VLIV EFEKTU ČÁSTEČNÉHO OBJEMU, ŠUMU A ZPŮSOBU VÝBĚRU OBLASTI ZÁJMU NA STANOVENÍ TOKU AORTOU POMOCÍ MR METODOU FÁZOVÉHO KONTRASTU

IMPACT OF PARTIAL VOLUME EFFECT, NOISE, AND REGION OF INTEREST SELECTION ON AORTIC FLOW EVALUATION USING PHASE CONTRAST MRI

původní práce

Radek Galabov
Jaroslav Tintěra
Lucie Súkupová

Základna radiodiagnostiky
a intervenční radiologie IKEM, Praha

Přijato: 15. 8. 2018.

Korespondenční adresa:
Ing. Radek Galabov
Institut klinické a experimentální medicíny
Vídeňská 1958/9, 140 21 Praha 4
e-mail: radekgalabov@seznam.cz

Konflikt zájmů: žádný.

Podpořeno z programového projektu Ministerstva zdravotnictví ČR s reg. č. 15-27178A.
Veškerá práva podle předpisů na ochranu duševního vlastnictví jsou vyhrazena.

Hlavní stanovisko práce
Obsahem toho článku je zhodnocení závažnosti chyb měření toku pomocí magnetické rezonance metodou fázového kontrastu, které plynou z efektu částečného objemu, šumu a nadhodnocení či podhodnocení oblasti zájmu.

SOUHRN

Galabov R, Tintěra J, Súkupová L. Vliv efektu částečného objemu, šumu a způsobu výběru oblasti zájmu na stanovení toku aortou pomocí MR metodou fázového kontrastu

Cíl: Metoda fázového kontrastu se používá pro měření toku zejména krve. Trpí ovšem několika zdroji chyb, mezi něž patří efekt částečného objemu (partial volume effect – PVE), šum a nejistota ve výběru oblasti zájmu (region of interest – ROI). Cílem této studie bylo chybu z těchto tří zdrojů kvantifikovat a případně navrhnout doporučení jak chybu minimalizovat.

Metodika: Na průtokovém fantomu byl měřen tok vody plastovou trubicí pro několik hodnot průtoku a různé prostorové rozlišení, které má vliv na závažnost efektu částečného objemu. Poměr signál/šum (signal-to-noise ratio – SNR) magnitudových obrazů byl použitý pro odhad chyby způsobené šumem a ta byla porovnána se statistickou chybou stanovenou z opakovaného měření. *In vitro* a *in vivo* na aortální chlopni a v sinotubulární junkci byl měřen průtok podhodnocenými a nadhodnocenými oblastmi zájmu.

Major statement
This article is concerned with the assessment of the phase contrast flow measurement errors resulting from the partial volume effect, noise, and undersized or oversized region of interest.

SUMMARY

Galabov R, Tintěra J, Súkupová L. Impact of partial volume effect, noise, and region of interest selection on aortic flow evaluation using phase contrast MRI

Objective: Phase contrast sequence may be used to measure the flux of blood in vessels. The result might be, however, corrupted by many errors including partial volume effect (PVE), region of interest (ROI) contouring, and noise. In this study we aim to quantify the error and if possible to suggest a proper strategy to minimize it.

Methods: Water flux was measured using a plastic flow phantom and changing the flow rate and spatial resolution which affects the PVE error. Signal-to-noise ratio (SNR) of magnitude images was used to estimate error caused by noise and a comparison to a statistical error from several measurements was made. Water flux *in vitro* and flux through aortal valve and sinotubular junction *in vivo* was also measured with undersized and oversized ROIs.

Results: The PVE subsides as spatial resolution improves and as the difference between magnitude signal from flowing and static tissue decreases. The error of

Výsledky: Efekt částečného objemu slábne s lepším prostorovým rozlišením a menším rozdílem v magnitudě signálu z tekoucí a statické tkáně. Pro měření na aortální chlopni odhadujeme chybu na 0,45 %. Šum má na velikost náhodné chyby, kterou odhadujeme na 0,05 %, menší vliv než fluktuace toku (0,25 %). Podhodnocení ROI může vést k závažnému podhodnocení toku (nad 10 %), malé podhodnocení v případě aortální chlopně k mírnému nadhodnocení (5 %). Nadhodnocení ROI taktéž vede k chybě (6 %), ovšem obecně menší než podhodnocení.

Závěr: Ze tří zkoumaných jevů je nejvýznamnější způsob výběru ROI, kterou doporučujeme spíše nadhodnotit než podhodnotit. Chyba z PVE je v porovnání s chybou z výběru ROI malá. Chyba z šumu je zanedbatelná, větší roli než šum hrají fluktuace toku.

Klíčová slova: chyba, magnetická rezonance, metoda fázového kontrastu, tok.

flow through aortal valve was estimated to be 0.45%. Noise affects random error (estimation 0.05%) less then flow fluctuations (0.25%). The ROI size underestimation may lead to a severe underestimation of flow (over 10%) and a small underestimation in the case of aortal valve flow to a mild overestimation (5%). In general, an overestimation of ROI size is also erroneous (6%), although not as severe as underestimation.

Conclusion: The most relevant source of error out of the three sources examined is ROI contouring with overestimation being recommended over underestimation. The error resulting from the PVE is small compared to ROI contouring error. The error caused by noise is negligible compared to flow fluctuation.

Key words: error, flow, magnetic resonance, phase contrast.

ÚVOD

Metoda fázového kontrastu je jednou ze dvou nativních technik používaných při zobrazování a měření rychlosti proudění magnetickou rezonancí, např. také při vyšetření srdce a velkých cév. Umožňuje měřit rychlost pohybu tkáně či toku tělních tekutin v libovolném směru a kvantifikovat tak např. průtok krve ve velkých cévách či skrze chlopně. Během kardiologických vyšetření se metoda využívá např. ke stanovení regurgitace chlopní (měření dopředného a zpětného toku), míry jejich stenózy a k hodnocení koarktace aorty (1). Základem metody je kódování informace o rychlosti toku do fáze vektoru magnetizace, což je ovšem zatíženo chybou, jež může mít několik zdrojů.

