



**HAL**  
open science

# Transport de fluides miscibles à propriétés physiques variables en cellule Hele-Shaw. Comparaisons entre simulations numériques et mesures par LIF

Jon Mainhagu

► **To cite this version:**

Jon Mainhagu. Transport de fluides miscibles à propriétés physiques variables en cellule Hele-Shaw. Comparaisons entre simulations numériques et mesures par LIF. Autre. Institut National Polytechnique de Lorraine, 2009. Français. NNT : 2009INPL032N . tel-01748760

**HAL Id: tel-01748760**

**<https://hal.univ-lorraine.fr/tel-01748760v1>**

Submitted on 29 Mar 2018

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



## AVERTISSEMENT

Ce document est le fruit d'un long travail approuvé par le jury de soutenance et mis à disposition de l'ensemble de la communauté universitaire élargie.

Il est soumis à la propriété intellectuelle de l'auteur. Ceci implique une obligation de citation et de référencement lors de l'utilisation de ce document.

D'autre part, toute contrefaçon, plagiat, reproduction illicite encourt une poursuite pénale.

Contact : [ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr](mailto:ddoc-theses-contact@univ-lorraine.fr)

## LIENS

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 122. 4

Code de la Propriété Intellectuelle. articles L 335.2- L 335.10

[http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg\\_droi.php](http://www.cfcopies.com/V2/leg/leg_droi.php)

<http://www.culture.gouv.fr/culture/infos-pratiques/droits/protection.htm>

INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE LORRAINE  
École Nationale Supérieure de Géologie de Nancy  
Laboratoire Environnement, Géomécanique & Ouvrages

Ecole doctorale RP2E

## **THÈSE**

présentée à l'Institut National Polytechnique de Lorraine en vue de  
l'obtention du grade de

**DOCTEUR DE L'I.N.P.L.**

Spécialité : Génie Civil - Hydrosystèmes - Géotechnique

par

**Jon Mainhagu**

# **Transport de fluides miscibles à propriétés physiques variables en cellule Hele-Shaw Comparaisons entre simulations numériques et mesures par LIF.**

**Soutenance le 1<sup>er</sup> Juillet 2009**

Membres du jury :

**Président du jury :**

**Rapporteurs :**

**Examineur :**

**Directeur de thèse :**

**Co-Directeur de thèse :**

**Invité :**

**LEMOINE Fabrice**

**ACKERER Philippe**

**MOJTABI Abdelkader**

**YOUNES Anis**

**BUÈS Michel**

**OLTEAN Constantin**

**GOLFIER Fabrice**



à mon père



Je tiens à remercier mon directeur de thèse, Michel Buès ainsi que mon co-directeur, Constantin Oltéan. Je souhaite également remercier Farimah Masrouri directrice du LAEGO, qui m'a accueilli durant mes travaux de thèse.

Je remercie également Fabrice Lemoine pour avoir accepté de présider mon jury de thèse, ainsi que Messieurs Ackerer, Mojtabi et Younes pour avoir accepté la responsabilité de membre du jury.

J'aimerais également exprimer ma gratitude à Fabrice Golfier pour m'avoir soutenu et encouragé tout le long. Dana, Radu, Benoit, Estelle, Antoine, Sébastien et Audrey, que je remercie chaleureusement pour leur accueil.

Je remercie également Eric Lefevre pour sa collaboration et son soutien.

Enfin, je souhaite remercier de manière générale le groupe de doctorants (et autres) du LAEGO avec qui j'ai passé ces années et avec qui j'ai tissé des liens d'amitié.

Pour finir je remercie ma mère et ma sœur pour leurs encouragements et leur soutien durant ces longues années.





## **TABLE DES MATIERES**



<b>TABLE DES MATIERES.....</b>	<b>7</b>
<b>INTRODUCTION GENERALE .....</b>	<b>13</b>
<b>TRANSPORT EN MILIEU POREUX.....</b>	<b>19</b>
<b>1- Transport de polluant dans un milieu poreux.....</b>	<b>21</b>
<b>2- Écoulement gravitaire en milieu poreux.....</b>	<b>22</b>
2-1 Mesures expérimentales <i>in situ</i> .....	22
2-2 Mesures expérimentales en laboratoire.....	23
2-2-1 Méthodes de mesure .....	24
2-2-2 Choix du milieu poreux.....	26
<b>3- Mesure en cellule de Hele-Shaw.....</b>	<b>29</b>
3-1 Historique de la cellule.....	29
3-2 Ecoulement gravitaire en cellule de Hele-Shaw .....	30
3-3 Régime de croissance d'écoulement gravitaire .....	31
<b>4 Etude d'une injection ponctuelle de solution gravitaire en cellule de Hele-Shaw.....</b>	<b>32</b>
4-1 Approche analytique .....	32
4-2 Approche expérimentale.....	33
4-3 Comparaison expérimental-numérique.....	34
<b>5- Conclusion .....</b>	<b>35</b>
<b>DISPOSITIF EXPERIMENTAL ET TECHNIQUES DE MESURES .....</b>	<b>37</b>
<b>1. Dispositif expérimental.....</b>	<b>39</b>
1-1 Cellule de Hele-Shaw .....	39
1-2 Contrôle de l'épaisseur .....	40
1-3 Planéité des plaques en verre .....	42
<b>2. Techniques de mesures .....</b>	<b>43</b>
2-1 Principe général.....	43
2-1-1 Mise en place de la LIF .....	46
2-1-2 Un traceur possible : la Rhodamine B.....	47
2-1-3 Dégradation de l'intensité lumineuse au cours du temps.....	48
2-1-4 Stabilité spectrale de la Rhodamine B .....	49
2-2 Tests de configuration .....	50
<b>3- Mise en place du protocole de mesure de champ de concentration .....</b>	<b>51</b>
3-1 Etalonnage à base d'images brutes .....	51
3-1-1 Définition de l'étalonnage .....	51
3-1-2 Test du protocole sur un champ de concentration .....	51
3-2 Etalonnage à base d'images moyennées.....	53
3-2-1 Nombre optimal d'images moyennées.....	53
3-2-2 Test du nouvel étalonnage.....	54
<b>RESULTAT EXPERIMENTAUX .....</b>	<b>57</b>
<b>1- Introduction .....</b>	<b>59</b>
<b>2- Répétabilité et validation de la méthodologie.....</b>	<b>61</b>

2-1 Conservation de la masse .....	61
2-1-1 Analyse approfondie du protocole d'étalonnage .....	61
2-1-2 Mesure de la masse finale .....	62
2-2 Répétabilité des mesures .....	63
2-2-1 Panache sans digitation .....	64
2-2-2 Panache avec digitations .....	65
2-3 Comparaison des mesures LIF avec les mesures par absorption lumineuse .....	66
2-3-1 Comparaison des profils longitudinaux .....	66
2-3-2 Comparaison des profils transversaux .....	67
2-3-3 Comportement global des panaches .....	68
<b>3- Analyse de la géométrie de la zone de mélange.....</b>	<b>69</b>
3-1 Structure des digitations .....	69
3-2 Conservation de la largeur des digitations.....	69
3-3 Comportement des digitations et critère prédictif .....	75
<b>4- Traitement des données.....</b>	<b>76</b>
4-1 Méthode des moments spatiaux.....	76
4-2 Méthode des moments temporels .....	79
4-3 Interprétation physiques des valeurs calculées .....	80
4-4 Interprétation des résultats expérimentaux.....	81
4-4-1 Vitesse du centre de masse.....	81
4-4-2 Déplacement du centre de masse par rapport à l'écart-type .....	82
4-4-3 Comportement dispersif .....	82
4-5 Moment temporel d'ordre 2 : Dispersion ( $D_{11}$ ) .....	85
4-6 Moment spatial d'ordre 2 : Dispersion transversale.....	85
4-6-1 Dispersion transversale : panache sans digitation.....	86
4-6-2 Dispersion transversale : panache avec digitations .....	86
<b>5- Conclusion .....</b>	<b>88</b>
<b>COMPARAISON DES SIMULATIONS NUMERIQUES ET DES MESURES EXPERIMENTALE.....</b>	<b>91</b>
<b>1- Présentation du modèle numérique.....</b>	<b>93</b>
1-1 Description de FRIPE .....	94
1-2 Système d'équations .....	94
1-3 Maillage et application des conditions aux limites .....	96
1-4 Paramètres utilisés .....	97
1-5 Simulations réalisées.....	97
<b>2 - Comparaison entre simulations numériques et mesures expérimentales.....</b>	<b>98</b>
2-1 Champs de concentration obtenus pour la largeur de cellule déterminée expérimentalement ( $b=0,614$ mm).....	98
2-1-1 Configuration de la zone de mélange .....	98
2-1-2 Champ d'iso-concentration pour la configuration un doigt .....	99
2-1-3 Champs d'iso-concentration pour la configuration 2 doigts .....	99
2-2 Influence de la valeur de $b$ sur la forme du panache.....	101
2-2-1 Champs d'iso-concentration pour différentes valeurs de $b$ (configuration un doigt) .....	101
2-2-2 Champs d'iso-concentration pour différentes valeurs de $b$ (configuration deux doigts).....	102
2-2-3 Profils transversaux : partie supérieure du doigt.....	105
2-2-4 Profils transversaux : partie inférieure du doigt.....	106
<b>3- Analyse du comportement dispersif des simulations.....</b>	<b>109</b>
3-1 Introduction .....	109
3-2 Vitesse du centre de masse .....	109
3-3 Variance longitudinale et comportement macrodispersif .....	110

3-4 Dispersivité longitudinale .....	112
3-5 Dispersion transversale .....	113
3-6 Influence du tenseur de dispersion sur la forme du panache .....	113
<b>4- Conclusion .....</b>	<b>115</b>
<b>CONCLUSION GENERALE .....</b>	<b>117</b>
<b>REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....</b>	<b>123</b>
<b>LISTES DES FIGURES ET TABLEAUX .....</b>	<b>131</b>
Figures .....	133
Tableaux.....	136



## **Introduction générale**





L'étude du transport miscible en milieu poreux a fait l'objet de nombreux travaux de recherche durant ces dernières années. C'est une problématique particulièrement d'actualité dans le contexte environnemental compte tenu de l'importance croissante des scénarios de pollution. Considérons un cas typique de pollution où le polluant migre par effet gravitaire à travers la zone non-saturée depuis une source localisée à la surface. Lorsqu'il atteint l'aquifère il est dissous dans la phase aqueuse et joue le rôle d'une source de polluant au sein du milieu poreux. Dans ces conditions, il est bien évidemment d'une importance primordiale de savoir prédire l'avancée du polluant, et par conséquent, de pouvoir caractériser le comportement du panache de pollution. La modélisation de ce comportement physique est compliquée de par les hétérogénéités inhérentes à un tel problème ; soit liées aux variations des propriétés physiques (différence de densité ou de viscosité entre le polluant et l'eau) soit aux variations de perméabilité du milieu poreux ces deux aspects conduisant au développement d'instabilités.

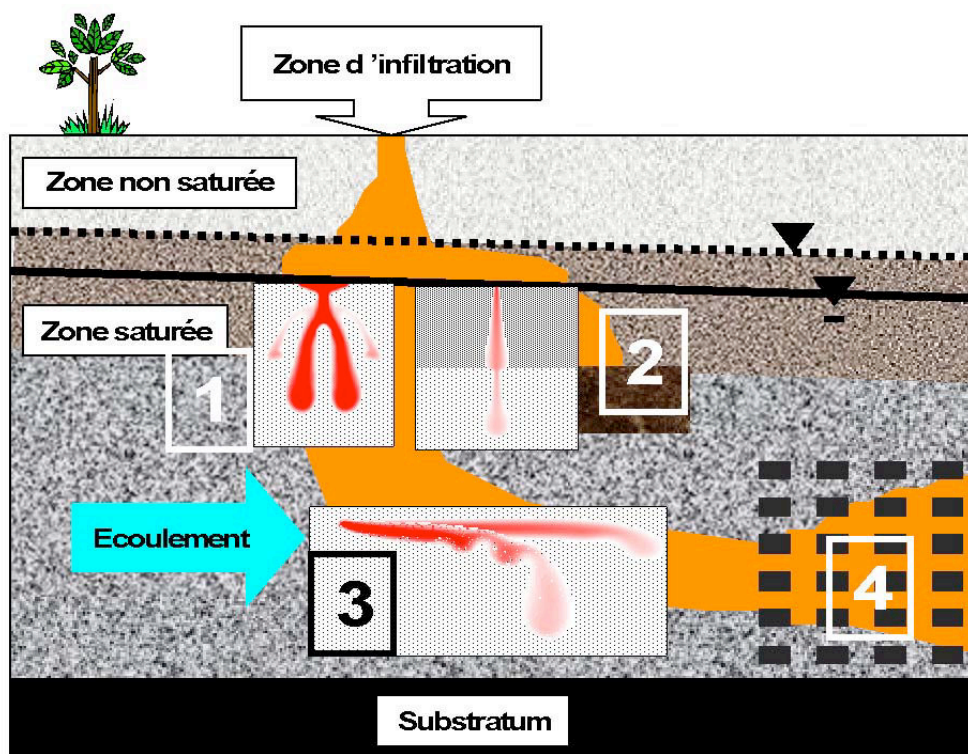


Figure 1. Les 4 configurations "type" rencontrées durant la propagation d'un polluant lourd au sein d'un aquifère. Les images en incrusté qui illustrent ces différents comportements ont été obtenus à l'aide du code FRIPE (Buès and Oltéan, 2000 ; Oltéan and Buès, 2001).

Il existe ainsi de nombreux problèmes pratiques pour lesquels la concentration de soluté et/ou la température modifie la densité et/ou la viscosité du fluide. À l'échelle du terrain, le confinement de déchets industriels dans des aquifères profonds par injection, l'intrusion d'eau salée dans les aquifères ou encore l'infiltration de polluant à partir de sites d'enfouissement de déchets sont parmi les exemples les plus cités.

Dans cette thèse, nous nous limiterons aux processus liés aux variations de masse volumique des fluides en présence. Le schéma, représenté Figure 1, illustre un tel comportement. Un polluant miscible plus lourd que l'eau pénètre au sein de l'aquifère. Quatre configurations peuvent être envisagées : (1) milieu poreux

homogène, (2) milieu hétérogène multi-couches et (3) milieu homogène (respectivement (4) hétérogène) en présence d'un écoulement régional. Les vignettes associées caractérisent la propagation du panache (obtenue à partir de simulations numériques) pour chacune de ces situations.

Cette figure met en évidence la diversité des scénarios rencontrés au sein d'un milieu naturel. Elle souligne l'importance de caractériser les mécanismes physiques mis en jeu afin de réussir à déterminer la formation et le développement des panaches de polluant. Le cas (3) par exemple, c'est-à-dire l'étalement d'un panache de polluant injecté de manière continue à partir d'une source ponctuelle au sein d'un écoulement souterrain latéral, a été analysé en détails par Zilliox et al. dès 1975 à l'aide d'un modèle expérimental 2D de laboratoire. Ils ont mis en évidence trois types de comportement en fonction de la vitesse d'écoulement : (i) entraînement stable, (ii) enfouissement et (iii) régime d'instabilité.

Un autre exemple est l'intrusion d'eau salée au sein d'un aquifère côtier dont une représentation est donnée sur la Figure 2. Plus lourde que l'eau douce, l'eau de mer "colonise" en effet une partie des nappes littorales. Ces intrusions salines sont des phénomènes naturels qui existent sur toutes les bordures côtières du monde. L'eau douce souterraine en provenance de l'intérieur des terres s'évacue lentement en mer. De l'eau salée d'origine marine pénètre également dans les nappes. Un équilibre s'établit alors entre eau douce et eau salée sous la forme d'une zone de mélange appelée à tort "biseau salée".

Le degré d'envahissement de la nappe dépend de facteurs naturels (conditions géologiques, précipitations) mais aussi de l'intensité des prélèvements par pompage. La surexploitation d'une nappe (exploitation supérieure à sa capacité de recharge) tend en effet à accroître ce processus d'intrusion en générant des variations de charge au sein de l'aquifère. En d'autres termes, plus les pompages sont importants et plus le risque de perturber durablement l'équilibre naturel entre eau douce et eau salée augmente. La salinisation peut également se propager par la surface (inondations, érosion, forages défectueux, ...). Cette situation d'intrusion d'eau salée est *difficilement réversible, même* à l'échelle de plusieurs décennies. Présente dans le sud de la France, cette problématique est encore plus critique sur le pourtour méditerranéen (Espagne, Italie, Turquie, Israël, Algérie, ...), dans les grands pays en voie de développement (Inde, Chine, Brésil, ...), et en contexte insulaire en particulier. À la Réunion, par exemple, environ 30% de l'ensemble des forages actuellement exploités présente une contamination par des eaux marines. Dans ce contexte, la compréhension de la formation et de l'évolution de telles infiltrations salines représente un enjeu majeur pour une définition des bonnes pratiques de gestion des nappes littorales et ce, afin de pérenniser durablement la qualité de la ressource en eau souterraine.

D'un point de vue gravitaire, le déplacement d'un liquide par un autre en milieu poreux est caractérisé en effet par la formation d'une zone de mélange au voisinage du front de déplacement (dispersion du fluide déplaçant dans le fluide déplacé). Lors d'un déplacement de base vertical, à vitesse constante, les mécanismes de base qui peuvent affecter le caractère 1D de cette configuration sont :

L'existence d'un gradient de masse volumique en présence d'un champ de pesanteur (Rayleigh-Benard)

L'existence d'un gradient de viscosité associé au champ de vitesse de déplacement favorisent le développement de "digitations" (Saffman-Taylor). Les mécanismes régissant l'écoulement et le transport deviennent alors fortement

couplés et la prédiction du comportement du panache ne peut être obtenue que par voie numérique.

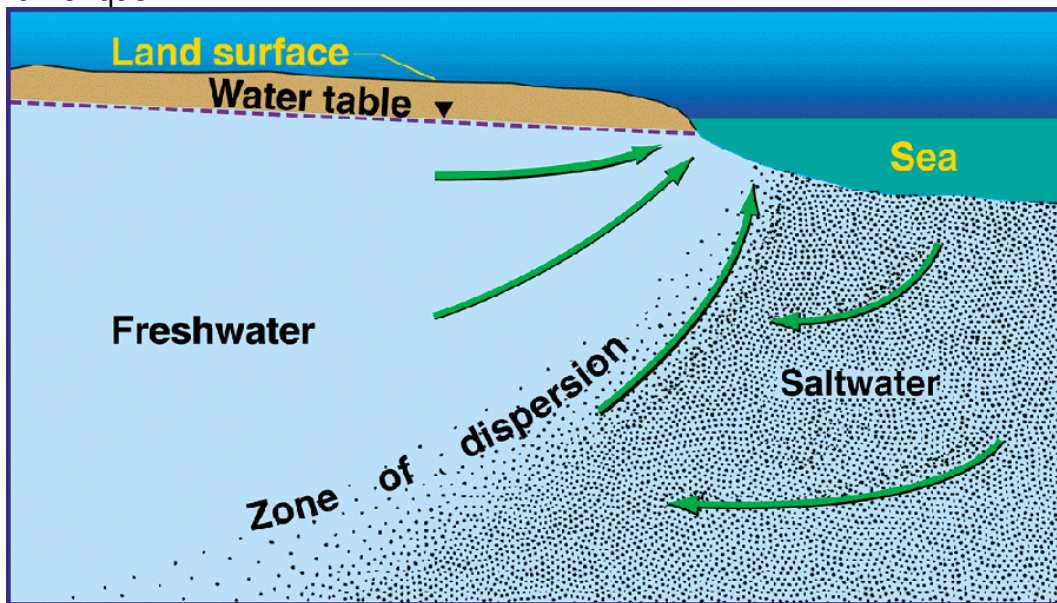


Figure 2. Pénétration d'un biseau d'eau salé au sein d'un aquifère côtier

Cette problématique a ainsi conduit au développement de nombreux codes numériques dans la littérature tels que SUTRA (Voss, 1984), NAMMU (Atkinson et al., 1984), FEFLOW (Diersch, 1998) Pruess (1991) though 2, TVDV-2D (Ackerer et al. (1999) ou encore le modèle FRIPE (Fluides Réactifs ou Inertes en Poreux hÉtrogènes), par exemple, développé au LAEGO (Buès and Oltéan, 2000 ; Oltéan and Buès, 2001).

Compte tenu de la nature fortement non linéaire des équations à résoudre, la validation de tels modèles a été effectuée sur différents cas tests de référence (essentiellement par voies numériques) ou *Benchmarks* (e.g. problème d'Elder (1967), de Henry (1964)...). Toutefois, plusieurs études récentes (Mazzia et al., 2001 ; Diersch and Kolditz, 2002 ; Simpson and Clement, 2003) ont remis en question la qualité et la pertinence de tels benchmarks. Ces interrogations sont à l'origine de cette thèse.

Afin de valider le modèle numérique et les développements théoriques réalisés au sein de l'équipe, il est apparu particulièrement pertinent de mettre en place, en laboratoire, un système expérimental de type cellule Hele-Shaw où le polluant, représenté par une solution saline, serait injecté à des concentrations et des débits volumiques différents. Ce système, analogue à un milieu poreux - analogie établie par une approche analytique via un développement asymptotique et une homogénéisation -, a été choisi afin d'utiliser des techniques de mesures non perturbatrices (appareil photo haute définition, PLIF - Planar Laser Induced Fluorescence) permettant de visualiser et de quantifier les champs des concentrations.

Dans le Chapitre 1, nous évoquerons l'état de l'art expérimental de cette problématique et mettrons en avant les atouts de notre dispositif par rapport à ceux existant. Dans le Chapitre 2, nous décrirons plus en détails le système expérimental et son fonctionnement. Le Chapitre 3 sera consacré à la présentation et l'analyse des résultats expérimentaux ce qui nous permettra de porter une réflexion sur la compréhension des mécanismes élémentaires de transport mis en jeu et d'évaluer

leurs importances relatives et leurs interactions. Dans le Chapitre 4, nous terminerons par une comparaison de nos résultats avec le modèle numérique FRIPE précédemment cité et discuterons de la pertinence de l'analogie de notre dispositif avec un milieu poreux réel. L'expression du tenseur de dispersion obtenue par homogénéisation en particulier sera analysée. Enfin, nous conclurons par les perspectives soulevées par ce travail de thèse.

**Chapitre 1**  
**TRANSPORT EN MILIEU POREUX**

## Nomenclature

b	Epaisseur de la cellule (m)
c	Concentration de la solution saline au point considéré ( $\text{g.l}^{-1}$ )
$\bar{C}_m$	Concentration massique réduite par la concentration injectée (-)
$D_{\text{eff}}$	Coefficient de dispersion effective ( $\text{m}^2.\text{s}^{-1}$ )
$D_{\text{jp}}$	Composante du tenseur de dispersion ( $\text{m}^2.\text{s}^{-1}$ )
$\bar{D}_{\text{jp}}$	Composante adimensionnelle du tenseur de dispersion (-)
$D_m$	Coefficient de diffusion moléculaire ( $\text{m}^2.\text{s}^{-1}$ )
e	Longueur caractéristique (m)
G	Rapport de la vitesse gravitaire sur la vitesse caractéristique (-)
H	Hauteur totale de la cellule (m)
k	Perméabilité du milieu équivalent ( $\text{m}^2$ )
p	pression du fluide au point considéré ( $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-2}$ )
$P_e^c$	Nombre de Péclet local (-)
$Q_v$	Débit volumique ( $\text{m}^3.\text{s}^{-1}$ )
$R_a$	Nombre de Rayleigh (-)
$R_e$	Nombre de Reynolds (-)
t	Temps (s)
$\bar{t}$	Temps réduit (-)
u	Vitesse de déplacement du fluide ( $\text{m.s}^{-1}$ )
$V_{\text{inj}}$	Vitesse d'injection de la solution ( $\text{m.s}^{-1}$ )
$\bar{V}_j$	Composante selon l'axe $ox_j$ de la vitesse réduite (-)
$x_i$	Coordonnée du point considéré selon l'axe $ox_i$
	Viscosité dynamique du fluide ( $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ )
a	Viscosité dynamique du fluide ambiant ( $\text{kg.m}^{-1}.\text{s}^{-1}$ )
$\rho$	Masse volumique du fluide ( $\text{kg.m}^{-3}$ )
$\bar{\rho}$	Masse volumique réduite (-)
$\nu$	Viscosité cinématique ( $\text{m}^2.\text{s}^{-1}$ )
$\varepsilon$	Porosité (-)

## 1- Transport de polluant dans un milieu poreux

Lorsque nous considérons le déplacement de polluant dans un aquifère deux aspects doivent être soulevés : la possibilité de prédire son déplacement et la capacité d'en déduire les zones de l'aquifère qui resteront non affectées. Pour répondre à ces deux questions, il est indispensable de maîtriser le comportement dispersif du soluté considéré.

Dans le cas d'un polluant miscible dans l'eau, les caractéristiques physiques comme la viscosité et la masse volumique, ainsi que leurs évolutions au cours du temps auront un impact majeur. L'influence de la variation locale de viscosité a été étudiée pour des fluides non-miscibles et miscibles (e.g. : Saffman et Taylor en 1958, Hornof et Baig en 1995, ...). Cependant la présence d'un gradient de masse volumique et son influence sur l'écoulement et le transport du soluté est bien moins détaillée.

Compte tenu de la nature essentiellement expérimentale de cette thèse et du grand nombre d'articles consacrés au développement de modèles numériques de transport couplé avec effet gravitaire (e.g., Henry (1964), Elder (1967), Herbert et al. (1988), Simmons et al. (1999), Ackerer et al. (1999) et Younes et al. (1999), Oltéan et Buès (2001), Mazzia et al. (2001), Oltéan et Buès (2002), Johansen et al. (2002)...), nous limiterons notre étude bibliographique à un récapitulatif des différents dispositifs expérimentaux employés. Le lecteur intéressé pourra se reporter à l'article de Diersch et Kolditz (1998) pour une comparaison des différents modèles numériques développés, ou plus récemment celui de Beinhorn et al. (2005).

De Taylor (1953) à Pfannkuch (1963), en passant par Lacey et al. (1961), Blakwell et al. (1959) ou encore Ebach et white (1958), la dispersion d'un traceur à l'échelle locale dans un milieu homogène a permis la définition des régimes de déplacement d'un fluide miscible en fonctions de groupement adimensionnels.

Les cinq régimes définis sont les suivants (Pfannkuch, 1963) :

Régime 1 : Diffusion moléculaire pure

Lorsque l'écoulement présente une vitesse faible la diffusion moléculaire est le principal moteur du phénomène de mélange.

Régime 2 : Régime de superposition

La dispersion mécanique devient un phénomène engendrant un mélange du même ordre de grandeur que la diffusion moléculaire

Régime 3 : Dispersion mécanique prépondérante

Même si la diffusion moléculaire joue encore un rôle dans la dispersion du traceur, le moteur majoritaire du mélange, pour ce régime, est la dispersion mécanique

Régime 4 : Régime de Darcy (dispersion mécanique pure)

Ce régime néglige complètement les effets diffusifs. La dispersion ne présente plus qu'une cause mécanique, devenant proportionnelle à la vitesse du fluide.

### Régime 5 : Dispersion mécanique pure avec effet inertiels

La vitesse du fluide devient trop importante pour négliger les effets inertiels, ce qui est une des conditions d'application de la loi de Darcy. Cette dernière n'est plus valable dans ce régime de dispersion et les effets turbulents peuvent jouer un rôle majeur.

Ce bilan (Pfannkuch, 1963) a été effectué en se basant sur l'étude des coefficients de dispersion longitudinaux. Durant la même période, d'autres études ont été effectuées dans des milieux à deux voire trois dimensions telles que celles de Offeringa et Van der poel (1954), Crane et al. (1963), ou encore Simpson (1962). Ces travaux comparent la dispersion longitudinale et transversale. Cette dernière est significativement plus faible et cette différence augmente lorsque la vitesse du fluide considéré est plus importante. Harleman et Rumer (1963) ont réussi à définir le rapport entre les coefficients longitudinaux et transversaux. Lorsque nous considérons une dispersion de type Darcy (régime 4) alors Blanc (1967) définit le rapport des coefficients comme étant de l'ordre de 10.

## 2- Écoulement gravitaire en milieu poreux

Les mécanismes physiques mis en jeu au sein des écoulements gravitaires ont été étudiés expérimentalement aux différentes échelles du milieu poreux (laboratoire, *in situ*) et à l'aide de différentes méthodes. Une grande attention a été portée en particulier au déclenchement des instabilités et à la formation des digitations. Nous allons évoquer ici les principales approches utilisées et mettre en avant les avantages et limites de ces dernières.

### 2-1 Mesures expérimentales *in situ*

Les mesures *in situ* sont un moyen efficace mais coûteux d'obtenir des valeurs réelles en concentration et de vitesse de propagation. Des mesures de concentration et de vitesses *in situ*, sur des écoulements naturels au sein du milieu, tel que l'a fait Pickens et al. (1981) ont été menées. Un aquifère de type sable et gravier a été utilisé par Moltz et al. (1985 et 1986). Des expériences ont également été menées en milieux naturels par Freyberg (1986). Moltyaner et Killey (1988) l'ont effectuées lors de test à "Twin Lake", de même que Jensen et al. (1993) dans un aquifère sableux au Danemark.

Prenons l'exemple de Garabedian (1991) lors de l'étude d'un aquifère de sable et gravier situé à Cape Cod (Massachusetts). Il a procédé à une injection d'une solution de Bromide dans un puits et a suivi l'évolution de la concentration sur la zone d'étude. Il a alors estimé le déplacement moyen de la solution en le comparant à un calcul prédictif, comme montré sur la Figure 3.



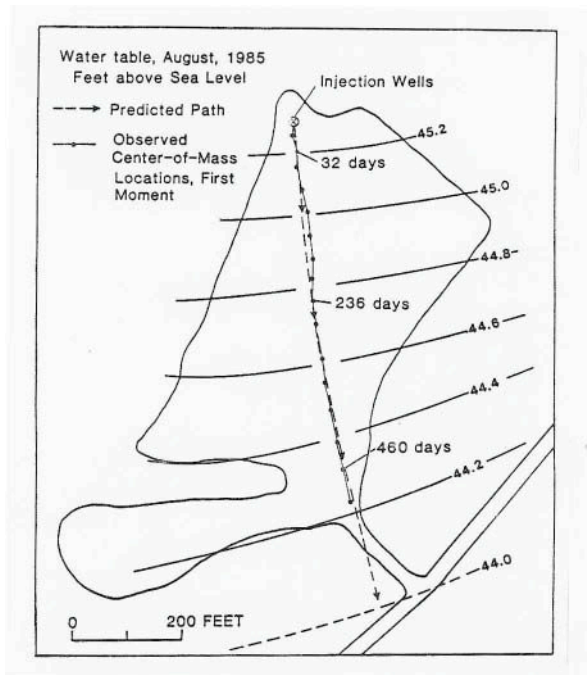


Figure 3 : Mesures expérimentales effectuées par Garabédian e al. (1991) à Cape Cod. Suivi de la position du centre de masse d'une injection de solution ponctuelle dans un puit.

Ces mesures lui ont également permis de déterminer des valeurs expérimentales de dispersion longitudinale en utilisant la méthode des moments spatiaux.

Ce type de mesure *in situ* permet d'avoir une base de données dans un milieu réel. Cependant, les phénomènes de dispersion qui amènent le soluté à se propager dans le milieu ne sont pas étudiés. En effet, l'influence des hétérogénéités à grande échelle, non maîtrisée par Garabédian et al. (1991), est ici prédominante. L'expérimentation en laboratoire dans des conditions contrôlées (choix des conditions limites, nature et hétérogénéité du milieu) est donc un pré-requis indispensable pour une meilleure caractérisation des processus mis en jeu.

## 2-2 Mesures expérimentales en laboratoire

L'utilisation de mesures en laboratoire présente plusieurs avantages. D'une part, le milieu poreux employé (milieu réel, artificiel ou modèle analogue) peut être mieux caractérisé que lors de mesures *in situ*. D'autre part, en fonction du matériau utilisé pour recréer le milieu, des méthodes de mesure expérimentale plus fiables et plus précises (à la fois en terme d'intensité et de définition spatiale et/ou temporelle) peuvent être employées (mesure par absorption lumineuse pour un milieu poreux transparent par exemple). L'évolution des méthodes de mesure, en parallèle du choix des matériaux, a ainsi permis d'améliorer la compréhension des mécanismes gravitaires. Nous détaillerons dans cette section les principaux dispositifs employés en laboratoire pour effectuer des mesures en milieux poreux.

## 2-2-1 Méthodes de mesure

### - Mesure par conductivité électrique

L'approche la plus naturelle sera de reproduire un sol réel dans un dispositif de mesure. Archie (1942) a mis en évidence la relation entre la résistivité électrique d'un milieu et les propriétés physiques du milieu ainsi que le fluide qu'il contient. Cette relation a été mise en œuvre par Waxman et Smits (1968) afin de mesurer la salinité de la solution saturant un banc de sable silicieux.

Des mesures de conductivités électriques dans un milieu poreux constitué de billes de verres, comme l'ont effectué Buès et Zilliox (1990) a également permis de caractériser un écoulement miscible en milieux poreux.

Ce dispositif expérimental a été utilisé par Huang et al. (1995) (Figure 4). Il obtient des résultats expérimentaux précis et rapides. Le dispositif expérimental leur permet d'obtenir un écoulement dans un milieu poreux à une dimension. En négligeant la diffusion et en utilisant la loi de Darcy et l'équation de convection dispersion moyennée sur le volume, ils ont caractérisé la dispersivité.

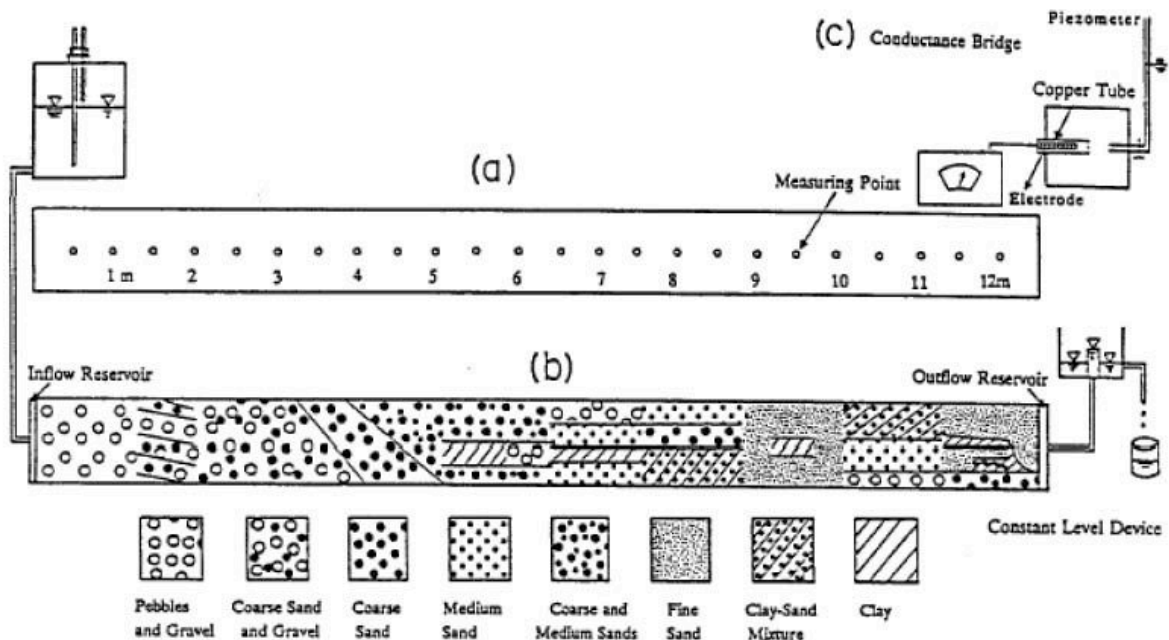


Figure 4 : Colonne de sol expérimentale mise en place par Huang et al. (1995) pour modéliser un écoulement 1D dans un milieu poreux hétérogène

Les mesures sont alors ponctuelles, effectuées par conductivité électrique au cours du temps. Les valeurs de vitesse de pore, de dispersion et de dispersivité sont alors estimées à partir de ces données.

Les mesures par conductivités électriques ont également été adaptées dans des modèles en trois dimensions par Ruch et al. (1992) ou Oltéan et al. (1994), ou plus récemment par Watson et al. (2002) ou encore Jiao et Höltz (2004).

Un tel système présente quelques inconvénients. Tout d'abord la mesure par conductivité électrique est intrusive, elle peut donc perturber l'écoulement. De plus, même en y prêtant le plus grand soin, il existera toujours des hétérogénéités locales

dans les colonnes contenant un milieu poreux supposé homogène. Ces hétérogénéités modifieront localement l'écoulement. Ceci a conduit Huang et al. (1995) à se limiter à une estimation des caractéristiques de l'écoulement, telle que la vitesse de pore moyenne et le coefficient de dispersion.

#### - Mesures par absorption lumineuse

Afin de pallier les difficultés liées aux mesures par conductivité électrique, de nouveaux protocoles ont été élaborés. Par exemple, l'écoulement peut être chargé avec un traceur coloré et un éclairage de la zone de mesure installé. L'absorption lumineuse par le traceur est proportionnelle à sa concentration, suivant la loi de Beer-Lambert. Ce principe a déjà été utilisé pour visualiser des écoulements en milieu poreux par Schincariol et Schwartz (1990).

La précision de ces mesures est fortement influencée par l'éclairage utilisé. Si l'éclairage n'est pas uniforme et constant, les mesures de concentration seront faussées. En outre, suivant le traceur et le type de milieu poreux (non transparent, par exemple) la concentration requise pour obtenir un suivi du traceur peut se relever importante. Un simple colorant alimentaire n'aura aucune influence sur la solution à faible concentration ( $10^{-6}$  à  $10^{-2}$  mol.l<sup>-1</sup>). Si une solution de concentration 10 mol.l<sup>-1</sup> ou supérieure est requise pour visualiser l'absorption lumineuse, alors le traceur modifiera la masse volumique de la solution utilisée. Ainsi, si l'utilisation d'un traceur coloré aboutit à des mesures moins intrusives sur l'écoulement, les propriétés physiques de la solution saline peuvent être modifiées par le traceur.

Le choix du traceur doit être adapté au polluant. Ainsi, à titre d'exemple, l'étude menée par Zhang et al. (2001) souligne l'importance du choix du traceur. L'utilisation de la Rhodamine comme marqueur coloré, en effet, a mis en évidence les interactions entre celle-ci et la solution saline. En présence de sel, le colorant tend à se dégrader au cours du temps (effet de « quenching »). Cette molécule n'est donc pas recommandée pour des mesures de suivi d'une solution saline par absorption lumineuse.

#### - Mesures par résonance magnétique

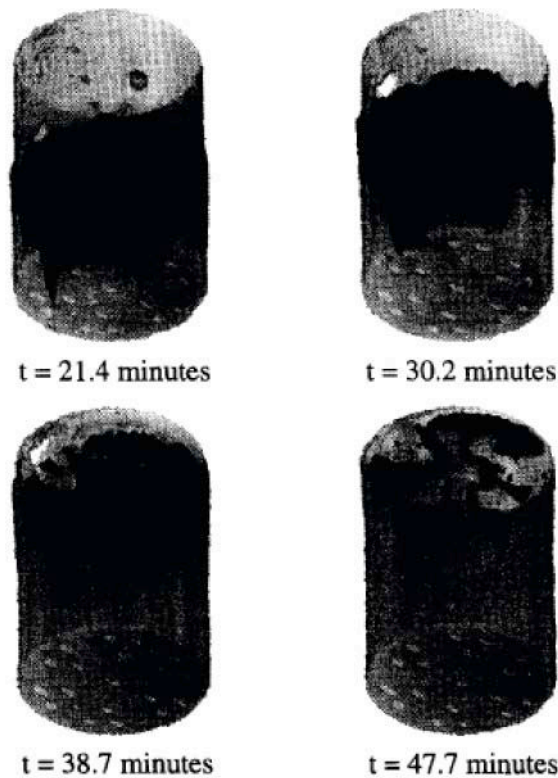
Oswald et al. (1997) ont tenté de résoudre les problèmes soulevés précédemment par les techniques de mesures basées sur l'imagerie par Résonance Magnétique (IRM) sur un milieu poreux artificiel. Cette méthode a été utilisée pour des écoulements gravitaires dans un milieu hétérogène.

Ce dispositif a permis d'aboutir (Figure 5) à la mesure de l'évolution des iso concentrations en trois dimensions au cours du temps.

Un traceur magnétique a été ajouté au fluide avec une concentration suffisamment faible ( $6 \cdot 10^{-3}$  mol/l) pour ne pas engendrer de modification des caractéristiques physiques du fluide marqué.

Les champs 3D de concentration n'ont cependant permis qu'une exploitation qualitative (évolution des digitations). De plus, la quantité de sel employé était fixe, mais la mesure de la masse de sel n'est considérée par les auteurs que comme "raisonnablement précise". Cette remarque laisse à penser que les mesures IRM ne sont pas suffisamment précises pour une étude quantitative.

Il convient d'ajouter qu'un tel système reste à la fois lourd à mettre en œuvre et extrêmement coûteux pour obtenir ces résultats.



Visualisation en trois dimensions de l'iso concentration réduite  $C=0,25$  pour quatre temps d'une solution saline dans un milieu poreux hétérogène

Figure 5 : Mesure de Oswald et al. (1997) par IRM

### 2-2-2 Choix du milieu poreux

Comme pour les dispositifs de mesures expérimentaux, différents milieux ont été utilisés pour obtenir, en laboratoire, les caractéristiques d'écoulement et/ou de transport de fluide dans un milieu poreux.

#### - Milieu poreux réel

Un support sableux a été mis en place dans un banc par Simmons et al. (2002). Ils ont utilisé un modèle physique de laboratoire constitué de sable tassé de porosité 0,36 et ont visualisé l'apparition et l'évolution des instabilités. Ce dispositif est représenté sur la Figure 6.

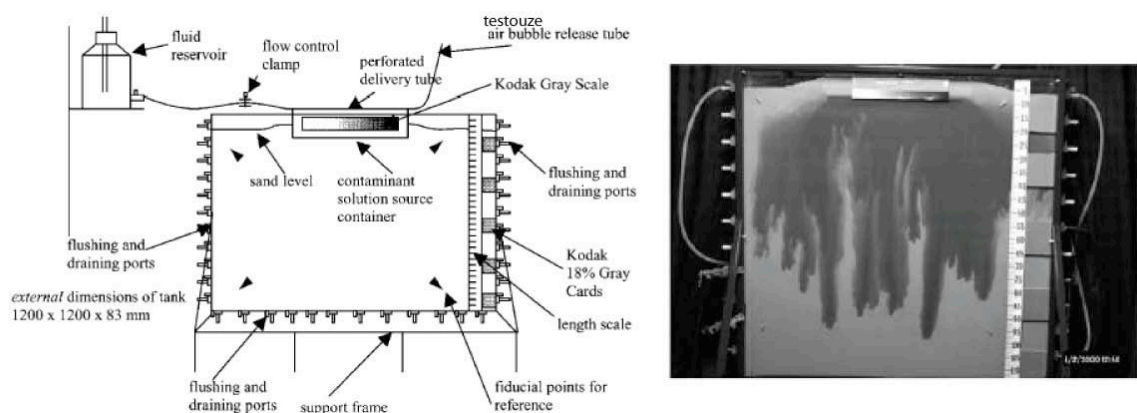


Figure 6 : Dispositif expérimental élaboré par Simmons à partir d'un milieu poreux réel (constitué de sable) représentation d'une mesure d'injection de  $\text{CaCl}_2$  à 90 min

Ainsi Simmons et al. (2002) ont réussi à étudier la croissance des digitations gravitaires ainsi que le taux d'infiltration du soluté (solution saline colorée). L'étude considérée a également exploré des écoulements dans un milieu non saturé.

Les observations réalisées ont permis de définir l'évolution du nombre de digitations au cours du temps. Ce dernier diminue pour toutes les mesures, jusqu'à tendre vers une valeur constante. La croissance des digitations aboutit donc à un développement des instabilités. L'accent est porté sur le comportement des digitations.

Des mesures quantitatives par absorption lumineuse de l'évolution des concentrations au sein du domaine ont également été réalisées.

#### - Milieu poreux artificiel

Afin de mieux contrôler les paramètres hydrodynamiques du milieu poreux considéré, un lit de billes de verre peut également être employé comme modèle. L'avantage est de pouvoir utiliser un milieu homogène et isotrope (taille identique des grains ou billes constituant le milieu) et d'obtenir un domaine partiellement ou complètement transparent ce qui facilite la visualisation des digitations ainsi que les mesures optiques.

Zhang et al. (2001) ont ainsi mis en place une méthode de mesures basée sur l'absorption lumineuse pour un milieu poreux artificiel. Son dispositif expérimental (Figure 7) est un modèle très proche de la problématique de pollution d'un aquifère en zone côtière. Il permet de simuler les variations du niveau de la mer en fonction des marées dans le milieu considéré.

Zhang et al. (2001) ont mené en parallèle des simulations numériques dans cette configuration. Ils ont ainsi comparé les iso-concentrations (Figure 8) à différents temps.

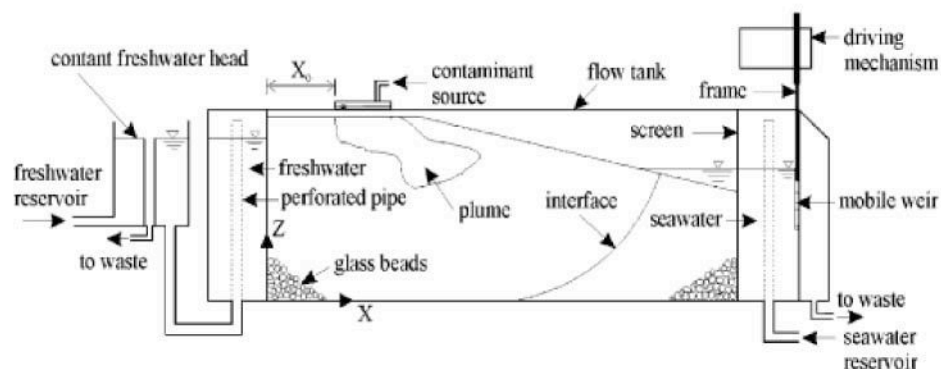


Figure 7 : Dispositif expérimental à base de billes de verre mis en place par Zhang et al. (2001)

Le système de mesures employé a conduit à des mesures du champ de concentrations précises, et ce pour un milieu mieux maîtrisé. Cet aspect est particulièrement important si l'on souhaite mener une comparaison quantitative avec les simulations numériques (choix des conditions à implémenter dans le modèle). Malgré tout, les résultats n'ont pas permis de déterminer les paramètres de dispersion du soluté.

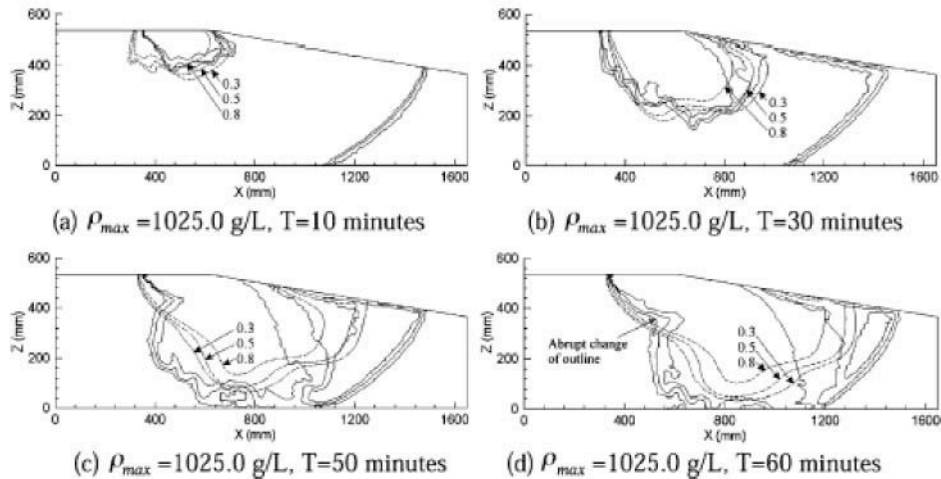


Figure 8 : Exemple de comparaison des iso concentration expérimentales et simulé par Zhang et al. (2001)

Swartz et Schwartz (1998) ont utilisé un système similaire : un milieu poreux constitué d'un lit de billes de verre sous deux couches de perméabilités différentes. En employant comme colorant de la Rhodamine WT à forte concentration (70mg/l), ils ont réussi à visualiser le champ de concentration.

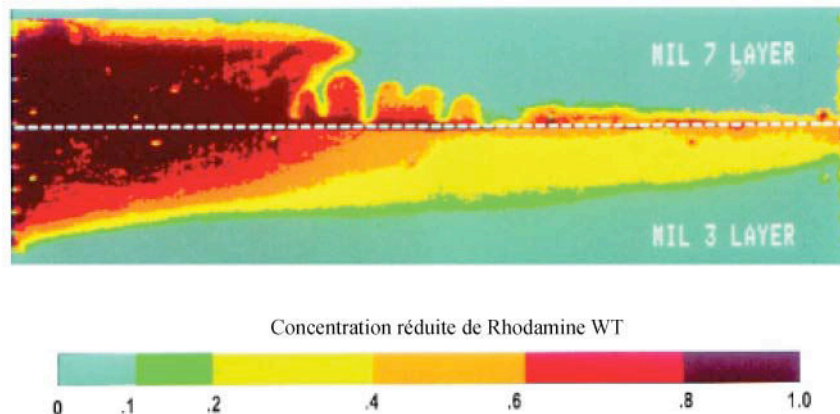


Figure 9 : Exemple de champ de concentration mesuré par Swartz et Schwartz (1998)

L'étude a mis en avant l'influence prédominante de l'effet gravitaire dans le processus de mélange dans un milieu poreux bi-couche. Durant cette étude, ils ont également calculé les longueurs d'ondes des progressions de digitations mais sans entrer dans le détail du comportement de ces dernières.

