

SROVNÁNÍ RŮZNÝCH PŘÍSTUPŮ HRANOVÉ DETEKCE KONČETINOVÝCH TEPEN V PODÉLNÉM ŘEZU ULTRAZVUKOVÉHO OBRAZU

Martin Sedlář¹, Vojtěch Mornstein¹

¹Biofyzikální ústav LF MU, Brno, Česká republika

Souhrn

Automatická detekce tepen v ultrazvukovém obraze může být velmi užitečným nástrojem při hodnocení funkčního stavu a diagnostice mnoha onemocnění vaskulárního systému. Hranová reprezentace obrazu může poskytovat významnou informaci o lumenu tepny a stavbě tepenné stěny nebo o průběhu a větvení tepen. U dynamických studií lze metody hranové detekce s výhodou využít také k hodnocení mechanických a elastických vlastností tepen.

Hranovou detekci tepen v podélném řezu ultrazvukového obrazu jsme provedli pomocí různých běžně používaných hranových operátorů a detektorů založených na první derivaci (Roberts, Sobel, Prewitt, Kirsch, Robinson) nebo druhé derivaci (Laplace, LoG) obrazové funkce. Pro srovnání jsme zvolili také výsledky detekce hran v obraze metodou prostého prahování.

Pro lepší výsledky hranové detekce jsme na vstupní obraz aplikovali některé základní metody předzpracování obrazu (doostření, vyhlazení, úprava jasu, úprava spektra) a prostředky matematické morfologie (eroze, dilatace, uzavření, otevření). Těmito postupy jsme se snažili maximálně eliminovat šum a rušivé struktury v obraze, které způsobovaly chybnou detekci hran a negativně ovlivňovaly výsledek.

Všechny aplikované postupy poskytly uspokojivé výsledky detekce. Volba neoptimálnějšího způsobu hranové detekce závisí na konkrétní situaci a je podmíněna jednak vhodně zvolenými parametry v jednotlivých krocích detekčního algoritmu, jednak také typem, kvalitou a akvizičními parametry konkrétního vstupního ultrazvukového obrazu.

Klíčová slova

ultrazvuk, končetinové tepny, hranová detekce, hranové operátory

Úvod

Hrana je místo v obraze, ve kterém dochází k výrazné změně hodnoty obrazové funkce (např. jasu). Cílem hranové detekce je takové místo v obraze nalézt a označit.

Nejjednodušším způsobem detekce hran je metoda **prostého prahování**. Výsledkem prahování je binární obraz, ve kterém jsou všechny hodnoty obrazové funkce, větší než zvolený práh, nahrazeny hodnotou 1 a hodnoty obrazové funkce menší než práh nahrazeny hodnotou 0 (1). Často se používá také prahování s více prahy, prahování částečné nebo prahování adaptivní, kde se velikost prahu určuje jako funkce polohy pro

jednotlivé části obrazu. Volba správné hodnoty prahu se určuje experimentálně nebo na základě vhodných charakteristik obrazu.

$$g(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{pro } f(x, y) < T \\ 1 & \text{pro } f(x, y) \geq T \end{cases} \quad (1)$$

Detektory hran založené na **první derivaci** (tzv. gradientní operátory) vyhodnocují hranu na základě velikosti (2) a směru (3) gradientu (první derivace) obrazové funkce $f(x, y)$. V místě hrany nabývá první derivace obrazové funkce svého maxima.

$$|\nabla f(x, y)| = \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y}\right)^2}. \quad (2)$$

$$\psi = \arg\left(\frac{\partial f}{\partial x}, \frac{\partial f}{\partial y}\right). \quad (3)$$

U diskretních obrazů se první derivace obrazu aproximuje konvolucí obrazové funkce $f(x, y)$ s vhodnou maskou $H(x, y)$, která využívá obvykle okolí 2×2 (Roberts) nebo 3×3 (Sobel, Prewitt, Kirsch, Robinson) reprezentativního pixelu (x, y) obrazu. Ukázky konvolučních masek jednotlivých operátorů Prewitt (vlevo nahoře), Sobel (vpravo nahoře), Robinson (vlevo dole) a Kirsch (vpravo dole) znázorňují matice (4).

