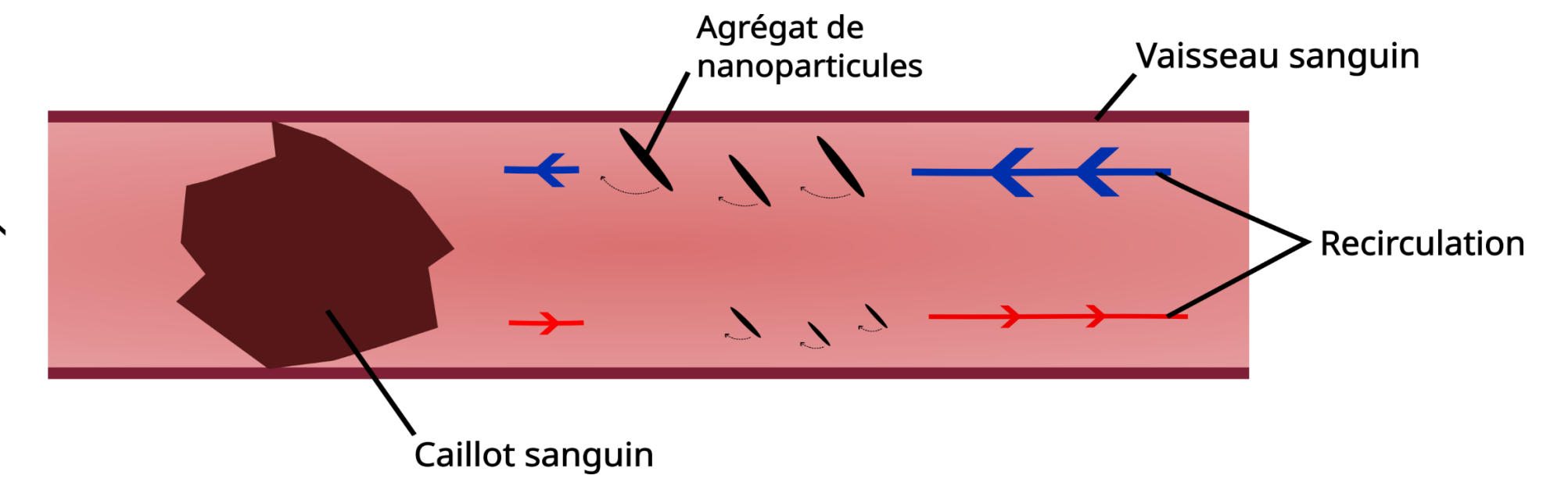


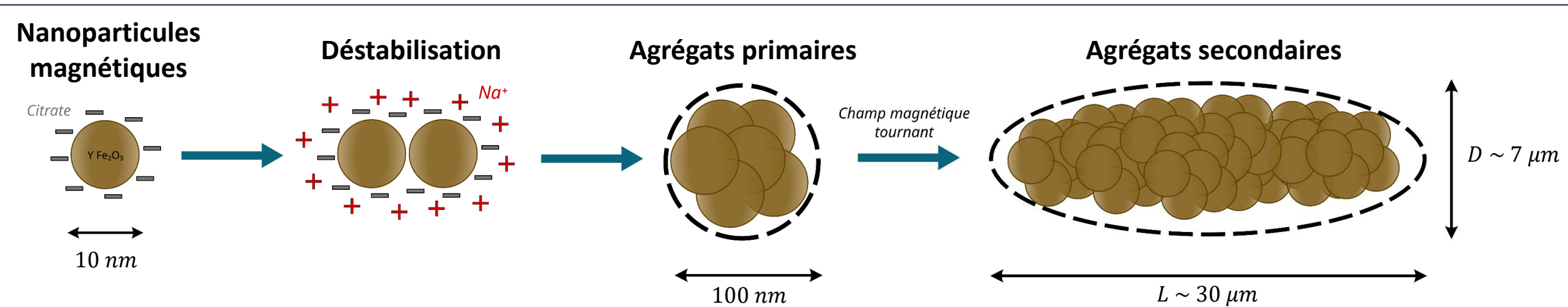
Résumé

De nombreuses maladies graves telles que le cancer, l'infarctus ischémique ou l'AVC nécessitent une administration de traitements en intraveineuse qui peut être perturbée par la stagnation du flux sanguin au niveau des zones à traiter. L'utilisation de ferrofluide composé de nanoparticules pouvant s'agréger sous l'effet d'un champ magnétique en rotation peut apporter une solution à ce problème, en servant de vecteur pour transporter le médicament jusqu'au site. Les agrégats ainsi formés sont de forme ellipsoïdale et sont capable de rouler le long d'une paroi en appliquant également un gradient de champ perpendiculaire à un canal, et peuvent donc se déplacer dans une direction donnée. Le but ici est de modéliser expérimentalement ce type de problématique et d'étudier le déplacement de ces agrégats afin de l'optimiser. Nous montrons ici que la fréquence de rotation des agrégats est homogène avec celle de champ magnétique. Ensuite, nous mettons en évidence la croissance linéaire de la vitesse de translation des fibres avec leur longueur et avec la fréquence du champ. Enfin, nous visualisons la recirculation du fluide induit par le mouvement des agrégats en élaborant un profil du champ de vitesses.