Même si l'utilisation de milieu poreux artificiel permet un meilleur contrôle de son homogénéité, la taille des grains ou leur distribution engendrera des hétérogénéités. Dans le cas de digitations gravitaires, la moindre hétérogénéité au sein du milieu peut venir perturber le système et entraîner un déclenchement prématuré de telles digitations.

En conséquence, une étude expérimentale précise des conditions d'établissement de digitations gravitaires en milieu poreux nécessite de s'affranchir si possible de la moindre perturbation. Afin de pallier cette situation, une autre approche expérimentale a été développée. Il s'agit d'une cellule de Hele-Shaw.

### 3- Mesure en cellule de Hele-Shaw

Afin de s'affranchir des problèmes évoqués ci-dessus, nous nous sommes ainsi orientés vers un milieu poreux analogue, largement utilisé depuis plusieurs décennies : la cellule de Hele-Shaw.

#### 3-1 Historique de la cellule

Hele-Shaw (1898) a étudié le comportement d'un fluide visqueux incompressible newtonien lorsqu'il se déplace entre deux plaques planes (Figure 10).

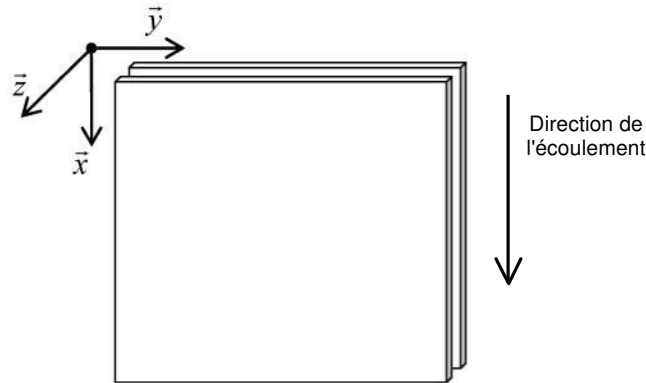


Figure 10 : Représentation d'une cellule de Hele-Shaw

Hele-Shaw (1898) a exprimé la vitesse moyenne,  $u$ , de déplacement selon  $x$  du fluide considéré en fonction de la distance entre les deux plaques, notée  $b$ . Cette vitesse est exprimée par la relation suivante :

$$u = -\frac{b^2}{12} \nabla(p + \rho g) \quad (1)$$

où  $p$  représente la pression,  $\rho$  la masse volumique du fluide et sa viscosité dynamique.

Cette relation a été utilisée pour identifier les lignes de courant dans des écoulements à deux dimensions. Saffman et Taylor (1958) ont été parmi les premiers, avec Wooding (1969), à établir une analogie entre la théorie de l'écoulement dans une cellule de Hele-Shaw pour un fluide homogène et un écoulement dans un milieu poreux homogène et isotrope. La loi de Darcy qui sert à caractériser un tel écoulement s'exprime alors en fonction de l'épaisseur de la cellule.

$$u = -\frac{k}{\rho} \nabla(p + \rho g) \text{ avec } k = \frac{b^2}{12} \quad (2)$$

où  $\rho$  est la masse volumique,  $g$  l'accélération de la pesanteur et  $k$  est la perméabilité du milieu poreux équivalent.

Cette relation est vérifiée pour un fluide à propriétés physiques constantes. Pour la généraliser à l'écoulement d'un fluide non homogène, il faut ajouter une condition : la variation des propriétés physiques du fluide doit être négligeable selon l'épaisseur de la cellule. En effet, l'expression de la vitesse telle que définie par Hele-Shaw ne reste valable que si les variations de masse volumique et de viscosité sont négligeables selon  $z$ . De ce fait, l'analogie avec un écoulement en milieu poreux à

deux dimensions reste applicable. Si cette condition n'est pas vérifiée, la vitesse du fluide ne peut plus être considérée uniforme selon la troisième composante de  $v$ .

À l'analogie d'écoulement se rajoute l'analogie en terme de transport mise analytiquement en évidence dans un tube par Taylor (1953). Aris (1956) a généralisé cette définition à un transport entre deux plaques. L'équation de convection-diffusion du transport d'un traceur peut ainsi sous certaines conditions être moyennée selon l'épaisseur ce qui conduit à une équivalence avec la relation de transport en milieu poreux

$$\varepsilon \frac{\partial c}{\partial t} + u \frac{\partial c}{\partial x} = D_{eff} \frac{\partial^2 c}{\partial x^2} \text{ avec } \varepsilon = 1 \text{ et } D_{eff} = D_m + \frac{b^2 u^2}{210 D_m} \quad (3)$$

avec  $D_m$  la diffusivité moléculaire du fluide. Comme la vitesse d'écoulement, la concentration doit être uniforme selon l'épaisseur de la cellule : les phénomènes diffusifs doivent donc être prépondérants par rapport aux phénomènes convectifs selon l'épaisseur.

Sous réserve d'avoir des surfaces parfaitement planes et parallèles, l'utilisation d'un tel modèle permet de s'affranchir complètement de l'impact des hétérogénéités locales. Compte tenu de l'analogie évoquée ci-dessus, ce dispositif est donc parfaitement adapté à une étude de stabilité des écoulements gravitaires en milieu poreux. Il faut conserver toutefois à l'esprit les limites d'une telle approche : la cellule Hele-Shaw ne peut être considérée que comme un milieu poreux extrêmement simplifié (pas d'effet de tortuosité en particulier) et ne peut par conséquent reproduire toute la complexité d'un milieu poreux réel.

Les premières expériences d'écoulement effectuées en cellule de Hele-Shaw ont porté sur une analyse qualitative les instabilités visqueuses du point de vue qualitatif. Saffman et Taylor (1958) ont privilégié l'étude de la croissance et de la stabilité des digitations.

Depuis, la cellule de Hele-Shaw a été largement utilisée pour l'étude des digitations visqueuses en milieu poreux. Par contre, peu d'expériences ont été menées lors d'un écoulement gravitaire.

### 3-2 Ecoulement gravitaire en cellule de Hele-Shaw

Parmi les premières études portant sur ce type d'écoulement, on peut mentionner celle de Wooding (1969). Dans une cellule de Hele-Shaw il a mis en place des écoulements gravitaires afin d'étudier expérimentalement le comportement et le développement d'une digitation. Son étude a été complétée par une approche analytique des instabilités.

Wooding a utilisé une cellule inclinée afin de pouvoir contrôler l'effet gravitaire. Il a étudié l'évolution d'un fluide plus dense disposé au-dessus d'un fluide moins dense (de l'eau distillée) avec une interface linéaire à l'instant initial. Deux solutions de permanganate de potassium, miscibles à l'eau, et de masses volumiques respectives de 1002 et 1005 kg.m<sup>-3</sup> ont été employées. Sur la Figure 11 est représentée une visualisation effectuée par Wooding (1969). Elle représente le déplacement des digitations pour définir le taux de croissance de ces dernières.



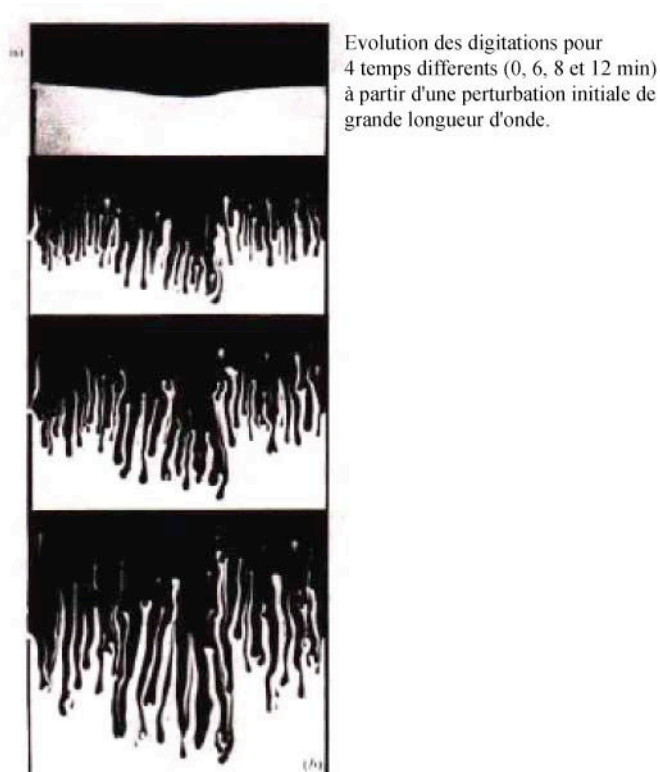


Figure 11 : Un exemple de croissance de digitations gravitaires en cellule de Hele-Shaw (Wooding 1969)

### 3-3 Régime de croissance d'écoulement gravitaire

Fernandez et al. (2002) ont étudié les écoulements gravitaires en cellule de Hele-Shaw. Afin de quantifier la dispersion longitudinale de ce type d'écoulement. Ils ont choisi, tout comme Wooding, de caractériser le régime de croissance des digitations en convection libre. Ainsi, ils ont utilisé une cellule similaire à celle de Wooding. Les nombres adimensionnels caractérisant leurs expériences sont :

$$1 < P_e < 10^5$$

$$10^{-4} < R_e < 10$$

avec les nombres de Peclet et de Reynolds, respectivement défini comme :

$$P_e = \frac{U_e}{D} \quad \text{et} \quad R_e = \frac{U_e}{\nu} \quad (4)$$

En traçant la longueur d'onde réduite par l'épaisseur de la cellule ainsi que le taux de croissance en fonction de  $Pe$ , Fernandez et al. (2002) définissent un régime à "haut  $Pe$ " (supérieur à 100) pour lequel la longueur d'onde réduite des digitations est considérée comme constante (valeur  $5 \pm 1$ ). Le régime à "faible  $Pe$ " (inférieur à 10) sera caractérisé par une longueur d'onde et un taux de croissance proportionnelle à  $Ra$ .

Dans ces deux études les instabilités sont étudiées à travers des écoulements présentant de multiples digitations et une solution de glycérol.

Deux points restant ne sont cependant pas abordés : qu'en est-il de la croissance d'une digitation unique et comment se comporte cette croissance dans un milieu poreux ?

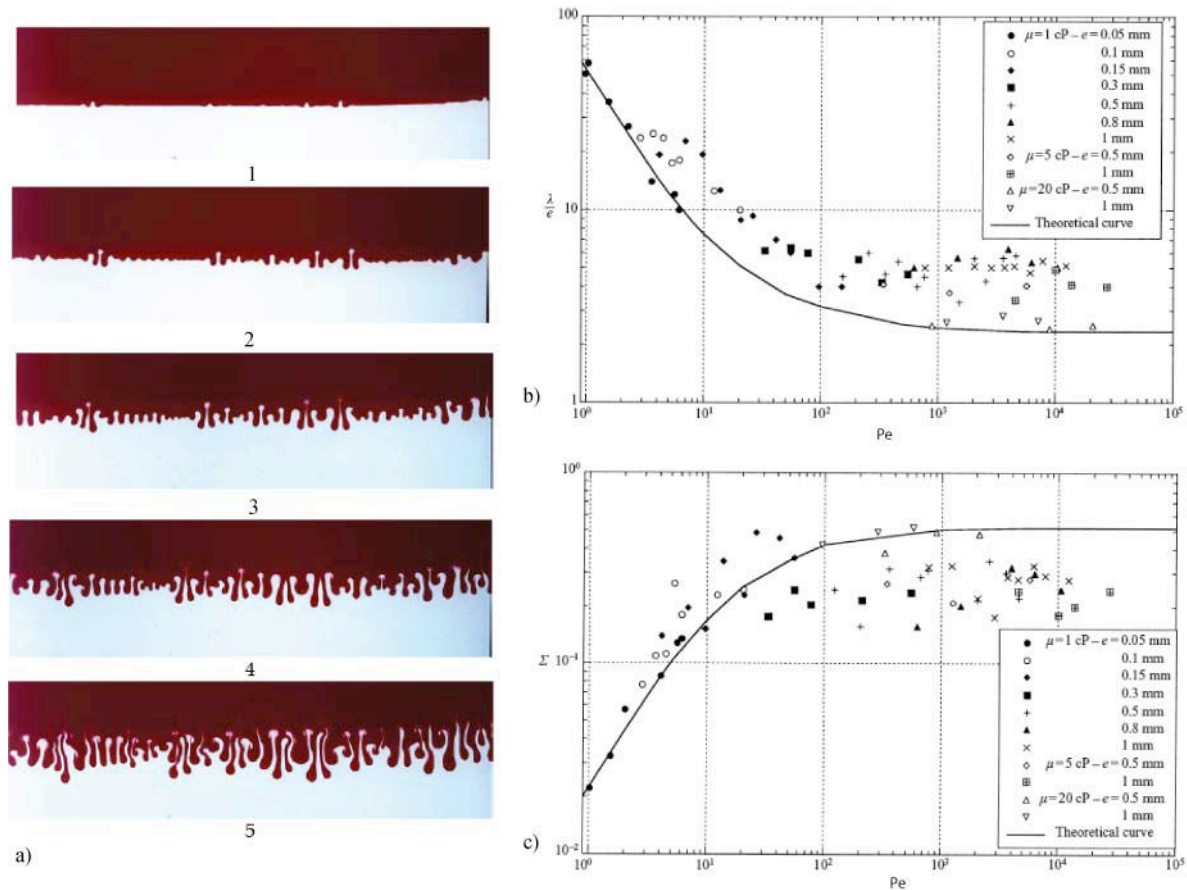


Figure 12 : a) Une expérience réalisée par Fernandez et la mise en évidence des deux régimes de croissance : b) Longueur d'onde réduite et c) taux de croissance réduit en fonction de  $Pe$

## 4 Etude d'une injection ponctuelle de solution gravitaire en cellule de Hele-Shaw

### 4-1 Approche analytique

Oltéan et Buès (2002) ont établi par une technique d'homogénéisation l'expression du tenseur de dispersion à l'échelle macroscopique. Felder et al. (2004) ont, en effet, défini l'équation macroscopique de transport au sein de la cellule, à travers un tenseur de dispersion, valable pour un régime d'écoulement à faible nombre de Péclet (de l'ordre de  $b/H$ ,  $H$  étant la hauteur de la cellule de Hele-Shaw).

$$\frac{\partial(\bar{\rho}\bar{C}_m)}{\partial t} + \frac{\partial(\bar{\rho}\bar{V}_j\bar{C}_m)}{\partial \bar{x}_j} = \frac{\partial}{\partial \bar{x}_j} \left( \bar{\rho}\bar{D}_{jp} \frac{\partial(\bar{C}_m)}{\partial \bar{x}_p} \right) \quad (5)$$

$$\bar{D}_{jp} = \frac{\langle \bar{D}_m \rangle}{Pe^c} \delta_{jp} + \varepsilon^2 \frac{Pe^c}{210 \langle \bar{D}_m \rangle} \left( 1 + \frac{\partial \langle \bar{\rho} \rangle}{\partial \langle \bar{C}_m \rangle} \frac{\langle \bar{C}_m \rangle}{\langle \bar{\rho} \rangle} \right) \langle \bar{V}_j \rangle \langle \bar{V}_p \rangle$$

Le nombre de Péclet étant défini comme suit

$$P_e^c = \frac{VH}{D_m}$$

$C_m$  est la concentration massique locale.  $\varepsilon$  est un paramètre de forme égale à  $b/H$ . Les grandeurs entre crochet sont les valeurs adimensionnées moyennées selon l'épaisseur de la cellule  $b$ .

Ce tenseur est une généralisation de la dispersion de Taylor et Aris, incluant l'influence des variations de masse volumique et de concentration sur les effets dispersifs. En partant de l'expression ci-dessus on retrouve bien évidemment la relation définie en 1956 par Aris, si on suppose cette influence nulle.

## 4-2 Approche expérimentale

Des expériences ont été menées en parallèle par Felder (2003) avec une injection ponctuelle de solution saline de faible concentration. Felder a utilisé une technique de mesure basée sur l'absorption lumineuse. Comme nous le voyons (Figure 13), la cellule de Hele-Shaw, préalablement remplie d'eau pure, est disposée verticalement tandis qu'une solution saline est injectée de manière continue à partir d'une aiguille afin de reproduire le scénario d'une pollution localisée au sein d'un milieu homogène. L'évolution des champs de concentration a pu être visualisée.

Il observe ainsi deux régimes distincts de propagation. Un nombre adimensionnel, nommé  $G$ , a été défini afin de tenter de prédire l'apparition de deux doigts. Ce nombre est le rapport des forces gravitaire et visqueuses et prend la forme suivante :

$$G = \frac{\Delta\rho b^2 g}{\mu \cdot V_{inj}} \quad \text{avec} \quad V_{inj} = \frac{Q_v}{\pi \frac{b^2}{4}} \quad (6)$$

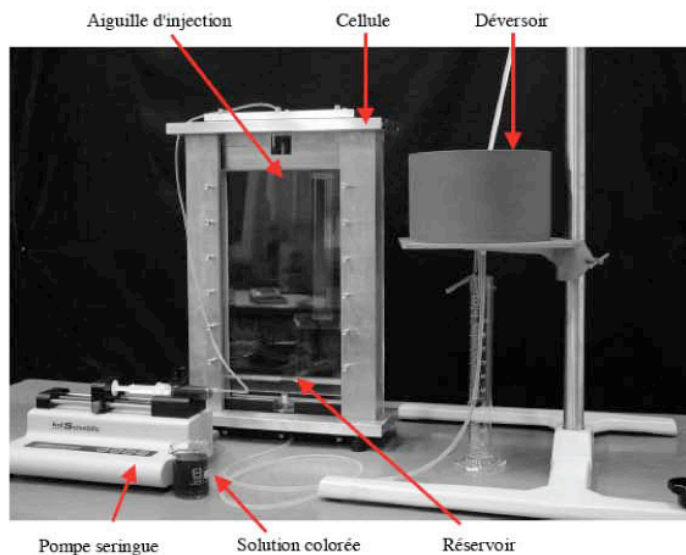
Oltéan et al.(2008) ont ainsi déterminé que, pour une épaisseur de cellule de 0,5 mm, on observe deux régimes de propagation :

- une valeur de  $G$  supérieure à 1,2 indiquait une injection sous la forme d'un simple doigt. Le panache de soluté est principalement entraîné par les forces gravitaires et une seule digitation est observée (voir Figure 13b)

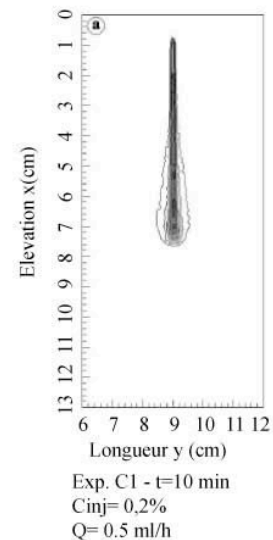
- une valeur de  $G$  inférieure à 0,7 indiquait une séparation en deux doigts. Les forces cinétiques viennent ici contrebalancer les forces gravitaires. Le panache, initialement sous forme d'une seule digitation, se déstabilise peu à peu jusqu'à l'apparition de deux digitations distinctes.

- Pour une valeur de  $G$  comprise entre 0,7 et 1,2, l'injection considérée se trouve dans un domaine de transition entre ces deux configurations.

Ces mesures expérimentales ont servi de base de comparaison préliminaire pour le code numérique d'écoulement et de transport de fluides miscibles en milieu saturé, appelé FRIPE (Fluids Reactive/Inert in Porous hEterogeneous), en prenant en compte la nouvelle expression du tenseur de dispersion.



a) Photographie du dispositif utilisé par Felder



b) exemple de champ de concentration d'une digitation

Figure 13 : Dispositif expérimental et exemple de mesure d'une digitation gravitaire par Felder (2003)

### 4-3 Comparaison expérimental-numérique

Les comparaisons mises en place par Oltéan et al. (2008) ont porté sur l'extension de la zone de mélange, i.e. sur le faciès des digitations et sur les profils de concentration longitudinaux et transversaux. Un exemple d'une telle comparaison est illustré sur la Figure 14.

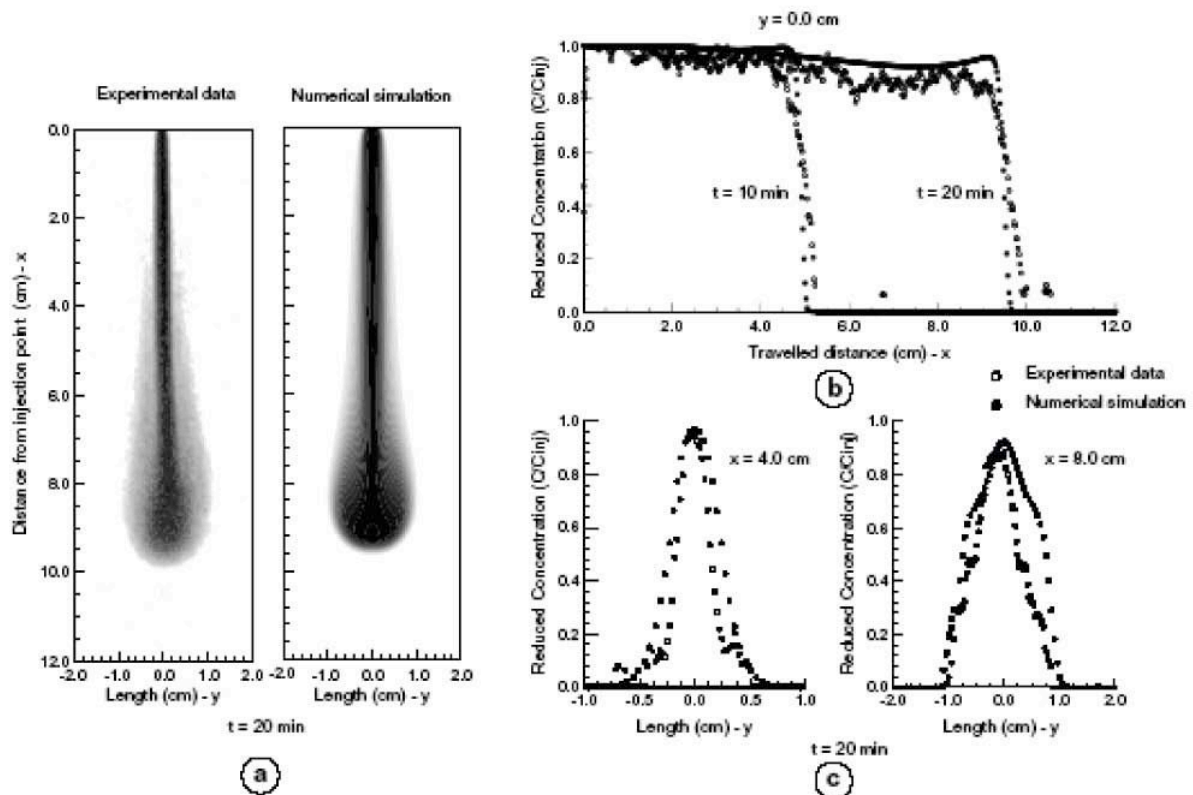


Figure 14 : Comparaison entre une simulation numérique et une digitation expérimentale ( $Q=1\text{ml.h}^{-1}$ ,  $C_{inj}=1\text{g.l}^{-1}$ )

L'analyse des résultats expérimentaux n'a cependant pas permis d'établir une estimation de la dispersion effective dans une cellule de Hele-Shaw. De même, une forte incertitude subsiste au niveau du bilan de masse du fait de la faible précision de mesure du dispositif d'absorption lumineuse. En effet, les mesures de la masse de soluté injecté présentent des pertes pouvant aller jusqu'à 30%, voire plus. Dans ces conditions, une évaluation précise du domaine de validité liée à l'utilisation du tenseur de dispersion homogénéisée de Oltéan et al. (2004) n'a donc pas pu être menée.

## 5- Conclusion

Il existe donc différentes méthodologies pour mettre en place des mesures d'écoulement gravitaire en milieu poreux.

Les mesures *in situ* sont, bien entendu, les plus proches de la réalité. Cependant, elles sont difficiles à mettre en œuvre et permettent une étude de l'aquifère considéré et non du phénomène physique de la propagation du polluant.

Pour pouvoir considérer l'écoulement, il est donc souhaitable d'effectuer des mesures en laboratoire. Ces dernières nécessitent à la fois un milieu adéquat permettant un protocole de mesure non-intrusif. Des milieux classiquement employés en laboratoire (milieu poreux réel, bille de verres, ...) la cellule de Hele-Shaw présente le meilleur compromis : elle présente un milieu à deux dimensions dans lequel un écoulement y est analogue à celui dans un milieu poreux.

Des dispositifs de mesures employés jusqu'à ce jour, la conductivité électrique est complexe à mettre en œuvre et intrusive, les mesures par absorption lumineuse permettent d'obtenir la visualisation de champs de concentrations, mais ces derniers ne sont pas assez précis pour une exploitation quantitative poussée. Le choix du dispositif de mesure peut donc se porter sur les mesures par Résonance magnétique ou par fluorescence laser. Les mesures IRM sont prometteuses mais très lourdes et très coûteuses à mettre en place. Afin de mettre en œuvre des mesures précises, non-intrusives et souples d'utilisation, notre choix s'est porté sur la Laser Induced Fluorescence, un dispositif de mesures expérimentales qui réunit toutes ces qualités et que nous décrirons plus loin.

L'objectif de ce travail de thèse est de mettre en place une analyse exhaustive du comportement d'un polluant à propriétés physiques variables lors d'une injection ponctuelle. Il convient donc de mettre en place un protocole de mesure plus fiable. Les résultats ainsi obtenus devront être traités en considérant le champ de mesure afin de caractériser précisément la dispersion longitudinale et transversale du milieu. Ces traitements permettront alors une comparaison bien plus poussée avec les résultats obtenus par le code numérique FRIPE.



**Chapitre 2**  
**DISPOSITIF EXPERIMENTAL ET TECHNIQUES DE**  
**MESURES**

## Nomenclature

$A_w(x,z)$	Fonction définissant l'absorption lumineuse
$b$	Épaisseur de la cellule (m)
$C_t(x,z)$	Concentration ( $g.l^{-1}$ )
$C^p_{nominale}$	Concentration associée à une image de l'étalonnage ( $gr.l^{-1}$ )
$c$	Concentration de la solution saline au point considéré ( $g.l^{-1}$ )
$C_{max}$	Concentration générant l'intensité lumineuse maximale ( $g.l^{-1}$ )
$d_{total}(x,z,t)$	Fonction définissant l'intensité lumineuse du faisceau laser
$d_{cavité1}(x,z,t)$	Fonction définissant l'intensité lumineuse d'une cavité du laser
$f_{cal}^{(m,n)}(c)$	Fonction d'étalonnage
$G(m(x),n(z))$	Fonction de transfert entre luminosité et concentration
$I_r$	Intensité lumineuse soumise (-)
$L$	Largeur de la cellule de Hele-Shaw (m)
$l$	Hauteur de la cellule de Hele-shaw (m)
$t$	Temps (s)
$V_{tot}$	Volume total considéré de la cellule ( $m^3$ )
$x_i$	Distance selon l'axe $ox_i$ (m)
$z$	Distance selon l'axe $oz$ (m)



## 1. Dispositif expérimental

Afin d'étudier l'évolution spatio-temporelle d'un panache issu d'une injection ponctuelle d'une solution saline dans un milieu poreux, un modèle physique de laboratoire à été mis au point. Notre choix s'est porté sur une cellule de Hele-Shaw, modèle analogue à un milieu poreux, qui permettra des mesures quantitatives non-intrusives du champ des concentrations. Cette cellule fait partie d'un dispositif présenté sur la Figure 15.

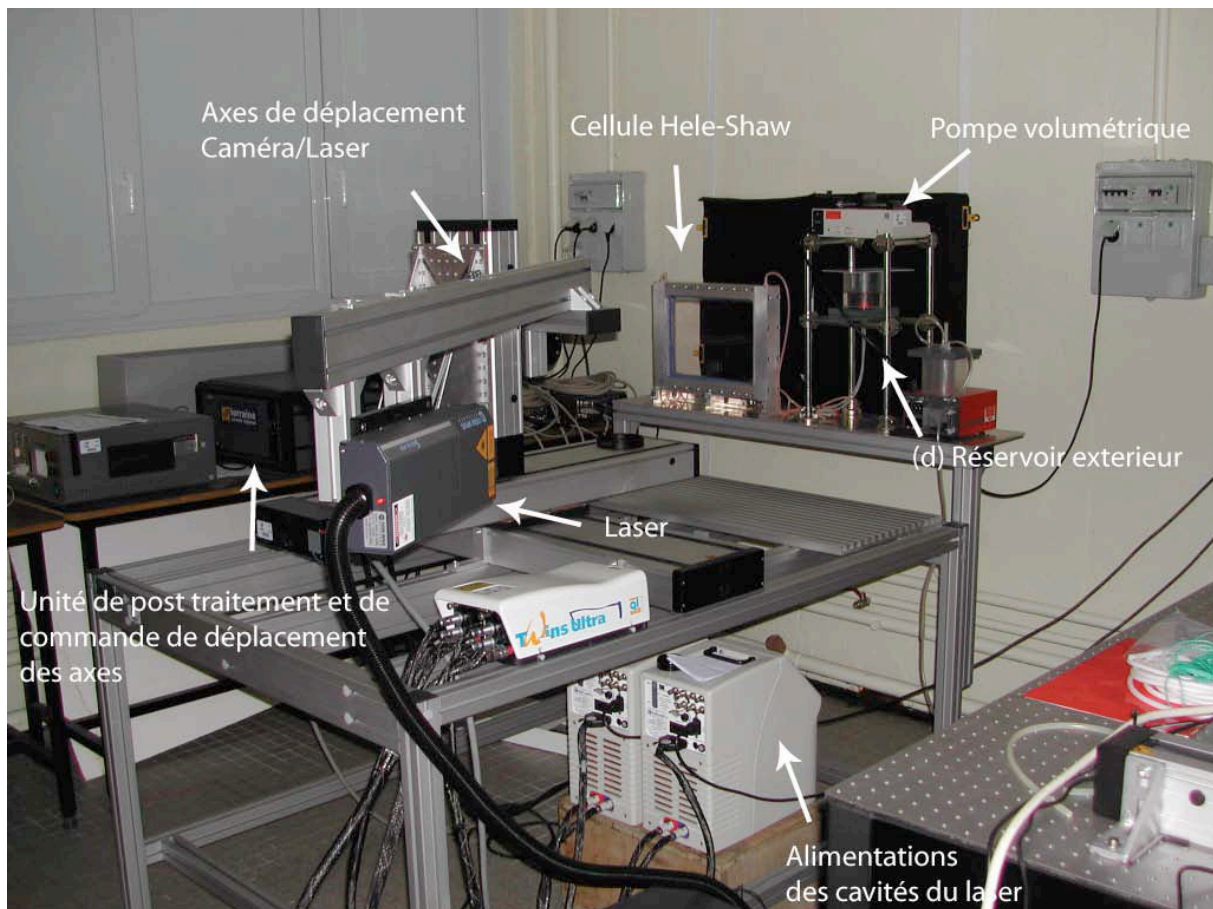


Figure 15 : Banc de mesure

### 1-1 Cellule de Hele-Shaw

La cellule de Hele-Shaw (Figure 16) est constituée de deux plaques en verre optique (a) disposées sur un cadre rigide en aluminium (b). Les réservoirs latéraux (c) qui ferment la cellule sont reliés à un réservoir extérieur (d) qui permet de maintenir une charge constante lors d'une expérience. Le guide d'injection (e) sert à positionner l'aiguille d'injection (f). La visserie de serrage et de positionnement (g) solidarise les deux parties du cadre.

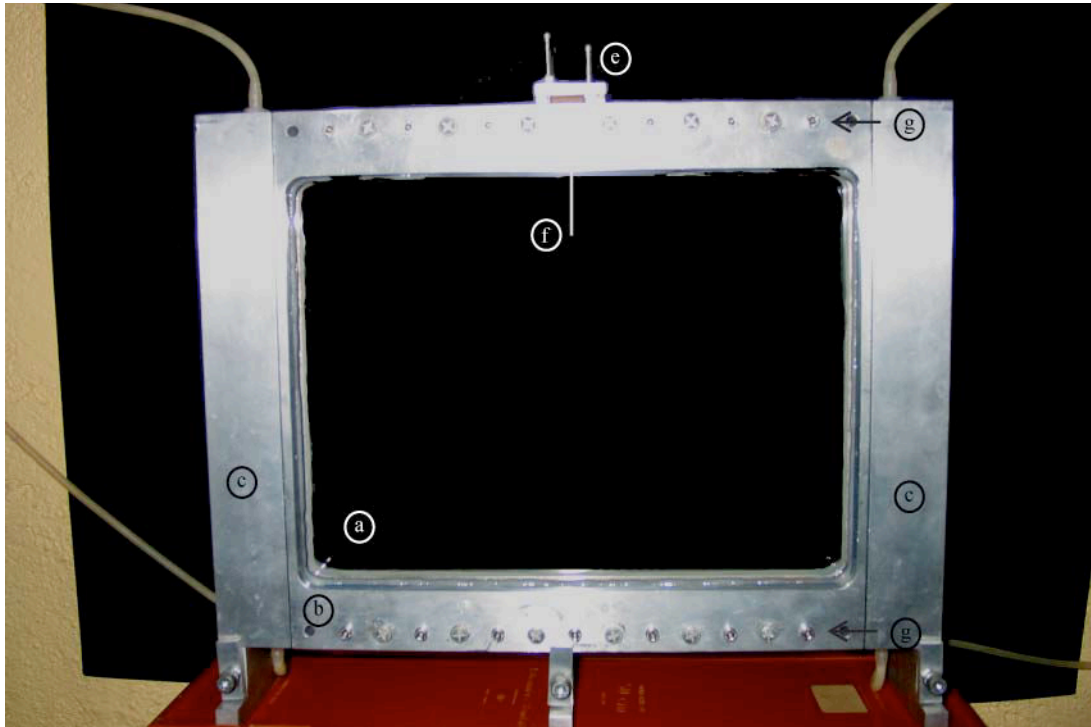


Figure 16 : Cellule de Hele-Shaw

Afin de minimiser les interventions directes sur les plaques de verre, elles ont été collées directement sur le cadre en aluminium. De cette façon, toutes les contraintes de fixation sont exercées sur le cadre et non sur les plaques.

L'étanchéité de la cellule est réalisée de deux manières différentes. Les surfaces latérales sont scellées aux réservoirs latéraux à l'aide de silicone. Les surfaces supérieure et inférieure de la cellule sont maintenues étanches à l'aide d'un joint caoutchouc creux, rigidifié par une tige en métal (

Figure 17).

Les vis de positionnement, serrées dans le cadre avant, sont en appui simple sur la partie arrière du cadre. Les vis de serrage (CHC) se fixent dans un filetage sur le cadre arrière et leur tête se trouve en appui à la sortie des trous lisses dans le cadre avant. Les vis de position sont mises sous contrainte (une force est appliquée sur ces vis) par les vis de serrage. L'épaisseur effective de la cellule est déterminée par les vis de positionnement. Afin de mettre en place ces vis, nous utilisons une cale d'épaisseur identique à l'ouverture de la cellule. Cette cale permet également de régler la planéité de la cellule. Ainsi, un premier réglage est pratiqué pendant le serrage de la cellule. Il pourra être amélioré lors de la mesure effective de l'épaisseur moyenne de la cellule (§ 1-1-1).

## 1-2 Contrôle de l'épaisseur

Une fois la cellule montée et l'étanchéité assurée, nous pouvons déterminer l'épaisseur moyenne de la cellule à travers le volume total du fluide enfermé entre deux repères (

Figure 18), *i.e.*,

$$V_{\text{tot}} = b \times L \times l \quad \text{avec} \quad \begin{cases} L = 240 \text{ mm} \\ l = 220 \text{ mm} \end{cases} \quad (7)$$

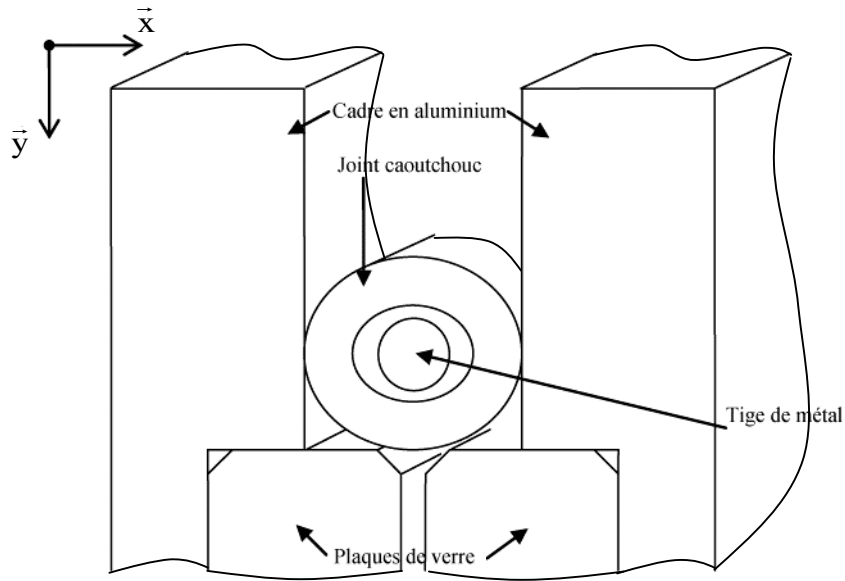


Figure 17 : Position du joint d'étanchéité avant serrage

où “b” représente l'épaisseur moyenne de la cellule, “L” la distance entre les repères et “l” la largeur de la cellule. Pour un “b” de 0.5 mm, le volume total sera de 26.4 cm<sup>3</sup>.

Il faut cependant noter que, les actions répétées du montage et démontage de la cellule ont montré une certaine difficulté dans l'estimation de “b” à travers cette méthodologie. En fait, les “meilleurs” réglages sur l'épaisseur de la cellule par le serrage/desserrage répété des vis de positionnement ont conduit à une variation du volume d'environ 3 ml. En supposant, à l'erreur de lecture près, “L” et “l” constantes, cette variation entraîne une erreur sur l'épaisseur du chenal d'écoulement d'environ 0.05 mm. Exprimée en erreur relative, elle est de l'ordre de 10% ; la valeur maximale de “b” attendue lors de nos mesures est alors de 0.55 mm.

En guise de conclusions, rappelons que, selon le protocole décrit ci-dessus, chaque remontage de la cellule sera suivi d'une mesure du volume d'eau. Si cette dernière se trouve dans les limites, l'épaisseur qui en découle est considérée comme correcte. Si non, on procède à un nouveau réglage des vis de positionnement jusqu'à ce que les conditions imposées sur le volume de mesure soient satisfaites.

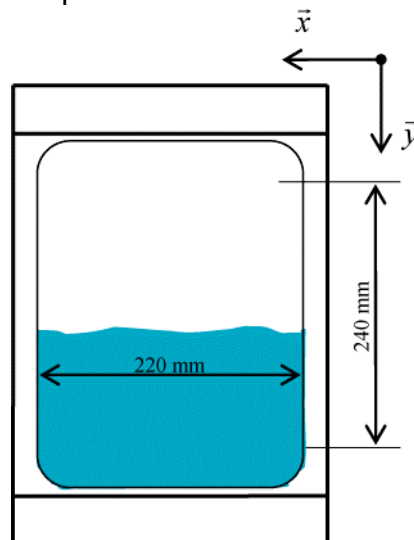


Figure 18 : Schéma représentant la mesure du volume total de la cellule

Une autre technique envisagée porte sur la mesure indirecte de la variabilité de l'épaisseur  $b$  à l'aide d'un micromètre. Ainsi, après chaque cycle de démontage/remontage, des mesures sont réalisées dans des points arbitrairement choisis matérialisés sur la facette extérieure d'une des plaques. Les résultats de ces mesures, effectuées pour 4 démontages/remontages successifs sur 6 points de contrôle, sont présentés dans le Tableau 1. Ces mesures permettent alors de définir une erreur relative sur chacun des points de contrôle, ainsi qu'une erreur moyenne pour la cellule.

Points de mesure	Erreur	
	L1	5,33%
	L2	5,31%
	L3	5,30%
	L4	5,32%
	L5	5,35%
	L6	5,34%

Erreur moyenne :                      5,32%

Tableau 1 : Points de contrôles de l'épaisseur de la cellule lors des démontage-montages successifs

Nous constatons une erreur sur l'épaisseur de la cellule de 5,32%. Cette dernière est inférieure à la variation maximale de l'épaisseur établie par la mesure de volume. Nous pouvons donc considérer que l'erreur générée par le démontage et le remontage de la cellule reste dans des limites acceptables.

Lors de notre première expérience, la mesure d'épaisseur moyenne effectuée sur une hauteur  $L=240$  mm a donné une épaisseur  $b = 0,551$  mm. Réalisée sur une distance plus courte ( $L = 20$  mm) située autour de la zone d'injection, cette même mesure a abouti à une épaisseur  $b = 0,61$  mm. Afin de comprendre la provenance de cette différence, nous nous sommes par la suite intéressés à la planéité des plaques en verre de la cellule de Hele-Shaw.

### 1-3 Planéité des plaques en verre

La mesure de planéité des plaques a été testée afin de connaître plus précisément les variations locales de l'épaisseur de la cellule.

Sur la Figure 19 (resp. Figure 20) est visualisé l'état de surface intérieure de la plaque arrière (resp. avant) des deux plaques utilisées.

La mesure de planéité moyenne donne comme erreurs respectives des plans arrière (resp. avant) de 0,014 mm (resp. 0,002 mm). Si nous considérons donc les surfaces moyennes, l'erreur cumulée sur l'épaisseur de la cellule est de 0,016 mm.

Cependant, il convient également de quantifier l'erreur d'épaisseur locale dans la zone de mesure, puisque c'est cette dernière qui rentrera en compte lorsque nous considérerons une mesure locale de perméabilité. Les erreurs maximales sont respectivement de 0,05 mm et 0,03 mm. L'erreur locale cumulée sur l'épaisseur est alors de 0,08 mm.

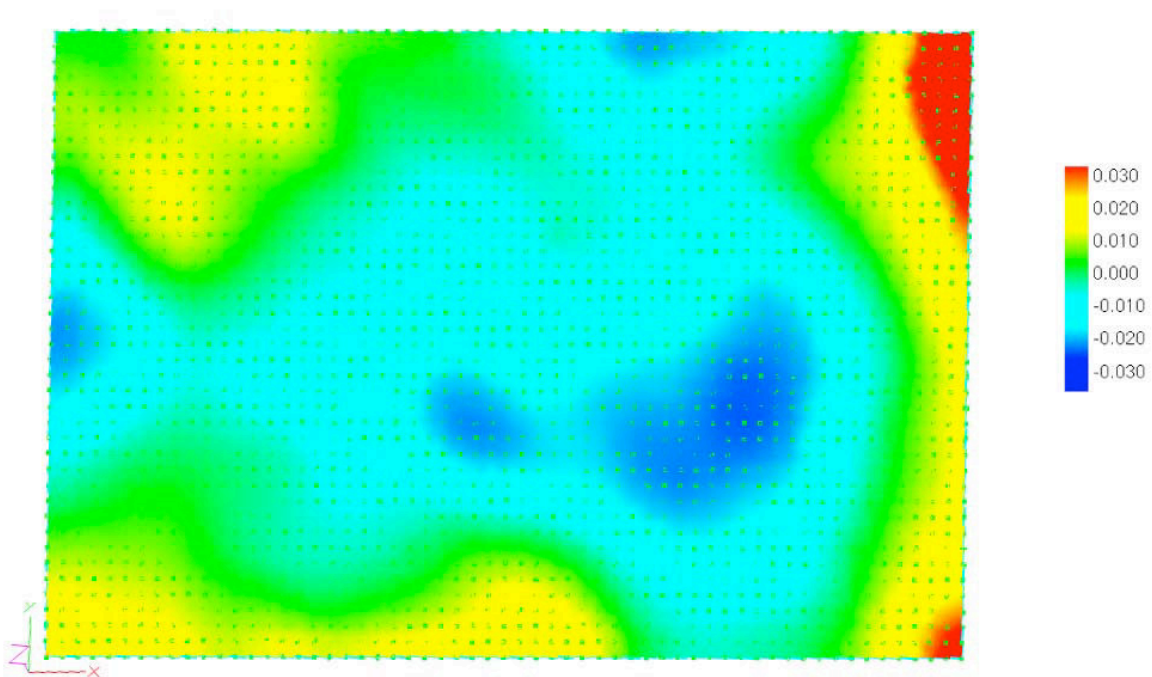


Figure 19 : Mesure de planéité de la plaque arrière

Sur une épaisseur de cellule de l'ordre d'un demi millimètre, ces erreurs de planéité peuvent apporter des modifications locales de l'épaisseur de l'ordre de 16%. Cette variation devra donc être prise en compte dans l'interprétation des résultats.

## 2. Techniques de mesures

### 2-1 Principe général

Afin d'évaluer d'un point de vue quantitatif la répartition spatio-temporelle de la concentration à l'intérieur d'un panache issue d'une injection ponctuelle, nous avons utilisé la technique LIF (Laser Induced Fluorescence). Cette technique permet d'effectuer des mesures non intrusives de grandeurs scalaires comme les concentrations ou les températures dans un plan. Dans notre étude expérimentale, nous utiliserons cette technique uniquement pour des mesures de concentration.

Ce procédé est basé sur la mesure de l'intensité lumineuse d'un traceur fluorescent rajouté dans un écoulement. Le traceur est excité à l'aide d'un laser et l'information lumineuse est récupérée par une caméra CCD (Figure 21).

En fait, il est bien connu qu'un traceur fluorescent (molécule) peut absorber l'énergie d'une lumière émise sur une certaine longueur d'onde et émettre à nouveau cette énergie sous forme de lumière (fluorescence) à une longueur d'onde différente. Autrement dit, si on analyse à l'aide d'un spectromètre la réponse d'un traceur fluorescent excité à l'aide d'une source lumineuse, on peut visualiser la variation de l'intensité lumineuse émise en fonction de la longueur d'onde d'excitation. Généralement, dans les expériences, on cherche à exciter la molécule par un faisceau laser (source lumineuse) accordé à la longueur d'onde de résonance de la molécule afin d'obtenir un maximum de fluorescence.

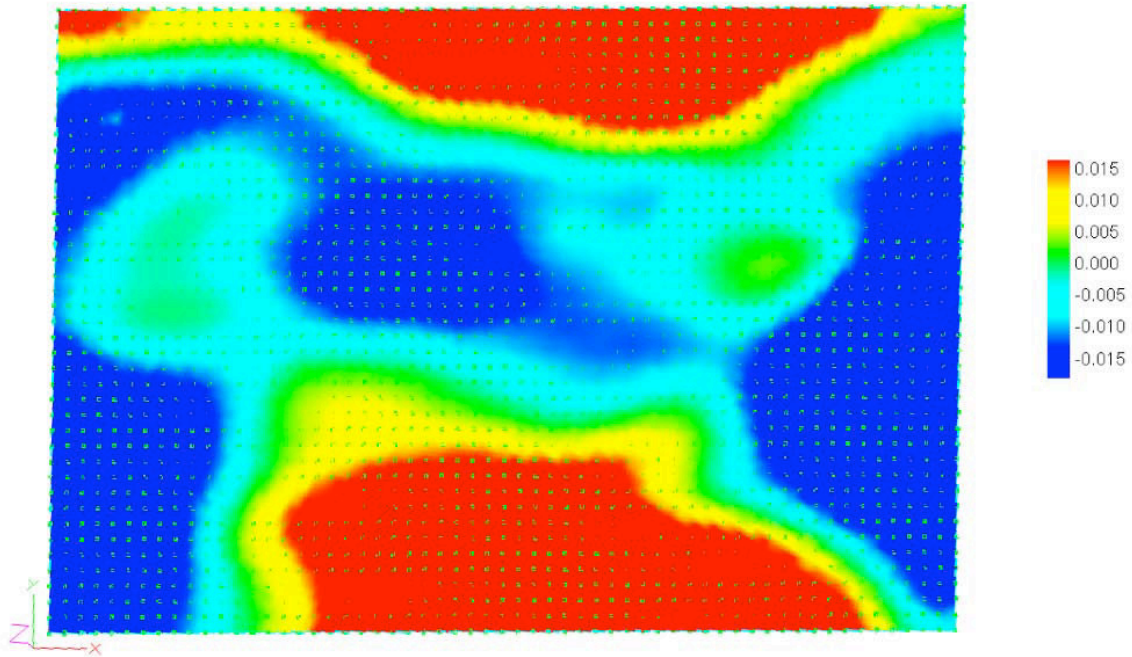


Figure 20 : Mesure de planéité de la plaque avant

À titre d'exemple, sur la Figure 22 : Représentation de l'absorption et de l'émission lumineuse de la Rhodamine B en fonction de la longueur d'onde de la source lumineuse on retrouve la variation de l'intensité lumineuse en fonction de différentes longueurs d'onde pour la Rhodamine B. On peut ainsi constater que le traceur ci-dessus mentionné présente un maximum d'énergie absorbée autour de la longueur d'onde 540 nm et émet un maximum d'énergie lumineuse autour de la longueur d'onde 580 nm. À l'aide d'un filtre adéquat, on peut alors récupérer uniquement l'information lumineuse émise par le traceur fluorescent.

