



HAL
open science

Évaluation sur simulateur de conduite du comportement humain en situation de pré-crash : application à l'amélioration des airbags

Frédéric Robache

► To cite this version:

Frédéric Robache. Évaluation sur simulateur de conduite du comportement humain en situation de pré-crash : application à l'amélioration des airbags. Modélisation et simulation. Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, 2017. Français. NNT : 2017VALE0013 . tel-01577169

HAL Id: tel-01577169

<https://theses.hal.science/tel-01577169v1>

Submitted on 25 Aug 2017

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.

Thèse de doctorat

Pour obtenir le grade de Docteur de
L'Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis

Discipline : **Mécanique**

Présentée et soutenue par : **Frédéric ROBACHE**
Le 16/03/2017 à Valenciennes

École Doctorale : **Sciences Pour l'Ingénieur (SPI)**

Laboratoire : **Laboratoire d'Automatique, de Mécanique
et d'Informatique Industrielles et Humaines (LAMIH), UMR CNRS 8201**

Évaluation sur simulateur de conduite du comportement humain en situation de pré-crash. Application à l'amélioration des airbags.

JURY

Rapporteurs

- Laurence CHÈZE, Professeur des universités, UCBL-LBMC, Lyon.
- Marie-Christine HO BA THO, Professeur des universités, UTC-BMBI, Compiègne.

Examineurs

- Patrick CHABRAND, Professeur des universités, AMU-ISM, Marseille (**Président de jury**).
- Maxence BIGERELLE, Professeur des universités, UVHC-LAMIH, Valenciennes.
- Hervé MORVAN, Ingénieur de recherche, UVHC-LAMIH, Valenciennes (**Encadrant**).
- Pascal DRAZETIC, Professeur des universités, UVHC-LAMIH, Valenciennes (**Directeur de thèse**).

À mon fils Camille,
À ma femme Karine,
À mes parents,
À ma famille,
À mes amis,
À tous ceux qui me sont chers.

Tant que l'on n'est pas un fromage, l'âge ne compte pas.

Jean-Loup Chiflet, écrivain et éditeur français.

REMERCIEMENTS

Les travaux de recherche qui ont abouti à la rédaction de ce mémoire ont été réalisés au sein du Laboratoire d'Automatique, de Mécanique et d'Informatique Industrielles et Humaines. Je souhaite exprimer ici toute ma gratitude à la direction du laboratoire, et tout particulièrement à Messieurs Laurent Dubar, Thierry-Marie Guerra et Éric Markiewicz pour la mise à disposition de tous les moyens qui ont été nécessaires au bon déroulement de ces travaux ainsi que pour l'humanité dont ils ont fait preuve à mon égard.

Je tiens à témoigner ici officiellement à Monsieur Hervé Morvan, mon vieux complice, toute mon amitié, pour son encadrement et son soutien sans faille tant du point de vue professionnel que personnel. Merci d'avoir été là dans les moments difficiles (et les bons aussi...). Ces travaux sont aussi les tiens.

Je voudrais ensuite adresser mes plus vifs remerciements aux membres du jury :

À Monsieur Pascal Drazetic qui m'a accueilli dans son équipe et a accepté d'être mon directeur de thèse.

À Mesdames Laurence Chèze et Marie-Christine Ho Ba Tho, pour l'honneur qu'elles m'ont fait de juger mon travail.

À Monsieur Patrick Chabrand pour avoir accepté de prendre part à ce jury.

À Monsieur Maxence Bigerelle, pour sa bienveillance à mon égard et sans l'impulsion de qui ces travaux n'auraient pu aboutir.

Je souhaite aussi exprimer ma reconnaissance :

À Madame Marie-Pierre Pacaux pour son amitié, sa participation ô combien précieuse lors des campagnes sur simulateur, sa disponibilité et pour nos nombreux échanges d'idées.

À Monsieur Makoto Itoh, Professeur à l'Université de Tsukuba (Japon), pour nos nombreuses discussions sur le comportement humain et les systèmes d'aide à la conduite.

À Messieurs Rémi Delille et Denis Lesueur, pour leur aide lors de campagnes expérimentales sur les airbags qui nous ont laissé des souvenirs mémorables, ainsi que pour leur amitié.

À Mesdames Pascale Chavet et Janick Naveteur et Monsieur Cyril Garnier pour leur participation aux essais sur simulateur de conduite et leur expertise dans le domaine de la physiologie.

À Monsieur Jérôme Floris, Ingénieur en charge du simulateur pour sa grande disponibilité, sa patience et sa mémoire sans faille.

À Monsieur Bruno Laurent, pour sa bonne humeur et sa promptitude à fabriquer toutes les adaptations mécaniques qui ont été nécessaires à la réalisation de ces travaux.

À Madame Audrey Dubrulle, pour sa sympathie et sa participation au délicat développement de modèles numériques de prise en compte des efforts musculaires.

À Monsieur François Monnoyer, pour le temps qu'il m'a accordé afin de me faire profiter de son expertise en mécanique des fluides.

À Messieurs Bertrand Lallemand, Franck Massa et Thierry Tison, la Matlab Team, sans qui certains bouts de code seraient encore aujourd'hui bloqués.

À Mesdames Catherine Foucart et Sabine Guillain, responsables administratives du département mécanique, pour leur gentillesse, leur disponibilité et leur efficacité.

À Monsieur Laurent Keirsbulck, directeur adjoint du département mécanique du Lamih, pour son aide et ses conseils éclairés vis-à-vis de la procédure de soutenance.

À Messieurs Bruno Bennani, Fahmi Chaari, Raphael Deltombe, Jean-Dominique Guérin, Grégory Haugou, Cédric Hubert, Franck Lauro, Nicolas Leconte, Christophe Maréchal, Michel Watremez et Madame Delphine Notta-Cuvier pour l'aide et les nombreux conseils qu'ils m'ont apportés, ainsi que pour leur amitié.

À tous ceux que j'ai croisés au sein du laboratoire et que j'ai inévitablement oubliés de citer, et qui sont pour nombre d'entre eux devenus plus que des collègues.

Par ailleurs, je remercie :

Tous les conducteurs qui ont bien voulu donner de leur temps pour participer aux phases de conduite sur simulateur.

La société Zodiac et le LAB, GIE PSA-Renault pour leur participation technique à ces travaux et la fourniture d'airbags.

Le laboratoire d'anatomie du CHRU de Lille, ainsi que Messieurs Christian Fontaine et Guillaume Wavreille qui nous ont permis d'avoir accès aux membres issus de SHPM.

Les inconnus qui, par le don de leur corps, ont permis la réalisation de ces recherches.

Pour finir cette agréable litanie de remerciements, il me reste à me tourner vers mes proches.

Je voudrais tout d'abord demander à mon fils Camille de bien vouloir m'excuser pour tout le temps que je n'ai pu lui accorder ces derniers mois. J'espère malgré tout que dans quelques années tu liras ces quelques lignes te concernant avec fierté ; sache que tu m'as montré la voie du courage qui m'a permis de finir ces travaux.

Mes remerciements iront ensuite à mes famille et belle-famille, mes frères, belles-sœurs et neveux, auxquels j'associe Norbert et Manue, pour avoir toujours su être là dans les bons et les mauvais moments.

À mes parents, je voulais dire merci de l'éducation qu'ils m'ont donnée et des valeurs qu'ils m'ont inculquées ; elles font de moi ce que je suis. Et merci pour les relectures...

Enfin, à Karine, "ma moitié" avec qui tout a commencé dans un simulateur de conduite. Plusieurs pages vont enfin se tourner pour nous trois. Merci de ta patience et de ton affection. Ne lâche rien et va au bout de tes rêves.

TABLE DES MATIÈRES

INTRODUCTION	1
CHAPITRE I. ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE	5
1. Les simulateurs de conduite	6
1.1. Une petite histoire des simulateurs	6
1.2. Applications et Réalisme des simulateurs de conduite	8
2. La sécurité automobile	10
2.1. La sécurité active	10
2.2. La sécurité passive	11
2.2.1. La détection de l'accident	11
2.2.1.1 Détecter l'impact	11
2.2.1.2 Le pré-crash	12
2.2.2. Les ceintures de sécurité	14
2.2.3. Les airbags	16
2.2.3.1 Un peu d'histoire	16
2.2.3.2 Technologie	21
3. Vers une prise en compte de l'humain	26
3.1. Les différents traumatismes liés aux airbags	26
3.2. La variabilité Anthropométrique	29
3.2.1. Influence de l'anthropométrie	32
3.2.2. Relation entre l'anthropométrie et la position	34
3.3. Influence des positions	35
3.4. Les positions réelles	37
3.5. Les mesures « temps réel »	39
3.5.1.1 Détecter la présence de l'occupant	39
3.5.1.2 Déterminer la catégorie de l'occupant	40
3.5.1.3 Déterminer la position de l'occupant	42
3.6. Vers une prise en compte des efforts Musculaires	44
4. La Biomécanique	47
4.1. Les critères de blessure	48
4.1.1. La tête	48
4.1.2. Le cou	51
4.1.3. Le reste du corps	53
4.2. Échelles de gravité	53
4.3. Les Crash-tests	54
4.4. Les mannequins de crash	55
4.4.1. Généralités	55
4.4.2. L'Hybrid III	57

5. Annexes	58
5.1. Compléments sur les échelles de gravité	58
5.2. Les modèles numériques de l'être humain	60
5.3. Caractéristiques des mannequins de crash	62
5.4. Normes des crash-test	63

6. Résumé du chapitre	64
------------------------------	-----------

CHAPITRE II. COMPORTEMENT HUMAIN EN SITUATION DE CRASH **66**

1. Description du simulateur Sherpa	67
1.1. Simulateur Sherpa statique	67
1.2. Simulateur Sherpa dynamique	71
1.3. Salle de contrôle	72
1.4. Véhicules du trafic	73

2. Description du scénario	75
-----------------------------------	-----------

3. Description des données recueillies	82
3.1. Questionnaires – évaluations psychologiques	82
3.2. Mesures morphologiques	82
3.3. Données "Sherpa"	83
3.4. Enregistrements vidéos et sonores	83
3.5. Mesures mécaniques	84
3.6. Mesures physiologiques	86
3.6.1. Électroencéphalographie (EEG)	87
3.6.2. Électrocardiographie (ECG)	87
3.6.3. Fréquence respiratoire	88
3.6.4. Activité électrodermale (AED)	88
3.6.5. Électromyographie (EMG)	89
3.6.6. Synthèse des mesures physiologiques réalisées durant l'expérimentation	92
3.7. Acquisition et Synchronisation	94

4. Résultats	97
4.1. Statistiques descriptives des conducteurs	97
4.2. Analyse des données vidéo - positions du conducteur	98
4.3. Analyse des données de l'interface de conduite	104
4.3.1. Analyse cinématique	105
4.3.2. Analyse spatiale	106
4.3.3. Analyse réactionnelle	107
4.4. Analyse des efforts	110
4.5. Analyse des mesures par nappes de pression	114
4.5.1. Analyse de la moyenne des pressions	116
4.5.2. Analyse du maximum spatial de pression	118
4.5.3. Analyse de la variance spatiale	121

4.5.4. Étude du mouvement des centres de gravité	123
4.6. Anticipation du comportement	127
4.7. Annexes	133
5. Résumé du chapitre	139

CHAPITRE III.

ANALYSES EXPÉRIMENTALES ET NUMÉRIQUES D'UNE POSITION ATYPIQUE 140

Conventions de signes 142

1. Études expérimentales 143

1.1. Déploiement libre d'un airbag manufacturé 143

1.1.1. Objectifs 143

1.1.2. Conditions d'essais 143

1.1.3. Analyse des résultats 144

1.1.3.1 Amplitude et Vitesse d'expulsion du sac 144

1.1.3.2 Efforts générés par l'expulsion du sac 145

1.2. Déploiement d'airbags manufacturés face à un mannequin en position atypique 148

1.2.1. Objectifs 148

1.2.2. Conditions d'essais 148

1.2.3. Analyse des résultats - Airbag Standard A 149

1.2.3.1 Efforts mesurés au volant 149

1.2.3.2 Accélération de la tête et efforts au cou 152

1.2.4. Analyse des résultats - Airbag Standard B 157

1.2.4.1 Efforts mesurés au volant 157

1.2.4.2 Accélération de la tête et efforts au cou 160

1.3. Déploiement d'airbags manufacturés face à un mannequin en position atypique – Intégration de membres humains 164

1.3.1. Objectifs 164

1.3.2. Conditions d'essais et Phase préparatoire 164

1.3.3. Analyse des résultats 166

1.3.3.1 Efforts mesurés au volant et déformations du membre supérieur 166

1.3.3.2 Accélération de la tête et efforts au cou 170

1.4. Déploiement d'airbags prototypes face à un mannequin en position atypique 173

1.4.1. Objectifs 173

1.4.2. Dimensionnement et adaptation des cartouches pressurisées 173

1.4.3. Conditions d'essais 175

1.4.4. Analyse des résultats 176

1.4.4.1 Pression airbag et efforts volant 176

1.4.4.2 Vitesse du poignet 177

1.4.4.3 Accélération de la tête et efforts au cou 178

2. Modélisation numérique 181

2.1. Estimation du flux de gaz généré par les cartouches sous pression. 182

2.2. Modélisation des tests statiques	187
2.2.1. Objectifs	187
2.2.1. Conditions d'essais et Préparation des modèles	187
2.2.1.1 Préparation et positionnement du mannequin	187
2.2.1.2 Ajustement des paramètres des airbags	188
2.2.1.3 Gestion du contact entre le bras et la tête	188
2.2.2. Analyse des résultats	189
2.3. Application au modèle de crash	191
2.3.1. Objectifs	191
2.3.2. Conditions d'essais	191
2.3.3. Analyse des résultats	193
2.4. Vérification de l'innocuité des prototypes	197
2.4.1. Objectifs	197
2.4.2. Conditions d'essais	197
2.4.3. Analyse des résultats	197
3. Résumé du chapitre	200
CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES	201
PUBLICATIONS	209
RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES	212

INTRODUCTION

Jusqu'au milieu du XIX^{ème} siècle, l'automobile reste un secteur anecdotique avec des véhicules utilisant la vapeur, incapables de concurrencer le rail en pleine expansion. Mais dans les années 1860, le moteur à explosion est inventé et l'histoire de l'automobile est lancée.

Le parc automobile mondial s'élève à 250 000 véhicules en 1907 ; l'évolution des voies de circulation et le développement de nouvelles méthodes de production (Taylorisme) permettent alors le réel essor de l'industrie automobile, symboliquement associé à la Ford T en 1908. La croissance est fulgurante, puisqu'on compte 500 000 véhicules en 1914 et 50 millions au début de la seconde guerre mondiale. Après la période faste des « trente glorieuses » (1946 et 1975), 300 millions de véhicules sont en circulation. On estime que le parc mondial au début du XXI^{ème} siècle dépasse le milliard d'unités.

Mais la croissance du nombre de véhicules sur les routes, à l'origine peu adaptées à ce nouveau mode de transport, s'est accompagnée inévitablement d'une augmentation des accidents de la circulation. La sécurité n'est évidemment pas, à l'origine, le domaine qui mobilise le plus les concepteurs. Aux États-Unis, ceux qui se lancent dans cette voie, comme Preston Thomas Tucker en 1944, subissent d'ailleurs des campagnes de dénigrement de la part des grands constructeurs.

Entre 1960 et 1966, le nombre de décès sur les routes des USA passe de 38 000 à 51 000 [SCH06]. En 1965, un jeune sénateur américain, Ralph Nader, part en croisade contre les « big three », les trois grands constructeurs automobiles de Détroit. Son pamphlet « Unsafe at Any Speed: The Designed-In Dangers of the American Automobile », décrit la résistance de l'industrie automobile face à la nécessité d'améliorer la sécurité des véhicules. Il explique entre autres que « la sécurité ne fait pas vendre ; c'est le style qui fait vendre » [NAD65].

En 1966, le président des USA, Lyndon Johnson, déclare « nous ne pouvons plus tolérer les automobiles à risque » et décrète la sécurité automobile priorité nationale : le NHTSB (National Highway Safety Board), ancêtre du NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) est né.

Le schéma est identique en France ; les réseaux routiers et la formation des conducteurs étant inadaptés à la densité nouvelle du trafic, l'accidentalité croît dès le début des années 50. En 1954, 7 166 personnes trouvent la mort sur les routes françaises. L'année 1972 restera l'année noire avec 18 000 morts (comptabilité à 30 jours après l'accident) [ONI13].

Aucune politique publique structurée n'existe jusqu'à la création du Comité Interministériel de la Sécurité Routière (CISR) au début des années 70. Sur la base des Bulletins d'Analyse des Accidents Corporels de la circulation (BAAC), les autorités décident dès lors de mesures à mettre en place pour diminuer la mortalité routière.

De 1972 à 2010, le nombre de tués par milliard de kilomètres est passé de 77 à 6. Entre ces deux dates, la législation liée à l'automobile a constamment évolué. Dès 1973, des limitations de vitesse sont instaurées, puis adaptées aux différents types de voiries. La lutte contre l'alcoolémie, le renforcement de la formation des conducteurs et l'amélioration du réseau routier sont d'autres facteurs qui ont permis d'enrayer cette dynamique dramatique (Figure 1).

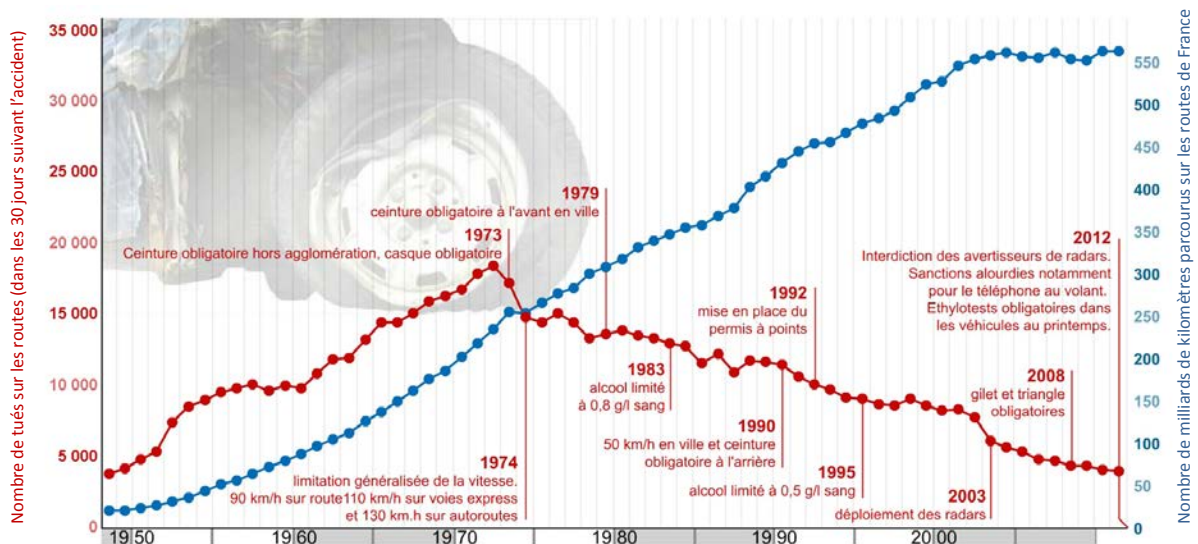


FIGURE 1 : EVOLUTION COMPARÉE DU TRAFIC ET DE LA MORTALITE SUR LES ROUTES DE FRANCE [LC13]

Sur la base de la baisse constante de la mortalité depuis 2010, l'état s'est donné comme objectif d'atteindre 2000 tués en 2020. Un zoom sur la période 2012-2016 montre malheureusement que la chute de la mortalité subit une inflexion depuis 2014 (Figure 2).

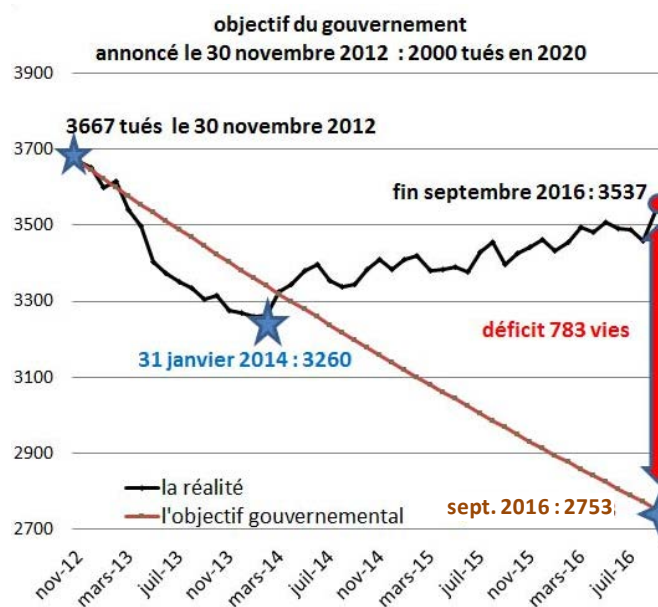


FIGURE 2 : MORTALITE ANNUELLE (SUR 12 MOIS GLISSANTS) SUR LES ROUTES DE FRANCE ENTRE 2012 ET 2016 [GOT16]

Malgré tout, le gain en vies humaines est globalement spectaculaire puisque la mortalité de 1973 ramenée au trafic de 2012 représenterait plus de 35 000 morts par an.

Parallèlement à la baisse de la mortalité, le nombre de blessés graves (M.AIS 3+) a lui aussi fortement chuté, passant de plus de 27 000 en 1996 à 10 000 en 2012 (Figure 3).

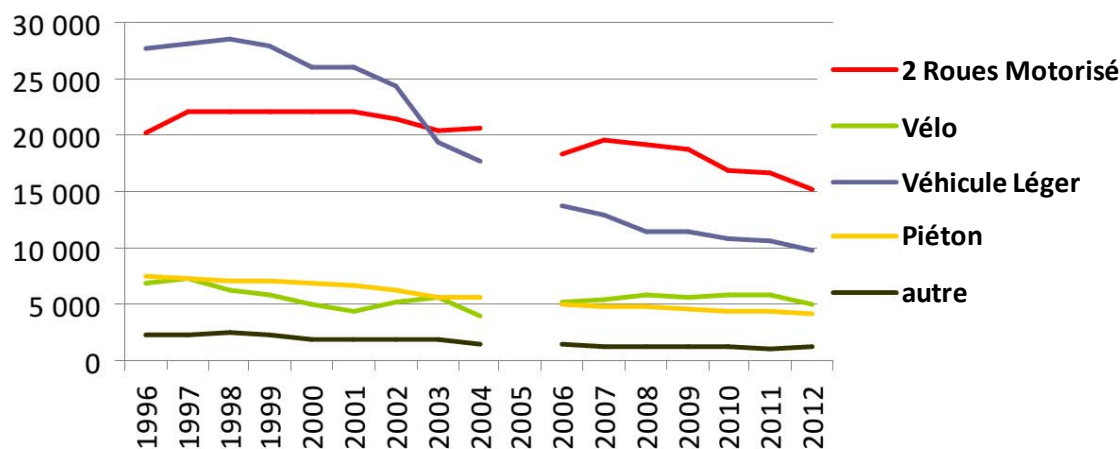


FIGURE 3 : EVOLUTION DU NOMBRE DE BLESSÉS GRAVES M.AIS 3+ EN FRANCE [ONI16]

L'amélioration de la protection des usagers de la route est aussi le résultat des efforts des constructeurs et des chercheurs qui ont proposé de nombreuses innovations, en particulier au niveau du véhicule lui-même. Plusieurs de celles-ci ont d'ailleurs été généralisées par décision législative ; l'exemple le plus évident concerne certainement la ceinture de sécurité dont le port a été rendu obligatoire en 1973.

Au-delà des minimas sécuritaires exigés par les organisations gouvernementales, c'est la pression imposée médiatiquement par les fédérations d'assurance et les organisations consoméristes (NCAP) depuis la toute fin du XX^{ème} siècle qui a fait croître le niveau de sécurité des véhicules. Des essais standardisés ont vu le jour afin de vérifier le niveau de protection proposé dans des conditions contrôlées, mais aussi de comparer les véhicules entre eux.

L'effet pervers de cette standardisation, qui inclut d'ailleurs une gamme de morphologies de passagers limitées, est que certaines technologies sont optimisées pour ces tests.

La question se pose aujourd'hui de réfléchir à la prise en compte de "l'humain" lors de la conception des systèmes de sécurité. Ceci passe par exemple par l'intégration de gammes morphologiques plus variées, et par la prise en compte du comportement des passagers (position, tonicité musculaire...) lors de la cinématique du crash. Il est évident que les analyses post-accidentologiques ne permettent pas de recueillir toutes les données nécessaires pour atteindre un tel objectif. L'idée qui est présentée dans ce mémoire est alors d'évaluer si l'emploi d'un simulateur de conduite est judicieux pour analyser le comportement des conducteurs en situation de pré-crash.

Ce rapport est articulé suivant trois parties.

Un premier chapitre tiendra lieu d'étude bibliographique. Plusieurs thèmes y seront abordés avec une vision à la fois historique et technique. En premier lieu, nous nous intéresserons au domaine des simulateurs de conduite et plus particulièrement aux applications liées à la sécurité. Nous effectuerons ensuite un survol de la sécurité embarquée dans les véhicules en nous attardant plus particulièrement sur les airbags. Nous verrons ensuite que la communauté scientifique est très active sur la prise en compte de l'humain, tout particulièrement en ce qui concerne l'anthropométrie et le comportement des conducteurs. Enfin, nous décrirons différents outils utilisés couramment dans la biomécanique du crash, dont les critères lésionnels.

Le deuxième chapitre sera consacré à l'étude sur simulateur de conduite, conçue pour réunir un jeu de données conséquent sur les conducteurs et leur comportement face à une situation de crash imminente. En premier lieu, le simulateur et les aménagements mis en place spécifiquement pour cette étude sont présentés. Dans un deuxième temps, nous décrirons de manière particulièrement détaillée le scénario et les différentes mesures ; l'objectif est de permettre une réutilisation des données à long terme. Pour terminer, une analyse sera proposée, prenant entre autres en compte le positionnement du conducteur ainsi que les efforts d'interaction avec le véhicule durant les instants précédant le crash. Comme nous le verrons, le conducteur sort de la position de conduite standard avant le crash, ce qui induit une augmentation du risque potentiel de traumatismes.

C'est ce que nous proposerons de vérifier dans le troisième et dernier chapitre, en évaluant les effets d'une position atypique lors du déploiement d'un airbag. Tout d'abord, l'impact de deux airbags standards sur un mannequin de type Hybrid III sera étudié expérimentalement sur banc statique. Nous verrons que la situation induit des risques à la fois pour les membres supérieurs mais aussi pour la tête. Dans une deuxième phase, l'intégration de membres supérieurs issus de Sujets Humains Post Mortem permettra de quantifier les risques spécifiquement liés à l'avant-bras. Dans une troisième partie, une solution technologique sera proposée dans le but de limiter les risques de blessures à la tête. Ce troisième chapitre se terminera par la mise en place d'un modèle numérique permettant d'évaluer la situation en condition de crash.

Pour terminer, les résultats obtenus seront synthétisés dans la conclusion générale qui sera complétée par des perspectives.

Chapitre I. ÉTUDE BIBLIOGRAPHIQUE

Ce premier chapitre synthétise l'étude bibliographique qui a été effectuée lors de ces travaux.

De par le caractère transversal du sujet, les thématiques qui sont abordées dans ce mémoire sont multiples ; sans aucune prétention d'exhaustivité, il a donc été choisi dans cette première partie d'effectuer un survol assez large des études existantes en relation avec les thèmes qui seront abordés par la suite.

En complément des données classiquement issues de revues scientifiques, le lecteur y trouvera des informations historiques et techniques dont l'intérêt est de mieux appréhender l'état actuel des technologies employées pour protéger les passagers des véhicules routiers.

Tout d'abord, une présentation de la genèse des simulateurs de conduite sera proposée. Le réalisme de ces technologies utilisées dans la simulation d'accidents y sera analysé.

Ensuite, une description des moyens embarqués développés pour améliorer la sécurité automobile sera présentée. Une part importante sera dédiée à la sécurité passive, en particulier en ce qui concerne l'essor et les technologies des airbags.

Une troisième partie montrera les efforts réalisés par la communauté scientifique pour prendre en compte les spécificités humaines lors du développement des systèmes de sécurité automobile.

Enfin, une dernière section permettra de mieux appréhender le domaine de la biomécanique du choc. Le lecteur pourra y retrouver les outils et les moyens dont la discipline s'est dotée au cours de ces dernières décennies dans un but de quantifier et de prédire les risques lésionnels.

Quelques informations supplémentaires sur les outils utilisés dans le cadre de la biomécanique seront reportées en annexe.

1. LES SIMULATEURS DE CONDUITE

1.1. UNE PETITE HISTOIRE DES SIMULATEURS

L'histoire de la simulation dans le domaine des transports est à l'origine liée à l'aviation ; les commandes des premiers avions étaient particulièrement difficiles à appréhender, et l'issue d'une erreur de pilotage souvent fatale. Les pionniers ont eu l'idée de mettre au point des dispositifs d'entraînement, afin de répéter les manœuvres de base en toute sécurité. Un des premiers systèmes connus, le tonneau Antoinette, permettait à l'apprenti pilote de se familiariser avec les gouvernes de tangage et surtout de roulis (Figure I-1). Le pilotage de l'avion s'effectuait au moyen de volants situés de part et d'autre du cockpit ; l'axe transversal de ces commandes rendait le contrôle du roulis peu naturel, d'où la nécessité de cet entraînement [SLO08].



[FIGURE I-1 : LE TONNEAU ANTOINETTE - SOCIÉTÉ LEVASSEUR – 1909 - \[SLO08\], \[WIKIA\]](#)

Les guerres sont à l'origine de nombreux progrès technologiques dans le domaine de la simulation. À l'aube de la deuxième guerre mondiale, Edwin Link développe le premier simulateur aéronautique équipé d'actuateurs électropneumatiques répondant aux commandes du pilote ; sans cesse amélioré, ce « Link Trainer » fera partie de la formation initiale de nombreux pilotes jusque dans les années 60 [REI90].

L'invention du transistor dans les années 50 puis du microprocesseur dix ans plus tard donnent naissance à l'informatique « moderne ». Le domaine de la simulation trouve dans ces technologies les moyens qu'il lui manquait pour réellement émerger. On commence à mettre au point des systèmes de rendu visuel interactif ; d'abord générés grâce à des caméras mobiles survolant des maquettes, il faut attendre les années 70 pour bénéficier des premières images de synthèse.

Parallèlement à l'envolée des technologies, leur coût chute ; les applications d'abord réservées au domaine militaire et surtout à la conquête spatiale deviennent accessibles aux industriels et aux chercheurs.

Finalement le réalisme visuel tendra vers son niveau actuel grâce à la gestion des objets en 3D dans les années 80 et à l'intégration d'images texturées au cours des années 90.

En ce qui concerne la génération du mouvement, les plateformes mobiles couramment utilisées dans le contexte des simulateurs actuels reposent pour la plupart sur le principe de l'hexapode de Gough.

Cet ingénieur conçoit au début des années 50 une plateforme de test d'endurance de pneumatiques pour le domaine aéronautique, permettant de reproduire en laboratoire des cas de chargements complexes et intenses (Figure I-2). Cette architecture est restée méconnue jusqu'à ce que Stewart la décrive dans un article au milieu des années 60, d'où le nom de « plateforme de Stewart » [BON03], [GOU62].

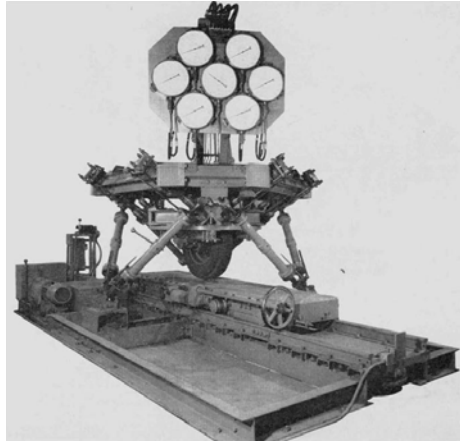


FIGURE I-2 : L'HEXAPODE DE GOUGH - [BON03]

En ce qui concerne l'industrie automobile, c'est Volkswagen qui construit le premier simulateur automobile dynamique (3 degrés de liberté, ddl) dans les années 70. En 1985, Mazda améliore le concept (4 ddl) et la même année Daimler-Benz présente le premier modèle doté de 6 degrés de liberté. Ce niveau de réalisme correspond au standard atteint par la plupart des constructeurs et grands instituts de recherche jusqu'en 2003. La course technologique reprend alors avec simulateur NADS de l'Université d'Iowa ; afin de pallier les problèmes dus au débattement limité de l'hexapode, celui-ci surplombe une table qui coulisse suivant deux axes horizontaux longs de 20 mètres.

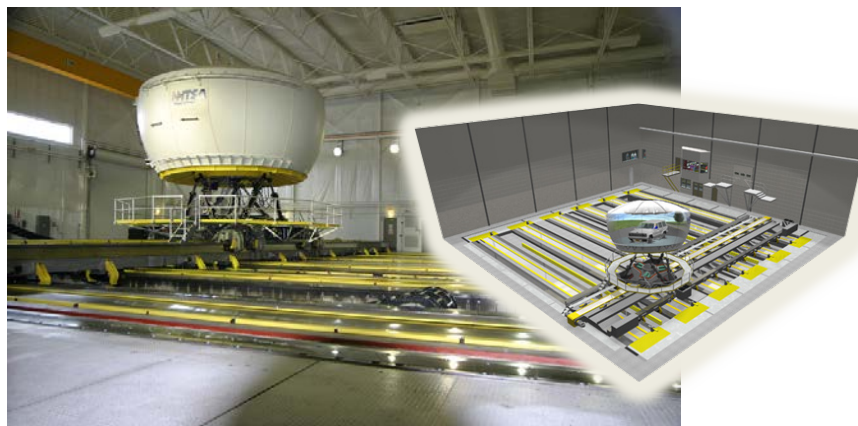


FIGURE I-3 : SIMULATEUR NADS-1 - [NAD14]

L'amplitude des déplacements étant importante, la projection est effectuée sur les parois d'un dôme renfermant le véhicule. Le coût faramineux du projet (80 millions de dollars) n'a pas arrêté cette « compétition » ; le simulateur développé par Toyota en 2007 reprend les principes du NADS, mais le surclasse en termes de taille et de réalisme (35m de long et jusqu'à 0.5g d'accélération).

1.2. APPLICATIONS ET RÉALISME DES SIMULATEURS DE CONDUITE

D'un point de vue quantitatif, les simulateurs à caractère ludique sont sans conteste les plus développés. Les technologies actuelles, peu onéreuses, en permettent une diffusion très large avec un réalisme visuel malgré tout très convaincant.

Mais les simulateurs sont aussi des outils particulièrement indiqués pour la formation et la rééducation, évitant tous les risques inhérents à l'utilisation d'une automobile (ou de tout autre véhicule) dans le flot de la circulation. Par rapport aux applications ludiques, le réalisme est généralement d'un niveau supérieur ; l'interface homme-machine est plus proche de celle d'un véhicule réel et le simulateur intègre parfois une plateforme mobile à quelques degrés de liberté.

Enfin, de nombreuses thématiques de recherche tirent parti des possibilités offertes par de tels dispositifs. Le niveau de fidélité impactant directement les possibilités d'analyse, c'est dans cette catégorie que l'on retrouve les simulateurs les plus aboutis, avec des plateformes mobiles à grand déplacement.

Plusieurs études ont démontré que les simulateurs sont des outils efficaces pour la recherche sur la sécurité routière ; les études sur les vitesses de conduite [BEL08], le contrôle latéral [AUB10], [BRI10] et sur les ADAS¹ [ABE05], [CHA08] en sont quelques exemples.

Mais même dans le cas d'installations « hors normes » telles que le NADS, il persiste malgré tous des biais expérimentaux par le fait même qu'il s'agit d'une simulation. La difficulté pour le chercheur est donc d'évaluer si le dispositif auquel il a accès est en adéquation avec l'expérimentation qu'il souhaite effectuer, et si les paramètres mesurés sont sensibles aux limites de la simulation.

De précédentes études ont montré qu'il était possible de provoquer sur simulateur de conduite des réactions d'évitement face à l'imminence d'une collision virtuelle [HET08], [TRL03], [MIR04].

En 2001, le LAB² entreprend des essais comparatifs sur les réactions des conducteurs en situation d'urgence [KAS03], [PER01]. Les 228 participants sont équitablement répartis entre des essais sur piste et des essais sur simulateur de conduite (modèle Sherpa). Le but de l'essai est de confirmer la mauvaise utilisation des systèmes de freinage en situation d'urgence, et de justifier le développement des systèmes AFU³ (Figure I-4).



FIGURE I-4 : ÉTUDE COMPARATIVE – SIMULATION / PISTE - [PER01]

¹ Advanced Driving Assistance System.

² Laboratoire d'Accidentologie, de Biomécanique et d'étude du comportement humain / GIE PSA-Renault.

³ AFU : Aide au Freinage d'Urgence.

Cette étude présente de nombreuses similarités vis-à-vis des travaux présentés dans le présent document, de par le type de scénario étudié, mais aussi de par le modèle de simulateur utilisé qui est identique.

Les résultats obtenus par le LAB montrent qu'il n'existe pas de différence significative entre les deux types d'essais, en ce qui concerne la réaction primaire (non consciente) à la situation critique. L'auteur explique que dans une situation d'urgence, les conducteurs ont d'abord des réactions réflexes, « en boucle ouverte ». Durant cette première phase qui dure 500 ms après le début du freinage, les biais de perception n'ont aucun effet sur les manœuvres d'évitement initiales (temps de réaction, pic d'enfoncement de frein...).

Paramètres	Simulateur (médiane)	Piste (médiane)	Différence statistique
Temps de réaction (s)	0.87	0.78	Non significative
Vitesse de relâchement de l'accélérateur (mm/s)	283	240	Non significative
Durée de déplacement du pied (s) (entre accélérateur et frein)	0.30	0.28	Non significative
Enfoncement du frein à 100 ms (mm)	32.5	29.2	Non significative
<i>Pic d'effort de freinage (daN)</i>	33.8	21.7	Significative
<i>Rotation maximale du volant (°)</i>	43	70	Significative

TABLEAU I-1 : ÉTUDE COMPARATIVE – SIMULATION / PISTE - [PER01]

Par la suite, le conducteur agit « en boucle fermée », ce qui signifie qu'il adapte ses actions au ressenti lié à ses actions précédentes ; typiquement en simulateur, le manque de sensation de décélération lié au freinage durant la phase primaire entraîne le conducteur à augmenter l'effort sur la pédale de frein.

Il semble donc réaliste d'utiliser un simulateur de conduite pour étudier le comportement et l'orientation posturale des conducteurs en phase de pré-crash, mais tout en gardant à l'esprit cette limite temporelle de 500 ms (après le début du freinage) au-delà de laquelle les comportements risquent d'être biaisés par la simulation.

2. LA SÉCURITÉ AUTOMOBILE

La sécurité automobile est généralement séparée en trois parties que sont la sécurité primaire, la sécurité secondaire et enfin la sécurité tertiaire. La première, qu'on appelle aussi sécurité active regroupe tous les systèmes qui permettent d'éviter l'accident. La sécurité secondaire ou passive a pour rôle de réduire les conséquences d'un accident lorsque celui-ci n'a pu être évité. Enfin, la sécurité tertiaire concerne les systèmes qui optimisent l'intervention des secours.

2.1. LA SÉCURITÉ ACTIVE

La sécurité active regroupe plusieurs familles de systèmes :

- la sécurité conditionnelle a pour but d'éliminer les éléments pouvant perturber la concentration du conducteur, par exemple les nuisances sonores et vibratoires.

- la sécurité de perception rassemble les systèmes qui permettent une bonne appréhension de l'environnement et qui améliorent la détection du véhicule par les autres usagers. Le klaxon et les dispositifs d'éclairage en sont des exemples très communs. L'AFIL (Alerte au Franchissement Involontaire de Ligne), un système imaginé par le groupe PSA peut être classé dans cette catégorie ; il s'agit d'un dispositif qui avertit le conducteur par une vibration du siège, lors du franchissement involontaire d'une ligne continue ou discontinue.

- la sécurité de commande regroupe tout ce qui permet de diminuer la charge de travail du conducteur. Ceci passe par une ergonomie optimisée et par une simplification des tâches (physiques et mentales) dévolues au conducteur. L'assistance de direction peut être classée dans cette catégorie. L'évolution des commandes du véhicule semble s'orienter vers des liaisons électriques, comme cela a été le cas dans le domaine aéronautique il y a quelques années, permettant entre autre une réorganisation de l'habitacle.

- la sécurité de conduite regroupe toutes les technologies qui permettent d'obtenir le meilleur comportement dynamique possible dans toutes les situations et donc principalement les liaisons au sol et les systèmes de freinage. L'électronique a particulièrement fait évoluer cette branche de la sécurité active, et tout particulièrement au niveau du couple motricité-freinage. Les dénominations commerciales des différents systèmes peuvent varier, mais les plus connus sont ABS (Anti Blocking System), ESP (Electronic Stability Program), AFU (Aide au Freinage d'Urgence).

L'AFU augmente la puissance de freinage en fonction de l'action du conducteur sur la pédale, le système jugeant s'il s'agit ou non d'un freinage d'urgence. En effet, Kassaagi explique que lors d'une situation d'urgence, les conducteurs sont loin d'utiliser les capacités maximales de leur véhicule. À l'occasion d'essais sur piste, 52 % des conducteurs n'ont pas atteint le niveau de décélération nécessaire au déclenchement de l'ABS alors que celui-ci permet un freinage maximal sans perte de contrôle du véhicule [KAS03].

Un autre système se généralise et laisse entrevoir des possibilités sécuritaires nouvelles. À la base considéré comme un gadget, le régulateur de vitesse est aujourd'hui couramment associé à des systèmes de régulation d'interdistance, ce qui lui confère une fonction sécuritaire. Cette technologie permet une détection précoce de l'imminence d'un incident, ce qui rend possible une adaptation des systèmes de sécurité active et une pré-activation des systèmes de sécurité passive [SCH03].

2.2. LA SÉCURITÉ PASSIVE

Contrairement à la sécurité active, qui regroupe les technologies préventives, la sécurité passive concerne les systèmes dont l'objectif est la minimisation des conséquences de l'accident.

Dans les années 50, les concepteurs estiment qu'une structure peu déformable garantit la sécurité des passagers. Les connaissances en biomécanique du choc sont à l'époque limitées, et le niveau de décélération supportable par l'être humain n'est pas réellement défini. On se cantonne donc à fabriquer des voitures qui se déforment peu à l'impact, très peu enclines à dissiper leur énergie cinétique.

Heureusement, la biomécanique a énormément progressé ; on cherche aujourd'hui à absorber l'énergie du véhicule et de ses passagers, tout en conservant la cellule de vie intacte, en maintenant les occupants à leur place et en évitant l'éjection. Les concepteurs ont pour objectif de trouver le meilleur compromis entre dissiper rapidement l'énergie du véhicule (avant l'intrusion ou la déformation de l'habitacle) et minimiser les décéléérations subies par les occupants. Il est aussi important de minimiser les effets secondaires tels que les incendies et les émanations de fumées.

2.2.1. LA DÉTECTION DE L'ACCIDENT

2.2.1.1 Détecter l'impact

Le déclenchement des systèmes de sécurité passive nécessite de détecter le crash. Ceci est réalisé au moyen de capteurs qui mesurent le niveau de décélération subi par le véhicule. Ils sont positionnés à différents niveaux du véhicule, et dans plusieurs directions afin de définir au mieux le type d'impact auquel les systèmes de sécurité doivent s'adapter.

À l'origine, le capteur électromécanique est constitué par une bille métallique dans un guide parallèle à l'axe de décélération de la voiture. Cette bille est repoussée par un champ magnétique voire un ressort pour les systèmes les plus anciens (Figure I-5). Lors d'une collision, la bille se déplace et provoque un contact électrique.

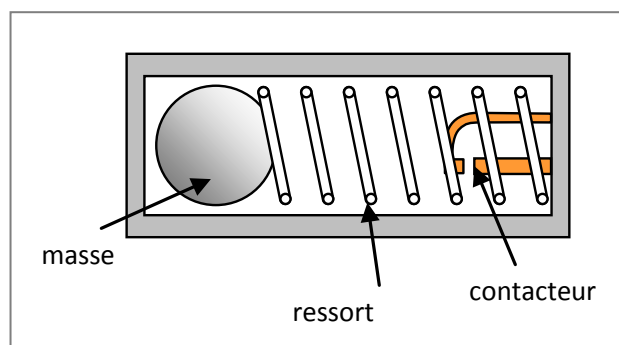


FIGURE I-5 : CAPTEUR À BILLE

Ce type de capteur est maintenant remplacé par des capteurs électroniques beaucoup plus fiables, tels que les capteurs capacitifs MEMS (Micro-Electro-Mechanical-System) et les accéléromètres piézoélectriques. Le modèle suivant est basé sur un quartz qui génère une tension lorsqu'on le comprime : c'est le rôle de la masse M. Le convertisseur récupère les signaux électriques. Ils sont alors amplifiés et traités (Figure I-6).

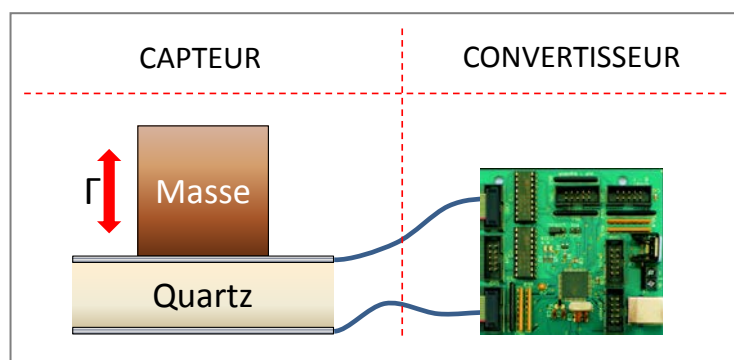


FIGURE I-6 : SCHÉMA D'UN ACCÉLÉROMÈTRE PIÉZOÉLECTRIQUE

L'accéléromètre principal est généralement situé dans une zone proche du levier de vitesse. Ce positionnement interne à la cellule de survie évite la destruction du capteur durant les premiers instants du crash. Mais plusieurs accéléromètres sont installés dans le véhicule afin de discrétiser le type d'impact (frontal, décalé, latéral) et d'adapter les systèmes de protection en conséquence [GOR04].

La robustesse de la détection est essentielle. Durant les premières millisecondes, la magnitude de l'accélération due à l'impact est du même ordre que ce qui peut être perçu sur une route fortement dégradée. Il est donc important qu'une certaine latence dans le système permette d'attendre l'augmentation du signal, et donc la certitude de la présence du crash.

Avec l'apparition des airbags "intelligents", les paramètres à analyser pour contrôler le niveau de déclenchement des airbags sont devenus nombreux et des algorithmes très évolués sont développés afin de définir les stratégies optimales [MON07].

Parmi ces paramètres, un niveau de décélération est donc défini, à partir duquel le module de contrôle électronique (ECU⁴) déclenche les systèmes de sécurité passive. En Europe, le déploiement des airbags n'intervient pas en dessous d'une décélération correspondant à un impact contre un mur à 25-30 km/h. Le temps entre le premier impact et le déclenchement du système est alors fonction des paramètres structurels du véhicule, mais est compris entre 10 ms et 30 ms [KLA04].

Zhang estime que les conditions de crash sont détectées en 6 à 13 ms pour un impact latéral, et en 15 à 25 ms pour un impact frontal. Le temps d'expansion de l'airbag est alors de 20 à 30 ms en latéral et de 45 ms en frontal [ZHA04A].

2.2.1.2 Le pré-crash

Une définition simple du pré-crash pourrait être « détecter l'accident avant l'accident », c'est-à-dire avant tout contact physique. Par rapport à un capteur d'impact classique, le temps alloué aux systèmes de sécurité passive pour leur mise en action est beaucoup plus long (+100 ms). On imagine facilement que chaque instant supplémentaire pour analyser les conditions de crash et piloter les systèmes de retenue est bénéfique.

Plusieurs technologies de pré-détection existent, les principales étant basées sur le radar, le lidar et les techniques optiques. Le Lidar est un système proche du radar mais qui utilise un laser alors que le radar utilise des ondes radio. Le temps de vol de l'onde est utilisé pour mesurer la distance et l'effet Doppler permet de mesurer la vitesse de l'objet visé [MOR00], [OKA02], [ROS74].

⁴ ECU : Electronic Control Unit.

Toyota propose par exemple un système basé sur une technologie Radar, capable d'estimer la distance d'un obstacle jusqu'à 150 m et la vitesse relative jusque 200 km/h [FUJ03], [TOK03].

D'autres équipes imaginent des approches différentes, basées sur le positionnement relatif des véhicules. Wagner estime que la communication inter-véhicule serait un moyen fiable de détecter les risque de collision, et il précise qu'une liaison à 200 m serait largement suffisante pour des applications de sécurité [WAG03]. Dans le même esprit, Rohr propose de combiner plusieurs technologies dont le GPS pour définir la situation relative des véhicules [ROH00].

Mais quelle que soit la technologie employée, la difficulté du pré-crash est de déterminer si l'impact est probable ou sûr, tout en conservant un avantage temporel sur les systèmes classiques. Goernig estime à 5 mètres la distance à partir de laquelle le crash n'est plus évitable (Figure I-7). À 50 km/h, ceci correspond à plus de 0,3 s ce qui est un avantage énorme sur les détections classiques [GOE07].

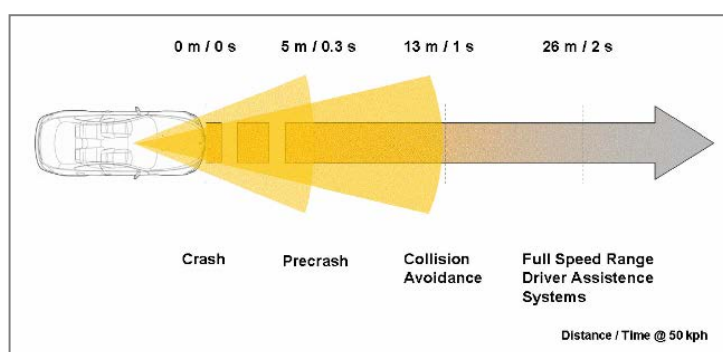


FIGURE I-7 : ZONES DE PRÉ-CRASH ET D'ÉVITEMENT SELON GOERNIG

De Lange dans le même esprit, est moins optimiste, mais estime que les systèmes de sécurité passive pourraient être déclenchés 100 ms plus tôt que les systèmes actuels [DE 07].

En complément des capteurs qui scrutent l'environnement du véhicule, il est aussi possible d'intégrer dans des modèles prédictifs les paramètres se rapportant à l'attitude du conducteur et à la dynamique du véhicule. Les ingénieurs de l'entreprise Daimler ont développé le système PreSafe qui se base sur le comportement du véhicule, ainsi que sur la détection de manœuvres rapides du conducteur (ex : freinage violent) pour déclencher toute une séquence de sécurisation du véhicule. Leurs recherches en accidentologie ont permis de démontrer que ces situations limites précèdent l'accident dans deux tiers des cas [BAU01].

Malgré tout, la détection du pré-crash n'est à l'heure actuelle utilisée que pour déclencher des systèmes réversibles. Le système PreSafe, précédemment évoqué, se limite à préparer le véhicule et ses occupants au choc au travers de plusieurs stratégies, dont le repositionnement des occupants et des sièges. De nombreuses études ayant montré que la distance entre le siège et le mobilier est un paramètre très influent sur le niveau de blessure, le système le replace dans une zone optimale. De plus, l'utilisation de prétensionneurs réversibles de ceintures, permet de replacer partiellement les occupants dans une situation optimale. Cette technique permet tout particulièrement de limiter les mouvements des occupants dus à la dynamique du véhicule, comme le montre la figure suivante (Figure I-8). Schöneburg estime que le déplacement de la tête vers l'avant du véhicule avant impact peut ainsi être réduit de 15 cm [BAU01], [SCH03].

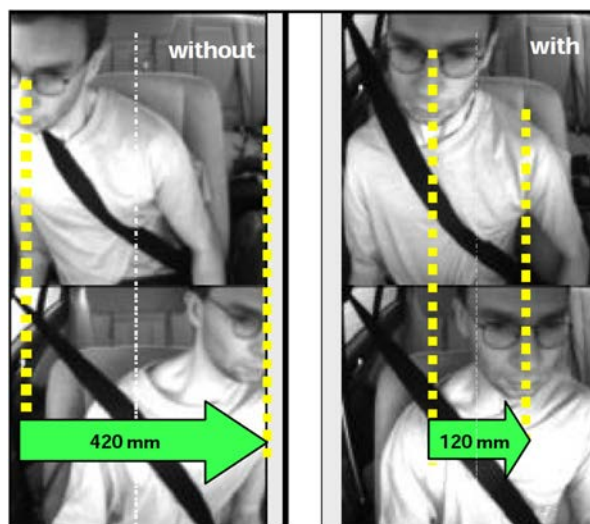


FIGURE I-8 : INFLUENCE DES PRÉTENSIONNEURS DE CEINTURE RÉVERSIBLES [BAU01]

2.2.2. LES CEINTURES DE SÉCURITÉ

Comme l'a montré l'exemple précédent, la ceinture est un élément de sécurité moderne dont l'efficacité a été prouvée à de nombreuses reprises.

Mais son utilisation est récente puisqu'au milieu du XX^{ème} siècle, le port de la ceinture n'est pas obligatoire et la plupart des véhicules n'en sont même pas équipés. Lors d'un choc, son absence entraîne un découplage occupant-véhicule ; ceci se traduit ensuite par des contacts violents et donc des niveaux de décélération très importants, très supérieurs à la tolérance humaine.

Pourtant, la ceinture de sécurité est une invention ancienne, puisque elle est déjà utilisée dans les carrioles hippomobiles au XVIII^{ème} siècle [DUB04]. On attribue parfois la paternité de cette invention à George Cayley qui, témoin du premier accident ferroviaire, imagine une ceinture afin de protéger les passagers. Mais le premier brevet concernant les sangles de retenue pour l'automobile date de 1884 par E.J. Claghorn (Figure I-9) [CLA85].

En 1903, Gustave Désiré Lebeau dépose lui aussi un brevet, portant sur des "bretelles protectrices pour voitures automobiles et autres". Son invention concerne des sangles de cuir fixées en croix autour des épaules (Figure I-9).

Mais les réels développements démarrent avec l'aviation militaire, et sont installés dans les avions de l'armée de l'air des États-Unis en 1910. Hugh De Haven, pilote de la Canadian Flying Corps durant la première guerre mondiale, devient l'un des pionniers en matière de développement des ceintures, suite à un très grave accident d'avion. Après une longue immobilisation, il analyse les causes de ses blessures et imagine des systèmes de retenue. À l'aube de la seconde guerre mondiale, il devient directeur d'un projet nommé CIR (Crash Injury Research) au Cornell Medical College (USA), et initie le projet ACIR (Automotive Crash Injury Research) dès 1953.

Dans les années 50, les premiers systèmes de retenue ne comportent qu'une seule portion de ceinture, ancrée au véhicule en deux points, en positions ventrale ou diagonale. Le "national road authority" suédois est alors chargé d'élaborer des normes permettant d'évaluer ces différents systèmes, et la première norme permettant une évaluation dynamique des sangles est publiée en 1958.

En 1959, Nils Ivar Bohlin invente la ceinture trois points qui supplante rapidement les systèmes à deux points d'ancrage de par son efficacité bien supérieure. En effet, la sangle ventrale provoque de nombreuses lésions abdominales alors que la ceinture diagonale est à l'origine de dommages au niveau du cou et de la tête (Figure I-9).

Malgré tout, ce nouveau système reste fastidieux à utiliser, car il nécessite un long processus d'adaptation à la morphologie des passagers. Une fois réglé, la longueur de sangle est figée et le système reste contraignant, car il limite les mouvements des passagers [BOH62].

