



**HAL**  
open science

**Contribution à l'amélioration des connaissances des phénomènes d'interaction fluide/structure à l'intérieur de la boîte crânienne soumise à une sollicitation dynamique : études expérimentale et numérique**

Audrey Hault-Dubrulle

► **To cite this version:**

Audrey Hault-Dubrulle. Contribution à l'amélioration des connaissances des phénomènes d'interaction fluide/structure à l'intérieur de la boîte crânienne soumise à une sollicitation dynamique : études expérimentale et numérique. Génie mécanique [physics.class-ph]. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, UVHC, (France), 2007. Français. NNT : 2007VALE0018 . tel-03001231

**HAL Id: tel-03001231**

**<https://uphf.hal.science/tel-03001231v1>**

Submitted on 12 Nov 2020

**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.

2007 VALE 0018

N° d'ordre : 07-25

Année 2007



**THÈSE**  
Présentée à  
L'Université de Valenciennes  
et du Hainaut Cambrésis



En vue de l'obtention d'un  
DOCTORAT EN GÉNIE MÉCANIQUE

par

**Audrey HAULT-DUBRULLE**

**Contribution à l'amélioration des connaissances des  
phénomènes d'interaction fluide/structure à l'intérieur de  
la boîte crânienne soumise à une sollicitation dynamique :  
études expérimentale et numérique.**

**Soutenance Prévue le 06 Juillet 2007  
devant le jury composé de:**

<u>Président :</u>	<b>D. COUTELLIER</b>	Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes
<u>Rapporteur :</u>	<b>L. JEZEQUEL</b>	Professeur – Ecole Centrale de Lyon
<u>Rapporteur :</u>	<b>L. RAKOTOMANANA</b>	Professeur – Université de Rennes
<u>Examineur :</u>	<b>P. DRAZETIC</b>	Professeur - LAMIH - Université de Valenciennes
<u>Examineur :</u>	<b>M. SOULI</b>	Professeur – LML - Université de Lille
<u>Examineur :</u>	<b>F. RAZAFIMAHERY</b>	Maître de Conférences - Université de Rennes
<u>Invité:</u>	<b>P. RUNGEN</b>	Ingénieur Structures – BOMBARDIER - France
<u>Invité:</u>	<b>C. GRUAU</b>	Ingénieur Recherche – CEA – Saclay
<u>Invité:</u>	<b>R. ORTIZ</b>	Ingénieur Recherche – ONERA – Lille

**A Jean-Marc pour son soutien  
et sa patience,**

**A ma fille Rachel,**

**A ma famille, ma belle-famille,**

**A mes amis ...**



## REMERCIEMENTS

Les travaux de recherche qui ont abouti à la rédaction de ce mémoire ont été réalisés au sein du Laboratoire d'Automatique et de Mécanique Industrielles et Humaines Département Génie Mécanique, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, dirigé par Monsieur le Professeur **Eric MARKIEWICZ**. Qu'il trouve ici l'expression de ma gratitude pour la mise à disposition de tous les moyens qui m'ont été nécessaires pour le bon déroulement de mes travaux.

Je voudrais adresser mes plus vifs remerciements :

À Monsieur le Professeur **Pascal DRAZETIC**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, pour la confiance qu'il m'a accordée, pour son encadrement, la grande qualité de ses idées, son dynamisme et sa grande ouverture d'esprit.

À Monsieur le Professeur **Lalaonirina RAKOTOMANANA**, de l'Université de Rennes et à Monsieur le Professeur **Louis JEZEQUEL**, de l'Ecole Centrale de Lyon pour l'honneur qu'ils me font d'avoir bien voulu accepter de juger mon travail.

À Monsieur le Maître de Conférences **Fulgence RAZAFIMAHERY**, de l'Université de Rennes, pour ses conseils et ses idées, et pour l'honneur qu'il me fait en étant membre du jury en tant qu'examineur.

À Monsieur le Professeur **Daniel COUTELLIER**, de l'Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, pour avoir accepté de juger ces travaux et de présider le jury.

À Monsieur le Professeur **Mhamed SOULI**, de l'Université de Lille, pour avoir accepté de prendre part à ce jury.

À Monsieur le Technicien **Alain ERNIE**, pour son aide précieuse dans la réalisation de la campagne expérimentale.

À Messieurs les Docteurs **Giovanni RUNGEN**, **Cyril GRUAU**, **Fahmi CHAARI**, **Bassem ZOUARI**, **Benjamin BOUREL** pour l'aide et les nombreux conseils qu'ils m'ont apportés sur la partie numérique.

À mes nombreux collègues du département Génie Mécanique, en particulier à **Karine RUFFIN-MOURIER**, **Estelle DAUBEN**, **Fabrice EPEE**, **Julien BROCAIL**, **David MORIN**, **Audrey AUPERRIN**, **Papa Birame GNING**, **Frédéric SOULIE**, **Julien HALGRIN**, **Rémi DELILLE**, **Frédéric ROBACHE**, **Christophe MARECHAL**, **Grégory HAUGOU**, **Anastasia BELOTSERKOVETS** et tous ceux que je ne peux citer...

À Monsieur **Edmond ADAMCZAK**, personnel de l'ENSIAME de Valenciennes pour la réalisation du modèle expérimental.

À Monsieur **Denis LESUEUR**, Madame **Marie DESSAINT**, Madame **Catherine FOUCART** pour leur aide administrative et technique.

À **Ceux et Celles** que je ne peux citer ici, ils se reconnaîtront, ...



## **Contribution à l'amélioration des connaissances des phénomènes d'interaction fluide/structure à l'intérieur de la boîte crânienne soumise à une sollicitation dynamique : études expérimentale et numérique.**

L'objectif de cette thèse est de contribuer à améliorer la connaissance des phénomènes physiques d'interaction fluide/structure qui régissent les mouvements du cerveau à l'intérieur de la boîte crânienne. Pour cela, un protocole expérimental est développé isolant les phénomènes qui nous intéressent, à savoir ici, le couplage entre une structure déformable (cerveau) et un fluide (LCR). Ainsi, nous intéressons au comportement, en rotation, d'un modèle cylindrique rigide (aluminium) contenant un cylindre déformable (gel de silicone utilisé comme matériau de substitution de la matière cérébrale dans de nombreux modèles physiques de la tête humaine) avec ou non une couche de fluide (eau) entre les deux cylindres. La cinématique complète du modèle, ainsi que la déformation du gel, sont obtenues au cours de la sollicitation grâce à des techniques optiques. La comparaison des réponses du gel, pour les modèles avec ou sans eau, a permis de mettre en évidence la sensibilité du gel à la présence ou l'absence de fluide. En effet, en présence de fluide, les déplacements du gel, à l'intérieur de la cuve, sont plus importants en périphérie et plus faibles au centre que pour le modèle sans eau. De plus, les niveaux de déformations à l'intérieur du gel sont considérablement diminués pour le modèle avec eau. Ceci est dû à l'influence des conditions aux limites. En effet, pour le modèle avec eau, le gel a principalement un mouvement de corps rigide, puisqu'il est libre de tourner à l'intérieur de la cuve, ce qui explique les déformations relativement faibles et les déplacements périphériques importants. Par contre dans le modèle sans eau, le gel adhère parfaitement aux parois du modèle en aluminium. De ce fait, son mouvement est restreint, induisant des déformations dans le gel relativement importantes et des déplacements à l'intérieur du gel supérieurs à ceux enregistrés pour le modèle avec eau.

Parallèlement, nous nous sommes intéressés à la modélisation éléments finis du modèle physique. La cinématique calculée pour le modèle expérimental est appliquée au modèle numérique. Puis, la réponse en déplacement du gel prédit par le modèle numérique est confrontée à celle du modèle expérimental, considéré ici, comme référence. Le modèle sans eau a permis de dégager des paramètres matériaux élastiques pour le gel grâce à une méthode d'optimisation inverse. Le modèle avec eau a permis de juger de la modélisation du couplage entre le gel et l'eau. Pour la modélisation couplée, la liaison, entre la cuve et le gel, est modélisée, dans un premier temps, par un matériau à bas module d'élasticité pour simuler la condition de glissement lié au fluide. En effet, il est important de bien représenter cette condition de glissement, puisqu'elle gère la rotation du corps interne par rapport au corps externe. Dans un deuxième temps, le fluide est représenté par un matériau solide élastique très déformable avec les propriétés de l'eau et une condition de glissement avec ou sans frottement est imposée entre le gel et l'eau. Cependant, même si, globalement, nous retrouvons les mêmes tendances que celles observées expérimentalement, en comparant les réponses des modèles numériques avec et sans eau, les déplacements à l'intérieur du gel sont surestimés. Une loi de comportement fluide pour l'eau et un algorithme de résolution monolithique (où le fluide et la structure sont intégrés en même temps au cours d'un même pas de temps) seraient sans doute préférables. De plus amples investigations sont donc nécessaires.

Mots clé: interface crâne/cerveau, dynamique rapide, expérimentation, analyse éléments finis, interaction fluide/structure.

## **Towards a better understanding of knowledge about fluid/structure interaction phenomena inside the head subjected to a dynamical loading: experimental and numerical studies.**

The aim of this study is to contribute to enhance the knowledge of fluid/structure interaction phenomena that governs brain movement inside the head subjected to a transient loading. To that end, an experimental protocol has been developed to understand the coupling phenomenon between a deformable structure (brain) and a fluid (cerebrospinal fluid (CSF)). Thus, a simplified physical head model, subjected to an angular acceleration, has been developed. This model consists of a right aluminium cylinder, filled with a silicone gel simulating the brain, either detached from the vessel or not by a layer of water representing the CSF. Complete kinematics of the model, displacements and strains induced in the gel, have been determined by optical measurements. Then, fluid influence on gel kinematics is evaluated by comparing gel responses for the models with and without water. When a fluid layer prevents the gel to stick to the vertical walls of the aluminium vessel, displacements and strains inside the gel are lower than those observed for the model without water, while external movements of the gel with respect to the aluminium vessel are more important for the model with water. This can be explained by the fact that the gel mainly exhibits a rigid body motion in the model with water because, in this case, the gel is free to rotate relatively to the vertical walls of the rigid model. So, strains are low and peripheral displacements are important. As a contrary, with the model without water, the gel sticks to the aluminium vessel walls. Thus, its movement is restrained, inducing more significant strains and displacements inside the gel.

In parallel, a numerical study is performed with a Finite Element representation of the experimental system. The angular rotation of the experimental device is applied to the numerical model. Then, the gel response, obtained with the numerical model, is compared to the experimental one, considered here as reference. The model without water allows us to determine elastic parameters for the gel thanks to an inverse optimization method. The model including water allows us to estimate fluid/structure interaction representation. For the coupled model, the interface between the aluminium vessel and the gel is modelled, in a first time, by a low shear modulus material to simulate the sliding of the gel along the vessel due to the presence of water. It is very important to reproduce this sliding condition because it is responsible of the rotation of the internal body respected to the external one. In a second way, fluid is modelled by an elastic solid material with properties of water and a sliding condition with or without friction is implemented between the gel and the fluid layer. However, when comparison is made between numerical model with and without water, global tendencies observed with the experimental device are quite well reproduced, but displacements inside the head are overestimated. Therefore, a fluid constitutive law and a monolithic solver (when the fluid and the structure are integrated together in the same time step) are recommended. So, further investigations are needed.

**Keywords:** skull/brain interface, brain movement, dynamical loading, physical head model, finite element analysis, experimental study, numerical study.

1.	INTRODUCTION GÉNÉRALE .....	1
1.1.	Contexte de l'étude .....	1
1.2.	Epidémiologie des lésions cérébrales .....	2
1.3.	Anatomie basique de la tête .....	4
1.3.1.	Position anatomique de référence, plans et coupes de référence .....	5
1.3.2.	Le crâne.....	6
1.3.3.	Les méninges .....	7
1.3.4.	Le cerveau .....	9
1.4.	Descriptions des lésions .....	12
1.4.1.	Les lésions focales .....	12
1.4.2.	Les lésions cérébrales diffuses.....	13
1.5.	Les échelles de mesure des blessures.....	14
1.5.1.	L'Abbreviate Injury Scale.....	14
1.5.2.	L' AIS Maximum (MAIS).....	15
1.5.3.	Score de sévérité des lésions (ISS) .....	15
1.5.4.	Le nouveau score de sévérité des lésions (NISS) .....	16
1.5.5.	The Glasgow Coma Scale (GCS) .....	16
1.6.	Critères de blessure et tolérance humaine à l'impact.....	17
1.6.1.	La Wayne State Tolerance Curve .....	17
1.6.2.	Le HIC .....	18
1.7.	Conclusion .....	19
	Références bibliographiques.....	20
2.	LES MODÈLES DE TÊTE .....	22
2.1.	Introduction.....	22
2.2.	Les essais sur cadavres.....	26
2.2.1.	Expérimentations de [Nahum <i>et al.</i> , 1977].....	26
2.2.2.	Expérimentations de [Trosseille <i>et al.</i> , 1992] .....	27
2.2.3.	Expérimentations de [Hardy <i>et al.</i> , 2001].....	27
2.3.	Les modèles éléments finis de la tête humaine .....	27
2.3.1.	Le modèle de l'Université de Wayne State.....	28
2.3.2.	Le modèle d'Irlande .....	31
2.3.3.	Le modèle de Suède .....	36
2.3.4.	Le modèle de Strasbourg .....	37
2.3.5.	Le modèle de Valenciennes .....	38
2.3.6.	Synthèse des modèles éléments finis .....	39
2.4.	Les modèles physiques .....	42
2.4.1.	Le modèle physique de [Turquier, 1997].....	42
2.4.2.	Le modèle physique de [Ivarsson <i>et al.</i> , 2000] .....	43
2.4.3.	Le modèle physique de [Rungen, 2004] .....	46
2.4.4.	Synthèse sur ces modèles physiques.....	47
2.5.	Problématique de la thèse, objectifs et stratégie de recherche adoptée .....	48
2.5.1.	Objectif de la thèse.....	48
2.5.2.	Organisation du mémoire.....	48
	Références bibliographiques.....	50

3.	ÉTUDE EXPÉRIMENTALE SUR L'INTERACTION CRÂNE/LCR/CERVEAU .....	57
3.1.	Introduction.....	57
3.2.	Description du montage expérimental .....	57
3.2.1.	Le modèle physique .....	58
3.2.2.	Le système de mise en rotation.....	60
3.2.3.	Les moyens de mesure .....	65
3.3.	Présentation des résultats .....	70
3.3.1.	Déplacements et déformations : comparaison des modèles avec et sans eau ...	74
3.3.2.	Les pressions.....	90
3.3.3.	Influence de la vitesse.....	91
3.4.	Discussion.....	98
	Références bibliographiques.....	100
4.	POSITION DU PROBLÈME NUMÉRIQUE .....	101
4.1.	Introduction.....	101
4.2.	Le problème couplé.....	101
4.2.1.	Équations de bilan du fluide (couche d'eau).....	103
4.2.2.	Équations de bilan pour un solide élastique (gel) .....	104
4.2.3.	Équations de bilan pour un solide viscoélastique (gel).....	105
4.2.4.	Conditions aux limites .....	106
4.2.5.	Synthèse .....	107
4.2.6.	Système couplé fluide/structure.....	108
4.3.	Méthodes numériques de résolution .....	109
4.3.1.	La méthode des éléments finis.....	110
4.3.2.	Description du mouvement.....	115
4.3.3.	Intégration en temps - discrétisation temporelle.....	119
4.4.	Schémas de couplage fluide/structure.....	124
4.4.1.	Couplage faible .....	125
4.4.2.	Schéma alterné .....	127
4.4.3.	Résolution simultanée (couplage fort).....	131
4.5.	Modélisation du modèle expérimental.....	139
4.5.1.	Maillage et géométrie .....	139
4.5.2.	Sollicitations .....	142
4.5.3.	Lois de comportement.....	142
4.5.4.	Conditions aux limites .....	146
4.5.5.	Résultats.....	146
4.6.	Conclusions.....	159
	REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	161
5.	CONCLUSIONS & PERSPECTIVES .....	165

# **1. INTRODUCTION GENERALE**

Ce chapitre est une introduction générale dans le domaine de la biomécanique des lésions cérébrales. La première partie présente l'accidentologie en France. Ces statistiques sont issues du site Internet de l'Observatoire national interministériel de la sécurité routière (<http://www.securite-routiere.gouv.fr>) et sont établies à partir des Bulletins d'Analyse d'Accidents Corporels (BAAC) remplis par les forces de l'ordre après chaque accident corporel.

## **1.1. Contexte de l'étude**

Depuis le 1<sup>er</sup> janvier 2005, la France a adopté la définition internationale du « tué » à trente jours et du blessé hospitalisé, afin de comparer ses résultats à ceux de ses voisins européens. Ainsi, la personne tuée sur le coup ou dans les trente jours après l'accident a remplacé la personne tuée sur le coup ou dans les six jours après l'accident, et, le blessé hospitalisé plus de 24 heures a remplacé le blessé grave hospitalisé plus de six jours.

Depuis une trentaine d'années, le nombre de tués et de blessés sur les routes a considérablement baissé en France, avec une accélération du processus depuis 2001. Les baisses successives sont de 6.2% en 2002, 20.9% en 2003, 8.7% en 2004 et 4.9% en 2005. Entre 2001 et 2005, le gain s'élève à -35.6% pour les tués et -29.6% pour les blessés, soit 6400 vies sauvées en quatre ans.

Cette diminution du nombre de blessés et de tués sur les routes s'explique en partie grâce aux progrès importants réalisés en terme de sécurité primaire et secondaire.

La sécurité primaire concerne toutes les mesures visant à éviter l'accident. Pouvoirs publics et constructeurs s'associent pour développer des mesures de prévention.

Parmi les nombreuses mesures prises, nous pouvons citer :

- la communication : informations et campagnes de sensibilisation,
- l'augmentation des contrôles :
  - o contrôles de l'alcoolémie (6.2 millions de contrôles préventifs en 1996 contre 9 millions en 2005),
  - o contrôles du respect des vitesses : contrôles radars fréquents, mise en place de radars automatiques,



- l'augmentation du nombre de sanctions (10.6 millions d'infractions sanctionnées en 2005 contre 7.9 millions en 2004, dont 4.1 millions pour les contrôles automatisés),
- le permis à points,
- la diminution des vitesses pratiquées,
- le port de la ceinture de sécurité rendu obligatoire à l'avant comme à l'arrière,
- les améliorations régulières des infrastructures : qualité des routes, traitement des obstacles latéraux (arbres ou poteaux),
- les améliorations régulières des véhicules : ABS (Assistant Braking System), ESP (correcteur électronique de trajectoire), régulateur de vitesses,
- le port du casque obligatoire pour les véhicules 2 roues motorisés, *etc.*

La sécurité secondaire vise à protéger les occupants de véhicule pendant un accident.

Les recherches récentes dans ce domaine ont permis d'améliorer la sécurité des passagers de véhicules en choc latéral et frontal (ceinture de sécurité, airbags frontaux et latéraux, *etc.*).

Néanmoins, il ne reste pas moins de 108076 personnes blessées dont 39811 hospitalisées, et, 5318 personnes décédées sur le coup ou dans les trente jours qui ont suivi l'accident. Notamment, les chiffres d'accidentologie chez les motocyclistes sont encore en hausse en 2005 avec 16.6 % des tués pour moins de 1 % du trafic. Les Accidents de la Voie Publique (AVP) constituent la troisième cause de décès en France derrière les maladies cardio-vasculaires et les cancers, et, la première cause de décès chez les hommes jeunes. Ainsi, il est nécessaire d'étudier les facteurs qui contribuent aux accidents mortels de la route, et, d'étudier la sévérité et la localisation des lésions subies par les victimes de ces accidents, afin de proposer des mesures de protection pour assurer la sécurité des usagers de la route au maximum, et, réduire ainsi le taux de mortalité.

## **1.2. Epidémiologie des lésions cérébrales**

Une étude prospective portant sur 3095 patients présentant des lésions de la tête et admis dans les unités neurochirurgicales de la ville de Brisbane en Australie a été réalisée par [Stuart *et al.*, 1998] pour les années 1985 et 1986. D'après cette étude, les chutes représentent la première cause de lésions de la tête avec 42.4 % des admissions, suivies des accidents de la Voie Publique avec 34 % des admissions. Cependant, le taux de létalité (taux de décès parmi les blessés) est plus élevé pour les AVP (5.6 % des décès) que pour les chutes (3.7 % des

décès). Les plaies par arme à feu ne représentent que 0.4 % des admissions mais totalisent 61.5 % de décès parmi les blessés par balle. Près de la moitié des patients admis ont entre 10 et 30 ans, et, 70 % des victimes sont des hommes. Les lésions de la tête semblent donc toucher plus particulièrement les hommes jeunes. Les personnes âgées apparaissent également comme très vulnérables. Après 60 ans, les chutes sont plus mortelles chez les personnes âgées (avant 60 ans, le taux de létalité est de 1.2 % ; après 60 ans, il passe à 18.6 %). Des résultats similaires sont observés pour les accidents de la Voie Publique (avant 60 ans, le taux de létalité est de 5.3 % ; après 60 ans, le taux de létalité devient 14.9 %).

[Lafont & Laumon, 2003] présentent une étude française, réalisée à partir de l'analyse des données du registre des victimes d'accidents de la circulation routière du département du Rhône. Ce registre recense les lésions présentées par les victimes d'accident de la route dans ce département [Laumon *et al.*, 1997 ; Laumon & Martin, 2002 ; Charnay & Laumon, 2002]. Les données médicales sont obtenues à partir de tous les services de soins susceptibles de prendre en charge les victimes d'un AVP. Toute personne impliquée dans un accident de la circulation routière et présentant une blessure nécessitant au moins une consultation médicale est incluse dans ce registre. Entre 1995 et 2000, 62022 victimes ont été recensées. Une description de l'ensemble des lésions est recueillie, ainsi que des renseignements sur la victime et sur l'accident. Les lésions sont codées selon la classification AIS 90 (Abbreviated Injury Scale). L'étude de [Lafont & Laumon, 2003] concerne uniquement deux catégories d'utilisateurs : les automobilistes et les piétons. Les auteurs mettent en évidence un risque croissant avec l'âge d'être gravement blessé, ou, de décéder des suites de ses blessures, pour ces deux catégories d'utilisateurs. De plus, les lésions graves de la tête constituent la première cause de mortalité chez les piétons, quel que soit leur âge, mais aussi chez les jeunes automobilistes. Après 50 ans, les automobilistes sont plus gravement blessés au thorax, ce qui s'explique en partie par le port de la ceinture de sécurité. Enfin, la mortalité (taux rapporté à la population générale) est maximale chez les jeunes automobilistes, alors que la létalité (taux de mortalité parmi les blessés) est maximale chez les plus âgés, ce qui met en évidence la vulnérabilité des personnes âgées. Chez les piétons, mortalité et létalité, augmentent toutes deux avec l'âge. Ces résultats sont transposables au risque d'être gravement blessé.

Les lésions de la tête constituent la cinquième cause de décès à Singapour et la première cause de décès chez les personnes de moins de 40 ans [Wong *et al.*, 2002]. Les chutes et les accidents de la route représentent la première et la seconde cause de décès des suites de lésions. Toute personne décédée, à Singapour, suite à des lésions, fait l'objet d'une étude post-mortem. Du 1<sup>er</sup> janvier au 31 décembre 1995, toutes les personnes décédées dans

un accident de la route sont incluses dans l'étude. Au total, 226 victimes ont été recensées. Parmi ces victimes, 82.3% sont des hommes et l'âge moyen est de 31 ans. Les motards (39.8% des victimes) et les piétons (27.9%) représentent les deux classes d'usagers les plus vulnérables. Les motocyclistes décédés sont majoritairement des hommes, et, sont relativement jeunes (24 ans). Les victimes piétons sont plus âgés (51 ans en moyenne). Quarante-vingt dix pourcent des personnes décédées présentent des lésions de la tête ; deux tiers d'entre elles ont des lésions au thorax et un tiers présente des lésions de l'abdomen. Ainsi, malgré le port de casque pour les motocyclistes et l'utilisation de systèmes de retenue pour les automobilistes et les chauffeurs de poids lourds, les lésions cérébrales constituent toujours la première cause de décès dans les accidents de la route.

Ainsi, les nombreuses études épidémiologiques réalisées dans les différents pays montrent que les lésions cérébrales constituent la première cause de décès prématuré chez les jeunes adultes. Les chutes et les accidents de la route sont les causes majeures de lésions cérébrales, avec des proportions qui varient suivant les pays. Lorsqu'elles n'engendrent pas la mort, les lésions cérébrales peuvent être responsables d'handicaps sévères. En ce qui concerne les AVP, les motocyclistes apparaissent comme la classe d'usagers la plus vulnérable, suivis des piétons et des cyclistes. De plus, les auteurs mettent en évidence un risque croissant avec l'âge d'être gravement blessé ou de décéder des suites de ses blessures. La nature et la localisation des lésions diffèrent selon l'âge. En effet, par exemple, les jeunes automobilistes décèdent majoritairement des suites de lésions graves de la tête alors qu'après 50 ans, les automobilistes sont plus gravement blessés au thorax. Dans cette étude, nous nous intéressons plus particulièrement aux lésions cérébrales. Afin de réduire ces lésions, leur mécanisme lésionnel doit être correctement compris, ce qui constitue l'objet de la biomécanique des lésions de la tête.

### **1.3. Anatomie basique de la tête**

La tête humaine est une partie très vulnérable du corps humain et son atteinte constitue une des causes majeures de décès dans les accidents de la route. Les lésions cérébrales seront détaillées par la suite, dans la partie 1.4. Mais auparavant, afin de faciliter la discussion, un bref rappel de l'anatomie de la tête humaine est présenté dans ce paragraphe.

Les illustrations et définitions données ci-dessous sont issues de l'encyclopédie en ligne Wikipedia disponible à l'adresse <http://fr.wikipedia.org> et du cours d'anatomie

<http://ici.cegep-ste-foy.qc.ca/profs/gbourbonnais/biotlm/nerveux2tlm.pdf>. Le lecteur intéressé pourra également se reporter à des ouvrages classiques d'anatomie, comme notamment celui de [Ferner & Staubesand, 1985].

### **1.3.1. Position anatomique de référence, plans et coupes de référence**

L'étude du corps humain se fait toujours à partir de la position anatomique de référence [Delmas, 2004]. Le sujet vivant est en position debout, face à l'observateur. Les membres inférieurs sont tendus, les talons joints et les pointes de pieds légèrement écartées. Les bras sont pendants le long du corps. Les avant-bras et les mains sont en supination, à savoir, les mains sont ouvertes, les paumes de mains sont tournées vers l'avant, les pouces sont orientés vers l'extérieur et les doigts pointent vers le bas. Enfin, le regard est horizontal.

Pour observer les différents segments corporels, plusieurs plans de coupe sont utilisés. Les plans les plus fréquemment utilisés sont les plans sagittaux, coronaux et transverses (Figure 1-1).

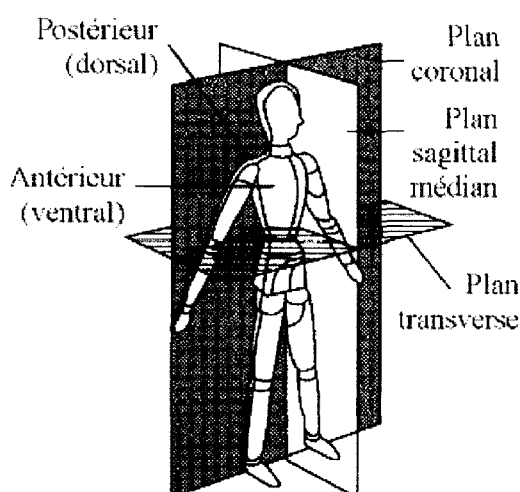


Figure 1-1 : Définition des plans de référence du corps humain.

Un plan sagittal est un plan vertical qui divise le corps en 2 parties : une droite et une gauche. Le plan sagittal situé exactement sur la ligne médiane est nommé plan médian. Les plans sagittaux qui ne sont pas situés sur la ligne médiane sont appelés plans para sagittaux.

Un plan frontal ou coronal est vertical, comme un plan sagittal, mais il divise le corps en 2 parties : antérieure et postérieure.

Un plan transverse ou horizontal est, comme son nom l'indique, horizontal et forme un angle droit avec l'axe du corps qu'il divise en une partie supérieure et une partie inférieure.

Le plan de référence de la tête couramment utilisé est le plan de Francfort (Figure 1-2), défini par le bord inférieur de l'orbite et le bord supérieur du conduit auditif externe.

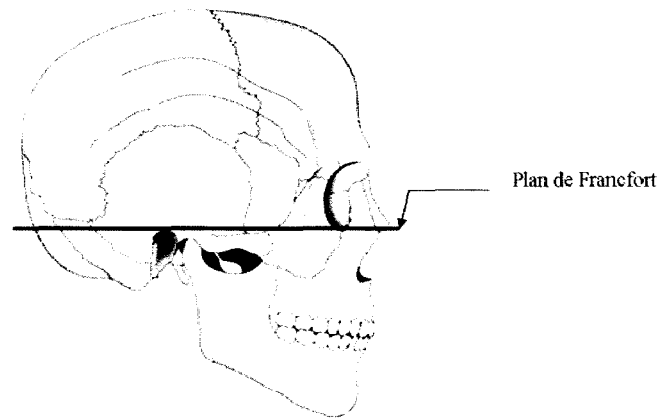


Figure 1-2 : Plan de Francfort.

Ces rappels étant faits, nous intéressons maintenant à la description des différents constituants de la tête humaine.

### **1.3.2. Le crâne**

Le crâne désigne la partie osseuse de la tête qui entoure et protège le cerveau. Huit os composent la boîte crânienne, face exclue (la face désignant la partie osseuse allant du front à la mâchoire inférieure) (Figure 1-3):

- les deux pariétaux formant les côtés et le haut de la boîte crânienne,
- les deux temporaux, situés sous les os pariétaux, constituant la tempe,
- l'os frontal formant le front,
- l'os occipital situé à l'arrière et à la base du crâne,
- le sphénoïde situé à la base du crâne,
- et, l'ethmoïde se trouvant entre les orbites.



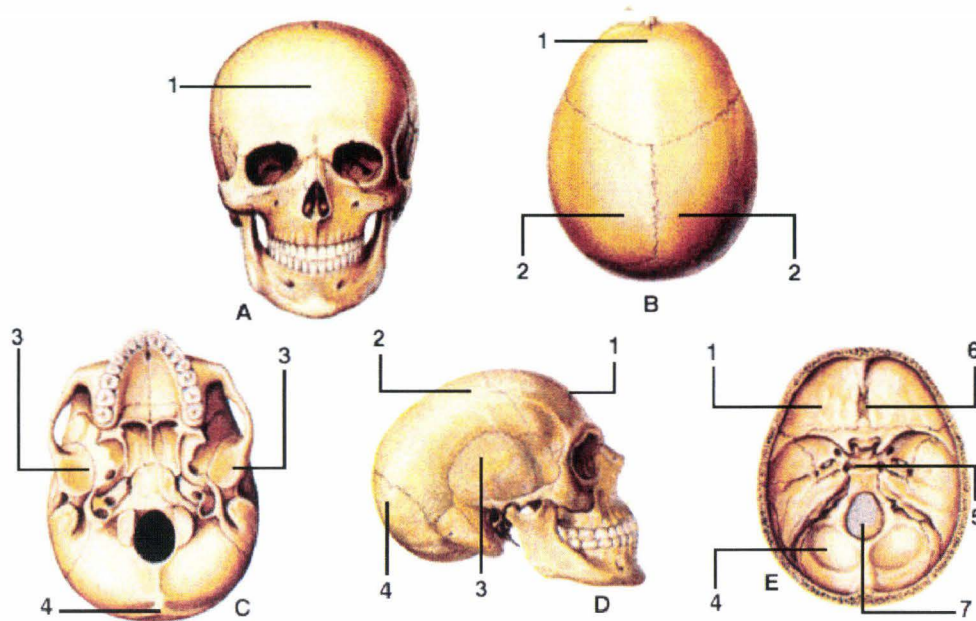


Figure 1-3 : Crâne vu de face (A), de dessus (B), de dessous (C), de profil (D) et de dessus en section transversale (E). Les os [1] Frontal, [2] pariétaux, [3] temporaux, [4] occipital, [5] sphénoïde, [6] ethmoïde et [7] trou occipital.

La face n'est pas considérée ici et ne sera donc pas détaillée.

L'épaisseur de la boîte crânienne varie entre 4 et 7 mm selon les régions. L'os du crâne est composé de trois couches osseuses : une couche extérieure d'os cortical (la table externe), une couche intermédiaire d'os spongieux (la diploé) et une couche interne d'os cortical (la table interne). La voûte crânienne, qui correspond à la partie supérieure du crâne, est concave et relativement lisse. Quant à la base du crâne, sa surface est très irrégulière et contient des creux, des arêtes et des petites cavités pour le passage des artères, des veines et des nerfs. Ces protubérances osseuses peuvent endommager le cerveau lors d'une rotation violente de la tête. La base du crâne contient une ouverture appelée trou occipital qui forme la transition entre le cerveau et la moelle épinière. Enfin, vu de l'extérieur, le crâne est couvert par le cuir chevelu, un ensemble de cinq tissus de 5 à 7 mm d'épaisseur.

### 1.3.3. Les méninges

A l'intérieur de la boîte crânienne, trois membranes entourent le cerveau. Ces membranes sont appelées les méninges (Figure 1-4). Leur fonction principale est de protéger le tissu nerveux des os avoisinants. De la boîte crânienne vers le cerveau, on distingue :

- la dure-mère, qui constitue la méninge la plus épaisse,
- l'arachnoïde, qui tapisse la face interne de la dure-mère,

- et la pie-mère qui adhère parfaitement à la surface du cerveau en épousant étroitement les replis, les scissures et les circonvolutions du cerveau.

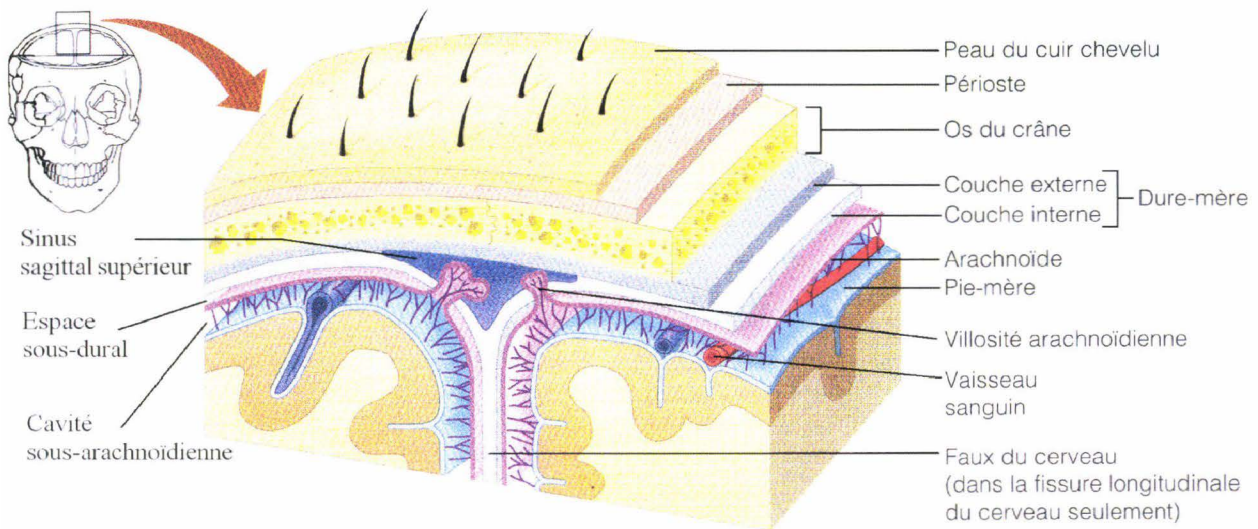


Figure 1-4 : Les méninges.

La dure-mère est composée de deux couches, une couche externe qui adhère à la face interne des os du crâne et une couche interne qui fournit des expansions compartimentant la boîte crânienne. Les expansions les plus importantes sont la faux du cerveau, la tente du cervelet et la faux du cervelet (Figure 1-5). La faux du cerveau et la faux du cervelet divisent respectivement le cerveau et le cervelet en deux hémisphères, droit et gauche. La tente du cervelet sépare le cerveau et le cervelet.

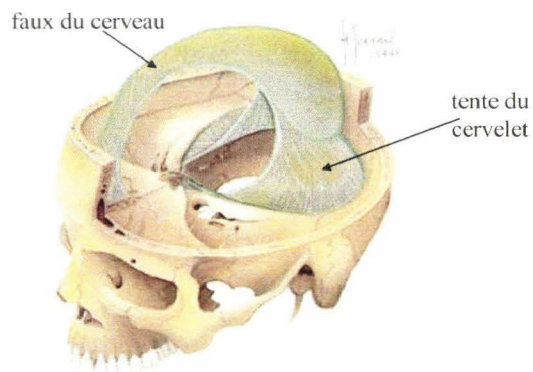


Figure 1-5 : Tente du cervelet et faux du cerveau.

La dissociation des deux couches de la dure-mère forme les sinus veineux de la dure-mère (Figure 1-4) qui participent au drainage veineux du cerveau. Des veines en pont, reliant



les veines circulant à la surface du cerveau aux sinus veineux de la dure-mère, traversent les méninges.

Les méninges délimitent des espaces, appelés espace épidural (entre la surface interne du crâne et la couche externe de la dure-mère), espace sous-dural (entre la couche interne de la dure-mère et l'arachnoïde) et espace sous-arachnoïdien (entre l'arachnoïde et la pie-mère). Ce dernier contient le liquide céphalo-rachidien (LCR).

Le liquide céphalo-rachidien est essentiellement constitué d'eau (99%) et est supposé protéger le cerveau des chocs contre la surface interne irrégulière de la boîte crânienne, lors d'un mouvement rapide de la tête, en amortissant les mouvements du cerveau.

#### 1.3.4. Le cerveau

Le cerveau, en lui-même, est divisé en plusieurs parties : les hémisphères cérébraux, le cervelet et le tronc cérébral (Figure 1-6). Les hémisphères cérébraux sont séparés par un profond sillon (fissure interhémisphérique) et sont reliés entre eux par un ruban de matière blanche (le corps calleux).

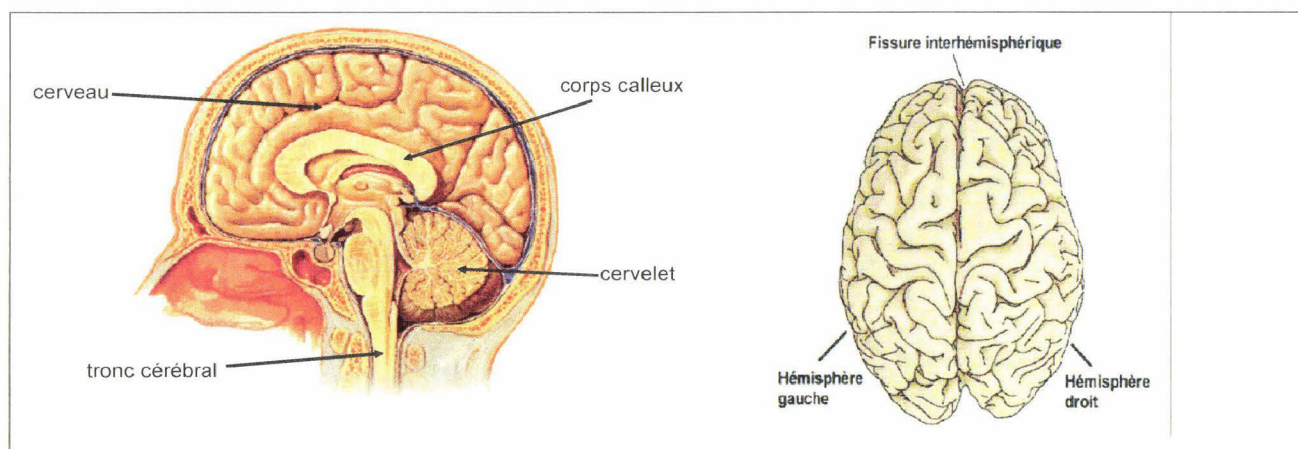


Figure 1-6 : Le cerveau humain. Gauche : vue en section sagittale. Droite : vue de dessus.

Le cerveau est constitué de nombreuses cellules nerveuses localisées dans la matière grise qui communiquent avec des cellules nerveuses distantes à travers de longues fibres nerveuses, appelées les axones, composant la matière blanche (Figure 1-7).

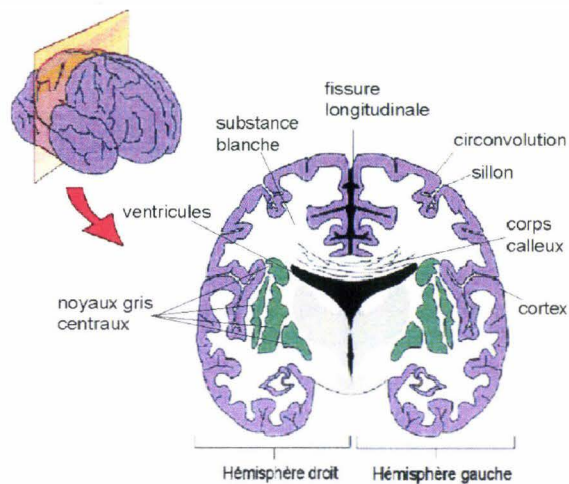


Figure 1-7 : Coupe transversale du cerveau.

Chaque moitié du cerveau est divisé en quatre lobes : le lobe frontal, le lobe pariétal, le lobe occipital et le lobe temporal (Figure 1-8).

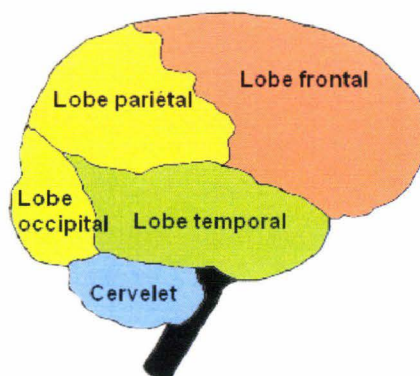


Figure 1-8 : Distinction de quatre lobes à la surface de chaque hémisphère du cerveau.

Des cavités, remplies de liquide céphalo-rachidien, sont présentes à l'intérieur du cerveau, les ventricules (Figure 1-9). On note quatre ventricules : les ventricules latéraux, le troisième et quatrième ventricule. Ces cavités communiquent entre elles. Les foramen interventriculaires droit et gauche (ou trous de Monro) font communiquer les ventricules latéraux et le troisième ventricule. L'aqueduc de Sylvius (ou aqueduc du mésencéphale) relie le troisième et le quatrième ventricule.

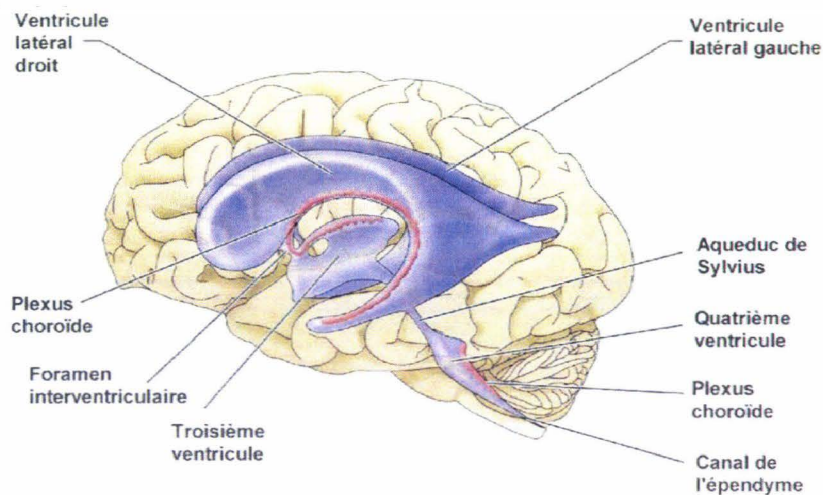


Figure 1-9 : Système ventriculaire.

Le liquide céphalo-rachidien est produit par les plexus choroïdes situés dans les ventricules cérébraux. Il remplit les ventricules et s'écoule dans l'espace sous-arachnoïdien par des ouvertures au niveau du quatrième ventricule (trou de Magendie). Il est ensuite absorbé par le sang au niveau des villosités arachnoïdiennes (Figure 1-10).

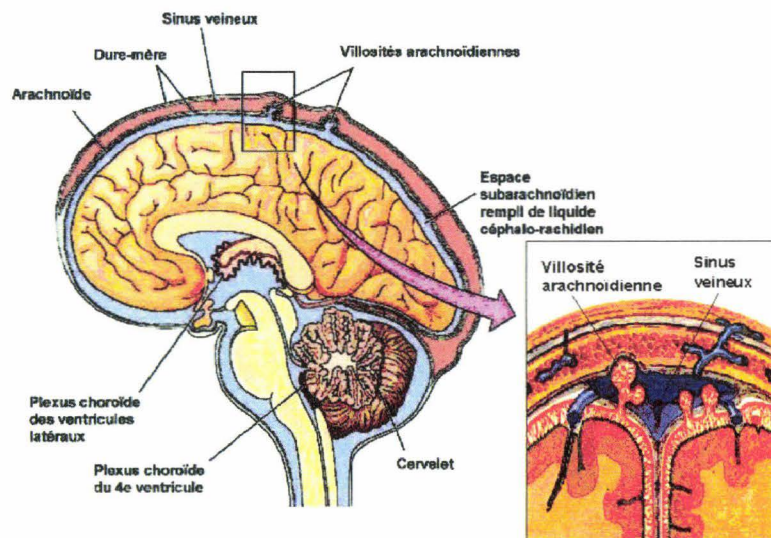


Figure 1-10 : Circulation du liquide céphalo-rachidien dans l'espace ventriculaire et méningé.

Enfin, les citernes ou lacs correspondent à de vastes portions intracrâniennes de l'espace sous-arachnoïdien.

Ainsi, d'un point de vue anatomique, le cerveau est faiblement lié au crâne et par conséquent un mouvement relatif est possible entre le cerveau et le crâne. Ce mouvement



relatif est supposé jouer un rôle primordial dans les mécanismes lésionnels cérébraux. Une description de ces lésions est proposée dans la section suivante.

## **1.4. Descriptions des lésions**

Les lésions de la tête peuvent être regroupées en quatre catégories : les lésions du cuir chevelu, les fractures du crâne (face non considérée ici), les lésions cérébrales diffuses et les lésions cérébrales focales. Les lésions focales correspondent aux lacérations cérébrales, hématomes et contusions. Les lésions diffuses regroupent notamment les lésions axonales diffuses (LAD). Les lésions du cuir chevelu varient d'une contusion à une abrasion. Les fractures du crâne varient d'une fracture linéaire à des fractures multiples. Seules les lésions cérébrales focales et diffuses, en absence de fracture du crâne, seront étudiées ici.

### **1.4.1. Les lésions focales**

Les lésions focales sont causées à la fois par un impact direct ou indirect. Elles sont visibles à l'échelle macroscopique et sont localisées à la surface du cerveau. Parmi les lésions focales, nous retrouvons les lacérations cérébrales, les contusions cérébrales et les hématomes.

#### **1.4.1.1. Contusion cérébrale et lacération**

La contusion cérébrale fait référence à une meurtrissure du cerveau et est située généralement à la surface du cerveau. Les contusions sont souvent observées au niveau de la zone impactée (coup) mais aussi dans la zone opposée à l'impact (contrecoup).

#### **1.4.1.2. Hématome/hémorragie**

Les hématomes correspondent à des régions de forte pression due à une accumulation de sang provoquée par la rupture de veines ou d'artères. Si un saignement apparaît dans la boîte crânienne, celui-ci, ne peut être ni évacué, ni absorbé. Par conséquent, le sang s'accumule et comprime les tissus avoisinants. Cette surpression peut endommager ou détruire le tissu cérébral. Parmi les hémorragies intracrâniennes, on distingue l'hémorragie épidurale, sous-durale, sous-arachnoïdienne ou intracérébrale suivant sa localisation.

L'hématome épidural est d'origine artérielle. Il correspond à une accumulation de sang entre le crâne et la couche externe de la dure-mère et entraîne le détachement de la dure-mère.

L'hématome sous-dural est une accumulation de sang entre la couche interne de la dure-mère et l'arachnoïde. Il est d'origine veineuse. Le caillot de sang peut être totalement réabsorbé par l'organisme, s'il est petit, ou, se mélanger au LCR, résultant alors en une éventuelle compression cérébrale due à l'augmentation de la quantité de liquide. L'hématome sous-dural se divise en trois catégories : aigu, subaigu, et chronique. L'hématome sous-dural aigu présente des signes durant la période suivant l'accident et jusqu'à 48 heures après ce traumatisme. L'hématome est considéré sub-aigu si les symptômes apparaissent entre 2 jours et 3 semaines après l'impact. Enfin, l'hématome est chronique si les signes se manifestent plus de 3 semaines après l'accident.

L'hémorragie sous-arachnoïdienne est une accumulation de sang dans l'espace sous-arachnoïdien (entre l'arachnoïde et la pie-mère). Elle est le résultat de déchirures et de contusions de la matière cérébrale.

Enfin, les hématomes intracérébraux correspondent à une collection de sang à l'intérieur de la matière cérébrale.

#### **1.4.2. Les lésions cérébrales diffuses**

Les lésions diffuses sont générées par les mécanismes d'accélération et de décélération. Elles sont seulement détectables à l'échelle microscopique et sont concentrées dans la région centrale du cerveau. Parmi les lésions cérébrales diffuses, les lésions axonales diffuses forment l'essentiel des lésions nerveuses.

##### 1.4.2.1. Les lésions axonales diffuses

Les phénomènes physiques d'accélération et de décélération mettent en jeu des forces de cisaillement et d'étirement au sein de la matière cérébrale. Ainsi, les axones sont étirés, voire rompus résultant en des lésions axonales diffuses. Ces lésions sont invisibles au scanner. Un examen microscopique détaillé est nécessaire pour les identifier. Ils sont le plus souvent à l'origine d'une perte de conscience immédiate prolongée et durable. Les lésions axonales diffuses sont plutôt localisées au centre du cerveau.

Une variété de mécanismes est proposée, dans la littérature, pour expliquer le développement de ces lésions cérébrales. Toutefois, ces théories s'accordent pour dire que les lésions cérébrales peuvent être causées soit par un impact direct (la tête est heurtée par un objet, ou, vient heurter un obstacle (par exemple, airbag, pare-brise, capot, sol, *etc.*)), ou, par un impact indirect (accélération ou une décélération brutale de la tête). Le mouvement relatif

entre le crâne et le cerveau est à l'origine de contusions cérébrales provoquées par l'écrasement du cerveau contre la surface interne irrégulière du crâne, et, d'hémorragies cérébrales, provoquées par la rupture des veines en pont, reliant le crâne et le cerveau. En effet, le cerveau se comporte à l'intérieur de la boîte crânienne comme un passager de voiture, non ceinturé, qui est projeté sur le pare-brise lorsque le véhicule freine brutalement, ou, qui est collé à son siège lorsque le véhicule est accéléré brusquement. Les contusions cérébrales sont souvent observées au niveau de la zone impactée (coup) mais aussi dans la zone opposée à l'impact (contrecoup). Certains auteurs associent les lésions de contrecoup à un phénomène de propagation de l'onde de choc générée lors de l'impact ou à un phénomène de cavitation à l'intérieur du liquide céphalo-rachidien. Les lésions axonales diffuses, quant à elles, sont provoquées par les déformations en cisaillement générées à l'intérieur de la matière cérébrale lors d'une rotation de la tête.

Pour quantifier la sévérité de ces lésions, des échelles de mesure ont été mises en place. Les plus utilisées sont détaillées ci-dessous.

## **1.5. Les échelles de mesure des blessures**

L'échelle AIS (Abbreviate Injury Scale) est la plus populaire et a été publiée pour la première fois aux Etats-Unis en 1971. De nombreuses révisions se sont succédées jusqu'en 1998. La dernière révision, l'AIS 90, recense 1300 blessures.

### **1.5.1. L'Abbreviate Injury Scale**

Dans l'AIS 90, chaque lésion est affectée d'un code numérique à 6 caractères en complément de la valeur AIS de la gravité de la lésion. Ce code est composé :

- d'un premier caractère identifiant la région corporelle lésée (tête, face, cou, thorax, abdomen, colonne vertébrale, membres supérieurs, membres inférieurs),
- d'un second caractérisant le type de structure anatomique (nerfs, organes, squelette, *etc.*),
- d'un troisième et un quatrième caractères indiquant la nature particulière de la blessure (contusion, plaie, arrachement, amputation, brûlure, fracture, perte de connaissance, *etc.*),
- d'un cinquième et un sixième identifiant le niveau d'atteinte lésionnelle au sein d'une même région corporelle et d'une même structure anatomique.

Enfin, un dernier caractère donne le score AIS proprement dit. Ce dernier est défini dans le Tableau 1-1.

<i>AIS</i>	<i>SEVERITE</i>
0	Aucune
1	Mineure
2	Modérée
3	Sérieuse
4	Sévère
5	Critique
6	Maximale (entraînant souvent la mort)

Tableau 1-1 : Niveau de gravité d'une blessure dans l'AIS.

L'AIS 90 est une échelle ordinale, c'est-à-dire qu'une blessure de gravité AIS3 n'est pas la moitié d'une blessure de gravité AIS6. Ainsi, pour évaluer les effets cumulés des lésions multiples chez le polytraumatisé, un score global de sévérité des lésions est calculé à partir de la cotation de chaque blessure. Celui-ci peut être calculé de différentes manières.

### **1.5.2. L'AIS Maximum (MAIS)**

Il correspond au chiffre AIS de la blessure la plus grave (AIS le plus élevé), quelque soit la localisation de la lésion.

### **1.5.3. Score de sévérité des lésions (ISS)**

Le score de sévérité des lésions est calculé par la somme des carrés des chiffres les plus élevés d'AIS dans chacune des trois zones corporelles les plus touchées sur les six définies (tête/cou, face, thorax, organes abdominaux et pelviens, membres ou ceinture pelvienne, téguments).

$$ISS = (AIS_1)^2 + (AIS_2)^2 + (AIS_3)^2$$

$AIS_1$  : est l'AIS le plus grave.

$AIS_2$  : est l'AIS le plus grave d'une autre région corporelle que celle de l' $AIS_1$ .

$AIS_3$  : est l'AIS le plus grave d'une autre région que celles des  $AIS_1$  et  $AIS_2$ .

#### **1.5.4. Le nouveau score de sévérité des lésions (NISS)**

Le NISS (New Injury Severity Score) est égal à la somme des carrés des trois lésions d'AIS le plus élevé, quelque soit la localisation de ces lésions ; contrairement à l'ISS qui est calculé à partir des AIS maximum de trois territoires corporels différents. Ce nouveau critère permet de rendre compte d'une éventuelle fragilité d'un segment corporel (en fonction de l'âge par exemple).

Enfin, il existe des échelles de sévérité plus spécialisées que l'AIS et qui s'appliquent uniquement pour les blessures de la tête.

#### **1.5.5. The Glasgow Coma Scale (GCS)**

La gravité globale d'un traumatisme cérébral peut être évaluée à l'aide de différentes échelles cliniques. La plus utilisée est l'échelle de coma de Glasgow (GCS) qui varie de 3 (coma profond) à 15 (personne parfaitement consciente) (Figure 1-11). Il permet une approche de l'état de conscience en examinant 3 types de réponse (ouverture des yeux, réponse verbale et réponse motrice) à des stimuli (bruit, douleur, ordre oral).

Chaque critère reçoit une note ; le score global est la somme de ces notes. On distingue habituellement 3 degrés de gravité : le traumatisme cérébral grave, caractérisé par un score de Glasgow compris entre 3 et 8 ; le traumatisme cérébral de gravité moyenne, déterminé par un GCS entre 9 et 12, et, le traumatisme léger, indiqué par un GCS entre 13 et 15.



<b>Ouverture des yeux</b>	<b>Score</b>
spontanée	4
au bruit	3
à la douleur	2
Nulle	1
<b>Réponse motrice</b>	<b>Score</b>
volontaire, sur commande	6
Adaptée, orientée	5
Retrait	4
flexion anormale	3
extension	2
Aucune	1
<b>Réponse verbale</b>	<b>Score</b>
appropriée	5
Confuse	4
incohérente	3
incompréhensible	2
Aucune	1

Figure 1-11 : Score de coma de Glasgow.

Outre la quantification des blessures, la biomécanique des lésions cérébrales s'intéresse également à l'établissement de courbes de risques et de seuils de tolérance humaine à l'impact.

## **1.6. Critères de blessure et tolérance humaine à l'impact**

### **1.6.1. La Wayne State Tolerance Curve**

Afin d'étudier la tolérance de la tête à un impact mécanique, la Wayne State Tolerance Curve (WSTC) a été développée à partir d'essais réalisés sur cadavres, animaux et volontaires [Lissner *et al.*, 1960]. Elle trace l'accélération linéaire de la tête en fonction de la durée de l'impact (Figure 1-12). La limite de cette courbe correspond au risque de lésions.

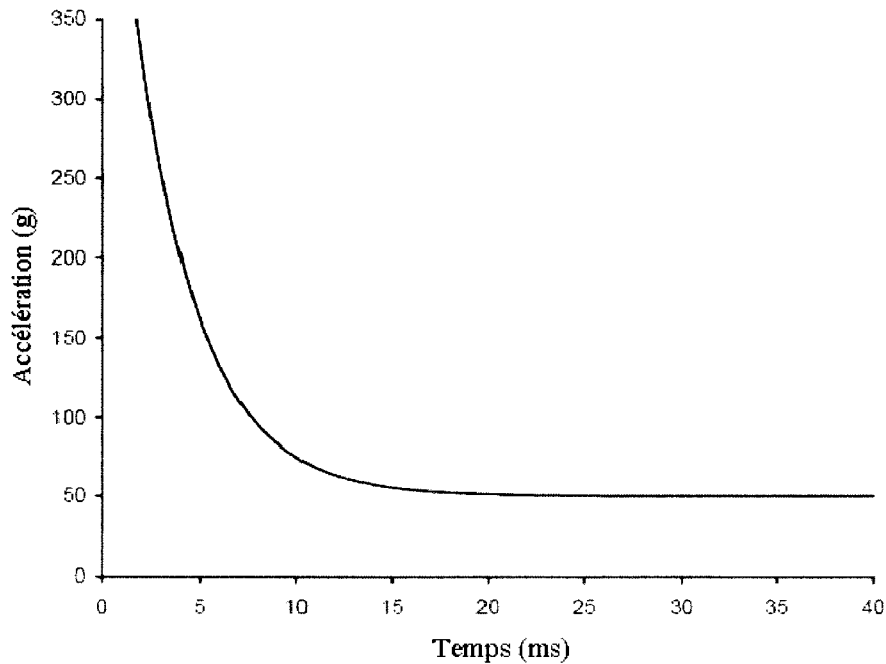


Figure 1-12 : Courbe de tolérance de la Wayne State.

La WSTC a été établie à partir de données provenant de fractures linéaires sur tête de cadavres embaumés (impact de courte durée), de concussions cérébrales sur têtes d’animaux (impact de durée moyenne) et de décélération de faible amplitude, dans le domaine infra lésionnel, sur volontaires (impact de longue durée). Ainsi, la WSTC montre que des impacts de courte durée et de forte amplitude conduisent au même risque lésionnel que des impacts de longue durée et de faible amplitude.

Cette courbe a permis d’établir de nombreux critères lésionnels de la tête. En particulier, la WSTC a servi de base pour le Head Injury Criterion (HIC), encore aujourd’hui largement utilisé dans l’industrie automobile pour évaluer les dispositifs de sécurité.

### 1.6.2. Le HIC

Le HIC est défini de la manière suivante [Versace, 1971] :

$$HIC = \max \left\{ (t_2 - t_1) \left( \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right)^{2.5} \right\} \quad (1.1)$$

Avec  $a(t)$  l’accélération linéaire résultante de la tête mesurée en son centre de gravité.

Et  $t_1, t_2$ , l’instant initial et l’instant final de l’intervalle pendant lequel le HIC atteint une valeur maximale. Souvent,  $(t_2 - t_1)$  est égal à 15 ou 36 ms.

Un HIC égal ou supérieur à 1000 est associé à un risque lésionnel et est utilisé comme seuil maximal à ne pas dépasser dans les normes de sécurité.

Cependant, le HIC a été largement controversé par la communauté scientifique. L'une des principales critiques du HIC est qu'il ne prend pas en compte la rotation de la tête, qui est supposée jouer un rôle primordial dans les mécanismes lésionnels cérébraux. D'autres critères lésionnels de la tête ont alors été proposés comme alternative au HIC, prenant en compte la rotation de la tête, comme par exemple le GAMBIT (Generalised Acceleration Model for Brain Injury Threshold) proposé par [Newman, 1986] (le GAMBIT fut le premier critère lésionnel pour le cerveau, prenant en compte les effets combinés des accélérations linéaires et angulaires). Cependant, la plupart de ces critères ne permettent pas de rendre compte des divers mécanismes de lésions crânio-encéphaliques possibles, car ils considèrent l'accélération d'une seule masse. De même, ils ne tiennent pas compte de la réponse mécanique interne de la tête, et, par conséquent, ne permettent pas de distinguer les différents types de lésions, ni de renseigner sur les mécanismes lésionnels. Et enfin, ils ne considèrent pas les différences morphologiques entre les individus (taille, poids, sexe, âge).

De ce fait, de nouveaux critères lésionnels émergent, basés sur des modèles éléments finis tridimensionnels de la tête humaine.

## **1.7. Conclusion**

Les lésions de la tête restent critiques dans les accidents de la route. La recherche dans le domaine de la biomécanique des lésions cérébrales a pour but de comprendre le développement de ces lésions et de développer des indicateurs de risque, afin d'améliorer les moyens de sécurité visant à protéger les usagers de la route en cas d'accident. Ceci peut être réalisé uniquement par une compréhension préalable des mécanismes d'impact et de la réponse biomécanique de la tête à une variété de chargements. La modélisation éléments finis peut offrir un potentiel significatif dans ce domaine. Une description des modèles éléments finis de la tête humaine existants est donnée dans le chapitre suivant.

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**

[Charnay & Laumon, 2002] – CHARNAY, P. & LAUMONT, B. Le registre des victimes d'accidents de la circulation routière du Rhône : modalités de mise en place, de recueil, d'informatisation et de gestion. Rapport INRETS-UMRETTE (n°0204), 2002.

[Delmas, 2004] – « Qu'est-ce que le corps humain ? ». Disponible sur :  
<http://www.educ.necker.fr/cours/AnatomieP120032004/anatomiegenerale.pdf>  
(Consulté le 19/01/2006).

[Ferner & Staubesand, 1985] – FERNER, H. & STAUBESAND, J. Atlas d'anatomie humaine tête, cou, membre thoracique, 1985, Edition Médicales Internationales Paris.

[Lafont & Laumon, 2003] – LAFONT, S. & LAUMONT, B. Vieillesse et gravité des atteintes lésionnelles des victimes d'accident de la circulation routière. Recherche Transports Sécurité. 2003, vol. 79, p.121-133.

[Laumon *et al.*, 1997] – LAUMONT, B., MARTIN, J.-L. & COLLET, P. A French road accident trauma registry : first results. Proceedings of the 41<sup>st</sup> Association for the Advancement of Automotive Medicine Conference. 1997, p.127-137.

[Laumon & Martin, 2002] – LAUMONT, B. & MARTIN, J.-L. Analyse des biais dans la connaissance épidémiologique des accidents de la route en France. Revue d'épidémiologie et de santé publique. 2002, no 50, p.277-285.

[Lissner *et al.*, 1960] – LISSNER, H.R., LEBOW, M. & EVANS F.G. Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man. Surg. Gynecology and Obstetrics, 1960, 111, p. 320-338.

[Newman, 1986] – NEWMAN, J.A. A generalised acceleration model for brain injury threshold (GAMBIT). IRCOBI. Zurich, Switzerland, 1986, p.121-131.

[Stuart *et al.*, 1998] – STUART, G., YELLAND, J.D.N. & BALDERSON, G. 3000 head injuries: a prospective study of patients admitted to Brisbane neurosurgical units. *Journal of Clinical Neuroscience*, 1998, vol. 5, no 4, p.402-405.

[Versace, 1971] – VERSACE, J. A review of the severity index. Proceedings of the 15<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. 1971, p.771-796.

[Wong *et al.*, 2002] – WONG, E. *et al.* Road traffic accident mortality in Singapore. *Journal of Emergency Medecine*, 2002, vol. 22, no 2, p.139-146.

## **2. LES MODELES DE TETE**

Ce chapitre dresse un état de l'art des modèles numériques et physiques de la tête humaine et expose en section finale la problématique de la thèse ainsi que la stratégie adoptée dans cette recherche.

### **2.1. Introduction**

Les lésions de la tête constituent une des causes majeures de décès dans les accidents de la route. Pendant un accident, la tête de la victime est soumise à un chargement mécanique externe. Cette force extérieure peut être une force de contact provoquée par le heurt d'un objet (stationnaire ou non) sur la tête, ou, une force inertielle (absence de contact) transférée à la tête via le cou (accélération, décélération). La nature de cette force est influencée par l'application des mesures de protection (casque, airbag, ceinture de sécurité) et entraîne une réponse mécanique interne des différents constituants de la tête. Cette réponse peut s'exprimer en terme de quantités locales mécaniques telles que des contraintes ou des déformations. Lorsqu'elle excède le niveau de tolérance lésionnelle d'un composant anatomique, une lésion sur ce composant se produit via un mécanisme lésionnel [Brands, 2002]. Le procédé, conduisant à une lésion cérébrale pendant un accident, est schématisé à la Figure 2-1.

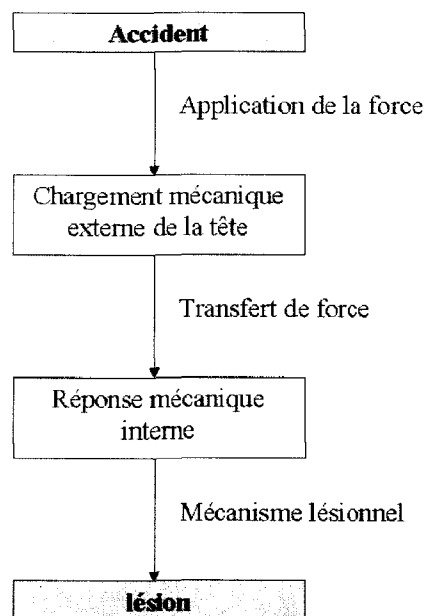


Figure 2-1 : Mécanisme lésionnel [Brands, 2002].