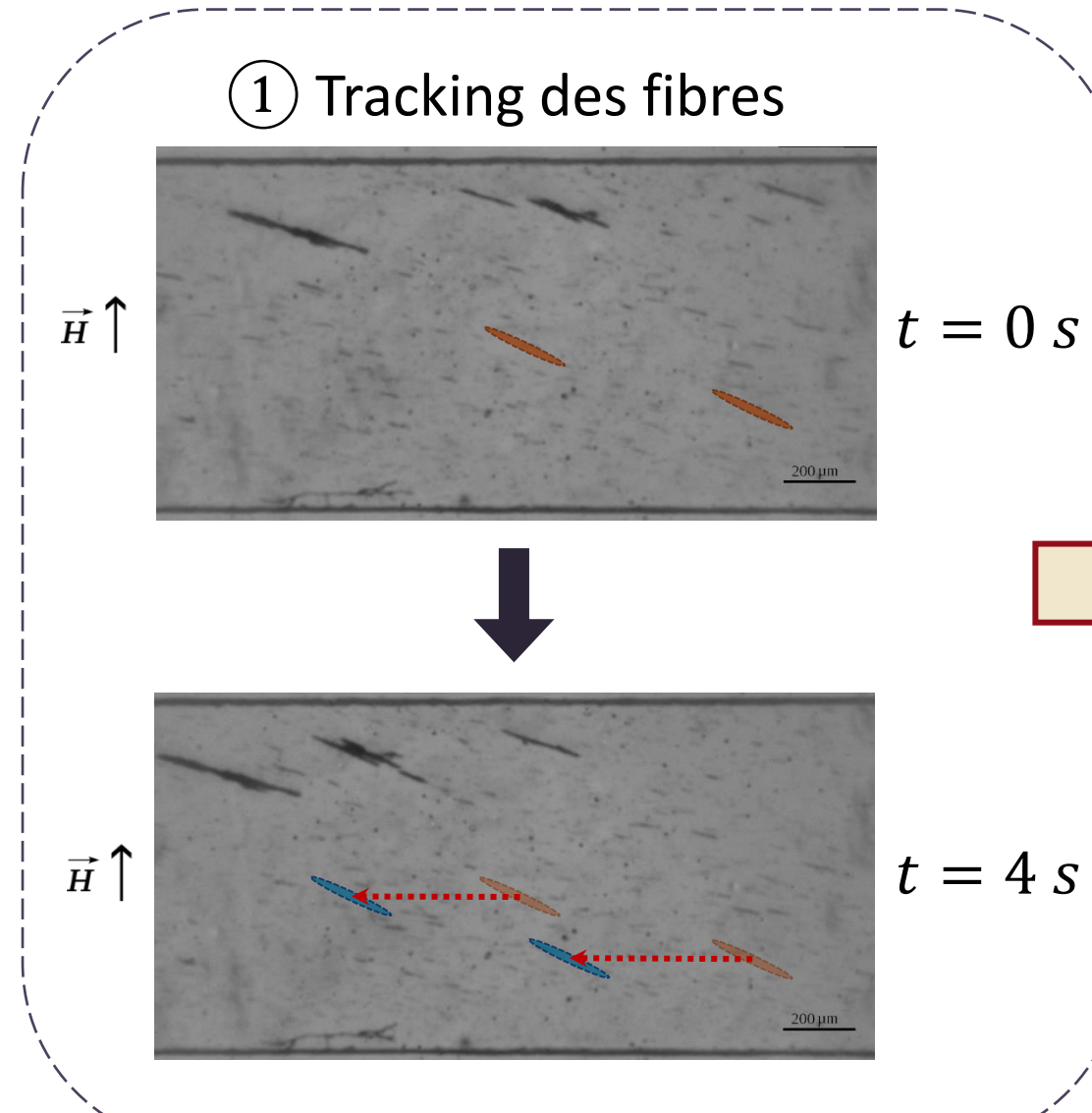
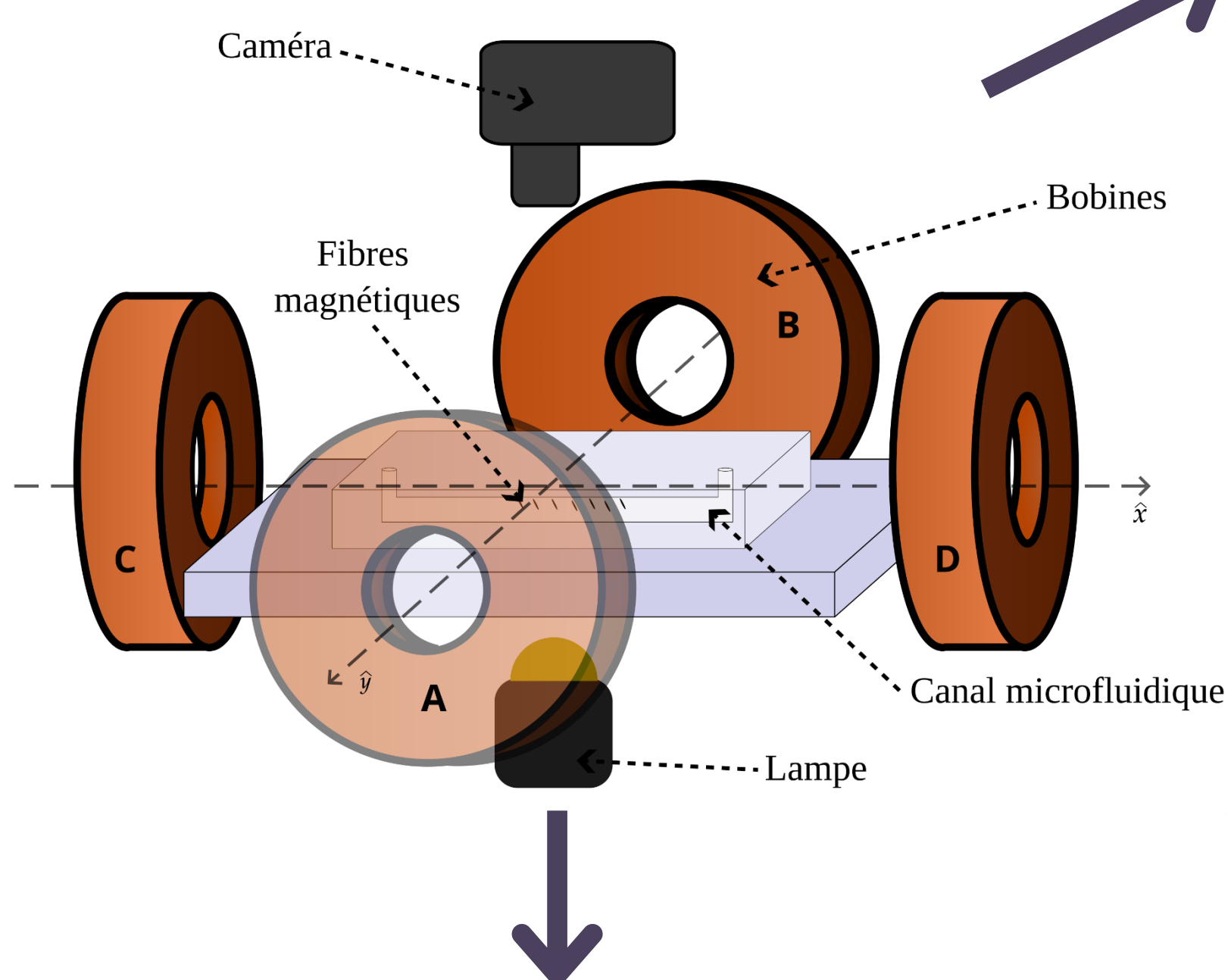
Formation des agrégats par champ magnétique