Na rozdíl od běžných MR obrazů, které jsou rekonstruovány pouze z magnitudy signálu, metoda fázového kontrastu používá jak obraz magnitudový, tak obraz fázový, který nese informaci o rychlosti proudění v jednotlivých zobrazených voxelech. Po vynásobení této rychlosti plochou pixelu získáváme pro tok kolmý na vrstvu veličinu průtok v ml/s. Sečteme-li průtoky pro jednotlivé pixely v cévě, získáme okamžitý průtok cévou. Průtok lze naměřit pro několik fází srdečního cyklu. Bude-li časové rozlišení takového měření dostatečné, lze po integraci průtoku přes celou dobu srdečního cyklu celkem přesně získat objem v ml, který proteče průřezem cévy za jeden srdeční cyklus. Tento objem se označuje jako tepový objem.

V této studii byl zkoumán vliv tzv. efektu částečného objemu (PVE), poměru signál/šum a způsobu výběru oblasti zájmu (ROI).

TEORIE

Vliv PVE

Efekt částečného objemu je způsoben nelineárním průměrováním fáze statických a nestatických spinů v rámci jednoho voxelu na hranici cévy. Závisí jednak na poměru magnitud signálu pohybujících se spinů uvnitř cévy a statických spinů v její stěně (parametr g) a také na relativní hustotě pohybujících se spinů ve voxelu (parametr f). V dalším textu budeme uvažovat laminární tok parabolického profilu. Na základě jednodimenzionálního modelu cévy dospívají Jiang et al. (2) a Wolf et al. (3) ke vzorci popisujícímu relativní systematickou chybu v důsledku PVE:

$$\varepsilon_{rel} = \frac{f^2}{4\lambda^2}\left(\frac{g}{1+f(g-1)} - 1\right)\left(1 - \frac{2f}{3\lambda}\right), \qquad [1]$$

kde λ je podíl průměru cévy a rozměru pixelu (tj. počet pixelů na průměr cévy) a f lze aproximovat jako tu část čísla $\lambda/2$, která se nachází za desetinnou čárkou. Tato aproximace plyne ze zjednodušeného jednodimenzionálního modelu cévy a f tak vyjadřuje, jakou část hraničního voxelu tvoří vnitřek cévy.

Vliv SNR

Je známo, že úroveň šumu ovlivňuje kvalitu obrazu. Vliv šumu na měření průtoku dali do vztahu Wolf et al. (3) ve vzorci:

$$\sigma_\varphi = \sqrt{2/\pi}\, R v_{enc}\, \Delta x \,/\, SNR, \qquad [2]$$

kde σ_φ je směrodatná odchylka průtoku, R je poloměr cévy, v_{enc} je parametr sekvence odpovídající maximální očekávané rychlosti, Δx je rozměr čtvercového pixelu a SNR je poměr signál/šum magnitudového obrazu. SNR lze stanovit jako $SNR = 0{,}66\ I/s$, kde I je průměrná intenzita v ROI a jmenovatel je směrodatná odchylka intenzit v pozadí (4). Faktor 0,66 souvisí s opravou na Rayleighovo rozdělení signálu v pozadí.

Vliv velikosti ROI

Vliv má také způsob, jakým je v obraze vybrána ROI, ze které se následně průtok počítá. Při podhodnocení velikosti ROI dojde pravděpodobně k podhodnocení průtoku. Snadnou integrací parabolického 2D profilu přes kruhovou cévu lze dojít k hodnotě průtoku takto vybranou ROI. Relativní chyba průtoku je potom rozdíl tohoto průtoku a skutečného průtoku dělený skutečným průtokem. Tato relativní chyba průtoku z podhodnocení ROI je přímo úměrná čtvrté mocnině poměru poloměru podhodnocené ROI a skutečnému poloměru cévy (tento poměr bude dále značen jako parametr c). S podhodnocením velikosti cévy tedy chyba průtoku rychle roste.

V případě nadhodnocení ROI již nevzniká systematická chyba (za předpokladu nulového pohybu tkání a nulového toku v nadbytečně označené oblasti mimo cévu). Roste ovšem statistická chyba vinou šumu, jak lze předpovědět rozšířením vzorce [2] pro směrodatnou odchylku průtoku na

$$\sigma_\varphi = \sqrt{2}\,\frac{v_{enc}\,\Delta x}{\pi}\sqrt{\frac{\pi R^2}{SNR_C^2} + \frac{\pi R^2}{SNR_O^2}\,(c^2-1)}\,, \qquad [3]$$

kde vystupují SNR pro pixely v cévě resp. jejím okolí a c značí již zmíněný poměr mezi poloměrem označené ROI a skutečným poloměrem cévy.

Cílem této studie bylo zjistit případnou závislost jednotlivých chyb na parametrech sekvence, zhodnotit relativní významnost chyb a navrhnout postupy, kterými lze zkoumané chyby minimalizovat.

METODIKA

Všechna měření proběhla na přístroji Siemens Magnetom Avanto fit 1,5T.

Ke zhodnocení závažnosti chyb bylo provedeno několik měření *in vitro* a několik vyšetření *in vivo*. Pro měření *in vitro* byl použit plexisklový průtokový fantom. Skrze stěny dutého, vodou plnitelného krychlového fantomu jsou vedeny trubice ze stejného materiálu jako stěny fantomu. Měření bylo provedeno na trubici vedoucí vodorovně ve směru osy z, trubice měla vnější průměr 30,5 mm a vnitřní 26,5 mm. Prostor fantomu v okolí trubice byl naplněn vodným roztokem modré skalice, aby poskytoval signál o magnitudě srovnatelné s normálními tkáněmi (v důsledku snížení relaxačního času T1). Konstantní průtok vody byl zajištěn akvarijním čerpadlem s proměnným výkonem. Tato byla k dispozici dvě s různými rozsahy, měření proběhlo celkem pro pět různých nastavení výkonu.

