

Optimální prahování ultrazvukových dat s využitím fuzzy entropie

Radim Kolář, Jiří Kozumplík
Ústav biomedicínského inženýrství, FEI VUT

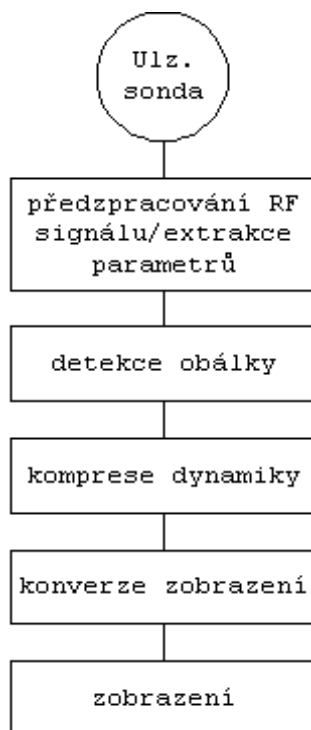
Souhrn

Tento příspěvek seznamuje s novým přístupem předzpracování ultrazvukových dat pro následnou segmentaci s využitím fuzzy množin. Jedná se o aplikaci fuzzy algoritmů na obálce radiofrekvenčních (RF) signálů v polárních souřadnicích. Teprve poté jsou data převedena do pravoúhlých souřadnic. Pro realizaci bylo využito programové prostředí Matlab s nástroji pro zpracování signálů a obrazů.

Úvod

Automatická segmentace medicínských ultrazvukových obrazů je poměrně obtížně zvládnutelný úkol, protože tyto obrazy trpí nízkým poměrem signál/šum, malým kontrastem a přítomností typického šumu, tzv. speklí. Všechny tyto vlastnosti způsobují, že pro segmentaci či detekci objektů nemohou být přímo použity klasické metody, jakými je například použití 2D operátorů, ale je nutné použít některé netradiční přístupy předzpracování, vhodné pro tento typ dat. Jednou z možností je využití teorie fuzzy množin [1,2].

Ultrazvuková data



Obr. 1. Postup zpracování RF signálu

Výsledné ultrazvukové obrazy jsou výsledkem standardního postupu, který jednorozměrná RF data (A-scan) převede na dvourozměrný obraz (B-scan). Ten je pak obvykle předmětem dalšího zpracování. Během tohoto (nelineárního) převodu však dochází k určité ztrátě dat. Zaměřili jsme se proto na zpracování v originální oblasti, tedy na nekomprimované obálce RF dat v originálních (polárních) souřadnicích.

Standardní postup zpracování RF dat je uveden na obrázku 1. Data jsou zpracovávána v jednotlivých A-scanech (jednorozměrných signálech), u kterých je detekována obálka, pak je provedena redukce dat (obvykle decimací), následuje komprese dynamiky obálky (operace logaritmu) a nakonec se provede přepočítání do pravoúhlých souřadnic (lineární interpolace). Výsledkem je sektorové zobrazení.

