

Zkušenosti s použitím a zpracováním dat z měření průtoků magnetickou rezonancí sekvencí 4D Flow

Experience with the use and processing of data from magnetic resonance flow measurements with the 4D Flow sequence

Radek Galabov¹, Kateřina Škardová², Radomír Chabiniok³, Tomáš Oberhuber², Radek Fučík², Pavel Eichler², Jan Kovář², Petr Pauš², Aleš Wodeckí², Jaroslav Tintěra¹

¹IKEM, Praha

²Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská ČVUT, Praha

³UT Southwestern Medical Center, 5323 Harry Hines Blvd, Dallas, TX 75390

Hlavní stanovisko práce

Sekvence 4D Flow poskytuje komplexní informaci o průtoku cévami a v srdečních dutinách. Zpracování těchto dat ovšem vyžaduje pokročilý a nákladný software a je velmi závislé na kvalitě vstupních dat.

SOUHRN

Galabov R, Škardová K, Chabiniok R, Oberhuber T, Fučík R, Eichler P, Kovář J, Pauš P, Wodeckí A, Tintěra J. Zkušenosti s použitím a zpracováním dat z měření průtoků magnetickou rezonancí sekvencí 4D Flow

Cílem článku je seznámit čtenáře s výhodami a nevýhodami sekvence 4D Flow. Vyšetření touto sekvencí umožňuje retrospektivně zjistit průtok a jiné parametry toku v objemu zájmu. Je ovšem náročné jak z hlediska času, tak následného zpracování dat. Pro vysokou cenu komerčních programů může být pro uživatele nutné vytvořit si vlastní nástroje zpracování dat. Komerční programy poskytují omezené nástroje segmentace, ale naopak zvládají všechny základní korekce a nabízí množství funkcionalit. Přes svůj velký potenciál má sekvence svá omezení, zejména je to nízké prostorové rozlišení a dlouhá doba akvizice.

Klíčová slova: 4D Flow, aorta, fázový kontrast.

Major statement

4D Flow sequence provides complex information about flow in vessels and heart cavities. However, postprocessing of 4D Flow data requires advanced and expensive software and is heavily dependent on the quality of input data.

SUMMARY

Galabov R, Škardová K, Chabiniok R, Oberhuber T, Fučík R, Eichler P, Kovář J, Pauš P, Wodeckí A, Tintěra J. Experience with the use and processing of data from magnetic resonance flow measurements with the 4D Flow sequence

The goal of this paper is to inform about the 4D Flow sequence, its advantages and disadvantages. 4D Flow examination allows to assess flow rate and other flow parameters in the volume of interest retrospectively. However, it is expensive in terms of time and postprocessing. An in-house software may be necessary, as commercial programs remain costly. They offer a number of functionalities and data corrections. Their segmentations tools, however, remain relatively limited. Low spatial resolution and long data acquisition are the primary limitations of the sequence.

Key words: 4D Flow, aorta, phase contrast.

Přijato: 31. 12 2022

Korespondenční adresa:

Ing. Radek Galabov
Institut klinické a experimentální medicíny
Václavská 1958, 140 21 Praha 4
e-mail: radekgalabov@gmail.com

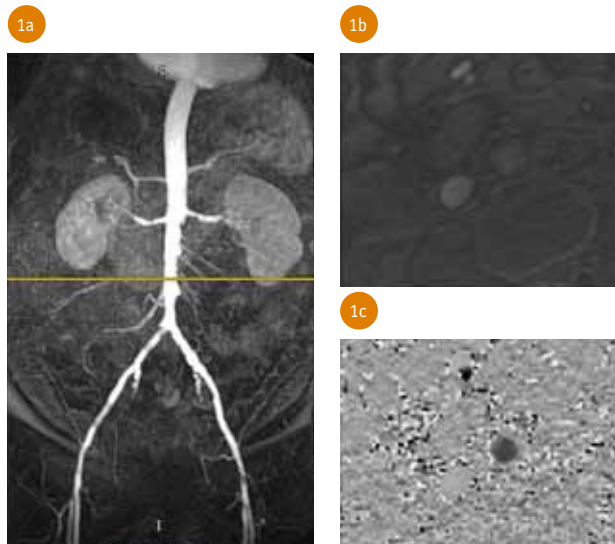
Podpořeno Ministerstvem zdravotnictví ČR v rámci projektu č. NV19-08-00071 a skrze institucionální podporu IKEM (IN 00023001), dále Národním institutem pro výzkum metabolických a kardiovaskulárních onemocnění (program EXCELES, projekt č. LX22NPO5104) – financováno Evropskou unií – Next Generation EU.

Konflikt zájmů: žádný.