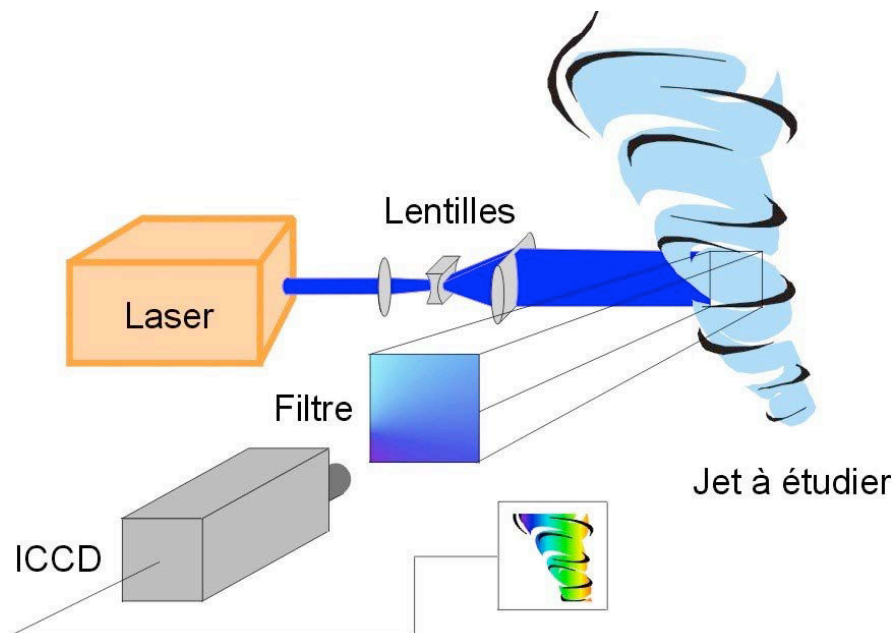


Figure 21 : Représentation schématique du principe des mesures LIF

Considérons la fonction de transfert entre la luminosité en niveau de gris (G) et la concentration du traceur ( $c_t$ ) proposée par Law (2000) :

$$G(m(x), n(z)) - G_0(m(x), n(z)) = R(m(x), n(z), I_r) c_t(x, z) d(x, z) A_w(x, z) \times e^{-\epsilon \int_0^b c(s) ds - \epsilon' \int_0^b c(s') ds'}$$

où le couple  $(m(x), n(z))$  identifie le pixel de la caméra situé à la position  $(x, z)$ ,  $G_0(m(x), n(z))$  est le niveau de gris caractérisant le bruit de la caméra et  $R(m(x), n(z), I_r)$  définit la réponse du pixel considéré en fonction de l'intensité lumineuse ( $I_r$ ) auquel il est soumis. Les fonctions  $G_0$  et  $R$  dépendent des caractéristiques intrinsèques de la caméra et peuvent varier suivant le pixel considéré. Par exemple,  $R(m(x), n(z))$  dépend de la sensibilité de la caméra, ce qui constitue une caractéristique clé. La fonction  $d(x, z)$  correspond à la répartition d'intensité lumineuse du laser. Cette répartition peut être uniforme ou non. Nous verrons plus loin les conséquences d'une telle non-uniformité. La fonction  $A_w(x, z)$  exprime l'absorption d'énergie lumineuse par l'eau dans la cellule. L'exponentielle, dernier terme de cette fonction de transfert, exprime l'atténuation de l'intensité lumineuse du laser selon l'épaisseur de la cellule. Cette atténuation est décrite par la loi de Beer-Lambert. Afin d'établir une relation entre l'intensité lumineuse et la concentration, la fonction  $G$  doit être bijective.

La LIF est une technique de mesure indirecte : elle permet de mesurer la concentration du traceur, et non celle du fluide. Cependant, le marqueur moléculaire étant choisi pour sa très faible diffusivité au sein du fluide par rapport aux phénomènes physiques observées, ces deux concentrations sont considérées comme étant proportionnelles. La fonction de transfert doit être établie expérimentalement à la suite d'un étalonnage effectué dans des conditions les plus proches possibles des conditions de mesures. Cet étalonnage est primordial puisque c'est lui qui définit la fonction  $G$  permettant les mesures de concentration.

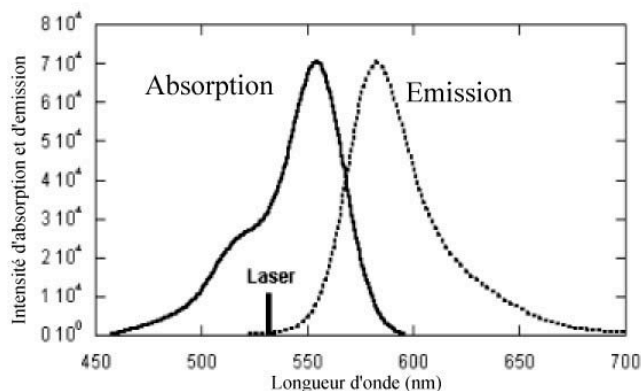


Figure 22 : Représentation de l'absorption et de l'émission lumineuse de la Rhodamine B en fonction de la longueur d'onde de la source lumineuse

Afin de mettre en place cette technique de mesure, nous avons utilisé un laser pulsé à double cavité. Ce type de laser permet d'effectuer un tir à la fréquence maximale de 8 Hz. Il transporte une énergie de 120 mJ par pulse. L'acquisition se fera à l'aide d'une caméra CCD HiSense de résolution 1280 par 1024 pixels. Les pixels sont de forme carrée. En outre, le codage de l'intensité lumineuse du capteur est effectué en 12 bits : les niveaux de gris sont codés sur une échelle comprise entre 0 et 4095. De telles caractéristiques définissent des images brutes de 1,4 Mo

de taille. Cet élément conditionne le temps d'enregistrement d'une telle image, plus grand que le temps de prise de vue, ce qui imposera la fréquence de prise de vue maximale de la caméra.

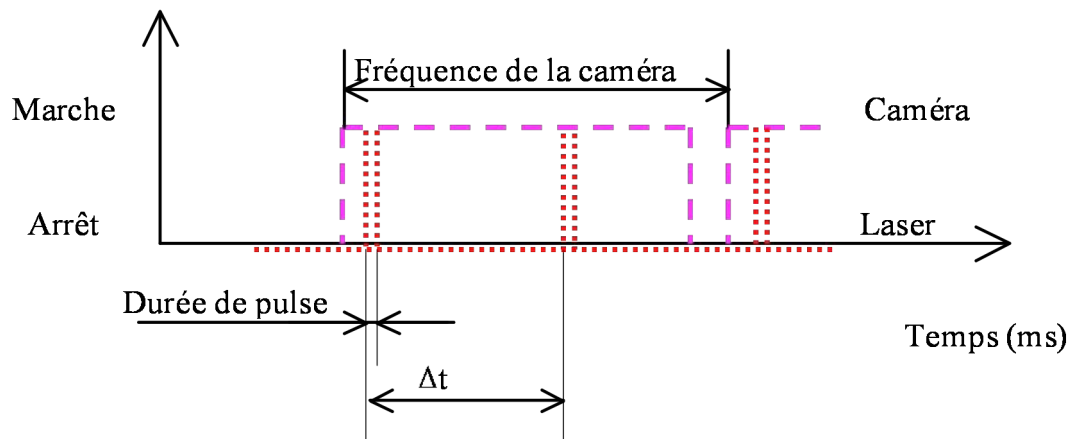


Figure 23 : Représentation de la définition des paramètres temporels

Les caractéristiques sont les suivantes :

Fréquence de la caméra : 9 Hz

$\Delta t = 125$  ms

Durée de pulse : 10 ns

Energie par pulse : 0.120 J

L'énergie fournie pour une image est de 240 mJ (deux pulses par image). Compte tenu de la fréquence la plus faible qui, dans notre cas, est représentée par celle de la caméra, la durée d'une prise de vue sera alors de 250 ms par image. Autrement dit, les 240 mJ sont émis par le laser en deux pulses consécutifs et la durée d'acquisition minimale est de 0,25s par image (Figure 23).

#### 2-1-1 Mise en place de la LIF

Selon le paragraphe précédent, un système standard LIF est basé sur l'illumination du milieu étudié par un plan laser. Dans notre cas, il n'est pas concevable de mettre en place un plan laser à l'intérieur de la cellule. Nous avons donc opté pour une illumination du milieu d'étude sous la forme d'un cône laser, comme schématisé sur la Figure 24.

Néanmoins, la projection du faisceau conique sur la cellule implique l'illumination de la cellule et donc la zone de mesure sous la forme d'une tache elliptique caractérisée par une distribution non uniforme de l'intensité lumineuse (Figure 25).

Ainsi, rapportée à une configuration standard, la fonction  $d(x,z)$  sera complètement différente. Sur la coupe 1 de la Figure 25, on peut voir une représentation schématique de cette fonction.



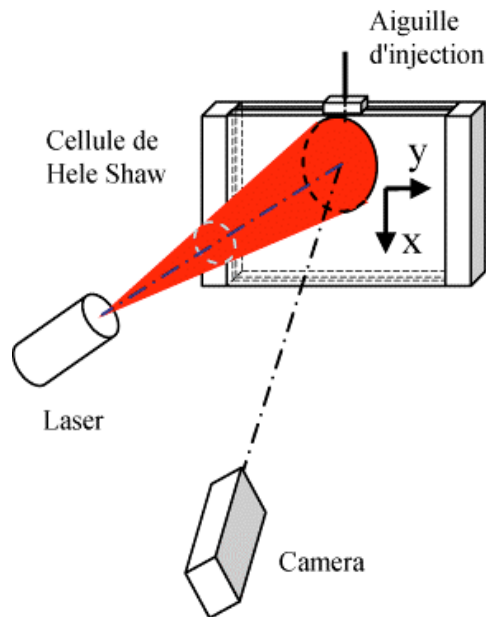


Figure 24 : Représentation de la cellule avec le laser et la caméra

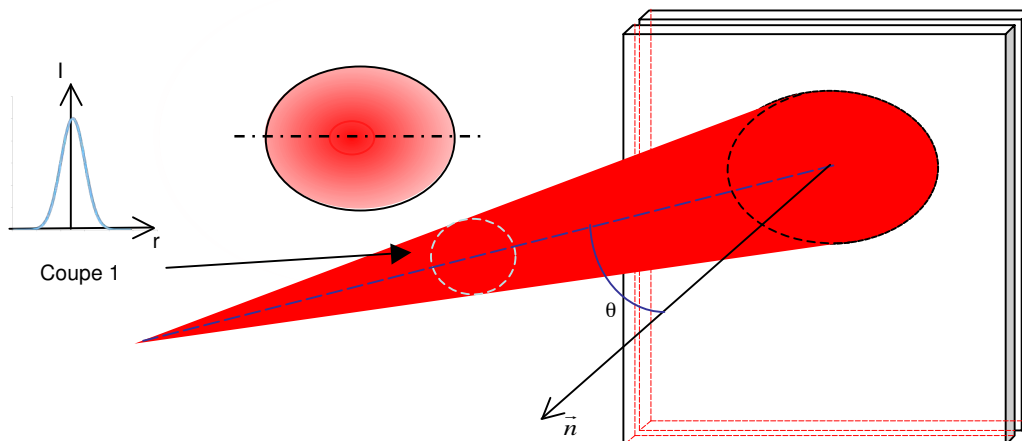


Figure 25 : Représentation schématique de l'illumination de la cellule de Hele-shaw par le faisceau laser divergent

Cette répartition non homogène est également accentuée par le caractère pulsé du laser utilisé. En fait, la répartition de l'intensité lumineuse d'un laser continu, sans être parfaite, est plus homogène spatialement parlant. Il faut, cependant, noter que cette modification de la fonction  $d(x,z)$  ne représente pas un facteur majeur puisque la fonction de transfert dans laquelle elle intervient, *i.e.*,  $G(m(x), n(z))$  n'impose aucune condition sur la répartition spatiale de l'intensité lumineuse.

### 2-1-2 Un traceur possible : la Rhodamine B

Le traceur envisagé lors de nos mesures du champ de concentrations à travers la LIF est la Rhodamine B. Les caractéristiques du traceur entrent en compte dans la fonction de transfert dans le paramètre  $I_r$ . En effet  $I_r$ , intensité lumineuse reçue par le capteur de la caméra, intervient dans la fonction  $R$ , qui définit la réponse de ce dernier.  $I_r$  est proportionnel à la concentration du traceur. Comme nous l'avons déjà évoqué c'est bien la concentration du traceur que nous mesurons. Par

conséquent, sa diffusion moléculaire doit être négligeable par rapport à celle de la solution marquée. Cette condition est largement respectée par la Rhodamine B qui présente une diffusion moléculaire de  $10^{-12} \text{ m}^2\text{s}^{-1}$ , largement inférieure à celle de la solution saline, qui est de l'ordre de  $1.5 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2\text{s}^{-1}$ .

Il faut cependant noter que les traceurs moléculaires fluorescents présentent une partie active ioniquement chargée. Ainsi, en utilisant cette molécule dans une solution saline, il convient de contrôler que cette dernière ne perturbe pas la capacité de fluorescence du traceur. Dans ce contexte, deux caractéristiques doivent être particulièrement maîtrisées : (i) l'évolution, en fonction du temps, de l'intensité lumineuse émise et (ii) la réponse spectrale de la molécule. En fait, ces deux caractéristiques ne doivent pas présenter de modifications significatives en présence de la solution saline. Enfin, il convient de définir la concentration optimale en Rhodamine afin d'obtenir une intensité lumineuse compatible avec la sensibilité de la caméra utilisée.

Pour des mesures en solution aqueuse et un laser de longueur d'onde d'émission à 535 nm, nous avons testé les contraintes évoqués précédemment pour le traceur (Rhodamine B) afin de déterminer si celui-ci est un choix pertinent dans nos conditions de mesures.

### 2-1-3 Dégradation de l'intensité lumineuse au cours du temps

La première étape de test du traceur en solution saline portera sur la dégradation de la fluorescence au cours du temps. Un tel comportement rendrait caduque son utilisation.

Ainsi, une solution "mère" de Rhodamine, de concentration  $1 \cdot 10^{-6} \text{ mol.l}^{-1}$ , a été successivement utilisée à préparer deux solutions salines de concentrations 1g/l et 5g/l. En étudiant l'évolution au cours du temps de l'intensité lumineuse moyenne de ces solutions (Figure 26), nous avons constaté un certain effet d'atténuation de l'intensité lumineuse.

Il faut néanmoins noter que l'influence du sel sur la capacité de fluorescence de la Rhodamine B a été remarquée uniquement dans les premières heures de l'expérience. Après environ 8 heures, cette effet s'atténue et une stabilisation de l'intensité lumineuse est constatée, quelle que soit la concentration en sel utilisée. Dans ces conditions et, afin de s'affranchir de la période de décroissance maximale, le protocole expérimental est défini de telle façon que la solution soit préparée 12 heures avant son utilisation.

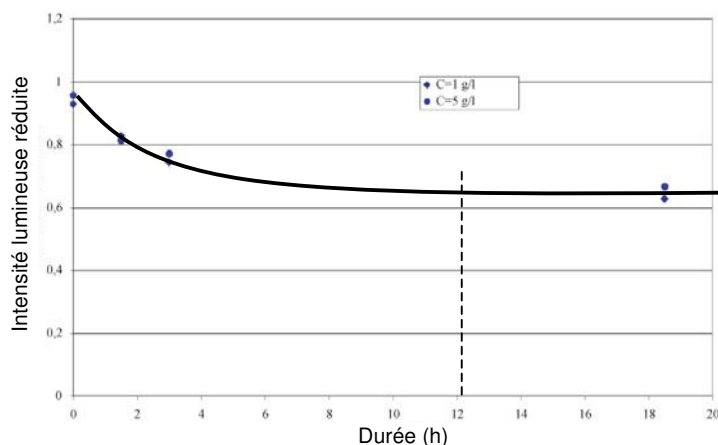


Figure 26 : Influence du sel sur la mesure de concentration d'une solution en fonction du temps pour 2 concentration de sel

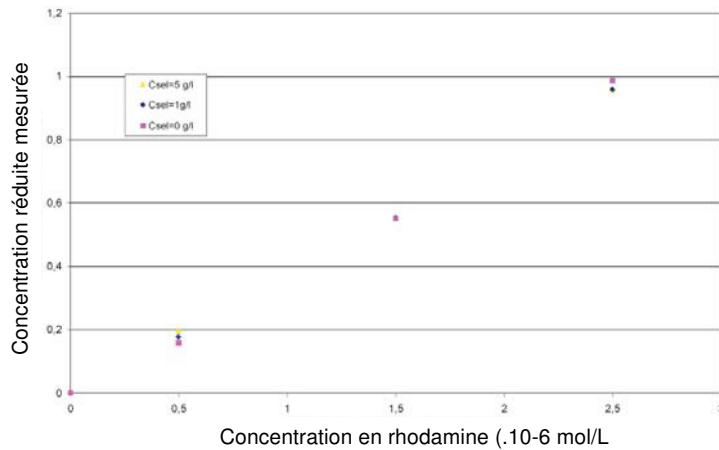


Figure 27 : Intensité lumineuse émise en fonction de la concentration en Rhodamine B pour 3 concentrations en sel différentes

Un autre aspect qui a fait l'objet d'une attention particulière lors de ce protocole expérimental porte sur l'influence couplée des concentrations en Rhodamine et en sel sur la variation de l'intensité lumineuse moyenne. Les expériences envisagées ont été menées dans la cellule de Hele-Shaw remplie par des solutions "reposées" (minimum 12 heures) de concentrations différentes. Les résultats de cette étude sont présentés sur la Figure 27. On constate ainsi que l'intensité lumineuse moyenne de la Rhodamine B n'est pas modifiée par la présence du sel.

#### 2-1-4 Stabilité spectrale de la Rhodamine B

Afin de quantifier l'effet éventuel de la solution saline sur la Rhodamine B, l'intensité lumineuse émise à l'aide d'un spectromètre a été mesurée. Cette mesure a été effectuée pour 7 concentrations salines différentes. Les résultats obtenus pour une solution de Rhodamine B de concentration  $1.10^{-6} \text{ mol.l}^{-1}$  sont reportés sur la Figure 28.

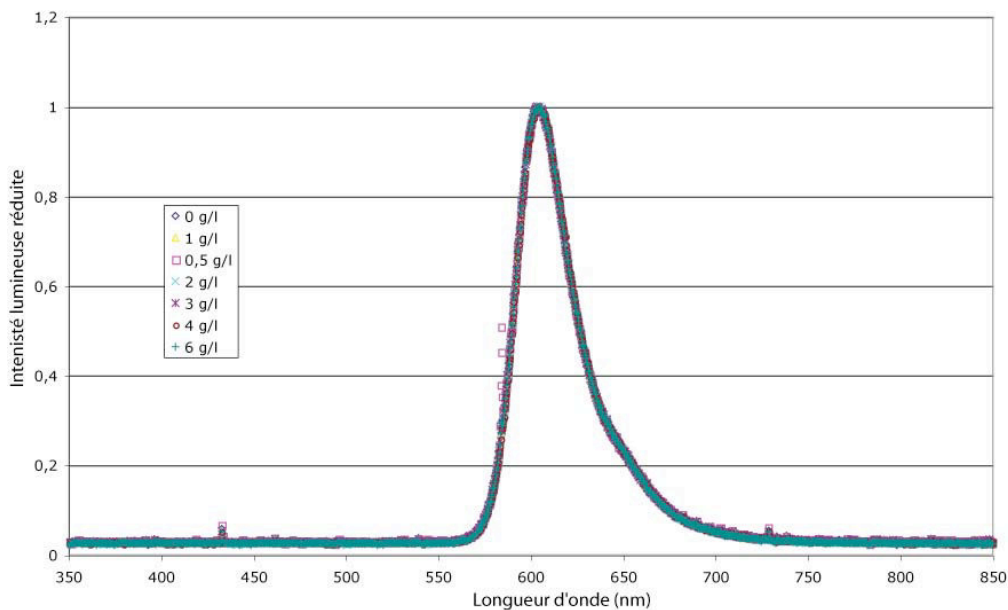


Figure 28 : Courbe d'émission de la Rhodamine B en fonction de la longueur d'onde pour différentes concentrations salines de la solution

Ainsi, nous constatons une superposition parfaite des courbes représentant la variation de l'intensité lumineuse réduite en fonction de la gamme des concentrations en sel utilisée, ce qui nous permet d'affirmer que la présence du sel ne modifie pas la longueur d'onde d'émission du traceur. Autrement dit, on peut considérer que, pour une concentration en Rhodamine B de l'ordre de  $10^{-6}$  mol.l<sup>-1</sup>, une solution saline de faible concentration n'influence pas son spectre d'émission.

Ces deux tests nous permettent donc de mettre en avant la neutralité spectrale et moyenne de l'intensité lumineuse de la Rhodamine B en présence d'une concentration saline de l'ordre du gramme par litre.

*In fine*, le dernier test a porté sur l'estimation de la concentration optimale de la Rhodamine B utilisée lors de nos expériences. Il faut noter que sa concentration doit être inférieure à la concentration entraînant la saturation du capteur. Suite aux expériences menées à différentes concentrations, la concentration nominale optimale de la Rhodamine B a été estimée à  $4,5 \cdot 10^{-6}$  mol.l<sup>-1</sup>. Comme cette valeur est relativement proche de celle employée lors des tests effectués précédemment, on peut conclure que la Rhodamine B est un bon choix pour les mesures envisagées. Il conviendra, cependant, de procéder à des contrôles intermédiaires durant les campagnes de mesures afin de s'assurer que les solutions d'injection restent conformes avec les solutions employées lors de l'étalonnage.

## 2-2 Tests de configuration

Afin de vérifier la qualité des mesures effectuées lors de la mise en place du dispositif expérimental, il nous a paru particulièrement utile de procéder à d'autres tests, appelés "tests de configuration", portant sur l'influence du positionnement de la cellule ainsi que sur l'effet de l'éblouissement de la caméra.

Il faut ainsi noter que, lors de son entretien régulier, le déplacement de la cellule de Hele-Shaw pourrait entraîner un changement de son positionnement initial, par rapport à la source laser, avec une influence non négligeable sur la qualité des mesures. En fait, la section visée lors de nos expériences doit garder pratiquement le même positionnement vis-à-vis de l'objectif de la caméra, focalisé initialement au centre de la cellule, *i.e.*, autour de l'aiguille d'injection. Par conséquent, une vérification de cet aspect s'impose. Ainsi, nous avons mesuré l'intensité lumineuse moyenne dans le plan éclairé entre deux déplacements successifs de notre dispositif expérimental. Comme la différence de ces intensités, exprimée en erreur relative, est inférieure à 0.9%, nous pouvons conclure que le positionnement de la cellule est bien maîtrisé et qu'il n'affecte pas la qualité de nos mesures

En outre, lorsque la cellule est remplie par une solution de Rhodamine B, l'excitation de ce traceur par le laser peut entraîner un éblouissement du capteur CDD de la caméra et donc une forte perturbation de la mesure. Afin de vérifier et donc d'éviter l'apparition d'un tel effet, des mesures de concentration, à l'aide d'un masque placé entre la cellule remplie d'une solution marquée et la caméra, ont été effectuées. La valeur moyenne d'intensité lumineuse ainsi déterminée a été ensuite comparée avec celle d'une mesure réalisée dans des conditions dites "normales". La différence, exprimée en erreur relative, a été estimée à 1.6%. Ainsi, l'absence de

l'éblouissement, qui aurait pu générer une perturbation significative de la mesure, est démontrée.

### 3- Mise en place du protocole de mesure de champ de concentration

Le banc de mesure étant opérationnel, notre objectif est de mettre en place un protocole expérimental permettant de quantifier, à travers la méthodologie décrite ci-dessus (LIF), le champ des concentrations.

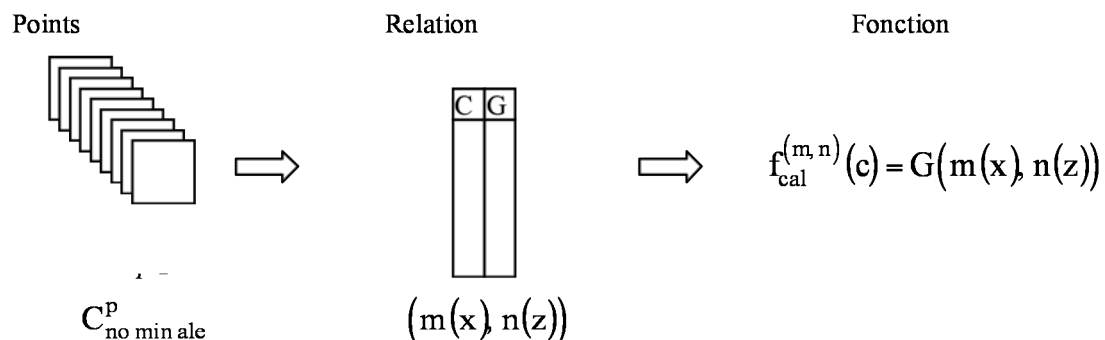
#### 3-1 Etalonnage à base d'images brutes

##### 3-1-1 Définition de l'étalonnage

Avant de déterminer la fonction nous permettant de transformer l'intensité lumineuse en concentration, définissons tout d'abord la méthode utilisée pour obtenir la courbe d'étalonnage.

Considérons un remplissage successif de la cellule à température constante ( $T=20^{\circ}\text{C}$ ) par des solutions de Rhodamine B de concentrations connues. Appelons points d'étalonnages, les images enregistrées (souvent appelées prises de vue) pour chaque concentration et obtenues par l'éclairage de la cellule à l'aide d'un faisceau laser d'énergie constante. Comme l'intensité lumineuse émise par le traceur est fonction de sa concentration, on peut ainsi récupérer, pour chaque point d'étalonnage, la courbe reliant la concentration à l'intensité lumineuse. Autrement dit, à chaque point d'étalonnage sera associé une concentration donnée, de plage de variation comprise entre  $C = 0.0 \text{ g.l}^{-1}$  (le bruit de mesure) et  $C_{\text{max}}$ , où  $C_{\text{max}}$  représente la concentration donnant l'intensité lumineuse maximale.

Comme les points d'étalonnages sont des images de mêmes dimensions, ils contiennent un nombre de pixels identique. Il convient alors d'associer à chaque pixel, des valeurs en niveau de gris correspondant aux concentrations nominales enregistrées lors de chaque prise de vue. Dans ce contexte, une relation discrète entre l'intensité lumineuse et la concentration est obtenue pour chaque pixel. En utilisant un algorithme de régression linéaire, nous obtenons alors la fonction de calibration, notée  $f_{\text{cal}}$ . En fait, à chaque pixel  $(m(x), n(z))$  est associée une fonction linéaire déterminant la relation entre  $G(m(x), n(z))$  et  $(c_i)$ . Cette fonction étant bijective, elle pourra être inversée et ainsi appliquée au niveau de chaque pixel afin de déterminer la concentration mesurée en fonction de l'intensité lumineuse émise.



##### 3-1-2 Test du protocole sur un champ de concentration

Un exemple d'une telle démarche, correspondant aux neuf points d'étalonnage, pour des concentrations en Rhodamine B comprise entre  $0 \text{ g.l}^{-1}$  et  $4$

$g.l^{-1}$  est représenté sur la figure 30. Nous retrouvons, ainsi, la variation de l'intensité lumineuse émise pour chaque point et exprimée en niveau de gris - échelonnée de 0 à 4095 u.a. - en fonction de la position du pixel considéré le long d'un profil transversal et exprimée en nombre de pixels. Ce profil présente 1080 pixels.

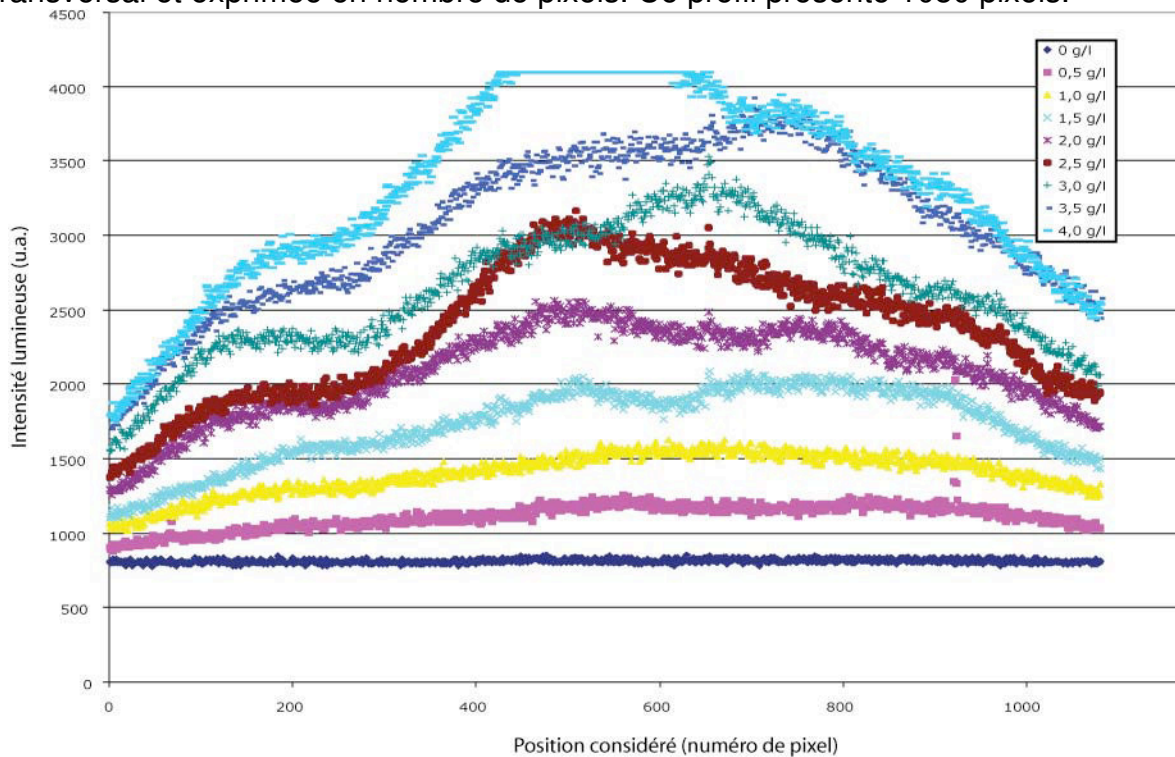


Figure 29 : Profils d'intensité lumineuse pour chaque concentration en rhodamine utilisée pour l'étalonnage

Suite à l'analyse de cette figure nous pouvons constater que : (i) certains profils se chevauchent localement ; (ii) le profil des concentrations maximale présente un palier d'environ 200 pixels qui laisse supposer l'existence d'une zone de saturation d'intensité lumineuse supérieure à 4095 u.a. et (iii) l'augmentation d'intensité, due à la répartition spatiale de la fonction  $d(x,z)$ , n'est pas régulière. Peut-on alors définir une fonction bijective pour chaque pixel ? La réponse peut être retrouvée sur la figure 31, où nous avons tracé la fonction d'étalonnage pour un pixel quelconque, e.g., 485.

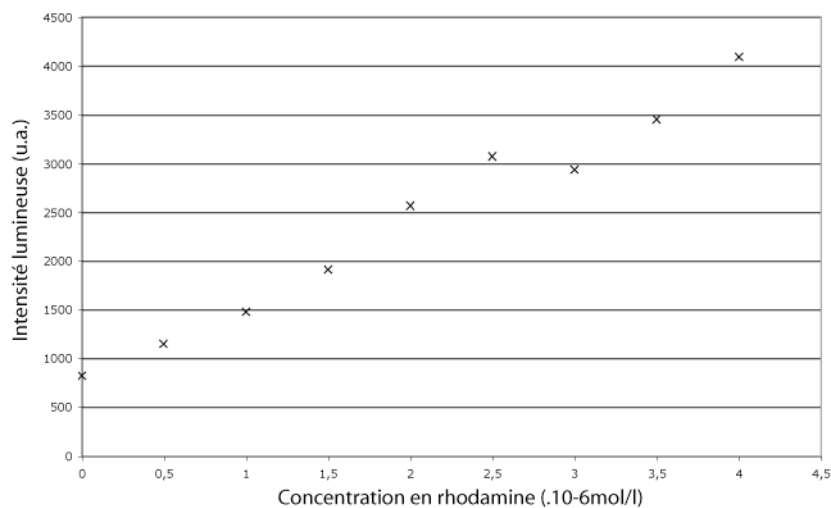


Figure 30 : Courbe d'étalonnage obtenue pour le pixel 485 en utilisant des images brutes.

De cette figure, on peut ainsi constater que le passage de  $2.5 \cdot 10^{-6} \text{ mol l}^{-1}$  à  $3.0 \cdot 10^{-6} \text{ mol l}^{-1}$  est marqué par une baisse de l'intensité lumineuse ce qui traduit un caractère non bijectif de la fonction d'étalonnage.

Afin de comprendre la provenance de cette "anomalie", analysons un des points d'étalonnage (Figure 32) obtenu pour la même concentration en Rhodamine B et pour trois pulses différents.

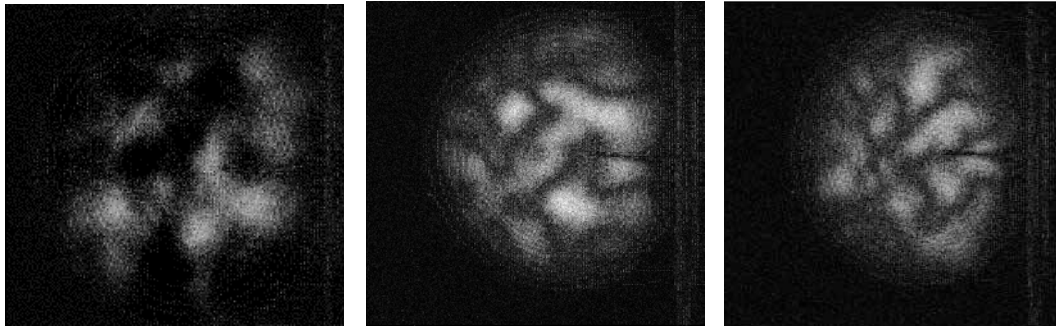


Figure 31 : Représentation de l'intensité lumineuse de la tache laser pour 3 temps consécutifs

En fait, l'utilisation d'un laser pulsé provoque des variations d'intensité lumineuse autour de l'intensité nominale. Ces variations se traduisent par l'apparition, sur les images enregistrées, de "taches" présentant une distribution spatio-temporelle complètement aléatoire (Figure 31). Dans ces conditions, il semble évident que les modifications locales de la fonction d'étalonnage sont forcément dues aux variations de l'intensité moyenne à l'intérieur de ces taches. Comme présenté par Mainhagu et al. (2007), pour certains pixels, ces variations, exprimées en erreur relative, peuvent atteindre des valeurs allant jusqu'à 20%. Par conséquent, il convient de définir un nouveau paramètre pour la fonction  $d$ . Il s'agit du temps. En règle générale, le paramètre temporel est négligé. En effet, lors d'une mesure LIF, le faisceau laser, diffracté sous la forme d'un plan, implique une variation temporelle d'intensité lumineuse pratiquement négligeable, ce qui se traduit par :  $d(x,z,t) \approx d(x,z)$ . Or, dans notre configuration, cette condition semble ne pas être satisfaite pour le temps nécessaire à l'acquisition d'une image, *i.e.*, 250 ms. En outre, nous utilisons un laser pulsé à double cavité dont les faisceaux sont superposés. Comme chacune des cavités possède une fonction "d" propre, alors :

$$d_{\text{total}}(x, z, t) = d_{\text{cavité1}}(x, z, t) + d_{\text{cavité2}}(x, z, t) \quad (8)$$

ce qui entraîne évidemment une variation temporelle supplémentaire de l'intensité lumineuse locale de la tache laser.

Afin de s'affranchir de cette variation, un nouveau protocole expérimental est proposé et vérifié. Il s'agit d'un étalonnage à base d'images moyennées.

## 3-2 Etalonnage à base d'images moyennées

### 3-2-1 Nombre optimal d'images moyennées

Nous nous proposons de travailler, non plus à partir d'images brutes, mais à partir d'images moyennées. Une image moyenne résultant d'un nombre fixe d'images

brutes que nous devons déterminer sera reconstituée. De cette façon, nous envisageons une forte atténuation des variations temporelles d'intensité lumineuse à l'intérieur des taches et ainsi, une amélioration de la fonction d'étalonnage.

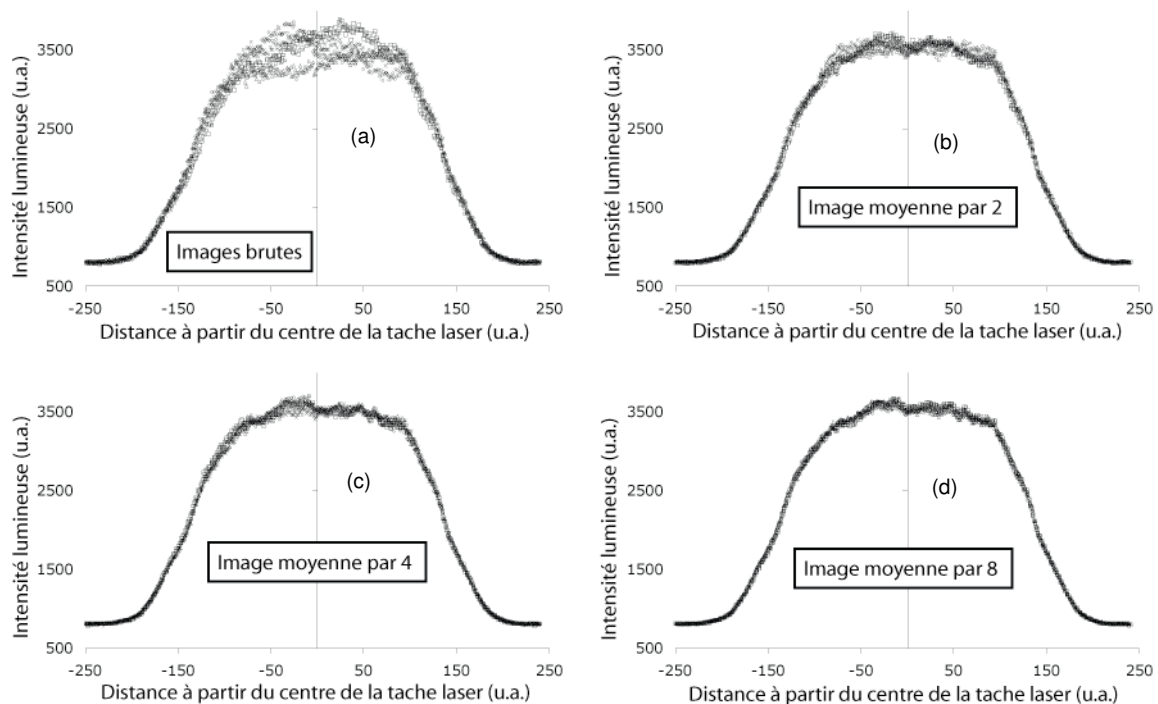


Figure 32 : Profil d'intensité lumineuse des taches laser extrait de 4 images consécutives. Pour (a) des images brutes puis (b) (c) et (d) des images respectivement moyennées par 2, 4 et 8

Sur la Figure 32, nous retrouvons les profils obtenus à partir d'images brutes (a) ainsi que ceux obtenus sur des images moyennées (b), (c) et (d). L'analyse et l'interprétation de cette figure montrent que, lorsque l'image moyennée est obtenue en utilisant au minimum huit images brutes, la variation d'intensité lumineuse, toujours exprimée en erreur relative, est inférieure à 1%. Ainsi, afin de s'affranchir d'éventuels aléas, nous avons choisi de travailler par "paquets" de dix images brutes pour obtenir l'image moyennée qui servira comme point d'étalonnage. Si cette méthodologie est confirmée lors de l'obtention de la courbe d'étalonnage, elle sera ensuite appliquée au traitement des mesures. Il faut cependant noter que l'utilisation d'un tel protocole suppose que le phénomène physique étudié soit relativement lent pour que la durée nécessaire à l'acquisition des dix images consécutives, *i.e.*, 2.5s, n'affecte pas l'interprétation des résultats expérimentaux.

### 3-2-2 Test du nouvel étalonnage

Cette étape porte sur la détermination de la courbe d'étalonnage en utilisant les images moyennées.

Si nous comparons les profils obtenus à partir des images brutes (Figure 29) à ceux obtenus à partir des images moyennées (Figure 33), on peut observer une nette amélioration pour ces derniers. Contrairement à la Figure 29, les nouveaux profils ne se chevauchent plus et ils présentent un "bruit" largement diminué. Ainsi, leur utilisation pour l'obtention de la fonction d'étalonnage semble être acquise. En fait, si nous représentons, pour le même pixel 485, la variation de l'intensité



lumineuse en fonction de la concentration de Rhodamine B (Figure 34), on peut constater que la courbe d'étalonnage est linéaire. Autrement dit, la courbe d'étalonnage est devenue bijective.

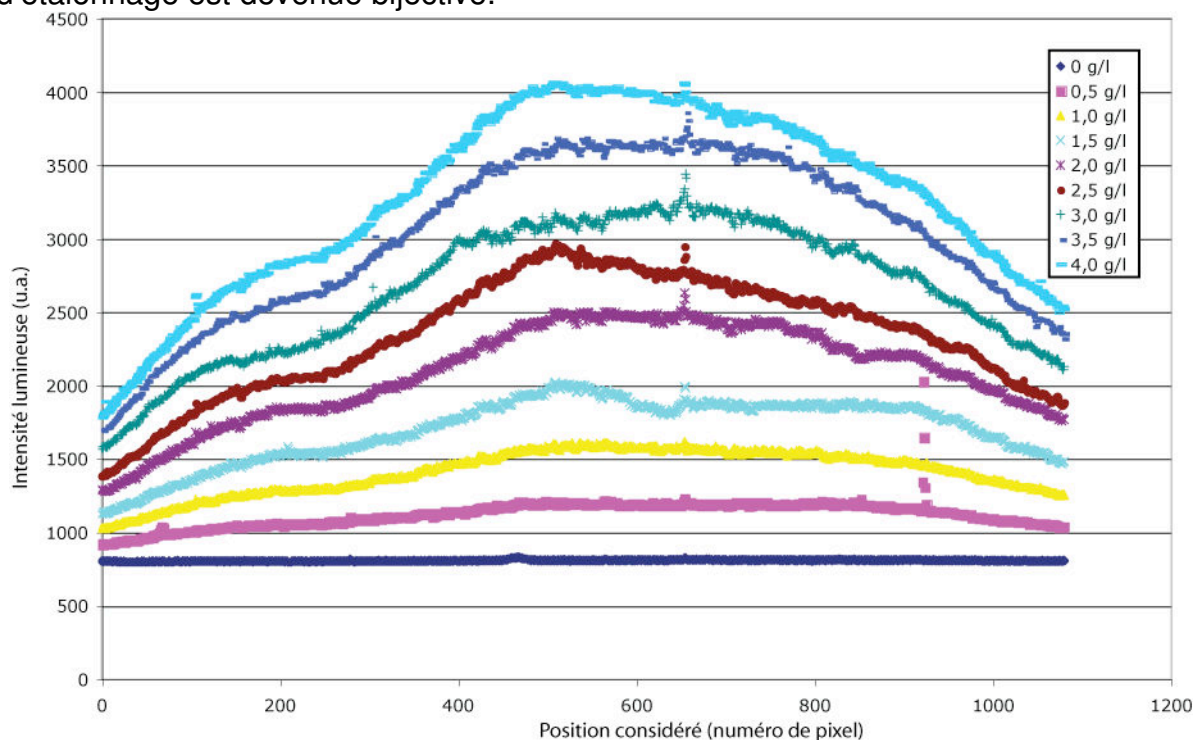


Figure 33 : Profil d'intensité lumineuse des points de l'étalonnage pour chaque concentration en rhodamine ( $\cdot 10^{-6}$  mol.l<sup>-1</sup>)

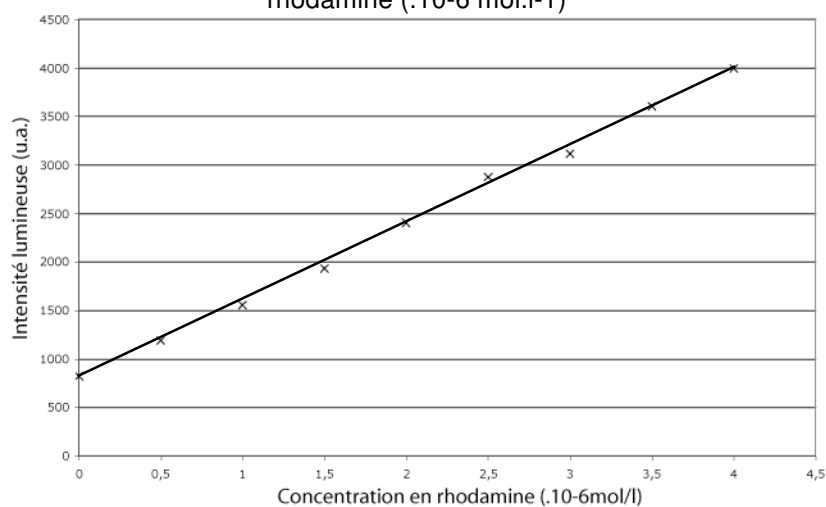


Figure 34 : Courbe d'étalonnage obtenue pour le pixel 485 en utilisant des images moyennées

En guise de conclusions, nous pouvons donc considérer que le protocole mis en place et détaillé par Mainhagu et al. (2007) est tout à fait fiable et permettra une bonne interprétation de nos expériences. L'étalonnage spécifique afférent à chaque pixel de la zone de mesure est capable de compenser les variations d'intensité spatiale et temporelle du laser pulsé ce qui entraîne une précision théorique maximale sur une mesure de concentration de l'ordre de 1%. Cette valeur est une erreur non compressible du système de mesure.



**Chapitre 3**  
**RESULTAT EXPERIMENTAUX**

## Nomenclature

$b$	Epaisseur de la cellule (m)
$C_{inj}$	Concentration de la solution saline injecté ( $g.l^{-1}$ )
$\bar{C}^*(x_i)$	Concentration réduite moyenne (-)
$C^*(x_i)$	Concentration réduite par la concentration injectée (-)
$D_{ij}$	Composante du tenseur de dispersion ( $m^2.s^{-1}$ )
$D_{22}$	Dispersion transversale ( $m^2.s^{-1}$ )
$D_{22}^*$	Dispersion transversale réduite (-)
$D_m$	Coefficient de diffusion moléculaire ( $m^2.s^{-1}$ )
$G$	Rapport de la vitesse gravitaire sur la vitesse caractéristique (-)
$g$	Accélération de la gravité ( $m.s^{-2}$ )
$L_{total}$	Longueur totale du panache (m)
$L_{section}$	Longueur du panache à la section considéré (m)
$L_d$	Largeur de doigt (m)
$M_{ijk}(t)$	Moment de distribution spatiale
$\bar{M}_h$	Moment temporel d'ordre n
$Q_v$	Débit volumique d'injection ( $m^3.s^{-1}$ )
$R_{ij}$	Composante de la matrice générée par le capteur CCD (-)
$S$	Section d'injection ( $m^2$ )
$S_{section\ réduite}$	Rapport de la section considérée (-)
$T$	Temps (s)
$t^*$	Temps réduit (-)
$T_{ref}$	Temps de référence (s)
$T_{limite}$	Temps limite (s)
$V_g$	Vitesse gravitaire ( $m.s^{-1}$ )
$V_{inj}$	Vitesse d'injection ( $m.s^{-1}$ )
$\bar{V}_{masse}$	Vitesse réduite du centre de masse (-)
$x_i$	Distance selon l'axe $ox_i$ (m)
$\nu$	Viscosité dynamique du fluide ambiant ( $kg.m^{-1}.s^{-1}$ )
$\rho$	Masse volumique du fluide ( $kg.m^{-3}$ )
$\sigma_{11}^2$	Variance longitudinale ( $m^2$ )
$\bar{\sigma}^2$	Variance réduite (-)

## 1- Introduction

Ce chapitre est dédié à l'interprétation des résultats expérimentaux obtenus sur le dispositif mis au point à l'échelle du laboratoire et présenté dans le chapitre 2.

Tout d'abord, nous vérifierons la fiabilité du protocole expérimental proposé, au moyen de mesures du champ de concentration, tant en terme de répétabilité des expériences que de conservation de la masse. Les résultats expérimentaux obtenus par Felder (2004) par absorption lumineuse pourront servir de 'référence' afin de vérifier et ainsi de valider les mesures effectuées.

Ensuite, les résultats traités seront interprétés aussi bien d'une manière qualitative que quantitative. L'interprétation qualitative sera utilisée afin de définir les expériences qui seront ensuite analysées d'un point de vue quantitatif. En outre, elle permettra de définir et ainsi, d'affiner, les paramètres expérimentaux (concentration et débit d'injection, épaisseur de la cellule...) à utiliser.

Pour l'interprétation quantitative, nous envisagerons d'appliquer la méthode des moments spatiaux afin d'étudier et ainsi de caractériser le comportement dispersif de la zone de mélange à travers les composantes (longitudinale et transversale) du tenseur de dispersion.

Avant d'entrer dans le cœur du sujet, rappelons les conditions expérimentales utilisées pour l'ensemble de nos mesures. L'aiguille d'injection, de diamètre extérieur de 0,43 mm, a été positionnée à 20 mm de profondeur à l'intérieur de la cellule de Hele-Shaw. Ainsi, le point d'injection (de coordonnées  $x = 150\text{mm}$  et  $z = 20\text{mm}$ ) est situé sur l'axe central de la cellule comme illustré sur la Figure 35. Le débit volumique d'injection de la solution est maintenu constant durant toute la durée de l'expérience et imposé à l'aide d'un pousse-seringue.

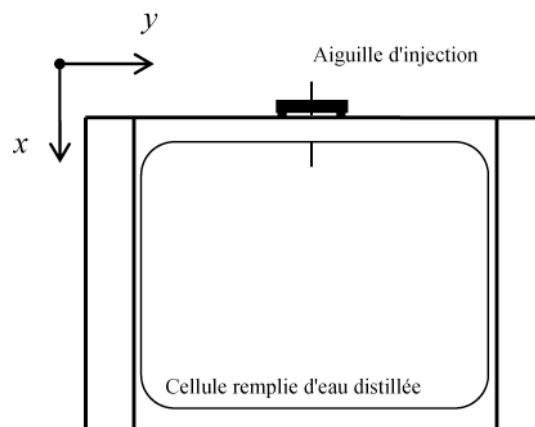


Figure 35: Schématisation de la cellule et du dispositif d'injection de la solution saline

Les résultats expérimentaux enregistrés par la caméra CCD se présentent sous la forme d'une matrice composée des éléments  $R_{ij}$  (1280x1024) dont chaque élément correspond à un pixel de l'image de base. A chacune de ces positions est affectée une valeur de la concentration réduite telle que mesurée par le traitement LIF. De ce fait, les mesures peuvent être visualisées, comme le montre la Figure 36,

sous la forme d'une image à travers un codage couleur afin de représenter la gamme de concentration réduite.