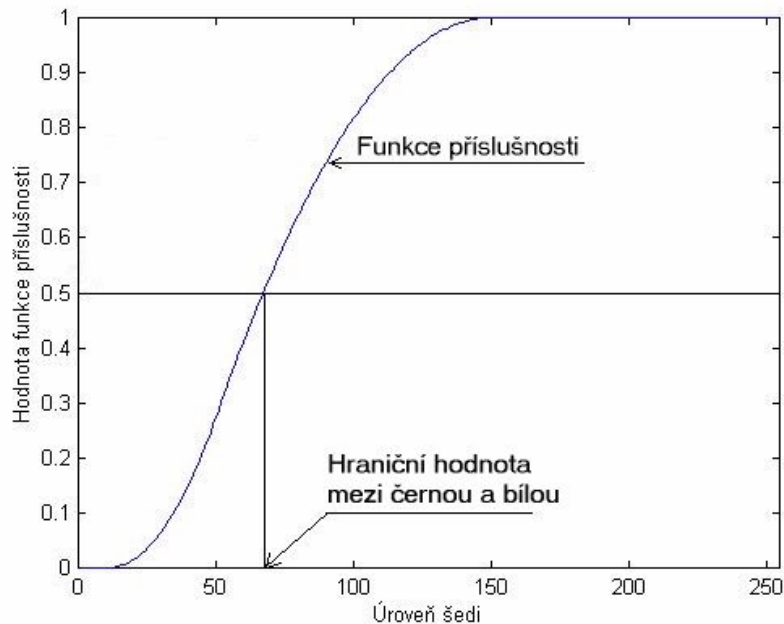
Fuzzy prahování

Využití teorie fuzzy množin spočívá v nalezení optimální reprezentace hodnot obrazových elementů (pixelů) pomocí předem zvolené funkce příslušnosti. V tomto případě byla zvolena S-funkce [1]. Tato funkce je popsána třemi parametry, které je potřeba určit. Jsou to krajní hodnoty a , c , mezi kterými je funkce příslušnosti $\mu(\text{úroveň šedi}) \in \langle 0,1 \rangle$ a inflexním bodem b . Při hledání optimálních parametrů je ovšem nutné mít nějaké kritérium, jehož extrém hledáme. Byla tedy použita fuzzy entropie, která je definovaná jako [1]

$$H(A, a, b, c) = -\frac{1}{\log_2 N} \sum_{i=1}^N P(A_i, a, b, c) \log_2 P(A_i, a, b, c),$$

kde a, b, c jsou parametry S-funkce, N je počet tříd, do kterých jsou pixely klasifikovány, A_i jsou příslušné třídy, například $(A_1, A_2, A_3) = (\text{tmavá}, \text{šedá}, \text{světlá})$. Pro binární klasifikaci se použijí pouze dvě třídy. $P()$ je pravděpodobnost fuzzy jevu při příslušnosti do dané třídy, určená z četností výskytu jednotlivých úrovní šedi. Požadujeme tedy, aby při zvoleném N a A_i byla entropie maximální.

Hranice zvolených tříd A_i pak jednoznačně určují mezní hodnoty mezi jednotlivými regiony, jak je znázorněno na obr.2.

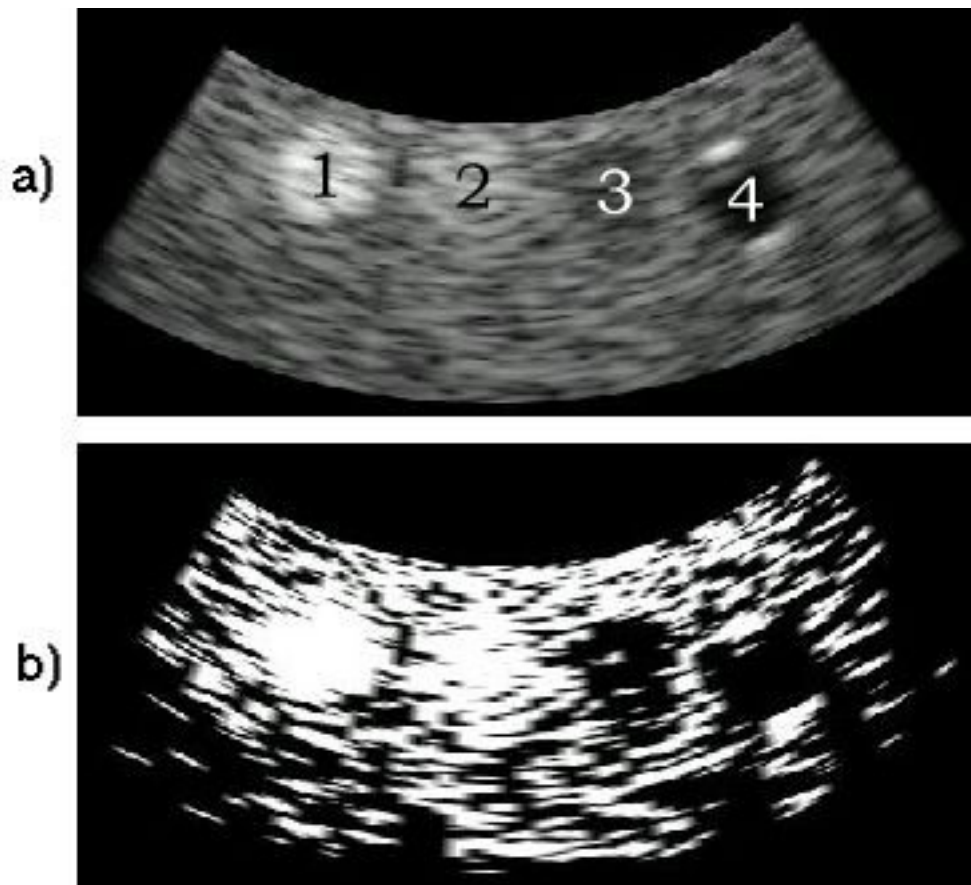


Obr. 2. Princip stanovení prahové hodnoty pro 2 úrovně šedi (černá a bílá)

Protože se jedná o úlohu se třemi stupni volnosti, musí se použít některá z optimalizačních metod. Pro nalezení parametrů byl použit genetický algoritmus [1,3] s binární reprezentací hledaných parametrů.