ÚVOD

Metoda měření rychlosti proudění pomocí magnetické rezonance (MR) je založena na změně fáze signálu spinového systému pohybujícího se podél gradientu magnetického pole a je používána již od devadesátých let 20. století. Protože změna fáze je přímo úměrná konstantní rychlosti proudění, je tato technika nazývána metodou fázového kontrastu (1). Sekvence pro techniku fázového kontrastu je dnes běžnou součástí softwarového vybavení MR skenerů. Rutinně se tato metoda používá pro hodnocení chlopenní regurgitace, chlopenní stenózy, zkratů, měření rychlosti proudění ve velkých cévách, ale i např. k posouzení rychlosti pulzace mozkomíšního moku (2). Sekvence kóduje rychlost proudění do změny fáze ve směru použitého gradientního pulzu, a pokud je tento směr kolmý na směr vrstvy, pak lze kvantifikovat také průtok vrstvou zpracováním fázového obrazu (vymezením plochy průřezu cévy). Ve valné většině případů je zvolena 2D vrstva v oblasti měření průtoku (typicky např. nad sledovanou chlopní). Pak je měření rychlosti či průtoku realizováno pouze v tomto zvoleném místě. Kromě této 2D varianty sekvence fázového kontrastu (obr. 1) však existuje také varianta nazývaná 4D Flow (3, 4). Jejím výstupem je časově proměnné rychlostní pole v celém 3D objemu (tedy kompletní prostorová i časová informace). Zřejmou výhodou tohoto přístupu je možnost zpracovat komplexní data po skončení vyšetření, kdy nehrozí, že apriorní umístění 2D vrstvy a její sklon není úplně správný s ohledem na směr a charakter proudění, a tedy možnost získání 2D informace dodatečně (obr. 2). Technika také samozřejmě umožňuje zobrazení toku v celém objemu (obr. 3). Je také možné porovnání 2D informace pro několik cév z jedné sady měření. Primární nevýhodou 4D Flow je však délka měření, neboť kódování rychlosti je nutné provést ve všech třech fyzických směrech, zároveň se dvěma směry fázového prostorového kódování u 3D sekvence. Společnou nevýhodou obou sekvencí v případě měření v oblasti srdce je nutnost kompenzovat pohyby orgánů v důsledku dýchání, např. použitím dechového navigátoru, což také násobně prodlužuje měření.

Samostatnou problematikou je pak zpracování naměřených 4D Flow dat,



1 Plánování 2D sekvence fázového kontrastu na koronálním snímku (a), magnitudový (b) a fázový (c) obraz z 2D sekvence fázového kontrastu
Planning of a 2D phase contrast sequence on a coronal image (a), magnitude (b) and phase (c) image of the 2D phase contrast sequence

a to jak pro kvalitativní vizualizaci charakteru proudění, tak pro kvantitativní výpočet parametrů proudění. Nutností je tak správná (a často kompromisní) volba softwaru pro následné zpracování dat, kdy je třeba zvážit jak dostupnost a kvalitu softwaru, tak jeho cenu. S ohledem na zmíněné potřeby a zejména kvůli finanční nedostupnosti komerčních programů jsme vytvořili několik skriptů v jazyce Python, které spolu s běžným (open source) vizualizačním programem ParaView¹ používáme pro kvantifikaci a vizualizaci dat z 4D Flow sekvence. Tyto programy nám zároveň umožnily zpracovat naměřená data tak, abychom získali parametry dle našich požadavků.

Cílem tohoto článku je představit naše zkušenosti s akvizicí a následným zpracováním dat pomocí sekvence 4D Flow zejména v oblasti hrudní a břišní aorty, včetně popisu výhod a nevýhod sekvence.

POPIS MR SEKVENCE 4D Flow

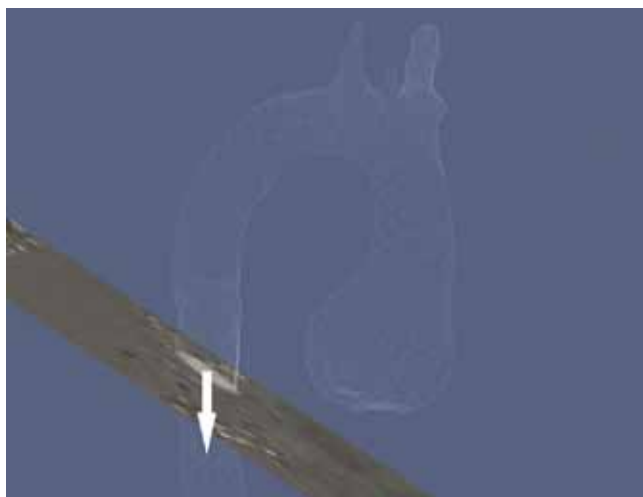
Sekvence pro 4D Flow není v současné době každým výrobcem MR systémů komerčně nabízena. V našem konkrétním případě byla získána v rámci work-in-progress package firmy Siemens. Akvizice dat probíhala na přístroji Siemens Avanto Fit s magnetickým polem o indukci 1,5 T. Použita byla kombinace body matrix a páteřní RF cívky. Měření je synchronizováno s EKG signálem (v našem případě rekonstruováno

retrospektivně) a také navigováno respiračním signálem získaným speciálním RF pulzem (dechový navigátor umožňuje měřit během volného dýchání). Důležitým parametrem nastavení je stanovení maximální rychlosti pro dosažení posunu fáze o 180° (tzv. VENC – velocity encoding range), při měřeních v oblasti břicha a pánve byl nastaven na 150 cm/s.

