



PULSE WAVE VELOCITY PROPAGATION IN ARTERIES AND USE FOR DIAGNOSTICS OF ABDOMINAL AORTIC ANEURYSM

M. Děták*, J. Burša*

Summary: *This article describes methods for computing pulse wave velocity propagation through artery wall and usage for an asymptomatic abdominal aneurysm diagnosis. The methods used in article are both analytic formula and FEM computations. Influence of all parameters in analytic formula on pulse wave velocity propagation are analyzed and comparison between analytic formula and FEM computation on narrow artery is carried out.*

1. Úvod

Pulzní vlna šířící se stěnou břišní aorty je iniciována krví vytlačenou ze srdce během srdečního cyklu. Rychlost šíření pulzní vlny je závislá především na materiálových vlastnostech stěny aorty (na její tuhosti) a rozměrech aorty. Existují komerčně dostupné snímače schopné neinvazivně, pouhým přiložením na povrch těla, zaznamenat průchod tlakové vlny v přilehlé tepně. Použití několika takových snímačů umožňuje vypočítat rychlost šíření pulzní vlny v měřeném úseku tepny. Výduť (aneurysma) břišní aorty představuje natolik výraznou změnu její geometrie, že musí podstatně prodloužit dobu průchodu vlny aortou, z čehož lze usuzovat na existenci dosud neodhaleného aneurysmatu. Vyšetření je rychlé, bezbolestné a nenáročné na obsluhu.

Rychlost šíření pulzní vlny je také ovlivněna tuhostí stěny, která je silně závislá na jejím stavu, především kalcifikaci. Aby se eliminoval vliv individuálních odchylek v tuhosti stěny, je vhodné snímání šíření pulzní vlny v aortě doplnit jejím snímáním v jiné tepně (např. pažní) a tím provést jistou individuální kalibraci. Pak by odchylky v čase průchodu pulzní vlny břišní aortou byly dány především změnou její geometrie, tedy pravděpodobnou existencí aneurysmatu. Příspěvek popisuje výpočtové modelování šíření tlakové vlny pro různé idealizované geometrie zdravé tepny a aneurysmatu a popisuje metodiku, jak z hodnot snímaných uvedeným neinvazivním postupem vyhodnotit pravděpodobnost existence aneurysmatu.

2. Současný stav poznání

Pulzní vlny v krevním řečišti vznikají vytlačováním krve ze srdce při každém srdečním cyklu.

*Ing. Michal Děták, doc. Ing. Jiří Burša, Ph.D, Ústav mechaniky těles, mechatroniky a biomechaniky, Fakulta strojního inženýrství, Vysoké učení technické Brno, Technická 2, 619 69 Brno, ydetak00@stud.fme.vutbr.cz, bursa@fme.vutbr.cz

V současnosti existuje několik invazivních i neinvazivních metod použitelných pro zjišťování rychlosti šíření pulzní vlny v tepnách. Mezi neinvazivní metody se řadí měření pulzní vlny na jednom nebo více místech těla pacienta, např. přístroji Arteriograf (vyvinutý firmou I.C.C) nebo SPYGMOCOR firmy Stapro. Tyto přístroje jsou schopny zjišťovat a sledovat tlakovým snímačem [8,9] šíření pulzní vlny v jednom místě tepny přiložením snímače na povrch těla pacienta. Vhodných míst pro měření rychlosti šíření pulzní vlny v různých tepnách existuje na těle člověka několik. Principem je sledování pulzní vlny šířící se od srdce a odrazu téže pulzní vlny od určitých míst v těle člověka. Místa, kde se pulzní vlna částečně odráží, mohou být například bifurkace velkých tepen nebo místa kde tepny výrazně zmenšují průměr. Mezi invazivní metody se řadí zavádění snímačů tlaku přímo do krevního oběhu na místo, kde se požaduje zjištění rychlosti šíření pulzní vlny nebo měření mikromanometry na povrchu tepen [1], tyto metody jsou však pro rychlé a nenáročné vyšetření pacienta nevhodné.