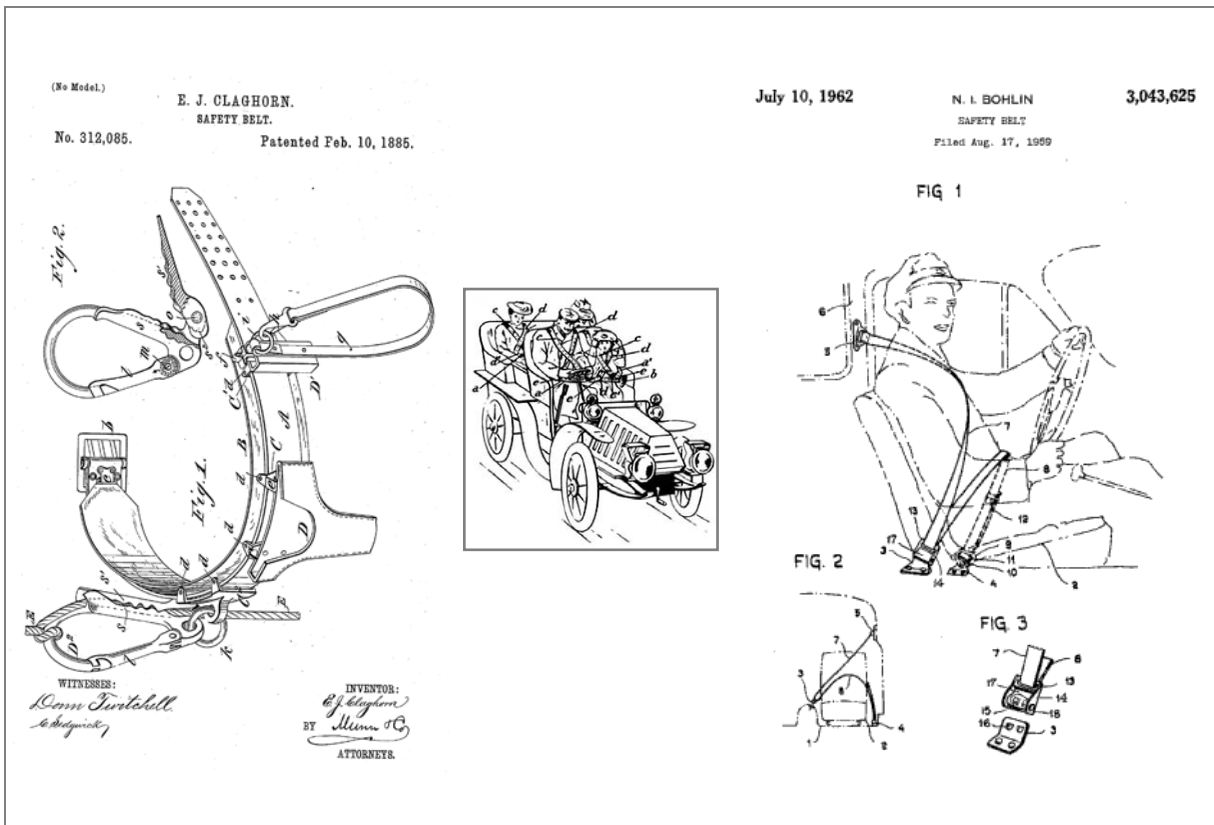


FIGURE I-9 : BREVETS SUR LA CEINTURE DE SÉCURITÉ (CLAGHORN-LEBEAU-BOHLIN)

En 1965, l'invention des enrouleurs élimine définitivement tous ces défauts, permettant à la fois une adaptation automatique et libérant la mobilité du passager. Les systèmes ELR (Emergency Locking Retractor) prennent alors en charge le blocage du déroulement en cas d'urgence. Volvo et Saab installent les premiers des ceintures de sécurité de série, mais c'est la France qui, après avoir atteint un record de mortalité sur les routes en 1973, est le premier pays à en rendre le port obligatoire. Six ans plus tard, le port de la ceinture est exigé dans 24 pays à travers le monde.

Depuis, les efforts des constructeurs se sont orientés vers l'optimisation des modalités de retenue. Les premiers progrès ont consisté à réduire le déplacement initial du thorax entre le moment du choc et la mise en tension de la ceinture. Ce jeu, dû en grande partie aux vêtements, est rattrapé par des dispositifs prétensionneurs, utilisant par exemple des vérins pyrotechniques (Figure I-10) [REK03].

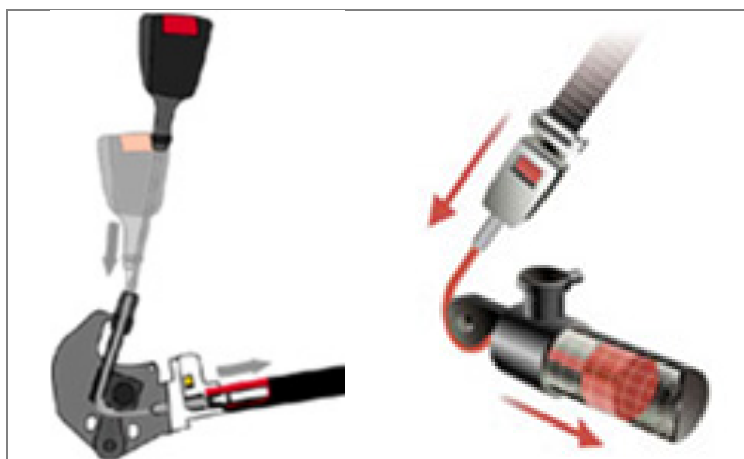


FIGURE I-10 : PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT D'UN PRÉTENSIONNEUR DE CEINTURE [WAN03A]

Enfin, l'arrivée des airbags a permis d'introduire les limiteurs d'effort, dont le but est de relâcher la sangle à partir d'une certaine charge (SRP Renault). Différents systèmes existent, mais aboutissent tous à réduire le niveau d'effort à une valeur acceptable allant de 4 à 6 KN. Ceci permet de limiter les charges exercées sur le thorax et le bassin, mais augmente le déplacement du corps après l'impact primaire, d'où son couplage indispensable avec l'airbag qui évite les impacts avec le mobilier.

De la même manière que pour les airbags, l'avenir de la ceinture de sécurité passe par des systèmes capables de s'adapter à la configuration et à la sévérité du crash, mais aussi à la morphologie et à la position de l'occupant.

2.2.3. LES AIRBAGS

2.2.3.1 Un peu d'histoire

Cette partie historique est basée sur la lecture des différents articles suivants : [ALB05], [BER05], [BOS05], [HAD77], [IIH70], [NOR69], [ONE06], [SCH06], [ZIE06].

Claire Leroy Straith (1891-1958) est un précurseur de la sécurité automobile. Médecin spécialisé en chirurgie plastique, il comprend que lors d'un accident, les occupants d'un véhicule sont souvent blessés par les éléments du tableau de bord. Il précise que l'important n'est pas l'accident lui-même, mais que c'est la collision des passagers avec l'intérieur du véhicule qui crée des lésions. Ses conclusions l'amènent à conduire une campagne de promotion des tableaux de bord rembourrés ainsi que des boutons encastrés, et surtout de la ceinture de sécurité.

Le développement de la Dodge 1937 découle directement de ses discussions avec Walter Chrysler. Les boutons sont encastrés, et le tableau de bord lisse est surélevé pour éviter les dommages aux genoux. Le dos des sièges est capitonné pour protéger les passagers arrière. Cette voiture qui apporte une grande amélioration de la sécurité aura pourtant peu d'influence sur l'industrie automobile. La sureté n'est en effet pas la priorité des constructeurs pendant de nombreuses années.

En 1937, il dépose un brevet décrivant un système à déploiement pour la protection des personnes lors d'un crash (Figure I-11). Ce précurseur de nos airbags, est constitué de blocs moussés, reliés au tableau de bord par un pivot, un ressort comprimé et un lien fusible. Lors d'un choc, cette pièce est rompue, et le bloc mobile est libéré vers le conducteur. Le ressort alors détendu, permet d'absorber une partie de l'énergie du passager.

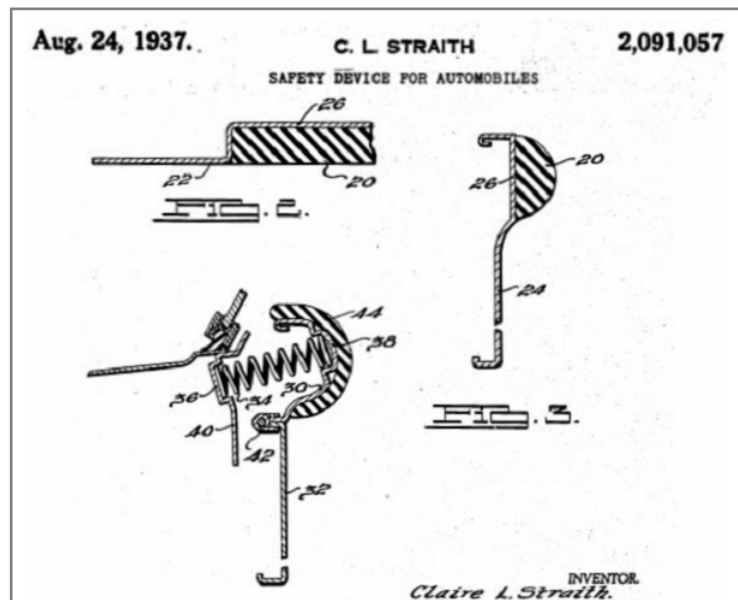


FIGURE I-11 : BREVET DE C.L. STRAITH [STR37]

Les premiers brevets d'airbag, ont pourtant été déposés en 1920 par les américains Arthur Hughes Parrott et Harold Round (Figure I-12). Il s'agit de coussins, gonflés en permanence et conçus pour protéger les passagers des avions en cas de crash.

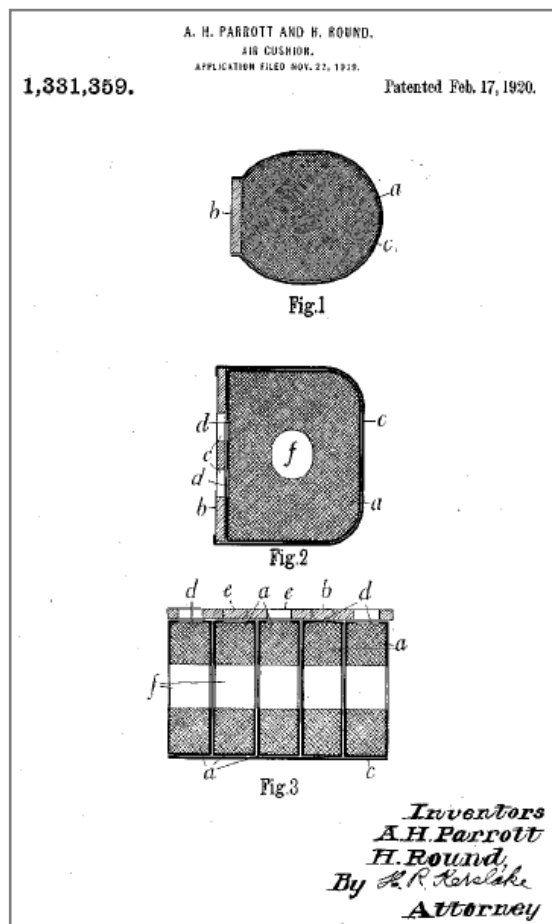


FIGURE I-12 : BREVET D'AIRBAG POUR L'AÉRONAUTIQUE
PARROTT & ROUND [PAR20]

Au début des années 50, les premiers brevets posant les principes de sacs gonflables pour l'automobile sont dus à l'allemand Walter Lindner (Figure I-13) et aux américains John W. Hetrick et Robert H. Hodges [HOD56].

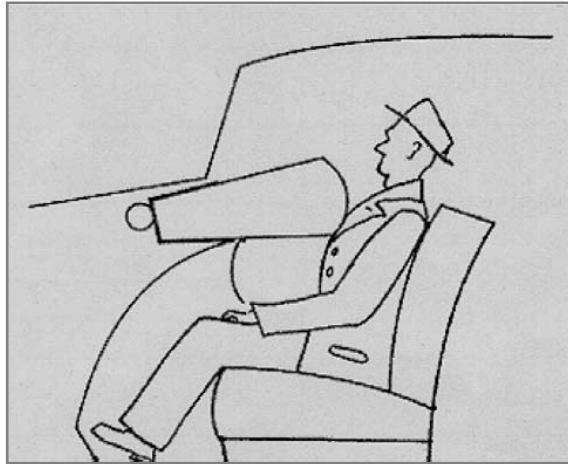


FIGURE I-13 : BREVET D'AIRBAG AUTOMOBILE – LINDERER [LIN53]

Hetrick propose un système utilisant une réserve de gaz comprimé, afin de gonfler des sacs cachés dans le volant et la boîte à gants. Malheureusement, le temps de gonflage de son système est long et peu compatible avec l'accident (Figure I-14).

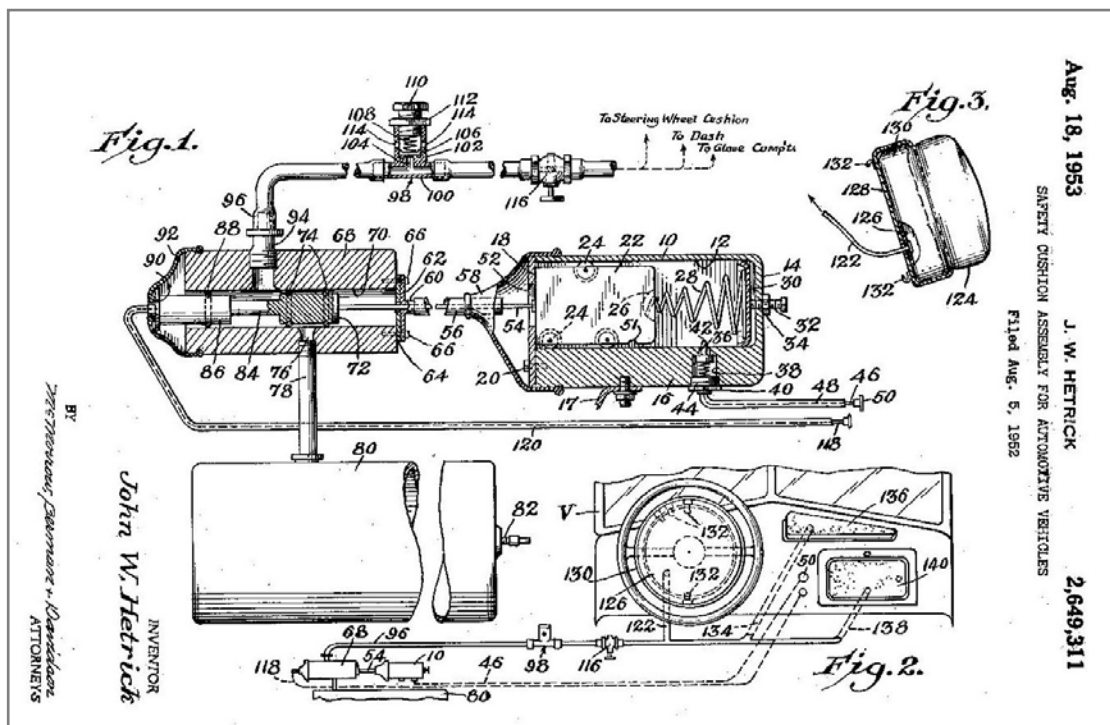


FIGURE I-14 : BREVETS D'AIRBAG AUTOMOBILE – HETRICK [HET53]

De manière analogue, H. A. Bertrand propose en 1958 un système à base de coussins gonflables, permettant de protéger tous les occupants du véhicule (Figure I-15).

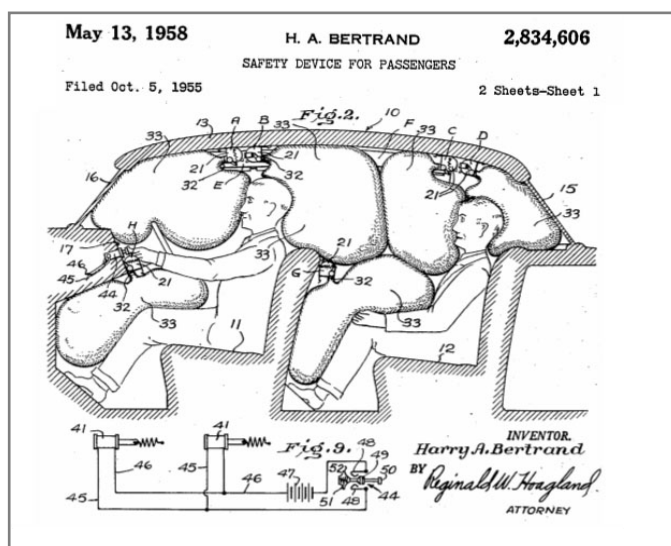


FIGURE I-15 : BREVET D’AIRBAG AUTOMOBILE – BERTRAND [BER58]

La liste des brevets déposés dès lors augmente très vite, mais aucune des technologies proposées ne semble assez aboutie pour être implantée dans un véhicule. De nombreux systèmes de gonflage sont testés, avec entre-autres la poudre noire, réchauffant du gaz fréon, mais produisant du gaz phosgène (COCl_2), extrêmement toxique.

Dans les années 60, Ford et General Motors travaillent sur le concept mais s’arrêtent à l’identification des problèmes. Les premiers designs d’airbags sont peu pratiques, très chers et leur développement présente des difficultés techniques qui semblent alors insurmontables. Générer une quantité de gaz bien définie en quelques millisecondes est un challenge technique difficile. La détection de l’impact, c’est-à-dire d’un niveau de décélération défini en est un autre.

Durant cette décennie, la croissance économique entraîne une forte augmentation du nombre de véhicules en circulation. L’augmentation du nombre de décès qui en découle permet une prise de conscience par les autorités américaines, et la création du NHTSA⁵. Cette nouvelle autorité développe des normes sécuritaires et en 1968 rend la présence de ceintures obligatoires à l’avant du véhicule. Mais le faible taux d’utilisation de ces ceintures (5 % à 10 %) ne permet pas d’atteindre les minimums sécuritaires imposés par l’autorité fédérale, ce qui relance l’intérêt pour le développement des airbags.

S’inspirant de technologies militaires, Breed conçoit à la fin des années 60 un détecteur d’impact, connu sous le nom de « ball in tube » ; ce capteur est un simple système masse-ressort qui ferme un contact électrique lors d’une forte accélération. Il relance le développement des airbags en partenariat avec Chrysler. A la même époque, les sociétés Eaton, Yale & Towne et Ford montent une collaboration similaire.

En 1968, John Pietz, un chimiste de l’industrie de l’armement met au point un générateur d’azote solide utilisant l’azoture de sodium (NaN_3) qui remplace rapidement les systèmes précédents [PIE75].

En 1969, le NHTSA demande aux constructeurs d’équiper d’airbags tous les modèles produits à partir de 1973. Mais le délai est impossible à respecter, d’autant qu’à l’époque, le système est censé remplacer les ceintures de sécurité. Plusieurs accidents mortels mettent en cause le système installé dans des flottes de véhicules pilotes.

⁵ NHTSA : National Highway Safety Bureau.

Et même si l'airbag semble au point, il reste encore à convaincre les automobilistes de l'intérêt de conduire avec quelques grammes d'explosifs si proches du visage. Après un premier report à 1976, les échecs techniques et les alternances politiques repousseront finalement l'obligation aux années 90.

Malgré ce contexte défavorable, l'échec des Américains n'entraîne pas l'abandon des études menées par Mercedes-Benz depuis 1967. Ils se procurent des générateurs de gaz de technologie américaine et les adaptent pour produire les premières cartouches pyrotechniques. L'entreprise a identifié le potentiel énorme du coussin gonflable en tant que système de retenue supplémentaire (SRS), en complément de la ceinture de sécurité. Cette approche est sensiblement différente de celle des pouvoirs publics américains qui conçoivent l'airbag comme un système de retenue automatique, capable de remplacer la ceinture de sécurité. Ceci contraint les ingénieurs américains à concevoir un sac très gros, très puissant et donc violent.

En 1980, Mercedes-Benz inaugure simultanément l'airbag et la ceinture à prétensionneur sur la Classe S Type W126, rappelant que l'un et l'autre de ces deux équipements de sécurité doivent fonctionner de concert. Depuis ces premiers prototypes, l'activité liée aux airbags a "explosé" ; rien que pour les États-Unis, plus de 3 000 brevets ont été déposés, dont 2 500 depuis 1996.

La première génération d'airbags (jusqu'en 1997) a démontré son efficacité par la baisse de la mortalité des occupants avant, et par la réduction des risques de blessures lorsque la combinaison ceinture-airbag est employée (Le NHTSA⁶ estime que 28 000 vies ont été sauvées grâce aux airbags aux États-Unis jusqu'en 1997). Pourtant, leur forte puissance a augmenté le risque de traumatismes graves et mortels pour les personnes de petite taille et pour les enfants [FER08].

En 1997, les règles fédérales américaines évoluent et permettent d'évaluer les véhicules avec mannequins non ceinturés sur des « sled⁷ » à la place des crashs sur barrière classique. L'impact réglementé étant moins violent, les constructeurs profitent de cette modification pour diminuer la puissance des airbags de 20 à 35 % ce qui fait rapidement chuter le nombre de morts. Sur les 296 décès imputables aux airbags frontaux au 1^{er} janvier 2009, 90 % sont survenus avant cette modification [KIU98]. Mais ces bons résultats s'expliquent aussi par des campagnes d'informations, encourageant les occupants à utiliser les ceintures et à installer les enfants à l'arrière du véhicule.

En 2000-2001, le NHTSA définit des nouvelles règles sur les modalités de déploiement des airbags, en fonction par exemple de la magnitude du crash et du type d'occupant sur le siège. Des règles de prise en compte d'OOP⁸ sont mises en place pour améliorer la protection des enfants et des femmes de petite taille. Les résultats sont encore meilleurs que pour les airbags de deuxième génération, tout du moins pour les personnes vulnérables. Mais en 2010, un rapport du IIHS⁹ semble beaucoup moins élogieux en ce qui concerne les conducteurs ceinturés, dont la mortalité a subi une nouvelle augmentation. Les premières analyses montrent qu'au-delà de l'évolution des airbags, ce sont plutôt les modifications successives des modalités de certification qui sont à l'origine de ces résultats mitigés [IIH10]. En 2013, le NHTSA remet en cause ces résultats, indiquant que la mortalité n'a pas augmenté sur les véhicules équipés d'airbags de 3^{ème} génération [NHT13].

La littérature scientifique est riche d'études dont les résultats sont parfois contradictoires ; la diversité des blessures, et le nombre important de paramètres pouvant influencer sur leur apparition en est certainement la cause première. Les blessures les plus courantes seront exposées dans le paragraphe §3.1.

⁶ NHTSA : National Highway Traffic Safety Administration.

⁷ SLED : Anglicisme désignant un chariot à décélération programmée.

⁸ OOP : Out Of Position.

⁹ IIHS : Insurance Institute for Highway Safety.

2.2.3.2 Technologie

Un système d'airbag est constitué principalement d'un générateur de gaz muni d'un dispositif de déclenchement, et d'un coussin gonflable.

Différentes technologies de générateurs sont employées, en fonction du type d'airbag à gonfler, c'est-à-dire de son positionnement et de son volume. Les générateurs de gaz peuvent être pyrotechniques, à gaz chaud, hybrides ou encore à gaz froid.

- Les générateurs pyrotechniques

La première technologie, généralement employée pour les airbags frontaux, utilise des matériaux pyrotechniques. La production de gaz est totalement assurée par la combustion d'un propergol*.

(*) Définition

Un propergol est un composé constitué d'une substance ou d'un ensemble de substances contenant comburant(s) (oxydant) et combustible(s) (réducteur), et dont la réaction d'oxydoréduction permet de produire un travail mécanique (ex : moteur de fusée).

C'est une impulsion électrique transmise à l'allumeur (détonateur) qui va permettre d'enflammer le propergol. Un condensateur ayant une autonomie suffisante (quelques centaines de ms) permet de transmettre cette impulsion même dans le cas où la batterie de la voiture serait coupée dans le choc (Figure I-16).

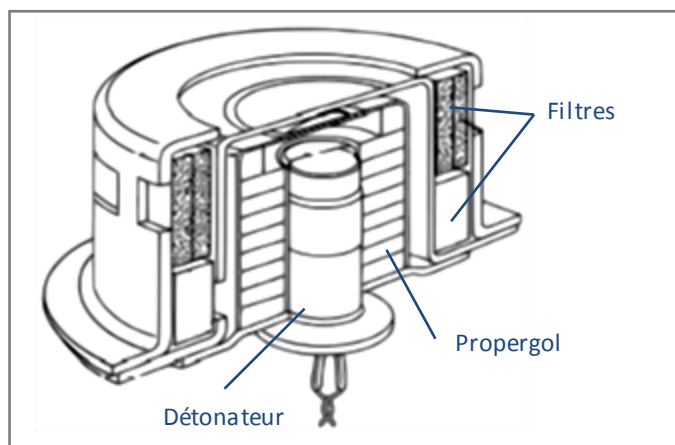


FIGURE I-16 : COUPED'UN GÉNÉRATEUR PYROTECHNIQUE

Différentes familles de propergols peuvent être employées pour les générateurs de gaz [GTP03] :

- Propergol à base d'azoture de sodium ; ces propergols ont été les premiers utilisés dans tous les générateurs de gaz pour airbag pour leur capacité à brûler à des températures faibles et produire des gaz contenant 99 % d'azote. Malheureusement, l'azoture de sodium est très toxique, en particulier sous forme d'aérosol (environ 30 fois plus que l'arsenic, sa dose létale étant de 27 mg/kg chez les rats contre 763 mg/kg pour l'arsenic). Le générateur de gaz est donc conçu pour éviter la dispersion de poussières de ce produit. La nocivité de la matière première a stoppé son développement et aujourd'hui, ce type de propergol n'est plus utilisé.

- Propergol "sans résidu" à base de Nitrocellulose principalement employé pour des systèmes Eurobag de faible capacité (conducteur et passager) ainsi que pour des générateurs pour protection latérale.

- Autres propergols dont l'objectif est de pouvoir être employés dans tous les systèmes existants et futurs. Ces nouveaux propergols viennent en substitution des deux familles décrites ci-dessus et doivent éviter leurs inconvénients respectifs : toxicité des matières premières et recyclage pour les propergols à l'azoture et toxicité des gaz de combustion et tenue en température pour les propergols à base de nitrocellulose. Parmi ces nouveaux propergols, on peut citer des propergols composites extrudés, des propergols à base d'Aminotetrazole ou de nitrate de Guanidine.

Le propergol solide contenu dans le générateur se trouve sous forme de pastilles, ou encore d'un solide extrudé dont la géométrie est conçue pour optimiser et contrôler la vitesse de génération des gaz. Cette optimisation du flux de gaz est obtenue par le biais de modèles numériques et de tests en tank rigide [SEO11].

Avant d'être envoyé vers le sac, le gaz produit par la combustion du propergol traverse un dissipateur thermique et un filtre avant d'être dirigé vers le sac gonflable.

- Les générateurs à gaz chaud

Cette deuxième technologie utilise un mélange d'hydrogène et d'air. La combustion de ce mélange génère un gaz chaud capable de déployer le coussin (Figure I-17).

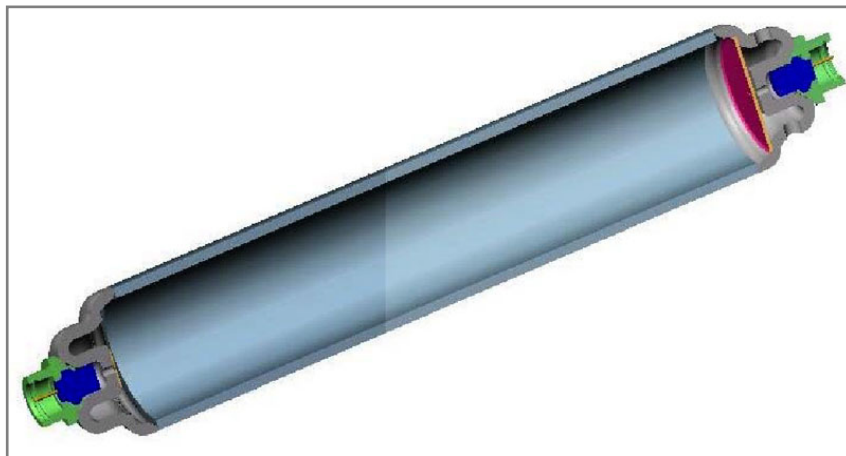


FIGURE I-17 : COUPÉ D'UN GÉNÉRATEUR À GAZ CHAUD -TRW

Ces deux technologies génèrent des gaz chauds et fortement dilatés. Elles ne peuvent donc être employées lorsque la pression dans le sac doit être maintenue.

- Les générateurs hybrides

On trouve aussi des systèmes hybrides ; le principe de cette technologie consiste à générer partiellement la quantité de gaz désirée au moyen d'un gaz comprimé contenu dans un réservoir et partiellement par la combustion d'un propergol (Figure I-18). Le propergol dans cette technologie a deux fonctions principales :

- ouvrir le réservoir de gaz comprimé (éclatement d'un opercule calibré) ;
- réchauffer les gaz détendus provenant du réservoir durant toute la durée de la vidange.

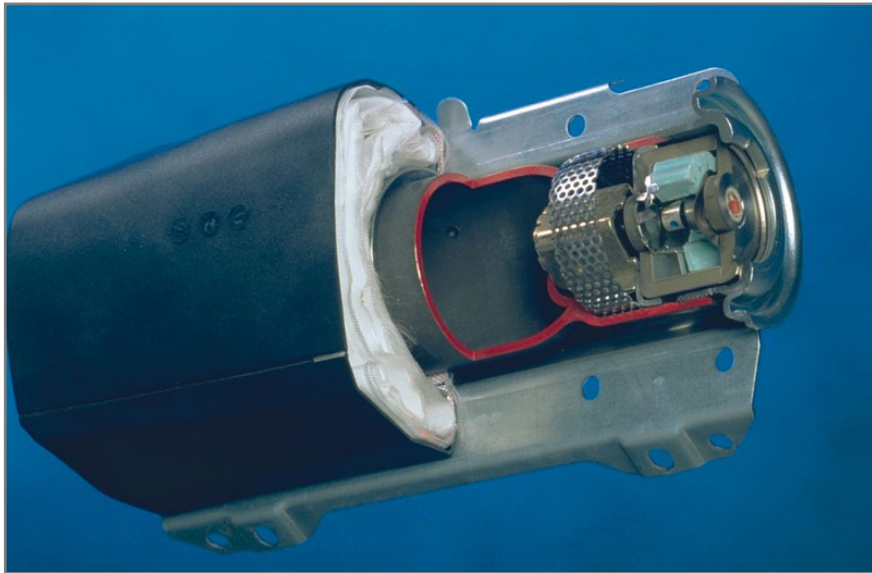


FIGURE I-18 : VUE EN COUPE D'UN MODULE AIRBAG PASSAGER AVEC GÉNÉRATEUR DE GAZ HYBRIDE - AUTOLIV

- Les générateurs à gaz froids

Les générateurs à gaz froid, contenant généralement de l'hélium à haute pression ont fait ensuite leur apparition. L'avantage est de ne pas produire de chaleur. Le volume de l'airbag n'étant pas sensible au refroidissement, il est principalement employé pour des airbags devant rester plus longtemps gonflés, comme l'airbag rideau. Honda utilise ce type de générateur et affirme que le déploiement de l'airbag rideau gagne en rapidité : il se déploie en 15 ms.

- Les générateurs multi-étagés

Une évolution majeure des airbags est leur capacité à s'adapter, en termes de volume, à différents paramètres tels que l'intensité du choc ou la position du siège [TH005]. Cette faculté impose l'utilisation de charges multiples (Figure I-19 et Figure I-20). Les valeurs couramment employées permettent un déploiement de l'airbag à 70 % ou 100 % de son volume.

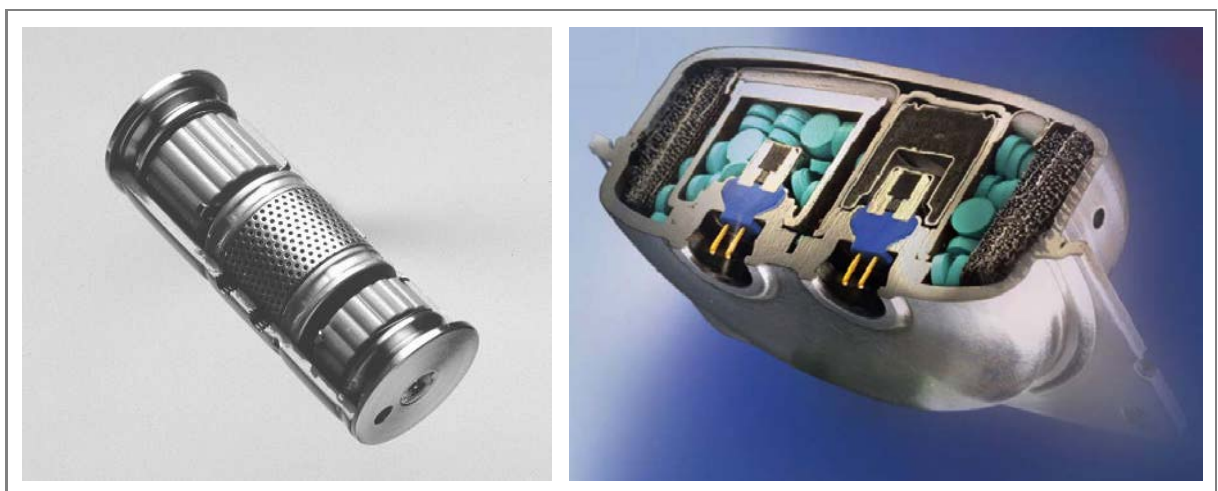


FIGURE I-19 : GÉNÉRATEURS PYROTECHNIQUES À DOUBLE ÉTAGE - AUTOLIV

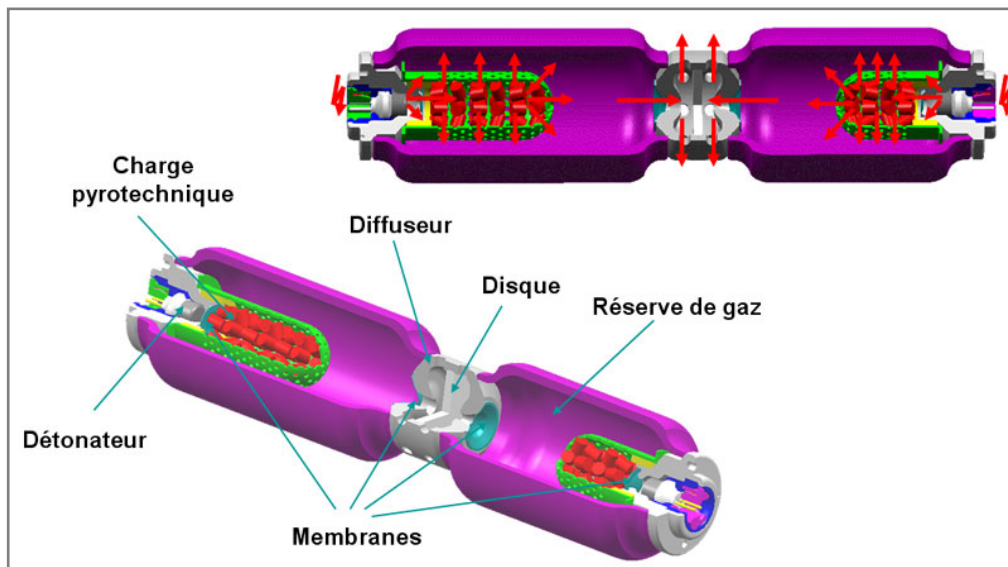


FIGURE I-20 : GÉNÉRATEUR HYBRIDE À DOUBLE ÉTAGE -TRW

- Les coussins

Le coussin gonflable est réalisé en Polyamide (Nylon) et plié de façon très spécifique pour permettre un déploiement rapide et sûr (Figure I-21). En ce qui concerne l'airbag frontal, la taille du coussin varie de 35 (EU) à 70 litres (USA) pour le côté conducteur et de 60 (EU) à 160 (USA) litres pour le côté passager. La vitesse de déploiement peut atteindre localement 300 km/h.

Le couvercle en plastique qui cache le coussin gonflable s'ouvre automatiquement sous la pression exercée lors du déploiement du sac, une charnière le retenant en place. Le coussin gonflable (frontal) est complètement gonflé en moins de 50 ms.



FIGURE I-21 : PLIAGE DU SAC D'UN AIRBAG CONDUCTEUR - FORD

Il est percé de trous, appelé événements, sur sa face arrière pour le dégonflage. La taille des événements est calibrée pour ne pas gêner le gonflage et respecter la durée de dégonflage nécessaire. Ceci permet un meilleur contrôle de la décélération de l'occupant. Leur position est aussi soigneusement étudiée pour ne pas brûler les mains lors de l'évacuation des gaz chauds.

De nombreuses améliorations sont proposées sur la forme du sac afin de diminuer les charges appliquées sur l'occupant. Hoffman montre qu'il est possible de diminuer significativement les risques de traumatismes cervicaux en utilisant des sacs « multi-surfaces » [HOF06].

De la même manière, Takata propose depuis 2005 un airbag passager innovant par sa forme et ses fonctionnalités (Figure I-22). Ce modèle « Twin Bag » équipe aujourd'hui des véhicules haut de gamme (Jaguar, Lexus). Sa forme permet de soulager le plexus ainsi que la nuque et de prendre appui essentiellement sur les épaules [ZOD09].

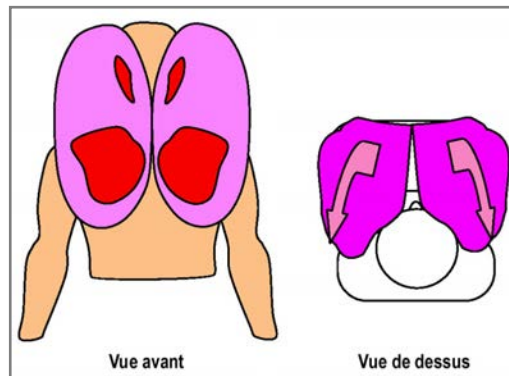


FIGURE I-22 : TWIN BAG – TAKATA

Pour le conducteur, on voit aussi apparaître des modèles asymétriques utilisant avantageusement les volants à moyeu fixe [AUT09]. TRW propose un modèle qui recouvre à la fois le volant et le montant de pare-brise (Figure I-23) [TRW09B]. La même société propose un autre système incluant un événement adaptatif, qui selon elle permet de respecter les critères OOP avec un airbag à simple étage [TRW09A].



FIGURE I-23 : AIRBAG CONDUCTEUR ASYMÉTRIQUE - TRW

Comme nous le verrons par la suite, l'avenir est clairement à l'adaptabilité des systèmes. Ceci impose d'utiliser des moyens de gonflage réglables (modules étagés) et/ou des systèmes de retenue des sacs par linguets ou straps, mais aussi de bénéficier d'informations précises sur le type et la magnitude de l'impact, et sur les caractéristiques des occupants.

3. VERS UNE PRISE EN COMPTE DE L'HUMAIN

La standardisation des essais de crash réglementaires et consommateurs implique l'utilisation de mannequins dont la morphologie n'est représentative que d'une certaine classe de la population. La plupart des particularités individuelles ne peuvent être prises en compte dans ce type d'essais à grande échelle pas plus que le comportement des occupants. Pourtant, il est légitime de s'inquiéter de l'efficacité, voire de l'innocuité des systèmes de sécurité en situation réelle.

Bose explique que l'état des passagers d'un véhicule est caractérisé par des paramètres invariants (ex : anthropométrie) et par des caractéristiques dépendantes du temps (ex : position, efforts musculaires) [BOS08].

Beaucoup d'études se sont focalisées sur les paramètres invariants, en particulier la stature et la masse, mais moins sur « l'activité » des occupants. Pourtant, Bingley souligne que la position nominale utilisée dans les tests réglementaires n'est pas représentative des postures observées dans le trafic routier [BIN05].

Mais la liste des paramètres qui permettent de définir l'humain est vaste ; de manière non exhaustive, Mackay cite le sexe, la taille, la masse, l'âge, la tolérance biomécanique et le passé médical [MAC07].

De plus, les mannequins de crash-test ne permettent pas de quantifier l'impact de la contraction musculaire. Pourtant, il est communément admis que la tension des muscles influence les conséquences de l'impact, modifiant la cinématique des membres durant le crash [BEH06].

La combinaison des spécificités individuelles variables ou non avec toutes les configurations de crash possibles entraîne une infinité de situations dont il faut estimer la dangerosité. Bien que l'emploi de méthodes numériques permette d'étudier un grand nombre de situations, il semble important de limiter les investigations aux paramètres influents, qui sont à déterminer.

3.1. LES DIFFÉRENTS TRAUMAS LIÉS AUX AIRBAGS

Avant tout, il est indispensable de rappeler que l'apparition des airbags est un progrès immense pour la sécurisation de nos véhicules. Mais leur efficacité n'est pas forcément synonyme d'innocuité ce qui a entraîné leurs différentes évolutions technologiques (§2.2.3.1).

De nombreuses études rapportent des exemples de blessures qui leur sont imputables. Plusieurs paramètres influent sur le type et la sévérité des blessures. Le type d'airbag (US, EU) est un paramètre fondamental. La philosophie est très différente si l'airbag est développé en tant que moyen de retenue supplémentaire à la ceinture (EU), ou s'il est censé remplacer la ceinture (US) ; l'instant où l'airbag doit protéger les occupants se situe plus tôt dans la chronologie de l'accident pour le second cas. Ceci impose des volumes d'airbag plus importants et donc une plus grande puissance.

L'étude de Wallis, dans laquelle il compare la mortalité liée aux airbags aux USA et en Grande-Bretagne, confirme que leur intégration en tant que système de retenue supplémentaire présente beaucoup moins de risques que lorsque qu'ils sont conçus comme une protection unique [WAL02].

AlMahmoud estime que la plupart des traumatismes sont associés à l'utilisation d'airbags sans ceinture. D'après lui, entre 1987 et 1996 aux États-Unis, la ceinture seule a permis de diminuer de 45 % la mortalité, le couplage airbag-ceinture permettant d'atteindre un résultat de 50%. L'airbag seul aurait un impact plus faible avec 13% de réduction [ALM14].

Hoye effectue une méta-analyse qui concerne tous les types d'airbags (1^{ère} et 2^{nde} génération USA, EU). Il arrive à la conclusion que les airbags ont permis une baisse globale de 22% de la mortalité en crash frontal pour les conducteurs ceinturés. Mais sous certaines conditions ou pour certaines catégories de personnes (âge, sexe, taille), le risque est augmenté [HOY10].

En 2014, Khouzam obtient sensiblement les mêmes résultats, avec 25% de baisse de la mortalité pour les personnes ceinturées. Mais encore une fois, lors d'une utilisation ne respectant pas les standards internationaux (ceinture, OOP), les airbags peuvent causer des blessures graves, y compris aux niveaux pulmonaire et cardiovasculaire [KHO14]. Il rappelle que le NHTSA recommande une distance minimale de 25 cm entre l'occupant et l'airbag.

Williams confirme que lors de l'introduction des airbags de seconde génération, le nombre de blessures a fortement baissé, et que la persistance de traumatismes graves est fortement corrélée avec le non port de la ceinture [WIL09]. Il explique que les traumatismes imputables aux airbags concernent la tête, les vertèbres cervicales, les fractures de la face et les traumatismes oculaires.

En 2001, les enquêtes menées par le NHTSA ont identifié aux USA, 63 conducteurs tués par les airbags lors de collisions à basse vitesse. Les traumatismes identifiés concernent la tête, le cou et le thorax [TYL01].

Pour Eucker, les traumatismes crâniens sont plus présents lorsque l'airbag s'est déclenché, mais il explique qu'il n'y a pas de relation de causalité directe ; c'est le niveau de décélération qui est le facteur déclenchant des airbags qui est vraisemblablement aussi la cause aggravante des traumatismes [EUC12].

AlMahmoud décrit les blessures qui concernent les yeux. Ce type de traumatismes très présent dans la littérature va de la simple abrasion de la cornée à des blessures plus graves pouvant entraîner la cécité [ALM14]. Duma analyse les données de la base accidentologique américaine NASS, et montre que les blessures oculaires des personnes exposées à un déploiement d'airbag sont passées de 3.7% avec la première génération à 1.7% pour la seconde génération d'airbag. Il précise malgré tout que les mécanismes en cause doivent être mieux étudiés car la population porteuse de lunettes augmente, ce qui pourrait être un facteur aggravant [DUM05].

La toxicité des gaz, ainsi que la diffusion de microparticules issues des générateurs de gaz sont aussi mis en cause par Mittal, et tout particulièrement en ce qui concerne les asthmatiques [MIT07]. Dans cet article sont aussi décrits les risques lésionnels liés à l'audition, dus à l'onde de pression brutale qui peut endommager l'oreille, allant de simples acouphènes jusqu'à la surdité pour certains individus. L'auteur estime que le pic de puissance sonore lors d'un crash sans airbag atteint 145 dB, et qu'il monte à 165-175dB avec un airbag. Il explique qu'une exposition à un bruit de 140 dB pendant plus de 5ms peut amener une perte d'audition et qu'à 165 dB, même pour un temps plus bref, des dégâts irréversibles peuvent apparaître au niveau de la cochlée.

Smock, dans une revue de médecine légale, décrit lui aussi différentes formes de blessures qu'il estime spécifiques aux airbags : abrasion des yeux et de la face, traumatismes crâniens et intracrâniens, lésions des vertèbres cervicales et problèmes respiratoires. Mais il montre que ce sont surtout les membres supérieurs qui sont sujets à de graves lésions [SMO13].



FIGURE I-24 : EXEMPLE DE FRACTURE LIÉES AU DÉPLOIEMENT D'UN AIRBAG PASSAGER [SMO13]

Les membres supérieurs sont particulièrement vulnérables, ce qui est dû vraisemblablement à leur liberté de mouvement qui est un paramètre négatif en cas de crash. Ces traumatismes sont généralement attribués à une position trop proche du volant [HUE95], [MAR96]. Bien que ce type de blessure ne mette pas la vie en jeu, elles sont souvent synonymes de handicaps lourds [CON07].

Deux modes de blessures sont décrits pour expliquer les traumatismes liés au déploiement d'airbags. D'abord, les bras peuvent être projetés par l'airbag sur les structures intérieures du véhicule. Mais ces blessures peuvent aussi résulter de l'interaction directe de l'airbag avec l'avant-bras [HAR97], [BAS97], [BAS98]. Bass estime que le risque de fracture de l'ulna est de 50% lorsqu'un couple de 67 Nm (SD +/- 13 Nm) est appliqué à l'avant-bras et ajoute qu'à 91 Nm (SD +/- 14 Nm) il existe un risque de 50% de fracture combinée ulna-radius en pronation.

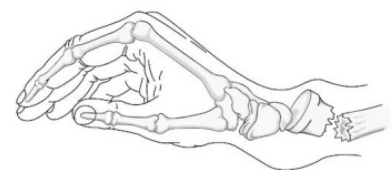
Dans une étude expérimentale effectuée sur simulateur de conduite, Schiro montre que 69% des conducteurs croisent les mains lors de manœuvres à basse vitesse, ce qui positionne leurs avant-bras face à la zone de déploiement de l'airbag [SCH13].

En 2008, Mac Lennan effectue une étude de cohorte à partir des données du NASS (USA), dans laquelle il compare les airbags frontaux de 1^{ère} et de 2^{ème} génération. Par comparaison des scores AIS¹⁰, il conclut que les deux systèmes proposent une protection comparable, mais que les lésions des membres supérieurs semblent avoir diminué alors que les traumatismes graves des régions thoraciques et abdominales ont réaugmenté [MAC08].

Ong rapporte un rare cas de fracture de Pouteau-Colles* lors d'une collision en chaîne de 4 véhicules. Le véhicule concerné roulait à environ 50 km/h au moment de l'impact et la personne blessée était une femme en place passager, ceinturée. Elle a assuré que son bras était positionné au niveau de l'abdomen lors du choc. Malgré ce témoignage, les auteurs pensent que leur patiente aurait vraisemblablement tendu les bras vers l'avant dans un mouvement de protection, positionnant son poignet très proche de l'airbag au moment de son déploiement [ONG98].

(*) Définition

Une fracture de Pouteau-Colles est une rupture osseuse, avec déplacement dorsal, du radius. Elle se caractérise par un déplacement du poignet et donc de la main [WIKB].



¹⁰ AIS : Abbreviated Injury Scale (§4.2)

De nombreux autres cas de fractures des membres supérieurs sont rapportés, mais les paramètres ayant causé les blessures sont rarement clairement définis, car difficiles à évaluer à postériori. Malgré tout, plusieurs cas de traumatismes survenus lors d'accidents à faible célérité impliquent directement le déploiement d'airbags [SOF03].

Jernigan explique que les occupants de véhicules ont plus de risques de traumatismes aux bras s'ils ont été exposés à un déclenchement d'airbag. Mais comme le dit Eucker pour les traumatismes crâniens, il semble délicat d'incriminer directement les airbags sans tenir compte de la violence du crash ; en effet, les airbags ne sont déclenchés que si le niveau de décélération dû à l'accident lui-même est important [JER03]. En comparant les blessures associées aux générations d'airbag 1 et 2, il montre que le risque a diminué de 3.9% à 2.5%. Les profils des blessures ont aussi évolué puisque de 90% de fractures et 8 % de luxations (1^{ère} génération), la répartition est passée à 55% de fractures et 44% de luxations (2^{ème} génération) [JER05].

Il semble donc difficile de quantifier précisément l'implication directe des airbags dans l'apparition des différentes blessures qui leur sont imputées. Mais tous les auteurs s'accordent sur quelques recommandations de base. Les enfants doivent être placés à l'arrière du véhicule [CAR09] et une distance minimale doit être respectée entre l'airbag et l'occupant, et enfin le port de la ceinture est indispensable [KHO14].

3.2. LA VARIABILITÉ ANTHROPOMÉTRIQUE

La variation de la performance des systèmes de retenue vis-à-vis de la variabilité en termes de taille et de poids a été démontrée expérimentalement et numériquement. Ce résultat est à la fois dû à la morphologie de l'occupant mais aussi à sa position dans le véhicule, ces deux paramètres étant partiellement liés [ADO97], [BRE98], [MIL96], [RID05].

L'anthropométrie est une variable facile à caractériser, et donc naturellement l'une des plus étudiées. De nombreuses études liées aux industries textile et automobile, ainsi qu'au domaine médical montrent une forte disparité morphologique au sein de la population [ROB02], [SCH83].

Plusieurs critères peuvent expliquer ces disparités : génétique, sexe, âge, milieu socio-économique et zone géographique.

Ces données ont permis aux fabricants de mannequins de définir les tailles cibles représentatives de la population et de développer toute une gamme d'adultes et d'enfants (Figure I-25) [GOR88].

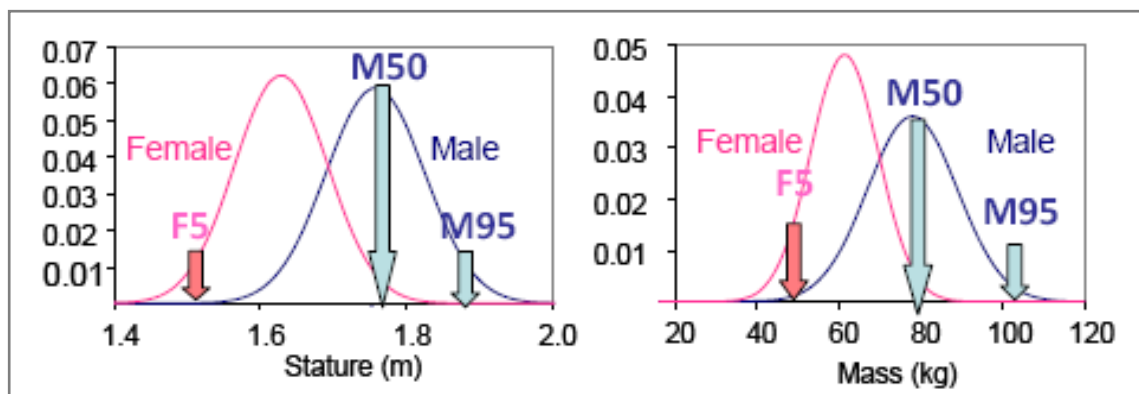


FIGURE I-25 : DISTRIBUTION DE LA POPULATION COMPARÉE AUX MANNEQUINS (AUTOLIV D'APRÈS [GOR88])

En France, Rebiffé a effectué une « enquête anthropométrique sur les conducteurs français » en 1982. Cette étude réalisée sur 3 252 conducteurs (1 587 femmes et 1 665 hommes) comporte 27 mesures pour chaque sujet (Figure I-26 et Figure I-27).

Les résultats obtenus montrent une très grande disparité en termes de masse (H : 47-132 kg / F : 37-122 kg) et de taille (H : 146-199 cm / F : 138-179 cm). Alors qu'il note une bonne corrélation entre la stature et la longueur des membres supérieurs (coefficient de corrélation $R=0,8$), la relation entre la taille et le poids est moins systématique (H : 0,4 / F : 0,3) [REB82].

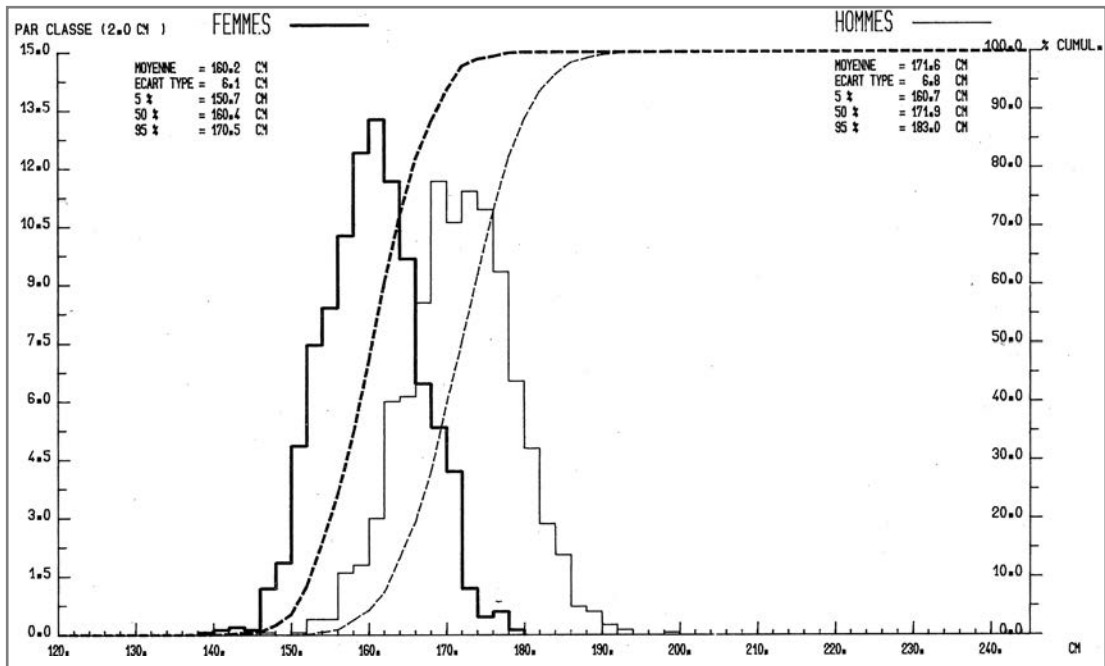


FIGURE I-26 : STATURE - HISTOGRAMME DES FRÉQUENCES BRUTES ET CUMULÉES

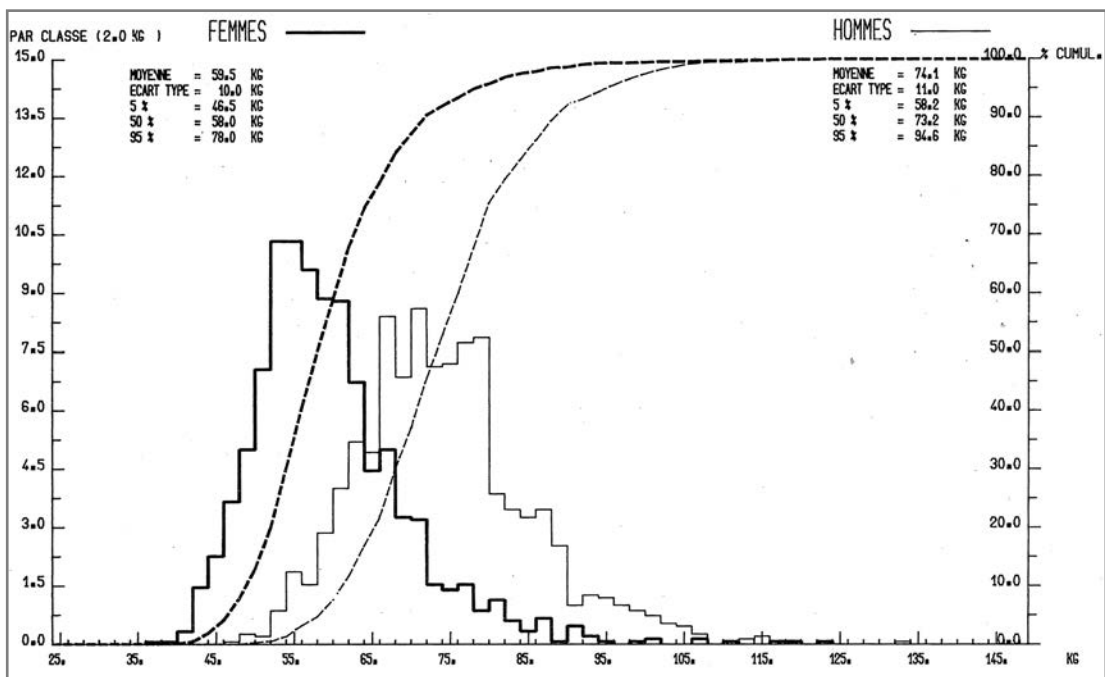


FIGURE I-27 : POIDS - HISTOGRAMME DES FRÉQUENCES BRUTES ET CUMULÉES

Plus récemment, Pineau s'est intéressé à un groupe de 14 984 hommes de 20 ans et a trouvé des écarts de poids allant de 40 kg à 139 kg et de taille allant de 1,58 m à 2,08 m [PIN04].

Mais il est clair que ces deux seuls paramètres ne peuvent décrire la complexité de l'être humain.

L'IMC¹¹ est une variable supplémentaire qui permet de caractériser l'embonpoint du sujet, par comparaison avec des valeurs idéales. Cet indice correspond à la masse divisée par le carré de la taille. Bien que cet indice ne permette pas de différencier la masse musculaire de la masse grasse, sa simplicité d'emploi en fait un outil intéressant pour l'évaluation des systèmes de retenue [CRA09].

L'OMS¹² dénombre en 2006, 1,6 milliard d'adultes en surpoids (IMC \geq 25) et 400 millions considérés obèses (IMC \geq 30). Ces chiffres sont en constante évolution et l'OMS estime que ces chiffres atteindront respectivement 2,3 milliards et 700 millions en 2015. Plus de la moitié de la population de 13 des pays de l'OCDE¹³ est actuellement en surpoids [OCD09], [OMS06].