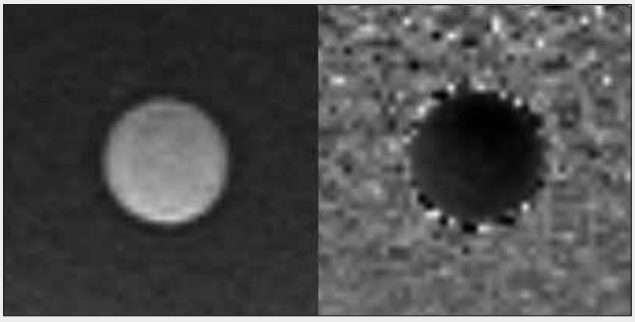
Průtok byl měřen sekvencí, jejíž parametry ukazuje tabulka 1. Vzhledem k tomu, že vliv PVE závisí z povahy zejména na prostorovém rozlišení, bylo měření stejnou sekvencí provedeno 7krát pro různé hodnoty rozměru pixelu. Aby nedocházelo k tzv. aliasingu, bylo třeba pro měření s výkonnějším čerpadlem zvýšit parametr v_{enc}. Rozlišení a v_{enc} byly jediné parametry sekvence, které byly měněny záměrně. Ostatní parametry byly, pokud to možnosti skeneru dovolily, drženy konstantní. Důraz byl kladen zejména na konstantnost TE (čas echa), aby se neprojevil vliv tohoto parametru na chybu měření.

Průtok byl měřený ve třech sousedních vrstvách o tloušťce 4 mm kolmých na směr toku a vyhodnocen pomocí programu Segment verze 2.0 R4988 (http://segment.heiberg.se) (5). Na obrazech byla vyznačena ROI o průměru 27 mm, což odpovídá vnitřnímu průměru trubice. Z pixelů náležejících do ROI program spočítal průtok, který byl následně ještě pro tři zobrazované vrstvy průměrován do jedné hodnoty.

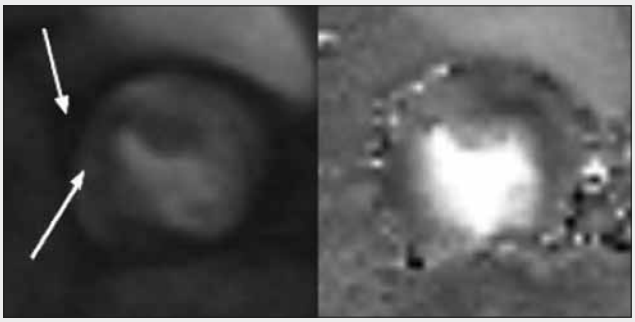
Aby bylo možné srovnat naměřená data s teorií, bylo potřeba odhadnout z naměřeného obrazu parametr g. To

Tab. 1. ***Parametry sekvence použité pro měření in vitro.*** *Čas echa TE, repetiční čas TR, časové rozlišení T_{res}, rozměry voxelu, rozměry obrazu FOV, šířka pásma na pixel bw, maximální očekávaná rychlost v_{enc}*
Tab. 1. ***Sequence parameter for in vitro measurement.*** *Time to echo, repetition time, temporal resolution, voxel dimensions, field of view dimensions, pixel bandwidth, encoding velocity*

TE	2,8 ms	**Δx**	1,3–3,8 mm	**FOV**	210 × 300 mm
TR	50,8 ms	**Δy**	1,3–3,8 mm	**bw**	445 Hz/pixel
T_{res}	50 ms	**Δz**	4 mm	**v_{enc}**	100 a 200 cm/s

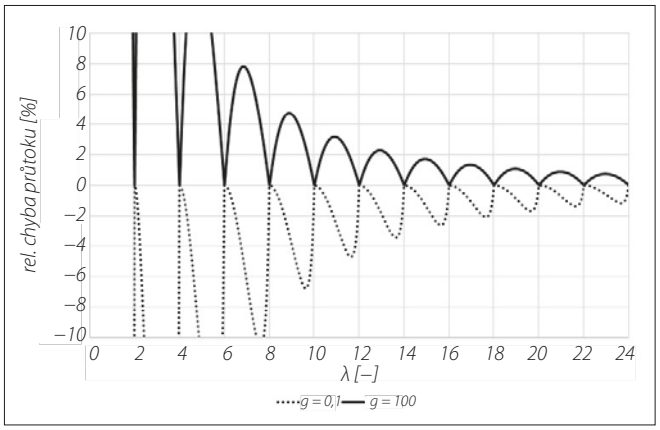


▲ *Obr. 1A*

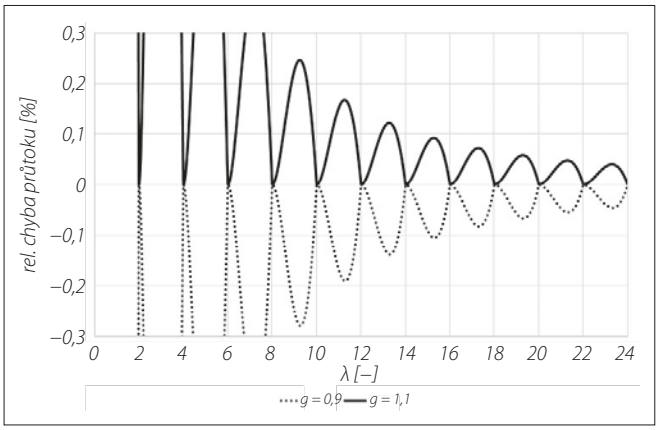


▲ *Obr. 1B*

Obr. 1. ***A – magnitudový a fázový obraz in vitro.*** *Ve stěně patrná vysoká úroveň šumu.* ***B – magnitudový a fázový obraz in vivo.*** *Šipky ukazují místa, ze kterých byl počítán parametr g pro odhad chyby z vlivu efektu částečného objemu.*
Fig. 1. ***A – magnitude and phase image in vitro.*** *High noise level apparent in the wall of the tube.* ***B – magnitude and phase image in vivo.*** *Arrows show areas from which the parameter g for partial volume error estimation was obtained.*



▲ Graf 1A



▲ Graf 1B

Graf 1. ***Teoretická závislost relativní chyby průtoku na průměru cévy v pixelech.*** *Chyba má vztah k PVE a je počítána dle vzorce [1]. Chyba závisí na parametru g, který udává poměr magnitudy magnetizace spinů tekoucích a spinů statických v krajním voxelu cévy. Osy y na grafech 1A a 1B mají různé rozsahy.*
Graph 1. ***Theoretical dependence of the relative flux error on the pixel diameter of a vessel.*** *The error reflects partial volume effect according to the equation [1]. The error depends on parameter g which is the ratio of magnetization magnitude for moving and static spins contained in the boundary voxel of a vessel. Note different ranges of y axes on figures 1A and 1B.*

bylo provedeno podělením průměrné intenzity při vnitřním okraji stěny trubice a průměrné intenzity v její stěně (viz obr. 1B).