Les nanoparticules d'oxyde de fer $\gamma\text{-Fe}_2\text{O}_3$ citratées sont déstabilisées par l'ajout de NaCl dont les ions Na^+ réduisent leurs couches électrostatiques et diminuent leurs charges de surface. Elles peuvent alors interagir pour former des agrégats primaires d'environ 100 nm.



L'application d'un champ magnétique en rotation permet la formation des agrégats secondaires grâce à trois mécanismes :
 - le flux diffusif ;
 - le flux convectif ;
 - la magnétophorèse.
 Les agrégats obtenus sont des fibres ellipsoïdales de quelques dizaines de microns telles que $L \gg D$. Le grand axe est aligné avec le champ, et les fibres sont donc en rotation avec celui-ci.

- Champ magnétique tournant $B = 8 \text{ mT}$: deux paires de bobines perpendiculaires déphasées de $\frac{\pi}{2} + (\phi_{CD} - \phi_{AB})$
- Canal microfluidique en PDMS $h = 1000 \mu\text{m}$, $e = 200 \mu\text{m}$
- Ferrofluide $\phi = 0,16 \%$



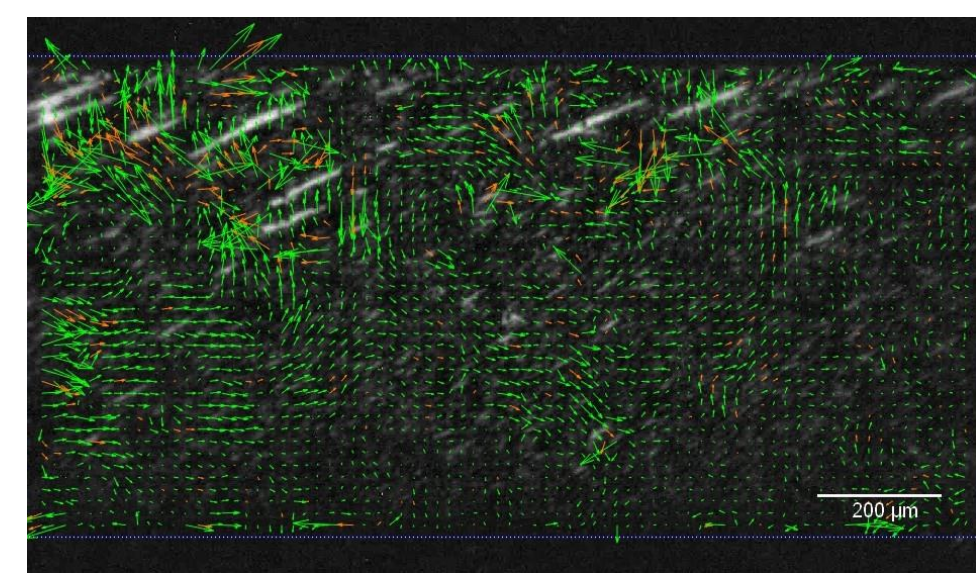
Alimentation des bobines :

$$\begin{cases} I_{AB} = I_0 \sin(\omega t - \phi_{AB}) \\ I_{CD} = I_0 \sin(\omega t + \frac{\pi}{2} - \phi_{AB}) \end{cases}$$

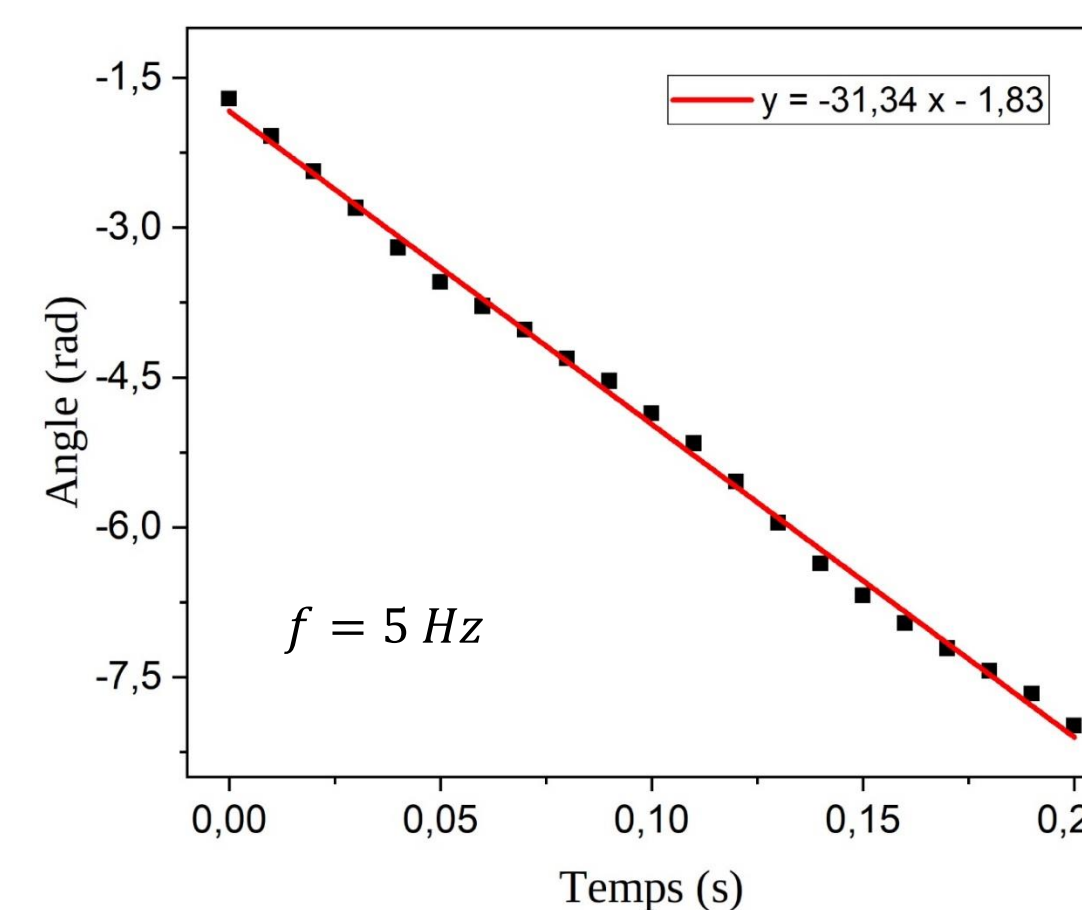
② Analyse PIV : tracking des microsphères de polystyrène introduites dans le ferrofluide
 → les flèches vertes et orange représentent le champ de vitesse

