

Micronageurs magnétiques innovants en vue des applications en nano-médecine

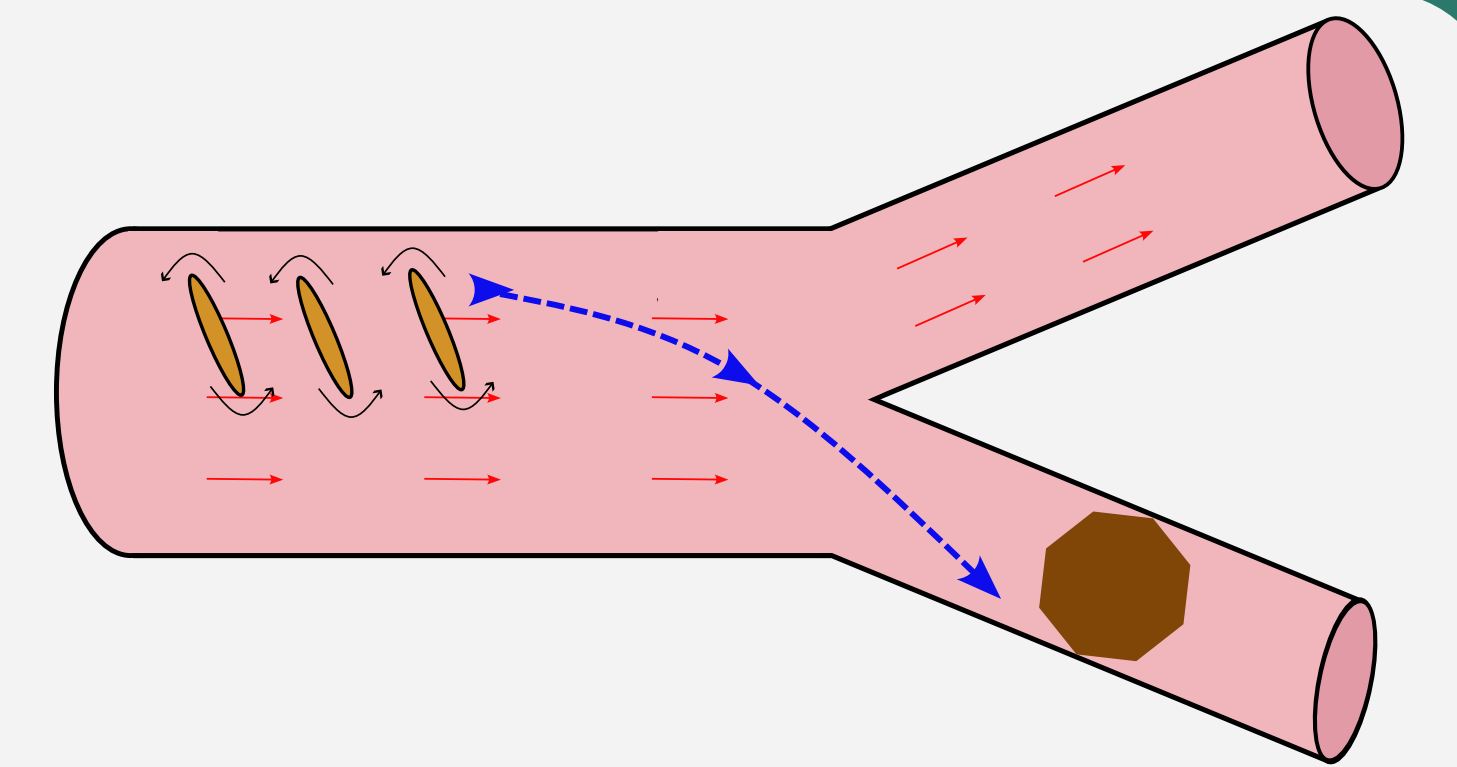
Antoine Pellegrin¹

Encadré par : Jordy Queiros Campos¹ ; Pavel Kuzhir¹

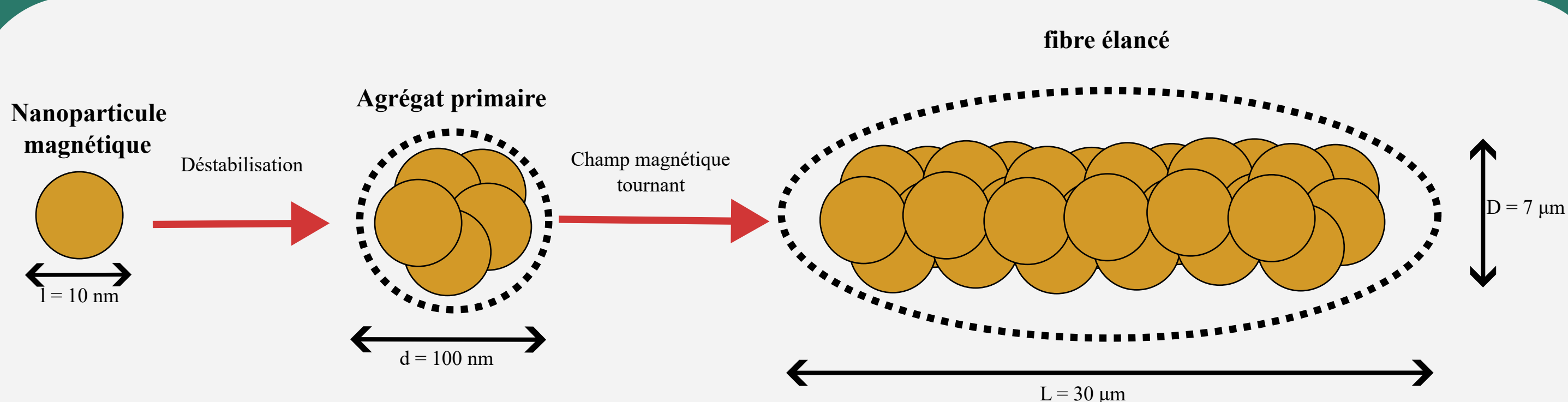
¹ Université Côte d'Azur, INPHYNI

Résumé

L'accident vasculaire cérébral est l'une des principales causes de handicap chez l'homme, il est causé par la formation d'un caillot sanguin dans une veine ou une artère au niveau du cerveau. Le caillot bloque le flux sanguin en amont, ce qui allonge le temps d'action du médicament. Afin d'améliorer le transport de médicament jusqu'à la zone touchée et d'accélérer le temps de dissolution du caillot, l'utilisation de nanoparticules magnétiques est une solution. En effet, lors de l'application d'un champ magnétique, les nanoparticules s'agrègent pour former des fibres élançées, l'utilisation d'un champ magnétique engendrant la rotation et d'un gradient de champ permettent de déplacer les fibres dans une direction donnée. Le but est d'étudier le déplacement des fibres élançées dans un canal embranché. Nous montrons ici que la distance entre l'embranchement et les fibres ainsi que la distance entre les fibres et la paroi ont une grande importance sur les conditions de passage d'une fibre. Puis nous mettons en évidence que la vitesse des fibres ne dépend pas de la fréquence imposée.



Formation des fibres élançées



Les nanoparticules d'oxyde de fer $\gamma-Fe_2O_3$ sont destabilisées grâce à l'ajout de NaCl dont les ions Na^+ vont diminuer les charges de surface des nanoparticules et permettre l'agrégation des nanoparticules en agrégats primaires d'une taille de 100 nm. [1]

L'application d'un champ magnétique engendrant la rotation permet la formation de fibres élançées grâce à trois mécanismes :

- la diffusion ;
- la magnétophorèse ;
- la convection ;

les fibres élançées sont de forme ellipsoïdale de longueur $L = 30 \mu m$ et de largeur $D = 7 \mu m$. [2]