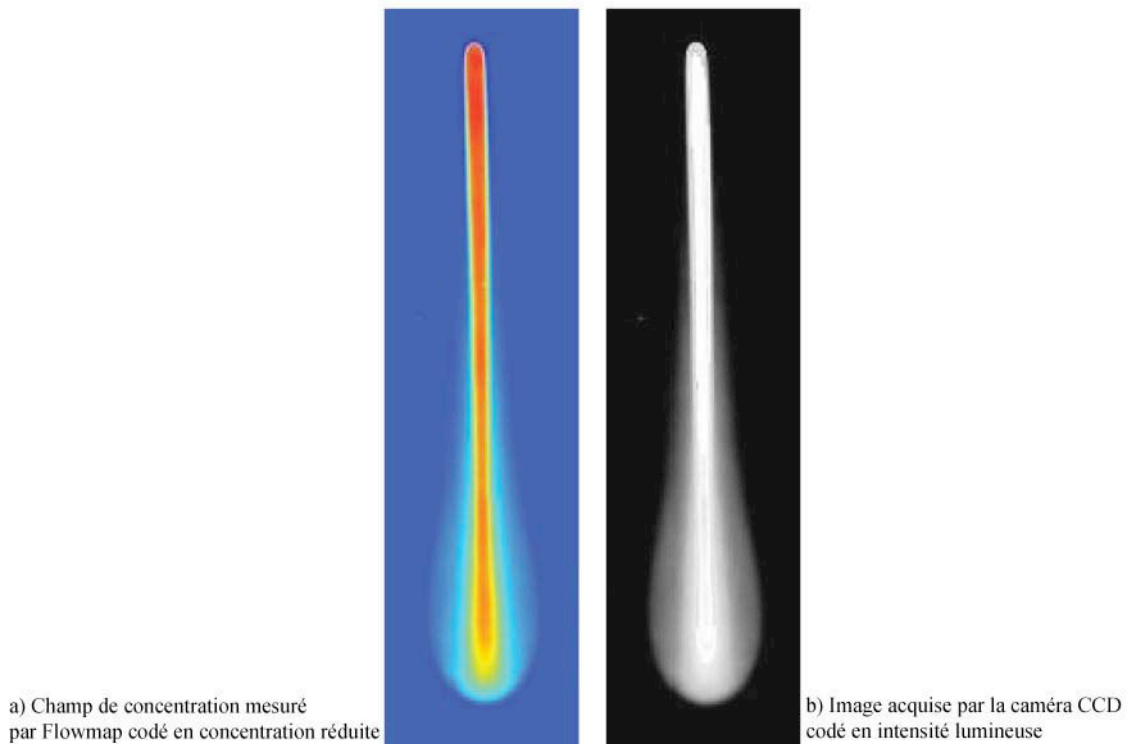


Figure 36: Exemple d'injection avant et après traitement sous Flowmap

Sur la base des techniques expérimentales décrites dans le chapitre 2, une campagne de mesures a été effectuée en injectant, de manière ponctuelle, une solution saline pour différentes concentrations (de  $0,5 \text{ g.l}^{-1}$  à  $10 \text{ g.l}^{-1}$ ) et débits d'injection (de  $0,2 \text{ ml.h}^{-1}$  à  $10 \text{ ml.h}^{-1}$ ). Deux valeurs de largeur de cellule,  $b = 0,5 \text{ mm}$  et  $b = 0,614 \text{ mm}$ , correspondant à des perméabilités respectives de  $2,08 \cdot 10^{-8} \text{ m}^2$  et  $3,14 \cdot 10^{-8} \text{ m}^2$ , ont été utilisées.

Le Tableau 2 récapitule les conditions expérimentales caractérisant l'ensemble des expériences menées.

		Concentration de la solution saline (g/l)			
		0,5	1	2	5
Débit d'injection (ml/h)	0,2				
	0,5				
	1				
	2				
	5				
	10				

Tableau 2 : Mesures effectuées pour un débit et une concentration de la solution saline injectée donnée

Avant de poursuivre l'analyse des résultats obtenus, vérifions tout d'abord la répétabilité de nos mesures afin de valider la pertinence du dispositif expérimental.

## 2- Répétabilité et validation de la méthodologie

### 2-1 Conservation de la masse

Les premières mesures pratiquées ont permis de relever une certaine incohérence au niveau des valeurs de concentration en sortie du point d'injection. De fait, la concentration réduite, calculée par rapport à celle de la solution injectée, restait systématiquement inférieure à 1. Cette valeur oscillait, quelle soit la mesure considérée, entre 0.90 et 0.97.

Afin de déterminer l'origine de ce problème, nous avons reporté dans le Tableau 3 l'erreur relative sur la masse mesurée par rapport à la masse théorique calculée à partir du débit d'injection.

		Concentration de la solution saline (g/l)			
		0,5	1	2	5
Débit d'injection (ml/h)	0,2	27,14%			
	0,5	29,79%	29,39%	37,56%	
	1,0	22,86%	26,00%	26,87%	25,70%
	2,0		31,14%	31,92%	26,31%
	5,0		24,54%	24,03%	22,92%
	10,0				23,53%

Erreur moyenne : 27,31%

Tableau 3 : Différence relative de la mesure de masse expérimentale par rapport à la masse théorique injectée

A l'analyse de ce tableau, il apparaît que la masse mesurée expérimentalement est, globalement, de l'ordre de 30% inférieure à la masse théorique. En outre, cette différence reste constante au cours du temps. Comme le débit, fixé par le pousse-seringue, présente une incertitude maximale de l'ordre de 2%, il ressort que cette erreur ne peut provenir que du système de mesure proprement dit. Par conséquent, afin d'élucider ce problème, il est nécessaire d'analyser de nouveau le protocole de mesure mis en place dans le chapitre 2.

#### 2-1-1 Analyse approfondie du protocole d'étalonnage

Rappelons que la courbe d'étalonnage a été déterminée en utilisant comme image de référence pour chaque concentration de Rhodamine B la moyenne de dix images brutes consécutives. Or, lors de l'analyse des images brutes correspondant à de fortes concentrations (concentration réduite comprise entre 0,8 et 1,1), on a pu relever des fluctuations temporelles de l'intensité du laser relativement importantes. Dans ce contexte, une question demeure : dix images sont-elles suffisantes pour que l'intensité lumineuse moyenne résultante n'entraîne pas une baisse significative de la concentration réelle mesurée à l'intérieur de la zone d'interrogation ? Afin d'apporter des éléments de réponse à cette question, nous avons modifié sensiblement notre étalonnage.

En fait, les nouvelles mesures effectuées avec notre système ont mis en évidence que, pour obtenir une intensité lumineuse moyenne résultante satisfaisante, le temps nécessaire était d'environ 10 s. Or, lors du premier étalonnage, le temps envisagé était seulement de 2,5 s. Dans ces conditions, le nombre d'images brutes qui devrait être utilisé pour un protocole de mesures fiable

s'élève au minimum à 40 images. Afin d'assurer une marge de sécurité, nous avons finalement choisi de travailler avec un étalonnage obtenu à partir d'images moyennées composées de 50 images brutes consécutives ce qui entraîne un temps d'acquisition de 12,5 secondes. La représentation graphique de ces courbes d'étalonnage montre qu'elles sont pratiquement superposées à faibles concentrations mais s'écartent de plus en plus lorsqu'on se rapproche de la concentration réduite maximale.

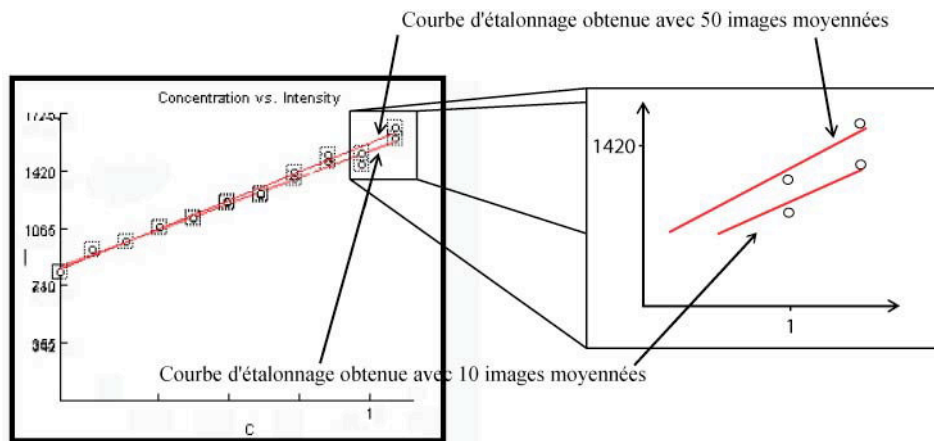


Figure 37 : Courbes d'étalonnage calculées par flowmap à l'aide des images moyennées, respectivement par 10 et 50 images brutes

En modifiant le protocole expérimental, nous avons donc obtenu un nouveau calibrage. Ainsi, l'étape suivante porte sur l'analyse des améliorations apportées par le nouvel étalonnage sur l'évolution temporelle des mesures de masse au niveau de la zone de mélange.

### 2-1-2 Mesure de la masse finale

Une fois le nouvel étalonnage réalisé, nous avons recalculé, comme dans le § 2.1, l'erreur sur la masse expérimentale par rapport à la masse injectée. Selon le Tableau 4, on peut constater que, pour toute la campagne expérimentale, cette erreur varie maintenant entre 2 et 12% avec une valeur moyenne de 6,7%. Compte tenu des incertitudes de mesure inhérentes à un tel dispositif expérimental, l'erreur finale sur le bilan de masse peut être considérée comme satisfaisante. Rappelons que Felder (2004), en utilisant une méthode de mesure par absorption lumineuse, observait des pertes de masse sur la durée de l'expérience de 10 à 30%. Dans notre cas, la variation temporelle de cette erreur est pratiquement négligeable (cf. Figure 38). Par conséquent, la méthode de mesure présentée ici peut être considérée comme satisfaisante.

Comme nous l'avons déjà souligné, le respect de la conservation de la masse est un préalable à toute exploitation des données. Il reste encore à vérifier toutefois la répétabilité des mesures avant de pouvoir passer à une analyse complète de nos expériences.



Concentration de la solution saline (g/l)

Débit d'injection (ml/h)	Concentration de la solution saline (g/l)			
	0,5	1	2	5
0,2	9,24%			
0,5	4,58%	4,59%	9,95%	
1,0	6,63%	7,73%	4,58%	3,84%
2,0		3,39%	4,99%	12,03%
5,0		8,17%	6,86%	11,63%
10,0				2,02%

Erreur moyenne : 6,68%

Tableau 4 : Erreur relative sur la mesure de masse expérimentale par rapport à la masse théorique injectée après correction du protocole d'étalonnage

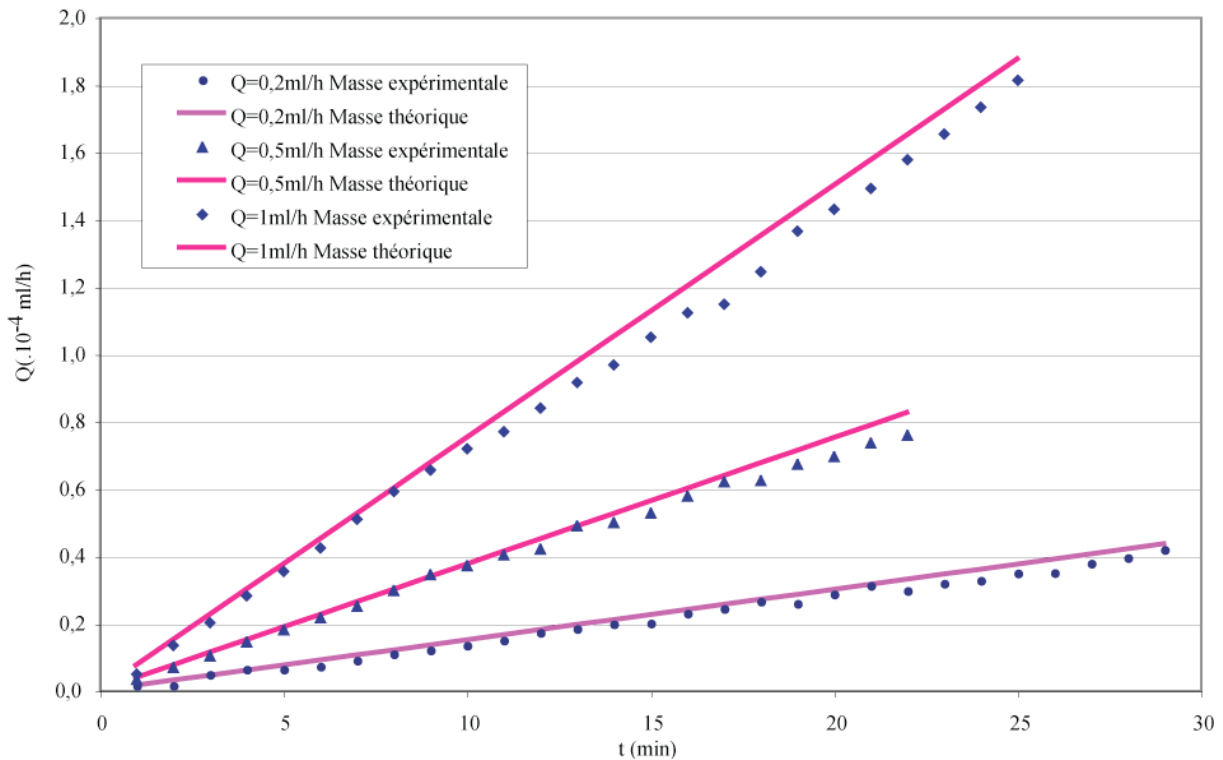


Figure 38 : Représentation de la masse théorique et expérimentale injectée au cours du temps pour une solution saline de concentration  $C=0,5$  g/l et pour trois débits d'injection

## 2-2 Répétabilité des mesures

L'injection ponctuelle, à différents débits, de solutions salines de concentration variable a mise en évidence deux types de comportements de la zone de mélange :

- (i) panache sans digitation, caractérisé par une distribution spatiale sous la forme d'un doigt symétrique par rapport à l'axe vertical d'injection ;
- (ii) panache avec digitations qui, en début d'expérience, présente une configuration identique à celle d'un panache sans digitation. Après un certain temps la zone de mélange se sépare, lors de sa propagation, en deux doigts qui restent pratiquement symétriques par rapport à l'axe vertical d'injection.

Il est important de souligner que cette distinction est effectuée par rapport à une section d'observation donnée, ici, la longueur de la cellule. En d'autres termes, une configuration à un doigt pourrait tout à fait être considérée comme une

configuration à 2 doigts pour une cellule expérimentale plus grande. Nous reviendrons ultérieurement sur ce point. Dans les paragraphes suivants, notre intérêt portera sur la répétitivité de ces configurations. Par la suite, nous utiliserons la terminologie injection (ou panache) respectivement à un doigt et deux doigts pour faire référence aux configurations décrites ci-dessus

### 2-2-1 Panache sans digitation

Afin de caractériser la précision des mesures sur les expériences menant à une configuration du panache sans digitation, nous avons répété chaque expérience au minimum trois fois en gardant les mêmes conditions initiales. Bien que de légères différences d'inclinaison apparaissent dans la partie supérieure du panache, on peut constater que leurs comportements sont pratiquement identiques (Figure 39). Ainsi, les panaches retrouvent rapidement un développement parfaitement vertical, présentant la même forme, *i.e.*, la même extension latérale, et la même vitesse de propagation.

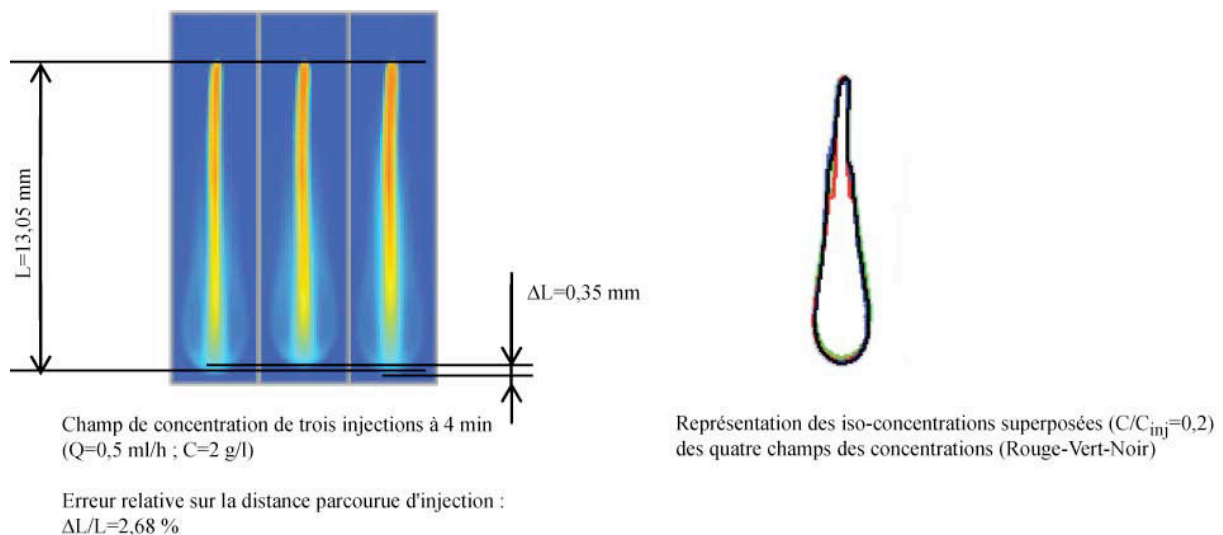


Figure 39 : Comparaison de trois injections présentant une simple digitation effectuées dans les mêmes conditions ainsi que les iso-concentrations

Si nous représentons graphiquement, pour un temps quelconque, l'évolution spatiale de l'iso-concentration correspondant à  $C/C_{inj} = 0.2$  pour les trois expériences, on peut constater une superposition quasi-parfaite. A l'aide d'un logiciel de traitement d'image nous avons procédé à un comptage du nombre de pixels compris dans chaque enveloppe. Connaissant la dimension que représente un pixel, nous avons pu en déduire la valeur de la surface totale. Il ressort que la différence relative entre les surfaces des trois enveloppes est de l'ordre de 4%. Il est intéressant de constater qu'en dépit d'un positionnement légèrement incliné de l'aiguille d'injection (qui d'ailleurs s'est avéré très délicat à mettre en œuvre), une très bonne répétitivité a pu être observée au final.

La qualité de la répétitivité de nos expériences ressort également de la Figure 40, où nous avons représenté, pour un temps donné ( $t=4$  min), la distribution de la concentration réduite afférente à cinq expériences réalisées dans les mêmes conditions ( $C_{inj}=0,5$  g.l<sup>-1</sup> et  $Q=1$  ml.h<sup>-1</sup>). La section d'observation considérée est fixée

le long de l'axe vertical central. En exprimant les variations maximales de chaque point par rapport à la moyenne ponctuelle, nous avons estimé l'écart maximal moyen d'un profil par rapport à la moyenne spatiale des profils :

$$\Delta_{\text{moyen}} = \frac{1}{L} \sum_{i=0}^L \left( \frac{\Delta_{\text{max}} |\overline{C^*}(x_i) - C^*(x_i)|}{\overline{C^*}(x_i)} \right) \quad (9)$$

Pour les cinq expériences, cette erreur est, comme dans le cas précédent, de l'ordre de 4%.

Il faut cependant noter que cette erreur diminue avec l'avancée du front. Ainsi, si notre attention se porte uniquement sur la partie descendante des profils longitudinaux, elle n'est que de 1%. Cette variation peut être évidemment expliquée par les écarts de positionnement au niveau de l'aiguille d'injection, ce qui peut entraîner une diminution de la concentration réduite dans la section de référence.

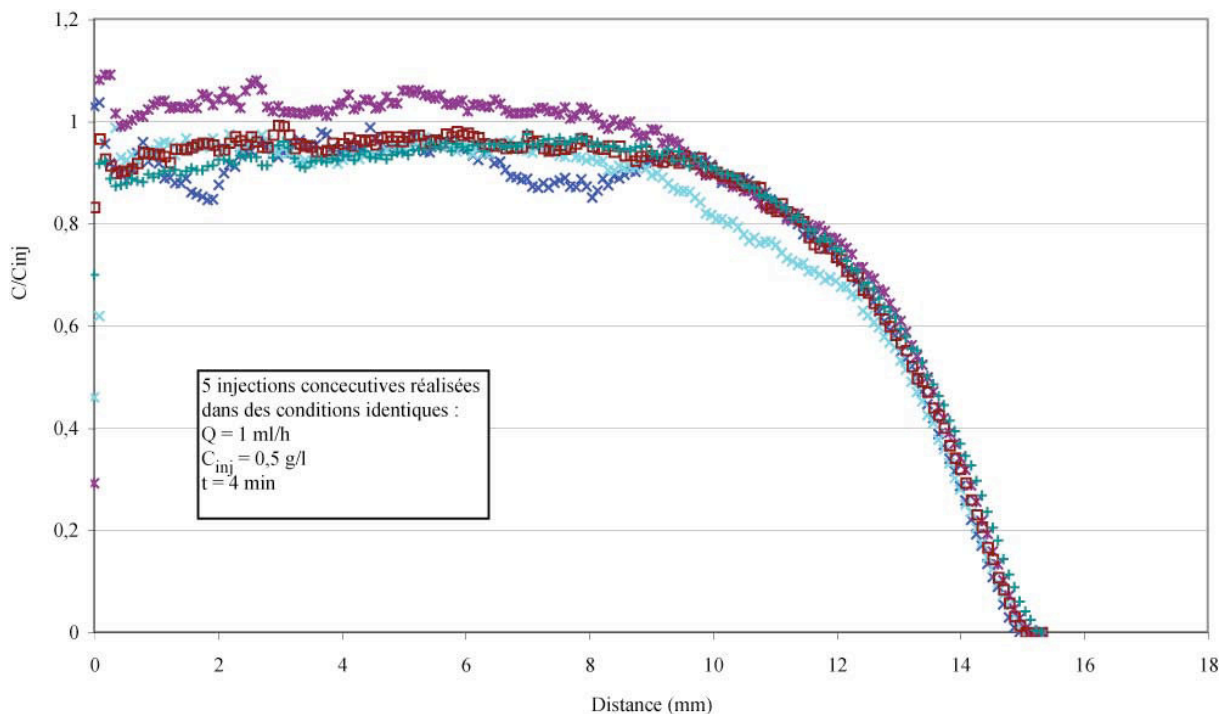


Figure 40 : Comparaison de 5 profils longitudinaux

### 2-2-2 Panache avec digitations

Comme dans le paragraphe 2-2-1, nous avons comparé les résultats expérimentaux issus de deux injections réalisées consécutivement dans des conditions similaires correspondant à une configuration du type panache avec digitations. En dépit de la difficulté de mener à bien une telle expérience (la moindre poussière ou trace sur les parois de verre de la cellule peut déclencher la séparation des doigts et/ou casser leur symétrie), la reproductibilité de l'enveloppe représentée par la même iso-concentration ( $C/C_{inj} = 0.2$ ) est à nouveau assurée : (i) les vitesses verticales de propagation sont pratiquement identiques, (ii) la section de séparation des "digitations" est conservée d'une expérience à l'autre et (iii) l'évolution spatiale des doigts semble être la même.

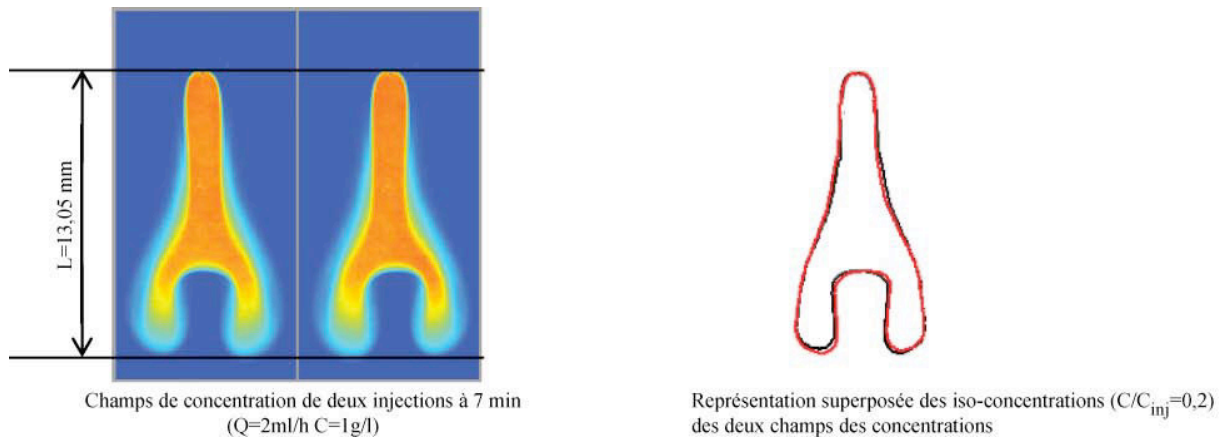


Figure 41 : Comparaison de deux injections présentant deux digitations effectuées dans les mêmes conditions ainsi que les iso-soncetrations

L'analyse de la Figure 41 permet d'envisager que, comme dans le cas précédent, les légères différences observées entre les deux résultats expérimentaux peuvent être dues à l'orientation de l'aiguille. Pour certaines expériences, les écarts constatés sont surtout localisés dans la section d'apparition des digitations qui peuvent être également attribuées aux variations locales de l'épaisseur de la cellule. Cependant, en dépit de ces variations, le comportement global de l'évolution spatio-temporelle de la zone de mélange peut être considéré comme reproductible (en effectuant une mesure de surface comme décrite dans le paragraphe précédent, la différence relative de surface entre les deux injections est de l'ordre de 7,5%).

Finalement, à travers les mesures de répétitivité effectuées aussi bien sur l'enveloppe de la zone de mélange que sur les profils longitudinaux, nous pouvons conclure que, quelle que soit la configuration du panache obtenue, *i.e.* : avec ou sans digitations, les expériences menées dans la cellule de Hele-Shaw sont reproductibles.

## 2-3 Comparaison des mesures LIF avec les mesures par absorption lumineuse

### 2-3-1 Comparaison des profils longitudinaux

Avant de passer à une analyse quantitative, nous nous proposons de comparer nos résultats expérimentaux, dont l'évolution spatio-temporelle de la concentration à été déterminée par la LIF, avec ceux obtenus par Felder (2004) ou Oltéan *et al.* (2008) qui ont utilisé une méthode basée sur l'absorption lumineuse.

Ainsi, sur la Figure 42, nous avons représenté deux configurations du type panache à un doigt obtenues sous les mêmes conditions d'injections, *i.e.*,  $Q = 1 \text{ ml} \cdot \text{h}^{-1}$  et  $C_{inj} = 1 \text{ g} \cdot \text{l}^{-1}$ . D'un point de vue qualitatif, les profils longitudinaux présentent, malgré quelques différences, une assez bonne adéquation. En effet, les écarts constatés entre les deux courbes sont essentiellement localisés dans la zone de mélange. Ils peuvent provenir de la variation d'épaisseur des cellules utilisées lors des deux expériences. Dans ce contexte, il est difficile d'afficher la supériorité de la LIF vis-à-vis de la méthodologie employée par Felder (2004) ou Oltéan *et al.* (2008). Toutefois, si nous portons notre attention sur la zone de concentration réduite unitaire (*i.e.*, sur une distance inférieure à 3 cm du point d'injection), nous pouvons constater le gain

de précision apporté par notre méthode de mesure et l'efficacité de notre nouveau calibrage. Ainsi, tandis que la méthode par absorption lumineuse montre une certaine faiblesse (non-uniformité de la source lumineuse) qui se traduit par une diminution progressive de la concentration réduite, la méthode LIF conduit à des résultats présentant une concentration réduite pratiquement constante. Cette décroissance peut expliquer, pour certaines expériences, la perte de masse de l'ordre de 15% mentionnée par Oltéan *et al.* (2008). Rappelons que, dans notre cas, cette perte de masse est inférieure à 8% (Tableau 4).

La comparaison menée entre les résultats obtenus par les deux méthodes permet également de mettre en évidence la meilleure définition du profil obtenu dans cette étude. En terme de résolution, la méthode d'absorption lumineuse présente 4,4 points par millimètre tandis que l'utilisation de caméras haute résolution avec la LIF conduit à 12,1 points par millimètre.

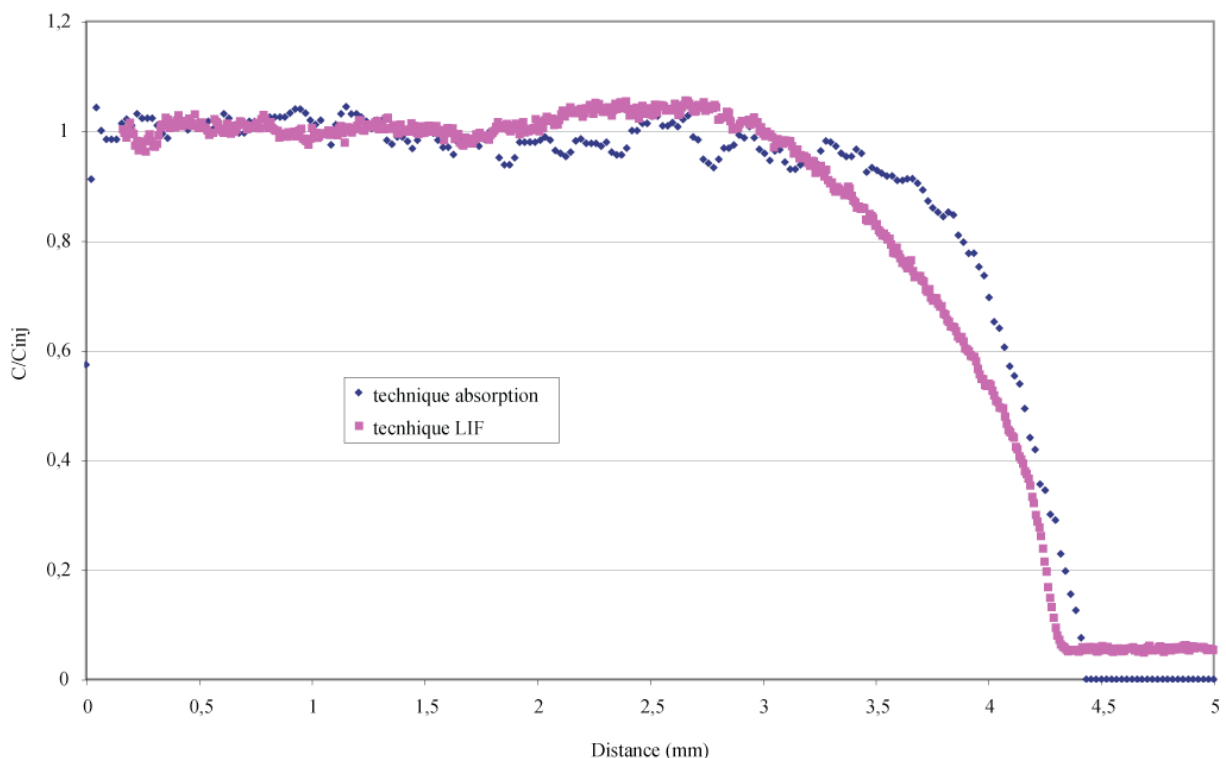


Figure 42: Comparaison d'une injection réalisée dans les mêmes conditions avec deux dispositifs expérimentaux : mesure par absorption lumineuse et par LIF

### 2-3-2 Comparaison des profils transversaux

Ce gain en précision et en résolution est plus nettement mis en évidence (Figure 43) lorsque la comparaison est menée sur des profils transversaux. Si la géométrie de la digitation est globalement conservée dans les deux cas (même largeur de doigt), les mesures LIF permettent d'identifier expérimentalement des formes de profils que l'ancienne méthode ne permettait pas de visualiser. Ceci est particulièrement visible sur le profil transversal localisé à 50 mm du point d'injection.

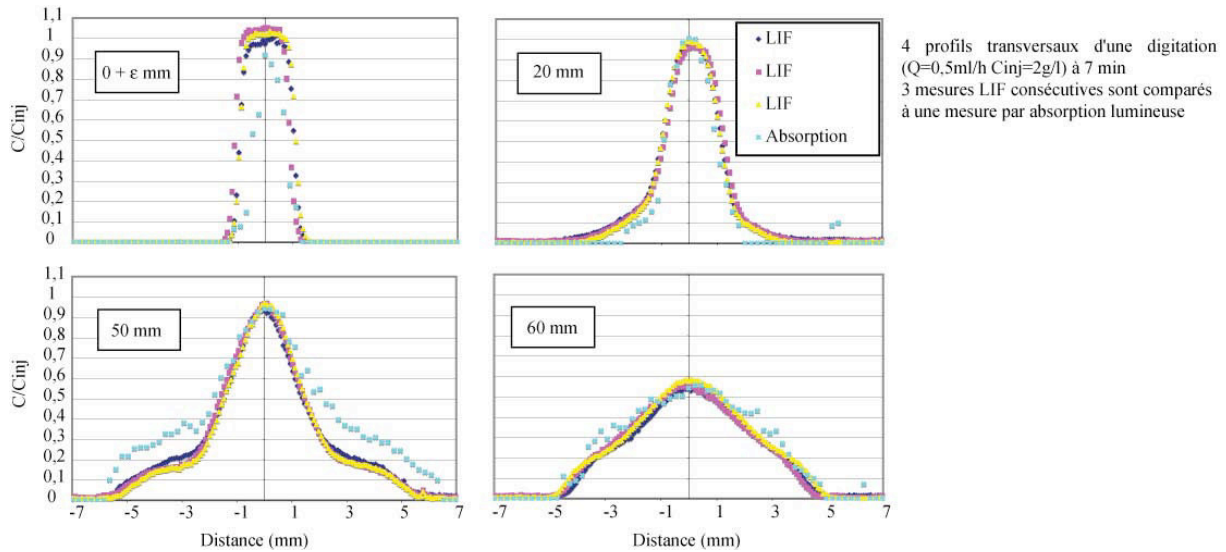


Figure 43: Profils transversaux : comparaison LIF/absorption

En conclusion, les mesures effectuées à l'aide du dispositif expérimental que nous avons mis en place reproduisent fidèlement les mesures effectuées par Oltéan *et al.* (2008). En outre, la précision du dispositif LIF nous a permis d'obtenir des mesures présentant une répétitivité de bien meilleure qualité et une caractérisation plus fine des mécanismes mis en jeu. Cette dernière est indispensable pour la mise en place de nos traitements quantitatifs.

### 2-3-3 Comportement global des panaches

Maintenant que nous avons établi la précision de notre système de mesure, il serait intéressant de vérifier si le comportement global de la zone de mélange (influence des conditions d'injection sur la forme des panaches observés, *i.e.*, panache avec et sans digitations) est identique à celui observé par Felder (2004) et Oltéan *et al.* (2008). Autrement dit, peut-on confirmer les configurations obtenues par les auteurs mentionnés ci-dessus ?

L'analyse du Tableau 5, qui rassemble l'ensemble de nos mesures pour une épaisseur de cellule  $b=5$  mm [similaire à celle utilisée par Felder (2004)], conduit à une conclusion identique avec celle énoncée par Felder (2004) et Oltéan *et al.* (2008). La configuration observée expérimentalement semble pouvoir être caractérisée à travers le nombre adimensionnel "G" défini comme étant le rapport entre la vitesse gravitationnelle ( $V_g$ ) et la vitesse d'injection ( $V_{inj}$ ). Ainsi, tant que le nombre adimensionnel G présente une valeur inférieure à 0,7, la propagation de la solution saline entraîne l'apparition d'un panache avec digitations. Par contre, pour un G supérieur à 1,2, il s'agit d'un panache sans digitation. Rien n'est spécifié pour la zone de transition,  $0,7 < G < 1,2$ .

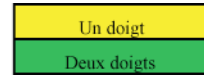
À l'exception de deux expériences ( $C_{inj}=2 \text{ g.l}^{-1}$  -  $Q=2 \text{ ml.h}^{-1}$  et  $C_{inj}=5 \text{ g.l}^{-1}$  -  $Q=5 \text{ ml.h}^{-1}$ ) comme indiqué sur le Tableau 5, ce 'critère' est respecté.

Il faut cependant noter que ce 'critère', établi empiriquement, a été déterminé pour une épaisseur de cellule constante et égale à 0,5 mm. Est-il encore valable pour d'autres épaisseurs? La réponse à cette question sera donnée au cours de ce chapitre à travers les expériences menées en faisant varier l'épaisseur de la cellule (*i.e.*, la perméabilité du milieu poreux analogue).

		Concentration de la solution saline (g/l)			
		0,5	1	2	5
Débit d'injection (ml/h)	0,2	3,47			
	0,5	1,39	2,55	5,32	
	1,0	0,69	1,28	2,66	6,29
	2,0	0,35	0,64	1,33	3,14
	5,0		0,26	0,53	1,26
	10,0				0,63

b=0,5mm

Tableau 5 : Comportement des injections du point de vue des digitations et calcul du rapport G pour une épaisseur de cellule de 0,5 mm



$$G = \frac{V_g}{V_{inj}} = \frac{\Delta\rho \cdot b^2 g}{\mu_a} \times \frac{S}{Q_v}$$

$$S = \pi \left( \frac{b_i}{2} \right)^2$$

Néanmoins, deux critiques peuvent déjà être soulevés à ce stade : (i) le nombre G telle que défini ici est indépendant de la longueur du domaine expérimental ce qui va à l'encontre des remarques effectuées précédemment (une configuration un doigt ou deux doigts dépend de la section d'observation où l'on se place) et (ii) ce nombre adimensionnel est fonction de  $b^4$  ce qui suggérerait une très forte sensibilité des configurations observées à l'épaisseur de la cellule.

Cette comparaison termine l'étude sur la validité de notre système de mesure et nous permet de démarrer l'étude approfondie sur le comportement spatio-temporel des panaches observés. L'ensemble des expériences réalisées par la suite sont effectuées pour une largeur de cellule b de 0,614 mm.

### 3- Analyse de la géométrie de la zone de mélange

#### 3-1 Structure des digitations

Dans ce paragraphe, nous explorerons plus en détail la géométrie et la structure de la zone de mélange obtenue avec différentes conditions aux limites. Autrement dit, notre attention sera portée sur l'évolution spatio-temporelle des panaches obtenus, *i.e.*, avec et sans digitations, à travers la répartition et la forme des profils des concentrations obtenus pour différentes coupes transversales successives réalisées au sein de la zone de mélange.

#### 3-2 Conservation de la largeur des digitations

L'une des observations dégagée de notre programme expérimental porte sur la largeur de la zone de mélange qui, lors d'une injection, reste constante dans toute sa partie supérieure. En outre, quel que soit le type de configuration obtenue, le profil transversal de concentration se conserve au cours du temps.

Afin de caractériser un profil transversal de manière adimensionnelle, nous définissons ce qu'on appellera par la suite une section réduite qui est en fait le positionnement d'une section de référence. Soit  $L_{total}$  la longueur totale du doigt à un temps donné. La section réduite est alors définie comme étant le rapport de la distance entre le point d'injection et la section à représenter ( $L_{section}$ ) sur la longueur totale du doigt :

$$S_{section\ réduite} = \frac{L_{section}}{L_{total}} \quad (10)$$

Ainsi, une section réduite de 0,5 représentera le profil transversal tracé à mi-distance entre le point d'injection et le front d'avancement du doigt. Nous distinguerons par la suite deux zones distinctes : la partie supérieure du doigt pour

$S < 0,5$  et la partie inférieure ou zone de mélange pour  $S > 0,5$ . La Figure 44 nous montre que les profils transversaux se conservent sur la partie supérieure. Nous pouvons donc caractériser tous les profils en étudiant uniquement l'un d'entre eux, par exemple celui pour  $S = 0,1$ .

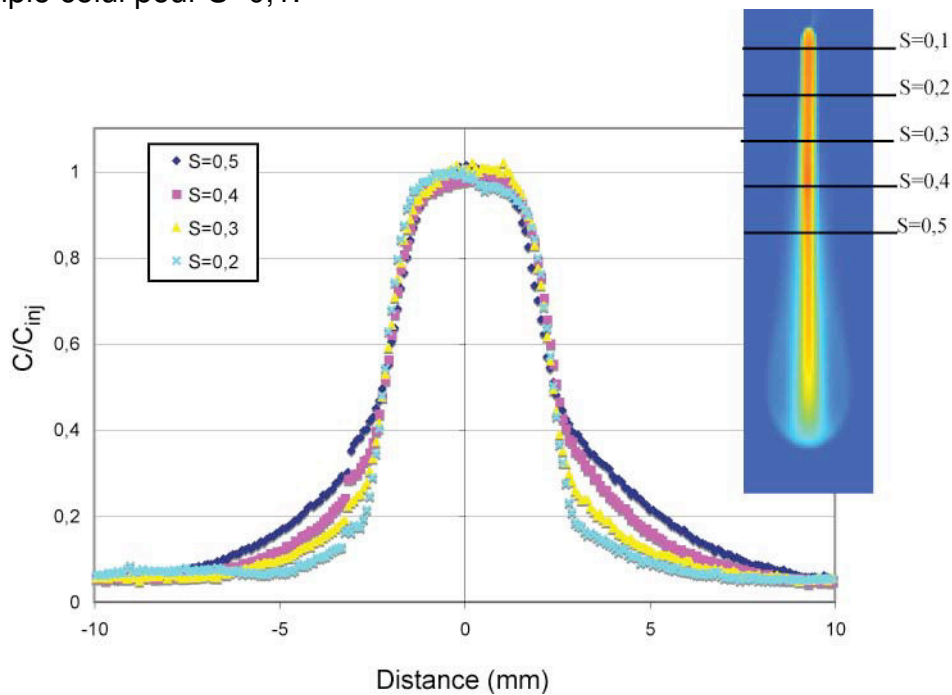


Figure 44 : Exemple de profil transversaux de concentration pour  $S < 0,5$

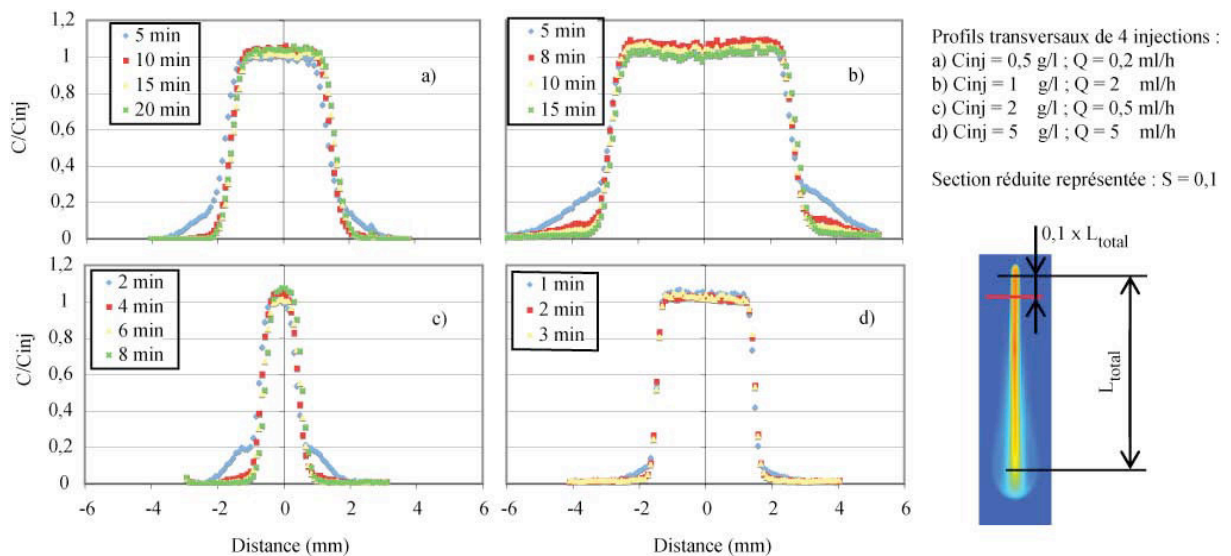


Figure 45: Profil transversal de concentration à la section réduite de 0,1 pour différentes injections et pour différents temps.

Sur l'encart de la Figure 45, nous retrouvons les profils transversaux correspondant à la section réduite  $S = 0,1$  pour quatre expériences présentant des conditions d'injection différentes.

L'analyse de cette figure montre que les profils transversaux de la partie supérieure de chacune des injections présentent une structure qui se conserve au cours du temps. Cette propriété semble indiquer, comme dans les études



expérimentales ou numériques menées par Trinh Thieu (1974) et Oltéan & Buès (2002), l'existence d'un noyau caractérisé, en termes de transport, par un régime permanent. En estimant alors, à travers le calcul de l'écart-type du profil considéré, la largeur de la zone de mélange, *i.e.*,  $L_d = x(\sigma) - x(-\sigma)$ , dans la section réduite évoquée ci-dessus ( $S = 0.1$ ), on peut constater qu'elle décroît avec l'augmentation de la concentration injectée et augmente avec l'augmentation du débit injecté (Tableau 6). Bien que cette variation soit quantifiable, il est difficile d'envisager son utilisation afin de définir, comme pour le nombre adimensionnel "G", les domaines de validité correspondant aux panaches avec ou sans digitations.

		Concentration de la solution saline (g/l)				
		0,5	1	2	5	
Débit d'injection (ml/h)	0,2	1,65				L <sub>d</sub> (mm)
	0,5	3,06	1,81	1,13		
	1	5,85	2,97	1,89	0,8	
	2		5,59	3,58	1,31	
	5		13,03	7,34	2,92	

Tableau 6: Tableau récapitulatif des valeurs de la largeur de la digitation sur la partie supérieure, notée  $L_d$

Cependant, en examinant la configuration des profils transversaux obtenus, cette nouvelle variable pourrait être utilisée pour déterminer le type de configuration attendue selon les conditions d'injection. Afin d'effectuer une telle analyse, les profils sont représentés de manière adimensionnelle de sorte que la distance du point considéré à l'axe d'injection soit réduite par la largeur de la digitation, notée  $L_d$ . Ainsi, pour une valeur de  $L_d$  comprise entre 0,8 et 1,80 nous avons systématiquement constaté un profil sous la forme d'une cloche, assimilable à une distribution unimodale (Figure 46). Pour des valeurs supérieures à 1,85 (Figure 47), les profils présentent un palier de concentration constante et égale à la concentration injectée ( $C/C_{inj} = 1$ ) ce qui nous permet de considérer que le transport de la solution saline est purement convectif. Ainsi, on peut donc supposer l'existence d'une longueur critique, autour de la valeur  $L_d = 1,85$  (du moins pour l'épaisseur de cellule considérée), qui séparerait le domaine afférent aux configurations en cloche de celles à palier constant. Ce comportement se conserve globalement sur toute la partie supérieure du panache.

Intéressons-nous maintenant au comportement de la zone de mélange, *i.e.* aux profils transversaux de concentration pour les sections réduites supérieures à 0,5. Cependant, comme le comportement des panaches avec digitations est trop complexe pour l'analyser à travers cette étude qualitative, nous nous limiterons aux profils correspondant aux configurations du type « panache sans digitation ». Dans ce contexte, les mesures considérées correspondent à un temps suffisamment long pour pouvoir correctement caractériser l'extension latérale de la zone de mélange afférente aux panaches sans digitation.

Selon les conditions d'injection, nous avons distingué trois configurations différentes représentatives de la forme du panache (pour  $S > 0,5$ ), lors de la représentation graphique des profils transversaux (Figure 48, Figure 49, Figure 50 et Figure 51).

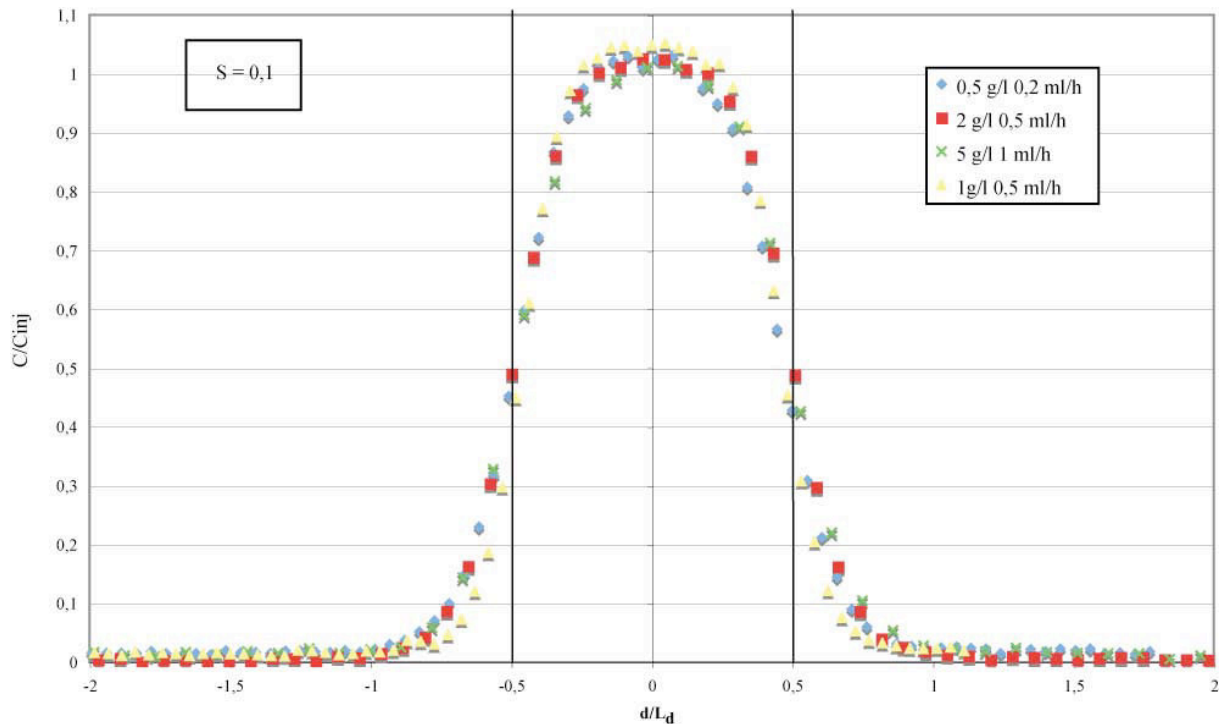


Figure 46 : Profils des concentrations transversaux de la partie supérieure des digitations pour une largeur de digitation inférieure à 1,85 mm.