Výstupem měření jsou čtyři sady obrazů. Jedna obsahuje magnitudové obrazy (zachycují morfologii) a tři sady obsahují obrazy fáze (kódují komponenty rychlosti). Každá sada sestává z několika 3D obrazových matic (tj. objemových matic), z nichž každá přísluší jednomu časovému okamžiku srdečního cyklu. Každá ze tří fázových sad (o jednom časovém a třech prostorových rozměrech) odpovídá jednomu ze tří směrů kódování rychlosti. To umožňuje sestavit pro každý voxel ve 3D matici a pro každý časový okamžik srdečního cyklu jeden vektor rychlosti, a získat tak v celé oblasti zájmu vektorové rychlostní pole. Zdůrazňeme tedy, že získaná časová řada dat je trojrozměrná (objem) a mimoto poskytuje informaci o rychlosti proudění ve třech na sebe kolmých směrech.

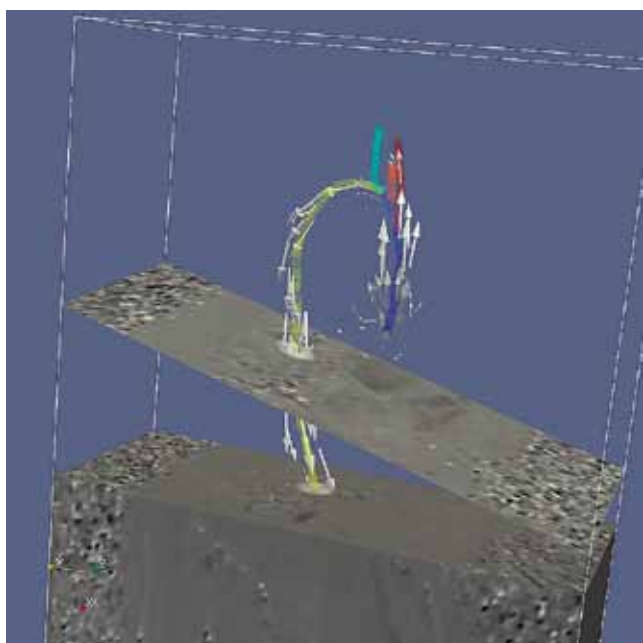
Nastavení parametrů sekvence bylo optimalizováno pro použití na hrudní a břišní aortě. Použitá matice 160 × 190 × 40 voxelů vedla k prostorovému rozlišení 2,375 × 2,375 × 2,5 mm a časové rozlišení bylo určeno nastavením 25 fází/srdeční cyklus. Kompletní doba měření byla 15 minut ± 5 minut v závislosti na pravidelnosti a charakteru dýchání pacienta. Velikost datového souboru po rekonstrukci činí 583 MB (formát DICOM, 162 kB/jednotlivý obraz).

1 <https://www.paraview.org>



- 2 Při špatně zvolené orientaci vrstvy může být průtok nesprávně stanoven. Rovina řezu není kolmá na převládající směr toku. Použití sekvence 4D Flow umožňuje zvolit vrstvu retrospektivně a provést opravu.

Inappropriate slice orientation may result in inaccurate flow assessment. The slice is not perpendicular to the predominant flow direction. The use of 4D Flow sequence allows for a retrospective slice placement and correction.



- 3 3D matice dat naměřených pomocí sekvence 4D Flow. Stupně šedi odpovídají rychlosti v kaudálně-kraniálním směru. Dodatečně lze libovolně umístit 2D rovinu. Šipky znázorňují vektory rychlosti v objemu cévy.

The 3D data matrix obtained by 4D Flow sequence. Greyscale intensities denote velocity in the feet-head direction. An additionally positioned 2D slice is shown. Arrows correspond to velocity vectors inside the vessel.

Největší výhodou použití sekvence 4D Flow je kompletní pokrytí prostoru i času. To umožňuje zpětně měřit průtok danou cévou na několika místech, a získat tak přesnější představu o skutečném průtoku. V případě měření ve 2D vrstvě může být problém, pokud dojde k pohybu pacienta mezi vlastní akvizicí a zadáním pozice vrstvy 2D sekvence fázového kontrastu. U sekvence 4D Flow tento problém nenastává (rovinu řezu lze volit dodatečně při následném zpracování). Podobně lze využitím 4D Flow dat opravit i nevhodně skloněnou 2D vrstvu nebo se vyhnout místům s výskytem artefaktů či turbulentního toku, který do měření zavádí chybu (5). Prostorové a časové rozlišení 4D sekvence je ovšem zpravidla horší oproti běžné 2D akvizici, což může způsobovat podhodnocení průtoku (nebude naměřena špičková, peak, hodnota průtoku).

Nevýhodou je dlouhá doba měření. Pokud navíc dojde k technickému selhání měření, není už v rámci klinického provozu časový prostor měření zopakovat. Aby bylo vůbec dosaženo akceptovatelné délky měření, bylo nutné maximálně rozšířit akviziční okno v respiračním cyklu, což vedlo k efektivnímu využití až 60 % naměřených dat (z původní akceptance 30 %). Tím se zkrátila doba prakticky na polovinu. Akvizice dlouhá 30 minut by totiž byla v klinickém provozu nepřijatelná. Šířku okna je třeba volit pro každý případ znovu, neboť záleží na pozici dechového navigátoru vzhledem k bránici v laterálním směru (v laterálnější pozici se bránice hýbe méně).