Wang étudie l'évolution actuelle et estime qu'en 2048, 100 % de la population américaine sera en surpoids, ce qui est d'après lui déjà le cas dans certaines catégories de la population [WAN08].

Il est évident que la forme du corps et la distribution des masses jouent aussi un rôle important, de même que les caractéristiques « cachées ». Le squelette, en particulier est une source de variabilité importante, de par sa forme et sa qualité osseuse. La prise en compte de ces paramètres nécessite l'emploi de modèles numériques (Éléments-finis), raffinés grâce aux données issues d'imagerie 3D et/ou d'imagerie médicale, voire du sectionnement manuel (The Visible Human Project) [COM09].

Les sources de variabilité étant très nombreuses, il est nécessaire d'utiliser des méthodes statistiques afin de déterminer les paramètres couplés et de réduire la complexité du problème. Ben Azouz utilise par exemple l'ACP* sur 300 sujets numérisés (Caesar¹⁴) (Figure I-28). Il propose 5 modes principaux pour représenter la variabilité de la forme du corps : taille-poids, posture, distribution des masses, proportion entre le haut et le bas du corps et finalement la position de la tête dans le plan sagittal [BEN06].

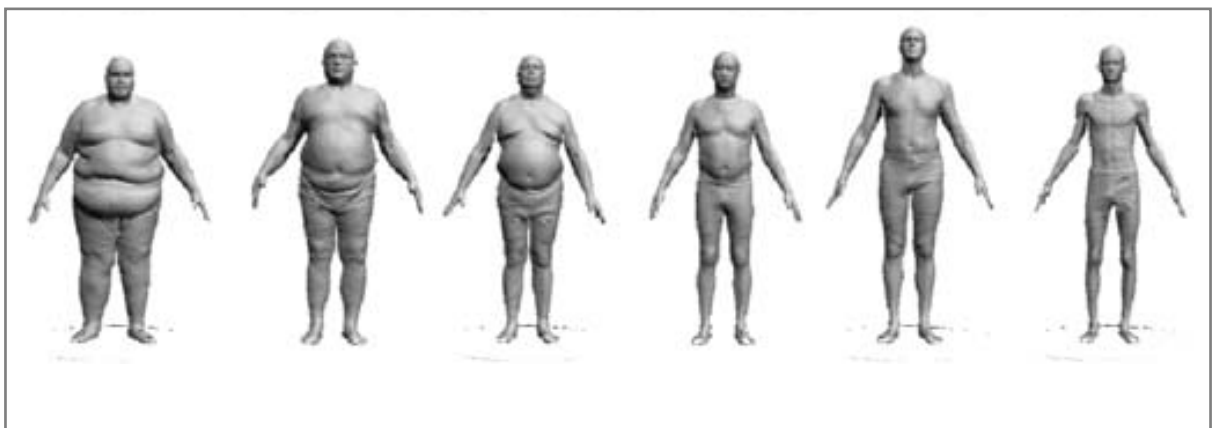


FIGURE I-28 : EXEMPLES DE VARIABILITÉ ANTHROPOMÉTRIQUE SELON BEN AZOUZ

¹¹ IMC : Indice de Masse Corporelle.

¹² OMS : Organisation Mondiale de la Santé.

¹³ OCDE : Organisation de Coopération et de Développement Economiques.

¹⁴ CAESAR : Civilian American and European Surface Anthropometry Resource Project.

L'ACP (Analyse en Composantes Principales) est une méthode d'analyse des données utilisée en statistique multivariée. Elle consiste à exprimer un ensemble de variables corrélées entre elles dans un nouvel espace, afin d'obtenir un nouvel ensemble de variables indépendantes. Celles-ci constituent alors les composantes principales.

3.2.1. INFLUENCE DE L'ANTHROPOMÉTRIE

L'analyse d'essais sur SHPM, dont la morphologie est évidemment hétérogène, nécessite d'utiliser des méthodes de normalisation afin de pouvoir comparer les mesures à celles obtenues sur des populations de référence [YOG14]. Happee utilise des modèles de mannequins numériques intégrant des techniques d'échelle afin de représenter des anthropométries non-usuelles. Il rappelle que les mannequins Hybrid III 5^{ème} et 95^{ème} percentiles* sont d'ailleurs partiellement basés sur ce type de technique. Il simule trois cas de crash et conclut que les différences anthropométriques entraînent des résultats très différents en termes de critères lésionnels. Il obtient des augmentations de la valeur du 3 ms-tête jusqu'à 60 % par rapport aux valeurs enregistrées avec les modèles standards [HAP98].

En statistique descriptive, un centile symbolise chacune des 99 valeurs qui divisent les données triées en 100 parts égales, de sorte que chaque partie représente 1/100 de l'échantillon total. Pour exemple, le 50^{ème} centile définit la valeur de la variable considérée qui divise l'échantillon en deux populations égales. La dénomination anglaise, percentile, est souvent utilisée abusivement avec une prononciation francisée.

En 2001, Cuerden estime qu'il est possible de diminuer de 25 à 45 % le nombre d' AIS2 et 3 grâce à l'utilisation de systèmes adaptatifs. Son étude est basée sur des analyses accidentologiques qui lui permettent de relier la gravité des blessures et l'anthropométrie de l'occupant [CUE01].

Gonter évalue les paramètres les plus influents en étudiant la base des données accidentologiques allemande GIDAS¹⁵. Il se limite aux chocs frontaux à plus de 35 km/h et aux conducteurs ceinturés. Les paramètres qui ressortent le plus sont la vitesse de l'impact et la masse du conducteur [GON04].

Clute évalue les gains potentiels de l'emploi de systèmes de sécurité adaptatif (taille et masse) en termes de sévérité des blessures. Il s'intéresse plus particulièrement à des critères relatifs à la tête, au cou et au thorax. Son modèle inclut des mannequins Hybrid III 5^{ème}, 50^{ème} et 95^{ème} percentiles en position nominale. Il arrive à la conclusion que l'optimisation des systèmes de retenue en fonction de l'anthropométrie permet un gain de sécurité important, allant jusqu'à 60 % sur le CTI* pour l'Hybrid III 5^{ème} percentile [CLU01].

Le CTI (Combined Thoracic Index) est un critère lié au thorax qui associe les valeurs maximales de déflexion (en mm) et d'accélération (en g). Les valeurs sont normées par les niveaux critiques associés, dépendant du type de mannequin utilisé.

$$CTI = \left(\frac{A_{max}}{A_{crit}} \right) + \left(\frac{D_{max}}{D_{crit}} \right) \quad (\text{Eq. I-1})$$

¹⁵ GIDAS : German In-Depth Accident Study.

Des analyses épidémiologiques ont particulièrement mis en évidence les effets du surpoids sur les blessures. Des risques accrus de blessures graves voire mortelles sont observés pour les occupants dont l'IMC dépasse la norme [MOC02].

Zhu trouve des risques de mortalité augmentés pour les hommes hors normes mais pas pour les femmes. Il calcule le rapport de chances (odds ratio*) de mortalité en fonction de l'IMC, et montre que la valeur optimale de l'IMC est 28 kg/m² (Figure I-29) [ZHU06].

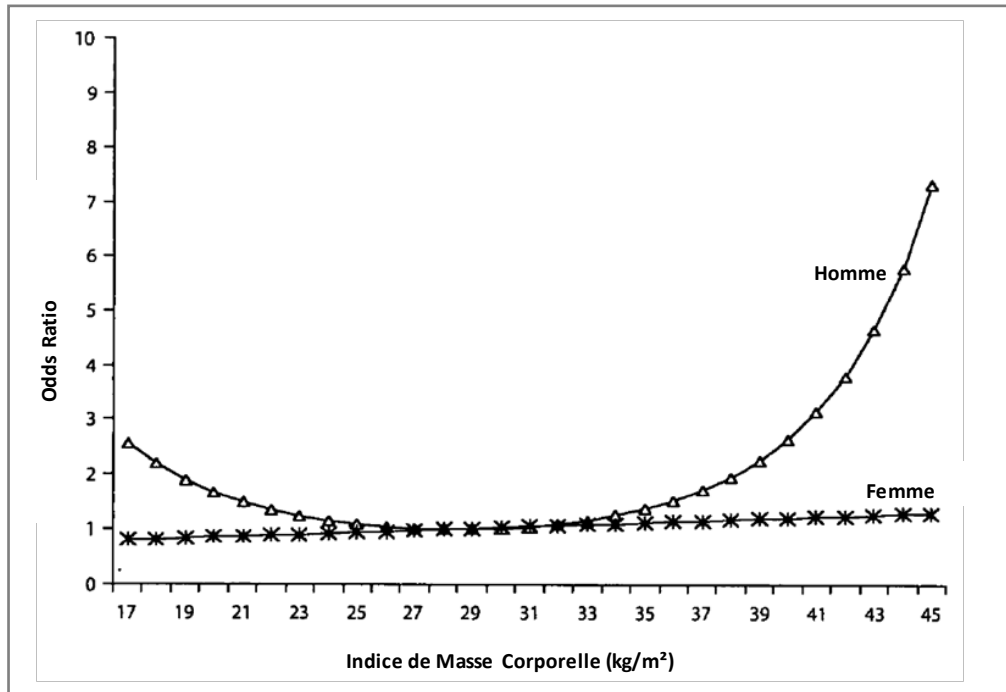


FIGURE I-29 : RISQUE RELATIF DE MORTALITÉ EN FONCTION DE L'IMC (IMC POUR L'ODDS = 28 KG/M²)

(*) Définition

Un Odds ratio (OR), également désigné comme rapport des chances, rapport des cotes ou risque relatif rapproché est une mesure statistique, utilisée en épidémiologie, permettant de mesurer le degré de dépendance entre des variables aléatoires qualitatives. Il se définit comme le rapport des chances qu'un événement arrivant, par exemple une maladie, à un groupe de personnes A arrive également à un autre groupe B. Si la probabilité qu'un événement arrive dans le groupe A est p et q dans le groupe B, le rapport des chances est :

$$OR = \frac{p/(1-p)}{q/(1-q)} \quad (\text{Eq. I-2})$$

Cormier précise que cette augmentation n'est pas répartie de manière homogène sur le corps. Wang montre que le risque abdominal est même diminué, en particulier pour les femmes en surpoids [COR08], [WAN03B].

D'une manière globale, ce risque augmenté peut être attribué à l'énergie cinétique supplémentaire que les systèmes de retenue doivent dissiper, mais aussi à la présence de comorbidités (ex : problèmes cardiaques, tension élevée).

3.2.2. RELATION ENTRE L'ANTHROPOMÉTRIE ET LA POSITION

La prise en compte de la posture des passagers d'un véhicule est nécessaire si l'on veut concevoir des systèmes réellement adaptatifs. Plusieurs études ont pour objectif de lier l'anthropométrie et la posture dans le véhicule. Beaucoup portent sur la position des conducteurs, et en moins grand nombre sur la position des passagers [REE01B], [SCH83].

Andreoni présente une méthode couplant des techniques optiques et des nappes de pression. Il dresse un panel de positions de confort, et indique que l'angle de flexion lombaire est un paramètre primordial dans ce domaine [AND02].

Mackay montre que la position d'assise est fonction de l'anthropométrie du sujet, et ne correspond pas à la position normalisée du mannequin équivalent. Dans le cas du 5^{ème} percentile, la position réelle observée (au nez) est 9,2 cm plus proche du volant que pour le mannequin (point rouge - Figure I-30). La distance réelle au volant est inférieure à 38 cm pour une femme 5^{ème} percentile [MAC98].

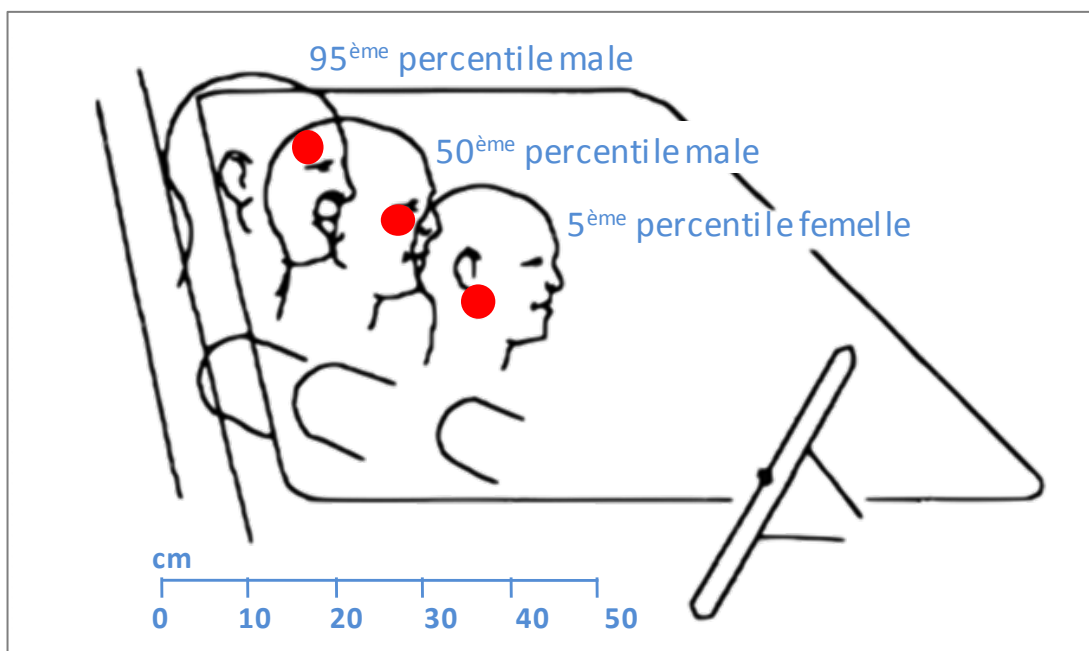


FIGURE I-30 : VARIATION DE LA DISTANCE ENTRE LA TÊTE ET LE VOLANT

Plusieurs séries d'études effectuées à l'Université du Michigan ont montré l'existence d'une corrélation entre l'anthropométrie des conducteurs et la proximité du conducteur avec le volant. L'étude regroupe les mesures effectuées sur 400 volontaires dans 19 véhicules, ce qui représente un large panel de configurations. L'équipe propose le modèle SAM¹⁶, un modèle statistique qui permet une prédiction du positionnement du conducteur en fonction de certaines classes anthropométriques et de paramètres inhérents au véhicule. Leur conclusion est qu'il est possible d'estimer la distance sujet-volant par la connaissance de l'inclinaison de l'assise, la distance volant-pédale et la stature du conducteur ($R^2=0,72$ pour des sujets mâles 50^{ème} percentile) (Figure I-31) [FLA98], [MAN98].

¹⁶ SAM : Seating Accommodation Model.

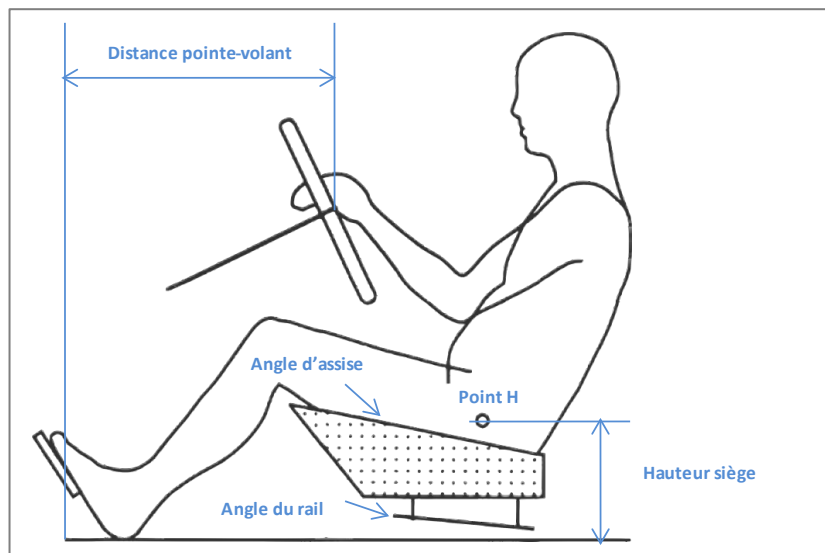


FIGURE I-31 : REPRÉSENTATION SCHEMATIQUE DES VARIABLES DE POSITION

Zhang démontre que l'estimation du positionnement des passagers en fonction du poids ne correspond pas au positionnement des mannequins de poids et de taille équivalents. Il conclut donc que les algorithmes de régulation des systèmes de sécurité basés sur la mesure du poids doivent être corrigés selon qu'ils sont validés avec des mannequins ou avec des sujets humains [ZHA06].

Schmidt effectue une méta-analyse sur les angles articulaires les plus confortables, ce qui influe sur la conception de sièges et donc sur la position de conduite. Mais il semble que le manque de standard méthodologique pour la mesure de ces angles soit source d'une grande dispersion ; pour la hanche par exemple, il recueille des valeurs de confort allant de 75° à 125° [SCH14].

La plupart de ces études analysent la variabilité de positionnement en se basant sur les paramètres du véhicule et sur les paramètres statiques du sujet. Il n'y avait pas question de refléter toute la gamme des positions qui peuvent être adoptées pendant l'activité de conduite.

3.3. INFLUENCE DES POSITIONS

La prise en compte des positions hors normes est rapidement apparue indispensable, d'autant plus que beaucoup de drames liés aux airbags, en particulier de première génération, concernaient des enfants. En effet, les premiers systèmes se sont montrés dangereux dans les cas où la position adoptée par les occupants n'est pas conforme aux conditions pour lesquelles ils ont été conçus.

Au début des années 2000, la norme FMVSS 208 est mise à jour et définit plusieurs configurations d'OOP, que les constructeurs doivent prendre en compte lors du développement des systèmes de sécurité. Ces nouvelles règles concernent les 5^{ème} percentile femmes et les enfants [NOZ04].

Au 1^{er} janvier 2009, 296 décès sont attribués aux airbags frontaux par le NHTSA, dont 191 enfants, 92 conducteurs et 13 passagers adultes [IIH10].

Prasad effectue des tests de déploiement statique sur des véhicules de 2001, avec le mannequin Hybrid enfant (6 ans) en position passager avant. Les positions reproduisent les prérogatives définies par le NHTSA :

- thorax collé à la planche de bord, face à l'airbag passager ;
- tête posée sur la planche de bord.

Il arrive à la conclusion que malgré l'emploi d'airbags LRD¹⁷, au moins un critère lésionnel dépasse le maximum autorisé pour chaque véhicule testé, en particulier sur les critères de cou (Figure I-32) [PRA03].



FIGURE I-32 : POSITIONS OOP NORMALISÉES – MANNEQUIN ENFANT DE 6 ANS

En ce qui concerne le 5^{ème} percentile femme, les positions sont définies côté conducteur :

- menton sur le module airbag ;
- menton sur le haut du volant, ce qui positionne le thorax au plus proche de l'airbag.

Les résultats qu'il obtient sont meilleurs que dans le cas du modèle enfant, mais 25 % des essais montrent un dépassement des critères pour le cou et 19 % pour le thorax.

Ces OOP sont aussi étudiés par Tylko, qui montre que les configurations de tests définies par le NHTSA ne sont pas les plus préjudiciables. En modifiant légèrement le positionnement du mannequin, elle prouve que le thorax peut être dans une configuration qui entraîne des lésions bien plus sévères, et valide ses résultats lors de tests dynamiques à basse vitesse (Figure I-33) [TYL01].

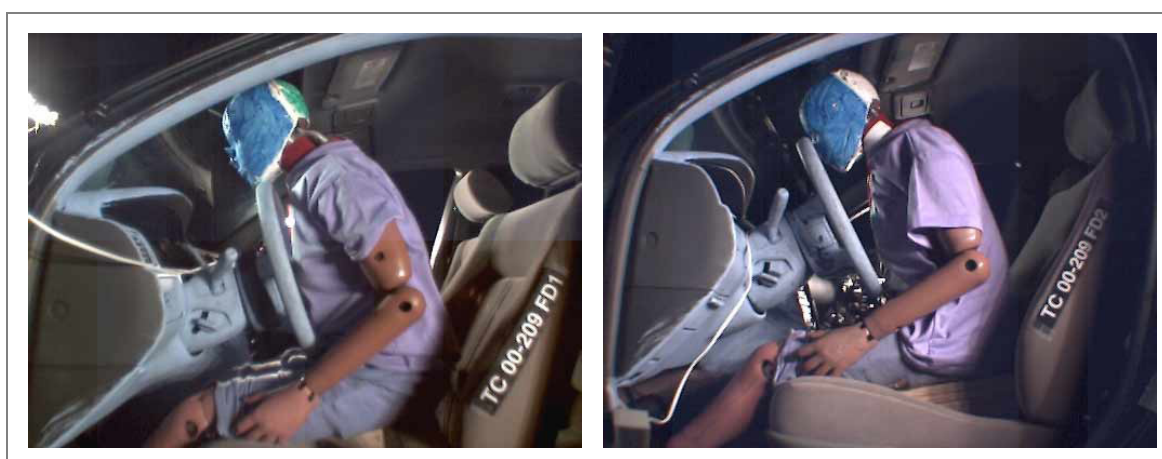


FIGURE I-33 : POSITIONS OOP NORMALISÉES – 5^{ème} PERCENTILE FEMME

¹⁷ LRD : Low Risk Deployment.

Sohr teste les airbags de dernière génération, dits « intelligents », et indique qu'il existe de nombreuses tolérances, entre autres positionnelles, liées aux tests OOP. Pour lui, ces petites variations d'entrée entraînent de gros effets [SOH07].

3.4. LES POSITIONS RÉELLES

Des études de terrain ont démontré que la complexité du problème est bien supérieure si on s'intéresse au comportement des personnes en situation de conduite, et non plus en situation statique comme dans les paragraphes précédents. Plusieurs équipes ont travaillé sur la récolte de données statistiques afin de décrire le comportement humain en situations réelles [BIN05], [MAC98].

Zhang photographie les véhicules en bord de péages, afin de définir des catégories posturales pour les passagers avant [ZHA04B].

Prism¹⁸ est un projet européen qui s'est déroulé entre 2002 et 2005 dont le but est de faciliter le développement des systèmes de retenue intelligents. Ce projet a été divisé en plusieurs tâches, dont une étude visuelle du comportement en phase de conduite. Sur six sites en Europe, des caméras ont été installées sur des ponts et en bord de route afin d'effectuer des clichés simultanés ; ceci a permis de réaliser des statistiques sur le positionnement des occupants dans le véhicule, et d'évaluer par exemple la distance entre la conducteur et le volant, en fonction du véhicule et du sexe de la personne [MIR03].

Les promoteurs de ce projet ont ensuite effectué des essais sur piste avec des passagers volontaires, accompagnés d'un pilote professionnel effectuant des freinages d'urgence et des coups de volant inopinés. L'hypothèse faite ici est que la position adoptée lors de ces manœuvres serait celle qui interviendrait au moment du crash. Durant l'expérimentation, les sujets devaient effectuer différentes actions (ex : téléphoner, régler la radio) et adopter différentes postures (ex : jambes croisées, tenue d'un mannequin enfant dans les bras). Des caméras embarquées ont permis d'enregistrer les mouvements du passager, parallèlement à des mesures accélérométriques du véhicule. Les mouvements des volontaires ont ensuite été comparés au comportement des mannequins dans les mêmes circonstances. D'un point de vue cinématique, les auteurs décrivent des différences notables, qu'ils attribuent à la rigidité des mannequins et à la contraction musculaire des volontaires (Figure I-34) [MIR04].



FIGURE I-34 : PROJET PRISM - COMPARAISON DU COMPORTEMENT DYNAMIQUE ENTRE UN MANNEQUIN ET UN HUMAIN

¹⁸ PRISM: Proposed Reduction of car crash Injuries through Improved SMART restraint development technologies.

Enfin, une troisième phase expérimentale s'est déroulée sur le simulateur de conduite du TRL. Il s'agissait d'analyser le changement de position des conducteurs face à une situation d'urgence. Durant les phases de conduite normale, il leur était demandé d'effectuer différentes tâches, comme régler la radio ou téléphoner. L'émergence d'un véhicule lors d'un croisement constituait la situation critique qui dans la majorité des cas s'est soldée par un impact « virtuel » (Figure I-35).



FIGURE I-35 : PROJET PRISM – ANALYSE DU COMPORTEMENT PRÉ-CRASH EN SIMULATEUR DE CONDUITE

Parmi les résultats obtenus sont présentées les positions des mains sur le volant au moment du crash, en fonction de l'action précédente. Il est à noter que le véhicule est une conduite à droite (Figure I-36) [TRL03].

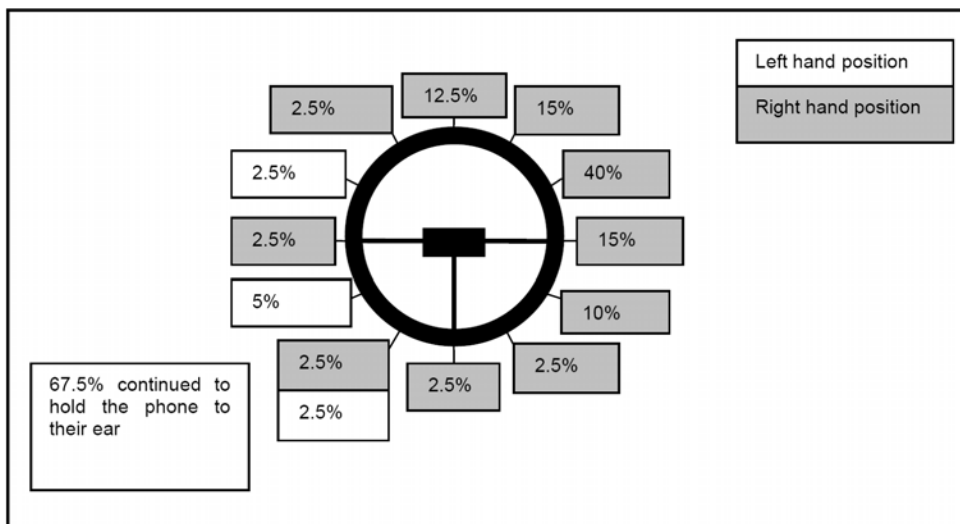


FIGURE I-36 : PROJET PRISM : DISTRIBUTION DES MAINS AU MOMENT DE L'IMPACT SUITE À L'UTILISATION D'UN MOBILE

Mackay indique que 55 % des britanniques et 70 % des américains conduisent d'une seule main, et estime que la position des mains sur le volant doit être prise en compte dans les scénarios de crash [MAC98]. En 2014, Mossey montre que la géométrie du volant a une forte influence sur la position des mains [MOS14].

En 1994, différents cas et causes d'OOP ont été répertoriés par Zuppichini [HET07], [ZUP94] :

1. *Permanent*

- posture de conduite avancée, adoptée par les individus de petite stature.

2. *Dynamique (pré impact)*

- freinage et dérapage avant le premier impact ;
- impacts multiples ;
- mouvements volontaires (ex : recherche d'objets, utilisation de l'autoradio).

3. *Partiel*

- les mains positionnées au centre du volant (« réflexe du klaxon ») ;
- posture de confort des passagers (ex : bras croisés, étirement des jambes) ;
- posture de protection comme la protection du visage avec les bras.

Kümpfbeck a étudié les positions prises par les passagers lors d'un freinage d'urgence. Il s'attarde particulièrement sur la distance entre la tête et le tableau de bord. Il affirme que les passagers avant avec une posture d'assise autre que la position standard sont exposés au risque de se retrouver très près du tableau de bord lors d'un freinage d'urgence, et de plus, qu'une combinaison avec une manœuvre de déviation augmente ce risque. Il propose d'étudier deux autres formes d'OOP qui, pour des raisons de sécurité, n'ont pu être expérimentées : le passager posant ses pieds sur le tableau de bord, et le passager plié vers l'avant, avec la tête proche des genoux [KUM99].

3.5. LES MESURES « TEMPS RÉEL »

Historiquement, l'accent a été mis sur la détection du crash. L'évolution technologique a permis de faire évoluer le domaine vers une meilleure discrétisation du type et de la magnitude du crash. L'adaptabilité des systèmes de sécurité s'est donc initialement basée sur ces informations. Mais plus récemment, de nombreuses études ont montré la nécessaire prise en compte de la diversité morphologique et du comportement des occupants.

Trois champs d'investigation émergent de cette nécessité :

- La détection simple de la présence de l'occupant ;
- La classification des occupants, en fonction de leurs invariants anthropométriques ;
- La prise en compte de la posture, variable dans le temps.

3.5.1.1 Détecter la présence de l'occupant

Le rôle de ce type de capteur est de déterminer la présence ou non d'un occupant sur le siège, ce qui évidemment ne concerne pas le conducteur. Ce système déjà implanté sur de nombreux véhicules se base sur plusieurs technologies. La plus simple, vérifie simplement par un contact électrique le bouclage de la ceinture de sécurité. Mais ce système mis en défaut lors du non-respect du bouclage de ceinture, est généralement remplacé par une détection directe intégrée dans le siège : elle consiste en un simple contacteur situé dans l'assise ou en une mesure de poids simplifiée calibrée sur un niveau prédéterminé.

L'intérêt de ce type de détection est de désactiver l'airbag si le siège est vide. Ceci peut réduire de manière drastique le coût des réparations en cas d'accident mineur ne nécessitant pas la mise au rebut du véhicule. Un deuxième avantage est de limiter le risque de traumatismes auditifs dus à la détonation du module pyrotechnique, massivement répertoriés dans les études épidémiologiques [KLA04].

3.5.1.2 Déterminer la catégorie de l'occupant

Les nouvelles règles édictées par le NHTSA (FMVSS208) quant à la prise en compte des OOP, des sièges enfants et des airbags LRD ont entraîné l'essor des techniques de classification des occupants. Ces systèmes OCS¹⁹ optimisent la chronologie et la puissance des systèmes de sécurité à mettre en œuvre, en fonction de l'occupant présent sur le siège.

Deux facteurs sont déterminants pour la classification des occupants : la taille et la masse des occupants. Plusieurs technologies de mesure peuvent alors être couplées pour déterminer ces paramètres.

En ce qui concerne la taille, l'hypothèse est souvent faite que la position du siège est liée à la taille de l'individu. Mais cette hypothèse, tout à fait valable pour le conducteur de par le contact avec les pédales et le volant, est moins universelle pour le passager avant. Des capteurs plus évolués utilisent des capteurs à mesure de champs, par exemple de type ultrasonore afin de déterminer ce paramètre de manière plus robuste.

Pour l'évaluation du poids de l'occupant, deux technologies émergent : les mesures ponctuelles (ex : jauges) et les nappes de pression.

Le système iBolt de l'équipementier Bosch est un exemple du premier type de mesure. Il s'intègre entre la glissière de réglage, et la structure du siège. Basé sur l'effet Hall, il permet par un positionnement aux quatre coins du siège d'effectuer une pesée, et même d'estimer la position de l'occupant par rapport au centre de l'assise (Figure I-37) [STR04].

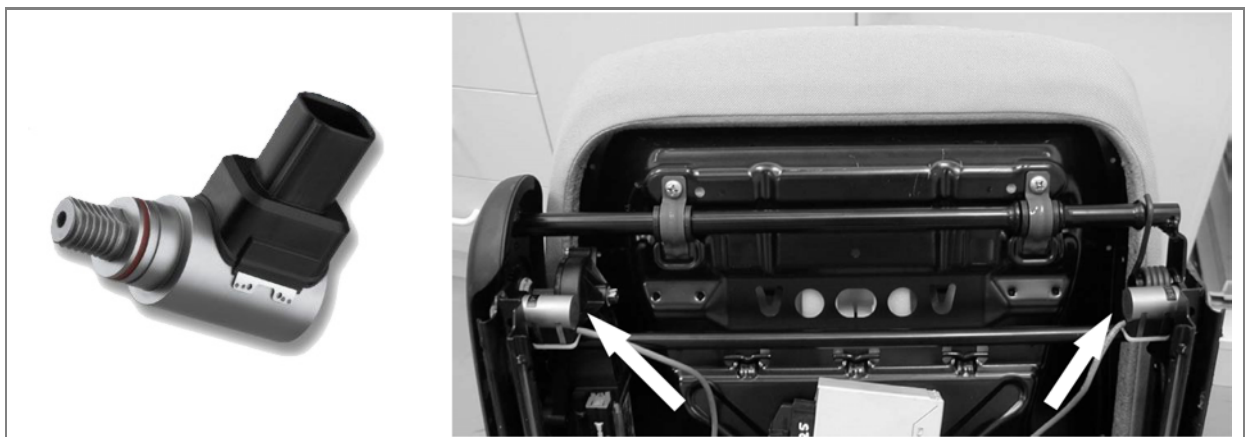


FIGURE I-37 : SYSTÈME IBOLT - [STR04]

Des systèmes équivalents existent sur la base de jauges de déformation intégrées dans la structure du siège [SAK04].

¹⁹ OCS : Occupant Classification System.

Certains véhicules très haut de gamme intègrent des nappes de pression, avec une meilleure définition spatiale que les équipements précédents. Même si le coût d'un tel équipement est très supérieur, il laisse aussi entrevoir de plus grandes possibilités d'asservissement des systèmes de retenue (Figure I-38).



FIGURE I-38 : NAPPE DE PRESSION - [BIL99]

Billen prouve que cette technologie permet de déterminer correctement le type d'occupant [BIL99]. Reed montre qu'il est même possible d'en estimer la position globale sur le siège (Figure I-39) [REE01A].


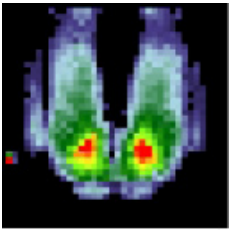
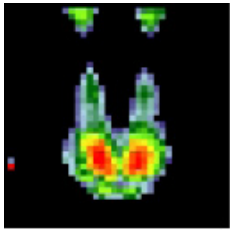

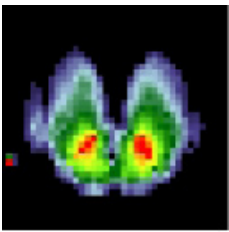
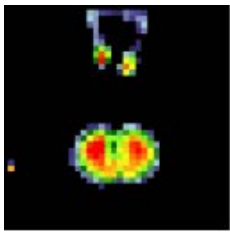

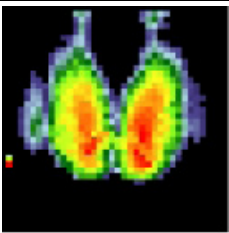
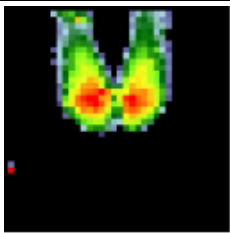

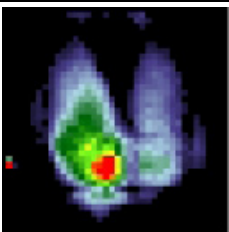
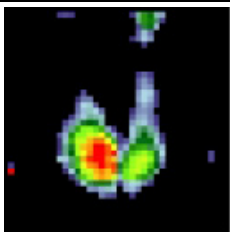
Posture	Petite femme	Enfant de 6 ans
Normal 		
Genoux relevés 		
Penché en avant 		
Penché sur le côté 		

FIGURE I-39 : MESURE DE PRESSION SUR L'ASSISE EN FONCTION DU TYPE ET DE LA POSITION DE L'OCCUPANT

En ce qui concerne les sièges pour enfants, Pewinski indique que leur empreinte sur une nappe de pression est caractéristique [PEW01]. Anishetty propose d'intégrer des puces de type RFID dans leur structure, ce qui permettra leur détection directe par le siège du véhicule [ANI00].

À l'heure actuelle, les systèmes OCS se basent sur des anthropométries de type 5^{ème}, 50^{ème} et 95^{ème} percentiles, ainsi que sur les caractéristiques associées aux enfants afin de déterminer la meilleure stratégie sécuritaire à employer. Mais plus que le nombre de configurations prises en compte, c'est à l'heure actuelle la robustesse des systèmes qui prime. En 2004, Daimler-Chrysler définit trois catégories d'occupant sur le siège passager avant : enfant de moins de 17 kg, enfant jusque 45 kg et adulte au-dessus de 45 kg [ICA04].

3.5.1.3 Déterminer la position de l'occupant

Le défi technologique est ici bien plus grand. Il s'agit de déterminer à chaque instant, et plus particulièrement juste avant un crash, la position de l'occupant dans le véhicule. Les systèmes de sécurité adaptatifs de la prochaine génération devront donc avoir la faculté de s'adapter en temps réel aux caractéristiques invariantes des occupants mais aussi à leurs mouvements dans le véhicule.

La robustesse des systèmes est ici un challenge difficile à réussir ; le nombre de positions qui peuvent être prises par les occupants semble illimité.

De nombreuses études ont été publiées sur le sujet, afin d'évaluer les qualités et défauts de chacune des technologies envisagée [BEV99], [BRE94].

- L'infrarouge [LAM98], [STE99].

Cette technologie repère les occupants au travers de leur émission dans l'infrarouge, c'est-à-dire par les radiations émises de par leur chaleur. Cette technologie a de nombreux défauts dont :

- la détection est mise en défaut en présence de vêtements (blousons) et sous les climats chauds où la température ambiante rejoint celle des individus ;
- la caractérisation imprécise des positions ; il est par exemple très difficile de différencier les faces antérieure et postérieure d'un individu par cette technique.

- Le laser.

Il s'agit ici d'illuminer l'occupant avec un faisceau laser, et de le « scanner » afin de connaître sa position. Ceci peut être effectué par plusieurs méthodes (temps de vol, triangulation), couramment employées dans les systèmes de rétro-ingénierie. Ce type de technologie est rapide et fournit des images de bonnes précisions. Mais son coût prohibitif est pour l'instant un frein à son développement.

- Le radar.

Les systèmes radar exploitent les ondes radio, et mesurent le temps de vol entre l'émission et la réflexion du signal afin d'estimer la distance de l'objet. On peut y adjoindre une mesure Doppler pour mesurer la vitesse de la zone visée. Les défauts de cette technologie sont comme pour le laser son coût, et une certaine méconnaissance de l'effet long terme de ces longueurs d'onde sur la santé.

- Les perturbations de champs électriques (capacitance) [BEV02], [JIN97], [KIT98], [PAJ03].

La présence d'un corps humain dans un champ électromagnétique perturbe ce dernier. En couplant plusieurs électrodes émettrices et réceptrices dans la structure du siège, il est possible de définir la position globale de l'occupant. Mais cette technique ne peut mesurer la position des membres, trop distants du siège. De plus, la sensibilité d'un tel système est très difficile à régler, en fonction par exemple de la présence de matériaux métalliques (armature d'un siège d'enfant).

- Les ultrasons [BRE94].

Ce système est actuellement le moins onéreux à mettre en place. Encore une fois, le temps de vol des ondes, mais cette fois sonores, est utilisé pour mesurer la position des occupants. La longueur d'onde est ici bien plus basse que pour les lasers et les radars d'où sa précision plus faible. Mais elle est suffisante pour le problème considéré ; il a été prouvé que cette technologie permet de différencier les faces antérieure et postérieure des occupants (Figure I-40).

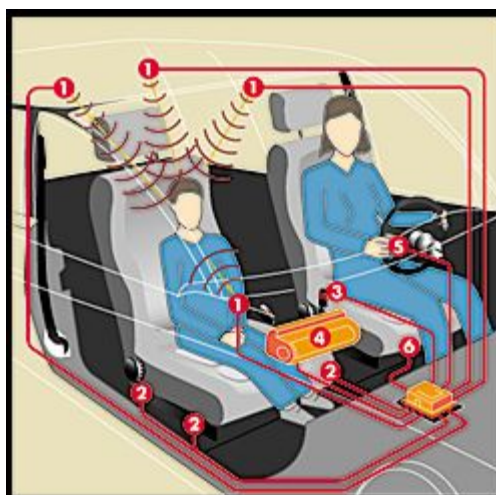


FIGURE I-40 : DÉTECTION PAR ULTRASONS - AUTOLIV

- L'optique [BOV98], [RAM00], [RIE02], [SCH07B].

Cette méthode emploie des caméras placées à différents endroits stratégiques dans le véhicule, afin de reconstruire une image tridimensionnelle de l'intérieur du véhicule. Mais l'emploi de cette technologie en situation de crash pose des difficultés liées à l'éclairage, en particulier pour la conduite nocturne qui nécessite des projecteurs infrarouges. La présence d'objets ou de vêtements brillants est aussi un paramètre qui rend difficile la détection des contours.

- Mesure par nappes de pression [BEC01].

Cette technique emploie des technologies déjà présentées que sont les nappes de pression. Mais la discrétisation spatiale qu'elles autorisent est ici utilisée pour déterminer la position de l'occupant dans le siège. Becker couple cette méthode avec les mesures par capacitance ; malheureusement, il estime ce système incapable de déterminer précisément toutes les positions de l'occupant.

- Mesure par contacteurs [HET07], [HET08].

Dans sa thèse, Hétier propose un algorithme qui permet de déterminer la position du conducteur à partir de contacteurs binaires situés à différents endroits stratégiques du véhicule. Ces capteurs sont positionnés par exemple dans le volant, le levier de vitesse et les pédales. L'algorithme décisionnel élimine les positions erronées en fonction des positions de l'instant précédent. La confrontation de son modèle avec des essais sur simulateur a donné de bons résultats. Mais des situations restent non identifiables, comme le lâcher simultané du volant par les deux mains.

3.6. VERS UNE PRISE EN COMPTE DES EFFORTS MUSCULAIRES

La tension musculaire influence fortement la dynamique des occupants lors d'une collision. En effet, Les charges appliquées aux articulations sont modifiées, et donc les couples articulaires. De plus, la contraction musculaire, en particulier dans le cas de contractions concentriques et excentriques*, modifie la géométrie des groupes musculaires et donc l'inertie des membres concernés. De nombreuses études impliquant des essais sur volontaires à basse vitesse, des essais en simulateur et des modélisations numériques ont démontré ces effets [CHO05], [EJI09].

(*) Définitions

• Lorsque la force interne (développée par le muscle) est supérieure à la force externe (ou résistance), la force musculaire peut mobiliser les pièces osseuses sur lesquelles sont attachées les tendons et il y a rapprochement des segments autour d'une articulation donnée. En d'autres termes, le muscle se contracte tout en se raccourcissant : il s'agit d'une **contraction concentrique**.

• Lorsque la force interne et la force externe sont d'intensité égale, le muscle ne peut se raccourcir malgré une contraction d'intensité maximale. On parle de **contraction isométrique** (pas de variation de longueur) que l'on trouve dans le travail statique utilisé dans le maintien postural par exemple.

• Lorsque la force interne est inférieure à la force externe, la première ne peut s'opposer à la seconde, et ce malgré le fait que le muscle est contracté de façon maximale. Le muscle va alors être contracté tout en étant allongé, ce que l'on qualifie de **contraction excentrique**.

Le deuxième effet de la tension musculaire est d'augmenter le stress sur le système musculo-squelettique, de par l'augmentation des charges internes, mais aussi par la modification des niveaux d'interactions entre l'occupant et le véhicule. L'effet de cette tension musculaire sur le niveau des blessures est moins documenté. Ceci s'explique par un problème de faisabilité ; il est en effet possible de placer des mannequins ou des cadavres dans des positions quelconques lors d'un crash-test, mais il n'est pas aisé de reproduire une contraction musculaire dans les mêmes conditions.

Les études accidentologiques ont montré que 50 % des conducteurs ont le temps de se contracter avant un impact [PET98]. En Grande-Bretagne, les rapports post-accident révèlent que 25 % des conducteurs ont le temps de freiner, ce qui est détecté par les traces de gomme au sol [THO95]. Des essais sur pistes et sur simulateurs ont montré que la plupart des conducteurs ont le temps d'anticiper l'imminence de l'accident, et donc de se contracter avant l'impact [KAS03], [PER01], [TRL03].

Il est donc important d'intégrer ce paramètre lors de la conception des systèmes de sécurité passive. Ceci implique le développement de modèles musculo-squelettiques et donc la mise en place des expérimentations sur volontaires, afin de définir les niveaux d'efforts mis en jeu pour chaque partie du corps.

En 1968, Armstrong effectue des tests de décélération (15 g) sur des volontaires retenus par une ceinture trois points. Ses mesures montrent que la part de l'énergie transférée à la ceinture ventrale correspond à 26 % de l'énergie cinétique totale, contre 55 % pour l'énergie absorbée par les jambes [ARM68]. Begeman mesure des efforts statiques appliqués aux pédales jusque 1 300 N [BEG80]. Les études effectuées en simulateur ont montré des forces de freinage allant de 140 N à 1 500 N lors d'un freinage d'urgence, pour une moyenne de 750 N [MAN97]. Ceci correspond à un effort de 1 800 N au niveau du tendon d'Achille, soit approximativement 25 % de la tolérance en compression du tibia [FUN01].

Les travaux de Behr confirment ces valeurs, à la fois sur simulateur de conduite et sur véhicule roulant. Au moyen de mesures électromyographiques, il détermine les groupes musculaires concernés par l'action de freinage ; le but est d'implémenter la tonicité musculaire des membres inférieurs dans les modèles numériques de l'être humain [BEH10].

L'intérêt porté aux membres inférieurs s'explique par la forte fréquence de traumatismes constatés chez les survivants de crashes automobiles. Funk indique que cette zone du corps est la plus lésée juste après la tête, ce qui correspond à 30 % des blessures en cas de choc frontal. La généralisation des ceintures de sécurité et des airbags conducteurs a fait chuter la mortalité et le nombre de traumatismes graves du haut du corps. Pithioux estime donc logiquement que les membres inférieurs seront les plus sujets aux traumatismes dans les années à venir [PIT05].

Même s'ils sont moins nombreux, d'autres travaux s'intéressent à l'influence de la contraction réflexe sur le haut du corps. En 1995, Klopp effectue des simulations numériques grâce auxquelles il montre que la contraction musculaire des membres inférieurs limite le déplacement du corps sur le siège. Il valide ses résultats expérimentalement, en appliquant des pré-charges à hauteur des genoux sur des mannequins et des sujets SHPM²⁰ [KLO95].

Ejima effectue des essais à faible décélération (0,2 g à 1 g) sur des volontaires contractés et relâchés. Son étude comprend à la fois une analyse du mouvement et des mesures électromyographiques. Il montre une différence de déplacement de la tête significative, qui passe de 200 mm pour un sujet relâché à 50 mm pour un sujet contracté (1 g). Dans le cas d'un relâchement initial, l'activation musculaire commence 100 ms après le début de la décélération, pour atteindre son maximum au bout de 200 ms. [EJI09].

Choi effectue des tests similaires sur un chariot installé sur un plan incliné. Au moyen de mesures d'efforts externes et de mesures électromyographiques, il estime les couples appliqués aux articulations des volontaires. Il utilise ces résultats pour corréliser son modèle numérique de système musculo-squelettique (Figure I-41) [CHO05].

²⁰ SHPM : Sujet Humain Post Mortem.

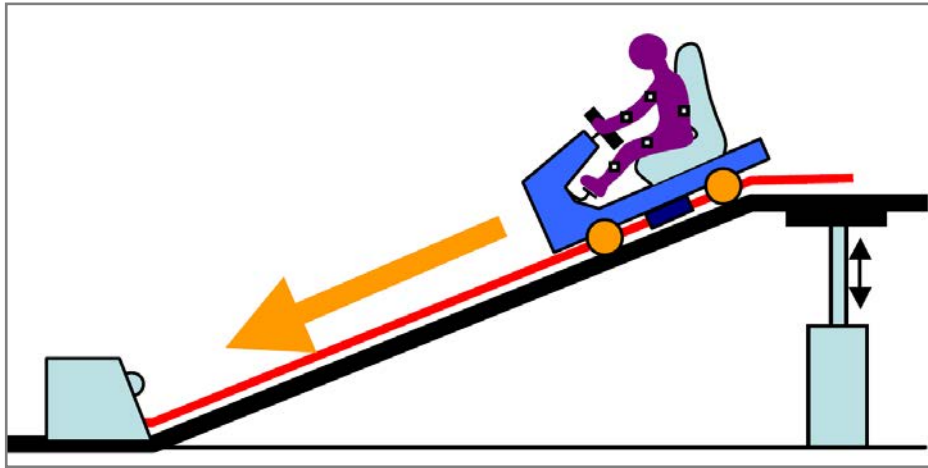


FIGURE I-41 : CHARIOT DE TEST SUR PLAN INCLINÉ - CHOI

Des essais à haute vitesse ont été effectués en 1975 par Smith. Il soumet des volontaires à des impacts violents, correspondant à un crash à 48 km/h contre un mur. Les sujets sont liés au chariot par une ceinture à quatre points, l'intérieur de l'habitacle est protégé contre les chocs secondaires, et enfin un airbag est déclenché. Il est demandé aux participants de se contracter durant l'essai. Une des conclusions de l'étude est que les traumatismes mesurés sont négligeables par rapport aux mesures effectuées sur des mannequins dans les mêmes conditions d'essais. Mais les conditions de sécurité mises en place dans cette étude sont difficilement transposables à un véhicule roulant. Malgré tout, on note une importante différence en termes de cinématique entre les humains contractés et les mannequins. Au niveau temporel, cette contraction musculaire entraîne un retard de couplage entre le corps et l'airbag, avec une différence de l'ordre de 20 ms [CRA03] [SMI75].

Ces différentes études confirment l'importance de la prise en compte des efforts musculaires dans le développement et l'asservissement des systèmes de sécurité passive. Mais ceci implique la mesure de l'état de contraction musculaire de l'occupant en temps réel, ce qui reste un challenge non résolu.

4. LA BIOMÉCANIQUE

La biomécanique correspond par définition à l'application des lois de la mécanique et des principes d'ingénierie aux êtres vivants. Dans le domaine du crash, on parle de biomécanique de l'impact en ce qui concerne l'étude de la réponse du corps humain soumis à une charge définie.

Dans les années 50, le colonel John Paul Stapp, médecin de l'US Air Force mène de nombreuses campagnes d'essais pour connaître les tolérances humaines dans ce domaine [SCH07A]. Il impose à son propre corps des accélérations de l'ordre de 50 g au moyen d'un chariot sur rail propulsé par un moteur de fusée afin de constater les traumatismes qui en découlent (Figure I-42).

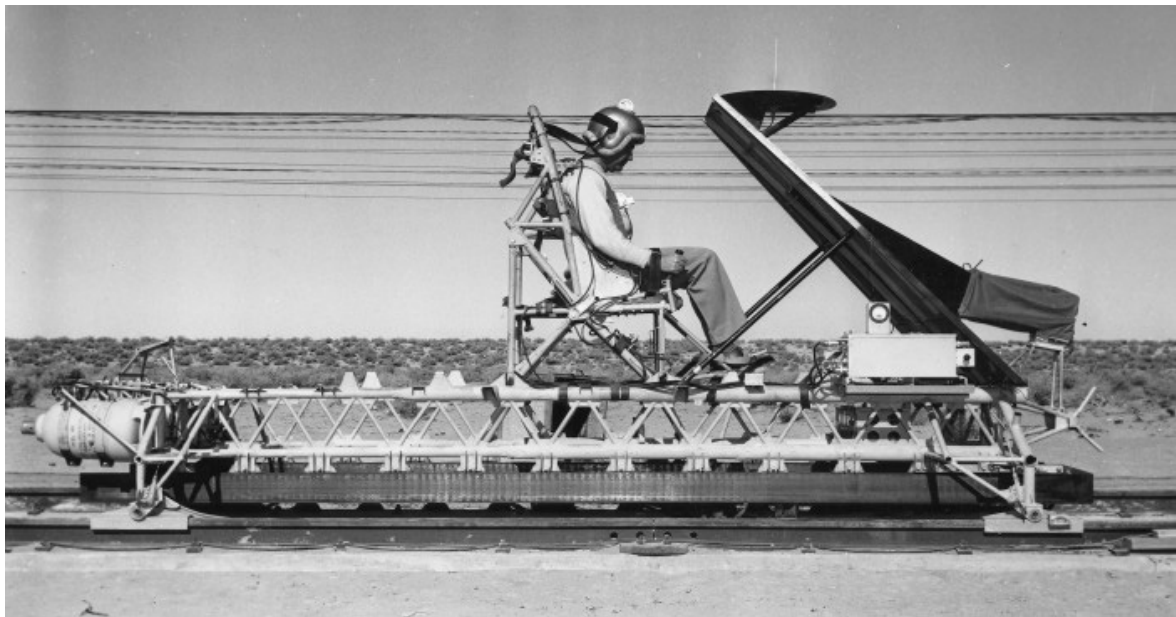


FIGURE I-42 : JOHN PAUL STAPP

De nombreuses campagnes expérimentales menées au cours du XX^{ème} siècle ont permis à cette discipline de se doter d'outils comparatifs afin d'analyser un impact et ses conséquences.

La plupart des essais étant effectués avec des mannequins, il n'est pas possible de relier directement les charges appliquées aux passagers du véhicule avec les blessures encourues. Les recherches dans le domaine de l'accidentologie ont malgré tout permis de déterminer des critères, permettant d'estimer la résistance du corps humain à l'impact. Ces critères permettent d'évaluer la sévérité possible d'un choc, par la mesure de forces, d'accélération, de déformations. En général, ces critères s'appliquent plus particulièrement à la tête, au cou et au thorax qui représentent les zones les plus sensibles. Les critères de blessure permettent donc d'extrapoler des lésions à partir de la connaissance de valeurs physiques. Ces critères sont en général associés à des niveaux de tolérance qui représentent des maximums admissibles en termes de charge [NAT07].

Ces critères sont souvent confondus avec les niveaux de blessure, qui sont des échelles de mesure de l'importance d'un trauma. Essentiellement utilisées dans le secteur médical et en accidentologie, elles ont pour but d'effectuer un pronostic, au regard de blessures. Ces systèmes de mesure sont particulièrement utilisés lors de catastrophes, pour trier de manière systématique les blessés en fonction de la gravité apparente de leur état.

4.1. LES CRITÈRES DE BLESSURE

4.1.1. LA TÊTE

Les blessures de la tête sont responsables de 50 000 décès et de près d'un million d'hospitalisations par an aux États-Unis. Les accidents automobiles sont responsables de la moitié de ces lésions [MCH04].

La tête est un système complexe, constitué de trois parties principales : la peau, le crâne, et le contenu du crâne. Cette dernière partie est bien évidemment constituée de l'encéphale, mais aussi d'une enveloppe protectrice, les méninges, et de nombreux vaisseaux sanguins (Figure I-43).

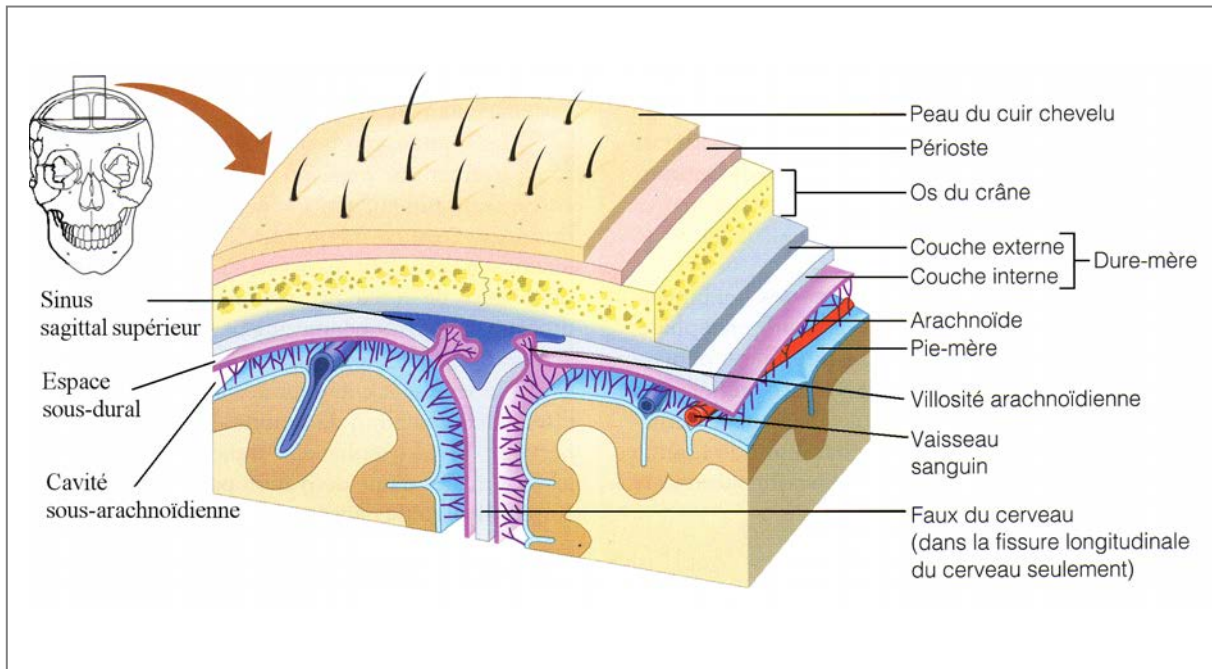


FIGURE I-43 : COUPE DU CRÂNE

Les dommages occasionnés à la peau peuvent être superficiels ou profonds, et incluent la contusion, la lacération et l'abrasion (coup de racloir). Les blessures du crâne correspondent à des fractures qui peuvent être ouvertes ou enfoncées. Enfin, les dommages causés à l'intérieur du crâne peuvent être le résultat d'une pénétration dans la boîte crânienne (par exemple crâne enfoncé) ou d'un mouvement brusque, correspondant à une forte accélération. La grande complexité de la tête entraîne un nombre très important de dommages possibles.

Classer les traumatismes de la tête est donc une tâche difficile ; de nombreux critères ont été développés, afin de déterminer la probabilité de blessure de manière systématique.