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \\ \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 1 & -2 & 1 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad \begin{bmatrix} 3 & 3 & 3 \\ 3 & 0 & 3 \\ -5 & -5 & -5 \end{bmatrix}. \quad (4)$$

Detektory hran založené na **druhé derivaci** určují polohu hrany jako místo průchodu druhé derivace obrazové funkce nulovou hodnotou. Hledání průchodu obrazové funkce nulovou hodnotou je obvykle mnohem spolehlivější než hledání maxima první derivace obrazové funkce. **Laplaceův operátor** počítá druhou derivaci obrazové funkce podle vztahu (5). Operátor je velmi citlivý na šum v obraze.

$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2}. \quad (5)$$

Robustnější **operátor LoG** (Laplacian of Gaussian) počítá druhou derivaci z konvoluce obrazové funkce s vyhlazovacím filtrem $G(x, y)$, který má za úkol odfiltrout šum v obraze. Maska vyhlazovacího filtru (6) má 2D gaussovské rozložení a operuje na okolí reprezentativního pixelu obrazu o souřadnicích (x, y) , jehož velikost je určena střední kvadratickou odchylkou σ . Nevýhodou operátoru LoG je ztráta ostroty hran a možnost jejich chybné detekce při příliš velkém vyhlazení obrazu.

$$G(x, y) = e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}. \quad (6)$$

Jedny z nejlepších výsledků detekce hran poskytuje **Cannyho hranový detektor**, který využívá konvoluce obrazu s vyhlazovacím gaussovským filtrem a následně

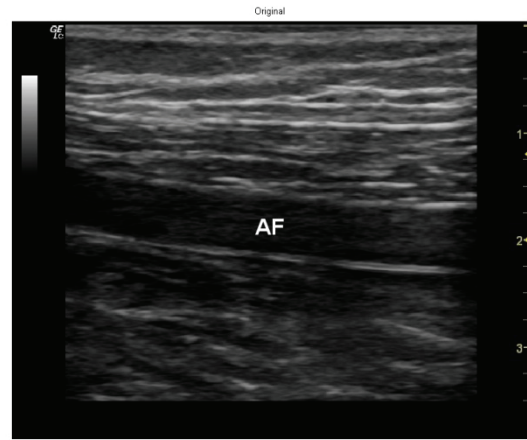
provádí derivaci obrazu (např. pomocí Sobelova operátoru). Výsledek detekce se prahuje dvěma prahy $T1 < T2$. Nevýznamné hrany s velikostí gradientu menší než $T1$ jsou odstraněny, obrazové body s velikostí gradientu větší než $T2$ jsou vyhodnoceny jako hrana. Leží-li hodnota gradientu obrazového bodu mezi prahy $T1$ a $T2$, je příslušný obrazový bod označen jako hrana jen tehdy, je-li jako hrana uznán některý obrazový bod v jeho okolí. Cannyho detektor je velmi robustní vůči obrazovému šumu.

Metodika

Výsledky hranové detekce jsme posuzovali na ultrazvukových obrazech **a. femoralis** v podélném řezu nasnímaných lineární sondou s frekvencí 11 MHz (Obr. 1).

Před vlastní hranovou detekcí bylo nutné převést barevný vstupní obraz do šedotónové stupnice. Výsledek transformace jsme získali jednoduše jako váhovaný součet hodnot v jednotlivých barevných kanálech Red-Green-Blue/Červená-Zelená-Modrá (7). Pro převod jsme zvolili běžně používané váhovací koeficienty: $a = 0.2989$, $b = 0.5870$ a $c = 0.1140$.