Afin d'identifier les mécanismes de production des blessures et de développer des indicateurs de risques, des substituts de l'être humain vivant sont utilisés. Nous distinguons les modèles biologiques (sujets humains vivants (volontaires et victimes d'accidents), cadavres humains, animaux anesthésiés ou morts), les modèles physiques, les mannequins et les modèles numériques. Chacun de ces modèles présentent des avantages et des inconvénients qui sont résumés dans le Tableau 2-1.

Modèles	Avantages	Inconvénients
<b>Les victimes d'accident</b>	<p>Biofidélité.</p> <p>Chargements mécaniques externes représentatifs d'un accident réel.</p> <p>Réponse mécanique interne accessible après l'impact (IRM, autopsie).</p> <p>Création de lésions.</p>	<p>Chargement externe appliqué à la tête et réponse mécanique interne non accessibles pendant l'accident.</p> <p>Réponse interne difficile à obtenir due à l'inaccessibilité du cerveau dans la boîte crânienne</p>
<p><b>Les volontaires</b></p> <p>[Chamouard <i>et al.</i>, 1987 ; Pincemaille <i>et al.</i>, 1989]</p>	<p>Anatomie et morphologie identiques.</p> <p>Physiologie respectée (tonus musculaire).</p> <p>Chargements externes connus.</p> <p>Etablissement de seuils infra-lésionnels.</p>	<p>Sujets (jeunes, costauds, sportifs, militaires) pas forcément représentatifs des accidentés.</p> <p>Impossibilité de reproduire des lésions. Niveau d'énergie limité.</p> <p>Réponse mécanique interne non accessible pendant l'impact.</p> <p>Risque non nul.</p>

<p><b>Les cadavres humains</b> [Nahum <i>et al.</i>, 1977 ; Trosseille <i>et al.</i>, 1992 ; Hardy <i>et al.</i>, 2001]</p>	<p>Anatomie identique. Instrumentation possible : - Chargements externes connus (grâce à des capteurs d'efforts ou des accéléromètres). - Réponse mécanique interne accessible pendant l'impact (capteurs de pression, accéléromètres miniatures, suivi de mires par rayons X). Possibilité de produire des lésions.</p>	<p>Age des sujets généralement élevé. Différences de comportement mécanique (tonus musculaire). Pas de fonctions physiologiques. Production de coma impossible. Difficulté à transposer les résultats obtenus pour un sujet mort à un sujet vivant car influence des changements post-mortem sur la réponse mécanique interne mesurée non connue (exemple de la matière cérébrale). Lourdeur de la préparation des sujets. Contraintes techniques d'hygiène et de sécurité (risque d'infection du personnel manipulant). Réticence de l'opinion publique.</p>
<p><b>Les animaux (morts ou anesthésiés)</b> [Gurdjian <i>et al.</i>, 1966 ; Ommaya <i>et al.</i>, 1966 ; Gennarelli <i>et al.</i>, 1987]</p>	<p>Instrumentation possible : - Chargements mécaniques externes et réponses internes connus au cours de la sollicitation. Possibilité de produire des lésions. Disponibilité (élevage). Sujets plus nombreux. Sujets homogènes (y compris jumeaux pour éviter la variabilité entre sujets vivants). Examens cliniques possibles. Production de coma possible. Etablissement de seuils lésionnels pour les animaux. Comparaison mort/vivant.</p>	<p>Problème d'éthique. Droits des animaux. Morphologie, anatomie et physiologie différentes. Transposition des résultats observés sur les animaux à l'être humain difficile (géométrie différente, propriétés matérielles différentes). Nécessité de technique de petite taille (exemple, étude sur rats).</p>



<p><b>Les mannequins</b> (Mannequins de choc frontal (Hybrid II, Hybrid III, THOR), mannequins de choc latéral (BioSID, SID, EuroSID-1), mannequins de choc arrière (BioRID, RID-2).</p>	<p>Anthropomorphie. Anthropométrie. Chargements mécaniques externes et réponses mécaniques internes mesurés au cours de la sollicitation. Reconstruction d'accidents réels.</p>	<p>Etude des mécanismes lésionnels cérébraux difficile car tête de mannequin rigide. Déformation de la matière cérébrale et du crâne non prise en compte. Dans Willinger <i>et al.</i>, 1995b, prise en compte du mouvement relatif du cerveau par rapport au crâne en en considérant deux masses (crâne et cerveau) connectées par un ressort.</p>
<p><b>Les modèles éléments finis</b> [Zhou <i>et al.</i>, 1995 ; Al-Bsharat <i>et al.</i>, 1999 ; Zhang <i>et al.</i>, 2001 ; Horgan &amp; Gilchrist, 2003 ; Horgan &amp; Gilchrist, 2004 ; Kang <i>et al.</i>, 1997 ; Willinger <i>et al.</i>, 1999 ; Mendis <i>et al.</i>, 1995 ; Miller <i>et al.</i>, 1998]</p>	<p>Description géométrique très détaillée des différents composants intracrâniens. Simulations de plusieurs situations d'impacts. Réponse mécanique interne en terme de pressions, déformations et contraintes accessible pendant toute la durée de l'impact en n'importe quel endroit de la tête.</p>	<p>Nombreuses hypothèses simplificatrices (géométrie, propriétés matérielles, liaisons entre les différents éléments de la tête, chargement externe, conditions aux limites). Solution approchée par la méthode numérique des éléments finis. Nécessité de valider le modèle avant utilisation. Validation non triviale.</p>
<p><b>Les modèles physiques de tête</b> [Ivarsson <i>et al.</i>, 2000 ; Bradshaw <i>et al.</i>, 2001 ; Brands, 2002 ; Rungen, 2004 ; Turquier <i>et al.</i>, 1996]</p>	<p>Facilité d'utilisation. Tests reproductibles en laboratoire. Lorsque cerveau est représenté comme une structure déformable, informations intéressantes sur la cinématique intracrânienne. Validation de modèles éléments finis car propriétés matérielles des matériaux de substitution connues. Chargements extérieurs et réponse mécanique interne connus au cours de la sollicitation.</p>	<p>Idéalisation des géométries, des conditions de chargements externes et des liaisons entre les différents composants de la tête. Transposition des résultats obtenus avec les matériaux de substitution au comportement constitutif réel de la tête difficile.</p>

Tableau 2-1 : Récapitulatif des modèles de substitution de l'être humain utilisés pour la compréhension des mécanismes lésionnels cérébraux.

Ainsi, les modèles biologiques permettent d'établir des seuils lésionnels en fonction des chargements externes dynamiques subis. En revanche, ils fournissent peu d'informations sur la réponse mécanique interne de la tête pendant l'impact du fait de l'inaccessibilité du cerveau à l'intérieur de la boîte crânienne. Les modèles physiques et numériques, quant à eux, permettent d'obtenir des informations sur la réponse mécanique interne de la tête pendant l'impact. Cependant, l'obtention de seuil lésionnel est plus difficile, notamment, à cause des hypothèses simplificatrices faites sur les propriétés matérielles et la géométrie des différents constituants de la tête.

De ce fait, les modèles éléments finis de la tête humaine sont souvent utilisés en conjonction avec des modèles physiques ou biologiques pour étudier les mécanismes lésionnels cérébraux. Les trois parties, qui suivent, dressent un état de l'art des modèles expérimentaux et numériques utilisés dans la littérature pour l'étude des lésions cérébrales.

## **2.2. Les essais sur cadavres**

Afin de mieux comprendre les mécanismes lésionnels cérébraux, des essais sur cadavres ont été réalisés. Les plus connus sont les essais de [Nahum et al., 1977], [Trosseille et al., 1992] et [Hardy et al., 2001]. Ces essais sont décrits sommairement ci-dessous.

### **2.2.1. Expérimentations de [Nahum et al., 1977]**

[Nahum *et al.*, 1977] ont réalisé deux séries d'impacts frontaux sur têtes de cadavres humains dans le but de chercher une corrélation entre le champ de pression intracrânien et les lésions cérébrales. La première série d'essais correspond à une série d'impacts frontaux individuels délivrés sur plusieurs sujets différents. La seconde série d'essais consiste en une répétition d'impacts d'énergie différente délivrés sur un même sujet. Ces cadavres sont pressurisés au niveau cérébral et vasculaire, afin de représenter les pressions *in vivo* dans le LCR et les vaisseaux sanguins cérébraux. La tête du cadavre est positionnée de sorte à ce que son plan de Frankfort soit incliné de 45° par rapport à l'horizontal. Le coup est délivré sur l'os frontal, dans le plan sagittal médian, dans une direction antéro-postérieure. La vitesse de l'impacteur varie de 4.36 à 12.95 m/s.

Les pressions intracrâniennes au niveau frontal, occipital et pariétal sont mesurées ainsi que la force d'entrée et l'accélération linéaire de la tête.

### **2.2.2. Expérimentations de [Trosseille et al., 1992]**

Les essais de [Trosseille et al., 1992] consistent en une série d'impacts frontaux sur des cadavres humains, non embaumés et pressurisés au niveau cérébral, par une masse de 23.4 kg et de vitesse 7 m/s, dans une direction antéro-postérieure. La cinématique 3D de la tête complète est recalculée à partir des données issues d'un montage de 12 accéléromètres uniaxiaux vissés sur le crâne. Les pressions intracrâniennes et ventriculaires sont mesurées.

### **2.2.3. Expérimentations de [Hardy et al., 2001]**

Afin d'étudier le mouvement relatif entre les différentes parties du cerveau, et, entre le cerveau et le crâne, [Hardy et al., 2001] conduisent une série d'impacts sur têtes de cadavres.

Ces essais consistent en une série d'impacts occipitaux et frontaux délivrés sur des têtes de cadavres humains séparées de leur corps au niveau de la seconde vertèbre thoracique et suspendues à l'envers sur un dispositif de fixation autorisant la rotation et la translation du modèle. La vitesse de l'impacteur varie de 2 à 4 m/s et la masse de l'impacteur est de 11.7 kg. La tête est alimentée par un système de perfusion de LCR artificiel à température physiologique.

Un système à rayons X, haute vitesse, bi-planaire et des mires de densité neutre, implantées dans les régions temporo-pariétale et occipito-pariétale du cerveau et sur le crâne, ont permis l'acquisition de données permettant le calcul du mouvement relatif du cerveau par rapport au crâne. La cinématique complète de la tête est déterminée à partir d'un montage d'accéléromètres fixé sur le crâne.

Cependant, ces essais sur cadavres sont très coûteux et présentent les inconvénients évoqués dans le Tableau 2-1. De ce fait, la modélisation éléments finis est souvent choisie, comme alternative, pour l'étude des mécanismes lésionnels cérébraux.

## **2.3. Les modèles éléments finis de la tête humaine**

Les modèles éléments finis actuels contiennent une description géométrique très détaillée des différentes structures anatomiques. En effet, grâce aux progrès considérables réalisés dans les techniques d'imagerie telles que la tomographie et l'imagerie à résonance magnétique (IRM), et, grâce à l'augmentation de la puissance des ordinateurs, des modèles éléments finis tridimensionnels de la tête humaine de plus en plus sophistiqués ont été

développés. Cependant, ces modèles souffrent de lacunes au niveau de la modélisation de l'interface crâne/cerveau et des propriétés matérielles des différentes structures intracrâniennes. En effet, la modélisation du complexe crâne/LCR/cerveau fait appel à des modélisations couplées fluide/structure qui posent encore aujourd'hui des difficultés numériques. Par ailleurs, il est difficile de caractériser les propriétés matérielles des différents composants de la tête. En effet, il n'existe pas de méthodes *in vivo* non invasives pour caractériser mécaniquement les tissus vivants. Et, l'influence des changements post-mortem sur la réponse mécanique interne de la tête n'est pas connue. Enfin, une grande disparité est observée d'un individu à l'autre. La modélisation de la tête suppose donc l'introduction d'hypothèses simplificatrices. Un inventaire de ces idéalizations géométriques et matérielles est donné à travers la présentation des différents modèles EF tridimensionnels de la tête humaine, développés par les différentes équipes de recherche. De même, la méthodologie utilisée pour valider les modèles numériques complexes de la tête est discutée.

### **2.3.1. Le modèle de l'Université de Wayne State**

Le Wayne State University Brain Injury Model (WSUBIM) est un modèle éléments finis tridimensionnel de la tête humaine [Ruan *et al.*, 1993 ; Zhou *et al.*, 1995 ; Al-Bsharat *et al.*, 1999 ; Zhang *et al.*, 2001]. Sa géométrie est basée sur l'Atlas de [McGrath & Mills, 1984] et sur des tranches de cerveau préparées au sein du centre de Bio ingénierie de la WSU. Il comprend toutes les caractéristiques essentielles d'une tête d'homme de 50<sup>ème</sup> percentile et inclut le cuir chevelu, les trois couches osseuses du crâne (table interne, diploé, table externe), la dure-mère, la faux du cerveau, la tente, la pie-mère, les sinus crâniens, le liquide céphalo-rachidien, les hémisphères du cerveau avec distinction entre matière blanche et matière grise, le cervelet, le tronc cérébral, les ventricules latéraux, le troisième ventricule, les veines en pont et une description très détaillée de la face avec distinction entre os cortical et os spongieux. Le modèle complet est composé de plus de 314500 éléments et 281800 nœuds pour une masse totale de 4.5 kg.

La géométrie de la face provient du projet "Visible Human" [U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health (NIH), 2000]. Le nouveau modèle de la face comprend environ 36400 éléments pour une masse totale de 0.78 kg. Les tissus mous recouvrant la face (muscle, peau, tissus gras) sont pris en compte dans le modèle ainsi que l'articulation de la mâchoire.

Le LCR est modélisé par des éléments solides à faible module de cisaillement. Une interface de glissement sans séparation entre la surface extérieure de l'arachnoïde et la surface intérieure de la dure-mère est ajoutée pour simuler le glissement du cerveau par rapport au crâne. Cette technique de modélisation a été suggérée par [Al-Bsharat *et al.*, 1999] et permet une bonne correspondance entre résultats expérimentaux sur cadavres humains [Nahum *et al.*, 1977 ; Trosseille *et al.*, 1992 ; Hardy *et al.*, 2001] et simulation numérique, en terme de pressions intracrâniennes et de déplacements relatifs crâne/cerveau.

Les ventricules latéraux et le troisième ventricule sont modélisés par des éléments solides à faible module de cisaillement. Le module de cisaillement choisi pour le LCR contenu dans les ventricules est inférieur à celui du LCR situé dans l'espace sous-arachnoïdien. De plus, aucune interface de glissement n'est définie entre le LCR et la cavité ventriculaire.

Des propriétés viscoélastiques différentes sont appliquées pour la matière blanche et la matière grise. Le comportement en cisaillement de la matière blanche et de la matière grise est décrit par une loi viscoélastique linéaire de Kelvin-Voigt :

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t} \quad (2.1)$$

où  $G_0$  est le module de cisaillement instantané,  $G_{\infty}$ , le module de cisaillement infini et  $\beta$ , une constante temporelle.

De même, des propriétés viscoélastiques différentes sont appliquées pour le cerveau et le tronc cérébral pour prendre en compte la différence de comportement entre ces deux régions. Les propriétés matérielles sélectionnées pour le cerveau viscoélastique sont résumées dans le Tableau 2-2.

	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	$G_0$ (Pa)	$G_{\infty}$ (Pa)	$\beta$ (s <sup>-1</sup> )	$K$ (Pa)
<b>Matière grise</b>	1060	10.0e3	2.0e3	80	2.19e9
<b>Matière blanche</b>	1060	12.5e3	2.5e3	80	2.19e9
<b>Tronc cérébral</b>	1060	22.5e3	4.5e3	80	2.19e9
<b>Cervelet</b>	1060	10.0e3	2.0e3	80	2.19e9

Tableau 2-2 : Propriétés viscoélastiques de la matière cérébrale pour le modèle de l'université de Wayne State.

Un matériau élasto-plastique est choisi pour la modélisation des os de la face. Une option d'élimination d'éléments, disponible pour ce type de matériau, est utilisée pour modéliser les fractures osseuses. Cette option élimine, à chaque pas de temps, les éléments

soumis à de trop grandes déformations. Les propriétés matérielles utilisées pour le modèle de la face sont issues de la littérature et sont listées dans le Tableau 2-3.

	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	$E$ (Pa)	$N$
<i>Os cortical</i>	2100	6.0e9	0.25
<i>Os spongieux</i>	1000	5.6e8	0.3
<i>Cartilage</i>	1500	3.0e7	0.45
<i>Tissus mous</i>	1100	1.0e6	0.45
<i>Ligament</i>	1000	3.15e7	0.40

Tableau 2-3 : Propriétés matérielles de la face du WSUBIM.

Les auteurs [Zhang *et al.*, 2001] utilisent des résultats d'expérimentation sur cadavres humains pour valider le modèle. Ces résultats concernent les pressions intracrâniennes et ventriculaires reportées par [Nahum *et al.*, 1977] et [Trosseille *et al.*, 1992], les déplacements relatifs entre le cerveau et le crâne reportés par [Hardy *et al.*, 2001] et les résultats d'impact facial reportés par [Nyquist *et al.*, 1986] et [Allsop *et al.*, 1988].

En général, les auteurs trouvent une bonne corrélation entre les prédictions du modèle et les données expérimentales.

Dans la confrontation aux résultats expérimentaux de [Trosseille *et al.*, 1992], une différence dans la réponse en pression à la fin de la simulation est observée entre le modèle et l'expérimentation, dans les ventricules. [Zhang *et al.*, 2001] attribuent cet écart à la modélisation du LCR intraventriculaire par des éléments solides à faible module de cisaillement. L'incapacité à modéliser le LCR par un fluide, dans le cerveau, ne permet pas de simuler correctement la distribution des contraintes, les gradients de pressions et l'interaction fluide/solide. Ce modèle actuel est incapable de représenter les phénomènes de cavitation dans le LCR.

Pour la face, le nombre d'éléments éliminés dans le modèle montre une bonne corrélation avec la sévérité de la fracture observée expérimentalement. De plus, la localisation des fractures prédites par le modèle correspond qualitativement aux sites de lésions observés sur les cadavres.

Enfin, ce modèle est capable de simuler des impacts directs et indirects combinant une accélération linéaire de 2000 m/s<sup>2</sup> et une accélération angulaire de 12000 rad/s<sup>2</sup>.

### **2.3.2. Le modèle d'Irlande**

Le modèle de base de l'Université de Dublin, le UCDBTM (University College Dublin Brain Trauma Model) a été construit en utilisant les données anatomiques du projet "Visible Human" [U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health (NIH), 2000]. Ce modèle comprend le cuir chevelu, le crâne avec distinction des trois couches osseuses, la dure-mère, le LCR, la pie-mère, les hémisphères cérébraux, le cervelet, le tronc cérébral et la face [Horgan, 2005]. Lors de la création du modèle, une attention particulière a été portée à la construction du maillage (décomposition du modèle en plusieurs sections de maillage, paramétrées, permettant la génération d'éléments hexaédriques de bonne qualité et facilitant la création de maillages de différentes densités [Horgan & Gilchrist, 2003]).

Dans ce modèle (UCDBTM), le crâne est modélisé par trois couches d'éléments briques d'épaisseur variable représentant la table externe, le diploé et la table interne. Le LCR est représenté par une couche d'éléments solides à faible module de cisaillement et une loi de comportement hyperélastique est utilisée pour le cerveau avec les propriétés matérielles de [Mendis *et al.*, 1995]. Les propriétés matérielles de l'os trabéculaire, l'os spongieux, le cuir chevelu et les membranes intracrâniennes sont issues de la littérature [Kleiven & von Holst, 2002 ; Zhou *et al.*, 1995 ; Willinger *et al.*, 1999]. Le Tableau 2-4 résume l'ensemble des propriétés matérielles utilisées pour le modèle de base.

Ce modèle est validé en terme de pressions intracrâniennes à partir de l'un des essais sur têtes de cadavres de [Nahum *et al.*, 1977].

[Horgan, 2005] réalise, avec le modèle de base, une étude paramétrique des propriétés matérielles élastiques du cerveau et du LCR (pour cette étude paramétrique, la viscosité est négligée). Il fait également des essais en faisant varier la densité de maillage, l'épaisseur de la couche de LCR, la modélisation du crâne (par des éléments briques avec des lois matérielles différentes pour l'os spongieux et l'os cortical ou des éléments coques composites) et les dimensions du modèle (taille et poids).

Les conclusions de cette étude montrent que les pressions intracrâniennes dépendent fortement des propriétés matérielles affectées au cerveau et au LCR (notamment l'auteur montre une sensibilité au module de cisaillement du cerveau et au module de compressibilité du LCR). Ainsi, modéliser l'espace intracrânien de manière trop rigide ou trop déformable ne permet pas de représenter correctement la réponse du modèle à une sollicitation dynamique de la tête. De plus, une modélisation précise du LCR (épaisseur/volume) et de l'épaisseur du

crâne est nécessaire pour une bonne prédiction de la distribution des pressions intracrâniennes.

La modélisation éléments finis de la tête humaine fait appel à un certain nombre d'hypothèses simplificatrices concernant la géométrie du modèle, les conditions aux limites, les chargements, les propriétés matérielles et la formulation des éléments. Ainsi, afin d'étudier la complexité de modélisation nécessaire pour simuler un traumatisme cérébral, [Horgan, 2005] développe plusieurs évolutions du modèle de base et confronte les réponses de ces modèles en terme de pressions intracrâniennes et de déplacements relatifs dans le cerveau aux essais sur cadavres de [Trosseille et al., 1992] et de [Hardy et al., 2001] respectivement.

Le "Sliding Boundary Model" modélise l'interface crâne/cerveau par une couche d'éléments solides à faible module de cisaillement et une interface de glissement sans séparation avec un coefficient de frottement de 0.2 [Miller et al., 1998] entre la pie-mère et le LCR. Le "ALE Model" modélise le LCR par trois couches d'éléments, les nœuds externes étant rigidement liés au crâne et au cerveau. Un algorithme de maillage adaptatif est utilisé, plutôt qu'une description purement lagrangienne, afin d'éviter de trop fortes distorsions de maillage. Le "GWV Model" (Grey White Ventricular Model) fait la distinction entre la matière blanche, la matière grise et les ventricules. Les propriétés matérielles affectées à la matière blanche, la matière grise, le cervelet et le tronc cérébral sont les propriétés viscoélastiques utilisées par [Zhang et al., 2001]. Le "Projection Mesh Model" utilise une méthode de projection pour le maillage du modèle. Cette méthode améliore la qualité du maillage, notamment dans les zones critiques telle que l'interface crâne/cerveau, et permet d'atteindre des densités de maillage très faibles sans perte de qualité. Le "Morphed Intracranial Model" correspond à une géométrie de tête et à un espace intracrânien différents du modèle du projet "Visible Human". Il est obtenu à partir du modèle de base, en déformant celui-ci par l'application d'efforts et de contraintes aux nœuds. La méthode, utilisée pour le "Morphed Intracranial Model", permet d'obtenir une nouvelle géométrie de tête sans avoir à reconstruire complètement le modèle EF. Les propriétés matérielles utilisées pour l'ensemble de ces modèles sont synthétisées dans le Tableau 2-4.

L'auteur trouve une bonne corrélation entre les pressions intracrâniennes prédites par les modèles et celles mesurées expérimentalement par [Trosseille et al., 1992]. Cependant, les réponses des six modèles sont similaires. De même, lors de la simulation des essais de [Hardy et al., 2001], peu de différences sont observées entre les réponses des six modèles en terme de déplacements relatifs. Pour les six modèles, le mouvement relatif des mires supérieures



correspond relativement bien à celui observé expérimentalement. En revanche, les déplacements relatifs au centre du cerveau sont sous-estimés. L'auteur conclut alors que les évolutions du modèle ne permettent pas d'améliorer la capacité de prédiction du modèle en terme de pressions intracrâniennes et de mouvement relatif. Et réciproquement, un modèle ayant les attributs du UCDBTM permet de modéliser correctement les pressions intracrâniennes et le mouvement relatif crâne/cerveau pour des impacts de faible puissance (comme dans les essais utilisés pour les comparaisons expérimentales/numériques). L'auteur suggère alors de s'intéresser à la prédiction de grandeurs mécaniques autres que la pression et les mouvements relatifs, puisque ces variables semblent insensibles aux différentes formulations employées et propriétés matérielles utilisées. [Horgan, 2005] suggère de valider plutôt les modèles numériques de la tête à partir des déformations, des vitesses de déformations ou des contraintes de von Mises de la matière cérébrale. En effet, ces paramètres sont proposés comme mécanismes lésionnels cérébraux par de nombreux auteurs.

Enfin, le "GWV Model" et le "Sliding Boundary Model" sont utilisés pour reproduire deux cas réels d'accidents. Pour cette analyse, le "Sliding Boundary Model" différencie la matière blanche, la matière grise et les ventricules. Deux chutes de piétons, résultant en des lésions cérébrales non fatales, sont simulées. Les chutes sont reconstruites à l'aide du logiciel MADYMO. Les accélérations de la tête, calculées sous MADYMO, sont appliquées au modèle de tête. Ainsi, la réponse interne du cerveau est confrontée aux lésions observées par imagerie médicale. Le modèle avec interface de glissement (le "Sliding Boundary Model") semble être plus adapté pour prédire les contusions que le modèle sans interface ("GWV Model") puisque les zones de déformations maximales et de forte concentration de contraintes de von Mises, prédites par ce modèle, sont associées à des lésions sur la victime. Pour le modèle sans interface, les contraintes et déformations maximales sont toujours prédites dans la région centrale du cerveau.

<i>Composants intracrâniens</i>	<i>Modèle(s)</i>	<i>E (Pa)</i>	<i>ν</i>	<i>G<sub>0</sub> (Pa)</i>	<i>G<sub>∞</sub> (Pa)</i>	<i>β (s<sup>-1</sup>)</i>	<i>K (Pa)</i>	<i>G (Pa)</i>	<i>ρ (kg/m<sup>3</sup>)</i>	
<i>Cuir chevelu</i>	Tous	1.67e7	0.42						1000	
<i>Os cortical</i>	Tous	1.5e10	0.22						2000	
<i>Os spongieux</i>	Tous	1e9	0.24						1300	
<i>Dure-mère, faux, tente</i>	Tous	3.15e7	0.45						1130	
<i>Pie-mère</i>	Tous	1.15e7	0.45						1130	
<i>Cerveau</i>	UCDBTM Sliding ALE Morphed Intracranian	Hyperélastique	$C_{10}(t) = 0.9 C_{01}(t)$ $= 620.5 + 1930 e^{-t/0.008} + 1130 e^{-t/0.15}$						1040	
	GWV Projection Mesh	Matière grise	1e4	2e3	80	2.19e9		1060		
		Matière blanche	1.25e4	2.5e3	80			1060		
		Tronc cérébral	2.25e4	4.5e3	80	2.19e9		1060		
		Cervelet	1e4	2e3	80	1060				

<b>LCR</b>	UCDBTM Sliding Morphed Intracranian GWV						2e6	4e4	1040	
	Sliding						2e6	4e4	1040	+ Interface de glissement sans séparation avec un coefficient de frottement de 0.2 entre la pie-mère et le LCR
	ALE						2e6	4e4	1040	Trois éléments dans l'épaisseur
<b>Face</b>	Tous	5e9	0.23						2100	

Tableau 2-4 : Propriétés matérielles du modèle de base de Dublin et de ses évolutions.

### 2.3.3. Le modèle de Suède

Afin d'étudier l'influence de la taille de la tête humaine sur la réponse du cerveau à un impact frontal ou à une accélération linéaire, [Kleiven & von Holst, 2002] développent un modèle éléments finis tridimensionnel de la tête humaine incluant le cuir chevelu, les trois couches osseuses du crâne, les os de la face, le cerveau, le cervelet, le tronc cérébral, la dure-mère, la tente et la faux ainsi qu'une représentation simplifiée du cou. La géométrie du modèle provient du projet "Visible Human". Les différentes épaisseurs du crâne sont prises en compte. Le cerveau est modélisé par une loi de comportement hyperélastique de Mooney-Rivlin [Mendis *et al.*, 1995] et une formulation éléments finis mixtes en pression-déplacement. Les caractéristiques de l'os du crâne sont issus des travaux de [McElhaney *et al.*, 1970]. Le cuir chevelu et les membranes sont modélisés par des matériaux linéaires élastiques en utilisant des propriétés matérielles adaptées de [Melvin *et al.*, 1970]. Les caractéristiques matérielles sont résumées dans le Tableau 2-5.

<b>Tissus</b>	<b>E (Pa)</b>	<b><math>\rho</math> (kg/m<sup>3</sup>)</b>	<b><math>\nu</math></b>
<b>Table externe/face</b>	15e9	2000	0.22
<b>Table interne</b>	15e9	2000	0.22
<b>Diploé</b>	1e9	1300	0.24
<b>Os du cou</b>	1e9	1300	0.24
<b>Muscles du cou</b>	1e5	1130	0.45
<b>Cerveau</b>	Hyperélastique $C_{10}(t)=0.9C_{01}(t)=620.5+1930e^{-t/0.008}+1103e^{-t/0.15}$	1040	0.49999635
<b>Dure-mère</b>	3.15e7	1130	0.45
<b>Faux/Tente</b>	3.15e7	1130	0.45
<b>Cuir chevelu</b>	1.67e7	1130	0.42

Tableau 2-5 : Caractéristiques matérielles du modèle de Suède.

Le LCR n'est pas représenté. Un algorithme de contact est implémenté entre la dure-mère et le crâne permettant la transmission des forces de tension et de compression. Aucun mouvement relatif n'est possible entre le crâne et le cerveau. Afin de modéliser correctement le trou occipital, la partie supérieure de la colonne vertébrale est incluse dans le modèle. Une condition aux limites de bord libre est appliquée au niveau du cou.

L'auteur confronte la réponse de son modèle à l'un des essais d'impact sur tête de cadavres réalisés par [Nahum *et al.*, 1977]. Pour cela, les dimensions initiales du modèle de tête sont ajustées en tenant compte des mesures anthropométriques reportées par [Nahum *et*

*al.*, 1977]. L'auteur trouve une bonne corrélation en terme de pressions intracrâniennes, force d'impact et accélération de la tête.

Ensuite, l'auteur étudie l'influence de la taille de la tête humaine sur la réponse intracrânienne. Pour cela, il développe plusieurs versions de son modèle représentant ainsi plusieurs tailles de tête humaine (hauteur, largeur, longueur et poids de tête correspondant à une femme de très petite taille, une femme de 50<sup>ème</sup> et 5<sup>ème</sup> percentile, un homme de très grande taille, un homme de 50<sup>ème</sup> et 95<sup>ème</sup> percentile). Dans un premier temps, ces modèles sont tous sollicités par une même accélération correspondant à un HIC d'environ 960. Puis, dans un second temps, ces modèles sont soumis à un impact frontal. Pour l'impact frontal et l'accélération, l'auteur observe alors une augmentation des contraintes de von Mises et de cisaillement ainsi qu'une augmentation de l'amplitude des pressions frontales et occipitales avec la taille de la tête. En revanche, pour les simulations d'impact frontal, l'auteur observe une diminution du HIC avec l'accroissement des dimensions de la tête. L'auteur en déduit que la dépendance des contraintes intracrâniennes vis-à-vis des dimensions de la tête n'est pas prédite par le HIC et conclut sur la nécessité de développer un nouveau critère lésionnel de la tête prenant en considération les différentes dimensions de la tête.

#### **2.3.4. Le modèle de Strasbourg**

Le modèle éléments finis de l'Université Louis Pasteur de Strasbourg comprend le cuir chevelu, le crâne avec distinction des trois couches osseuses, les méninges, le LCR, la faux, la tente, les hémisphères cérébraux, le cervelet et le tronc cérébral. Une géométrie très réaliste du crâne est obtenue par digitalisation des surfaces externe et interne d'un crâne humain sec. L'intérieur de la boîte crânienne est réalisé à partir de l'Atlas d'anatomie humaine de [Ferner & Staubesand, 1985].

Dans ce modèle, le crâne est modélisé par une couche d'éléments coques composites avec une loi de comportement élastique fragile. Les paramètres élastiques et de rupture en traction et en compression (Tableau 2-6) [Kang *et al.*, 1997] sont issus des travaux de [Wood, 1971].

Le LCR est représenté par une couche d'éléments solides très déformables. L'originalité du modèle de Strasbourg, par rapport aux autres modèles de la littérature, provient du module d'Young de l'espace sous-arachnoïdien qui est déterminé par analyse modale. En effet, la valeur du module d'élasticité est fixée de sorte à retrouver la première fréquence propre, et le premier mode propre associé, enregistrés sur une tête humaine, in-vivo

[Willinger et al., 1995a]. Enfin, le cerveau est modélisé par une loi de comportement viscoélastique avec les propriétés matérielles de [Schuck & Advani] (Tableau 2-6).

<i>Composants intracrâniens</i>	<i>E (Pa)</i>	<i>Nu</i>	<i>G<sub>0</sub> (Pa)</i>	<i>G<sub>∞</sub> (Pa)</i>	<i>β (m/s)</i>	<i>K (Pa)</i>	<i>G (Pa)</i>	<i>σ<sub>t</sub> (N/m<sup>2</sup>)</i>	<i>σ<sub>c</sub> (N/m<sup>2</sup>)</i>	<i>ρ (kg/m<sup>3</sup>)</i>
<i>Cuir chevelu</i>	1.67e7	0.42								1200
<i>Os cortical</i>	1.5e10	0.21						9e7	1.45e8	1800
<i>Os spongieux</i>	4.5e9	0.01						3.5e7	2.8e7	1500
<i>Membranes</i>	3.15e7	0.45								1140
<i>Cerveau</i>			5.28e5	1.68e5	0.035	2.19e9				1140
<i>LCR</i>	1.2e4	0.49								1040
<i>Face</i>	5e9	0.21								3000

Tableau 2-6 : Tableau récapitulatif des propriétés matérielles du modèle de Strasbourg. Dans ce tableau,  $\sigma_t$  est le critère de rupture en traction et  $\sigma_c$ , le critère de rupture en compression.

La réponse dynamique du modèle est confrontée aux pressions intracrâniennes de [Nahum *et al.*, 1977] et aux pressions intracrâniennes et intraventriculaires de [Trosseille *et al.*, 1992]. Le modèle, ainsi validé, est utilisé pour une reconstruction d'accident moto [Kang *et al.*, 1997]. Les auteurs trouvent une bonne corrélation entre les zones de fortes contraintes calculées avec le modèle numérique et les sites de lésions observées par autopsie sur le motocycliste accidenté.

### 2.3.5. Le modèle de Valenciennes

Le modèle éléments finis de l'université de Valenciennes a été développé sous le code de calcul explicite d'éléments finis Pamcrash [Canaple, 2001 ; Delille, 2002 ; Rungen, 2004]. Sa géométrie est basée sur la géométrie des surfaces interne et externe du crâne du modèle EF de la Wayne State University [Zhou *et al.*, 1995] et l'Atlas d'anatomie humaine de [Ferner & Staubesand, 1985]. Le modèle inclut le crâne avec son trou occipital, la faux du cerveau, la tente du cervelet, le liquide céphalo-rachidien, les hémisphères du cerveau sans distinction entre matière blanche et matière grise, le cervelet, le tronc cérébral et les ventricules. Il est composé de 28802 éléments et 25579 nœuds. Sa masse totale est de 4.109 kg.

Le LCR est représenté par des éléments briques avec une loi matérielle viscoélastique linéaire de type (2.1) [Rungen, 2004]. Cependant, les propriétés matérielles du LCR contenu dans les ventricules diffèrent de celles du LCR situé dans l'espace sous-arachnoïdien. Le Tableau 2-7 résume les caractéristiques matérielles utilisées pour le LCR.

	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	$G_0$ (Pa)	$G_\infty$ (Pa)	$\beta$ (s <sup>-1</sup> )	$K$ (Pa)
<i>Espace sous-arachnoïdien</i>	1040	3.45e2	1.72e2	10	1.21e9
<i>Ventricules</i>	1040	3.45e4	1.72e4	100	2.41e9

Tableau 2-7 : Propriétés viscoélastique du LCR du modèle de tête de Valenciennes.

Deux versions du modèle de Valenciennes existent ; une version « crâne rigide » où le crâne est défini comme un corps rigide, sa masse et ses inerties étant équivalentes à celles du crâne et de la face ; une version « crâne déformable » où le crâne est modélisé par une loi de comportement élasto-plastique dont les propriétés matérielles sont issues des travaux de [Delille, 2002].

Les méninges (tente et faux) sont représentés par un matériau élastique linéaire dont les propriétés sont issues de la littérature [Ruan *et al.*, 1993] ( $E = 3.15e7$  Pa,  $\nu = 0.45$ ,  $\rho = 1133$  kg/m<sup>3</sup>).

L'encéphale est modélisé par une loi viscoélastique linéaire (2.1) avec les coefficients de [Ruan *et al.*, 1993].

Enfin, une interface de glissement sans séparation est définie entre le LCR et l'encéphale afin de représenter le mouvement relatif cerveau/crâne. Aucun vide ne se crée entre la matière cérébrale et le LCR.

Ce modèle de tête a été validé à partir des pressions intracrâniennes de [Nahum *et al.*, 1977] et est utilisé dans [Rungen, 2004] pour faire de la reconstruction d'accidents moto. L'auteur trouve une bonne corrélation entre les zones à fortes contraintes de von Mises et les lésions observées médicalement sur le motocycliste accidenté.

### **2.3.6. Synthèse des modèles éléments finis**

Parmi les nombreux champs d'investigations possibles concernant la modélisation EF de la tête humaine, nous avons choisi de nous intéresser à l'interaction entre le crâne, le LCR et le cerveau. En effet, le mouvement relatif entre le crâne et le cerveau joue un rôle

primordial dans les mécanismes lésionnels cérébraux. Cependant, la modélisation du complexe crâne/LCR/cerveau fait appel à des modélisations couplées fluide/structure difficiles à mettre en oeuvre numériquement. De ce fait, nous avons vu, à travers la description des modèles EF de la tête humaine, le développement de plusieurs techniques pour palier à ces problèmes [Al-Bsharat *et al.*, 1999] :

✓ Le LCR n'est pas représenté [Mendis *et al.*, 1995]. Le cerveau est directement lié au crâne. Aucun mouvement relatif n'est possible entre la masse cérébrale et la boîte crânienne, ce qui n'est pas représentatif de la réalité.

✓ Le LCR est modélisé par une couche d'éléments solides déformables, avec un faible module de cisaillement, connectée directement au crâne, d'une part, et, au cerveau, d'autre part [Trosseille *et al.*, 1992 ; Zhou *et al.*, 1995 ; Turquier *et al.*, 1996 ; Kang *et al.*, 1997 ; Willinger *et al.*, 1999]. Si cette modélisation permet d'approcher les pressions intracrâniennes mesurées expérimentalement de manière satisfaisante, en revanche, elle ne permet pas de représenter correctement l'amplitude du mouvement relatif entre le crâne et le cerveau [Al-Bsharat *et al.*, 1999]. En effet, le mouvement relatif est beaucoup trop faible car il est limité par la distorsion des éléments. De plus, une grande variété de modules élastiques est trouvée dans la littérature pour le LCR (Tableau 2-8). Or [Horgan, 2005] a montré l'influence des propriétés élastiques du LCR sur la réponse globale du modèle.

	<i>E (Pa)</i>	<i>Nu</i>	<i>G (Pa)</i>	<i>K (Pa)</i>	<i>ρ (kg/m<sup>3</sup>)</i>
<i>Zhou et al., 1995</i>			5e4	2.19e7	1040
<i>Al-Bsharat et al., 1999</i>			5e2	2.19e9	1000
<i>Zhang et al., 2001</i>					
<i>Willinger et al., 1999</i>	1.2e4	0.49			1040
<i>Kang et al., 1997</i>					
<i>Horgan &amp; Gilchrist, 2004</i>	1.485e5	0.499			1040
<i>Gilchrist et al., 2001</i>					

Tableau 2-8 : Propriétés matérielles du LCR pour différents auteurs.

✓ L'espace sous-arachnoïdien n'est pas représenté. Une interface de glissement est introduite entre le crâne et cerveau [Claessens *et al.*, 1997 ; Miller *et al.*, 1998]. L'algorithme de contact utilisé sur cette interface, n'autorise, en général, qu'un mouvement relatif tangentiel entre le cerveau et le crâne. [DiMasi *et al.*, 1995] préconisent un glissement



parfait sans frottement. [Miller *et al.*, 1998] suggèrent d'utiliser une interface de glissement avec un coefficient de frottement de 0.2. De plus, [Miller *et al.*, 1998] autorisent la formation d'un espace entre le crâne et le cerveau. En introduisant une interface de glissement, l'amplitude du mouvement relatif est plus importante. Par contre, la formation d'un espace entre le crâne et le cerveau ne permet pas de représenter les phénomènes de contrecoup [Claessens *et al.*, 1997]. La raison de cet échec est probablement due à la méthode de pénalité utilisée. Dès que le contact est détecté, un ressort fictif de très grande rigidité est ajouté entre les deux segments en contact pour éviter toute pénétration supplémentaire. Par conséquent, les deux segments en contact se séparent. Les forces de tension ne sont alors plus transmises entre les deux surfaces en contact et il n'y a pas génération de pression négative. La pression calculée, qui dépend des segments en contact, oscille au cours du temps.

✓ Le LCR est représenté par une couche d'éléments solides à faible module de cisaillement et une interface de glissement est ajoutée entre le crâne et le LCR et/ou entre le cerveau et le LCR [Al-Bsharat *et al.*, 1999 ; Zhang *et al.*, 2001 ; Horgan & Gilchrist, 2004]. Cette méthode de modélisation permet de mieux approximer les réponses expérimentales en terme de pressions intracrâniennes et de mouvement relatif obtenues dans les essais sur têtes de cadavres réalisés par [Nahum *et al.*, 1977] et [Hardy *et al.*, 2001]. Cependant, il ne permet pas de représenter la tension générée à l'interface par un fluide en cas de dépression. En effet, les codes de calcul en mécanique du solide ne permettent pas de simuler les propriétés mécaniques et thermodynamiques du LCR quand de faibles pressions négatives sont atteintes. Les fluides sont incapables de résister à une tension. Les pressions négatives inférieures à  $10^5$  Pa sont associées à l'initialisation de la vaporisation (formation de bulles). C'est le phénomène de cavitation qui a été observé dans les modèles physiques et les modèles d'animaux. Le mécanisme de contusion au contrecoup est supposé être une conséquence de la rupture de ces bulles. Pour permettre la simulation de l'initialisation des bulles et de leur coalition, un code basé sur la dynamique des fluides est nécessaire.

✓ Le LCR est modélisé par trois couches d'éléments solides à faible module de cisaillement, les nœuds externes étant rigidement liés au crâne, d'une part et, au cerveau, d'autre part [Horgan & Gilchrist, 2004]. Un algorithme de maillage adaptatif est utilisé au lieu d'une description purement lagrangienne pour éviter la dégénérescence du maillage EF. Cependant, les auteurs n'ont pas trouvé de différences notables par rapport au modèle avec interface de glissement dans l'étude de la réponse du modèle à un impact frontal et préconise des recherches supplémentaires. Notamment des problèmes de stabilité apparus avec la méthode ALE nécessitent de plus amples investigations.

Ainsi, l'utilisation d'éléments fluides, pour simuler le LCR, est préconisé pour modéliser correctement l'espace sous-arachnoïdien, les ventricules et l'interface crâne/cerveau [Zhou *et al.*, 1995 ; Miller *et al.*, 1998 ; Al-Bsharat *et al.*, 1999 ; Kleiven & Hardy, 2002].

Par ailleurs, la validation des modèles numériques de la tête humaine est souvent réalisée à partir d'essais sur cadavres. Or, ces résultats correspondent à une réponse globale de la tête. Il est donc difficile de découpler les divers phénomènes qui peuvent se produire et d'en distinguer les auteurs.

Par conséquent, il est difficile d'identifier l'origine des différences entre les résultats expérimentaux et numériques. La source de ces erreurs peut être due à la méthode expérimentale, aux hypothèses du modèle mathématique ou à la méthode numérique de résolution.

De ce fait, des modèles physiques simplifiés de la tête humaine sont souvent utilisés pour comprendre les phénomènes physiques associés à un mécanisme lésionnel donné. La description de ces modèles fait l'objet du paragraphe suivant.

## **2.4. Les modèles physiques**

Les modèles physiques ont longtemps été utilisés pour étudier les mécanismes lésionnels cérébraux chez les animaux et les humains. En effet, les modèles physiques de tête incluant des sous-structures anatomiques telles que le cerveau, les ventricules, la faux, la tente, *etc.*, fournissent des informations très intéressantes sur la réponse mécanique interne de la tête soumise à un chargement dynamique. Aujourd'hui, ils sont beaucoup utilisés pour améliorer les modélisations éléments finis de la tête humaine.

Une revue détaillée des modèles physiques existants est disponible dans les états de l'art de [Turquier, 1997] et [Horgan, 2005]. Seuls les essais qui ont été déterminants pour notre recherche sont détaillés ici.

### **2.4.1. Le modèle physique de [Turquier, 1997]**

Afin de mieux comprendre et de reproduire en éléments finis les phénomènes d'interaction entre le crâne (percé du trou occipital), le LCR et le cerveau en choc automobile, [Turquier, 1997] s'est intéressé à la réponse dynamique d'un modèle physique simplifié de la tête humaine soumis à une accélération linéaire.

Le modèle physique est constitué d'une enveloppe sphérique rigide (crâne), percée d'un trou (foramen magnum), contenant une sphère interne rigide (cerveau), avec une interface fluide entre les deux sphères (LCR). Le matériau utilisé pour les sphères est un Aluminium AU4G. Les dimensions des sphères et leur densité ont été établies de sorte à se rapprocher le plus possible de la réalité anatomique. Ainsi la sphère externe rigide a un rayon intérieur de 70 mm. Deux sphères internes rigides de rayon respectif 60 et 67 mm ont été développées permettant ainsi d'avoir deux épaisseurs de couche fluide (3 et 10 mm). Les densités des sphères intérieures sont fixées proche de 1.04 l (densité moyenne du cerveau) pour reproduire les effets d'inertie relatifs entre le LCR et le cerveau. Un trou percé dans la sphère externe selon un axe d'angle  $22.5^\circ$  par rapport à la vertical modélise le trou occipital. Enfin, le LCR est substitué par de l'eau distillée.

Le modèle est ensuite mis en translation pure par un système d'impact.

Plusieurs essais expérimentaux ont été réalisés en faisant varier les niveaux d'accélération, l'épaisseur de la couche fluide (3, 10 ou 70 (absence de sphère intérieure) mm), et la présence ou l'absence de trou dans la coque sphérique.

Les composantes des accélérations et la pression du fluide sont mesurées en plusieurs endroits.

L'auteur enregistre au cours de la phase d'accélération et pour toutes les configurations testées, un champ de pression asymétrique. Ainsi, l'amplitude de la surpression au niveau du coup est supérieure à l'amplitude de la dépression au niveau du contre-coup. Ce phénomène est qualifié de décalage en pression. Après avoir réalisé une étude paramétrique expérimentale et numérique, il attribue ce décalage en pression à deux phénomènes distincts. Pour la coque sphérique fermée, le décalage résulte de la déformation de la coque. Pour la coque ouverte, la présence du trou avec une faible impédance gouverne le phénomène. Des décalages similaires ont également été observés dans les essais sur cadavres réalisés par [Trosseille *et al.*, 1992] et [Nahum *et al.*, 1977]. Ce qui conduit l'auteur à considérer le trou occipital comme origine du phénomène.

Ainsi, il conclut que les conditions aux limites pour le LCR influent de manière significative sur la réponse du cerveau.

#### **2.4.2. Le modèle physique de [Ivarsson et al., 2000]**

Afin d'étudier le rôle joué par les ventricules dans la protection du cerveau durant une sollicitation angulaire de la tête, les auteurs ont développé deux modèles physiques

bidimensionnels de la tête humaine suivant une coupe para sagittale (Figure 2-2) : un modèle sophistiqué incluant des structures anatomiques et un modèle simplifié de forme cylindrique divisé en deux demi-cylindres. Ces modèles sont testés avec et sans ventricule et les déformations du cerveau à proximité des ventricules sont comparées.

Le modèle sophistiqué (Figure 2-2 (a)) est constitué d'un cylindre rigide en aluminium d'une hauteur de 100 mm et de rayon intérieur 98 mm. La géométrie interne inclut des structures anatomiques telles que la tente, le cervelet et la base du crâne. Le modèle simplifié (Figure 2-2 (b)) est un modèle semi-circulaire. Il est composé d'un cylindre en aluminium rigide d'une hauteur de 100 mm divisé en deux parties semi-circulaires par une plaque rigide. Chaque section a un rayon de 96 mm.

Pour le modèle sophistiqué, deux versions existent : avec et sans ventricule. Ces ventricules lorsqu'ils sont représentés sont matérialisés par des cavités elliptiques remplies de paraffine liquide (représentant le liquide céphalorachidien). Pour le modèle simplifié, l'une des sections contient un ventricule ; l'autre section est homogène. Ceci permet de tester les deux versions en même temps pour une même expérience. Chaque modèle est recouvert d'un plateau transparent.

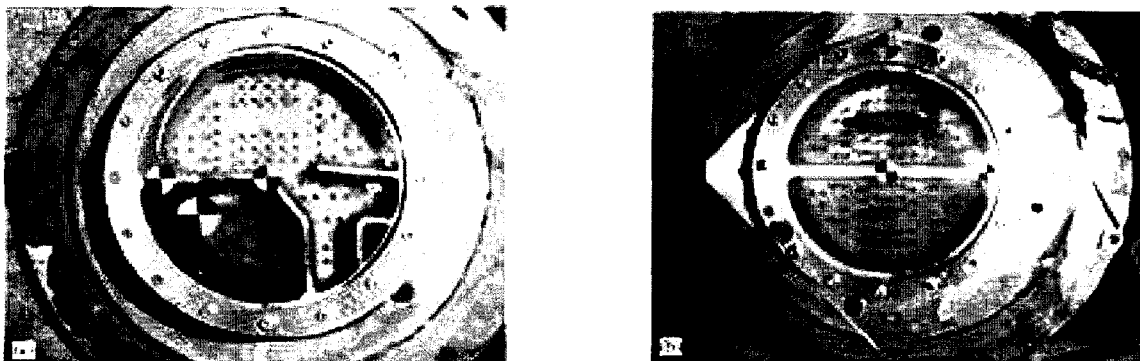


Figure 2-2 : Modèles physiques de [Ivarsson et al., 2000].

A gauche : modèle sophistiqué. A droite : modèle simplifié.

Un gel de silicone est utilisé comme matériau de substitution pour le cerveau. Une fine couche de paraffine liquide jouant le rôle du liquide céphalo-rachidien empêche le gel d'adhérer aux parois du modèle et autorise ainsi un mouvement relatif entre le cerveau et le crâne. Une couche de paraffine assure également une condition de glissement entre le couvercle et la surface supérieure du gel.

Des mirettes sont disposées dans le plan moyen du gel sous forme de grille.

Le modèle à tester est ensuite positionné sur une table de rotation mise en mouvement par un impact pendulaire (masse 22.2 kg, hauteur de lâché 1.6 m et vitesse d'impact 5.6 m/s). Ce dispositif permet de générer une accélération angulaire d'amplitude maximale 7600 rad/s<sup>2</sup> et de durée 6 ms. La rotation du modèle se fait dans le plan sagittal par rapport au centre de gravité de la tête. Le modèle est ensuite décéléré pendant 30 ms.

Un accéléromètre uni-axial est monté sur la table de rotation. Une caméra rapide de 1000 images par seconde assure l'enregistrement du déplacement des mires, placées dans le gel, au cours de la sollicitation.

L'auteur réalise cinq expérimentations avec le modèle sophistiqué pour chacune des deux versions (avec et sans ventricule) et deux tests avec le modèle simplifié. Pour le modèle sophistiqué, il considère la moyenne des résultats.

Les déformations en cisaillement et les déformations principales du gel sont calculées, à partir du déplacement des mires, par une méthode lagrangienne. L'auteur compare ensuite les valeurs maximales et moyennes des déformations principales et des déformations en cisaillement (la moyenne est effectuée sur une durée de 90 ms, temps qui s'écoule entre l'impact et le début de la décélération) pour les modèles avec et sans ventricule dans les zones inférieure et supérieure au ventricule.

Il obtient des résultats similaires pour le modèle simplifié et le modèle sophistiqué, et, observe une diminution considérable des déformations pour les modèles avec ventricule. Il met ainsi en évidence le rôle des ventricules dans la protection du cerveau lorsque la tête est soumise à une accélération angulaire.

Cependant, l'auteur soulève deux problèmes de modélisation dans ses modèles physiques de tête : l'interface entre le modèle de crâne humain et le gel substitut du cerveau, et, la rigidité de la tente du cervelet.

Certains auteurs préconisent un glissement parfait entre le crâne et le cerveau pour permettre un mouvement relatif entre les deux entités ; d'autres, au contraire, suggèrent une condition de non-glissement pour modéliser le mouvement restreint du cerveau dans la boîte crânienne dû à la présence d'irrégularités à la base du crâne (arêtes) et aux veines en pont reliant le crâne et le cerveau.

Dans cette étude, [Ivarsson *et al.*, 2000] maintient la paraffine (mélange de paraffine liquide et solide en rapport 5:1), substitut du LCR, dans un état plus visqueux que liquide. Le mouvement relatif est ainsi toujours possible mais est d'amplitude un peu moins élevée.

De même, des études ont montré que la tente est une membrane très déformable. Or elle est modélisée, dans le modèle sophistiqué, par une structure rigide ; ce qui réduit

considérablement le mouvement du cerveau. Mais l'auteur conclut que cette restriction sur le mouvement du cerveau est compensé par le fait que les arrêtes osseuses à la base du crâne et les veines en pont ne sont pas matérialisées et de ce fait conclut à une acceptabilité du modèle.

### **2.4.3. Le modèle physique de [Rungen, 2004]**

Un travail de recherche précurseur au notre a été réalisé par [Rungen, 2004].

Afin de mieux comprendre la cinématique du cerveau au cours d'une rotation rapide de la tête, [Rungen, 2004] a développé un modèle physique bidimensionnel de la tête humaine en coupe sagittale.

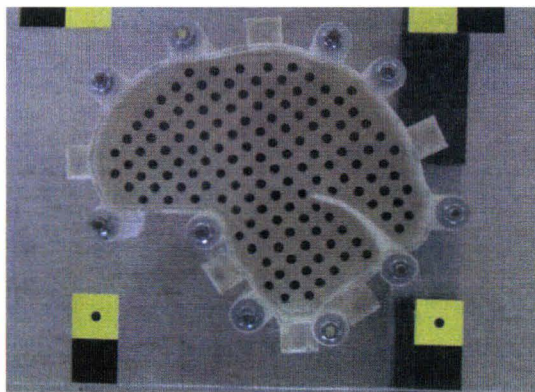


Figure 2-3 : Modèle physique de [Rungen, 2004].

Le contour intérieur du modèle physique reproduit exactement la géométrie du crâne humain. La géométrie du contour est issue du projet "Visible Human" [U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health (NIH), 2000]. Le modèle est réalisé par prototypage rapide en matière plastique ABS. Cervelet, tente, trou occipital et plateau de l'ethmoïde y sont fidèlement représentés. La hauteur du modèle est de 80 mm. Le cerveau est modélisé par un matériau de substitution de type gel de silicone.

Des mirettes sont disposées dans le plan moyen du gel. Le modèle est fermé par un couvercle transparent qui adhère complètement à la surface supérieure du gel. Le gel adhère également parfaitement aux parois du modèle. Le LCR n'y est pas modélisé. De ce fait, aucun mouvement relatif n'est possible entre le crâne et le cerveau.

Le modèle est sollicité en rotation pure dans le plan sagittal par rapport à un axe passant par le centre de gravité de la tête. Le modèle est fixé sur une table de rotation mise en mouvement par un impact pendulaire (masse de l'impacteur, 5 kg et vitesse d'impact variant de 5 à 25 km/h). Après une rotation de la tête d'environ 100°, le modèle est décéléré brutalement (butée en mousse). Ceci permet à l'auteur d'étudier deux cinématiques de choc.

La mise en rotation du modèle correspond à un choc frontal sur une voiture à l'arrêt où le corps, ainsi que la tête du conducteur, sont violemment projetés vers l'avant. L'arrêt brutal du modèle de tête correspond à un choc frontal d'une voiture en mouvement où la tête du conducteur vient heurter un obstacle (tableau de bord ou airbag).

Deux accéléromètres tri-axiaux sont fixés sur la table tournante. Une caméra rapide 1000 images par seconde permet le suivi des mires au cours de la sollicitation.

L'auteur réalise plusieurs essais en faisant varier la vitesse d'impact.

Pour identifier les zones du gel les plus sollicitées, l'auteur établit une cartographie de la cinématique intracrânienne à l'aide d'un logiciel de suivi de mires. Pour les zones les plus sollicitées, il calcule les déformations principales et les déformations en cisaillement à partir du déplacement des mires.

Ainsi, il met en évidence une forte sollicitation du gel en cisaillement et en traction à la jonction entre le cervelet et les hémisphères ainsi qu'une forte sollicitation en cisaillement de la matière au voisinage de la liaison entre le crâne et la partie centrale de l'hémisphère.

A partir de ces données expérimentales, l'auteur construit un modèle EF bidimensionnel de l'expérimentation dans le but de déterminer les paramètres viscoélastiques du gel de silicone. Puis, le modèle numérique est enrichi par l'intégration de sous-structures anatomiques telles que les poches ventriculaires et la couche de LCR pour étudier leurs influences sur la réponse de la matière cérébrale.

#### **2.4.4. Synthèse sur ces modèles physiques**

Ainsi, les études expérimentales avec modèle physique, lorsqu'elles sont menées en conjonction avec la simulation numérique, sont très enrichissantes car elles permettent d'améliorer les connaissances sur les mécanismes lésionnels cérébraux et permettent de valider des modèles éléments finis. Cependant, ces essais prennent rarement en compte l'interaction crâne/LCR/cerveau, soit parce qu'il n'existe pas d'interface entre le crâne et le cerveau dans le modèle physique [Rungen, 2004], soit parce que le cerveau n'est pas représenté ou est représenté par une sphère rigide [Turquier, 1997]. Dans le premier cas, les mouvements relatifs crâne/cerveau sont modifiés. Dans le dernier cas, les effets inertiels engendrés par les différentes densités entre le crâne, le LCR et le cerveau sont représentés mais le couplage fluide/structure entre un matériau déformable et le fluide n'est pas pris en compte.



## **2.5. Problématique de la thèse, objectifs et stratégie de recherche**

### **adoptée**

Les modèles éléments finis tridimensionnels de la tête humaine s'avèrent donc être des outils très puissants pour aider à comprendre les mécanismes lésionnels cérébraux et prédire les lésions cérébrales. Cependant, la réponse interne du cerveau est très sensible à la modélisation de l'interface crâne/cerveau. Or, les modèles numériques actuels présentent toujours des défaillances au niveau de la représentation du couplage crâne/LCR/cerveau. Ceci s'explique en partie par une connaissance insuffisante des phénomènes physiques associés à l'interaction crâne/LCR/cerveau. En effet, très peu de données expérimentales sont disponibles à ce sujet dans la littérature. C'est pourquoi dans cette thèse, nous avons choisi de nous intéresser à la modélisation de l'espace sous-arachnoïdien.

#### **2.5.1. Objectif de la thèse**

L'objectif de cette thèse vise à améliorer notre connaissance des phénomènes d'interaction fluide/structure qui existent à l'intérieur de la boîte crânienne entre le cerveau, le liquide céphalo-rachidien et l'os du crâne.

Pour cela, la stratégie adoptée dans cette recherche est la suivante :

- ✓ Mise en place d'un protocole expérimental isolant les phénomènes qui nous intéressent, à savoir ici, le couplage entre une structure déformable (cerveau/gel) et un fluide (LCR/eau) afin de mieux comprendre les phénomènes physiques associés à l'interaction entre le crâne, le LCR et le cerveau.
- ✓ Etude des différents algorithmes de couplage fluide/structure disponibles dans la littérature et mise en place d'une modélisation couplée fluide/structure pour la représentation éléments finis du modèle expérimental,
- ✓ Utilisation d'options de modélisation pour la représentation du LCR dans la modélisation EF de la tête humaine.

### **2.5.2. Organisation du mémoire**

La suite du rapport est organisée de la manière suivante :

- Le chapitre 3 contient la description du protocole expérimental mis en place pour étudier les phénomènes d'interaction fluide/structure qui régissent les mouvements du cerveau à l'intérieur de la boîte crânienne lors d'une sollicitation dynamique de la tête.
- Le chapitre 4 présente une revue complète des différents algorithmes de couplage fluide/structure disponibles dans la littérature et les résultats numériques de la modélisation couplée fluide/structure du modèle expérimental.
- Enfin, les conclusions de l'étude sont exposées au chapitre 5.

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**

[Al-Bsharat *et al.*, 1999] – AL-BSHARAT, A., HARDY, W.N., YANG, K.H., KHALIL, T.B., KING, A.I. & TASHMAN, S. Brain/skull relative displacement magnitude due to blunt head impact: new experimental data and model. Proceedings of the 43<sup>rd</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 99S C22, 1999, p.321-332.

[Allsop *et al.*, 1988] – ALLSOP, D.L., WARNER, C.Y., WILLE, M.G., SCHEIDER, D.C. & NAHUM, A.M. Facial Impact response. A comparison of the Hybrid III dummy and human cadaver. Proceedings of the 32<sup>nd</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 881719, 1988, p.369-393.

[Bradshaw *et al.*, 2001] – BRADSHAW, D.R.S., IVARSSON, J., MORFEY, C.L. & VIANO D.C. Simulation of acute subdural hematoma and diffuse axonal injury in coronal head impact. Journal of Biomechanics, 2001, vol. 34, p. 85-94.

[Brands, 2002] – BRANDS, D.W.A. Predicting brain mechanics during closed head impact: numerical and constitutive aspects. Ph.D. dissertation, Eindhoven University of Technology, 2002, 156 p.

[Brands *et al.*, 2004] – BRANDS, D.W.A., PETERS, G.W.M. & BOVENDEERD P.H.M. Design and numerical implementation of a 3D non-linear viscoelastic constitutive model for brain tissue during impact. Journal of Biomechanics, 2004, vol. 37, Issue 1, p. 127-134.

[Canaple , 2001] – CANAPLE, B. Contribution au développement d'un outil de simulation prédictif des lésions crânio-encéphaliques par reconstruction d'accidents de la circulation. Thèse de doctorat en génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2001, 168 p.

[Chamouard *et al.*, 1987] – CHAMOUARD, F., TROSSEILLE, X., PINCEMAILLE, Y. & TARRIERE, C. Methodological aspects of an experimental research on cerebral tolerance on the basis of boxers training fights. Proceedings of Stapp Car Crash Conference, 1987, p. 15-28.

[Claessens *et al.*, 1997] – CLAESSENS, M., SAUREN, F. & WISMANS, J. Modelling of the human head under impact conditions: a parametric study. Proceedings of the 41<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference, SAE Paper 973338, 1997, p. 315-328.

[Delille, 2002] – DELILLE, C. Contribution à l'identification de lois matérielles de l'os du crâne humain en quasi-statique à partir d'expérimentations et de simulations numériques. Thèse de doctorat en génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2002, 194 p.

[DiMasi *et al.*, 1995] – DIMASI, F., EPPINGER, R. & BANDAK, F. Computational analysis of head impact response under car crash loadings. Proceedings of the 39<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference, SAE Paper 952718, 1995.

[Ferner & Staubesand, 1985] – FERNER, H. & STAUBESAND, J. Atlas d'anatomie humaine : tête, cou, membre thoracique. Éditions médicales internationales, Paris, 1985.

[Gennarelli *et al.*, 1987] – GENNARELLI, T.A., THIBAUT, L.E., TOMEI, G., WISER, R., GRAHAM, D. & ADAMS, J. Directional dependence of axonal brain injury due to centroidal and non-centroidal acceleration. Proceedings of the 31<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference, SAE Paper 872197, 1987, p. 49-53.

[Gilchrist & O'Donoghue, 2000] – GILCHRIST, M.D. & O'DONOGHUE, D. Simulation of the development of frontal head impact injury. Computational Mechanics, 2000, vol. 26, p. 229-235.

[Gilchrist *et al.*, 2001] – GILCHRIST, M.D., O'DONOGHUE, D. & HORGAN, T.J. A two-dimensional analysis of the biomechanics of frontal and occipital head impact injuries. *International Journal of Crashworthiness*, 2001, vol. 6, no 2, p. 253-262.

[Gurdjian *et al.*, 1966] – GURDJIAN, E.S., ROBERTS, V.L. & THOMAS, L.M. Tolerance curves of acceleration and intracranial pressure and protective index in experimental head injury. *Journal of Trauma*, 1966, vol. 6, p. 600-604.

[Hardy *et al.*, 2001] – HARDY, W.N., FOSTER, C.D. & MASON, M.T. Investigation of head injury mechanisms using neutral density technology and high-speed biplanar X-Ray. *Stapp Car Crash Journal*, 2001, vol. 45, p. 337-368.

[Horgan, 2005] – HORGAN, T.J. – A finite element model of the human head for use in the study of pedestrian accidents, Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering And Architecture University College Dublin, 2005, 261 p.

[Horgan & Gilchrist, 2003] – HORGAN, T.J. & GILCHRIST, M.D. The creation of three-dimensional finite element models for simulating head impact biomechanics. *International Journal of Crashworthiness*, 2003, vol. 8, no 4, p. 353-366.

[Horgan & Gilchrist, 2004] – HORGAN, T.J. & GILCHRIST, M.D. Influence of finite element model variability in predicting brain motion and intracranial pressure changes in head impact simulations. *International Journal of Crashworthiness*, 2004, vol. 9, no 4, p. 401-418.

[Ivarsson *et al.*, 2000] – IVARSSON, J., VIANO D.C., LÖVSUND, P. & ALDMAN, B. Strain relief from the cerebral ventricles during head impact : experimental studies on natural protection of the brain. *Journal of Biomechanics*, 2000, vol. 33, p. 181-189.

[Kang *et al.*, 1997] – KANG, H.S., WILLINGER, R., DIAW, B.M. & CHINN B. Validation of a 3D anatomic human head model and replication of head impact in motorcycle accident by finite element modelling. Proceedings of the 41<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 97339, 1997, p.329-338.

[Kleiven & Hardy, 2002] – KLEIVEN, S. & HARDY, W.N. Correlation of a finite element model of the human head with local brain motion - Consequences for injury prediction. Stapp Car Crash Journal, 2002, vol. 46, p. 123-144.