Nesprávné nastavení parametru Velocity Encoding Range (VENC), kdy fáze „přeteče“ přes 180°, způsobí problém označovaný jako „aliasing“.

Před samotným měřením lze provést 2D měření v oblasti s nejvyšší očekávanou hodnotou rychlosti a parametr VENC nastavit podle výsledku tohoto měření, tento přístup nicméně protokol dále prodlužuje. Proto byla zvolena hodnota VENC = 150 cm/s, a pokud se i tak vyskytne „aliasing“, používáme vlastní implementaci korekčního algoritmu založeného na (6) (viz níže).

Další časové úspory lze dosáhnout optimalizací Field Of View (FOV), konkrétně tedy redukcí akviziční matice a počtu vrstev. To však může vést k typickému překlopení obrazů (důsledek podzorkování k-prostoru), ale pokrytí prostoru bylo voleno tak, aby narušení obrazů překlopením nezasáhlo do vyšetřovaného orgánu (aorty). Zde je třeba postupovat obezřetně a zkontrolovat na plánovacích snímcích, zda aorta v celé své délce nevystupuje mimo

zobrazovaný objem, protože může vykazovat anomální průběh. V našem konkrétním případě uživatelské rozhraní skeneru neumožňovalo všechny kombinace FOV a prostorového rozlišení, což je ovšem problém konkrétní implementace sekvence, nikoliv problém principiální, a domníváme se, že souvisí s omezením paměti.

SOFTWARE PRO ZPRACOVÁNÍ 4D Flow

Cílem zpracování naměřených dat při zobrazování velkých cév je jednak vymezit geometrickou morfologii cév (tzv. segmentace) a poté uvnitř těchto cév zobrazit charakter a rychlost proudění (rychlostní pole).

Pro výpočet průtoku jsou zásadní 3 sady obrazů fáze. Pro kvantifikaci nebo vizualizaci takových dat je pak třeba použít specializovaný software, který převede obrazy fáze do vhodné formy. Existuje několik komerčně nabízených softwarů zaměřených na zpracování 4D Flow dat nebo obecně medicínských dat včetně 4D Flow dat. Jako příklady uvedme Arterys², CAAS 4D Flow³, GTFlow⁴, cvi42⁵ nebo iTFlow⁶. Cena těchto programů není pevně stanovena a určuje se dohodou. Obecně však lze říct, že pořízení takového softwaru stojí stovky tisíc korun ročně. Kromě toho existuje volně dostupný program FourFlow⁷, který se však ukázal být nespolehlivý (časté samovolné ukončení programu) a tím nevyhovující pro praxi. Na našem pracovišti jsme získali zkušenost se zpracováním dat pomocí zkušebních verzí některých z těchto programů. Zde bude užitečné rozebrat zásadní vlastnosti těchto programů a popsat jejich silné či slabší stránky.

Programy Arterys, CAAS 4D Flow a cvi42 shodně umožňují automatickou segmentaci cév a pozadí. Nenabízí ovšem mnoho segmentačních nástrojů (nejvíce cvi42), a uživatel má tak málo možností ovlivnit výslednou podobu segmentace (pomineme-li manuální úpravu oblasti zájmu postupně

ve všech na sebe navazujících řezech podél cévy). Tato segmentace tak velmi závisí na kontrastu segmentované cévy oproti pozadí. Segmentaci programy provádí přímo z 4D Flow dat a nepřihlíží k případným morfologickým obrazům. Výsledek nelze exportovat pro další použití ani nelze importovat již vytvořenou morfologii. Segmentovaná struktura je poté základem pro výpočet průtoku daným místem cévy (v ml/s) a zobrazování dalších veličin, jako je např. smykové napětí ve stěně (wall shear stress), kinetická energie, rychlost pulzní vlny nebo lze zobrazit proudnice. Programy také umožňují korekci vlivu vířivých proudů a odstranění artefaktu „aliasing“ („přetečení“ fáze v případě rychlejšího proudění než je uživatelem volený parametr VENC). Uživateli zpravidla není znám přesný způsob, jakým programy vizualizaci provádějí, což může ztížit interpretaci výsledků. Společnou nevýhodou pro naše použití je, že průtok programy stanovují jen pro uživatelem vybrané řezy aorty, nikoliv v celém průběhu.