Dispositif expérimental

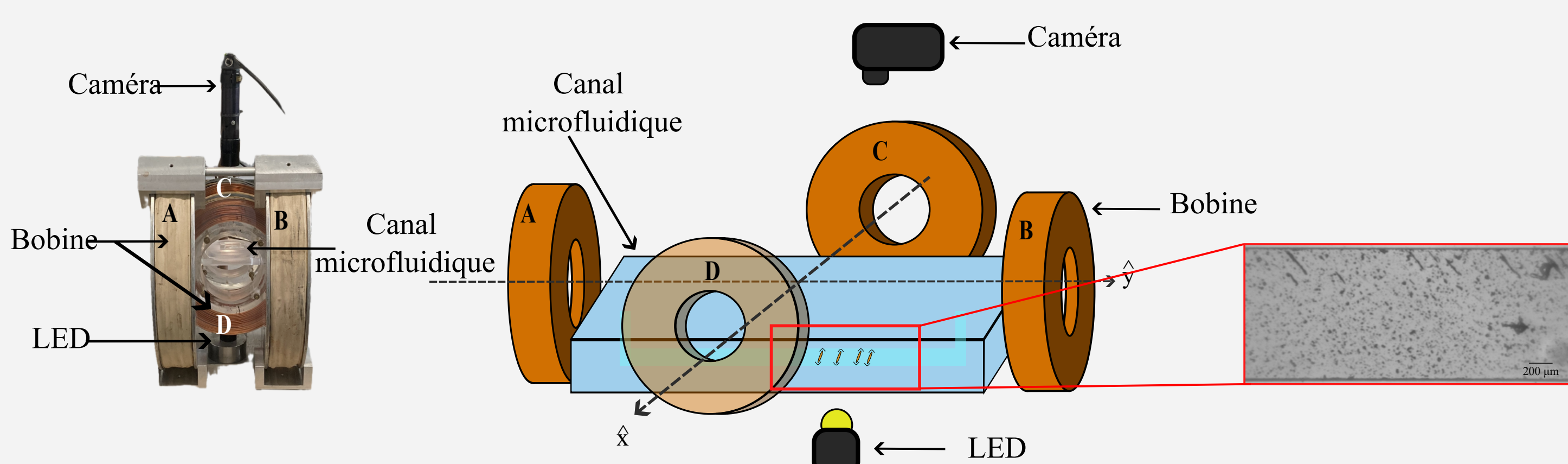
- Les bobines génèrent un champ magnétique $H = 8 \text{ mT}$ et sont alimentées par les courants suivants :

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

- Le canal microfluidique en PDMS a une largeur $l = 500 \mu m$, et une épaisseur $e = 300 \mu m$.

