

# Évaluation Multi-Dimensionnelle du Flux Artériel Hépatique avec l'IRM 4D Flow de Haute Résolution

## Auteurs:

Ivan P. Dimov<sup>1</sup>, Cyril Tous<sup>1,2</sup>, Ning Li<sup>1,2</sup>, Maxime Barat<sup>1,2,3</sup>, Tim Bomberna<sup>4,5</sup>, Ning Jin<sup>6</sup>, Gerald Moran<sup>7</sup>, An Tang<sup>1,2,3</sup>, Gilles Soulez<sup>1,2,3</sup>

## Affiliations:

1. Centre de Recherche du CHUM
2. Département de radiologie, radio-oncologie et médecine nucléaire, Université de Montréal
3. Département de Radiologie, CHUM
4. IBiTech-bioMMeda, Ghent University
5. Cancer Research Institute Ghent
6. Cardiovascular MR R&D, Siemens Medical Solutions USA
7. Siemens Healthineers Canada

**Date:** 3 février 2022

**Lieu:** Séminaire virtuel 2022

## Divulgations

Ce projet a été financé par le Conseil de recherches en sciences naturelles et en génie du Canada (CRSNG), en partenariat avec l'IRSC (PRSC 478474-15), les Instituts de Recherche en Santé du Canada (IRSC), les Fonds de recherche du Québec en Santé (FRQS) et la Fondation de l'association des radiologistes du Québec (FARQ) Bourse de Recherche Clinique (34939), l'Institut Transmedtech et Siemens Healthineers

## Introduction

- L'hépatocarcinome est un cancer primitif du foie qui représente la 4<sup>e</sup> cause de décès liée au cancer dans le monde.
- Les thérapies chirurgicales et endovasculaires sont planifiés selon les caractéristiques anatomiques et hémodynamiques du réseau artériel hépatique.
- Présentement, l'angiographie par tomodensitométrie offre un portrait anatomique, alors que les dynamiques de flux ne sont mesurés que de façon intra-procédurale avec l'angiographie de soustraction.
- L'échographie Doppler est fortement opérateur dépendant et ne fait donc pas partie de l'évaluation pré-intervention.
- L'angiographie IRM par contraste de phase tridimensionnelle avec encodage tridimensionnel de vitesse, aussi appelé 4D flow, est une technique émergente qui permet un enregistrement non-invasif et simultané du flux et de l'anatomie vasculaire.
- L'évaluation 4D flow de l'artère hépatique est compliquée par la durée d'acquisition importante, le mouvement respiratoire et les limites de résolution spatiale.
- **Objectif:** Caractériser les erreurs de mesure 4D flow liées à la résolution spatiale et au mouvement in-vitro puis appliquer la séquence in-vivo pour déterminer sa faisabilité et la comparer à l'angiographie par contraste de phase bidimensionnelle (2D PC).

## Méthodes: Séquences

Tableau des paramètres d'acquisition des séquences 4D flow et 2D PC

Paramètre	0.5 mm iso (in-vitro seulement)	0.6 mm iso (in-vitro seulement)	0.8 mm iso	1 mm iso	2D PC
VENC (cm/s)	25, 30	25, 30	25, 30; 40 <sup>1</sup>	25,30; 40 <sup>1</sup>	10 – 40; 45 – 90 <sup>1</sup>
Dimensions de voxel acquis (mm)	1.0 x 1.0 x 1.0	1.3 x 1.3 x 1.3	1.6 x 1.6 x 1.6	2.1 x 2.1 x 2.1	1.0 x 1.0 x 5.0
Dimension de voxel reconstruit (mm)	0.5 x 0.5 x 0.5	0.6 x 0.6 x 0.6	0.8 x 0.8 x 0.8	1.0 x 1.0 x 1.0	0.5 x 0.5 x 5
Épaisseur de coupe acquise (mm)	1	1.3	1.6	2.1	5
Résolution temporelle (ms)	67.0-71.8	67.0-72.1	67.4-72.2	67.2 – 72.2	40.4 – 42.7
SNR absolu <sup>2</sup>	40.7±1.3	27.4±2.7	49.1±3.3	41.3±2.6	
SNR relatif <sup>3</sup>	1.0	0.7	1.2	1.0	

