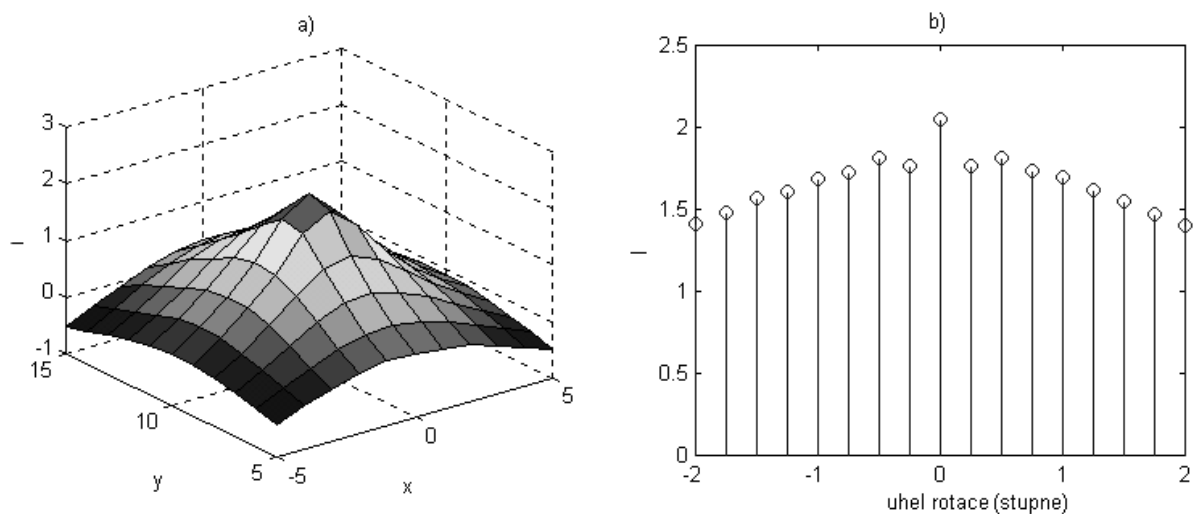
Registrační metoda s využitím vzájemné informace byla nejdříve vyzkoušena na dvou identických 2D obrazech. Průběh hodnot vzájemné informace jako funkce transformace je na obr. 2. Nalezené maximum vzájemné informace v případě registrace T1-váňovaného a T2-váňovaného 3D obrazu již není tak výrazné, viz obr. 3. Nalezené transformace během ostatních registračních procedur jsou shrnuty v tabulce 1.

Po registraci všech dostupných obrazů byly ze získaných multispektrálních dat odstraněny prvky charakteristické pro CT, jelikož se pouhou vizuální kontrolou zjistilo, že lícování obrazů je T1-váňovaného obrazu s obrazem z CT je pro další segmentaci nedostatečné.

Segmentace se prováděla v multispektrálním obraze, jehož každý voxel byl reprezentován vektorem o třech prvcích (T1, T2, PD). Metodou k -NN byla provedena klasifikace jednotlivých voxelů do 5 tříd: vzduch, tuk, šedá mozková kůra, bílá mozková kůra a mozkomíšní mok. Při pokusech klasifikovat do více tříd (epidermis, kost aj.) docházelo ke zvyšování počtu špatně zatříděných voxelů. Vizualizace segmentovaných pseudo-barvených 3D dat, viz obr. 4, bylo dosaženo s využitím metody Ray-casting.



Obr. 2: Závislost vzájemné informace dvou identických obrazů na transformaci jednoho z nich. Prováděná transformace se týká: a) posunutí, b) rotace.



Obr. 3: Závislost vzájemné informace objemových obrazů – T1-váhouvaného a T2-váhouvaného. Prováděná transformace se týká: a) posunutí, b) rotace.

Tab. 1: Nalezené nejlepší transformace ve smyslu maxima vzájemné informace. Jako referenční obraz byl položen T1-váhouvaný:

Obraz	Převzorkování	Posunutí	Rotace
T2 - váhouvaný	-	[0, 10]	0°
PD - váhouvaný	-	[0, 10]	0°
CT	0,57	[-18, 2]*	-8.75°