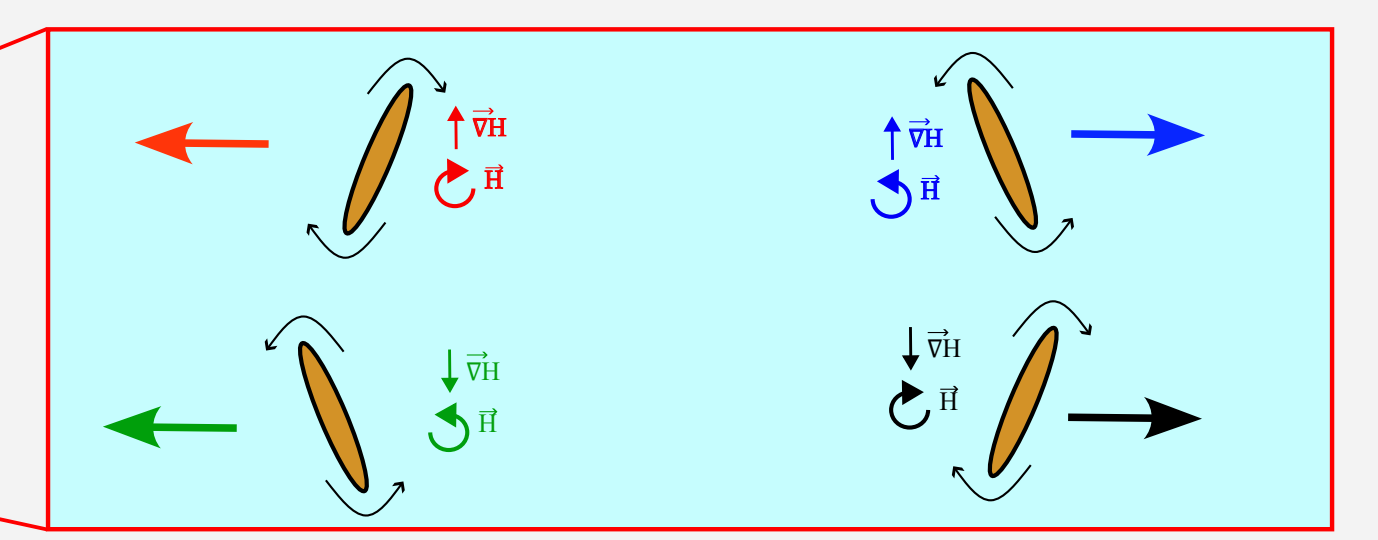
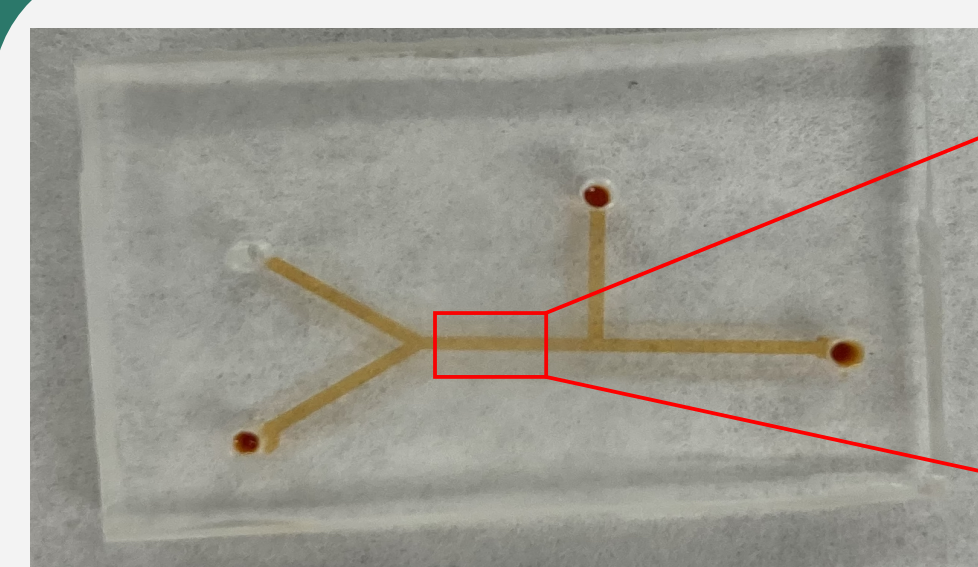
Déphasage des bobines :

Les deux paires de bobine sont déphasées de $\pi/2$ afin de générer la rotation des fibres élançées, pour inverser le sens de rotation des fibres élançées, il faut ajouter un déphasage de π entre les bobines. Cependant un courant de Foucault modifie le déphasage entre la bobine.



Un gradient de champ magnétique permet de plaquer les fibres contre la paroi souhaitée, mais la vitesse générée par le déplacement n'est pas linéaire avec la fréquence, il y a une compétition entre la taille des fibres et la fréquence qui leur est imposée, une grande fibre roule plus facilement contre la paroi alors qu'une grande fréquence va engendrer une cassure aux extrémités des fibres ce qui va les ralentir. [3]