Pour un débit injecté  $Q = 0,2 \text{ ml.h}^{-1}$  et une concentration  $C_{inj} = 0,5 \text{ g.l}^{-1}$ , le panache conserve une forme similaire à celle observée dans les sections réduites  $S < 0,5$ , *i.e.*, en cloche, mais présente (i) une diminution de la concentration et (ii) une légère augmentation de l'extension latérale de la zone de mélange au fur et à mesure que  $S$  augmente (Figure 48).

Pour des valeurs de débit et de concentration injectée plus fortes, la modification des conditions aux limites utilisées ( $Q = 0,5 \text{ ml.h}^{-1}$  et  $C_{inj} = 1 \text{ g.l}^{-1}$ ) n'apporte pas de modifications substantielles sur la propagation de la solution saline tant que les sections réduites ne dépassent pas une valeur de 0,6 à 0,7. Par contre, dès que  $S$  devient supérieure à 0,8, les profils transversaux sont caractérisés par l'apparition d'un "plateau", de concentration pratiquement constante de part et d'autre de l'axe d'injection (Figure 49). La largeur de ce "plateau" semble augmenter avec l'augmentation du débit injecté (Figure 50). Cette stabilisation locale des profils peut être liée à un apport latéral de concentration dû à la présence des cellules contrarotatives (observé sur les simulations). Une telle hypothèse nécessiterait toutefois pour être confirmée de disposer des champs de vitesse expérimentaux.

Finalement, la Figure 51, qui représente les résultats expérimentaux obtenus pour les conditions expérimentales ( $Q = 1 \text{ ml.h}^{-1}$  et  $C_{inj} = 5 \text{ g.l}^{-1}$ ), permet de constater que le comportement initialement en cloche se transforme en une distribution trimodale même pour des valeurs de  $S$  voisines à 0,5. Elle est caractérisée par deux minimums locaux séparant le panache de sa partie centrale. Par contre, pour des sections relativement éloignées par rapport au point d'injection, *i.e.*,  $S > 0,9$ , on retrouve un comportement dit "de plateau".

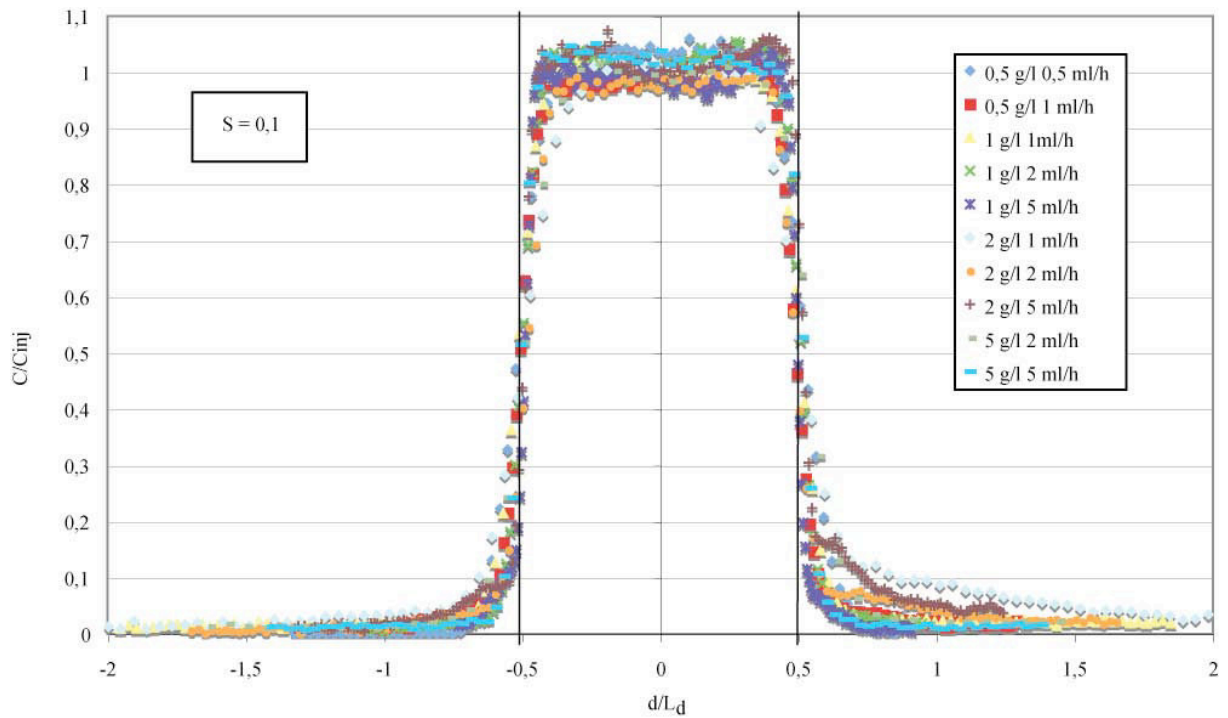


Figure 47 : Profils des concentrations transversaux de la partie supérieure des digitations pour une largeur supérieure à 1,85 m

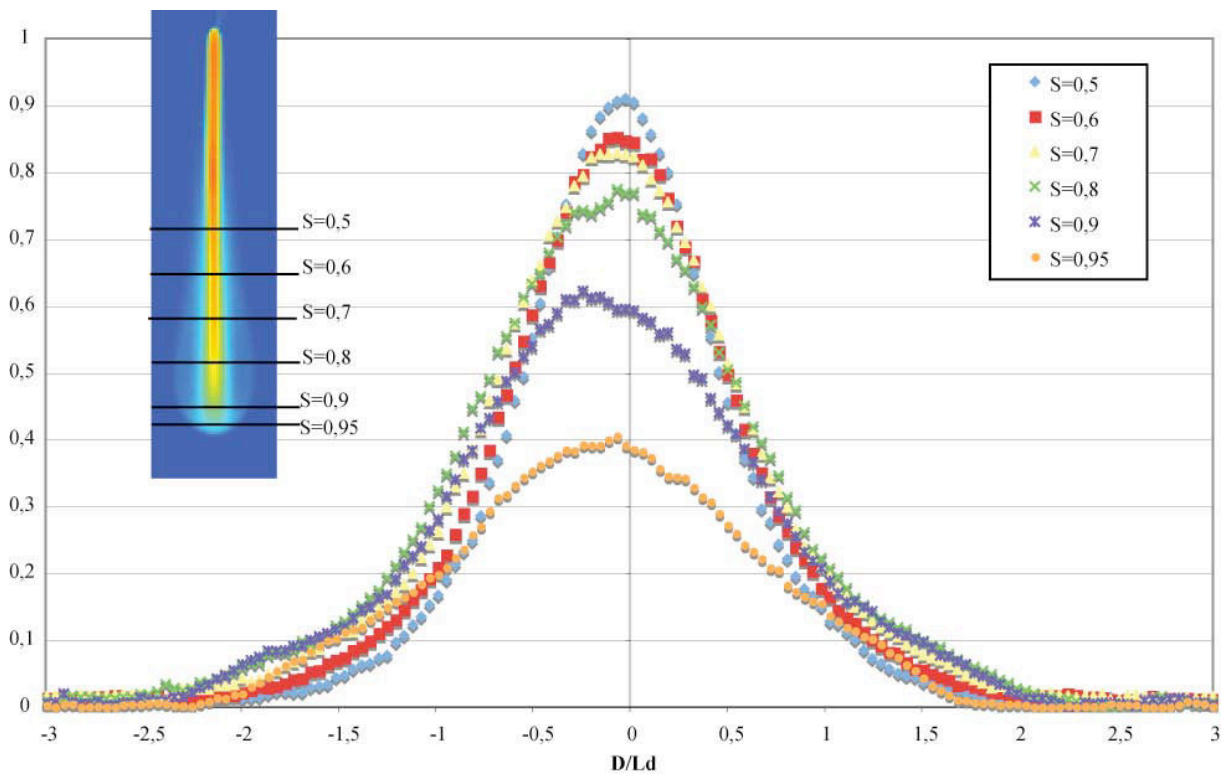


Figure 48 : Profils transversaux réduits du panache (e.g.,  $C_{inj}=0,5$  g/l  $Q=0,2$  ml/h à  $t=20$  min)

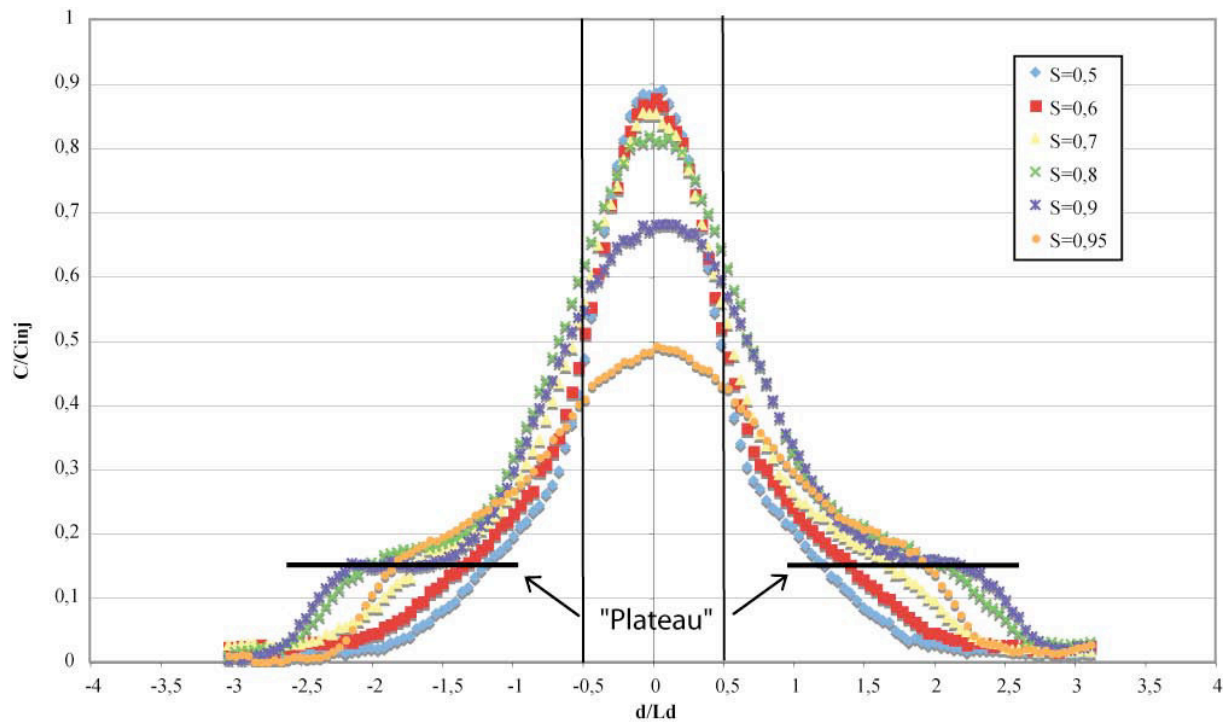


Figure 49 : Profils transversaux réduits du panache (e.g.,  $C_{inj}=1$  g/l  $Q=0,5$  ml/h à  $t=10$  min)

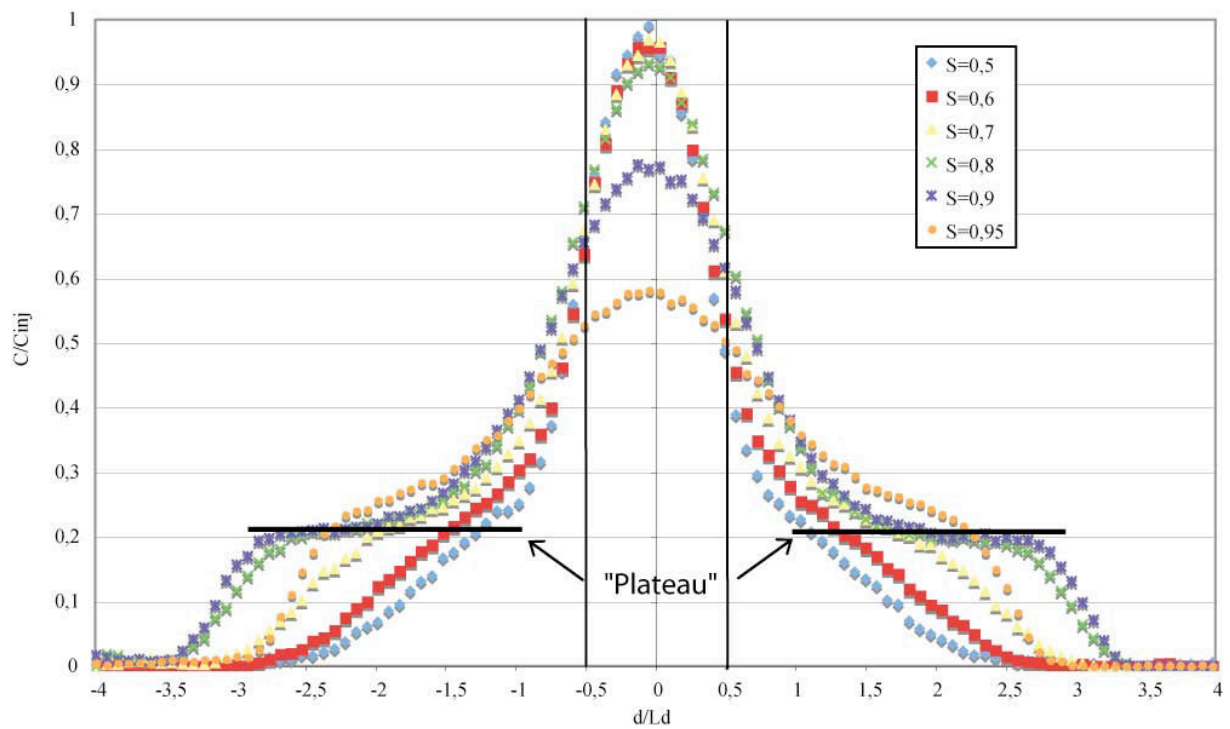


Figure 50 : Profils transversaux réduits du panache pour l'injection  $C_{inj}=2$  g/l  $Q=0,5$  ml/h à  $t=5$  min

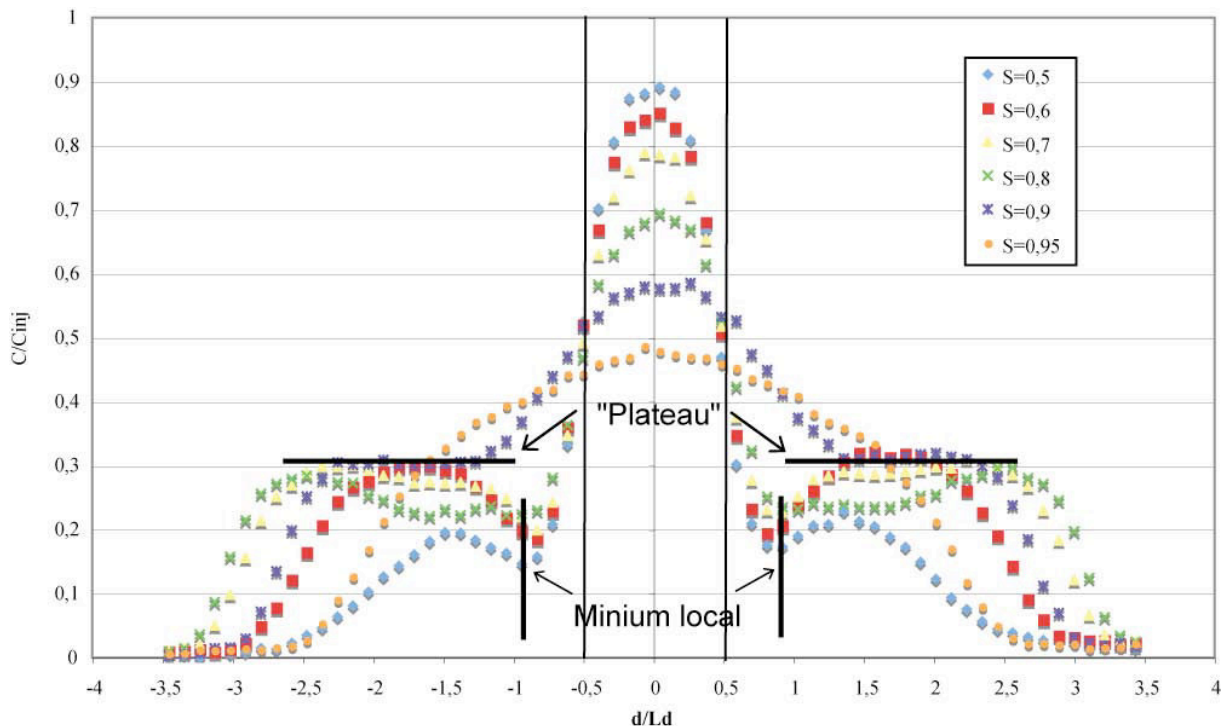


Figure 51 : Profils transversaux réduits du panache pour l'injection ( $C_{inj}=5$  g/l  $Q=1$  ml/h) à  $t=3$  min

Les conclusions issues de ce paragraphe peuvent être résumées comme suit : la zone de mélange peut être séparée en deux zones distinctes. La partie centrale, ou "le cœur", définie par la largeur de la zone de mélange correspondant à une  $S < 0,5$  et qui reste confinée autour de l'axe vertical d'injection, *i.e.*,  $-0,5 < d/L_d < 0,5$ , pendant toute la durée de l'expérience et une zone latérale dont la forme dépend fortement des conditions d'injection.

### 3-3 Comportement des digitations et critère prédictif

Le comportement global de la zone de mélange, à travers le nombre adimensionnel  $G$  tel que défini dans le paragraphe 2-3-3, est résumé dans le Tableau 7. Il a été estimé cette fois en utilisant une épaisseur de la cellule de 0,614 mm.

		Concentration de la solution saline (g/l)			
		0,5	1	2	5
Débit d'injection (ml/h)	0,2	3,88			
	0,5	1,55	2,85		
	1,0	0,78	1,43	2,97	7,03
	2,0	0,39	0,71	1,49	3,51
	5,0		0,29	0,59	1,41
	10,0				0,70

$b=0,614$ mm	Un doigt
	Deux doigts

Tableau 7 : Comportement des injections du point de vue des digitations et calcul du rapport  $G$  pour une épaisseur de cellule de 0,614 mm et représentation des zones de transitions pour les deux épaisseurs (0,5 mm et 0,614 mm)

D'après ce tableau, on retrouve bien les deux régimes attendus de digitation; toutefois, la limite de transition obtenue expérimentalement ne correspond plus à celle établie par Oltéan et al. (2008). En effet, on s'attendrait à obtenir de simples digitations pour un nombre adimensionnel  $G > 1,2$  et deux digitations pour  $G < 0,7$  (avec une zone de transition entre ces deux valeurs). Or, dans notre cas, une injection à un doigt (e.g.  $C=2$  g/L;  $Q= 5$  ml/h) présente une valeur de  $G$  de 0,59 alors qu'une injection à deux doigts ( $C= 0,5$  g/L;  $Q= 2$  ml/h) est obtenue pour  $G=1,55$ .

Dans ce contexte, la position relative de la zone de transition semblerait ainsi dépendre de la valeur de  $b$ , et donc de la perméabilité du milieu modélisé. En d'autres termes, le rapport critique  $G_c$  qui définit la limite entre les deux comportements augmenterait avec la perméabilité. Cette dépendance des régimes de transport à la variation de la perméabilité (ou de longueur du domaine) est assez classique dans les problèmes d'évolution de front tels que les problèmes de digitation visqueuse ou de dissolution en milieu poreux (Bazin and Abdulahad, 1999 ; Golfier et al., 2002) par exemple.

Cependant, nous constatons ici que la zone de transition ne s'est pas simplement décalée.

Dans notre cas, il ressort que la séparation entre les configurations 1 doigt / 2 doigts ne peut plus être définie par le critère  $G_c$  bien que la formation des doigts soit issue de la compétition entre les forces gravitaires et d'injection. De plus, nous observerions probablement un même déplacement de  $G_c$  si on augmentait aussi bien la longueur de la cellule que la durée des expériences, c'est-à-dire qu'un comportement considéré « 1 doigt » pour une longueur de cellule donnée finirait par changer de configuration en se séparant en deux doigts.

En conclusion, ce critère empirique ne semble pas pouvoir représenter correctement l'apparition de nos configurations. Un simple rapport entre la vitesse gravitaire et la vitesse d'injection n'est pas suffisant pour prendre en compte toute la complexité des processus mis en jeu. Des mesures supplémentaires pour différentes valeurs d'épaisseurs et à différentes sections d'observation seraient nécessaires pour définir un nouveau critère expérimental de séparation des doigts.

## **4- Traitement des données**

Dans ce paragraphe nous nous intéressons aux méthodes d'exploitation des résultats expérimentaux nous permettant de caractériser les paramètres de transport. Il s'agit de traiter, d'une manière spatiale ou temporelle, le champ de concentrations enregistrées lors de chaque expérience à travers la LIF. Pour le traitement spatial nous ferons appel à la méthode des moments spatiaux. Pour le traitement temporel, nous appliquerons une méthode unidimensionnelle connue sous le nom de méthode des moments temporels.

### **4-1 Méthode des moments spatiaux**

Comme la source de "pollution" est une source ponctuelle assimilable à un puits d'injection, il a été envisagé d'utiliser la méthode des moments spatiaux. Cette méthode, déjà appliquée à l'échelle de terrain (Freyberg, 1986 ; Garabedian *et al.*,

1991 ; Moltyaner *et al.*, 1988), permet de déterminer, à travers l'approche développée par Aris (1956), l'évolution du centre de masse du panache, la vitesse moyenne du déplacement ainsi que les paramètres hydrodispersifs de "notre milieu poreux".

D'une manière générale, le i-j-k-ème moment de la distribution spatiale de la concentration peut être défini comme :

$$M_{ijk}(t) = \iiint (x_1 - \omega \bar{x}_1)^i (x_2 - \omega \bar{x}_2)^j (x_3 - \omega \bar{x}_3)^k n C(x_1, x_2, x_3, t) dx_1 dx_2 dx_3 \quad (11)$$

avec  $C(x_1, x_2, x_3, t)$  le champ de concentration et  $x_i$  les coordonnées spatiales. " $\omega$ " est un paramètre adimensionnel, intervenant uniquement dans le calcul des moments d'ordre supérieur ou égal à 2, qui peut prendre deux valeurs : 0 et 1. Si  $\omega = 1$ , le moment spatial est alors centré par rapport au déplacement moyen du soluté, *i.e.*,  $\bar{x}_l$  ( $l = 1, \dots, 3$ ), estimé à l'aide des moments d'ordres 0 et 1. " $n$ " représente la porosité cinématique qui, dans notre cas, est constante et égale à 1. Dans ce paragraphe, notre attention sera portée uniquement sur les moments d'ordres 0, 1 et 2 ( $i + j + k = 0, 1$ , ou 2 respectivement).

Si  $i = j = k = 0$ ,  $\omega = 0$  et  $n = 1$ , l'intégration de l'équation (1) permet de calculer le moment d'ordre 0, équivalent à la masse de soluté  $M_0$  détectée dans la cellule de Hele-Shaw. Ensuite, le calcul des moments d'ordre 1 ( $i + j + k = 1$ ) permet d'accéder au déplacement moyen du panache ( $\bar{x}_i$ ) dans les trois directions et, ainsi, aux composantes  $V_i$  du vecteur vitesse de déplacement du soluté. Selon Freyberg (1986), en effet, les composantes du vecteur vitesse intervenant dans l'équation classique d'advection-dispersion d'un soluté non réactif :

$$\frac{\partial C}{\partial t} = -V_i \frac{\partial C}{\partial x_i} + D_{ij} \frac{\partial^2 C}{\partial x_i \partial x_j} \quad (12)$$

peuvent être exprimées comme suit :

$$\bar{V}_i = \frac{d\bar{x}_i}{dt} = \iiint \frac{x_i}{M_0} \frac{\partial C}{\partial t} dx_1 dx_2 dx_3 \quad (13)$$

$D_{ij}$  étant les composantes du tenseur de dispersion. A leurs tours, ces dernières composantes peuvent être estimées à travers les moments centrés d'ordre 2 ( $i + j + k = 2$ ) en prenant comme  $\omega = 1$  (Fischer *et al.*, 1979 ; Dagan, 1988; Garabedian *et al.*, 1991). Ainsi :

$$D_{ij} = \frac{1}{2} \frac{ds_{ij}^2}{dt} = \iiint \frac{(x_i - \bar{x}_i)(x_j - \bar{x}_j)}{2M_0} \frac{\partial C}{\partial t} dx_1 dx_2 dx_3 \quad (14)$$

avec  $s_{ij}^2$  les composantes du tenseur de covariance de la distribution en soluté :

$$\begin{aligned} s_{11}^2 &= \frac{M_{200}}{M_0} - \bar{X}_1^2; & s_{12}^2 = s_{21}^2 &= \frac{M_{110}}{M_0} - \bar{X}_1\bar{X}_2; & s_{13}^2 = s_{31}^2 &= \frac{M_{101}}{M_0} - \bar{X}_1\bar{X}_3; \\ s_{22}^2 &= \frac{M_{020}}{M_0} - \bar{X}_2^2; & s_{23}^2 = s_{32}^2 &= \frac{M_{011}}{M_0} - \bar{X}_2\bar{X}_3; & s_{33}^2 &= \frac{M_{022}}{M_0} - \bar{X}_3^2 \end{aligned} \quad (15)$$

Selon l'analyse menée par Garabedian *et al.* (1991), il ressort que la forme initiale du panache n'a aucune influence sur le calcul de la dispersivité, à travers l'équation des moments. Le nuage du polluant peut avoir ainsi une forme initiale arbitraire mais, pour que l'analyse soit valable, sa masse doit rester constante. Afin de souligner l'importance de cette condition, analysons le transport **purement convectif** d'une configuration simplifiée d'un panache (Figure 52), caractérisé soit par une masse constante (Figure 52a) soit par une masse variable issue d'une injection continue (Figure 52b). Dans le premier cas, le moment d'ordre 2, estimé par rapport au centre de masse, reste constant aussi bien au temps  $t$  que  $t+\Delta t$ . Sa dérivée temporelle est ainsi nulle ce qui entraîne une dispersion nulle, résultat qui est tout à fait en accord avec l'hypothèse initiale. Par contre, dans le second cas, on constate que les moments centrés de deuxième ordre sont différents entre  $t$  et  $t+\Delta t$  de par l'apport constant de masse. En conséquence, sa dérivée n'est plus nulle ce qui conduit, selon l'équation (14), à une dispersion différente de zéro. Autrement dit, le déplacement du panache est aussi bien convectif que dispersif si l'on se base sur cette analyse. Il est évident que ce résultat est, selon notre hypothèse de départ, complètement absurde d'un point de vue physique. Dans ce contexte, le traitement de nos données expérimentales, par la méthode des moments, doit être modifié.

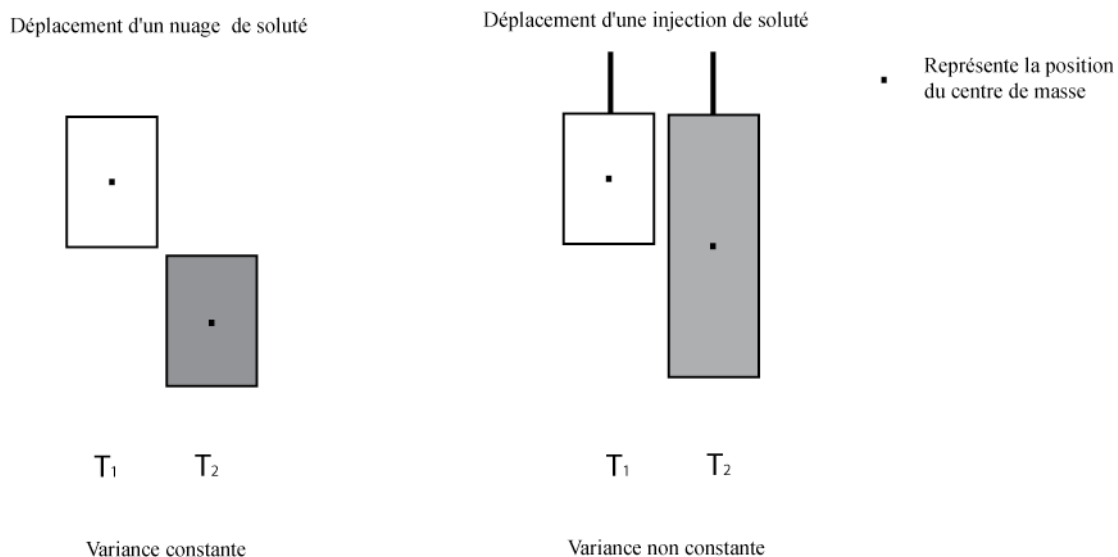


Figure 52 : Représentation théorique du déplacement d'un nuage de forme simple et d'une injection continue de forme simple

Une des idées envisagées était de travailler sur le signal d'entrée dérivé (injection continue d'un débit massique constant, *i.e.*, un échelon) ce qui nous aurait permis d'analyser les données expérimentales d'une manière similaire au déplacement d'un panache de masse constante. Plus exactement, il s'agissait de relier les dérivées du signal sortant et entrant par un produit de convolution.



Cependant, cette démarche nécessitait l'utilisation des matrices images  $R$  définies dans le chapitre 2. Compte tenu de la taille de ces matrices, cette technique s'est avérée d'une part trop laborieuse à mettre en œuvre et d'autre part les premiers résultats obtenus n'ont pas donné entière satisfaction.

Par conséquent, nous avons décidé de nous limiter à une étude des processus macro-dispersifs au sein du panache à travers le calcul de la covariance, de manière similaire à Freyberg (1986) ou Adams et Gelhar (1992).

En effet, selon l'analogie directe avec leur interprétation dans la théorie des probabilités, les composantes du tenseur de covariance représentent physiquement l'étalement d'un nuage de polluant autour de son centre de masse. Il s'agit ici d'une interprétation au sens physique où la "dispersion" est obtenue par convection pure avec un champ de vitesse macroscopique (moyen), *i.e.*,

$$\mathbf{D} = \frac{1}{2} \frac{d}{dt} (\sigma^2) = D_m \mathbf{I} + \mathbf{A} |V| \quad (16)$$

où  $\sigma_{ij}^2 = s_{ij}^2$ .  $D_m$  représente la diffusion moléculaire,  $\mathbf{A}$  le tenseur de macro-dispersivités,  $|V|$  la vitesse du centre de masse et  $\mathbf{I}$  la matrice unité. Dans notre cas, cette relation n'est pas acceptable compte tenu de l'apport constant de masse ; toutefois, l'interprétation en terme statistique du tenseur de covariance (mesure de la dépendance entre deux variables aléatoires) reste valable et peut par conséquent apporter des informations précieuses sur l'étalement du panache. En outre, si l'on émet l'hypothèse – discutable certes – que l'effet de l'injection continue entraîne un étalement du panache uniquement dans la direction longitudinale, il est possible de remonter à la dispersion transverse  $D_{22}$  à partir de la formule ci-dessus. Cette hypothèse est vraisemblablement plus correcte pour des temps longs.

Compte tenu des caractéristiques de notre "milieu poreux", nous limiterons donc notre étude à l'évolution de la variance longitudinale et à la caractérisation de la composante transverse du tenseur de dispersion sous réserve de l'hypothèse discutée précédemment.

## 4-2 Méthode des moments temporels

Une autre méthodologie, relativement efficace, permettant de caractériser les paramètres de transport d'une pollution quelconque, est la méthode des moments temporels. Par définition, le moment normé d'ordre "n" d'un signal (*e.g.*, la concentration), enregistré pour une position spatiale donnée et dont la variation temporelle est connue, s'exprime sous la forme :

$$\bar{M}_n = \frac{\int_0^{\infty} (t - M_1)^n C(t) dt}{\int_0^{\infty} C(t) dt} \quad (17)$$

avec  $M_1$  le moment temporel d'ordre 1 :

$$M_1 = \int_0^{\infty} t C(t) dt \quad (18)$$

Le premier moment temporel normé représente alors le temps moyen du déplacement du centre de masse afférant à la courbe analysée, souvent utilisé pour l'évaluation de la vitesse moyenne "V" du déplacement. Le deuxième moment normé correspond, d'un point de vue statistique, à la variance de la fonction de densité de probabilité caractérisant la dispersion des valeurs par rapport à la valeur moyenne. Dans notre cas, il quantifie l'étalement de la courbe de concentration enregistrée par rapport au temps moyen de déplacement, *i.e.*, la dispersion locale moyenne. Ainsi, si le point analysé est localisé sur l'axe vertical de symétrie, alors la dispersivité longitudinale peut être estimée par l'expression suivante :

$$D_{11} = \frac{s_{11} V_y^3}{2 y} \quad (19)$$

avec :  $V_y = y \left[ \frac{\int_0^{\infty} (t - M_1) C(t) dt}{\int_0^{\infty} C(t) dt} \right]^{-1}$ ,  $s_{11} = \frac{\int_0^{\infty} (t - M_1)^2 C(t) dt}{\int_0^{\infty} C(t) dt}$

et y la coordonnée verticale du point considéré.

La difficulté soulevée plus haut liée à l'apport continu de masse peut ici être contournée en dérivant le signal en fonction du temps à un point de référence (le point où sont calculés les moments temporels) localisé au niveau de l'axe d'injection. Cette courbe de percée peut ainsi être dérivée de manière à s'affranchir des effets de variabilité temporelle de la masse de soluté. On calculera de cette manière une macrodispersivité longitudinale associée à notre panache. L'interprétation physique de ces différents paramètres est discutée ci-dessous.

### 4-3 Interprétation physiques des valeurs calculées

Comme nous l'avons évoqué dans la section précédente, la méthode des moments définit des grandeurs mathématiques que nous assimilerons par la suite à des grandeurs physiques. Dans notre analyse, nous n'utiliserons que les moments spatiaux d'ordres 0, 1 et 2 et les moments temporels d'ordre 2. Il convient cependant d'insister sur les significations associées à ces calculs. Si pour les moments d'ordres 0 et 1 l'interprétation est sans équivoque, elle est moins évidente pour les moments d'ordre 2. Ainsi :

- Le moment spatial d'ordre 0 consiste en l'intégration spatiale de la concentration du soluté. Il est donc aisé d'en identifier la signification physique : ce moment mesure la masse de soluté présente dans la zone de mélange, au temps considéré.

- Le moment spatial d'ordre 1 exprime la position du barycentre du soluté. Nous obtenons ainsi une expression de la position du centre de masse dans le système de coordonnées choisi. L'évolution de cette position au cours du temps correspond à la vitesse de déplacement du centre de masse. Le moment d'ordre 1 pouvant être calculé dans les deux directions, les deux composantes de la vitesse peuvent être récupérées.

- Le moment spatial centré d'ordre 2 exprime, à un instant donné, la répartition spatiale du soluté par rapport à la position du déplacement moyen. Il sera interprété comme une quantification mathématique de la dispersion du soluté par rapport au centre de masse. À chaque instant, nous obtenons donc une variance longitudinale ainsi qu'une variance transversale, respectivement dans l'axe de l'injection et perpendiculaire à ce dernier. La dispersion que nous pouvons calculer à partir des valeurs de la variance est donc une représentation d'un comportement dispersif spatial et moyen de l'ensemble du panache. Cette "macrodispersion" (dans notre cas uniquement transversale), ne correspond pas forcément aux composantes du tenseur de dispersion utilisé dans l'équation d'advection-dispersion (à moins que la dispersion soit constante en tout point du panache). De même, le coefficient de dispersivité intrinsèque sera assimilé à un coefficient de "macrodispersivité". Une discussion sur la pertinence de l'utilisation de la macrodispersion pour décrire le comportement d'un panache peut être trouvée dans Cirpka (2002).

- Par contre, le moment temporel centré d'ordre 2, est calculé en un point fixe de la zone de mesure. Dans notre cas, celui-ci sera situé sur l'axe de l'injection. La dispersion quantifiée par la méthode des moments temporels correspond à une moyenne temporelle de l'évolution de la dispersion locale. Là encore, celle-ci n'est pas nécessairement similaire à la dispersion effective qui apparaît dans l'équation advection-dispersion. Une telle similitude nécessiterait que la dispersion locale atteigne rapidement un état asymptotique, *i.e.*, une valeur indépendante du temps.

Il faut donc bien garder à l'esprit que les deux macrodispersions calculées à partir des moments spatiaux et temporels ne correspondront pas obligatoirement à la dispersion réelle.

À l'aide de la méthode des moments, décrite plus haut, les données expérimentales seront interprétées d'un point de vue quantitatif afin de caractériser le comportement des panaches. Nous pourrions alors tenter de corrélérer les phénomènes observés (la séparation du panache en plusieurs digitations par exemple) à travers la quantification du phénomène dispersif (longitudinal et transversal).

#### 4-4 Interprétation des résultats expérimentaux

Le calcul du moment spatial d'ordre 1 permet d'exprimer le déplacement du centre de masse du panache au temps considéré. Les prises de mesures étant effectuées avec un intervalle de temps constant, nous en déduisons donc directement la variation temporelle de la vitesse du centre de masse.

##### 4-4-1 Vitesse du centre de masse

L'interprétation des résultats expérimentaux à travers le calcul du moment spatial d'ordre 1 a montré que la vitesse de déplacement du centre de masse reste, pour une expérience donnée, pratiquement constante. Cette observation est valable quelle que soit la configuration du panache obtenue. Il faut également noter que ce régime asymptotique est atteint immédiatement après l'injection. Les valeurs de la vitesse du centre de masse sont représentées dans le Tableau 8. Aucun commentaire particulier ne ressort de l'analyse de ce tableau. Comme nous

l'attendions, les vitesses croissent avec l'augmentation de la concentration et/ou du débit injecté.

		Concentration de la solution saline (g/l)			
		0,5	1	2	5
Débit d'injection (ml/h)	0,2	2,00E-05			
	0,5	2,45E-05	4,72E-05	6,62E-05	
	1,0	2,65E-05	4,95E-05	8,84E-05	2,00E-04
	2,0		5,37E-05	9,58E-05	2,10E-04
	5,0		5,54E-05	1,05E-04	2,63E-04
	10,0				

Vitesse du centre de masse (m/s)

Tableau 8 : Vitesse du centre de masse

#### 4-4-2 Déplacement du centre de masse par rapport à l'écart-type

Afin d'analyser d'une manière globale le comportement de la zone de mélange correspondant à chaque expérience, nous avons quantifié et ensuite représenté le rapport entre l'écart type longitudinal et le déplacement du centre de masse en fonction d'un temps réduit noté par  $t^*$ . Ce dernier a été déterminé en utilisant un temps de référence défini comme étant le rapport entre la distance totale parcourue par le panache  $L_{total}$  et la vitesse du centre de masse  $\bar{V}_{masse}$  :

$$\Sigma = \frac{\sqrt{\sigma_{11}^2}}{\bar{x}} ; t^* = \frac{t}{T_{ref}} \text{ avec } T_{ref} = \frac{L_{total}}{\bar{V}_{masse}} \quad (20)$$

Les résultats ainsi obtenus peuvent être visualisés sur la Figure 53.

Il est intéressant de noter que, quelle que soit l'expérience prise en compte, ce rapport tend vers une valeur constante et égale à 0,5. Ce résultat implique que la longueur totale d'un panache est deux fois supérieure à la distance parcourue par son centre de masse. Autrement dit, le centre de masse est parfaitement localisé au centre du panache, quel que soit la configuration (un ou deux doigts). La connaissance de la position du centre de masse permet donc d'estimer d'une manière approximative l'extension verticale de la zone de mélange. Cependant, la prise en compte de ce paramètre ne permet pas de recueillir des informations supplémentaires sur la forme du panache. Ainsi, afin de compléter cette analyse, il faut impérativement faire appel aux moments d'ordres supérieurs.

#### 4-4-3 Comportement dispersif

Dans ce paragraphe notre attention se porte sur le comportement dispersif de la zone de mélange caractérisée, tout d'abord, à travers le moment spatial d'ordre 2. Comme mentionné ci-dessus, nous étudierons l'étalement du panache par rapport au centre de masse. En d'autres termes, il s'agit d'une dispersion "macroscopique". Ainsi, sur la Figure 54, nous avons représenté la variation de  $\sigma_{11}^2(t)$  calculée pour quelques expériences.

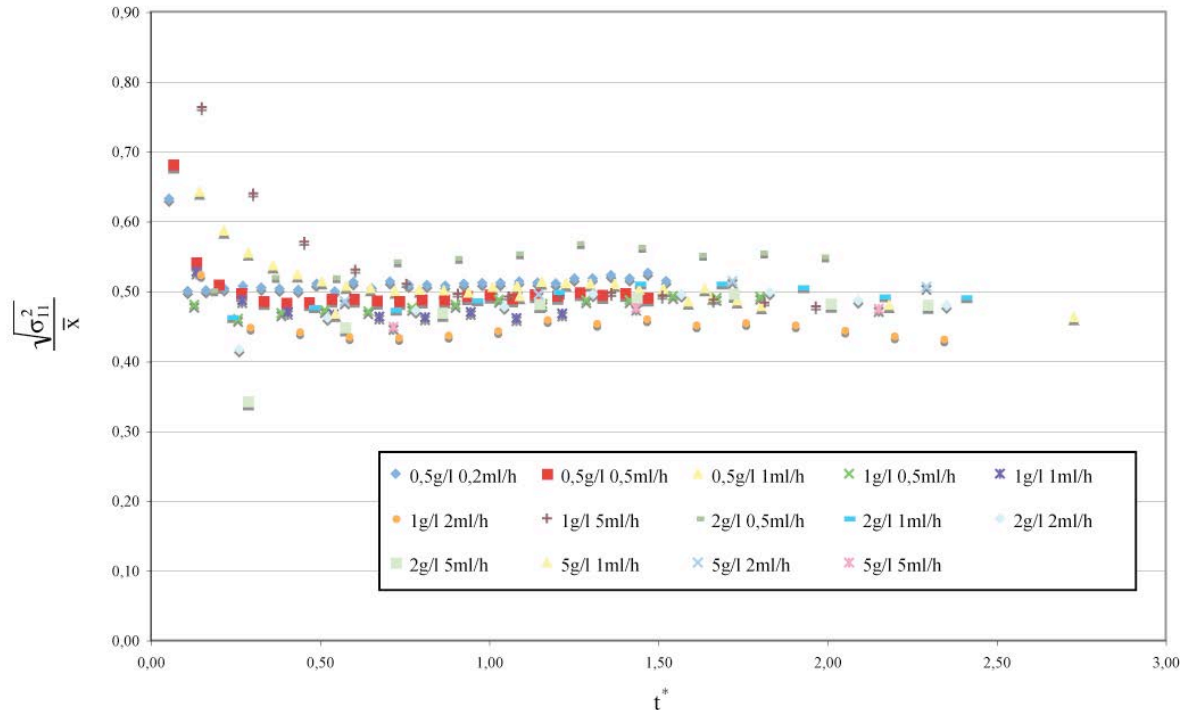


Figure 53 : Représentation du rapport de l'écart type longitudinal et de la position du centre de masse en fonction du temps réduit pour différentes concentrations salines et débits d'injection

Quelles que soient les conditions d'injection, on constate que l'évolution des points expérimentaux est linéaire (i) pour les temps courts ainsi que (ii) pour les temps longs. L'intersection de ces deux droites permet de définir un point de référence que nous utiliserons pour adimensionner nos résultats.

A chaque point de référence, nous associons ainsi un temps limite, noté  $t_{\text{limite}}$ . Pour ce même temps, nous estimons ensuite la position moyenne du centre de masse afférente à chaque panache, noté par  $\bar{x}(t_{\text{limite}})$ . Ainsi, les variables réduites peuvent être définies sous la forme :

$$\bar{\sigma}^2 = \frac{\sigma_{l1}^2}{\bar{x}^2(t_{\text{limite}})} \text{ et } \bar{t} = \frac{t}{t_{\text{limite}}} \quad (21)$$

Il est important de souligner que ce temps de référence  $t_{\text{limite}}$  et la position relative  $\bar{x}(t_{\text{limite}})$  dépend de l'injection considérée. En d'autres termes, chaque mesure est dimensionnée différemment. La variation de  $\bar{\sigma}^2$  en fonction de  $\bar{t}$  est présentée sur la Figure 55.

On peut noter tout d'abord, à l'observation de cette figure, la parfaite superposition de toutes les courbes expérimentales  $\bar{\sigma}^2 = f(\bar{t})$  qui soulignent la parfaite similitude de comportement en terme de variance de l'ensemble des mesures réalisées. On constate aussi l'existence de deux régimes de développement de la zone de mélange. Pour,  $t/t_{\text{limite}} < 1$ , la variance croît de manière non-linéaire par rapport au temps, probablement à cause de l'influence de l'apport de masse continue en entrée. Pour les temps longs en revanche, *i.e.*  $t > t_{\text{limite}}$ , on recupère une évolution linéaire de  $\bar{\sigma}^2$  en fonction du temps. Le panache étant suffisamment développé, l'apport de masse lié à l'injection devient négligeable par rapport à l'extension longitudinale du doigt d'injection. Dans ces conditions, la

relation définie par Fischer (1979) peut être appliquée et on obtient ainsi une macrodispersion longitudinale asymptotique.

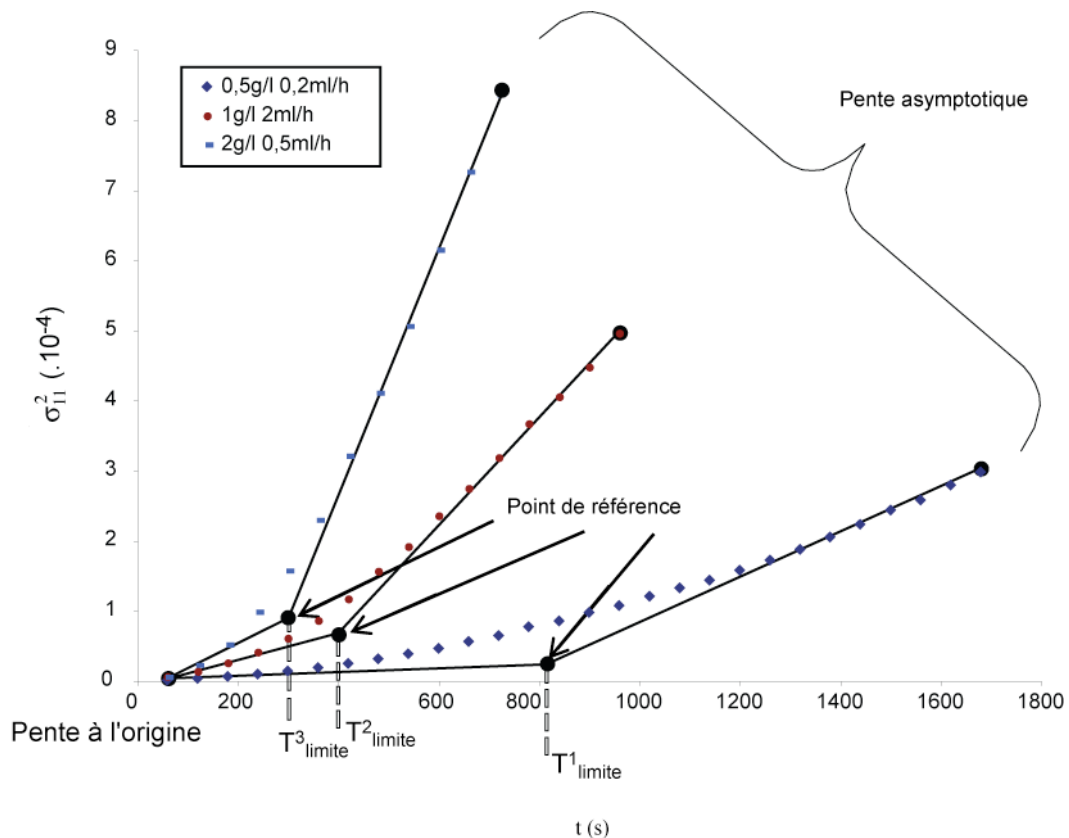


Figure 54 : Variance longitudinale en fonction du temps pour quelques injections expérimentales et représentation des points de références

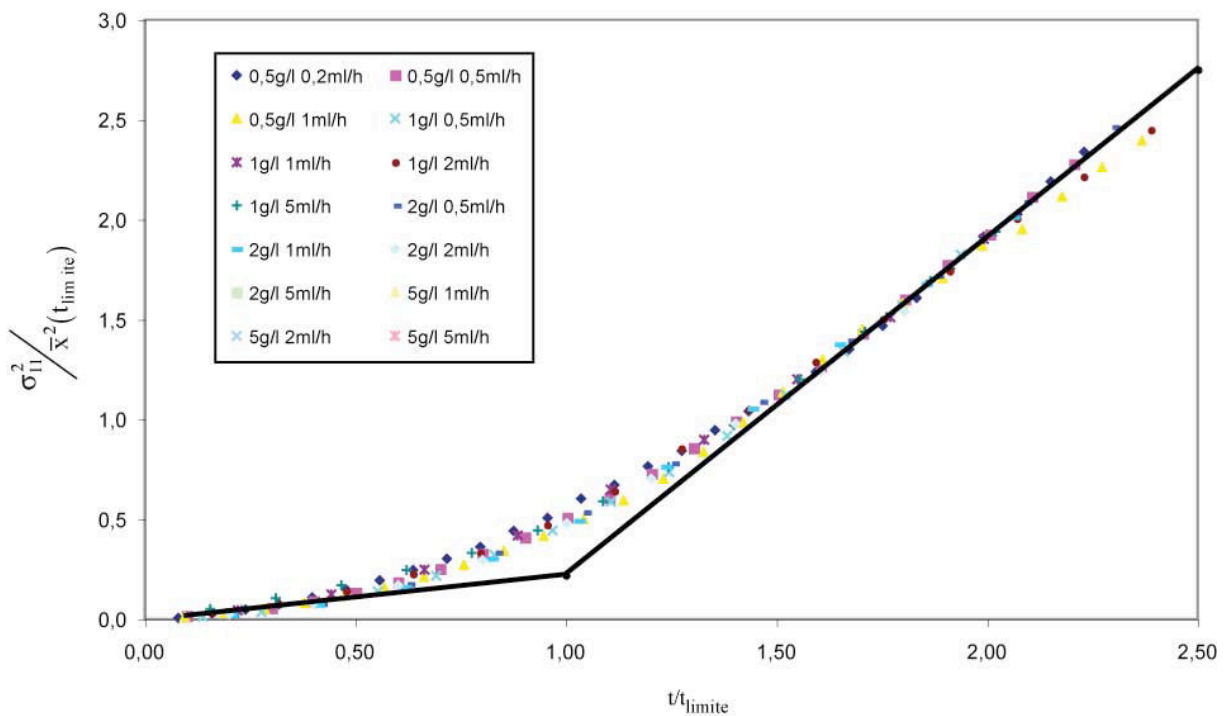


Figure 55 : Représentation de la variance réduite en fonction du temps réduit pour différentes concentrations salines et débits d'injection et les valeurs,  $n$ , des pentes respectives de chaque droite

#### 4-5 Moment temporel d'ordre 2 : Dispersion ( $D_{11}$ )

L'intérêt de l'utilisation de la méthode des moments est de pouvoir caractériser la dispersion ponctuelle effective. Pour cela, nous suivons l'évolution de la concentration réduite en fonction du temps en un point fixe (situé dans le plan d'injection). La caractérisation de la macro-dispersion temporelle à partir de cette courbe de percée revient à supposer que le soluté en ce point est uniquement transporté suivant la direction d'injection (pas de flux transverse). Dans un premier temps, afin de vérifier l'adéquation de cette méthode à notre problème, nous avons testé cette approche à partir d'un signal pour lequel la valeur de  $D_{11}$  est connue.