<sup>1</sup>In vivo

<sup>2</sup>SNR dans fantôme statique uniquement (moyenne ± écart-type)

<sup>3</sup>SNR comparé à la séquence de 0.5 mm

VENC = Velocity encoding gradient

GRAPPA = GeneRalized Autocalibrating Partial Parallel Acquisition

### Scanner IRM 3T

4 séquences 4D flow à résolutions spatiales différentes et 1 séquence 2D PC

*Signal-to-Noise Ratios* (SNRs) comparables

Synchronisation cardiaque et synchronisation respiratoire par navigateur

Séquence de 0.5 mm et 0.6 mm non faites in-vivo à cause de la charge de calcul due à la synchronisation respiratoire

VENC fixe pour 4D et ajusté pour le 2D PC selon degré d'aliasing

## Méthodes: Expériences in-vitro

Modèle tridimensionnel à partir d'artère hépatique de patient cirrhotique

Fantôme stéréolithographique fabriqué avec matériel rigide semi-transparent TuskXC2700T (Materialise, Leuven, Belgique)

Monté dans boîte avec agar 1 % m/v avec mouvement tête-pieds avec fréquence et amplitude physiologique

Flux total de 3.5, 4.5, et 5.5 ml/seconde par pompe cardiaque pulsatile (Harvard Apparatus)

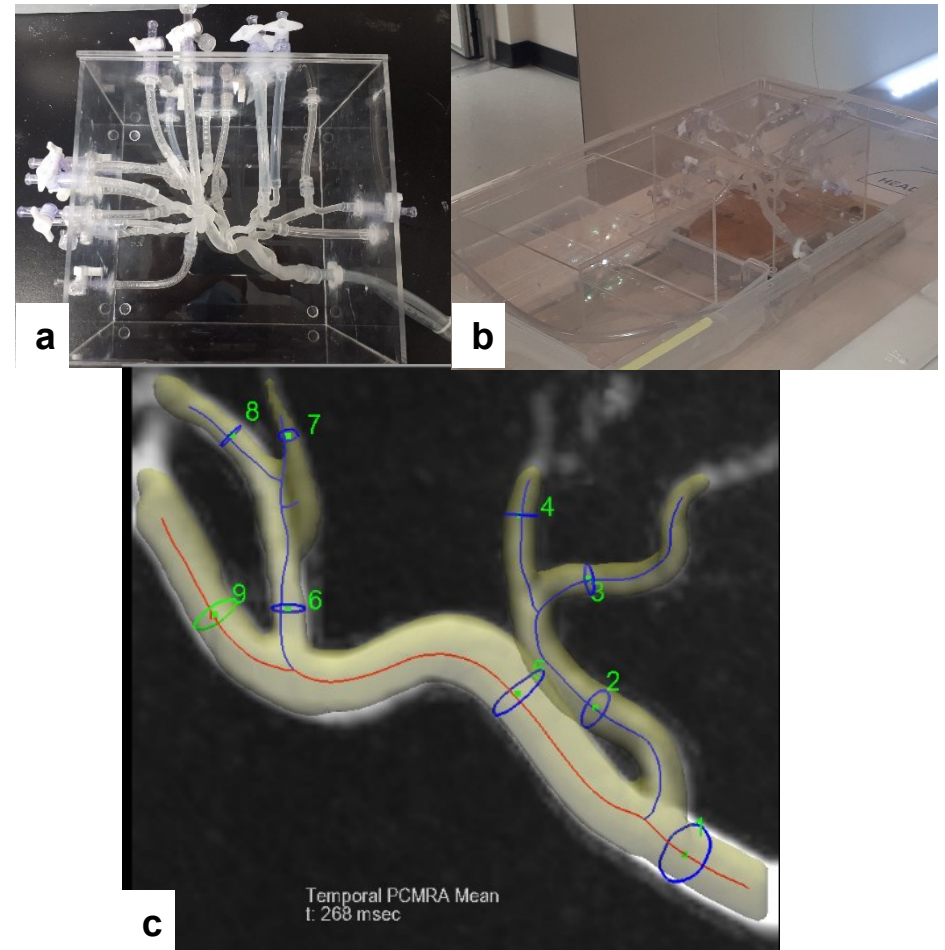
Distribution du flux à 5% de la réalité, puis avec résistance supplémentaire branches gauches (simulation embolisation lobe gauche)