[Kleiven & von Holst, 2002] – KLEIVEN S. & VON HOLST H. Consequences of head size following trauma to the human head. Journal of Biomechanics, 2002, vol. 35, p.153-160.

[McElhaney *et al.*, 1970] – McELHANEY, J.H., FOGLE, J.L., MELVIN, J.W., HAYNES, R.R., ROBERTS, V.L. & ALEM, N.M. Mechanical properties of cranial bone. Journal of Biomechanics, 1970, vol. 3, p.495-511.

[McGrath & Mills, 1984] – McGRATH, P. & MILLS, P. Atlas of sectional anatomy : head, neck and trunk. New York, 1984, 238 p.

[Margulies *et al.*, 1990] – MARGULIES, S.S., THIBAUT, L.E. & GENNARELLI, T.A. Physical model simulations of brain injury in the Primate. Journal of Biomechanics, 1990, vol. 23, p. 823-836.

[Melvin *et al.*, 1970] – MELVIN, J.W. *et al.* Development of a mechanical model of the human head - determination of tissue properties and synthetic substitute materials. Proceedings of the 14<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 700903, 1970.

[Mendis *et al.*, 1995] – MENDIS, K.K., STALNAKER, R.L. & ADVANI S.H. A constitutive relationship for large deformation finite element modeling of brain tissue. Journal of Biomechanical Engineering: Transactions of the ASME, 1995, vol. 117, p. 279-285.

[Miller *et al.*, 1998] – MILLER, R.T., MARGULIES, S.S., LEONI, M., NONAKA, M., CHEN, X., SMITH, D.H. & MEANEY, D.F. Finite element modelling approaches for predicting injury in an experimental model of severe diffuse axonal injury. Proceedings of the 42<sup>nd</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 983154, 1998, p. 155-167.

[Nahum *et al.*, 1977] – NAHUM, A.M., SMITH, R. & WARD, C.C. Intracranial pressure dynamics during head impact. Proceedings of the 21<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 770922, 1977, p. 339-366.

[Nyquist *et al.*, 1986] – NYQUIST, G.W., CAVANAUGH, J.M., GOLDBERG, S.J. & KING, A.I. Facial impact tolerance and response. Proceedings of the 30<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 861896, 1986, p. 369-393.

[Ommaya *et al.*, 1966] – OMMAYA, A.K., HIRSCH, A.E., FLAMM, E.S. & MAHONE, R.H. Cerebral concussion in the monkey: an experimental model. *Science*, 1966, vol. 153, p. 211-212.

[Pincemaille *et al.*, 1989] – PINCEMAILLE, Y., TROSSEILLE, X., MACK, P., TARRIERE, C., BRETON, F. & RENAULT, B. Some new data related to human tolerance obtained from volunteer boxers. Proceedings of Stapp Car Crash Conference, 1989, p. 177-190.

[Ruan *et al.*, 1993] – RUAN, J.S., KHALIL, T.B. & KING, A.I. Finite element modeling of direct head impact. Proceedings of the 37<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 933114, 1993.

[Rungen, 2004] – RUNGEN, P. Enrichissement des modèles physique et numérique de la tête en vue de mieux représenter la cinématique cérébrale lors d'un choc. Thèse de doctorat en génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2004, 102 p.

[Trosseille *et al.*, 1992] – TROSSEILLE, X., TARRIERE, C., LAVASTE, F., GUILLON, F. & DOMONT, A. Development of a finite element model of the human head according to a specific test protocol. Proceedings of the 35<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 922527, 1992, p.235-252.

[Turquier *et al.*, 1996] – TURQUIER, F., KANG, H.S., TROSSEILLE, X., WILLINGER, R., LAVASTE, F., TARRIERE, C. & DOMONT A. Validation study of a 3D finite element head model against experimental data. Proceedings of the 40<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference. SAE Paper 962431, 1996, p.283-294.

[Turquier, 1997] – TURQUIER, F. Contribution à la compréhension du comportement dynamique de la tête et à sa modélisation éléments finis en choc automobile. Thèse de doctorat en génie mécanique, Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers, 1997, 138 p.

[U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health (NIH), 2000] – U.S. National Library of Medicine, National Institutes of Health (NIH). Department of health and human services. Visible Human Database, 2000, [www.nlm.nih.gov/research/visible/visible\\_human.html](http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html)

[Willinger *et al.*, 1999] – WILLINGER, R., KANG, H.S. & DIAW B. Three-dimensional human head finite element model validation against two experimental impacts. Annals of biomedical Engineering, 1999, vol. 27, p. 403-410.

[Willinger *et al.*, 1995a] – WILLINGER, R., TALEB, L. & KOPP C.M. Modal and temporal analysis of head mathematical models. Journal of Neurotrauma, 1995, vol. 12, p. 743-754.

[Willinger *et al.*, 1995b] – WILLINGER, R., TALEB, L. & PRADOURA P. Head biomechanics: from the finite element model to the physical model. IRCOBI, 1995, p. 245-259.



[Wood, 1971] – WOOD, J.L. Dynamical response of human cranial bone. *Journal of Biomechanics*, 1971, vol. 4, p. 1-12.

[Zhang *et al.*, 2001] – ZHANG, L., YANG, K.H., DWARAMPUDI, R., OMORI, K., LI, T., CHANG, K., HARDY, W.N., KHALIL, T.B. & KING, A.I. Recent advances in brain injury research: a new human head model development and validation. *Stapp Car Crash Journal*, 2001, vol. 45, p. 369-394.

[Zhou *et al.*, 1995] – ZHOU, C., KHALIL, B. & KING A.I. A new model comparing impact responses of homogeneous and inhomogeneous human brain. *Proceedings of the 39<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conference*. SAE Paper 952714, 1995, p. 2999-3015.

### **3. ÉTUDE EXPÉRIMENTALE SUR L'INTERACTION**

#### **CRÂNE/LCR/CERVEAU**

Ce chapitre présente une étude expérimentale réalisée pour mieux comprendre les phénomènes d'interaction crâne/LCR/cerveau lors d'une sollicitation angulaire de la tête.

#### **3.1. Introduction**

Nous avons développé un modèle physique ayant une géométrie simple, faisant intervenir des matériaux dont les lois de comportement sont connues, avec des conditions aux limites maîtrisées, afin d'isoler le phénomène qui nous intéresse, à savoir, le couplage entre un fluide (le LCR) et une structure déformable (le cerveau), ainsi qu'un dispositif expérimental capable de générer des accélérations angulaires dans le modèle physique sans impact direct.

Dans un premier temps, nous allons décrire les principaux aspects du dispositif expérimental (modèle physique, sollicitation et conditions initiales, mesures et chaîne d'acquisition) en justifiant chacune des hypothèses retenues. Puis, les résultats des différentes campagnes d'essais et leurs analyses seront présentés.

#### **3.2. Description du montage expérimental**

L'accélération angulaire joue un rôle primordial dans les mécanismes lésionnels cérébraux. En effet, elle induit des déplacements relatifs importants entre le cerveau et le crâne, engendrant ainsi des lésions cérébrales sévères. Pour cette raison, une rotation est imposée au modèle physique.

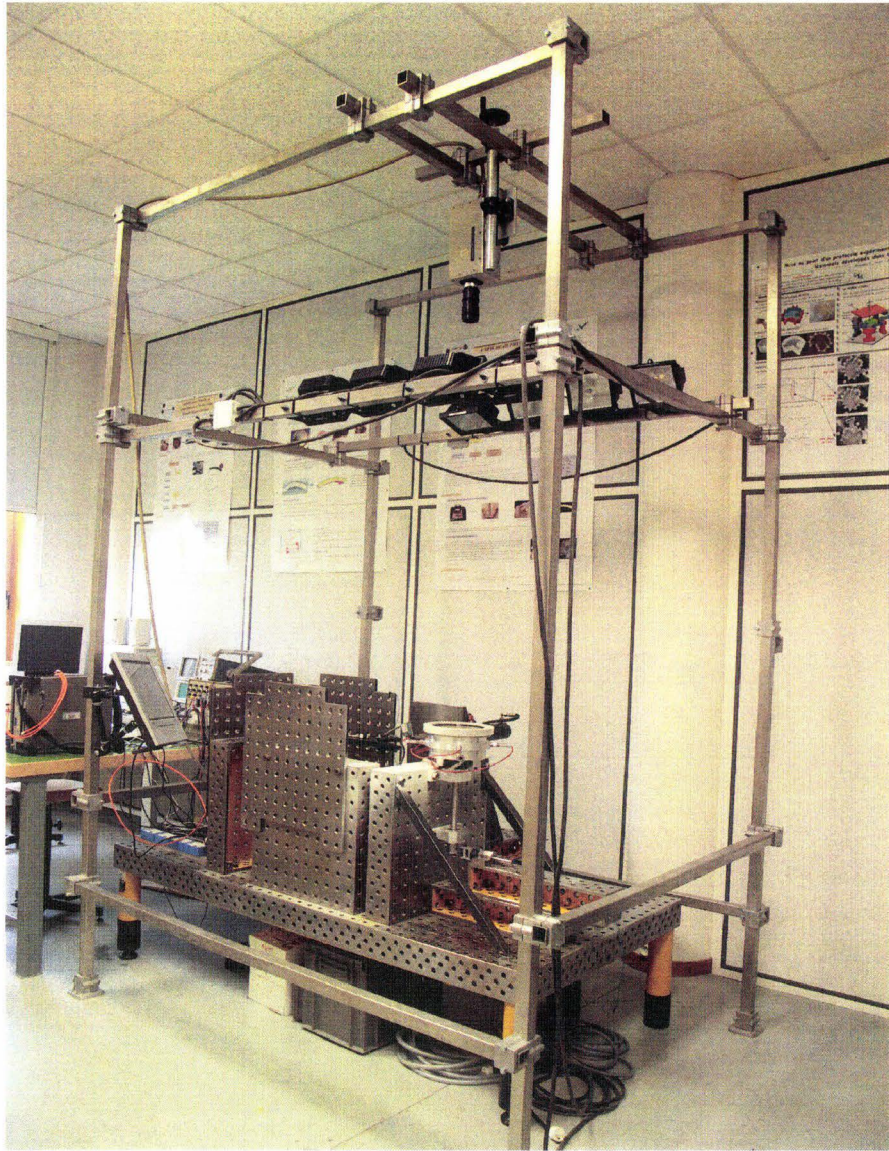


Figure 3-1 : Dispositif expérimental.

Le montage expérimental, présenté en Figure 3-1, peut être divisé en trois parties : le modèle physique, le dispositif de chargement et les systèmes de mesure et d'acquisition.

### **3.2.1. Le modèle physique**

Le modèle physique est constitué d'une cuve cylindrique rigide (aluminium), contenant un cylindre déformable (matériau viscoélastique) avec ou non une couche de fluide entre les deux cylindres (eau) (Figure 3-2).



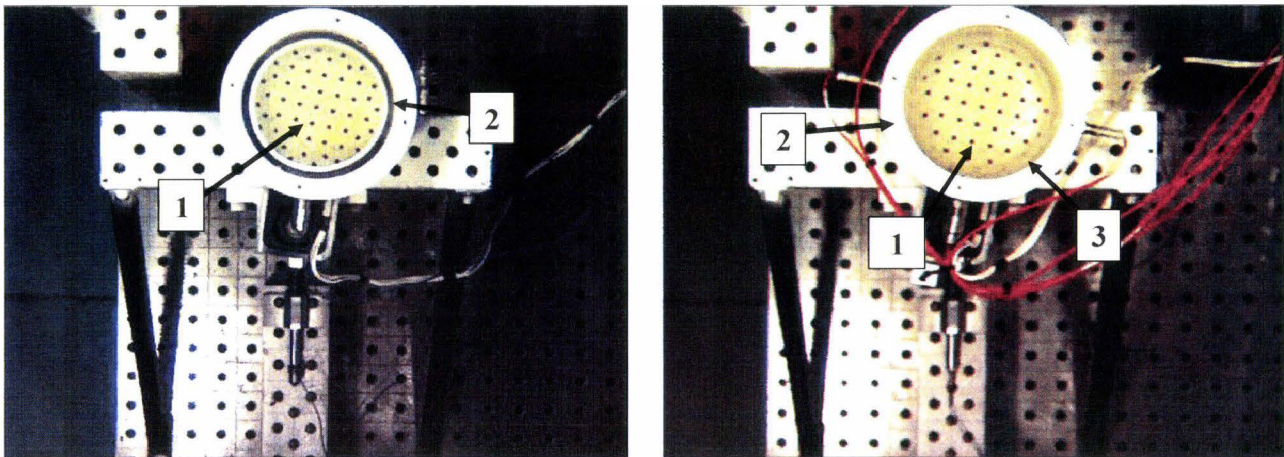


Figure 3-2 : Modèle physique sans eau (gauche) et modèle physique avec eau (droite).  
 1 : gel + mires. 2 : cuve en aluminium. 3 : couche d'eau.

La cuve rigide en aluminium a un diamètre intérieur de 180 mm, ce qui correspond approximativement à la taille moyenne d'une tête humaine réelle, et une hauteur de 75 mm. L'épaisseur des parois latérales est égale à 5 mm (épaisseur moyenne de l'os crânien). La coque est percée de 5 trous dont 4 pour recevoir des capteurs de pressions et un pour introduire de l'eau dans le modèle.

Le cylindre déformable est un cylindre de silicone, de diamètre extérieur 150 mm et de hauteur 75 mm, disposé au centre de la cuve en Aluminium. Le gel de silicone utilisé est de type Dow Corning Sylgard 527. Il est constitué de deux composants (527 A et 527 B) mélangés dans un rapport 1:1. Ce type de gel a souvent été utilisé comme substitut de la matière cérébrale dans de nombreuses études incluant des modèles physiques de cerveau [Margulies et al., 1985 ; Margulies et al., 1990 ; Meaney & Thibault, 1990 ; Meaney, 1991 ; Brands, 2002 ; Ivarsson et al., 2000 ; Rungen, 2004], car son comportement est comparable à celui du cerveau humain pour des chargements en compression et en cisaillement [Brands, 2002]. Sa masse volumique est égale à  $970 \text{ kg/m}^3$ . De plus, la transparence de ce gel permet d'utiliser des techniques de mesures optiques pour le calcul des déformations du gel (mires et suivi de mires par caméra rapide).

Dans la version « avec eau » du modèle, une couche de fluide, d'une épaisseur de 15 mm, jouant le rôle du LCR, empêche le gel d'adhérer aux parois latérales du modèle et autorise ainsi un mouvement relatif entre le gel et les parois verticales de la cuve. L'épaisseur du fluide est conditionnée par des contraintes expérimentales, liées à la texture collante du gel. En effet, afin d'éviter toute adhérence du gel aux parois verticales du modèle lors de la

mise en mouvement de la cuve, nous avons décidé de prendre une épaisseur de fluide plus importante que l'épaisseur réelle de la couche de LCR qui est d'environ 3 mm.

Dans la version « sans eau », le gel adhère parfaitement aux parois du modèle. De ce fait, aucun mouvement relatif n'est possible entre le gel et la cuve en aluminium.

Le modèle est fermé par un couvercle transparent en plexiglas pour permettre le suivi des mires qui seront placées à l'intérieur du gel.

Dans les deux configurations, le gel adhère parfaitement au fond du modèle et au couvercle.

Une bague fileté en aluminium permet de serrer le couvercle en plexiglas sur la cuve en aluminium. Un joint torique, entre le couvercle de plexis et la bague de serrage, assure l'étanchéité du modèle. Enfin, un système de purge permet de retirer l'air présent dans l'eau avant de réaliser les essais.

La comparaison des réponses du modèle avec eau et sans eau, en terme de déformations dans le gel et de déplacements relatifs du gel par rapport aux parois verticales de la cuve permettra de mettre en évidence le couplage fluide/structure.

### **3.2.2. Le système de mise en rotation**

Nous avons choisi de solliciter le modèle physique en rotation. Pour ce faire, un banc d'essai, capable de générer des accélérations angulaires de forte amplitude à l'intérieur du modèle physique, a été développé. La mise en mouvement par choc pendulaire comporte certains inconvénients comme l'excitation de toutes les fréquences et la récupération de pics de résonance dans les signaux de mesure. De ce fait, nous avons opté pour une mise en mouvement du modèle sans impact. Son principe est basé sur la mise en rotation du modèle physique grâce à une barre de torsion. Le montage expérimental est subdivisé en quatre parties (Figure 3-3) : le bâti (0), le dispositif (1) supportant le modèle cylindrique (2), la barre de torsion (3) et le vérin (4). Ces parties du montage sont découplées les unes des autres.

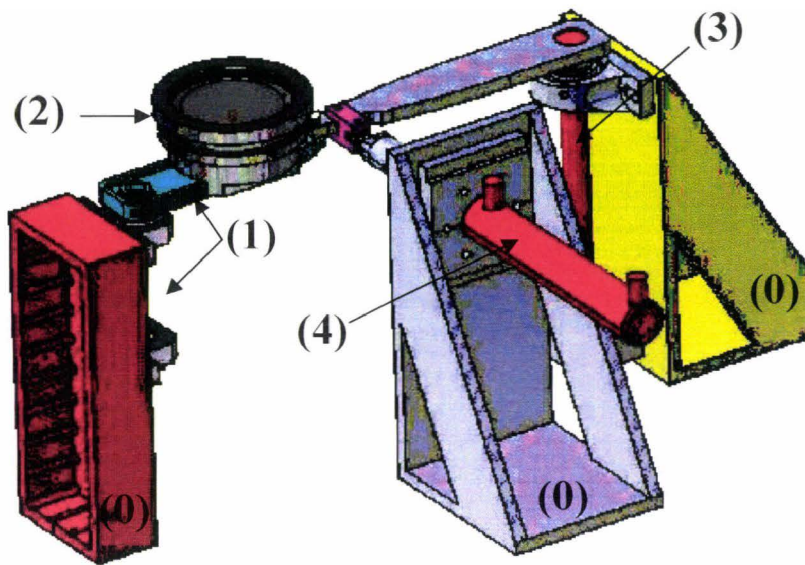


Figure 3-3 : Vue d'ensemble du banc d'essai. 0 : bâti. 1 : bras support du modèle. 2 : modèle physique. 3 : barre de torsion. 4 : vérin rapide.

Les différents éléments du dispositif expérimental seront discutés dans l'ordre suivant : la partie supportant le modèle cylindrique, la barre de torsion et le vérin.

#### 3.2.2.1. *Partie supportant le modèle physique*

La rotation du modèle physique se fait dans le plan horizontal.

Le modèle physique (1) est positionné sur un bras (2) (Figure 3-4). Un système de glissière (2) permet de faire varier la position du modèle par rapport à l'axe de rotation. Ainsi, il est possible de solliciter le modèle par rapport à son axe de révolution ou par rapport à un axe décentré, parallèle à celui-ci.

Une liaison pivot (3) assure la libre rotation du système constitué du bras support et du modèle cylindrique  $\{(1) + (2)\}$ .

Un système de butée (4) permet de décélérer le modèle après une rotation de  $110^\circ$  de celui-ci.



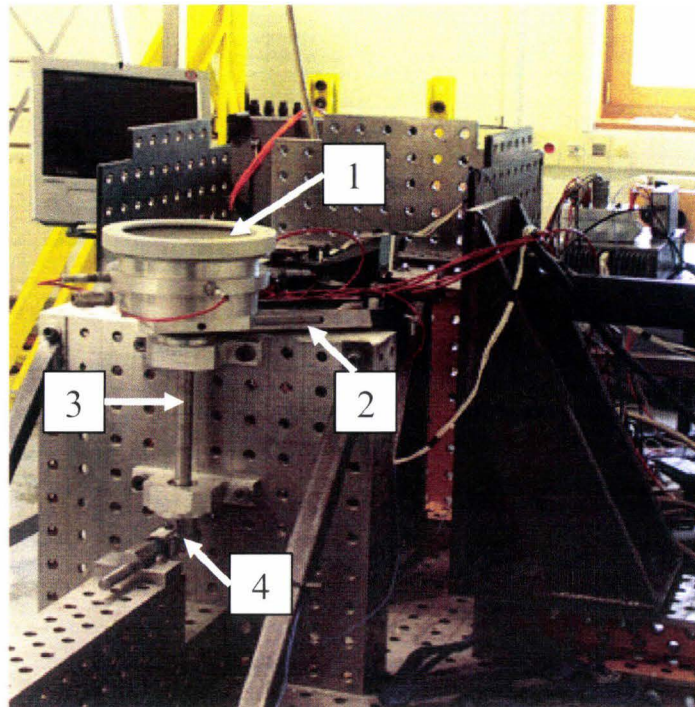


Figure 3-4 : Partie du dispositif expérimental supportant le modèle physique. 1 : modèle physique. 2 : bras support du modèle. 3 : pivot. 4 : système de butée.

La mise en mouvement du modèle se fait sans impact, grâce à une barre de torsion, analogue à un système de barre de Hopkinson.

#### 3.2.2.2. La barre de torsion

Une barre de torsion est utilisée pour transmettre le mouvement au modèle physique (Figure 3-5 (d)).

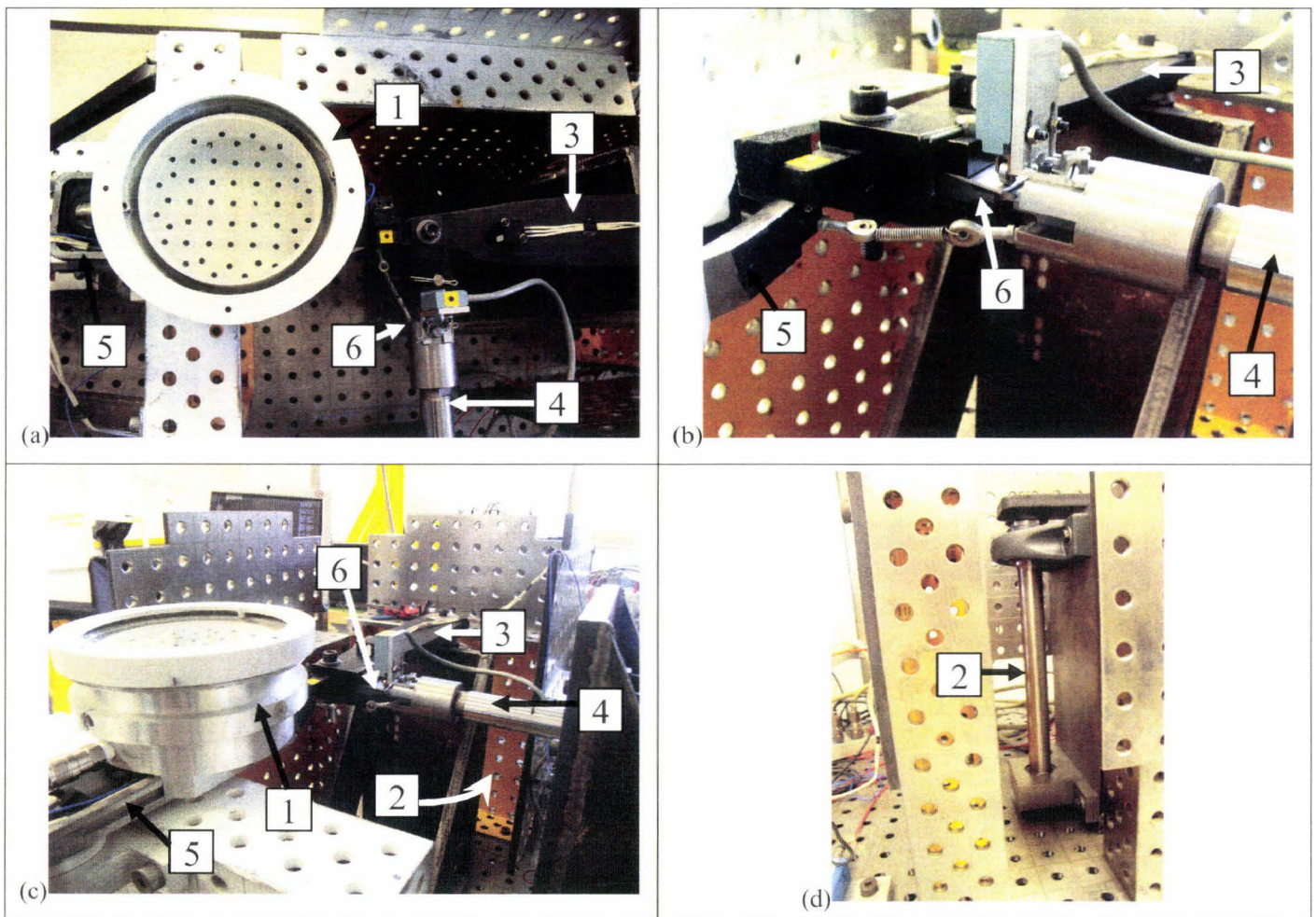


Figure 3-5 : Dispositif de mise en rotation : (a) : vue de dessus ; (b) : éprouvette fusible ; (c) : vue latérale ; (d) : barre de torsion. 1 : modèle physique. 2 : barre de torsion. 3 : bras de mise en torsion de la barre. 4 : vérin. 5 : bras supportant le modèle. 6 : éprouvette fusible.

La barre de torsion est constituée d'une barre d'acier 35NCD16 (2) encastée à une extrémité et reliée à un bras rigide (3) à l'autre extrémité. Pour atteindre les niveaux d'accélération souhaités, l'arbre de torsion doit être capable d'emmagasiner suffisamment d'énergie potentielle, sans plastifier et avec des dimensions (longueur de barre et section) raisonnables. C'est pourquoi un acier 35NCD16, possédant une résistance élastique élevée ( $Re = 800 \text{ MPa}$ ), a été sélectionné. Enfin, un vérin hydraulique (4) vient exercer un moment de torsion sur la barre par le biais du bras de levier (3).

### 3.2.2.3. *Le vérin*

Un vérin hydraulique (Figure 3-6) vient assurer la mise en torsion de l'arbre en acier.



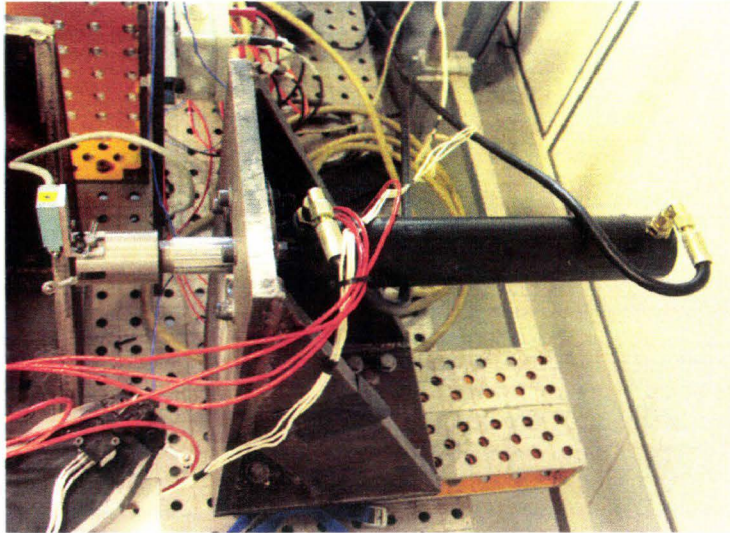


Figure 3-6 : Vérin hydraulique.

Une éprouvette (6) assure la liaison entre l'extrémité du vérin (4) et le bras rigide (3) fixé sur la barre de torsion (Figure 3-5).

Cette éprouvette est sollicitée en traction. Elle est dimensionnée de sorte à casser lorsque l'énergie potentielle emmagasinée dans la barre, nécessaire pour atteindre les niveaux d'accélération souhaités, est atteinte. Par la suite, nous parlerons d'éprouvette fusible. Le matériau utilisé pour cette éprouvette est de la fonte FGL250. Le choix de ce matériau est justifié par sa rupture fragile. En effet, si l'éprouvette plastifie avant de casser, il y a relâchement du bras de mise en torsion et dissipation d'une partie de l'énergie emmagasinée.

Le bras (5) supportant le modèle est en contact permanent avec le bras de levier (3) jusqu'à ce que l'éprouvette casse. Lorsqu'il y a rupture de l'éprouvette, le bras de mise en torsion reprend sa configuration d'équilibre. Lors du retour à sa position initiale, le bras de levier (3) entraîne le bras (5) supportant le modèle physique. Celui-ci poursuit alors sa rotation sur  $110^\circ$  puis est freiné et stoppé à environ  $350^\circ$  par un système de butée. L'énergie potentielle emmagasinée dans la barre de torsion est transmise au modèle, de manière quasi-instantanée, sous forme d'énergie cinétique.

Il est à noter que les différentes parties du montage ont fait l'objet d'un pré dimensionnement numérique sous le logiciel de calcul éléments finis Ansys. Enfin, les éprouvettes fusibles sont toutes tirées du même lot et testées sur machine de traction avant les essais.

Ainsi, en jouant sur le dimensionnement des éprouvettes fusibles, il a été possible avec ce montage, de solliciter le modèle avec des accélérations angulaires allant de 2000 à  $10000 \text{ rad/s}^2$ .

### 3.2.3. Les moyens de mesure

Nous nous intéressons à la mesure des déplacements relatifs entre le gel et les parois verticales de la cuve en aluminium, ainsi que des pressions au sein du fluide. Par conséquent, les déformations du gel, l'angle de rotation et la vitesse angulaire du modèle, et les déplacements relatifs du gel par rapport au modèle sont calculés grâce à une méthode de suivi de mires. L'accélération du modèle est mesurée à partir d'un accéléromètre tri-axes fixé sur le modèle. Enfin, la pression dans le fluide est relevée à différents endroits, tout au long de l'expérimentation, grâce à des capteurs de pression. Les caractéristiques des différents moyens de mesure utilisés sont données ci-dessous.

#### 3.2.3.1. Les accéléromètres

Les accélérations du modèle sont enregistrées grâce à un accéléromètre (5) triaxial piézoélectrique Entran, conçu pour une plage de mesure de 0 à 5000 m/s<sup>2</sup>, et fixé sur le bras rigidement lié au modèle cylindrique (Figure 3-7).

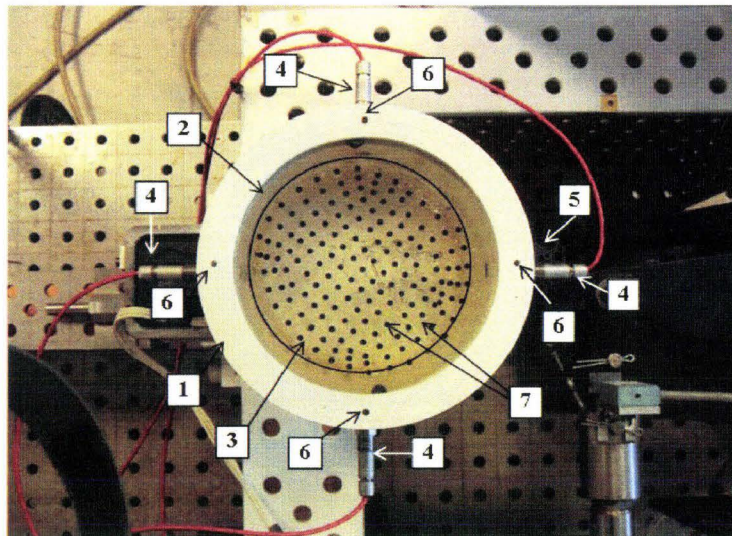


Figure 3-7 : Modèle cylindrique. 1 : cuve en aluminium. 2 : couche de fluide. 3 : gel de silicone. 4 : capteurs de pression. 5 : Accéléromètre. 6 : mires fixées sur le modèle. 7 : mires placées dans le gel.

#### 3.2.3.2. Les capteurs de pression

L'historique de la pression dans la couche de fluide est obtenue à partir de la mesure de quatre capteurs de pression (4) (Figure 3-7) placés aux quatre pôles du modèle (Nord, Sud, Est et Ouest). Ces capteurs sont des capteurs piézoélectriques de marque Kistler et de type 4043A5, conçus pour une plage de mesure de 0 à 5.10<sup>5</sup> Pa. Les capteurs sont placés de sorte à

être affleurant à la surface interne du modèle pour éviter toute perturbation de l'écoulement et fournissent une pression absolue.

Les données issues des capteurs de pression et de l'accéléromètre sont post-traitées grâce au système d'acquisition de données "Vision" (Gould-Nicolet system) en utilisant une fréquence d'échantillonnage de 10 kHz.

#### 3.2.3.3. *Les mires*

La déformation du gel et la cinématique du modèle cylindrique sont déterminées à partir d'une méthode de suivi de mires. Des pastilles de papier noir, de 4 mm de diamètre, sont disposées dans le plan moyen horizontal du gel (7) ainsi que sur le contour du modèle cylindrique (6) (Figure 3-7). Les mires sont disposées dans le gel sous forme de quadrillage. L'espace entre le centre de deux mires est à peu près égal à 10 mm. Ces mires ont une influence négligeable sur le comportement du gel. La position des mires est enregistrée grâce à une caméra rapide (Kodak Ektrapro ES Motion Analyser) haute résolution (512x384 pixels) ayant une fréquence d'acquisition de 1000 images/seconde.

Les images obtenues sont post-traitées grâce à un logiciel de suivi de mires (TRACK EYE MOTION ANALYSIS<sup>®</sup>).

La rotation et la vitesse angulaire du modèle, en fonction du temps, sont déterminées à partir de la position des mires fixées sur le modèle. Pour cela, les coordonnées du centre de rotation sont d'abord déterminées. La trajectoire des mires fixées sur le modèle est un cercle ou une partie d'un cercle. Pour déterminer le centre du cercle (centre de rotation), il suffit de prendre l'intersection des médiatrices de deux cordes de ce cercle. De ce fait, les positions initiale et finale de chaque mire du modèle sont d'abord repérées. Puis, les médiatrices des segments de droite reliant la position initiale et la position finale de chaque mire du modèle sont déterminées. Ces droites doivent être concourantes en un point correspondant au centre de rotation du modèle. Ainsi, le centre de rotation est calculé pour chaque couple de mires fixées sur le modèle. La valeur moyenne est choisie comme position du centre de rotation.

A partir de celui-ci et de la position des mires du modèle, l'angle de rotation et la vitesse angulaire du modèle en fonction du temps peuvent être déterminés. L'incrément de l'angle de rotation est calculé à chaque pas de temps en évaluant l'angle orienté entre deux vecteurs unitaires portés par la droite passant par le centre de rotation et la position de la mire à l'instant  $t$ , d'une part, et la droite passant par le centre de rotation et la position de la mire à l'instant  $t + dt$ , d'autre part.



Puis, les déplacements des mires du gel, par rapport aux parois verticales de la cuve en aluminium, sont calculés en éliminant le mouvement de corps rigide du modèle des données relatives aux mires du gel.

Enfin, les déformations principales minimales et maximales du gel ainsi que les déformations en cisaillement sont calculées par une méthode similaire à celle employée par [Rungen, 2004] et [Ivarsson et al., 2000] et détaillée ci-dessous.

Considérons trois points A1, A2 et A3, non alignés, dans la configuration de référence à  $t = t_0$ , et, dans une configuration arbitraire  $t$  (Figure 3-8). La mire centrale A2 est la mire pour laquelle les déformations sont calculées.

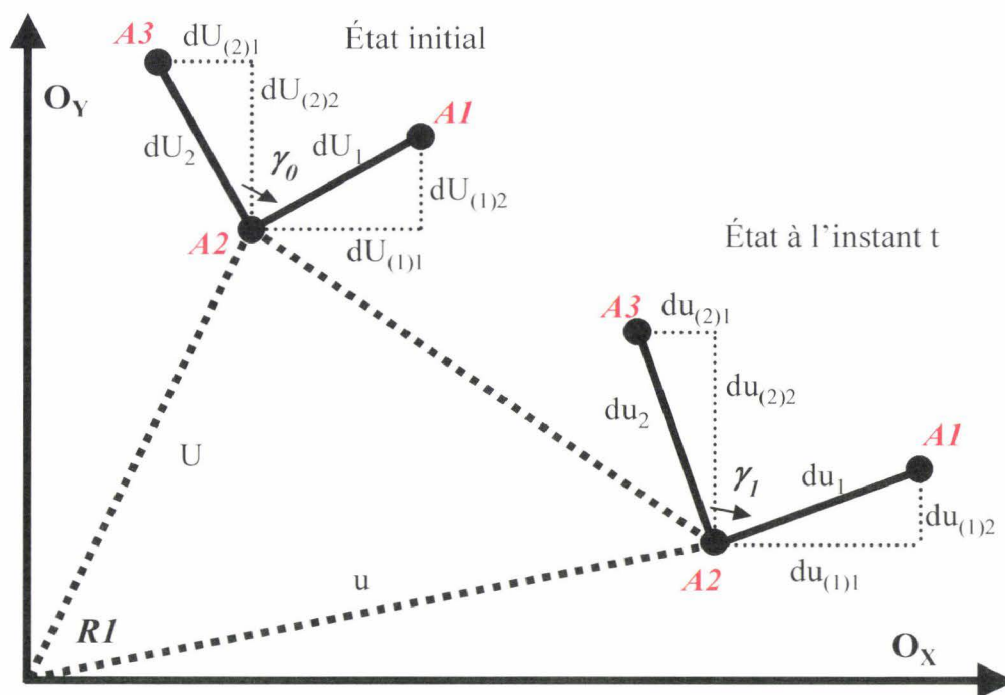


Figure 3-8 : Représentation mathématique du mouvement d'un bi-axe « A2A1/A2A3 » de l'état initial à un état intermédiaire.

Notons :

- $dU_1 = \begin{bmatrix} dU_{(1)1} \\ dU_{(1)2} \end{bmatrix}$  le vecteur connectant les mires A1 et A2 dans la configuration

initiale de référence,

- $dU_2 = \begin{bmatrix} dU_{(2)1} \\ dU_{(2)2} \end{bmatrix}$  le vecteur connectant les mires A1 et A3 dans la configuration

initiale de référence,

- $du_1 = \begin{bmatrix} du_{(1)1} \\ du_{(1)2} \end{bmatrix}$  le vecteur connectant les mires A1 et A2 dans la configuration arbitraire considérée,

- et  $du_2 = \begin{bmatrix} du_{(2)1} \\ du_{(2)2} \end{bmatrix}$  le vecteur connectant les mires A1 et A3 dans la configuration arbitraire considérée.

Nous avons la relation suivante :

$$du_1 = \overline{\overline{F}} dU_1 \quad (3.1)$$

Où  $\overline{\overline{F}}$  est le tenseur gradient de la déformation.  $\overline{\overline{F}}$  décrit la transformation d'une particule matérielle de l'état de référence à l'état déformé et inclut, non seulement, la déformation réelle du matériau, mais aussi les mouvements de corps rigide.

De même, nous avons :

$$du_2 = \overline{\overline{F}} dU_2 \quad (3.2)$$

En notant  $\overline{\overline{F}} = \begin{bmatrix} F_{11} & F_{12} \\ F_{21} & F_{22} \end{bmatrix}$  et en explicitant les relations (3.1) et (3.2), nous obtenons :

$$\begin{bmatrix} du_{(1)1} \\ du_{(1)2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{11} & F_{12} \\ F_{21} & F_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} dU_{(1)1} \\ dU_{(1)2} \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$$\begin{bmatrix} du_{(2)1} \\ du_{(2)2} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{11} & F_{12} \\ F_{21} & F_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} dU_{(2)1} \\ dU_{(2)2} \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Ou encore :

$$\begin{cases} du_{(1)1} = F_{11}dU_{(1)1} + F_{12}dU_{(1)2} \\ du_{(1)2} = F_{21}dU_{(1)1} + F_{22}dU_{(1)2} \end{cases} \quad (3.5)$$

$$\quad \quad \quad (3.6)$$

$$\begin{cases} du_{(2)1} = F_{11}dU_{(2)1} + F_{12}dU_{(2)2} \\ du_{(2)2} = F_{21}dU_{(2)1} + F_{22}dU_{(2)2} \end{cases} \quad (3.7)$$

$$\quad \quad \quad (3.8)$$

Pour déterminer  $F_{11}$ ,  $F_{12}$ ,  $F_{21}$  et  $F_{22}$ , il suffit alors de résoudre les équations (3.5), (3.6), (3.7) et (3.8).

Après calculs, nous obtenons :

$$F_{11} = \frac{du_{(1)1}dU_{(2)2} - du_{(2)1}dU_{(1)2}}{dU_{(1)1}dU_{(2)2} - dU_{(2)1}dU_{(1)2}} \quad (3.9)$$

$$F_{12} = \frac{du_{(1)1}dU_{(2)1} - du_{(2)1}dU_{(1)1}}{dU_{(1)2}dU_{(2)1} - dU_{(2)2}dU_{(1)1}} \quad (3.10)$$

$$F_{21} = \frac{du_{(2)2}dU_{(1)2} - du_{(1)2}dU_{(2)2}}{dU_{(1)2}dU_{(2)1} - dU_{(2)2}dU_{(1)1}} \quad (3.11)$$

$$F_{22} = \frac{du_{(2)2}dU_{(1)1} - du_{(1)2}dU_{(2)1}}{dU_{(1)1}dU_{(2)2} - dU_{(2)1}dU_{(1)2}} \quad (3.12)$$

Ainsi, nous avons déterminé le tenseur gradient de la déformation au point A2.

Le tenseur des déformations de Green-Lagrange  $\bar{\bar{L}}$  est alors défini à partir de  $\bar{\bar{F}}$  par la relation :

$$\bar{\bar{L}} = \frac{1}{2} \left( \bar{\bar{F}}^T \bar{\bar{F}} - \bar{\bar{I}} \right) \quad (3.13)$$

Le tenseur des déformations de Green-lagrange décrit la déformation à l'instant t par rapport à la configuration initiale à l'instant  $t_0$ .  $\bar{\bar{L}}$  est un tenseur euclidien réel symétrique. Il possède des valeurs propres réelles et des vecteurs propres perpendiculaires entre eux. Les vecteurs propres représentent les directions principales de déformation. Les valeurs propres correspondent aux déformations principales minimale et maximale le long des lignes matérielles passant par le point central A2.

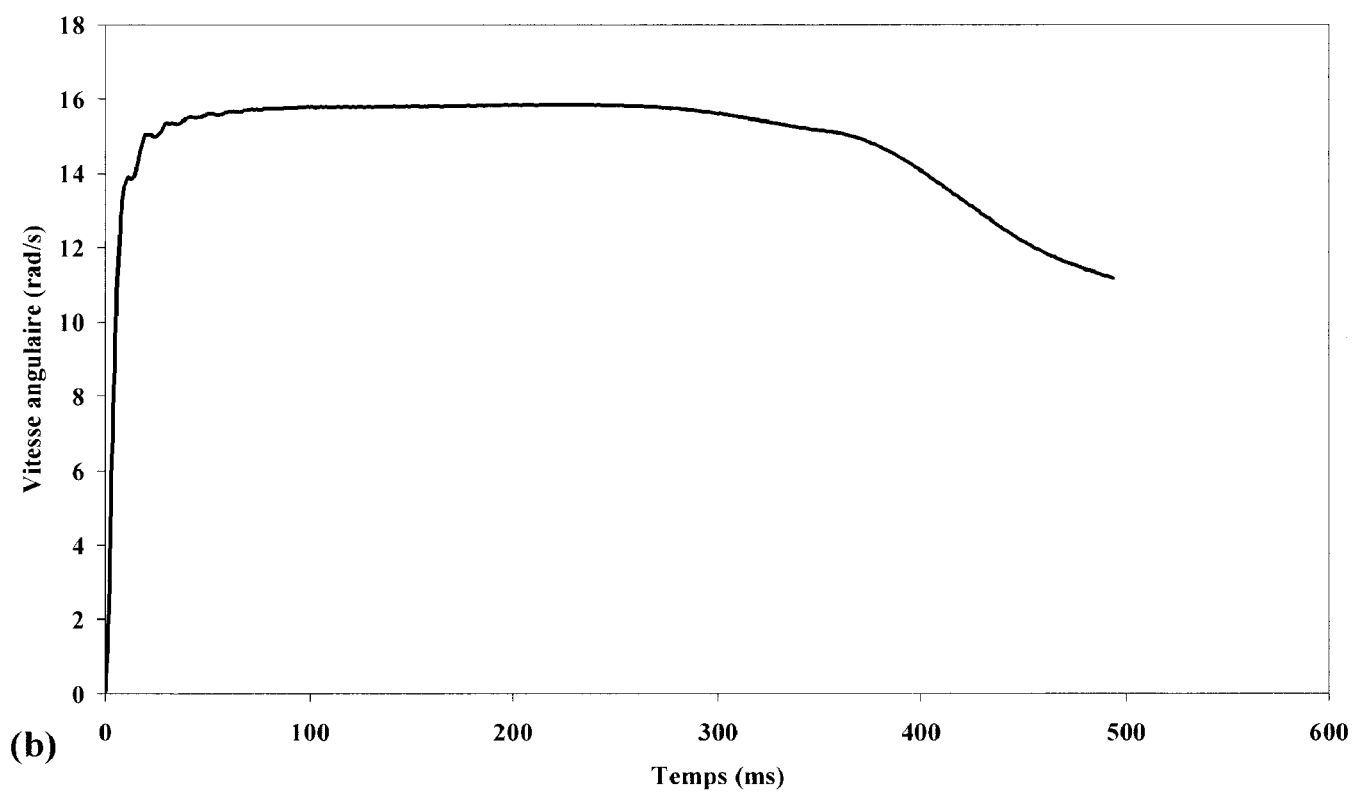
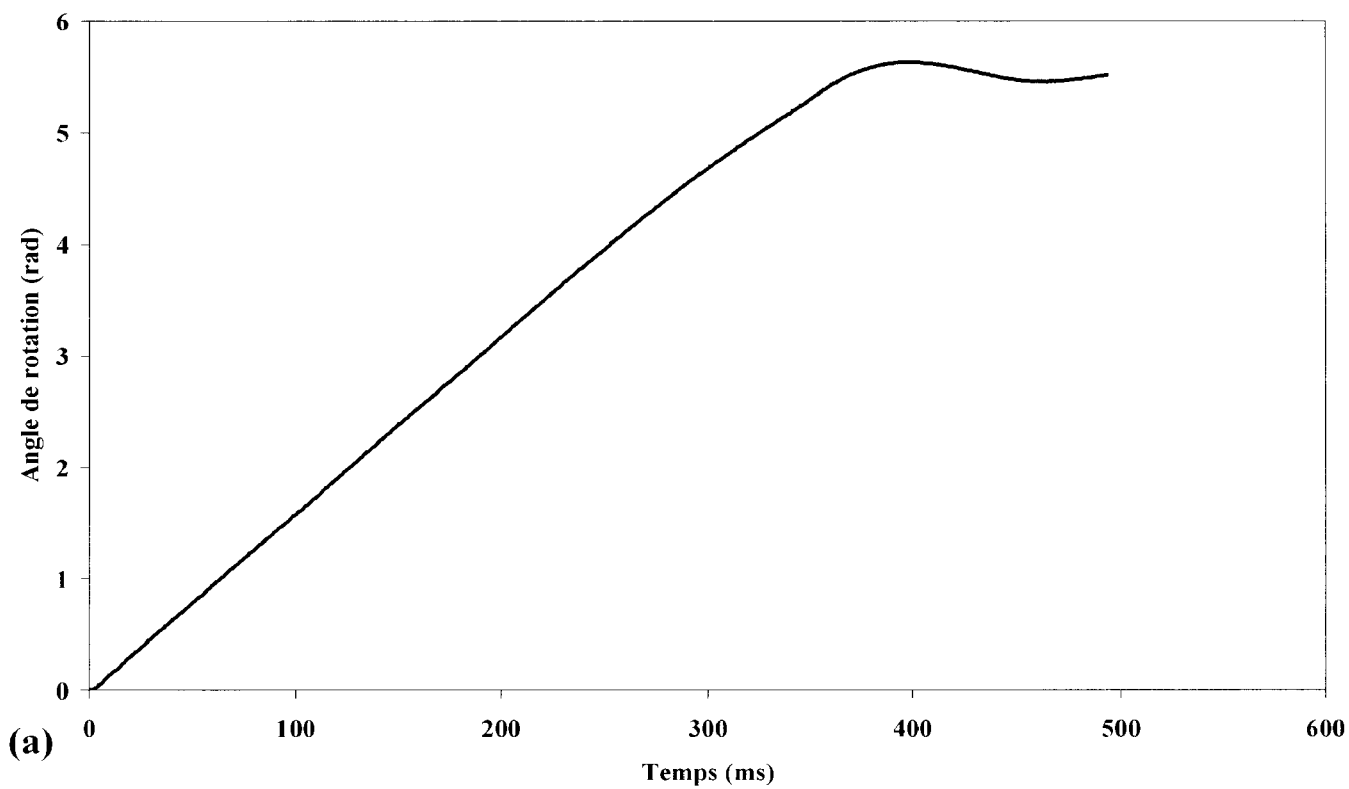
Enfin, la variation de l'angle  $\gamma$  entre les deux vecteurs  $dU_1$  et  $dU_2$ , connectant les mires A2 et A1, et, les mires A2 et A3, respectivement, est exprimée par :

$$\gamma = \arcsin\left(\frac{2L_{12}}{\sqrt{1+2L_{11}}\sqrt{1+2L_{22}}}\right) \quad (3.14)$$

Où  $L_{11}$ ,  $L_{12}$ ,  $L_{21}$  et  $L_{22}$  sont les éléments de  $\overline{\overline{L}}$ . Cette variation d'angle  $\gamma$  au point A2 donne la valeur du cisaillement de la matière au voisinage de la zone.

### **3.3. Présentation des résultats**

La rotation se fait dans le plan horizontal, par rapport à un axe excentré, parallèle à l'axe de révolution du modèle. La distance entre l'axe de rotation et l'axe de révolution de la cuve est choisie arbitrairement égale à 165 mm. Huit essais ont été réalisés avec le modèle avec eau et cinq essais avec le modèle sans eau, pour des gammes de vitesses allant de 15 à 23 rad/s. Quatre des 13 essais ont été sélectionnés pour comparer les réponses des modèles avec et sans eau, pour des sollicitations angulaires d'amplitude différente. Le cas 1 correspond à deux essais, l'un réalisé avec le « modèle avec eau », l'autre avec le « modèle sans eau », pour une vitesse angulaire de 15.7 rad/s et une accélération angulaire d'environ 2000 rad/s<sup>2</sup> (Figure 3-9). Le cas 2 fait intervenir des vitesses angulaires de l'ordre de 19 rad/s, et, des accélérations angulaires d'environ 10 000 rad/s<sup>2</sup> (Figure 3-10).





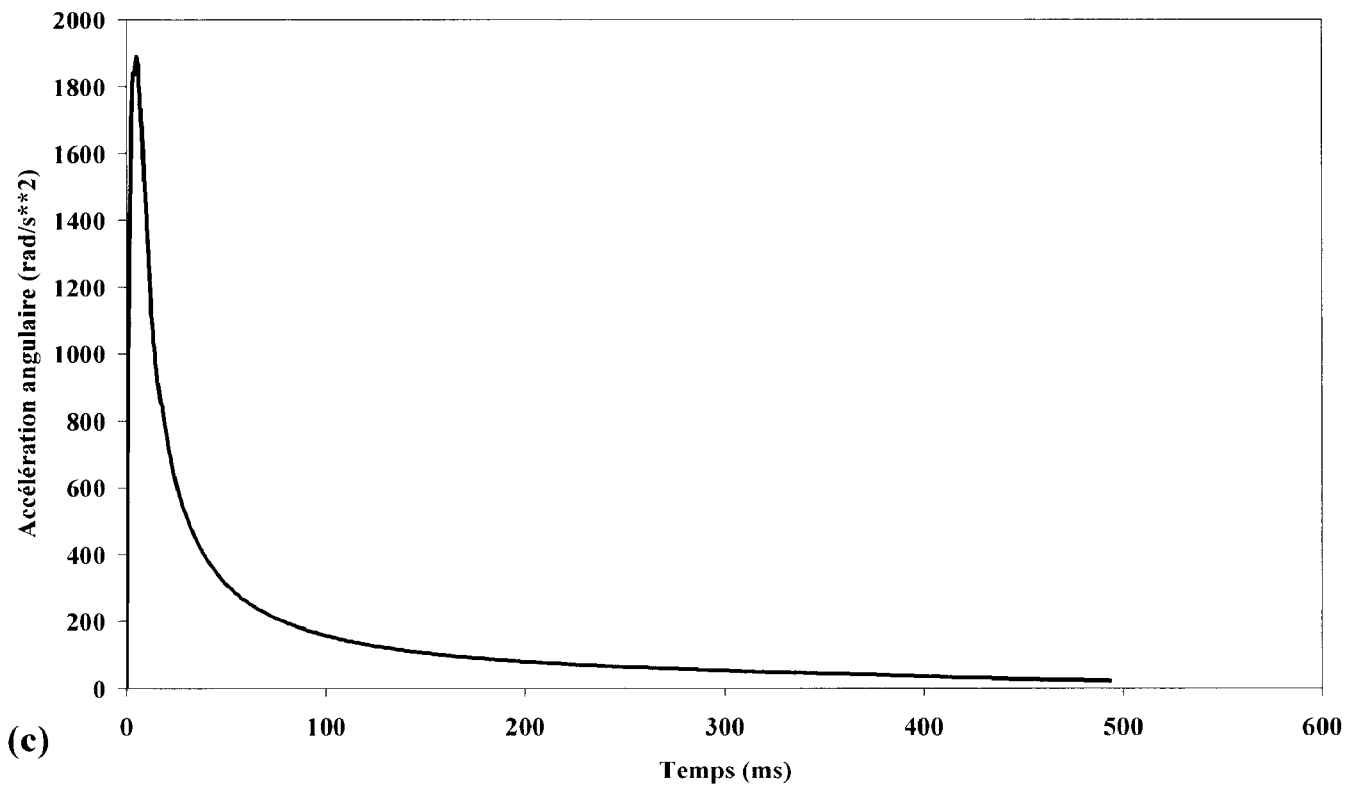
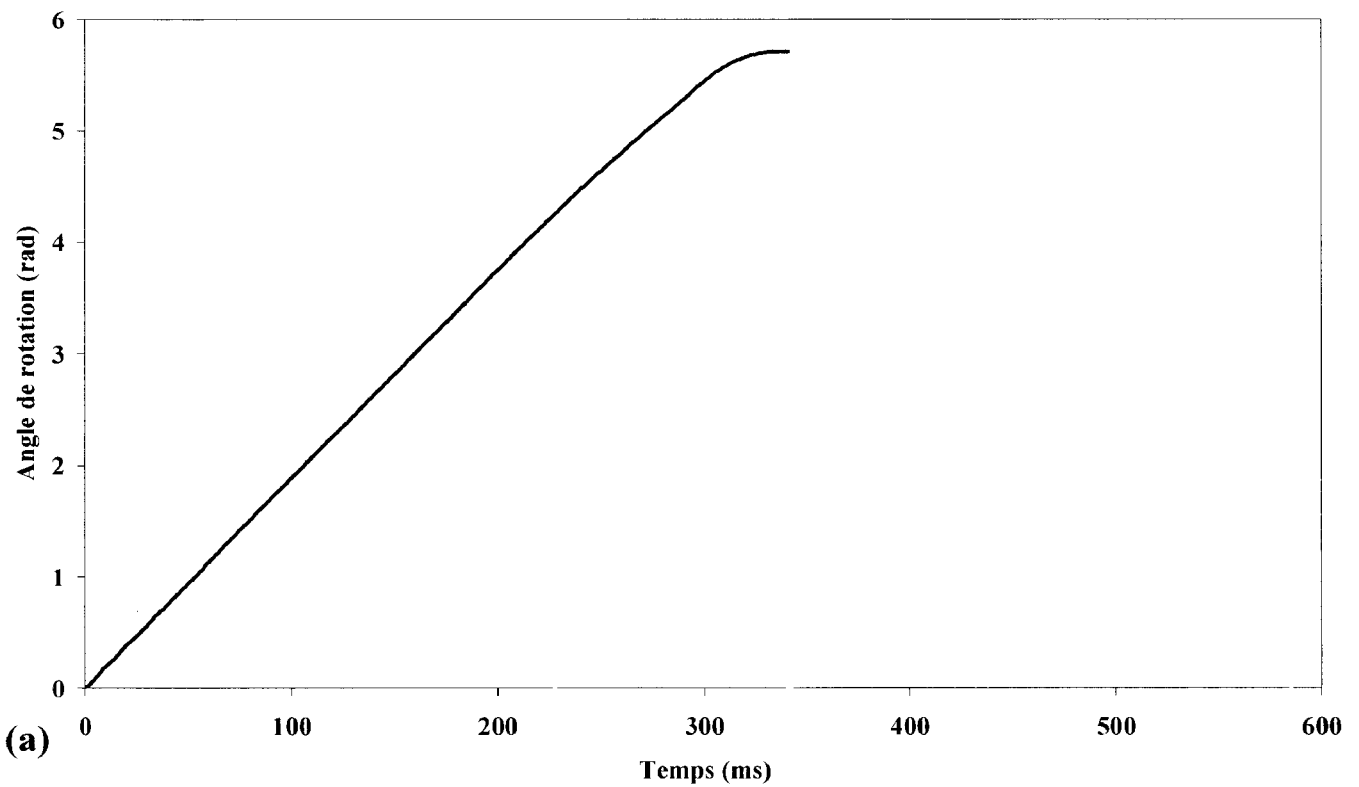


Figure 3-9 : Angle de rotation (a), vitesse angulaire (b), accélération angulaire (c) pour le modèle avec et sans eau pour le cas de chargement 1 (accélération angulaire moyenne d'environ 2000 rad /s<sup>2</sup>).



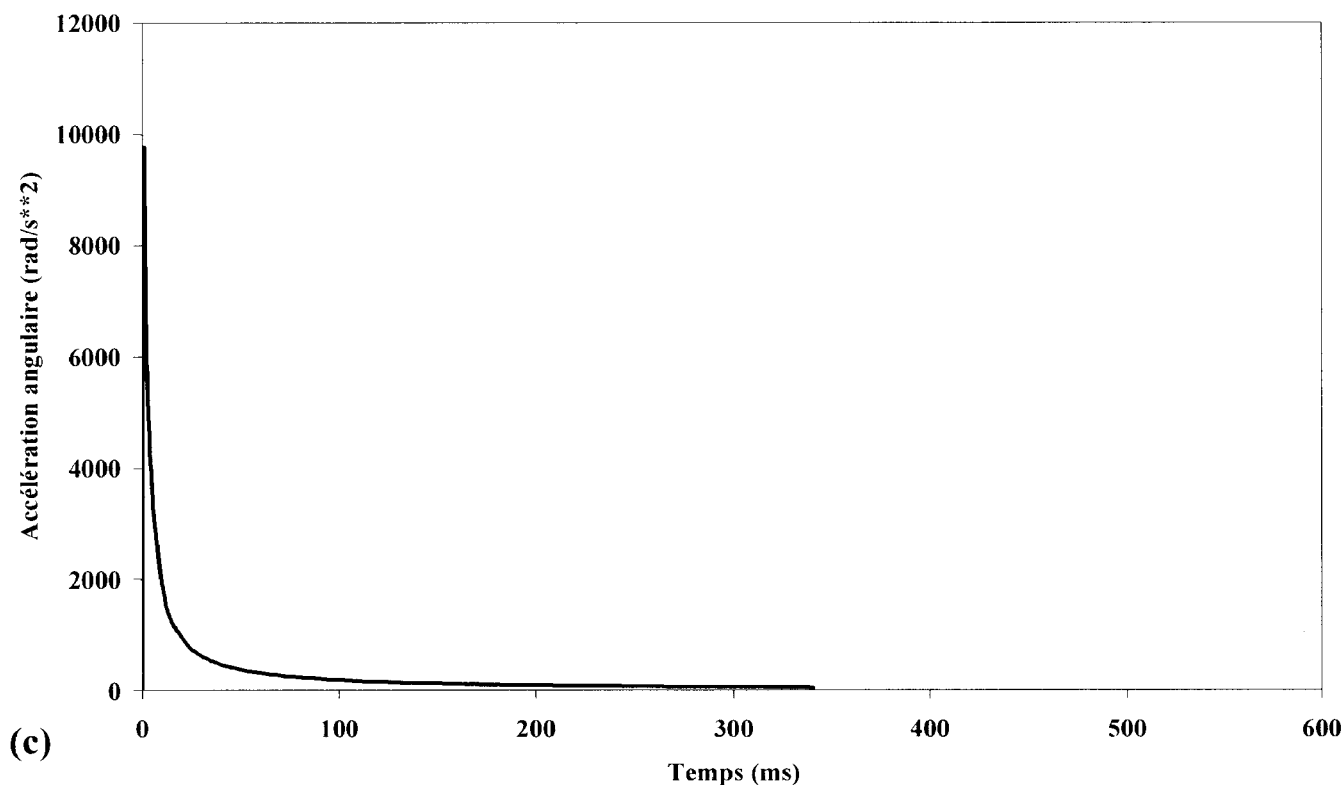
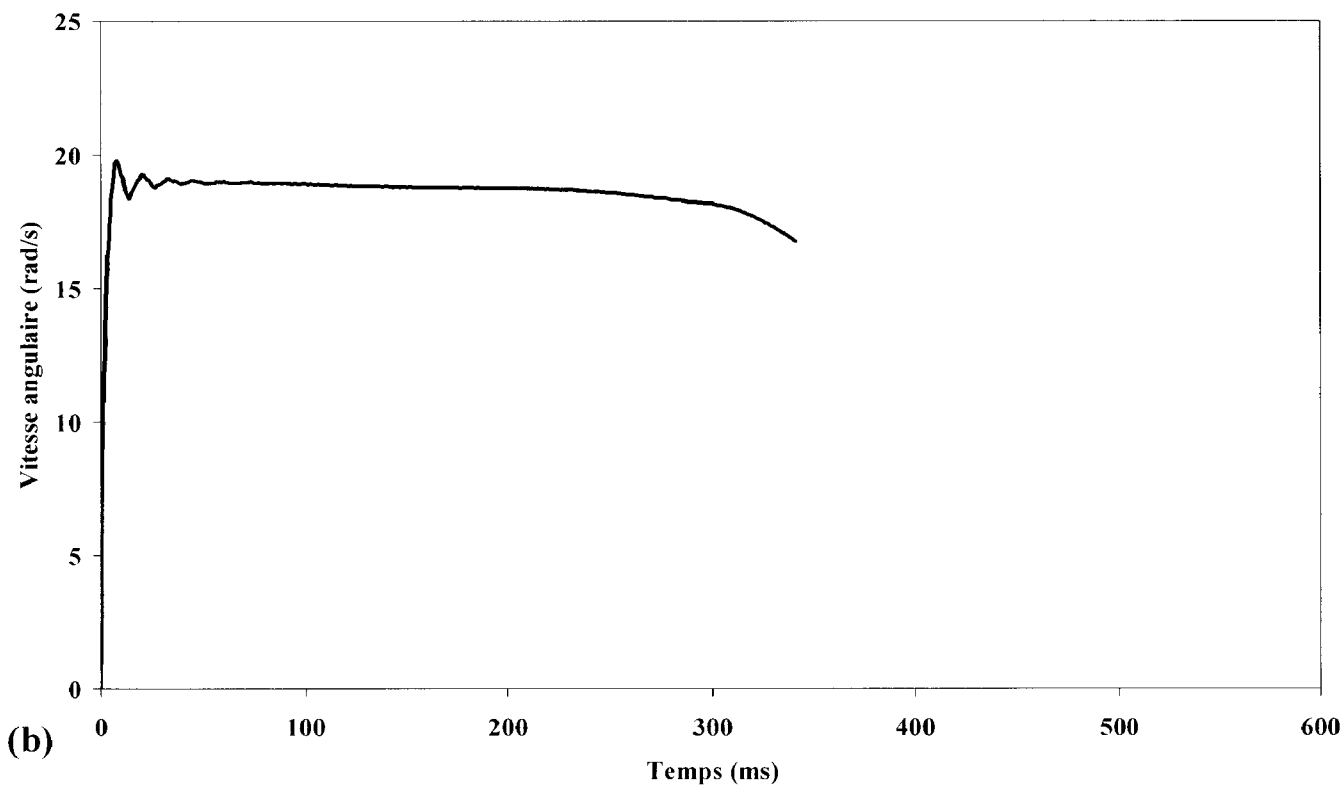


Figure 3-10 : Angle de rotation (a), vitesse angulaire (b), accélération angulaire (c) pour le modèle avec et sans eau pour le cas de chargement 2 (accélération angulaire moyenne d'environ 10000 rad /s<sup>2</sup>).

Dans les deux cas, la première phase du chargement correspond à la mise en rotation du modèle (phase d'accélération). Lorsque le modèle a fait une rotation d'environ  $110^\circ$ , il est freiné doucement (phase de décélération). Au bout de  $350^\circ$ , le modèle est stoppé brutalement (arrêt). Seule la première phase du chargement (phase d'accélération) sera étudiée ici.

### 3.3.1. Déplacements et déformations : comparaison des modèles avec et sans eau

Pour faciliter la discussion des résultats, chaque mire du gel est numérotée (Figure 3-11).

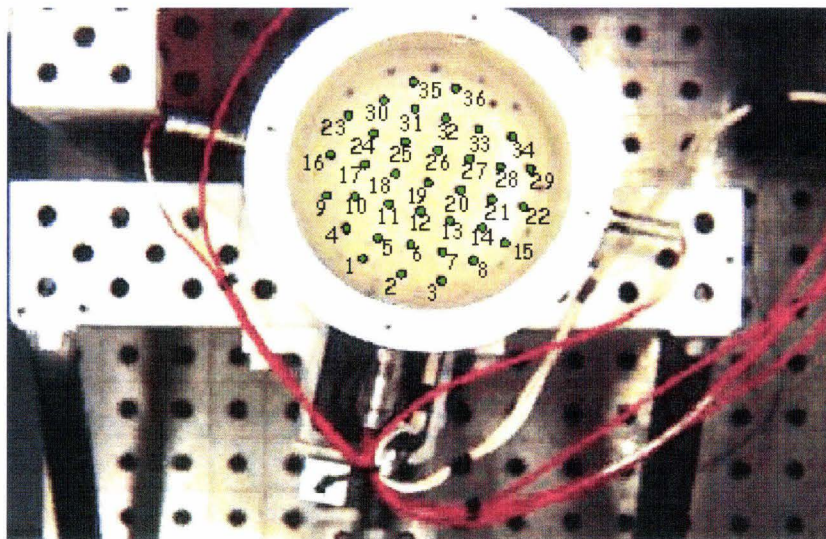


Figure 3-11 : Numérotation des mires pour la comparaison des déplacements et des déformations du gel du modèle avec et sans eau.