Ainsi, nous avons utilisé une courbe d'éluion obtenue numériquement à partir du code FRIPE (code développé par Oltéan et al (2004) que nous détaillerions lors du chapitre 4) en utilisant une valeur de dispersion constante, égale à la diffusion moléculaire du sel ( $D_m=1,5 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ) soit la plus faible valeur de dispersion pouvant être enregistrée. Le signal ainsi obtenu a ensuite été traité en employant la méthode des moments temporels.

La valeur  $D_{11}$  obtenue par ce biais a été de  $7,6 \cdot 10^{-10} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ , une valeur proche de la diffusion moléculaire du sel compte tenu de la faible valeur de dispersion considérée. Cette méthode peut donc être considérée comme correcte pour mesurer la dispersion locale.

En appliquant la méthode des moments temporels à nos expériences, comme indiqué dans la paragraphe 4-1-2, nous obtenons les valeurs de dispersivité intrinsèque suivantes, rassemblées dans le Tableau 9.

		Concentration de la solution saline (g/l)				
Débit d'injection (ml/h)		0,5	1	2	5	$\alpha_L$ en mm
	0,2	0,031				
	0,5	0,104	0,072	0,147		
	1,0	0,173	0,089	0,166	0,838	
	2,0		0,033	0,159	0,659	
	5,0		0,269	0,293	1,186	

Tableau 9 : Dispersivité longitudinale obtenue à partir des moments temporels

Nous constatons que l'ordre de grandeur de ces dispersivités longitudinales est du dixième de millimètre, pour une valeur moyenne de 0,3 mm.

Cette méthode de traitement reste néanmoins lourde à mettre en place et ne permet pas de caractériser le phénomène dispersif expérimental des digitations aussi bien que la méthode des moments spatiaux. Son intérêt majeur est cependant l'obtention d'une valeur estimée de  $D_{11}$  (ou de sa dispersivité associée), ce qui se révélera utile lors de la comparaison avec les simulations numériques.

#### 4-6 Moment spatial d'ordre 2 : Dispersion transversale

Intéressons nous maintenant à la dispersion transversale. En fait, en utilisant le moment spatial centré d'ordre 2 nous pouvons exprimer et ainsi calculer la dispersion transversale de nos mesures par l'intermédiaire de  $D_{22}$ .

#### 4-6-1 Dispersion transversale : panache sans digitation

L'étude de la dispersivité transversale a été menée de la même manière que celle de la dispersivité longitudinale. Ainsi, la variable  $D_{22}$ , multipliée par un facteur correctif  $f_c$  proportionnel à la concentration de la solution saline ( $f_c = C_{inj}/C_{ref}$ , avec  $C_{ref} = 1.0 \text{ g l}^{-1}$ ), a été réduite par rapport à la diffusion moléculaire tandis que le temps réduit a été estimée par rapport au même temps de référence défini dans le paragraphe 4-3-2, *i.e.* :

$$D_{22}^* = \frac{D_{22}}{D_m} f_c = \frac{\left[ \frac{1}{2} \frac{d}{dt} (\sigma_{22}^2) \right]}{D_m} f_c; t^* = \frac{t}{T_{ref}} \text{ avec } T_{ref} = \frac{L_{total}}{V_{masse}} \quad (22)$$

La variation de  $D_{22}^*$  en fonction de  $t^*$  est présentée sur la Figure 56. Après une phase de décroissance, on peut constater que la dispersion transversale tend asymptotiquement vers une valeur constante. Bien que l'interprétation de cette courbe soit relativement délicate, on pourrait cependant supposer que la phase de décroissance correspond au caractère transitoire du transport.

Nous constatons que les valeur de dispersion transversale tendent vers l'incertitude de mesure. Cela ne semble pas correspondre au comportement normal puisque la valeur minimale de dispersion est censé être la diffusion moléculaire ( $D_m = 1,5 \cdot 10^{-9} \text{ m}^2 \cdot \text{s}^{-1}$ ) Cependant, si nous prenons en compte le demi profil de dispersion pour sa configuration la plus large, nous pouvons estimer la vitesse de diffusion à  $0,25 \cdot 10^{-6} \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  or en une minute (le pas de temps de nos mesure) la diffusion aura parcouru 0,02 mm, ce qui est inférieur à la taille de nos pixels (0,084mm). Nous ne sommes donc pas capables de mesurer avec exactitude le front de diffusion à l'aide de notre dispositif.

Durant cette phase, le soluté se déplace aussi bien longitudinalement que latéralement jusqu'à atteindre une largeur de panache constante notée dans le paragraphe 3-1 par  $L_d$ . Une fois cette largeur établie, la dispersion transversale diminue jusqu'à se stabiliser autour d'une valeur voisine de la diffusion moléculaire. En fait, cette dernière observation conforte les résultats issus des études théoriques menées par Felder *et al.* (2004) et Oltean *et al.* (2004) en régime asymptotique, qui suggèrent que la dispersivité transversale dans une cellule de Hele-Shaw est nulle.

#### 4-4-2 Dispersion transversale : panache avec digitations

Si le temps adimensionnel est défini de la même manière que dans le paragraphe précédent, la dispersion transversale a été réduite par sa valeur minimale déterminée pour chaque expérience, *i.e.*,

$$D_{22}^* = \frac{D_{22}}{\min[D_{22}]} \quad (23)$$

Sa variation en fonction du temps réduit est présentée sur la Figure 57.



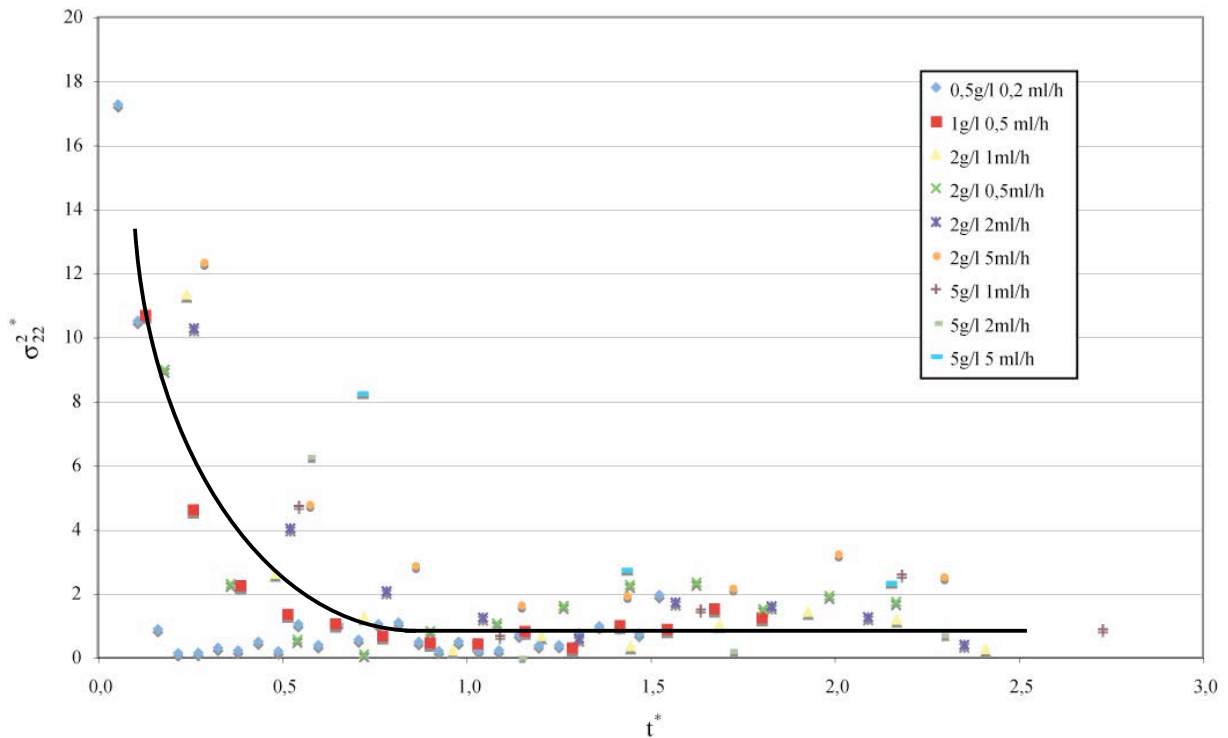


Figure 56: Dispersion transverse réduite en fonction du temps réduit pour des injections présentant des doigts unique

Contrairement à la dispersion longitudinale, la dispersion transversale semble dépendre fortement de la configuration du panache. Ainsi, la même Figure 57 met en évidence un comportement en trois phases :

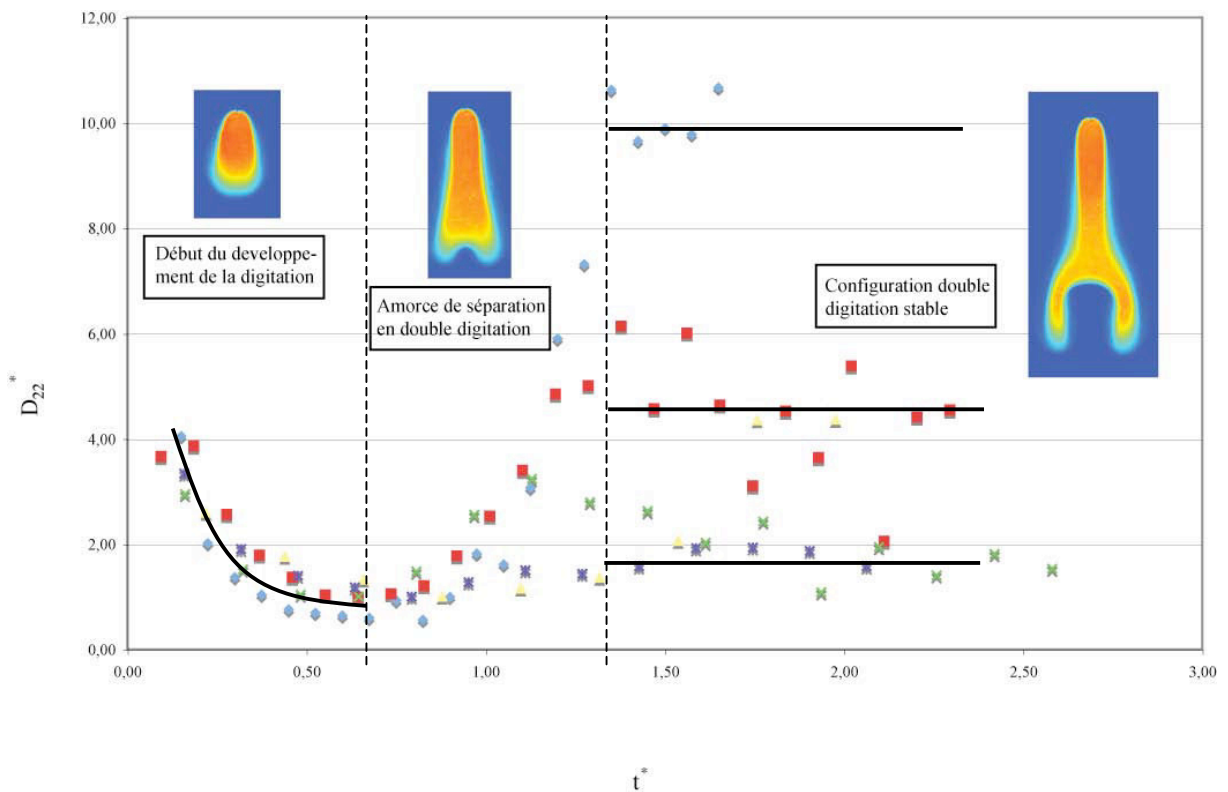


Figure 57 : Dispersion transverse réduite en fonction du temps réduit pour des injections présentant des digitations double

(i) pour les temps réduits inférieurs à 0,6 l'interprétation est identique à celle fournie dans le paragraphe précédent afférente à une configuration "panache sans digitation".

(ii) lorsque  $t^*$  varie entre 0.6 et 1.4, on remarque une augmentation de la dispersion : elle marque la séparation des panaches en deux doigts.

(iii) pour des temps réduits supérieurs à 1.4, la dispersion tend, comme dans le paragraphe précédent, vers un régime asymptotique mais avec des valeurs différentes. Ces valeurs dépendent des conditions aux limites (concentration et débit d'injection). Il faut également noter que cette phase correspond au développement des doigts après séparation.

## 5- Conclusion

La mise en place d'un protocole de mesure efficace, basé sur la LIF, nous a permis de mener une analyse quantitative sur les résultats expérimentaux obtenus sur un modèle physique de laboratoire. En outre, en appliquant la méthode des moments nous avons pu caractériser avec précision le comportement dispersif de la zone de mélange issue de l'injection d'un polluant à propriétés physiques variables.

Dans un premier temps, l'analyse quantitative des configurations obtenues nous a confortés sur la reproductibilité de nos expériences. Ainsi, le protocole de mesure mis en place sur les mesures de concentration affiche une répétabilité, exprimée en erreur relative, de l'ordre de 5%. En outre, contrairement aux autres méthodologies (*e.g.*, absorption de la lumière), il permet de réduire, d'une manière significative (moins de 7%), les erreurs entre la masse du polluant injectée et celle calculée à partir des concentrations mesurées à l'intérieur de la zone de mélange. Cette analyse qualitative a aussi été couplée avec un suivi de l'évolution temporelle de la géométrie de la zone de mélange. Nous avons pu ainsi confirmer, avec plus de précision, certaines observations issues d'autres études expérimentales ou numériques : la zone de mélange peut être séparée en deux zones distinctes. La partie supérieure centrale, ou "le cœur", qui reste confiné (largeur constante) autour de l'axe vertical d'injection pendant toute la durée de l'expérience (écoulement permanent). La partie inférieure où la géométrie de la zone de mélange (en cloche, bi-modale ou tri-modale) dépend fortement des conditions d'injection.

La méthode des moments appliquée aussi bien sous sa forme spatiale que temporelle nous a permis de recueillir des informations sur les paramètres (macro)dispersifs caractérisant le déplacement de la solution saline dans la cellule de Hele-Shaw. L'utilisation du moment spatial d'ordre 1 a mis en évidence une vitesse du déplacement du centre de masse de la zone de mélange pratiquement constante au cours du temps, quelle que soit la configuration du panache. Concernant le comportement macrodispersif, déterminé à travers les moments spatiaux d'ordre 2, nous avons pu constater que seule la macrodispersion transversale est influencée par la géométrie de la zone de mélange. Pour une configuration du type "panache sans digitation" la dispersion transversale tend, après une zone d'établissement liée probablement à l'influence des conditions limites en entrée (injection ponctuelle), vers un régime asymptotique caractérisé par une valeur voisine de la diffusion moléculaire. Cette observation laisse supposer que la dispersivité transversale est nulle. En revanche, concernant la configuration "panache avec digitations", nous avons constaté un comportement en trois phases directement liées à l'évolution spatio-temporelle de la zone de mélange :

établissement initial du doigt, séparation du panache en deux doigts et stabilisation de la nouvelle géométrie.

Il convient à présent de comparer ces résultats aux résultats obtenus à l'aide d'un code numérique, précédemment développé, et de valider ainsi l'utilisation d'une cellule de Hele-Shaw comme modèle analogue à un milieu poreux pour les problèmes de transport de fluides miscibles.



## **Chapitre 4**

# **COMPARAISON DES SIMULATIONS NUMERIQUES ET DES MESURES EXPERIMENTALE**

## Nomenclature

$b$	Epaisseur de la cellule (m)
$C_{inj}$	Concentration massique de la solution saline injecté ( $g.l^{-1}$ )
$C_m$	Concentration massique de sel au point considéré ( $g.l^{-1}$ )
$\bar{C}_m$	Concentration massique réduite (-)
$d_i$	Diamètre de l'aiguille d'injection (m)
$\bar{D}_{jp}^m$	Composantes adimensionnelles du tenseur de dispersion (-)
$D_{jp}$	Composante du tenseur de Taylor généralisé ( $m^2.s^{-1}$ )
$D_{22}$	Dispersion transversale ( $m^2.s^{-1}$ )
$D_m$	Coefficient de diffusion moléculaire ( $m^2.s^{-1}$ )
$G$	Rapport de la vitesse gravitaire sur la vitesse caractéristique (-)
$g$	accélération de la gravité ( $m.s^{-2}$ )
$H$	Hauteur de la cellule (m)
$k$	Perméabilité du milieu équivalent ( $m^2$ )
$L_d$	Largeur de doigt (m)
$L_s$	Longueur de scission (m)
$q_M$	Débit massique ( $kg.s^{-1}$ )
$Q_V$	Débit volumique ( $m^3.s^{-1}$ )
$S_{\text{section réduite}}$	Rapport de la section considérée (-)
$\bar{t}$	Temps réduit (-)
$T_{\text{limite}}$	Temps limite (s)
$V_i$	Composante de la vitesse ( $m.s^{-1}$ )
$\bar{V}_j$	Composante selon l'axe $ox_j$ de la vitesse réduite (-)
$V_g$	Vitesse gravitationnelle ( $m.s^{-1}$ )
$V_{inj}$	Vitesse d'injection de la solution ( $m.s^{-1}$ )
$\bar{V}_{\text{masse}}$	Vitesse réduite du centre de masse (-)
$\bar{X}$	Position réduite du point considéré (-)
$\alpha_L$	Dispersivité longitudinale (m)
$\alpha_T$	Dispersivité transversale (m)
$\delta_{j1}$	Symbole de Kronecker (-)
$\varepsilon$	Porosité (-)
$\mu$	Viscosité dynamique du fluide ( $kg.m^{-1}.s^{-1}$ )
$\mu_a$	Viscosité dynamique réduite du fluide (-)
$\mu_a$	Viscosité dynamique du fluide ambiant ( $kg.m^{-1}.s^{-1}$ )
$\rho$	Masse volumique ( $kg.m^{-3}$ )
$\rho_a$	Masse volumique du fluide ambiant ( $kg.m^{-3}$ )
$\rho_{inj}$	Masse volumique de la solution saline injecté ( $kg.m^{-3}$ )
$\bar{\rho}$	Masse volumique réduite (-)
$\sigma_{11}^2$	Variance longitudinale ( $m^2$ )

## 1- Présentation du modèle numérique

La simulation des processus d'écoulement et de transport en milieu poreux en présence d'effet gravitaire nécessite l'utilisation de codes de calculs performants et précis. La conception de tels codes doit cependant être validée rigoureusement si l'on désire utiliser ceux-ci comme outil prédictif. Dans ce dessein, deux approches co-existent : l'utilisation de cas-tests numériques ou « *benchmarks* » et le calage par rapport à des mesures expérimentales de référence.

Deux cas-tests sont parmi les plus utilisés dans les problèmes de transport gravitaire en milieu poreux.

(i) Le problème d'Henry (1964), bien que décrié sur sa pertinence demeure un test majeur. Il décrit l'inclusion d'une solution saline au sein d'un aquifère confiné, initialement saturé en eau.

(ii) Le cas-test d'Elder (1967) est basé sur une expérience d'instabilité thermique dans un volume confiné en présence d'un élément chauffant disposé sur la frontière inférieure. Sur la base de l'analogie entre équation de la chaleur et équation du transfert de masse, ce cas-test est utilisé pour le développement instable de digitations gravitaires.

(iii) On peut citer comme autres exemples de cas-tests, le problème du dôme de sel de Hydrocoin (Konikow et al., 1997), celui de l'évaporation du lac salé (Simmons et al., 1999) ou encore Konz et al. (2009).

Cependant, comme souligné dans le chapitre d'introduction de notre travail, plusieurs études récentes (Mazzia et al., 2001 ; Simpson and Clement, 2003 ; Diertsch and Kolditz, 2002), ont remis en question la qualité et la pertinence de l'approche couplé du problème d'Henry.

Afin de tester un code de manière globale, un moyen fiable reste donc l'utilisation de mesures expérimentales effectuées dans les conditions d'utilisation du code numérique. Toutefois, comme souligné dans le premier chapitre, l'obtention de mesures précises dans un milieu poreux réel sont difficiles à réaliser. L'utilisation d'un dispositif expérimental parfaitement homogène et transparent tel que la cellule de Hele-Shaw pourrait donc constituer une alternative crédible. Dans ce contexte, un développement théorique tel que mené par Felder et al. (2004) sur l'expression du tenseur de dispersion macroscopique prenant en compte les effets gravitaires entre deux plaques représente une véritable avancée. Il permet d'aboutir à une analogie complète tant d'un point de vue de l'écoulement que du transport entre ce dispositif et un milieu poreux. Néanmoins, ce développement nécessite d'être tout d'abord corroboré avec des mesures expérimentales de référence et que son domaine de validité soit rigoureusement évalué. Une première tentative dans ce sens a été menée par Oltéan et al. (2008) à l'aide des expériences de Felder (2003). Les incertitudes de mesures n'ont pas permis de réaliser complètement cette comparaison.

Nous avons effectué dans le chapitre précédent un traitement détaillé des données obtenues à partir des mesures expérimentales d'injection de solution saline en cellule de Hele-Shaw. Nous pouvons donc nous servir de ces résultats pour les comparer aux simulations effectuées dans les mêmes conditions à partir d'un code de calcul conçu et développé pour des problèmes relatifs au transport de polluants

en milieux poreux bidimensionnels. Notre objectif dans ce chapitre sera de vérifier si les simulations numériques, menées avec un tel code, peuvent reproduire les configurations de nos expériences, *i.e.*, des panaches présentant un et deux doigts.

Nous décrirons tout d'abord le simulateur numérique FRIPE utilisé pour cette validation et la méthodologie adoptée pour mener à bien cette comparaison. Nous présenterons ensuite une comparaison du comportement global des doigts simulés (forme de la zone de mélange, largeur du panache) avec les expériences. Nous continuerons en examinant de manière quantitative (vitesse du centre de masse, variance, ...) le comportement des injections, aussi bien pour les configurations un doigt que deux doigts. Une discussion critique sur l'expression du tenseur de dispersion utilisé terminera ce chapitre.

### 1-1 Description de FRIPE

A l'aide d'un code numérique préalablement développé dans notre équipe, nous avons résolu numériquement les équations d'écoulement et de transport d'un polluant miscible à l'eau et présentant un gradient de masse volumique au sein d'une cellule de Hele-Shaw.

Ce code FRIPE, largement décrit dans Buès et Oltean (2000). Est basé sur une combinaison entre la méthode des éléments finis mixtes hybrides et la méthode des éléments finis discontinus. Il a été testé aussi bien sur des 'Benchmarks' (Buès et Oltean, 2000 ; Oltean et Buès, 2001) que sur des problèmes de transport en milieu poreux (Oltean et Buès, 2002). Les équations du problème sont rappelées ci-dessous.

### 1-2 Système d'équations

Ce code numérique a été défini par Buès et Oltéan (2000) et Oltéan et Buès (2001), puis adapté au cas du transport d'un polluant présentant un faible gradient de masse volumique (Felder et al. 2004). Sous forme adimensionnelle, le système d'équations décrivant l'écoulement et le transport en milieu poreux peut être exprimé sous la forme :

$$\begin{aligned} \frac{\partial(\bar{\rho})}{\partial \bar{t}} + \frac{\partial(\bar{\rho}\bar{V}_j)}{\partial \bar{x}_j} &= 0 \\ \bar{V}_j &= -\frac{1}{12} \left( \frac{\partial \bar{P}}{\partial \bar{x}_j} - \delta_{ji} G(\Delta \bar{\rho}) \right) \\ \frac{\partial(\bar{\rho}\bar{C}_m)}{\partial \bar{t}} + \frac{\partial(\bar{\rho}\bar{V}_j\bar{C}_m)}{\partial \bar{x}_j} &= \frac{\partial}{\partial \bar{x}_j} \left( \bar{\rho} \bar{D}_{jp} \frac{\partial(\bar{C}_m)}{\partial \bar{x}_p} \right) \end{aligned} \quad (22)$$

avec :

$$\begin{aligned} \bar{x}_j &= \frac{x_j}{H} \quad (j=1,2), \quad \bar{t} = t \frac{V_{inj}}{H\varphi}, \quad \bar{P} = \frac{12k}{V_{inj}H} (P - \rho g x_1), \quad \bar{D}_{jp} = \frac{D_{jp}\varphi}{V_{inj}H}, \quad \bar{V}_j = \frac{V_j}{V_{inj}}, \\ \bar{\rho} &= \frac{\rho}{\rho_a}, \quad - = \frac{-}{a}, \quad \bar{C}_m = \frac{C_m}{C_{inj}}, \quad \Delta \rho = \frac{\rho - \rho_a}{\rho - \rho_{inj}}, \quad G = \frac{12V_g}{V_{inj}}, \quad V_g = \frac{kg(\rho_{inj} - \rho_a)}{a} \end{aligned}$$



où  $V_j$  [ $LT^{-1}$ ] représente la composante 'j' de la vitesse de Darcy,  $k$  [ $L^2$ ] la perméabilité intrinsèque du milieu poreux et  $\varphi$  [-] la porosité.  $\rho$  et  $\mu$  définissent respectivement la masse volumique et la viscosité dynamique du mélange (solution injectée/fluide ambiant),  $P$  la pression,  $C_m$  la concentration massique de la solution et  $H$  [L] la longueur du milieu poreux. Les indices a et inj caractérisent respectivement le fluide ambiant et le fluide injecté.

Dans ce code, la formulation des composantes adimensionnelles  $\bar{D}_{jp}$  du tenseur de dispersion est donnée par (Bear, 1961)

$$\bar{D}_{jp}^M = \frac{\varphi D_{jp}}{V_{inj} H} = \left( \frac{\varphi}{Pe} + a_T |\bar{V}| \right) \delta_{jp} + \frac{(a_L - a_T) \bar{V}_j \bar{V}_p}{|\bar{V}|} \quad (23)$$

avec :

$$Pe = \frac{V_{inj} H}{D_m}, a_L = \frac{\alpha_L}{H} \text{ et } a_T = \frac{\alpha_T}{H}$$

où  $\alpha_L$  et  $\alpha_T$  représentent les dispersivités intrinsèques longitudinale et transversale du milieu poreux.

L'expression généralisée du tenseur de dispersion de Taylor développée par Oltéan et al. (2004) peut être écrite sous la forme,

$$D_{jp} = \frac{\langle \bar{D}_m \rangle}{Pe^c} \delta_{jp} + \varepsilon^2 \frac{Pe^c}{210 \langle \bar{D}_m \rangle} \left( 1 + \frac{\partial \langle \bar{\rho} \rangle}{\partial \langle \bar{C}_m \rangle} \frac{\langle \bar{C}_m \rangle}{\langle \bar{\rho} \rangle} \right) \langle \bar{V}_j \rangle \langle \bar{V}_p \rangle \quad (24)$$

où  $Pe^c$  et  $Re^c$  sont respectivement les nombres de Péclet et de Reynolds définis pour la cellule et le symbole  $\langle - \rangle$  signifie que la variable est moyennée selon l'épaisseur de la cellule, et  $\varepsilon$  est la porosité.

Dans ces conditions, une analogie peut être établie – tant du point de vue de l'écoulement que du point de vue du transport - entre un milieu poreux et une cellule de Hele-shaw (dont le comportement est décrit par des variables moyennées selon l'épaisseur de la cellule) :

$$\varphi = 1, \alpha_L = \frac{b^2 |V|}{210 \langle \bar{D}_m \rangle} \left( 1 + \frac{\partial \langle \bar{\rho} \rangle}{\partial \langle \bar{C}_m \rangle} \frac{\langle \bar{C}_m \rangle}{\langle \bar{\rho} \rangle} \right) \text{ et } \alpha_T = 0 \quad (25)$$

Les domaines d'application d'une telle analogie sont cependant restreints. Il faut, en effet, conserver à l'esprit les contraintes imposées par le développement du tenseur de dispersion généralisée. L'utilisation de cette formulation asymptotique implique :

$$\begin{aligned} \frac{H \rho_a V_{inj}}{a} &= Re^c \leq O\left(\frac{1}{\varepsilon}\right) \\ \frac{V_{inj} H}{D_{m\infty}} &= Pe^c \leq O\left(\frac{1}{\varepsilon}\right) \\ \frac{V_g}{V_{inj}} &= G \approx O(1) \end{aligned} \quad (26)$$

La première condition permet de négliger les termes transitoire et inertiel dans les équations de Naviers-Stokes utilisées lors de la description de l'écoulement dans

la cellule de Hele-Shaw. La deuxième condition définit les régimes de dispersion ainsi que les phénomènes associés. Ces régimes sont explicités par l'ordre de grandeur du nombre de Péclet de la cellule :

- Lorsque  $Pe^c$  est de l'ordre de 1, alors la diffusion macroscopique domine le phénomène de dispersion. l'expression du tenseur de dispersion est réduite à la diffusion moléculaire

- Lorsque  $Pe^c$  est de l'ordre de  $1/\varepsilon$ , alors la diffusion macroscopique et la dispersion hydrodynamique sont du même ordre de grandeur. L'expression de  $D_{jp}$  est celle du tenseur de Taylor généralisé telle que définie ci-dessus.

Basée sur le nombre  $G$ , la dernière condition implique que les forces gravitaires et visqueuses doivent être du même ordre de grandeur. Dans le cas contraire ( $G > 1$ ), il faudrait redimensionner la vitesse caractéristique  $V_{inj}$  à l'ordre de  $V_g$ .

Détaillons maintenant les conditions et les paramètres des simulations réalisées.

### 1-3 Maillage et application des conditions aux limites

La résolution de ce système d'équations (22)-(23) est réalisée à l'aide d'un maillage correspondant aux conditions limites expérimentales. Nous représentons un exemple de ce maillage sur la Figure 58.

L'injection de la solution est effectuée à 20 mm en dessous de la frontière supérieure de la cellule. Soit  $q_m$  le débit massique d'injection équivalent au débit expérimental  $Q$ , défini par la relation

$$b.q_m = \frac{Q_v \rho_{inj}}{\pi \left( \frac{d_i}{2} \right)^2} \quad (27)$$

où  $\rho_{inj}$  représente la masse volumique de la solution saline injectée et  $b$  et  $d_i$ , respectivement l'épaisseur de la cellule et le diamètre de l'aiguille d'injection.

Ce débit massique est alors imposé comme constant sur la facette de l'axe central distante de 20mm du bord supérieur. Nous simulons donc une injection expérimentale effectuée à l'aide d'une aiguille droite par un flux massique constant sur une section équivalente à la section intérieure de l'aiguille. Cette dernière est le produit de l'épaisseur de la cellule par la largeur de la facette. Afin d'effectuer une injection équivalente, cette section doit être constante. La largeur de la facette sera imposée par l'épaisseur  $b$ . Il faut donc redéfinir le maillage en fonction de l'épaisseur souhaitée de la cellule.

Les dimensions de la cellule sont identiques aux dimensions de la cellule expérimentale. Afin de reproduire les conditions limites expérimentales, nous imposons une condition de Dirichlet sur les limites supérieure et inférieure. Une pression hydrostatique est imposée sur les limites latérales de la zone de maillage.

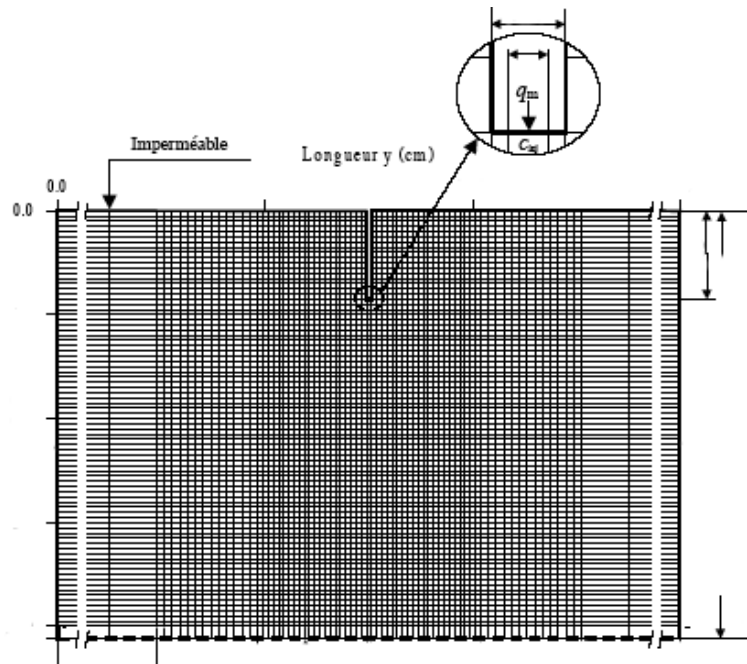


Figure 58 : Maillage 2D et conditions limites utilisés par le code numérique pour simuler une cellule de Hele-Shaw

L'épaisseur de la cellule est considérée comme constante sur tout le domaine. Elle permet de définir une perméabilité intrinsèque  $k$ , sur la base de l'analogie avec un milieu poreux ( $k=b^2/12$ ).

La porosité effective est de valeur unitaire. Nous obtenons ici une représentation numérique du milieu expérimental ou, plus précisément, du milieu poreux analogue au dispositif *sous réserve que cette analogie soit vérifiée*. Nous avons utilisé cette représentation pour effectuer des simulations numériques des injections réalisées expérimentalement.

#### 1-4 Paramètres utilisés

Les paramètres utilisés pour les simulations numériques permettent de couvrir la campagne de mesures expérimentales et sont répertoriés ci-dessous

$\rho_{inj}$	Masse volumique de la solution saline injectée
$q_m$	Débit massique imposé sur la facette d'injection
$b$	Épaisseur équivalente de la cellule
$D_{jp}$	Expression du tenseur de dispersion utilisé

Le débit massique est calculé à partir du débit d'injection et des dimensions de la facette d'injection.

#### 1-5 Simulations réalisées

Nous avons effectué une série de simulations numériques à partir des paramètres indiqués sur le Tableau 10.

Cinj (g/l)	Q <sub>equivalent</sub> (ml/h)	$\rho_m$ (kg/m <sup>3</sup> )	q <sub>m</sub> (kg/s.m)	b (mm)
0,5	0,2	998,631	9,04E-05	0,614
0,5	0,5	998,631	2,26E-04	0,614
0,5	1	998,631	4,52E-04	0,614
1	0,5	998,968	2,26E-04	0,614
1	2	998,968	9,04E-04	0,614
1	5	998,968	2,26E-03	0,614
2	0,5	999,767	2,26E-04	0,614
2	1	999,767	4,52E-04	0,614
2	2	999,767	9,05E-04	0,614
2	5	999,767	2,26E-03	0,614
5	1	1001,864	4,53E-04	0,614
5	2	1001,864	9,06E-04	0,614
5	5	1001,864	2,27E-03	0,614
<hr/>				
0,5	0,5	998,631	2,49E-04	0,557
0,5	1	998,631	4,98E-04	0,557
1	2	998,968	9,96E-04	0,557
2	5	999,767	2,49E-03	0,557
2	2	999,767	9,97E-04	0,557
2	1	998,968	4,99E-04	0,557
<hr/>				
0,5	1	998,631	5,55E-04	0,5
1	2	998,968	1,11E-03	0,5

Tableau 10 : Listes des injections simulées avec les paramètres employés dans le code de calcul

Les simulations numériques ont abouti au déplacement d'un panache présentant un ou deux doigts dont nous avons suivi l'évolution au cours du temps. Ces simulations vont maintenant être comparées aux résultats expérimentaux pour des conditions d'injection analogues.

## 2 - Comparaison entre simulations numériques et mesures expérimentales

Tentons maintenant de confronter les simulations numériques aux résultats expérimentaux en comparant les profils de concentration obtenus. L'objectif primordial de cette section sera de valider le modèle numérique utilisé et, plus précisément, de vérifier la pertinence de l'expression du tenseur de dispersion asymptotique présentée dans le premier Chapitre. Une attention particulière sera portée à l'épaisseur de la cellule Hele-Shaw, paramètre prépondérant si l'on souhaite prédire avec précision la taille et la forme du panache.

### 2-1 Champs de concentration obtenus pour la largeur de cellule déterminée expérimentalement (b=0,614 mm)

Dans un premier temps, les simulations numériques ont été réalisées pour l'épaisseur de cellule estimée expérimentalement, *i.e.* b=0,614 mm. Les champs d'iso-concentrations sont analysés aussi bien pour la configuration un doigt que deux doigts.

#### 2-1-1 Configuration de la zone de mélange

Nous pouvons constater que pour les simulations effectuées pour une épaisseur de 0,614 mm, les injections présentent toutes un simple doigt. Ce comportement ne correspond pas aux mesures expérimentales, qui ont montré l'apparition d'injections à deux doigts.

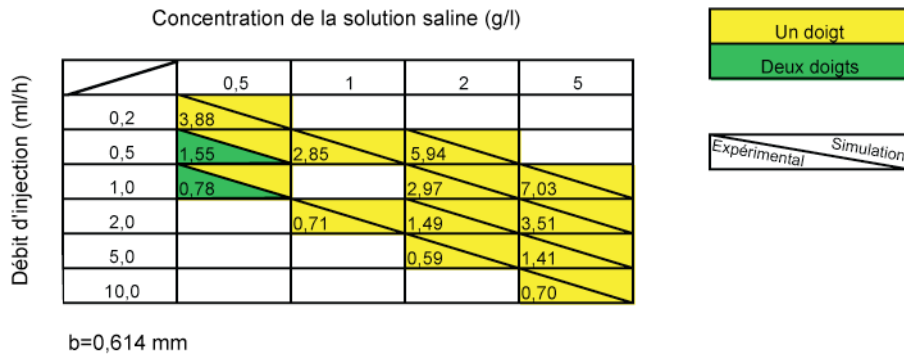
Expérimental

Tableau 11 : Représentation du comportement des simulations numériques et des mesures expérimentales pour  $b=0,614$  mm avec rappel des valeur du rapport G

Nous observons cependant une modification des doigts pour deux injections simulées. En effet, la géométrie des doigts pour les injections  $C_{inj}=0,5g/l$  et  $Q=1ml/h$  et  $C_{inj}=1g/l$  et  $Q=2 ml/h$  présentent un "écrasement" du profil de la partie inférieure. Cet "écrasement" est un prélude à la séparation de l'injection. De plus, des simulations numériques de ces injections ont montré que, pour des temps bien plus importants, la configuration de l'injection changeait. Le panache devient un panache à deux doigts.

Nous soupçonnons donc ces deux simulations de tendre vers une séparation en deux doigts. La séparation en deux doigts aurait alors lieu à un temps supérieur au temps maximum simulé. La séparation du doigt peut donc être supposée. Pour les deux injections considérées, la séparation n'a cependant pas lieu à une distance du point d'injection proche de la distance identifiée pour les mesures expérimentales.

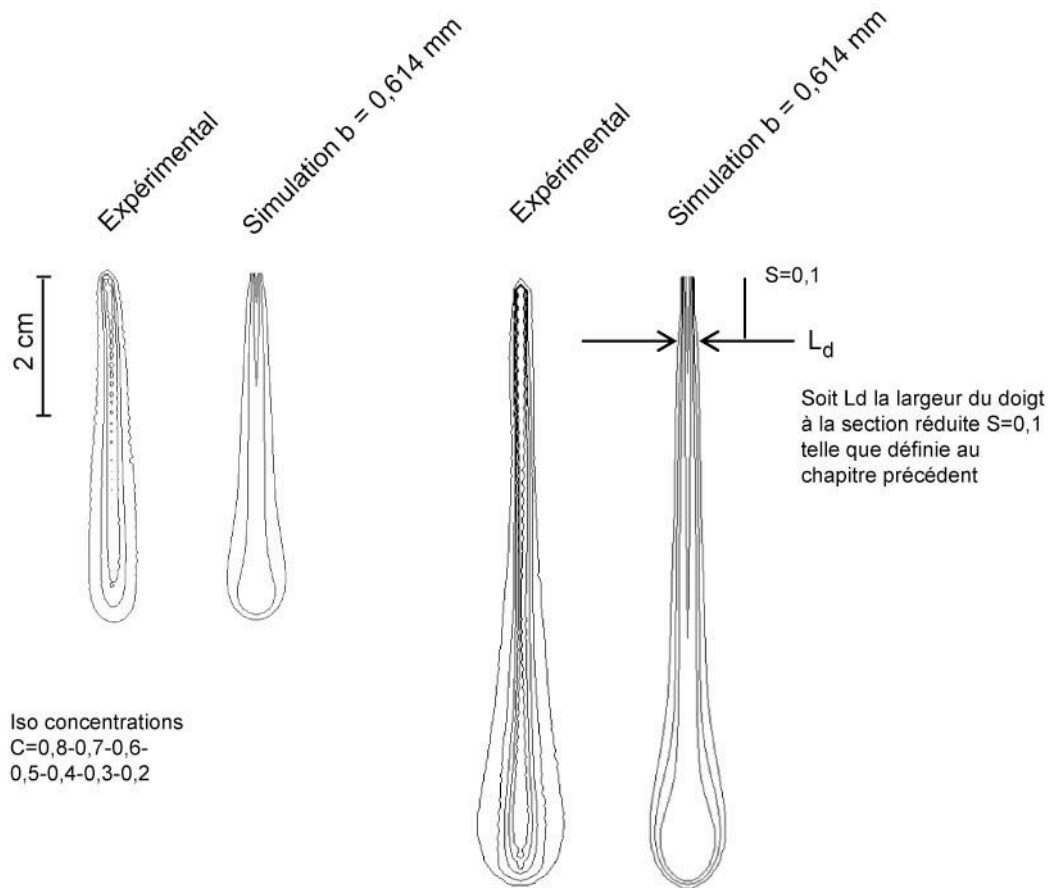
### 2-1-2 Champ d'iso-concentration pour la configuration un doigt

Nous avons représenté sur la Figure 59 les champs de concentration expérimentaux et numériques obtenus à  $t=25$  min pour deux conditions d'injection caractéristiques de la configuration un doigt ( $C_{inj}=0,5 g/l - Q=0,2 ml/h$  et  $C_{inj}=2 g/l - Q=0,5 ml/h$ ). Nous constatons dans les deux cas que la forme générale du panache est correctement simulée, aussi bien en terme qualitatif (morphologie) que quantitatif (vitesse de déplacement)

### 2-1-3 Champs d'iso-concentration pour la configuration 2 doigts

Considérons maintenant l'exemple d'une injection présentant expérimentalement deux doigts ( $C_{inj}=0,5 g/l$  et  $Q=1 ml/h$ ). Sur la Figure 60 sont comparés les champs d'iso-concentration obtenus à  $t=15$  min pour cette expérience et la simulation numérique correspondante. L'épaisseur de la cellule est toujours considérée égale à  $0,614$  mm.

Nous constatons clairement que le doigt simulé numériquement ne présente pas deux doigts au temps d'observation considéré, alors que c'est déjà le cas pour l'injection expérimentale. Cette comparaison met également en évidence un comportement observé précédemment, *i.e.* une différence au niveau de la largeur de la partie supérieure du doigt. La valeur de  $L_d$  simulée est en effet plus faible que la valeur de  $L_d$  expérimentale ( $L_d^{expérimental} = 5,85$  mm et  $L_d^{simulation} = 4,62$  mm).



$C_{inj} = 0,5g/l$  ;  $Q = 0,2ml/h$  et  $t = 25$  min     $C_{inj} = 2 g/l$  ;  $Q = 0,5 ml/h$  et  $t = 25$  min

Figure 59 : Comparaison des iso-concentrations obtenues à partir des mesures expérimentales et des simulations numériques à différentes injections.

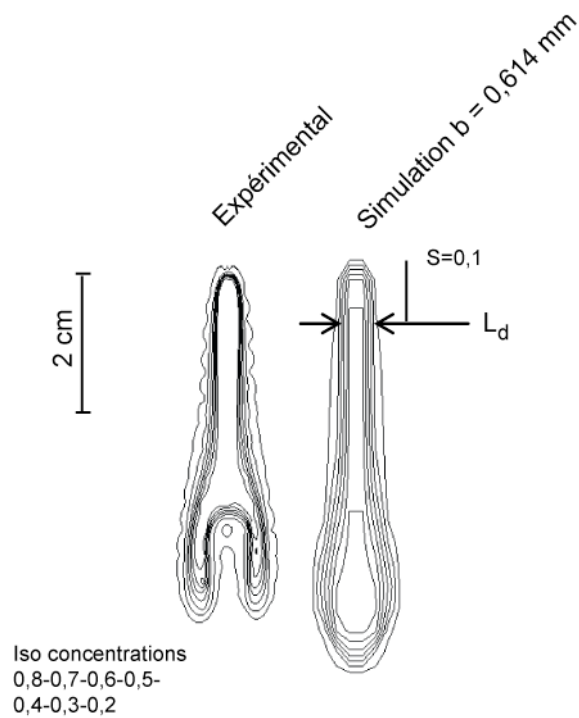


Figure 60 : Iso-concentrations des doigts expérimentaux et numériques à  $t=15$  min pour  $C_{inj}=0,5g/l$  et  $Q=1 ml/h$

Ces premières comparaisons, tant pour la configuration un doigt que deux doigts, mettent en évidence deux problèmes majeurs :

- Les simulations et les expériences ne conduisent pas à une séparation en deux doigts de la zone de mélange au même moment.

- La largeur caractéristique du panache  $L_d$  (cf. Chapitre 3) présente une valeur, déduite des simulations, sensiblement inférieure par rapport aux mesures expérimentales.

Une hypothèse déjà évoquée lors du Chapitre 2 pourrait expliquer de telles différences. En effet, l'épaisseur expérimentale de la cellule ( $b$ ) est sujette à des variations locales. La valeur considérée ici ( $b = 0,614$  mm) a été obtenue par une mesure moyenne sur toute la surface de la cellule avec une erreur relative d'environ 10%. Les injections ayant lieu préférentiellement sur l'axe central de la cellule (où la variation d'écartement entre les parois est supposée plus importante compte tenu de la concavité des plaques), cette valeur peut tout à fait varier localement. En d'autres termes, la valeur de l'épaisseur effective (ou moyenne) à introduire dans le modèle peut être différente de celle utilisée jusqu'à présent. La prise en compte de ce phénomène nécessiterait une modification du code numérique pour définir la perméabilité comme une fonction de la position considérée de la cellule. Cette fonction reproduirait alors la concavité de la cellule.

De manière plus générale, afin de confirmer l'hypothèse de l'influence de la variation de  $b$ , nous analyserons dans le paragraphe suivant l'influence de la valeur de  $b$  sur la forme du panache et la répartition des iso-concentrations.

## 2-2 Influence de la valeur de $b$ sur la forme du panache

### 2-2-1 Champs d'iso-concentration pour différentes valeurs de $b$ (configuration un doigt)

L'épaisseur moyenne de la cellule initialement considérée dans nos simulations est de 0,614 mm. Afin de visualiser l'influence d'une modification de ce paramètre sur la géométrie des doigts, nous avons comparé (Figure 61) les champs de concentration expérimentaux avec ceux obtenus numériquement pour deux valeurs différentes de  $b$  ( $b=0,614$  mm et  $b=0,557$  mm). Notons que cette valeur de 0,557 mm a été choisie par tâtonnement pour caler au mieux aux mesures expérimentales tout en restant dans la plage de tolérance de l'épaisseur mesurée de cellule ( $0,614 \pm 0,06$  mm).

Pour cette dernière valeur, en effet, les largeurs des doigts ainsi que leur vitesse (ou longueur) de propagation sont sensiblement plus proches des valeurs expérimentales. Il semble donc pertinent sur la base de cette comparaison de conserver une valeur de 0,557 mm (au lieu de 0,614 mm) pour l'épaisseur effective de la cellule. Rappelons que cette valeur ne correspond pas à la valeur réelle de l'épaisseur de la cellule qui peut varier spatialement sur toute la longueur de la zone de mesure mais à une mesure moyenne de cette dernière, calculée sur toute l'étendue surfacique du domaine.

En effet, la vitesse de propagation du panache est très proche de celle obtenue expérimentalement, et la géométrie des doigts est aussi très similaire. Une comparaison plus poussée entre les simulations et les expériences montre toutefois de légères différences. Les largeurs des doigts simulés ( $L_d$ ) sont sensiblement

inférieures à celles des mesures expérimentales ( $L_{d\text{expérimental}}= 1,13$  mm et  $L_{d\text{simulation}}= 0,86$  mm).