=> Ordre de grandeur de la vitesse du fluide :

$$v \approx \phi \omega \frac{L^2 e^2}{D^2 h}$$

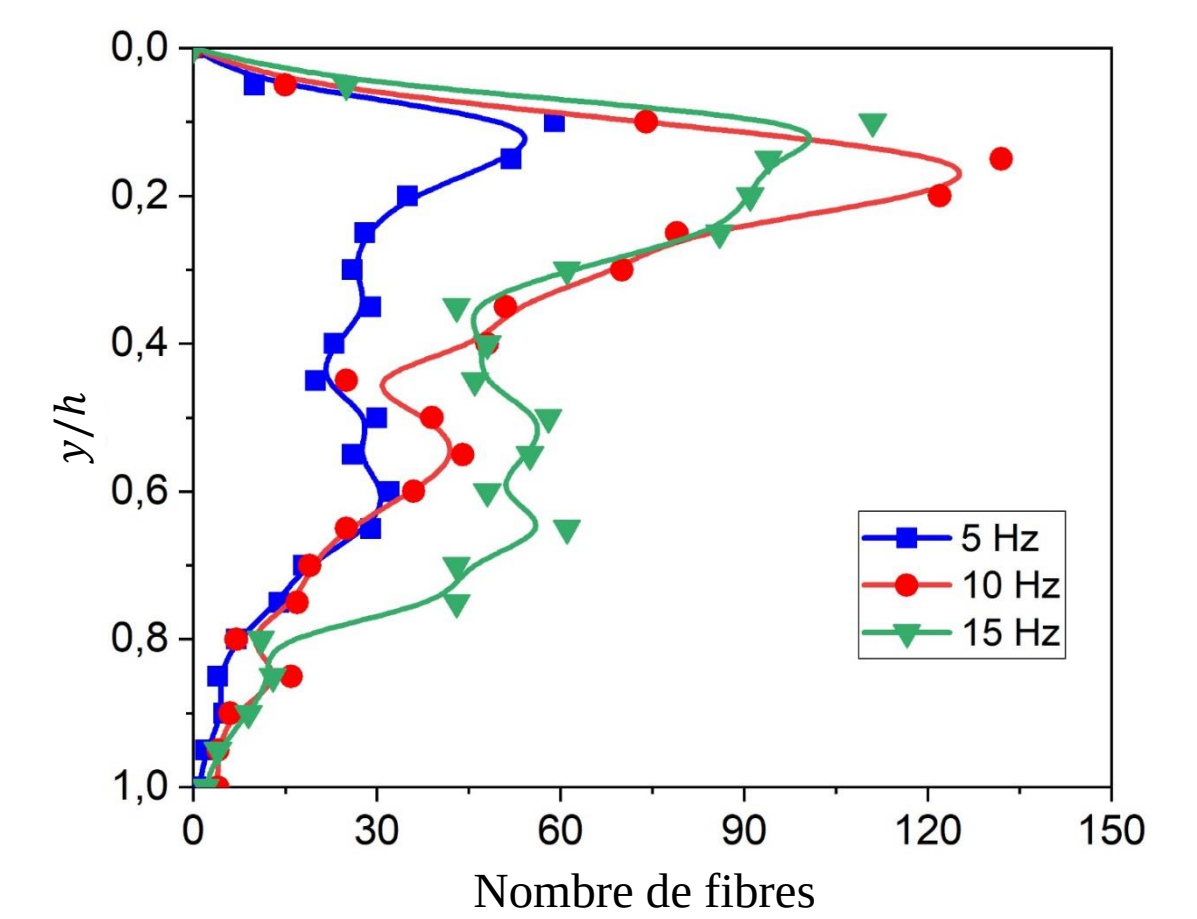


Homogénéité de la rotation et