Rychlost šíření pulzní vlny je důležitým ukazatelem stavu cévního systému. Byly prokázány souvislosti mezi rychlostí šířením pulzní vlny v tepnách a mnoha cévními chorobami (ateroskleróza, endoteliální dysfunkce) nebo změnami cévního systému s věkem. Také bylo zjištěno, že různé tepny v těle člověka jsou těmito chorobami nebo změnami zasazeny méně než jiné [1,2].

Rychlost šíření pulzní vlny v tepnách je závislá na několika parametrech a lze ji popsat jednoduchým vzorcem:

$$v_{pv} = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot \rho \cdot R}} \quad (1)$$

kde:

v_{pv} - rychlost šíření pulzní vlny v tepně [m/s]

E - Youngův modul pružnosti v tahu tepny [Pa]

h - tloušťka stěny tepny [m]

ρ - hustota krve [kg/m^3]

R - poloměr tepny na konci diastoly [m]

V současnosti je vyšetření potřebné ke zjištění rychlosti šíření pulzní vlny otázkou několika minut a provádět ho může proškolená zdravotní sestra. Pro screening rizikových skupin populace je možné ho dokonce spojit s vyšetřením stavu periferních tepen, které se provádí stejnými přístroji, takže v tomto případě není žádná přídavná zátěž pacienta a pouze se ze změřených dat získají další informace.

3. Popis a formulace problému

Měření šíření pulzní vlny v tepnách se v současnosti provádí zejména z důvodů zjištění stavu stěn tepen pacienta. Z rychlosti šíření pulzní vlny lze usoudit na tuhost stěny tepny a tím i na její stav vzhledem k věku a životnímu stylu pacienta. Rychlost šíření pulzní vlny je jedním z parametrů na jejichž základě se stanovuje tzv. „Augmentation Index (AI)“ [1].

Protože dnes je vyšetření, které nám poskytne údaje o rychlosti šíření pulzní vlny v tepnách pacienta, jednoduchou a rychlou procedurou, bylo naším záměrem zjistit, zda lze tato nebo podobná vyšetření využít také pro zjištění asymptomatického a zatím nedagnostikovaného aneurysmatu břišní aorty. Vycházíme ze vzorce (1), z něhož plyne, že pokud se změní poloměr tepny (v našem případě břišní aorty), změní se i rychlost šíření pulzní vlny v tepně a následně i doba průchodu pulzní vlny tepnou.

Předpokládáme, že pokud bude průměr aneurysmatu břišní aorty podstatně větší než průměr břišní aorty, šíření pulzní vlny při prostupu aneurysmatem se výrazně zpomalí. Tím se zvětší doba potřebná k tomu, aby pulzní vlna dorazila ke kyčelní bifurkaci. Pokud budeme měřit šíření pulzní vlny v břišní aortě metodou sledování pulzní vlny šířící se od srdce a jejího odrazu, časová prodleva způsobená zvětšeným průměrem aneurysmatu se projeví dvakrát. Jednou při průchodu směrem od srdce a podruhé při průchodu odražené vlny zpět.

Čas potřebný pro průchod pulzní vlny ke kyčelní bifurkaci a jejího odrazu zpět k místu snímání se bude u různých pacientů lišit. Jedním ze způsobů, jak lze určit „standardní“ čas průchodu pulzní vlny a jejího odrazu k místu snímání, je provést měření na dostatečně velkém vzorku pacientů. Pro větší přesnost by však bylo nutné rozdělit pacienty do různých kategorií podle věku, životního stylu, tělesných dispozic, ap. To je finančně a zejména časově velmi náročný přístup.

Proto by bylo lepší provést určitým způsobem "kalibraci" měření pro každého pacienta zvlášť. Pro kalibraci pro konkrétního pacienta by bylo vhodné změřit rychlost pulzní vlny na jiné tepně, na které se nepředpokládá žádná anomálie, která by zvětšila její průměr. Pro takové měření je vhodná například pažní tepna, na níž je možné změřit rychlost šíření pulzní vlny. Za předpokladu, že změny modulu pružnosti pro materiál stěny břišní aorty a pažní tepny jsou srovnatelné (hustotu krve lze považovat za konstantní), budou proměnnými ve vzorci (1) pouze poloměr tepny a její tloušťka:

$$v_{pv}^p{}^2 = \frac{E \cdot h^p}{2 \cdot \rho \cdot R^p} \quad (2)$$

$$v_{pv}^b{}^2 = \frac{E \cdot h^b}{2 \cdot \rho \cdot R^b} \quad (3)$$

kde horní index **p** označuje hodnoty pro pažní tepnu a **b** pro břišní tepnu. Lze předpokládat, že poměr rychlosti šíření pulzní vlny v pažní a břišní tepně bude konstanta.