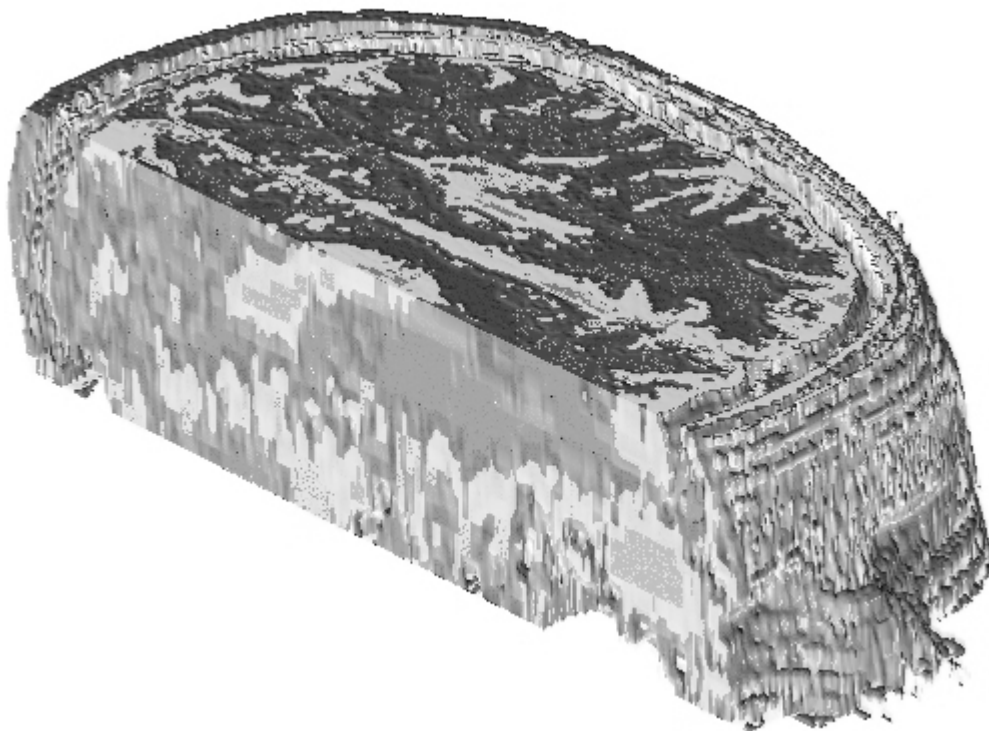
*Výsledný vektor posunutí je závislý na zvoleném ořiznutí obrazu po převzorkování.

6. Závěr

Registrace multi-modálních obrazů metodou založená na hledání maxima vzájemné informace se zde ukázala jako vhodná pro použití na medicínských obrazových datech. Nalezená rigidní transformace posoužila dobře při lícování T1-váhouvaných, T2-váhouvaných a PD-váhouvaných obrazů z MR, avšak ne pro obrazy z CT. Tento fakt je způsoben geometrickým zkreslením různého charakteru v obrazových datech z MR a CT. Užití jiných transformací (elastická) bude předmětem budoucí práce. Pro segmentaci získaného multispektrálního obrazu byla použito klasifikátoru k -NN. Podařilo se segmentovat bílou a šedou mozkovou kůru, mozkomíšni mok a tuk. Další druhy tkání se svými vlastnosti (charakteristickými vektory v multispektrálním obraze) blížili těmto zmíněným tkáním natolik, že při jejich zařazení do seznamu klasifikovaných tříd, docházelo k četným špatným zatříděním, a tedy k horším výsledkům segmentace.

POZNÁMKA

Tato práce byla částečně podpořena Výzkumným programem Vysokého učení technického v Brně č. J22/98:262200011 a grantovým projektem GAČR No. 102/00/P079.



Obr. 4: Vizualizace části obrazových dat z MR. Obraz je segmentován, je provedeno pseudobarvení různých druhů měkkých tkání.

7. Literatura

- [1] MAINTZ J. B. A., MEIJERING E. H. W., VIERGEVER M. A.: General Multimodal Elastic Registration Based on Mutual Information, *Medical Imaging 1998 – Image Processing*, vol. 3338, pp. 144-154, 1998.
- [2] BROWN L. G.: *A Survey of Image Registration Techniques*, Department of Computer Science, Columbia University, New York, 1992.
- [3] PRESS W. H., TEUKOLSKY S. A., VETTERLING S. T., FLANNERY B. P.: *Numerical Recipes in C*, Cambridge University Press, 1992.
- [4] WARFIELD S., Fast k-NN Classification for Multichannel Image Data, *Pattern Recognition Letters*, vol. 17, no. 7, pp. 713-721, 1996.

8. Kontakt

Ing. Daniel Schwarz
Ústav biomedicínského inženýrství
FEI VUT v Brně
Purkyňova 118
612 00 BRNO
E-mail: schwarzd@dbme.fee.vutbr.cz