Pro stanovení chyby tepového objemu v důsledku šumu je třeba zjistit SNR magnitudových obrazů. K tomu byl použit vzorec *SNR = 0,66 I/s* a SNR byl stanoven pro každou dvojici pěti výkonů čerpadla a sedmi rozměrů pixelu. Jako pozadí byla brána kruhová ROI v blízkosti trubice ve statické části fantomu ve směru frekvenčního kódování od trubice. Chybu průtoku lze také stanovit jako směrodatnou odchylku 20 měření průtoku, které byly naměřeny ve 20 fázích simulovaného srdečního cyklu. Jeho délka v našem případě byla 1 s. Ze směrodatných chyb průtoku lze následně spočítat směrodatnou chybu tepového objemu vynásobením časovým rozestupem fází srdečního cyklu a odmocninou z jejich počtu.

Vliv výběru ROI byl zkoumán tak, že na stejném fázovém obrazu bylo vyznačeno několik ROI stejného tvaru, ale různé velikosti, a byl stanoven průtok/tepový objem každou z těchto ROI. Použito bylo jedno měření *in vitro* a data z vyšetření dvou pacientů. *In vitro* bylo měřeno na stejné trubici jako v případě měření zmíněných výše, ovšem s menším průtokem, aby mohl být zapojen mechanický průtokoměr, který umožňuje měřit průtok nezávislou metodou, ale nedovoluje měřit vyšší průtoky.

V případě prvního pacienta (pacient A) byly ROI zakresleny na obrazech zdravé aortální chlopně. V případě druhého pacienta (pacient B) byly zakresleny jednak na obrazech lokalizovaných ve stenotické aortální chlopni a jednak na obrazech lokalizovaných v sinotubulární junkci (STJ), což je místo aorty nacházející se za aortální chlopní v části, kde aortální bulbus přechází v tubulární část aorty. V případě měření *in vitro* byla opět označena kruhová ROI o průměru 27 mm a její velikost poté měněna. Na obrazech *in vivo* byla označena ROI tak, aby obepínala všechny pixely, které na magnitudovém obraze náležely do cévy. Nebylo-li to zřejmé, byla volena raději větší kontura. Následně byla měněna velikost této ROI. Z těchto dat byl stanoven tepový objem, ale také průměr z jednotlivým fázím příslušejících směrodatných odchylek rychlostí v ROI jedné fáze.

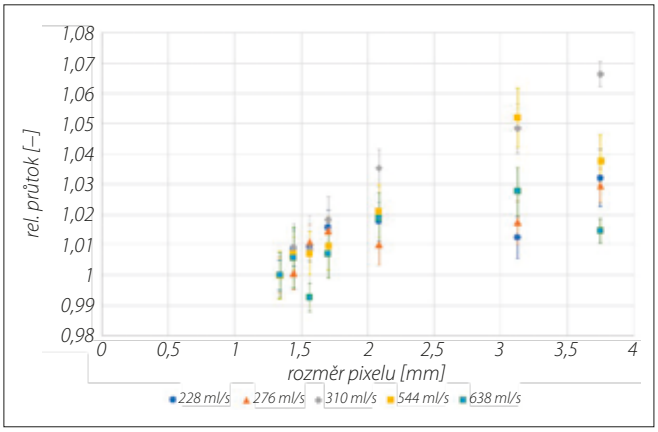
Zhodnocení vlivu velikosti šumu na chybu tepového objemu podle vzorce [3] vyžaduje opět znalost SNR. Ten byl získán z obrazů *in vivo* stejně, jako v předchozím měření *in vitro*. SNR byl stanoven pro oblast cévy v systole, pro oblast cévy v diastole a pro ROI mimo cévu v systole v oblasti, kde byl předpokládán nulový tok. Z této oblasti byl také získán jmenovatel výrazu pro výpočet SNR. Konečný SNR pro lumen cévy byl stanoven jako třetina SNR pro diastolu a dvě třetiny SNR pro diastolu. Směrodatná chyba průtoku byla následně přepočtena na chybu tepového objemu.

Tab. 2. ***Relativní chyba průtoku v závislosti na rozměru pixelu předpovězená teorií pro dvě hodnoty parametru g (poměr magnitud magnetizací pohybujících se a statických spinů)***
Tab. 2. ***Relative flux rate systematic error from partial volume effect depending on pixel size. Theoretical estimation for two values of parameter g (ratio of moving and static spin magnetization magntiudes)***

	Δx (mm)	1,34	1,44	1,56	1,70	2,08	3,13	3,75
g = 100	**rel. chyba (%)**	0,87	1,07	1,33	1,71	2,27	4,72	7,78
g = 4	**rel. chyba (%)**	0,54	0,66	0,82	1,05	1,40	2,86	4,66

VÝSLEDKY

Pro rozbor vlivu PVE byly při měření *in vitro* zvoleny rozměry čtvercového pixelu 1,34, 1,44, 1,56, 1,70, 2,08, 3,13 a 3,75 mm. Při poloměru trubice 27 mm to odpovídá hodnotám 20,1, 18,8, 17,3, 15,9, 13,0 a 8,6 pixelů na průměr cévy. Graf 1 ukazuje předpovězenou závislost relativní chyby plynoucí z PVE v závislosti na počtu pixelů na průměr cévy pro čtyři hodnoty *g*. Nemonotónní charakter je způsoben aproximací *f*. Při měření na zdravé chlopni pacienta A bylo v obraze 23,5 pixelů na průměr chlopně. Tabulka 2 ukazuje předpovězenou relativní chybu v bodě lokálního maxima grafu 1 pro námi měřená rozlišení a *g = 100* (pro *in vitro* měření) a *g = 4* (pro *in vivo* vyšetření). Pro naměřený průtok *in vivo* teorie předpokládá maximální relativní chybu 0,45 %. Data naměřená *in vitro* jsou pro srovnání s teorií na grafu 2 a ukazují průtok měřený *in vitro* normovaný vůči průtoku při nejlepším rozlišení.