$$\frac{v_{pv}^b{}^2}{v_{pv}^p{}^2} = k \quad (4)$$

Na základě výše popsaných předpokladů lze vzorec (4) přepsat do podoby:

$$\frac{v_{pv}^b{}^2}{v_{pv}^p{}^2} = k = \frac{\frac{h^b}{R^b}}{\frac{h^p}{R^p}} \Rightarrow \frac{h^b}{R^b} = k \cdot \frac{h^p}{R^p} \quad (5)$$

Dle této úvahy lze vynásobit rychlost v pažní tepně konstantou a obdržíme odhad rychlosti, kterou by se měla šířit pulzní vlna ve zdravé břišní tepně se stejnými vlastnostmi a jinými rozměry. Za zjednodušujícího předpokladu konstantního průměru břišní tepny, její tloušťky a známé délky aorty od srdce po kyčelní bifurkaci lze z rychlosti vypočítat čas průchodu pulzní vlny a jejího odrazu. Pokud změřený čas průchodu pulzní vlny v břišní tepně bude významně větší než čas zjištěný jednoduchým přepočtem z rychlosti šíření pulzní vlny v pažní tepně, lze usuzovat na nediagnostikované aneurysma břišní aorty.

Hodnoty tloušťky a průměru pažní i břišní tepny se také liší pro každého pacienta, ale pokud budeme uvažovat průměrné hodnoty poloměru a tloušťky stěny obou tepen, zmenšíme tak chybu oproti porovnávání se statistickým vzorkem populace, protože eliminujeme nejvýznamnější faktor rozptylu, kterým je rozdílnost modulu pružnosti tepny.

4. Výpočet doby šíření pulzní vlny aortou

Pro zjištění doby šíření pulzní vlny aortou jsou použity následující vstupní údaje:

- Youngův modul materiálu stěny tepny $E_t = 2,68 \cdot 10^6 \text{ Pa}$ [4]
- hustota kapaliny $\rho_k = 1060 \text{ kg/m}^3$ [3]
- tloušťka stěny aorty $h = 0,0018 \text{ m}$ [7]
- poloměr aorty na konci diastoly $R = 0,0084 \text{ m}$
- uvažovaná délka tepny $l = 0,8 \text{ m}$

Tyto parametry jsou použity ve všech následujících analýzách, pokud není výslovně uvedeno jinak. Tloušťka stěny byla určena ze vzorků měřených při těchto zkouškách, stejně tak i průměr tepny.

Výpočty šíření pulzní vlny budou v budoucnu prováděny na modelech aneurysmatu pro konkrétního pacienta. Pro takové výpočty je analytický vzorec nevhodný, protože dostatečně nerespektuje změny geometrie (uvažuje vždy pouze ideální kruhový průměr). Proto bude provedeno srovnání analytického výpočtu a výpočtu metodou konečných prvků na rovném úseku tepny. Další použité vlastnosti kapaliny (krve) budou následující:

- dynamická viskozita krve $\eta = 3,15 \cdot 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$ [3]
- modul objemové stlačitelnosti krve $E_k = 2,1 \cdot 10^9 \text{ Pa}$

5. Analytický výpočet a vliv jednotlivých parametrů

Rychlost pulzní vlny dostaneme dosazením do vzorce (1)

$$v_{pv} = \sqrt{\frac{E \cdot h}{2 \cdot \rho \cdot R}} = \sqrt{\frac{2,68e6 \cdot 1,8e-3}{2 \cdot 1060 \cdot 0,0084}} = 16,45 \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

Doba šíření pulzní vlny pro uvažovanou délku tepny $l = 0,8 \text{ m}$ je

$$t_{pv} = \frac{l}{v_{pv}} = \frac{0,8}{16,45} = 0,048 \text{ s}$$

5.1. Závislost rychlosti a doby šíření pulzní vlny na průměru a tloušťce stěny

Změnou parametrů dosazených do vztahu (1) lze určit závislost rychlosti šíření pulzní vlny (příp. doby jejího průchodu danou délkou) tepnou na průměru a tloušťce stěny tepny. Výsledky pro délku $l = 0,8 \text{ m}$ uvádí tabulky 1 a 2. Hodnoty pro rozsah průměrů jsou přebrány z [6], hodnoty rozsahu tlouštěk stěny tepny jsou převzaty z [5]. Jsou použity pouze hodnoty pro mužskou část populace, hodnota $D=0,05 \text{ m}$ poskytuje srovnání rychlosti šíření v tepně o průměru již rizikového aneurysmatu.