En 1965, Swearingen classe les différentes zones de la face en fonction de leur résistance à l'impact sur une surface déformable (Figure I-44) [SWE65].

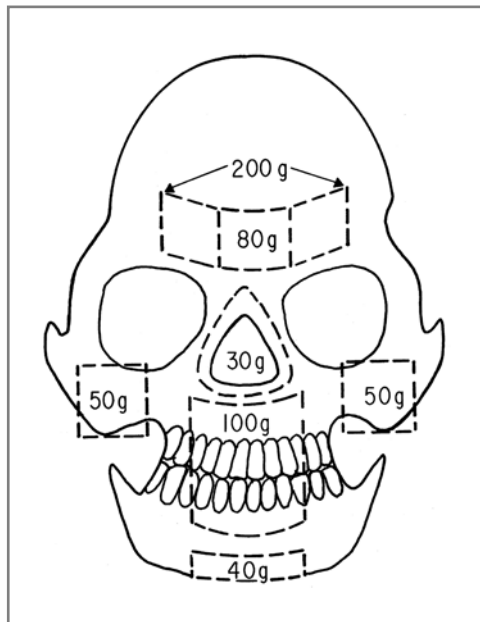


FIGURE I-44 : FRAGILITÉ DE LA FACE PAR ZONES SELON SWEARINGEN

Dans les années 60 aux États-Unis, des observations effectuées sur des cadavres, des animaux et des volontaires ont permis de définir une courbe de tolérance à la fracture du crâne et par extension aux traumatismes cérébraux. Cette relation est connue sous le nom de Courbe de Tolérance de l'État du Wayne (WSTC), de par la provenance des chercheurs qui l'ont définie. Elle met en relation l'accélération (en g) en fonction de sa durée d'application (en s) (Figure I-45) [YOG05].

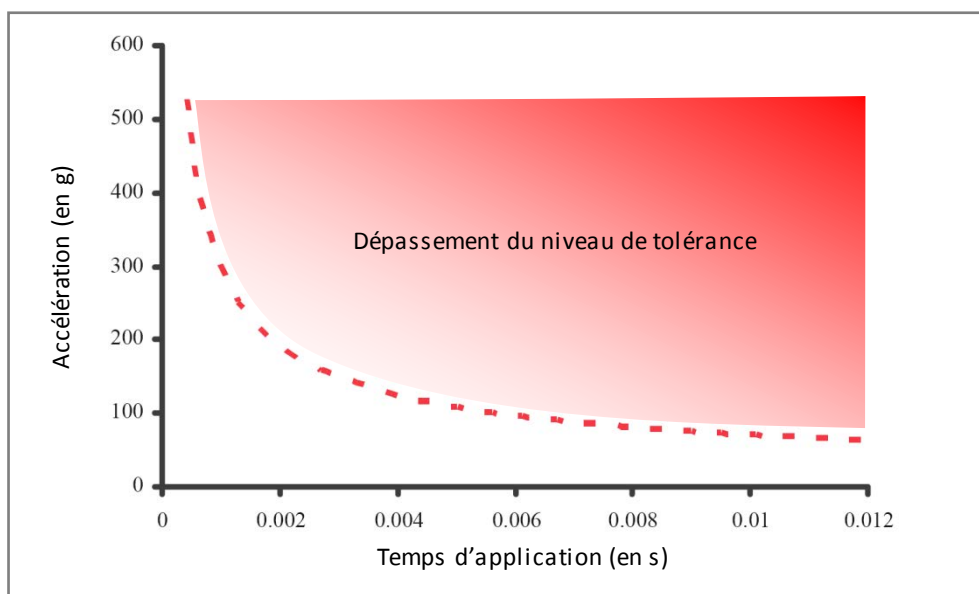


FIGURE I-45 : WSTC CURVE

De par l'hétérogénéité des données source et la non prise en compte des mécanismes en cause, l'utilisation de ce critère impose de grandes précautions. Cette courbe ne traduit donc qu'une éventualité de commotion. Malgré tout, la plupart des critères appliqués à la tête en découlent.

- GSI : Gadd Severity Index [GAD66], [SPI01].

En 1961, Gadd utilise la WSTC dans le but de développer un critère seuil. Il souligne que l'accélération moyenne et le pic ne sont pas suffisants pour prédire les lésions à la tête. Ainsi, deux chocs avec des accélérations moyennes identiques, mais des formes différentes sont incomparables. Gadd recherche donc un critère prenant en compte l'accélération et le temps d'application de celle-ci, et propose pour cela d'intégrer le signal. De plus, il constate que le risque lésionnel n'est pas une fonction linéaire de l'impulsion et propose d'appliquer un facteur de puissance supérieur à 1 sur l'accélération. Se basant sur la courbe WSTC, il montre que le facteur de puissance est de l'ordre de 2,5. Ce critère est connu sous le nom de Gadd Severity Index (GSI).

$$GSI = \int_0^T a^{2,5} . dt < 1\ 000 \quad (\text{Eq. I-3})$$

où T représente la durée de l'impulsion en secondes, et a l'accélération en g.

La tolérance à 1 000 découle des résultats de Eiband en 1959 et Swearingen en 1965. En 1971, Gadd différencie les chocs avec et sans contact. Dans ce dernier cas, il porte la tolérance à 1 500.

- HIC : Head Injury Criterion [CIC06], [MCH04], [VER71].

En 1971, Versace analyse la relation entre la WSTC et le GSI. Suite à ses travaux, le NHTSA suggère en 1972 que le GSI soit remplacé dans le FMVSS²¹ n°208 par un critère, aujourd'hui très utilisé, le Head Injury Criterion, ou HIC, qui se base sur la norme de l'accélération linéaire du centre de gravité de la tête.

$$HIC(t_2 - t_1) = \max_{t_1, t_2} \left(\left(\frac{\int_{t_1}^{t_2} a . dt}{(t_2 - t_1)} \right)^{2,5} \times (t_2 - t_1) \right) < 1\ 000 \quad (\text{Eq. I-4})$$

L'expression est calculée entre t_1 et t_2 , définis pour donner la valeur maximum de HIC. Ces valeurs temporelles sont aussi importantes que la valeur du HIC lui-même, car elles donnent une indication sur la forme de l'impulsion.

En 1986, le NHTSA propose de limiter la fenêtre de calcul à 36 ms tout en gardant la tolérance à 1 000. L'agence reconnaît que les tests ont démontré que la probabilité de blessures lors d'impacts « longs » est faible, mais dans une démarche prudente, ne veut pas modifier de manière significative le ratio acceptable/non-acceptable correspondant au HIC illimité. Cette limite correspond à une accélération moyenne sur un choc long de 60 g [KLE98].

La fenêtre affecte fortement les résultats, et les résultats de tests NCAP²² et FMVSS 208 ont amené l'agence à proposer une nouvelle limite temporelle de 15 ms au début des années 2000. Associée à une tolérance de 700, cette limite est plus appropriée pour des chocs violents avec contact [EPP99], [EPP00].

²¹ FMVSS : Federal Motor Vehicle Safety Standards.

²² NCAP : New Car Assessment Program.

L'utilisation courante du HIC ne doit pas faire oublier que l'on n'y considère que l'accélération linéaire (pas de prise en compte des rotations), et qu'il n'est valable que pour des impacts violents et courts.

Bien d'autres critères existent (ex : Gambit, HICd), fonction du type de chargement de la tête, mais il serait fastidieux et inutile de les décrire tous ici. Ils sont d'ailleurs fort bien documentés dans la littérature où il est aisé de trouver les formules applicables à la situation étudiée [CIC06].

4.1.2. LE COU

Le cou est une zone très fragile du corps humain. Il constitue une articulation entre le corps et la tête, et subit donc tous les efforts transmis entre ces deux parties. La tête humaine pèse en moyenne 4 kg, ce qui représente une charge très sévère pour le cou en cas de forte décélération.

La résistance du cou n'est pas homogène et varie suivant les directions et les modes de sollicitation (Figure I-46). Les moments admissibles sont par exemple bien supérieurs en flexion (vers l'avant) qu'en extension (vers l'arrière).

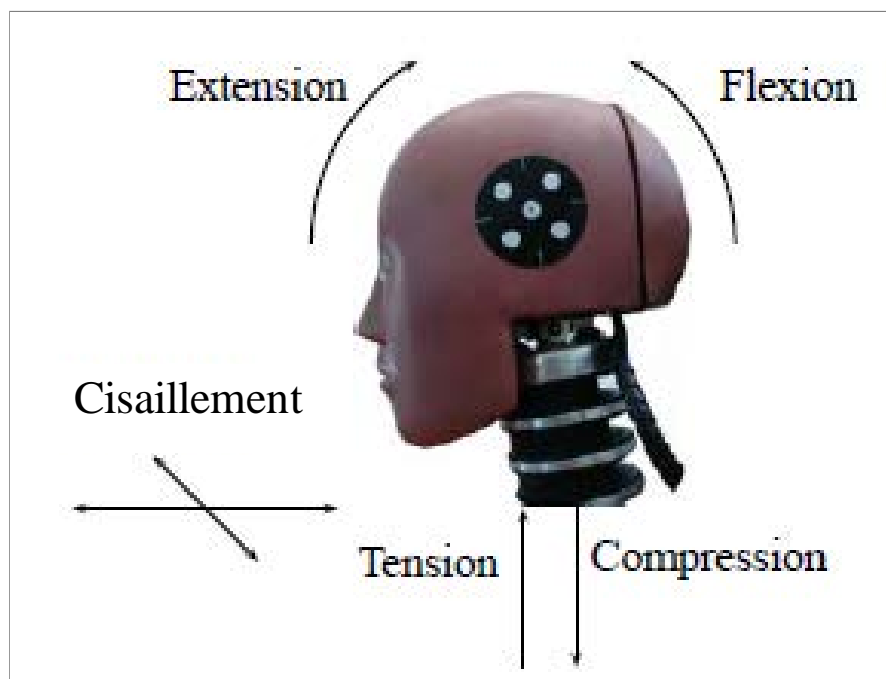


FIGURE I-46 : MODES DE SOLLICITATION DU COU

Tout comme pour la tête, différents critères ont été développés afin de caractériser au mieux les risques associés à chaque type d'impact. Les valeurs limites pour chaque type de sollicitation varient en fonction du type de mannequin considéré, de la norme (FMVSS, ECE²³), et pour certains critères du temps d'application de la charge.

²³ ECE : Economic Commission for Europe.

- Le Nij (Normalized Neck Injury Criterion)

Le Nij est un critère qui combine les efforts et les moments, normés par rapport à des valeurs critiques dépendantes du percentile considéré (Tableau I-2).

Dummy Type	F _{zc} [N] Tension	F _{zc} [N]* Compression	M _{yc} [Nm] Flexion	M _{yc} [Nm]* Extension
Hybrid III; male 50%	6806	-6160	310	-135
Hybrid III; female 5%	4287	-3880	155	-67

TABLEAU I-2 : VALEURS CRITIQUES POUR LE NIJ

Les moments critiques correspondent à des valeurs limites au niveau du condyle occipital. Les cellules de mesure utilisées dans les mannequins ne donnent pas directement ces valeurs, et il est donc nécessaire de calculer le MOC (total Moment about Occipital Condyle). Ce calcul s'effectue par transport des moments :

$$Moc_y = M_y - (D \cdot F_x) \quad (\text{Eq. I-5})$$

Et

$$Moc_x = M_x + (D \cdot F_y) \quad (\text{Eq. I-6})$$

M_y et M_x sont les valeurs de couples mesurées par la cellule (Upper Neck), F_x et F_y les forces, et D est la distance entre l'axe du capteur et l'axe du condyle. Cette distance est variable en fonction du mannequin et de la cellule utilisés (0,01778 m pour les Hybrid III 50^{ème} percentile / norme SAE²⁴ J1727).

Quatre types de sollicitations combinées sont définis, comme le résume le tableau suivant (Tableau I-3).

N _{ij}	Forces	Moments
N _{CF}	Compression (F<0)	Flexion (vers l'avant – M>0)
N _{CE}		Extension (vers l'arrière – M<0)
N _{TF}	Tension (F>0)	Flexion (vers l'avant – M>0)
N _{TE}		Extension (vers l'arrière – M<0)

TABLEAU I-3 : COMBINAISON DES EFFORTS ET MOMENTS DU CRITÈRE NIJ

²⁴ SAE : Society Automotive Engineers.

Chaque valeur de N_{ij} , c'est-à-dire chaque combinaison de force et de moment est calculée par :

$$N_{ij} = \frac{F_i}{F_{i \text{ crit}}} + \frac{M_j}{M_{j \text{ crit}}} < 1 \quad (\text{Eq. I-7})$$

La norme définit qu'aucune des quatre valeurs obtenues ne doit dépasser 1.

4.1.3. LE RESTE DU CORPS

Il existe une multitude de critères pour la plupart des zones du corps. Ces travaux s'attardent tout particulièrement aux blessures situées au niveau de la tête et du cou, et nous nous limitons donc ici à exposer les critères utiles à la compréhension de ce mémoire. Mais il existe des critères associés à chaque partie du corps : tête, cou, thorax, abdomen, bassin, cuisse, genou, jambe.

4.2. ÉCHELLES DE GRAVITÉ

De nombreuses échelles de codage des blessures ont vu le jour, afin de pouvoir les hiérarchiser et effectuer des diagnostics rapides et systématiques. Elles sont en général basées sur la mesure de paramètres physiologiques, ou la constatation de blessures, elles-mêmes notées et pondérées. L'association de ces différentes valeurs permet alors d'effectuer le pronostic.

- AIS (Abbreviate Injury Scale)

L'AIS a été conçu pour être utilisé par le profane. Pour cela, il existe un dictionnaire de toutes les blessures, répertoriées par segment corporel et qui permet de noter un trauma de manière systématique. Cette note varie de 1 (blessure mineure) à 6 (non traitable) (Tableau I-4).

AIS	SEVERITE
0	aucune
1	mineure
2	modérée
3	sérieuse
4	sévère
5	critique
6	maximale (entraînant souvent la mort)

TABLEAU I-4 : NOTATION AIS

L'échelle est couramment employée pour évaluer les blessures des accidentés de la route, mais sa non-continuité et sa non-linéarité lui sont souvent reprochées : une blessure AIS=4 ne "vaut pas" deux blessures AIS=2.

Bien d'autres méthodes ont été développées ; la plupart découlent de l'AIS, et pallient en partie ses défauts. Le lecteur pourra se reporter aux annexes (§5.1) pour plus de détails.

4.3. LES CRASH-TESTS

L'évaluation de la sécurité des véhicules nécessite la mise en place de tests de crash. L'évolution des moyens informatiques a permis de repousser ce type d'essai plus tard dans le développement des véhicules et donc de diminuer leur nombre. Mais bien que ces tests soient très coûteux, ils restent le seul moyen de mesurer précisément le niveau de sécurité qu'on peut attendre d'un véhicule.

Les organisations officielles ont défini divers tests représentatifs des situations présumées comme les plus courantes ou les plus critiques (ECE pour l'Europe et FMVSS pour les USA). Les crash-tests sont devenus très médiatiques après la fondation de l'EuroNCap en 1997. Cette organisation indépendante est financée par la FIA (Fédération Internationale de l'Automobile), par plusieurs associations de consommateurs et maintenant par plusieurs états européens.

Elle a pour objectif de rendre compréhensible les crash-tests, et utilise pour cela un système de notation gradué. Les tests EuroNcap sont basés sur les normes ECE mais avec des conditions de test qui peuvent être plus sévères.

Parmi les tests les plus courants, on peut citer :

- Le test du chariot/ choc latéral : un chariot ou "bélier", avec structure frontale déformable, est lancé à 50 km/h (30 mph) et heurte l'automobile côté conducteur (vitesse ECE et EuroNCap identiques).
- Le test du poteau ou "pole test" : ce test est introduit par l'EuroNCap au début de l'année 2000 en particulier pour tester la protection latérale apportée par les airbags de type "rideau" sur la tête du conducteur. On lance la voiture à 29 km/h (18 mph, sur une plateforme) contre un poteau de diamètre 25,4 cm (10 pouces), fixe, censé représenter un arbre par exemple ou un poteau électrique. Le poteau relativement étroit induit une pénétration importante dans le côté de la voiture.
- Le choc contre piéton : ces tests sont effectués pour reproduire des accidents faisant intervenir des piétons, adultes et enfants. Comme pour d'autres tests, celui-ci est basé sur les directives de l'EEVC. Suite à l'impact qui se produit à 40 km/h (25 mph), on évalue les points d'impact et la force du choc sur les mannequins et sur les voitures.

Mais le type de test qui est abordé plus spécifiquement dans ce mémoire est le choc frontal. En ce qui concerne la zone européenne, deux tests principaux existent (Figure I 47) :

- Depuis 1995, le test d'impact frontal s'effectue sur une barrière déformable décalée, pour obtenir 40% de recouvrement du côté conducteur. Ce test est représentatif d'un impact décalé de deux véhicules identiques. La présence de la barrière déformable permet de tenir compte du mouvement qu'aurait le véhicule impacté. Règlementairement, la norme ECE-R94 impose un impact à 56 km/h, alors que l'EuroNCap effectue ce test à 64 km/h.

- Plus récemment, un test frontal à 100% de recouvrement et à 50 km/h a été mis en place. Alors que le test à 40% de recouvrement est plus sévère pour la structure, ce deuxième test semble mieux adapté pour l'évaluation des systèmes de retenue. En ce qui concerne le conducteur, le test réglementaire impose l'emploi d'un mannequin Hybrid III 50^{ème} percentile, alors que l'EuroNcap emploie un mannequin 5^{ème} percentile.

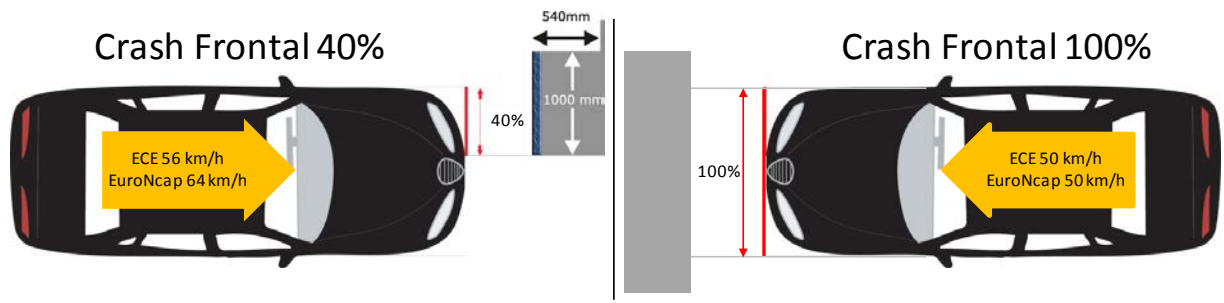


FIGURE I-47 : TYPES DE CRASH-TESTS FRONTAUX (ECE ET EURONCAP)

4.4. LES MANNEQUINS DE CRASH

4.4.1. GÉNÉRALITÉS

Comme beaucoup de technologies, les mannequins de crash trouvent leur origine dans l'industrie aéronautique. Les spécialistes du domaine parlent d'ATD (Anthropomorphic Test Device). En 1949, Samuel W. Alderson, au sein du laboratoire Alderson Research Labs (ARL) et de la société Sierra Engineering, développe un modèle connu sous le nom de Sierra Sam. Ce mannequin, de type 95^{ème} percentile mâle, est alors utilisé par l'US Air Force pour tester les systèmes d'éjection d'avions de chasse (Figure I-48) [AGA96], [FTS10B].

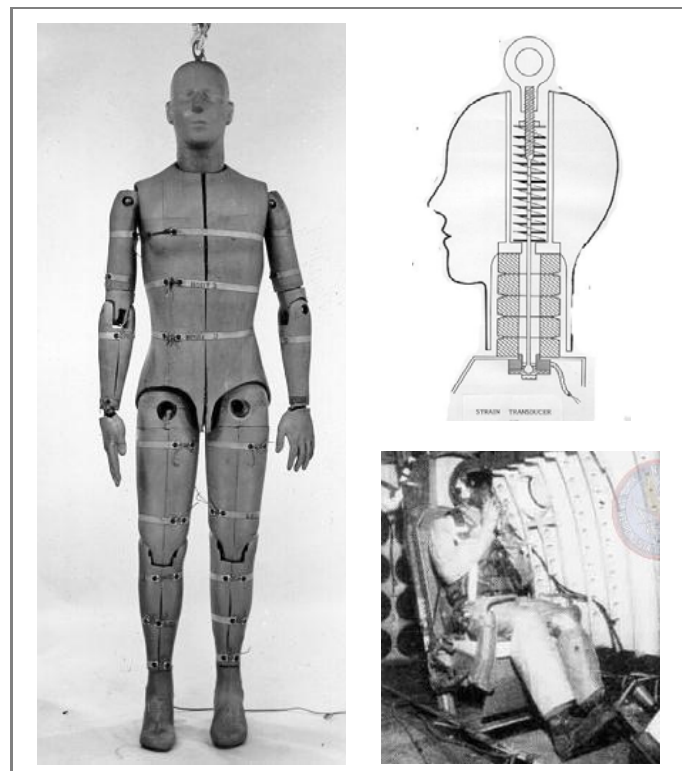


FIGURE I-48 : SIERRA SAM

Ce mannequin permet alors d'évaluer des situations extrêmes, non admissibles pour l'humain et de valider l'efficacité des casques et des harnais des pilotes.

Dans les années 50, Alderson et Grumman extrapolent un modèle utilisé à la fois pour l'automobile et l'aviation. Dès lors, Alderson fait évoluer son modèle spécifiquement pour GM et Ford (VIP-50), et produit ensuite un autre modèle, Sierra Stan. Mais GM ne trouvant aucun des deux modèles satisfaisant, les combine pour proposer l'Hybrid I en 1971. Plus petit que les modèles précédents, l'Hybrid I est de type 50^{ème} percentile.

En 1972, l'Hybrid II apporte de nombreuses améliorations, en particulier en ce qui concerne les genoux, les épaules et la colonne vertébrale. Il devient le premier mannequin respectant les prérogatives FMVSS, et permet alors de tester les ceintures de sécurité.

En 1976 l'Hybrid III améliore la biofidélité du thorax et du cou, et augmente le nombre de capteurs implantés (Figure I-49).

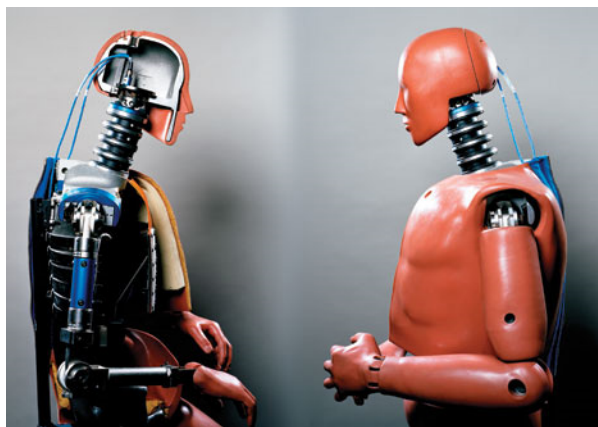


FIGURE I-49 : HYBRID III

En 1988, Humanetics et SAE développent l'Hybrid III 5^{ème} et 95^{ème} percentiles.

Les mannequins anthropomorphiques Hybrid III existent pour trois catégories de population adulte et trois tailles d'enfants :

- 50^{ème} percentile : 1,75 m, 80 kg (50 % de la population est en dessous)
- 95^{ème} percentile : 1,90 m, 100 kg (95 % de la population est en dessous)
- 5^{ème} percentile : 1,45 m, 50 kg (5 % de la population est en dessous)
- Enfants : 3, 6, 10 ans.

D'autres mannequins existent pour l'étude des chocs latéraux (EuroSID), pour les chocs arrière (BioRID) et pour les chocs piétons (Polar). Enfin, des modèles d'enfant en bas-âge ont été développés afin de tester les systèmes de retenue qui leur sont spécifiques (Crabi).

Les mannequins sont perpétuellement améliorés et chaque laboratoire peut développer des sous-ensembles en fonction de ses besoins. Il existe de nombreuses adaptations de la face (mesure du contact), du cou et du thorax. Le modèle Thor, considéré comme le successeur de l'Hybrid III, inclut un grand nombre de ces améliorations.

4.4.2. L'HYBRID III

Le mannequin qui nous intéresse dans cette étude est l'Hybrid III, utilisé actuellement pour les tests frontaux. Il est constitué d'un squelette d'acier et d'une peau en caoutchouc.

La tête est faite d'aluminium recouvert de caoutchouc. À l'intérieur, trois accéléromètres sont positionnés perpendiculairement, chacun fournissant les valeurs d'accélérations linéaires subies par le cerveau lors d'un crash.

Le cou flexible contient des appareils de mesure des efforts de flexion, de torsion, de cisaillement et de traction.

Les côtes en acier sont équipées d'un capteur qui mesure la déflexion thoracique. Un accéléromètre triaxial est aussi implanté à ce niveau, de même qu'à hauteur du bassin.

La partie haute des jambes reçoit des cellules d'effort au niveau des fémurs, afin d'estimer les risques de fractures. Un capteur genou glissant, est utilisé pour mesurer les efforts transmis par cette articulation, en particulier lors de chocs sur la face inférieure du tableau de bord.

Sur la partie basse des jambes, des capteurs mesurent la flexion, le cisaillement, la traction et la compression, permettant d'évaluer les risques de lésion du tibia et du fibula (Figure I-50).

Les bras sont rarement instrumentés car lors d'un accident, ils volent en tous les sens, et bien que des dommages sérieux soient rares, il semble difficile d'assurer une protection efficace en ce qui les concerne [DEN10], [FTS10A].

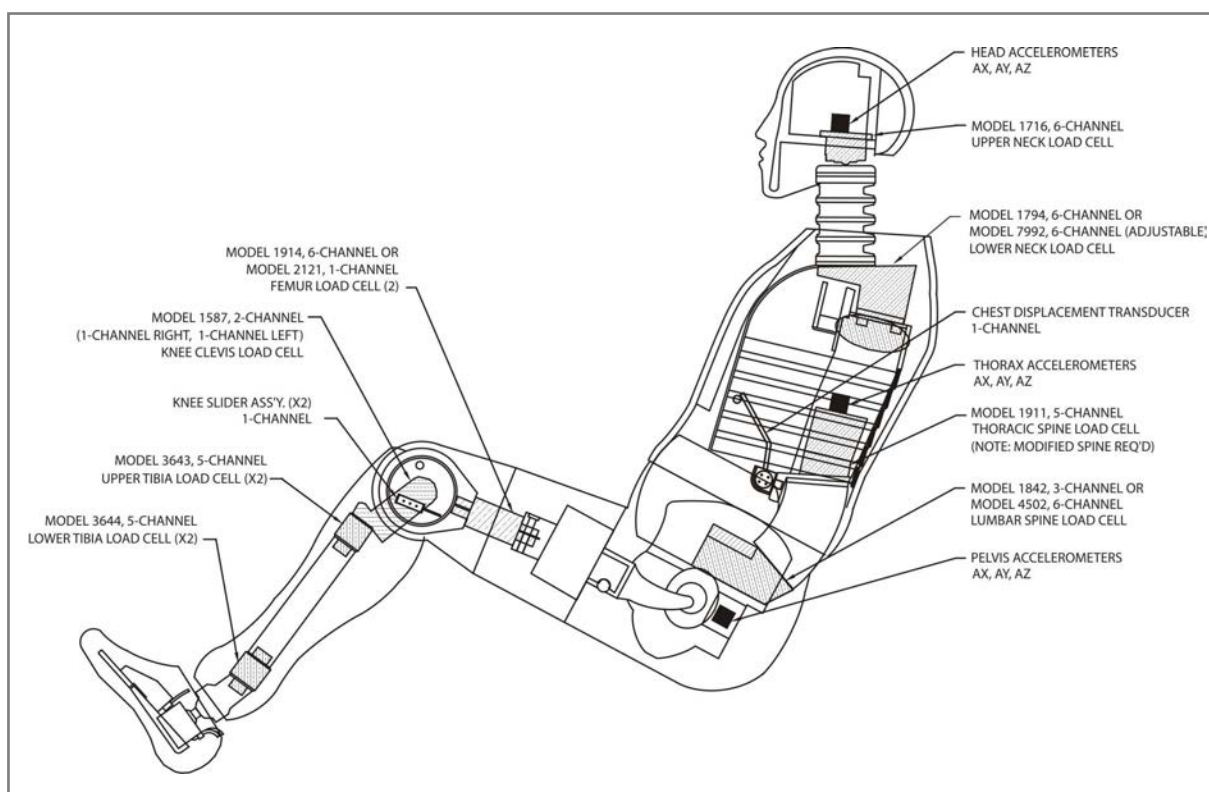


FIGURE I-50 : INSTRUMENTATION DE L'HYBRID III [DEN10]

5. ANNEXES DE CHAPITRE

5.1. COMPLÉMENTS SUR LES ÉCHELLES DE GRAVITÉ

- AIS Maximum (MAIS)

Le MAIS est défini comme l'AIS maximum mesuré chez le blessé ayant subi des lésions multiples, et permet une évaluation globale des polytraumatisés.

- Score de Sévérité des Lésions (ISS)

Ce score 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 ou pelviens, membres ou ceinture pelvienne, téguments). Cette échelle permet de prendre en compte la non-linéarité de l'AIS.

$$ISS = (AIS1)^2 + (AIS2)^2 + (AIS3)^2 \quad (\text{Eq. I-8})$$

où

AIS1 est l'AIS le plus grave
AIS2 est l'AIS le plus grave d'une autre région corporelle que celle de l'AIS1
AIS3 est l'AIS le plus grave d'une autre région corporelle que celle des AIS1 et AIS2

- PODS (Score De Probabilité De Décès)

Cette évaluation introduite en 1981, retient les deux AIS les plus élevés, pondérés, ainsi que l'âge du blessé.

$$POD = e^x / (1 + e^x) \quad (\text{Eq. I-9})$$

où

$x = 2,2 (AIS1) + 0,9 (AIS2) - 11,25 + C$
Ou si l'âge est connu : $x = 2,7 (AIS1) + 1,0 (AIS2) + 0,06 (AGE) - 15,4 + C$
Avec : $C = -0,764$ (pour les voitures)

- OIC (Occupant Injury Classification)

Chaque lésion est ici affectée d'un code à 5 caractères : les quatre premiers caractères donnent des détails à propos de la localisation de la blessure et le dernier caractère spécifie l'AIS associé à la blessure.

- GCS (Glasgow Coma Scale)

Cette échelle de gravité est plus spécialisée que l'AIS puisqu'elle s'applique uniquement pour des blessures de la tête. Elle mesure l'altération de la conscience du sujet à partir de sa réponse motrice à des stimulations, sa réponse verbale et l'ouverture de ses yeux. Le score est obtenu par addition des trois valeurs cotées de 1 à 5.

GCS	AIS DE LA TETE
15	1
13-14	2
9-12	3
5-8	4
<5	5

TABLEAU I-5 : COMPARAISON ENTRE LE SCORE DE GLASGOW ET L'AIS-TÊTE

Ce codage a été reconnu comme étant fiable pour l'évaluation de l'état de conscience du sujet et comme prédictif de mortalité. Il est facilement reproductible d'un examinateur à l'autre, validé pour l'utilisation par les personnels paramédicaux, à condition d'être utilisé en suivant un protocole de stimulation strict.

- The Modified Injury Severity Scale (MISS)

La combinaison des mesures AIS et GCS est référencée sous le nom de MISS.

- Liaison entre les critères et les échelles

Il n'existe malheureusement pas de lien direct entre les critères lésionnels et les échelles de blessures, mais des courbes spécifiques basées sur des modèles statistiques ont été définies. On peut citer pour exemple les courbes de Prasad/Mertz qui permettent de comparer le critère HIC_{15} et la probabilité de survenue d'un AIS (Figure I-51) [HAD07], [NHT97].

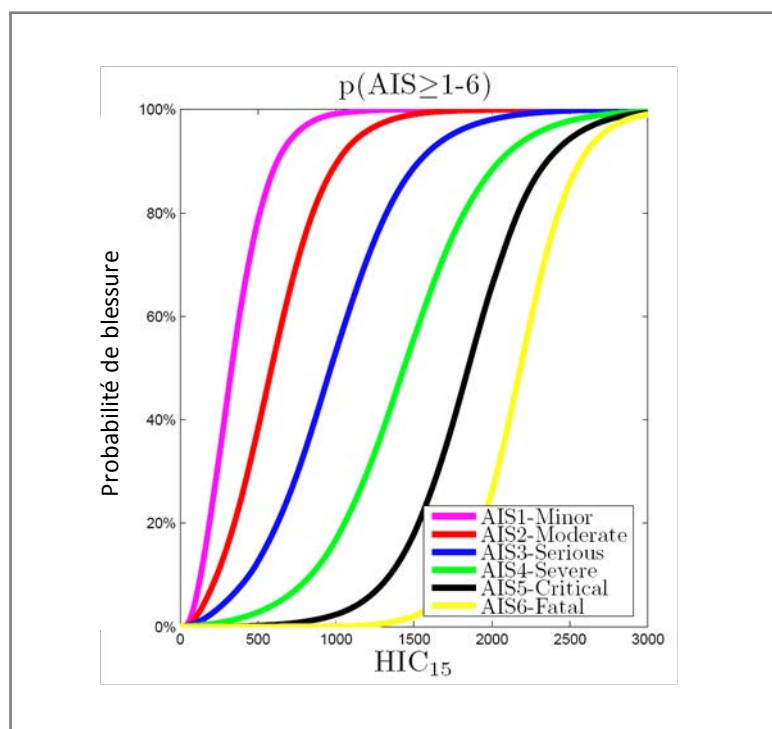


FIGURE I-51 : COMPARAISON HIC-AIS.

5.2. LES MODÈLES NUMÉRIQUES DE L'ÊTRE HUMAIN

La prise en compte des spécificités humaines dans les tests de crash impose l'emploi de Sujets Humains Post Mortem. Ceci pose de nombreux problèmes d'ordre éthique. Le don de corps à la science est assez peu répandu à travers le monde (principalement France, USA). Le nombre de sujets disponibles est limité, et leur distribution statistique n'est pas homogène (personnes âgées).

De plus, ces essais sont très lourds à mettre en place de par l'instrumentation nécessaire à chaque essai.

Ces différentes considérations ont amené les chercheurs à développer des modèles numériques de l'être humain, ce qui permet de reproduire numériquement toutes les situations imaginables, sans limitation d'ordre quantitatif.

Les principales caractéristiques du modèle Humos, qui est utilisé dans cette étude, sont décrites ci-après. Bien qu'il ne soit pas question ici d'exposer en détail tous les modèles existants, les plus usuels seront cités à titre informatif.

-**Le modèle Humos** (Human Model for Safety), développé depuis 1997 par un consortium européen est une représentation d'un homme 50^{ème} percentile en position de conduite. Sa version améliorée, créée en 2002, comporte les morphologies représentatives des 5^{ème}, 50^{ème} et 95^{ème} percentiles. Ces modèles comportent le squelette (avec une différenciation de l'os spongieux et de l'os cortical), des muscles, des organes internes et des ligaments (Figure I-52) [HAL09], [TNO10].



FIGURE I-52 : MODÈLE HUMOS.

Comme indiqué précédemment, d'autres modèles existent, dont :

-Le modèle **WSU** de la Wayne State University [DUP07] ;

-Le **Lab-model**, issu de la collaboration entre le LAB, le CEESAR, l'ENSAM et l'INRETS [HAU04] ;

-Le **H-Model**, développé par la Hong-ik university (Seoul), par l'Integrated Professional System International (IPS-I) et par le groupe ESI [HAU04].

-Le modèle **Thums** (Total Human Model for Safety), développé par la société Toyota Motor Corporation [TOY10]

-Le modèle du **JAMA** (Japan Automobile Manufacturers Association), combinaison des modèles Thums pour la partie supérieure du corps humain et des H-model pour la partie inférieure [SUG05]

-Le modèle de **TAKATA - Automotive Systems Laboratory**, qui reprend les principales propriétés du modèle développé par la WSU sur lequel un raffinement du maillage a été réalisé. [ZHA05].

Devant l'ampleur de travail que représente le développement d'un modèle numérique de l'être humain, un consortium international a été mis en place en 2000 afin de développer un humain virtuel dont la biofidélité sera particulièrement respectée. Le **GHBM** (Global Human Body Models) consiste en une famille d'humains virtuels, des enfants aux personnes âgées [GHB07]. Le projet a été décomposé en sous-thèmes, parmi lesquels on peut citer le programme de recherche Thomo ; un des objectifs était de développer un modèle de thorax prenant en compte la géométrie des côtes et intégrant les mécanismes de rupture [THO10].

5.3. CARACTÉRISTIQUES DES MANNEQUINS DE CRASH

Les tableaux suivant résumant les différents mannequins couramment utilisés lors des tests de crash (Tableau I-6).

Adult Dummies for Frontal / Rear Impact



	Weight (kg)	Height (cm)	Instruction for Calibration
Hybrid II 50 % Male	74,4	90,7	CFR 49 Part 572, Subpart B
Hybrid III 5 % Female	49,1	78,7	SAE Engineering Aid 25 CFR 49 Part 572, Subpart O
Hybrid III 50 % Male	77,7	88,4	CFR 49 Part 572, Subpart E 1999/98/EG
Hybrid III 95 % Male	101,2	93,5	SAE Engineering Aid 26
BioRID II	77,7	88,4	User Manual

Adult Dummies for Side Impact



	Weight (kg)	Height (cm)	Instruction for Calibration
Eurosid 1	72,0	90,4	Eurosid 1 Certification Procedure 96/27/EG, ECE R-95
ES-2	72,0	90,9	FTSS - User Manual / ECE R-95
ES-2 re	72,0	90,9	CFR 49 Part 572, Subpart U NPRM
US-SID	76,7	89,9	CFR 49 Part 572, Subpart F
US-SID/Sid-H3	77,2	89,9	CFR 49 Part 572, Subpart M
SID IIs	44,5	79,0	User Manual
SID IIs FRG	44,0	78,7	CFR 49 Part 572, Subpart V NPRM
World SID	74,9		User Manual

Children Dummies

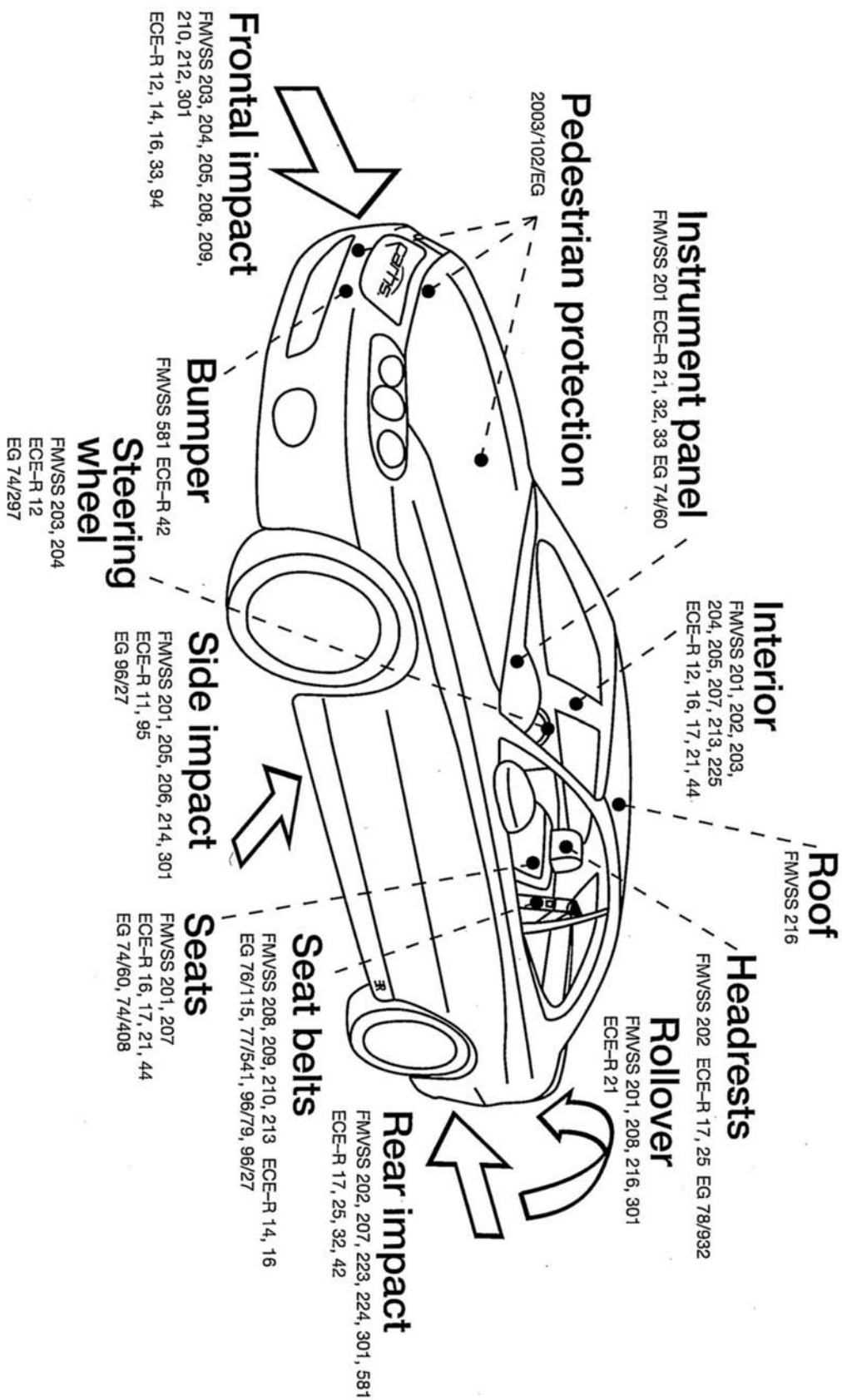


SafetyWissen by carhs

	Weight (kg)	Height (cm)	Instruction for Calibration
P0, P $\frac{3}{4}$, P6, P10	3,4 - 32,0	34,5 - 72,5	User Manual
P3	15,0	56,0	User Manual
P1½	11,0	49,5	P1½ User Manual
Q3	14,5	54,4	Q3 User Manual
Q6	23,0	63,6	Q6 User Manual
CRABI 12m	10,0	46,4	CFR 49 Part 572, Subpart R
Hybrid II - 3 Year	15,1	57,2	CFR 49 Part 572, Subpart C
Hybrid II - 6 Year	21,5	64,5	CFR 49 Part 572, Subpart I
Hybrid III - 3 Year	16,7	54,6	CFR 49 Part 572, Subpart P
Hybrid III - 6 Year	23,4	63,5	CFR 49 Part 572, Subpart N

TABLEAU I-6 : MANNEQUINS UTILISÉS DANS LES CRASH-TESTS

5.4. NORMES DES CRASH-TEST



6. RÉSUMÉ DU CHAPITRE

Ce premier chapitre dédié à l'étude bibliographique a permis de mettre en évidence la richesse de la recherche dédiée à la sécurité automobile.

Une première partie traite de l'essor et de l'évolution des simulateurs depuis le début du XX^{ème} siècle, et plus particulièrement des simulateurs de conduite. À l'origine rudimentaires, ces dispositifs permettent aujourd'hui d'atteindre un niveau de réalisme visuel particulièrement avancé, mais aussi un ressenti des accélérations jusqu'à 0.5g pour les plus évolués.

Le modèle de simulateur utilisé dans le cadre de cette thèse a été évalué par le LAB (GIE PSA-Renault) et comparé à des essais sur piste, dans le cadre d'une étude sur le freinage d'urgence. Il a été montré que le comportement des conducteurs face à une situation d'urgence est comparable dans le cadre d'une simulation et sur piste, jusqu'à 500 millisecondes après le début du freinage. En revanche, après ce délai, les biais de perception modifient les résultats.

Dans la deuxième partie sont décrites les différentes formes de sécurité automobile, et tout particulièrement la sécurité passive.

La première phase de la sécurité passive consiste en la détection de l'accident. La méthode classique, basée sur la mesure des accélérations nécessite entre 10 et 25 millisecondes pour un choc frontal. La percée des technologies de détection à distance laisse entrevoir la possibilité de prévoir avec certitude un choc imminent jusqu'à 5 mètres avant le contact. Pour un impact avec une vitesse relative de 260 km/h, ceci représente une avance de l'ordre de 100 millisecondes sur les technologies habituelles.

Nous nous attardons ensuite sur les systèmes de retenue. En France, la ceinture est obligatoire depuis 1973 mais pas les airbags. Malgré tout, la quasi-totalité de la production automobile en est équipée, entre autres parce que sa présence est obligatoire aux USA. Mais contrairement aux modèles américains, les airbags européens sont conçus en tant que Système de Retenue Supplémentaire (SRS) en complément de la ceinture de sécurité à limiteur d'effort. Leur développement a été long ; alors que les premiers concepts datent du début du XX^{ème} siècle, il a fallu attendre 1980 pour une utilisation en série. Depuis, trois générations d'airbags ont vu le jour, avec une puissance diminuée jusqu'à 35% puis avec une prise en compte de positions atypiques pour les enfants et les femmes de petite taille. Malgré tout, les positions testées restent en nombre limité.

Dans une troisième partie, nous avons constaté que la recherche est très active en ce qui concerne la prise en compte des individualités dans le domaine de la sécurité automobile.

Les chercheurs étudient en particulier les conséquences de la variabilité anthropométrique, des positions de conduite réelles et des contractions musculaires. Évidemment, les technologies liées aux airbags sont concernées. De nombreux traumatismes leur sont attribués, bien que difficiles à confirmer dans certains cas. La plupart des blessures graves surviennent en cas d'utilisation de l'airbag sans ceinture, comme c'est encore le cas dans certains états des USA. Ces traumatismes concernent les yeux, le système cardio-respiratoire, les oreilles, la face, le crâne et le rachis cervical.

Mais ce sont les membres supérieurs qui présentent les traumatismes les plus nombreux. Ceci semble lié à la liberté de mouvement des membres supérieurs ainsi qu'à une position de conduite trop avancée.

Ce premier chapitre se termine par la description des outils et des protocoles dont la biomécanique des chocs s'est dotée afin de quantifier les risques de blessures.

Chapitre II. COMPORTEMENT HUMAIN EN SITUATION DE CRASH

Le but de cette campagne est d'obtenir des informations permettant d'analyser le comportement des conducteurs face à l'imminence d'un accident simulé.

Dans ce deuxième chapitre, l'étude expérimentale effectuée sur le simulateur de conduite est décrite de manière particulièrement détaillée. Le jeu de données qui en est issu pourra ainsi être utilisé pour d'autres analyses que celles effectuées dans le présent document.

Tout d'abord, le simulateur SHERPA est présenté de manière générale, de même que les aménagements spécifiques qui ont été développés pour cette campagne.

Le scénario d'accident qui a été conçu est présenté dans la deuxième partie.

Dès lors, les différents types de données récoltées sont décrits, ainsi que les moyens d'acquisition et de synchronisation qui ont été utilisés en ce sens.

Pour terminer, l'analyse d'une partie des données sera présentée. Le comportement des conducteurs y sera examiné d'un point de vue temporel et spatial, mais aussi au travers de l'étude des efforts d'interaction avec le véhicule.

1. DESCRIPTION DU SIMULATEUR SHERPA

Au cours de la campagne expérimentale, le simulateur a subi des modifications technologiques importantes ; à l'origine statique, la plateforme a évolué vers un système dynamique permettant au conducteur de percevoir les accélérations du véhicule. En dehors de l'intérêt lié au réalisme de la simulation, cette modification limite fortement la survenue de cinétose*.

(*) Définition

La cinétose ou mal des transports est causée par l'envoi au cerveau d'informations contradictoires par les yeux, les muscles et l'oreille interne. Le fait de lire en voiture est une cause courante de ce trouble ; les yeux sont fixés sur le document alors que les muscles et l'oreille interne perçoivent les mouvements du véhicule. La sensibilité des personnes à la cinétose est variable, mais les symptômes sont communs : une sensation d'inconfort général précède la pâleur, les bâillements et les maux de tête. S'ensuivent alors des nausées et des vomissements. L'anxiété, les odeurs (tabac, parfum) sont des facteurs aggravants.

Le lecteur trouvera donc ci-après la description des deux types de simulateurs, ainsi que les adaptations qui leur ont été apportées spécifiquement pour cette campagne.

1.1. SIMULATEUR SHERPA STATIQUE

Le simulateur de conduite qui est utilisé au LAMIH est issu des bureaux de développement du groupe PSA. Sa désignation, SHERPA, est un acronyme qui signifie « Simulateur Hybride d'Étude et de Recherche de PSA-Peugeot-Citroën pour l'Automobile ». Cette version statique est développée autour d'un véhicule Citroën Xantia dont l'habitacle est inchangé, mais qui a été débarrassé de ses organes moteurs.

Les différentes commandes du véhicule sont modifiées afin de permettre leur interfaçage avec le système. Les pédales, la commande de boîte 5 à cinq rapports et l'ensemble des commodos sont pleinement fonctionnels, de même que les différents indicateurs du tableau de bord.

En ce qui concerne la pédale de frein, le système hydraulique a été conservé pour approcher au mieux le ressenti d'un freinage sur véhicule roulant. Ceci a imposé la mise en place d'une pompe à vide afin d'obtenir la dépression nécessaire au bon fonctionnement du servofrein ; cette fonction est normalement assurée par la dépression moteur au niveau de l'admission.

La colonne de direction est reliée à un moteur à courant continu qui permet d'obtenir un couple résistif représentatif des efforts engendrés par le contact sol-roues et par les frottements des organes de la direction. La loi de commande de ce moteur permet de prendre en compte l'assistance de direction asservie à la vitesse du véhicule. La capacité maximale de ce système est de 10 Nm.

L'environnement sonore est généré par un ensemble haute-fidélité 5.1 qui reproduit, entre autres, les bruits aérodynamiques et du moteur. Les sons liés à la présence d'autres véhicules sont également pris en charge par le « PC son », qui intègre une prise en compte de l'effet Doppler. Un haut-parleur basses fréquences placé sous le conducteur permet de simuler partiellement les vibrations du véhicule.

L'environnement visuel est restitué à l'avant du véhicule sur des écrans de 3,8 m de large et de 2,7 m de haut par trois vidéoprojecteurs BARCO BarcoReality dans une définition de 1 280 x 1 024 pixels. Cette configuration permet de fournir au conducteur un champ visuel sur 180° (Figure II-1).



FIGURE II-1 : SIMULATEUR SHERPA STATIQUE – VUE AVANT

La scène arrière est projetée dans une résolution de 1 024 x 768 pixels sur un écran positionné de telle manière que les rétroviseurs interne et externes renvoient l'image au conducteur (Figure II-2).

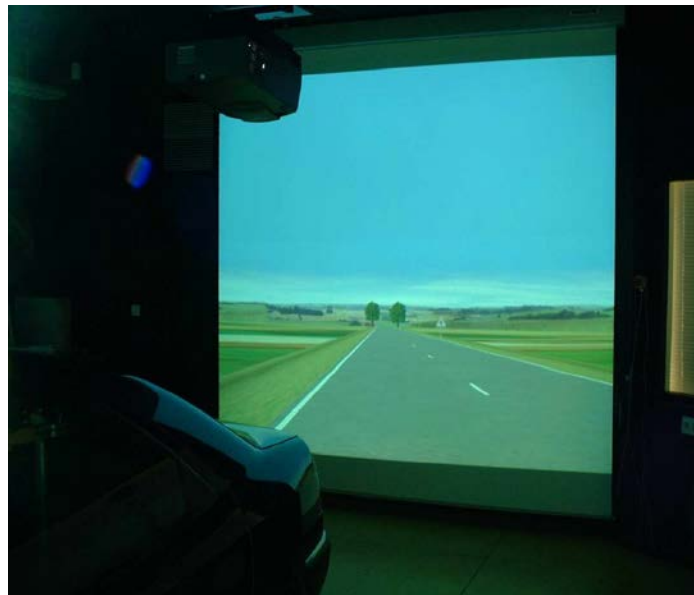


FIGURE II-2 : SIMULATEUR SHERPA STATIQUE – VUE ARRIÈRE

L'environnement graphique est généré par une station Silicon Graphics Onyx 2, capable de produire les images avec un taux de rafraîchissement de 60 Hz. La génération du trafic est prise en charge par cette même machine.

Le véhicule est positionné dans la salle de simulation de telle manière que le conducteur soit au centre d'un cercle tangent avec les trois écrans avant. Cette position, idéale pour le conducteur, est par contre inappropriée pour l'emport de passagers (Figure II-3).

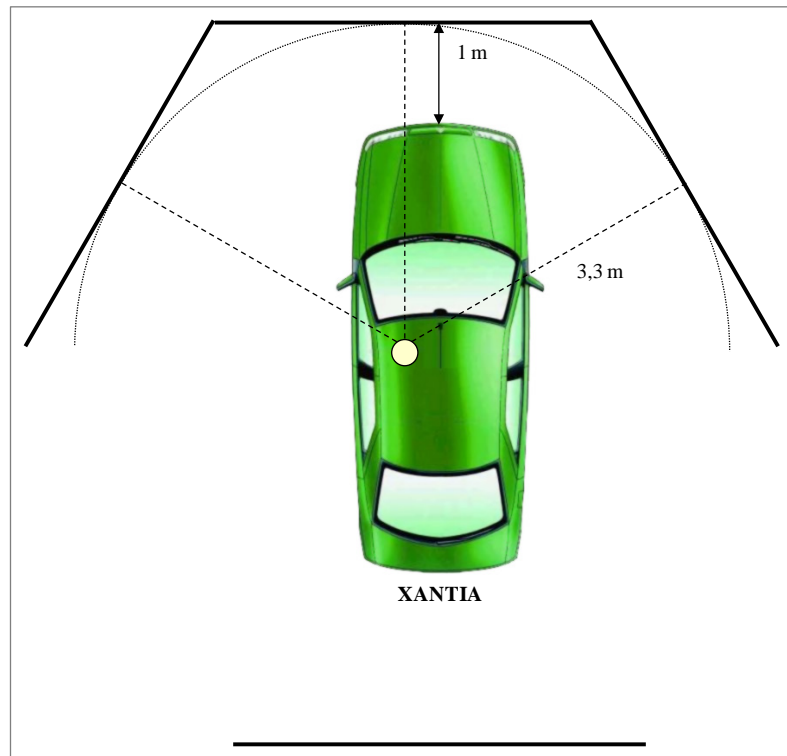


FIGURE II-3 : SIMULATEUR SHERPA STATIQUE – VUE D'ENSEMBLE

Une difficulté supplémentaire est apparue en ce qui concerne la projection de la scène de crash lorsque le camion et le véhicule sujet sont proches. En effet, dès que la distance entre les véhicules est inférieure à l'espace entre la voiture et l'écran, la largeur de projection du camion est supérieure à sa côte réelle ; l'image du poids lourd tend alors à être diffusée en partie sur les écrans latéraux et perd de son réalisme (Figure II-4).

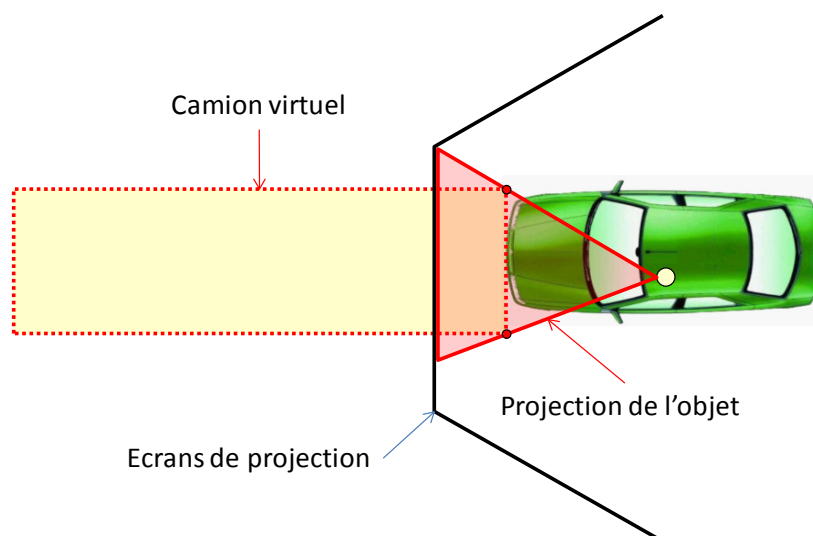


FIGURE II-4 : SIMULATEUR SHERPA – LIMITE DE PROJECTION DU CAMION

De plus, dès que le camion et le véhicule s'interpénètrent virtuellement, la projection du camion est dégradée. Afin de réduire l'effet de ces défauts de projection sur la réaction du conducteur, un système d'impacteur a été conçu. Celui-ci consiste en un bloc de mousse fixé au plafond de la salle de simulation, non visible par le conducteur, qui est décroché lors du passage du camion au niveau de l'écran. Ce bloc prend le relais de l'image entre l'écran et le véhicule sujet. Finalement, ce système impacte le pare-brise, ce qui ajoute un choc physique, et améliore encore une fois le dynamisme de la situation (Figure II-5).