Z tohoto důvodu a také proto, že komerčně nabízené programy byly mimo finanční možnosti našeho pracoviště, byl vypracován vlastní postup zpracování dat 4D Flow. Pro segmentaci byl použit volně dostupný program Slicer⁸. Proces je poloautomatický, spoléhající na označení několika pixelů v cílové cévě a okolním pozadí v přibližně 10 % všech naměřených vrstev. Takto získané morfologie je obvykle nutné mírně manuálně korigovat, celý proces segmentace tak trvá kolem 30 minut. Následují krátké operace extrakce středové čáry a vytvoření objemové struktury (mesh) z povrchové segmentované struktury. Segmentaci je možno provádět jak z 4D Flow dat, tak z morfologických T1/T2 vážených obrazů (3D bSSFP – balanced steady-state free precession), kdy lze s výhodou využít vyššího kontrastu proudící krve oproti signálu statické tkáně a i lepšího prostorového rozlišení. V tomto případě je však velmi důležité, aby mezi náběrem morfologických obrazů a 4D Flow dat nedošlo k posunu pacienta, a oba sady dat byly tedy naměřeny ve stejné pozici. Proto také musí být morfologická data měřena během expira, stejně jako data 4D Flow.

Kromě poloautomatické segmentace pomocí programu Slicer byla

též implementována optimalizovaná metoda segmentace 4D Flow dat s důrazem na plnou automatizaci tohoto procesu. Jediným uživatelským vstupem je pak označení cílové cévy v jedné až třech vrstvách rozmístěných v objemu ekvidistantně. Na základě těchto hodnot je inicializována tzv. metoda růstu regionu. Tato jednoduchá metoda segmentace obrazu je založena na iterativním rozšiřování oblasti do sousedních voxelů na základě splnění určité podmínky. Segmentace končí v okamžiku, kdy není možné oblast rozšířit do žádného sousedního bodu. Podmínka pro přidání sousedního bodu pracuje s několika veličinami: intenzita obrazu magnetického snímku, maximální velikost rychlosti v daném bodě vyhodnocená přes všechny obrazy objemu dat, gradient intenzity obrazu magnetického obrazu. Pro přidání sousedního bodu je potřeba, aby hodnota těchto veličin v daném bodě byla dostatečně blízká průměrné hodnotě v dosud segmentované oblasti.

Výše popsaná automatická procedura segmentace je pro uživatele výrazně jednodušší a časově výhodnější, avšak častěji vede k nepřesnému vymezení průběhu cévních struktur.

SKRIPTY PRO PREPROCESSING V JAZYCE Python

Výsledkem segmentace je anatomická struktura cílové cévy (např. aorty) a tento výsledek je také jedním ze vstupů do vizualizačního programu ParaView. Tím druhým jsou naměřená data konvertovaná do požadovaného obrazového formátu VTI (ke konverzi do tohoto formátu byl použit vlastní skript v jazyce Python). Od uživatele se pro konverzi požaduje pouze zadání cesty ke složce se soubory formátu DICOM a číselné označení příslušných obrazových sérií (jedné magnetické a tři fázových). Program pak automaticky načte příslušné vrstvy, rozřadí je do čtyř sérií, seřadí podle fáze srdečního cyklu a podle pozice v prostoru. Součástí vstupní konverze dat je i převod do pravotočivé souřadné soustavy používané programem ParaView (pokud takto nejsou data naměřena přímo MR skenerem).

Vzniknou tak tři časové řady souborů VTI, importovatelné do programu

2 <https://www.arterys.com/>

3 <https://www.piemedicalimaging.com/product/mr-solutions/4d-flow>

4 <https://www.gyrotools.com/gt/index.php/products/gtflow>

5 <https://www.circlevi.com/>

6 <https://cfd.life/en/itflow/>

7 <http://fourflow.heiberg.se/>

8 www.slicer.org

ParaView. Během přípravné fáze je případně provedeno odstranění artefaktu „aliasing“. Při této operaci je využit výstup z programu Slicer ve formě binární masky označující voxely uvnitř a vně cévy. Je použit jednoduchý algoritmus (6) porovnávající hodnotu ve voxelu s průměrem voxelů v prostorovém i časovém okolí. Tento algoritmus proběhne v několika iteracích, dokud není „aliasing“ z obrazu eliminován. Pro sérii o 25 snímcích trvá antialiasing v závislosti na rozsahu aliasingu přibližně 5–6 minut.

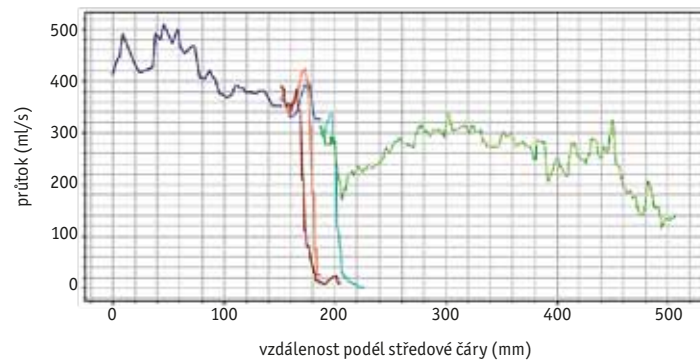
Jedním z úvodních kroků zpracování dat je vytvoření průběhu geometrického středu vyšetřované cévy, tzv. středová čára (centerline). Středová čára je rozdělena na jednotlivé větve a v každém bodě čáry je stanoven vektor tečný na čáru a takto definující rovinu kolmou na cévu. V této rovině je integrován vektor rychlosti přes průřez cévy, a tak získán lokální průtok. Takto zpracovaná data jsou uložena pro následné zobrazení.