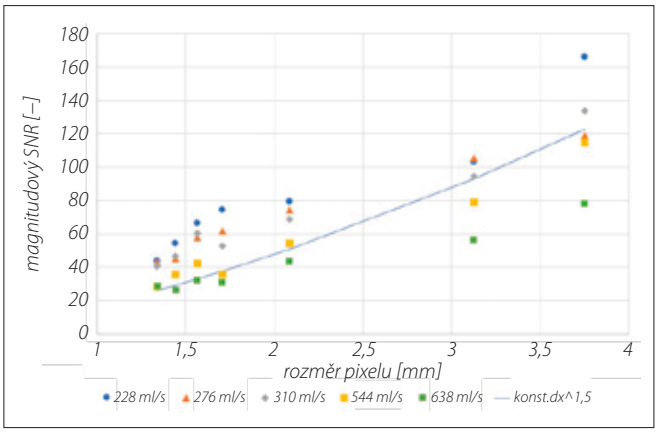


Graf 2. ***Změřená závislost relativní chyby konstantního průtoku in vitro na rozlišení pro pět různých výkonů čerpadla***
Graph 2. ***Measured dependence of the relative error of constant flux in vitro on pixel size for five measured flux rates***

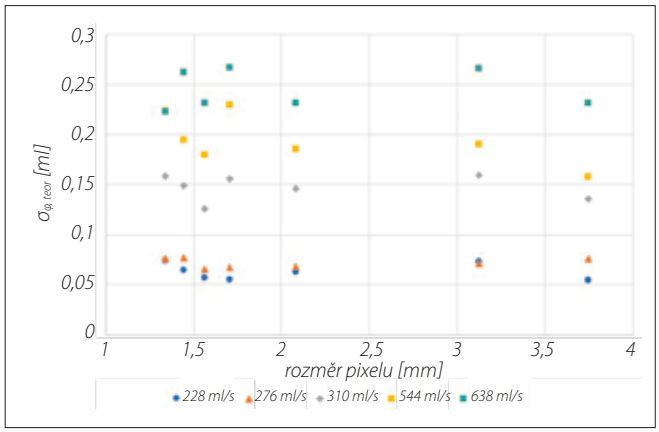
Graf 3A ukazuje v závislosti na rozlišení SNR pro všech pět hodnot průtoků. Graf 3B potom směrodatnou odchylku tepového objemu spočtenou pomocí tohoto SNR ze vzorce [2]. Graf 3D je pak stejná odchylka avšak počítaná z hodnot průtoků během 20 fází simulovaného srdečního cyklu.

V grafu 4 jsou data týkající se vlivu nadhodnocení či podhodnocení ROI a ukazují závislost tepového objemu na poloměru ROI (pro nekruhové ROI *in vivo* byl tento poloměr spočítán jako poloměr kruhu o stejném obsahu jako ROI). Na druhé ose y je potom průměr směrodatných odchylek σ_v souboru rychlostí v jednotlivých fázích. Graf 4A ukazuje měření *in vitro*, graf 4C vyšetření na zdravé aortální chlopni pacienta A. Grafy 4B a 4D byly naměřeny na pacientovi B, na 4B jsou data ze STJ, na 4D ze stenotické chlopně.

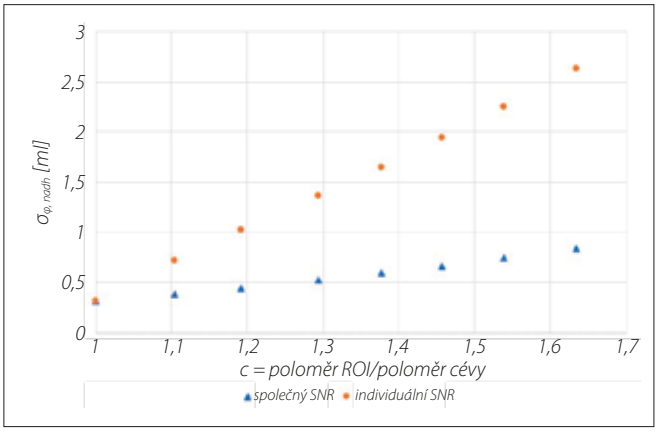
Směrodatnou odchylku tepového objemu při nadhodnocení ROI pak ukazuje graf 3C. K jejímu výpočtu byl použit vztah [3], v němž vystupuje SNR pro spiny v cévě i mimo ni.