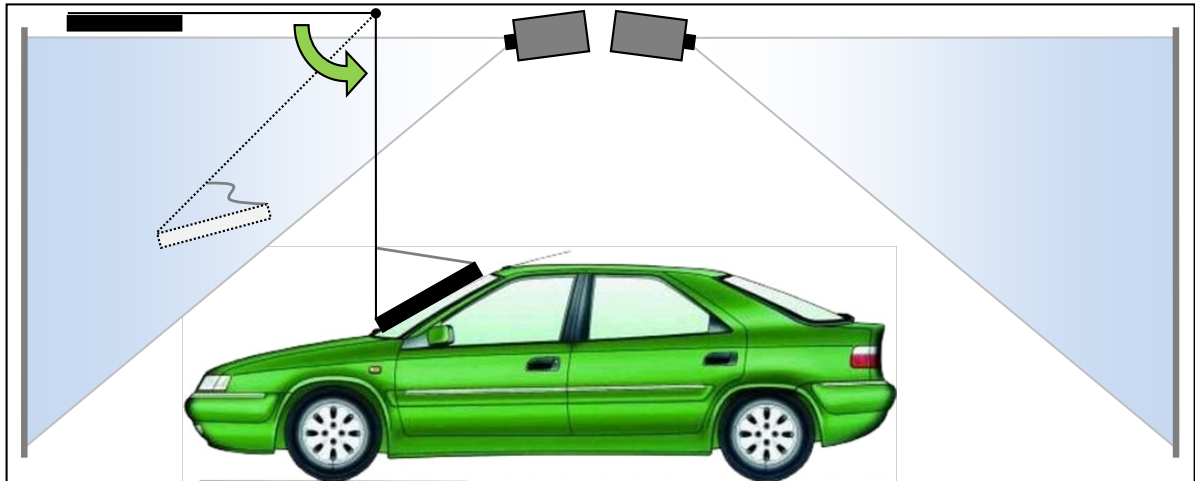


FIGURE II-5 : SIMULATEUR SHERPA STATIQUE – IMPACT DE MOUSSE

D'un point de vue informatique, le fonctionnement du simulateur est basé sur l'utilisation d'une boucle de fibre optique. Grâce à l'utilisation de cartes à mémoire réflexive sur chaque équipement de cette boucle, toutes les informations sont visibles à chaque instant par tous les systèmes qui composent le simulateur. La machine qui génère les images peut par exemple à chaque instant lire les mesures de l'interface utilisateur (ex. le niveau d'accélérateur) et générer les images adéquates.

Aux différents ordinateurs qui gèrent l'image, le son, l'interface utilisateur et l'enregistrement des mesures s'ajoute une machine qui permet de prendre le contrôle manuel de n'importe quel véhicule du circuit, y compris le véhicule sujet. Ce système porte le nom de « Magicien d'Oz »*.

(*) Définition

L'Expérience du Magicien d'Oz est une expérience dans le domaine de l'interaction homme-machine dans laquelle les sujets interagissent avec un système informatique qu'ils croient autonome, mais qui est en fait totalement ou partiellement contrôlé par un humain. Le nom de l'expérience vient de l'histoire du Magicien d'Oz, dans laquelle un homme ordinaire se fait passer pour un puissant magicien.

Cette machine nous permet de mettre au point des scénarios de manière rapide, avant que ceux-ci ne soient automatisés, ou de réagir lors d'un événement imprévu.

1.2. SIMULATEUR SHERPA DYNAMIQUE

Comme cela a été mentionné précédemment, le simulateur a évolué vers une version dynamique durant cette campagne expérimentale. La transformation a consisté à embarquer le véhicule sur une plateforme mue par 6 vérins électrodynamiques. Des impératifs de limitation d'encombrement et de poids ont nécessité l'emploi d'un véhicule de gabarit inférieur, d'où le passage à une Peugeot 206.

Pour ce qui est du positionnement, le conducteur a une nouvelle fois été pris comme référence. De par la longueur plus faible du véhicule, la distance entre le pare-choc et l'écran s'est trouvée allongée (Figure II-6).

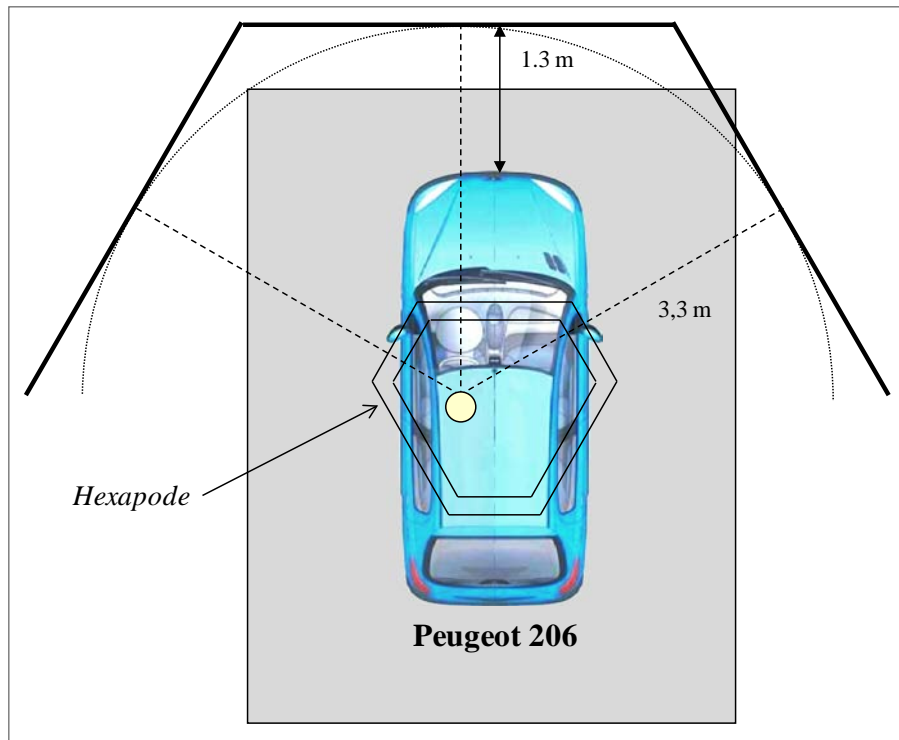


FIGURE II-6 : SIMULATEUR SHERPA DYNAMIQUE – VUE D'ENSEMBLE

La mobilité de ce nouveau système a amené les développeurs du simulateur à modifier la technologie employée pour la rétro vision. En effet, les mouvements de lacet autorisés par le système auraient nécessité de projeter la scène arrière sur un écran de très grande dimension, d'où leur choix d'embarquer des mini écrans LCD en lieu et place des rétroviseurs.

Plus spécifiquement pour cette campagne expérimentale, il s'est avéré impossible de réemployer l'impacteur tombant du plafond, au risque de ne pas entrer en contact avec le véhicule à l'endroit prévu. Il a donc été nécessaire de concevoir un système lié à la plateforme mobile. La cinématique de l'ensemble a été particulièrement étudiée, afin d'obtenir un mouvement majoritairement longitudinal. La mise en vitesse de l'impacteur est réalisée par l'intermédiaire de sandows prétendus avant l'arrivée du sujet dans la salle de simulation. Le système est verrouillé devant le pare-choc, de telle sorte qu'il reste invisible jusqu'au moment de l'accident ; un verrou électromagnétique libère alors le système qui vient impacter le pare-brise (Figure II-7 et Figure II-8).



FIGURE II-7 : SIMULATEUR SHERPA DYNAMIQUE – IMPACTEUR EMBARQUÉ

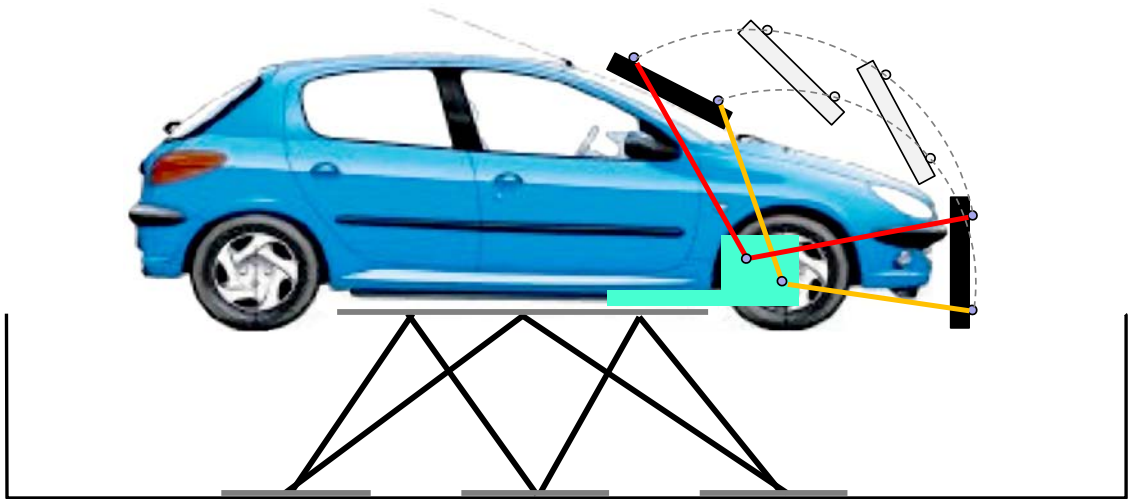


FIGURE II-8 : SIMULATEUR SHERPA DYNAMIQUE – IMPACTEUR EMBARQUÉ

1.3. SALLE DE CONTRÔLE

Une salle de contrôle attenante à l'espace de simulation centralise tous les systèmes informatiques du simulateur auxquels s'ajoutent les différentes machines spécifiques à cette campagne (mesures mécaniques et physiologiques).

Dans cette salle, les expérimentateurs ont une totale vision des mesures effectuées pendant la campagne et peuvent interagir avec le sujet par le biais d'une liaison audio ou intervenir dans le trafic au moyen du « magicien d'Oz » décrit précédemment.



FIGURE II-9 : SIMULATEUR SHERPA – SALLE DE CONTRÔLE

1.4. VÉHICULES DU TRAFIC

Différentes valeurs permettant de caractériser l'état de tous les véhicules du circuit sont enregistrées lors de chaque simulation. Les paramètres cinématiques correspondent à un point particulier des véhicules ; ce point permet au système de gérer le trafic (point de pilotage).

Pour chaque véhicule, une géométrie est définie autour de ce point de pilotage ; il est nécessaire d'en tenir compte lors du calcul des distances entre véhicules, en particulier lorsque celles-ci sont faibles comme c'est le cas durant la simulation d'accident (Figure II-10 à Figure II-12).

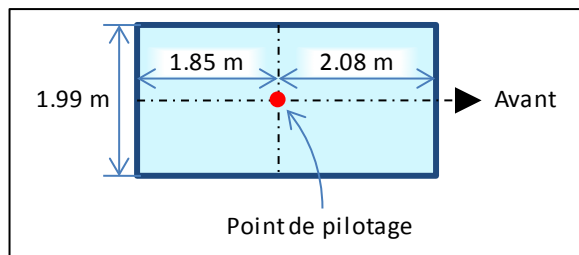


FIGURE II-10 : GÉOMÉTRIE DU VÉHICULE SUJET (CÔTES « HORS-TOUT »)

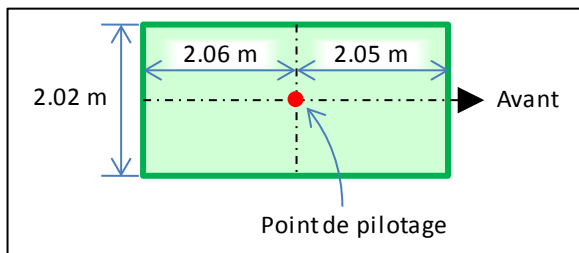


FIGURE II-11 : DESCRIPTION DE LA GÉOMÉTRIE DU TRACTEUR AGRICOLE (CÔTES « HORS-TOUT »)

Les camions sont composés de deux véhicules dont les points de pilotage sont superposés et pilotés de manière synchrone ; on considère donc un seul véhicule « camion » dont l'enveloppe représente l'union des composants « tracteur » et « remorque ».

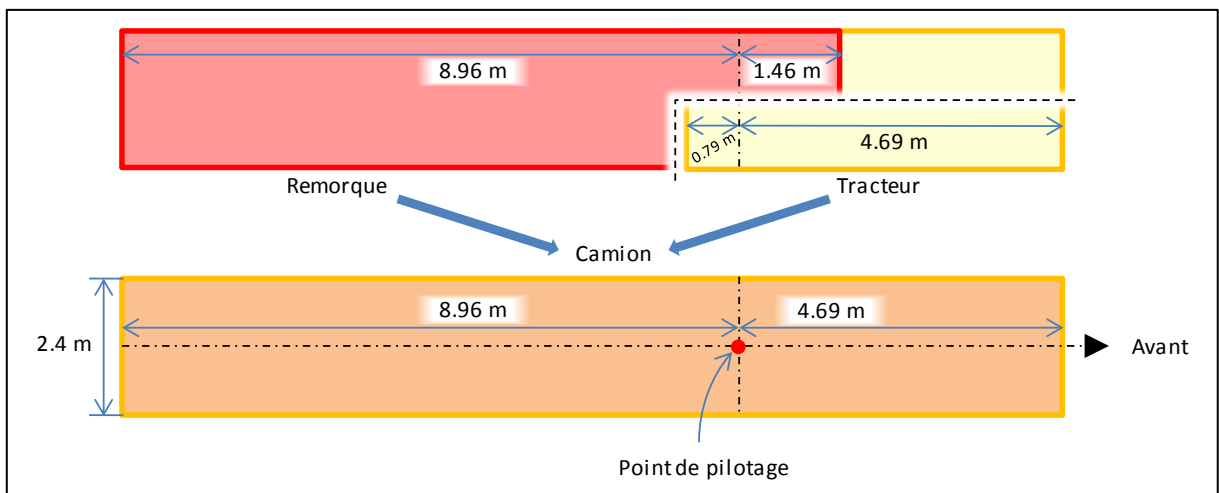


FIGURE II-12 : GÉOMÉTRIE DES CAMIONS (CÔTES « HORS-TOUT »).

2. DESCRIPTION DU SCÉNARIO

Le but de cette simulation est d'étudier le comportement des conducteurs face à une situation de crash imminent. Afin de rendre ce scénario le plus réaliste possible, les sujets ignorent la finalité de l'expérimentation et sont invités à participer à une étude sur l'ergonomie du poste de conduite.

La conduite en simulateur peut pour certains sujets être source d'une certaine appréhension, ce qui justifie la mise en place d'une phase de familiarisation. Les conducteurs effectuent un parcours d'une dizaine de minutes durant lesquelles ils prennent en main le véhicule, comme cela peut être le cas lors de l'achat d'une nouvelle voiture. Ils sont amenés à estimer la réponse des commandes principales, comme la direction et les freins. Cette première phase est aussi l'occasion de détecter les conducteurs sujets au mal des transports, généralement incapables de conduire plus de quelques minutes.

Les sujets retenus démarrent alors la phase expérimentale proprement dite. Le parcours suivi est d'une longueur de 35 km. Après quelques centaines de mètres, les conducteurs sont invités à emprunter l'accès qui les mène à l'autoroute. Le fait de commencer le parcours par une section autoroutière permet aux sujets de dissiper leurs dernières appréhensions, d'autant que le trafic y est au début très peu chargé (premier véhicule doublé au 4^{ème} kilomètre).

Sur la zone autoroutière, d'une longueur de 27 km, le véhicule sujet croise et double de nombreux véhicules de tous types (voitures, camionnettes, camions). À hauteur du 14^{ème} kilomètre, un véhicule dépassé quelques minutes auparavant redouble le véhicule sujet, et se rabat sans laisser de distance de sécurité. Cette voiture stabilise alors sa vitesse à une allure faible et amène le véhicule sujet à repasser devant (intervention du "Magicien d'Oz").

Les 8 derniers kilomètres sont parcourus sur une route départementale avec une traversée de village. Entre le kilomètre 30 et le kilomètre 31, le sujet est amené à suivre un véhicule lent (type voiture sans permis) qu'il ne peut doubler du fait de la présence d'une ligne continue.

Le bourg est traversé à partir du kilomètre 32 sur une distance de 160 m et comporte deux intersections (stop) sur lesquelles le sujet est prioritaire. Au niveau du deuxième croisement, un véhicule avance au-delà du marquage au sol et oblige le sujet à effectuer une légère manœuvre d'évitement.

Ces différentes situations de stress ont comme principal objectif d'éviter que le conducteur ne tombe dans un état de torpeur lié à la monotonie du trajet ; il est question ici d'étudier le comportement des conducteurs face à l'imminence d'un crash, et non d'analyser les risques liés à la somnolence.

La zone de crash est alors atteinte au kilomètre 34,3 ce qui clôt la simulation. Le schéma suivant résume l'ensemble de ce parcours (Figure II-13).

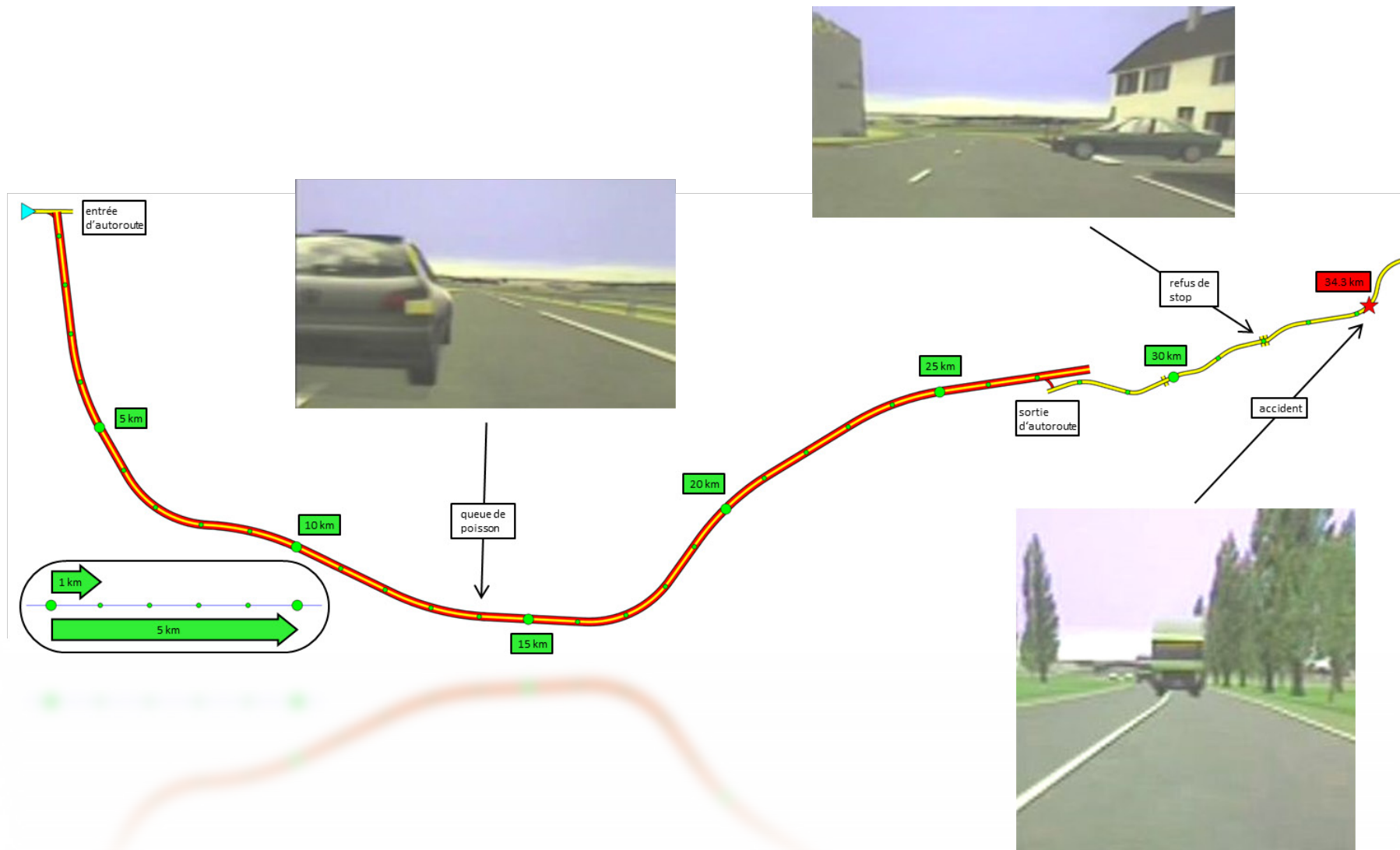


FIGURE II-13 : TRACÉ DU PARCOURS

Lors de la préparation de cette campagne, deux scénarios de crash ont été testés. Le premier consistait à amener le sujet à suivre un camion qui perd son chargement. Malheureusement, les sujets qui ont participé à cette phase préparatoire ont systématiquement respecté une distance de sécurité importante vis-à-vis du camion et avaient donc le temps de stopper le véhicule de telle sorte que l'impact était évité (Figure II-14).

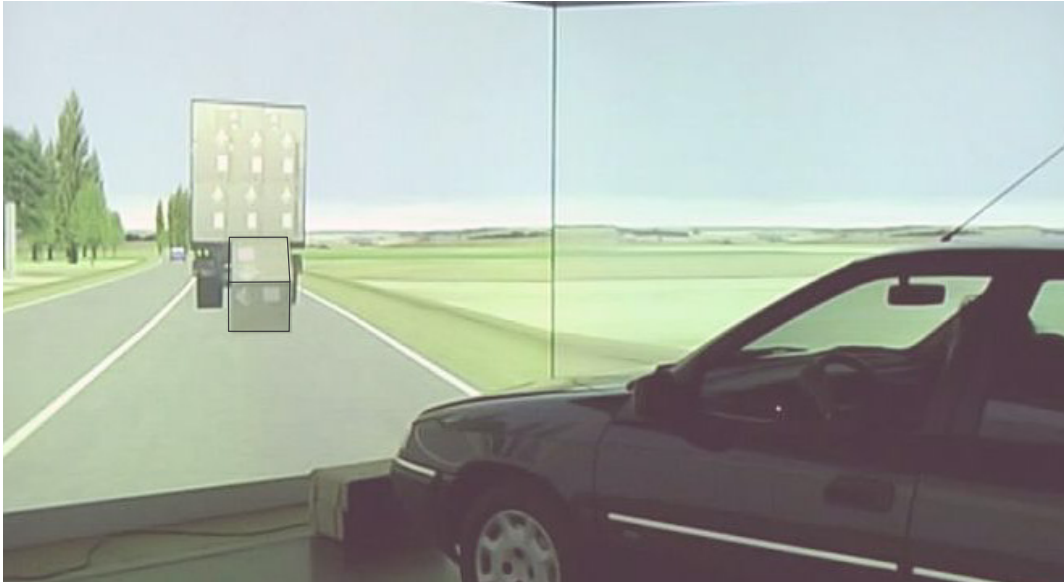


FIGURE II-14 : EVALUATION DU PREMIER SCÉNARIO D'ACCIDENT – PERTE DE CHARGEMENT

Un deuxième scénario a donc été conçu et cette fois testé avec succès. À l'approche d'un virage, le véhicule s'apprête à croiser un « convoi » constitué d'un tracteur agricole et de deux camions. Le premier camion double le tracteur ce qui le positionne face au véhicule sujet. La figure suivante montre la situation lors d'essais préparatoires visant à déterminer les distances inter-véhiculaires optimales ainsi que la zone de déboitement du camion la plus adaptée (Figure II-15).



FIGURE II-15 : EVALUATION DU SECOND SCÉNARIO D'ACCIDENT – VÉHICULE À CONTRESENS

La zone où se situe le crash est positionnée en virage afin de limiter la visibilité de la situation, ce qui est complété par la présence d'un bâtiment agricole. De plus, des arbres bordent cette section ; ceci permet de canaliser le sujet et d'empêcher sa « fuite » sur le bas-côté (Figure II-16).

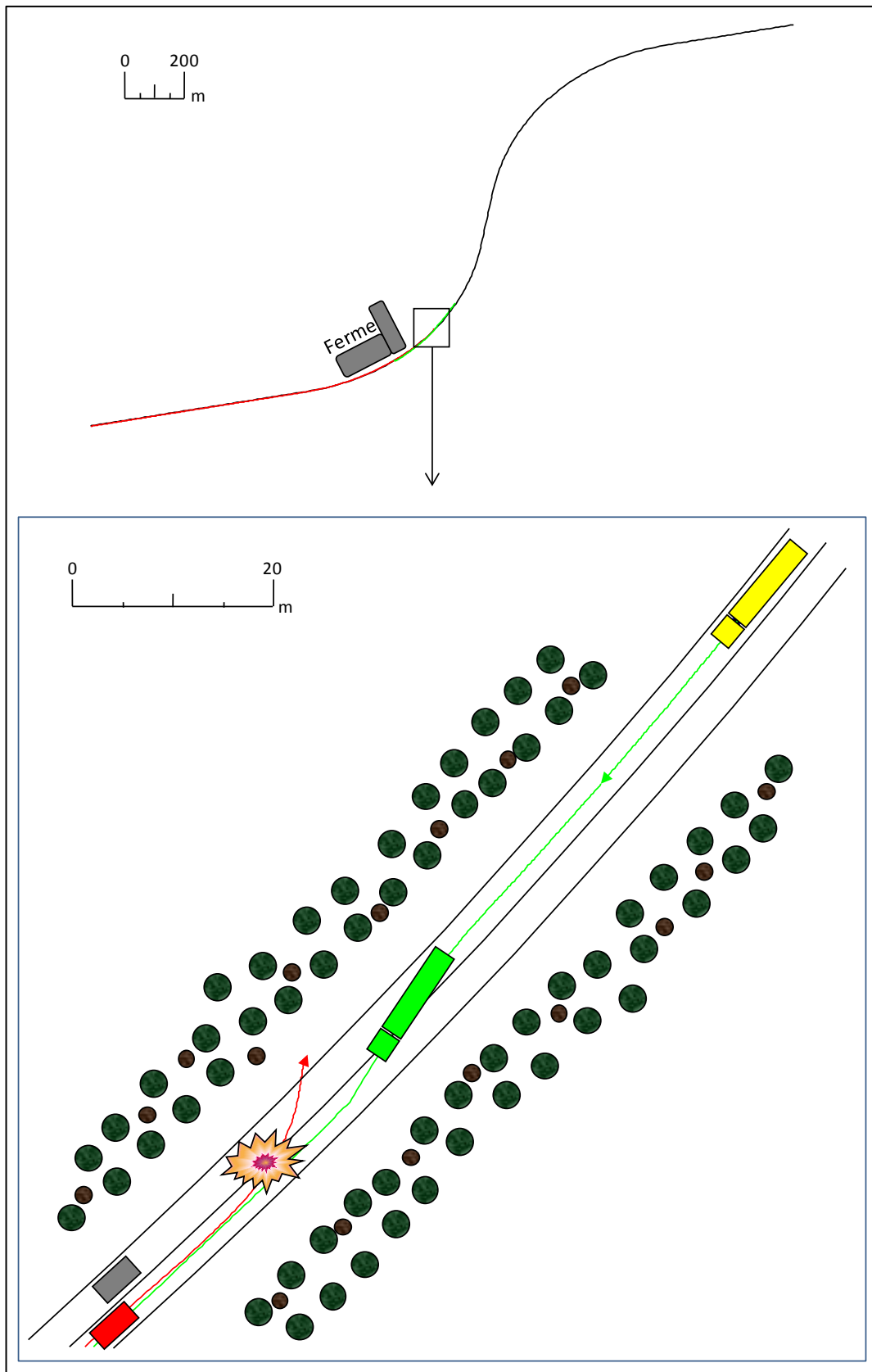


FIGURE II-16 : VUE SCHÉMATIQUE DU LIEU DU CRASH.

Durant la première partie de cette campagne (simulateur statique), l'accident était réalisé par l'intermédiaire du magicien d'Oz décrit précédemment (§1.3). La répétitivité de la situation était donc fortement dépendante des performances de l'opérateur qui contrôle l'expérimentation, en particulier en ce qui concerne la distance et la vitesse de déboitement.

En conséquence, le scénario d'accident a été automatisé lors de la préparation de la campagne sur simulateur dynamique mais sans modification de la position initiale des véhicules, ni de la topologie du circuit.

Les trois véhicules impliqués dans l'accident sont pré positionnés à l'arrêt dans une zone de courbure constante, suffisamment longue pour que la situation soit similaire quelle que soit la vitesse du sujet. Un quatrième véhicule positionné sur la voie du véhicule sujet sert de déclencheur ; les limitations du système imposent que la condition de déclenchement soit vérifiée entre deux véhicules situés sur la même voie.

Dès que la distance curviligne entre le véhicule sujet et le véhicule déclencheur atteint 800 m (distance entre les points de pilotage), le système met en mouvement les quatre véhicules. Le déclencheur n'étant plus utile, il s'échappe rapidement (180 km/h) afin de ne pas interférer dans la situation d'accident ; à aucun moment le sujet n'aura aperçu ce véhicule (Figure II-17).

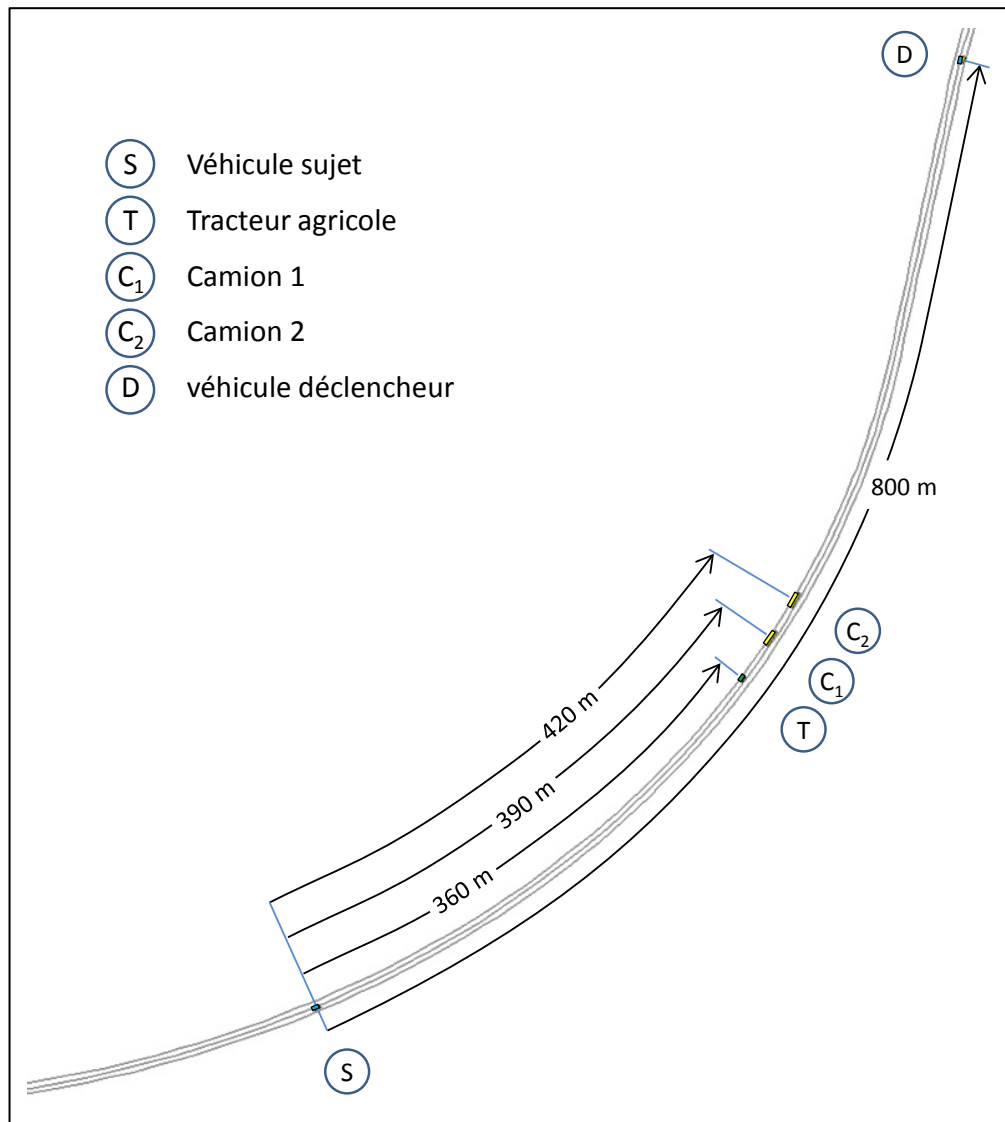


FIGURE II-17 : CONDITION DE DÉCLENCHEMENT DU « TRAIN ROUTIER »

Les trois véhicules venant à contre sens sont alors animés avec une accélération constante prédéfinie en fonction du type de véhicule, jusqu'à stabiliser leur vitesse à 30 km/h. Cette mise en mouvement est toutefois temporisée pour les camions ; en effet le système de gestion du trafic, qui intervient à un niveau supérieur, gère l'interdistance entre les véhicules en tenant compte de leurs paramètres dynamiques ainsi que de leur géométrie (Figure II-18).

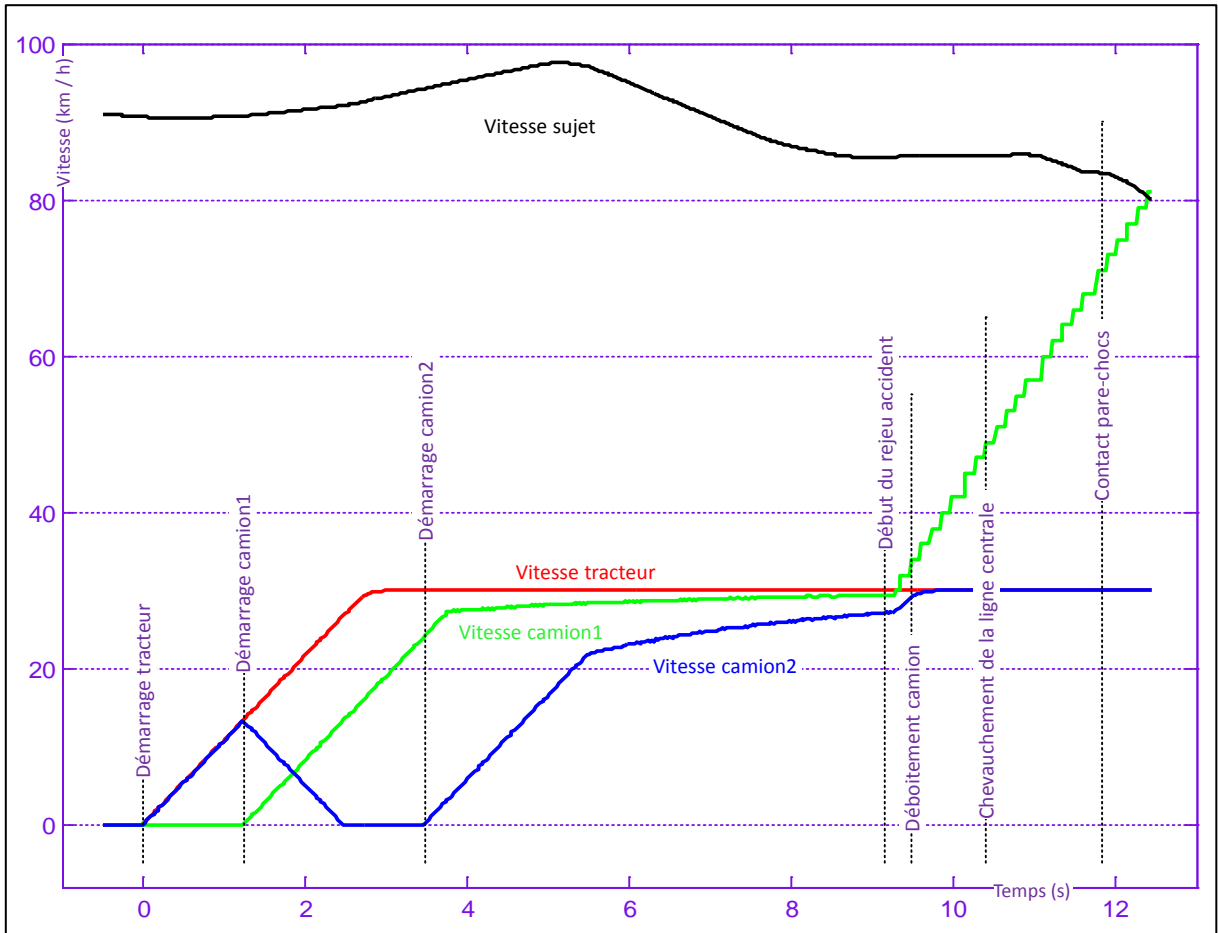


FIGURE II-18 : PROFIL DES VITESSES DES VÉHICULES DU « TRAIN ROUTIER »

À la mise en mouvement des camions, la distance qui sépare le tracteur du premier camion est de 23 m et l'intervalle entre les deux camions est de 16 m (distances entre parechocs).

Dans un second temps, le système déclenche le « rejeu ». Ce terme désigne une phase préenregistrée durant laquelle le premier camion accélère, déboite et double le tracteur. Contrairement à la phase précédente déclenchée par une valeur de distance, c'est un critère temporel représentant le temps restant avant le crash qui est employé (TTC, Time To Collision).

Bien que sujet à discussion, ce choix a été fait pour que tous les conducteurs bénéficient d'un temps de réaction comparable quelle que soit leur vitesse d'approche. Ce temps est calculé par le rapport de la distance en ligne droite (vol d'oiseau, mesurée entre les points de contrôle) par la vitesse relative instantanée des véhicules.

Le réglage de ce paramètre reste malgré tout délicat. Un temps trop long fait déboîter le camion à une grande distance des sujets ayant une vitesse élevée. À l'inverse, une valeur trop faible amène le camion à déboîter trop près des sujets les plus lents.

De nombreux essais à différentes vitesses nous ont amenés à fixer ce paramètre à 3,3 s. Il faut toutefois garder en mémoire que ce paramètre ne représente pas le vrai TTC. En effet, il est calculé aux points de contrôle des véhicules et non aux pare-chocs. De plus, le camion accélère pour doubler le tracteur, et le sujet fait varier sensiblement sa vitesse (Figure II-18). Finalement, le TTC réel mesuré à postériori est de 2,6 s en moyenne (MIN 2,3 s - MAX 2,7 s - SD²⁵ 0,1 s).

Le rejeu en lui-même est par contre standard ; lorsque le critère décrit précédemment est atteint, le camion 1 prend de la vitesse (limitée à 90km/h) avec une accélération de 4,5 m/s². Le tableau suivant résume les paramètres cinématiques des deux véhicules entre les instants qui bornent la période du rejeu.

			moyenne	min	max	SD
Vitesse sujet	au début du rejeu	(km/h)	77	55	100	10
	au crash	(km/h)	72	48	99	10
vitesse camion 1	au début du rejeu	(km/h)	30	29	30	0
	au crash	(km/h)	69	66	71	2
distance intervehiculaire au début du rejeu		(m)	91	71	111	9
distance parcourue par le camion 1		(m)	35	31	37	2
distance parcourue par le sujet		(m)	56	38	76	8

TABLEAU II-1 : PARAMÈTRES CINÉMATIQUES DES VÉHICULES IMPLIQUÉS DANS LE CRASH

²⁵ SD : Standard Deviation (anglais) / Écart type

3. DESCRIPTION DES DONNÉES RECUEILLIES

Les expérimentations impliquant des sujets humains étant longues à mettre en place, il est souhaitable d'y prévoir un recueil de données le plus exhaustif possible. Les campagnes décrites dans ce document ont permis d'amasser un important volume de données hétérogènes; elles ont par la suite été mises à la disposition de plusieurs équipes de recherche du Lamih et d'autres laboratoires.

Le présent mémoire se veut notamment un corpus descriptif qui permettra de guider les chercheurs désireux d'étudier à posteriori les données tirées de cette expérimentation. Bien qu'elles ne soient pas toutes analysées dans ce document, il paraît donc judicieux de les y décrire dans leurs grandes lignes.

3.1. QUESTIONNAIRES – ÉVALUATIONS PSYCHOLOGIQUES

Plusieurs questionnaires ont été élaborés afin de permettre l'établissement de profils de conducteurs.

Les informations recueillies sont d'abord d'ordre général et complètent les mesures morphologiques décrites dans le paragraphe §3.2 ; elles comprennent l'âge, le sexe, la latéralité (test de prévalence d'Edinburgh) et la correction optique.

Le mode de vie est aussi étudié, principalement au travers de questions sur la profession, la pratique des jeux vidéo et du sport.

Par ailleurs, plusieurs formulaires se rapportant aux habitudes et au style de conduite sont proposés ; ceux-ci sont centrés sur les caractéristiques du véhicule possédé (puissance, boîte de vitesse, équipements de confort et de sécurité) et sur les compétences du conducteur. On entend par ce terme tous les critères permettant de définir son expérience de la conduite (type et nombre d'années de permis, kilométrage annuel, type de trajet courant...). Cet ensemble de données objectives est enrichi par des questions sur le « passif routier », c'est-à-dire le nombre et les caractéristiques d'accidents impliquant le sujet ainsi que les infractions au code de la route pour lesquelles il a été sanctionné.

Il est aussi demandé aux participants d'effectuer une auto-évaluation de leur style de conduite. D'abord en indiquant les vitesses qu'ils estiment pratiquer usuellement sur différents types de routes, mais aussi en évaluant des variables plus subjectives au moyen de curseurs ; il s'agit par exemple d'informations sur le plaisir de conduite, le stress, la fatigue, la nervosité ou encore la prise de risque, ce qui est parachevé par une appréciation du comportement des autres conducteurs.

Pour finir, une évaluation de l'état physique et psychologique du conducteur est réalisée avant et après la conduite en simulateur. Son estimation du réalisme du système et de la situation d'accident clôt la phase expérimentale.

3.2. MESURES MORPHOLOGIQUES

Toujours dans l'idée de tirer un maximum d'informations de cette campagne expérimentale, un recueil de données ayant trait à la morphologie des sujets a été réalisé. Tout d'abord de manière conventionnelle, les participants ont été pesés et mesurés. Dès lors, des photos ont été effectuées dans un espace calibré, le sujet prenant des positions permettant de distinguer les positions des articulations (Figure II-19). Ces prises de vue ont pour objectif de permettre la reconstruction à posteriori de modèles numériques des différents conducteurs [HET07].

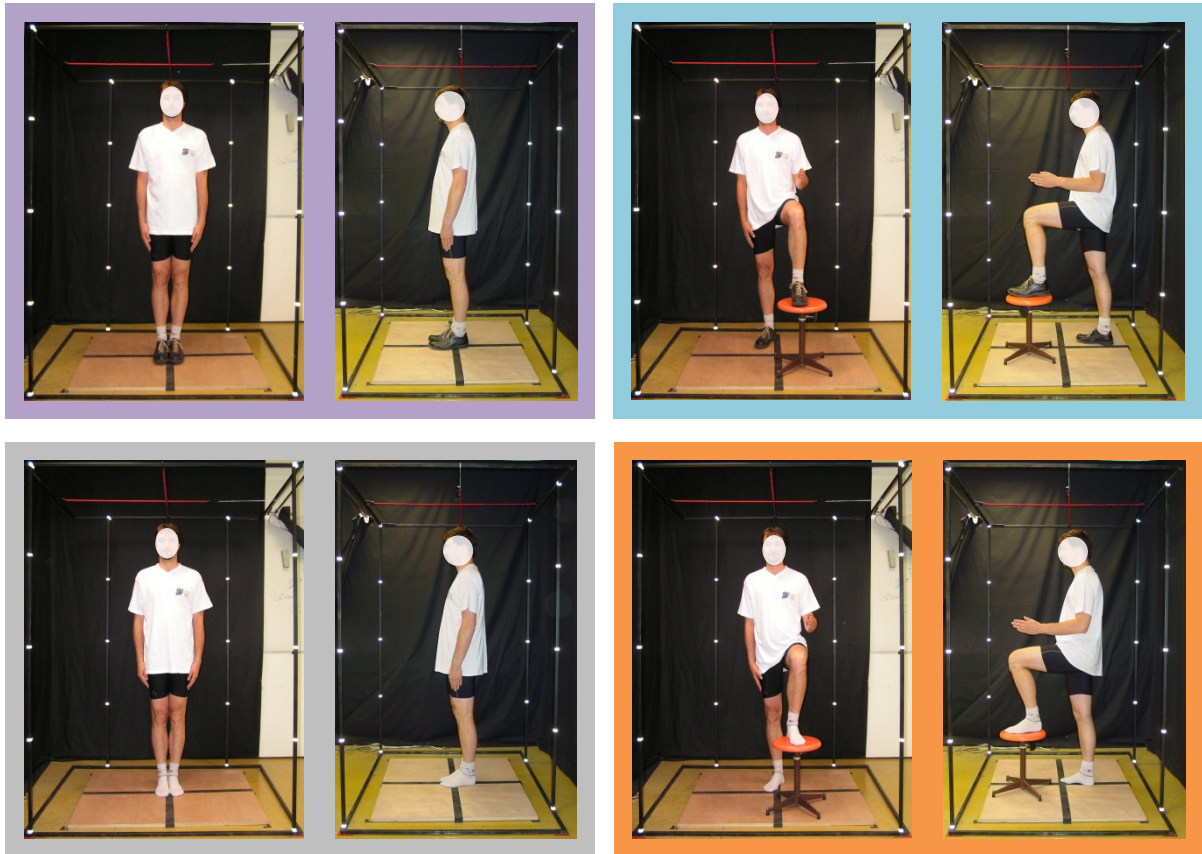


FIGURE II-19 : PHOTOGRAPHIES EN ESPACE CALIBRÉ (AVEC ET SANS CHAUSSURES)

3.3. DONNÉES "SHERPA"

Les données de simulation sont sauvegardées en continu au sein de deux types de fichiers. Les fichiers VT (véhicules du trafic) et le fichier VS (véhicule sujet).

Les fichiers VT contiennent toutes les informations spatio-temporelles permettant de définir la position, l'orientation et la vitesse de tous les véhicules à chaque instant de la simulation, y compris le véhicule du participant.

Le second type de fichier (VS) concerne spécifiquement l'interface du véhicule "réel"; on y retrouve entre autres l'état des différentes commandes (pédales, commodos, volant, boîte de vitesse) et les informations du tableau de bord (vitesse, régime moteur).

Toutes les mesures effectuées dans cette campagne nécessitent d'être synchronisées; les fichiers VT et VS possèdent une base temporelle commune, et le fichier VS contient le champ de synchronisation des différents systèmes périphériques, décrits ci-après. Il consiste en une valeur numérique, dont la conversion en base binaire permet de connaître l'état des autres moyens de mesure (1 bit correspondant à un système).

3.4. ENREGISTREMENTS VIDÉOS ET SONORES

L'intégralité des phases de conduite a été enregistrée sur support numérique (DV). À cet effet, quatre caméras ont été utilisées pour suivre le comportement des conducteurs au niveau du visage, des pieds, du torse et des mains. Une caméra supplémentaire a été mise en place dans le cadre d'un partenariat avec l'Université de technologie de Delft concernant l'analyse des mimiques faciales.

Afin de pouvoir analyser les vidéos sans avoir systématiquement recours aux données du simulateur, d'autres vues « références » ont été enregistrées : la projection frontale, une vue globale permettant de suivre les mouvements du véhicule et enfin l'écran de supervision de l'état des interfaces véhicule. Les signaux ont été mixés en deux groupes de quatre vues, synchronisables grâce au dédoublement de l'interface véhicule qui affiche la base temporelle du simulateur (Figure II-20).



FIGURE II-20 : ENREGISTREMENTS VIDÉO DE LA PHASE DE CONDUITE

Le véhicule est aussi équipé de micros et de haut-parleurs, permettant si nécessaire une interaction entre le conducteur et les expérimentateurs.

3.5. MESURES MÉCANIQUES

Faire l'acquisition des efforts induits par le conducteur sur le véhicule a un double intérêt. Tout d'abord, ces valeurs font partie d'un panel de mesures dont l'objectif est de tirer un critère d'anticipation du crash. Le second intérêt est d'aider à consolider de potentiels modèles numériques représentant cette situation de crash.

Mis en place lors de la seconde campagne (simulateur dynamique), un siège spécifique intégrant 7 cellules d'efforts a été développé. Le rail de réglage a été doublé, permettant une mesure de l'effort longitudinal, tout en laissant au conducteur la possibilité de régler convenablement sa position de conduite. Sur le dossier, deux cellules ont été placées à hauteur des épaules et une au niveau des vertèbres inférieures. Un schéma similaire a été utilisé pour l'assise, deux capteurs étant placés sous les fesses et un à l'avant du siège. L'assise et le dossier ont été découplés afin que les deux zones n'interfèrent pas l'une sur l'autre (Figure II-21).

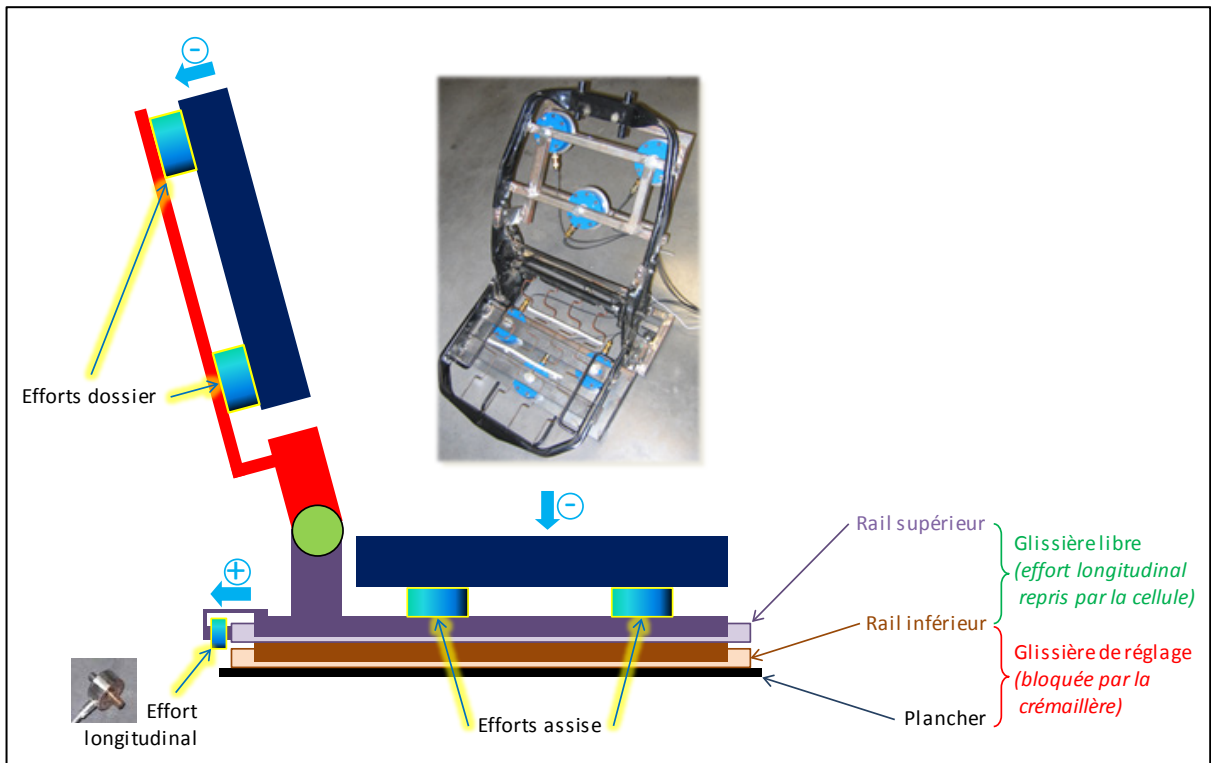


FIGURE II-21 : INTÉGRATION DE MESURES D'EFFORTS DANS LE SIÈGE

Ce système permet de quantifier les niveaux d'efforts, mais pas de localiser précisément les zones d'interaction entre le sujet et le siège. Afin de pallier ce manque, des nappes de pression ont été placées sur le siège, puis camouflées sous une housse (Figure II-22).



FIGURE II-22 : RÉPARTITION DES PRESSIONS SUR LE SIÈGE

Le volant a été modifié afin d'y intégrer une cellule 5 axes (pas de mesure de couple autour de l'axe de rotation). Une conception spécifique du moyeu a permis de repositionner le cache et ainsi de rendre cette modification complètement imperceptible (Figure II-23).

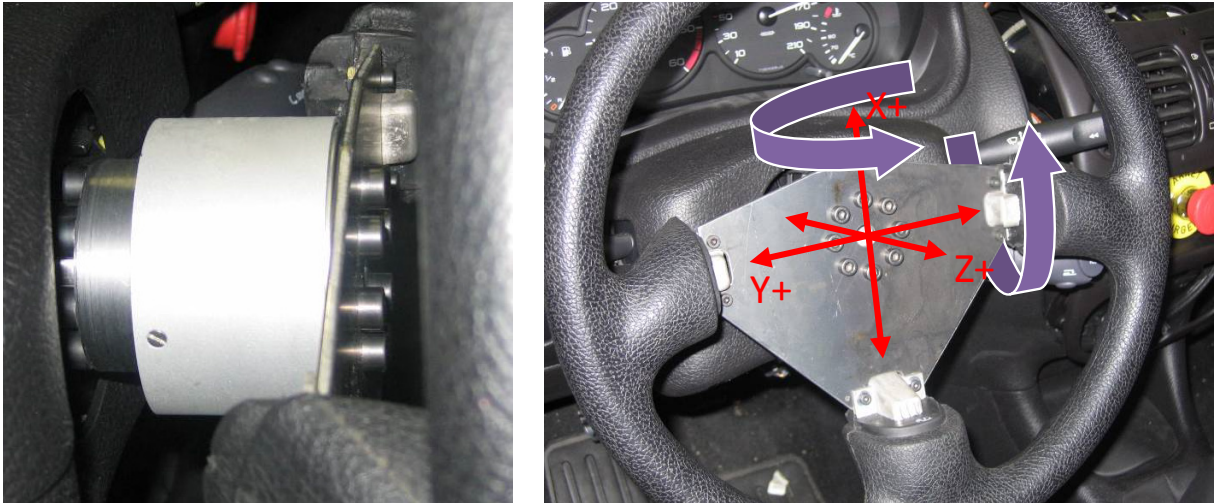


FIGURE II-23 : MESURE DES EFFORTS VOLANT

Lors d'un accident imminent, le conducteur va vraisemblablement freiner de manière intense. Il nous a donc paru judicieux d'équiper la pédale de frein d'un capteur permettant d'estimer les efforts normaux et tangentiels qui y sont appliqués (Figure II-24).

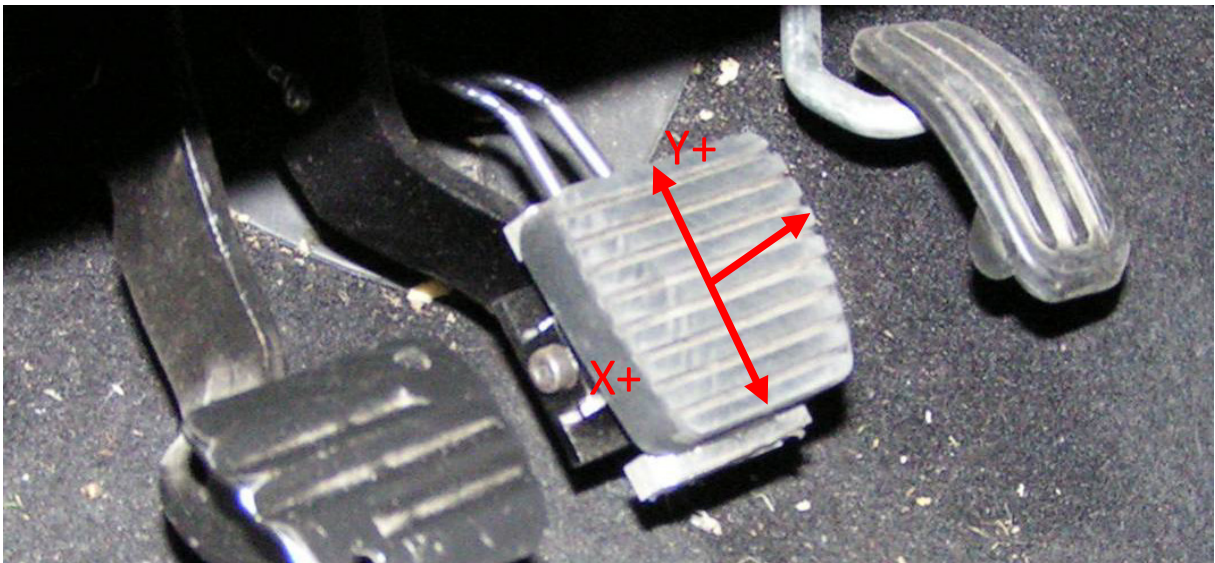


FIGURE II-24 : MESURE DES EFFORTS DE FREINAGE

3.6. MESURES PHYSIOLOGIQUES

Une autre piste de recherche qui a été explorée concerne le concept « d'homme capteur ». L'homme émet en permanence, de manière inconsciente, des signaux physiologiques témoins de son état physique et psychologique.

Selon les signaux considérés, des variations pourront par exemple être détectées en fonction du stress ou d'un effort musculaire ; l'intérêt est ici de voir si ces fluctuations sont reliables à des événements de conduite.

Les différentes techniques qui ont été testées dans le cadre du simulateur de conduite sont décrites ci-après.

3.6.1. ÉLECTROENCÉPHALOGRAPHIE (EEG)

L'électroencéphalographie est une technique de mesure qui exploite les signaux électriques émis par le cerveau, résultant de la sommation de l'activité bioélectrique d'un nombre important de neurones. Ce potentiel électrique est faible et très diffusif, en particulier dans le cas d'une mesure transcrânienne. On estime que les courants ne sont recueillis (quelques μV) que si des milliers de cellules sont actives en même temps, occupant une superficie d'au moins 6 cm^2 . Il est donc délicat d'en faire une analyse spatiale. Par contre, l'EEG permet d'effectuer des mesures avec une bonne précision temporelle. La modification du niveau de vigilance modifie fortement l'aspect du tracé recueilli, d'où l'intérêt dans le contexte de cette étude.