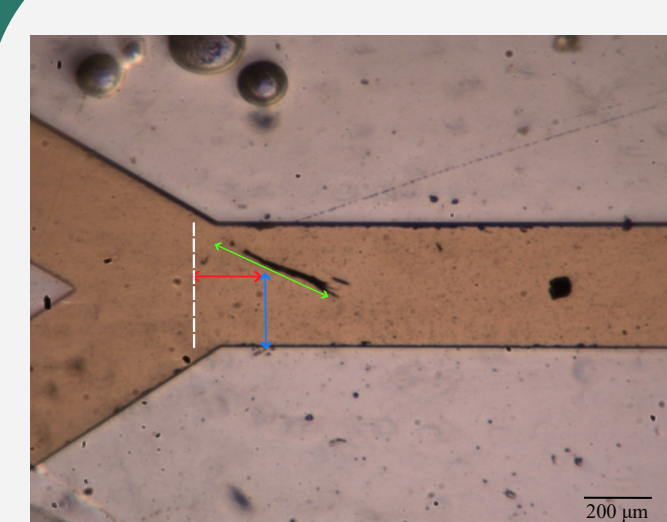
Déplacement des fibres élançées



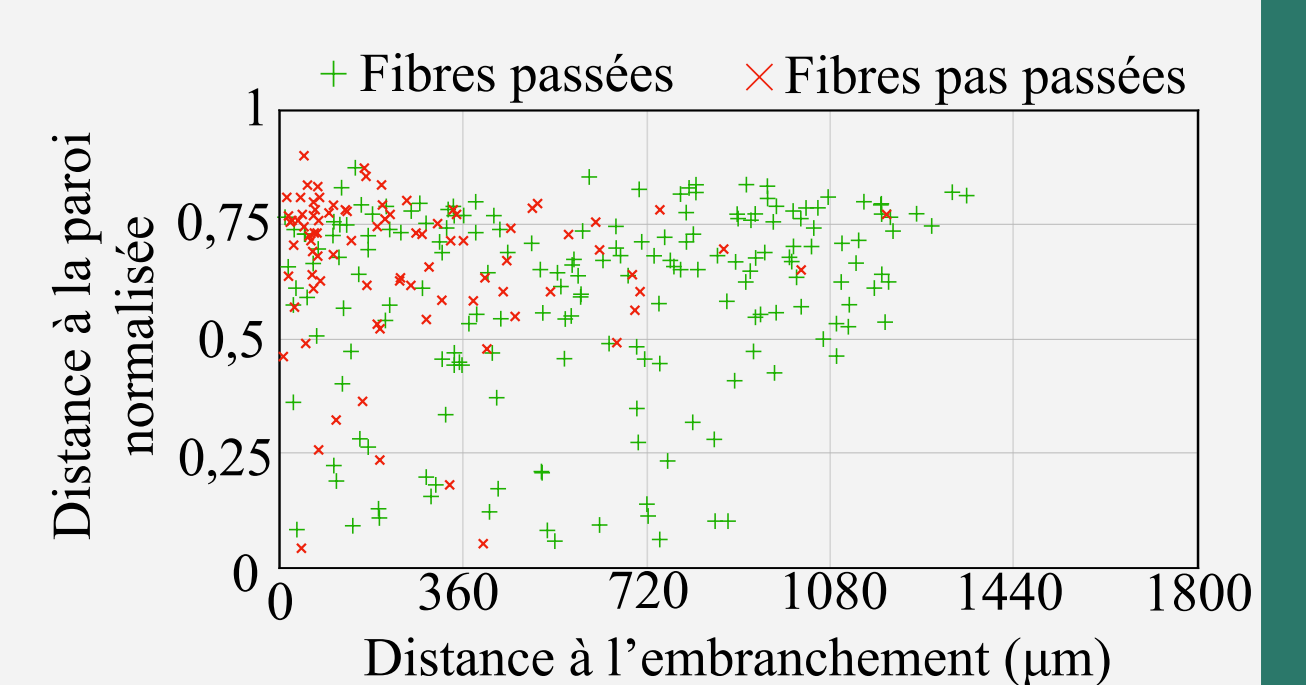