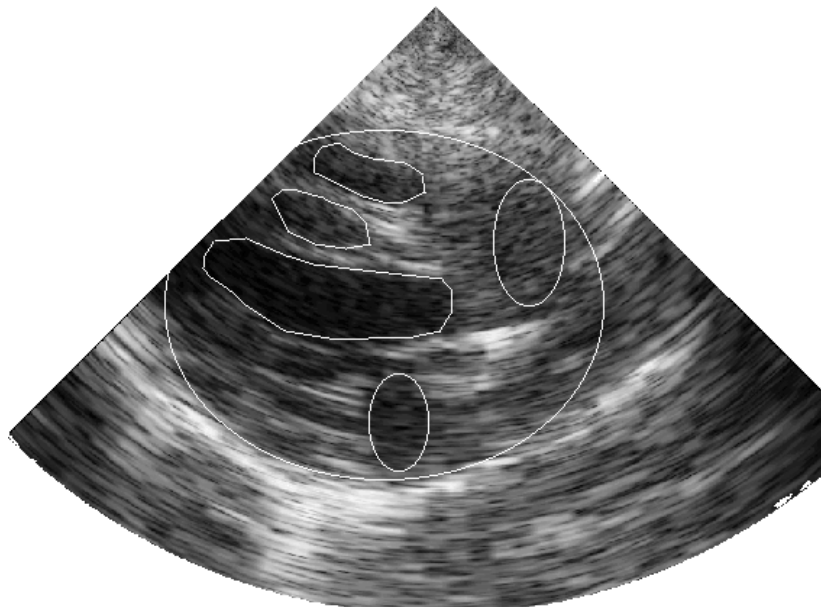
Výsledky

Uvedený postup byl vyzkoušen jak na ultrazvukových datech, tak i na běžných obrazech. Na obr. 3 je část původního ultrazvukového obrazu, fantomu se čtyřmi objekty kruhového průřezu. V části b) je výsledek aplikace optimálního prahu na tento obraz. Hranice objektů jsou po zpracování lépe rozpoznatelné než v původním obraze.