$$Grey = a \cdot R + b \cdot G + c \cdot B. \quad (7)$$



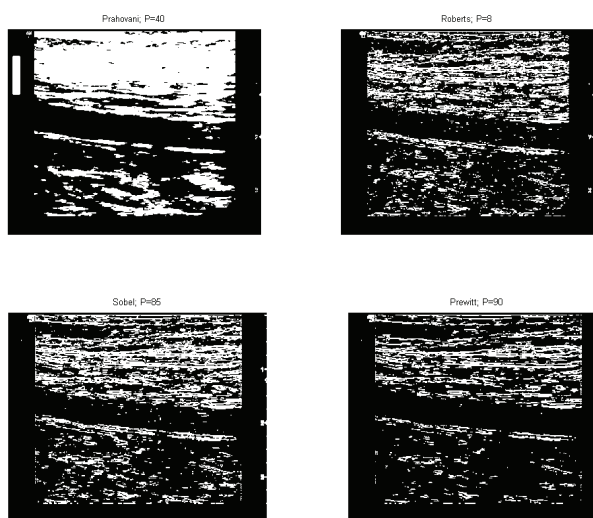
Obr. 1: Originální snímek a. femoralis (AF).

Dále jsme provedli základní předzpracování obrazu (úprava jasu a spektra, doostření a vyhlazení) s cílem maximálně eliminovat šum a rušivé struktury, které mohly způsobovat chybnou detekci hran a negativně ovlivňovat výsledek.

Vlastní detekci hran jsme realizovali metodou prostého prahování a pomocí detektorů založených na první derivaci (Roberts, Sobel, Prewitt, Robinson, Kirsch a Canny) a druhé derivaci (Laplace a LoG) obrazové funkce. Výsledky detekce jsme prahovali vhodně nastavenými prahy, které z hranové reprezentace obrazů odstranily nevýznamné hrany.

Nakonec jsme obrazy upravili morfologickými operacemi otevření a uzavření, které se používají pro vyhlazení obrazu, tj. zjednodušují strukturu objektu, ale přitom přibližně zachovávají jeho celkový tvar a velikost. Operace otevření odstraňuje detaily (izolované malé objekty a výčnělky) a odděluje objekty propojené úzkými šíjemi. Operace uzavření zaplňuje díry a zálivy v objektech a propojuje objekty oddělené úzkými mezerami. Výsledky všech použitých přístupů hranové detekce jsou na Obr. 2, 3 a 4.

Předzpracování vstupních obrazů, hranovou detekci i následné úpravy jsme provedli v programovém prostředí Matlab® R2011b.



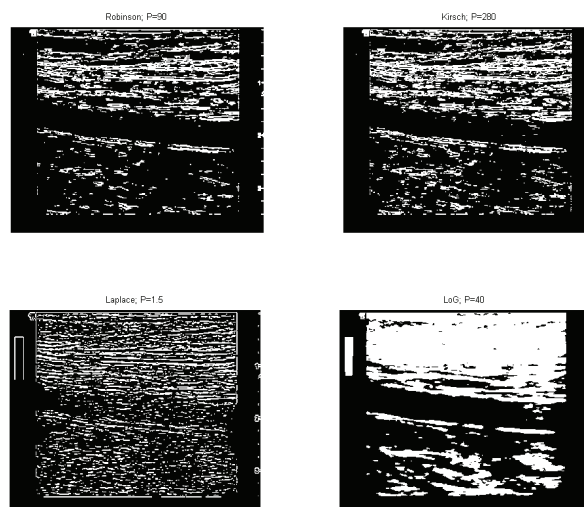
Obr. 2: Výsledky hranové detekce po úpravě morfologickými operacemi: prosté prahování (práh $P=40$), Roberts (práh $P=8$), Sobel (práh $P=85$) a Prewitt (práh $P=90$).

Výsledky

Lumen tepny je v ultrazukovém obraze silně hypoechogenní ve srovnání s okolní tkání a rozdíly hodnot obrazové funkce mezi tepennou stěnou a lumenem tepny jsou velmi výrazné. Hranová detekce tepenné stěny je proto poměrně snadná. Kvalitu všech aplikovaných postupů hranové detekce a. femoralis jsme posuzovali subjektivně na základě spojitosti nalezených hran a míry výskytu nadbytečných hran a artefaktů v obraze.