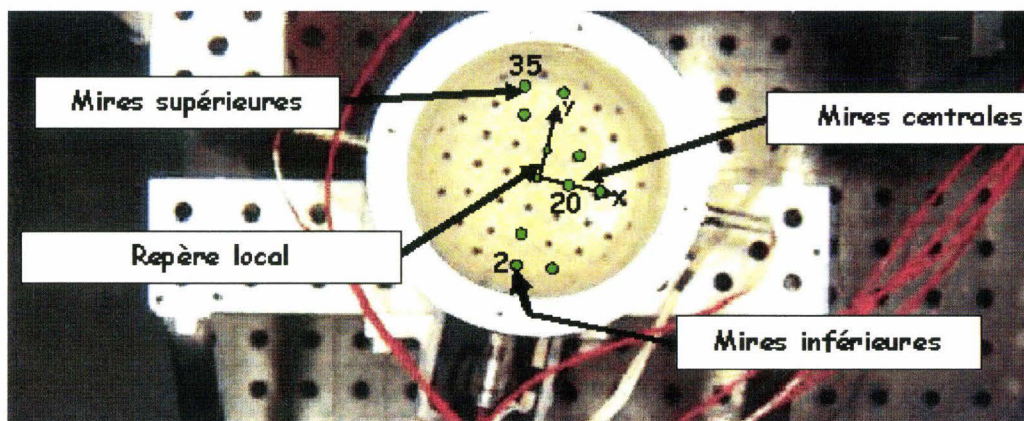


Figure 3-12 : Repère local et mires supérieure (mire 35), centrale (mire 20) et inférieure (mire 2) pour l'étude des déplacements et des déformations.

Afin de quantifier l'influence des conditions aux limites du gel (avec ou sans eau) sur sa réponse mécanique, nous avons calculé le déplacement de chaque mire, comme la norme des déplacements suivant x et y, dans le repère local lié au modèle tournant (Figure 3-12). Le Tableau 3-1 présente les valeurs maximales de ces déplacements relatifs pour le cas 1 (accélération angulaire d'environ  $2000 \text{ rad/s}^2$ ) et le cas 2 (accélération angulaire d'environ  $10000 \text{ rad/s}^2$ ) respectivement. L'influence de la couche de fluide est quantifiée dans la colonne intitulée « comp (%) ». En effet, cette colonne donne, en pourcentage, l'augmentation ou la réduction de l'amplitude du déplacement relatif du modèle avec eau par rapport à celle du modèle sans eau. Ainsi, nous observons que les déplacements relatifs sont plus importants pour le modèle avec eau que pour le modèle sans eau en périphérie du gel (mires 1, 2, 3, 8, 15, 22, 29, 34, 36, 35, 30, 23, 16, 9 et 4 données dans le sens trigonométrique). En revanche, les déplacements relatifs sont plus importants à l'intérieur du gel pour le modèle sans eau que pour le modèle avec eau. Dans les deux versions du modèle (avec et sans eau), les déplacements sont plus faibles au centre, ce qui semble cohérent car il y a diminution de l'influence des conditions aux limites.

Déplacement maximal (mm)	Modèle 1 (2000 rad/s**2)			Modèle 2 (10000 rad/s**2)		
	Avec eau	Sans eau	Comp. (%)	Avec eau	Sans eau	comp. (%)
Mire 1	11,14	7,86	<b>29,48</b>	12,55	8,59	<b>31,55</b>
Mire 2	10,47	8,71	<b>16,74</b>	11,89	9,47	<b>20,32</b>
Mire 3	10,56	8,02	<b>24,03</b>	11,98	8,82	<b>26,40</b>
Mire 4	10,39	9,24	<b>11,12</b>	11,99	10,14	<b>15,39</b>
Mire 5	8,57	9,59	<b>-10,59</b>	9,30	11,22	<b>-17,08</b>
Mire 6	7,14	9,36	<b>-23,79</b>	8,23	10,77	<b>-23,61</b>
Mire 7	7,82	9,61	<b>-18,62</b>	8,94	11,27	<b>-20,69</b>
Mire 8	9,76	9,25	<b>5,19</b>	11,37	9,90	<b>12,94</b>
Mire 9	11,70	8,00	<b>31,66</b>	13,35	7,81	<b>41,49</b>
Mire 10	8,33	9,73	<b>-14,33</b>	9,97	11,22	<b>-11,18</b>
Mire 11	5,21	7,49	<b>-30,45</b>	6,10	8,74	<b>-30,19</b>
Mire 12	4,09	6,28	<b>-34,85</b>	4,15	7,34	<b>-43,40</b>
Mire 13	5,11	7,49	<b>-31,73</b>	5,63	8,66	<b>-34,95</b>
Mire 14	8,07	9,40	<b>-14,10</b>	9,39	11,01	<b>-14,70</b>
Mire 15	10,96	7,80	<b>28,85</b>	12,32	8,36	<b>32,19</b>
Mire 16	11,09	8,43	<b>23,96</b>	13,30	8,86	<b>33,38</b>
Mire 17	7,71	9,50	<b>-18,82</b>	9,03	10,52	<b>-14,20</b>
Mire 18	4,12	6,73	<b>-38,81</b>	4,80	6,76	<b>-29,05</b>
Mire 19	1,58	2,00	<b>-20,84</b>	2,42	1,21	<b>49,85</b>
Mire 20	4,22	5,92	<b>-28,73</b>	4,84	6,84	<b>-29,34</b>
Mire 21	7,37	8,96	<b>-17,72</b>	8,46	10,10	<b>-16,18</b>
Mire 22	10,71	8,31	<b>22,45</b>	12,41	9,09	<b>26,78</b>
Mire 23	11,98	7,56	<b>36,91</b>	14,49	7,80	<b>46,16</b>
Mire 24	9,26	10,29	<b>-9,94</b>	10,85	11,43	<b>-5,01</b>
Mire 25	6,35	8,95	<b>-28,99</b>	7,60	12,14	<b>-37,44</b>
Mire 26	4,72	6,82	<b>-30,83</b>	5,87	7,14	<b>-17,75</b>
Mire 27	5,79	8,29	<b>-30,21</b>	7,20	8,68	<b>-17,02</b>
Mire 28	8,76	9,72	<b>-9,83</b>	9,90	10,37	<b>-4,51</b>
Mire 29	10,76	7,36	<b>31,62</b>	13,01	7,70	<b>40,84</b>
Mire 30	11,41	9,16	<b>19,73</b>	13,89	9,59	<b>30,98</b>
Mire 31	9,39	10,53	<b>-10,84</b>	11,22	11,69	<b>-4,03</b>
Mire 32	8,75	10,63	<b>-17,62</b>	10,35	11,58	<b>-10,64</b>
Mire 33	9,41	10,03	<b>-6,20</b>	11,45	11,08	<b>3,28</b>
Mire 34	11,10	9,01	<b>18,86</b>	12,95	9,95	<b>23,16</b>
Mire 35	12,74	7,37	<b>42,11</b>	15,35	7,75	<b>49,53</b>
Mire 36	11,98	8,44	<b>29,54</b>	14,54	8,43	<b>41,98</b>

Tableau 3-1 : Influence de la couche de fluide sur la réponse en déplacement du gel pour les cas 1 (2000 rad/s<sup>2</sup>) et 2 (10000 rad/s<sup>2</sup>).

Le Tableau 3-2 et le Tableau 3-3 présentent les extremums des déformations principales et des angles de cisaillement pour chaque mire du gel pour les cas 1 et 2 respectivement, pour les modèles avec et sans eau. L'influence de la couche de fluide sur la réponse mécanique interne du gel est quantifiée en terme de pourcentage dans la colonne « comparaison (%) ». Cette colonne compare les amplitudes des déformations du modèle avec eau par rapport à celles du modèle sans eau. Les déformations principales et de cisaillement du gel pour le modèle avec eau sont relativement faibles pour les deux cas de chargement observés (moins de 9% pour les déformations principales et moins de 6° pour l'angle de cisaillement). En revanche, pour le modèle sans eau, les déformations du gel sont relativement importantes. Pour le cas de chargement 1 (2000 rad/s<sup>2</sup>), les déformations principales maximales varient de 7 à 25% et l'angle de cisaillement peut atteindre les 19°. Pour le cas de chargement 2 (10000 rad/s<sup>2</sup>), les déformations principales varient de 3 à 46% et l'angle de cisaillement peut atteindre jusque 23°.

Extremum des déformations	Cas 1 (2000 rad/s <sup>2</sup> )								
	Déformations principales maximales			Déformations principales minimales			Angle de cisaillement (°)		
	Avec eau	Sans eau	Comp. (%)	Avec eau	Sans eau	Comp. (%)	Avec eau	Sans eau	Comp. (%)
Mire 1	0,03	0,23	-85,46	-0,05	-0,12	-58,37	3,42	5,87	-41,81
Mire 2	0,05	0,19	-75,90	-0,03	-0,08	-68,13	2,74	14,10	-80,58
Mire 3	0,05	0,19	-73,10	-0,01	-0,15	-91,44	2,32	18,38	-87,36
Mire 4	0,03	0,17	-83,79	-0,03	-0,14	-77,06	-1,82	-7,83	-76,76
Mire 5	0,04	0,15	-72,02	-0,02	-0,09	-71,45	1,56	3,39	-54,07
Mire 6	0,04	0,10	-60,61	-0,02	0,00	84,11	0,66	4,52	-85,37
Mire 7	0,03	0,19	-84,53	-0,03	-0,09	-70,37	2,40	6,15	-60,92
Mire 8	0,04	0,18	-78,46	-0,03	-0,14	-78,95	3,13	10,26	-69,50
Mire 9	0,02	0,18	-86,56	-0,05	-0,16	-70,83	-0,77	-18,31	-95,79
Mire 10	0,06	0,10	-41,07	-0,02	-0,10	-76,85	-2,29	-9,35	-75,51
Mire 11	0,03	0,08	-61,29	-0,03	-0,06	-40,11	-2,39	-4,55	-47,47
Mire 12	0,04	0,07	-40,36	-0,03	-0,03	-9,96	-2,32	-2,45	-5,31
Mire 13	0,03	0,16	-81,57	-0,04	-0,08	-44,90	-0,64	-5,81	-88,98
Mire 14	0,05	0,36	-85,66	-0,03	-0,13	-75,25	-3,47	-12,73	-72,74
Mire 15	0,03	0,25	-88,28	-0,04	-0,11	-65,20	-2,21	-5,61	-60,61
Mire 16	0,04	0,09	-59,96	-0,03	-0,14	-79,54	-2,91	-8,79	-66,89
Mire 17	0,05	0,09	-50,57	-0,01	-0,10	-88,31	-2,37	-5,15	-53,98
Mire 18	0,05	0,04	31,22	-0,03	-0,08	-61,73	1,18	5,90	-80,00
Mire 19	0,03	0,02	24,87	-0,03	-0,03	-12,53	1,08	2,04	-47,13
Mire 20	0,05	0,14	-62,25	-0,04	-0,07	-47,01	-2,89	-10,68	-72,94
Mire 21	0,05	0,25	-80,25	-0,04	-0,13	-71,19	-3,74	-18,77	-80,07
Mire 22	0,04	0,19	-78,80	-0,04	-0,06	-37,12	-2,46	-11,85	-79,24
Mire 23	0,04	0,22	-81,62	-0,05	-0,12	-61,52	-3,46	-4,48	-22,77
Mire 24	0,02	0,12	-80,86	-0,03	-0,14	-80,32	1,35	9,93	-86,38
Mire 25	0,02	0,09	-79,94	-0,03	-0,14	-76,45	2,25	13,91	-83,84
Mire 26	0,02	0,08	-76,31	-0,04	-0,09	-54,33	0,84	7,64	-89,01
Mire 27	0,04	0,11	-64,02	-0,02	-0,10	-78,14	-3,31	-4,09	-19,07
Mire 28	0,05	0,21	-76,80	-0,07	-0,14	-48,72	-6,06	-17,25	-64,87
Mire 29	0,06	0,15	-58,17	-0,07	-0,15	-53,68	-5,14	-17,32	-70,32
Mire 30	0,03	0,18	-85,12	-0,02	-0,13	-82,78	1,86	8,58	-78,36
Mire 31	0,06	0,19	-69,90	-0,04	-0,24	-82,68	3,07	26,95	-88,59
Mire 32	0,07	0,17	-59,16	-0,03	-0,19	-84,17	1,62	16,93	-90,43
Mire 33	0,03	0,11	-75,64	-0,06	-0,13	-56,94	-4,34	-8,90	-51,24
Mire 34	0,03	0,17	-80,35	-0,04	-0,12	-63,91	-2,35	-8,12	-71,06
Mire 35	0,06	0,18	-67,57	-0,03	-0,15	-77,84	1,72	17,45	-90,15
Mire 36	0,07	0,19	-61,44	-0,04	-0,07	-41,95	2,95	13,04	-77,39

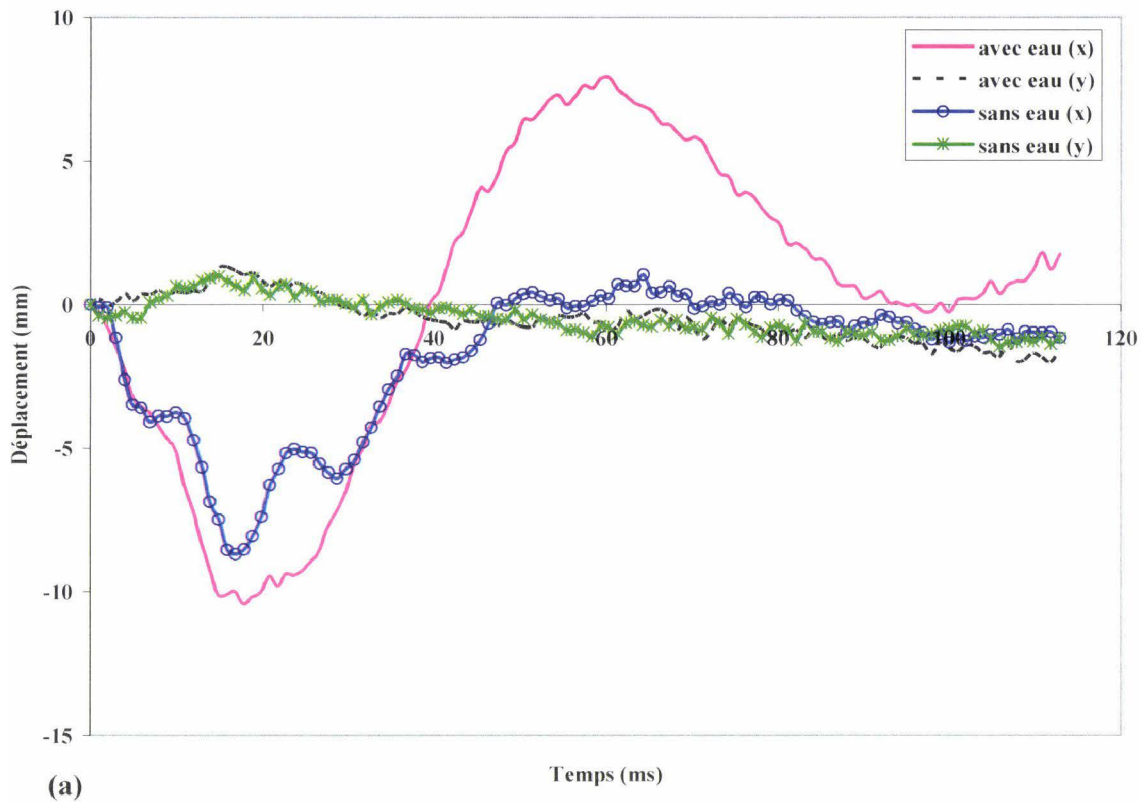
Tableau 3-2 : Influence de la couche de fluide sur la réponse en déformation du gel pour le cas 1 (2000 rad/s<sup>2</sup>).

Mesures	Modèle 2 (10 000 rad/s**2)								
	Déformations principales maximales			Déformations principales minimales			Angle de cisaillement (°)		
	Avec eau	Sans eau	Comp. (%)	Avec eau	Sans eau	Comp. (%)	Avec eau	Sans eau	Comp. (%)
	max	max		min	min		max	max	
Mire 1	0,04	0,28	-85,79	-0,06	-0,15	-60,19	4,62	7,46	-38,08
Mire 2	0,05	0,22	-77,65	-0,02	-0,11	-78,66	3,34	15,94	-79,02
Mire 3	0,06	0,18	-66,61	-0,01	-0,18	-94,40	2,98	20,69	-85,58
Mire 4	0,05	0,16	-71,51	-0,02	-0,17	-86,15	2,29	5,15	-55,48
Mire 5	0,03	0,15	-79,82	-0,02	-0,09	-75,16	1,64	2,60	-37,16
Mire 6	0,06	0,11	-44,43	-0,03	-0,03	-12,52	0,98	7,43	-86,86
Mire 7	0,05	0,21	-77,56	-0,03	-0,10	-66,04	3,99	6,45	-38,22
Mire 8	0,06	0,21	-71,63	-0,04	-0,16	-77,24	3,77	12,35	-69,51
Mire 9	0,07	0,10	-25,66	-0,04	-0,26	-85,12	-2,95	-23,26	-87,32
Mire 10	0,02	0,19	-87,78	-0,04	-0,10	-58,53	-1,32	-14,90	-91,14
Mire 11	0,06	0,05	16,20	-0,02	-0,06	-64,77	0,07	2,02	-96,53
Mire 12	0,05	0,09	-47,44	-0,01	-0,03	-60,49	1,42	1,41	0,68
Mire 13	0,04	0,17	-74,38	-0,03	-0,09	-68,13	-1,46	-5,49	-73,41
Mire 14	0,08	0,46	-82,80	-0,04	-0,17	-75,78	-4,87	-12,40	-60,73
Mire 15	0,04	0,30	-87,84	-0,05	-0,13	-60,50	-4,22	-4,31	-2,09
Mire 16	0,04	0,03	29,48	-0,03	-0,15	-76,71	-2,47	-10,19	-75,76
Mire 17	0,04	0,04	0,00	-0,03	-0,07	-60,45	-2,62	-4,36	-39,91
Mire 18	0,05	0,12	-58,06	-0,03	-0,15	-79,15	-3,02	-9,27	-67,42
Mire 19	0,03	0,04	-26,25	-0,03	-0,16	-81,20	2,93	9,22	-68,17
Mire 20	0,07	0,22	-67,44	-0,03	-0,09	-64,20	-5,01	-8,93	-43,90
Mire 21	0,04	0,32	-87,34	-0,06	-0,16	-62,88	-2,23	-22,57	-90,12
Mire 22	0,09	0,23	-61,07	-0,05	-0,09	-37,65	-2,53	-14,05	-81,99
Mire 23	0,04	0,21	-78,74	-0,02	-0,12	-82,71	-1,74	-2,35	-25,96
Mire 24	0,06	0,43	-86,94	-0,05	-0,19	-73,51	0,38	19,68	-98,07
Mire 25	0,04	0,18	-76,49	-0,03	-0,31	-89,99	1,11	22,38	-95,04
Mire 26	0,02	0,23	-90,63	-0,05	-0,14	-64,15	-1,31	-9,05	-85,52
Mire 27	0,05	0,23	-78,40	-0,04	-0,11	-60,15	-4,07	-10,26	-60,33
Mire 28	0,03	0,33	-91,33	-0,05	-0,20	-73,58	-3,72	-25,34	-85,32
Mire 29	0,07	0,19	-63,52	-0,03	-0,19	-82,81	-2,88	-21,47	-86,59
Mire 30	0,06	0,20	-70,97	-0,06	-0,18	-65,43	1,81	10,17	-82,15
Mire 31	0,09	0,22	-57,09	-0,03	-0,28	-88,89	0,42	31,91	-98,67
Mire 32	0,07	0,23	-70,60	-0,06	-0,23	-73,28	3,12	18,78	-83,40
Mire 33	0,04	0,17	-74,12	-0,06	-0,19	-66,66	-3,45	-20,02	-82,77
Mire 34	0,02	0,31	-92,05	-0,07	-0,16	-56,54	-2,46	-17,97	-86,31
Mire 35	0,07	0,20	-63,60	-0,04	-0,18	-74,64	1,27	21,43	-94,10
Mire 36	0,04	0,23	-82,51	-0,06	-0,09	-30,55	3,39	14,34	-76,38

Tableau 3-3 : Influence de la couche de fluide sur la réponse en déformation du gel pour le cas 2 (10000 rad/s<sup>2</sup>).



La Figure 3-13, la Figure 3-14 et la Figure 3-15 illustrent respectivement les déplacements relatifs, les déformations et l'angle de cisailment pour trois mires du gel ; la mire 2 située dans la partie inférieure, la mire 20 dans la partie centrale et la mire 35 dans la zone supérieure du gel, pour le cas 1 (2000 rad/s<sup>2</sup>) (Figure 3-12).



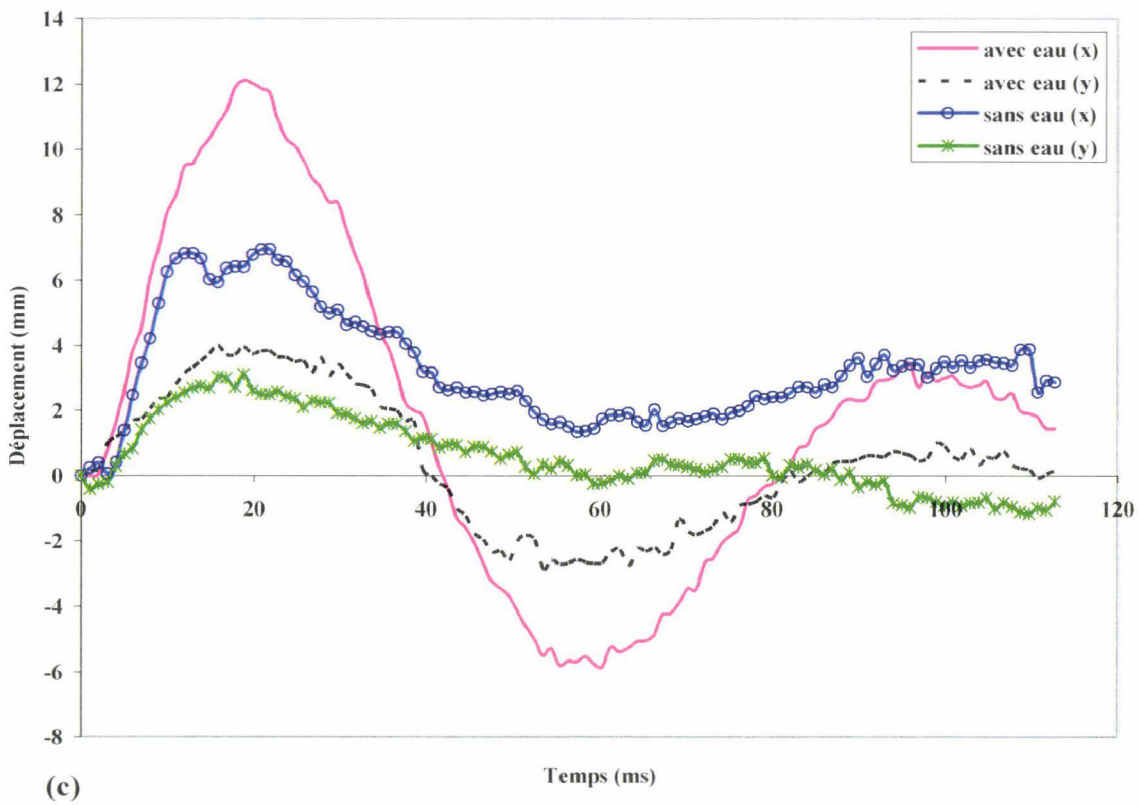
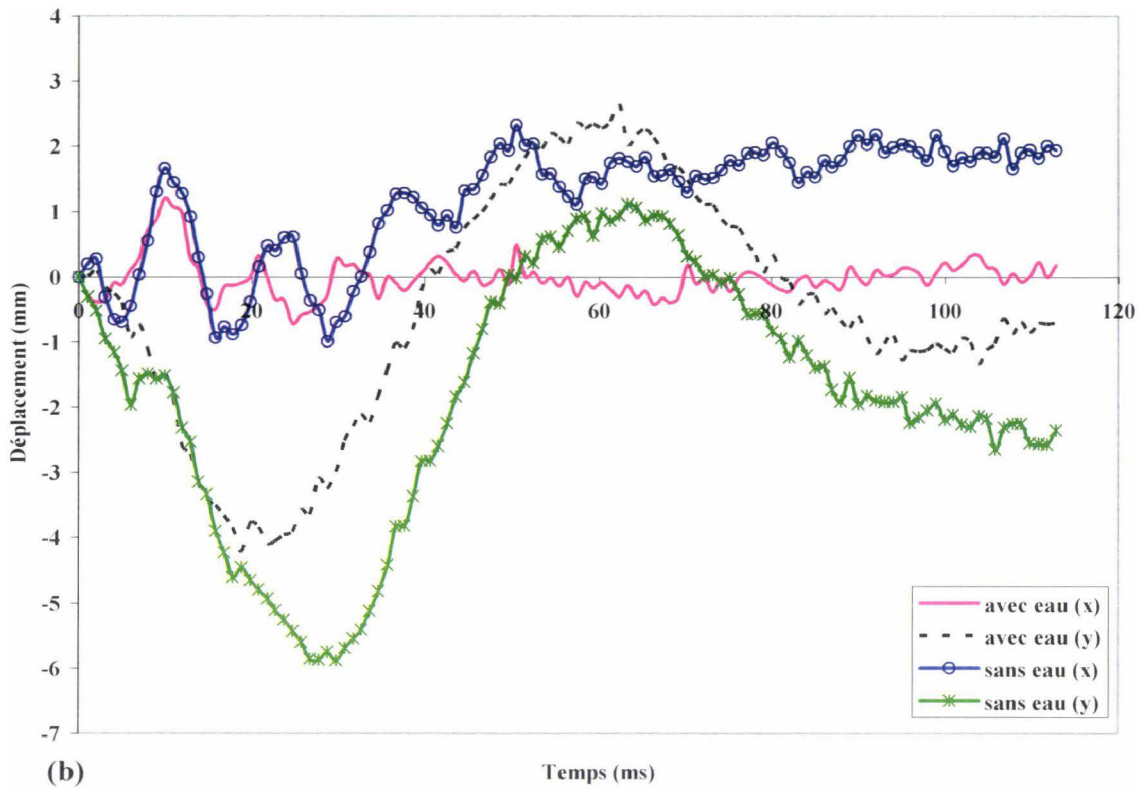
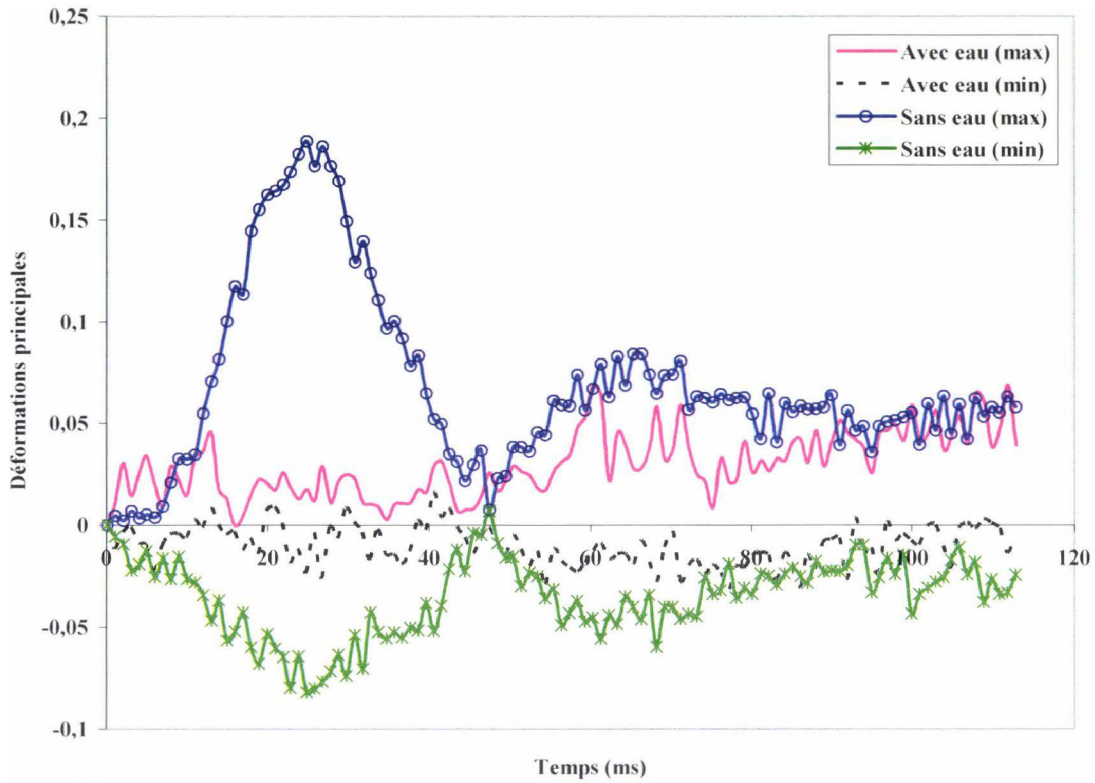
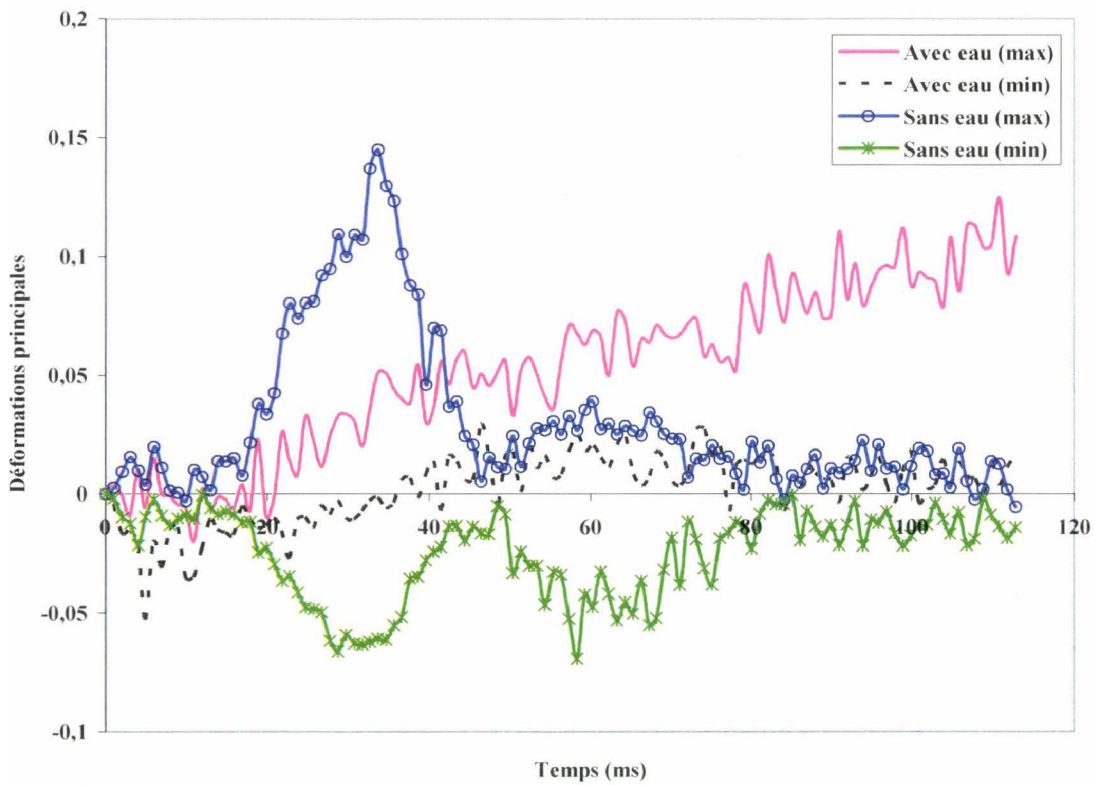


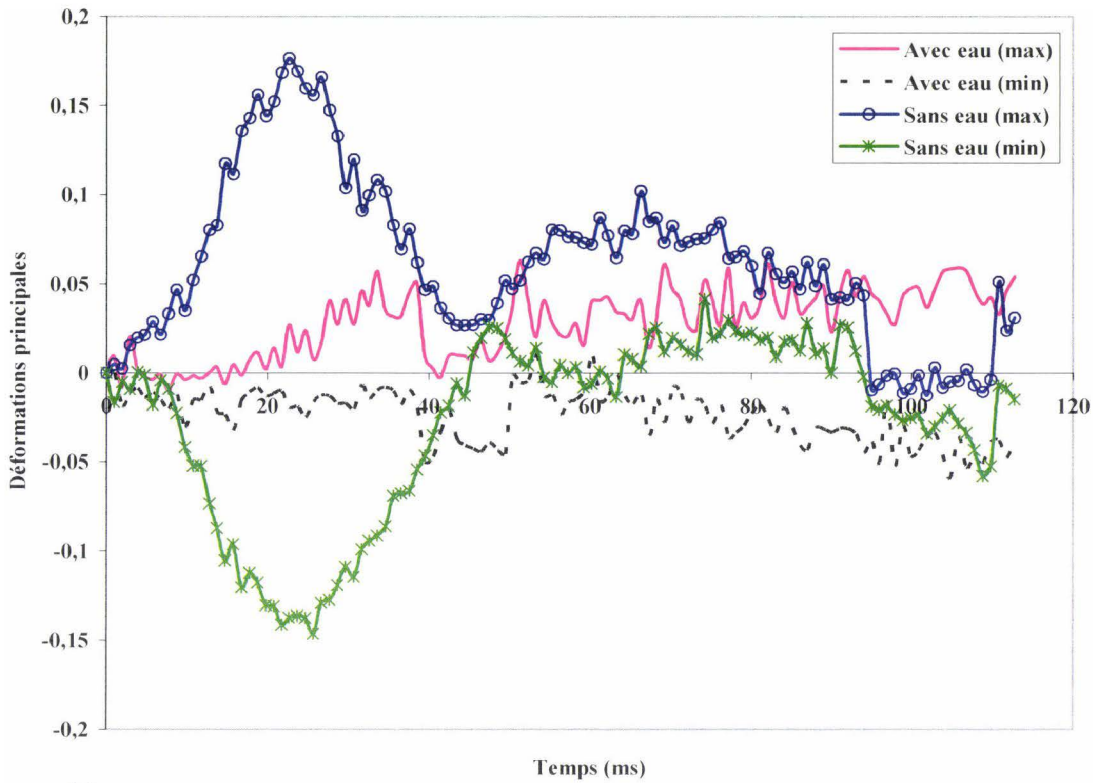
Figure 3-13 : Déplacements relatifs dans le gel dans les zones inférieure (a) (mire 2), centrale (b) (mire 20) et supérieure (c) (mire 35) pour le cas 1 ( $2000 \text{ rad/s}^2$ ) pour le modèle avec et sans eau.



(a)

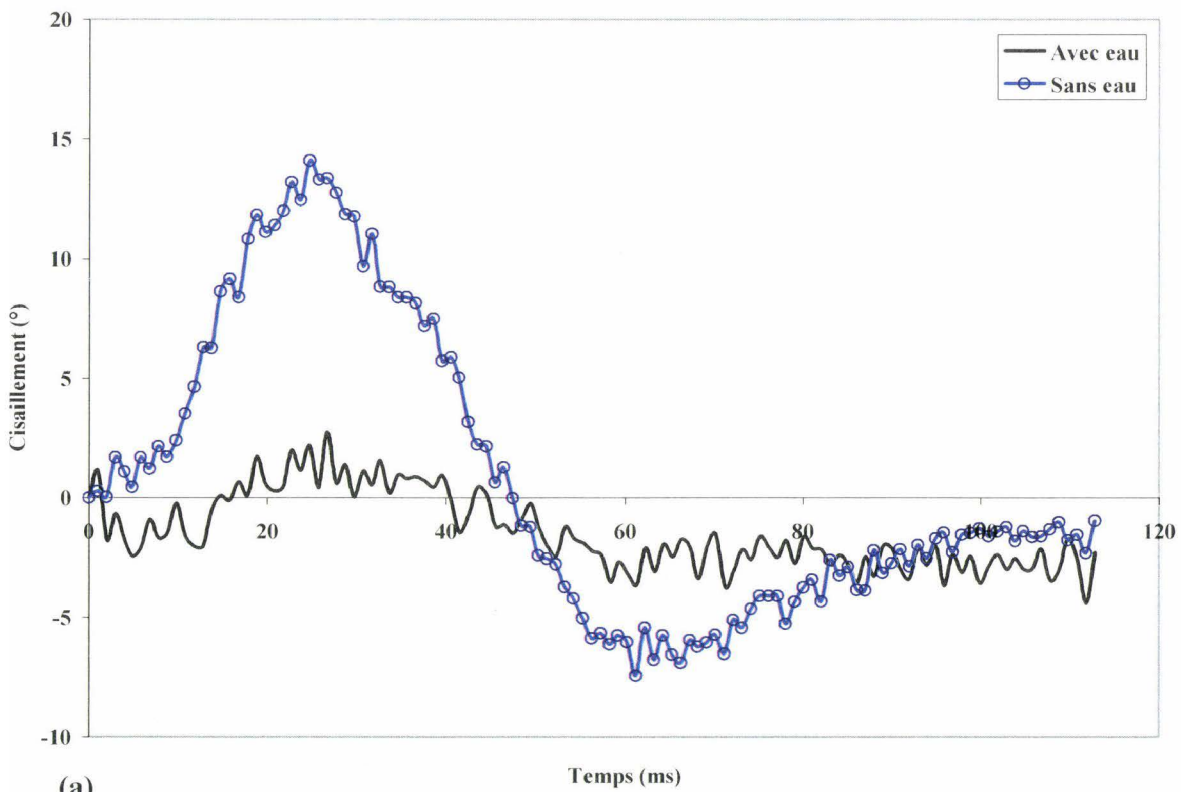


(b)



(c)

Figure 3-14 : Déformations principales dans le gel dans les zones inférieure (a) (mire 2), centrale (b) (mire 20) et supérieure (c) (mire 35) pour le cas 1 ( $2000 \text{ rad/s}^2$ ) pour le modèle avec et sans eau.



(a)

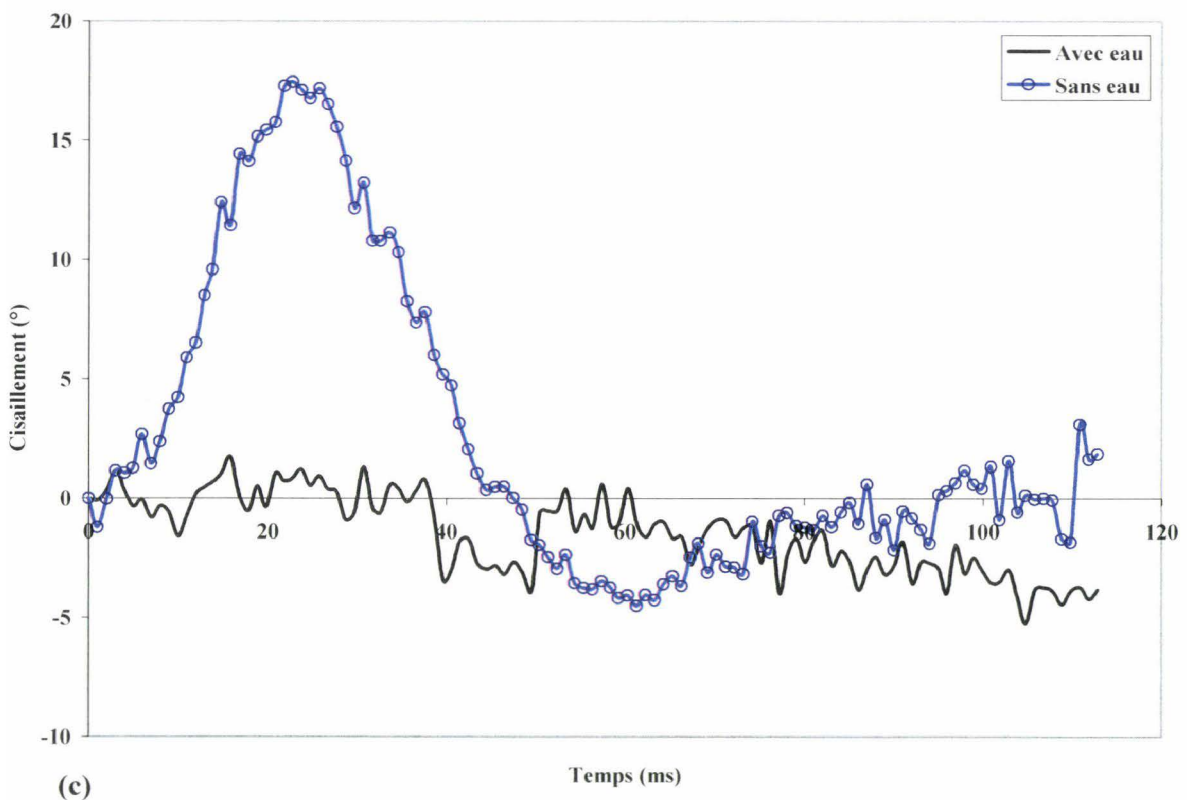
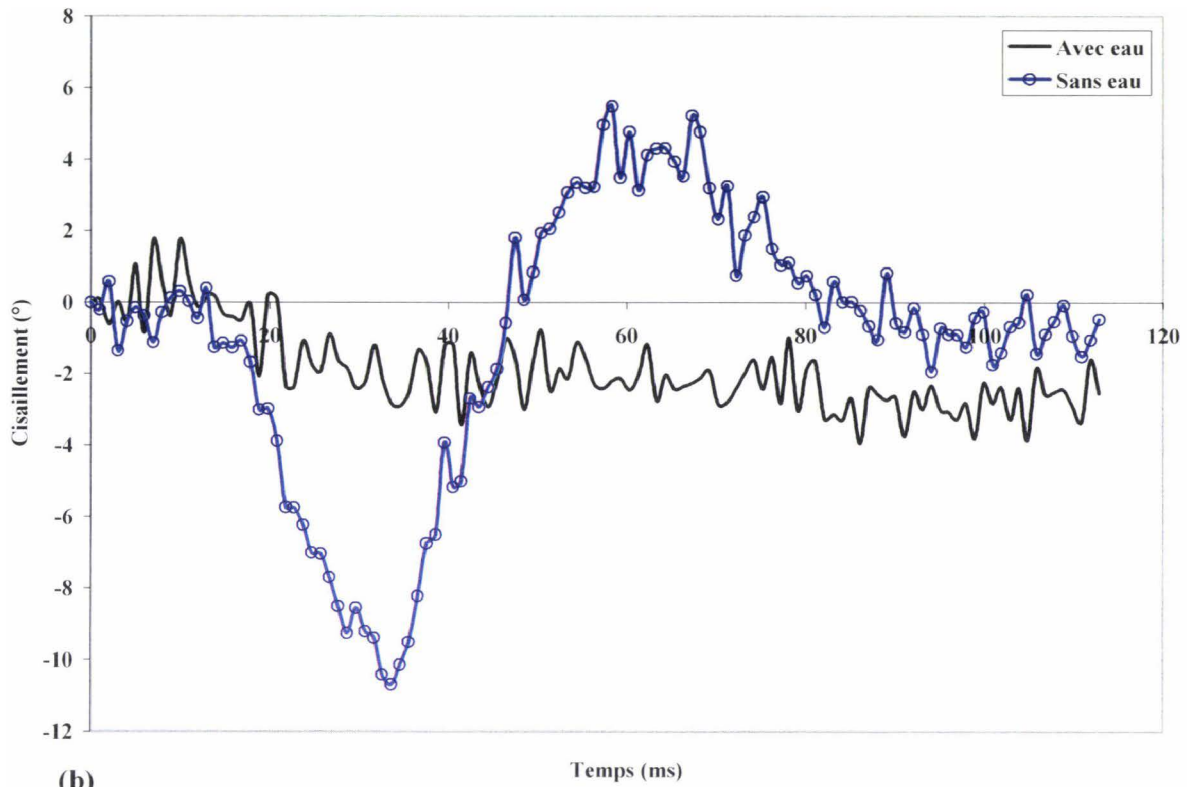
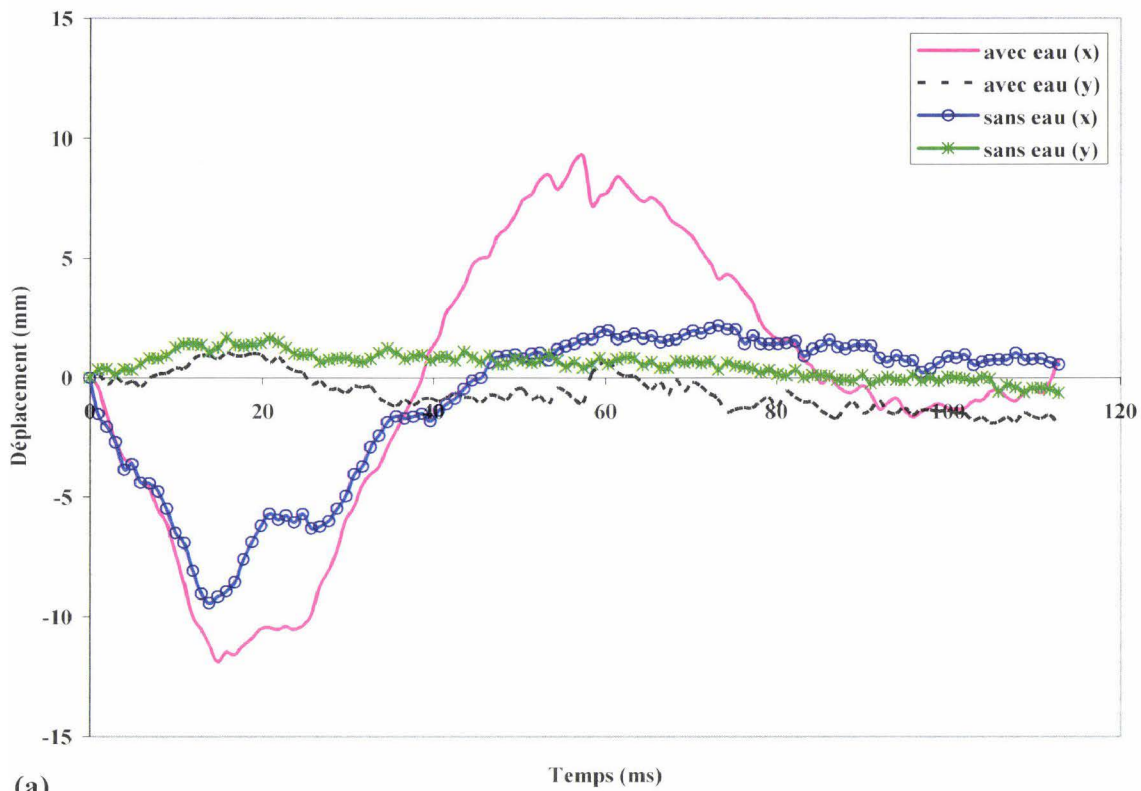


Figure 3-15 : Angle de cisaillement dans le gel dans les zones inférieure (a) (mire 2), centrale (b) (mire 20) et supérieure (c) (mire 35) pour le cas 1 ( $2000 \text{ rad/s}^2$ ) pour le modèle avec et sans eau.



De même, la Figure 3-16, la Figure 3-17 et la Figure 3-18 illustrent respectivement les déplacements relatifs, les déformations et l'angle de cisaillement pour trois mires du gel ; la mire 2 située dans la partie inférieure, la mire 20 dans la partie centrale et la mire 35 dans la zone supérieure du gel pour le cas de chargement 2 ( $10000 \text{ rad/s}^2$ ).



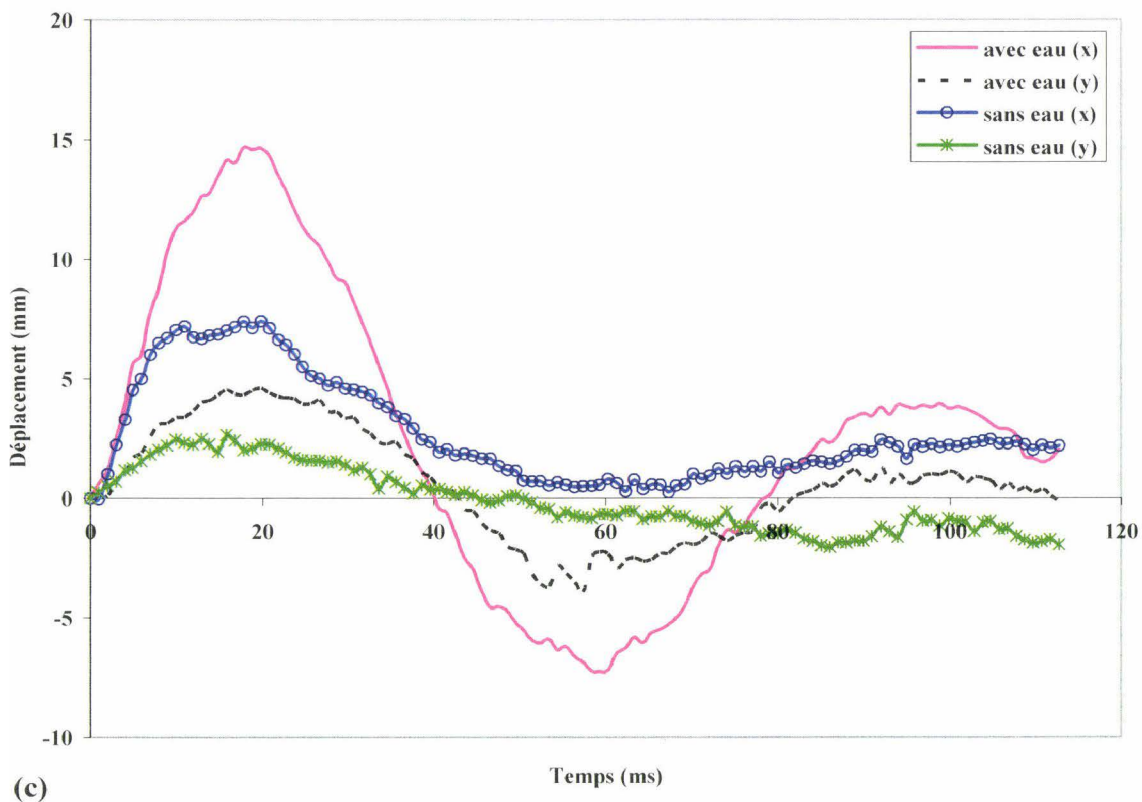
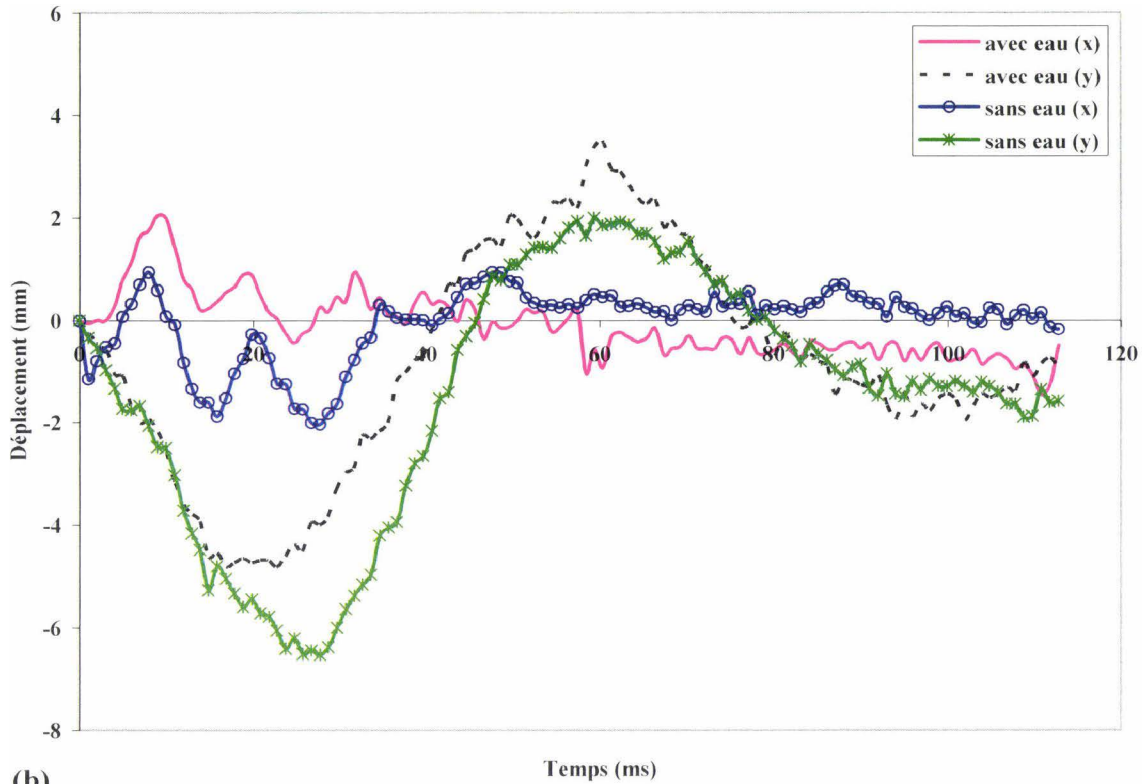
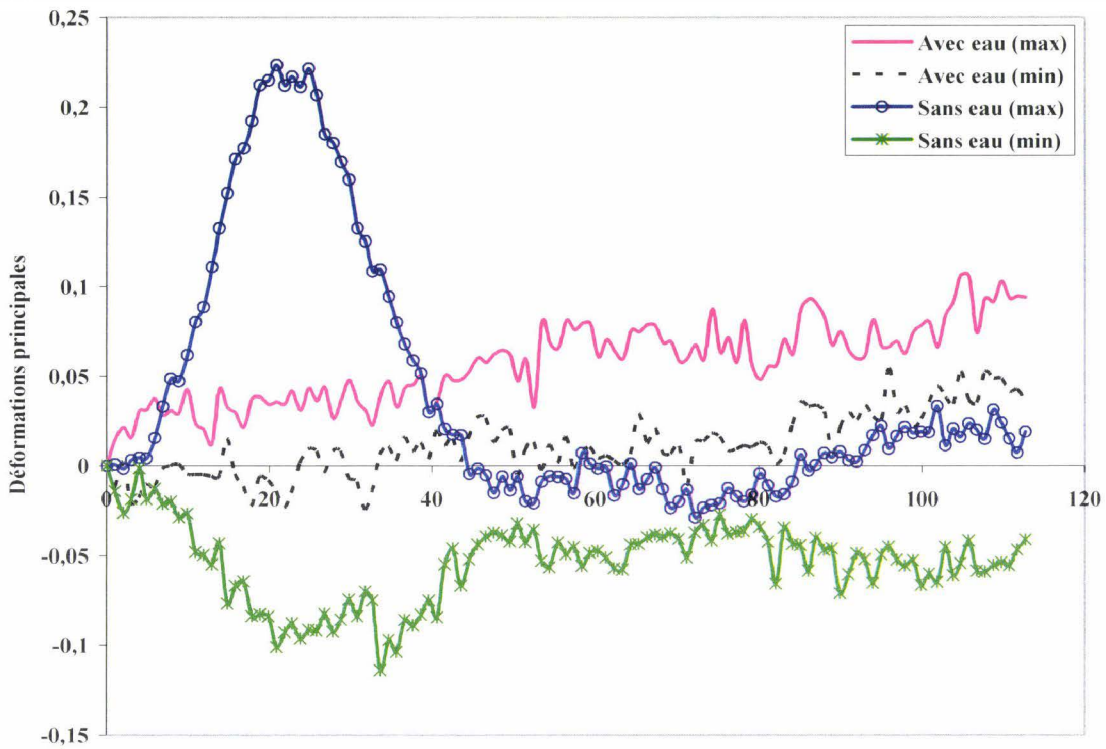
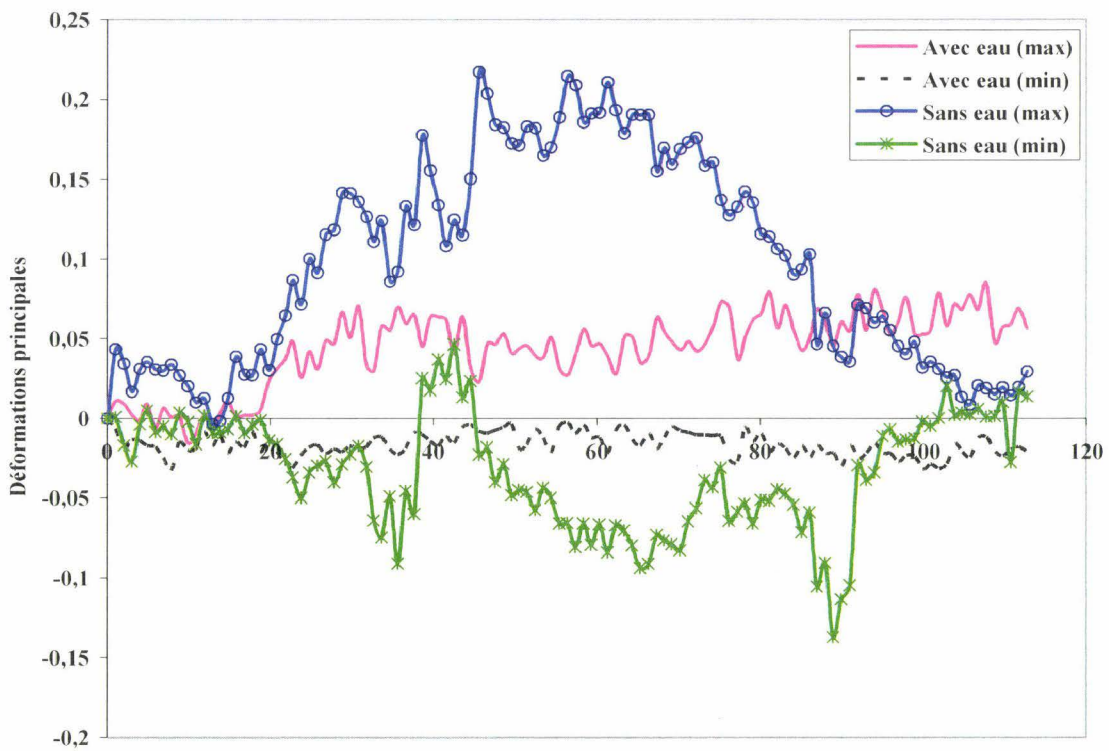


Figure 3-16 : Déplacements relatifs dans le gel dans les zones inférieure (a) (mire 2), centrale (b) (mire 20) et supérieure (c) (mire 35) pour le cas 2 ( $10000 \text{ rad/s}^2$ ) pour le modèle avec et sans eau.

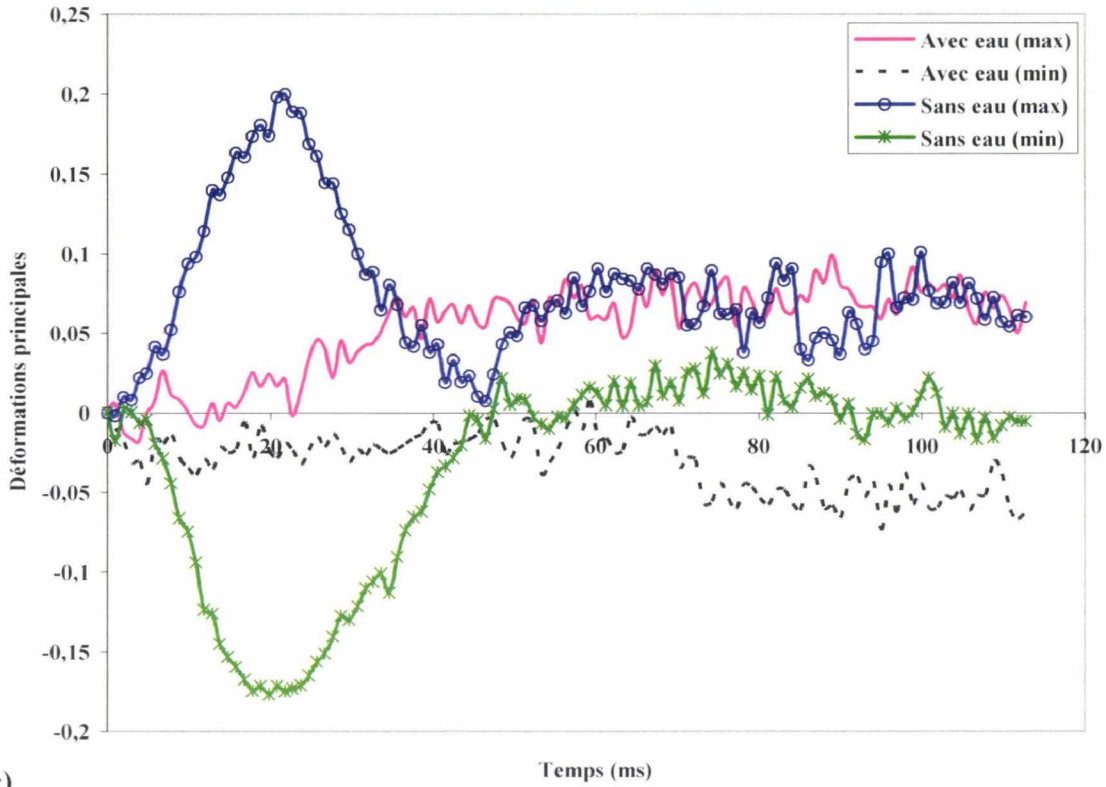


(a)



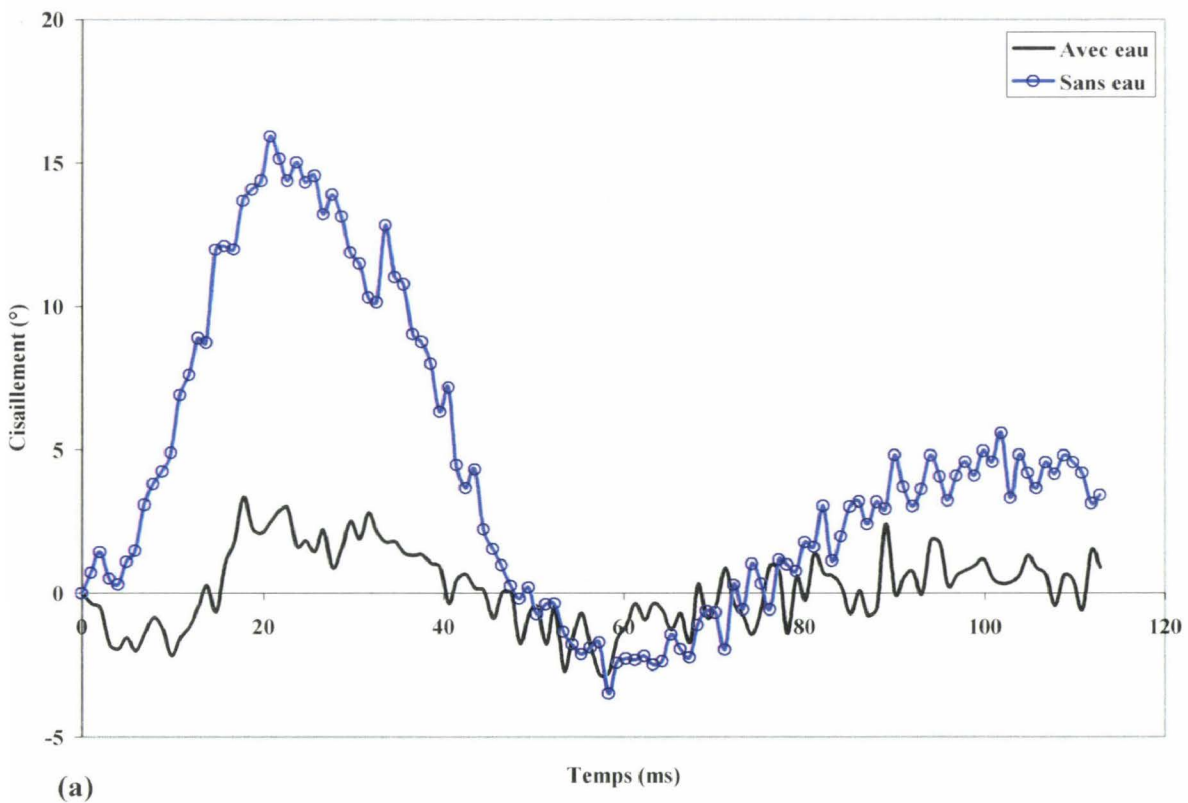
(b)





(c)

Figure 3-17 : Déformations principales dans le gel dans les zones inférieure (a) (mire 2), centrale (b) (mire 20) et supérieure (c) (mire 35) pour le cas 2 ( $10000 \text{ rad/s}^2$ ) pour le modèle avec et sans eau.