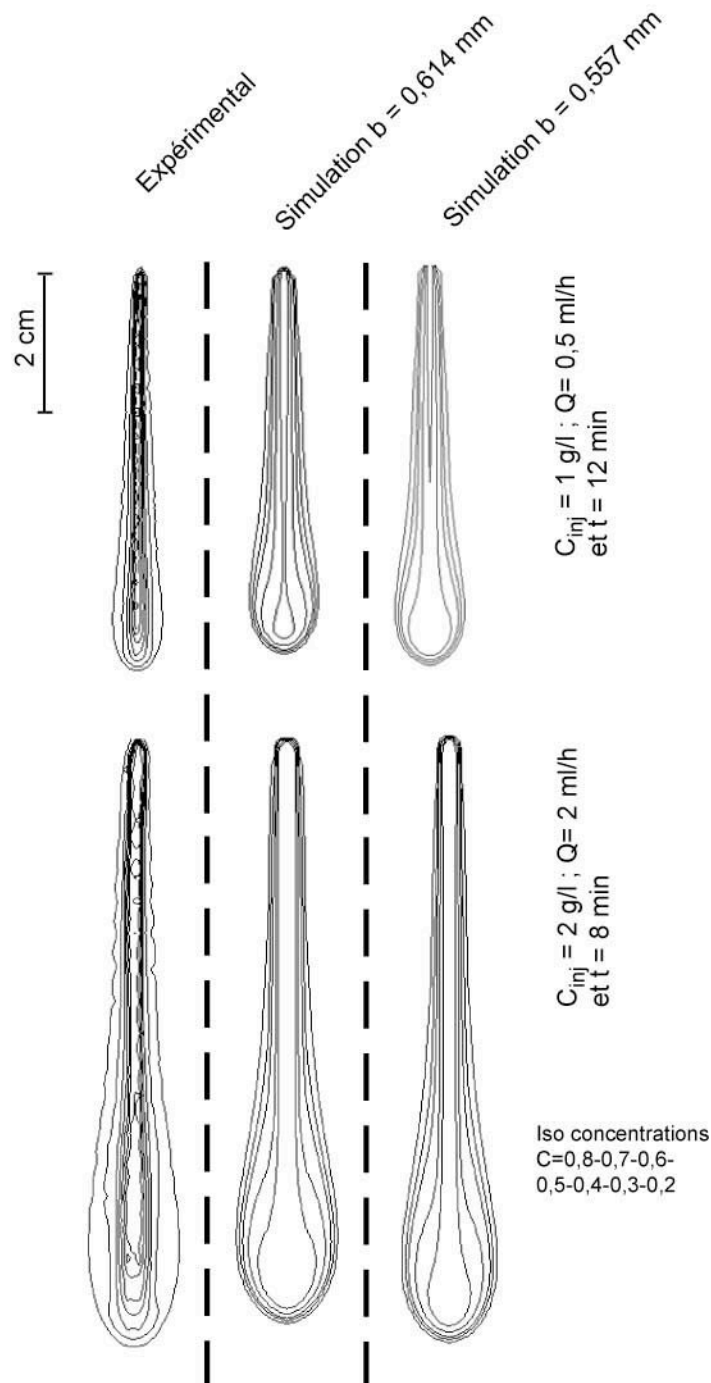


Figure 61 : Iso-concentration obtenues à partir des mesures expérimentales et des simulations numériques pour deux valeurs distinctes de  $b$  : 0,557mm et 0,614 mm

### 2-2-2 Champs d'iso-concentration pour différentes valeurs de $b$ (configuration deux doigts)

Nous avons pu observer dans le paragraphe 2-1-2, contrairement aux profils expérimentaux aux temps ad'hoc, que les simulations réalisées pour une épaisseur initiale de 0,614 mm ne présentent pas de multiples doigts. En réalité, cette



séparation du profil s'effectue mais à un temps supérieur et à une distance plus importante du point d'injection.

Injection d'une solution saline :  
 $C_{inj} = 0,5 \text{ g/l}$   
 $Q = 1 \text{ ml/h}$   
 $t = 15 \text{ min}$

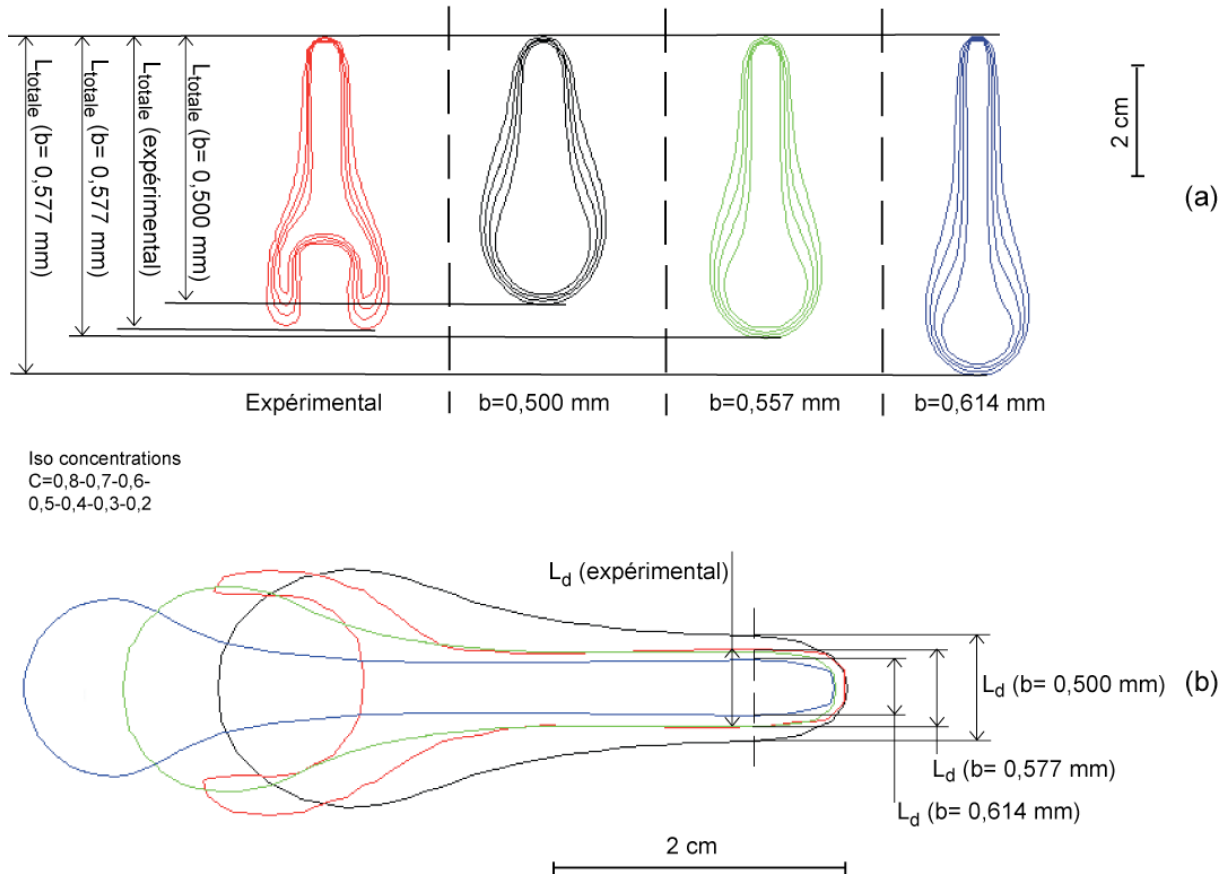
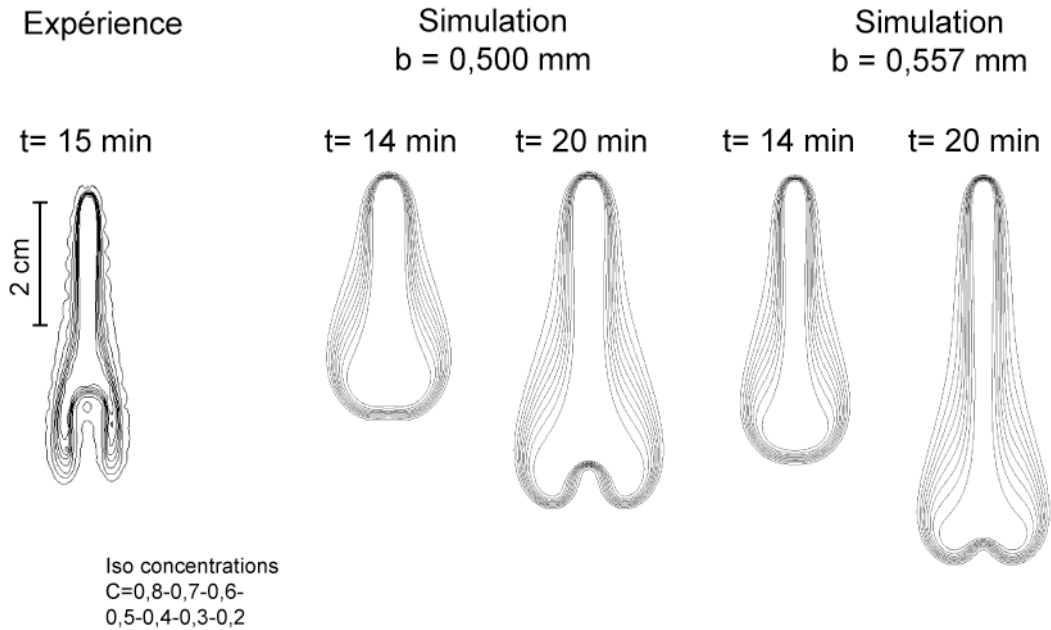


Figure 62 : Iso-concentration à  $t=15 \text{ min}$  d'une injection expérimentale et simulée pour différentes valeurs de  $b$  (a) et superposition des iso-concentrations des 4 injections représentant la concentration réduite  $C/C_{inj}=0,5$  (b)

On a comparé (Figure 62) les champs de concentrations obtenus numériquement pour trois épaisseurs de cellule ( $b=0,5$ ;  $0,557$  et  $0,614 \text{ mm}$ ) avec le profil expérimental au même temps d'observation ( $t=15 \text{ min}$ ). Comme on pouvait s'y attendre, on constate que la largeur du doigt ( $L_d$ ) augmente lorsqu'on diminue l'épaisseur. On observe également un élargissement du profil dans la partie inférieure du panache, au fur et à mesure que  $b$  diminue, qui suggère que l'on se rapproche du moment de la formation des 2 doigts.

Ce phénomène est plus évident sur la Figure 63 où sont représentés les champs de concentration après séparation pour  $b=0,5$  et  $b=0,557 \text{ mm}$ . On observe que la séparation a bien lieu dans les deux cas mais qu'elle est d'autant plus rapide que  $b$  est petit. A titre de comparaison, la formation des deux doigts est obtenue expérimentalement autour de  $t=15 \text{ min}$  (au lieu de  $20 \text{ min}$  environ pour la valeur la plus faible de  $b$  simulée, *i.e.*  $0,5 \text{ mm}$ ). En d'autres termes, si l'on désire caler parfaitement le modèle numérique uniquement en modifiant  $b$ , il faudrait choisir une valeur encore plus faible que  $0,5 \text{ mm}$ .



$C_{inj} = 0,5 \text{ g/l}$  et  $Q = 1 \text{ ml/h}$

Figure 63 : Iso-concentration de deux simulations d'injection présentant deux doigts

Nous pouvons donc conclure que le phénomène de multiples doigts est bien présent ; **il est juste retardé**. La question qui se pose est : l'erreur relative sur l'épaisseur de la cellule est-elle suffisante pour expliquer ce retard? Afin d'abonder dans un sens ou dans un autre, nous avons réalisé plusieurs simulations en faisant varier l'épaisseur de la cellule, sachant que plus la valeur de  $b$  est faible, plus le doigt est censé être large et donc plus il devrait se scinder plus rapidement. Afin de simplifier la discussion, nous ne considérerons qu'une seule condition d'injection par la suite ( $C_{inj}=0,5 \text{ g/l}$  et  $Q=1 \text{ ml/h}$ ) supposée représentative de l'ensemble des simulations présentant un comportement à deux doigts.

Toutefois, cette démarche soulèverait deux problèmes. D'une part, la largeur  $L_d$  ainsi déterminée deviendrait trop éloignée de la mesure expérimentale (cf. Figure 62 pour  $b=0,5 \text{ mm}$ ). D'autre part, la valeur de  $b$  requise pour caler serait trop faible pour représenter l'épaisseur réelle de la cellule, même en tenant compte des diverses tolérances (fabrication, montage, ...).

En résumé, nous avons rassemblé (Figure 64) les valeurs de  $L_d$  obtenues à partir des mesures expérimentales (pour les deux configurations) ainsi que celle prédites numériquement pour les deux épaisseurs considérées ( $b=0,557$  et  $0,614 \text{ mm}$ ). Ces valeurs ainsi estimées sont représentées en fonction du nombre de Péclet local calculé par rapport au centre de masse. On constate que les valeurs de  $L_d$  simulées pour  $b=0,557 \text{ mm}$  sont de manière générale plus proches des mesures expérimentales .

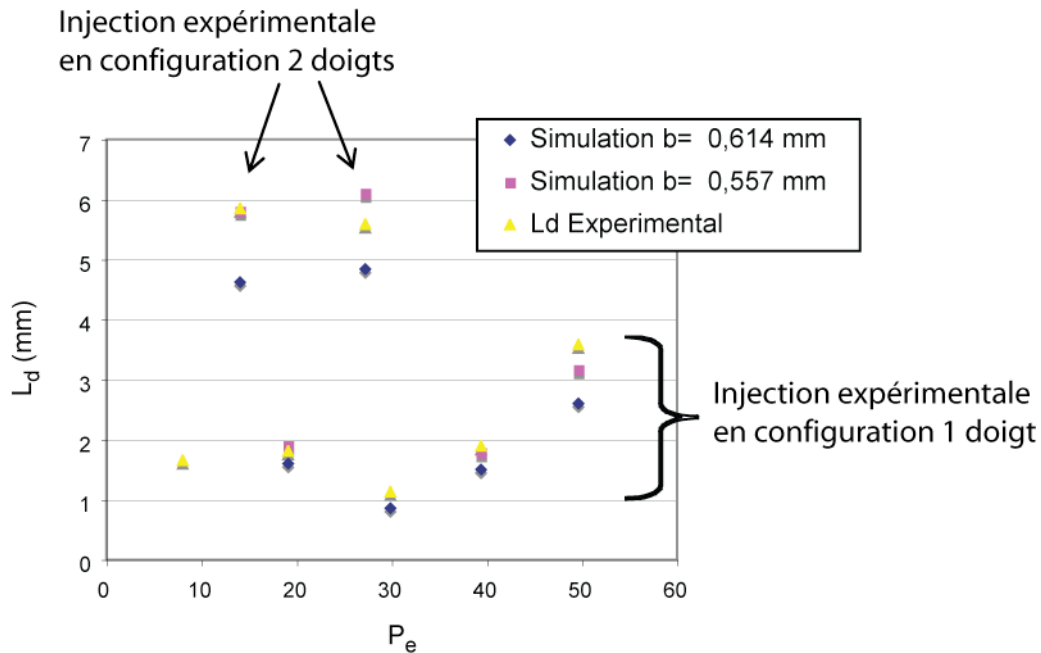


Figure 64 : Comparaison de  $L_d$  pour les mesures simulées et les mesures expérimentales

En conclusion, il ressort de cette analyse que l'épaisseur à utiliser pour nos simulations est de l'ordre de 0,557 mm mais que ce paramètre à lui seul ne peut pas expliquer le retard observé dans les simulations au niveau de la séparation du doigt initial. Nous reviendrons plus longuement sur l'origine de ce décalage dans la section consacrée à l'étude de la dispersivité à travers la méthode des moments. Au préalable, l'épaisseur effective de la cellule ayant été déterminée, nous allons comparer d'un point de vue plus quantitatif nos simulations à travers l'analyse des profils transversaux. Cette comparaison sera réalisée pour la partie supérieure (section réduite  $S > 0,5$ ) et inférieure du doigt ( $0,5 < S < 1$ ) dans le cadre de la configuration un doigt uniquement pour les raisons évoquées précédemment.

### 2-2-3 Profils transversaux : partie supérieure du doigt

A l'image des observations expérimentales, on peut noter tout d'abord que les profils transversaux simulés en partie supérieure du doigt se conservent au cours du temps. La Figure 65 qui présente les profils transversaux obtenus numériquement pour la section réduite  $S=0,1$  (cf. Chapitre 3) pour des paramètres d'injections ( $C_{inj}=0,5$  g/l et  $Q=0,2$  ml/h) met en évidence ce comportement. Dès  $t=5$  min, en effet, le profil transversal en concentration se conserve au cours du temps et la largeur du doigt devient constante.

Comparons maintenant quantitativement les profils expérimentaux et numériques, représentés tous les deux *versus* une dimension réduite par rapport à  $L_d$ . La comparaison a été effectuée à  $S=0,1$ . Afin de rester cohérent avec le chapitre précédent, nous avons choisi de conserver dans la comparaison qui suit la séparation entre les profils obtenus pour  $L_d$  inférieure ou supérieure à 1,85 mm. Un profil de référence a été déterminé dans chacun des cas. Ce dernier a été obtenu à partir des résultats expérimentaux dans des conditions d'injection identiques à celles étudiées d'un point de vue numérique. Une fois ces résultats moyennés, la courbe a été lissée pour faciliter la comparaison au lecteur.

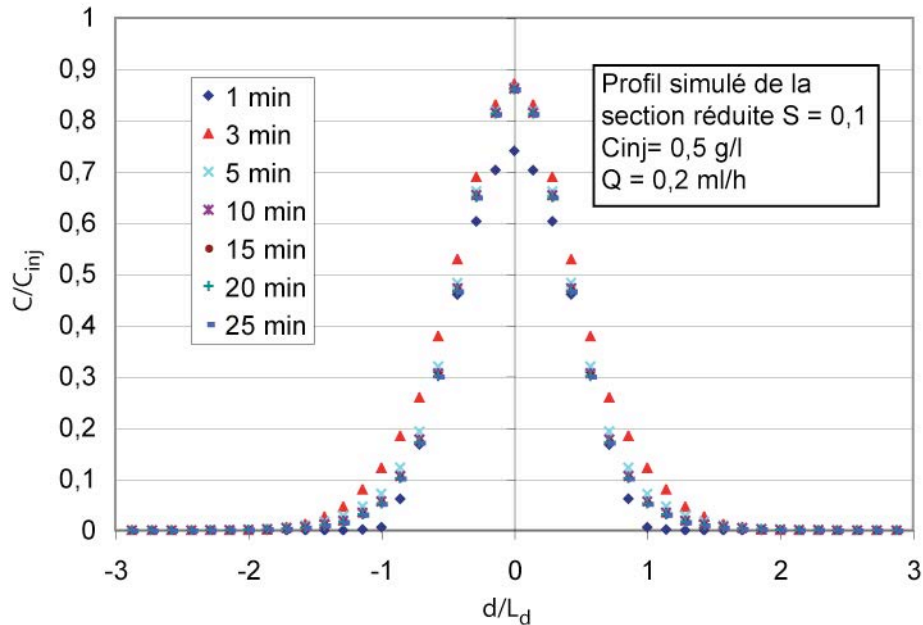


Figure 65 : Evolution au cours du temps des profils transversaux simulés de concentration à  $S=0,1$  pour une injection à un doigt

Pour les faibles valeurs de largeur de doigts ( $L_d < 1,85$  mm), la comparaison donnée (Figure 66) exhibe un comportement globalement similaire des résultats expérimentaux et numériques. On retrouve dans les deux cas un profil en cloche.

De la même manière, on note une bonne adéquation entre les profils simulés et celui de référence pour les valeurs de  $L_d$  supérieures à 1,85 mm, comme illustré sur la Figure 67. Le plateau supérieur, présent sur les profils expérimentaux, est également visible pour les mesures simulées.

Toutefois, on peut déjà remarquer que les valeurs de concentration simulées sont légèrement surestimées lorsqu'on s'écarte du cœur de la zone de mélange. A l'inverse, elles sont sous-estimées pour  $d/L_d < 0,5$ . Une telle variation suggère un comportement globalement plus dispersif du modèle numérique.

#### 2-2-4 Profils transversaux : partie inférieure du doigt

Nous allons maintenant comparer nos résultats pour les sections réduites allant de 0,5 à 1. Deux conditions d'injection ( $C_{inj}=1$  g/l -  $Q=0,5$  ml/h et  $C_{inj}=0,5$  g/l -  $Q=0,2$  ml/h), représentatives des comportements observés dans la partie inférieure de la zone de mélange (profil avec ou sans plateau, cf. Chapitre 3), sont considérées ici.

Les profils simulés pour les sections réduites  $S=0,5$  et  $S=0,9$ , sont présentés sur la Figure 68 avec leurs profils expérimentaux respectifs dans le cas  $C_{inj}=1$  g/l -  $Q=0,5$  ml/h. Si pour  $S=0,5$ , les courbes restent encore globalement similaires, l'écart devient de plus en plus marqué au fur et à mesure que l'on se rapproche de l'extrémité du panache. À  $S=0,9$ , le caractère plus dispersif du modèle, tel qu'évoqué précédemment, est des plus significatif.

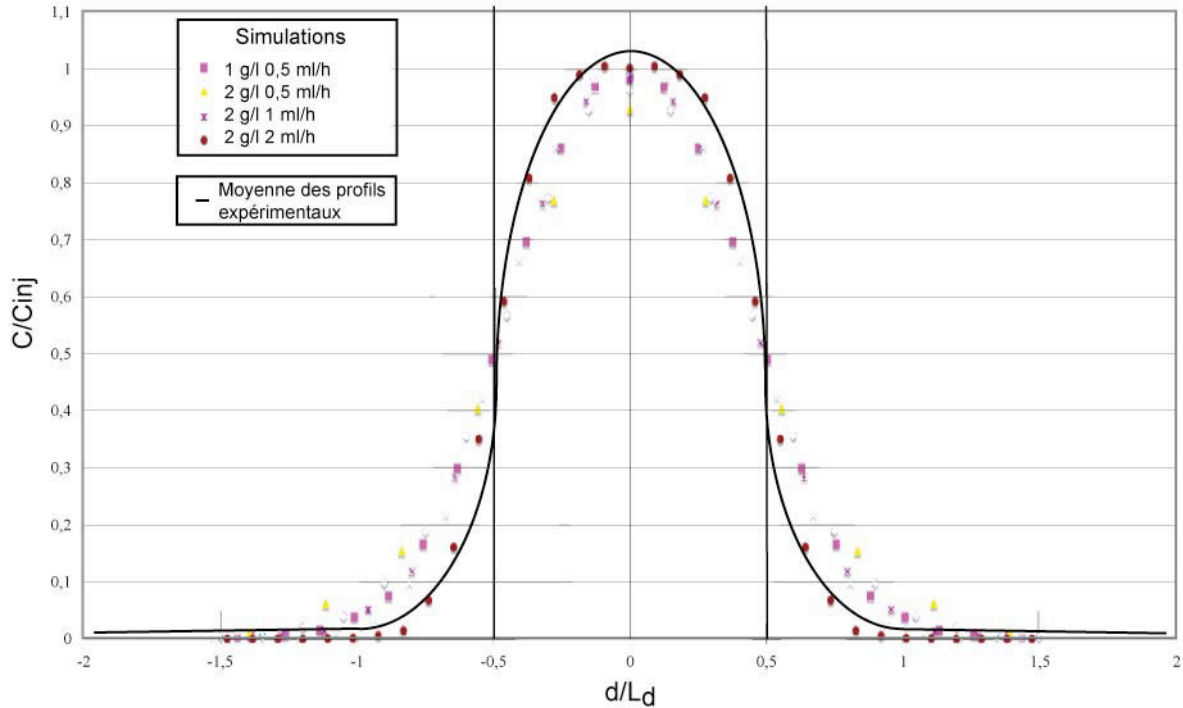


Figure 66 : Comparaison des profils de concentrations transversaux expérimentaux et simulés à  $S=0,1$  et  $L_d < 1,85$  mm

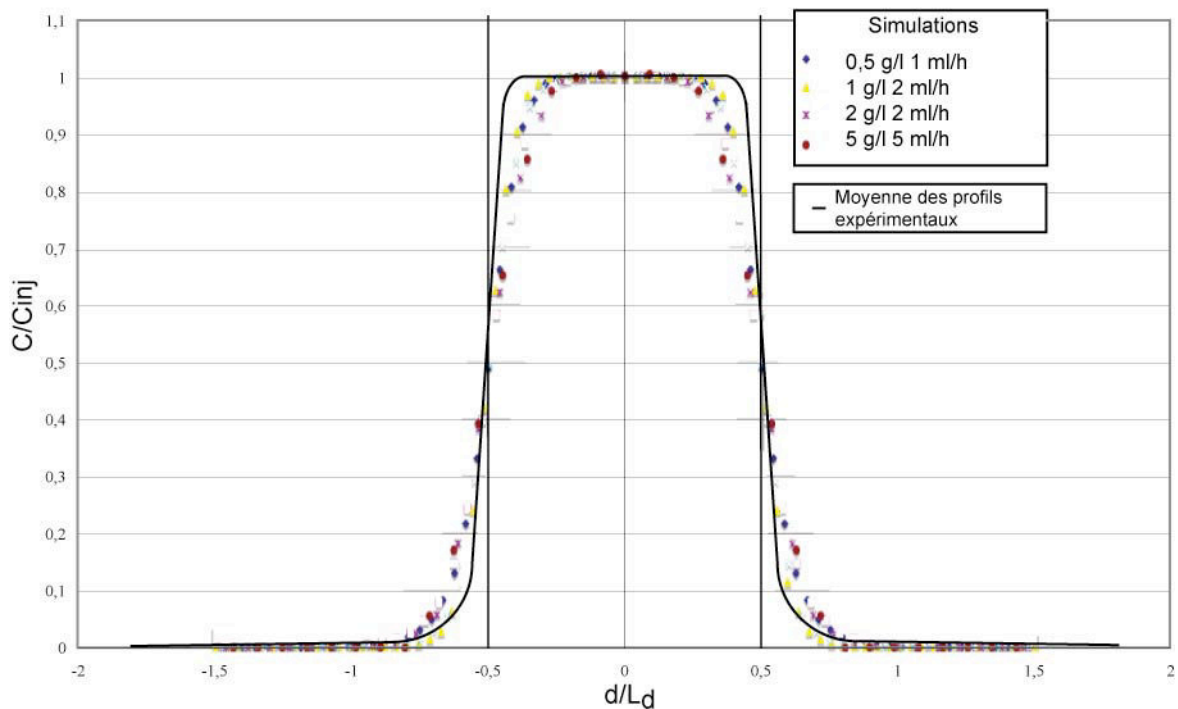


Figure 67 : Comparaison des profils transversaux expérimentaux et simulés à  $S=0,1$  et  $L_d > 1,85$  mm

Cette différence de comportement est encore plus évidente à  $C_{inj}=0,5$  g/l -  $Q=0,2$  ml/h. Le faciès à deux plateaux obtenu expérimentalement est ici complètement lissé et disparaît au profit d'un profil de type "parabolique" pour  $S=0,9$ . La formation de ces plateaux étant supposée due à un apport latéral de concentration lié à la présence des cellules contrarotatives, il aurait été intéressant à

ce niveau de pouvoir comparer les champs de vitesse numériques et expérimentaux. En absence de ces derniers, nous ne pouvons que réitérer notre remarque sur le comportement plus dispersif du modèle.

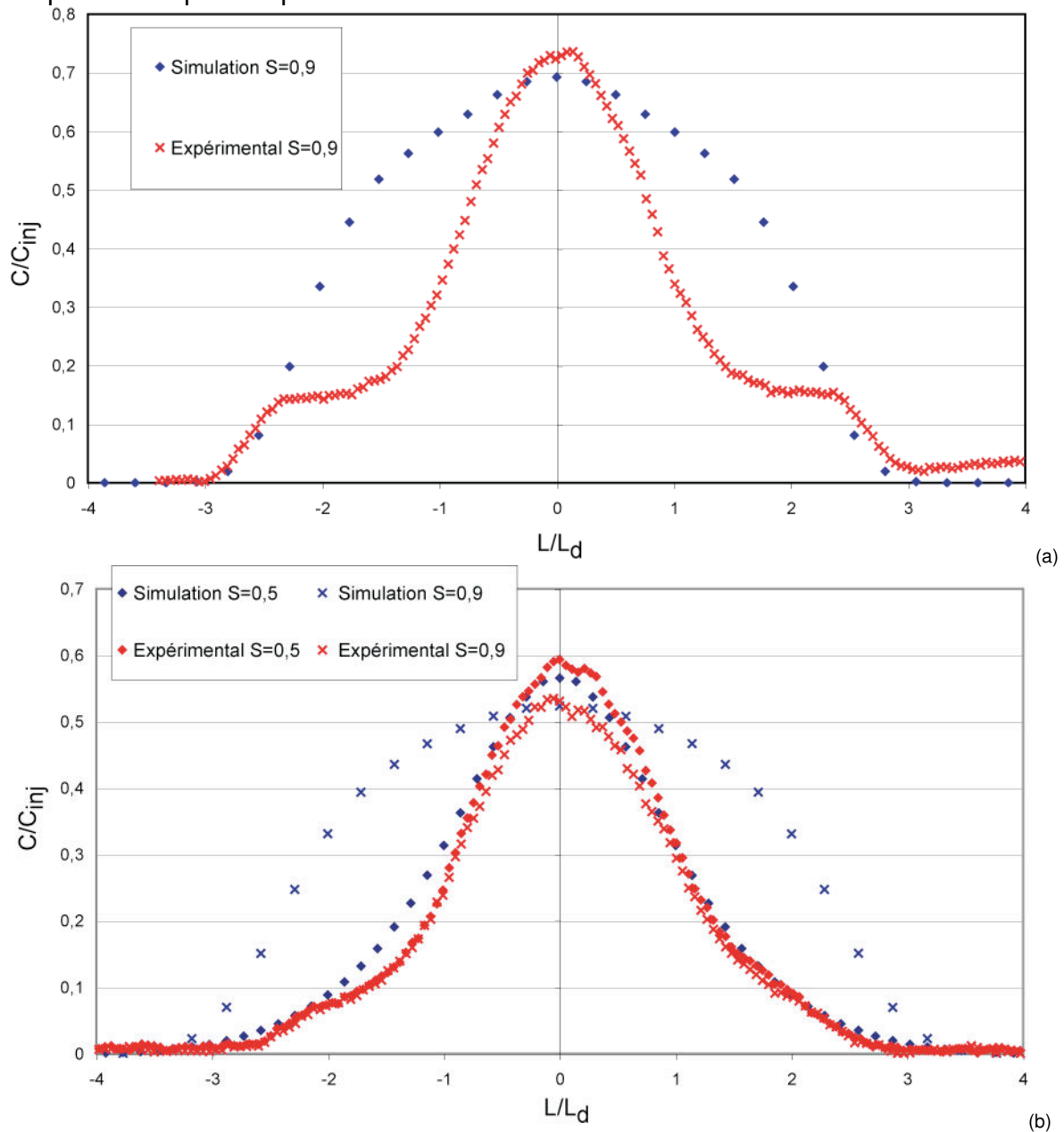


Figure 68 : Profils de concentrations transversaux simulés du panache des simples doigts pour  $C=1\text{g.l}^{-1}$  ;  $Q=0,5\text{ ml.h}^{-1}$  (a) et  $C=0,5\text{ g.l}^{-1}$  ;  $Q=0,2\text{ ml.h}^{-1}$  (b)

En conclusion, les simulations réalisées présentent globalement un comportement similaire aux mesures expérimentales pour les configurations "1 doigt". Cette similitude diminue toutefois lorsqu'on se rapproche de l'extrémité du panache. Ce phénomène semble être lié à une surestimation des effets dispersifs au sein du modèle numérique. Il est à noter que ces différences de comportement en bout de panache pourrait aussi expliquer les retards observés dans le processus de séparation de la zone de mélange en 2 doigts.

## 3- Analyse du comportement dispersif des simulations

### 3-1 Introduction

Nous avons constaté dans la section précédente que les simulations ne permettent pas de reproduire avec exactitude le comportement expérimental en particulier pour les conditions d'injection qui aboutissent à une configuration "2 doigts". Il a été montré que l'incertitude autour de l'épaisseur moyenne de la cellule ne permettait d'expliquer que partiellement le retard observé dans la séparation de la zone de mélange. Même pour les injections à un doigt, une observation attentive au niveau de l'extrémité du panache des iso-concentrations simulées a suggéré des différences notables avec les profils expérimentaux. Le formalisme général du modèle FRIPE n'étant pas remis en cause (comme rappelé au début de ce chapitre, ce modèle a été validé avec succès sur de nombreux benchmarks), l'hypothèse émise à ce stade est que ces différences de comportement sont liées à l'expression du tenseur de dispersion utilisé dans le modèle numérique. En d'autres termes, on peut se demander si l'expression analytique du tenseur de dispersion obtenue par développement asymptotique à l'aide de la méthode d'homogénéisation est suffisante pour mimer toute la complexité des processus hydro-dispersifs mis en jeu dans nos expériences.

Afin d'analyser plus en détail un tel comportement, les vitesses du centre de masse et la dispersion longitudinale et transversale ont été calculées pour nos simulations en utilisant la méthode des moments (cf. le Chapitre 3 pour une description de la méthode de calcul utilisée). Ces paramètres qui permettent de caractériser l'avancée et l'étalement des panaches numériques ont été comparés aux valeurs obtenues à partir des mesures expérimentales, déjà présentées dans le Chapitre 3.

### 3-2 Vitesse du centre de masse

À l'aide du calcul des moments d'ordre 1, comme défini dans le Chapitre 3, nous pouvons quantifier le déplacement du centre de masse du soluté au cours du temps. Nous obtenons ainsi l'évolution de la vitesse du centre de masse. Tout comme pour les mesures expérimentales, le déplacement du centre de masse des simulations devient très rapidement constant. On peut visualiser (Figure 69) les valeurs asymptotiques (expérimentales et numériques) de ces vitesses moyennes pour les différentes conditions d'injection en fonction du nombre de Péclet calculé au centre de masse.

On constate pour de faibles valeurs de Péclet (inférieures à 40) une très bonne concordance entre les vitesses expérimentales et issues des simulations. Au delà, les mesures expérimentales voient leur vitesse légèrement sous-estimée par rapport à celle déterminée d'un point de vue numérique. Ces résultats sont en accord avec les conclusions émises par Oltéan et al. (2008) qui mettent en avant un comportement prédictif correct du modèle jusqu'à des valeurs de Péclet d'environ 50. Au delà, une des hypothèses associée au développement du tenseur de dispersion asymptotique n'est plus vérifiée (cf. section 1-2). On peut noter également que l'évolution de la vitesse du centre de masse en fonction du Péclet est globalement linéaire comme l'on pouvait s'y attendre.

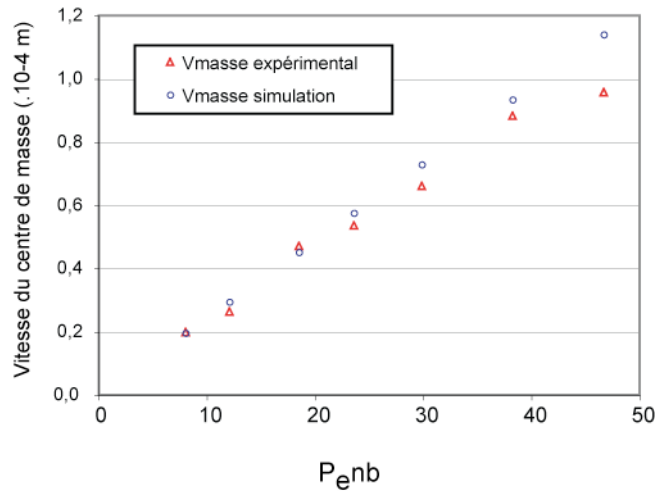


Figure 69 : Comparaison de la vitesse du centre de masse expérimentale et simulée en fonction du nombre de Péclet

### 3-3 Variance longitudinale et comportement macrodispersif

Comme détaillé dans l'analyse des mesures expérimentales, le calcul de la variance longitudinale permet de quantifier le comportement dispersif longitudinal. Nous nous limiterons ici aux injections simulées à un doigt pour l'épaisseur de cellule de 0,557 mm.

La Figure 70 représente (comme pour le calcul de la variance longitudinale présenté dans le Chapitre 3) l'évolution de la variance longitudinale des différentes mesures expérimentales (adimensionnée par le carré du déplacement du centre de masse calculé au temps limite) en fonction du temps réduit. Nous avons représenté en surimpression la courbe expérimentale moyenne lissée.

A partir d'un temps réduit de 1, l'influence de la condition limite d'entrée sur le comportement macrodispersif du panache s'efface rapidement et on retrouve une évolution linéaire de la variance en fonction du temps (représentée en trait plein noir sur la Figure 70). Ce résultat permet de conclure que la valeur asymptotique de la macrodispersion longitudinale pour nos simulations est similaire à celle observée expérimentalement.

Toutefois, lorsque nous prenons en compte les injections expérimentales présentant deux doigts, la variance des simulations numériques présente une légère divergence. La Figure 71 représente l'évolution temporelle des variances non réduites, expérimentales et numériques, pour deux injections à deux doigts ( $Q=1$  ml/h  $C_{inj}=0,5$  g/l et  $Q=2$  ml/h  $C_{inj}=1$  g/l). Tant que la séparation en deux doigts n'a pas eu lieu, les variances sont parfaitement identiques. Au delà de ce point, le retard présenté par les simulations au niveau de l'apparition des deux doigts conduit à une divergence des deux courbes.



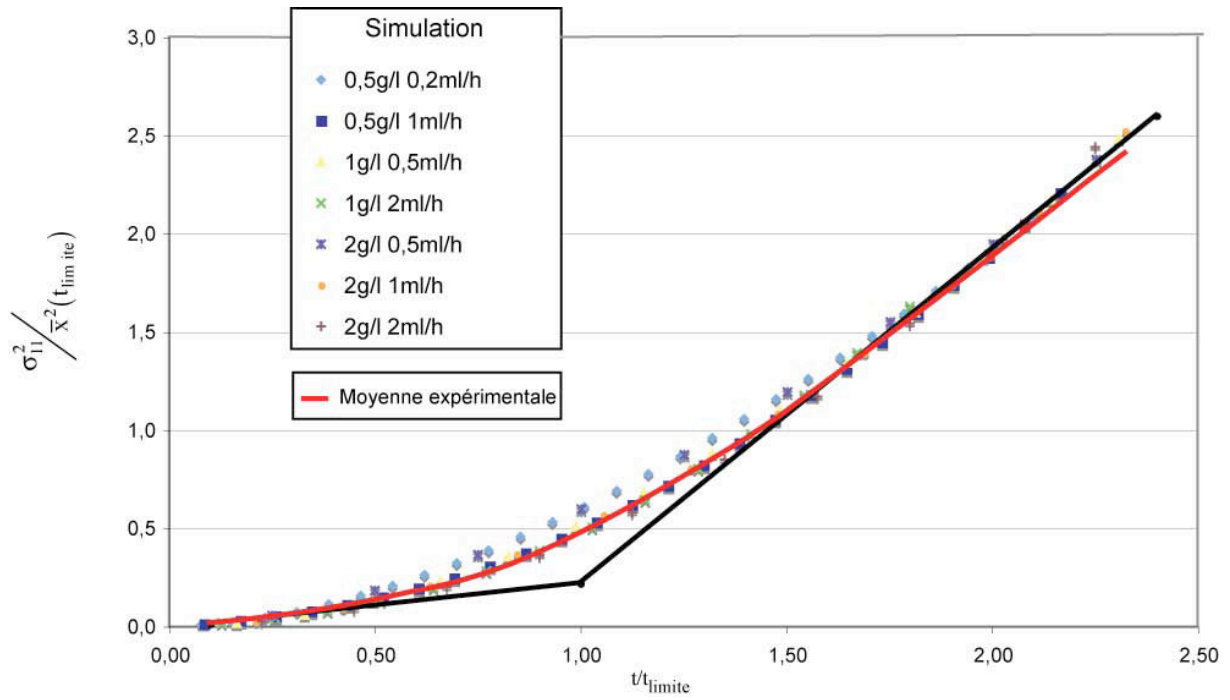


Figure 70 : Variance réduite en fonction du temps réduit pour différentes injections

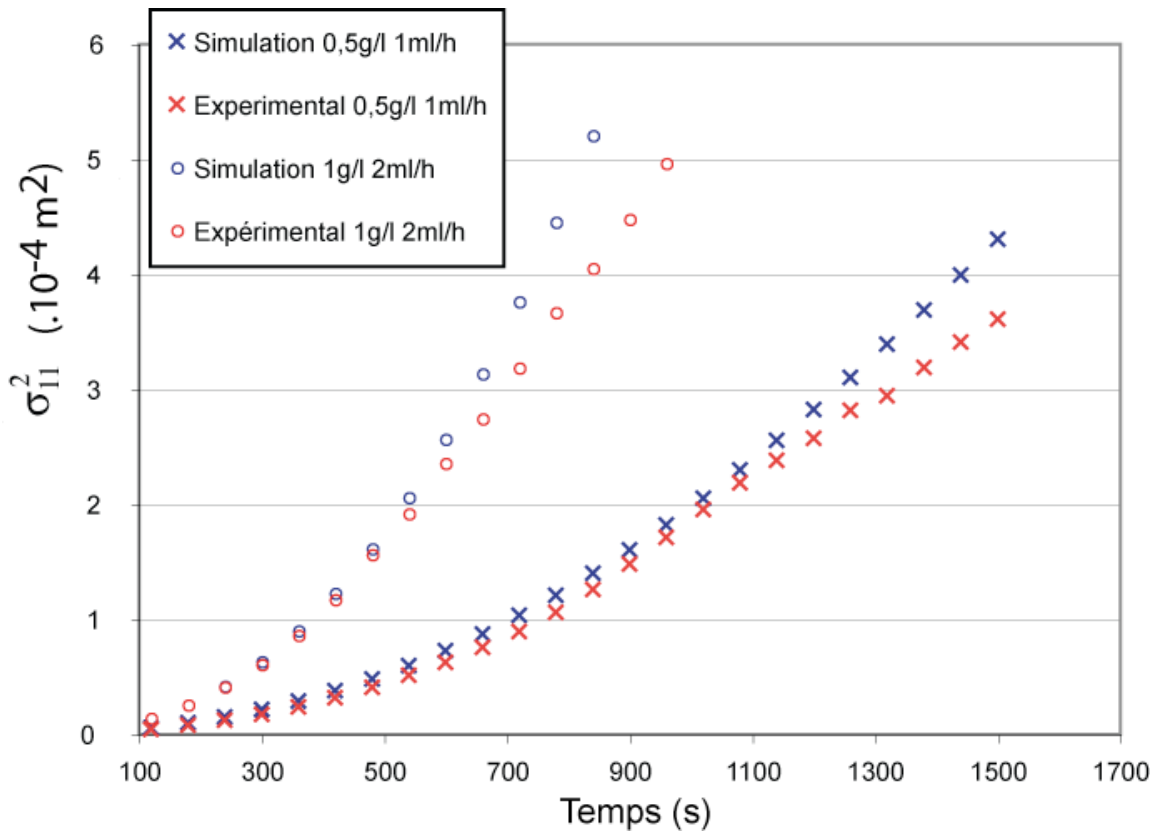


Figure 71 : Variances numériques et expérimentales au cours du temps dans le cas d'injection à deux doigts

### 3-4 Dispersivité longitudinale

Si le calcul de la variance longitudinale permet de vérifier le bon comportement macrodispersif du modèle, il ne permet pas de remonter aux valeurs de dispersivité locale. Dans ce contexte, les dispersivités longitudinales calculées à partir des expériences à l'aide de la méthode des moments temporels (cf. Chapitre 3) fournissent un excellent moyen de vérifier la validité des composantes du tenseur de dispersion asymptotique. La dispersivité longitudinale utilisée dans les simulations étant calculée à partir du tenseur de Taylor modifié, nous sommes en effet en mesure de connaître sa valeur en tout point du domaine ainsi qu'au cours du temps.

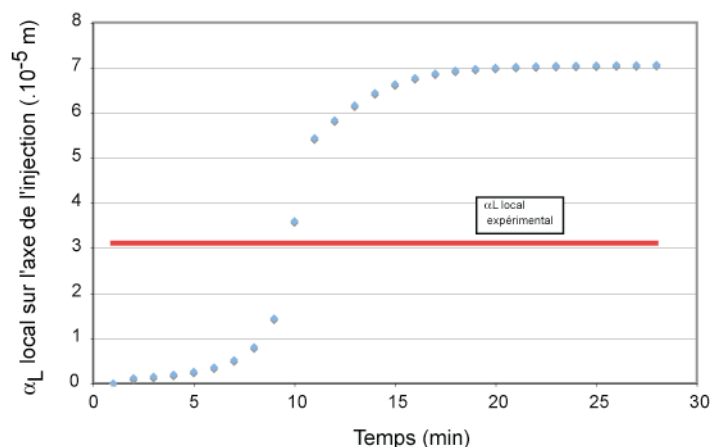


Figure 72 : Dispersivité longitudinales pour l'injection  $C_{inj}=0,5g/l$   $Q=0,2ml/h$

La Figure 72 montre la variation de la dispersivité longitudinale numérique au cours du temps en un point donné, situé sur l'axe de l'injection. La valeur expérimentale correspondante est représentée en rouge sur cette même figure. Il est important de rappeler ici que la méthode des moments temporels conduit à une valeur moyennée au cours du temps de l'évolution de  $\alpha_L$  au niveau du front. On peut voir sur cette figure que la valeur expérimentale ainsi définie est très proche de la valeur théorique de dispersivité moyenne, calculée à partir des valeurs de  $\alpha_L$  lors du passage du front du panache au point considéré.

Pour chaque mesure expérimentale, nous avons donc comparé (Figure 73) les valeurs de dispersivité longitudinale moyenne obtenue expérimentalement et numériquement en fonction du nombre de Péclet du centre de masse.

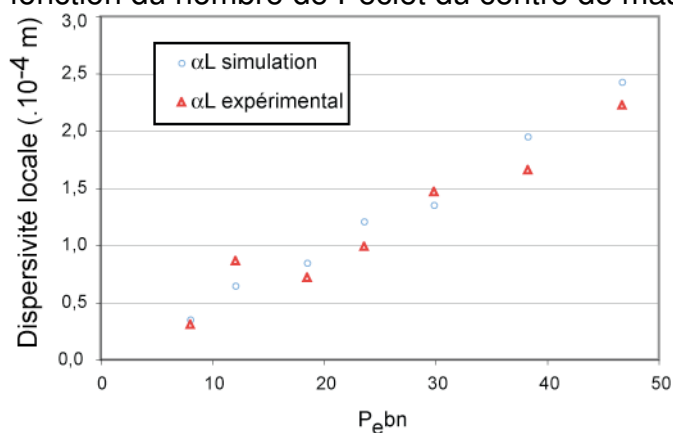


Figure 73 : Dispersivités longitudinales en fonction du nombre de Péclet calculé au centre de masse

L'évolution des dispersivité longitudinales numériques et expérimentales est linéaire en fonction de  $Pe_{bn}$ . Nous constatons également que les valeurs numériques et expérimentales présentent une bonne similitude. La dispersivité longitudinale au niveau de l'axe d'injection semble donc correctement décrite par la valeur théorique issue de la méthode d'homogénéisation.

### 3-5 Dispersion transversale

Afin de comparer les valeurs simulées de la dispersion transversale, nous montrons (Figure 74) les dispersions transversales de deux injections à un doigt, à la fois expérimentale et numérique. Les temps sont réduits par le temps  $t_{limite}$  défini précédemment (Eq. 22) et la dispersion est réduite par la diffusion moléculaire de la solution saline.

Nous constatons que la dispersion transversale des simulations numériques semble tendre vers 1, ce qui sous-entend que la dispersion tend vers la diffusion moléculaire. On a donc bien une dispersivité transversale  $\alpha_T$  qui tend vers zéro. En dessous d'un certain temps (non encore atteint pour la simulation  $Q=0,5\text{ml/h}$   $C_{inj}=1\text{ g/l}$  à  $t/t_{limite} = 2$ ), on observe un comportement transitoire correspondant à la phase d'établissement du panache. Durant cette phase, l'injection est caractérisée par une macro-dispersion transversale plus importante liée au champ de vitesse en sortie du point d'injection. Les valeurs expérimentales de dispersion transversale sont représentées à titre de comparaison. Comme nous l'avons montré au Chapitre 3, ces mesures tendent vers zéro, du fait de l'impossibilité du dispositif expérimental à mesurer l'étalement transversal induit par la diffusion moléculaire. On a donc bien un comportement similaire aux temps longs entre les simulations et les expériences.

La macro-dispersion transversale présente donc une évolution au cours du temps; elle n'est pas constante durant une injection. Si on a bien la confirmation que la dispersivité transversale est nulle aux temps longs, on ne peut en revanche rien affirmer aux temps courts.

### 3-6 Influence du tenseur de dispersion sur la forme du panache.

Nous avons vu dans les paragraphes précédents que :

- (i) la séparation en deux doigts des injections simulés avaient lieu plus tardivement que dans la configuration expérimentale,
- (ii) si la dispersivité longitudinale théorique semble bien correspondre à la réalité expérimentale, on ne peut rien affirmer pour la dispersivité transversale à proximité du point d'injection.

En effet, l'emploi du tenseur de dispersion de Taylor modifié sous-entend un profil de poiseuille parallèle et uniforme selon une section perpendiculaire à l'écoulement. Or, l'injection ponctuelle génère un champ de vitesse localement multidirectionnel, et par conséquent, un étalement local du panache. En d'autres termes, les conditions limites expérimentales peuvent influencer sur la valeur des paramètres effectifs de transport, tel que  $\alpha_T$ , influence qui n'est pas prise en compte à travers la formulation asymptotique du tenseur de dispersion.