effet du gradient de champ



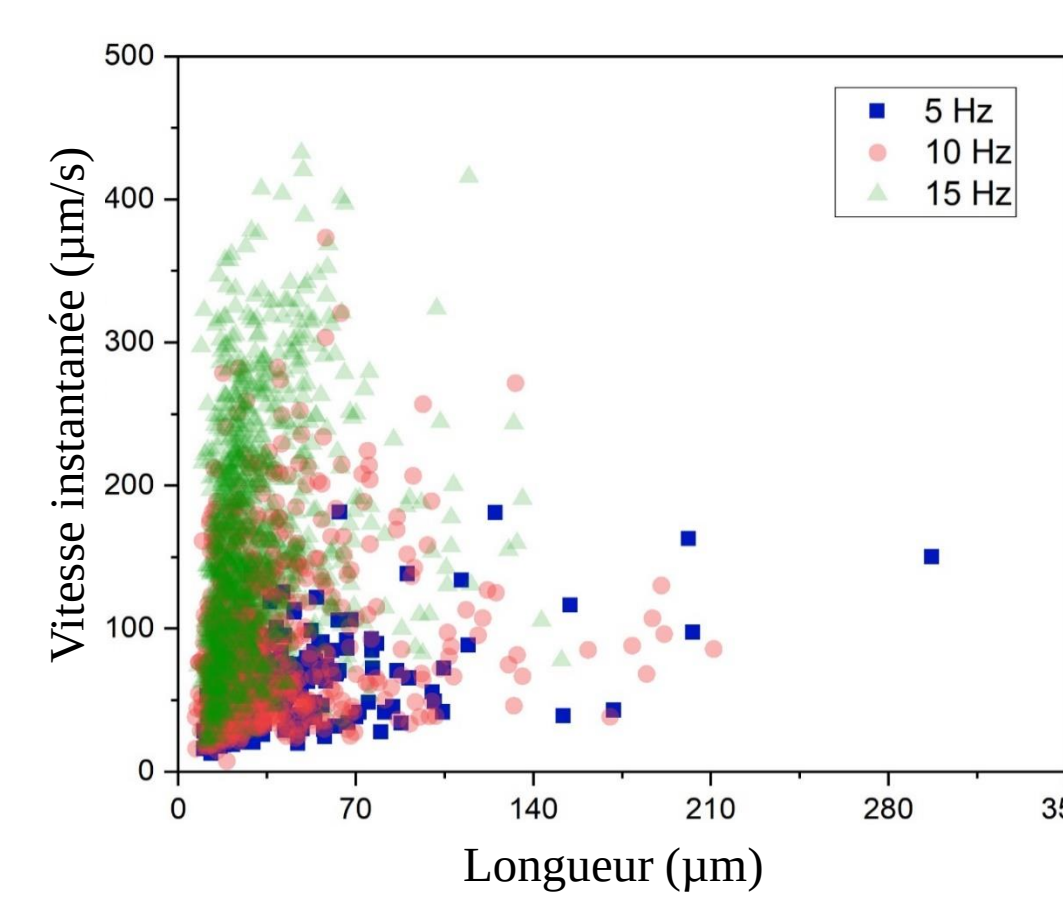
$$\begin{cases} \omega_{th} = 31,4 \text{ rad/s} \\ \omega_{exp} = 31,3 \text{ rad/s} \end{cases}$$