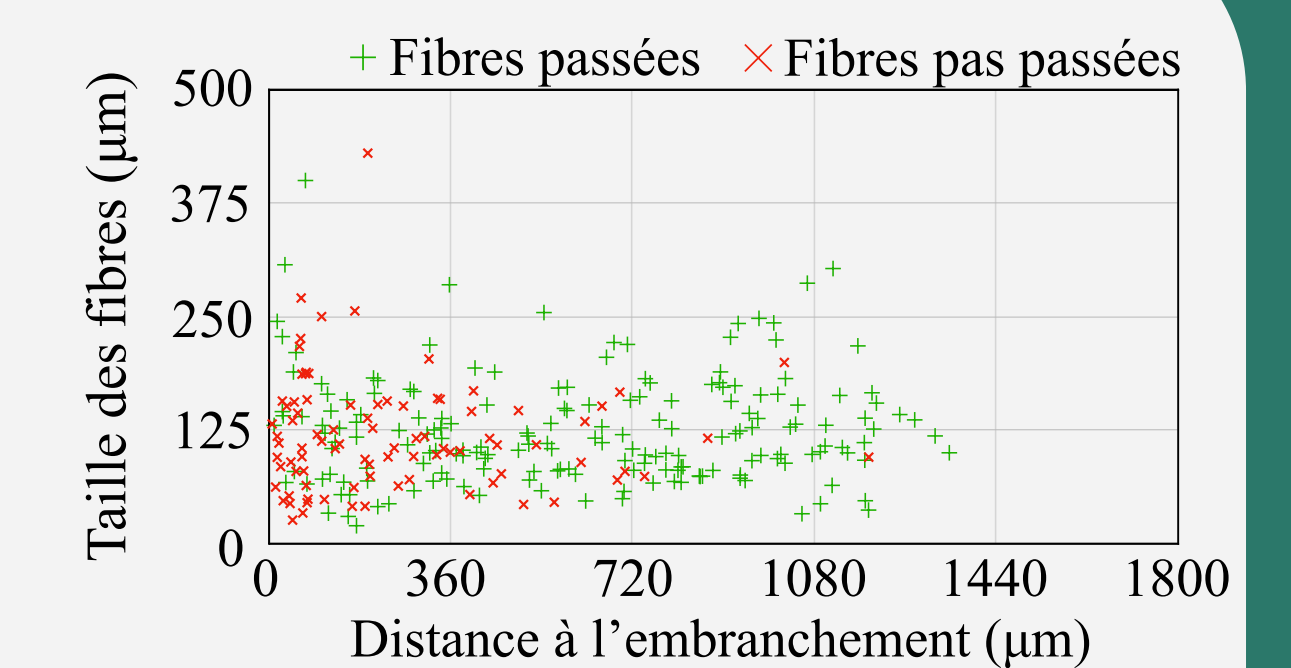
- Déphasage de $(\phi_{CD} - \phi_{AB}) + \frac{\pi}{2}$: rotation dans le sens anti-trigonométrique.