Afin de tester cette hypothèse, nous avons réalisé plusieurs simulations pour l'injection de référence,  $Q=0,5\text{ml/h}$  -  $C_{inj}=1\text{ g/l}$ , en faisant varier la valeur de  $\alpha_T$ . Trois cas de figure ont été considérés (Figure 75) : (a)  $\alpha_T = 0$  (tenseur initial), (b)  $\alpha_T = \alpha_L/10$  et (c)  $\alpha_T = \alpha_L$  (tenseur sphérique).

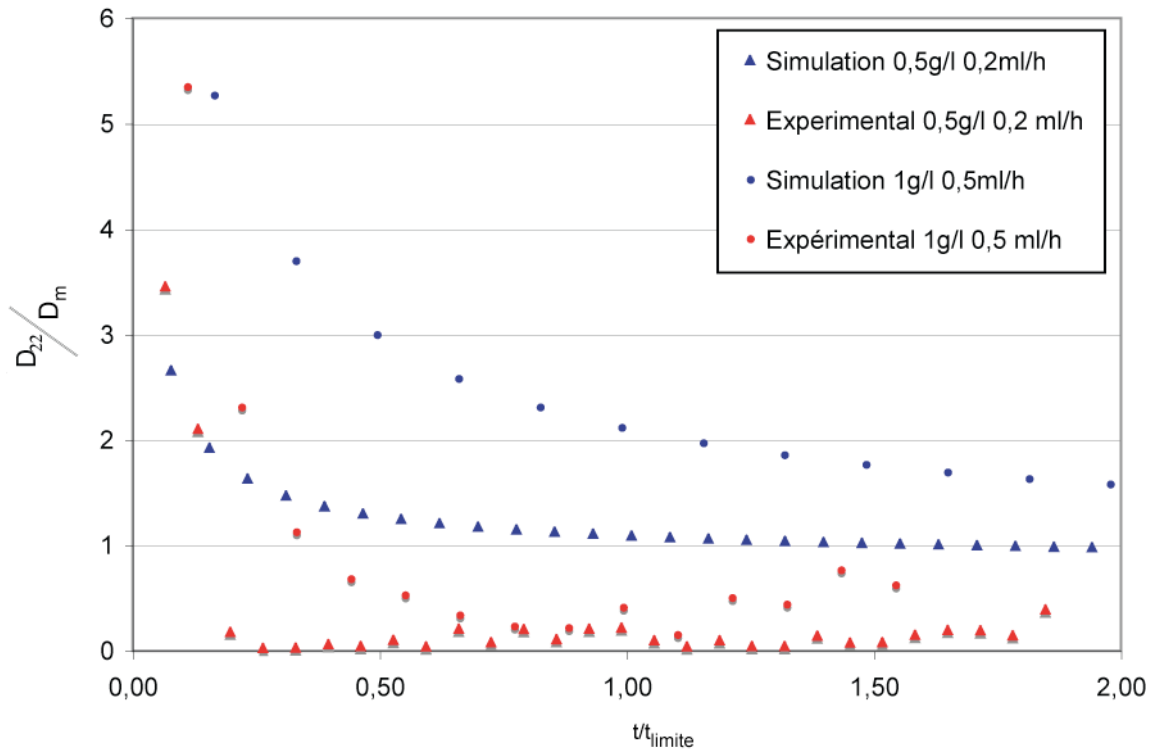


Figure 74 : Dispersion transversale réduite expérimentale et numérique en fonction du temps réduit pour deux injections

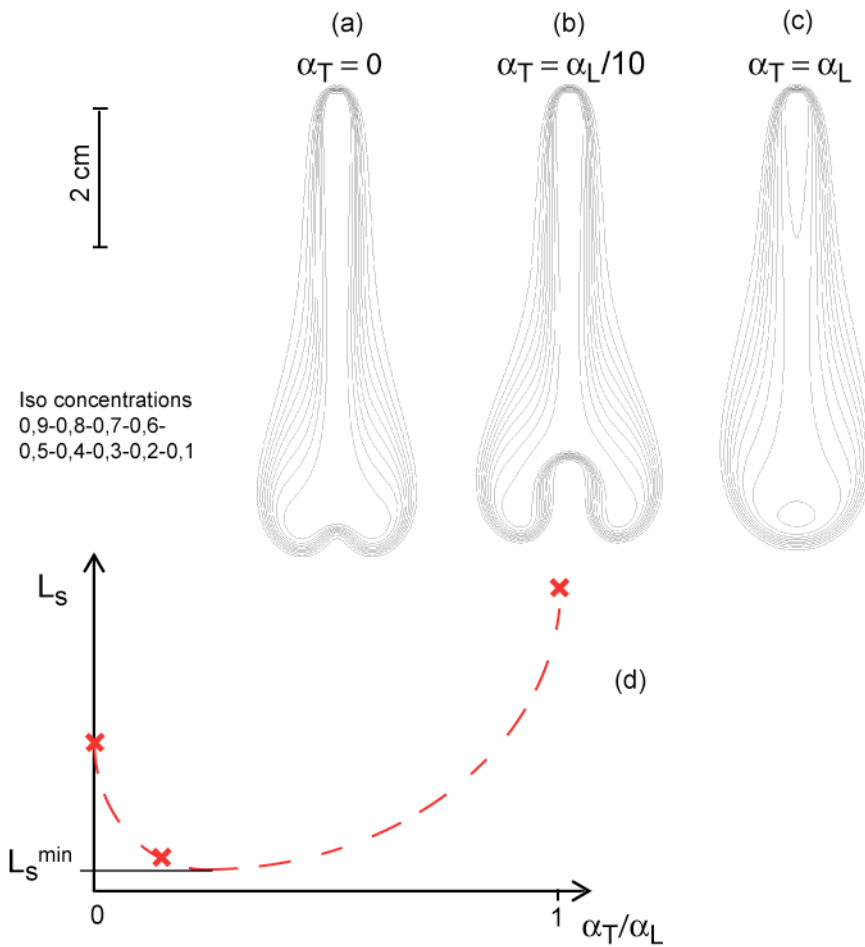


Figure 75 : Iso concentration d'une injection ( $C_{inj}=0,5 \text{ g.l}^{-1}$  ;  $Q=1 \text{ ml.h}^{-1}$ ) dans les trois cas suivant : (a)  $\alpha_T=0$ , (b)  $\alpha_T=\alpha_L/10$ , (c)  $\alpha_T=\alpha_L$  et (d) Longueur de scissions,  $L_s$  en fonction de  $\alpha_T/\alpha_L$

La valeur de  $\alpha_L$  est calculé classiquement à partir de l'expression théorique. Notons que nous avons conservé dans ces simulations une valeur constante de  $\alpha_T$  sur tout le domaine. C'est une hypothèse simplificatrice par rapport au raisonnement développé précédemment mais qui permet d'étudier l'influence globale de la dispersivité transversale sur la longueur d'établissement des deux doigts (notée  $L_s$ ). Par rapport au cas de référence (Figure 75a), on constate une séparation en deux doigts qui a lieu plus tôt pour des valeurs intermédiaires de  $\alpha_T$  (Figure 75b) ; en revanche, si l'on continue à augmenter la dispersivité transversale (Figure 75c), on retrouve un comportement caractéristique d'un panache à 1 doigt avec une éventuelle scission de la zone de mélange plus tardive. Ce comportement est plus explicite sur la Figure 75d où nous avons représenté l'évolution supposée de la longueur d'établissement  $L_s$  en fonction du rapport  $\alpha_T/\alpha_L$ . Cette courbe passe par un minimum pour une valeur de  $\alpha_T$  comprise entre zéro et  $\alpha_L$ . De prime abord, il ressort de cette analyse que la valeur de  $\alpha_T$  est un paramètre clé dans la modélisation des conditions d'injection. Une prise en compte plus rigoureuse de l'évolution de ce paramètre nécessiterait une modification importante de l'expression du tenseur de dispersion (tenseur transitoire, modèle non-local).

## 4- Conclusion

À l'aide du code numérique FRIPE nous avons simulé numériquement l'injection d'une solution saline dans un milieu poreux saturé pour différentes valeurs de débit et de concentration, correspondant à nos conditions expérimentales, sous réserve de l'analogie cellule Hele-Shaw /milieu poreux rappelée au début de ce chapitre.

Nous avons constaté dans un premier temps que l'apparition de deux doigts lors des simulations ne correspondait pas à celles des mesures expérimentales.

Les épaisseurs de cellule équivalentes considérées lors des simulations ont été  $b=0,614$  mm et  $b=0,557$  mm. Il ressort de la comparaison des champs d'iso concentrations expérimentales et numériques que l'épaisseur de  $b=0,557$  mm génère des injections à un doigt conformes aux expériences. De plus, les largeurs des doigts ( $L_d$  définie au chapitre précédent) des simulations pour cette épaisseur sont très proches des valeurs expérimentales. Cependant, lorsque nous considérons les injections à deux doigts, nous remarquons que la séparation n'a toujours pas lieu au même temps : les injections expérimentales se séparent plus tôt et plus près du point d'injection. Nous avons mis en évidence qu'il existe une valeur de l'épaisseur telle que la séparation des injections simulées coïncide avec celle des mesures expérimentales ; pour autant le paramètre modifié pour arriver à ce résultats, *i.e.* l'épaisseur, devrait alors être diminué jusqu'à une valeur inférieure à 0,5 mm, ce qui n'est pas compatible avec les réglages expérimentaux.

La comparaison des profils transversaux des concentrations nous a permis d'identifier sur les injections simulées à un doigt les mêmes structures au niveau du cœur de l'injection que pour les mesures expérimentales : un profil transversal "en cloche" pour  $L_d < 1,85$  mm et "en plateau" pour  $L_d > 1,85$  mm. Nous avons cependant constaté que les profils simulés présentaient un comportement légèrement plus dispersif que les profils expérimentaux. Considérant que l'expression du tenseur de dispersion asymptotique utilisée dans notre modèle était à l'origine de tels décalages, une comparaison plus poussée des paramètres dispersifs a été réalisée.

L'étude des champs des concentrations par la méthode des moments nous a permis de mettre en évidence la bonne corrélation entre les vitesses du centre de masse des injections expérimentales et simulées. De plus, le comportement dispersif caractérisé par la variance longitudinale s'est révélé quasi-identique, dans le cas des injections à un doigt. La dispersion est cependant bien modifiée lorsque la configuration passe en deux doigts.

La dispersion transversale nous permet de confirmer la présence d'une zone de développement et d'établissement des injections jusqu'au temps  $t_{\text{limite}}$ . Une fois ce temps dépassé, la dispersion transversale tend vers la diffusion moléculaire ce qui est consistant avec une dispersivité transversale nulle, dans le cas d'une injection établie. Durant les temps courts de l'injection, la dispersivité est non nulle, ce qui influencera la progression du panache de l'injection.

## **CONCLUSION GENERALE**





Ce mémoire s'inscrit dans le cadre général de l'étude des écoulements gravitaires en milieu poreux. L'objectif de ce travail est de décrire la mise en place d'un dispositif expérimental original permettant des mesures de champ de concentration plus précise que les dispositifs existants et d'utiliser les résultats obtenus afin de valider l'utilisation de la cellule Hele-Shaw comme modèle analogue de milieu poreux.

Des différentes méthodes employées dans la Littérature afin d'effectuer des mesures de concentration en milieu poreux il ressort que : (i) Les mesures à l'échelle du terrain permettent d'obtenir des valeurs réelles, (ii) mais sont complexes à mettre en place et (iii) très coûteuses et souvent peu précises. Pour toutes ces raisons, l'utilisation d'un modèle de laboratoire est devenue la solution la plus communément adoptée pour observer les processus d'écoulement et de transport en milieu poreux. Dès lors, le milieu poreux a été modélisé, tout d'abord par un milieu poreux reconstitué (à partir de sable ou encore à partir de massifs de billes de verre). Ce dernier système permettant d'effectuer des mesures optiques au travers du milieu. La recherche d'un contrôle accru des conditions expérimentales en milieu poreux a conduit au développement de la cellule Hele-Shaw. L'emploi d'une cellule de Hele-Shaw a été mis en avant de par ses avantages : Modélisation d'un milieu poreux idéal (i.e., sans hétérogénéité locale) à deux dimensions, transparence complète du domaine de mesure, contrôle de l'épaisseur (menant à la perméabilité du milieu analogue). Ce modèle a été employé avec succès par le passé, entre autres pour des expériences d'écoulement ponctuel gravitaire, mais surtout en fluides non miscibles.

Dans ce contexte, l'injection à partir d'une aiguille d'une solution saline au sein d'une cellule de Hele-Shaw, couplé à une mesure des champs des concentrations par absorption lumineuse a été le dispositif employé par Felder (2003) ainsi qu'Oltéan et al. (2008). Ces études ont servi à caractériser la forme du panache d'une solution miscible (symbolisant le polluant) issue d'une source ponctuelle au sein d'un milieu poreux homogène : soit un panache à un doigt, soit se scindant en deux doigts. Les mesures ont été comparées à celles obtenues à partir d'un simulateur numérique d'écoulement et de transport en milieu poreux. L'analogie avec la cellule de Hele-Shaw en termes de transport a été basée sur l'utilisation d'une expression modifiée du tenseur de dispersion de Taylor obtenue par homogénéisation (Felder et al., 2004). Les mesures expérimentales manquant de précision, cette formulation n'a pu être complètement validée. C'est pourquoi, nous avons mis en place, dans le cadre de cette thèse, un protocole de mesure plus rigoureux devant permettre une étude des mesures expérimentales plus poussées. Une technique

Détaillé dans le deuxième chapitre, la technique choisie porte, comme indiqué ci-dessus, sur la cellule de Hele-Shaw, le dispositif de mesure adopté a été les mesures par Fluorescence induite par laser ou Laser Induced Fluorescence (LIF). Le dispositif a été conçu afin que le paramètre  $b$ , définissant l'épaisseur de la cellule, puisse être obtenu avec une bonne reproductibilité lors d'une phase de démontage et remontage. Nous avons ainsi estimé l'erreur relative sur  $b$  de l'ordre de 10%. Le protocole de mesure LIF a été validé, dans le choix du traceur (la Rhodamine B), la concentration optimale de ce dernier ( $C_{\text{RhoB}} = 4,5 \cdot 10^{-6} \text{ mol.l}^{-1}$ ) et sur l'étalonnage de la mesure. Ce dernier devait prendre en compte la spécificité du dispositif. En effet, la nécessité d'éclairer la cellule à l'aide d'un cône laser a engendré une évolution

temporelle de l'énergie locale transporté par le laser dans la zone de mesure. Ce phénomène a été compensé en traitant des images moyennées à partir d'images brutes. L'étalonnage a été effectué sur des moyennes de 50 images brutes et la mesure sur des moyennes de 10 images brutes. L'erreur théorique du protocole ainsi mis en place est de l'ordre de 1% (Mainhagu et al. 2007).

Présentés dans le troisième chapitre, les résultats d'injection ponctuelle de solution saline dans la cellule de Hele-Shaw s'attachent à la validation du protocole par une comparaison avec les mesures effectuées dans des conditions similaires par absorption lumineuse. Nous avons constaté une bonne adéquation entre les injections par absorption lumineuse et par LIF. Cette dernière approche présentait cependant de nombreux points de mesure dont la concentration étaient supérieurs à celle injectée. Une fois ce point résolu, la masse mesurée au cours du temps conduisait à une erreur relative de l'ordre de 6%, ce qui est nettement inférieur aux mesures précédentes. De plus la résolution des mesures LIF étant bien supérieure, nous sommes arrivés à voir des paliers de concentrations ainsi que des minimums locaux qui étaient invisibles par absorption lumineuse. L'analyse des profils de concentration, à la fois longitudinaux et transversaux, a permis de caractériser les panaches. Nous avons mis en évidence le paramètre de largeur de doigt, noté  $L_d$ . Deux configurations de la structure centrale du doigt (appelé "le cœur") ont été observées : un profil "en cloche" pour les faibles valeurs de  $L_d$  et un profil "en plateau" pour les valeurs de  $L_d$  plus importante. La valeur frontière se situant à  $L_d=1,85$  mm.

Pour caractériser plus en détails l'évolution du champ des concentrations nous avons employé aussi bien la méthode des moments spatiaux que temporels. Les moments spatiaux ont dégagé une estimation macroscopique de la variance longitudinale qui est utilisée pour caractériser le phénomène de dispersion du soluté. De la même manière, nous avons quantifié la dispersion transversale, pour les configurations un doigt et deux doigts. Nous avons ainsi pu vérifier l'évolution linéaire asymptotique de la variance longitudinale en fonction du temps qui suggère l'existence d'une macro-dispersion longitudinale constante aux temps longs, en dépit de l'apport continue de masse. L'observation de la dispersion transversale, quant-à-elle, met clairement en évidence le contrôle de la croissance latérale du doigt uniquement par diffusion (dispersivité transversale nulle).

In fine, l'emploi du code numérique FRIPE, développé au sein de notre équipe en vue d'une confrontation entre simulations et données expérimentales termine ce travail. L'application de ce simulateur d'écoulement et de transport en milieu poreux à l'étude des processus hydrodynamiques en cellule de Hele-Shaw a été réalisée en adoptant les analogies existantes pour l'expression de la perméabilité et du tenseur de dispersion.

Nous avons constaté que les configurations « deux doigts » sont absentes des simulations, du moins à une distance d'observation inférieure à la longueur de la cellule, contrairement aux mesures expérimentales. Nous avons donc modifié un paramètre clé du modèle numérique (l'épaisseur équivalente de la cellule,  $b$ ) afin de vérifier si l'erreur de mesure expérimentale sur l'épaisseur de la cellule peut expliquer les différences entre les résultats numériques et expérimentaux. Le calage effectué dans ce sens est basé sur un paramètre qui nous semble pertinent : la largeur de doigt  $L_d$ . Nous avons toutefois montré que, si les valeurs calées de  $L_d$  correspondaient à une épaisseur équivalente de 0,557mm, l'apparition des

configurations deux doigts restait décalée dans le temps au niveau du modèle numérique.

Afin de comprendre pourquoi ce décalage à lieu, nous avons quantifié les macrodispersions moyennes par le biais de la variance longitudinale et la dispersivité longitudinale. Pour les configurations un doigt, les variances longitudinales réduites issues des simulations numériques présentent les mêmes pentes d'évolution linéaire (initiales et asymptotiques) que pour les mesures expérimentales. Nous avons constaté également que les valeurs de dispersivité longitudinales simulés et expérimentales sont très proches.

Nous avons donc mis en place une technique de mesure de concentration non-intrusive au sein d'une cellule de Hele-Shaw. Ce système a prouvé qu'il permettait des mesures de concentration avec une plus grande précision et une meilleure fiabilité que les systèmes de mesures antérieurs (absorption lumineuse). Le traitement d'image, particulièrement la moyenne des images brutes, peut être optimisé, mais le protocole tel qu'il est décrit, présente une précision de mesure de l'ordre de 1%. Nous avons par ailleurs constaté, lors des injections de solution saline, une précision sur la mesure de la masse injecté dans le domaine de l'ordre de 6%.

L'utilisation de ce dispositif de mesure sur des injections ponctuelles de solution saline en cellule de Hele-Shaw nous a permis, via un traitement des résultats, de remonter jusqu'à la dispersion du panache. En l'état actuel, il ressort que l'expression du tenseur de dispersion de Taylor modifiée ne permet pas de parfaitement caractériser la complexité des processus hydrodispersifs mis en jeu au sein de la cellule Hele-Shaw. Il est important de souligner ici que cette limitation n'est pas inhérente à l'expression du tenseur de dispersion ; l'utilisation d'une dispersion classique de Taylor ou restreint à la diffusion moléculaire conduirait à des différences de comportement similaire. Nous attribuons un tel décalage à la prise en compte des conditions limites dans notre modèle (conditions limites, conditions d'injection). En particulier, une condition d'injection ponctuelle peut générer une perturbation locale et risque alors d'avoir une influence non négligeable sur le comportement général du panache. Nous avons vu que l'expression du tenseur de dispersion asymptotique est correcte, mais qu'il subsiste une différence entre les simulations et les expériences quant à l'apparition de la configuration deux doigts. Or comme son nom l'indique, ce tenseur a été obtenu pour des conditions asymptotiques, *i.e.* loin des conditions d'entrée. L'hypothèse soulevée pour expliquer ce décalage est une dispersivité transversale initialement non nulle de par l'influence des conditions limites en entrée. Un tel tenseur de dispersion au temps court influencera le développement du doigt. Ceci signifierait alors qu'il conviendrait de prendre en compte un tenseur de dispersion non fickien avec une valeur de  $\alpha_T$  variable en espace et/ou en temps.

Afin de vérifier cette hypothèse, il faudra poursuivre les mesures expérimentales dans des conditions d'injections différentes de celles qui sont employées ici. L'injection pourrait être décalé sur une frontière latérale ou encore avoir lieu au sein d'un écoulement transversal au sein de la cellule. Employer la méthode des moments sur de telles mesures expérimentales et leurs équivalents simulés permettrait de disposer d'une gamme de comparaison plus vaste et ainsi de conclure de manière plus précise sur la pertinence d'une dispersivité transversale non nulle.

Il conviendra également de mettre en place des mesures expérimentales du champ des vitesses au sein de la cellule ainsi que dans le panache. Ces données serviront alors à la fois comme comparaison avec le champ des vitesses simulé et

également pour mettre en évidence le couplage des phénomènes de convection et de transport directement sur les mesures expérimentales. L'application de méthode de mesure du champ de vitesse de type PIV (Particle Image Velocimetry) à des fluides de densité variable représente toutefois une difficulté scientifique certaine.

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**



Ackerer P. Younes A. Mose R. 1999 Modeling Variable Density Flow and Solute Transport in Porous Medium: 1. Numerical Model and Verification. Transport In Porous Media Vol 35(3) pp 345-373

Adams E.E. Gelhar L.W. 1992 Field study of dispersion in a heterogeneous aquifer 2 Spatial moments analysis. Water Resource Research Vol 28(12) pp 3293-3307

Archie G.E. 1942. The electrical resistivity log as an aid in determining some reservoir characteristics. Trans. Am. Inst. Min. Metall. Pet. Eng. 146 54-62.

Aris R. 1956 On the dispersion of a solute in a fluid flowing through a tube. Proceedings of the Royal Society London A Vol 235 pp 67-78

Atkinson R. Cherrill T.P. Herbert A.W. Hodgkinson D.P. Jackson C.P. Rae J. Robinson P.C. 1984 Review of the Groundwater Flow and Radionuclide Transport Modelling in KBS-3. UKAEA Report AERE-R.11140.

Bazin B. and Abdulahad G. 1999 Experimental investigation of some properties of emulsified acid systems for stimulation of carbonate formations SPE 53237 presented at the SPE Middle East Oil Show Bahrain.

Bear J. 1961 On the tensor Form of Dispersion in Porous Media. Journal of Geophysical Research Vol. 66 p.1185

Beinhorn M. Dietrich P. Kolditz O. 2005 3-D numerical evaluation of density effects on tracer tests Journal of Contaminant Hydrology. Vol 81 1-4 pp 89-105

Blakwell R.J. Rayne J.R. Terry W.M. 1959 Factors influencing the efficiency of miscible displacement. Petroleum Transactions of the A.I.M.E.M J.P.T. Vol 216 pp 1-8

Blanc G. 1967 Contribution à l'étude des déplacements miscibles : Dispersion transversale. Thèse de la Faculté des sciences de Toulouse

Buès MA Zilliox L. 1990 Déplacement miscible avec contrastes en milieu poreux. Identification des paramètres de déplacements et stabilité en régime de dispersion mécanique. J Hydrol Vol 41 pp 120-125

Buès M.A. Oltéan C. 2000 Numerical simulations for saltwater intrusion by the mixed hybrid finite element method and discontinuous finite element method Transport in Porous Media vol 40 pp 171-200.

Cirpka O.A. 2002. Choice of dispersion coefficients in reactive transport calculations on smoothed fields. Journal of Contaminated Hydrology Vol 58 pp 261-282.

Crane F.E. Kendall H.A. Gardner G.H.F. 1963. Some experiments on the flow of miscible fluids of unequal density through porous media. Soc. Pet. Eng. J. Vol 3 n° 4 pp 277-280

Dagan G. 1988 Time-Dependent Macrodispersion for Solute Transport in Anisotropic Heterogeneous Aquifers. *Water Resources Research* Vol. 24 No. 9 pp 1491-1500

Darcy H. 1856 *Les fontaines publiques de la ville de Dijon*. V. Dalmont Paris

Diersch H-JG. 1998. FEFLOW Interactive Graphics-Based Finite-Element Simulation System for Modeling Groundwater Flow Contaminant Mass and Heat Transport Processes. WASY Institute for Water Resources Planning and System Research Ltd. Berlin Germany.

Diersch H.-J. G. and Kolditz O. 1998 Coupled groundwater flow and transport: 2 Thermohaline and 3D convection systems *Advances in Water Resources* vol 21 pp 401-425

Diersch H-JG Kolditz O. 2002 Variable-density flow and transport in porous media: approached and challenges. *Advances in Water Resources* vol 25 pp 899-944

Ebach E.A. White R.R. 1958 Mixing of Fluids Flowing Through Beds of Packed Solids. *A.I.Ch.E. Journal* Vol 4 n°2 pp 161-169

Elder J.W. 1967 Transient convection in a porous medium. *Journal of Fluid Mechanics* Vol 27 pp 609-623

Felder C. 2003 Transport d'une solution saline en cellule de Hele-Shaw – Experience et simulations numériques Doctorat INPL genie civil E.N.S.G.

Felder C. Oltéan C. Panfilov M. Buès M. 2004 Dispersion de Taylor généralisée à un fluide à propriétés physiques variables. *C R mécanique* Vol 332 pp223-229

Fernandez J. Kurowski P. Petitjeans P. Meiburg E. 2002 Density driven unstable flows of miscible fluids in a Hele shaw cell. *Journal of fluid mechanics* Vol 451 pp 239-260

Fischer H.B. List E.J. Koh R.C.Y. Imberger J. Brooks N.H. 1979 Mixing in inland and coastal waters. Academic San Diego California

Freyberg D.L. 1986 A natural gradient experiment on solute transport in sand aquifer 2 spatial moments and the advection and dispersion of nonreactive tracers. *Water Resources Research* Vol 22(13) pp 2031-2046

Fried J.J. 1975 *Groundwater pollution* - Elsevier Scientific Pub. Co New York

Garabedian S.P. LeBlanc D.R. Gelhar L.W Celia M.A. 1991 Large-scale natural tracer test in sand and gravel Cape Cod Massachusetts 2 Analysis of spatial moments for a nonreactive tracer. *Water Resources Research* Vol 27(5) pp 911-924



Golfier F. Zarcone C. Bazin B. Lenormand R. Lasseux D. and Quintard M. 2002 Modelling of the dissolution in porous media at the Darcy-scale : On the ability of a Darcy-scale model to capture wormhole formation during the dissolution of a porous medium *Journal of Fluid Mechanics* Vol 457 pp 213-254.

Harleman D.R.F. Rumer R.R. 1963 Longitudinal and lateral dispersion in isotropic porous medium. *Journal of Fluid mechanics* Vol 16 pp 385-394

Hele-Shaw H.S. 1898 Flow of water. *Nature* Vol 58 pp520

Henry H.R. 1964 Effects of dispersion on salt water encroachment in coastal aquifers *Geological Survey. Water Supply Paper* Vol 1613 pp 70-84

Herbert A.W. Jackson C.P. Lever D.A. 1988 Coupled groundwater flow and solute transport with fluid density strongly dependent upon concentration. *Water Resources Research* Vol 10 pp1781-1795.

Hornof V. Baig F.U. 1995 Influence of interfacial reaction and mobility ratio on the displacement of oil in a hele-shaw cell. *Experiments in Fluids* Vol 18 pp 448-453

Huang K. Toride N. Van Genuchten M. TH. 1995 Experimental investigation of solute transport in large homogeneous and heterogeneous saturated soil columns. *Transport in Porous Media* vol 18 pp 283-302

Jiao C-Y. Hötzl H. 2004 An experimental study of miscible displacements in porous media with variation of fluid density and viscosity. *Transport Porous Media* Vol 54 pp 125–44

Jensen K.H.K. Bitsch P.L. Bjerg 1993 Large-Scale Dispersion Experiments in a Sandy Aquifer in Denmark: Observed Tracer Movements and Numerical Analyses *Water Resource Research* Vol29(3) pp673–696.

Johansen K. Kinzelbach W. Oswald S. Wittum G. 2002 The saltpool benchmark problem – numerical simulation of saltwater upconing in a porous medium. *Advances in Water Resource* Vol 25 pp 335-348.

Konikow L.F. Sanford W.E. Campbell P.J. 1997 Constant-concentration boundary condition; lessons from the HYDROCOIN variable-density groundwater benchmark problem: *Water Resources Research* vol 33 no. 10 pp2253-2261

Konz M. Ackerer P. Younes A. Huggenberger P. Zechner E. 2009 Two-dimensional stable-layered laboratory-scale experiments for testing density-coupled flow models *Water Resource Research* Vol 45 pp

Lacey J.W. Faris J.E. Brinkman F.H. 1961 Effect of bank size on oil recovery in the high-pressure gas-driven LPG-bank process. *Trans. AIME* vol 222 806.

Mainhagu J. Oltéan C. Golfier F. Buès M.A. 2007 Measurement by Laser Induced Fluorescence on miscible density driven flows in a Hele–Shaw cell: settings and preliminary results *Compte rendu Mécanique* vol 335 pp 105-112

Mazzia A. Bergamaschi L. Putti M. 2001 On the reliability of numerical solutions of brine transport in groundwater: Analysis of infiltration from a salt lake. *Transport in Porous Media* Vol 43 pp 65-86.

Moltyaner G.L. Killey R.W. 1988a. Twin lake tracer tests: longitudinal dispersion. *Water Resources Research* Vol 24(10) pp 1613–1627.

Moltyaner G.L. Killey R.W. 1988b. Twin lake tracer tests: transverse dispersion. *Water Resources Research* Vol 24(10) pp 1628–1637.

Molz F.J. Melville J.G. Güven O. Crocker R.D. Matteson K.T. 1985. Design and performance of single-well tracer tests at the Mobile site. *Water Resources Research* Vol 21(10) pp 1497–1502.

Molz FJ Güven O Melville JG Crocker RD Matteson KT. 1986. Performance analysis and simulation of a two-well tracer test at the Mobile site. *Water Resources Research* Vol 22(7) pp 1031–1037.

Offeringa J. Van der poel C. 1954 Displacement of oil from porous media by miscible liquids. *Petroleum transactions of the A.I.M.E.M J.P.T.* Vol 201 pp 310-316

Oltéan C. Ackerer P. Buès M.A. 1994 Solute transport in 3D laboratory model through an homogeneous porous medium: behaviour of dense aqueous phase and simulation. In: *CMWR X* vol. 1. Germany: - Heidelberg; pp 521–8

Oltéan C. Buès M.A. 2001 Coupled groundwater flow and transport in porous media. A conservative or non-conservative form? *Transport in Porous Media* Vol 44 pp 219-246.

Oltéan C. Buès M.A. 2002 Infiltration of salt solute in homogeneous and saturated porous media – An analytical solution evaluated by numerical simulations. *Transport in Porous Media* Vol 48 pp 61-78.

Oltéan C. Felder C. Panfilov Buès M.A. 2004 Transport with a very low density contrast in Hele-Shaw cell and porous media: evolution of the mixing zone *Transport in Porous Media* vol 55(3) pp339-360.

Oltéan C. Golfier F. Buès M.A. 2008 Experimental and numerical study of the validity of Hele–Shaw cell as analogue model for variable-density flow in homogeneous porous media. *Advances in Water Resources* Vol 31 pp 82-95.

Oswald S. Kinzelbach W. Greiner A. Brix G. 1997 Observation of flow and transport processes in artificial porous media via magnetic resonance imaging in three dimensions. *Geoderma* vol 80 pp 417-429

Oswald S. Kinzelbach W. 2004 Three dimensional physical benchmark experiments to test variable-density flow models. *Journal of Hydrology* Vol 290 pp22-42.

Pfannkuch H.O. 1963. Contribution à l'étude des déplacements miscible dans un milieu poreux. Revue de l'I.F.P. Vol 18 n°2 pp 1-54

Pickens J.F. Jackson R.E. Inch K.J. Merritt W.F. 1981. Measurement of distribution coefficients using a radial injection dual-tracer test. Water Resources Research Vol 17(3) pp 529–544.

Pruess K. 1991 TOUGH2: A general purpose numerical simulator for multiphase fluid and heat flow: Lawrence Berkeley Laboratory Report LBL-29400 Berkeley California.

Ruch M. Ackerer P. and Guterl P.: 1992 A computer driven 3D experimental setup for mass transfer in porous media in: 'Hydrocomp 92' International Conference on Interaction Computed Methods and Measurement in Hydraulic and Hydrology Budapest Hungary 419–426.

Saffman P. Taylor G. 1958 The penetration of a fluid into a porous medium or HeleShaw cell containing a more viscous liquid. Proceedings of the Royal Society A Vol 245 pp 312–329

Schincariol R.A. Schwartz F.W. 1990 An experimental investigation of variable density flow and mixing in homogeneous and heterogeneous media. Water resources Research Vol 26(10) pp 2317-2329

Simmons C.T. Narayan K.A. Wooding R.A. 1999 On a test case for density-dependent groundwater flow and solute transport models: The salt lake problem. Water Resources Research vol 35 pp 3607-3620.

Simmons C.T. Pierini M.L. Hutson J.L. 2002 Laboratory Investigation of Variable-Density Flow and Solute Transport in Unsaturated–Saturated Porous Media. Transport in Porous Media Vol 47 pp 215-244

Simpson E.S. 1962 Transverse dispersion in liquid flows through porous media. U.S. geological survey prof. Pap. 411-C

Simpson M.J. Clement T.P. 2003 Theoretical analysis of the worthiness of Henry and Elder problems as benchmarks of density-dependent groundwater flow models. Advances in Water Resources Vol 26 pp 17-31

Swartz C.H. Schwartz F.W. 1998 An experimental study of mixing and instability development in variable-density systems. Journal of contaminant hydrology Vol 34 pp 169-189.

Taylor G.I. 1953 Dispersion of soluble matter in solvent flowing slowly through a tube. Proceedings of the royal society Section A Vol 219 pp 186-203

Voss C.I. 1984 A finite-element simulation model for saturated-unsaturated fluid-density-dependent ground-water flow with energy transport or

chemically-reactive single-species solute transport. Water-resources investigations report no. 84-4369

Watson SJ Barry DA Scotting RJ Hassanizadeh SM. 2002 Validation of classical density-dependent theory for stable high-concentration gradient brine displacements in coarse and medium sand. *Adv Water Resour* 25:611–35.

Waxman M.H. et Smits L.J.H. 1968. Electrical conductivities in oil-bearing shaly sands. *J. Pet. Technol.* 20 107-122.

Wooding R.A. 1969 Growth of fingers at an unstable diffusing interface in a porous medium or Hele-Shaw cell. *Journal of fluid mechanics* Vol 39 part. 3 pp 477-495

Younes A. Ackerer P. Mose R. 1999 Modelling variable density flow and solute transport in porous medium : 2. re-evaluation of the salt dome flow problem. *Transport in Porous Media* Vol 35 pp375–394

Zhang Q. Volker R.E. Lockington D.A. 2001 Influence of seaward boundary condition on contaminant transport in unconfined coastal aquifers. *Journal of contaminant Hydrology* Vol 49 pp 201-215.

## **LISTES DES FIGURES ET TABLEAUX**



## Figures

Figure 1. Les 4 configurations "type" rencontrées durant la propagation d'un polluant lourd au sein d'un aquifère. Les images en incrusté qui illustrent ces différents comportements ont été obtenus à l'aide du code FRIPE (Buès and Oltéan, 2000 ; Oltéan and Buès, 2001).	15
Figure 2. Pénétration d'un biseau d'eau salé au sein d'un aquifère côtier	17
Figure 3 : Mesures expérimentales effectuées par Garabédian e al. (1991) à Cape Cod. Suivi de la position du centre de masse d'une injection de solution ponctuelle dans un puit.	23
Figure 4 : Colonne de sol expérimentale mise en place par Huang et al. (1995) pour modéliser un écoulement 1D dans un milieu poreux hétérogène	24
Figure 5 : Mesure de Oswald et al. (1997) par IRM	26
Figure 6 : Dispositif expérimental élaboré par Simmons à partir d'un milieu poreux réel (constitué de sable) représentation d'une mesure d'injection de $\text{CaCl}_2$ à 90 min	26
Figure 7 : Dispositif expérimental à base de billes de verre mis en place par Zhang et al. (2001)	27
Figure 8 : Exemple de comparaison des iso concentration expérimentales et simulé par Zhang et al. (2001)	28
Figure 9 : Exemple de champ de concentration mesuré par Swartz et Schwartz (1998)	28
Figure 10 : Représentation d'une cellule de Hele-Shaw	29
Figure 11 : Un exemple de croissance de digitations gravitaires en cellule de Hele-Shaw (Wooding 1969)	31
Figure 12 : a) Une expérience réalisée par Fernandez et la mise en évidence des deux régimes de croissance : b) Longueur d'onde réduite et c) taux de croissance réduit en fonction de $Pe$	32
Figure 13 : Dispositif expérimental et exemple de mesure d'une digitation gravitaire par Felder (2003)	34
Figure 14 : Comparaison entre une simulation numérique et une digitation expérimentale ( $Q=1\text{ml.h}^{-1}$ $C_{inj}=1\text{g.l}^{-1}$ )	34
Figure 15 : Banc de mesure	39
Figure 16 : Cellule de Hele-Shaw	40
Figure 17 : Position du joint d'étanchéité avant serrage	41
Figure 18 : Schéma représentant la mesure du volume total de la cellule	41
Figure 19 : Mesure de planéité de la plaque arrière	43
Figure 20 : Mesure de planéité de la plaque avant	44
Figure 21 : Représentation schématique du principe des mesures LIF	44
Figure 22 : Représentation de l'absorption et de l'émission lumineuse de la Rhodamine B en fonction de la longueur d'onde de la source lumineuse	45
Figure 23 : Représentation de la définition des paramètres temporels	46
Figure 24 : Représentation de la cellule avec le laser et la caméra	47
Figure 25 : Représentation schématique de l'illumination de la cellule de Hele-shaw par le faisceau laser divergent	47
Figure 26 : Influence du sel sur la mesure de concentration d'une solution en fonction du temps pour 2 concentration de sel	48
Figure 27 : Intensité lumineuse émise en fonction de la concentration en Rhodamine B pour 3 concentrations en sel différentes	49

Figure 28 : Courbe d'émission de la Rhodamine B en fonction de la longueur d'onde pour différentes concentrations salines de la solution .....	49
Figure 29 : Profils d'intensité lumineuse pour chaque concentration en rhodamine utilisée pour l'étalonnage .....	52
Figure 30 : Courbe d'étalonnage obtenue pour le pixel 485 en utilisant des images brutes. ....	52
Figure 31 : Représentation de l'intensité lumineuse de la tache laser pour 3 temps consécutifs .....	53
Figure 32 : Profil d'intensité lumineuse des taches laser extrait de 4 images consécutives. Pour (a) des images brutes puis (b) (c) et (d) des images respectivement moyennées par 2, 4 et 8.....	54
Figure 33 : Profil d'intensité lumineuse des points de l'étalonnage pour chaque concentration en rhodamine ( $.10^{-6}$ mol.l <sup>-1</sup> ) .....	55
Figure 34 : Courbe d'étalonnage obtenue pour le pixel 485 en utilisant des images moyennées .....	55
Figure 35: Schématisation de la cellule et du dispositif d'injection de la solution saline .....	59
Figure 36: Exemple d'injection avant et après traitement sous Flowmap .....	60
Figure 37 : Courbes d'étalonnage calculées par flowmap à l'aide des images moyennées, respectivement par 10 et 50 images brutes .....	62
Figure 38 : Représentation de la masse théorique et expérimentale injectée au cours du temps pour une solution saline de concentration $C=0,5$ g/l et pour trois débits d'injection .....	63
Figure 39 : Comparaison de trois injections présentant une simple digitation effectuées dans les mêmes conditions ainsi que les iso-concentrations.....	64
Figure 40 : Comparaison de 5 profils longitudinaux.....	65
Figure 41 : Comparaison de deux injections présentant deux digitations effectuées dans les mêmes conditions ainsi que les iso-concentrations .....	66
Figure 42: Comparaison d'une injection réalisée dans les mêmes conditions avec deux dispositifs expérimentaux : mesure par absorption lumineuse et par LIF ..	67
Figure 43: Profils transversaux : comparaison LIF/absorption.....	68
Figure 44 : Exemple de profil transversaux de concentration pour $S<0,5$ .....	70
Figure 45: Profil transversal de concentration à la section réduite de 0,1 pour différentes injections et pour différents temps. ....	70
Figure 46 : Profils des concentrations transversaux de la partie supérieure des digitations pour une largeur de digitation inférieure à 1,85 mm. ....	72
Figure 47 : Profils des concentrations transversaux de la partie supérieure des digitations pour une largeur supérieure à 1,85 m .....	73
Figure 48 : Profils transversaux réduits du panache (e.g., $C_{inj}=0,5$ g/l $Q=0,2$ ml/h à $t=20$ min) .....	73
Figure 49 : Profils transversaux réduits du panache (e.g., $C_{inj}=1$ g/l $Q=0,5$ ml/h à $t=10$ min) .....	74
Figure 50 : Profils transversaux réduits du panache pour l'injection $C_{inj}=2$ g/l $Q=0,5$ ml/h à $t=5$ min .....	74
Figure 51 : Profils transversaux réduits du panache pour l'injection ( $C_{inj}=5$ g/l $Q=1$ ml/h) à $t=3$ min .....	75
Figure 52 : Représentation théorique du déplacement d'un nuage de forme simple et d'une injection continue de forme simple .....	78



Figure 53 : Représentation du rapport de l'écart type longitudinal et de la position du centre de masse en fonction du temps réduit pour différentes concentrations salines et débits d'injection .....	83
Figure 54 : Variance longitudinale en fonction du temps pour quelques injections expérimentales et représentation des points de références .....	84
Figure 55 : Représentation de la variance réduite en fonction du temps réduit pour différentes concentrations salines et débits d'injection et les valeurs, n, des pentes respectives de chaque droite .....	84
Figure 56: Dispersion transverse réduite en fonction du temps réduit pour des injections présentant des doigts unique .....	87
Figure 57 : Dispersion transversale réduite en fonction du temps réduit pour des injections présentant des digitations double .....	87
Figure 58 : Maillage 2D et conditions limites utilisés par le code numérique pour simuler une cellule de Hele-Shaw .....	97
Figure 59 : Comparaison des iso-concentrations obtenues à partir des mesures expérimentales et des simulations numériques à différentes injections. ....	100
Figure 60 : Iso-concentrations des doigts expérimentaux et numériques à t=15 min pour $C_{inj}=0,5g/l$ et $Q=1 ml/h$ .....	100
Figure 61 : Iso-concentration obtenues à partir des mesures expérimentales et des simulations numériques pour deux valeurs distinctes de b : 0,557mm et 0,614 mm .....	102
Figure 62 : Iso-concentration à t=15 min d'une injection expérimentale et simulée pour différentes valeurs de b (a) et superposition des iso-concentrations des 4 injections représentant la concentration réduite $C/C_{inj}=0,5$ (b) .....	103
Figure 63 : Iso-concentration de deux simulations d'injection présentant deux doigts .....	104
Figure 64 : Comparaison de $L_d$ pour les mesures simulées et les mesures expérimentales .....	105
Figure 65 : Evolution au cours du temps des profils transversaux simulés de concentration à $S=0,1$ pour une injection à un doigt .....	106
Figure 66 : Comparaison des profils de concentrations transversaux expérimentaux et simulés à $S=0,1$ et $L_d < 1,85 mm$ .....	107
Figure 67 : Comparaison des profils transversaux expérimentaux et simulés à $S=0,1$ et $L_d > 1,85 mm$ .....	107
Figure 68 : Profils de concentrations transversaux simulés du panache des simples doigts pour $C=1g.l^{-1}$ ; $Q=0,5 ml.h^{-1}$ (a) et $C=0,5 g.l^{-1}$ ; $Q=0,2 ml.h^{-1}$ (b) .....	108
Figure 69 : Comparaison de la vitesse du centre de masse expérimentale et simulé en fonction du nombre de Péclet .....	110
Figure 70 : Variance réduite en fonction du temps réduit pour différentes injections .....	111
Figure 71 : Variances numériques et expérimentales au cours du temps dans le cas d'injection à deux doigts .....	111
Figure 72 : Dispersivité longitudinales pour l'injection $C_{inj}=0,5g/l$ $Q=0,2ml/h$ .....	112
Figure 73 : Dispersivités longitudinales en fonction du nombre de Péclet calculé au centre de masse .....	112
Figure 74 : Dispersion transversale réduite expérimentale et numérique en fonction du temps réduit pour deux injections .....	114
Figure 75 : Iso concentration d'une injection ( $C_{inj}=0,5 g.l^{-1}$ ; $Q=1ml.h^{-1}$ ) dans les trois cas suivant : (a) $\alpha_T=0$ , (b) $\alpha_T =\alpha_L /10$ , (c) $\alpha_T =\alpha_L$ et (d) Longueur de scissions, $L_s$ en fonction de $\alpha_T /\alpha_L$ .....	114

## Tableaux

Tableau 1 : Points de contrôles de l'épaisseur de la cellule lors des démontage-montages successifs.....	42
Tableau 2 : Mesures effectuées pour un débit et une concentration de la solution saline injectée donnée .....	60
Tableau 3 : Différence relative de la mesure de masse expérimentale par rapport à la masse théorique injectée .....	61
Tableau 4 : Erreur relative sur la mesure de masse expérimentale par rapport à la masse théorique injectée après correction du protocole d'étalonnage .....	63
Tableau 5 : Comportement des injections du point de vue des digitations et calcul du rapport G pour une épaisseur de cellule de 0,5 mm.....	69
Tableau 6: Tableau récapitulatif des valeurs de la largeur de la digitation sur la partie supérieure, notée $L_d$ .....	71
Tableau 7 : Comportement des injections du point de vue des digitation et calcul du rapport G pour une épaisseur de cellule de 0,614 mm et représentation des zones de transitions pour les deux épaisseurs (0,5 mm et 0,614 mm).....	75
Tableau 8 : Vitesse du centre de masse.....	82
Tableau 9 : Dispersivité longitudinale obtenue à partir des moments temporels.....	85
Tableau 10 : Listes des injections simulées avec les paramètres employés dans le code de calcul .....	98
Tableau 11 : Représentation du comportement des simulations numériques et des mesures expérimentales pour $b=0,614$ mm avec rappel des valeur du rapport G .....	99

AUTORISATION DE SOUTENANCE DE THESE  
DU DOCTORAT DE L'INSTITUT NATIONAL  
POLYTECHNIQUE DE LORRAINE

o0o

VU LES RAPPORTS ETABLIS PAR :

**Monsieur Philippe ACKERER, Directeur de Recherche, UNISTRA, Strasbourg**

**Monsieur Abdokader MOJTABI, Professeur, IMFT, Toulouse**

Le Président de l'Institut National Polytechnique de Lorraine, autorise :

**Monsieur MAINHAGU Jon**

à soutenir devant un jury de l'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE LORRAINE,  
une thèse intitulée :

**"Transport de fluides miscibles à propriétés physiques variables en cellule Hele-Shaw  
Comparaisons entre simulations numériques et mesures par LIF"**

NANCY BRABOIS  
2, AVENUE DE LA  
FORET-DE-HAYE  
BOITE POSTALE 3  
F - 54501  
VANDŒUVRE CEDEX

en vue de l'obtention du titre de :

DOCTEUR DE L'INSTITUT NATIONAL POLYTECHNIQUE DE LORRAINE

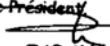
Spécialité : « Génie Civil - Hydrosystèmes - Géotechnique »

Fait à Vandoeuvre, le 16 juin 2009

Le Président de l'I.N.P.L.,

F. LAURENT



Pour le Président  
Le Vice-Président  
  
**Jacques JARAY**

TEL. 33/03.83.59.59.59  
FAX. 33/03.83.59.59.55

Titre : Transport de fluides miscibles à propriétés physiques variables en cellule Hele-Shaw Comparaisons entre simulations numériques et mesures par LIF

L'étude décrite dans cette thèse porte sur l'injection ponctuelle d'une solution saline au sein d'une cellule dite de Hele-Shaw, afin de caractériser le comportement dispersif d'un polluant en milieu poreux. L'approche expérimentale employée est basée sur l'implémentation originale d'un dispositif de Fluorescence Induite par Laser (LIF) dans la cellule. La mise en place d'un protocole de mesure efficace permet de mener une analyse quantitative des résultats expérimentaux. En outre, en appliquant la méthode des moments, il est possible de caractériser avec précision le comportement dispersif de la zone de mélange de la solution injectée. Parallèlement aux expériences, à l'aide du code numérique FRIPE, les injections ont été simulées numériquement. L'analyse quantitative a été appliquée à ces dernières. Une comparaison poussée des résultats expérimentaux et numériques a donc été effectuée, du point de vue qualitatif mais aussi sur l'expression de la dispersion du panache de la zone de mélange de la solution.

Mot clé : mécanique des fluides expérimentales - Transport en milieu poreux- Cellule de Hele-Shaw –Fluorescence Induite par Laser (LIF) - Transport gravitaire

Title : Variable physical proprieties miscible fluids transport in Hele-Shaw cell Comparison between numerical simulations and LIF measures.

The study described in this thesis is about punctual injection of a saline solution inside a "Hele-Shaw cell" in order to characterize the dispersive behavior of a pollutant in porous media. The chosen experimental approach is based on the setup of an original Laser Induced Fluorescence (LIF) in the Hele-Shaw cell. The setting of the experimental apparatus allows quantitative data reduction of the experimental results. Moreover the "Moments Method" studied precisely the solution mixing dispersive behavior. Using the numerical code FRIPE the same injections have been simulated. The same quantitative data reductions have been applied to the numerical results. This led to an extensive comparison of the numerical and the experimental results, qualitatively but also of the dispersion in the mixing area of the injected solution.

Key words : Experimental fluid mechanics – Transport in porous media – Hele-Shaw cell – Laser Induced Fluorescence (LIF) – Density driven transport