(a)

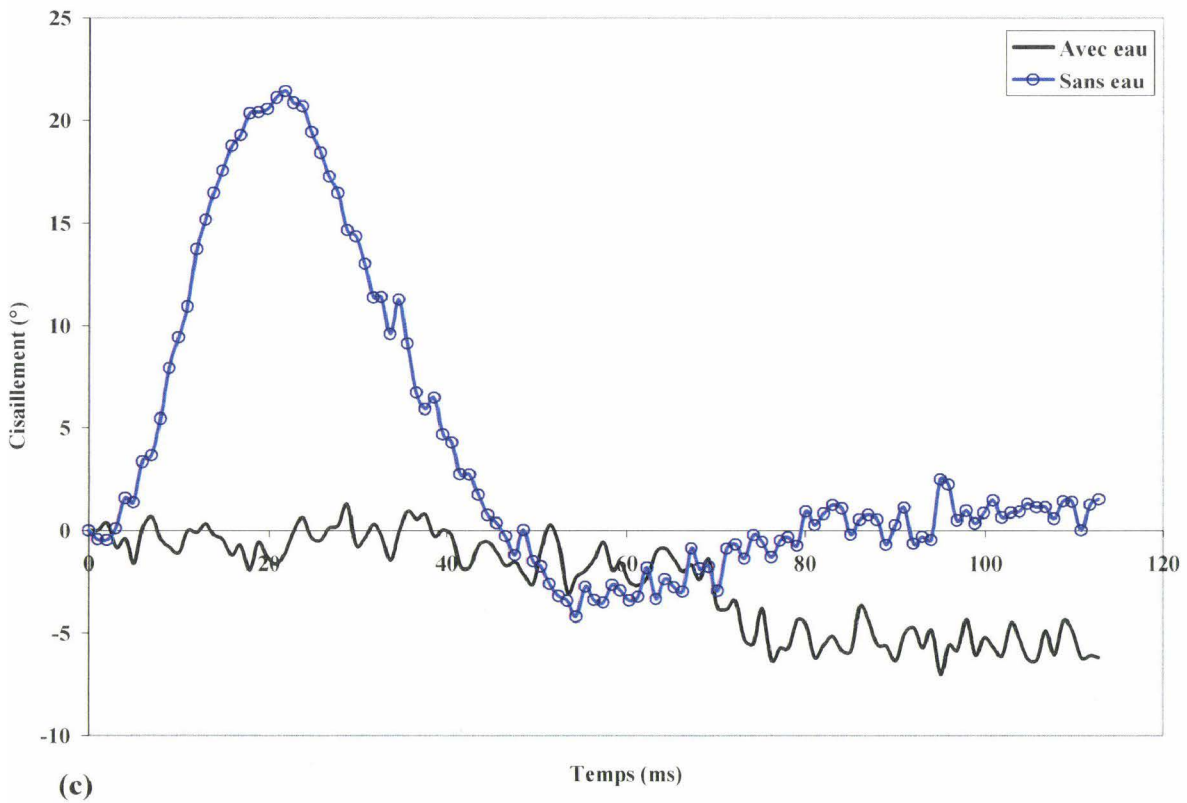
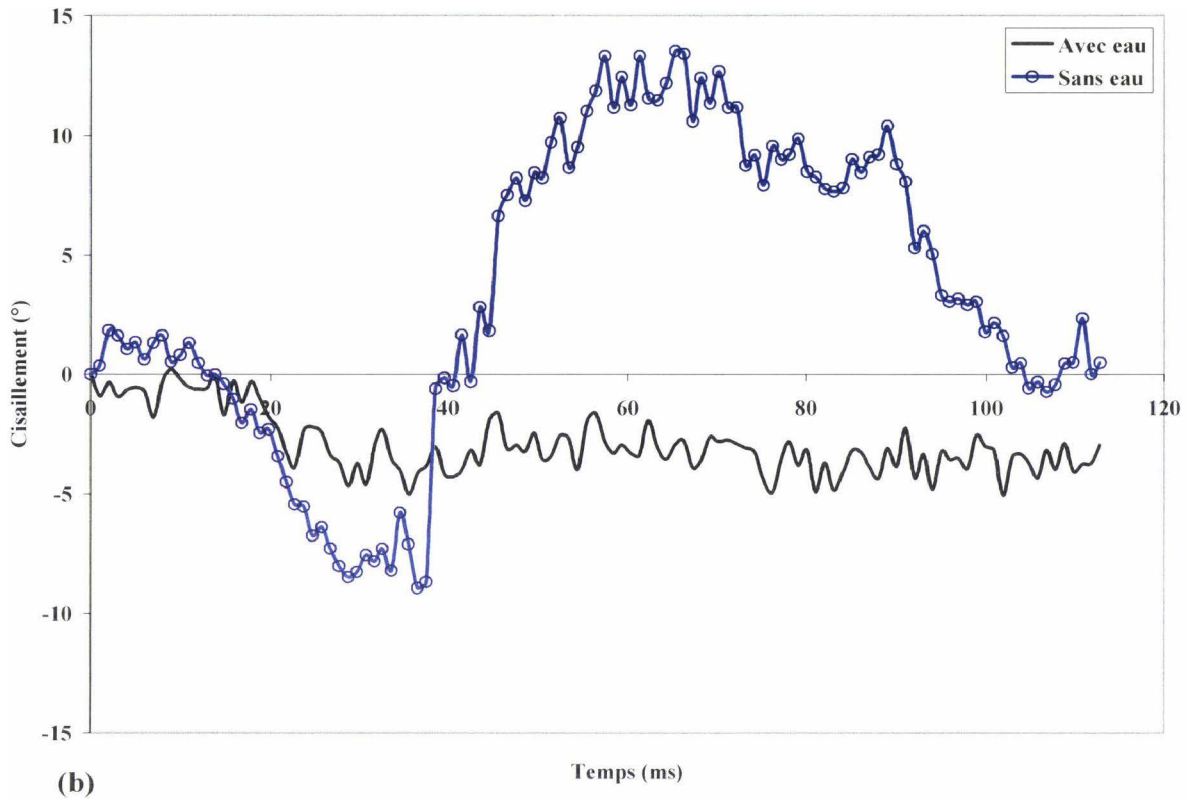


Figure 3-18 : Angle de cisaillement dans le gel dans les zones inférieure (a) (mire 2), centrale (b) (mire 20) et supérieure (c) (mire 35) pour le cas 2 ( $10000 \text{ rad/s}^2$ ) pour le modèle avec et sans eau.

Dans les deux cas de sollicitation, la cinématique du gel est très différente pour le modèle avec eau et celui sans eau. En effet, lorsque le modèle physique est accéléré brutalement, un mouvement relatif se produit entre le gel et la cuve. Le mouvement du gel est en retard par rapport à celui de la cuve. Pour le modèle avec eau, le gel glisse d'abord en arrière jusqu'à ce qu'il ne puisse plus tourner. Puis, le mouvement des mires s'inverse et le gel glisse vers l'avant. Dans le modèle sans eau, le gel glisse en arrière lors de la mise en mouvement brutale du modèle physique, puis, les mires du gel reprennent leur position initiale.

### 3.3.2. Les pressions

Pour le modèle avec eau, les pressions sont relevées aux quatre pôles du modèle : Sud (Capteur 1), Est (Capteur 2), Nord (Capteur 3) et Ouest (Capteur 4). Les résultats sont présentés en terme de pression absolue à la Figure 3-19 pour le cas 1 et à la Figure 3-20 pour le cas 2.

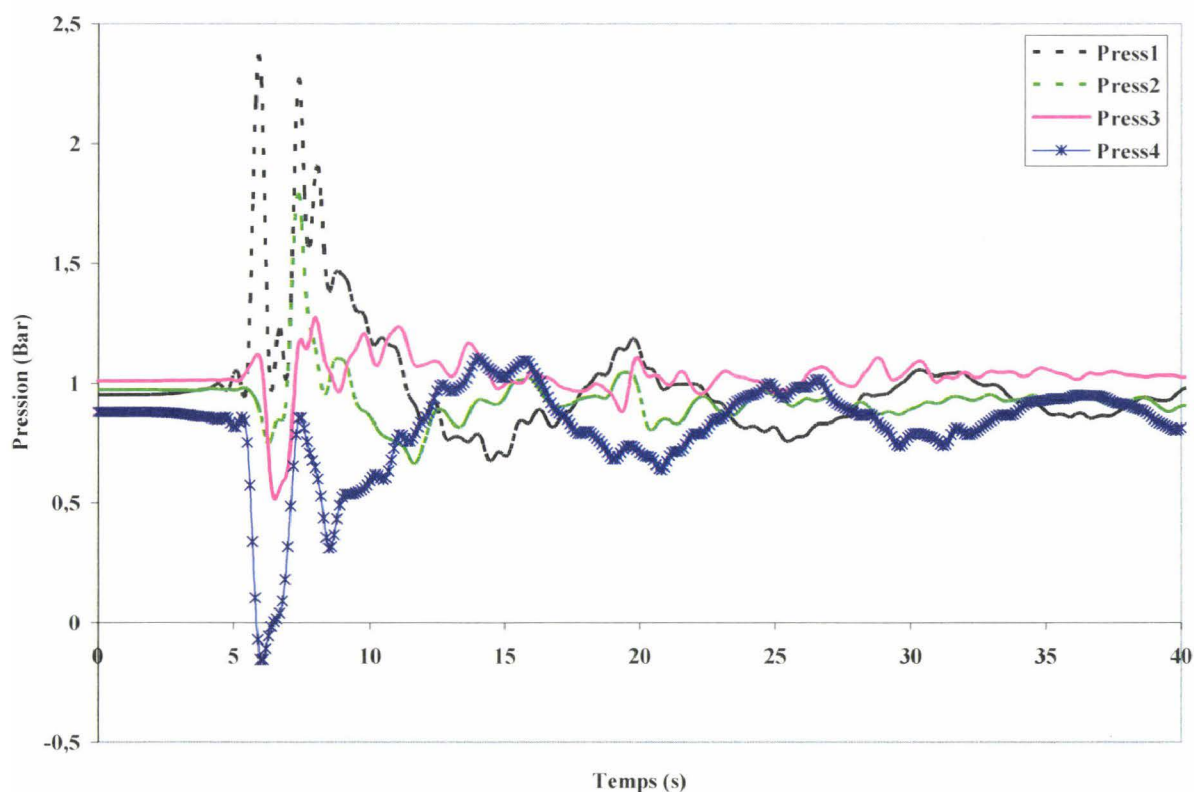


Figure 3-19 : Pressions absolues relevées aux quatre pôles du modèle avec eau pour le cas 1 ( $2000 \text{ rad/s}^2$ ).

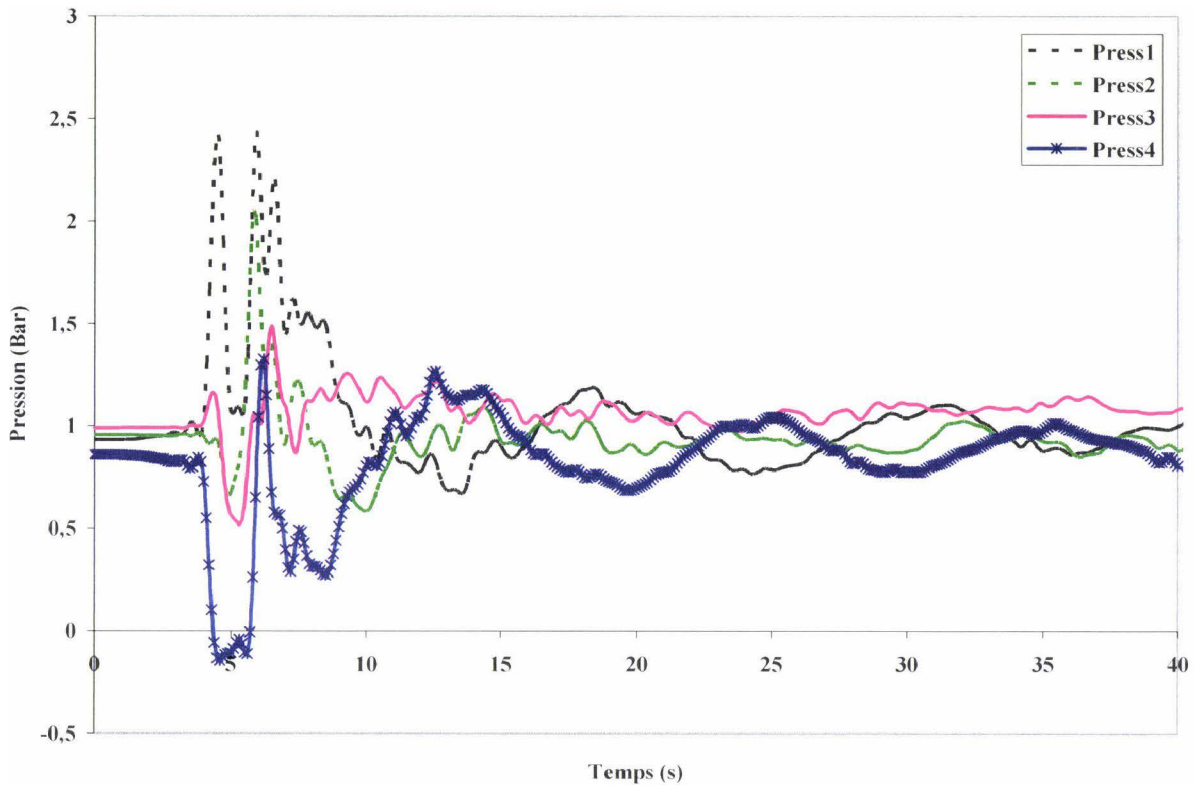


Figure 3-20 : Pressions absolues relevées aux quatre pôles du modèle avec eau pour le cas 2 (10000 rad/s<sup>2</sup>).

Ces données pourront servir par la suite d'éléments de comparaison entre le modèle expérimental et le modèle numérique pour évaluer les méthodes numériques de modélisation du couplage fluide/structure.

### 3.3.3. Influence de la vitesse

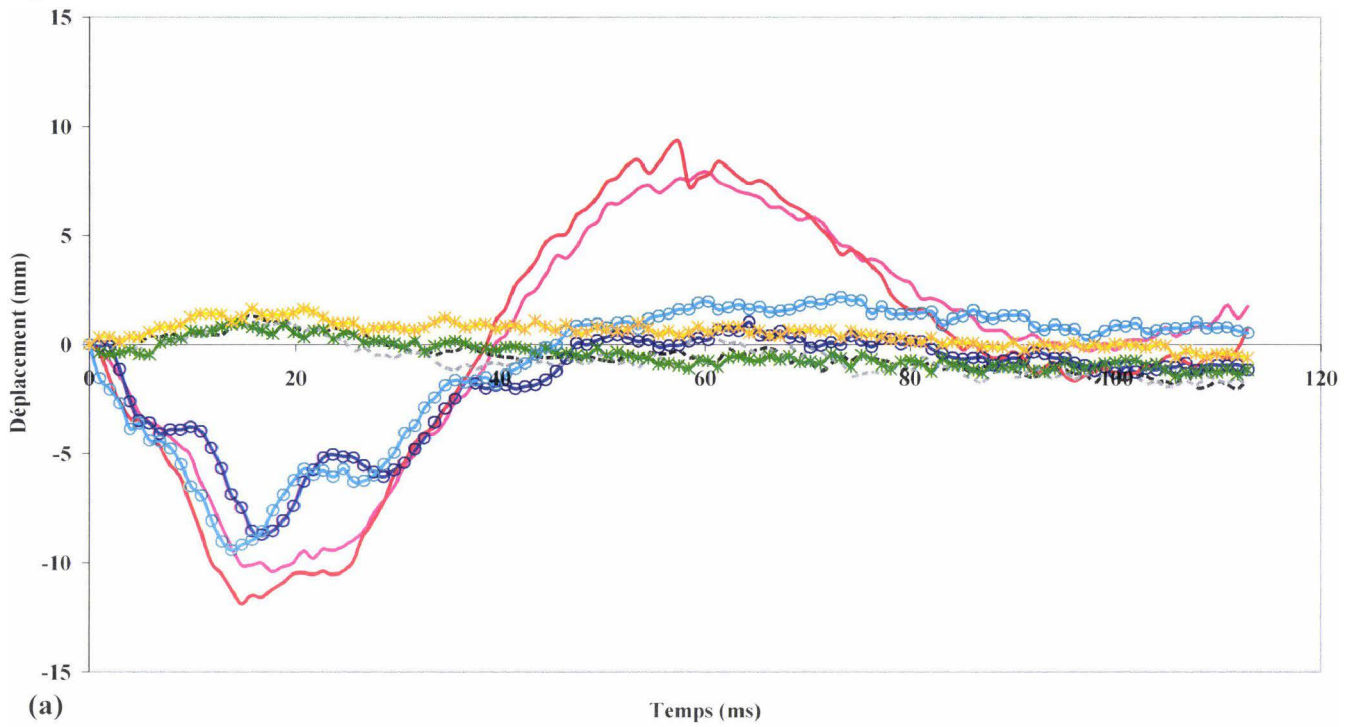
Afin d'étudier l'influence de la vitesse sur la cinématique du gel, nous avons comparé les résultats obtenus pour les cas de sollicitation 1 et 2. Le Tableau 3-4 récapitule les différences d'amplitudes de déplacement (norme des déplacements suivant x et y) pour le modèle avec eau, d'une part, et, le modèle sans eau, d'autre part, pour les cas 1 et 2. La colonne « Comp. (%) » indique la diminution ou l'augmentation du déplacement relatif maximum calculé pour le cas 2 par rapport au cas 1, pour le modèle avec eau, d'une part, et, le modèle sans eau, d'autre part. Nous nous apercevons que les amplitudes des déplacements augmentent avec la vitesse de sollicitation ; cependant cette variation reste faible comparée aux variations enregistrées lors des comparaisons des réponses du gel pour les versions avec eau et sans eau.

Déplacement Max.	Avec eau			Sans eau		
	Modèle 1 (2 000 rad/s <sup>2</sup> )	Modèle 2 (10 000 rad/s <sup>2</sup> )	Comp. (%)	Modèle 1 (2 000 rad/s <sup>2</sup> )	Modèle 2 (10 000 rad/s <sup>2</sup> )	comp. (%)
Mire 1	11,14	12,55	11,23	7,86	8,59	8,55
Mire 2	10,47	11,89	11,94	8,71	9,47	7,98
Mire 3	10,56	11,98	11,88	8,02	8,82	9,04
Mire 4	10,39	11,99	13,30	9,24	10,14	8,92
Mire 5	8,57	9,30	7,87	9,59	11,22	14,56
Mire 6	7,14	8,23	13,26	9,36	10,77	13,06
Mire 7	7,82	8,94	12,53	9,61	11,27	14,76
Mire 8	9,76	11,37	14,19	9,25	9,90	6,56
Mire 9	11,70	13,35	12,31	8,00	7,81	-2,37
Mire 10	8,33	9,97	16,39	9,73	11,22	13,31
Mire 11	5,21	6,10	14,53	7,49	8,74	14,21
Mire 12	4,09	4,15	1,51	6,28	7,34	14,44
Mire 13	5,11	5,63	9,30	7,49	8,66	13,57
Mire 14	8,07	9,39	14,01	9,40	11,01	14,61
Mire 15	10,96	12,32	11,04	7,80	8,36	6,67
Mire 16	11,09	13,30	16,60	8,43	8,86	4,82
Mire 17	7,71	9,03	14,56	9,50	10,52	9,70
Mire 18	4,12	4,80	14,15	6,73	6,76	0,46
Mire 19	1,58	2,42	34,64	2,00	1,21	-39,26
Mire 20	4,22	4,84	12,70	5,92	6,84	13,45
Mire 21	7,37	8,46	12,91	8,96	10,10	11,29
Mire 22	10,71	12,41	13,67	8,31	9,09	8,57
Mire 23	11,98	14,49	17,34	7,56	7,80	3,15
Mire 24	9,26	10,85	14,65	10,29	11,43	9,98
Mire 25	6,35	7,60	16,37	8,95	12,14	26,33
Mire 26	4,72	5,87	19,67	6,82	7,14	4,48
Mire 27	5,79	7,20	19,69	8,29	8,68	4,51
Mire 28	8,76	9,90	11,48	9,72	10,37	6,27
Mire 29	10,76	13,01	17,32	7,36	7,70	4,43
Mire 30	11,41	13,89	17,83	9,16	9,59	4,44
Mire 31	9,39	11,22	16,30	10,53	11,69	9,91
Mire 32	8,75	10,35	15,43	10,63	11,58	8,26
Mire 33	9,41	11,45	17,87	10,03	11,08	9,47
Mire 34	11,10	12,95	14,29	9,01	9,95	9,49
Mire 35	12,74	15,35	17,01	7,37	7,75	4,82
Mire 36	11,98	14,54	17,62	8,44	8,43	-0,04

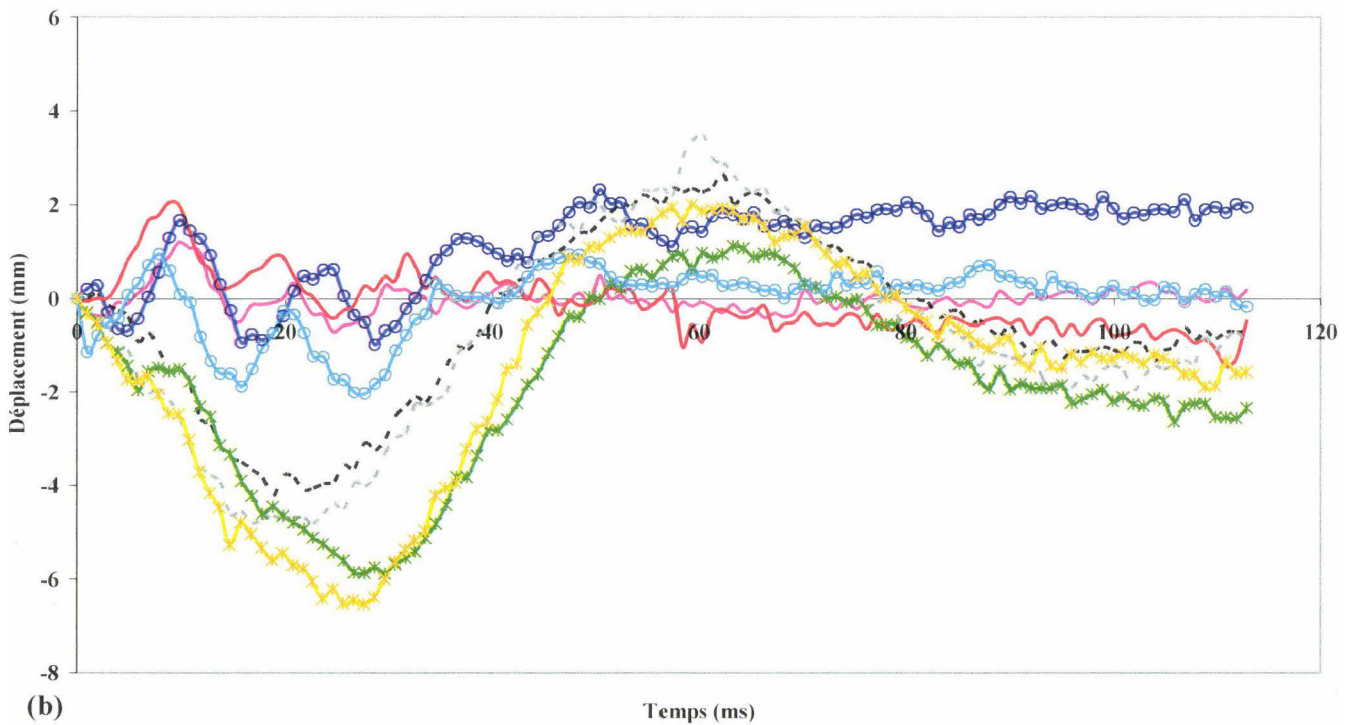
Tableau 3-4 : Etude de l'influence de la vitesse sur le comportement du gel.

La Figure 3-21 compare les déplacements du gel, calculés dans le repère local lié au modèle tournant, pour les mires 2 (zone inférieure du gel), mire 20 (partie centrale) et 35 (zone supérieure), pour les cas de sollicitation 1 (2000 rad/s<sup>2</sup>) et 2 (10000 rad/s<sup>2</sup>).





— avec eau (x) (2000 rad/s\*\*2)    - - - avec eau (y) (2000 rad/s\*\*2)    —○— sans eau (x) (2000 rad/s\*\*2)    —\*— sans eau (y) (2000 rad/s\*\*2)  
— avec eau (x) (10000 rad/s\*\*2)    - - - avec eau (y) (10000 rad/s\*\*2)    —○— sans eau (x) (10000 rad/s\*\*2)    —\*— sans eau (y) (10000 rad/s\*\*2)



— avec eau (x) (2000 rad/s\*\*2)    - - - avec eau (y) (2000 rad/s\*\*2)    —○— sans eau (x) (2000 rad/s\*\*2)    —\*— sans eau (y) (2000 rad/s\*\*2)  
— avec eau (x) (10000 rad/s\*\*2)    - - - avec eau (y) (10000 rad/s\*\*2)    —○— sans eau (x) (10000 rad/s\*\*2)    —\*— sans eau (y) (10000 rad/s\*\*2)

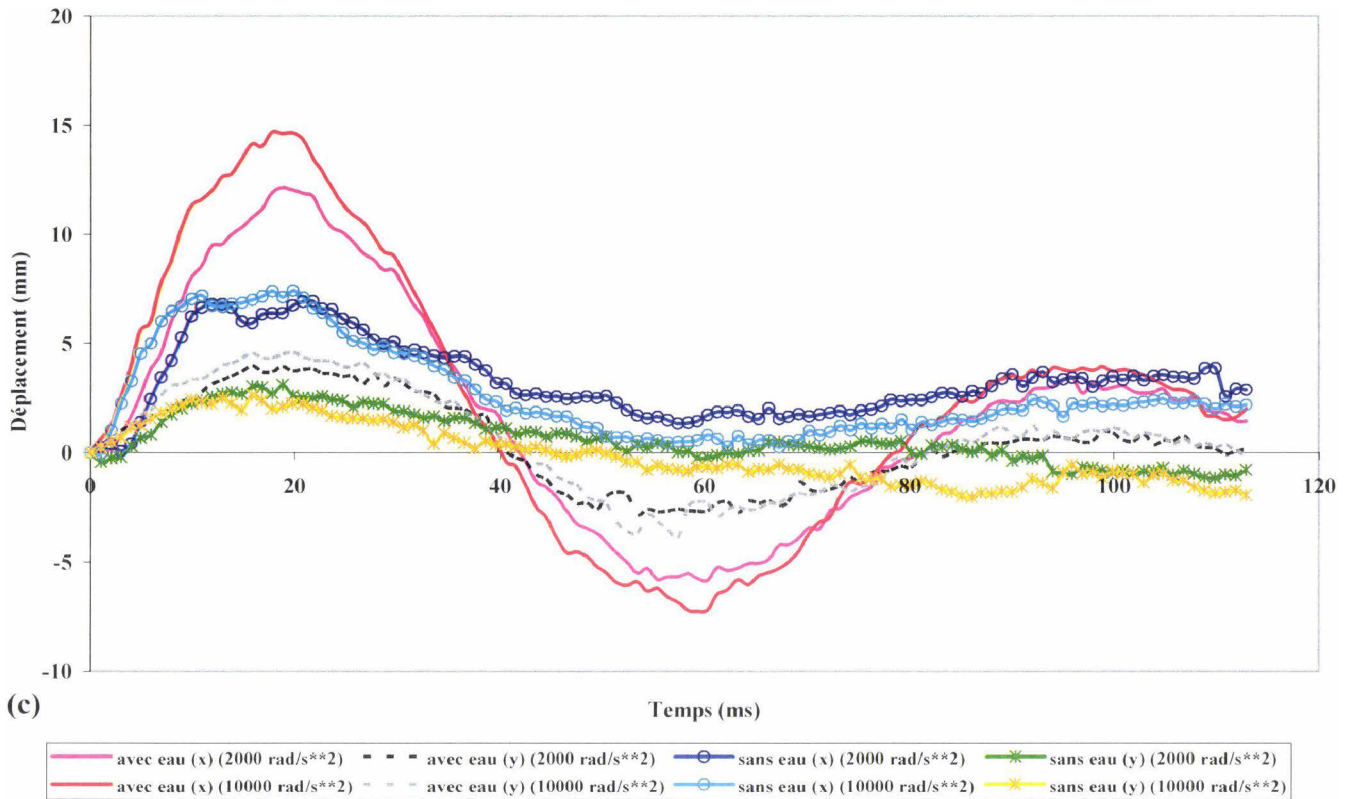
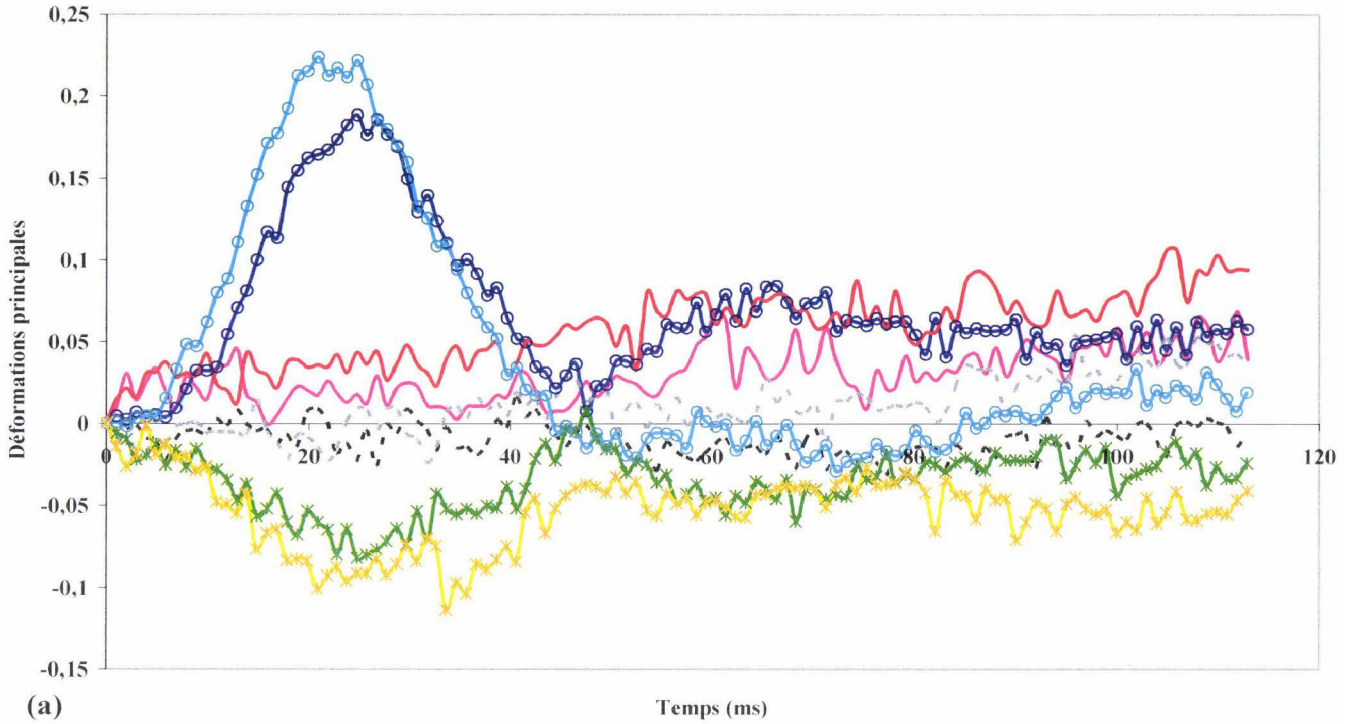


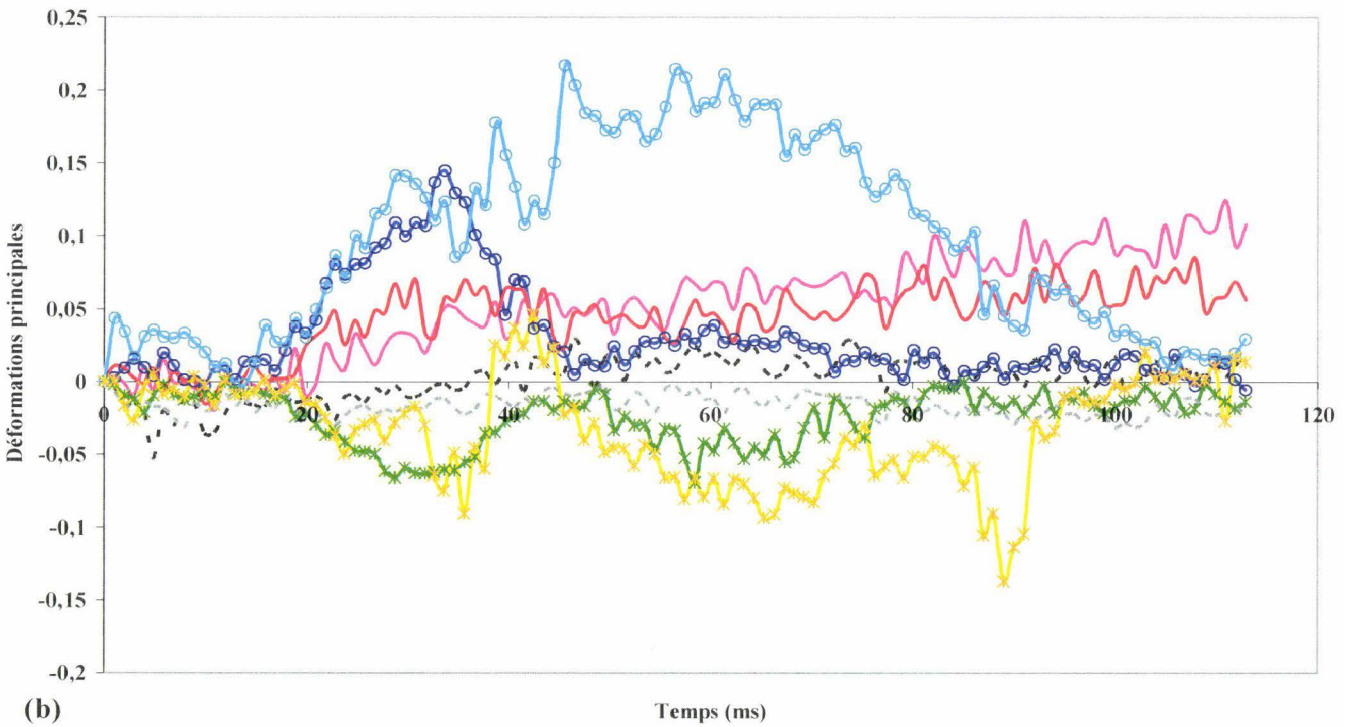
Figure 3-21 : Comparaison des déplacements des mires 2 (a), 20 (b) et 35 (c) pour le cas 1 ( $2000 \text{ rad/s}^2$ ) et le cas 2 ( $10000 \text{ rad/s}^2$ ).

Globalement, nous retrouvons les mêmes cinématiques pour les modèles avec eau, d'une part, et les modèles sans eau, d'autre part. Seules les amplitudes changent avec la vitesse (Tableau 3-4). La cinématique du gel semble donc être plus sensible à la présence ou à l'absence d'eau, qu'à la vitesse de sollicitation.

De même, la Figure 3-22 et la Figure 3-23 superposent les courbes de déformations principales et de cisaillement en fonction du temps pour les mires 2, 20 et 35 pour les sollicitations 1 et 2.



— avec eau (max) (2000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 - - - avec eau (min) (2000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 —○— Sans eau (max) (2000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 —\*— Sans eau (min) (2000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)  
— avec eau (max) (10000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 - - - avec eau (min) (10000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 —○— sans eau (max) (10000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 —\*— sans eau (min) (10000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)



— avec eau (max) (2000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 - - - avec eau (min) (2000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 —○— sans eau (max) (2000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 —\*— sans eau (min) (2000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)  
— avec eau (max) (10000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 - - - avec eau (min) (10000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 —○— sans eau (max) (10000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)   
 —\*— sans eau (min) (10000 rad/s<sup>\*\*2</sup>)



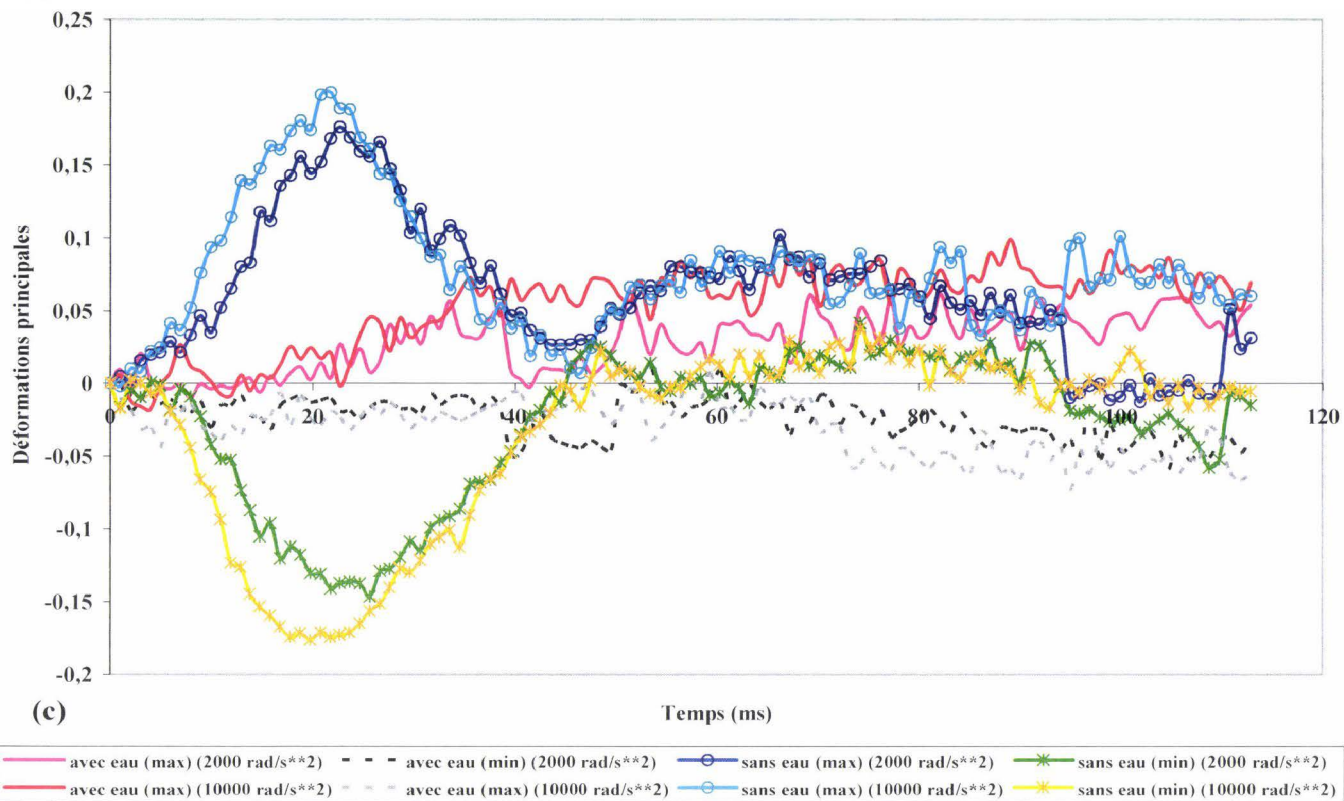
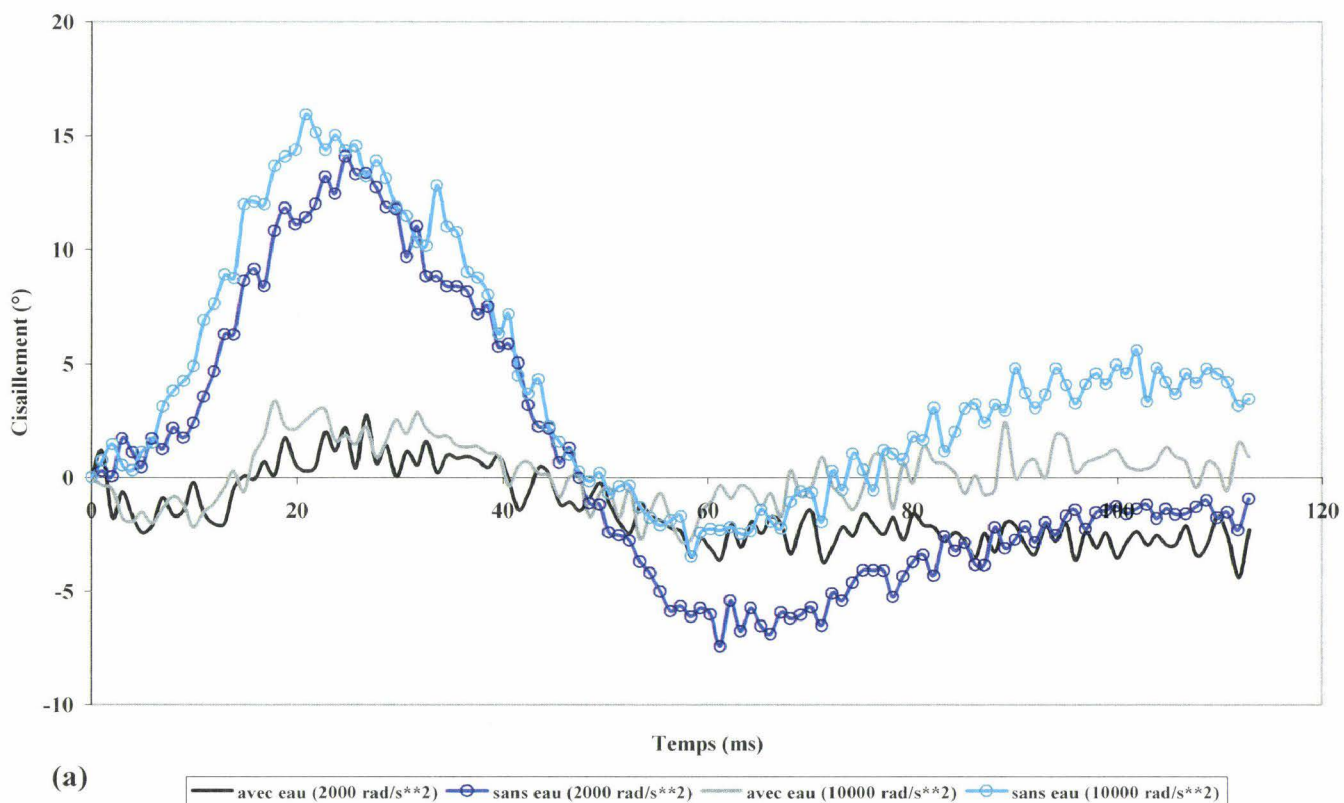
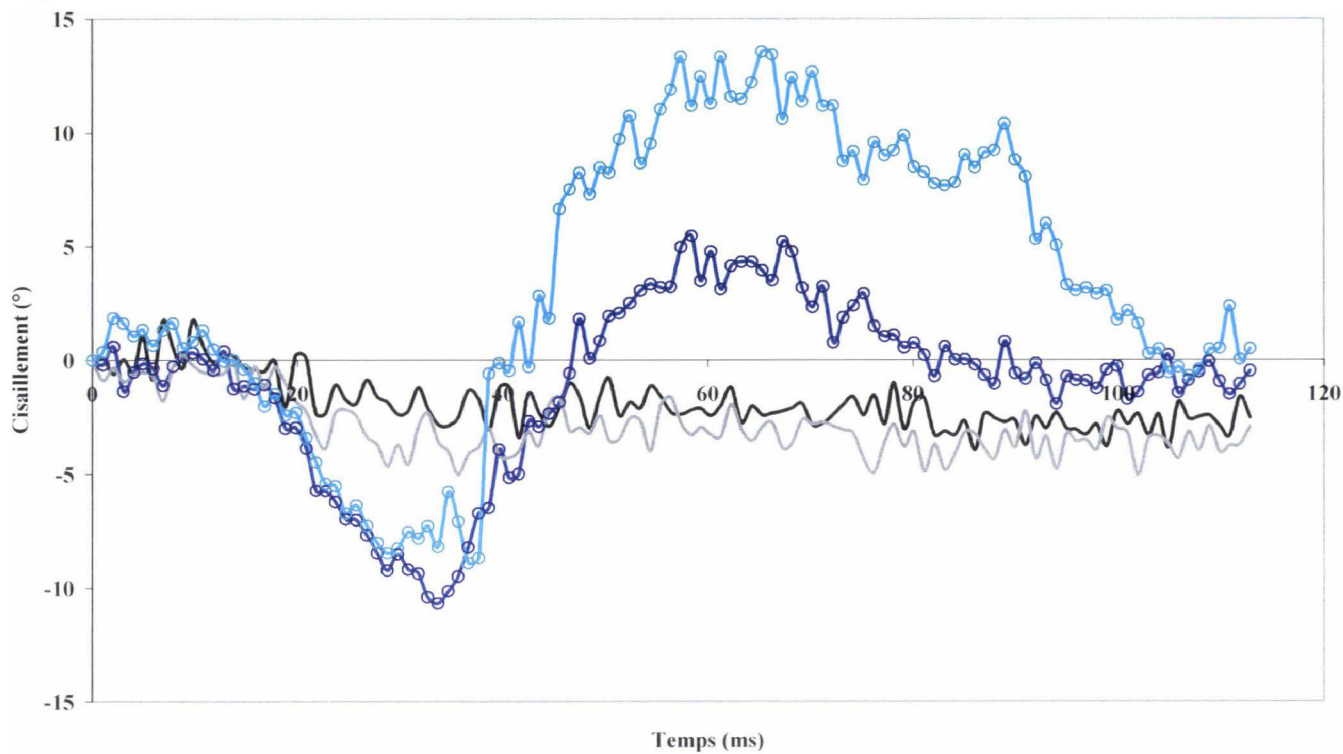
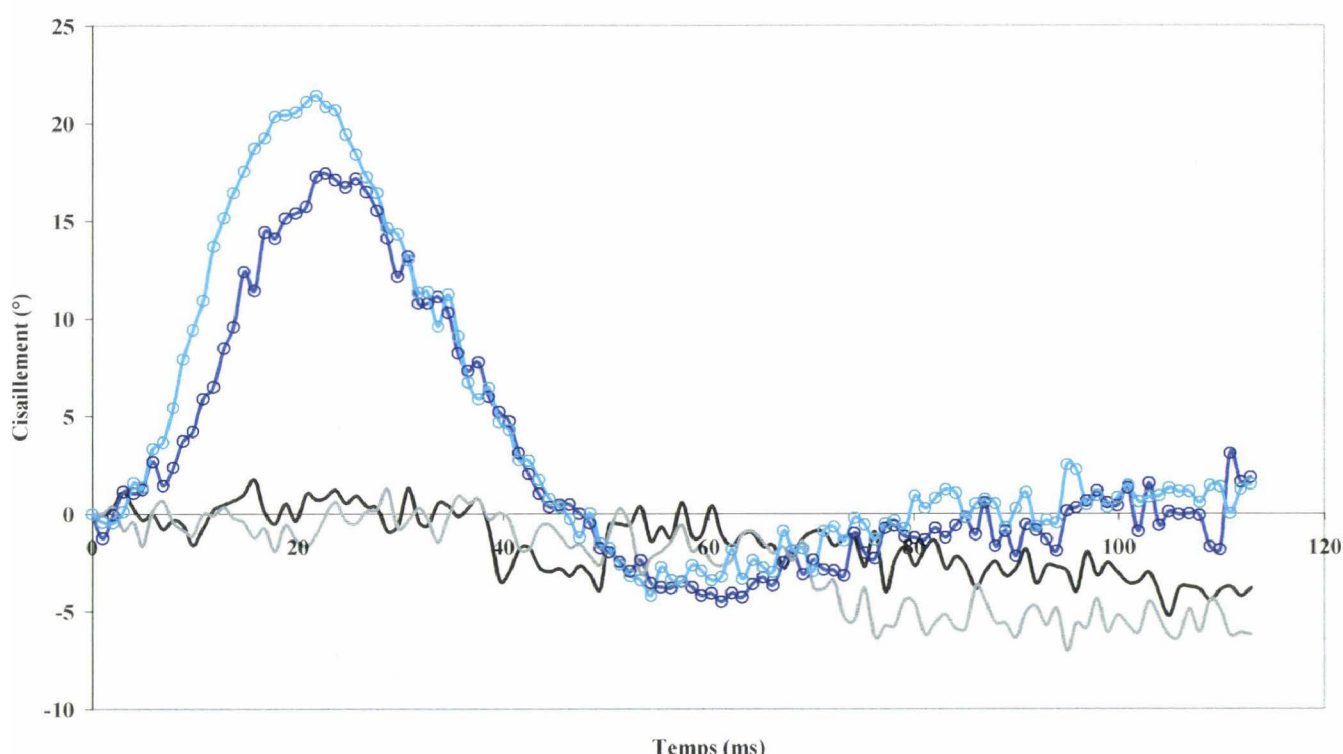


Figure 3-22 : Comparaison des déformations principales des mires 2 (a), 20 (b) et 35 (c) pour les cas 1 ( $2000 \text{ rad/s}^2$ ) et 2 ( $10000 \text{ rad/s}^2$ ).





(b) — avec eau (2000 rad/s\*\*2) — sans eau (2000 rad/s\*\*2) — avec eau (10000 rad/s\*\*2) — sans eau (10000 rad/s\*\*2)



(c) — avec eau (2000 rad/s\*\*2) — sans eau (2000 rad/s\*\*2) — avec eau (10000 rad/s\*\*2) — sans eau (10000 rad/s\*\*2)

Figure 3-23 : Comparaison des déformations en cisaillement des mires 2 (a), 20 (b) et 35 (c) pour les cas 1 (2000 rad/s<sup>2</sup>) et 2 (10000 rad/s<sup>2</sup>).

Ici encore, il y a peu de variation entre le cas 1 et le cas 2, pour chacune des deux versions du modèle. Par contre, entre le modèle avec eau et le modèle sans eau, il y a des différences importantes.

### **3.4. Discussion**

Les déformations dans le gel sont plus importantes pour le modèle sans eau que pour le modèle avec eau. En revanche, les déplacements relatifs du gel par rapport aux parois verticales de la cuve cylindrique sont plus importants en périphérie du gel pour le modèle avec eau que pour le modèle sans eau, et inversement, pour l'intérieur du gel. Ceci peut s'expliquer notamment par le fait que le gel, dans le modèle avec eau, semble avoir principalement un mouvement de corps rigide à l'intérieur de la cuve. En effet, celui-ci est libre de tourner, ce qui explique les déformations relativement faibles et les déplacements périphériques importants. Par contre dans le modèle sans eau, le gel adhère parfaitement aux parois du modèle en aluminium. De ce fait, son mouvement est restreint, induisant des déformations dans le gel relativement importantes et des déplacements à l'intérieur du gel supérieurs à ceux enregistrés pour le modèle avec eau.

L'allure des déplacements est différente pour le modèle avec et sans eau. En effet, lors de la mise en mouvement du modèle, nous observons un déplacement des mires du gel suivi d'une phase d'inversion de ce mouvement. Dans le modèle sans eau, le gel se déplace pendant la phase d'accélération du modèle puis tend à reprendre une configuration stable. Ceci peut s'expliquer notamment par le fait que le gel n'est pas retenu dans le modèle avec eau alors que dans le modèle sans eau, le gel est collé à la paroi de la cuve.

Enfin, la superposition des courbes de déplacements suivant x et y pour les modèles avec et sans eau, et, pour des vitesses différentes, a permis de mettre en évidence la forte dépendance du gel vis-à-vis de ses conditions aux limites. En effet, la cinématique du gel et l'allure des déformations restent la même pour le modèle avec eau quelque soit la vitesse de sollicitation du modèle, seules les amplitudes varient avec la vitesse ; de même pour le modèle sans eau. En revanche, la cinématique du gel et les déformations à l'intérieur du gel sont relativement différentes si nous comparons les réponses du gel pour le modèle avec eau et sans eau pour une même vitesse de sollicitation. Le gel est donc plus sensible à ses conditions aux limites (présence ou absence d'eau) qu'à la vitesse de sollicitation.

Ce protocole expérimental a permis de montrer que les conditions aux limites du gel influent sur sa réponse mécanique interne. En effet, la cinématique du gel est différente pour le modèle avec eau (où le gel est libre de bouger par rapport aux parois verticales de la cuve en aluminium) et le modèle sans eau (où le gel adhère parfaitement aux parois verticales de la cuve). L'estimation des niveaux de déformations est importante pour prédire les lésions de type axonales diffuses, et, l'évaluation des déplacements relatifs est utile pour quantifier la présence d'hématomes sous-duraux dus aux ruptures de veines en pont. D'où l'importance de modéliser correctement la couche de LCR dans les modèles éléments finis de la tête humaine.

Ce travail a permis de constituer une base de données qui va permettre de faire évoluer les couplages et constitue ainsi un intéressant benchmark expérimental fluide/structure pour tester différentes méthodes numériques de couplage.



## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**

[Brands, 2002] – BRANDS, D.W.A. Predicting brain mechanics during closed head impact: numerical and constitutive aspects. Ph.D. dissertation, Eindhoven University of Technology, 2002, 156 p.

[Ivarsson et al., 2000] – IVARSSON, J., VIANO D.C., LÖVSUND, P. & ALDMAN, B. Strain relief from the cerebral ventricles during head impact : experimental studies on natural protection of the brain. Journal of Biomechanics, 2000, vol. 33, p. 181-189.

[Margulies et al., 1985] – MARGULIES, S.S., THIBAUT, L.E. & GENNARELLI, T.A. A study of scaling and head injury criteria using physical model experiments. IRCOBI, 1985.

[Margulies et al., 1990] – MARGULIES, S.S., THIBAUT, L.E. & GENNARELLI, T.A. Physical model simulations of brain injury in the primate. Journal of Biomechanics, 1990, vol. 23, no 8, p. 823-836.

[Meaney, 1991] – MEANEY, D.F. The biomechanics of acute subdural hematoma in the subhuman primate and man. Ph.D. dissertation, Department of Bioengineering, University of Pennsylvania, Philadelphia, Pennsylvania, 1991.

[Meaney & Thibault, 1990] – MEANEY, D.F. & THIBAUT, L.E. Physical model studies of cortical brain deformation in response to high strain rate inertial loading. IRCOBI, 1990.

[Rungen, 2004] – RUNGEN, P. Enrichissement des modèles physique et numérique de la tête en vue de mieux représenter la cinématique cérébrale lors d'un choc. Thèse de doctorat en génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2004, 102 p.

## **4. POSITION DU PROBLÈME NUMÉRIQUE**

Dans le chapitre précédent, nous avons présenté les résultats expérimentaux obtenus avec un modèle physique développé pour mieux comprendre les phénomènes d'interaction fluide/structure à l'intérieur de la boîte crânienne. Dans cette partie, nous souhaitons modéliser les expérimentations (solicitation en rotation) par la méthode des éléments finis afin de tester la capacité des codes de calcul existants à reproduire les phénomènes observés, et, afin de valider des options éléments finis pouvant être, par la suite, exploitées pour des modèles numériques de la tête.

### **4.1. Introduction**

Les expérimentations, décrites au chapitre précédent, sont simulées à l'aide du code de calcul explicite éléments finis Pamcrash. Pour le modèle expérimental couplé, gel et eau, l'utilisation d'une loi de comportement fluide pour simuler la couche de fluide est préconisée afin de représenter correctement la réponse du gel. Cependant, la résolution des problèmes d'interaction fluide/structure représente encore aujourd'hui un défi numérique, notamment à cause de la spécialisation historique des codes de simulation entre solide déformable, fluide visqueux incompressible et fluide non visqueux compressible. De ce fait, plusieurs approches, ne modélisant pas la couche d'eau avec des éléments fluides, utilisées notamment pour modéliser l'interface crâne/cerveau dans les modèles éléments finis de la tête, seront testées et comparées aux résultats expérimentaux considérés ici comme références. Dans ces approches, soit le fluide est représenté par des éléments solides très déformables, soit son influence est prise en compte par un algorithme de contact entre l'eau et le gel.

Avant d'introduire, la présentation des modèles numériques et les résultats de comparaison expérimentale/numérique, les équations générales pour le problème couplé (modèle physique avec eau) ainsi qu'un bilan non exhaustif des schémas numériques employés pour la résolution des problèmes d'interaction fluide/structure sont présentés.

### **4.2. Le problème couplé**

Le problème couplé concerne le modèle physique avec eau (Figure 4-1), constitué d'une cuve cylindrique rigide (aluminium) contenant un cylindre déformable (gel de silicone) avec une interface fluide (eau) entre les deux cylindres. La cuve rigide en aluminium est



sollicitée en rotation par rapport à un axe parallèle à son axe de révolution. Des mires (pastilles de papier noir) sont disposées dans le plan moyen du gel et sur le contour de la cuve en aluminium. Les positions de ces mires sont enregistrées tout au long de la simulation grâce à une caméra rapide et sont post-traitées grâce à un logiciel de suivi de mires. Ainsi, la cinématique complète du modèle, les déformations du gel et le mouvement relatif du gel par rapport aux parois verticales de la cuve peuvent être calculés. De même, la pression dans le fluide et l'accélération du modèle sont enregistrées grâce à des capteurs de pression et un accéléromètre fixés sur le modèle. La mesure de toutes ces grandeurs physiques a pour but de permettre une validation complète du modèle numérique.

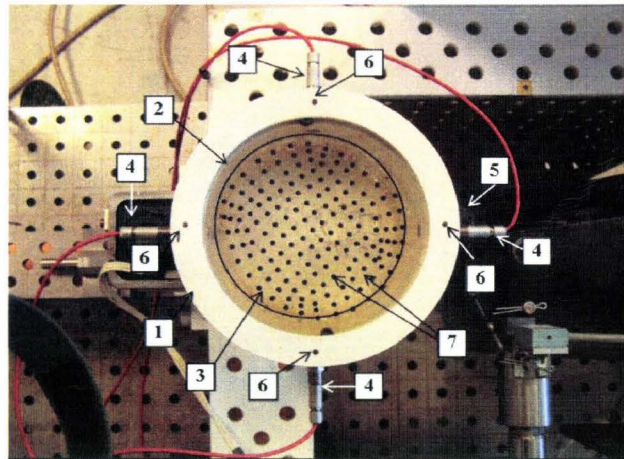


Figure 4-1 : Le modèle cylindrique : 1 : Cuve en Aluminium. 2 : Couche de fluide (eau). 3 : Gel de Silicone. 4 : Capteurs de pression. 5 : Accéléromètres. 6 : Mires de la cuve. 7 : Mires du gel.

Dans la modélisation du modèle physique, la cuve en aluminium est représentée par un corps rigide pour pouvoir imposer la cinématique du modèle expérimental. Le problème couplé correspond donc à la modélisation du complexe eau/gel.

Les équations générales du problème couplé correspondent aux équations d'équilibre pour le fluide (eau/LCR) et pour le solide (gel/cerveau), ainsi que des conditions de couplage sur les parois de la structure en contact avec le fluide.

Nous supposons, par la suite, l'existence d'une interface ( $\Gamma_{FS}$ ) séparant le fluide ( $\Omega_f$ ) de la structure ( $\Omega_s$ ), ce qui est le cas dans notre étude.

#### 4.2.1. Équations de bilan du fluide (couche d'eau)

Pour un fluide newtonien, les équations d'équilibre s'écrivent :

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{\rho}_f + \rho_f \operatorname{div}(\vec{v}_f) = 0 \quad (\Omega_f) \quad (2.1) \\ \rho_f \dot{\vec{v}}_f - \operatorname{div}(\vec{\sigma}_f) - \rho_f \vec{f} = \vec{0} \quad (\Omega_f) \quad (2.2) \\ \vec{\sigma}_f = -p_f \vec{I} + \vec{\tau} \quad (\Omega_f) \quad (2.3) \\ \vec{\tau} = 2\eta_f \left( \overline{\overline{\varepsilon}}(\vec{v}_f) - \frac{1}{3} \left( \operatorname{Tr} \left( \overline{\overline{\varepsilon}}(\vec{v}_f) \right) \right) \overline{\overline{I}} \right) \quad (\Omega_f) \quad (2.4) \\ \overline{\overline{\varepsilon}}(\vec{v}_f) = \frac{1}{2} \left( \overline{\overline{\operatorname{grad}}}(\vec{v}_f) + \overline{\overline{\operatorname{grad}}}^T(\vec{v}_f) \right) \quad (\Omega_f) \quad (2.5) \\ \vec{v}_f = \dot{\vec{u}}_f \quad (\Omega_f) \quad (2.6) \end{array} \right.$$

Dans ce système, les équations (2.1) et (2.2) correspondent respectivement aux équations de conservation de la masse (ou équation de continuité) et de la quantité de mouvement du fluide. Les variables  $\rho_f$ ,  $p_f$ ,  $\vec{u}_f$ ,  $\vec{v}_f$ ,  $\vec{\sigma}_f$  et  $\vec{f}$  désignent respectivement la masse volumique, la pression, le déplacement, la vitesse et le tenseur des contraintes de Cauchy du fluide ainsi que la densité d'efforts volumiques extérieurs. Pour un fluide newtonien, la loi de comportement est donnée par (2.3) où  $\vec{I}$  désigne le tenseur identité et  $\vec{\tau}$  le déviateur des contraintes. Ce dernier est lié au tenseur des taux de déformations  $\overline{\overline{\varepsilon}}(\vec{v}_f)$  par la relation (2.4) avec  $\eta_f$  la viscosité du fluide ;  $\overline{\overline{\varepsilon}}(\vec{v}_f)$  étant défini par (2.5). Par ailleurs, dans ces équations, le point désigne la dérivée totale par rapport au temps définie par la dérivée particulaire.

En injectant (2.3) et (2.4) dans (2.2), nous obtenons les équations de Navier-Stokes pour un fluide Newtonien :

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{\rho}_f + \rho_f \operatorname{div}(\vec{v}_f) = 0 \quad (\Omega_f) \\ \rho_f \dot{\vec{v}}_f + \overline{\overline{\operatorname{grad}}}(p_f) - 2\eta_f \overline{\overline{\operatorname{div}}}\left( \overline{\overline{\varepsilon}}(\vec{v}_f) - \frac{1}{3} \left( \operatorname{Tr} \left( \overline{\overline{\varepsilon}}(\vec{v}_f) \right) \right) \overline{\overline{I}} \right) - \rho_f \vec{f} = \vec{0} \quad (\Omega_f) \end{array} \right. \quad (2.7)$$

Ou encore, en remplaçant le tenseur des déformations par sa définition (2.5) et en utilisant les relations (2.9) :

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{\rho}_f + \rho_f \operatorname{div}(\vec{v}_f) = 0 \quad (\Omega_f) \\ \rho_f \dot{\vec{v}}_f + \overline{\overline{\operatorname{grad}}}(p_f) - \eta_f \overline{\overline{\Delta}}(\vec{v}_f) - \frac{1}{3} \eta_f \overline{\overline{\operatorname{grad}}}\left( \operatorname{div}(\vec{v}_f) \right) - \rho_f \vec{f} = \vec{0} \quad (\Omega_f) \end{array} \right. \quad (2.8)$$



$$\left\{ \begin{array}{l} \overline{\text{tr}}(\overline{\varepsilon}(\overline{v}_f)) = \overline{\text{div}}(\overline{v}_f) \\ \overline{\text{div}}(\overline{\text{grad}}(\overline{v}_f)) = \overline{\Delta}(\overline{v}_f) \\ \overline{\text{div}}(\overline{\text{grad}}^T(\overline{v}_f)) = \overline{\text{grad}}(\overline{\text{div}}(\overline{v}_f)) \\ \overline{\text{div}}(\overline{pI}) = \overline{\text{grad}}(\overline{p}) \\ \overline{\text{div}}(\overline{\text{div}}(\overline{v}_f)\overline{I}) = \overline{\text{grad}}(\overline{\text{div}}(\overline{v}_f)) \end{array} \right. \quad (2.9)$$

Ce système d'équations doit être complété par des conditions aux limites en efforts et/ou en déplacements imposés sur la frontière du domaine fluide. Ces conditions aux limites seront détaillées plus loin.

Enfin, à ces conditions aux limites, il convient d'ajouter les conditions initiales et, dans le cas d'un fluide compressible, une loi d'état liant la pression et la masse volumique.

Les expérimentations sont supposées isothermes, les propriétés matérielles ne dépendent donc pas de la température. De ce fait, l'équation de transfert de la chaleur (ou équation de conservation de l'énergie) n'est pas considérée.

#### 4.2.2. Équations de bilan pour un solide élastique (gel)

Si le gel est modélisé par un solide élastique linéaire isotrope, les équations à résoudre sont données par le système suivant:

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{\rho}_s + \rho_s \overline{\text{div}}(\dot{\overline{u}}_s) = 0 \quad (\Omega_s) \quad (2.10) \\ \rho_s \ddot{\overline{u}}_s - \overline{\text{div}}(\overline{\sigma}_s) - \rho_s \overline{f} = \vec{0} \quad (\Omega_s) \quad (2.11) \\ \overline{\sigma}_s = \lambda \left( \overline{\text{Tr}}(\overline{\varepsilon}(\overline{u}_s)) \right) \overline{I} + 2\mu \overline{\varepsilon}(\overline{u}_s) \quad (\Omega_s) \quad (2.12) \\ \overline{\varepsilon}(\overline{u}_s) = \frac{1}{2} \left( \overline{\text{grad}}(\overline{u}_s) + \overline{\text{grad}}^T(\overline{u}_s) \right) \quad (\Omega_s) \quad (2.13) \end{array} \right.$$

Les équations (2.10) et (2.11) correspondent à l'équation de continuité, d'une part, et à l'équation de conservation de la quantité de mouvement, d'autre part, pour le solide. La loi de comportement pour un solide élastique est donnée par la relation (2.12) où  $\lambda$  et  $\mu$  sont les coefficients de Lamé. Ils sont liés au coefficient de Poisson et au module d'Young par la relation (2.14).

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad \text{et} \quad \lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (2.14)$$

Dans ces équations,  $\rho_s$ ,  $\vec{u}_s$ ,  $\vec{\sigma}_s$  et  $\vec{f}$  désignent respectivement la masse volumique, le champ de déplacement et le tenseur des contraintes pour le solide, ainsi que les efforts volumiques extérieurs qui s'exercent sur la structure.

En remplaçant (2.12) dans (2.11), nous obtenons les équations de Navier pour le solide.

$$\begin{cases} \dot{\rho}_s + \rho_s \operatorname{div}(\dot{\vec{u}}_s) = 0 & (\Omega_s) \\ \rho_s \ddot{\vec{u}}_s - \overrightarrow{\operatorname{div}}\left(\lambda \left(\overrightarrow{\operatorname{Tr}}\left(\overrightarrow{\varepsilon}(\vec{u}_s)\right)\right)\overrightarrow{I} + 2\mu \overrightarrow{\varepsilon}(\vec{u}_s)\right) - \rho_s \vec{f} = \vec{0} & (\Omega_s) \end{cases} \quad (2.15)$$

Ou encore :

$$\begin{cases} \dot{\rho}_s + \rho_s \operatorname{div}(\dot{\vec{u}}_s) = 0 & (\Omega_s) \\ \rho_s \ddot{\vec{u}}_s - (\lambda + \mu) \overrightarrow{\operatorname{grad}}(\operatorname{div}(\vec{u}_s)) - \mu \Delta \vec{u}_s - \rho_s \vec{f} = \vec{0} & (\Omega_s) \end{cases} \quad (2.16)$$

Ces équations doivent être complétées par des conditions aux limites (partie 4.2.4) sur la frontière du domaine solide et des conditions initiales.

### 4.2.3. Équations de bilan pour un solide viscoélastique (gel)

Si le gel est modélisé par un solide viscoélastique, la loi (2.12) est alors amortie par une viscosité additionnelle (visco-élasticité de type Kelvin-Voigt) :

$$\vec{\sigma}_s = \underbrace{\lambda \left(\overrightarrow{\operatorname{Tr}}\left(\overrightarrow{\varepsilon}(\vec{u}_s)\right)\right)\overrightarrow{I} + 2\mu \overrightarrow{\varepsilon}(\vec{u}_s)}_{\text{partie élastique}} + \underbrace{2\eta_s \left(\overrightarrow{\varepsilon}(\dot{\vec{u}}_s) - \frac{1}{3} \operatorname{tr}\left(\overrightarrow{\varepsilon}(\dot{\vec{u}}_s)\right)\overrightarrow{I}\right)}_{\text{partie visqueuse}} \quad (2.17)$$

Où  $\eta_s$  est le coefficient de viscosité du solide.