Námi vytvořený algoritmus umožňuje v současné době zpracovat data 4D Flow z MR skenerů výrobců Siemens a Philips, ale v zásadě by s omezenými modifikacemi (danými specifitami DICOM hlavičky dat z jiného scanneru) měl být použitelný i pro jiné pacienty.

ZOBRAZENÍ VÝLEDKŮ PROGRAMEM ParaView

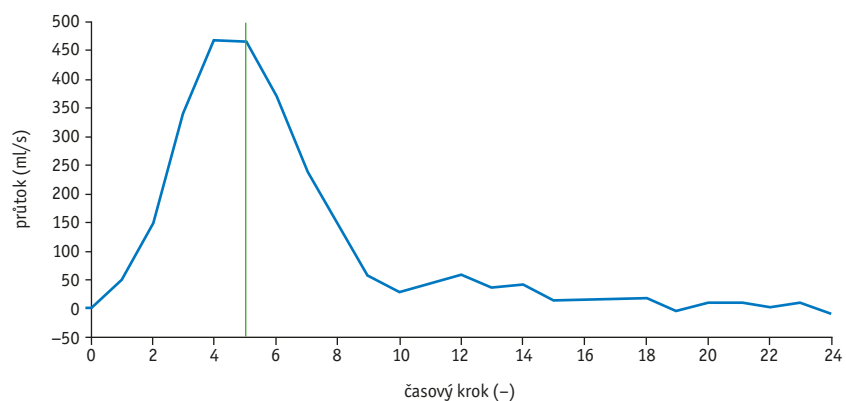
ParaView je volně dostupný software pro interaktivní vizualizaci dat. Různé způsoby vizualizace jsou realizovány přes tzv. filtry, které se aplikují na původní data. Kromě přednastavených filtrů umožňuje ParaView definovat uživatelské filtry a makra v jazyce Python. Při našem zpracování jsou do ParaView importovány všechny čtyři časové řady (magnitudová a tři fázové) ve formátu VTI, model segmentované cévy a středová čára. V jednotlivých uzlech středové čáry je také uložena informace o průtoku v daném bodě a jeho vzdálenosti od počátku cévy. V Pythonu byl napsán skript definující nové filtry a pořadí všech filtrů používaných pro vizualizaci. Po spuštění skriptu tak vizualizace proběhne automaticky.

Výsledkem je zobrazení cévy a její středové čáry, přičemž její různé větve jsou barevně odlišeny (viz obr. 3).



Graf 1. Závislost lokálního průtoku na vzdálenosti od počátku cévy podél středové čáry. Barvy odpovídají jednotlivým větvím cévy. Za absence chyby měření by graf byl po částech konstantní.

Graph 1. Flow rate as a function of distance along the centerline. Colors correspond to the vessel branches. In the absence of measurement error the plot would be piecewise constant.



Graf 2. Závislost lokálního průtoku v čase pro konkrétní kolmý řez aortou

Graph 2. Flow rate as a function of time for a particular slice perpendicular to the vessel

V podokně je dále graf závislosti průtoku na vzdálenosti od počátku cévy pro vybraný časový okamžik, kde lze sledovat pokles průtoku po odstoupení větví cévy (graf 1). Dále se zobrazuje graf závislosti průtoku daným místem na čase (graf 2).

Uživatel znalý programu ParaView může dále interaktivně zobrazovat různé řezy 3D oblastí a dále s daty manipulovat.

DISKUSE

Ukazuje se, že průběh průtoku v závislosti na vzdálenosti od počátku cévy vykazuje výraznou varianci v důsledku relativně nízkého poměru signál/šum. To odpovídá naší zkušenosti při měření 2D flow, kdy průtok z jedné vrstvy se výrazně liší od průtoku ve vrstvě jen o něco málo posunut. Tyto fluktuace jsou patrně způsobeny dvěma efekty: jednak nízkým poměrem signál/

šum naměřených dat 4D Flow a jednak v závislosti na přesnosti provedené segmentace. Tento druhý vliv je námi považován za výraznější, neboť závislost průtoku na čase v jednom voxelu takovou fluktuaci nevykazuje. Nepřesnost je dána také tím, že segmentace je v čase neproměnná, zatímco aorta se při pulzaci pohybuje v prostoru. Toto bude třeba odstranit použitím patřičné (časově dynamické) koregistrace morfologických dat a 4D Flow dat (7). Svůj vliv má u malých cév také nízké prostorové rozlišení.

Pro správnou kvantifikaci průtoku je pochopitelně zásadní kvalita naměřených dat. Vždy je volen kompromis mezi prostorovým rozlišením, poměrem signál/šum a akceptovatelnou dobou měření. Kompromisní nastavení parametrů podle naší zkušenosti generuje obrazy s takovým prostorovým rozlišením, které neumožňuje spolehlivé zobrazení malých cév do průměru přibližně 5 mm (např. koronární tepny či drobnější

tepny dolních končetin). Délka měření sekvencí 4D Flow zároveň neumožňuje v klinické praxi opakování sekvence v případě neúspěchu.