Tab.1: Závislost rychlosti šíření a doby průchodu pulzní vlny na průměru aorty

D [m]	0,0139	0,0168	0,0197	0,05
v [m/s]	18,094	16,458	15,199	9,54
t [s]	0,044	0,048	0,052	0,083

Tab.2: Závislost rychlosti šíření a doby průchodu pulzní vlny na tloušťce stěny aorty

h [m]	0,00200	0,00232	0,00260
v [m/s]	17,349	18,658	19,78
t [s]	0,046	0,042	0,04

5.2. Závislost rychlosti a doby šíření pulzní vlny na modulu pružnosti a hustotě kapaliny

Rozsah hodnot pro elastický modul pružnosti byly převzaty z [4] a hodnoty pro hustotu krve z [3].

Tab.3: Závislost doby šíření pulzní vlny na modulu pružnosti a hustotě kapaliny

E [Pa]	$0,87 \cdot 10^6$	$2,68 \cdot 10^6$	$4,49 \cdot 10^6$
v [m/s]	9,377	16,458	21,303
t [s]	0,085	0,048	0,037

Tab.4: Závislost doby šíření pulzní vlny na modulu pružnosti a hustotě kapaliny

ρ [kg/m ³]	1010	1025	1040	1060
v [m/s]	16,861	16,737	16,616	16,458
t [s]	0,0474	0,0477	0,0481	0,0486

6. Závislost doby šíření pulzní vlny na velikosti aneurysmatu

Pro účely tohoto výpočtu bude uvažován skokový přechod mezi průměrem aorty $D_1 = 0,0168\text{m}$, který zůstává konstantní a průměrem D_2 , který má simulovat rozšíření tepny (aneurysma). Celková uvažovaná délka tepny včetně aneurysmatu bude konstantní $l = 0,8\text{m}$, délka rozšíření tepny l_2 se pohybuje v rozmezí 90-150mm (viz tab.3), tloušťka stěny tepny je na obou průměrech stejná 0,0018m. Youngův modul stěny tepny $2,68 \cdot 10^6$ Pa, hustota krve 1060 kg/m^3 .

Ze zadaných hodnot vyplývá rychlost v úseku zdravé tepny rychlost šíření pulzní vlny $v_1 = 16,45\text{m/s}$. Průměr, délka, rychlost a doba šíření pulzní vlny v rozšířené části tepny (aneurysmatu) jsou uvedeny v tabulce s indexem 2. Tabulka dále obsahuje hodnoty času průchodu pulzní vlny zdravým úsekem tepny t_1 a celkový čas průchodu pulzní vlny rozšířeným a nerozšířeným úsekem t_{celk} .

Tab.5: Závislost doby šíření pulzní vlny na změně průměru aorty

D_2 [m]	l_2 [m]	v_2 [m/s]	t_1 [s]	t_2 [s]	t_{celk} [s]
0,020	0,090	15,08	0,043	0,0059	0,049
	0,110		0,041	0,0072	0,050
	0,130		0,040	0,0086	0,051
	0,150		0,039	0,0099	0,052
0,030	0,090	12,31	0,043	0,0073	0,049
	0,110		0,041	0,0089	0,050
	0,130		0,040	0,0105	0,052
	0,150		0,039	0,0121	0,053
0,040	0,090	10,66	0,043	0,0084	0,049
	0,110		0,041	0,0103	0,051
	0,130		0,040	0,0121	0,052
	0,150		0,039	0,0140	0,054
0,050	0,090	9,54	0,043	0,0094	0,049
	0,110		0,041	0,0115	0,051
	0,130		0,040	0,0136	0,053
	0,150		0,039	0,0157	0,055