- Déphasage de $(\phi_{CD} - \phi_{AB}) + \frac{3\pi}{2}$: rotation dans le sens trigonométrique.

Distance minimale de passage



- Taille des fibres élançées
- Distance entre les fibres élançées et l'embranchement
- Distance entre la paroi et les fibres élançées

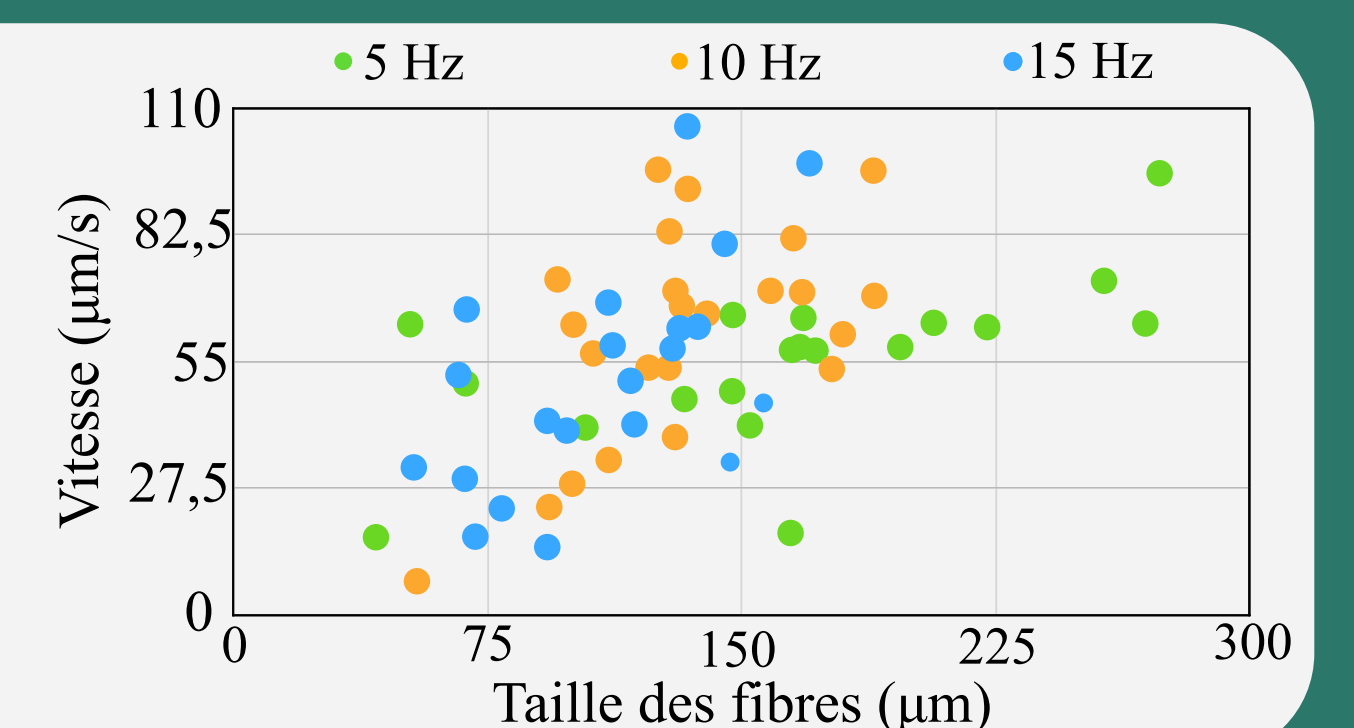


Les grandes fibres ont une probabilité plus élevée de choquer l'embranchement, de plus la présence d'un flux rémanent force les fibres élançées à avoir une trajectoire diagonale diminuant la probabilité de passage d'une fibre élançée située proche de l'embranchement et loin de la paroi.

Distance minimale de passage :
- 100 μm pour 5 Hz et 10 Hz
- 200 μm pour 15 Hz

Vitesse verticale

Les grandes fibres élançées ont une vitesse verticale plus élevée que les petites, tandis que la fréquence imposée aux fibres élançées n'influe pas sur leur vitesse verticale, avec une moyenne de 56 $\mu m/s$ pour une fréquence de 5 Hz, 61 $\mu m/s$ pour 10 Hz et 52 $\mu m/s$ pour 15 Hz.



Conclusion et perspective

Le déplacement de fibres soumis à des champs magnétiques dans un canal embranché a été étudié, ce qui a permis de déterminer les conditions de passage des fibres, cette distance augmente légèrement lorsque la fréquence imposée aux fibres élançées augmente, elle est la même quelle que soit la taille des fibres étudiées. La vitesse des fibres pour passer d'une paroi à l'autre a également été étudiée, elle est liée à la taille des fibres, mais pas à la fréquence qui leur est imposée. En perspective, les changements provoqués par différentes valeurs du champ magnétique sur le déplacement des fibres et l'impact d'une paroi comportant des microstructures pourraient être étudiés.