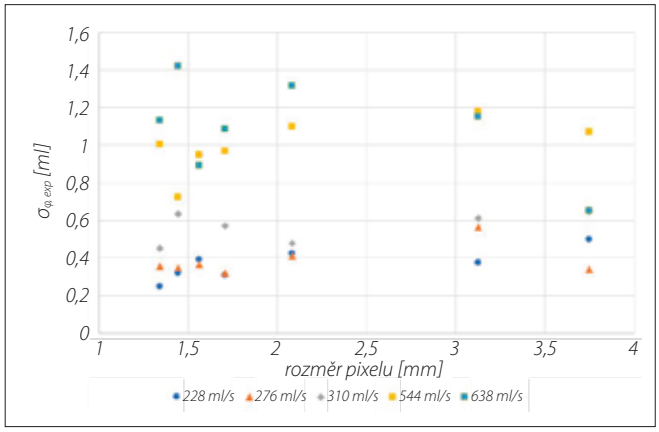
▲ Graf 3A



▲ Graf 3B

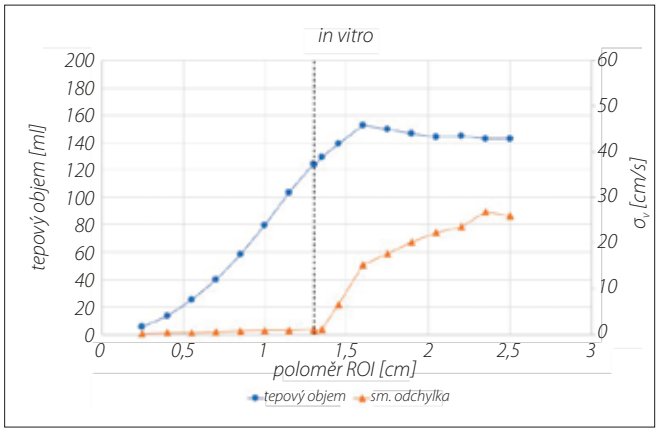


▲ Graf 3C

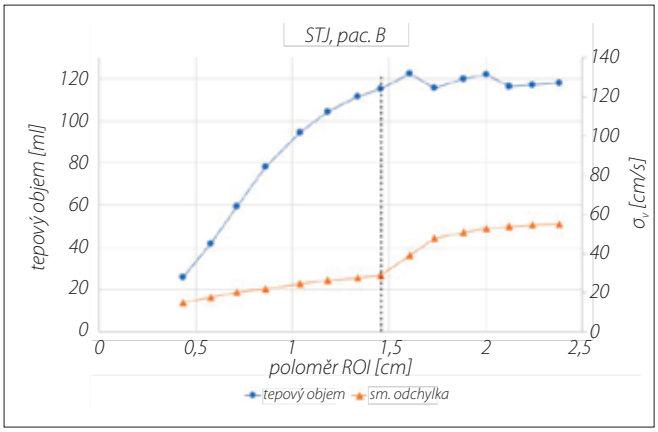


▲ Graf 3D

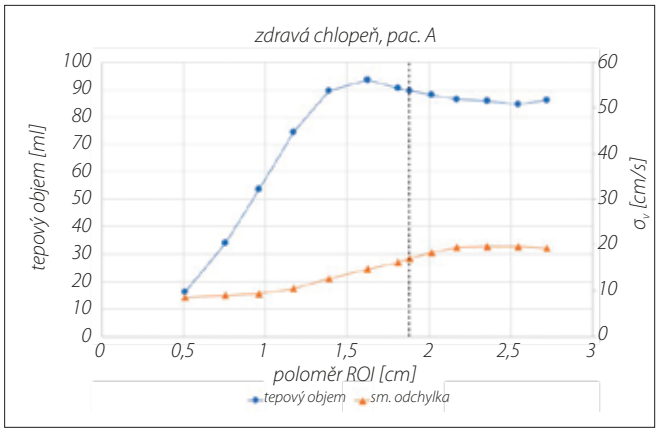
Graf 3. ***A – změřená závislost poměru signál/šum (SNR) magnitudového obrazu cévy in vitro na rozlišení pro pět různých výkonů čerpadla a její očekávaný průběh; B – směrodatná odchylka tepového objemu vypočítaná s pomocí SNR; C – směrodatná odchylka tepového objemu pro nadhodnocenou ROI v závislosti na nadhodnocení, semiteoretická předpověďpro SNR buďspolečný cévě a jejímu okolí, nebo braný zvlášť; D – směrodatná odchylka tepového objemu počítaná z 20 měření průtoku***
Graph 3. ***A – measured dependence of the signal-to-noise ratio (SNR) of magnitude image of the „in vitro" vessel on pixel size for five measured flux rates; B – flux standard deviation carried out using SNR; C – dependence of the flux standard deviation for oversized ROI on the ratio of ROI radius and vessel radius. Semitheoretical data for either one general SNR valid for both vessel and its surroundings or for two distinct SNR values; D – flux standard deviation as a result of 20 measurements of flux rate***



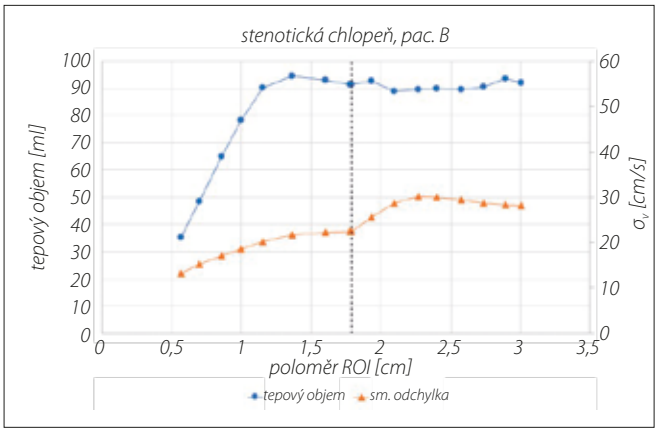
▲ Graf 4A



▲ Graf 4B



▲ Graf 4C



▲ Graf 4D

Graf 4. ***Tepový objem a průměr směrodatných odchylek souboru rychlostí v ROI přes fáze srdečního cyklu v závislosti na poloměru ROI.*** *Svislá přímka odpovídá poloměru ideálně vybrané ROI. A – in vitro, konstantní tok; B – pacient B, sinotubulární junkce; C – pacient A, zdravá aortální chlopeň; D – pacient B, stenotická aortální chlopeň*
Graph 4. ***Flux and mean standard deviation of velocity ensamble in ROI (mean over frames of cardiac cycle).*** *Dependence on ROI radius. Vertical line matches the radius of ideally chosen ROI. A – in vitro, constant flow rate; B – pacient B, sinotubular junction; C – pacient A, healthy aortic valve; D – pacient B, stenotic aortal valve*

DISKUSE

Vliv PVE

Z grafu 1 je vidět, že chyba z PVE s lepším rozlišením klesá, což se dá čekat. Zajímavá je ovšem závislost na *g*. Pro hypointenzní tkáně dochází k relativně velkému podhodnocení průtoku (jednotky až desítky procent). Čím je poměr signálu statické a tekoucí tkáně bližší jedné, tím je chyba menší. Pokud bude statická tkáň vykazovat vyšší signál, bude opět chyba větší (růst se ovšem zpomaluje a blíží své limitě). Chyba bude tedy nejmenší, pokud se signál stěny a signál krve nebude příliš lišit.