7. Výpočet metodou MKP

Výpočet metodou konečných prvků byl proveden se skořepinovými elementy SHELL181 (stěna tepny) a FLUID80 (krev). Prvek FLUID80 je šestistěn s osmi uzly. V každém uzlu má 3 stupně volnosti (posuvy), navíc má celý element další stupeň volnosti interpretovaný jako tlak. Proto tyto prvky umožňují simulovat a počítat interakci s tuhou (elastickou) látkou prostřednictvím společných posuvů na rozhraní kapalina-tuhá látka [8]. Tuhá látka (v tomto případě stěna aorty modelovaná elementy SHELL181 jako lineárně elastická pro porovnání s analytickým výpočtem) má zadány elastické konstanty (modul pružnosti v tahu a Poissonovo číslo), příp. je možné zadat hustotu materiálu. Vlastnosti kapaliny jsou zadány hustotou, viskozitou a modulem objemové stlačitelnosti.

Protože řešení interakce tuhé látky a kapaliny je obecně velmi komplikovaný, neřeší použitý model MKP proudění v tepně, nýbrž jen deformaci stěny vlivem změny tlaku v kapalině; z ní pak vyhodnocujeme pouze časový průběh, který slouží k výpočtu rychlosti šíření pulzní vlny stěnou aorty. Tomu odpovídají okrajové podmínky: na proximálním konci modelu je zadán tlakový pulz o trvání 0,005s, na distální straně modelu je zadána podmínka symetrie, a to jak na elementy stěny tepny tak i na elementy tekutiny.

Metoda stanovení rychlosti šíření pulzní vlny v MKP modelu je jednoduchá, určí se ze vzdálenosti, kterou urazí pulzní vlna během jednoho kroku výpočtu a časového rozdílu mezi kroky. Celkový čas průchodu lze poté pro konstantní parametry trubice spočítat z poměru příslušných délek. Také lze celkový čas zjistit z času, ve kterém čelo pulzní vlny dorazí na

konec vyšetřovaného úseku tepny.

Určení čela vlny je provedeno z posuvů jednotlivých uzlů konečnoprvkového modelu. První uzel na rozhraní stěny a kapaliny s nenulovým posuvem definuje čelo pulzní vlny. Tímto postupem se stanoví úsek, který pulzní vlna urazila mezi dvěma časovými okamžiky.

Rychlost šíření pulzní vlny je zde stanovena pouze z dvou kroků. Když pulzní vlna dorazí k okrajové podmínce, odrazí se od ní, čímž by mohla být ovlivněna rychlost šíření v blízkosti okrajové podmínky.

Po zpracování výsledků MKP výpočtu byla zjištěna rychlost šíření pulzní vlny $v_{pv} = 16,87 \text{ m/s}$, z čehož vyplývá doba průchodu rovným úsekem tepny o délce $l = 0,8 \text{ m}$ $t = 0,0474 \text{ s}$.

8. Diskuse

Pro parametry z kapitoly 4 byla vzorcem určena rychlost v rovném úseku tepny $16,45 \text{ m/s}$, čemuž odpovídá doba průchodu úseku o délce $0,8 \text{ m}$ $t = 0,048 \text{ s}$. Pro stejné parametry byla výpočtem MKP byla určena rychlost šíření čela pulzní vlny $16,87 \text{ m/s}$, čemuž odpovídá doba průchodu úseku o délce $0,8 \text{ m}$ $t = 0,0474 \text{ s}$. Shoda mezi rychlostí šíření pulzní vlny stanovené vzorcem a výpočtem MKP je téměř dokonalá.

Výpočty podle vzorce (1) prokázaly, že geometrické změny břišní aorty podstatně ovlivňují rychlost šíření pulzní vlny a tím i dobu průchodu pulzní vlny tepnou. Pro diagnostickou aplikaci je rozhodující, aby změna v době průchodu pulzní vlny aortou způsobená existencí aneurysmatu přesahovala obvyklý rozptyl těchto hodnot. Rozhodujícím faktorem tohoto rozptylu jsou rozdílné mechanické vlastnosti stěny aorty, což lze účinně eliminovat kalibrací přímo pro konkrétního pacienta.