L'EEG a été testée au sein du simulateur de conduite lors d'une campagne préliminaire afin d'en vérifier l'utilisabilité dans ce contexte. Malheureusement, les signaux se sont révélés extrêmement perturbés lors des mouvements de tête, courants en phase de simulation (Figure II-25).

De plus, le bruit électromagnétique inhérent à la plateforme mobile mue par des vérins électriques a été un frein supplémentaire au vu des facteurs d'amplification nécessaires (10^4) pour l'EEG.

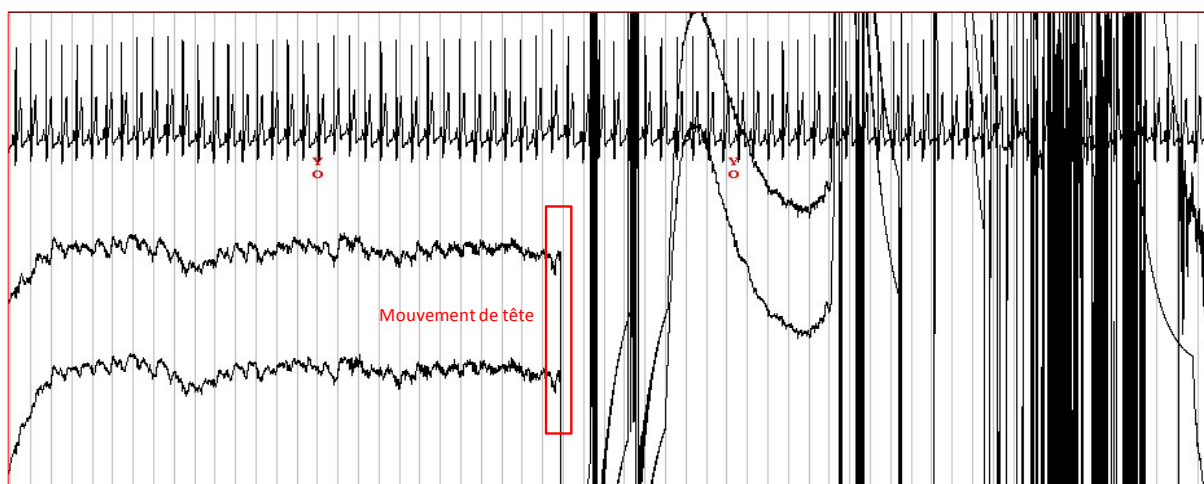


FIGURE II-25 : EEG ET SIMULATEUR DE CONDUITE

3.6.2. ÉLECTROCARDIOGRAPHIE (ECG)

L'électrocardiographie est la technique qui consiste en la mesure de l'activité électrique du cœur. Au niveau microscopique, elle découle du passage des ions sodium, potassium et calcium au travers des membranes des cellules myocardiques. D'un point de vue macroscopique, un signal est transmis depuis le nœud sinusal jusqu'aux ventricules, déclenchant séquentiellement la contraction des atriums puis des ventricules. Les différentes phases de l'activité du muscle cardiaque vu dans sa globalité correspondent à un signal électrique comportant 5 déflexions principales désignées par les lettres P à T (Figure II-26).

L'acquisition du signal se fait par le biais d'électrodes, dont le nombre et la position dépendent de l'analyse que l'on souhaite effectuer. D'un point de vue médical, de nombreuses pathologies cardiaques peuvent être déduites de l'étude de ce tracé, mais en ce qui concerne le cadre de la conduite automobile, c'est principalement la variabilité du rythme qui est étudiée. La fréquence cardiaque est calculée à partir de l'intervalle entre les pics R. Le « montage » qui donne le pic R le plus net nécessite trois électrodes ; une dérivation poignet droit-cheville gauche et une masse placée au poignet gauche.

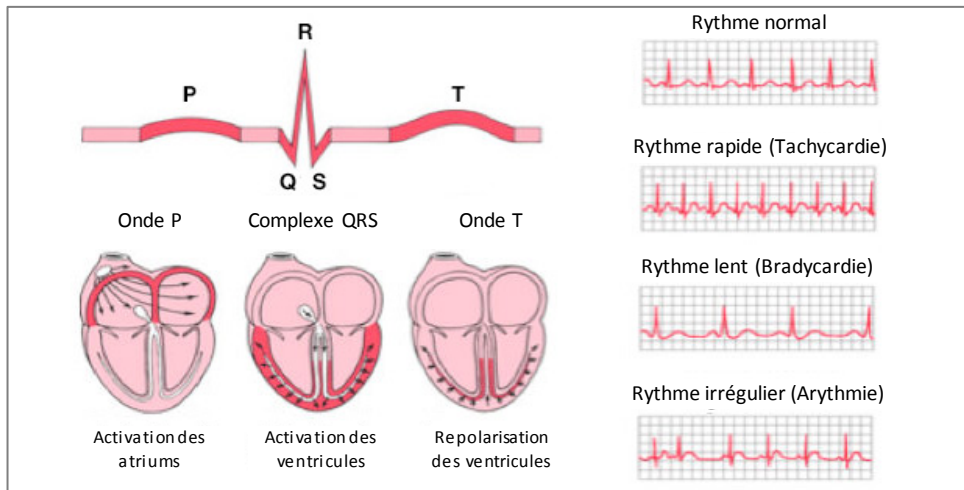


FIGURE II-26 : SIGNAL ECG ET CORRESPONDANCE FONCTIONNELLE

3.6.3. FRÉQUENCE RESPIRATOIRE

Tout comme un stress entraîne un changement du rythme respiratoire, une modification volontaire de l'amplitude et de la fréquence respiratoire influe sur les émotions. Dans le cadre de la conduite automobile, il peut donc être intéressant d'étudier l'amplitude et le rythme respiratoire (et leur variation), les apnées et enfin le rapport entre les temps d'inspiration et d'expiration.

Bien qu'il existe des méthodes basées sur la mesure du flux d'air au niveau du nez, la technique la plus simple repose sur la variation de circonférence de la cage thoracique ; une ceinture est liée à un capteur qui en mesure l'allongement et renseigne sur les paramètres physiologiques décrits ci-dessus. Pour éviter les artéfacts liés au mouvement du sujet, on utilise en général une double mesure, thoracique et abdominale.

3.6.4. ACTIVITÉ ÉLECTRODERMALE (AED)

L'activité électrique de la peau prend sa source au niveau des glandes sudoripares eccrines*.

(*) Définition

Les glandes sudoripares sont les glandes exocrines (qui sécrètent des substances destinées à être expulsées dans le milieu extérieur) sécrétant la sueur. Elles sont de deux types :

- les glandes apocrines, présentes dans les régions anales et génitales, systématiquement rattachées à un follicule pileux.*
- les glandes eccrines, beaucoup plus nombreuses et très présentes à la paume des mains et à la plante des pieds. C'est entre autres par leur biais que le système nerveux végétatif régule la température, en produisant la sueur dont l'évaporation est endothermique.*

Leur activation est gérée par le système neuro-végétatif qui commande la sécrétion de sueur lorsque la température augmente, mais aussi en réaction au stress et aux émotions. Les techniques de mesure sont de deux types : les méthodes exosomatiques et endosomatiques. Les mesures endosomatiques correspondent à l'activité électrique propre de l'organe ou du tissu observé. La plupart des mesures biomédicales sont endosomatiques (EEG, ECG, EMG...). Au niveau du derme, on parle de potentiel électrodermal ou potentiel cutané. À contrario, les méthodes exosomatiques se rapportent aux mesures nécessitant l'apport d'un courant constant ou d'une tension constante, permettant d'obtenir une valeur de conductance électrique (ou de résistance, par équivalence).

C'est cette deuxième méthode qui est couramment utilisée. Des recommandations internationales préconisent l'emploi d'une tension constante de 0,5V entre les électrodes placées dans les zones actives. Bien que l'amplitude du signal diminue lorsqu'on s'éloigne des extrémités, il reste néanmoins décelable près de l'axe du corps ; le front est une zone de mesure acceptable du point de vue du signal, et compatible avec la conduite automobile contrairement aux mesures palmaires. Un facteur d'amplification de 1 000 est couramment utilisé.

On distingue deux composantes de l'AED : une composante tonique et une composante phasique. La première correspond au niveau de base de la conductance électrique de la peau. Elle est considérée comme un témoin de l'état émotionnel ou physiologique de la personne, pouvant être par exemple un indicateur du niveau de vigilance. La composante phasique correspond aux changements du niveau de conductance rapides (relativement à la composante tonique) considérés comme des réponses électrodermales (RED) faisant suite (1 à 2 secondes) à une stimulation.

3.6.5. ÉLECTROMYOGRAPHIE (EMG)

L'électromyographie est une mesure électrophysiologique du système nerveux périphérique, tirant parti de l'activité électrique présente au niveau des voies nerveuses qui innervent les muscles. Cette activité peut être captée par des électrodes externes ou par des aiguilles fines introduites dans le muscle à explorer.

L'électromyographie permet de détecter l'activité musculaire volontaire, ou forcée lorsque l'on procède à une stimulation électrique du muscle ; cette deuxième technique est en général réservée au domaine médical, par exemple lors de recherche de pathologies neuromusculaires nécessitant une mesure de vitesse de la conduction.

Dans le cas de la conduite automobile, l'EMG peut être utilisée comme critère temporel par la recherche de pics d'efforts. Mais elle peut aussi permettre d'estimer le niveau d'effort engendré par le muscle observé ; ceci nécessite d'avoir auparavant effectué des mesures de contraction volontaire maximale.

Pour ce qui concerne cette expérimentation, plusieurs muscles du dos, des membres supérieurs et des membres inférieurs ont été instrumentés, dans le but de détecter l'activation musculaire liée à différentes phases de conduite :

- Trapèze (faisceau supérieur) : muscle de la région supérieure du dos, qui participe à la rotation et l'inclinaison de la tête, ainsi qu'au haussement des épaules (Figure II-27).
- Extenseur commun des doigts : muscle de l'avant-bras, qui permet l'extension des quatre derniers doigts.
- Extenseur ulnaire du carpe : muscle de l'avant-bras, extenseur et adducteur de la main sur l'avant-bras.
- Triceps : muscle brachial qui permet l'extension du coude (Figure II-28).

- Vaste externe / vaste interne : muscles de la face antérieure de la cuisse, composants du quadriceps. Leur contraction est liée à l'extension de la jambe sur la cuisse et la flexion de la cuisse sur le bassin (Figure II-29).
- Gastrocnémien : muscle bi-articulaire de la jambe responsable de la flexion du genou et de l'extension du pied, responsable de la force propulsive de la locomotion.
- Soléaire : muscle complémentaire du muscle gastrocnémien avec lequel il forme le triceps sural. Il est principalement extenseur du pied et assure la stabilité de la station debout.
- Tibial antérieur: muscle antérieur de la jambe qui permet la flexion du pied sur la jambe (Figure II-30).

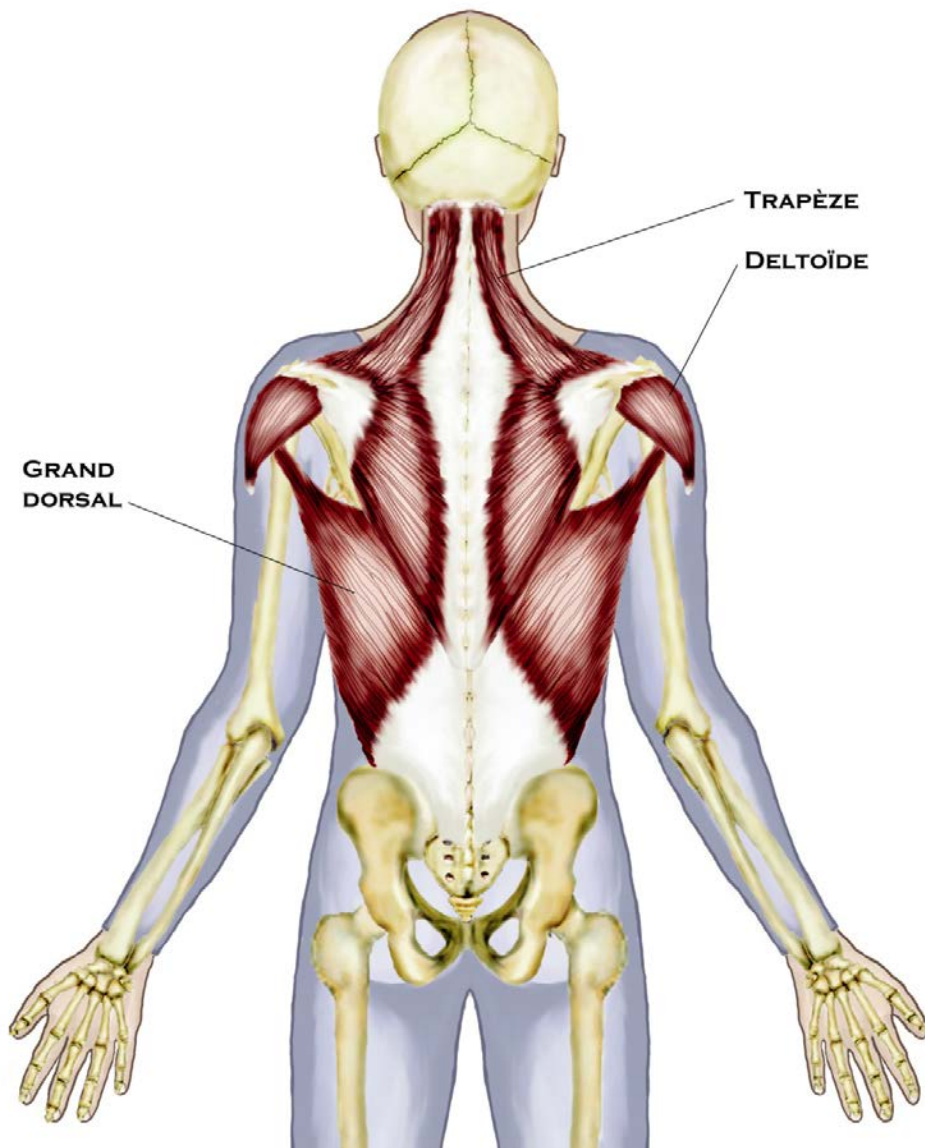
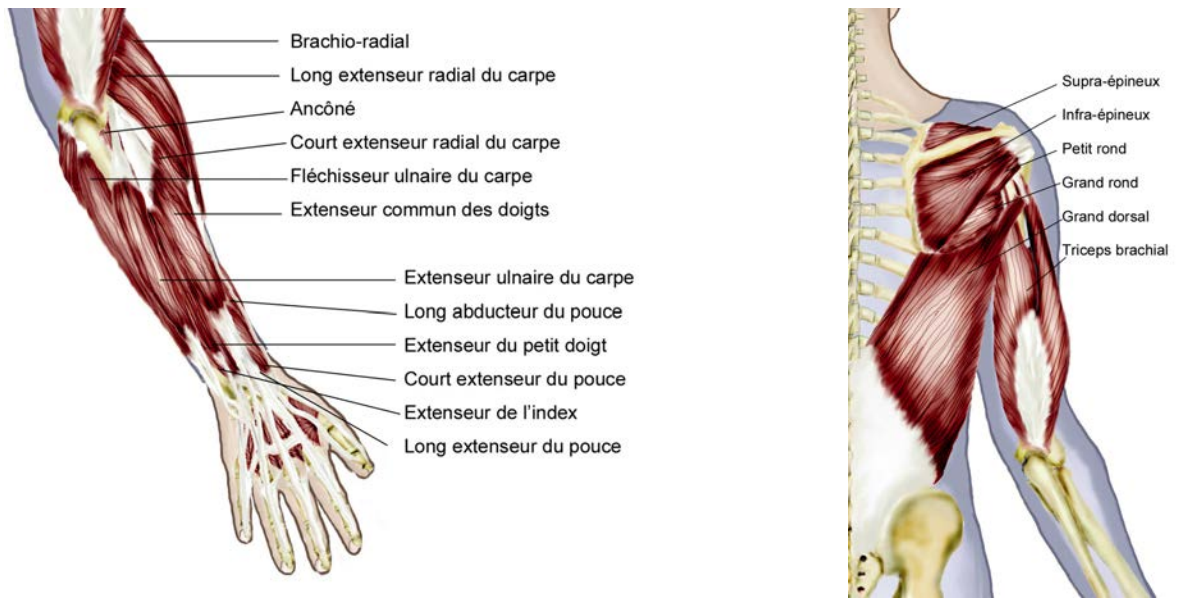


FIGURE II-27 : ANATOMIE MUSCULAIRE DU DOS (COUCHE EXTERNE) [ROL]



*FIGURE II-28 :
MUSCLES POSTÉRIEURS SUPERFICIELS DE L'AVANT-BRAS (A GAUCHE), ET MUSCLES POSTÉRIEURS DU BRAS (A DROITE) [ROL]*

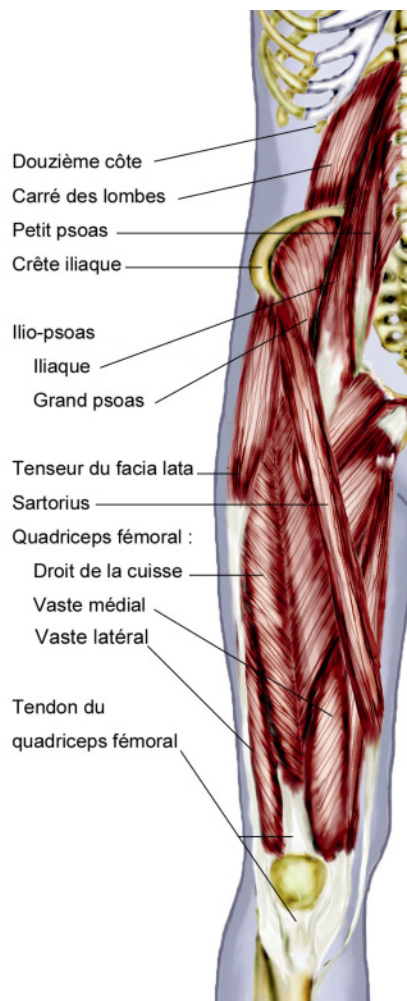


FIGURE II-29 : MUSCLES ANTÉRIEURS DE LA CUISSE [ROL]

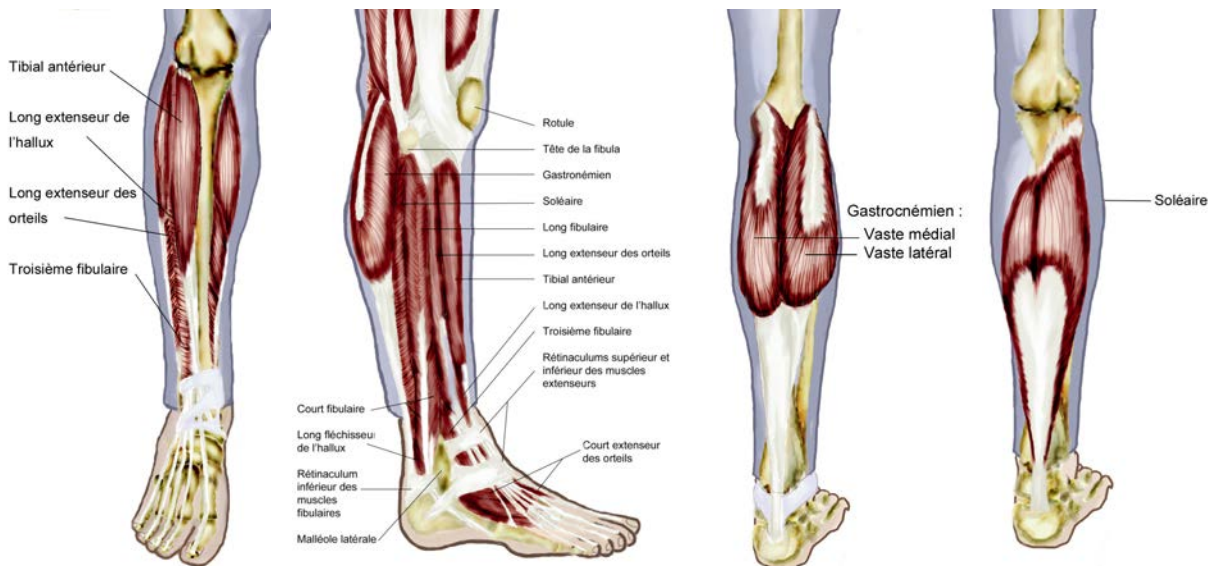


FIGURE II-30 : MUSCLES DE LA JAMBE [ROL].

3.6.6. SYNTHÈSE DES MESURES PHYSIOLOGIQUES RÉALISÉES DURANT L'EXPÉRIMENTATION

Hormis l'électroencéphalographie, les différents types de mesure physiologique se sont révélés compatibles avec l'environnement du simulateur de conduite, malgré les perturbations électromagnétiques environnantes.

Il a donc été réalisé l'acquisition de 21 voies de mesures, dont 16 d'électromyographie. La plupart des techniques employées étant multipolaires et nécessitant une référence (masse), il a fallu utiliser un nombre important de connecteurs, ce qui est particulièrement difficile à gérer dans le cadre de la conduite automobile (Figure II-31).

Température cutanée	1
AED	1
ECG	1
Activité respiratoire	2
EMG	16
total	21

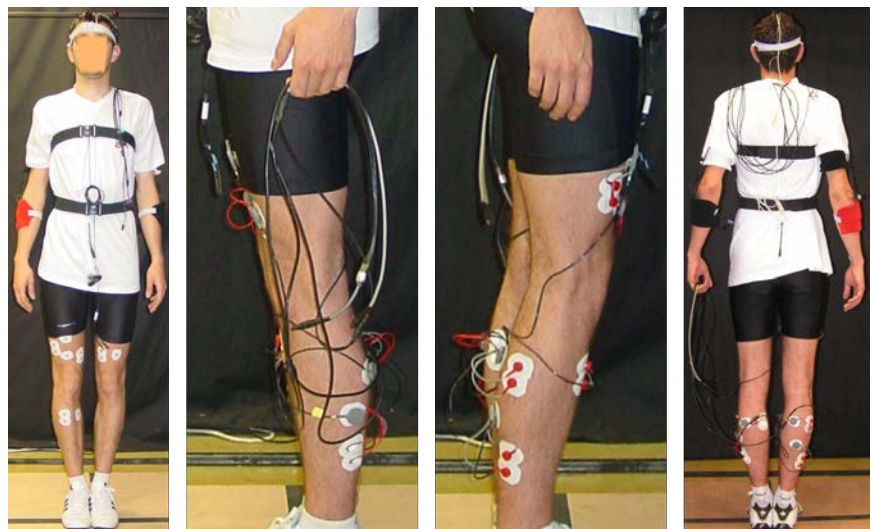


FIGURE II-31 : DÉTAILS DES VOIES DE MESURE PHYSIOLOGIQUES

La représentation schématique suivante regroupe et situe les différentes mesures qui ont été effectuées lors de cette campagne expérimentale (Figure II-32).

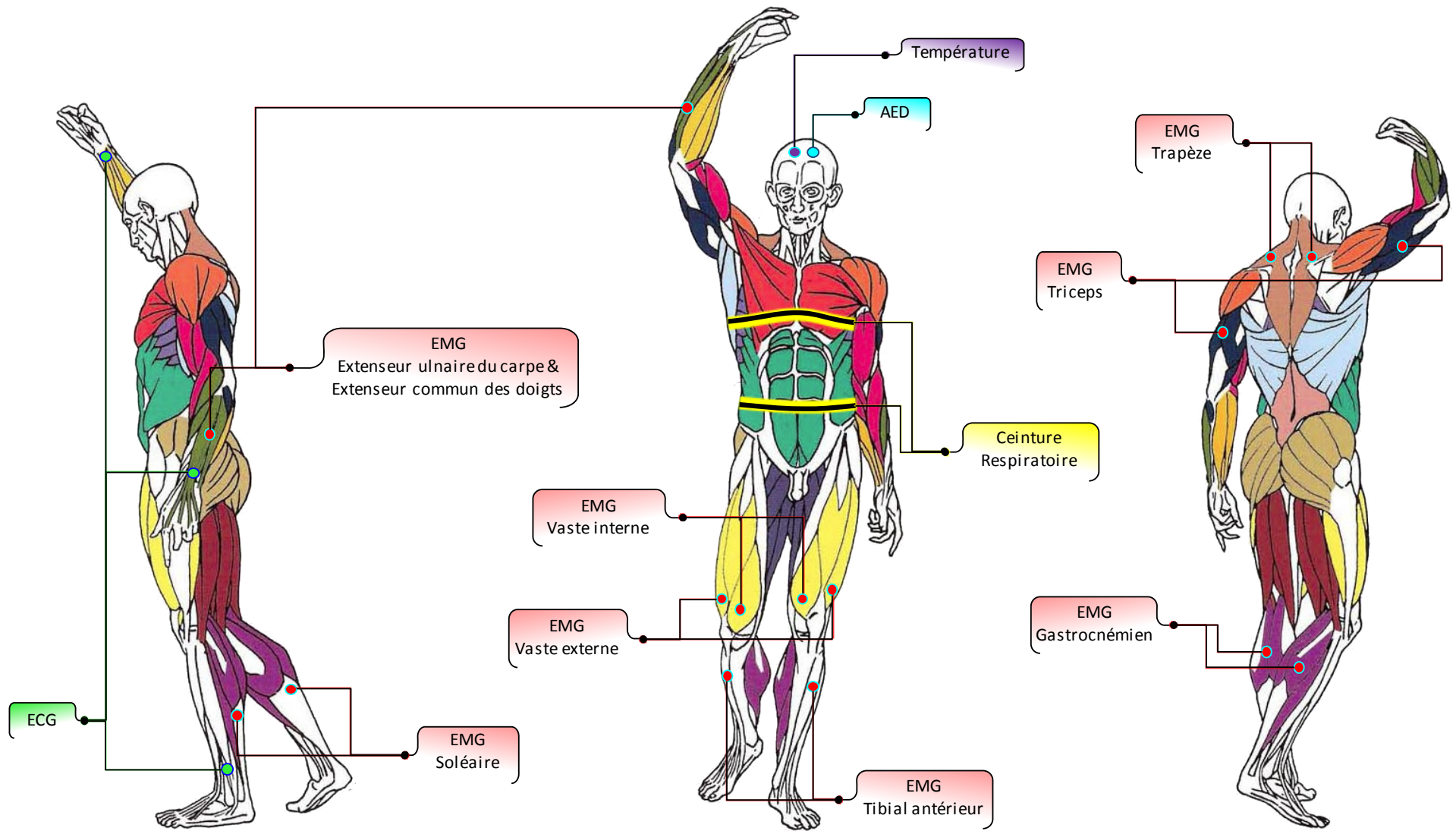


FIGURE II-32 : REPRÉSENTATION SCHEMATIQUE DES VOIES DE MESURE PHYSIOLOGIQUE

3.7. ACQUISITION ET SYNCHRONISATION

L'acquisition de ces données a nécessité d'intégrer dans le véhicule plusieurs systèmes de conditionnement et d'enregistrement.

En ce qui concerne les données physiologiques, il a été nécessaire d'investir dans un système de type Biopac MP150 associé à plusieurs modules dédiés à chaque type de signal à mesurer. Afin de limiter les longueurs de câbles, cet ensemble a été positionné derrière le siège du conducteur.

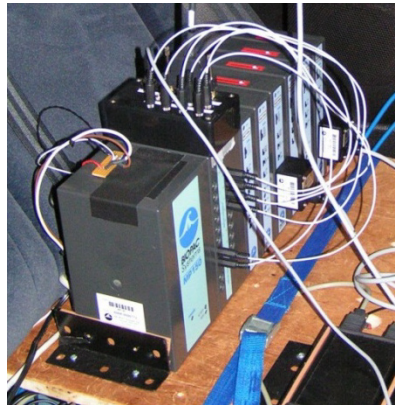


FIGURE II-33 : SYSTÈME D'ACQUISITION DE DONNÉES PHYSIologiques BIOPAC MP150

Concernant les signaux « mécaniques », des conditionneurs associés à des alimentations stabilisées ont été mis en place dans le coffre du véhicule, sauf pour le capteur pédale dont l'électronique de conditionnement est spécifique.

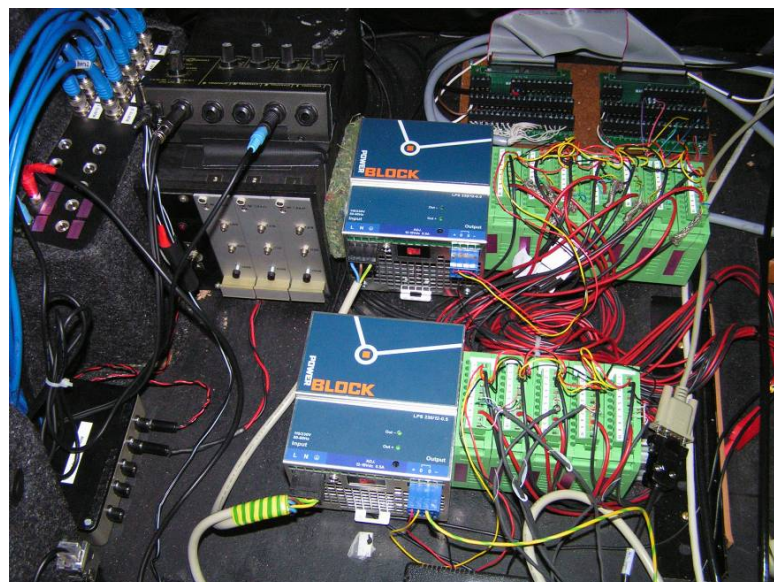


FIGURE II-34 : CONDITIONNEMENT DES DONNÉES MÉCANIQUES

L'acquisition de ces signaux conditionnés est alors effectuée par le biais d'un oscilloscope numérique de type Nicolet Vision.



FIGURE II-35 : OSCILLOSCOPE NUMÉRIQUE « NICOLET VISION »

Comme cela a été décrit au §3.3, une procédure de synchronisation de ces différents systèmes a été développée à partir de la base de temps du simulateur. Un automate (Wago) piloté par le biais d'une liaison réseau (RJ45) a permis de piloter des triggers au travers de relais électriques. L'état de l'automate étant sauvegardé dans les fichiers du simulateur, il est aisé de définir une base temporelle commune lors de l'analyse post-expérimentale.

L'intérêt d'utiliser des relais intermédiaires est d'avoir une grande souplesse au niveau du type de signal déclencheur : fermeture de circuit, signal TTL ou encore tension constante. Cette souplesse de fonctionnement a permis d'intégrer à cette boucle de commande le déclenchement du klaxon (12V) et du lâcher de mousse (220V).



FIGURE II-36 : RELAIS DE SYNCHRONISATION

Le schéma suivant montre l'ensemble du système de simulation et d'acquisition, dont le dispositif de synchronisation (Figure II-37).

Les ensembles rehaussés de rouge correspondent aux moyens embarqués dans le véhicule et qui ont représenté un défi important en matière d'intégration.

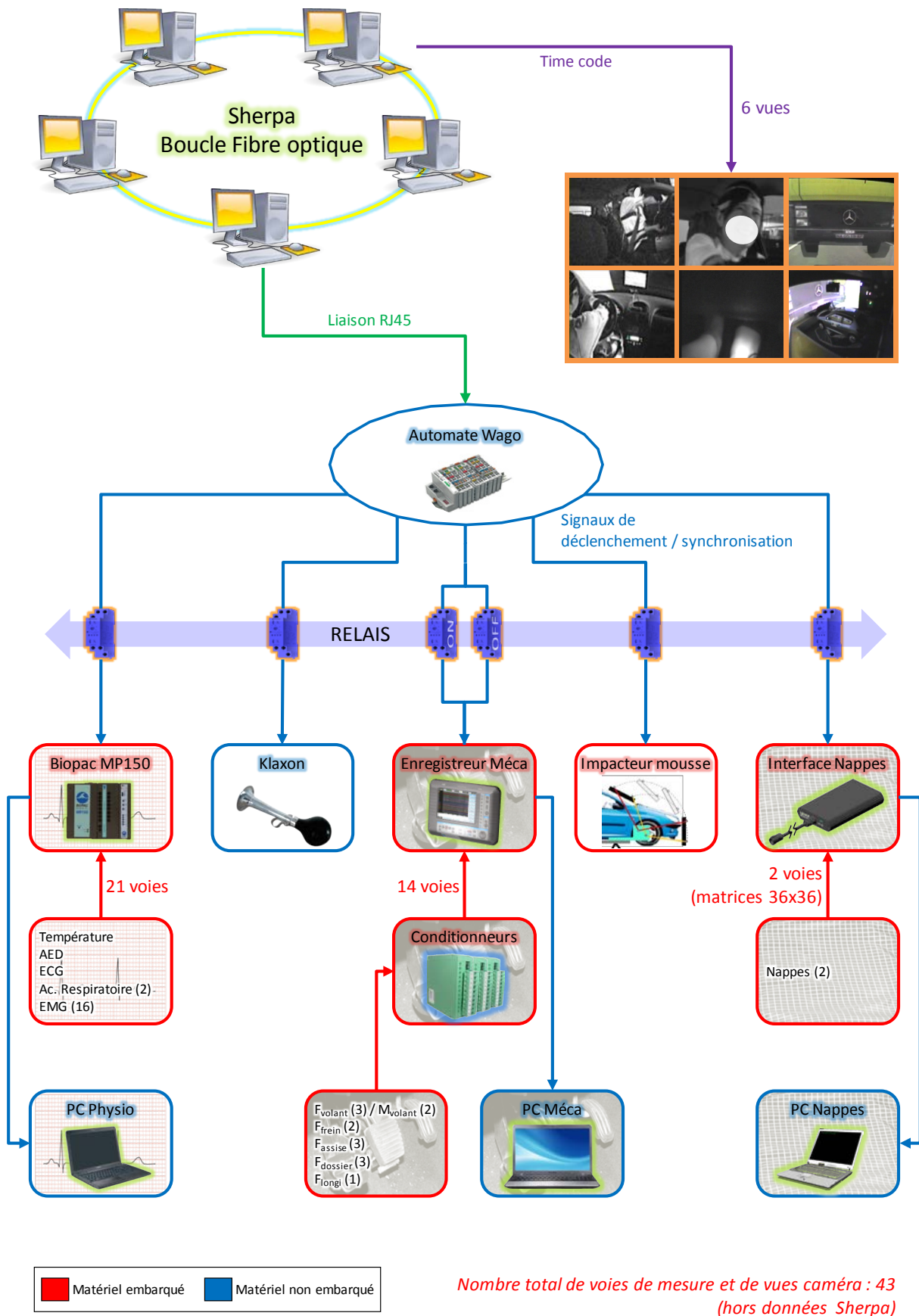


FIGURE II-37 : REPRESENTATION SCHEMATIQUE DU DISPOSITIF D'ENREGISTREMENT ET DE SYNCHRONISATION DES MESURES

4. RÉSULTATS

Dans cette quatrième partie, une analyse des données issues de l'expérimentation sera proposée. Le volume d'informations acquises étant très important, et donc ouvert à une multitude de traitements, il a été choisi de présenter chaque jeu de données avec une approche spécifique.

De l'analyse des vidéos, nous tirerons des tendances sur les changements de postures qui interviennent juste avant le crash. Les autres types de données ne concernent que l'étude sur simulateur dynamique. En effet, sur la première campagne effectuée sur un simulateur statique, ni les mesures d'efforts et de pression, ni les systèmes de synchronisation n'avaient été intégrés.

L'étude des données issues du simulateur et de l'interface de conduite permettra entre autres d'effectuer des analyses spatiales et temporelles, faisant ressortir des informations telles que les temps de réaction ou l'efficacité du freinage.

En ce qui concerne les données "force", nous observerons les différences d'interaction entre un instant de conduite calme et l'instant qui précède le crash. Afin de permettre une comparaison interindividuelle, ces efforts seront normés par des valeurs dites "efforts maximum volontaires".

Enfin, en ce qui concerne les nappes de pression, nous rechercherons des critères de détection précoce d'incidents en étudiant l'évolution temporelle des signaux.

Pour terminer, nous verrons s'il est possible d'anticiper le comportement des conducteurs en fonction de la situation à laquelle ils sont confrontés quelques instants auparavant.

4.1. STATISTIQUES DESCRIPTIVES DES CONDUCTEURS

Comme cela a été décrit au paragraphe §1, le simulateur a connu une évolution technique, qui nous a amenés à différencier les sujets ayant participé à la campagne sur simulateur statique et sur simulateur dynamique.

Le tableau suivant résume les effectifs par sexe (Tableau II-2). Le terme "sans crash" signifie que certains conducteurs n'ont pas subi la phase de crash, soit à cause d'un problème technique, soit d'un problème médical.

SEXE		Sans crash	Crash	Tous
Simulateur Statique	Hommes	12	27	39
	Femmes	4	9	13
	Indifférenciés	16	36	52
Simulateur Dynamique	Hommes	9	29	38
	Femmes	3	11	14
	Indifférenciés	12	40	52
Tous	Hommes	21	56	77
	Femmes	7	20	27
	Indifférenciés	28	76	104

TABLEAU II-2 : DESCRIPTION DES EFFECTIFS DE CONDUCTEURS PAR SEXE ET PAR TYPE DE SIMULATION

Le lecteur pourra trouver d'autres informations ayant trait aux conducteurs (âge, masse, expérience...) en annexe (§4.7).

4.2. ANALYSE DES DONNÉES VIDÉO - POSITIONS DU CONDUCTEUR

Comme cela a été expliqué dans le paragraphe §3.4, l'analyse des vidéos a permis de caractériser visuellement le comportement des conducteurs. Les positions des membres supérieurs, du tronc et de la tête ont été observées et sont présentées ci-après.

Les données tirées des simulateurs statiques et dynamiques sont séparées et comparées, afin d'estimer la présence de biais expérimentaux. Sur les graphiques, les termes "statique", "dynamique" et "fusion" se rapportent respectivement aux données issues des campagnes effectuées sur simulateur statique, dynamique, et à la fusion des deux jeux de données.

A l'instant du crash, défini comme l'instant de distance minimale entre les deux véhicules, 60% des participants ont eu une réaction de recul du tronc (et tête). Les autres conducteurs sont globalement restés immobiles dans le plan sagittal. Les résultats des deux campagnes expérimentales sont homogènes (Figure II-38).

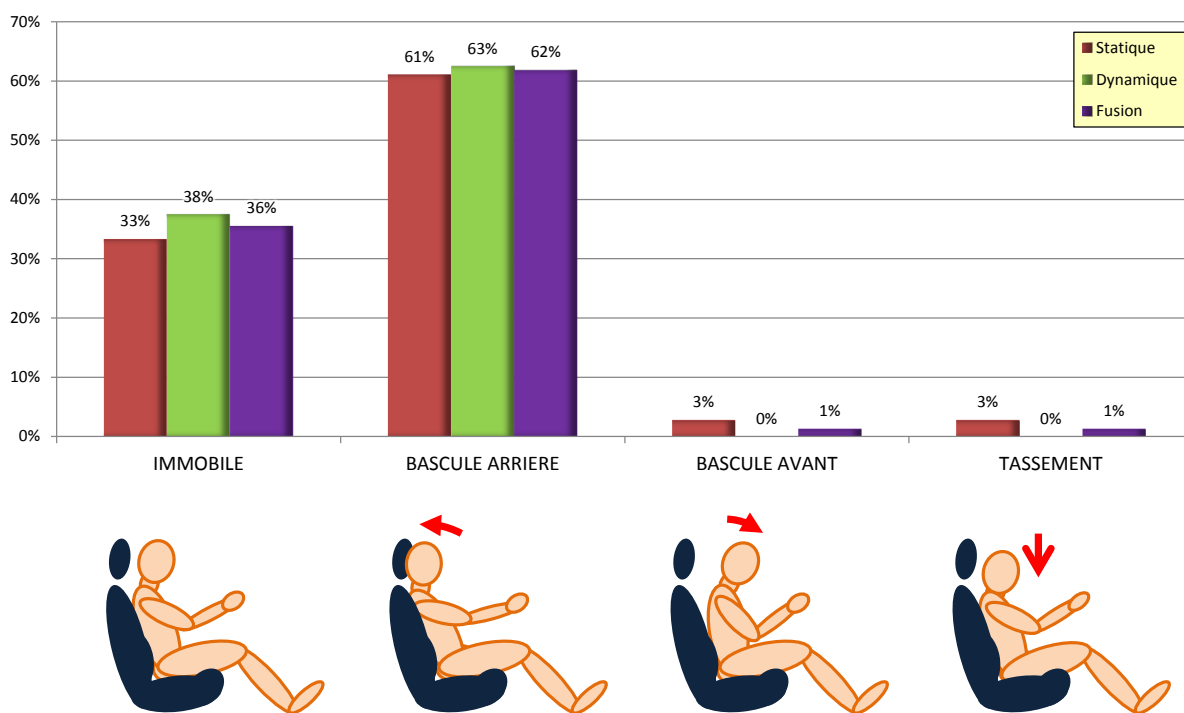


FIGURE II-38 : MOUVEMENT DU TRONC DANS LE PLAN SAGITTAL A L'INSTANT DU CRASH

À contrario, dans le plan frontal, il existe une forte disparité entre les campagnes sur simulateurs statique et dynamique (Figure II-39).

Les données issues de la première campagne montrent deux comportements répartis de manière égale : position centrée et bascule droite. Mais sur le simulateur dynamique, la majorité des sujets est en position centrée. Seuls 18% basculent à droite, et à cela s'ajoutent quelques sujets qui basculent à gauche.

Ces mouvements de bascule sont directement liés aux manœuvres d'évitement par rotation rapide du volant. Ils sont donc reliés aux conditions de l'accident et en particulier aux position et vitesse relatives des véhicules. Comme décrit précédemment (§2), l'accident était généré manuellement par l'expérimentateur lors de la première campagne. Il existait donc une variabilité dans la configuration de la situation liée à la performance de l'expérimentateur. À l'inverse, lors de la deuxième campagne, la situation générée automatiquement était beaucoup plus stable.

C'est l'hypothèse qui semble la plus probable pour expliquer la différence de résultats entre les deux campagnes.

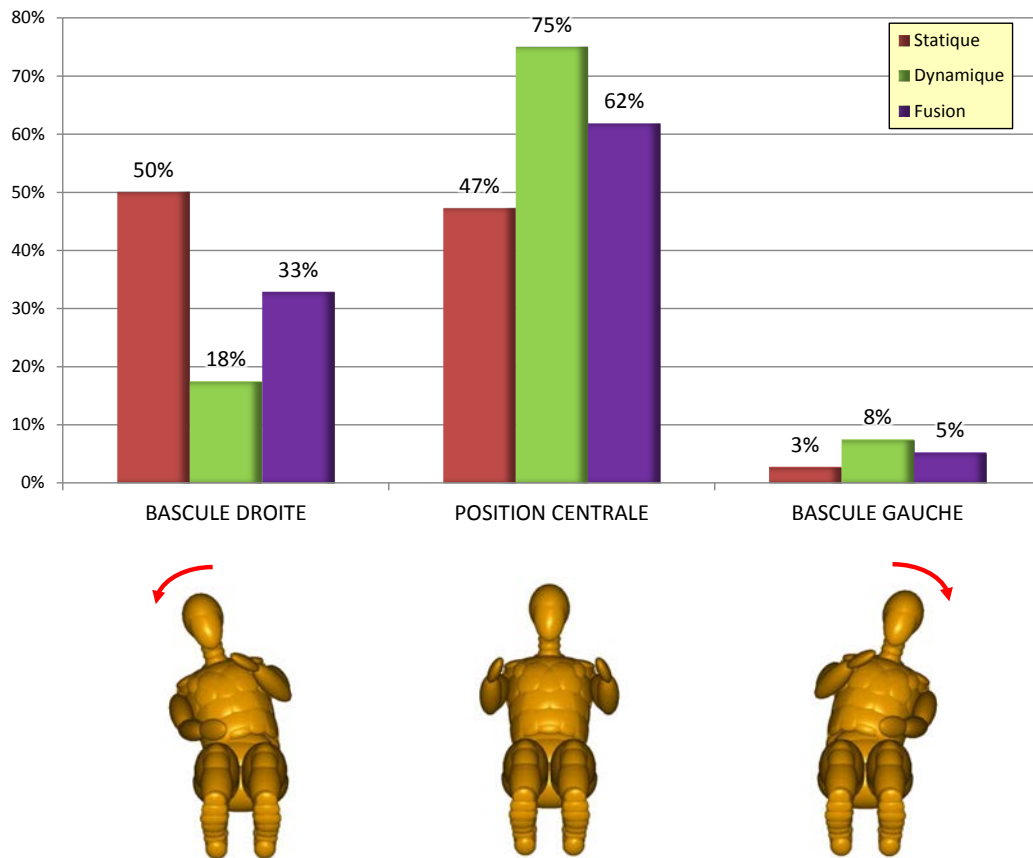


FIGURE II-39 : MOUVEMENT DU TRONC DANS LE PLAN FRONTAL A L'INSTANT DU CRASH

Quant aux valeurs elles-mêmes, elles sont à lire avec un certain recul ; on parle ici de la position au moment du crash. Des sujets ont débuté une manœuvre d'évitement puis ont contrebraqué ; pour certains d'entre eux, ce repositionnement a fait coïncider la position centrale avec l'instant du crash. Cela ne signifie donc pas que leur position est restée statique tout au long de la phase de pré-crash.

Ceci se confirme si l'on regarde le taux de manœuvres rapides du volant dès que le conducteur perçoit l'imminence de l'accident, qui représente près de 75% des sujets (Figure II-40).

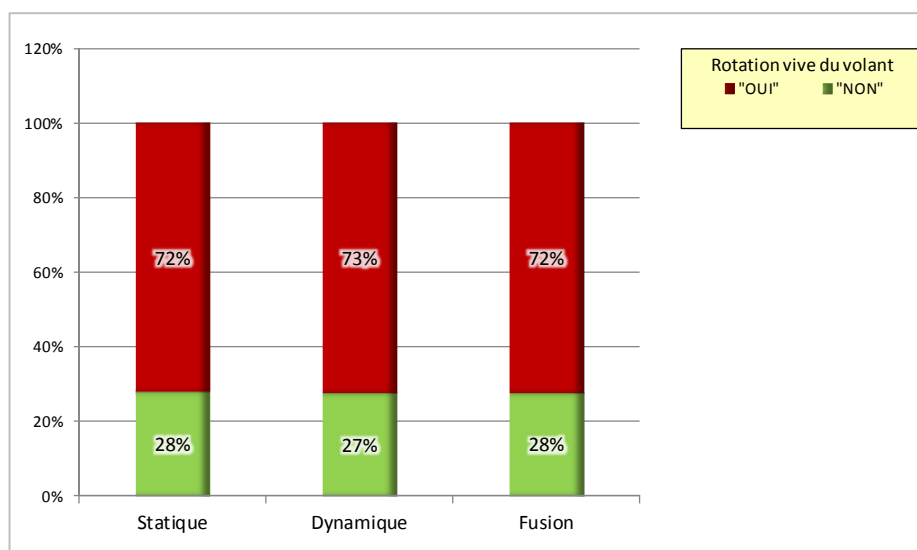


FIGURE II-40 : ROTATION RAPIDE DU VOLANT AU CRASH

Le terme "conduite normale" employé par la suite correspond à l'intervalle borné par :

- l'arrêt des mouvements du conducteur qui font suite à la manœuvre d'évitement durant la traversée de village au km 32, en amont
- le début du déboitement du camion en aval.

Cet intervalle (60-80 s) ne contient aucune stimulation particulière du conducteur avec un tracé dépourvu de virage serré ce qui prédispose à une bonne stabilité du sujet.

Une représentation horaire a été choisie afin de décrire la position des mains sur le volant. La main gauche est positionnée de 0 à 11 heures, la main droite de 0 à 55 minutes par incrément de 5 minutes.

En condition de "conduite normale", les conducteurs adoptent généralement une position de conduite très classique, proche de la position nommée « 10h10 » (Figure II-41). En ce qui concerne la main droite, une proportion importante des sujets conduit avec la paume sur le levier de vitesse ou sur la cuisse.

A l'instant du crash, ce comportement est encore plus marqué puisque 40% des sujets ont la main droite sur le levier de vitesse, les autres conducteurs ayant majoritairement la main dans le quadrant inférieur droit du volant. De manière symétrique, la main gauche se situe prioritairement dans le quadrant supérieur gauche, mais aussi pour une part non négligeable des conducteurs dans la moitié droite du volant (Figure II-42).

Cette dernière remarque est importante car cela signifie que le bras est positionné devant le moyeu du volant, et risque donc d'être lésé lors d'un déploiement d'airbag.

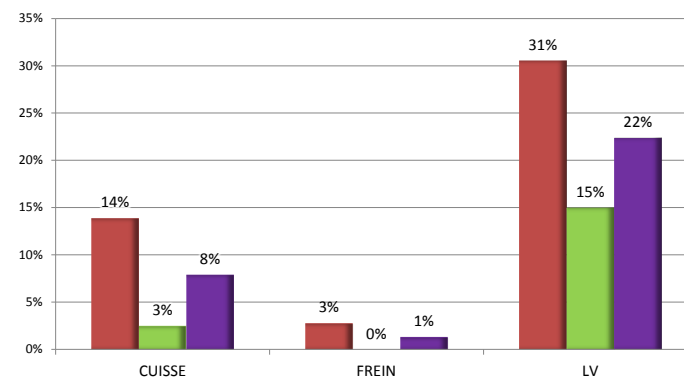
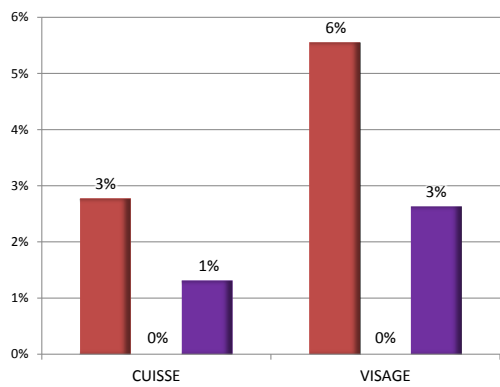
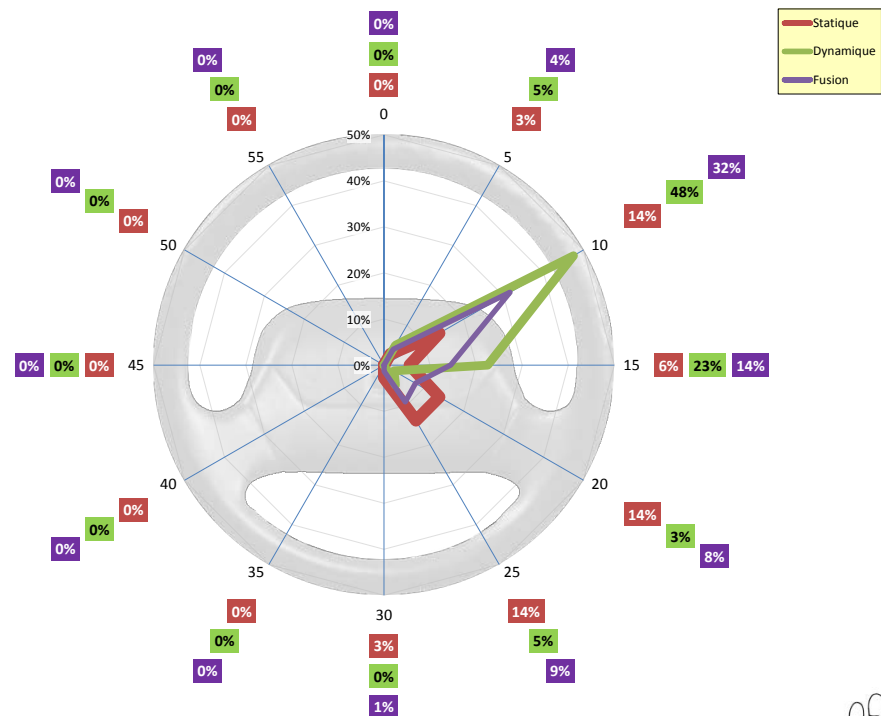
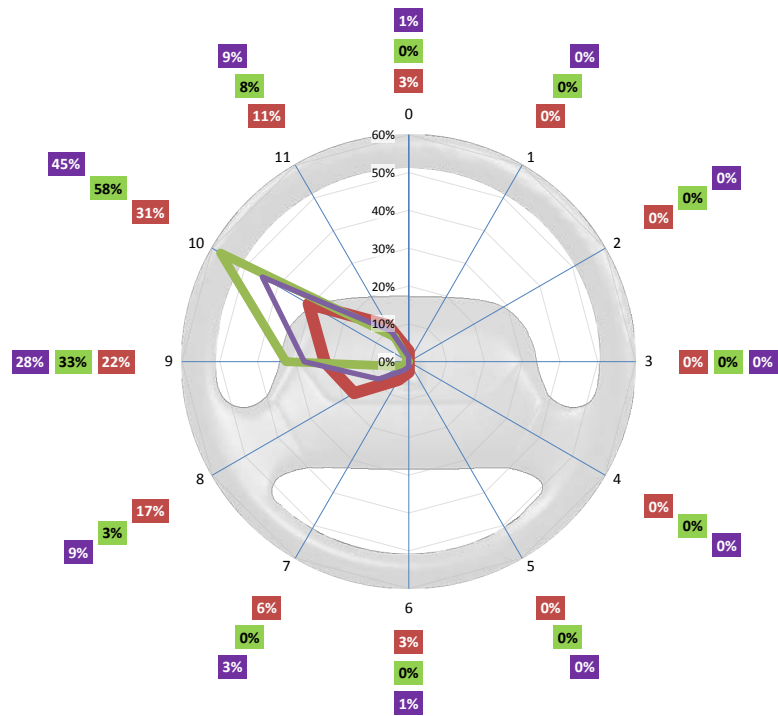


FIGURE II-41 : POSITION DES MAINS GAUCHE ET DROITE EN CONDITION DE CONDUITE NORMALE

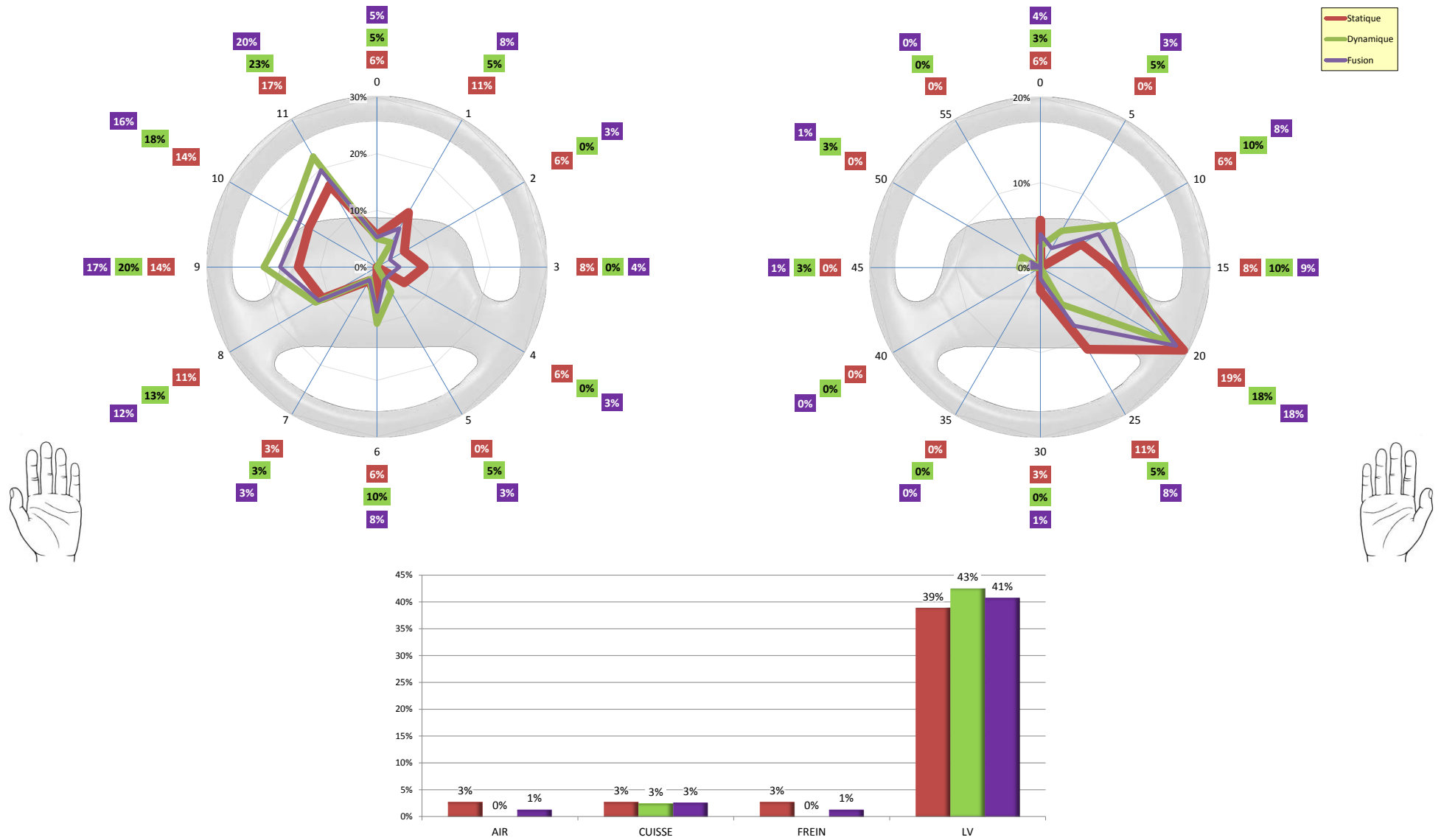


FIGURE II-42 : POSITION DES MAINS GAUCHE ET DROITE A L'INSTANT DU CRASH

Définir visuellement le moment où le camion et la voiture s'interpénètrent est délicat (le camion "sort" de l'écran) et il est plus précis de déterminer cet instant à partir des données issues du simulateur de conduite. Le calage de cet instant au niveau des vidéos du conducteur reste malgré tout limité par la précision du chronomètre de l'interface vidéo qui est égale au 1/10 s. Ceci justifie d'observer la position des bras dans l'intervalle +/- 0,1 s par rapport à l'instant supposé du crash.