Au total  $3 \times 2 = 6$  conditions de flux

Pulsatilité: index de résistance de 0.55 à 0.70.

Fantôme imagé **96 fois**

Analyse du flux à 8 segments vasculaires



**Fantôme:** **a.** Le fantôme patient-spécifique connecté et monté dans une boîte en acrylique. **b.** Le fantôme monté sur une plateforme mobile qui produit un mouvement dans la direction tête-pieds de 15 mm et 16 cycles/minute. **c.** Segmentation du volume 4D flow avec les 8 segments vasculaires analysés.

## Méthodes: In-vivo

20 volontaires sains (11 hommes,  $25 \pm 4$  ans)

Localisation des vaisseaux céliaques avec séquences angiographie par contraste de phase et *Steady State Free Precession (SSFP)* (trueFisp)

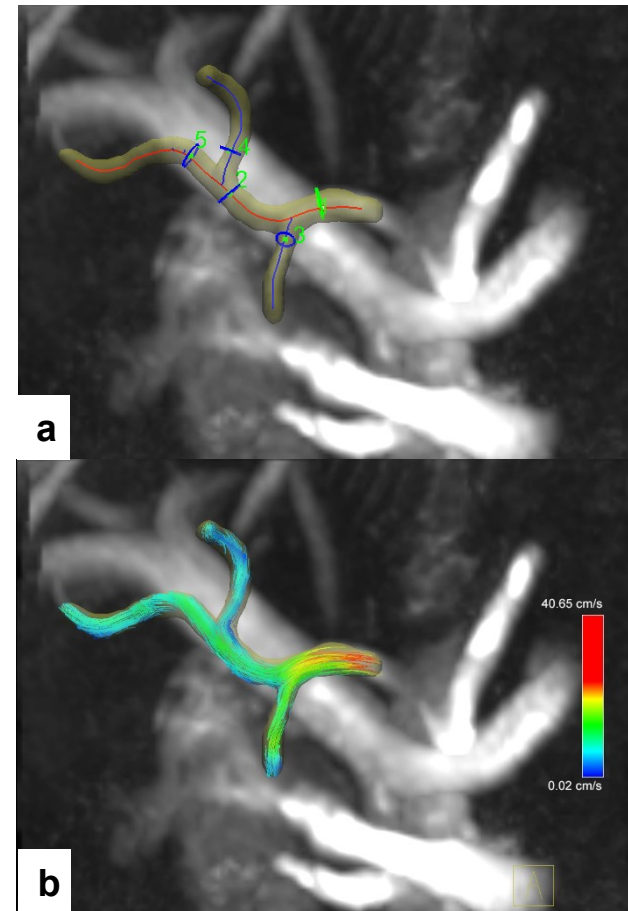
2D PC sous apnée des branches:

- Artère hépatique commune (AHC)
- Artère hépatique propre (AHP)
- Artère gastroduodénale (AGD)

Volume 4D flow 0.8 mm et 1 mm placés entre le hile hépatique et l'aorte

Analyse rétrospective des branches:

- AHC
- AHP
- AGD
- Artère hépatique gauche (AHG)
- Artère hépatique droite (AHD)