En injectant (2.17) dans (2.11), nous obtenons les équations de Navier avec un terme d'amortissement :

$$\begin{cases} \dot{\rho}_s + \rho_s \operatorname{div}(\dot{\vec{u}}_s) = 0 & (\Omega_s) \\ \rho_s \ddot{\vec{u}}_s - \overrightarrow{\operatorname{div}}\left(\lambda \left(\overrightarrow{\operatorname{Tr}}\left(\overrightarrow{\varepsilon}(\vec{u}_s)\right)\right)\overrightarrow{I} + 2\mu \overrightarrow{\varepsilon}(\vec{u}_s) + 2\eta_s \left(\overrightarrow{\varepsilon}(\dot{\vec{u}}_s) - \frac{1}{3} \operatorname{tr}\left(\overrightarrow{\varepsilon}(\dot{\vec{u}}_s)\right)\overrightarrow{I}\right)\right) - \rho_s \vec{f} = \vec{0} & (\Omega_s) \end{cases} \quad (2.18)$$

Ou encore :

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{\rho}_s + \rho_s \operatorname{div}(\dot{\vec{u}}_s) = 0 \quad (\Omega_s) \\ \underbrace{\rho_s \ddot{\vec{u}}_s}_{\text{masse}} - \underbrace{\frac{1}{3} \eta_s \overrightarrow{\operatorname{grad}} \left( \operatorname{div}(\dot{\vec{u}}_s) \right)}_{\text{amortissement}} - \underbrace{\eta_s \overrightarrow{\Delta} \dot{\vec{u}}_s}_{\text{raideur}} - \underbrace{(\lambda + \mu) \overrightarrow{\operatorname{grad}} \left( \operatorname{div}(\dot{\vec{u}}_s) \right)}_{\text{raideur}} - \underbrace{\mu \overrightarrow{\Delta} \dot{\vec{u}}_s}_{\text{raideur}} - \underbrace{\rho_s \vec{f}}_{\text{forces extérieures}} = \vec{0} \quad (\Omega_s) \end{array} \right. \quad (2.19)$$

Ces équations doivent être complétées par des conditions aux limites sur la frontière du domaine solide et des conditions initiales. Les différents types de conditions aux limites font l'objet du paragraphe suivant.

#### 4.2.4. Conditions aux limites

Les conditions aux limites peuvent être de plusieurs sortes et s'écrivent de la même manière pour le fluide et le solide:

- Conditions aux limites en efforts :

$$\overrightarrow{\sigma}_i \cdot \vec{n} = \overrightarrow{T}_{imp}, \quad \text{sur } (\partial\Omega_i^f), \quad i \in \{f, s\} \quad (2.20)$$

Où  $(\partial\Omega_i^f)$  désigne la partie de la frontière du domaine fluide  $\Omega_f$  ou solide  $\Omega_s$  soumise à des efforts surfaciques imposés  $\overrightarrow{T}_{imp}$ .

Par exemple, la condition de surface libre s'écrit :

$$\overrightarrow{\sigma}_i \cdot \vec{n} = \vec{0}, \quad \text{sur } (\partial\Omega_i^f), \quad i \in \{f, s\} \quad (2.21)$$

- Conditions aux limites en déplacements :

$$\vec{u}_i = \vec{U}_{imp}, \quad \text{sur } (\partial\Omega_i^d), \quad i \in \{f, s\} \quad (2.22)$$

Où  $(\partial\Omega_i^d)$  désigne la partie de la frontière du domaine fluide  $\Omega_f$  ou solide  $\Omega_s$  soumise à des déplacements imposés  $\vec{U}_{imp}$ .

Par exemple, la condition d'encastrement s'écrit :

$$\vec{u}_i = \vec{0}, \quad \text{sur } (\partial\Omega_i^d), \quad i \in \{f, s\} \quad (2.23)$$

- Conditions aux limites mixtes efforts/déplacements :
  - Effort normal et déplacements tangentiels imposés

$$\overline{(\overline{\sigma}_i \vec{n})} \vec{n} = T_{normal} \quad \text{et} \quad \vec{u}_i - (\vec{u}_i \cdot \vec{n}) \vec{n} = \vec{U}_{tangentielle}, \quad \text{sur} \quad (\partial\Omega_i^N), \quad i \in \{f, s\} \quad (2.24)$$

Où  $(\partial\Omega_i^N)$  désigne la partie de la frontière du domaine fluide  $\Omega_f$  ou solide  $\Omega_s$  soumise à des efforts normaux  $T_{normal}$  et à des déplacements tangentiels  $\vec{U}_{tangentielle}$  imposés.

Par exemple, pour un plan d'injection, on a :

$$\overline{(\overline{\sigma}_i \vec{n})} \vec{n} = 0 \quad \text{et} \quad \vec{u}_i - (\vec{u}_i \cdot \vec{n}) \vec{n} = \vec{0}, \quad \text{sur} \quad (\partial\Omega_i^N), \quad i \in \{f, s\} \quad (2.25)$$

- Efforts tangentiels et déplacement normal imposé

$$\overline{\overline{\sigma}_i \vec{n}} - \left( \overline{(\overline{\sigma}_i \vec{n})} \vec{n} \right) \vec{n} = \vec{T}_{tangentielle} \quad \text{et} \quad \vec{u}_i \cdot \vec{n} = U_{normal}, \quad \text{sur} \quad (\partial\Omega_i^T), \quad i \in \{f, s\} \quad (2.26)$$

Où  $(\partial\Omega_i^T)$  désigne la partie de la frontière du domaine fluide  $\Omega_f$  ou solide  $\Omega_s$  soumise à des efforts tangentiels  $\vec{T}_{tangentielle}$  et à des déplacements normaux  $U_{normal}$  imposés.

Par exemple, pour un plan de symétrie, on a :

$$\overline{\overline{\sigma}_i \vec{n}} - \left( \overline{(\overline{\sigma}_i \vec{n})} \vec{n} \right) \vec{n} = \vec{0} \quad \text{et} \quad \vec{u}_i \cdot \vec{n} = 0, \quad \text{sur} \quad (\partial\Omega_i^T), \quad i \in \{f, s\} \quad (2.27)$$

#### 4.2.5. Synthèse

Ainsi, nous pouvons remarquer que les équations à résoudre pour le fluide et le solide ne diffèrent que par les lois de comportement. En effet, les lois de conservation s'écrivent de la même manière :

$$\left\{ \begin{array}{l} \dot{\rho} + \rho \operatorname{div}(\vec{u}) = 0 \quad (\Omega) \end{array} \right. \quad (2.28)$$

$$\left\{ \begin{array}{l} \rho \ddot{\vec{u}} - \overline{\operatorname{div}(\overline{\sigma})} - \rho \vec{f} = \vec{0} \quad (\Omega) \end{array} \right. \quad (2.29)$$

Ainsi que les conditions aux limites : (2.20), (2.22), (2.24) et (2.26).

Cependant, pour un fluide Newtonien, le tenseur des contraintes est calculé à partir des relations (2.3) et (2.4) ; pour un solide élastique par (2.12) et pour un solide viscoélastique par (2.17).

Dans le cas d'un système couplé fluide/structure, ces équations d'équilibre sont complétées par des conditions de couplage à l'interface entre le fluide et la structure.

#### 4.2.6. Système couplé fluide/structure

Le système couplé fluide/structure est régi par les équations de Navier-Stokes (2.8) pour le fluide, et, les équations de Navier (2.16) pour le solide élastique ou Navier amortie (2.19) pour le solide viscoélastique, munies des conditions de couplage à l'interface entre le fluide et la structure. Ces conditions sont au nombre de deux : une condition dynamique et une condition cinématique.

La condition dynamique exprime l'équilibre local à l'interface. Elle a pour expression :

$$\overline{\overline{\sigma}}_s \cdot \vec{n} - \overline{\overline{\sigma}}_f \cdot \vec{n} = 0 \quad (\Gamma_1^{fS}) \quad (2.30)$$

Où  $\vec{n}$  est la normale extérieure au solide à l'interface fluide/structure ( $\vec{n} = \overline{\overline{n}}_f = -\overline{\overline{n}}_s$ ) et  $\Gamma_1^{fS}$  la partie de la frontière de la structure en contact avec le fluide sur laquelle est imposée la condition dynamique.

La condition cinématique exprime le fait qu'en chaque instant, le mouvement du fluide est la même que celui du solide à l'interface fluide/structure. Elle s'écrit :

$$\dot{\vec{u}}_s - \dot{\vec{v}}_f = 0 \quad (\Gamma_2^{fS}) \quad (2.31)$$

Où  $\Gamma_2^{fS}$  la partie de la frontière de la structure en contact avec le fluide sur laquelle est imposée la condition cinématique.

Le fluide et le solide ont la même vitesse à l'interface fluide/structure.

Dans le cas d'un fluide parfait :

$$\overline{\overline{\sigma}}_f \cdot \vec{n} = -p_f \vec{n} \quad (\Gamma^{fS}) \quad (2.32)$$

$$\text{Donc, } \overline{\overline{\sigma}}_f \cdot \vec{n} - \left( \left( \overline{\overline{\sigma}}_f \cdot \vec{n} \right) \cdot \vec{n} \right) \vec{n} = \vec{0} \quad (\Gamma^{fS}) \quad (\text{pas de frottement}) \quad (2.33)$$

Il faut donc imposer :

$$\overline{\overline{\sigma}}_s \cdot \vec{n} - \left( \left( \overline{\overline{\sigma}}_s \cdot \vec{n} \right) \cdot \vec{n} \right) \vec{n} = \vec{0} \quad (\Gamma^{fS}) \quad (\text{pas de frottement}) \quad (2.34)$$

$$\text{Et } \dot{\vec{u}}_s \cdot \vec{n} - \dot{\vec{v}}_f \cdot \vec{n} = 0 \quad (\Gamma^{fS}) \quad (2.35)$$

En chaque instant, la vitesse du fluide, le long de la normale à l'interface, est égale à la vitesse de la structure dans la même direction. Ceci impose au fluide et à la structure de rester toujours en contact. La condition (2.35) empêche donc les domaines fluide et solide de se détacher ou de se superposer pendant le mouvement. La vitesse du fluide suivant la tangente à

l'interface, quant à elle, est indépendante de celle de la structure ; ainsi le fluide non visqueux peut s'écouler librement tangentiellement à l'interface fluide/structure.

Il est à noter qu'il existe d'autres conditions de contact qui permettent le décollement entre le fluide et le solide. Ces conditions ne seront pas abordées ici, puisqu'elles ne seront pas utilisées dans notre étude.

Ainsi, l'analyse des systèmes couplés conduit à la résolution d'un système d'équations aux dérivées partielles respectant des conditions aux limites (éventuellement fonction du temps) et des conditions initiales. Ce système d'équations aux dérivées partielles est en général trop complexe pour être résolu analytiquement. De ce fait, des méthodes numériques sont souvent utilisées pour déterminer une solution approchée du système. L'algorithme de résolution d'un problème couplé instationnaire peut se décomposer en trois parties : discrétisation spatiale des domaines d'étude, intégration temporelle simultanée ou décalée du système couplé et mise à jour des domaines fluide et solide. Avant d'aborder la résolution du système couplé, il est nécessaire de maîtriser les méthodes numériques associées. Le chapitre suivant fournit un rappel des différentes méthodes employées.

### **4.3. Méthodes numériques de résolution**

Les méthodes numériques les plus utilisées en mécanique du fluide sont la méthode des volumes finis et la méthode des éléments finis (largement utilisées, au début de leur développement, pour les fluides non visqueux compressibles et pour les fluides visqueux incompressibles respectivement). La méthode des éléments finis est également très utilisée pour la résolution des problèmes de mécanique des structures. D'autres méthodes existent, comme la méthode des différences finies ou les méthodes particulières, mais ces méthodes sortent du cadre de notre étude et ne seront donc pas évoquées ici. Ces méthodes ont comme points communs, la discrétisation spatiale du domaine de calcul et la transformation du problème continu en un problème discret puis matriciel. Notons tout de même que la méthode des différences finies est utilisée pour l'intégration temporelle du système.

Dans cette partie, la méthode des éléments finis est rappelée sur la base des équations d'équilibre du fluide et du solide. Puis, les différentes descriptions du mouvement du domaine étudié sont évoquées. Enfin, l'algorithme d'intégration temporelle, par un schéma de Newmark, est donné.

### 4.3.1. La méthode des éléments finis

Pour résoudre un système différentiel, modélisant un système physique, composé de solide(s) et/ou de fluide(s), par la méthode des éléments finis, il faut écrire la formulation faible ou formulation variationnelle du problème. Cette formulation peut être déduite du système différentiel par des raisonnements mathématiques [Nicaise, 2000] ou par des raisonnements physiques [Bathe, 1982]. Elle revient à multiplier chaque terme des équations du système par une fonction test et à intégrer ces équations sur le domaine de calcul. Chercher la solution du système revient alors à résoudre un problème de minimisation d'une fonctionnelle représentant l'énergie totale du système. Au besoin, des intégrations par parties sont effectuées sur la formulation variationnelle afin de diminuer l'ordre de dérivation des fonctions approchées.

Nous avons vu précédemment que l'équation du mouvement s'écrit de la même façon pour le fluide et le solide :

$$\rho \ddot{u} - \overrightarrow{\text{div}}(\overline{\overline{\sigma}}) - \rho \vec{f} = 0 \text{ sur } \Omega \quad (2.36)$$

Le comportement, Newtonien pour le fluide, élastique ou viscoélastique pour le solide, ne diffère que pour le calcul du tenseur des contraintes  $\overline{\overline{\sigma}}$ .

En multipliant (2.36) par une fonction test  $\overline{w}$  et en intégrant sur le volume total  $\Omega$ , nous obtenons :

$$\int_{\Omega} \rho \ddot{u} \cdot \overline{w} \, dx - \int_{\Omega} \overrightarrow{\text{div}}(\overline{\overline{\sigma}}) \cdot \overline{w} \, dx - \int_{\Omega} \rho \vec{f} \cdot \overline{w} \, dx = 0 \quad (2.37)$$

La formule de Green est donnée par:

$$\int_{\Omega} \overrightarrow{\text{div}}(\overline{\overline{\sigma}}) \cdot \overline{w} \, dx = - \int_{\Omega} \overline{\overline{\sigma}} : \overrightarrow{\text{grad}}(\overline{w}) \, dx + \int_{\partial\Omega} (\overline{\overline{\sigma}} n) \cdot \overline{w} \, dx \quad (2.38)$$

Où  $\partial\Omega$  désigne la frontière du domaine  $\Omega$ . Nous rappelons que la frontière du domaine se décompose comme suit :  $\partial\Omega = \partial\Omega^f \cup \partial\Omega^d \cup \partial\Omega^N \cup \partial\Omega^T$ , où  $\partial\Omega^f$ ,  $\partial\Omega^d$ ,  $\partial\Omega^N$  et  $\partial\Omega^T$  désignent respectivement la partie de la frontière du domaine soumise à des efforts surfaciques imposés  $\overline{T}_{imp}$ , à des déplacements imposés  $\overline{U}_{imp}$ , à un effort normal et des déplacements tangentiels imposés  $T_{norm}$  et  $\overline{U}_{tgiel}$ , et, à des efforts tangentiels et un déplacement normal imposés  $\overline{T}_{tgiel}$  et  $U_{norm}$ .

Le tenseur des contraintes  $\overline{\overline{\sigma}}$  étant symétrique, la formule de Green peut encore s'écrire :

$$\int_{\Omega} \overrightarrow{\text{div}}(\overline{\overline{\sigma}}) \cdot \overrightarrow{w} \, dx = - \int_{\Omega} \overline{\overline{\sigma}} : \overline{\overline{\varepsilon}}(\overrightarrow{w}) \, dx + \int_{\Omega} (\overline{\overline{\sigma}} \overrightarrow{n}) \cdot \overrightarrow{w} \, dx \quad (2.39)$$

En appliquant la formule de Green (2.39) à (2.37) et en supposant que les fonctions tests  $w$  vérifient :

$$\overrightarrow{w} = \vec{0} \text{ sur } \partial\Omega^d, \overrightarrow{w} - (\overrightarrow{w} \cdot \overrightarrow{n}) \overrightarrow{n} = \vec{0} \text{ sur } \partial\Omega^N \text{ et } \overrightarrow{w} \cdot \overrightarrow{n} = 0 \text{ sur } \partial\Omega^T \quad (2.40)$$

Nous obtenons la formulation faible de l'équation d'équilibre :

$$\begin{aligned} & \int_{\Omega} \rho \ddot{\overrightarrow{u}} \cdot \overrightarrow{w} \, dx + \int_{\Omega} \overline{\overline{\sigma}} : \overline{\overline{\varepsilon}}(\overrightarrow{w}) \, dx - \int_{\Omega} \rho \overrightarrow{f} \cdot \overrightarrow{w} \, dx \\ & - \int_{\partial\Omega^f} \overrightarrow{T}_{imp} \cdot \overrightarrow{w} \, dx - \int_{\partial\Omega^N} T_{norm}(\overrightarrow{w} \cdot \overrightarrow{n}) \, dx - \int_{\partial\Omega^T} \overrightarrow{T}_{ignel} \cdot (\overrightarrow{w} - (\overrightarrow{w} \cdot \overrightarrow{n}) \overrightarrow{n}) \, dx = 0 \end{aligned} \quad (2.41)$$

On remplace ensuite  $\overline{\overline{\sigma}}$  par sa définition ((2.3) et (2.4) pour un fluide Newtonien, (2.12) pour un solide élastique et (2.17) pour un solide viscoélastique).

Ainsi, les notations suivantes permettent d'écrire les formulations variationnelles pour les domaines fluide et solide :

$$\left\{ \begin{aligned} a_1(\overrightarrow{u}, \overrightarrow{w}) &= 2\eta \int_{\Omega} \overline{\overline{\varepsilon}}(\overrightarrow{u}) : \overline{\overline{\varepsilon}}(\overrightarrow{w}) \, dx - \frac{2\eta}{3} \int_{\Omega} \text{div}(\overrightarrow{u}) \text{div}(\overrightarrow{w}) \, dx \\ a_2(\overrightarrow{u}, \overrightarrow{w}) &= \lambda \int_{\Omega} \text{div}(\overrightarrow{u}) \text{div}(\overrightarrow{w}) \, dx + 2\mu \int_{\Omega} \overline{\overline{\varepsilon}}(\overrightarrow{u}) : \overline{\overline{\varepsilon}}(\overrightarrow{w}) \, dx \\ a_3(\overrightarrow{u}, p) &= \int_{\Omega} -p \text{div}(\overrightarrow{u}) \, dx \\ b_1(\overrightarrow{u}, \overrightarrow{w}) &= \int_{\Omega} \rho \overrightarrow{u} \cdot \overrightarrow{w} \, dx \\ F(\overrightarrow{w}) &= \int_{\partial\Omega^f} \overrightarrow{T}_{imp} \cdot \overrightarrow{w} \, dx + \int_{\partial\Omega^N} T_{norm}(\overrightarrow{w} \cdot \overrightarrow{n}) \, dx + \int_{\partial\Omega^T} \overrightarrow{T}_{ignel} \cdot (\overrightarrow{w} - (\overrightarrow{w} \cdot \overrightarrow{n}) \overrightarrow{n}) \, dx + \int_{\Omega} \rho \overrightarrow{f} \cdot \overrightarrow{w} \, dx \end{aligned} \right. \quad (2.42)$$

- Pour un fluide Newtonien, la formulation faible s'écrit :

Chercher  $\overrightarrow{v}_f$  tel que pour toute fonction test  $\overrightarrow{w}$  vérifiant (2.40) :

$$b_1\left(\dot{\overrightarrow{v}}_f, \overrightarrow{w}\right) + a_1(\overrightarrow{v}_f, \overrightarrow{w}) + a_3(\overrightarrow{w}, p) - F(\overrightarrow{w}) = 0 \quad (2.43)$$



- Pour un solide élastique, la formulation faible s'écrit :

Chercher  $\vec{u}_s$  tel que pour toute fonction test  $\vec{w}$  vérifiant (2.40):

$$b_1\left(\ddot{\vec{u}}_s, \vec{w}\right) + a_2\left(\vec{u}_s, \vec{w}\right) - F\left(\vec{w}\right) = 0 \quad (2.44)$$

- Pour un solide viscoélastique, la formulation s'écrit :

Chercher  $\vec{u}_s$  tel que pour toute fonction test  $\vec{w}$  vérifiant (2.40):

$$b_1\left(\ddot{\vec{u}}_s, \vec{w}\right) + a_1\left(\dot{\vec{u}}_s, \vec{w}\right) + a_2\left(\vec{u}_s, \vec{w}\right) - F\left(\vec{w}\right) = 0 \quad (2.45)$$

Puis le problème continu, défini par la formulation variationnelle (2.41), est discrétisé sur la base d'un maillage préalable de  $\Omega$  en plusieurs éléments géométriques  $\Omega_e$ . En 2D, les éléments utilisés sont des triangles ou des quadrangles. En 3D, les éléments souvent utilisés sont les tétraèdres, les hexaèdres ou les prismes. Les différents éléments du maillage doivent constituer un recouvrement du domaine de calcul approché. De plus, deux éléments adjacents du maillage ne peuvent avoir en commun qu'un sommet, une arête complète ou une face complète.

Sur chaque  $\Omega_e$ , on définit des fonctions d'interpolation (fonctions de forme) et des points de discrétisation, supports géométriques des inconnues. La méthode des éléments finis permet de se ramener au calcul des valeurs de la position, du déplacement, de la vitesse ou de l'accélération, aux points de discrétisation. Les fonctions de forme servent à interpoler les valeurs de ces variables, connues aux nœuds, en tout point de l'élément. Le plus souvent ces fonctions correspondent à une famille de polynômes définis sur  $\Omega_e$ .

Soient  $I$  et  $J$  deux nœuds de l'élément  $\Omega_e$  et  $N_I$  la fonction de forme associée à un nœud  $I$ . Les fonctions de forme ont la propriété suivante :

$$N_I(J) = \delta_{IJ} \quad (2.46)$$

Où  $\delta_{IJ}$  est le symbole de Kronecker.  $N_I$  vaut donc 1 au nœud  $I$  et 0 aux autres nœuds de l'élément.

Les intégrales sur le domaine  $\Omega$  de la formulation variationnelle sont ensuite approximées par la somme des intégrales sur chaque élément  $\Omega_e$  du maillage

$$\left( \int_{\Omega} \rightarrow \sum_e \int_{\Omega_e} \right).$$

Pour un élément  $\Omega_e$  de frontière  $\Gamma_e$ , on note  $U$  le vecteur nodal des déplacements. Il contient les valeurs des déplacements aux nœuds de l'élément. Il s'agit d'un vecteur colonne dont le nombre de termes est égal au produit du nombre de nœuds de l'élément par le nombre de degrés de liberté de chaque nœud. Nous avons alors :

$$\overrightarrow{u}_{ap}^e = NU \quad (2.47)$$

Où  $\overrightarrow{u}_{ap}^e$  est la fonction approchée du déplacement sur  $\Omega_e$  et  $N$  est la matrice d'interpolation qui contient les fonctions de forme pour l'élément  $\Omega_e$ .

De même, en notant  $\ddot{U}$  le vecteur nodal des accélérations, nous avons :

$$\ddot{\overrightarrow{u}}_{ap}^e = N \ddot{U} \quad (2.48)$$

Où  $\ddot{\overrightarrow{u}}_{ap}^e$  la dérivée par rapport au temps d'ordre 2 de  $\overrightarrow{u}_{ap}^e$ .

Notons  $B$  la matrice contenant les dérivées spatiales des fonctions de forme. Cette matrice est utilisée pour discrétiser les déformations.

$$\varepsilon = BU \quad (2.49)$$

Les déformations sont stockées sous forme de vecteur. En 2D,

$$\varepsilon = \langle \varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \gamma_{xy} \rangle = \left\langle u_{x,x}, u_{y,y}, \frac{u_{x,y} + u_{y,x}}{2} \right\rangle \quad (2.50)$$

En 3D,

$$\begin{aligned} \varepsilon &= \langle \varepsilon_{xx}, \varepsilon_{yy}, \varepsilon_{zz}, \gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz} \rangle \\ &= \left\langle u_{x,x}, u_{y,y}, u_{z,z}, \frac{u_{x,y} + u_{y,x}}{2}, \frac{u_{x,z} + u_{z,x}}{2}, \frac{u_{z,y} + u_{y,z}}{2} \right\rangle \end{aligned} \quad (2.51)$$

Avec ces notations, l'équation (2.41) s'écrit sur chaque élément :

$$\begin{aligned} &V^T \left( \underbrace{\int_{\Omega_e} \rho N^T N \, d\Omega_e}_{\text{masse de l'élément}} \right) \ddot{U} + V^T \left( \underbrace{\int_{\Omega_e} B^T \sigma \, d\Omega_e}_{\substack{\text{forces intérieures} \\ \text{sur l'élément}}} \right) \\ &- V^T \left( \underbrace{\int_{\Omega_e} \rho N^T N \, d\Omega_e \, f_v + \int_{\Gamma_e} N^T N \, d\Gamma_e \, f_s}_{\substack{\text{forces extérieures} \\ \text{sur l'élément}}} \right) = 0 \end{aligned}, \quad \forall V \quad (2.52)$$

Avec  $\partial\Omega_e$  la partie de la frontière de l'élément soumis à des déplacements tangentiels et/ou normaux ( $\partial\Omega_e = (\Omega_e \cap \partial\Omega^F) \cup (\Omega_e \cap \partial\Omega^N) \cup (\Omega_e \cap \partial\Omega^T)$ ),  $V$  le vecteur nodal de la fonction test,  $f_v$  et  $f_s$  des vecteurs colonnes contenant respectivement les valeurs des efforts volumiques et surfaciques aux nœuds de l'élément.

Les valeurs  $\ddot{U}$  et  $V^T$  peuvent être sorties des intégrales car ce sont des constantes pour chaque nœud. Les contraintes sont écrites sous forme vectorielle comme les déformations.

Cette équation est vraie quelque soit  $V$ , d'où :

$$\begin{aligned} & \left( \underbrace{\int_{\Omega_e} \rho N^T N \, d\Omega_e}_{M_e} \right) \ddot{U} + \left( \underbrace{\int_{\Omega_e} B^T \sigma \, d\Omega_e}_{Fint_e} \right) \\ & - \left( \underbrace{\int_{\Omega_e} \rho N^T N \, d\Omega_e \, f_v + \int_{\Gamma_e} N^T N \, d\Gamma_e \, f_s}_{Fext_e} \right) = 0 \end{aligned} \quad (2.53)$$

Ceci permet d'écrire sur l'élément :

$$M_e \ddot{U} + Fint_e - Fext_e = 0 \quad (2.54)$$

Avec  $M_e$ ,  $Fint_e$  et  $Fext_e$  respectivement les matrices de masse, forces intérieures et forces extérieures élémentaires.

Enfin, une sommation est effectuée sur l'ensemble des éléments  $\left( \sum_e \int_{\Omega_e} \right)$ . Cela revient à faire un assemblage des matrices élémentaires pour l'ensemble du domaine.

L'équation (2.41) devient alors :

$$M \ddot{U} + Fint - Fext = 0 \quad (2.55)$$

Avec  $M$ ,  $Fint$  et  $Fext$  respectivement les matrices de masse, forces intérieures et forces extérieures du domaine.

La méthode des éléments finis est synthétisée à la Figure 4-2 ci-dessous :

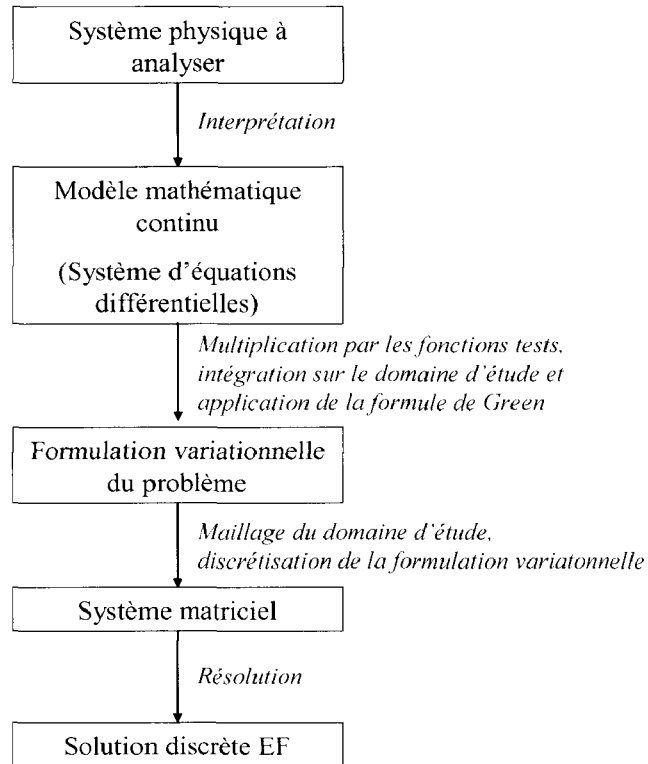


Figure 4-2 : La méthode des éléments finis.

Pour les problèmes instationnaires, (2.55) doit être intégrée en temps. L'intégration temporelle sera évoquée au paragraphe 4.3.3. De plus, pour décrire le mouvement du domaine fluide ou solide, nous avons le choix entre plusieurs formalismes (lagrangien, eulerien, arbitraire Euler-Lagrange) suivant la nature du problème à traiter. Ces différentes formulations sont décrites ci-après.

#### **4.3.2. Description du mouvement**

L'ampleur des déformations est différente pour les deux domaines fluide et solide. Différentes formulations sont alors utilisées pour décrire la cinématique du domaine d'étude. Nous pouvons citer par exemple, la description lagrangienne (le maillage suit la matière - Figure 4-3), eulerienne (le maillage est fixe - Figure 4-4) ou Arbitrairement Lagrangienne Eulerienne (ALE) (le maillage suit une partie de la matière - Figure 4-5).

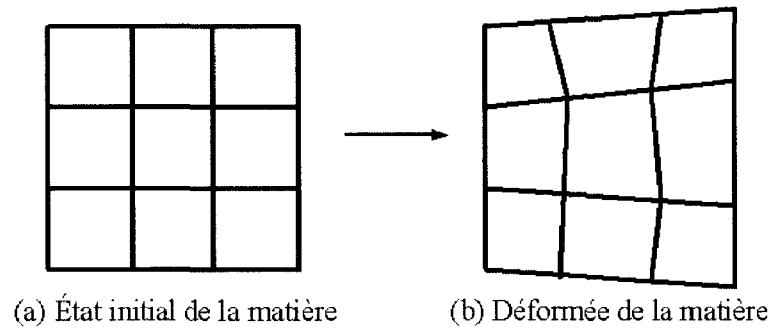


Figure 4-3 : Formulation lagrangienne.

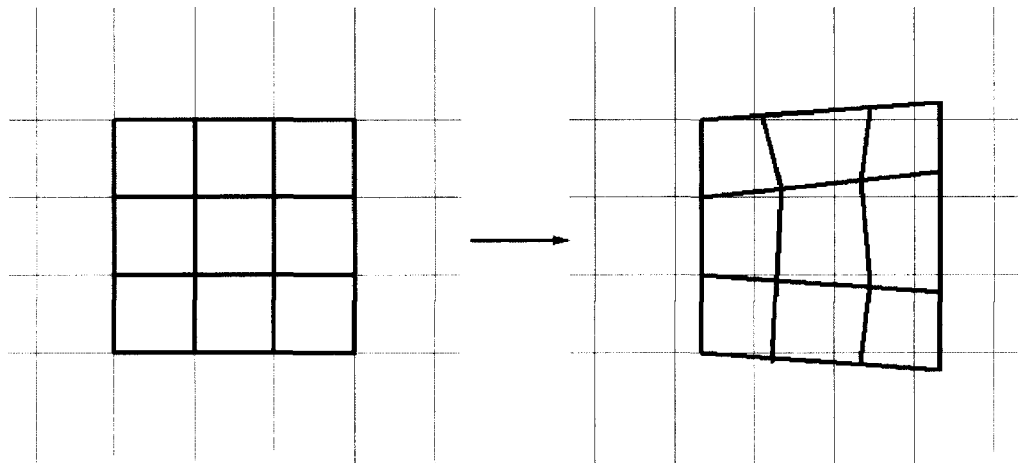


Figure 4-4 : Formulation eulerienne.

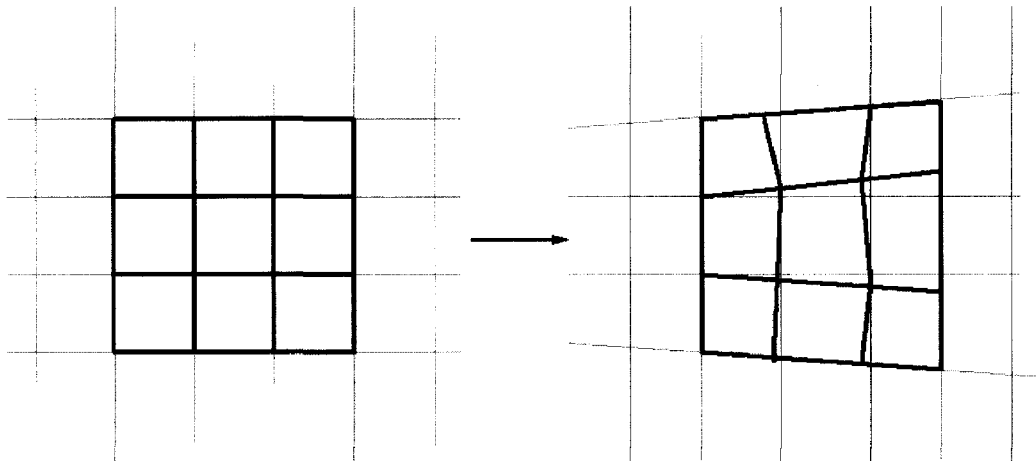


Figure 4-5 : Formulation ALE.

La description lagrangienne est bien adaptée aux solides car le suivi de la déformée est important. La description eulerienne convient mieux pour traiter les fluides car leurs déformations ne peuvent être supportées par le maillage (sans remaillage fréquent). La description ALE est plus générale. Elle est le plus souvent utilisée pour décrire le fluide dans

les problèmes d'interaction fluide/structure car le suivi de l'interface entre les deux domaines importe, contrairement au suivi de l'intérieur du domaine fluide.

#### 4.3.2.1. *Description lagrangienne*

Les solides sont souvent décrits par une formulation lagrangienne. Dans ce cas, la dérivée particulière devient une dérivée partielle par rapport au temps  $\frac{d}{dt} = \frac{\partial}{\partial t}$  et les équations pour le solide élastique ou viscoélastique s'écrivent respectivement :

$$\rho_s \frac{\partial^2 \vec{u}_s}{\partial t^2} - (\lambda + \mu) \overrightarrow{\text{grad}} \left( \text{div}(\vec{u}_s) \right) - \mu \overrightarrow{\Delta} \vec{u}_s - \rho_s \vec{f} = \vec{0} \quad (\Omega_s) \quad (2.56)$$

et

$$\rho_s \frac{\partial^2 \vec{u}_s}{\partial t^2} - \frac{\eta}{3} \overrightarrow{\text{grad}} \left( \text{div} \left( \frac{\partial \vec{u}_s}{\partial t} \right) \right) - \eta \overrightarrow{\Delta} \left( \frac{\partial \vec{u}_s}{\partial t} \right) - (\lambda + \mu) \overrightarrow{\text{grad}} \left( \text{div}(\vec{u}_s) \right) - \mu \overrightarrow{\Delta} \vec{u}_s - \rho_s \vec{f} = \vec{0} \quad (2.57)$$

Pour les matériaux compressibles, l'équation de continuité (2.10) n'a pas besoin d'être résolue grâce à la cinématique lagrangienne.

Dans une formulation lagrangienne, le maillage est attaché à la structure et se déforme en même temps que celle-ci au cours du temps. Le mouvement de la structure est décrit par rapport à une configuration dite de référence. Il existe deux types de description lagrangienne : la description lagrangienne totale et la description lagrangienne réactualisée. Dans une description lagrangienne totale, la configuration de référence correspond à l'état de la structure à l'instant initial et les calculs sont réalisés sur le maillage de départ (tenseurs de Cauchy-Green, Green-Lagrange, Piola-Kirchhoff). Dans une description lagrangienne réactualisée, la configuration de référence correspond à la configuration occupée à l'instant précédent (tenseurs de Finger, Almansi-Euler, Cauchy). Elle change donc à chaque pas de temps et les calculs sont faits sur le maillage déformé. Par la suite, nous désignerons toujours par formulation lagrangienne, la formulation lagrangienne actualisée.

Souvent, les solides sont décrits en formulation lagrangienne. L'un des avantages de la formulation lagrangienne, pour la description des solides, est le suivi précis des frontières du domaine et des distorsions à l'intérieur du domaine. La localisation précise des frontières du domaine facilite l'imposition des conditions aux limites. Cependant, lorsque le domaine de calcul subit de grandes déformations (comme c'est le cas par exemple pour la simulation des écoulements fluides), le maillage devient vite très distordu et le calcul s'arrête. De ce fait, la

méthode eulerienne, souvent utilisée pour la description des fluides, est souvent employée comme alternative à la méthode lagrangienne.

#### 4.3.2.2. Description eulerienne

La formulation eulerienne est souvent utilisée pour décrire les écoulements fluides. La dérivée particulaire, en variables d'Euler, s'écrit  $\frac{d}{dt} = \frac{\partial}{\partial t} + (\vec{v}_f \cdot \overrightarrow{grad})$  avec  $\vec{v}_f$  la vitesse de la matière. Le système d'équations aux dérivées partielles gouvernant l'écoulement du fluide s'écrit alors :

$$\begin{cases} \frac{\partial \rho_f}{\partial t} + (\vec{v}_f \cdot \overrightarrow{grad}) \rho_f + \rho_f \operatorname{div}(\vec{v}_f) = 0 & (\Omega_f) & (2.58) \\ \rho_f \frac{\partial \vec{v}_f}{\partial t} + \rho_f (\vec{v}_f \cdot \overrightarrow{grad}) \vec{v}_f + \overrightarrow{grad}(p_f) & (\Omega_f) & \\ -\eta \Delta(\vec{v}_f) - \frac{1}{3} \eta \overrightarrow{grad}(\operatorname{div}(\vec{v}_f)) - \rho_f \vec{f} = \vec{0} & & (2.59) \end{cases}$$

En description eulerienne, le maillage est fixe dans l'espace. La matière en mouvement traverse le maillage. Le terme d'advection,  $(\vec{v}_f \cdot \overrightarrow{grad})$ , présent dans les équations (2.58) et (2.59), rend compte du transport de la matière à travers le maillage. La description eulerienne consiste à se placer en un point fixe du milieu d'étude et à observer les modifications des propriétés du fluide qui défile en ce point.

Le maillage étant fixe, les problèmes liés aux distorsions des éléments ne se posent plus. De ce fait, la description eulerienne est particulièrement bien adaptée pour la modélisation des écoulements fluides. Cependant, lorsqu'un problème multidomaine est modélisé avec une formulation eulerienne, le suivi des frontières internes est plus difficile et nécessite l'emploi de méthodes numériques d'immersion d'objets dans un maillage, telles que les méthodes VOF (Volume of Fluid) ou Level Set par exemple. Par conséquent, il est difficile d'imposer des conditions aux limites sur les interfaces entre les différents domaines.

Pour pallier aux difficultés des méthodes lagrangienne et eulerienne, une forme hybride, appelée formulation Arbitrairement Lagrangienne Eulerienne existe. Elle permet de suivre avec précision les frontières du domaine et de minimiser les distorsions de maillage à l'intérieur.

#### 4.3.2.3. Formulation Arbitrairement Lagrangienne Eulerienne

La formulation ALE est le plus souvent utilisée pour décrire le fluide dans les problèmes couplés fluide/solide. Dans ce cas, la dérivée particulaire s'écrit

$$\frac{d}{dt} = \frac{\partial}{\partial t} + \left( (\vec{v}_f - \vec{v}_m) \overrightarrow{grad} \right) \quad (\text{avec } \vec{v}_m \text{ la vitesse du maillage})$$

et les équations de conservation pour le fluide deviennent :

$$\begin{cases} \frac{\partial \rho_f}{\partial t} + \left( (\vec{v}_f - \vec{v}_m) \overrightarrow{grad} \right) \rho_f + \rho_f \operatorname{div}(\vec{v}_f) = 0 & (\Omega_f) \\ \rho_f \frac{\partial \vec{v}_f}{\partial t} + \rho_f \left( (\vec{v}_f - \vec{v}_m) \overrightarrow{grad} \right) \vec{v}_f + \overrightarrow{grad}(p_f) & (\Omega_f) \\ -\eta \Delta(\vec{v}_f) - \frac{1}{3} \eta \overrightarrow{grad}(\operatorname{div}(\vec{v}_f)) - \rho_f \vec{f} = \vec{0} & \end{cases} \quad (2.60)$$

Le développement de la dérivée particulaire dans les équations de conservation fait intervenir la vitesse du maillage  $\vec{v}_m$ . La formulation eulerienne du problème correspond à  $\vec{v}_m = 0$  ; la formulation lagrangienne à  $\vec{v}_m = \vec{v}_f$  et la formulation ALE à  $\vec{v}_m \neq \vec{v}_f \neq \vec{0}$ . Dans ce cas, le maillage se déplace avec une vitesse arbitraire qui n'est pas totalement celle de la déformation de la matière. La matière traverse le maillage mobile. Cette méthode est particulièrement bien adaptée pour modéliser le fluide dans les problèmes d'interaction fluide/structure car le maillage fluide se déforme de sorte à suivre le mieux possible les déformations de l'interface fluide/solide tandis que la vitesse de déplacement du maillage est indépendante de la vitesse des particules fluides à l'intérieur de  $(\Omega_f)$ . C'est une vitesse arbitraire calculée de façon à optimiser la forme des mailles en fonction des déformations de l'interface fluide/structure. Le calcul de cette vitesse est généralement basé sur des considérations géométriques (lissage du maillage) [Giuliani, 1982].

Ainsi, le traitement des termes de dérivées spatiales étant réalisé, nous passons au traitement des termes de dérivées temporelles.

#### **4.3.3. Intégration en temps - discrétisation temporelle**

Le mouvement du domaine est étudié sur un intervalle de temps. Cet intervalle de temps est discrétisé. La configuration initiale correspond à l'instant  $t^0$ , instant où le mouvement débute. La configuration courante correspond à l'instant  $t^n$ . La configuration de l'instant  $t^{n+1}$  suit immédiatement la configuration courante.



Admettons que la configuration à l'instant  $t^n$  soit connue. L'objectif consiste à trouver la configuration à l'instant  $t^{n+1}$ . La connaissance de cette configuration permet de déterminer celle de l'instant  $t^{n+2}$ , et ainsi de suite.

Les variables permettant de décrire le mouvement du domaine dépendent de l'instant où elles sont calculées. Le temps, avec lequel elles coïncident, sera repéré par un indice supérieur. Ainsi,  $\ddot{U}^n$ ,  $\dot{U}^n$ ,  $U^n$  correspondent aux vecteurs nodaux du déplacement, de la vitesse et de l'accélération au temps  $t^n$ .

Les schémas d'intégration temporelle explicites sont souvent utilisés pour traiter les problèmes de dynamique rapide, notamment l'algorithme de Newmark centré. Son principe est rappelé ici.

#### 4.3.3.1. Les algorithmes de Newmark

Les algorithmes de Newmark permettent de trouver les positions des vitesses du domaine au pas  $n+1$  en fonction des pas  $n$  et  $n+1$ .

Soit  $\Delta t$  l'intervalle de temps entre deux pas de temps consécutifs. Le déplacement au pas  $n+1$  est obtenu par la relation :

$$U^{n+1} = U^n + \Delta t \dot{U}^n + \frac{\Delta t^2}{2} \left[ (1-2a)\ddot{U}^n + 2a\ddot{U}^{n+1} \right] \quad (2.62)$$

La vitesse au pas  $n+1$  est calculée par :

$$\dot{U}^{n+1} = \dot{U}^n + \Delta t \left[ (1-b)\ddot{U}^n + b\ddot{U}^{n+1} \right] \quad (2.63)$$

Où  $a$  et  $b$  sont deux constantes fixées par le choix de l'algorithme.

Les relations (2.62) et (2.63) sont obtenues à partir des formules de Taylor avec reste intégral :

Soit  $f$  une fonction  $n+1$  fois continûment dérivable sur un intervalle  $[t, t + \Delta t]$ . La formule de Taylor d'ordre  $n$  avec reste intégral s'écrit :

$$f(t + \Delta t) = f(t) + \Delta t \frac{\partial f(t)}{\partial t} + \frac{\Delta t^2}{2!} \frac{\partial^2 f(t)}{\partial t^2} + \dots + \frac{\Delta t^n}{n!} \frac{\partial^n f(t)}{\partial t^n} + R_n \quad (2.64)$$

Où  $R_n$  est le reste du développement à l'ordre  $n$  :

$$R_n = \int_0^1 \frac{(1-\xi)^n}{n!} \frac{\partial^{n+1} f(t + \xi \Delta t)}{\partial t^{n+1}} d\xi \quad (2.65)$$

Le développement de Taylor, à l'ordre 0, donne pour la vitesse :

$$\dot{U}^{n+1} = \dot{U}^n + \int_0^1 \ddot{U}(t + \xi \Delta t) d\xi \quad (2.66)$$

Le développement de Taylor, à l'ordre 1, donne pour le déplacement :

$$U^{n+1} = U^n + \Delta t \dot{U}^n + \int_0^1 (1 - \xi) \ddot{U}(t + \xi \Delta t) d\xi \quad (2.67)$$

Le reste intégral est ensuite calculé par des formules de quadrature numérique. Ce qui nous donne (2.62) et (2.63).

Pour,  $a=0$  et  $b=0.5$ , nous obtenons le schéma aux différences centrées.

$$U^{n+1} = U^n + \Delta t \dot{U}^n + \frac{\Delta t^2}{2} \ddot{U}^n \quad (2.68)$$

$$\dot{U}^{n+1} = \dot{U}^n + \frac{\Delta t}{2} [\ddot{U}^n + \ddot{U}^{n+1}] \quad (2.69)$$

Il s'agit bien d'un schéma explicite puisque le calcul du déplacement à l'instant  $n+1$  ne fait intervenir que des paramètres au pas  $n$ .

Le schéma d'intégration temporelle, par le schéma des différences centrées, pour un domaine structural décrit en formulation lagrangienne, est résumé ci-dessous [Plexus, 1997].

#### 4.3.3.2. Schéma d'intégration temporel pour la structure

La méthode des éléments finis conduit à la résolution du problème discret suivant :

$$M \ddot{U} = F_{ext} - F_{int} \quad (2.70)$$

Avec  $M$ ,  $F_{int}$  et  $F_{ext}$  respectivement les matrices de masse, forces intérieures et forces extérieures du domaine.

Cherchons à déterminer  $\ddot{U}$ ,  $\dot{U}$  et  $U$  à chaque instant.

Pour cela,

- Considérons l'équilibre du système au pas  $n+1$  :

$$M \ddot{U}^{n+1} = F_{ext}^{n+1} - F_{int}^{n+1} \quad (2.71)$$

La configuration de référence est celle du pas  $n+1$ .

- Supposons que la configuration courante, au pas  $n$ , soit connue, *i.e.*, que les coordonnées nodales, déplacements, vitesses, accélérations, déformations et contraintes soient connus au pas  $n$ .

Le calcul de la configuration au pas  $n+1$  se fait de la manière suivante :

- Calcul de la nouvelle géométrie de la structure (position, coordonnées nodales, déplacements) :

$$U^{n+1} = U^n + \Delta t \dot{U}^n + \frac{\Delta t^2}{2} \ddot{U}^n \quad (2.72)$$

$$X^{n+1} = X^n + U^{n+1} \quad (2.73)$$

Où les  $X$  correspondent aux coordonnées des nœuds dans la configuration considérée.

- Calcul des forces internes :

Pour chaque élément, est calculé :

- l'incrément de déformation

$$\Delta \varepsilon^{n+1} = B^{n+1} U^{n+1} \quad (2.74)$$

Les dérivées spatiales des fonctions de forme dépendent de la position des points, position dépendant elle-même du temps. Par conséquent,  $B$  dépend du temps et est recalculée à chaque pas de temps.

- les nouvelles contraintes

$$\sigma^{n+1} = \Pi_{n+1}^n + \Delta \sigma^{n+1} \quad (2.75)$$

Avec  $\sigma$  le tenseur de Cauchy et  $\Pi$  le tenseur de Piola-Kirchoff.

Le tenseur de Cauchy calcule les contraintes du pas  $n+1$  à partir de la configuration de référence du pas  $n+1$ .

Le tenseur de Piola-Kirchoff  $\Pi_{n+1}^n$  permet de calculer les contraintes du pas  $n$  sur la configuration de référence au pas  $n+1$  (l'indice supérieur correspond au pas où sont calculées les contraintes et l'indice inférieur correspond au pas de la configuration de référence).

La loi de comportement du matériau fournit l'incrément de contraintes entre le pas  $n$  et  $n+1$ . Pour un solide élastique, nous avons :

$$\Delta \sigma^{n+1} = D \Delta \varepsilon^{n+1} \quad (2.76)$$

Où  $D$  est le tenseur caractérisant le comportement du matériau.

- les forces internes locales

$$f_{int}^{n+1} = \int_{\Omega_e} B^{n+1} \sigma^{n+1} d\Omega_e \quad (2.77)$$

L'intégrale sur le domaine élémentaire est calculée par une méthode d'intégration numérique. La méthode la plus utilisée est la méthode de Gauss. Ceci permet de calculer la matrice des efforts intérieurs locale à l'élément.

Les forces internes de chaque élément sont ensuite assemblées, ce qui nous donne le vecteur  $F_{int}^{n+1}$  contenant les forces internes appliquées à l'ensemble de la structure.

- Calcul des forces externes  $F_{ext}^{n+1}$ .
- Calcul des nouvelles accélérations :

$$\ddot{U}^{n+1} = M^{-1} (F_{ext}^{n+1} - F_{int}^{n+1}) \quad (2.78)$$

- Calcul des nouvelles vitesses :

$$\dot{U}^{n+1} = \dot{U}^n + \frac{\Delta t}{2} (\ddot{U}^n + \ddot{U}^{n+1}) \quad (2.79)$$

Tous les paramètres décrivant l'état de la structure au pas  $n+1$  sont maintenant connus.

L'algorithme est schématisé à la Figure 4-6.

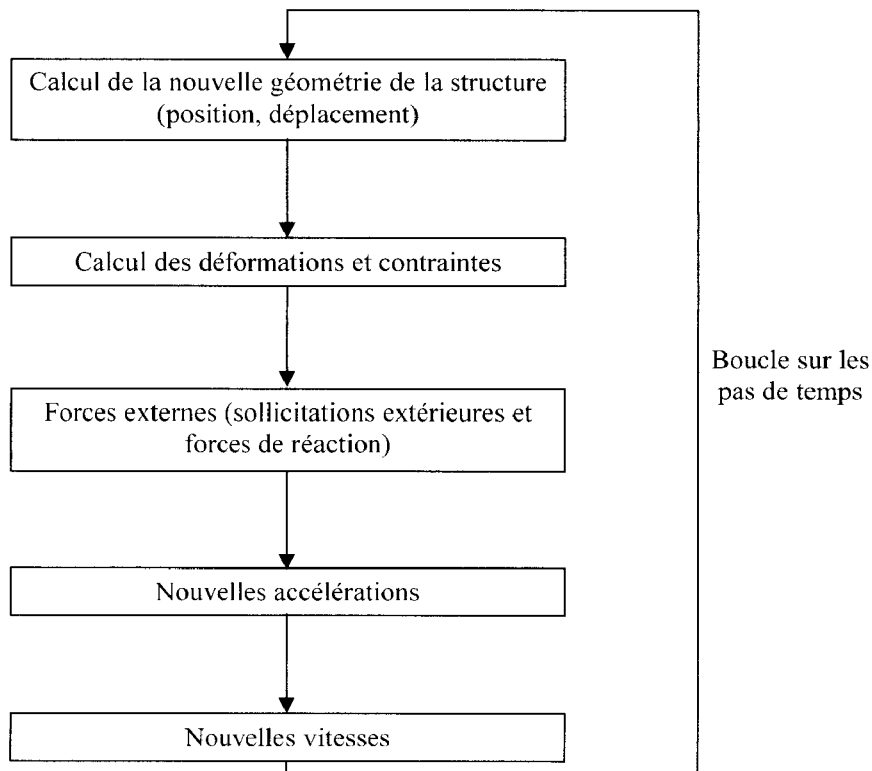


Figure 4-6 : Intégration temporelle.

Ainsi, les bases de la méthode des éléments finis et du schéma d'intégration temporelle explicite étant rappelées, nous allons maintenant nous intéresser à la résolution et à l'intégration des systèmes couplés fluide/structure.

#### 4.4. Schémas de couplage fluide/structure

Le couplage entre une structure et un fluide peut être vu comme un cycle d'interactions ou d'échanges entre les deux domaines. Ces échanges de quantité de mouvement et d'énergie ont lieu à chaque instant et sans délai. Les déplacements de l'interface fluide/structure induisent immédiatement une modification de l'écoulement du fluide. Réciproquement, une variation de la pression du fluide entraîne une variation des forces appliquées à la structure, ce qui modifie son mouvement. On dit que le fluide et la structure sont couplés [Piperno, 1995].

Les schémas numériques d'interaction possibles entre un fluide et une structure varient d'un couplage faible, où une résolution sur un domaine est effectuée (fluide ou solide) et l'influence de l'autre domaine est pris en compte par les conditions aux limites, à un couplage fort, où une résolution simultanée est effectuée pour les deux domaines à chaque pas de temps (Figure 4-7).

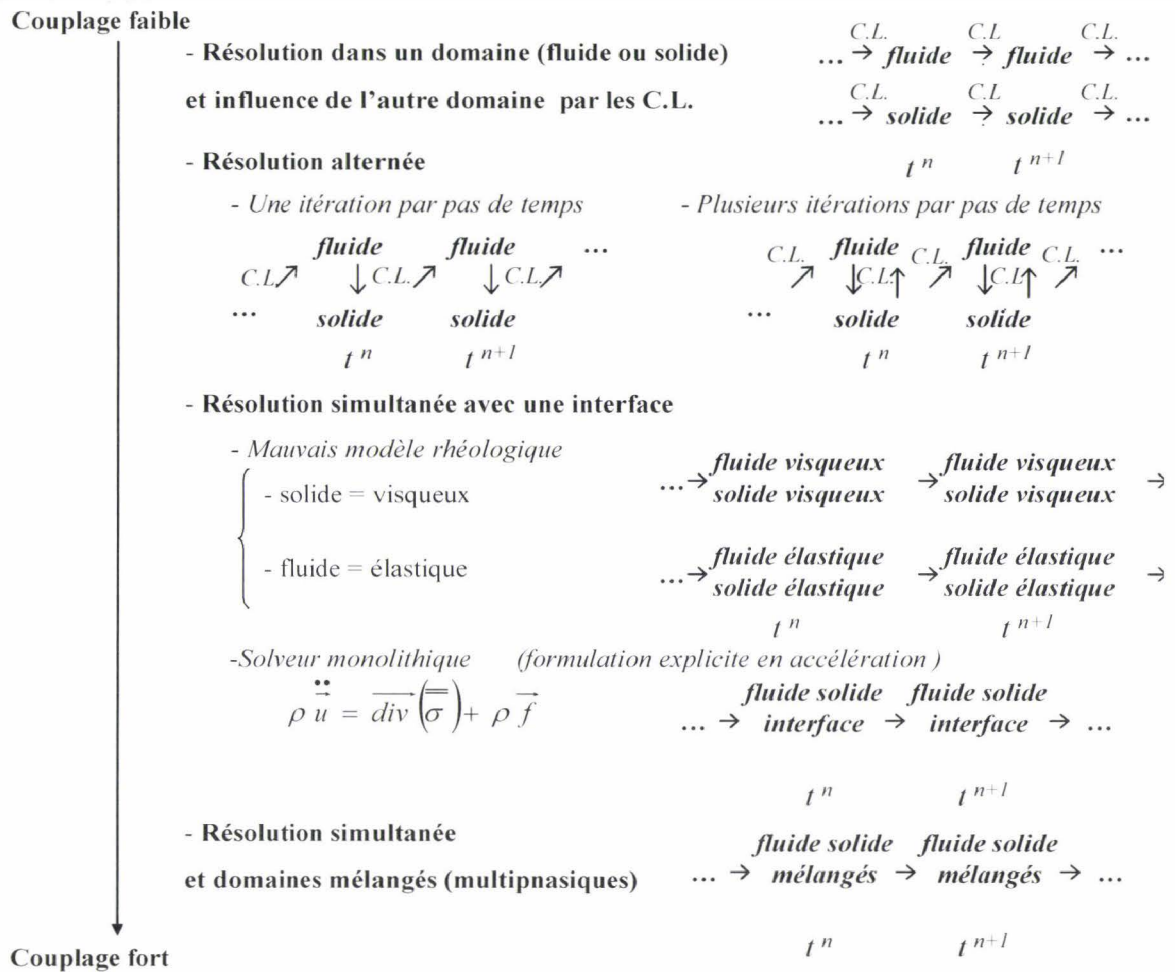


Figure 4-7 : Schémas numériques d'interaction possible entre un fluide et une structure.

Les différents algorithmes de couplage fréquemment rencontrés dans la littérature sont présentés ici.

#### 4.4.1. Couplage faible

La manière la plus simple de résoudre le système couplé est de faire une résolution sur un seul domaine (fluide ou solide) et de prendre en compte l'influence de l'autre domaine à travers les conditions aux limites (CAL) (Figure 4-8).



Figure 4-8 : Résolution mono-domaine : (a) Résolution dans le solide uniquement (fluide pris en compte par le biais des CAL). (b) Résolution dans le fluide uniquement (solide pris en compte par le biais des CAL).

Cette approche est acceptable uniquement dans le cas d'une structure très rigide ou très lourde, qui se déforme ou bouge peu pendant toute la simulation, ou lorsque l'allure de la pression exercée par le fluide sur la structure est connue. Mais en général, le comportement réel du système couplé ne peut pas être modélisé correctement avec une telle procédure. En effet, cette méthode introduit des approximations car, par exemple, l'influence de la déformation de la structure sur la pression du fluide est totalement négligée. Il existe notamment deux grandes classes de problèmes d'interaction fluide/structure pour lesquelles une analyse découplée est totalement inadaptée : ceux faisant intervenir un fluide peu compressible ou une structure très déformable. [Casadei *et al.*, 2001] illustrent ces deux catégories de problèmes par deux exemples de simulation présentés Figure 4-9 et Figure 4-10.

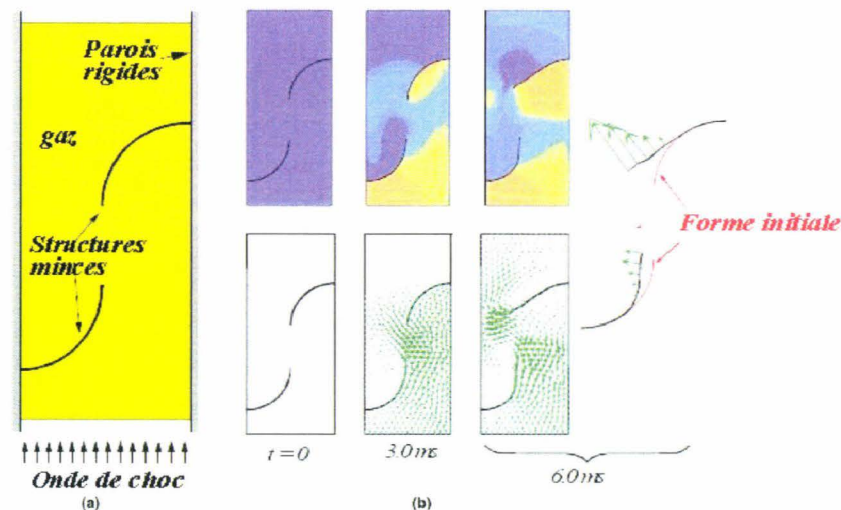


Figure 4-9 : Problème d'interaction fluide/structure avec des structures très déformables :  
 (a) géométrie, (b) Pressions et vitesses du fluide et déformations de la structure  
 [Casadei *et al.*, 2001].



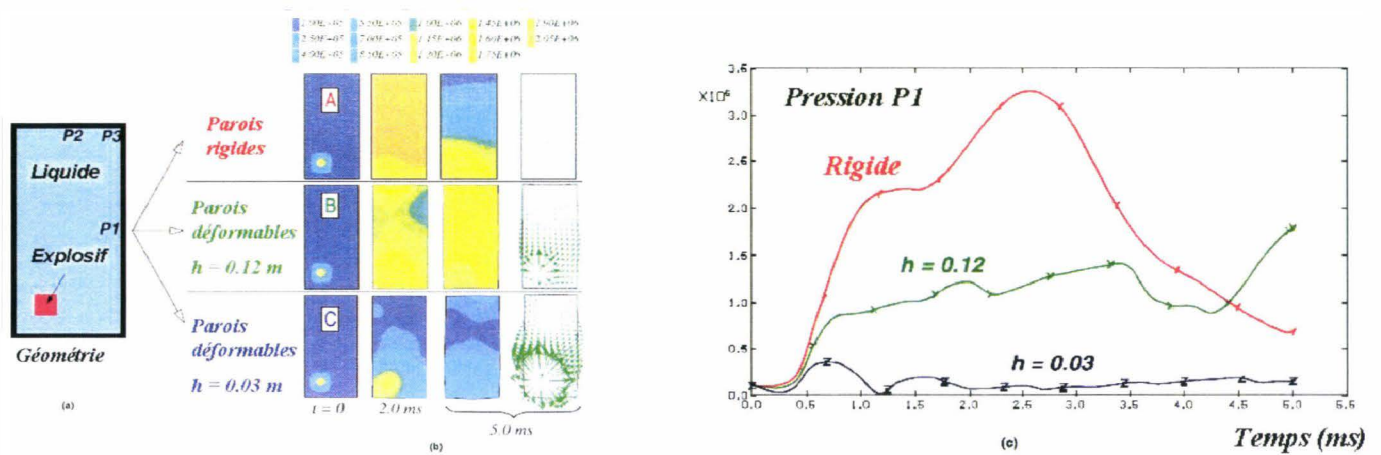


Figure 4-10 : Problème d'interaction fluide/structure avec un fluide presque incompressible : (a) géométrie, (b) vitesses et pressions dans le fluide, (c) pressions transitoires dans le fluide en P1 [Casadei et al., 2001].

Le premier exemple (Figure 4-9) correspond à l'écoulement haute vitesse d'un gaz compressible dans un canal avec des déflecteurs internes très déformables. Ceux-ci se déforment excessivement sous l'action du fluide et viennent obstruer le canal ce qui résulte en une perturbation de l'écoulement du gaz. Le second exemple (Figure 4-10) représente un réservoir rempli d'un fluide presque incompressible soumis à une explosion interne. Les calculs sont réalisés en faisant varier les épaisseurs de la paroi du réservoir : épaisseur infinie (paroi rigide), 0.12 et 0.03 m. Bien que les déformations de la structure soient très faibles dans les trois cas, la pression est très sensible au changement de volume interne du réservoir, même très faible, dû à la déformation des parois.

De ce fait, des schémas alternés ou monolithiques sont souvent utilisés pour résoudre les problèmes d'interaction fluide/structure. L'idée sous-jacente est l'intégration temporelle décalée (schéma partitionné ou alterné) ou simultanée (schéma monolithique ou simultané) des deux sous-systèmes.

#### 4.4.2. Schéma alterné

Le schéma alterné est très utilisé pour résoudre les problèmes d'interaction fluide/structure dans le domaine temporel. Dans une méthode alternée, les équations du fluide et de la structure sont résolues alternativement au cours du même pas de temps (schéma de couplage explicite) avec éventuellement des itérations (schéma de couplage implicite) pour converger vers un meilleur équilibre à l'interface fluide/structure (Figure 4-11). L'interaction est prise en compte par le biais des conditions aux limites.



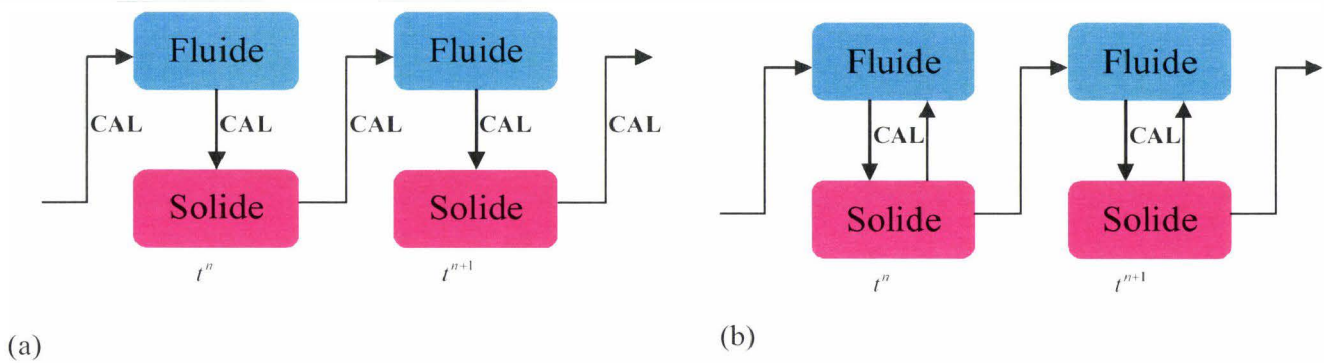


Figure 4-11 : Schémas de couplage alternés. (a) Schéma explicite (une itération par pas de temps). (b) Schéma implicite (plusieurs itérations par pas de temps)

Dans la littérature, il existe différents types de schémas de couplage fluide/structure explicites partitionnés [Piperno, 1995, Piperno, 1997]. La plupart de ces schémas utilisent une prédiction de l'état de la structure à la fin du pas de temps courant ou une mise à jour du couplage à des étapes intermédiaires.