La vitesse de rotation de la fibre est bien homogène avec la rotation du champ

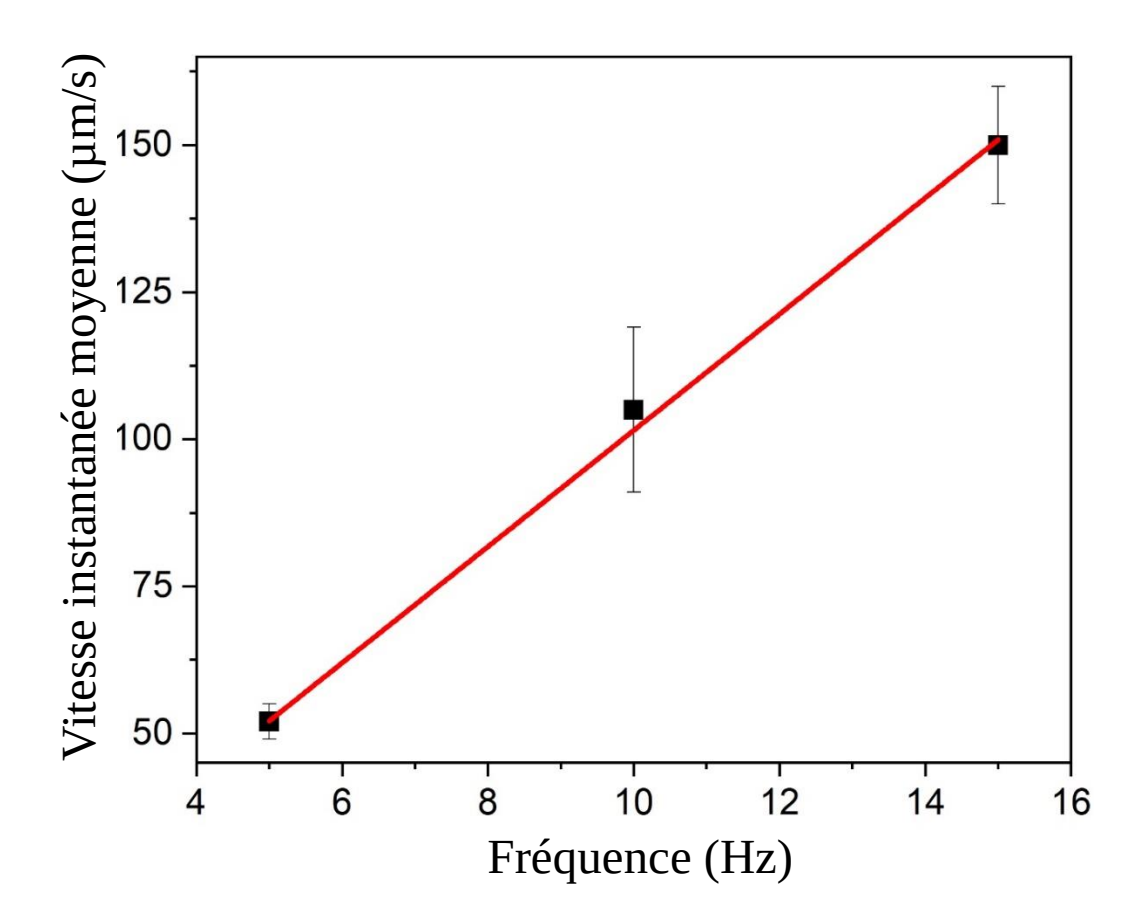


Fibres concentrées sur la partie supérieure
 → effet du gradient vérifié

Vitesse de translation des fibres



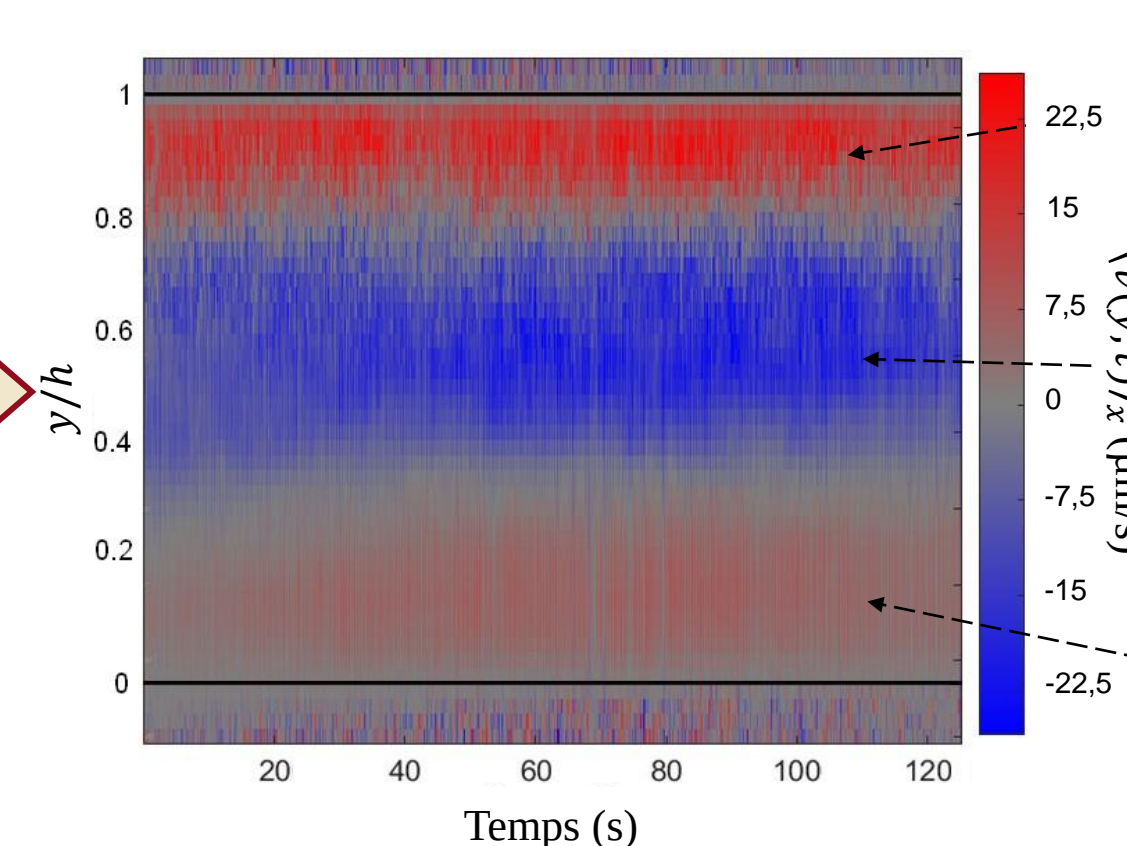
Vitesse de translation \nearrow avec la longueur
 Vitesse de translation \nearrow avec la fréquence du champ