Avec ce nouveau critère temporel, la "situation à risque" précédemment définie touche alors 40% des conducteurs pour la première campagne et 25% pour la seconde (Figure II-43). Pour ce groupe de conducteurs, la position horaire moyenne de la main gauche se situe entre 2h et 3h.

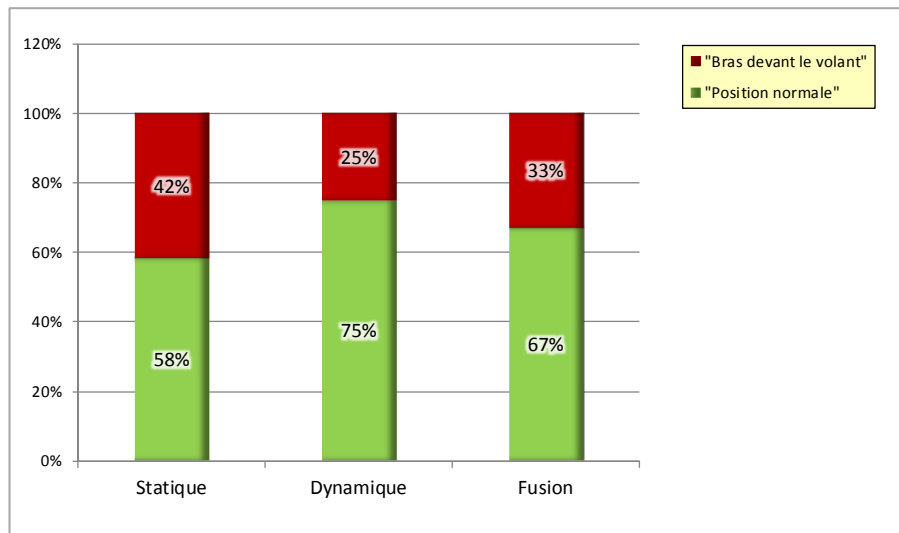


FIGURE II-43 : AVANT BRAS SITUÉ DEVANT LE MOYEU DU VOLANT

De manière symétrique, deux sujets qui ont tenté un évitement par la gauche avaient le bras droit dans le quadrant supérieur gauche du volant à l'instant du crash. La figure suivante présente cette situation (Figure II-44).



FIGURE II-44 : VISUEL DE LA POSITION D'UN SUJET JUSTE AVANT LE CRASH

4.3. ANALYSE DES DONNÉES DE L'INTERFACE DE CONDUITE

Parallèlement aux données subjectives issues principalement des vidéos, les données issues du simulateur Sherpa permettent d'analyser le positionnement relatif des véhicules impliqués dans la situation et de confronter les résultats obtenus avec les actions du conducteur sur les commandes du véhicule.

Les analyses qui suivent sont particulièrement liées au domaine temporel ; les données utilisées maintenant sont donc uniquement issues de la campagne effectuée sur simulateur dynamique et donc avec des systèmes de déclenchement d'évènements automatisés.

Afin de comparer les comportements des différents conducteurs, il est nécessaire de définir des instants de référence. Par la suite, on utilisera les dénominations suivantes :

- **T₀** : instant où le camion commence à déboîter.
- **T₁** : instant où le pneu avant-gauche du camion chevauche de manière symétrique la ligne médiane de la chaussée. L'écart entre l'instant T₀ et l'instant T₁ est lié au rejeu standard décrit au paragraphe §2. Il est donc identique entre les sujets, à la résolution du simulateur près, soit une erreur cumulée pour les deux instants de 0,05s maximum (T₁-T₀ ; moyenne = 0,97s ; SD=0,01s).
- **T₂** : instant du crash, lorsque la distance entre les centres des pare-chocs est minimale.

En plus de ces instants particuliers de la phase de crash, on définit l'instant

- **T_p** : instant du "refus de stop" au kilomètre 32 (Figure II-13).

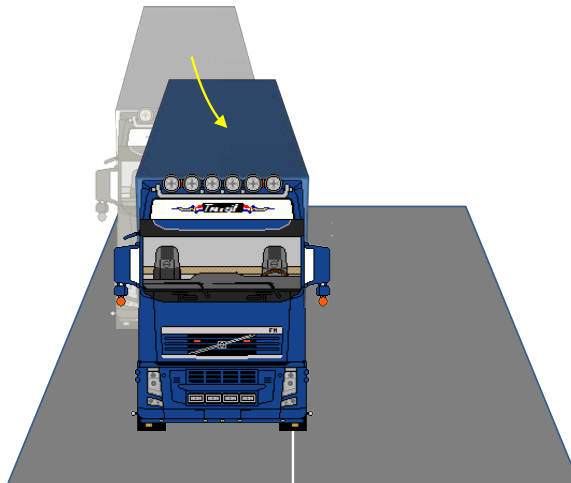


FIGURE II-45 : POSITION DU CAMION À L'INSTANT "T₁"

De la même manière, on définit une méthode de positionnement spatial du camion par rapport au véhicule sujet. On définit d'abord des "vecteurs véhicules" longitudinaux et orientés vers l'avant; notés \vec{C} (pour le camion) et \vec{V} (pour la voiture).

On définit ensuite l'axe **Y** orienté latéralement, avec pour origine l'axe longitudinal médian, le sens positif allant de la droite vers la gauche du véhicule. Sur la figure suivante, le terme **décalage** correspond à la projection du milieu de la face avant du camion sur cet axe (Figure II-46). Un décalage signé positivement coïncide donc à une tendance à passer à droite du camion.

Enfin, l'angle β permet de caractériser l'orientation relative des deux véhicules; il correspond à l'angle du vecteur \vec{V} vers le vecteur $-\vec{C}$. Par convention, il sera signé positif pour une rotation dans le sens direct autour d'un axe vertical ascendant.

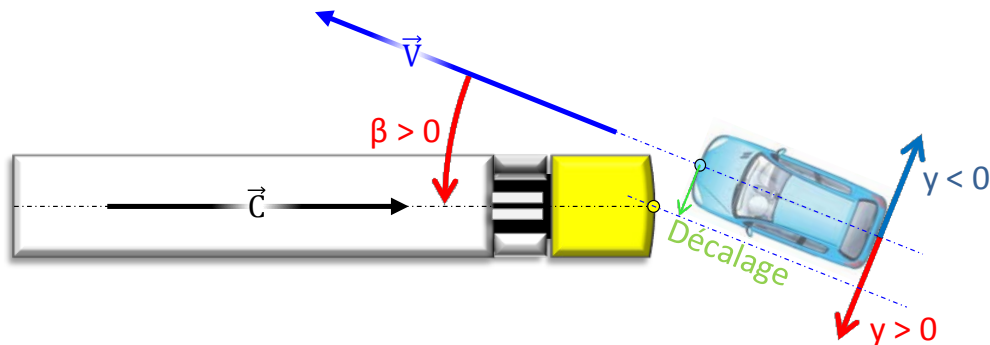


FIGURE II-46 : CONVENTION DE POSITIONNEMENT RELATIF DES VÉHICULES

4.3.1. ANALYSE CINÉMATIQUE

Les vitesses enregistrées semblent cohérentes puisque proches des limites légales, et donc de celles que les conducteurs sont censés pratiquer usuellement. Ceci laisse à penser que les sujets n'ont pas considéré la simulation comme un jeu, ou à l'inverse comme un objet d'expérimentation fragile, mais bien comme une situation de conduite réaliste. Cette hypothèse est d'ailleurs confortée par les résultats subjectifs issus des questionnaires post-expérimentaux qui montrent que les sujets ont eu le sentiment de revivre des situations de conduite passées

La vitesse sur route fait relativement exception ; ceci s'explique par la présence régulière d'obstacles (ex : véhicule lent et ligne continue) et de traversées de zones habitées (Tableau II-3).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Vitesse sur autoroute	km/h	123	98	136	9
Vitesse sur route	km/h	65	59	71	3
Vitesse en ville	km/h	49	33	60	6
Vitesse à 150m de l'accident	km/h	77	51	98	11
Vitesse à l'instant T0	km/h	78	57	101	10
Vitesse au crash	km/h	72	48	99	10
Distance inter véhiculaire à T0	m	88	68	105	8
Distance inter véhiculaire à T1	m	56	42	68	6
Délai avant crash à T0	s	2,26	2,03	2,4	0,09
Délai avant crash à T1	s	1,29	1,08	1,45	0,09

TABLEAU II-3 : VITESSE ET POSITION DES SUJETS AUX DIFFÉRENTES PHASE DE L'EXPÉRImentation

En revanche, la portion routière (limitée à 90 km/h) qui précède l'accident, est le lieu d'une plus grande dispersion; l'écart maximum de vitesse entre les sujets y atteint presque 50 km/h. La zone étant en courbe, les conducteurs régulent l'enfoncement de l'accélérateur de manière plus active qu'en ligne droite d'où ce résultat.

4.3.2. ANALYSE SPATIALE

Différents critères permettent de caractériser un choc entre deux véhicules. On s'intéresse classiquement au taux de recouvrement, qui correspond au pourcentage de la face avant du véhicule sujet impacté par la face du second véhicule. Le tableau suivant décrit les différents cas possibles.

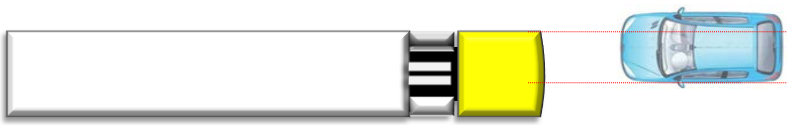
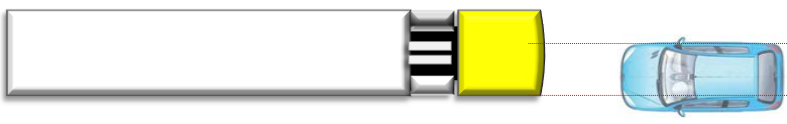
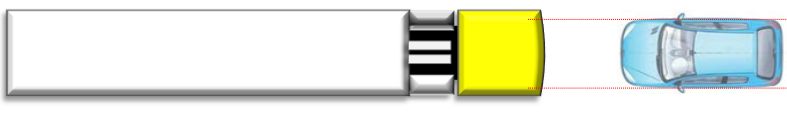
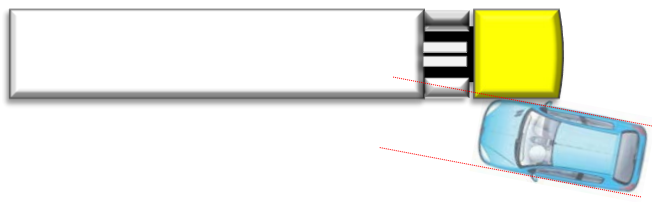
	Recouvrement partiel gauche ; 25 sujets sur 40 (décalage à droite)
	Recouvrement partiel droite ; 6 sujets sur 40 (décalage à gauche)
	Recouvrement complet ; 4 sujets sur 40 (2 décentrés à droite, 2 à gauche)
	Pas de recouvrement frontal ; 5 sujets sur 40

TABLEAU II-4 : DIFFÉRENTS TYPES DE RECOUVREMENT LORS DU CHOC

Cette première analyse semble montrer une prédominance de chocs décalés avec un recouvrement partiel gauche, ce qui signifie que les sujets ont une tendance à se décaler vers la droite.

En revanche, le taux de recouvrement moyen est globalement similaire, quel que soit le côté vers lequel se décale le sujet (Tableau II-5, la lettre N correspond au nombre de sujets).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Taux de recouvrement	%	77	31	100	19
Taux de recouvrement – sujets décalés à droite (N=27)	%	75	31	100	19
Taux de recouvrement – sujets décalés à gauche (N=8)	%	82	44	100	22

TABLEAU II-5 : TAUX DE RECOUVREMENT LATERALISÉ

L'étude du décalage confirme ce résultat puisque, positif pour 32 sujets (80%), elle montre une tendance à partir vers la droite de la route. De plus, l'amplitude du mouvement est plus marquée que pour les conducteurs se déplaçant vers le côté gauche (Tableau II-6).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Décalage – valeur signée (positif vers la droite)	m	0,7	-1,3	3,4	1
Décalage – amplitude	m	0,9	0	3,4	0,8
Décalage positif (véhicule vers la droite - N=32)	m	1	0,1	3,4	0,9
Décalage négatif (véhicule vers la gauche - N=8)	m	-0,5	-1,3	0	0,5

TABLEAU II-6 : DÉCALAGE RELATIF DES VÉHICULES

Il semble donc que le mouvement du camion, c'est-à-dire d'un objet visuellement massif, entraîne un déplacement du sujet dans la même direction (le camion "repousse" le sujet), et ce malgré la présence d'arbres sur le bord de la route. Mais il serait hâtif de tirer des conclusions trop générales, la réaction des conducteurs étant directement liée au scénario.

D'ailleurs, si on regarde les résultats relatifs à l'angle d'impact, la répartition entre les 2 côtés est beaucoup plus homogène. Les conducteurs ont tendance à hésiter et contrebraquer, ce qui entraîne finalement, en moyenne, un choc normal au camion (Tableau II-7).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Angle β – valeur signée	Degrés	0	-17	12	6
Angle β – amplitude	Degrés	4	0	17	4
Angle β positif (volant vers la droite - N=20)	Degrés	5	0	12	4
Angle β négatif (volant vers la gauche - N=20)	Degrés	-4	-17	0	4

TABLEAU II-7 : ANGLE D'IMPACT

4.3.3. ANALYSE RÉACTIONNELLE

Dans cette étude, le moment où le sujet détecte que le camion se décale est variable en fonction par exemple du niveau d'attention du conducteur. L'analyse des temps de réaction est donc faite par rapport à T0 et T1.

La première réaction détectable est le relâchement de l'accélérateur. Par rapport à l'instant T0 (début de déplacement latéral du camion), le temps de réaction moyen est de 1,1s, ce qui est conforme avec le temps de réaction moyen avancé par la sécurité routière de 1s.

La vitesse de relâchement de l'accélérateur est proche des valeurs décrites par Kassaagi [KAS03]. Pour une course de pédale de 50mm, la vitesse de libération moyenne est de 135mm/s, alors que Kassaagi trouve 120mm/s sur piste et 100mm/s sur simulateur. Mais l'échantillon est très dispersé avec un écart-type de 80mm/s (Tableau II-8).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Temps de réaction après T0	s	1,11	0,63	1,75	0,21
Temps de réaction après T1	s	0,15	-0,35	0,78	0,22
Enfoncement accélérateur initial (à T0)	%	28	11	61	11
Vitesse de relâchement de l'accélérateur	% / s	-270	-1 069	-116	165

TABLEAU II-8 : TEMPS DE RÉACTION – RELACHEMENT DE L'ACCÉLÉRATEUR

L'étape suivante est le freinage, qui en moyenne intervient 1,5 s après l'instant T0. Ceci correspond à une distance moyenne de 33m parcourue avant le début du freinage, alors que la distance restante avant impact est alors de 16m (Tableau II-9).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
<i>Délai</i> T0 → Freinage	s	1,48	1,08	2	0,2
<i>Délai</i> T1 → Freinage	s	0,52	0,1	1,03	0,2
<i>Distance parcourue</i> T0 → Freinage	m	33	20	53	7
<i>Distance parcourue</i> T1 → Freinage	m	12	2	27	5
<i>Délai</i> Freinage → T2	s	0.8	0.3	1.2	0.2
<i>Distance parcourue</i> Freinage → T2	m	16	6	25	4

TABLEAU II-9 : TEMPS DE RÉACTION – FREINAGE

Usuellement, les conducteurs freinent bien en dessous des possibilités de leur véhicule qui autorise une décélération de l'ordre de 9m/s^2 [KAS03] [PER01].

Le freinage optimal correspond à un enfoncement rapide et maximal de la pédale, régulé par la suite si la décélération maximale n'est plus nécessaire. Dans les faits, le conducteur procède à l'inverse et appuie de manière croissante alors qu'il se rapproche de l'obstacle.

Les valeurs suivantes le confirment puisque la vitesse d'enfoncement de la pédale est de l'ordre de 25 mm/s ce qui à titre de comparaison est 5 fois moins rapide que la vitesse de relâchement de l'accélérateur. L'enfoncement de la pédale est lui aussi faible puisqu'il est inférieur à 40% de la course. Qui plus est, il est systématiquement atteint à la fin de l'intervalle borné par l'instant d'impact. En général, le pic de freinage intervient même après l'impact mais n'est pas pris en compte pour des raisons évidentes. La vitesse d'enfoncement de la pédale de frein et le taux de freinage maximal montrent un niveau de corrélation linéaire de 77% ($p=0,05$) (Tableau II-10).

On voit tout l'intérêt que représentent les systèmes d'aide au freinage d'urgence pour pallier ce manque d'efficacité.

Un autre problème est apparu durant cette campagne expérimentale ; durant la manœuvre qui consiste à passer de la pédale d'accélérateur à la pédale de frein, 4 conducteurs n'ont pas assez décalé leur pied, et ont entraîné les deux pédales en freinant. Deux d'entre eux ont même maintenu l'accélérateur enfoncé jusqu'au crash. Ceci explique les décélérations minimales négatives présentes dans le tableau suivant.

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Enfoncement Frein maximum (avant T2)	%	37	10	84	21
Temps d'atteinte du freinage maximum (à partir du début de freinage)	s	0,73	0,25	1,22	0,21
Vitesse d'enfoncement du frein (avant T2)	% / s	50	22	121	24
Freinage moyen (avant T2)	%	17	5	31	8
Décélération moyenne après T0	m / s ²	0,7	-1,5	2,1	0,7
Décélération moyenne après T1	m / s ²	1,5	-0,7	3,6	0,9

TABLEAU II-10 : EFFICACITÉ DU FREINAGE

À l'inverse, l'appui sur la pédale d'embrayage semble se faire sans régulation, avec une vitesse d'enfoncement élevée jusque à la butée. 17 sujets ont enfoncé l'embrayage entre les instants T0 et T2 avec une vitesse d'enfoncement de 1 315%/s en moyenne (Tableau II-11).

Six personnes ont changé de vitesse (toutes après l'instant T1), et même deux fois pour deux d'entre-elles.

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Délai entre le freinage et le débrayage	s	0,53	0,2	0,87	0,17
Temps d'atteinte de l'enfoncement maximum de l'embrayage	s	0,09	0,03	0,2	0,04
Vitesse d'enfoncement de l'embrayage	% / s	1 315	469	2 651	620
Enfoncement maximum de la pédale d'embrayage (avant le crash).	%	94	67	100	11

TABLEAU II-11 : ENFONCEMENT DE L'EMBRAYAGE

La plupart des conducteurs ont manœuvré le volant de manière rapide à l'approche du camion et plus particulièrement après l'instant T1. Les valeurs maximales plus importantes vers la droite sont cohérentes avec les valeurs du Tableau II-6 où l'on montre que la tentative d'évitement se fait de manière privilégiée par la droite (Tableau II-12).

Les angles moyens entre T1 (ou T0) et T2 sont relativement faibles. Ceci peut s'expliquer par un rééquilibrage statistique entre les conducteurs (dominance gauche et droite s'annulant). Mais lorsqu'on analyse la valeur absolue de cet angle moyen, le résultat est assez proche. L'équilibre gauche-droite semble donc se faire pour chaque sujet. Ceux-ci tentent d'éviter le camion mais contrebraquent rapidement d'où ce résultat. Ceci est encore une fois conforme aux valeurs présentées précédemment (Tableau II-7).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Angle maximal atteint vers la gauche de T0 à T2	Degrés	-17	-58	3	18
Angle maximal atteint vers la droite de T0 à T2		43	5	150	37
Angle moyen (signé) de T0 à T2		7	-11	37	9
Valeur absolue de l'angle moyen de T0 à T2 (évite les annulations entre sujets)		8	1	37	7
Angle maximal atteint vers la gauche de T1 à T2		-17	-58	7	19
Angle maximal atteint vers la droite de T1 à T2		43	4	150	37
Angle moyen (signé) de T1 à T2		8	-24	68	16
Valeur absolue de l'angle moyen de T1 à T2 (évite les annulations entre sujets)		12	0	68	13

TABLEAU II-12 : ANALYSE DES ANGLES VOLANT

4.4. ANALYSE DES EFFORTS

Dans cette partie, nous analysons les niveaux d'efforts représentant l'interaction du conducteur avec le véhicule. On s'intéresse ici à l'instant du crash en lui-même, mais aussi à l'instant T0 comme référence d'une situation de conduite standard.

Les niveaux d'efforts sont évidemment liés aux aptitudes physiques de chacun; il a donc semblé intéressant de normaliser ces valeurs par les capacités individuelles maximales volontaires.

Après chaque expérimentation, il était donc demandé aux conducteurs de pousser et de tirer le plus fort possible sur le volant, puis d'appuyer au maximum sur la pédale de frein. Les valeurs qui en découlent sont notées par la suite "Effort maximum volontaire". Une analyse rapide montre que les efforts maximums engendrés par le haut et le bas du corps (non simultanément) sont liés : la corrélation entre le freinage maximum volontaire et la traction maximale volontaire sur le volant est de 81 % ($p=0,05$). Plus simplement, ceci signifie que le ratio entre l'appui volontaire maximal sur le frein et la traction volontaire du volant est relativement constant entre les sujets.

A l'instant T0, les efforts mesurés sur l'assise, le dossier et le rail correspondent à la répartition du poids du conducteur sur le siège. En moyenne, 55% du poids s'applique sur l'assise et 45% sur le dossier (dossier à 20° en moyenne par rapport à la verticale).

Mais les cellules du dossier ne mesurent que la projection de l'effort qui lui est appliqué suivant la normale au dossier, d'où la valeur faible de l'effort dû au poids à T0 (Figure II-47).

À cet instant, le ratio entre l'effort sur l'assise et l'effort sur le dossier est de 3,4 (MIN 1,8 - MAX 7,8 - SD 1,3).

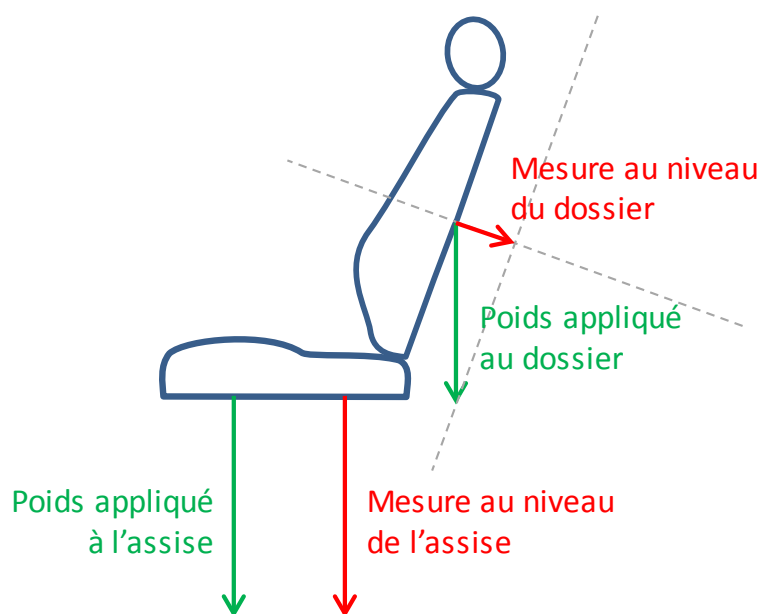


FIGURE II-47 : PROJECTION DU POIDS SUR LES CELLULES D'EFFORT DU SIÈGE

Lors de l'accident, à l'instant T2, le conducteur freine ce qui change la répartition des efforts. L'assise est soulagée, et à l'inverse une partie des efforts appliqués sur le frein sont par réaction transmis au dossier. Le ratio est alors de 1,6 (MIN 0,3 - MAX 5,1 - SD 1,2) (Tableau II-13 et Tableau II-14).

En revanche, la somme des efforts de l'assise et du dossier reste globalement inchangée entre les deux instants. Mais cette dernière remarque est liée au fait que le niveau de freinage maximum rapporté au poids des conducteurs reste modéré avec un ratio de 29% (MIN 1% - MAX 78% - SD 21%). On peut tout à fait imaginer qu'un effort supérieur au poids soit appliqué sur le frein, entraînant un décollement de l'assise. C'est d'ailleurs ce qui a été constaté lors de la mesure des efforts maximums volontaires.

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Effort maximum volontaire	N	-581	-879	-420	106
Effort à T0	N	-420	-709	-302	97
Effort à T0 normé par le maximum volontaire	%	72	59	85	7
Effort à T2	N	-326	-546	-154	93
Effort à T2 normé par le maximum volontaire	%	56	31	79	12

TABLEAU II-13 : EFFORTS APPLIQUÉS SUR L'ASSISE

Au niveau des efforts appliqués au dossier à l'instant T2 et donc particulièrement liés au freinage, on constate encore une fois que les conducteurs appliquent une force bien en dessous de leurs capacités avec un effort normé moyen à 30% (Tableau II-14).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Effort maximum volontaire	N	-1 008	-2 150	-418	441
Effort à T0	N	-137	-212	-43	44
Effort à T0 normé par le maximum volontaire	%	15	5	33	6
Effort à T2	N	-276	-597	-79	137
Effort à T2 normé par le maximum volontaire	%	30	10	92	18

TABLEAU II-14 : EFFORTS APPLIQUÉS SUR LE DOSSIER

Les efforts mesurés au niveau du rail sont plus difficilement interprétables vis-à-vis des efforts appliqués au dossier. L'axe suivant lequel est appliqué l'effort sur le dossier (hormis le poids) n'étant pas connu, il n'est pas possible de le projeter sur l'axe du rail pour comparaison.

De plus le système basé sur une glissière est sujet à l'arc-boutement et transmet partiellement des efforts à la cellule. Le fait que les efforts soient appliqués à distance des rails crée un moment qui accentue ce phénomène, par exemple lorsque le conducteur pousse sur le volant.

Malgré tout, on retrouve la tendance précédente avec des efforts appliqués à T2 bien inférieurs aux efforts maximum volontaires (Tableau II-15).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Effort maximum volontaire	N	559	280	1 004	163
Effort à T0	N	136	16	289	53
Effort à T0 normé par le maximum volontaire	%	25	5	48	9
Effort à T2	N	239	19	444	128
Effort à T2 normé par le maximum volontaire	%	45	5	139	28

TABLEAU II-15 : EFFORTS APPLIQUÉS SUR LA GLISSIERE

En ce qui concerne le frein, la valeur de l'effort tangentiel n'a que peu d'intérêt en tant que tel car elle reste faible avec -10N en moyenne (vers le bas). En revanche, la mesure combinée de l'effort normal et de l'effort tangentiel permet d'obtenir une information sur l'angle d'application des efforts sur la pédale (Figure II-48).

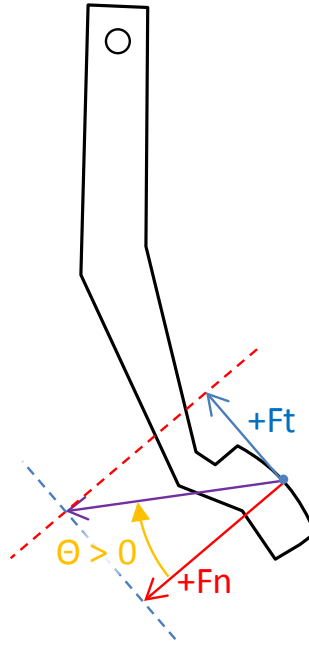


FIGURE II-48 : ORIENTATION DES EFFORTS APPLIQUÉS À LA PEDALE

En moyenne, l'appui sur la pédale au moment du crash se fait de manière normale (-1°), mais ce paramètre est très dispersif (MIN -23° - MAX 32° - SD 12°). Il est probable que la zone du pied utilisée pour freiner (pointe du pied ou métatarsiens) influence fortement cet angle.

Les niveaux de freinage restent encore une fois faibles à T2 (197N en moyenne), et ce même au regard de l'effort maximum volontaire (40% en moyenne) (Tableau II-16).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Effort maximum volontaire	N	564	117	1 349	307
Effort à T0	N	0	0	3	1
Effort à T0 normé par le maximum volontaire	%	0	0	1	0
Effort à T2	N	197	11	487	140
Effort à T2 normé par le maximum volontaire	%	40	4	100	25

TABLEAU II-16 : EFFORTS DE FREINAGE

Contrairement aux voies de mesures précédentes, on analyse le volant en séparant les conducteurs qui ont poussé le volant (62 % à T2) et ceux qui ont tiré le volant (38% à T2). Lors de la mesure des efforts maximum volontaires, cette séparation avait été prévue et il avait donc été demandé à chaque conducteur de pousser puis de tirer sur le volant. Les efforts normés le sont donc par le maximum volontaire du même signe (Tableau II-17 et Tableau II-18).

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Effort maximum volontaire	N	-538	-1 376	-216	266
Effort à T0 (<i>compression pour 72% des sujets</i>)	N	-14	-35	-1	10
Effort à T0 normé par le maximum volontaire	%	3	0	10	3
Effort à T2 (<i>compression pour 62% des sujets</i>)	N	-35	-97	-3	28
Effort à T2 normé par le maximum volontaire	%	8	1	24	7

TABLEAU II-17 : EFFORTS DE COMPRESSION DU VOLANT

Que ce soit en traction ou en compression, les efforts au crash restent assez faibles et plutôt liés aux rotations rapides du volant qu'à une posture de protection. Malgré tout, les extremums montrent que quelques sujets ont appliqué des efforts d'amplitude supérieure à 100N.

		Moyenne	Min	Max	Écart type
Effort maximum volontaire	N	482	155	947	187
Effort à T0 (<i>traction pour 28% des sujets</i>)	N	5	0	20	8
Effort à T0 normé par le maximum volontaire	%	1	0	5	2
Effort à T2 (<i>traction pour 38% des sujets</i>)	N	47	7	147	47
Effort à T2 normé par le maximum volontaire	%	14	1	95	27

TABLEAU II-18 : EFFORTS DE TRACTION DU VOLANT

4.5. ANALYSE DES MESURES PAR NAPPES DE PRESSION

Les mesures d'efforts avaient pour objectif principal de récolter un jeu de données caractérisant l'interaction entre le conducteur et le véhicule lors des différentes phases de conduite. Ceci pourra permettre par exemple d'améliorer les modèles numériques représentatifs d'un tel scénario.

À l'inverse, l'utilisation des nappes de pression a pour but de détecter les modifications de posture au travers des zones les plus sollicitées de l'assise et du dossier et de déterminer, si possible, des indicateurs de l'imminence d'un incident.

La figure suivante montre les résultats obtenus pour un sujet aux instants T0 et T2. Les cartes de pression qui concernent le dossier sont malheureusement difficiles à exploiter à l'instant T2 car malgré l'habillage du siège, la fixation d'une des cellules d'effort crée une saturation du capteur au centre de la nappe. Aucun conducteur n'a exprimé de gêne au niveau du dossier, et le problème n'a donc été détecté qu'à posteriori. Le lecteur désireux d'utiliser ce type d'équipement devra donc être particulièrement vigilant à utiliser une surface d'appui sans variation de forme locale (Figure II-49).

En revanche, les mesures obtenues au niveau de l'assise sont tout à fait exploitables. On aperçoit deux zones qui correspondent au fessier, dont les surfaces ont tendance à se réduire entre les instants T0 et T2. Ceci correspond très probablement à la contraction musculaire liée au déplacement des cuisses et à l'appui sur les pédales de frein voire d'embrayage. L'action sur la pédale de frein en T2 est d'ailleurs bien visible dans le quadrant inférieur gauche ; la forme triangulaire y est créée par l'allongement de la jambe droite qui entraîne un appui supplémentaire sur la partie avant du siège.

Le premier traitement qui a été effectué a consisté à situer le centre de gravité à chaque instant (croix rouge). Il est rapidement apparu qu'il serait intéressant de déterminer la position des centres de gravité de chacune des deux zones d'appui (croix verte à droite et croix bleue à gauche).

Ceci a nécessité de positionner une limite longitudinale entre ces deux zones, correspondant à la position du sillon interfessier. Celle-ci a été définie comme la colonne dont la somme des pressions est minimale. Afin d'éviter les effets dus aux bords libres, seul le tiers longitudinal central a été utilisé pour obtenir ce résultat.

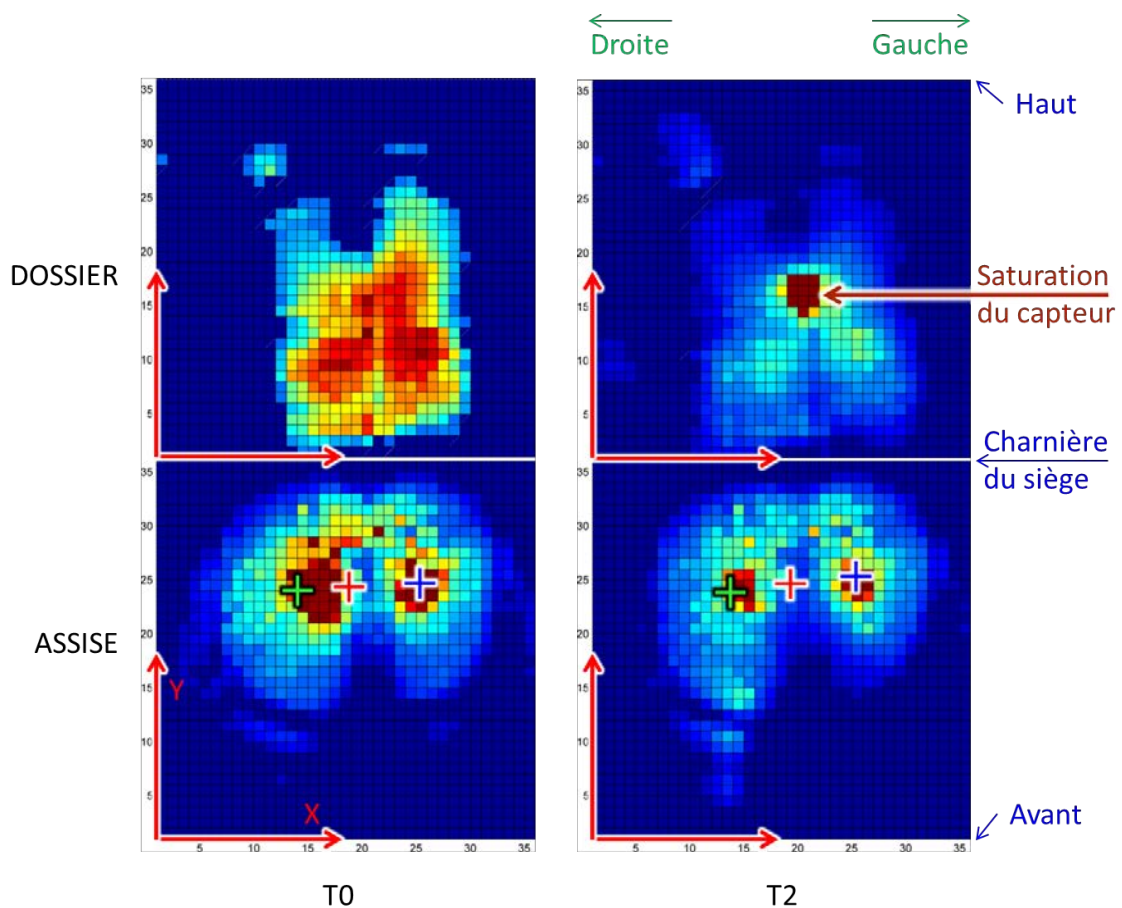


FIGURE II-49 : NAPPES DE PRESSION AUX INSTANT T0 ET T2

Afin d'analyser les résultats obtenus d'un point de vue temporel, les différents instants critiques précédemment définis ont été représentés sur les courbes suivantes sous la forme de lignes verticales :

- Noir : instant Tp (refus de stop dans le bourg).
- Vert : instant T0 (le camion déboite).
- Magenta : instant T1 (le camion chevauche la ligne centrale).
- Rouge : instant T2 (contact entre les véhicules), pris comme temps référence.

4.5.1. ANALYSE DE LA MOYENNE DES PRESSIONS

Tous les sujets ont été analysés. Afin de permettre une comparaison interindividuelle, sur la figure suivante, la base temps est normée par rapport au délai séparant l'instant T_p et l'instant T_2 . Pour la même raison, la valeur moyenne des pressions est ramenée verticalement à zéro (Figure II-50). Par la suite, les graphiques où est présentée l'intégralité des sujets seront conditionnés de la même manière.

Comme on peut clairement le constater, la valeur de la pression sur l'assise chute très rapidement avant T_2 .

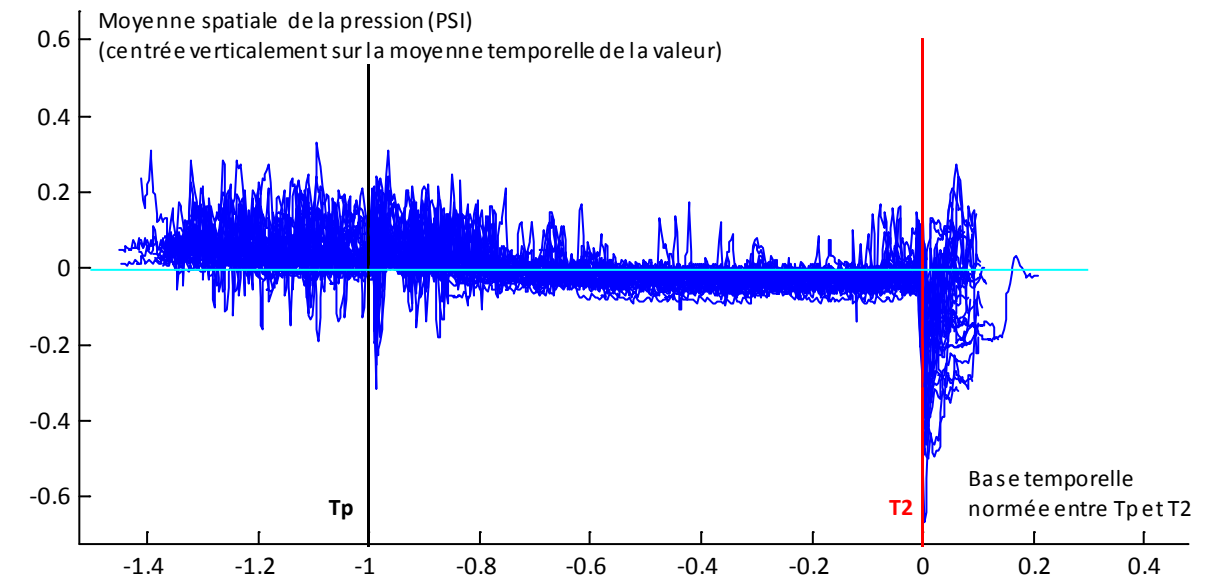


FIGURE II-50 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MOYENNE (SUPERPOSITION DE TOUS LES SUJETS)

Un zoom autour de T_2 confirme ce résultat mais montre aussi une très grande dispersion en amplitude et en temps (Figure II-51).

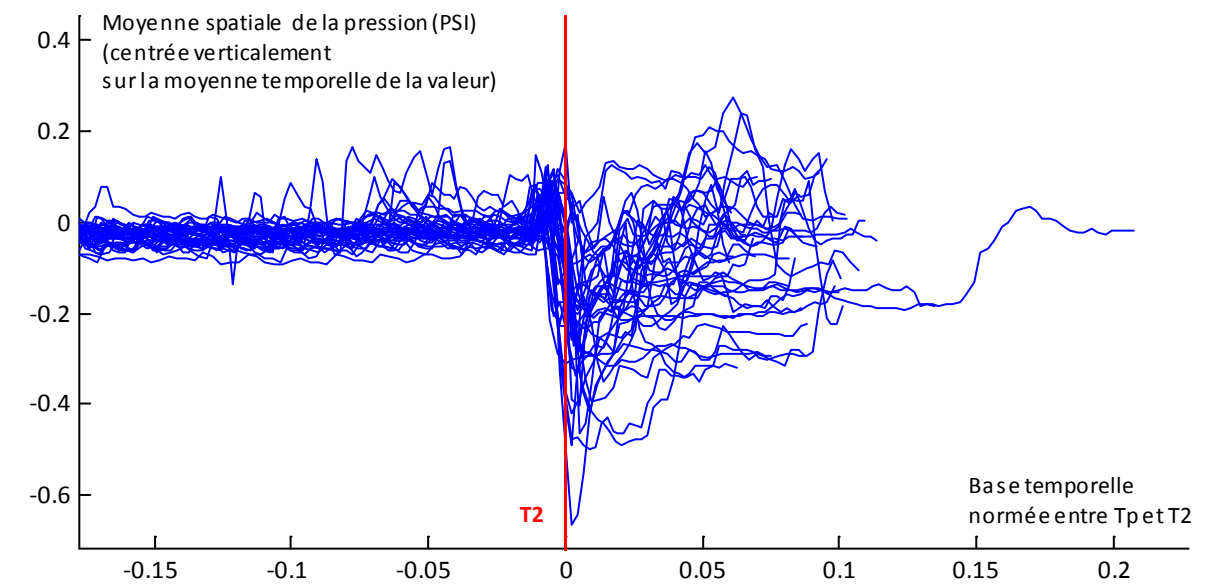


FIGURE II-51 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MOYENNE (SUPERPOSITION DE TOUS LES SUJETS – ZOOM À T_2)

Pour pousser l'analyse un peu plus loin, il est nécessaire de faire des observations individuelles. Deux sujets particuliers ont été isolés à titre de comparaison. La figure suivante montre à nouveau l'évolution de la pression moyenne sur l'assise, mais uniquement pour le sujet A sur une période d'environ 140 secondes (Figure II-52). On y constate une valeur particulièrement stable, avec une diminution brutale juste avant l'instant du crash.

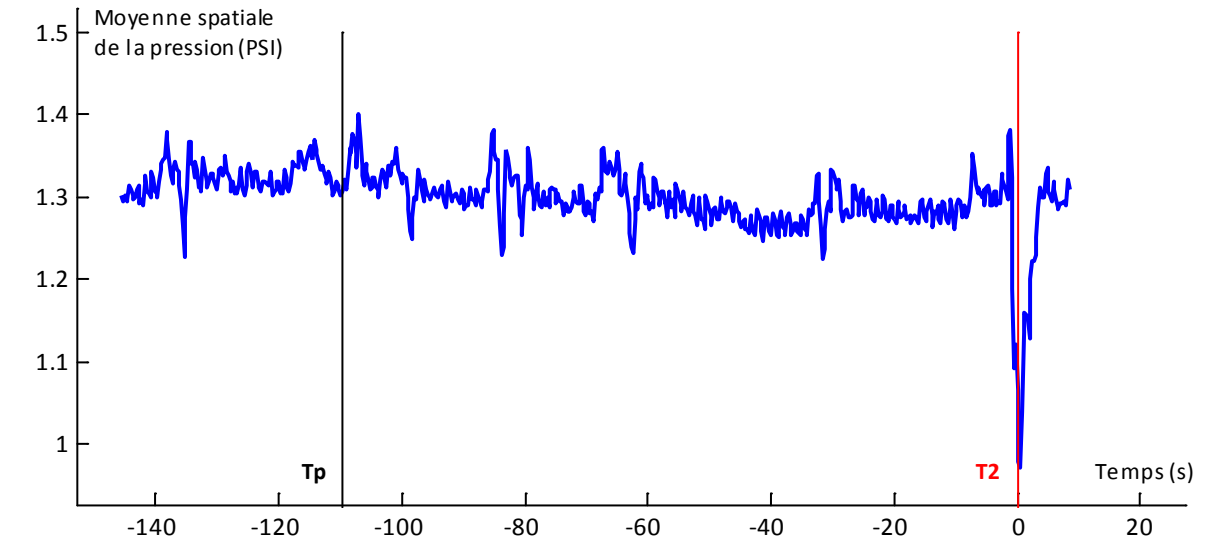


FIGURE II-52 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MOYENNE (SUJET A)

Un zoom sur les 8 secondes qui encadrent l'instant de crash nous montre que pour ce conducteur, la variation de pression moyenne est visible dès l'instant T1, soit plus d'une seconde avant le crash (Figure II-53).

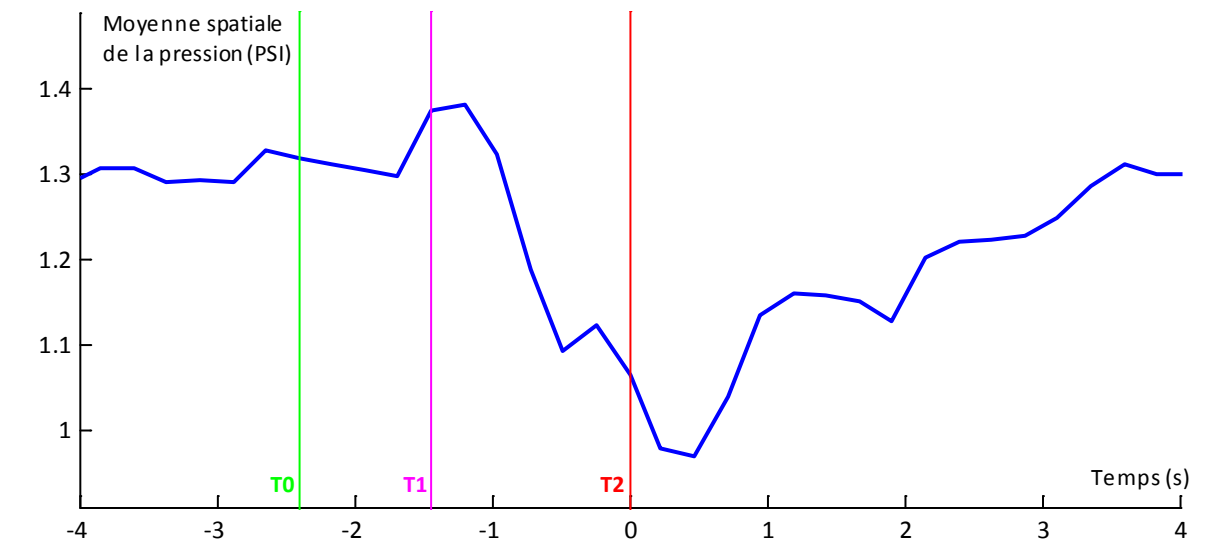


FIGURE II-53 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MOYENNE (SUJET A - ZOOM À T2)

En revanche, en ce qui concerne le sujet B, il semble difficile de discerner un freinage précédant un accident d'un freinage plus standard et même de mouvements liés à un débrayage (Figure II-54).

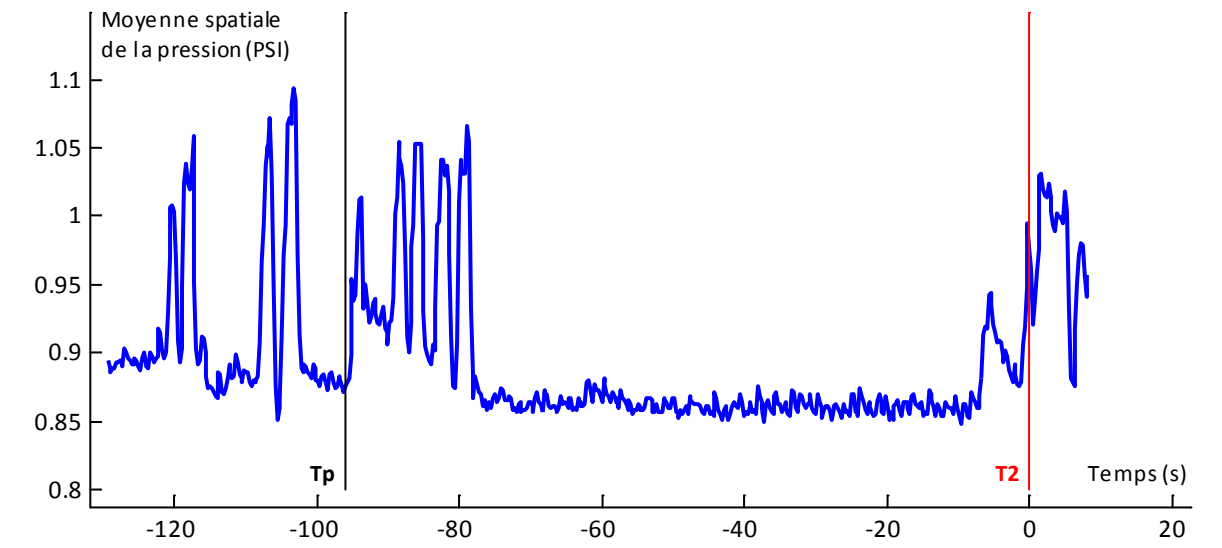


FIGURE II-54 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MOYENNE (SUJET B)

Sur l'ensemble des sujets, le taux de détection précoce du crash atteint 49 %.

4.5.2. ANALYSE DU MAXIMUM SPATIAL DE PRESSION

Partant de l'hypothèse qu'une contraction musculaire aurait tendance à modifier la répartition de la charge sur la nappe, le deuxième critère qui a été observé est la valeur maximale de pression (Figure II-55).

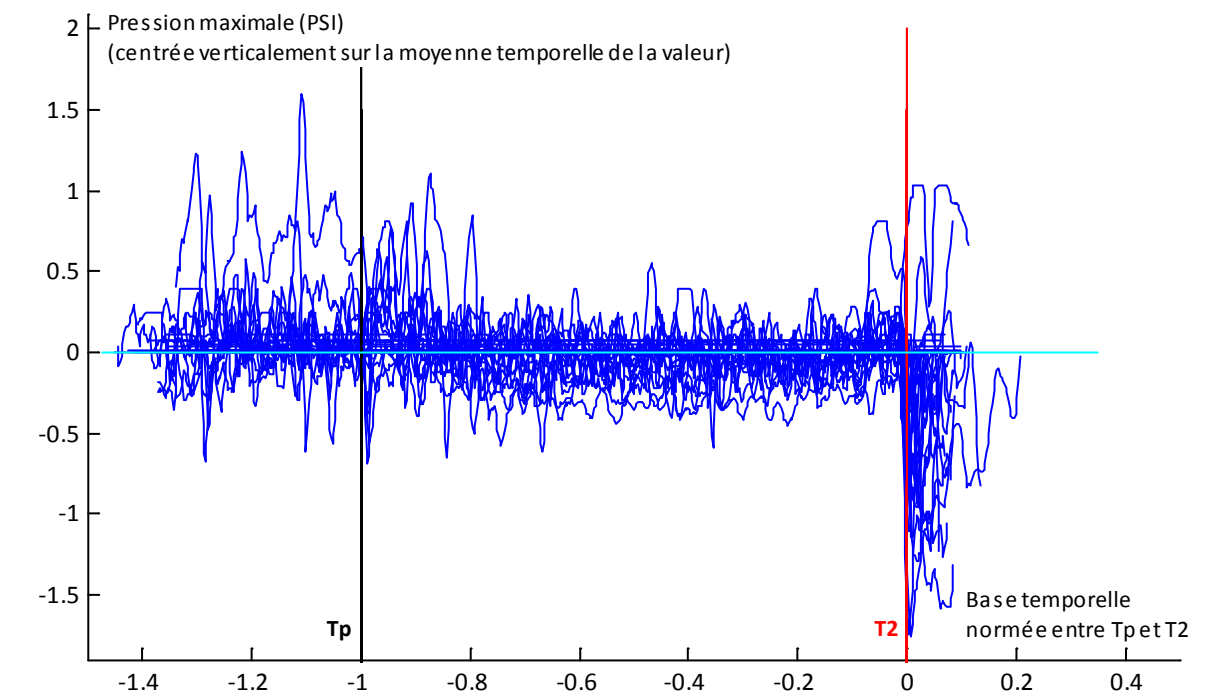


FIGURE II-55 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MAXIMALE (SUPERPOSITION DE TOUS LES SUJETS)

Une nouvelle fois, l'évènement "crash" est bien visible, par une chute de la pression maximale.

La vue rapprochée le confirme mais montre aussi des effets inverses avec pour certains une hausse de la pression maximale juste avant T2.

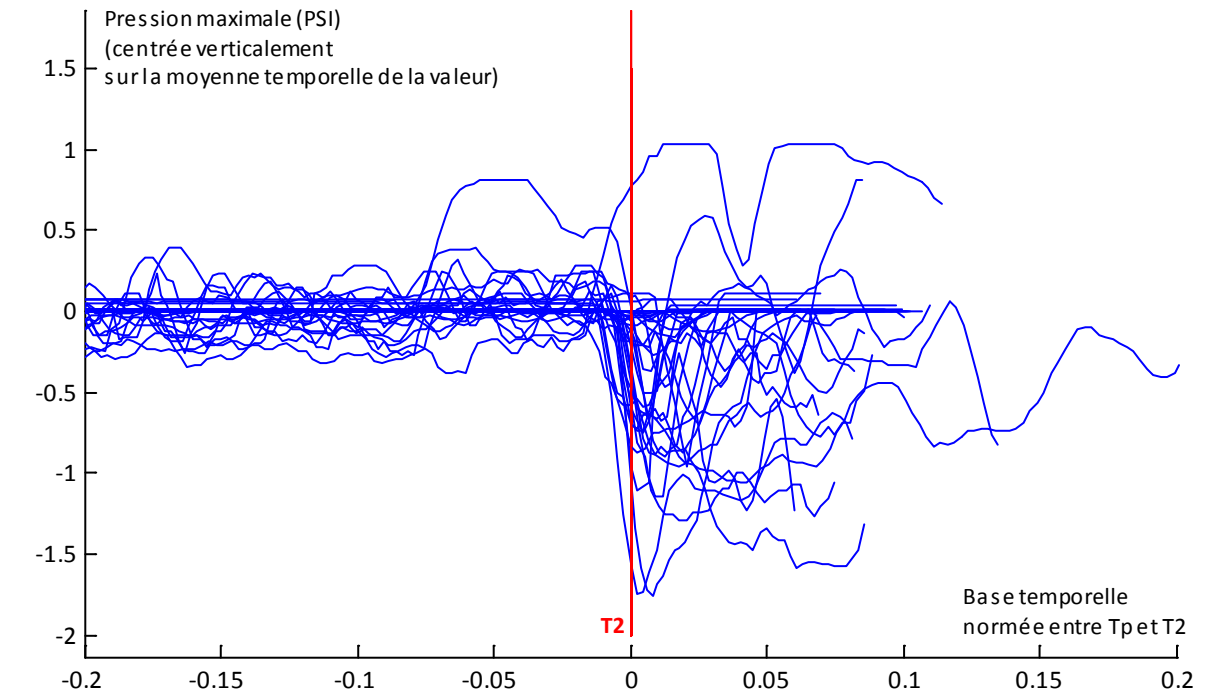


FIGURE II-56 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MAXIMALE (SUPERPOSITION DE TOUS LES SUJETS - ZOOM À T2)

Le sujet A présenté ci-après présente un comportement particulièrement stable jusqu'au crash (Figure II-57).

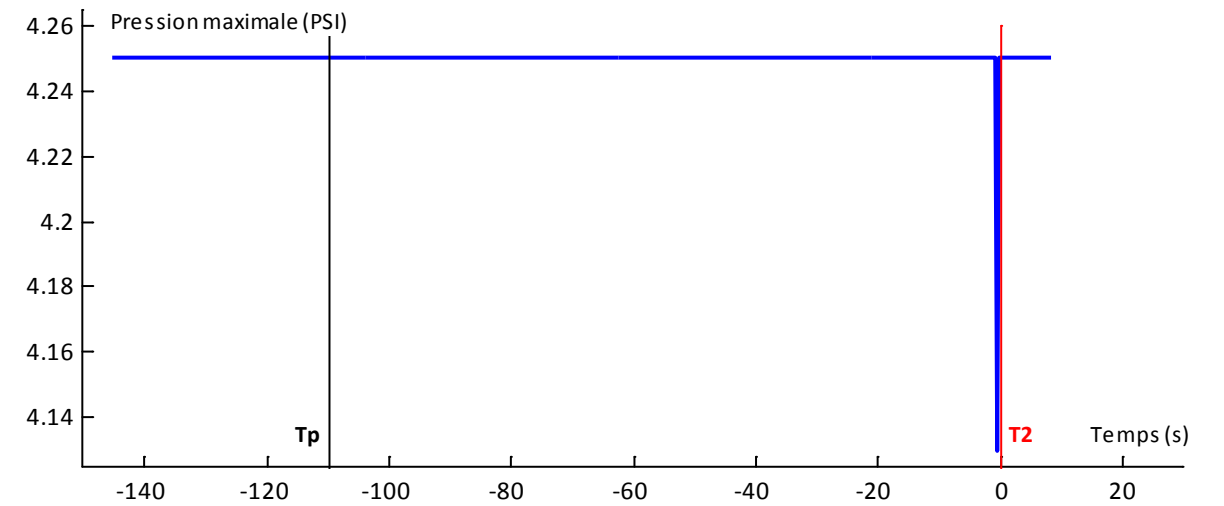


FIGURE II-57 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MAXIMALE (SUJET A)

L'étude fine montre une baisse brutale de la pression juste avant le crash. Ce résultat, presque binaire, est en fait lié à un biais de mesure des nappes. On retrouve ici, dans une moindre mesure, le même phénomène que celui qui nous a empêchés de traiter les pressions sur le dossier.

En effet la cartographie de ce conducteur montre qu'un objet (une clé par exemple) était vraisemblablement présent dans sa poche arrière et créait un pic de pression local (Figure II-58).