Překvapujícím zjištěním může být relativně nízká reprodukovatelnost i jednotlivých měření 2D sekvencí, kdy i malý prostorový posun může vést k značným rozdílům v kvantifikaci průtoku (až kolem 10 %), ačkoliv pro tyto rozdíly není ani fyzikální, ani fyziologický důvod. Tento efekt může být právě způsoben i ne zcela správnou orientací měřené vrstvy vůči směru proudění. Právě náběr prostorových dat sekvencí 4D Flow by mohl tento problém potlačit.

Avšak v případě 4D Flow se také významně uplatňuje vliv procesu segmentace na výsledné hodnoty lokálního průtoku. Výsledek tak může být paradoxně velmi ovlivněn touto morfologií (výběrem oblasti zájmu, „region of interest“) a úrovní šumu v naměřených datech. Pokud jsou k segmentaci použita data separátního měření (např. morfologie měřená s vyšším prostorovým rozlišením), pak selhání procesu koregistrace morfologických a 4D Flow obrazů může vést k nepřesnému vymezení oblasti zájmu ve vrstvě a tím k nepřesnosti stanoveného průtoku, která pak může vykazovat fluktuaci hodnoty průtoku v prostoru. Relevantnější obrázek o toku je třeba získat např. zprůměrováním hodnot průtoku z několika vrstev v oblasti zájmu.

VIZE DALŠÍHO POSTUPU

V článku byl prezentován náš postup při vizualizaci dat naměřených 4D Flow sekvencí na aortě. Vizualizace naměřeného rychlostního pole však může být pouze prvním krokem v další analýze. Jak bylo uvedeno výše, na základě rychlostního pole a segmentace lze vypočítat další veličiny, jako je smykové napětí na stěně aorty (wall shear stress), kinetická energie nebo rychlost pulzní vlny. Kvalita naměřeného rychlostního pole hraje při výpočtu těchto veličin zásadní roli. Zejména veličiny závislé na derivaci rychlosti (wall shear stress) mohou být zatíženy velmi výraznými chybami v důsledku vysokého podílu šumu v datech,

nepřesné segmentace a nízkého prostorového rozlišení naměřených dat. Z naší zkušenosti s 4D Flow daty je zřejmé, že při stávající kvalitě naměřených dat je spolehlivost těchto odvozených veličin omezená, což by mělo být zohledněno při jejich interpretaci.

Jedním z možných řešení nízké kvality naměřených dat je jejich rekonstrukce s vyšším rozlišením s využitím fyzikálních vlastností, např. nestlačitelnosti (8), a/nebo s využitím detailních matematických modelů proudění (9) nastavených v souladu s naměřenými daty (tzv. data asimilace) (10). Tyto modely mají zpravidla velkou výpočetní náročnost a jsou použitelné při zpracování offline. Jako jednu ze současných metod simulace proudění tekutin, s výpočetní náročností srovnatelnou s vlastním měřením a rekonstrukcí 4D Flow dat, lze uvést mřížkovou Boltzmannovu metodu (Lattice Boltzmann Method – LBM). Bylo prokázáno (5), že LBM je vhodnou metodou pro simulaci laminárního i turbulentního proudění krve ve velkých tepnách. Rekonstrukce rychlostního pole pomocí modelu proudění by mohla umožnit odstranění šumu nebo zvýšení prostorového rozlišení rychlostních dat. Podobná metoda pro zvýšení prostorového rozlišení dat, využívající metodu konečných prvků pro simulaci proudění, byla použita například v (11). Na rozdíl od klasických metod pro škálování obrazu a odstranění šumu je při využití matematického modelu možné zajistit fyzikální chování výsledného rychlostního pole. Lze očekávat, že veličiny odvozené z takto upravených dat budou vykazovat menší fluktuace, což by mohlo usnadnit jejich vyhodnocení.

Matematické modely by mohly být použity nejen ke zlepšení kvality stávajících měření, ale také k odhadu hodnot, které nejsme schopni přímo měřit. V současné době lze například matematické modely použít k odhadu tvaru aorty v úseku, kde není možné provést měření, a to na základě rychlostního pole, které bylo naměřeno například před a za touto oblastí (12, 13). V tomto případě je odhad neznámých veličin formulován jako inverzní úloha – parametry matematického

modelu jsou optimalizovány tak, aby byl minimalizován rozdíl mezi výstupem modelu a naměřenými daty.

Článek byl zaměřen na využití 4D Flow pro hodnocení průtoku ve velkých cévách. Sekvence 4D Flow má ovšem také velké možnosti využití při charakterizaci toku krve v srdečních oddílech a podílet se na hodnocení funkce myokardu (14).

ZÁVĚR

Velmi limitujícím faktorem použití sekvence 4D Flow může být finanční nedostupnost softwaru pro následné zpracování dat. Kromě toho většina programů neumožňuje uživateli dostatečnou kontrolu nad segmentací, což může být problém zejména u pacientů s nestandardní anatomii.