Při pohledu na obrázek 1 si lze všimnout, že stěna trubice je hypointenzní, což dává na magnitudovém obraze nízký signál, zatímco ve fázovém obraze se projevuje oblastí náhodné fluktuace signálu (šumu). Lze tedy očekávat vysokou hodnotu g, např. $g = 100$ (vzhledem k limitnímu růstu chyby v závislosti na g takto vysoký odhad postačí). Tato situace neodpovídá zcela fyziologickému stavu u pacientů a povede k vysoké chybě. Maximální odhad této chyby je v tabulce 2. Porovnáním s grafem 2 lze zjistit, že teorie předpovídá chybu velmi dobře. Chyba roste a nepřesahuje předpovězenou hodnotu. Tam, kde je nižší, to lze snadno vysvětlit příznivou hodnotou parametru *f* (lokální minima na grafu 1). Lze si všimnout, že tyto poklesy neodpovídají vždy poklesu předpovězenému hodnotou parametru *f*, což může být snadno vysvětleno velkým zjednodušením výpočtu parametru *f*, který počítá jen s jednodimenzionálním modelem cévy a nebere v potaz konkrétní rozložení matice pixelů vůči cévě. Rozdíly mezi výsledky pro různé výkony čerpadla mohou být spojeny se stejným efektem. Malé odchylky od teoretické předpovědi lze vysvětlit existencí statistické chyby a fluktuací toku. I když měření s fantomem má své limitace, poskytuje teorie dobrý popis situace, který může být použit i při měřeních *in vivo*.

Aplikujeme-li teoretický rozbor na data naměřená *in vivo* (zdravá chlopeň pacienta A), dostáváme odhad maximální chyby z PVE 0,45 %, což se zdá být velmi akceptovatelnou chybou.

Vliv SNR

Při pohledu na graf 3A naměřených hodnot je zřejmé, že SNR roste s rozměrem pixelu (vyšší SNR při nižším prostorovém rozlišení). Růst se zdá lineární, což ovšem není v souladu s teoretickým očekáváním (4), podle něhož má být SNR úměrný 1,5 mocnině rozměru pixelu (šířka pásma (v Hz/pixel) byla během měření držena konstantní). Dá se tedy říci, že SNR je podhodnocen. Zároveň klesá s rostoucím průtokem. Domníváme se, že oba tyto jevy mohou být způsobeny průměrováním fáze v rámci voxelů, v nichž se nacházejí spiny o různých rychlostech. Tento jev je při parabolickém profilu toku s větším rozměrem pixelu výraznější. Zároveň lze očekávat při větším toku větší strmost parabolického profilu, a tím zesílení jevu. Nižší rozlišení tedy sice vede k vyššímu SNR, ale tato výhoda není pro kvantifikaci toku tak výrazná jako pro zobrazování statických tkání.

Z teoretické závislosti SNR dále plyne, že směrodatná odchylka tepového objemu teoreticky klesá nepřímo úměrně druhé odmocnině z rozměru pixelu. To na grafu 3B není pozorováno, což může být způsobeno zmiňovanou chybou SNR a také tím, že v námi měřeném rozsahu rozlišení není pokles výrazný v porovnání s náhodnými chybami měření SNR. Každopádně podle výsledků chyba tepového objemu závisí větší měrou na průtoku než na rozlišení a činí maximálně 0,05 %. Snažit se tedy eliminovat chybu způsobenou šumem snížením prostorového rozlišení nepřináší takovou výhodu jako zvolit rozlišení spíše vyšší, a tím minimalizovat chybu z PVE.

Chyba tepového objemu stanovená z 20 opakovaných měření průtoku (tedy „statistická“ chyba) je podle grafu 3D asi 5krát větší, tj. 0,25 %. Nelze navíc vyloučit, že velikost této chyby je také ovlivněna fluktuacemi toku, které mohly být způsobeny nekonstantním výkonem čerpadla či konstrukcí systému připojovacích hadic. Předchozí rozbor tedy ukazuje, že pokud uvážíme i tyto konstrukční detaily, pak je chyba měření v důsledku náhodného šumu v podstatě zanedbatelná v porovnání s ostatními vlivy při reálných měřeních *in vivo*.

Vliv výběru ROI

Dalším důležitým faktorem, který výslednou chybu měření ovlivňuje, je také výběr ROI. Tento aspekt, konkrétně pak závislosti *tepového objemu* (objem proteklý za pevně definovaný čas 1 s) a průměru směrodatných odchylek hodnot rychlosti σ_v ve zvolené ROI jsou ukázány na grafu 4. Na veličinu σ_v lze pohlížet jako na „rozptyl“ rychlostí a bude tak v dalším textu (ač nepřesně) nazývána. Na grafu 4A je zobrazena situace *in vitro*. Podle pomalého růstu rozptylu rychlostí σ_v s velikostí ROI lze usoudit, že profil uvnitř ROI je přibližně parabolický, tedy odpovídající laminárnímu proudění. V oblasti, kde je do ROI zahrnuta plastová stěna trubice, σ_v rychle roste (do vyhodnocení přidána oblast stěny s nízkým signálem a vysokou mírou náhodného šumu). Při další zvětšování ROI se růst rozptylu σ_v podle očekávání zpomaluje, v ROI přispívá signál statické vody.

Tepový objem rychle narůstá s velikostí ROI až k dosažení její určité velikosti, která se kryje právě s vnitřním průměrem trubice (v grafu označena vertikální čarou). Pomaleji roste ovšem i při dalším zvětšování velikosti ROI, což ukazuje na nenulovou střední hodnotu signálu v souboru pixelů ve stěně trubice. Po dosažení maxima nezůstává *tepový objem* konstantní (jak bychom teoreticky očekávali), ale s dalším zvyšováním velikosti ROI klesá, což může být způsobeno vlivem tzv. vířivých proudů. Měření s průtokoměrem ukazuje shodu s tepovým objemem pro ROI, která byla vybrána jako těsně větší než vnitřní průměr trubice. Shoda ve výsledku měření průtoku oběma metodami pak hovoří ve prospěch této strategie výběru optimální velikosti ROI.