Všechny aplikované postupy poskytly uspokojivé výsledky detekce (viz Obr. 2, 3 a 4). Velmi dobře detekovaly tepennou stěnu operátory Canny (práh $P=80$), LoG (práh $P=40$), Kirsch (práh $P=280$) a prosté prahování (práh $P=40$). Solidní výsledky poskytly také operátory Roberts (práh $P=8$), Sobel (práh $P=85$), Prewitt (práh $P=90$) a Robinson (práh $P=90$). Nejhorší pak dopadla detekce operátorem Laplace (práh $P=1,5$),

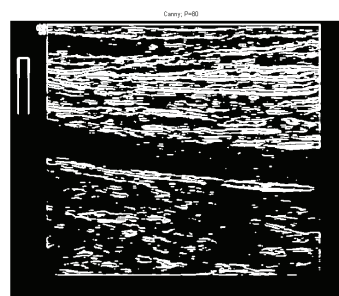
jehož velkou nevýhodou je jeho velká citlivost na šum v obraze.



Obr. 3: Výsledky hranové detekce po úpravě morfologickými operacemi: Robinson (práh $P=90$), Kirsch (práh $P=280$), Laplace (práh $P=1,5$) a LoG (práh $P=40$).

Závěr

Volba neoptimálnějšího způsobu hranové detekce závisí na konkrétní situaci a je podmíněna jednak vhodně zvolenými parametry v jednotlivých krocích detekčního algoritmu, jednak také typem, kvalitou a akvizičními parametry konkrétního vstupního ultrazukového obrazu.



Obr. 4: Výsledky hranové detekce po úpravě morfologickými operacemi: Canny (práh $P=80$).

Automatická detekce tepen v ultrazukovém obraze může být velmi užitečným nástrojem při hodnocení funkčního stavu a diagnostice mnoha onemocnění vaskulárního systému. Hranová reprezentace obrazu může poskytovat významnou informaci o lumeny tepny a stavbě tepenné stěny nebo o průběhu a větvení tepen. U dynamických studií lze metody hranové

detekce s výhodou využít také k hodnocení mechanických a elastických vlastností tepen.

- [http://www.ijcim.th.org/SpecialEditions/v13nSP2/pdf/p6.1-5-Comparison of Edge Detection Techniques.pdf](http://www.ijcim.th.org/SpecialEditions/v13nSP2/pdf/p6.1-5-Comparison%20of%20Edge%20Detection%20Techniques.pdf)
[4] Vacarda, M.: *Detekce jasových změn v obrazu pomocí lokálních spektrálních hustot energie*. Automatizace [online], 2007, roč. 50, č. 12, s. 772-775 [cit. 2012-05-14]. Dostupné z: <http://www.automatizace.cz/article.php?a=1977>.

Literatura

- [1] Hlaváč, V., Sedláček, M.: *Zpracování signálů a obrazů*. Praha: ČVUT, 2007, 255 s. ISBN 978-80-01-03110-0.
[2] Chudý, O., Doubrava, K.: *Automatická detekce přírůstku trhliny pomocí digitálního zpracování obrazu*. Konference studentské tvůrčí činnosti [online], 2012 [cit. 2012-05-14]. Dostupné z: <http://stc.fs.cvut.cz/pdf12/2568.pdf>.
[3] Sukkaew, L., Uyyanonvara, B., Barman, S.: *Comparison of Edge Detection Techniques on Vessel Detection of Infant's Retinal Image*. [online], [cit. 2012-05-14]. Dostupné z:

Ing. Mgr. Martin Sedlár
Biofyzikální ústav
Lékařská fakulta
Masarykova univerzita v Brně
Kamenice 126/3, 625 00 Brno

E-mail: sedlar.m@mail.muni.cz
tel.: +420 549 492 890