

# DETEKCE PULSAČNÍCH ZMĚN PRŮMĚRU TEPEN V DYNAMICKÉM ULTRAZVUKOVÉM OBRAZE

Martin Sedlář, Vojtěch Mornstein

Biofyzikální ústav LF MU, Brno, Česká republika

## **Souhrn**

*Pulsační změny průměru cév nesou důležitou informaci o mechanických a elastických vlastnostech cévní stěny a mohou být velmi užitečným nástrojem při hodnocení funkčního stavu a diagnostice mnoha onemocnění vaskulárního systému.*

*Změny průměru cév jsme posuzovali v dynamickém ultrazvukovém obraze stehenní tepny v podélném řezu. Zpracování a analýza byly provedeny v programovém prostředí Matlab®. Ze vstupní videosekvence jsme vytvořili sekvenci jednotlivých obrazů, které jsme pro lepší výsledky detekce upravili některými základními metodami předzpracování obrazu a prostředky matematické morfologie s cílem maximálně eliminovat šum a rušivé struktury v obraze. Časově závislý signál změny průměru tepny jsme získali vyhodnocením jasových profilů vedených kolmo na cévní stěnu v celé sekvenci obrazů.*

*Námi navržený algoritmus detekce pulsačních změn průměru tepen v dynamickém ultrazvukovém obraze se ukázal jako velmi kvalitní nástroj pro hodnocení elastických vlastností tepen. Nevýhodou algoritmu je ovšem jeho silná závislost na vhodných akvizitních parametrech, kvalitě a kompresi vstupních obrazových dat.*

## **Klíčová slova**

*ultrazvuk, tepny, elasticita, pulsační změny*

## **Abstract**

*The pulsatile changes of diameter of blood vessels carry important information about mechanical and elastic properties of vessel wall and can be a very useful tool for measurement of functional status and diagnosis of many diseases of the vascular system.*

*The changes in vessel diameter we assessed in dynamic ultrasound image of femoral artery in longitudinal section. Processing and analysis was performed in Matlab®. From the input movie we created sequence of the images, that we modified by basic image preprocessing methods and methods of mathematical morphology with target to improve the results of detection, eliminate noise and disturbance structures. Time-dependent signal of artery diameter changes we obtained by evaluating brightness profiles, that were leads perpendicular to the vessel wall in all images of sequence.*

*Our proposed algorithm has emerged as a powerful tool for evaluating the elastic properties of arteries. The disadvantage of algorithm is its strong dependence on suitable acquisition parameters, quality and compression of the input image data.*

## **Keywords**

*ultrasound, arteries, elasticity, pulsatile changes*

## **Úvod**

Pulsační změny průměru cév nesou důležitou informaci o mechanických a elastických vlastnostech cévní stěny a mohou být velmi užitečným nástrojem při

hodnocení funkčního stavu a diagnostice mnoha onemocnění vaskulárního systému.

Pulsace cév vznikají rytmickou činností srdce a jsou projevem tlakových změn v cévním systému. Vypuzením krve z levé srdeční komory do cévního řečiště je generována dopředná pulsová vlna, která se šíří stěna-

mi tepen do periferie. Na tepenných větveních a místech s odlišnými vlastnostmi cévní stěny dochází k odrazu pulsových vln a jejímu šíření zpět k srdci. Výsledný tvar pulsových vln v daném místě cévního systému je dán prostorovým a časovým součtem dopředné a zpětně odražené vlny. Rychlost šíření a tvar pulsových vln závisí na stavbě cévní stěny (např. poměr mezi poloměrem cévy a tloušťkou cévní stěny, podíl vláken elastinu, kolagenu a svalových vláken), mechanických vlastnostech cév, krevním tlakem, periferním odporem a dynamických vlastnostech krve (např. viskozita). Velikost pulsových vln osciluje kolem středního tlaku mezi diastolickým a systolickým tlakem krve.