Pour le schéma de couplage explicite avec prédiction structurelle (Figure 4-12), l'algorithme d'intégration du système fluide/structure de  $t^n$  à  $t^{n+1}$  peut être résumé de la manière suivante (en supposant que l'état du fluide, de la structure et du maillage sont connus pour  $t = t^n$ ) :

- ✓ Prédiction de l'état de la structure à  $t = t^{n+1}$ .
- ✓ Intégration du fluide de  $t^n$  à  $t^{n+1}$  en utilisant l'état prédit pour la structure.
- ✓ Mise à jour de l'état de la structure en imposant les pressions du fluide calculées à l'étape précédente sur l'interface fluide/structure.

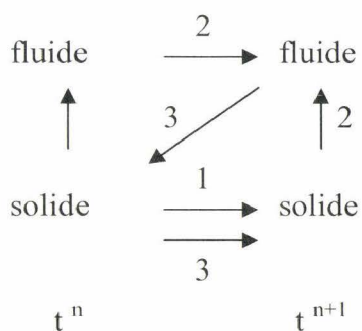


Figure 4-12 : Schéma de couplage alterné avec prédiction structurelle. 1 : Prédiction de l'état de la structure. 2 : Intégration du fluide de  $t^n$  à  $t^{n+1}$ . 3 : Mise à jour de la structure.

La résolution des équations du fluide et de la structure est souvent réalisée par des solveurs séparés.

Si le pas de temps d'intégration du fluide est plus petit que le pas de temps de la structure ( $\Delta t_f \leq \Delta t_s$ ), plusieurs sous-itérations peuvent être effectuées avec le solveur fluide.

La précision et la stabilité de ce type de schémas partitionnés dépendent fortement de la prédiction utilisée pour la structure. D'une manière générale, le déplacement de la structure au temps  $t^{n+1}$  est prédit par :

$$U_{préd}^{n+1} = U^n + \alpha_0 \Delta t \dot{U}^n + \alpha_1 \Delta t (\dot{U}^n - \dot{U}^{n-1}) \quad (2.80)$$

où  $\alpha_0$  et  $\alpha_1$  sont deux constantes.

Si  $\alpha_0 = 1$  et  $\alpha_1 = 0$ , la prédiction du déplacement de la structure à la fin du pas de temps courant est précise en temps à l'ordre 1. Si  $\alpha_0 = 1$  et  $\alpha_1 = \frac{1}{2}$ , la prédiction est précise en temps à l'ordre 2.

Pour le schéma explicite avec mise à jour du couplage à des étapes intermédiaires, le fluide est toujours calculé à des pas de temps intermédiaires ( $\dots, t^{n-1/2}, t^{n+1/2}, t^{n+3/2}, \dots$ ) alors que la structure est toujours calculée à des pas de temps entiers ( $\dots, t^{n-1}, t^n, t^{n+1}, \dots$ ). L'algorithme peut se résumer de la manière suivante :

- ✓ Prédiction de l'état de la structure à  $t = t^{n+1/2}$ .
- ✓ Intégration du fluide de  $t^{n-1/2}$  à  $t^{n+1/2}$  en utilisant l'état prédit pour la structure.
- ✓ Intégration du solide de  $t^n$  à  $t^{n+1}$ .

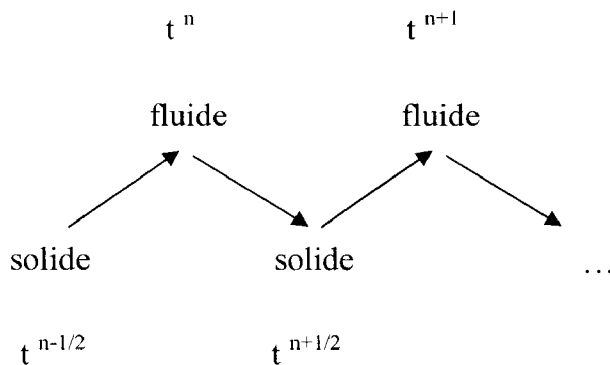


Figure 4-13 : Schéma de couplage alterné avec calcul à des pas de temps intermédiaires.

Un schéma de couplage implicite est aussi possible [Piperno, 1997, Le Tallec & Mouro, 2001]. À chaque pas de temps, des sous-itérations sont réalisées, jusqu'à vérification d'un critère, basé sur le calcul des forces dans le fluide ou sur la vitesse du solide. Ce schéma montre de bonnes propriétés en terme de conservation d'énergie et est utilisé par de nombreux auteurs [Longatte *et al.*, 2005].

L'avantage de ces méthodes alternées est qu'elles permettent l'utilisation de boîtes noires pour la résolution du fluide et de la structure. De ce fait, elles permettent l'utilisation de méthodes numériques qui ont déjà fait leurs preuves dans les domaines séparés de la mécanique des fluides et de la dynamique des structures. [Longatte *et al.*, 2005] présentent un algorithme de couplage entre un code de calcul dynamique des structures dynamiques (Aster) et un code de calcul dynamique des fluides (Saturne). Ces deux codes sont couplés grâce à l'interface Cosmethyc qui assure l'échange simultanée entre les forces du fluide et la vitesse de la structure. L'algorithme de couplage utilisé est présenté Figure 4-14 et Figure 4-15.

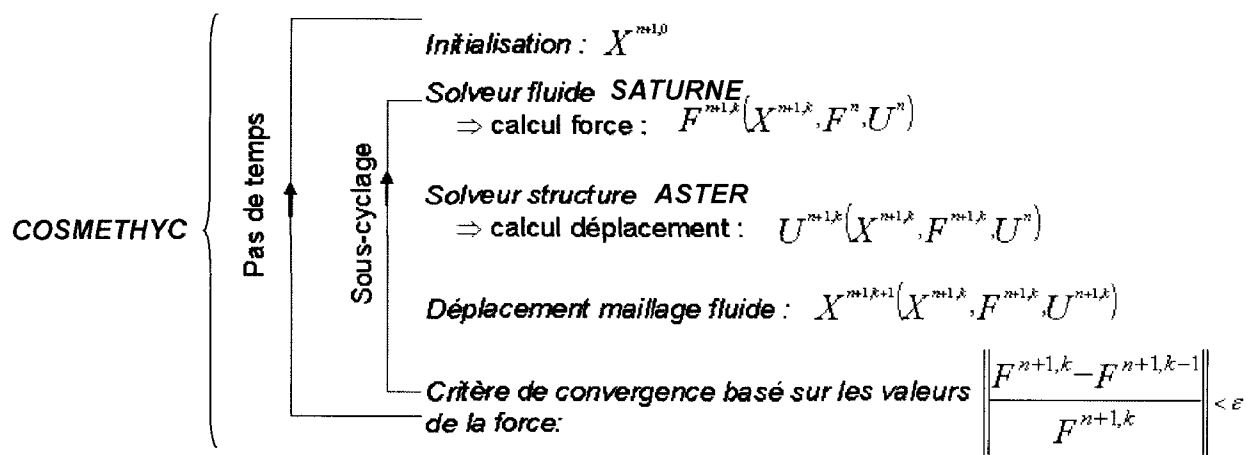


Figure 4-14 : Schéma de couplage alterné avec itérations [Longatte *et al.*, 2005].

Chaque sous-itération est calculée avec les valeurs au temps  $t^n$ , exceptée la position du maillage fluide qui est prise en compte au sous-cycle précédent. La convergence est assurée, à chaque pas de temps, par un algorithme du point fixe. Le critère de convergence est basé sur les forces fluides [Piperno, 1997, Le Tallec & Mouro, 2001].

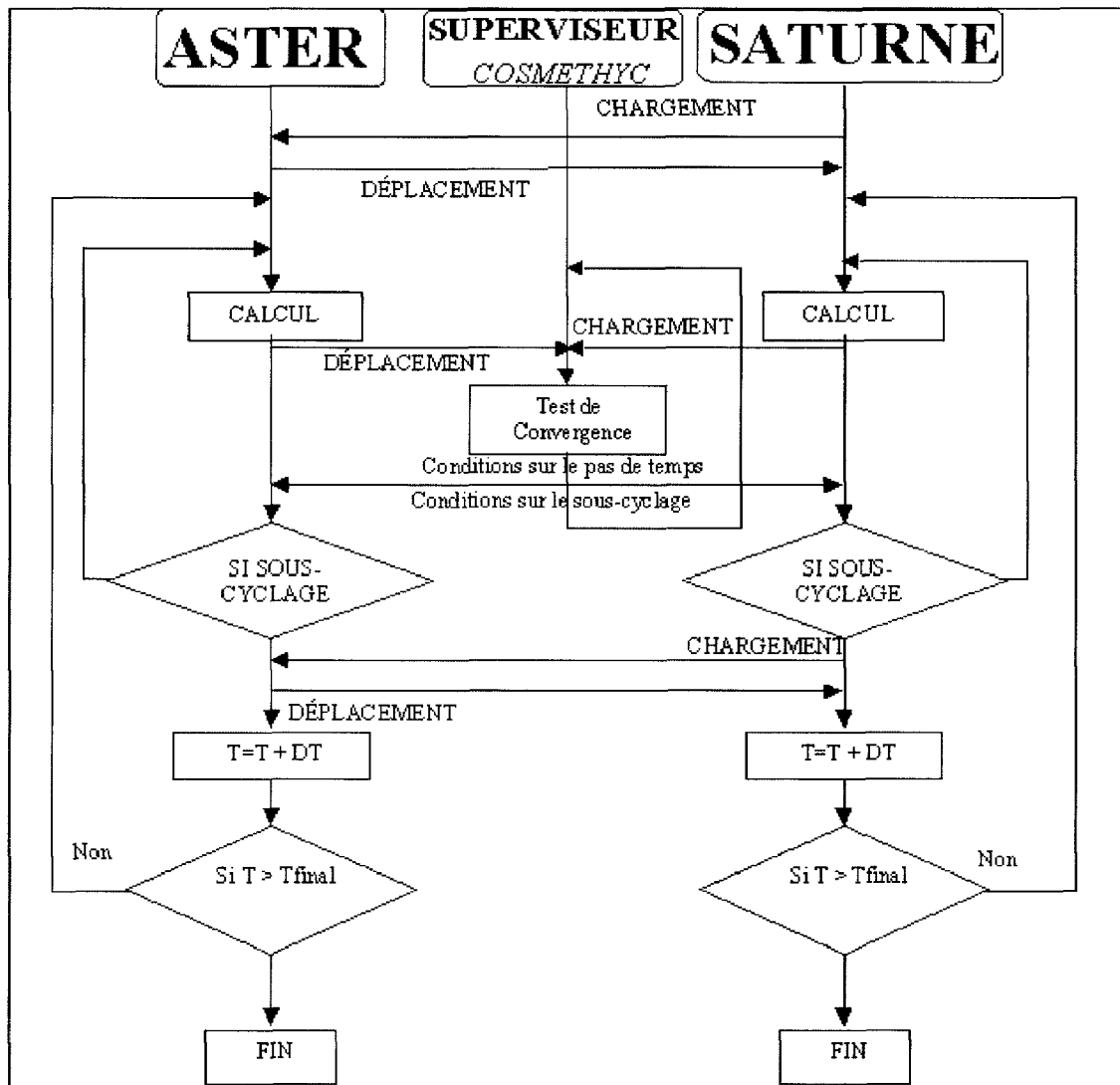


Figure 4-15 : Couplage de code : Cosmethyc, ASTER (Solide), SATURNE (Fluide).

Cependant, les schémas alternés intègrent le fluide et la structure alternativement en temps. De ce fait, il existe toujours un décalage entre l'intégration du fluide et de la structure. D'où la nécessité d'utiliser des pas de temps très petits ou de réaliser des sous-cycles.

#### 4.4.3. Résolution simultanée (couplage fort)

Dans une approche monolithique, le fluide et la structure sont intégrés en temps comme un système unique où l'interaction est incluse (Figure 4-16).

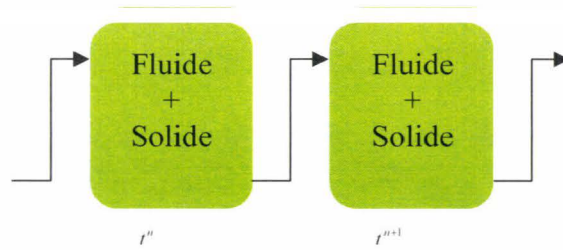


Figure 4-16 : Schéma monolithique.

#### 4.4.3.1. Résolution simultanée avec un mauvais modèle rhéologique

La résolution simultanée fluide/solide peut se faire par « extension rhéologique », c'est-à-dire, en assimilant le solide à un matériau de très forte viscosité ou en considérant le fluide comme un matériau élastique avec un très faible module de cisaillement (Figure 4-17). Cette dernière approche est très utilisée dans le domaine de la biomécanique pour modéliser la couche de liquide céphalo-rachidien entre le crâne et le cerveau, dans la modélisation éléments finis de la tête humaine. Cependant, cette méthode pose des problèmes de limites numériques car le coefficient de viscosité pour le solide assimilé à un fluide visqueux, ou, le module de compressibilité pour le fluide assimilé à un solide élastique, tend vers l'infini.

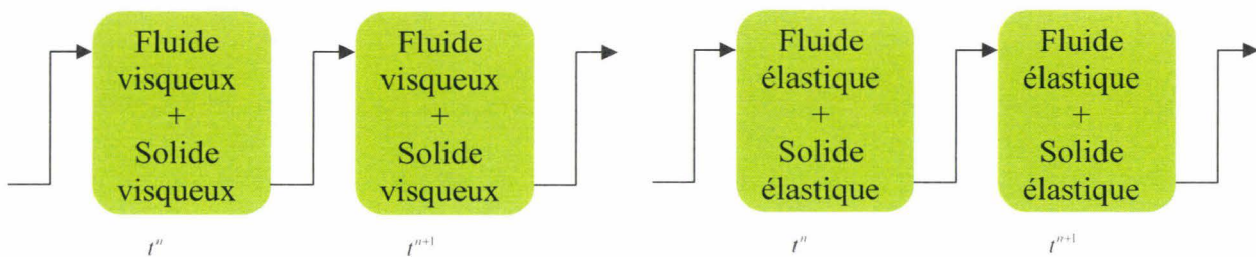


Figure 4-17 : Résolution simultanée fluide/solide par « extension rhéologique ».

#### 4.4.3.2. Résolution simultanée avec un solveur monolithique

Une autre approche simultanée (Figure 4-18) consiste à considérer une formulation éléments finis explicites exprimée en accélération pour le problème couplé.

En effet, dans ce cas, l'équation du fluide et du solide s'écrit de la même manière :

$$M\ddot{U} = F_{ext} - F_{int} \quad (2.81)$$

Le comportement fluide ou solide ne diffère que par le calcul des forces intérieures  $F_{int}$  (puisqu'elles dépendent des contraintes qui font intervenir les lois de comportement).



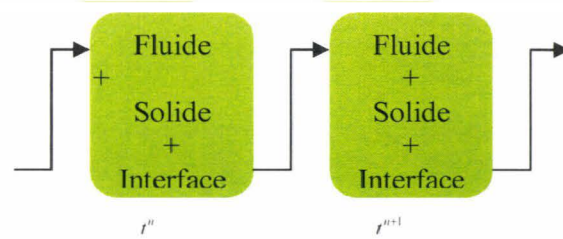


Figure 4-18 : Résolution simultanée avec un solveur monolithique (formulation EF explicite en accélération).

Le logiciel de calcul explicite Europlexus, développé par le Commissariat à l'énergie atomique (CEA) et le centre de recherche « Joint Research Center (JRC) » de la commission européenne, utilise un algorithme de résolution monolithique pour résoudre les problèmes d'interaction fluide/structure en dynamique rapide [Casadei & Halleux, 1995, Plexus, 1997]. Les problèmes d'interaction fluide/structure traité par ce logiciel sont de type permanent, c'est-à-dire pour lesquels l'interface entre le fluide et le solide reste la même pendant toute la simulation (Figure 4-19).

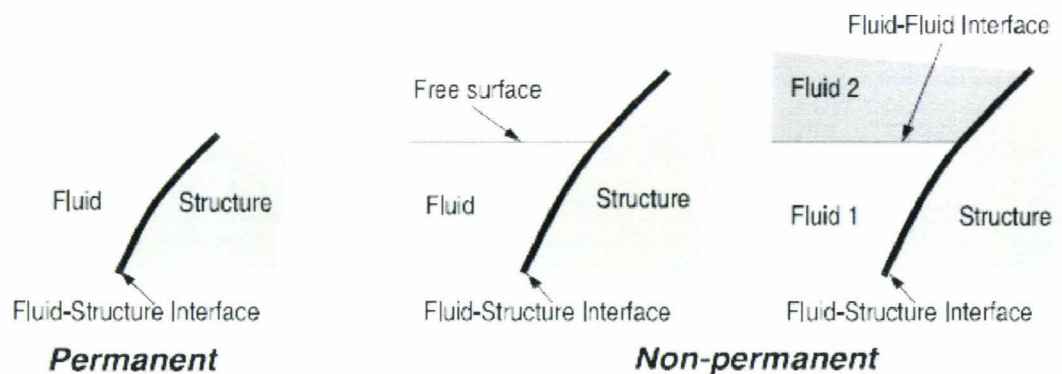


Figure 4-19 : Couplage fluide/structure de type permanent (gauche) et non permanent (droit).

Nous détaillons ici cet algorithme de couplage pour bien illustrer le schéma monolithique.

La méthode des éléments finis est utilisée à la fois pour le solide et pour le fluide. Cependant, la structure est traitée par une formulation lagrangienne et le fluide par une formulation ALE. Deux ensembles de nœuds distincts sont créés le long de l'interface fluide/solide, l'un appartenant au fluide, l'autre appartenant au solide. Chaque nœud solide peut coïncider avec un nœud fluide (maillage conforme entre le fluide et le solide, [Casadei & Halleux, 1995, Casadei *et al.*, 2001]) ou ne pas coïncider (maillage non-conforme, [Casadei & Potapov, 2004]). A l'interface fluide/solide, une condition aux limites de type déplacement

imposé (2.35), convertie en force imposée via la méthode des multiplicateurs de Lagrange, est appliquée en chaque nœud.

En effet, les conditions aux limites essentielles telles que des déplacements ou des vitesses imposées, et en particulier les conditions de couplage pour les problèmes fluide/structure de type permanent, sont traitées, sous Europlexus, par la méthode des multiplicateurs de Lagrange [Casadei & Halleux, 1995] qui est reprise ci-dessous.

Considérons, par exemple, le cas de vitesses imposées à l'interface fluide/structure. Nous avons le système suivant :

$$CV = V_{imp} \quad (2.82)$$

Où  $C$  est une matrice linéaire de coefficients,  $V$  est le vecteur nodal des vitesses au demi-pas de temps et  $V_{imp}$  est le vecteur des vitesses imposées.

Les coefficients de  $C$  et  $V_{imp}$  peuvent être fonction du temps.

L'équation d'équilibre à l'interface s'écrit :

$$M\ddot{U} = F_{ext} - F_{int} + r \quad (2.83)$$

Où  $r$  est le vecteur inconnu des forces de réaction générées par les conditions aux limites (2.82).

Les réactions (ou forces de liaison) s'expriment sous la forme :

$$r = C^T \lambda \quad (2.84)$$

Avec  $\lambda$  le vecteur des multiplicateurs de Lagrange.

Considérons que la configuration au pas  $n$  soit connue. Au pas  $n+1$ , nous devons avoir :

$$M^{n+1} \ddot{U}^{n+1} = F_{ext}^{n+1} - F_{int}^{n+1} + r^{n+1} \quad (2.85)$$

$$\text{Avec } r^{n+1} = C^{T\ n+1} \lambda^{n+1} \quad (2.86)$$

$$\text{Et } C^{n+1} \dot{U}^{n+1} = V_{imp}^{n+1} \quad (2.87)$$

On définit la vitesse au demi-pas de temps  $V^{n+1/2}$  par :

$$V^{n+1/2} = \dot{U}^n + \frac{\Delta t}{2} \ddot{U}^n \quad (2.88)$$

D'après le schéma de Newmark (2.69), nous avons :

$$\dot{U}^{n+1} = V^{n+1/2} + \frac{\Delta t}{2} \ddot{U}^{n+1} \quad (2.89)$$

En substituant (2.86), (2.89) et (2.87) dans (2.85), et en multipliant par  $C^{n+1} \left( M^{n+1} \right)^{-1}$ , nous

obtenons le système suivant :

$$C^{n+1} \left( M^{n+1} \right)^{-1} \left( C^{n+1} \right)^T \lambda^{n+1} = \frac{2}{\Delta t} \left( V_{imp}^{n+1} - C^{n+1} V^{n+1/2} \right) - C^{n+1} \left( M^{n+1} \right)^{-1} \left( F_{ext}^{n+1} - F_{int}^{n+1} \right) \quad (2.90)$$

Ceci permet de calculer les  $\lambda^{n+1}$  car tous les autres termes sont connus.

La relation (2.86) permet alors de calculer les forces de réaction et l'équation (2.85), les accélérations au pas n+1.

De plus, le calcul des forces internes, en formulation ALE, se fait en trois étapes à chaque pas de temps [Donea *et al.*, 1982, Souli *et al.*, 2000]. La première phase du calcul correspond à un cycle lagrangien explicite. Les équations de conservation lagrangiennes (avec  $\vec{v}_m = \vec{v}_f$ ) sont résolues. Durant cette phase, le maillage bouge avec la structure (Figure 4-21). Les changements en vitesse et en énergie interne dus aux forces extérieures et intérieures sont calculés.

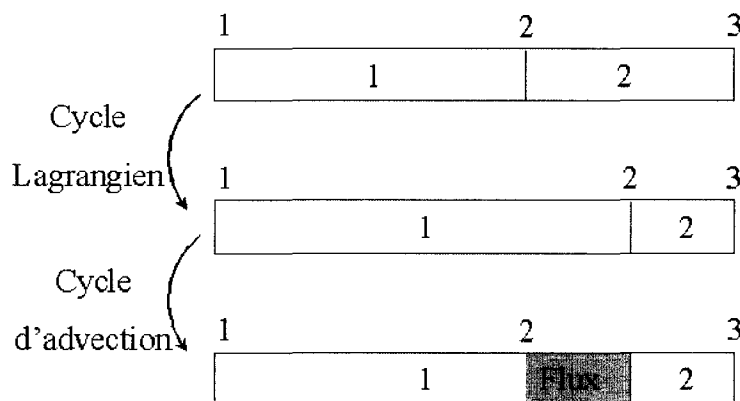


Figure 4-20 : Intégration des équations ALE.



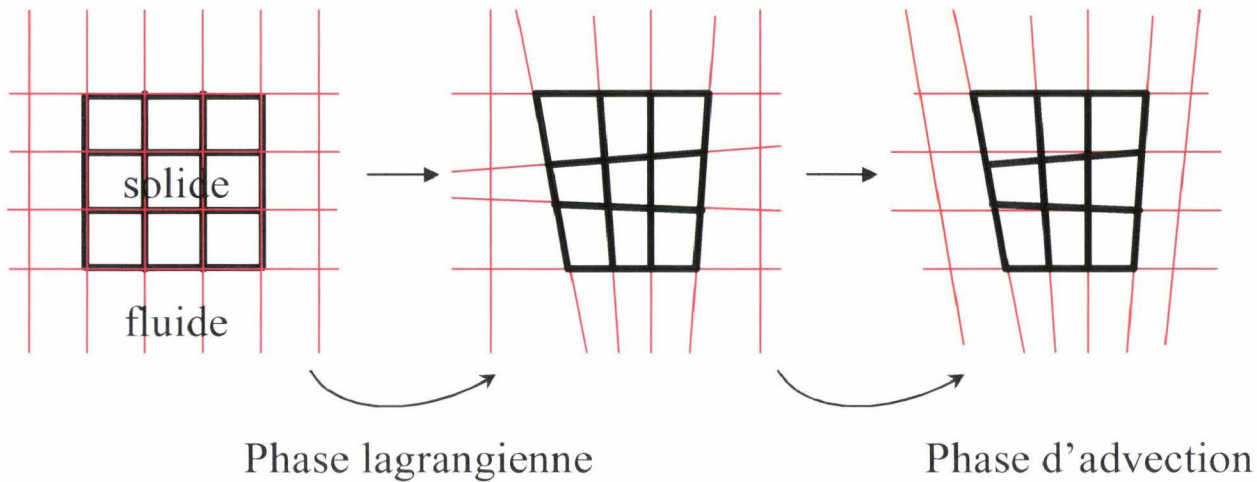


Figure 4-21 : Intégration des équations ALE : pendant la phase lagrangienne, le maillage se déforme avec la structure ; pendant la phase d'advection on replace la solution dans un maillage arbitraire.

La seconde phase est une phase de calcul lagrangien implicite effectuée pour mettre à jour la pression du fluide et stabiliser la solution.

La troisième phase est appelée cycle d'advection. Ce cycle correspond au transport de la masse et de la quantité de mouvement à travers les frontières des cellules calculées. Cette phase a pour but de projeter la solution, calculée au cours du cycle lagrangien explicite, dans le maillage coïncidant avec une position arbitraire (Figure 4-21).

Ainsi, l'algorithme global de couplage entre une structure, décrit en formulation lagrangienne, et, un fluide compressible visqueux ou non visqueux, décrit en formulation ALE, est donné ci-dessous [Casadei & Halleux, 1995, Plexus, 1997].

- Supposons que les coordonnées nodales, déplacements, vitesses, accélérations, déformations et contraintes soient connus au pas  $n$ .
- Considérons l'équilibre du système au pas  $n+1$  :

$$M^{n+1} \ddot{U}^{n+1} = F_{ext}^{n+1} - F_{int}^{n+1} - r^{n+1} \tag{2.91}$$

La configuration de référence est celle du pas  $n+1$ .

Le calcul des grandeurs mécaniques pour le nouveau pas de temps se fait de la manière suivante.

- Calcul de la vitesse au demi-pas de temps :

$$V^{n+1/2} = \dot{U}^n + \frac{\Delta t}{2} \ddot{U}^n \quad (2.92)$$

- Calcul de la vitesse de maillage :

Sous Europlexus, la vitesse de maillage est calculée à partir de l'algorithme de [Giuliani, 1982]. Elle est égale à la vitesse de la structure à l'interface fluide/structure et est fonction de la géométrie du maillage (coordonnées nodales courantes) et de la vitesse locale du fluide à l'intérieur du domaine fluide.

$$W^{n+1/2} = f\left(X^n, V^{n+1/2}\right) \quad (2.93)$$

- Calcul de la nouvelle géométrie de la structure et du fluide (coordonnées nodales  $X^{n+1}$ , déplacements  $U^{n+1}$ ) :

La configuration est mise à jour en utilisant la vitesse de maillage qui coïncide, pour le domaine structurel, avec les vitesses des particules.

$$X^{n+1} = X^n + \Delta t W^{n+1/2} \quad (2.94)$$

$$U^{n+1} = X^{n+1} - X^n \quad (2.95)$$

- Calcul des forces internes :

Pour chaque élément du domaine solide :

- Calcul de l'incrément de déformation :

$$\Delta \varepsilon^{n+1} = B^{n+1} U^{n+1} \quad (2.96)$$

- Calcul des nouvelles contraintes :

$$\sigma^{n+1} = \Pi_{n+1}^n + \Delta \sigma^{n+1} \quad (2.97)$$

Avec  $\sigma^{n+1}$  le tenseur de Cauchy, calculant les contraintes du pas n+1 à partir de la configuration de référence du pas n+1, et,  $\Pi_{n+1}^n$ , le tenseur de Piola-Kirchoff calculant les contraintes du pas n sur la configuration de référence au pas n+1.

La loi de comportement du matériau fournit l'incrément de contraintes entre le pas  $n$  et  $n+1$ . Pour un solide élastique, nous avons :

$$\Delta\sigma^{n+1} = D\Delta\varepsilon^{n+1} \quad (2.98)$$

Où  $D$  est le tenseur caractérisant le comportement du matériau.

- Calcul des forces internes locales :

$$f_{int}^{n+1} = \int_{\Omega_e} B^{n+1} \sigma^{n+1} d\Omega_e \quad (2.99)$$

Les forces internes de chaque élément sont ensuite assemblées, ce qui nous donne le vecteur  $F_{int}^{n+1}$  contenant les forces internes appliquées à l'ensemble de la structure.

$$F_{int}^{n+1} = \sum_e \int_{\Omega_e} B^{n+1} \sigma^{n+1} d\Omega_e \quad (2.100)$$

Pour les éléments fluides, deux boucles sont nécessaires pour le calcul des forces intérieures :

- Une première boucle correspondant à une phase lagrangienne explicite (idem que pour les éléments solides) et au calcul lagrangien implicite pour la pression.
- Une deuxième boucle correspondant à une phase d'advection avec projection de la solution sur le maillage du fluide.

- Calcul des forces externes :

Elles sont lues ou calculées en fonction du chargement défini par l'utilisateur.

- Calcul des forces de réaction :

Elles sont calculées par la méthode des multiplicateurs de Lagrange à partir des conditions aux limites essentielles imposées.

$$C^{n+1} \left( M^{n+1} \right)^{-1} \left( C^{n+1} \right)^T \lambda^{n+1} = \frac{2}{\Delta t} \left( V_{imp}^{n+1} - C^{n+1} V^{n+1/2} \right) - C^{n+1} \left( M^{n+1} \right)^{-1} \left( F_{ext}^{n+1} - F_{int}^{n+1} \right) \quad (2.101)$$

$$r^{n+1} = C^T \lambda^{n+1} \quad (2.102)$$

- Calcul des nouvelles accélérations :

$$\ddot{U}^{n+1} = \left( M^{n+1} \right)^{-1} \left( F_{ext}^{n+1} - F_{int}^{n+1} + r^{n+1} \right) \quad (2.103)$$

- Et enfin, calcul des nouvelles vitesses :

$$\dot{U}^{n+1} = V^{n+1/2} \frac{\Delta t}{2} \ddot{U}^{n+1} \quad (2.104)$$

Ainsi, l'algorithme d'intégration temporelle du système couplé est similaire à celui de la structure évoqué au § 4.3.3. Les modifications apportées, pour traiter le domaine fluide en même temps que le domaine solide, sont la mise à jour de la configuration en prenant en compte la vitesse de maillage et le calcul des forces internes en trois étapes (calcul lagrangien explicite, calcul lagrangien implicite pour la pression et calculs convectifs) pour les éléments fluides.

Cependant, les algorithmes de couplage de type monolithique explicite, comme décrit ci-dessus, nécessitent l'emploi de faibles pas de temps pour obtenir une bonne précision de la méthode. Pour nous affranchir des contraintes sur le pas de temps, un algorithme de couplage monolithique implicite serait nécessaire. Une méthode monolithique implicite, basée sur la théorie des mélanges (méthode multiphasique) est décrite dans [Lanrivain et al., 2005]. Cependant, cette méthode est aujourd'hui exploitée uniquement pour des problèmes stationnaires et n'est donc pas repris ici puisque le problème qui nous concerne est un problème instationnaire.

Ainsi, nous pouvons conclure que l'avantage des méthodes monolithiques est la conservation d'énergie dans le domaine de calcul. Cependant, les méthodes monolithiques sont généralement difficiles à mettre en œuvre et sont souvent très coûteuses.

## **4.5. Modélisation du modèle expérimental**

La modélisation des modèles physiques avec et sans eau se fait sous le logiciel de calcul EF explicite Pamcrash.

### **4.5.1. Maillage et géométrie**

Les maillages du modèle avec eau et du modèle sans eau sont réalisés sous Ansys.

#### **4.5.1.1. Le modèle avec eau**

Le gel est représenté par un cylindre de rayon 75 mm et de hauteur 75 mm, la couche d'eau par une couronne de rayon intérieur 75 mm, de rayon extérieur 90 mm et de hauteur 75 mm.

Trente éléments sont modélisés dans le diamètre du gel et 4 éléments dans l'épaisseur de la couche de fluide. Huit éléments sont représentés dans la hauteur du modèle (Figure 4-22).

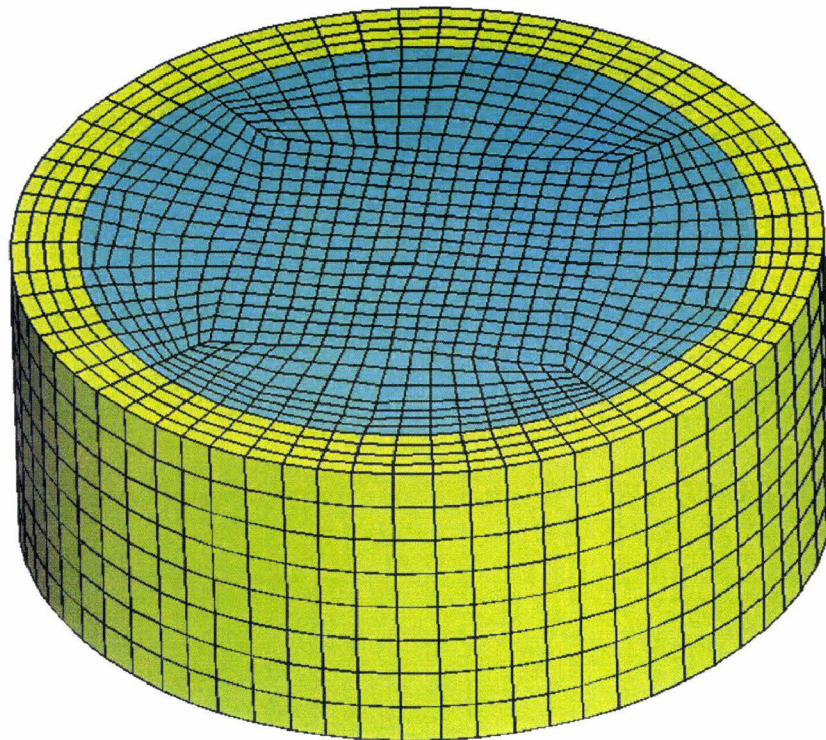


Figure 4-22 : Maillage du modèle avec eau. Le gel est représenté en bleu et la couche d'eau en jaune.

La discrétisation spatiale du modèle mathématique est réalisée à l'aide d'éléments briques avec des fonctions d'interpolation linéaires et une intégration réduite.

Le maillage à l'interface entre le gel et l'eau est coïncident.

La cuve et le couvercle sont assimilés à un corps rigide pour pouvoir appliquer la cinématique du modèle expérimental.

Afin de faciliter le post-traitement du modèle numérique, le maillage du gel est réalisé de sorte que chaque mire du modèle expérimental coïncide avec un nœud du maillage.

Nous rappelons ici la numérotation choisie pour les mires du gel (Figure 4-23).



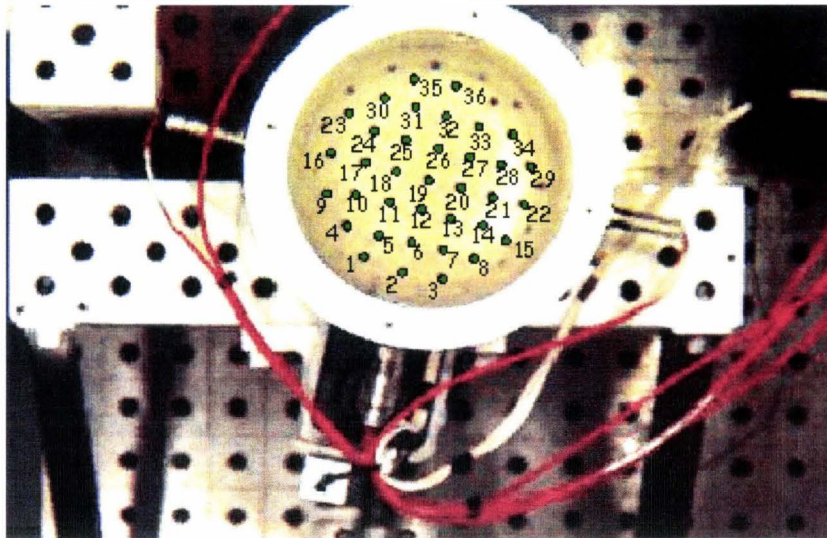


Figure 4-23 : Numérotation des mires pour la comparaison expérimentation/numérique.

#### 4.5.1.2. *Le modèle sans eau*

Le gel est représenté par un cylindre de rayon 75 mm et de hauteur 75 mm. Le maillage du gel est le même que celui du modèle avec eau (30 éléments dans le diamètre et 8 éléments la hauteur du modèle (Figure 4-24)).

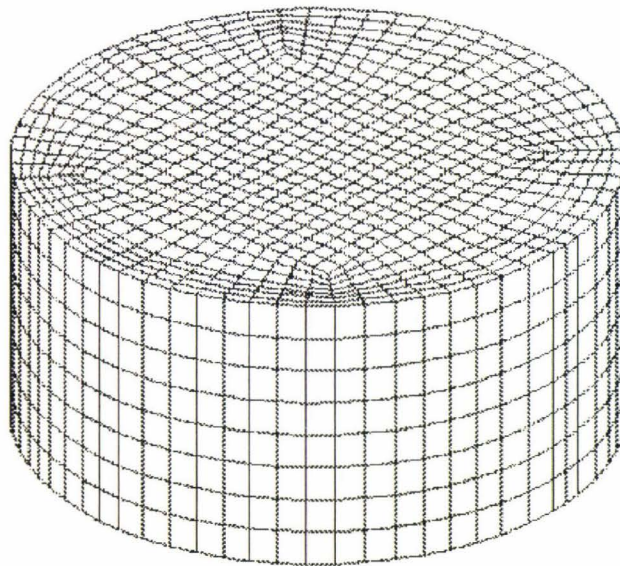


Figure 4-24 : Maillage du modèle sans eau.

Les éléments du maillage sont des hexaèdres trilinéaires avec un point de Gauss.

L'enveloppe du gel est assimilée à un corps rigide pour pouvoir appliquer la cinématique du modèle expérimental.

### 4.5.2. Sollicitations

Le modèle numérique est mis en rotation, dans le plan xOy, autour d'un axe décalé de 165 mm par rapport au centre de la cuve, comme dans l'expérimental. Ainsi, sur la frontière du modèle, les degrés de liberté suivant z sont bloqués et la sollicitation, issue de la mesure expérimentale, est imposée en fonction du temps.

L'expérimentation a montré que la réponse du gel est beaucoup plus sensible à la présence ou à l'absence de fluide qu'à la vitesse de sollicitation, dans le domaine des vitesses mesurées expérimentalement. De ce fait, la modélisation numérique du modèle expérimental se fera uniquement pour le cas de sollicitation 1.

Sous Pamcrash, nous imposons l'angle de rotation en fonction du temps (Figure 4-25).

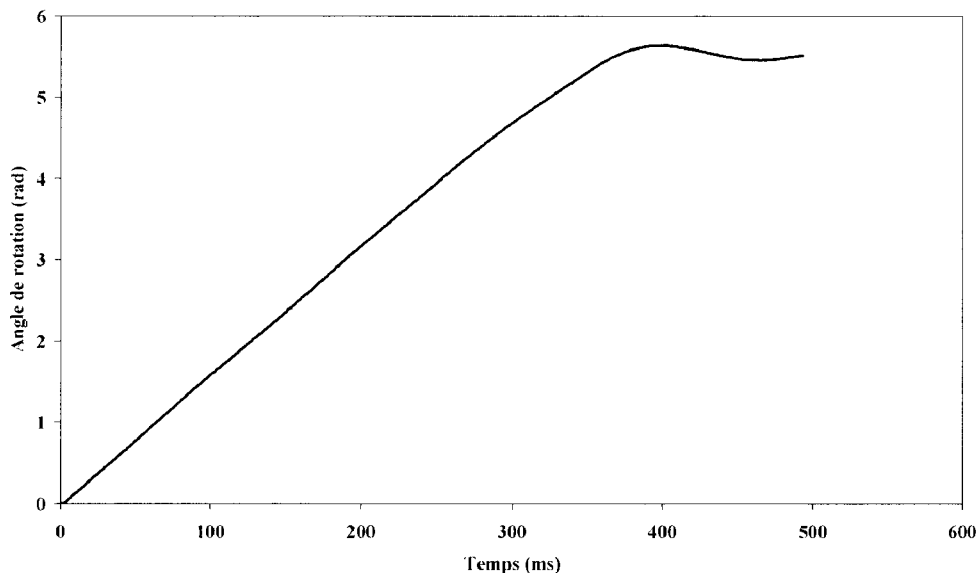


Figure 4-25 : Angle de rotation pour le modèle avec et sans eau pour le cas de chargement 1 (accélération angulaire moyenne d'environ  $2000 \text{ rad/s}^2$ ).

### 4.5.3. Lois de comportement

Dans [Brands, 2002], le comportement mécanique du gel en cisaillement est déterminé expérimentalement, à partir d'essais de relaxation de contrainte, pour des fréquences allant jusqu'à 1000 Hz et des déformations de cisaillement allant jusqu'à 20%. Il s'en suit que le gel de silicone se comporte comme un matériau viscoélastique linéaire pour des déformations allant jusqu'à 50% et des fréquences allant jusqu'à 461 Hz. De ce fait, l'auteur utilise un modèle de Maxwell linéaire à quatre modes pour représenter le gel. Les valeurs des

paramètres matériaux sont identifiées à partir des essais expérimentaux évoqués ci-dessus et sont données dans le Tableau 4-1.

Mode	Paramètres de Maxwell		Module de Compressibilité
	Gi [Pa]	$\lambda_i$ [s]	K [Pa]
0	216.41	$\infty$	1.065e9
1	122.32	309.8e-3	-
2	378.79	24.71e-3	-
3	1717.2	2.156e-3	-
4	27599	9.743e-3	-

Tableau 4-1 : Paramètres du modèle de Maxwell à quatre modes pour le gel de silicone Sylgard 527 A&B [Brands, 2002]. Dans ce tableau, Gi désigne le module de cisaillement et  $\lambda_i$  correspond au temps de relaxation pour le mode i.

Le module de compressibilité du gel est déterminé par ultrasons.

$$K = \rho \cdot c^2 \quad (2.105)$$

avec  $c = 1048 \text{ m/s}$  et  $\rho = 970 \text{ kg/m}^3$ .

Dans [Ivarsson *et al.*, 2000], des échantillons de gel de silicone de type Dow Corning Sylgard 527 A&B, avec différentes proportions des composants A et B, sont soumis à des oscillations harmoniques forcées, en torsion, à l'aide d'un rhéomètre. L'influence de la fréquence d'oscillation (1-20 Hz), de l'amplitude de la déformation (0.01-9.4%) et de la température (30 et 50°C) sur le module de cisaillement complexe ( $G^*$ ), le module de cisaillement réel ( $G'$ ), le module de cisaillement imaginaire ( $G''$ ) et la viscosité, est étudiée. La Figure 4-26, issue de la publication de [Ivarsson *et al.*, 2000], montre les modules de cisaillement et la viscosité en fonction de la fréquence d'oscillation pour des proportions égales des deux composants A et B du gel (l'influence de la fréquence d'oscillation étant plus importante que celles de l'amplitude de la déformation et de la température).



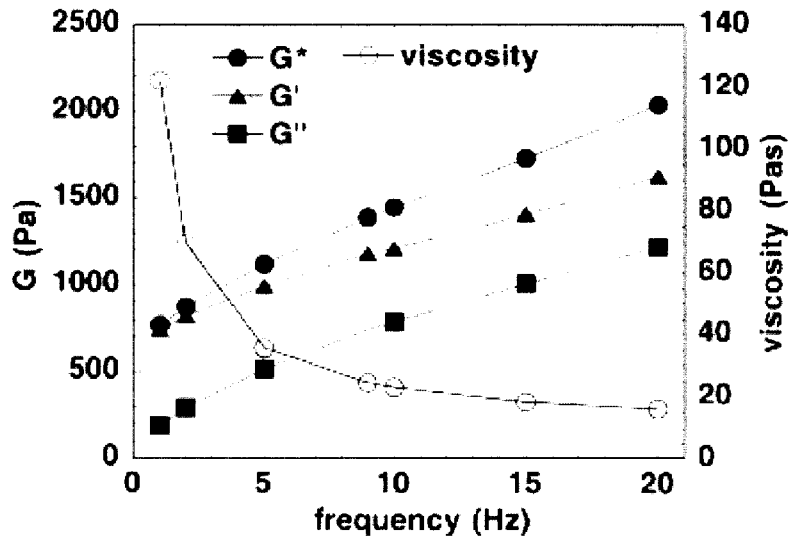


Figure 4-26 : Modules de cisaillement et viscosité du gel Dow Corning Sylgard 527 A&B (rapport 1 :1) en fonction de la fréquence d'oscillation. Le test est conduit à déformation (0.65%) et température (30°C) constantes.

Dans [Runge, 2004], le gel est modélisé par un matériau viscoélastique linéaire de Kelvin-Voigt :

$$G(t) = G_{\infty} + (G_0 - G_{\infty})e^{-\beta t} \quad (2.106)$$

où  $G_0$  est le module de cisaillement instantané,  $G_{\infty}$ , le module de cisaillement infini et  $\beta$ , une constante temporelle.

Les caractéristiques mécaniques ( $G_0$ ,  $G_{\infty}$  et  $\beta$ ) du gel sont identifiées par optimisation inverse (code de calcul explicite Pamcrash/optimisateur Pamopt) sur la base des essais réalisés à partir d'un modèle physique de la tête humaine en coupe sagittale. Un logiciel de suivi de mires TrackEye Motion Analysis) est utilisé pour calculer les mouvements de chaque mire dans le repère local du modèle de tête. Ces courbes de déplacements expérimentales sont comparées aux déplacements des nœuds du modèle numérique jusqu'à ce qu'une solution satisfaisante soit obtenue. Avec cette méthode, les paramètres identifiés pour le gel sont :

$$G_0 = 4.91e3 \text{ Pa}, G_{\infty} = 1.96e3 \text{ Pa} \text{ et } \beta = 0.3776e-3 \text{ s}^{-1}.$$

Le module de compressibilité,  $K$ , est déterminé à partir de  $G_{\infty}$  par la relation

$$K = \frac{2}{3} G_{\infty} \left( \frac{1+\nu}{1-2\nu} \right), \text{ où } \nu \text{ représente le coefficient de Poisson.}$$

Ainsi, la valeur de  $K$  est de  $3.56e7 \text{ Pa}$  pour  $\nu = 0.4999725$ .

Enfin, nous avons réalisé une étude rhéologique sur ce même gel (Dow Corning Sylgard 527 A&B) qui a permis de mettre en évidence une différence de comportement en fonction de la contrainte appliquée.

Les manipulations sont effectuées entre un cône et un plan dans un rhéomètre à contrainte imposée avec différentes géométries d'outil (cône plan de diamètre 25 mm et d'angle 2°, cône plan de diamètre 40 mm et d'angle 2° et 4°).

Deux types d'expériences sont réalisés :

- Application d'une contrainte constante en fonction du temps (fluage et recouvrance de la déformation). Le temps d'application de la contrainte et le temps de recouvrance sont de 3600 s. Les contraintes choisies varient de 5 à 1250 Pa.
- Mesure en déformation périodique en appliquant un balayage de contrainte de 1 à 1000 Pa pour des fréquences allant de 0.01 à 100 rad/s.

Ces expérimentations ont montré un comportement de type solide légèrement durcissant, pour le gel, avec un module de l'ordre de 570 Pa ( $\sigma = 562\gamma^{1.11}$ ) pour une contrainte appliquée inférieure à 200 Pa (Figure 4-27). Au-delà de cette contrainte, le gel se comporte comme un fluide viscoélastique (Figure 4-28). Il a un comportement rhéofluidifiant de type loi de puissance avec une consistance de 8026 Pa et un indice m de 0.33

$$\left( \eta = 8026 \dot{\gamma}^{-0.67} \right).$$

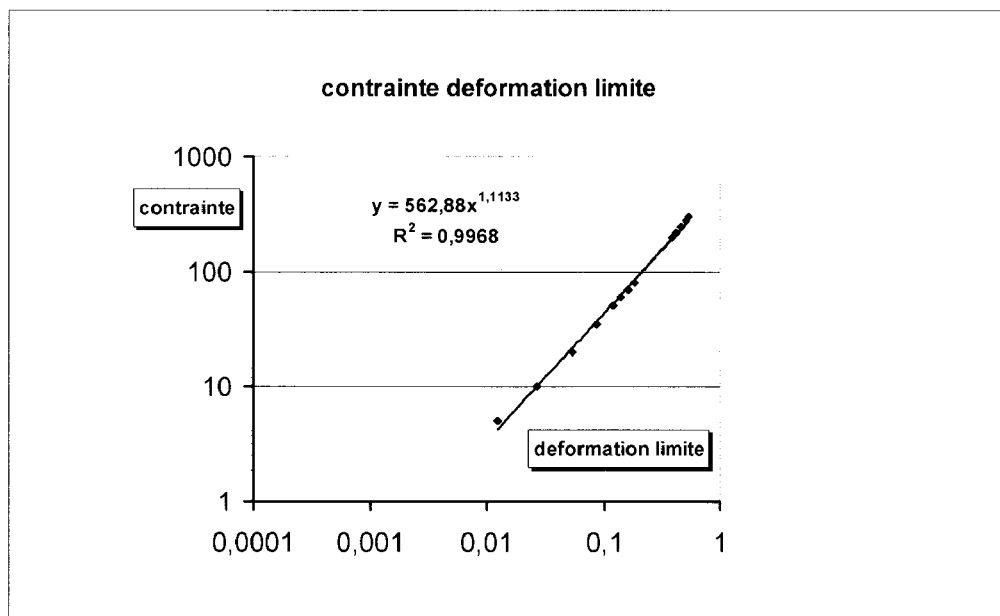


Figure 4-27 : Représentation du comportement de type solide.

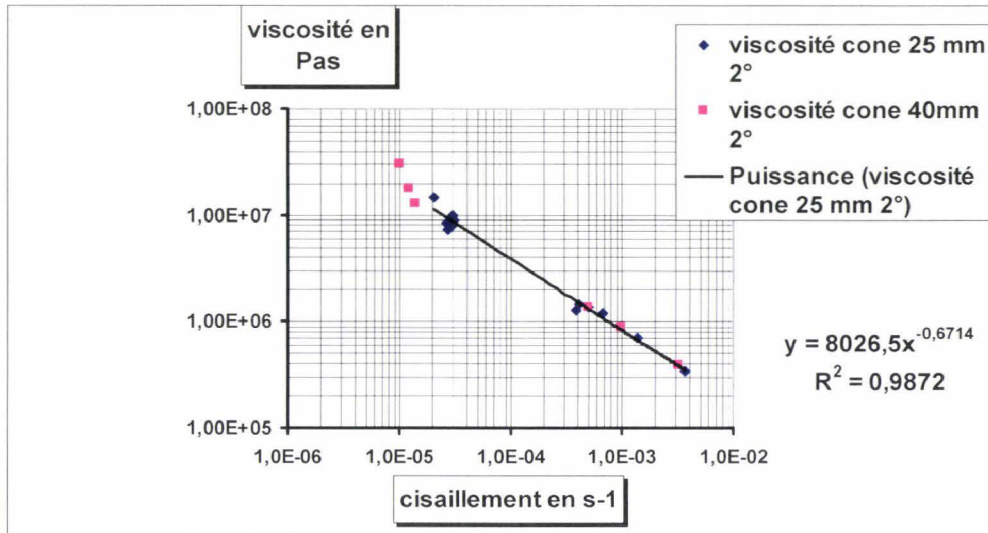


Figure 4-28 : Représentation du comportement de type fluide.

Ces considérations nous conduisent à choisir une modélisation du gel avec une loi de comportement élastique ou viscoélastique.

#### 4.5.4. Conditions aux limites

Dans la simulation du modèle sans eau, aucun glissement ne peut se produire entre le gel et la cuve en aluminium, d'une part, et, le gel et le couvercle en plexiglas, d'autre part. Dans la modélisation du modèle avec eau, aucun glissement n'est autorisé entre la surface supérieure du gel et le couvercle transparent, d'une part, et, la surface inférieure du gel et le fond de la cuve en aluminium, d'autre part.

#### 4.5.5. Résultats

##### 4.5.5.1. Le modèle sans eau

Dans un premier temps, nous cherchons à représenter le gel par un matériau solide élastique linéaire isotrope. Pour cela, le module de cisaillement et le module de compressibilité sont déterminés par optimisation (méthode inverse), à partir des résultats expérimentaux obtenus avec le modèle sans eau. L'optimisation est réalisée sous le code de calcul explicite Pamcrash/optimizeur Pamopt.

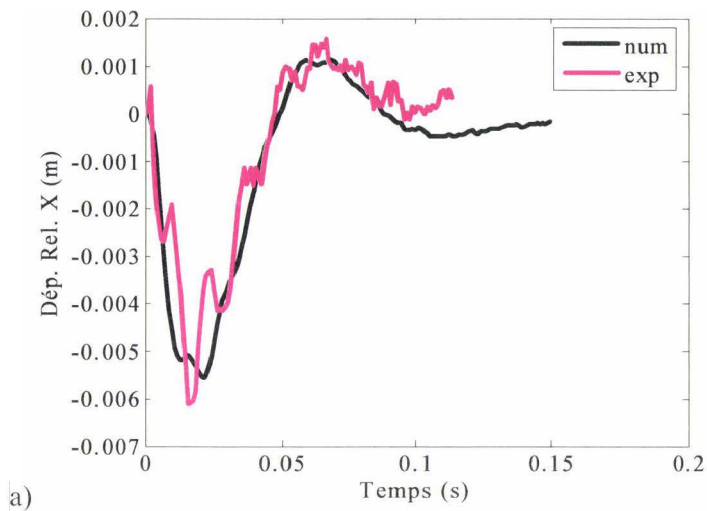
Les courbes des déplacements relatifs de quelques mires contenues dans le gel sont calculées dans le repère local associé au modèle pour la sollicitation 1 (accélération angulaire moyenne de 2000 rad/s<sup>2</sup>) (Figure 4-25). Puis le modèle sans eau est modélisé sous Pamcrash

comme décrit ci-dessus. Les déplacements calculés numériquement pour les mires du gel sont ensuite recalculés dans le repère local associé au modèle tournant, et, comparés aux courbes expérimentales. Les coefficients élastiques  $K$  et  $G$  sont alors optimisés afin de réduire la différence entre les déplacements expérimentaux et numériques. Si trop de mires sont sélectionnées, l'optimisateur n'arrive pas à converger. De ce fait, l'optimisation ne se fera que sur quelques mires, puis on s'assurera que les coefficients obtenus restent valables pour les autres mires.

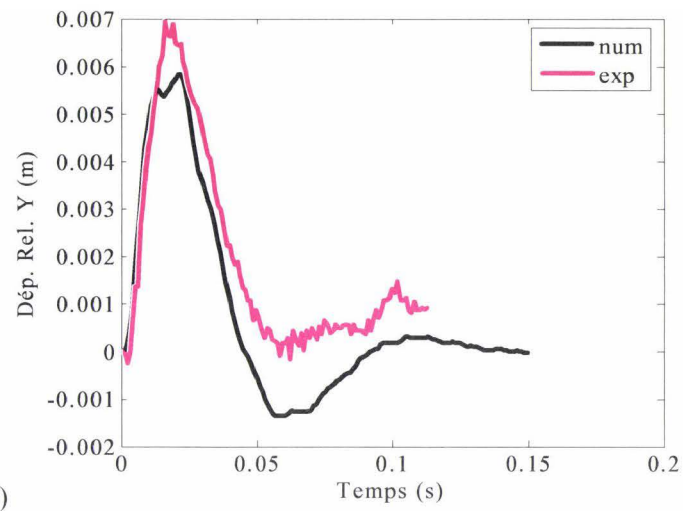
Ainsi, pour la modélisation du gel, sollicité en rotation conformément à la Figure 4-25, nous obtenons :  $K = 2e8 Pa$  et  $G = 1190 Pa$ .

Les déplacements obtenus avec le modèle numérique, dans le repère local du modèle, pour quelques nœuds correspondant à des mires situées dans les quatre cadrans du modèle (Nord-Ouest (Figure 4-30), Nord-Est (Figure 4-31), Sud-Est (Figure 4-32), Sud-Ouest (Figure 4-29)) sont présentés. Les résultats expérimentaux sont également tracés sur ces figures pour comparaison.

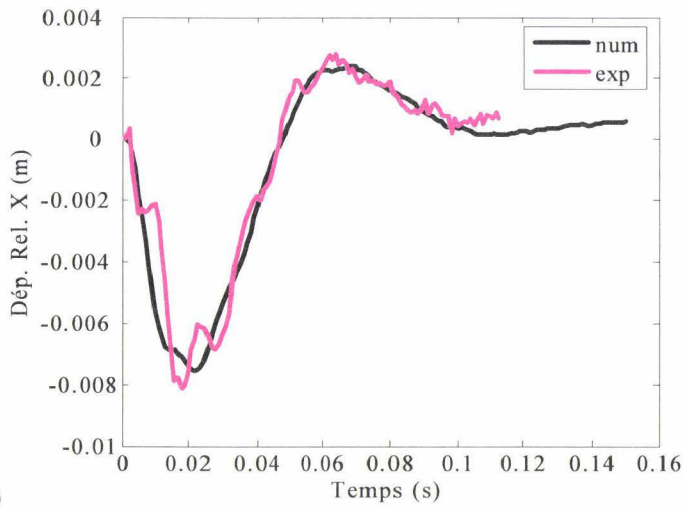
La déformation du gel au cours de la sollicitation est obtenue à partir de la caméra rapide numérique. Pour identifier les régions les plus sollicitées, une cartographie des déplacements des mires est effectuée avec le logiciel de suivi de mires. Les déformées du plan moyen du gel pour le modèle éléments finis sont confrontées à celles du modèle expérimental. Pour le modèle sans eau, les temps sélectionnés pour les comparaisons expérimentales/numériques sont  $t = 0 ms$  (instant initial),  $t = 24 ms$  (instant pour lequel l'amplitude du mouvement est maximale), et  $t = 48 ms$  (instant à partir duquel les mires du gel ont repris leur position initiale) (Figure 4-33).



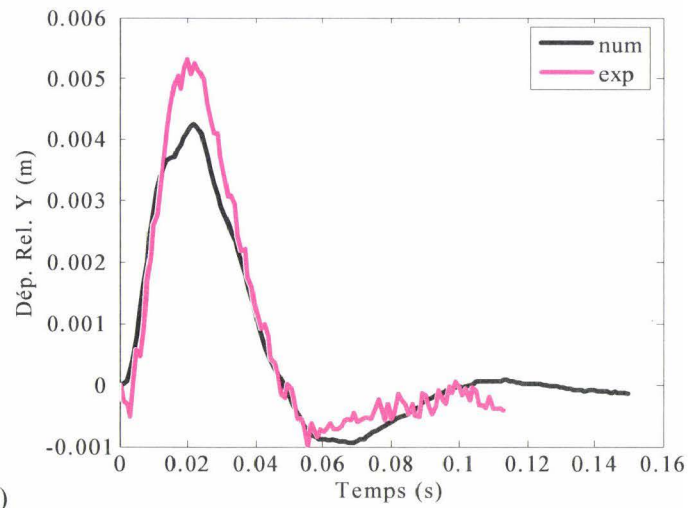
a)



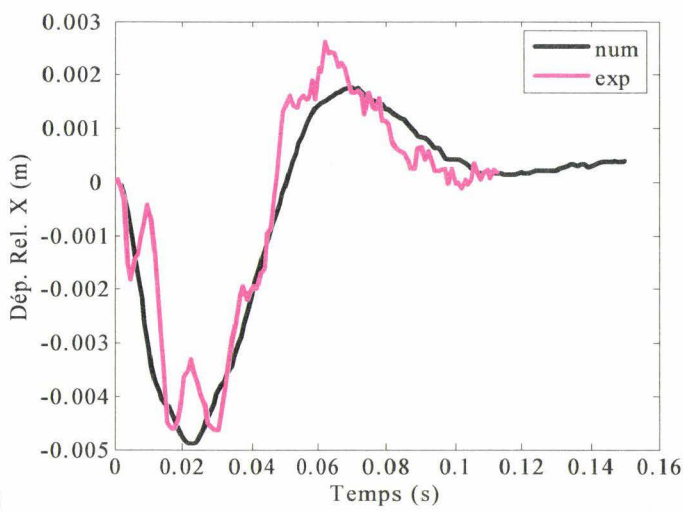
(b)



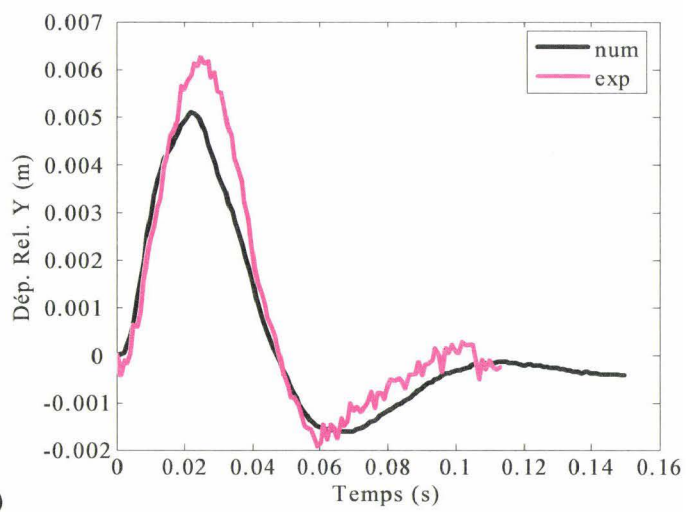
c)



(d)



e)



(f)

Figure 4-29 : Déplacements numériques et expérimentaux pour quelques mires situées dans le cadran inférieur gauche du modèle ; (a) et (b) : déplacements relatifs suivant x et y pour la mire 4, (c) et (d) : pour la mire 5 ; (e) et (f) : pour la mire 11.

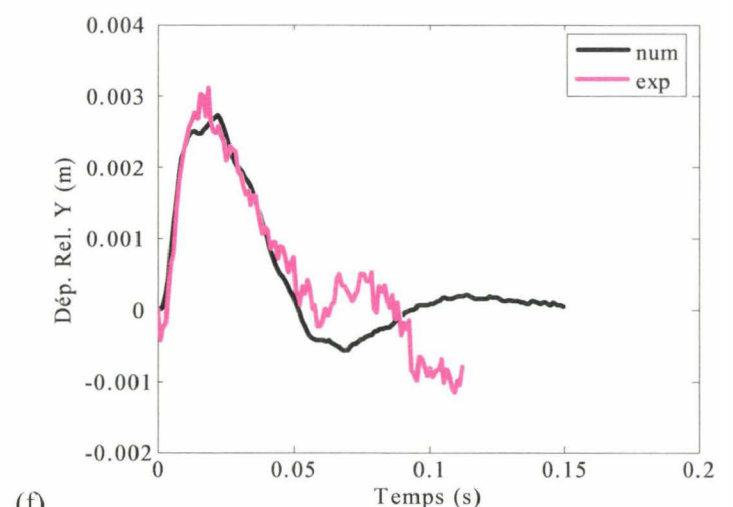
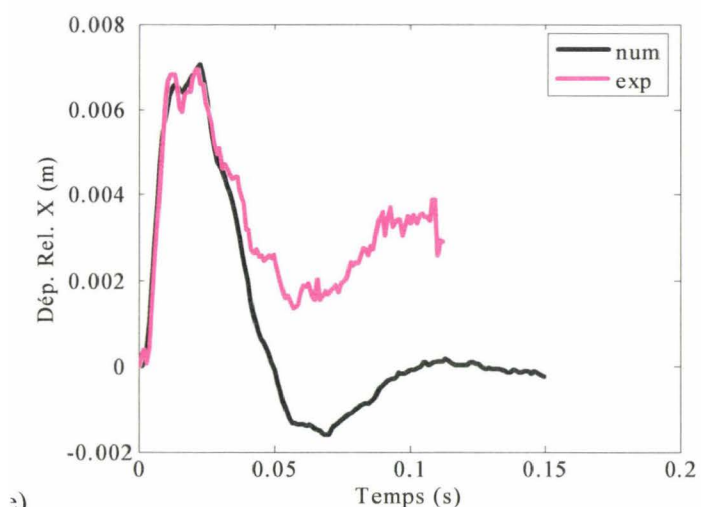
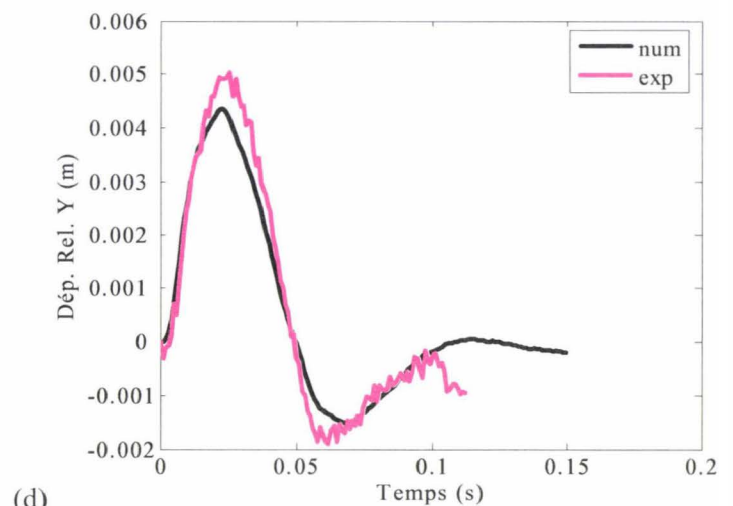
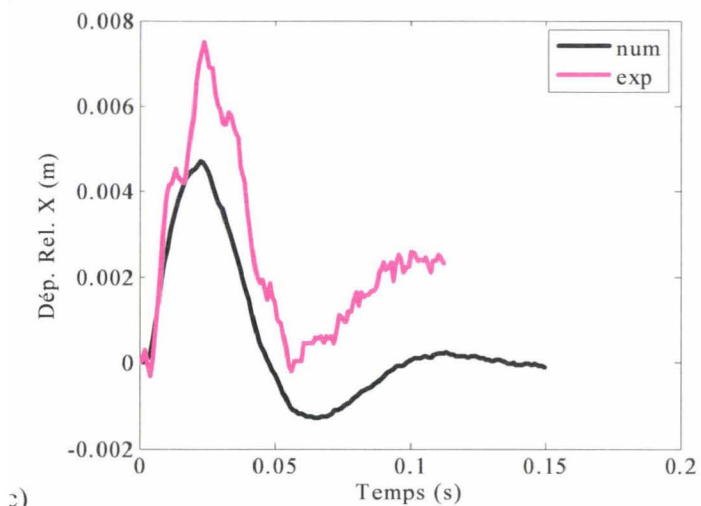
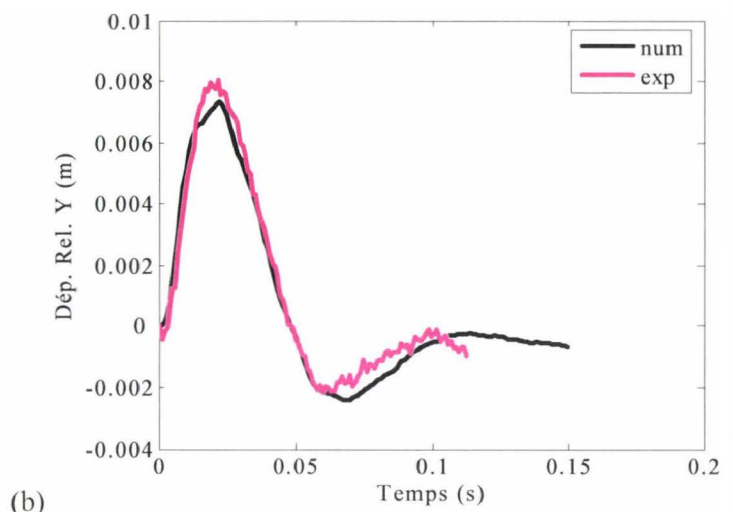
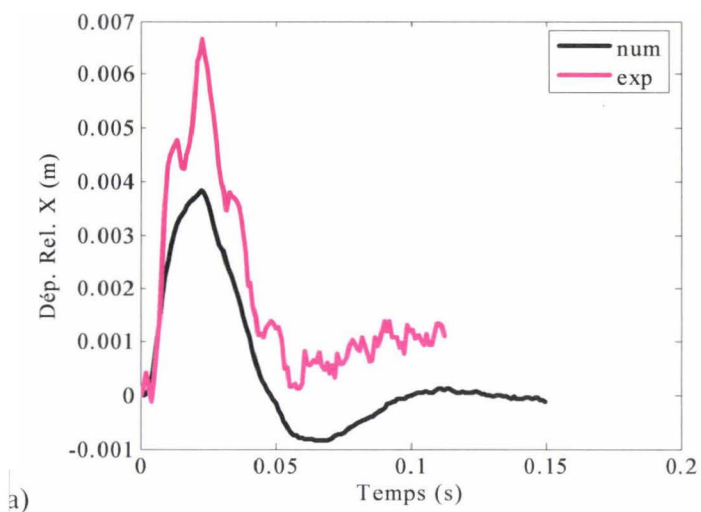


Figure 4-30 : Déplacements numériques et expérimentaux pour quelques mires situées dans le cadran supérieur gauche du modèle ; (a) et (b) : déplacements relatifs suivant x et y pour la mire 24, (c) et (d) : pour la mire 25 ; (e) et (f) : pour la mire 35.