Podobný rozbor jako v předchozím odstavci lze provést i na měření průtoku aortou pacientů. V případě zdravé aorty pacienta A vidíme na grafu 4C strmější nárůst rozptylu rychlostí σ_v s velikostí ROI, což naznačuje složitější profil toku krve aortou. Po překročení velikosti ROI považované za ideální se σ_v zmenšuje v důsledku většího příspěvku signálu statického okolí cévy. Skutečný tepový objem s velikostí ROI také roste, ale začne klesat se zahrnutím voxelů u vnitřní stěny cévy, kde díky komplexnosti proudění a elasticitě stěny může být přítomen i zpětný tok.

Podobný scénář je patrný také u stenotické chlopně pacienta B na grafu 4D. V tomto konkrétním případě je však rozdíl v tom, že i po překročení „ideální“ ROI rozptyl rychlostí σ_v dále roste. To je ale s velkou pravděpodobností způsobeno zahrnutím dalších pohybujících se struktur (drobné cévy, elastické tkáně) do vyhodnocené ROI a ukazuje tak reálné nebezpečí chybného měření při volbě příliš velké ROI. Na okolí cévy i na možnost zpětného toku při jejím vnitřním okraji je tedy nutné při výběru ROI brát zřetel.

Ještě větší množství pohybujících se struktur bylo na obraze STJ pacienta B (na grafu 4B), což vysvětluje nárůst rozptylu rychlostí σ_v i kolísání tepového objemu po nadhodnocení velikosti ROI. Veličina σ_v roste od počátečních hodnot velikost ROI strměji než při měření na chlopni, což může ukazovat na ještě komplexnější charakter toku za chlopní. Zajímavé je, že tepový objem by měl být v STJ i v chlopni stejný, ovšem v STJ je v tomto případě naměřen vyšší. Může to ukazovat na neschopnost metody měřit správně nelaminární tok a ovlivnění výsledku turbulencemi.

V případě měření na zdravé chlopni pacienta A došlo při malém podhodnocení ROI (poloměr 85 % původního poloměru) k nadhodnocení tepového objemu o +5 %. Pro měření na stenotické chlopni pacienta B je tato chyba +3 % (pro poloměr 80 % původního poloměru). Toto nadhodnocení tepového objemu je patrně způsobeno přítomností zpětného toku u stěny cévy. Tepový objem v STJ pacienta B byl při stejném podhodnocení velikosti ROI (poloměr 80 % původního poloměru) podhodnocen o –9 %. Pokud byla velikost ROI výrazně podhodnocena (poloměr asi 60 % původního poloměru), činily chyby tepového objemu –17 % (zdravá chlopeň, pacient A) a –14 % (stenotická chlopeň, pacient B).

Při nadhodnocení velikosti ROI byly zjištěny chyby tepového objemu až 3 % (zdravá chlopeň, pacient A), 3 % (stenotická chlopeň, pacient B) a 6 % (STJ, pacient B). Vzhledem k důvodu této chyby, kterou ovlivňují struktury přítomné v okolí cévy, se může jednat i o podhodnocení i o nadhodnocení tepového objemu.

Pohledem na závislost rozptylu rychlostí σ_v bylo ověřeno, že operátorem zvolená ROI byla vhodnou volbou, tedy že při nejisté hranici cévy je lepší vybrat ROI spíše větší.

ZÁVĚR

Teorie představená v článcích (2) a (3) podle našich závěrů dobře kvantifikuje vliv PVE. Tento vliv je tím menší, čím menší je rozdíl v signálu tekoucí a statické tkáně, ovšem korigovat toto vhodným nastavením parametrů TE a TR není vždy možné. Chyba se zmenšuje s lepším prostorovým rozlišením. Pro námi používané klinické měření předpovídá teorie chybu tepového objemu +0,45 %.

Snaha o semiteoretické stanovení chyby tepového objemu se zdrojem ve fluktuaci signálu ukázala mírný odklon od očekávání, který jsme se snažili vysvětlit vlivem intravoxelové disperze fáze signálu. Je-li toto vysvětlení správné, neliší se kvantitativní odhady vycházející z toho postupu od reality příliš. Odhad statistické chyby *tepového objemu*, ke kterému jsme dospěli, je 0,05 %. Naměřená data ukazují na chybu 0,25 %, což je patrně částečně i důsledek přímo fluktuací měřeného toku kvůli technickým limitům měřící aparatury. To v našem případě ukazuje na spíše zanedbatelný vliv gaussovského šumu na měření tepového objemu. Je ovšem třeba upozornit že výsledky byly získány *in vitro* na konstantním toku. Pro měření *in vivo* může být situace odlišná.

Na výběru velikosti ROI záleží podle našeho rozboru zásadně. Ve shodě s uvedeným rozborem nelze doporučit volbu menší ROI v případě velké nejistoty, kudy vést konturu oblasti zájmu. To totiž může vést v závislosti na míře podhodnocení ROI k podhodnocení tepového objemu i o více než 10 %. V případě aortální chlopně to v našem případě vedlo naopak k nadhodnocení o 5 %, patrně kvůli existenci zpětného toku u stěny cévy. Nadhodnocení ROI způsobilo chybu až 6 %, je zde třeba dávat pozor na možnou přítomnost nestatické tkáně vně cévy. Vzhledem k charakterům chyby z podhodnocení a chyby z nadhodnocení doporučujeme v nejistém případě ROI spíše nadhodnotit.

LITERATURA

1. **Pleva M, Ouředníček P.** MRI srdce: praktické využití z pohledu kardiologa. Praha: Grada Publishing 2012.
2. **Jiang J, Kokeny P, Ying W, et al.** Quantifying errors in flow measurement using phase contrast magnetic resonance imaging: comparison of several boundary detection methods. Magnetic Resonance Imaging 2015; 33(2): 185–193.
3. **Wolf RL, Ehman RL, Riederer SJ, Rossman PJ.** Analysis of systematic and random error in MR volumetric flow measurements. Magnetic Resonance in Medicine 1993; 30(1): 82–91.
4. **MacRobbie DW.** MRI: from picture to proton. 2nd ed. Cambridge: Cambridge University 2008; 204.
5. **Heiberg E, Sjögren J, Ugander M, et al.** Design and Validation of Segment – a Freely Available Software for Cardiovascular Image Analysis. BMC Medical Imaging 2010; 10: 1.