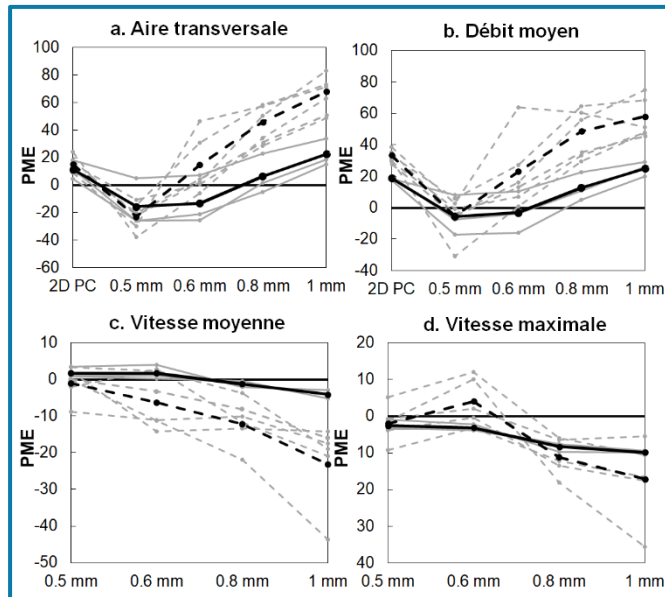


**Artère hépatique commune et ses branches.**

**a.** Segmentation sur séquence de 0.8 mm avec analyse des branches suivantes: 1. AHC, 2. AHP, 3. AGD, 4. AHG, 5. AHD.

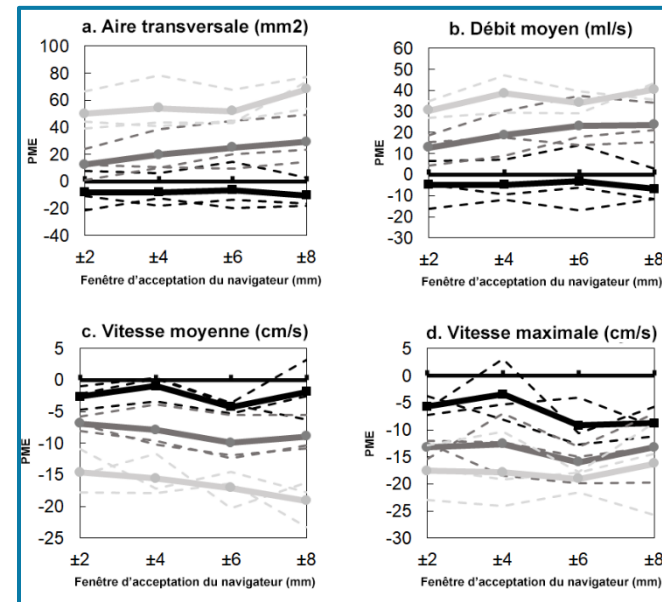
**b.** Visualisation de la forme du flux avec la fonction *streamlines*.

## Résultats: In-vitro



**Paramètres hémodynamiques des séquences 2D PC et 4D flow sur fantôme statique.** a. Aire transversale comparée aux mesures effectués sur le modèle numérique 3D. b. Débit moyen comparé aux mesures manuels de débit. c. Vitesse moyenne avec 2D PC en référence. d. Vitesse maximale avec 2D PC en référence. Les petits segments vasculaires sont en pointillés, les grands on lignes continues. En noir sont les moyennes des petites (pointillé) et grands (continu) segments vasculaires

- L'aire et le débit sont progressivement surestimés par rapport à la réalité lorsque la résolution 4D flow diminue, surtout dans les petits segments vasculaires.
- La vitesse moyenne et maximale sont légèrement sous-estimés par rapport au 2D PC.



**Influence de la largeur de la fenêtre d'acceptation du navigateur sur les paramètres hémodynamiques.** a. Aire transversale comparée aux mesures effectués sur le modèle numérique 3D. b. Débit moyen comparé aux mesures manuels de débit. c. Vitesse moyenne avec 2D PC en référence. d. Vitesse maximale avec 2D PC en référence. 4D flow de résolution 0.6 mm (noir), 0.8 mm (gris foncé) et 1 mm (gris clair). Les lignes pointillés représentent les plans d'analyse individuels, alors que les lignes continues représentent leurs moyennes

- Légère augmentation de l'erreur avec l'élargissement de la fenêtre d'acceptation
- Meilleure estimation des paramètres avec la haute résolution malgré amplitude de mouvement accepté qui dépasse.