Výhodou na druhé straně může být, že komerčně dostupné programy disponují množstvím funkcionalit (automatické rozpoznání složky rychlosti kódované v obraze a její polarity, segmentace a prahování, vykreslení množství hemodynamických veličin) a korekcí (vířivé proudy, „aliasing“). Programy také pracují ve srovnání s naším přístupem relativně rychle, ač musí zpracovat velké množství dat. Poznamenejme, že programy při segmentaci vycházejí přímo z 4D Flow dat (fázových a magnitudových obrazů) a nepřehlíží k přírodním morfologickým datům s vyšším rozlišením. Pro speciální použití nemusí být tyto programy dostatečné a může být nutné vytvořit vlastní software pro zpracování dat. Omezená kvalita naměřených dat je předmětem studia mnoha výzkumných skupin kombinujících data s biofyzikálním modelem proudění, který může zvýšit validitu vyvozených závěrů.

Klinické použití sekvence 4D Flow je náročné jak na provedení, tak na následné zpracování a interpretaci. Jejich přínos spočívá zejména ve velkém množství získané informace a jeho potenciální vyčísitelnosti oproti 2D sekvencím. Nevýhodou je časová náročnost a poměrně nízké prostorové rozlišení, což neumožňuje použít 4D Flow sekvenci pro zobrazení malých cév. ●

LITERATURA

1. **Moran PR.** A flow velocity zeugmatographic interlace for NMR imaging in humans. *Magn Reson Imaging* 1982; 1(4): 197–203.
2. **Nayak KS, Nielsen JF, Bernstein MA, et al.** Cardiovascular magnetic resonance phase contrast imaging. *J Cardiovasc Magn Reson* 2015; 17(1): 71. <https://doi.org/10.1186/s12968-015-0172-7>
3. **Dyverfeldt P, Bissell M, Barker AJ, Bolger AF, Carlhäll C-J, Ebberts T, et al.** 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement. *J Cardiovasc Magn Reson* 2015; 17(1): 72.
4. **Markl M, Frydrychowicz A, Kozerke S, Hope M, Wieben O.** 4D flow MRI. *J Magn Reson Imaging* 2012; 36(5): 1015–1036. doi: 10.1002/jmri.23632
5. **Fučík R, Galabov R, Pauš P, Eichler P, Klinkovský J, Straka R, Tintera J, Chabiniok R.** Investigation of phase-contrast magnetic resonance imaging underestimation of turbulent flow through the aortic valve phantom: experimental and computational study using lattice Boltzmann method. *Magma (New York, N.Y.)* 2020; 33(5): 649–662. <https://doi.org/10.1007/s10334-020-00837-5>
6. **Browning J, Hertzberg J, Schroeder J, Fenster B.** 4D Flow Assessment of Vorticity in Right Ventricular Diastolic Dysfunction. *Bioengineering* 2017; 4: 30. <https://doi.org/10.3390/bioengineering4020030>.
7. **Chabiniok R, et al.** Flow Analysis in Cardiac Chambers Combining Phase Contrast, 3D Tagged and Cine MRI. *Functional Imaging and Modeling of the Heart 2013, Lecture Notes in Computer Science, vol 7945.* Berlin, Heidelberg: Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-38899-6_43
8. **Santelli C, Loecher M, Busch J, Wieben O, Schaeffter T, Kozerke S.** Accelerating 4D flow MRI by exploiting vector field divergence regularization. *Magn Reson Med* 2016; 75(1): 115–125. doi: 10.1002/mrm.25563
9. **Landajuela M, Vidrascu M, Chapelle D, Fernández MA.** Coupling schemes for the FSI forward prediction challenge: Comparative study and validation. *Int J Numer Meth Biomed Engng* 2017; 33: e2813. doi: 10.1002/cnm.2813.
10. **Chapelle D, Fragu M, Mallet V, et al.** Fundamental principles of data assimilation underlying the Verdandi library: applications to biophysical model personalization within euHeart. *Med Biol Eng Comput* 2013; 51: 1221–1233. <https://doi.org/10.1007/s11517-012-0969-6>
11. **Töger J, Zahr MJ, Aristokleous N, Markenroth Bloch K, Carlsson M, Persson PO.** Blood flow imaging by optimal matching of computational fluid dynamics to 4D-flow data. *Magn Reson Med* 2020; 84(4): 2231–2245.
12. **Klemens F, Förster B, Dorn M, Thäter G, Krause MJ.** Solving fluid flow domain identification problems with adjoint lattice Boltzmann methods. *Comp Math Appl* 2020; 79(1): 17–33.
13. **Klemens F, Schuhmann S, Guthausen G, Thäter G, Krause MJ.** CFD-MRI: A coupled measurement and simulation approach for accurate fluid flow characterization and domain identification. *Computers & Fluids* 2018; 166: 218–224.
14. **Wong J, Chabiniok R, Tibby SM, Pushparajah K, Sammut E, Celermajer D, Giese D, Hussain T, Greil GF, Schaeffter T, Razavi R.** Exploring kinetic energy as a new marker of cardiac function in the single ventricle circulation. *J Appl Physiol* 2018; 125: 889–900.