Šíření pulsových vln se projevuje změnami tlaku (tlaková vlna), změnami objemu (objemová vlna) a změnami toku krve (proudová vlna). Tlakové změny ve vaskulárním systému vznikají rytmickým stahováním (systola) a uvolňováním (diastola) srdečního svalu. Změny toku krve a změny objemu jsou důsledkem tlakových změn. Objemové změny se projevují roztažitelností cév, změny toku krve lze pozorovat jako urychlení nebo zpomalení toku.

Tlakové vlny v cévním systému lze měřit invazivně zavedením katétru s tlakovým snímačem přímo do cévy, nebo neinvazivně – sfygmograficky. Pro detekci změn objemu cév se používají pletysmografické metody, oscilometrické metody nebo metody aplanační tonometrie. Měření proudových vln lze provést pomocí dopplerovských průtokoměrů nebo průtokoměrů založených na elektromagnetické indukci.

Mechanické vlastnosti látek závisí především na mezimolekulových vazbách a na mikroskopickém i makroskopickém uspořádání molekul. Mezi důležité mechanické vlastnosti látek patří pružnost (elasticita), která se definuje jako schopnost látky vrátit se po odeznění deformující síly zpět do původního tvaru. Mechanické vlastnosti cév, se od matematických modelů odlišují nelinearitou, anizotropií, poddajností cévní stěny a schopností pasivně i aktivně měnit svůj průsvit. Tyto vlastnosti jsou podmíněny přítomností tří strukturálních prvků v cévní stěně: vláken elastinu, kolagenu a hladkého svalstva.

Elastické vlastnosti látek lze nejlépe popsat Hookovým zákonem, který vyjadřuje lineární vztah mezi deformací tělesa ( $\varepsilon$ ) a vnějším napětím ( $\sigma$ ), tj. silou, která tuto deformaci způsobuje. Konstantou úměrnosti je materiálová konstanta – Youngův modul pružnosti (E):

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon}. \quad (1)$$

Deformaci tělesa popisujeme jako relativní změnu rozměrů vzhledem k původním rozměrům tělesa. Deformaci ( $\varepsilon$ ) cévy tedy můžeme snadno vyjádřit např. jako relativní změnu poloměru cévy ( $\Delta r$ ) vzhledem k počátečnímu poloměru ( $r_0$ ):

$$\varepsilon = \frac{\Delta r}{\Delta r + r_0} \approx \frac{\Delta r}{r_0}. \quad (2)$$

Napětí ( $\sigma$ ) působící na cévní stěnu je podle Laplaceova zákona přímo úměrné tlaku krve ( $p$ ) uvnitř cévy a poloměru cévy ( $r_0$ ) a nepřímo úměrné tloušťce cévní stěny ( $h$ ):

$$\sigma = \frac{pr_0}{h}. \quad (3)$$

Vztah pro výpočet elasticity cévní stěny potom můžeme získat dosazením rovnice (2) a (3) do Hookova zákona (1):

$$E = \frac{pr_0^2}{h\Delta r}. \quad (4)$$

## Metodika

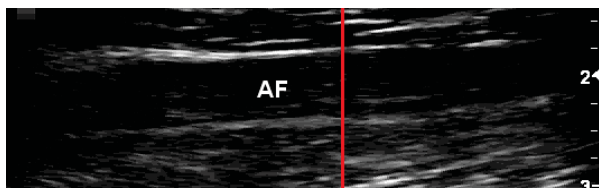
Změny průměru cév v důsledku tlakových pulsací jsme posuzovali v dynamickém ultrazvukovém obraze stehenní tepny (*a. femoralis*) v podélném řezu, nasnímaném na ultrazvukovém přístroji GE Logiq C5 lineární sondou s frekvencí 11 MHz. Zpracování a analýzu dat jsme provedli v programovém prostředí Matlab® R2011b. Ze vstupní videosekvence zájmové oblasti ve formátu \*.avi (W = 532 x H = 432 px, 32 fps) o délce 8 sekund jsme vytvořili sekvenci jednotlivých obrazů ve formátu \*.png.