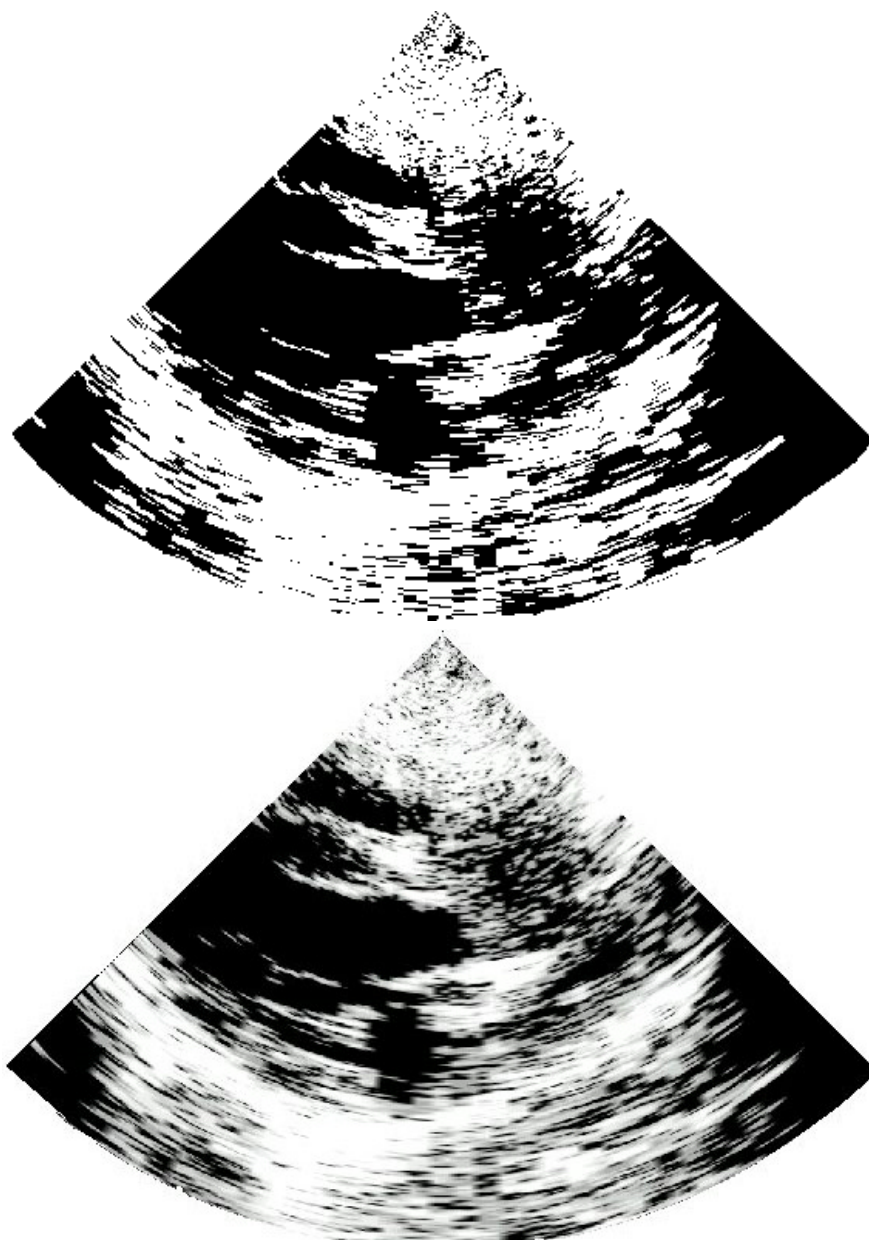


*Obr. 3. Dvouúrovňová reprezentace
ultrazvukového obrazu fantomu*

Dále byla touto metodou zpracována RF data získaná měřením na živé tkáni (srdce prasete). Originální obraz s hrubě vyznačenými objekty je na obrázku 4. Výsledek zpracování (dvě a pět úrovní) je na obrázku 5.



Obr. 4. Originální ultrazvukový snímek srdce prasete s vyznačenými objekty



Obr. 5. Binární a pětiúrovňová reprezentace ultrazvukového snímku srdce prasete

Z binárního obrazu je zřetelné, že i když nejsou hranice objektů spojitě reprezentovány, tak objekty jsou poměrně kvalitně rozpoznatelné. Toho lze využít pro další zpracování, například pro segmentaci s využitím aktivních kontur.

Dále byl tento postup vyzkoušen na fotografii Leny. Zde bylo použito rozdělení pixelů do dvou, tří a pěti tříd, těmto třídám tedy odpovídají jeden, dva a čtyři prahy. Originální a výsledné obrazy jsou ukázány na obr.6.

Zhodnocení

Uvedená metoda nabízí poměrně jednoduchý a formalizovaný přístup k segmentaci obrazů, založený na maximalizaci fuzzy entropie. Umožňuje zvolit si počet úrovní šedi ve výsledném obrazu, typ funkce příslušnosti a vhodnou definici fuzzy entropie. Tvar funkce příslušnosti se automaticky nastaví podle histogramu zpracovávaného obrazu.



Obr. 6. Originální obraz Leny a jeho binární, tříúrovňová a pětiúrovňová reprezentace

Uvedený přístup je jednou z netradičních možností předzpracování ultrazvukových dat, využívajícím obálku RF dat v originálních souřadnicích. Stávající segmentační metody jsou aplikovány výhradně na výsledném dvourozměrném obraze. Zpracované obrazy vykazují poměrně velké zachování detailů a mohou být využity pro podporu diagnostiky, nebo jako vstup do dalších algoritmů zpracování ultrazvukových obrazů.

Poděkování

Tato práce byla vypracována za podpory Grantové agentury České republiky, reg. číslo grantu 102/99/1228 a výzkumného záměru číslo CEZ J22/98:262200011.

Literatura

[1] Cheng,H.D., Yen-Hung Chen, Ying Sun, A novel fuzzy entropy approach to image enhancement and thresholding, Signal Processing 75, 1999, 277-301

[2] Provazník,I., Kozumplík,J., Expertní systémy, VUT FEI ÚBMI, 1999

[3] Houck,Ch.,R., Joines,J.,A., Kay, M., G., A Genetic algorithm for Function Optimalization: A Matlab Implementation, 1995, <http://www.ie.ncsu.edu/mirage>

Kontakt: ÚBMI, FEI VUT, Purkyňova 118, Brno, 612 00
e-mail: *kolarr@dbme.fee.vutbr.cz*