Před testováním metody v klinické praxi budou provedeny rozsáhlé MKP simulace šíření pulzní vlny zdravou tepnou a tepnou s aneurysmatem, a to pro konkrétní tvary aneurysmat, jakož i se zahrnutím obvyklých odchylek geometrických parametrů u zdravé aorty. Tím se získá soubor dat pro hodnocení významnosti vlivu aneurysmatu na měřenou dobu průchodu pulzní vlny, na jehož základě bude možné provést posouzení praktické použitelnosti navrhované metody. Pro zpřesnění budou výpočty provedeny také s hyperelastickým materiálem stěny aorty.

Následně plánujeme výpočty MKP podložit klinickým experimentem, který na statisticky významném souboru pacientů, resp. zdravých dobrovolníků, ověří pravděpodobnost správné diagnózy aneurysmatu uvedenou metodou a stanoví reálný rozptyl údajů pro hodnoty "zdravé" aorty a aorty s počínajícím nebo již rozvinutým aneurysmatem.

9. Závěr

Z uvedených výsledků je jasné, že rychlost pulzní vlny šířící se tepnou je výrazně ovlivňována mechanickými vlastnostmi stěny tepny a to v řádech desítek procent. Výchyly způsobené rozdílnými hodnotami materiálových vlastností stěny tepny lze eliminovat kalibrací na konkrétním pacientovi měřením rychlosti šíření pulzní vlny např. na pažní tepně. Z porovnání doby průchodu zjištěné v pažní a břišní tepně lze usuzovat na existenci geometrických odchylek, které mohou naznačovat existenci aneurysmatu břišní aorty. Pokud bude šíření pulzní vlny měřeno pouze v jednom bodě metodou snímání průchozí vlny a jejího odrazu, časové prodlevy způsobené geometrickými změnami budou výraznější, čímž se pravděpodobně zpřesní diagnóza břišního aneurysmatu.

10. Literatura

- [1] Arterial pulse wave velocity, inflammatory markers, pathological GH and IGF states, cardiovascular and cerebrovascular disease, Michael R Graham, Peter Evans, Bruce Davies, Julien S Baker, *Vascular Health and Risk Management* 2008;4(6) 1361–1371
- [2] Carotid artery pulse wave time characteristics to quantify ventriculoarterial responses to orthostatic challenge, Koen D. Reesink, Evelien Hermeling, M. Christianne Hoebregts, Robert S. Reneman, and Arnold P. G. Hoeks, *J. Appl. Physiol.* 102:2128-2134, 2007
- [3] A linear relation between the compressibility and density of blood, S. H. Wang, L. P. Lee, J. S. Lee, *J. Acoust. Soc. Am.* Volume 109, Issue 1, pp. 390-396 (January 2001)
- [4] Elastic modulus of the radial artery wall material is not increased in patients with essential hypertension, S. Laurent, X. Girerd, J.J. Mourad, P. Lacolley, L. Beck, P. Boutouyrie, J.P. Mignot and M. Safar, *Arterioscler. Thromb. Vasc. Biol.* 1994;14;1223-1231
- [5] Using MRI to Assess Aortic Wall Thickness in the Multiethnic Study of Atherosclerosis: Distribution by Race, Sex and Age, Arthur E. Li, Ihab Kamel, Felice Rando, Melissa Anderson, Basak Kumbasar, João A. C. Lima and David A. Bluemke, 2003 ARRS Executive Council Award II, *AJR* 2004; 182:593-597
- [6] Ultrasound measurement of the luminal diameter of the abdominal aorta and iliac arteries in patients without vascular disease., Pedersen O.M., Aslaksen A., Vik-Mo H., *J. Vasc. Surg.* 1993 Mar;17(3):596-601.
- [7] BIAXIAL TENSION TESTS WITH SOFT TISSUES OF ARTERIAL WALL, Miroslav Zemánek, Jiří Burša, Michal Děták, *Engineering Mechanics*, 16, 1, pp. 3-11
- [8] <http://www.stapro.cz/reseni-pro-zdravotnictvi/zdravotnicka-technika/vasera-a-sphygmocor.aspx>
- [9] <http://www.iccsro.cz/html/main.html> - Dr. Pohl
- [10] ANSYS v12.1 Help System