Barevné obrazy jsme pro zjednodušení analýzy nejprve převedli do šedotónové stupnice. Výsledek transformace jsme získali jednoduše jako váhovaný součet hodnot v jednotlivých barevných kanálech Red-Green-Blue/Červená-Zelená-Modrá (5). Pro převod jsme zvolili běžně používané váhovací koeficienty:  $a = 0.2989$ ,  $b = 0.5870$  a  $c = 0.1140$ .

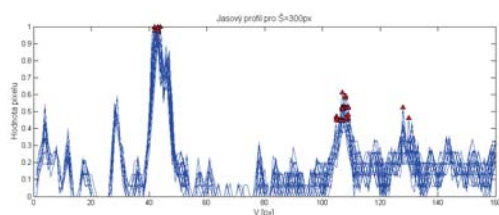
$$Grey = a \cdot R + b \cdot G + c \cdot B. \quad (5)$$

Pro lepší výsledky detekce jsme obrazy dále upravili některými základními metodami předzpracování obrazu (dootřetí, vyhlazení, úprava jasu, úprava spektra) a prostředky matematické morfologie (eroze, dilatace, uzavření, otevření) s cílem maximálně eliminovat šum a rušivé struktury v obraze.

Časově závislý signál změny průměru tepny jsme získali vyhodnocením jasových profilů vedených kolmo na cévní stěnu v celé sekvenci obrazů. Ukázka upraveného vstupního snímku s vyznačeným směrem pro získání jasového profilu (sloupec W=300 px obrazu) je na Obr. 1. V získaných profilech jasu ze všech obrazů sekvence (viz Obr. 2) jsme s vhodně nastavenými parametry vyhledali pozice maxim dvojic jasových píků, které odpovídaly oběma hranám cévní stěny. Z rozdílů pozic těchto dvojic píků jsme získali informaci o vzájemné vzdálenosti obou stěn cévy a také o změnách průměru tepny v čase (viz Obr. 3).

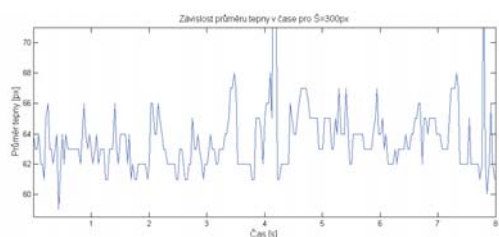


Obr. 1: Upravený vstupní snímek stehenní tepny (AF) s vyznačeným směrem pro získání jasového profilu vedeným kolmo na cévní stěnu (sloupec  $W = 300$  px obrazu).



Obr. 2: Jasové profily v celé sekvenci obrazů získané ve směru kolmém na cévní stěnu (řádky  $H = \langle 1; 256 \rangle$ ; sloupec  $W = 300$  px obrazu) s vyznačenými maximy dvojic píků (červená značka).

Elastické vlastnosti stehenní tepny jsme stanovili podle rovnice (4) ze znalosti tlaku krve, časových změn průměru tepny a tloušťky cévní stěny. Tloušťku stěny tepny jsme odhadli jako šířku jasového píku v polovině jeho výšky (Full Width at Half Maximum – FWHM).



Obr. 3: Graf závislosti průměru stehenní tepny v čase pro jasový profil  $W = 300$  px obrazu.

## Výsledky

Lumen tepny je v ultrazvukovém obraze silně hypoechogenní ve srovnání s okolní tkání, proto jsou na jasových profilech poměrně dobře patrné píky odpovídající oběma stěnám tepny (viz Obr. 2).

Závislost průměru stehenní tepny v čase je na Obr. 3. V signálu lze rozpoznat jednotlivé změny způsobené srdeční činností. Průměr tepny se během každého srdečního cyklu měnil od hodnot cca  $d = 61$  pixelů ( $= 6,29$  mm) v diastole (diastolický tlak krve 85 mmHg) až po cca  $d = 67$  pixelů ( $= 6,91$  mm) v systole (systolický tlak krve 135 mmHg). Střední změna průměru tepny mezi diastolou a systolou tedy

činila asi  $\Delta d = 6$  pixelů ( $= 0,62$  mm) při změně tlaku krve  $p = 50$  mmHg. Výrazné odchylky patrné v signálu byly způsobeny chybnou detekcí jasových píků, a pro další výpočty proto nebyly uvažovány.