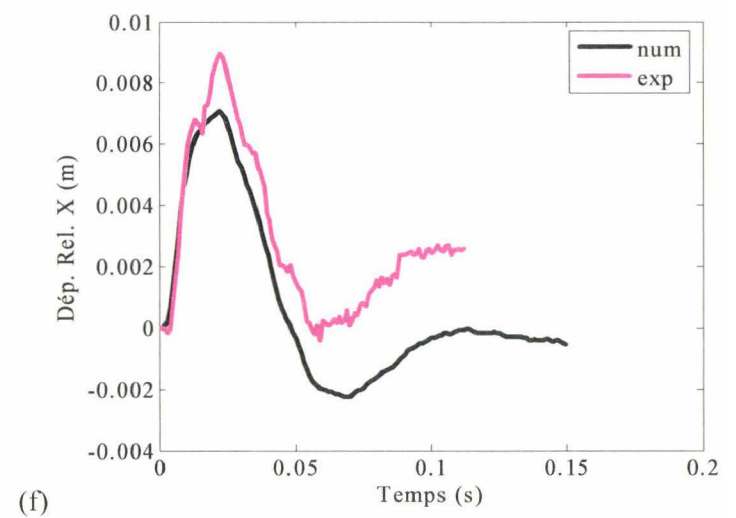
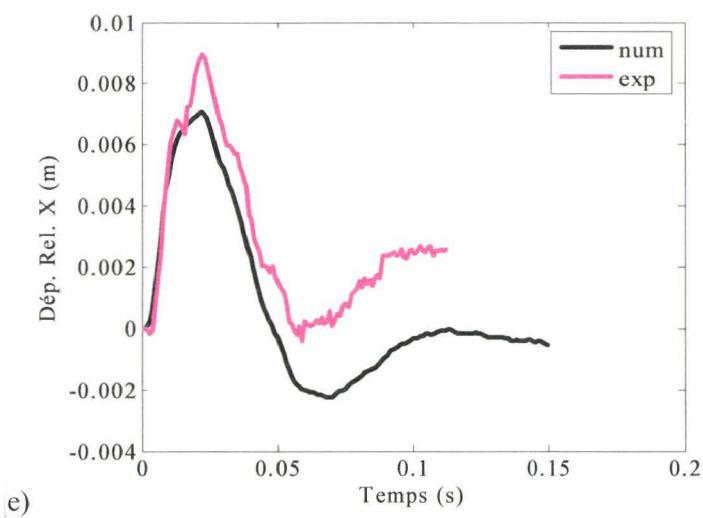
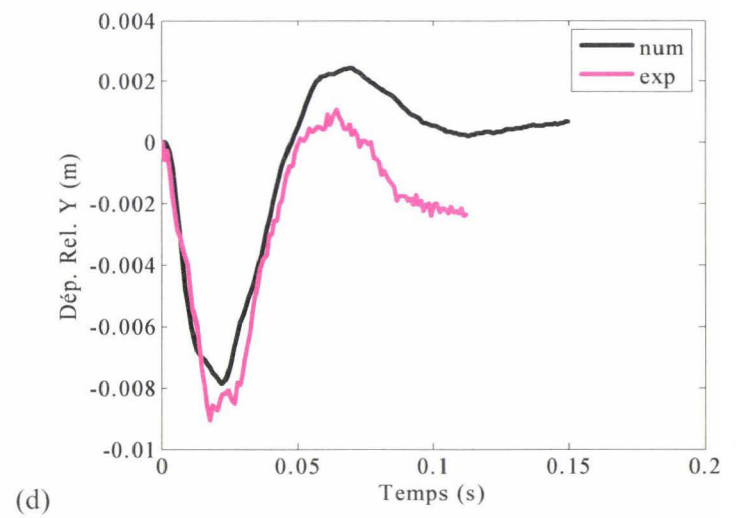
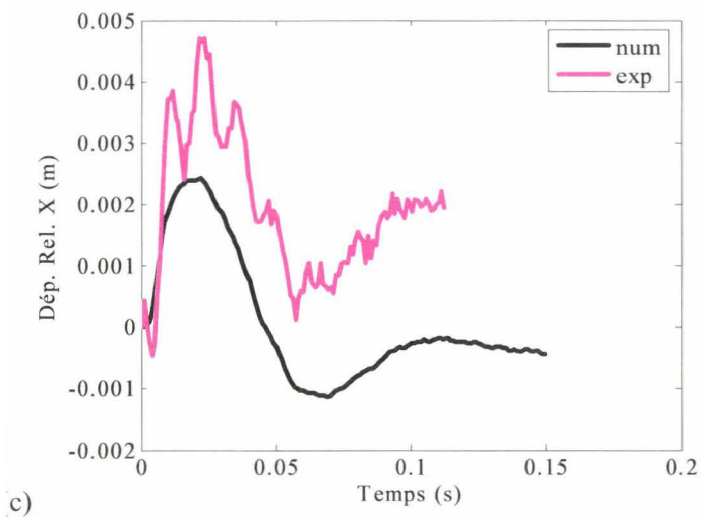
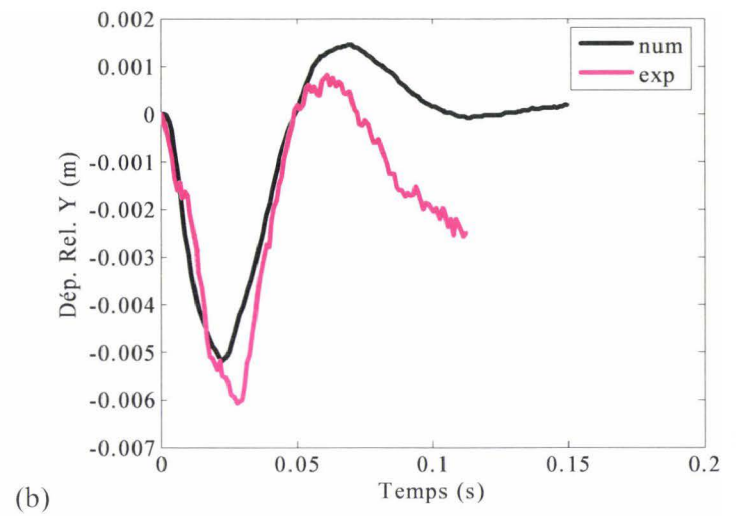
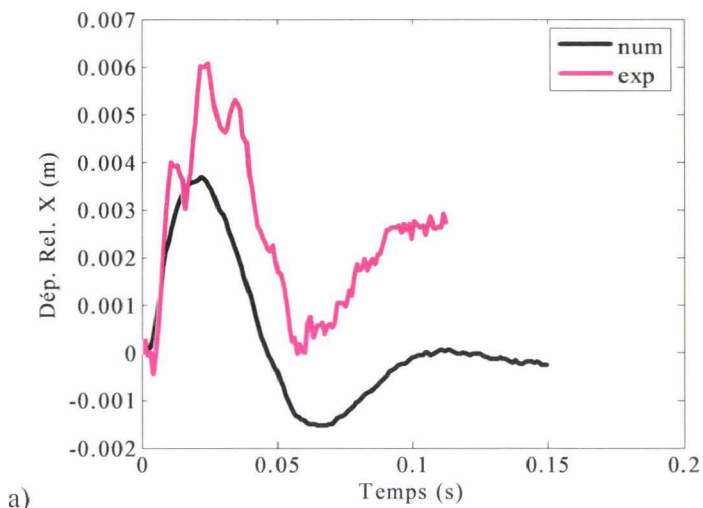
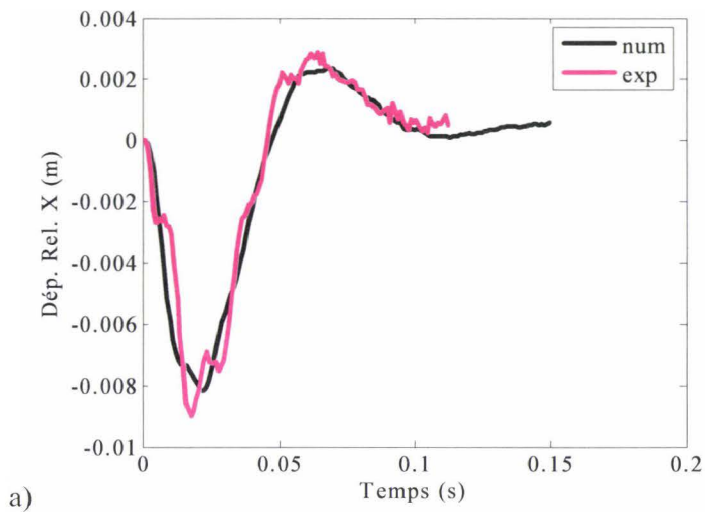
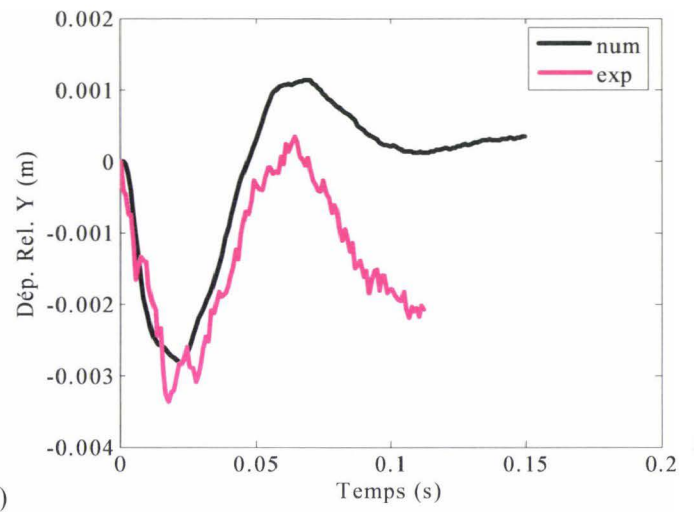


Figure 4-31 : Déplacements numériques et expérimentaux pour quelques mires situées dans le cadran supérieur droit du modèle ; (a) et (b) : déplacements relatifs suivant x et y pour la mire 27, (c) et (d) : pour la mire 28 ; (e) et (f) : pour la mire 33.

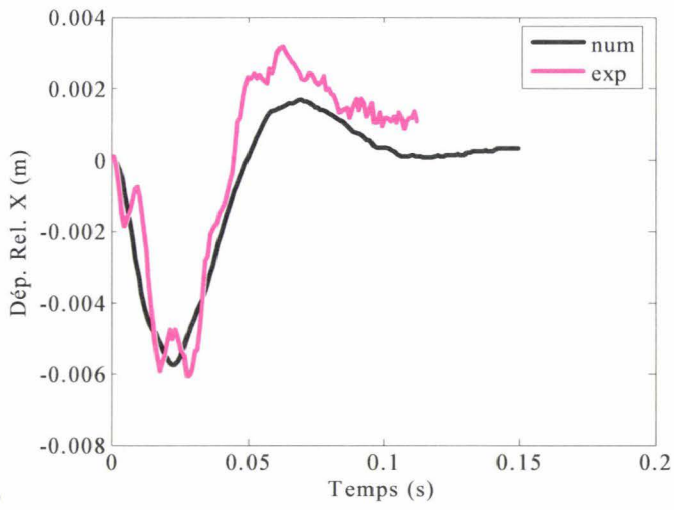




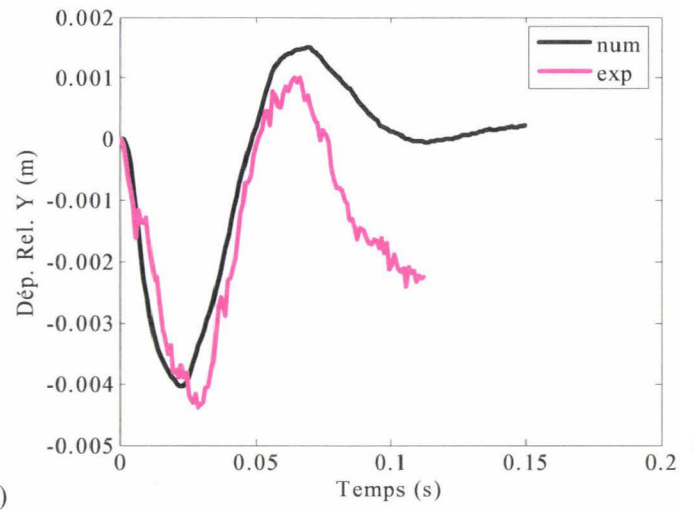
a)



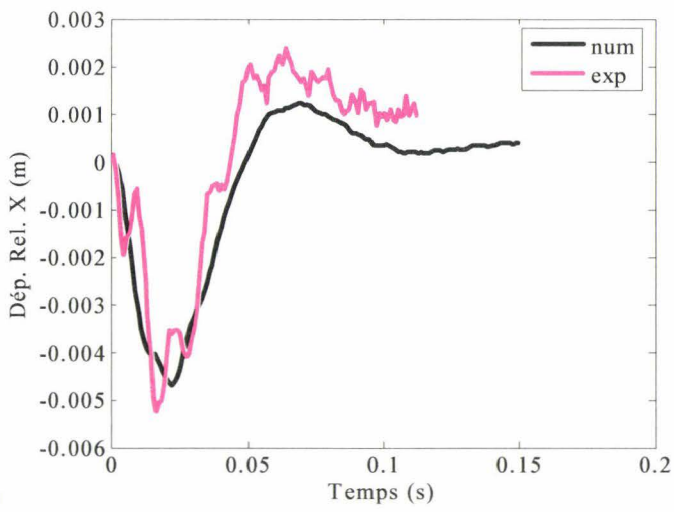
(b)



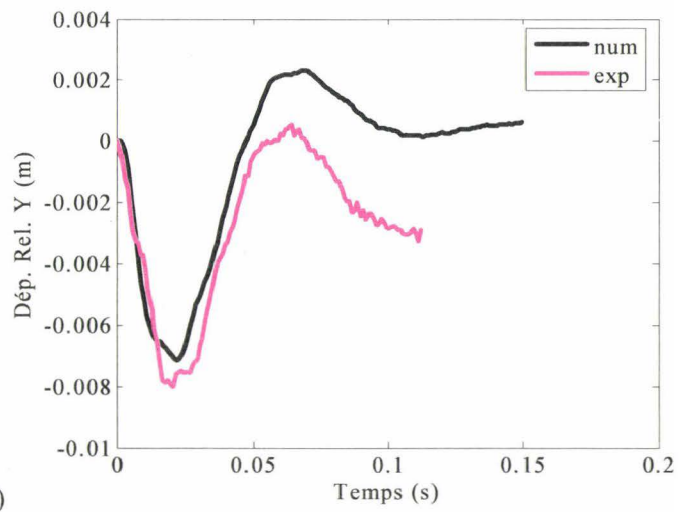
c)



(d)



e)



(f)

Figure 4-32 : Déplacements numériques et expérimentaux pour quelques mires situées dans le cadran inférieur droit du modèle ; (a) et (b) : déplacements relatifs suivant x et y pour la mire 7, (c) et (d) : pour la mire 13 ; (e) et (f) : pour la mire 14.

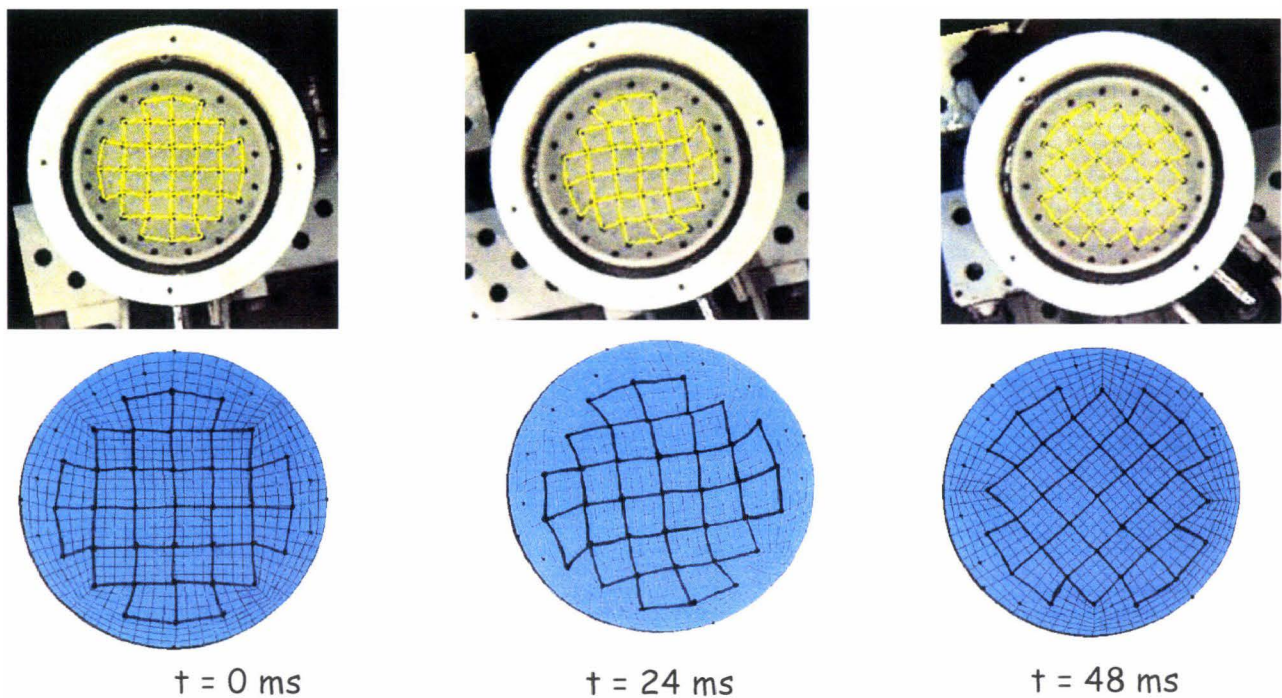


Figure 4-33 : Cartographie des déformations.

Nous observons alors que le modèle numérique prédit relativement bien la trajectoire des mires. La forme générale des courbes est la même pour le modèle expérimental et le modèle numérique. Cependant, pour certaines mires, nous observons un décalage entre le déplacement calculé avec le modèle expérimental et le déplacement prédit par le modèle numérique après 60 ms. Les mires du modèle numérique tendent à reprendre leur position initiale (déplacement relatif proche de 0 m au bout de 160 ms) alors que pour le modèle expérimental, le mouvement des mires n'est toujours pas stabilisé au bout de 160 ms.

Nous pouvons attribuer cette différence à la rigidité du gel, plus importante pour le modèle numérique que dans la réalité ( $G = 1190$  Pa pour le modèle numérique contre 567 Pa).

De même, une bonne corrélation est obtenue entre l'expérimentation et la simulation numérique pour les déformations du plan moyen du gel.

Les résultats numériques obtenus sont donc satisfaisants et les coefficients élastiques identifiés pour le gel seront donc utilisés par la suite.

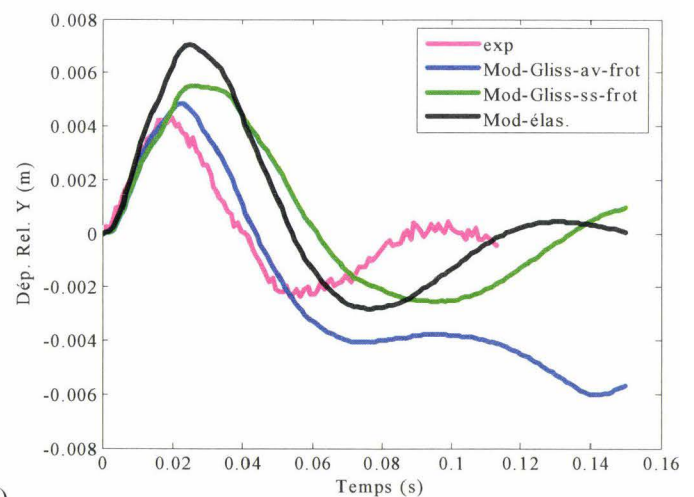
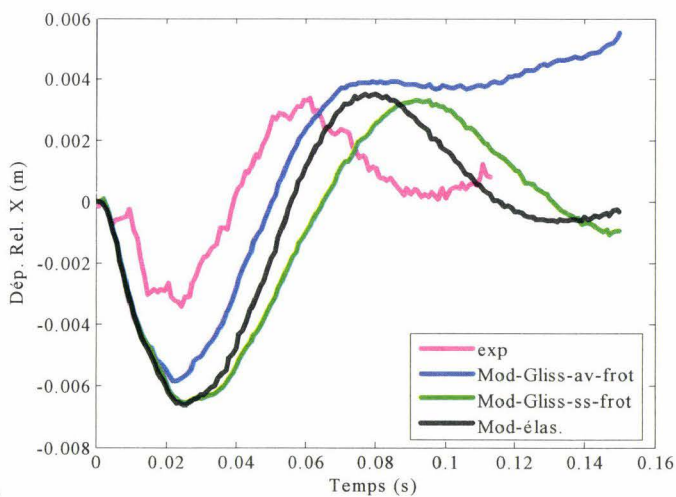
Ainsi, le modèle sans eau a permis de déterminer un module de compressibilité et de cisaillement élastique pour le gel. Ces coefficients sont utilisés sous Pamcrash pour modéliser le gel dans le problème couplé gel/eau.

#### 4.5.5.2. Le modèle avec eau

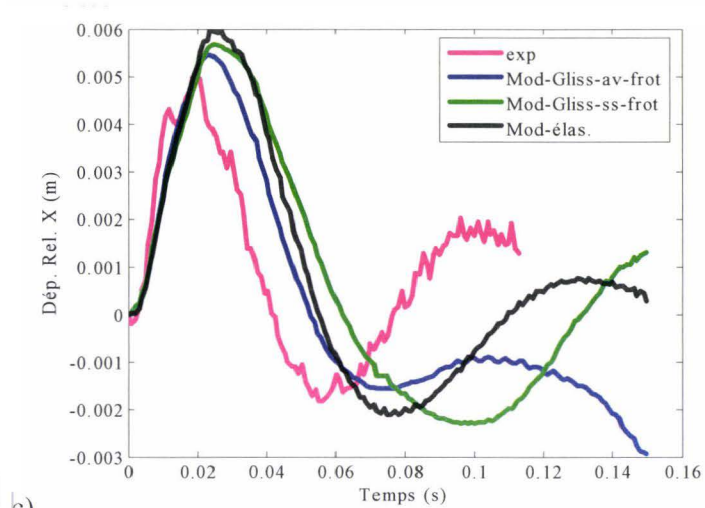
Le modèle avec eau est modélisé sous Pamcrash de deux manières différentes :

- premièrement, le fluide est représenté par une couche d'éléments très déformables (module de cisaillement du fluide inférieur au module de cisaillement du gel, pour permettre au gel de bouger par rapport aux parois verticales de la cuve en aluminium),
- deuxièmement, une interface de contact, glissement avec ou sans frottement, de type 33, est ajoutée entre le gel et la couche de fluide. Dans cette configuration, le fluide est modélisé par un matériau solide élastique avec les coefficients de l'eau ( $K = 2.05e9 Pa$  et  $\rho = 1000 kg/m^3$ ).

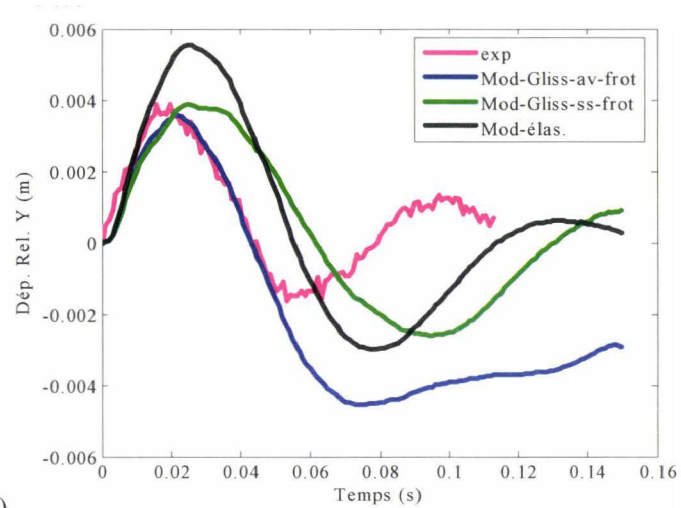
La Figure 4-34 illustre la confrontation expérimentale/numérique des mouvements relatifs de quatre mires appartenant chacune à un cadran du modèle physique. Les déplacements en noir correspondent à ceux obtenus avec le modèle numérique pour lequel le fluide est modélisé par un matériau élastique avec un module de cisaillement très faible. Les déplacements en vert correspondent à ceux obtenus avec le modèle numérique avec interface de glissement sans frottement entre le gel et l'eau. Enfin, les déplacements en bleu correspondent à ceux obtenus avec interface de glissement avec frottement entre le gel et l'eau. Un coefficient de frottement de 0.2 est utilisé ici, comme dans [Miller *et al.*, 1998].



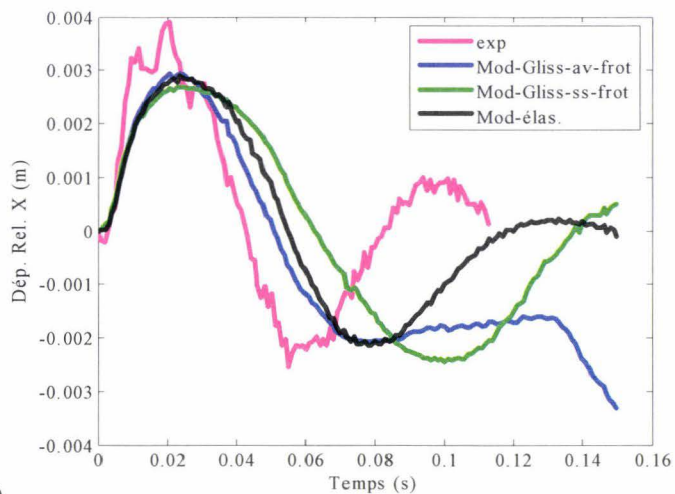




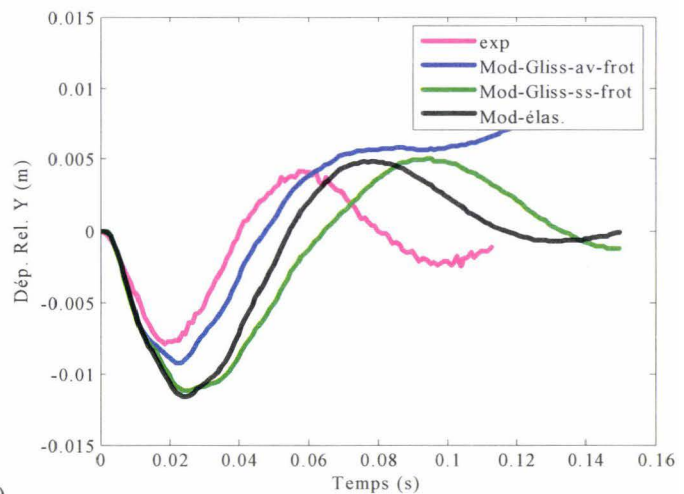
(c)



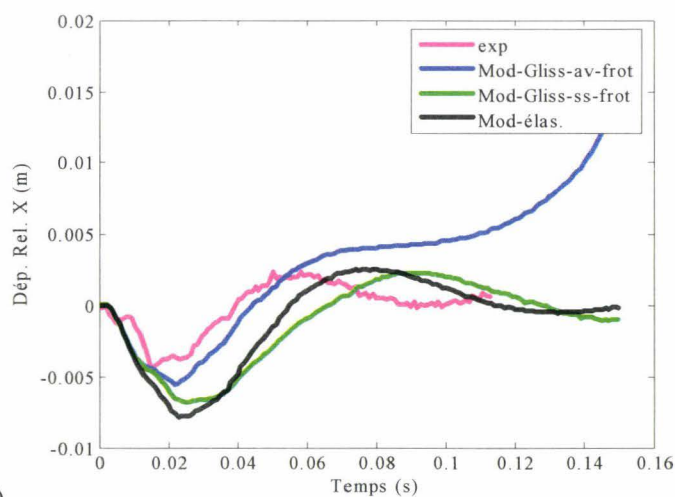
(d)



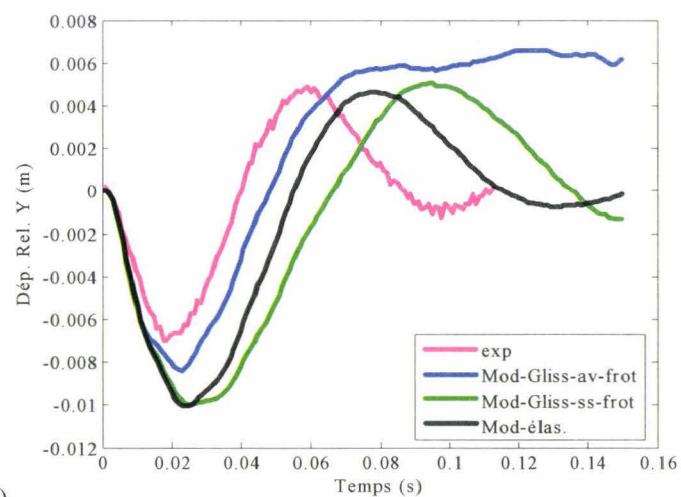
(e)



(f)



(g)



(h)

Figure 4-34 : Déplacements expérimentaux et numériques pour le modèle avec eau en quelques mires ; (a) et (b) : déplacements relatifs suivant x et y pour la mire 11 ; (c) et (d) : mire 25 ; (e) et (f) : mire 28 ; (g) et (h) : mire 14.

Comme précédemment, les déformées du plan moyen du gel obtenus avec les modèles éléments finis et celles enregistrées expérimentalement avec la caméra rapide sont confrontées. Les temps de comparaison sélectionnés sont  $t = 0 \text{ ms}$  (instant initial),  $t = 24 \text{ ms}$  (temps pour lequel le maximum du premier pic est atteint. Ce pic correspond à la première phase du mouvement, i.e., la rotation du gel en arrière, dans le sens opposé au sens de rotation de la cuve),  $t = 48 \text{ ms}$  (instant pour lequel le deuxième pic, correspondant à la phase d'inversion du mouvement, i.e., à la rotation du gel vers l'avant, est maximum) et  $t = 90 \text{ ms}$  (retour des mires à leur position pré-impact) (Figure 4-35, Figure 4-36 et Figure 4-37).

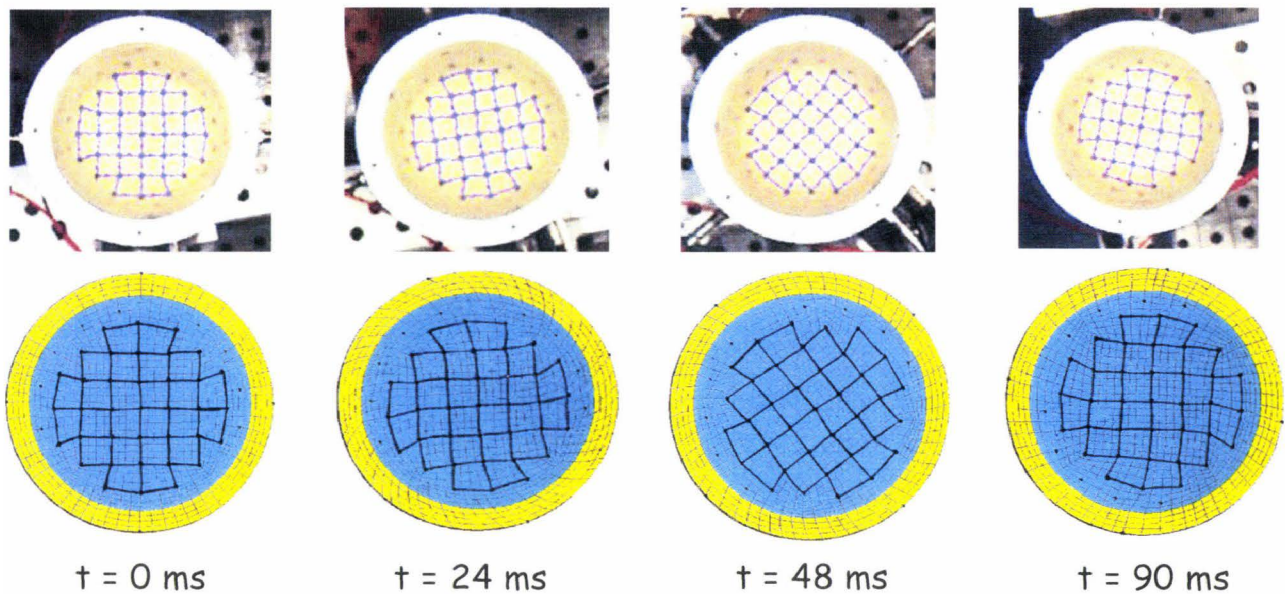


Figure 4-35 : Cartographie des déformations (modèle numérique pour lequel la couche de fluide est modélisée par un matériau solide élastique avec un faible module de cisaillement).



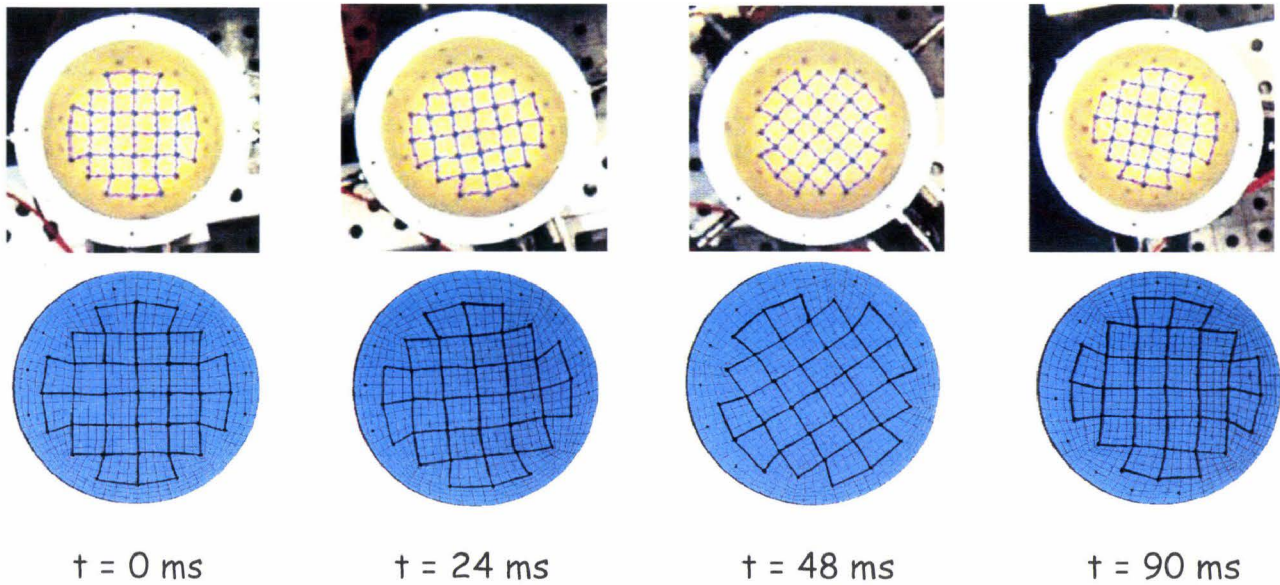


Figure 4-36 : Cartographie des déformations (modèle numérique avec interface de glissement sans frottement).

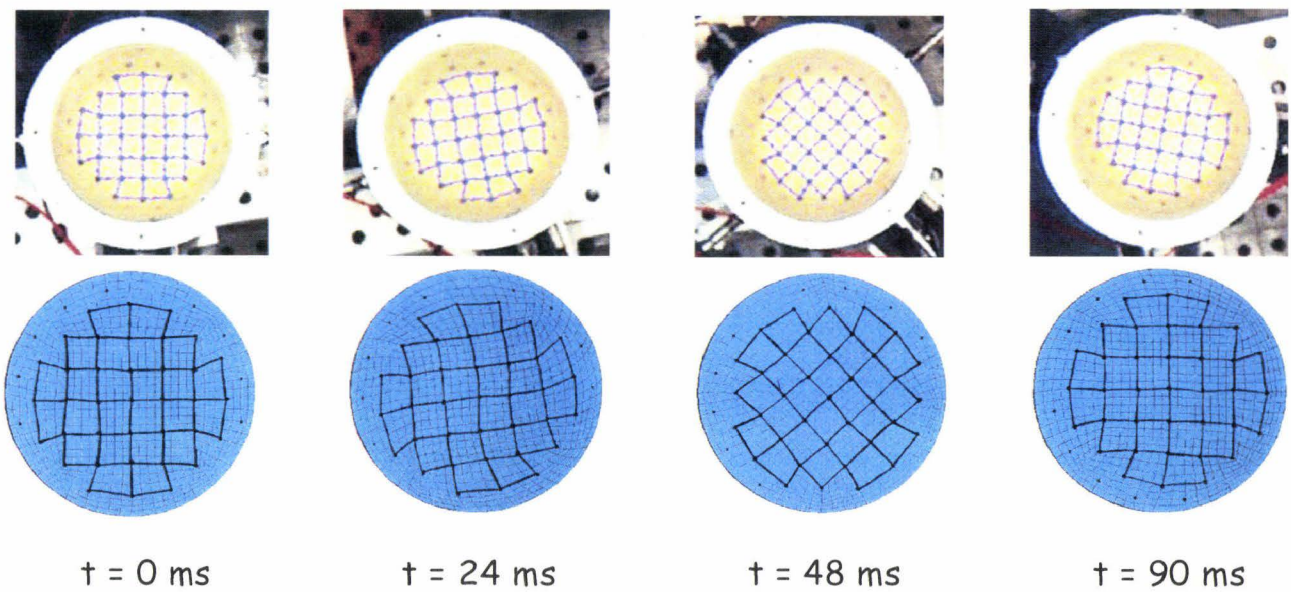


Figure 4-37 : Cartographie des déformations (modèle numérique avec une interface de glissement et un coefficient de frottement de 0.2).

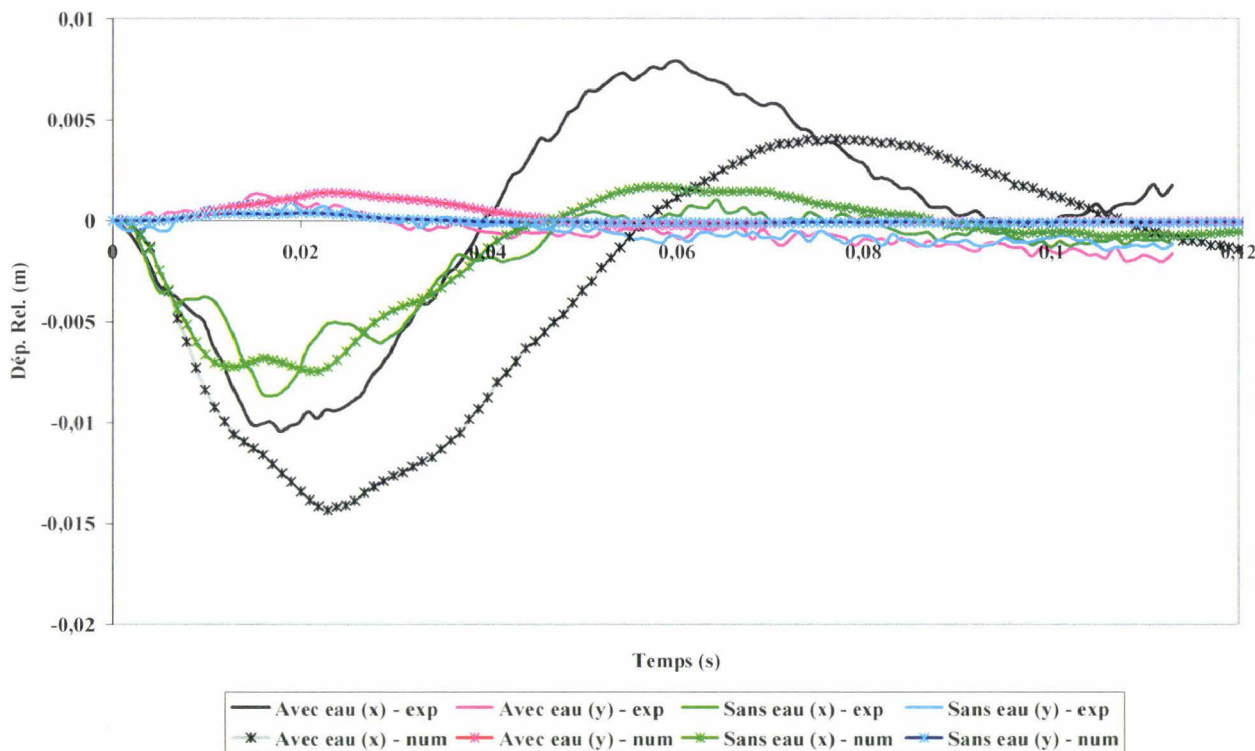
Dans l'ensemble, la réponse du modèle numérique approche assez bien celle du modèle expérimental pour la première partie du chargement (jusqu'à environ 50 ms). Les allures des courbes sont similaires. Cependant, le modèle numérique a tendance à surestimer les déplacements. De plus, le deuxième extremum est atteint à environ 80 ms avec les modèles numériques au lieu de 60 ms pour le modèle expérimental. Le modèle sans interface

de glissement semble mieux approcher la deuxième partie du chargement que les modèles avec interface de glissement.

#### 4.5.5.3. *Comparaison numérique du modèle avec et sans eau sous Pamcrash*

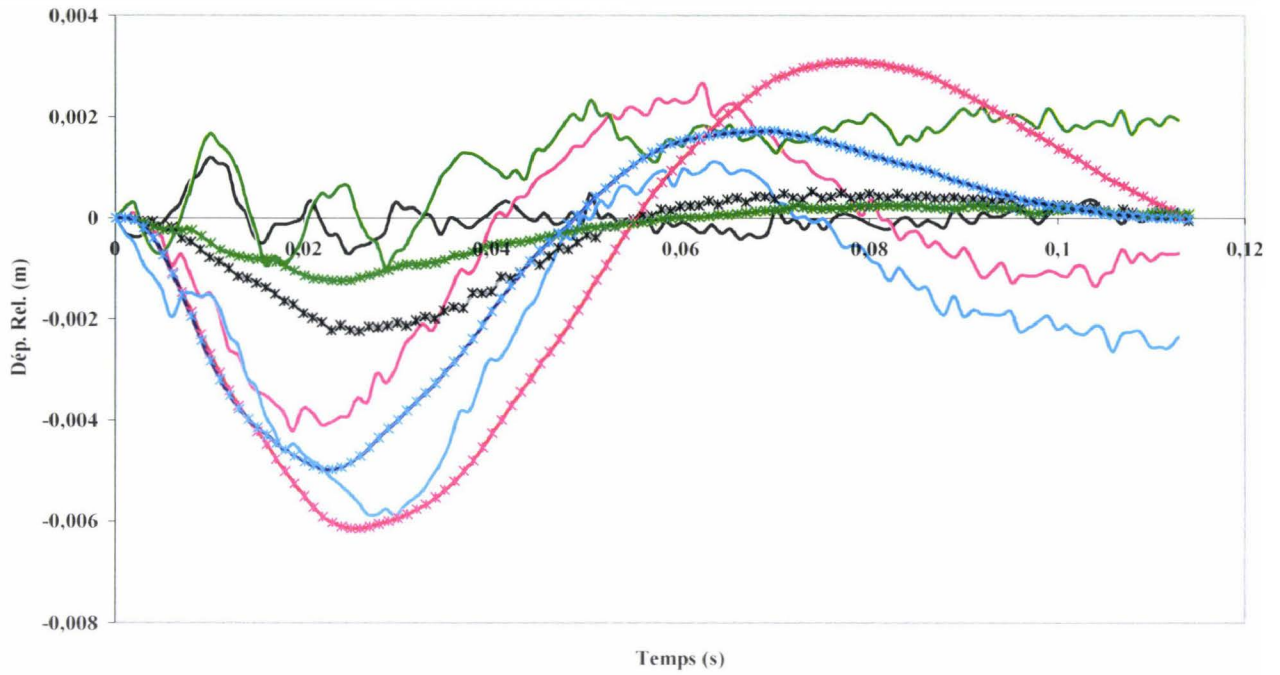
Nous comparons ensuite les résultats numériques, en terme de déplacements, obtenus avec le modèle avec eau (sans interface de glissement entre l'eau et le gel) et celui sans eau, dans le but de voir si nous retrouvons bien les mêmes tendances que celles observées expérimentalement.

La Figure 4-38 illustre les déplacements du gel calculés dans le repère local associé au modèle tournant. Pour les deux configurations, avec et sans eau, les déplacements obtenus avec les modèles éléments finis sont comparés aux déplacements du gel obtenus avec les modèles expérimentaux.

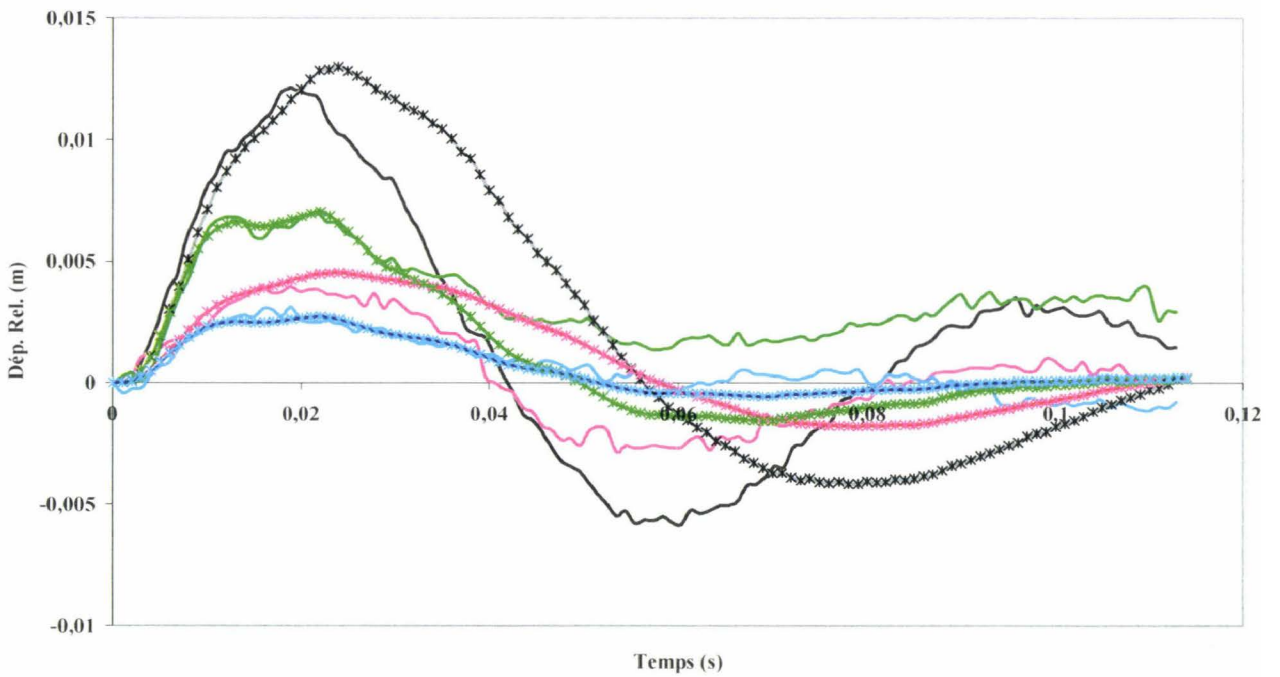


(a)





(b)



(c)

Figure 4-38 : Comparaison des déplacements relatifs du gel obtenus numériquement et expérimentalement pour les modèles avec et sans eau pour trois mires situées dans la zone inférieure ((a) Mire 2), centrale ((b) Mire 20) et supérieure ((c) Mire 35) du gel.

Nous remarquons que la comparaison de la réponse du gel pour les modèles avec eau et sans eau est semblable à celle des modèles expérimentaux. Comme pour l'expérimental, l'allure des déplacements à l'intérieur du gel est différente pour le modèle avec et sans eau. L'amplitude des déplacements lors de la deuxième phase du chargement est quasiment nulle pour le modèle sans eau, contrairement au modèle avec eau.

#### **4.6. Conclusions**

Les expérimentations décrites au chapitre précédent ont fait l'objet d'une modélisation sous le logiciel de calcul explicite Pamcrash. La version sans eau du modèle numérique a permis de déterminer les paramètres élastiques du gel de silicone. La version avec eau a permis d'apprécier la modélisation du couplage fluide/gel. Ainsi, nous avons vu que le modèle numérique couplé, modélisant le gel avec un matériau élastique et le fluide avec une loi de comportement solide élastique, avec ou sans interface de glissement entre le gel et l'eau, reproduit assez bien les tendances observées avec le modèle expérimental. Cependant les amplitudes des déplacements sont surestimées pour le modèle numérique. Ce qui nous conduit à remettre en cause la modélisation de la couche fluide comme un solide élastique. L'application d'une loi de comportement fluide pour modéliser la couche d'eau et un schéma de couplage monolithique entre le fluide et le gel serait préférable. De ce fait, nous nous sommes intéressés à la modélisation du problème couplé sous Europlexus.

#### **Modélisation fluide/structure sous Europlexus :**

La description de l'algorithme de couplage fluide/structure utilisé dans Europlexus a fait l'objet du paragraphe 4.4.3.2.

D'un point de vue pratique, la mise en données dans le code se fait de la manière suivante :

- Les domaines fluide et solide sont discrétisés spatialement par la méthode des éléments finis. Le fluide est décrit par une formulation ALE. Cependant, la cinématique ALE ne peut être utilisée avec les éléments cubiques à 8 points de Gauss. Si le maillage du fluide est hexaédrique, nous sommes obligés d'utiliser les éléments sous-intégrés. De plus, avec ce type d'éléments, il n'est pas possible d'utiliser les éléments permettant l'étape implicite de calcul pour la pression. Le solide est traité en formulation lagrangienne.

- L'eau est modélisée par une loi de comportement fluide, le gel est modélisé par une loi de comportement solide élastique linéaire isotrope.
- Le long de l'interface fluide/structure, deux ensembles de nœuds distincts sont créés, l'un appartenant au fluide, l'autre appartenant au solide. À chaque nœud fluide de l'interface fluide/structure (FS) doit correspondre à un nœud solide (lagrangien), c'est-à-dire que ces deux nœuds doivent avoir initialement les mêmes positions, mais des numéros différents.
- Le mouvement des nœuds fluides de l'interface FS est automatiquement prescrit par le code afin de suivre constamment le mouvement du nœud solide correspondant.
- Les forces d'interaction, le long de l'interface, sont déterminées en imposant, par la méthode des multiplicateurs de Lagrange, à la vitesse normale du fluide d'être la même que celle du solide pour chaque paire de nœuds coïncidents situés sur l'interface FS. Dans la direction tangente (ou plan tangent en 3D), la vitesse du fluide est libre.

Pour la loi de comportement fluide, les données d'entrée sont la masse volumique  $\rho_0 = 1000 \text{ kg/m}^3$  et la vitesse de propagation des ondes dans l'eau  $c = 1500 \text{ m/s}$ .

Les coefficients matériaux utilisés pour le gel sont ceux obtenus à partir de l'optimisation (paragraphe 4.5.5.1). Cependant, le coefficient de cisaillement est relativement faible. Par conséquent, les éléments du gel deviennent vite très distordus et le calcul stoppe rapidement. D'autant plus que les éléments du gel ne sont pas soumis au remaillage de la grille ALE, qui n'est active que dans le cas de l'utilisation d'un matériau fluide et non solide. Si nous souhaitons réaliser des calculs en couplage fluide/structure, il faut donc durcir artificiellement les coefficients du gel, mais dans ce cas, il n'est plus possible de se recalibrer sur les données expérimentales et la validité des résultats ne peut être estimée.

Ainsi, il est conseillé d'implémenter une loi de comportement viscoélastique comme dans [Brands, 2002] ou [Rungen, 2004] pour décrire le comportement du gel, puisque cette loi n'est pas disponible, à l'heure actuelle, sous Europlexus [Europlexus, 2006], ou, de modéliser le gel par un fluide visqueux.

Malheureusement, ceci n'a pu être fait dans le cadre de cette thèse et fera l'objet d'investigations ultérieures.

## **REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES**

### **Biomécanique du choc**

[Brands, 2002] - BRANDS, D.W.A. Predicting brain mechanics during closed head impact: numerical and constitutive aspects. Ph.D. dissertation, Eindhoven University of Technology, 2002, 156 p.

[Ivarsson *et al.*, 2000] – IVARSSON, J., VIANO D.C., LÖVSUND, P. & ALDMAN, B. Strain relief from the cerebral ventricles during head impact : experimental studies on natural protection of the brain. *Journal of Biomechanics*, 2000, vol. 33, p. 181-189.

[Miller *et al.*, 1998] – MILLER, R.T., MARGULIES, S.S., LEONI, M., NONAKA, M., CHEN, X., SMITH, D.H. & MEANEY, D.F. Finite element modelling approaches for predicting injury in an experimental model of severe diffuse axonal injury. *Proceedings of the 42<sup>nd</sup> Stapp Car Crash Conference*. SAE Paper 983154, 1998, p. 155-167.

[Rungen, 2004] - RUNGEN, P. Enrichissement des modèles physique et numérique de la tête en vue de mieux représenter la cinématique cérébrale lors d'un choc. Thèse de doctorat en génie mécanique, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis, 2004, 102 p.

### **Interaction Fluide/Structure**

[Aquelet *et al.*, 2003] – AQUELET, N., SOULI, M., GABRYS, J. & OLOVSON, L. A new ALE formulation for sloshing analysis. *Structural Engineering and Mechanics*, vol.16, no. 4, 2003.

[Bathe, 1982] – BATHE, K.J. *Finite element procedures in engineering analysis*. Ed.:Prentice-Hall, 1982.

[Blom, 1998] – BLOM, F.J. A monolithical fluid-structure interaction algorithm applied to the piston problem. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 1998, vol. 167, p. 369-391.

[Casadei & Halleux, 1995] – CASADEI, F. & HALLEUX, J.P. An algorithm for permanent fluid-structure interaction in explicit transient dynamics. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 1995, vol. 128, p. 231-289.

[Casadei *et al.*, 2001] - CASADEI, F., HALLEUX, J.P., SALA, A. & CHILLE, F. Transient fluid-structure interaction algorithms for large industrial applications. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 2001, vol.190, p. 3081-3110.

[Casadei & Potapov, 2004] – CASADEI, F. & POTAPOV, S. Permanent fluid structure interaction with non-conforming interfaces in fast transient dynamics. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 2004, vol.193, p. 4157-4194.

[Donea *et al.*, 1982] – DONEA, J., GIULIANI, S. & HALLEUX, J.P. An arbitrary lagrangian-eulerian finite element method for transient dynamic fluid-structure interactions. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 1982, vol.33, p.689-723.

[Europlexus, 2006] – Europlexus. A computer program for the finite element simulation of fluid-structure systems under transient dynamic loading, User's manual, 2006.

[Giuliani, 1982] – GIULIANI, S. An algorithm for continuous rezoning of the hydrodynamic grid in arbitrary Lagrangian Eulerian computer codes, *Nuclear Engineering. Des.*, 1982, vol. 72, p.205-212.

[Lanrivain et al., 2005] – LANRIVAIN, R., SILVA, L. & COUPEZ, T. Approche biphase du changement de phase avec interaction liquide-solide. Résumés du 1<sup>er</sup> colloque du Groupe de Recherche d'Interaction Fluide-Structure, 26-27 sept. 2005, CEMEF, Sophia Antipolis, p. 21-24.

[Le Tallec & Mouro, 2001] – LE TALLEC, P. & MOURO, J. Fluid structure interaction with large structural displacements. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 2001, vol.190, p. 3039-3067.

[Longatte *et al.*, 2003] – LONGATTE, E., BENDJEDDOU, Z. & SOULI, M. Methods for numerical study of tube bundle vibrations in cross-flows. *Journal of Fluids and Structures*, 2003, vol. 18, p. 513-528.

[Longatte *et al.*, 2005] – LONGATTE, E., HUVELIN, F. & SOULI, M. Code coupling for simulation of flow-induced vibrations. Résumés du 1<sup>er</sup> colloque du Groupe de Recherche d'Interaction Fluide-Structure, 26-27 sept. 2005, CEMEF, Sophia Antipolis, p. 1-8.

[Nicaise, 2000] – NICAISE, S. Analyse numérique et équations aux dérivées partielles. Cours et problèmes résolus. Ed. : Paris, Dunod, 2000.

[Piperno, 1995] - PIPERNO, S. Simulation numérique de phénomènes d'interaction fluide-structure. Thèse de doctorat en Mathématiques Appliquées, Ecole National des Ponts et Chaussées, 1995, 245 p.

[Piperno *et al.*, 1995] – PIPERNO, S., FARHAT, C. & LARROUTUROU, B. Partitioned procedures for the transient solution of coupled aeroelastic problems – Part I: Model problem, theory and two-dimensional application. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 1995, vol. 124, p. 79-112.

[Piperno, 1997] – PIPERNO, S. Explicit/implicit fluid/structure staggered procedures with a structural predictor and fluid subcycling for 2D inviscid aeroelastic simulations. *International journal for numerical methods in fluids*, 1997, vol. 25, p. 1207-1226.

[Piperno & Farhat, 2001] – PIPERNO, S. & FARHAT, C. Partitioned procedures for the transient solution of coupled aeroelastic problems – Part II: energy transfer analysis and three-dimensional applications. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 2001, vol. 190, p. 3147-3170.

[Plexus, 1997] – PLEXUS – Notice théorique, 1997.

[Schäfer *et al.*, 2005] – SCHAFER, *et al.* Implicit partitioned Fluid-Structure Interaction Coupling. Résumés du 1<sup>er</sup> colloque du Groupe de Recherche d'Interaction Fluide-Structure, 26-27 sept. 2005, CEMEF, Sophia Antipolis, p. 31-38.

[Souli *et al.*, 2000] – SOULI, M., OUAHSINE, A. & LEWIN, L. ALE formulation for fluid-structure interaction problems. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 2000, vol. 190, p. 659-675.

[Souli & Zolesio, 2001] – SOULI, M. & ZOLESIO, J.P. Arbitrary Lagrangian-Eulerian and free surface methods in fluid mechanics. *Computer Methods in Applied Mechanics And Engineering*, 2001, vol. 191, p. 451-466.



## **5. CONCLUSIONS & PERSPECTIVES**

Les modèles éléments finis tridimensionnels de la tête humaine sont de plus en plus utilisés pour aider à comprendre les mécanismes lésionnels cérébraux et prédire les lésions cérébrales dans les accidents de la route. Cependant, bien que ces modèles soient de plus en plus réalistes (géométrie de plus en plus complexe, lois de comportement de plus en plus proches du comportement réel), l'interaction entre le crâne, le liquide céphalo-rachidien et le cerveau n'est pas encore bien représenté en éléments finis ; d'une part, parce que notre connaissance des phénomènes physiques qui régissent le mouvement du cerveau à l'intérieur de la boîte crânienne est limitée par l'insuffisance des données expérimentales disponibles dans la littérature à ce sujet ; d'autre part, parce les méthodes numériques d'interaction fluide/structure posent encore aujourd'hui de nombreuses difficultés. Notre étude s'inscrit donc dans cette problématique et vise deux objectifs intimement liés. Le premier est de contribuer à améliorer nos connaissances des phénomènes physiques d'interaction entre le crâne, le LCR et le cerveau. Le deuxième est de proposer une modélisation éléments finis du couplage cerveau/LCR.

Etant donnée la complexité des phénomènes mis en jeu (problème réel du comportement dynamique de la tête en choc), nous avons choisi de développer un modèle physique simplifié isolant les phénomènes qui nous intéressent, à savoir, le couplage entre un fluide (LCR) et une structure déformable (cerveau). Nous avons donc étudié le comportement en rotation d'une cuve cylindrique contenant un cylindre de silicone (matériau utilisé comme substitut de la matière cérébrale dans de nombreux modèles physiques de la tête humaine) séparé ou non des parois verticales de la cuve par une couche de fluide (eau). Dans la version avec eau, la couronne de fluide empêche le gel d'adhérer aux parois verticales du modèle et autorise ainsi un mouvement relatif entre le gel et la cuve. Dans la version sans eau, le gel adhère parfaitement aux parois du modèle et aucun mouvement n'est possible entre le gel et la cuve cylindrique. La comparaison des réponses du gel pour les modèles avec ou sans eau a permis de mettre en évidence la sensibilité du gel à la présence ou l'absence de fluide. En effet, en présence de fluide, les déplacements du gel à l'intérieur de la cuve sont plus importants en périphérie et plus faibles au centre que pour le modèle sans eau. De plus, les niveaux de déformations à l'intérieur du gel sont considérablement diminués pour le modèle avec eau. Ceci est dû à l'influence des conditions aux limites. En effet, pour le modèle avec eau, le gel a principalement un mouvement de corps rigide, puisqu'il est libre de tourner à

l'intérieur de la cuve, ce qui explique les déformations relativement faibles et les déplacements périphériques importants. Par contre dans le modèle sans eau, le gel adhère parfaitement aux parois du modèle en aluminium. De ce fait, son mouvement est restreint, induisant des déformations dans le gel relativement importantes et des déplacements à l'intérieur du gel supérieurs à ceux enregistrés pour le modèle avec eau.

Parallèlement, nous nous sommes intéressés à la modélisation éléments finis du modèle physique sous le logiciel de calcul Pamcrash. La cinématique calculée pour le modèle expérimental est appliquée au modèle numérique. Puis, la réponse en déplacement du gel prédit par le modèle numérique est confrontée à celle du modèle expérimental, considéré ici, comme référence. Le modèle sans eau a permis de dégager des paramètres matériaux élastiques pour le gel grâce à une méthode d'optimisation inverse. Le modèle avec eau a permis de juger de la modélisation du couplage entre le gel et l'eau. Pour la modélisation couplée, la liaison, entre la cuve et le gel, est modélisée, dans un premier temps, par un matériau à bas module d'élasticité pour simuler la condition de glissement lié au fluide. En effet, il est important de bien représenter cette condition de glissement, puisqu'elle gère la rotation du corps interne par rapport au corps externe. Dans un deuxième temps, le fluide est représenté par un matériau solide élastique très déformable avec les propriétés de l'eau et une condition de glissement avec ou sans frottement est imposée entre le gel et l'eau. Cependant, même si, globalement, nous retrouvons les mêmes tendances en comparant les réponses des modèles numériques avec et sans eau, les déplacements à l'intérieur du gel sont surestimés. Une loi de comportement fluide pour l'eau et un algorithme de résolution monolithique (où le fluide et la structure sont intégrés en même temps au cours d'un même pas de temps) seraient sans doute préférables. Cependant, dans l'état actuel, nous n'avons pas réussi à proposer une modélisation couplée fluide/structure pour représenter le complexe gel+eau. En effet, nous avons entrepris une représentation EF du modèle avec eau sous le logiciel de calcul Europlexus, capable de traiter à la fois des domaines fluide et solide, en grandes déformations et en grands déplacements, et utilisé principalement pour des applications dans l'aéronautique et dans le domaine nucléaire. Cependant, nous avons été confrontés à des difficultés numériques liées notamment à la modélisation du gel. Ainsi, des travaux supplémentaires, tant dans le domaine expérimental que numérique s'avèrent nécessaires. D'un point de vue numérique, le couplage entre un solide viscoélastique et un fluide nécessite de plus amples investigations afin de proposer une modélisation EF du couplage cerveau/LCR applicable à la modélisation EF de la tête humaine.

Pour ce faire, l'expérimentation, décrite ci-dessus, pourra servir de benchmark fluide/structure expérimental pour tester les différents algorithmes de couplage disponibles dans la littérature.

A l'issue de cette première étape, nous pourrons, en fonction des résultats obtenus, complexifier notre étude expérimentale en augmentant les niveaux d'accélération angulaires, en développant un modèle bidimensionnel de la tête humaine, représentant fidèlement la géométrie interne du volume intracrânien et incluant notamment des structures anatomiques telles que la tente du cervelet, le trou occipital, les ventricules cérébraux. De même, une résine représentative du comportement de l'os crânien pourra être utilisée pour l'enveloppe crânienne.



Bibliothèque Universitaire de Valenciennes



00900386