## Résultats: In-vivo faisabilité et reproductibilité

Taux de succès d'acquisition des séquences 4D flow:

- 0.8 mm: 70% (n = 14)
- 1.0 mm: 90% (n = 18)

Temps d'acquisition:

- 0.8 mm: 7:52 (5:03 – 11:54) min
- 1.0 mm: 7:30 (4:02 – 10:55) min

Accord inter-observateur global:

0.8 mm:  $\kappa = 0.66$ ,  $p < 0.001$

1.0 mm:  $\kappa = 0.70$ ,  $p < 0.001$

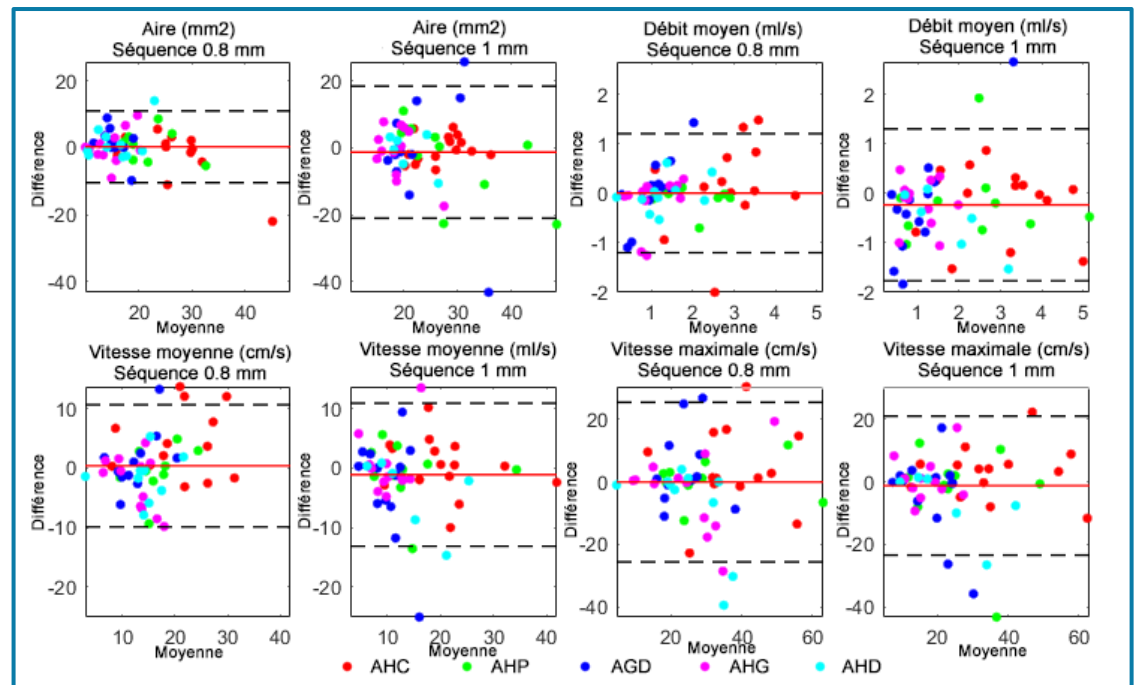
Identification globale des branches avec 4D flow:

0.8 mm:

- Observateur 1: 90%
- Observateur 2: 71%

1.0 mm:

- Observateur 1: 82%
- Observateur 2: 66%



Analyse Bland-Altman de l'accord inter-observateur des paramètres hémodynamiques in-vivo.

Moindres variations inter-observateur pour les paramètres quantitatifs (sauf vitesse maximale) pour le 4D flow de 0.8 mm.