Modèle théorique : $v = \beta \omega \frac{L}{2}$
 => Croissance linéaire de la vitesse avec la fréquence du champ

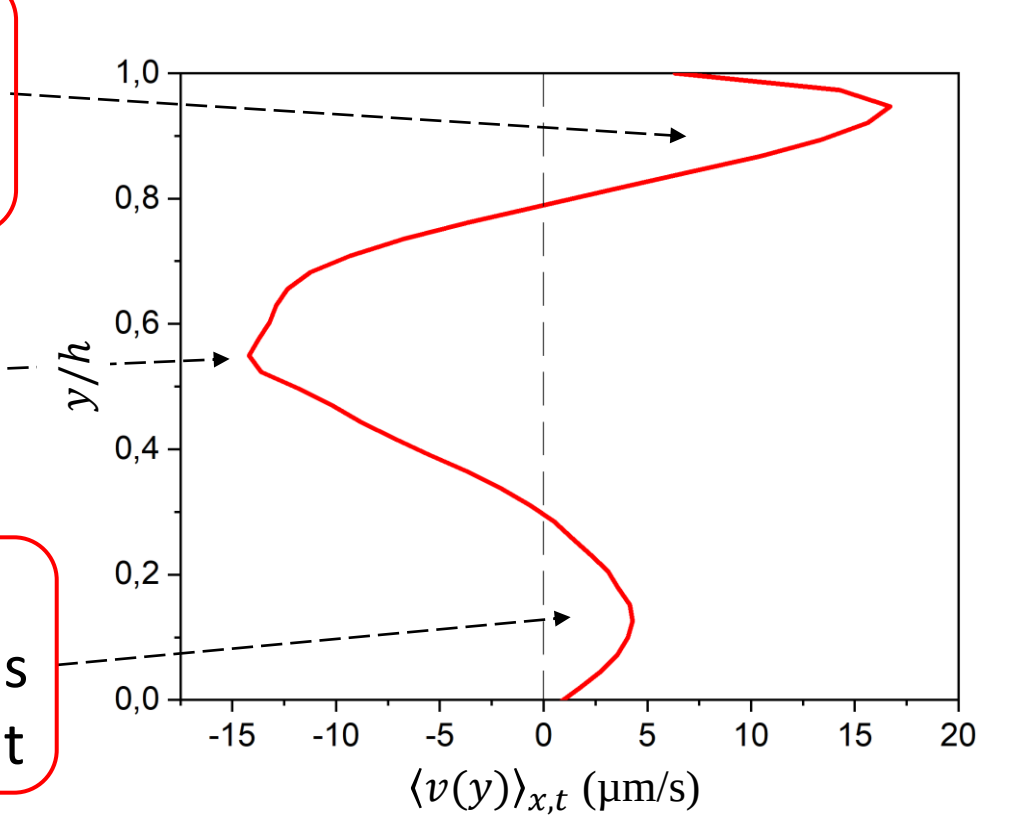
Recirculation du fluide

Profil de $\langle v(y, t) \rangle_x$



Fluide entraîné par la rotation de l'extrémité des fibres
 Fluide entraîné par la translation des fibres
 Conservation de la masse : flux dans le sens opposé au déplacement

Profil de $\langle v(y) \rangle_{x,t}$



Conclusion et perspectives

- Vérification de l'homogénéité de la fréquence de rotation des fibres avec celle du champ magnétique et démonstration de l'efficacité du gradient de champ
- Détermination de l'évolution de la vitesse de déplacement des fibres avec la fréquence du champ magnétique et leur longueur : elle suit une croissance linéaire avec la fréquence, ce qui correspond qualitativement au modèle théorique
- Visualisation de la recirculation des flux hydrodynamiques : les flux induits par le mouvement des fibres sont compensés par conservation de la masse pour maintenir un débit total nul dans le canal
- En perspective : variation de nouveaux paramètres (champ magnétique, concentration des particules, largeur du canal) ; réalisation d'un modèle de diffusion afin de prédire le déplacement des fibres ; mise en application d'une méthode pour obtenir des fibres de tailles régulières ; limiter les interactions entre les fibres en augmentant l'intensité du gradient de champ magnétique

[1] Maxime Raboisson-Michel. Magnetic microvortex for convective transport of molecules : towards a biomedical application. Theses, Université Côte d'Azur, December 2022

[2] Hinda Ezzaier. Agrégation et séparation magnétique de nanoclusters magnétiques. Theses, Université de Nice-Sophia Antipolis ; Université de Carthage-Tunisie - Bizerte, December 2017.

[3] M. Raboisson-Michel, J. Queiros Campos, S. Schaub, A. Zubarev, G. Verger-Dubois, and P. Kuzhir. Kinetics of field-induced phase separation of a magnetic colloid under rotating magnetic fields. The Journal of Chemical Physics, 153(15), 10 2020. 154902