Protože je poloměr tepny polovinou jejího průměru ( $r = d/2$ ), spočítali jsme maximální relativní změnu poloměru tepny (deformaci) cca  $\varepsilon = 9,85$  % vzhledem k rozměrům tepny v diastole (2). Tloušťka tepenné stěny (FWHM) kolísala v širokém rozsahu od cca  $h = 5$  pixelů ( $= 0,52$  mm) až po asi 10 pixelů ( $= 1,03$  mm). Elasticita (4) stehenní tepny potom orientačně vyšla v rozsahu cca 206 až 409 kPa, což přibližně odpovídá fyziologickým hodnotám uváděným v literatuře.

## Závěr

Dynamické změny průměru tepen mohou být cenným zdrojem informací o mechanických a elastických vlastnostech cévní stěny. Je známo, že elasticita cév je významný parametr pro posouzení kardiovaskulární morbidity a mortality. Nespornými výhodami hodnocení elastických vlastností cév v ultrazvukových obrazech jsou jednoduchost, nízká cena a bezpečnost metody a také široká dostupnost ultrazvukového vyšetření.

Námi navržený algoritmus detekce pulsačních změn průměru tepen v dynamickém ultrazvukovém obraze se ukázal jako jednoduchý a kvalitní nástroj pro hodnocení a přibližný kvantitativní odhad elastických vlastností tepen. Nevýhodou algoritmu je ovšem jeho silná závislost na vhodných akvizitních parametrech, kvalitě a kompresi vstupních obrazových dat. Kvantitativní stanovení elasticity tepny je tedy pouze přibližným odhadem skutečného stavu.

## Literatura

- [1] Binder, S. *Průběh pulsní vlny v závislosti na elasticitě cévního systému na arteria radialis*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, Lékařská fakulta, Ústav lékařské biofyziky, 2009.
- [2] Dijk, J. M., Algra, A., Graaf, Y., Grobbee, D. E., Bots, M. L. *Carotid stiffness and the risk of new vascular events in patients with manifest cardiovascular disease. The SMART study*. European Heart Journal, 26 (2005): 1213–1220.
- [3] Dooley, M. *Model-based elastography: a survey of approaches to the inverse elasticity problem*. Physics in Medicine and Biology, 57 (2012): R35–R73.
- [4] Glaser, R. *Biophysics*. Springer, 2001. ISBN: 3540670882.
- [5] Gosling, R. G., Budge, M. M. *Terminology for Describing the Elastic Behavior of Arteries*. Hypertension, 41 (2003): 1180–1182.
- [6] Khamdaeng, T., Luo, J., Vappou, J., Terdtoon, P., Konofagou, E. E. *Arterial stiffness identification of the human carotid artery using the stress–strain relationship in vivo*. Ultrasonics (2011).
- [7] Laurent, S., Cockcroft, J., Bortel, L., Boutouyrie, P., Giannatassio, C., Hayoz, D., Pannier, B., Vlachopoulos, Ch., Wilkinson, I., Struijker-Boudier, H. *Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications*. European Heart Journal, 27 (2006): 2588–2605.

- [8] Mackenzie, I. S., Wilkinson, I. B., Cockcroft, J. R. *Assessment of arterial stiffness in clinical practice*. QJ Med, 95 (2002): 67-74.
- [9] Park Dae Woo, Richards, M. S., Rubin, J. M., Hamilton J., Kruger, G. H., Weitzel, W. F. *Arterial elasticity imaging: comparison of finite-element analysis models with high-resolution ultrasound speckle tracking*. Cardiovascular Ultrasound, 8 (2010).
- [10] Quinn, U., Tomlinson, L. A., Cockcroft, R. A. *Arterial stiffness*. R Soc Med Cardiovasc Dis, (2012): 1-18.
- [11] Ziemann, S. J., Melenovsky, V., Kass, D. A. *Mechanisms, Pathophysiology, and Therapy of Arterial Stiffness*. Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology, 25 (2005): 932-943.

*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*