## Résultats: In-vivo comparaison au 2D PC et concordance interne

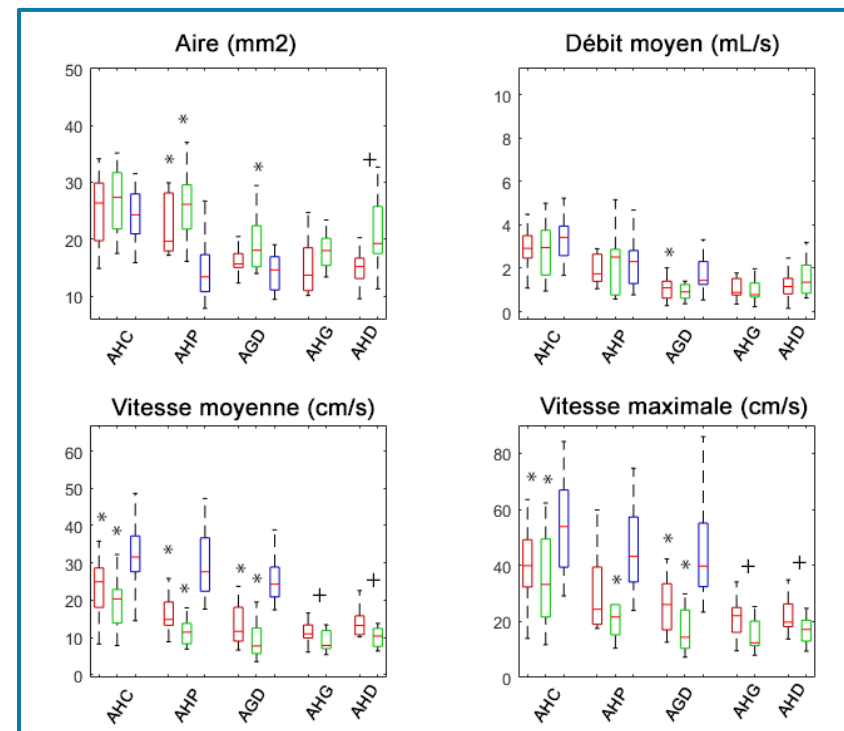
Aire transversale légèrement surestimée par le 4D flow de 1 mm comparé au 0.8 mm et au 2D PC

Vitesses moyenne et maximale sous-estimées par 4D flow comparés au 2D PC

Vérification de la concordance interne des mesures de flux:  
AHC = AHP + AGD

4D flow de 0.8 mm:  $11.0 \pm 5.1\%$   
4D flow de 1.0 mm:  $15.7 \pm 6.6\%$   
2D PC:  $28.8 \pm 21.1\%$

Pas de différence significative en terme de concordance de flux



Graphiques en boîtes et moustaches des paramètres hémodynamiques in-vivo mesurés par 4D flow et 2D PC.

4D flow 0.8 mm (rouge), 1 mm (vert) et 2D PC (bleu)

\*Différence significative avec le 2D PC ( $p < 0.05$ , Wilcoxon)

+Différence significative entre les séquences 4D flow ( $p < 0.05$ , Wilcoxon)

## Conclusion

1. Le 4D flow est un moyen faisable d'obtenir des données **anatomiques** et **hémodynamiques simultanées** de l'**artère hépatique commune** et ses branches.
2. Les **analyses in-vitro** montrent la sensibilité du 4D flow aux variations de résolution spatiale. La **haute résolution** donne des meilleurs résultats quantitatifs.
3. Le **fantôme avec mouvement respiratoire** est un modèle **stable**. Il a permis de déduire qu'il **meilleure résolution spatiale est plus importante qu'une plus petite fenêtre de navigateur**.
4. In-vivo, la séquence de résolution plus haute est **moins robuste**, mais ses résultats sont plus **reproductibles**.
5. Le 4D flow **sous-estime la vitesse** du flux par rapport au 2D PC en raison de son **VENC fixe** et sa **moindre résolution temporelle**.
6. Le 4D flow serait **supérieur au 2D PC** en terme de **concordance interne de flux**.