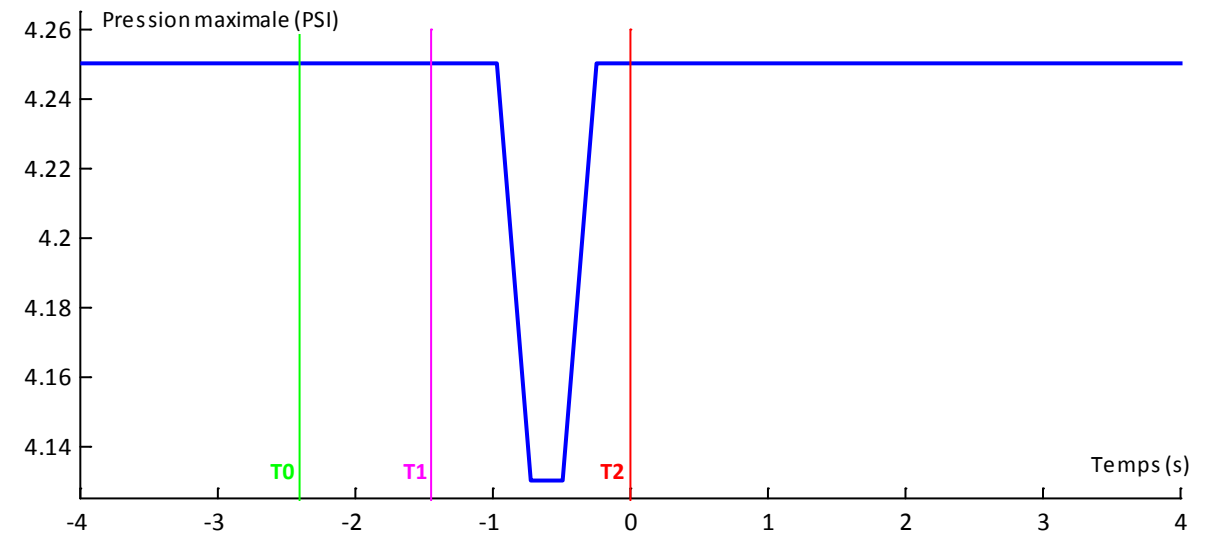


FIGURE II-58 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MAXIMALE (SUJET A - ZOOM À T2)

On ne retrouve pas cet effet pour le sujet suivant ; en revanche l'instabilité de la mesure est grande, même filtrée (Figure II-59).

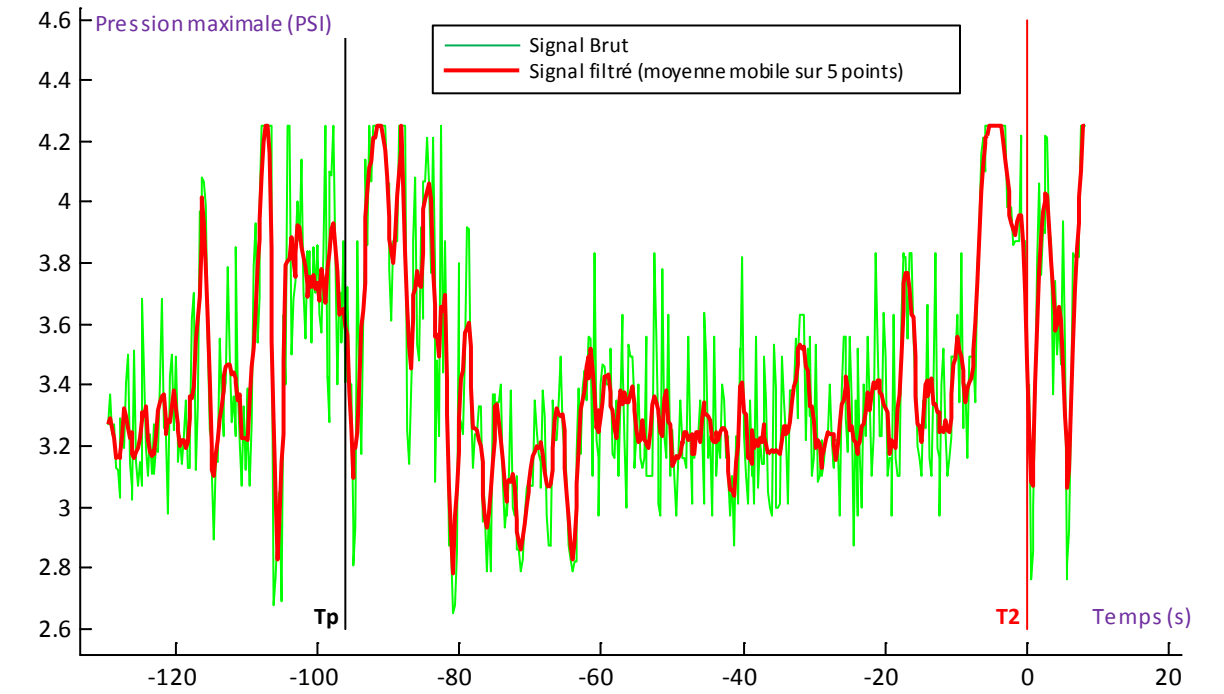


FIGURE II-59 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VALEUR MAXIMALE (SUJET B)

Finalement, le taux de détection du crash est moins bon que précédemment avec 38%.

4.5.3. ANALYSE DE LA VARIANCE SPATIALE

Restant sur l'hypothèse d'une variation de l'homogénéité de la répartition des efforts au cours du temps, la variance spatiale des pressions a ensuite été observée.

De prime abord, on peut être surpris par la baisse de la variance à l'abord de T2 (Figure II-60).

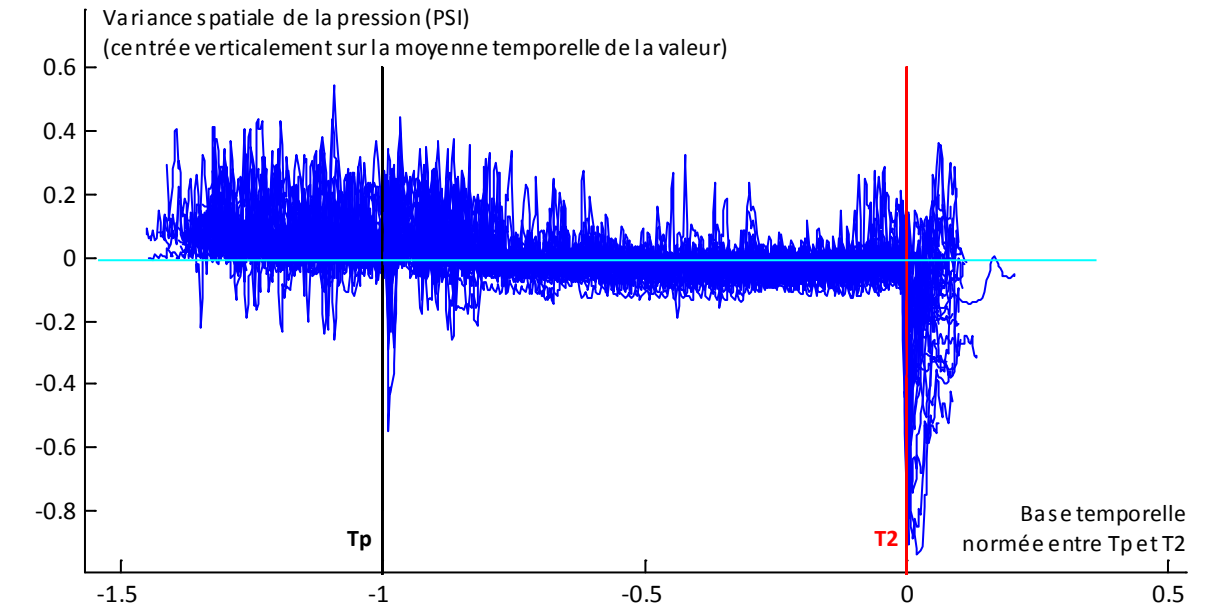


FIGURE II-60 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VARIANCE (SUPERPOSITION DE TOUS LES SUJETS)

Ceci est dû au fait qu'en conduite normale, la pression se localise sous les fesses avec des écarts à la moyenne importants. Lors d'un mouvement vers les pédales, la pression est plus uniforme en particulier au niveau des cuisses, d'où une baisse de la variance (Figure II-61).

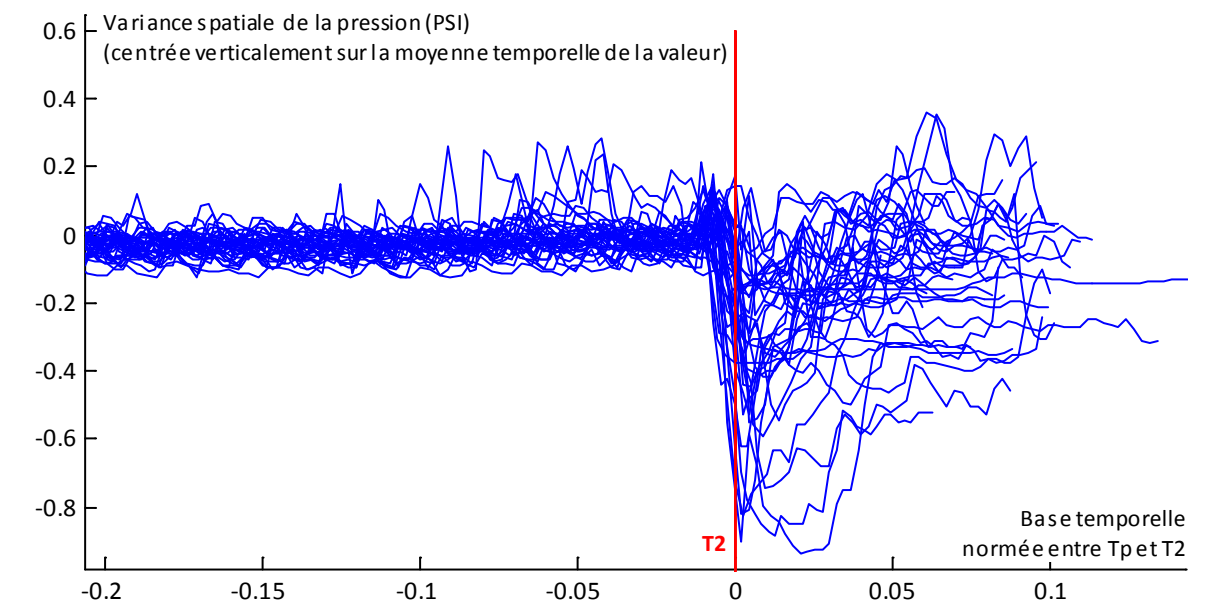


FIGURE II-61 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VARIANCE (SUPERPOSITION DE TOUS LES SUJETS - ZOOM À T2)

Si on poursuit l'analyse de manière individuelle, on constate que l'évolution de la variance est liée à sa valeur basale (en conduite calme).

Le sujet A suivant présente une variance spatiale élevée durant la période calme. Ceci peut être lié à la morphologie du conducteur, ses vêtements et tout ce qui peut créer des pressions localisées sur la nappe. Le potentiel de baisse de la valeur est donc important (Figure II-62).

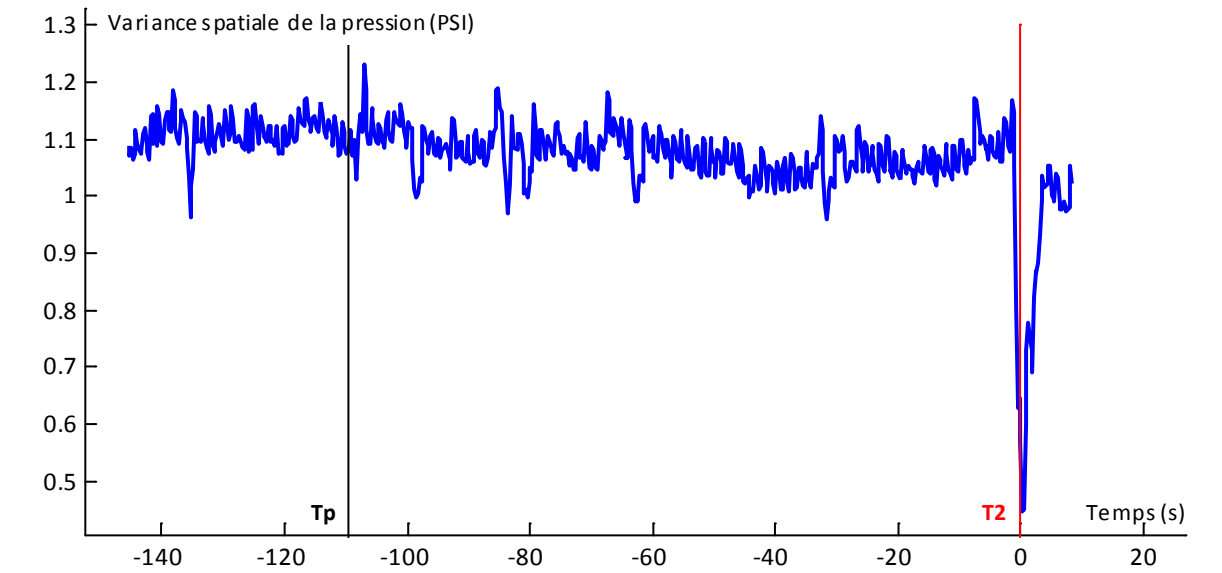


FIGURE II-62 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VARIANCE (SUJET A)

Lors du freinage, la zone de pression s'étale et les valeurs sont spatialement plus homogènes, d'où la baisse de la variance (Figure II-63).

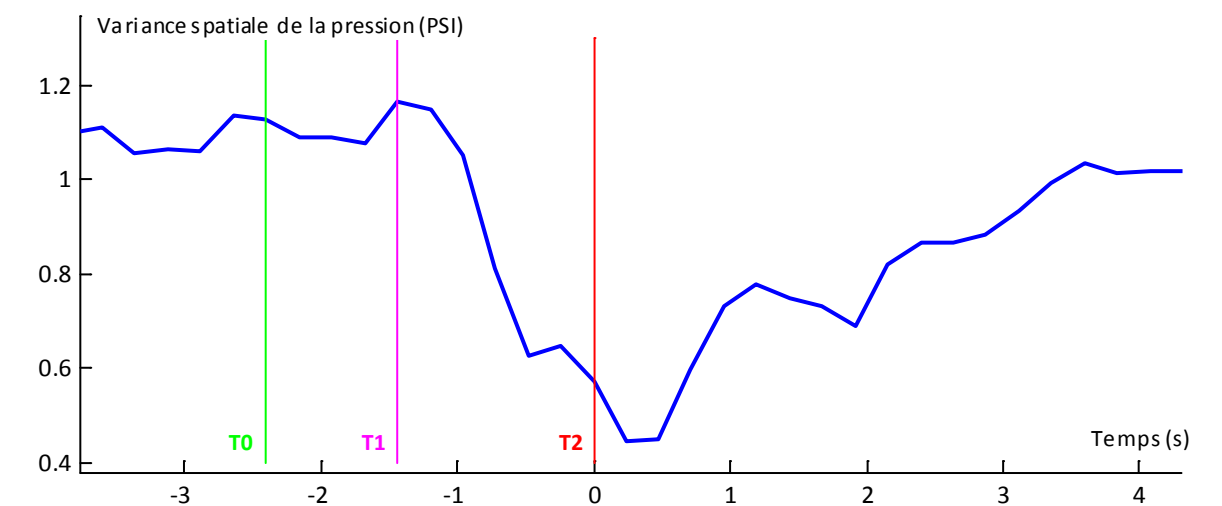


FIGURE II-63 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VARIANCE (SUJET A - ZOOM À T2)

Ceci est confirmé par l'analyse du sujet B, dont la répartition des pressions est plus homogène en période de conduite calme.

Dans ce cas, on observe une grande instabilité de la variance à chaque action sur le pédalier (Figure II-64). Le fait que la variance minimale du sujet précédent soit du même ordre que la variance maximale du sujet B corrobore cette hypothèse.

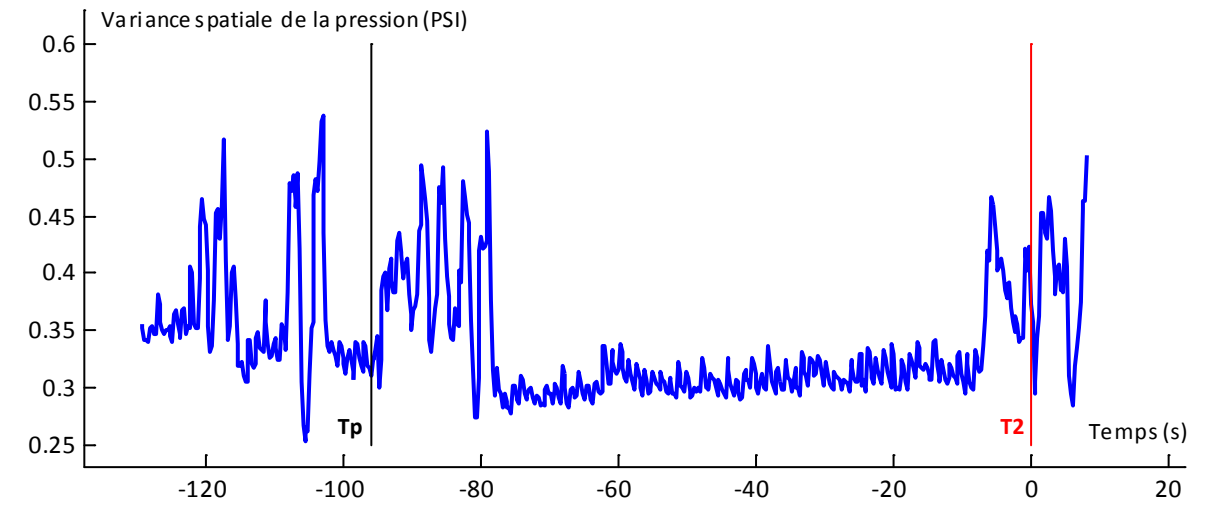


FIGURE II-64 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – VARIANCE (SUJET B)

Le niveau de détection de l'incident est plus satisfaisant puisqu'il atteint 51% des sujets.

4.5.4. ÉTUDE DU MOUVEMENT DES CENTRES DE GRAVITÉ

La détermination des centres de gravité a permis de contrôler leur déplacement latéral et longitudinal au cours du temps.

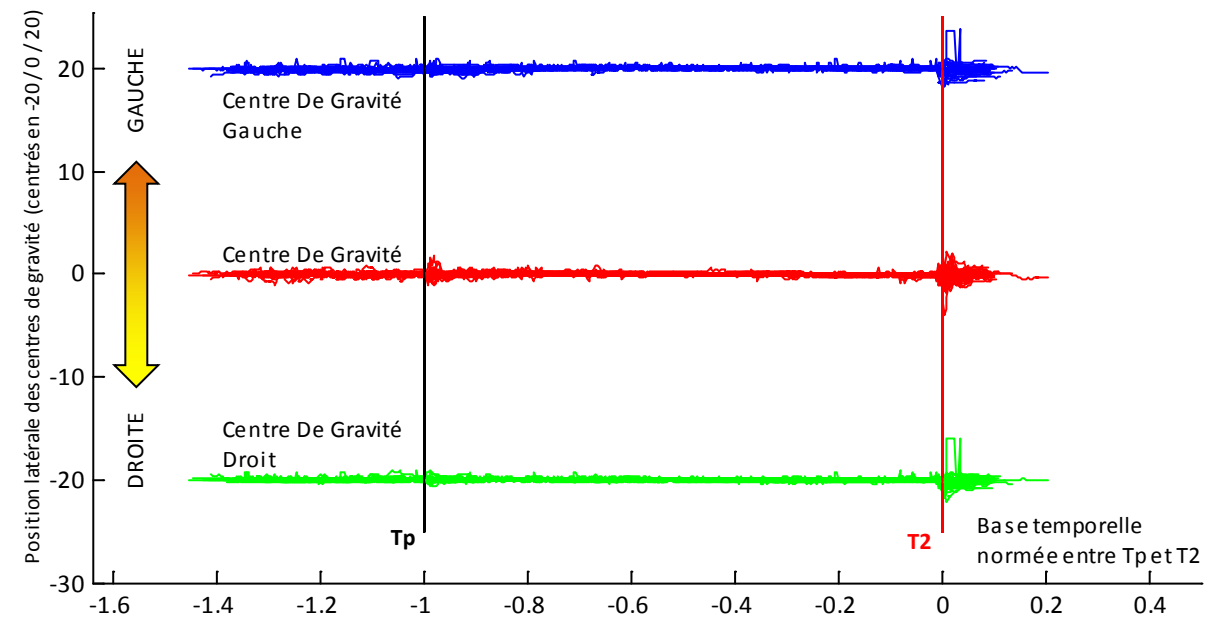


FIGURE II-65 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – POSITION LATÉRALE DES CENTRES DE GRAVITÉ (SUPERPOSITION DE TOUS LES SUJETS)

La position latérale des centres de gravité ne montre pas de variation significative, à aucun des moments de conduite (Figure II-65). En revanche, on constate une plus forte amplitude de déplacement longitudinal, et plus particulièrement pour le côté gauche (Figure II-66).

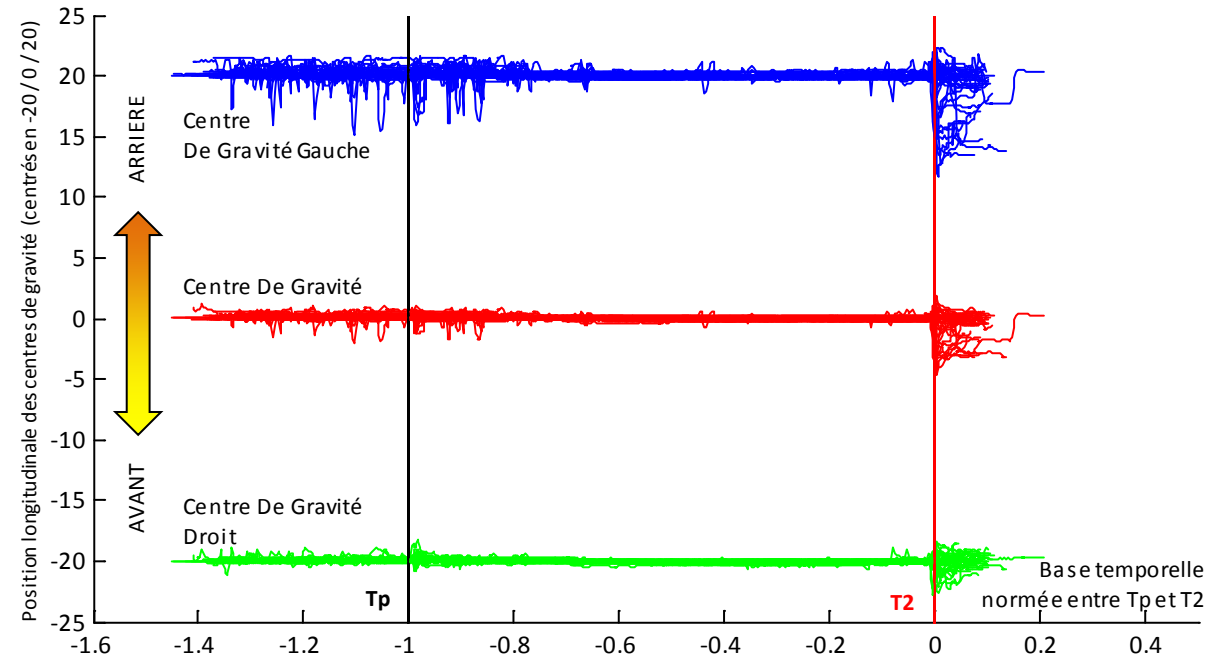


FIGURE II-66 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – POSITION LONGITUDINALE DES CENTRES DE GRAVITÉ
(SUPERPOSITION DE TOUS LES SUJETS)

La vue proche autour de T2 confirme ce mouvement, vers l'avant du centre de gravité gauche (Figure II-67).

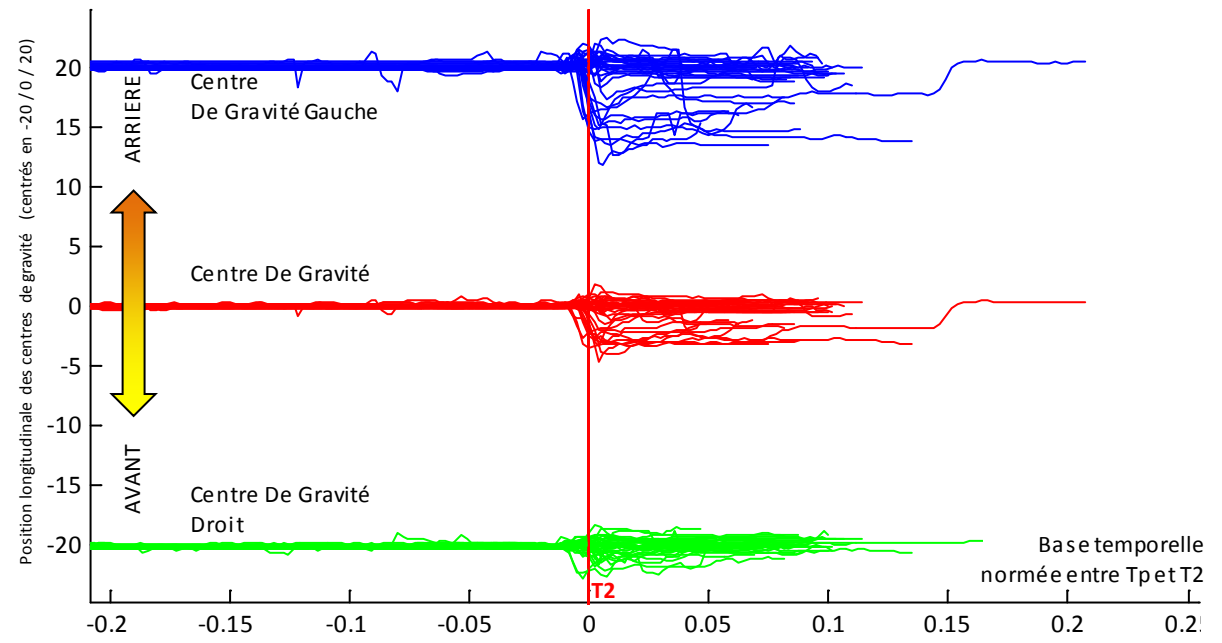


FIGURE II-67 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – POSITION LONGITUDINALE DES CENTRES DE GRAVITÉ
(SUPERPOSITION DE TOUS LES SUJETS – ZOOM À T2)

L'analyse de deux sujets particuliers montre une nouvelle fois des comportements très différents entre les conducteurs. Pour le sujet A, alors que le centre de gravité global est relativement statique, le centre de gravité gauche a tendance à reculer pendant que le centre de gravité droit tend à avancer à T2 (Figure II-68).

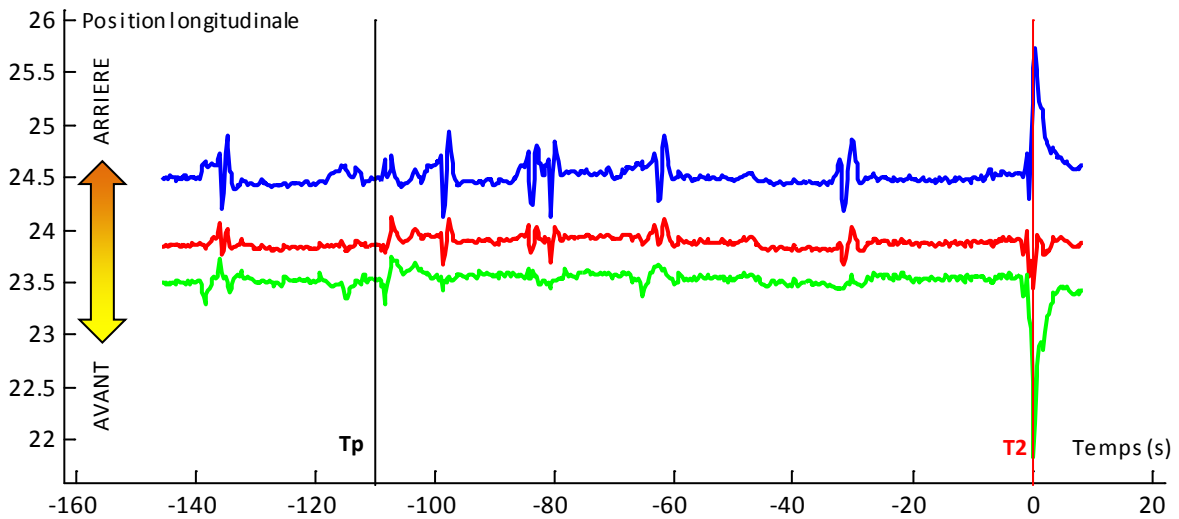


FIGURE II-68 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – POSITION LONGITUDINALE DES CENTRES DE GRAVITÉ (SUJET A)

La compréhension de ce phénomène a nécessité de visionner les vidéos pour contrôler les mouvements de pieds et comprendre l'évolution des signaux.

Sur le graphique détaillé, les deux zones bleue et jaune correspondent respectivement à la durée d'appui sur le frein et l'embrayage. L'appui sur l'embrayage est très bref (0,5 s) et n'influence que peu le mouvement des centres de gravité (CdG). À l'inverse, l'appui sur le frein est plus long, et permet de constater un mouvement des centres de gravité dans des directions opposées : le CdG droit avance (en vert sur le graphique) avec la jambe qui s'allonge pour freiner alors que le CdG gauche recule (en bleu), en particulier après la fin de l'enfoncement de l'embrayage et la jambe gauche qui recule (Figure II-69).

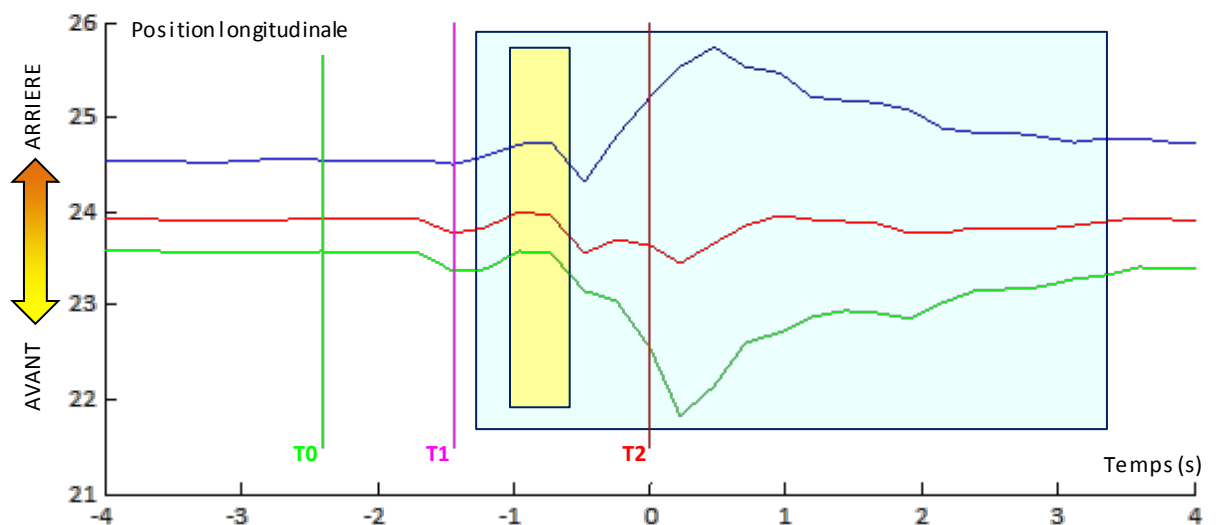


FIGURE II-69 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – POSITION LONGITUDINALE DES CENTRES DE GRAVITÉ (SUJET A - ZOOM À T2)

Il serait tentant d'expliquer ces mouvements opposés par un phénomène de transfert de masses, mais ceci est une hypothèse invérifiable sans une connaissance des angles articulaires et des points d'appui. D'ailleurs, l'étude des mouvements de CdG du sujet B prouve qu'une analyse trop hâtive serait une erreur.

L'observation sur environ quarante secondes de conduite, contenant l'épisode de refus de stop montre pour ce conducteur une similitude forte entre les actions de débrayage/embrayage et de freinage. La seule différence notable entre ces deux opérations est la décomposition du mouvement plus nette pour une action sur la pédale d'embrayage sans stress, d'où la présence de doubles pics.

En revanche, l'amplitude et la vitesse de déplacement des CdG sont du même ordre, et le freinage d'urgence n'y est donc pas détectable par ce biais pour ce sujet (Figure II-70).

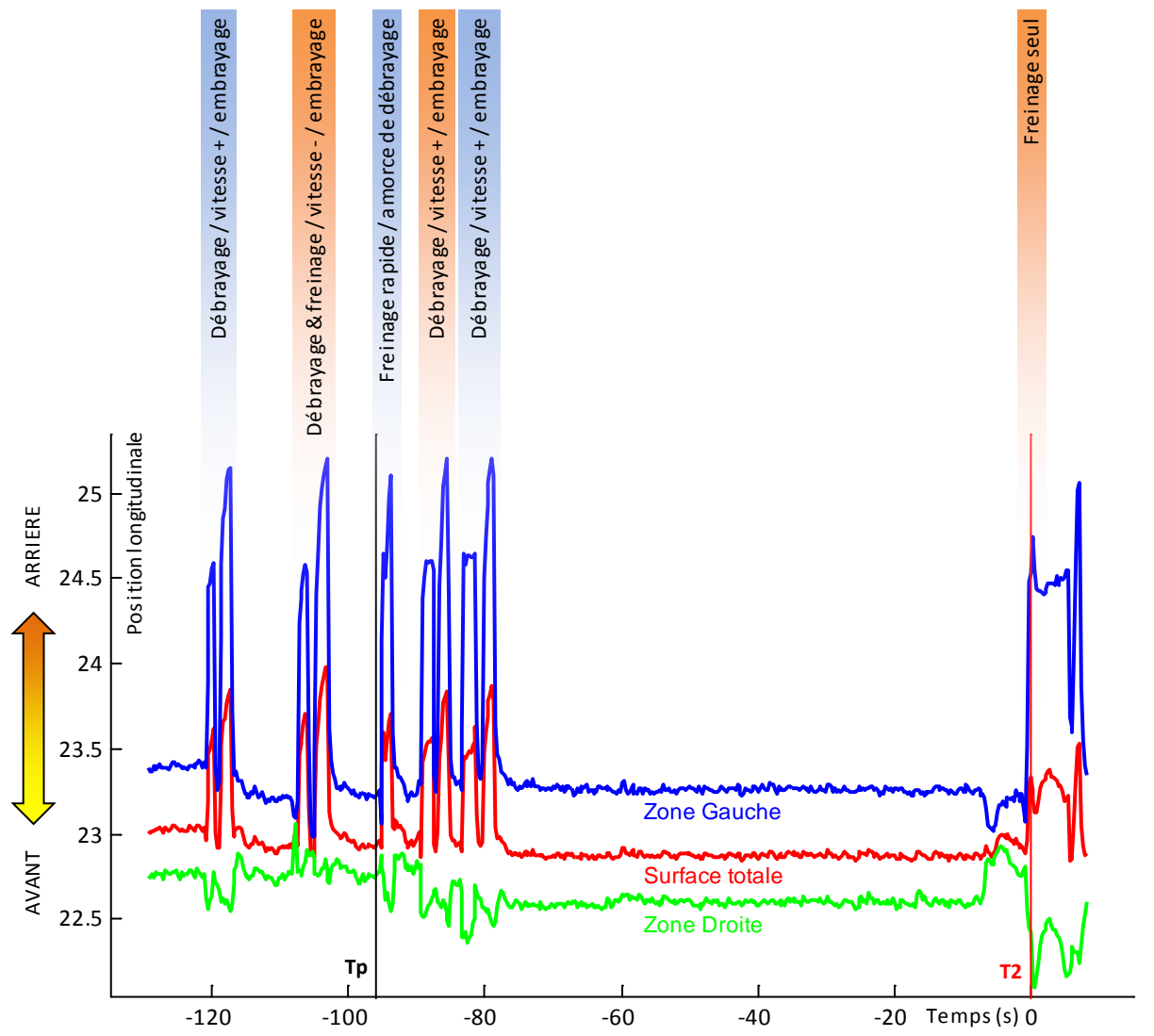


FIGURE II-70 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – POSITION LONGITUDINALE DES CENTRES DE GRAVITÉ (SUJET B)

Un artefact supplémentaire rend la détection du freinage d'urgence difficile. Sur le graphique suivant, on constate le résultat obtenu pour un simple repositionnement. Le sujet s'avance de quelques centimètres, très certainement pour une question de confort, et crée cette rupture dans le signal (Figure II-71).

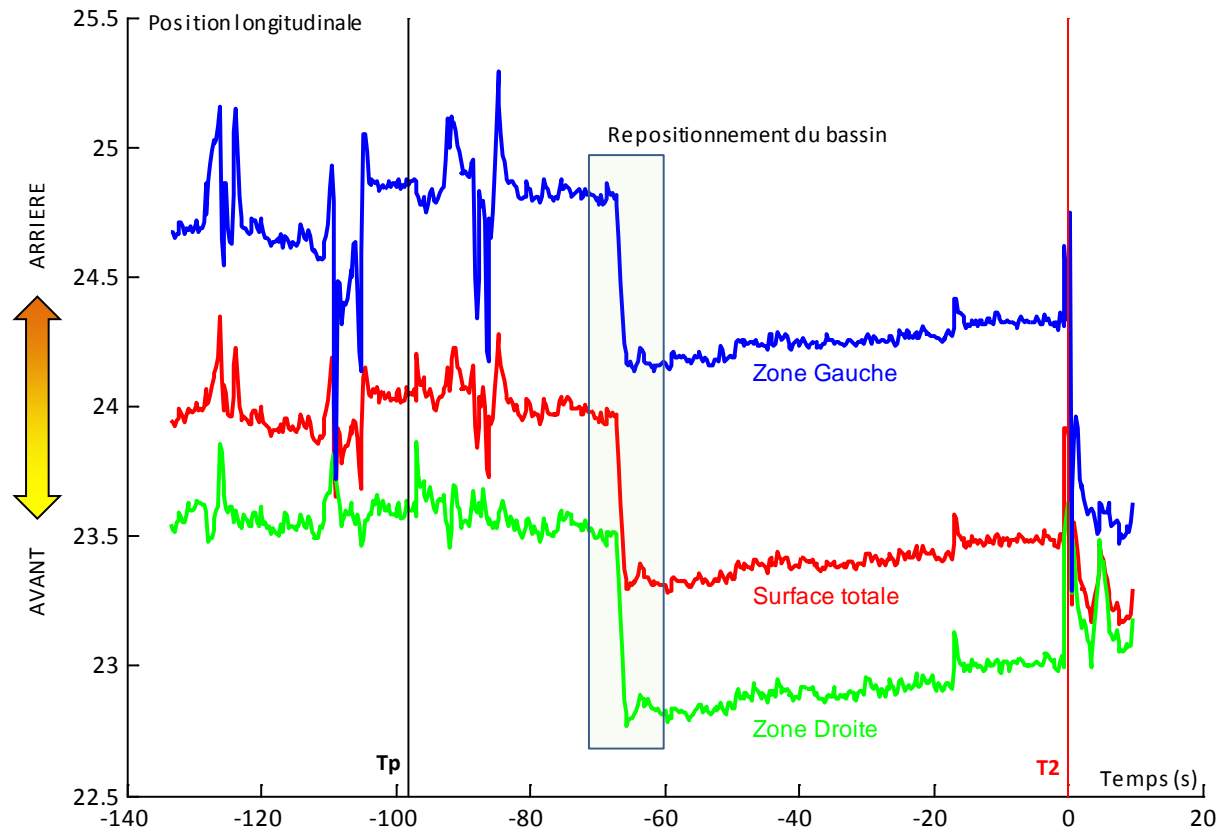


FIGURE II-71 : NAPPES DE PRESSION – ASSISE – POSITION LONGITUDINALE DES CENTRES DE GRAVITÉ (SUJET C)

Finalement, le taux de détection de l'incident est faible, et ce pour les trois centres de gravité avec : CdG gauche 30%, CdG droite 24% et CdG global 32%.

Pour conclure, en prenant chaque méthode de manière indépendante, on atteint donc un taux de détection précoce de l'accident de 51%. Il est probable qu'en combinant les différentes procédures, le résultat augmenterait, mais ceci nécessiterait de concevoir une méthode fiable pour la détection et diminuant le risque de localisation de faux positifs.

4.6. ANTICIPATION DU COMPORTEMENT

Le fait que le déclenchement du scénario d'accident soit piloté par un "temps restant avant le crash" entraîne une variabilité spatiale entre les sujets en fonction de leur vitesse. Lors de la relecture des enregistrements vidéo, il a été émis l'hypothèse de l'influence de la position relative des véhicules sur la réaction des conducteurs. Ceci a pour corollaire que le comportement des conducteurs pourrait être plus ou moins prévisible, pour ce scénario.

Afin de répondre à cette question, deux "paramètres" ont été comparés.

Le premier paramètre **P1** a été conçu pour décrire ce que le sujet voit lorsque la situation accidentogène apparaît. Il représente l'espace visible entre le tracteur et le camion, ce qui correspond à une échappatoire potentielle pour le conducteur.

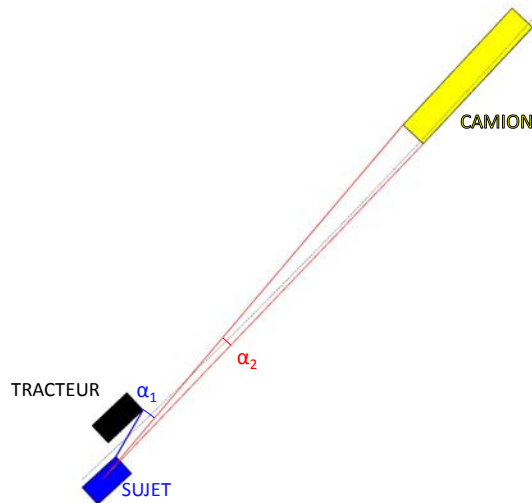


FIGURE II-72 : CARACTÉRISATION DE LA SITUATION

Le paramètre **P1** est défini à l'instant T1 (§4.3) comme le ratio entre l'angle représentant la zone libre (α_1) et l'angle représentant la façade du camion (α_2) vues par le conducteur, ce qui revient à normer α_1 par rapport à α_2 (Figure II-72).

Selon la vitesse et la position latérale des conducteurs, on obtient des valeurs :

- négatives si le sujet n'a aucune vision de l'intervalle entre le tracteur et le camion
- positives si le conducteur peut voir l'espace inter véhiculaire (Figure II-73).

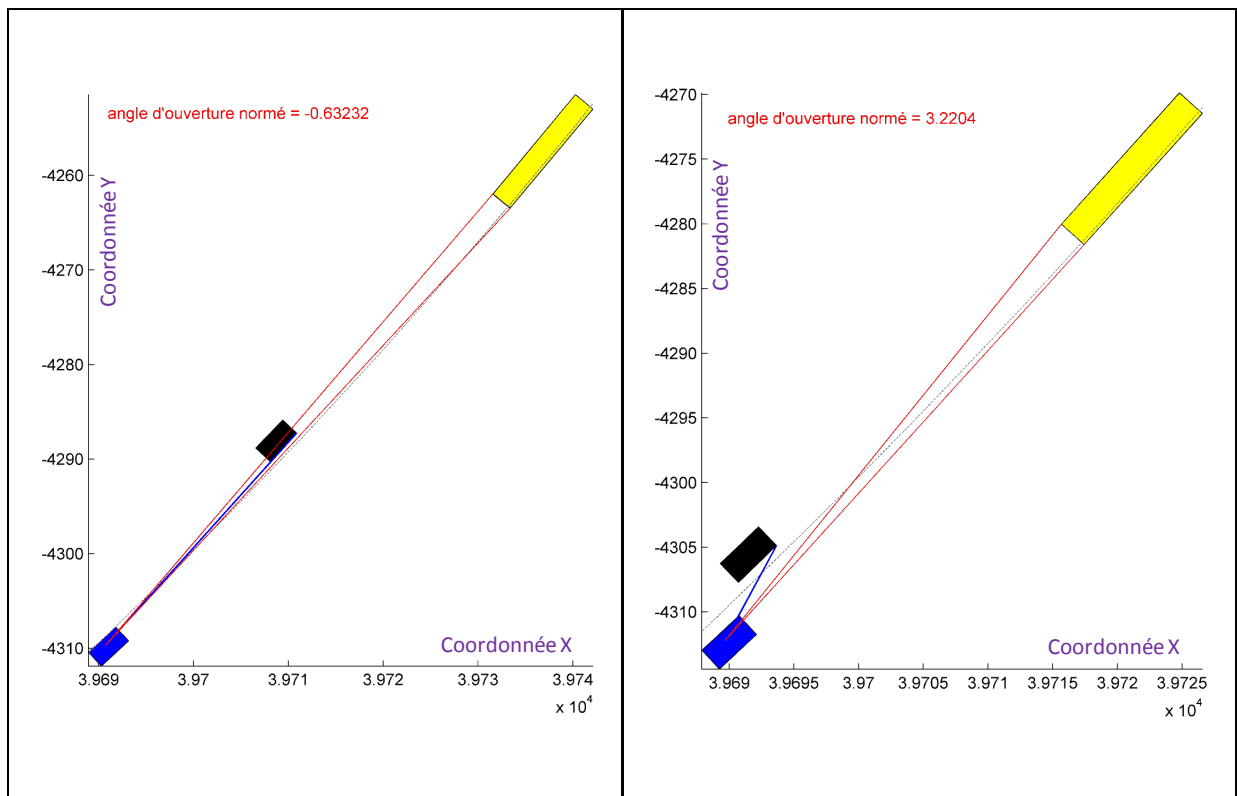


FIGURE II-73 : "ECHAPPATOIRE" CACHÉE (À GAUCHE) ET VISIBLE (À DROITE)

En ce qui concerne la réaction du conducteur, c'est l'action sur le volant qui est étudiée, et plus précisément la moyenne de l'angle $\bar{\theta}$ et la vitesse moyenne de rotation $\hat{\theta}$ du volant entre deux instants. Cet ensemble de paramètres sera désigné par le terme **P2**.

Les bornes temporelles utilisées pour les calculs de $\bar{\theta}$ et $\hat{\theta}$ sont obtenues par segmentation de l'intervalle qui va de T1 (instant de chevauchement) à T2 (instant de crash) avec un pas Δt .

Parmi tous les sujets, le délai entre ces deux instants varie entre 1,1 s et 1,4 s. Afin de n'exclure aucun conducteur, on limite donc l'écart entre T1 et la borne droite (t_d) à $t_{max}=1,1$ s (Figure II-74).

Mais pour couvrir l'ensemble de la période T1 \rightarrow T2 pour tous les conducteurs, un deuxième jeu de données est calculé en amont de l'instant de crash T2, une nouvelle fois sur une durée maximale de 1.1 s (Figure II-75).

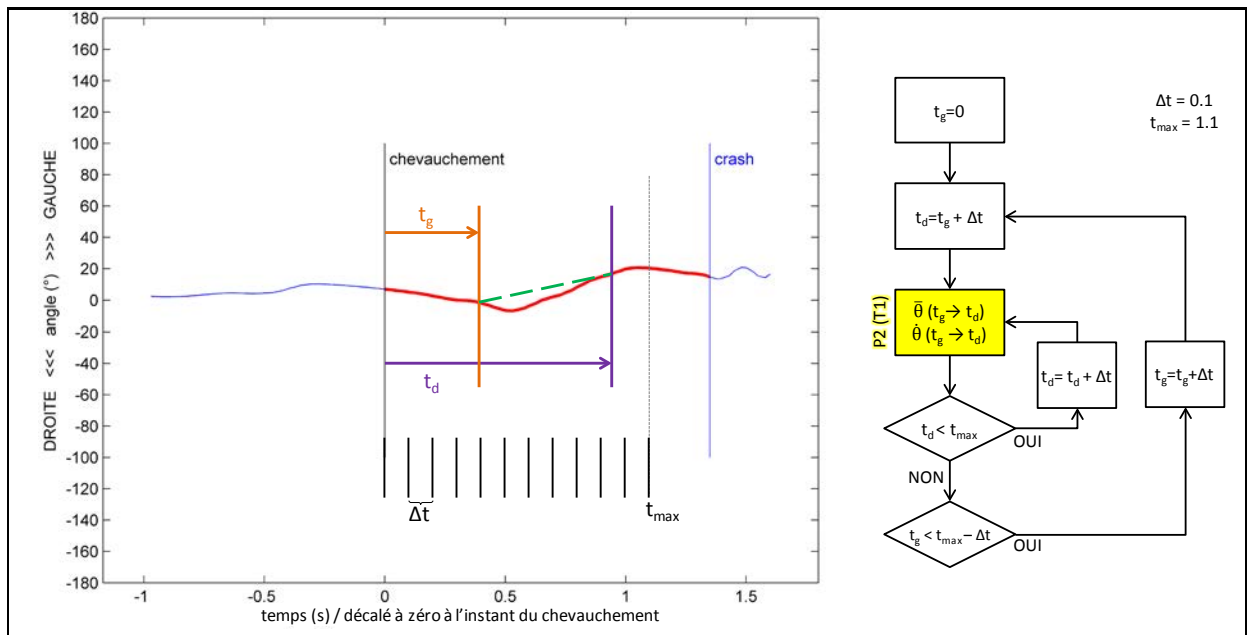


FIGURE II-74 : DETERMINATION DES BORNES TEMPORELLES PAR RAPPORT À L'INSTANT DE CHEVAUCHEMENT T1

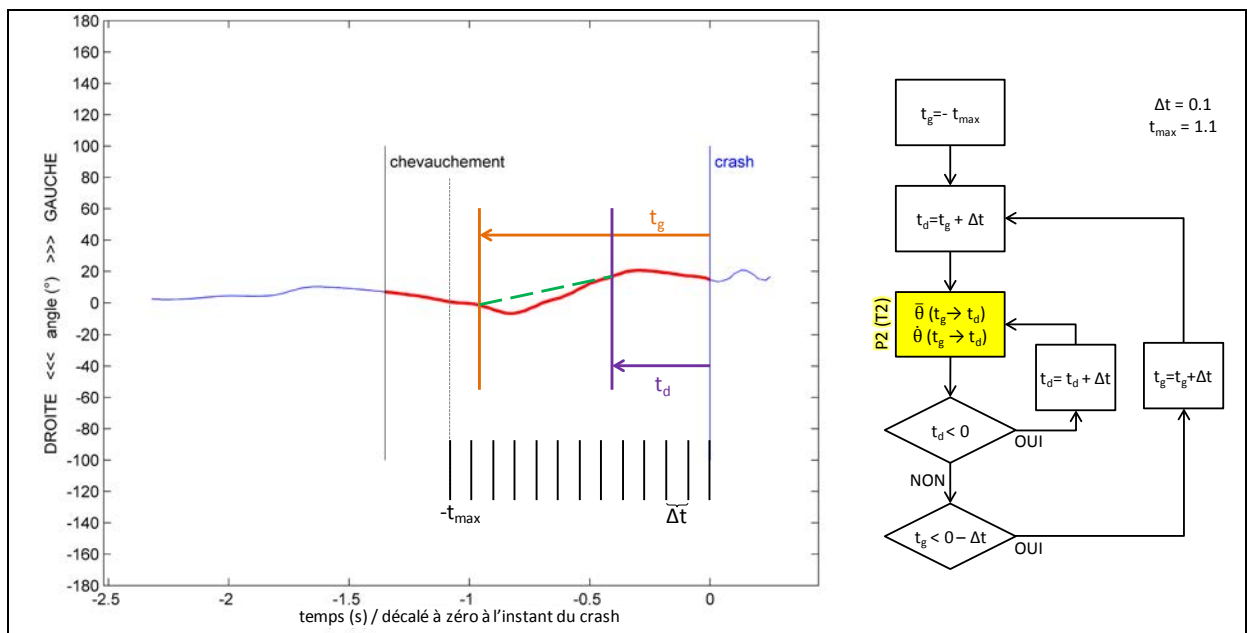


FIGURE II-75 : DETERMINATION DES BORNES TEMPORELLES PAR RAPPORT À L'INSTANT DE CRASH T2

Pour chaque sujet, on obtient ainsi $4n$ valeurs (vitesse de rotation et angle moyen en référence au chevauchement et au crash), avec n :

$$n = \sum_{\substack{t=0 \\ pas=\Delta t}}^{t_{\max}} \left(\frac{t}{\Delta t} \right) = \left(\frac{t_{\max}}{\Delta t} + 1 \right) \times \left(\frac{t_{\max}}{2 \times \Delta t} \right)$$

Pour un pas $\Delta t=0,1$ s et $t_{\max}=1.1$ s, on peut ainsi vérifier s'il existe une corrélation entre 4 x 66 valeurs relatives au volant (ensemble P2) et le paramètre P1.

Afin de permettre une lecture directe des résultats de corrélation, il a été choisi de les présenter sous la forme de surfaces (tg,td,corrélation).

Les surfaces suivantes montrent les résultats obtenus pour les quatre sous-ensembles qui constituent P2:

- corrélation entre P1 (à T1) et l'angle volant moyen $\bar{\theta}$ entre deux instants t_g et t_d variables en aval de T1 (Figure II-76 / A)
- corrélation entre P1 (à T1) et l'angle volant moyen $\bar{\theta}$ entre deux instants t_g et t_d variables en amont de T2 (Figure II-76 / B)
- corrélation entre P1 (à T1) et la vitesse angulaire moyenne du volant $\dot{\theta}$ entre deux instants t_g et t_d variables en aval de T1 (Figure II-76 / C)
- corrélation entre P1 (à T1) et la vitesse angulaire moyenne du volant $\dot{\theta}$ entre deux instants t_g et t_d variables en amont de T2 (Figure II-76 / D).

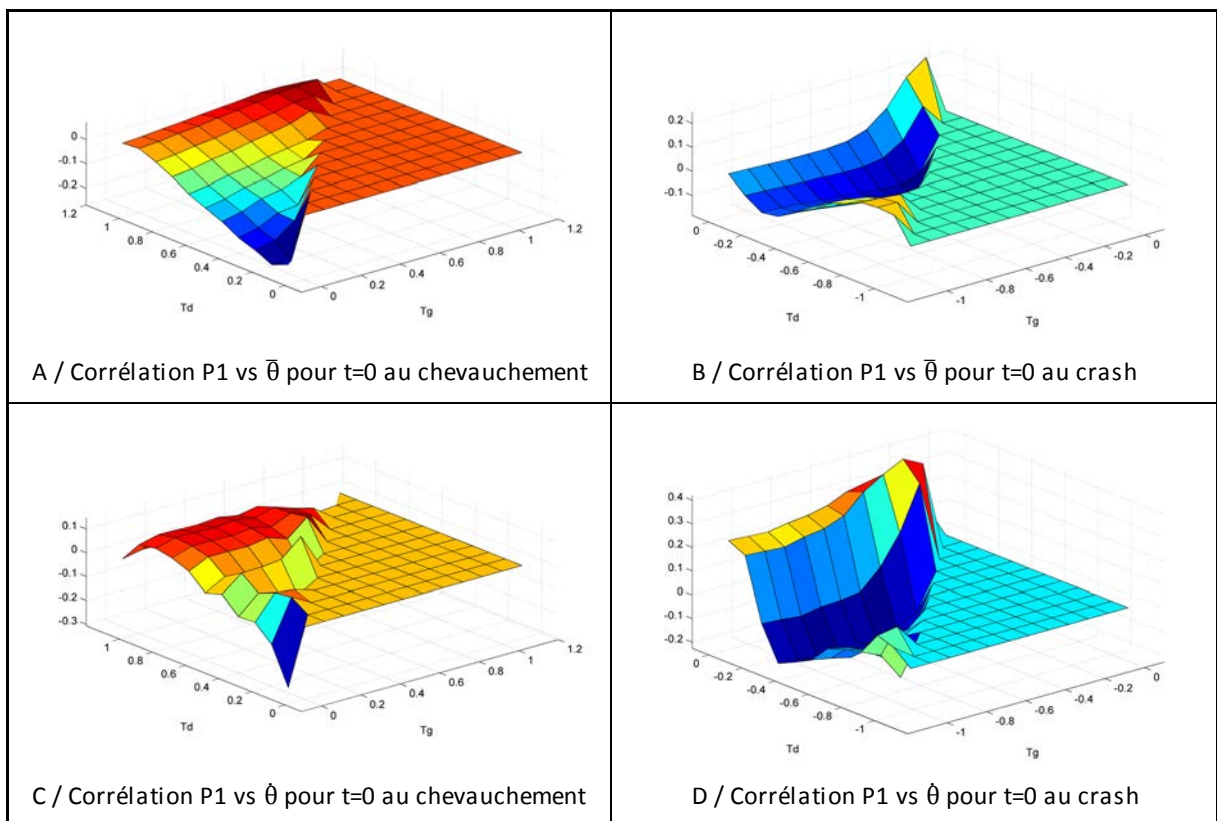


FIGURE II-76 : SURFACES DE CORRELATION

Les résultats de cette analyse montrent une corrélation, faible ($r=0,42$) mais significative d'un point de vue statistique ($p=0,008$) entre la vitesse de rotation moyenne du volant $\dot{\theta}$ juste avant le crash et le paramètre P1 ("taille de l'échappatoire"). Ce résultat est obtenu pour les instants relatifs au crash $t_g=-0,3s$ à $t_d=-0,1s$.

La Figure II-77 montre la relation entre P1 et la vitesse de l'angle volant juste avant l'instant T2 ($t_g=-0,3s$ à $t_d=-0,1s$).

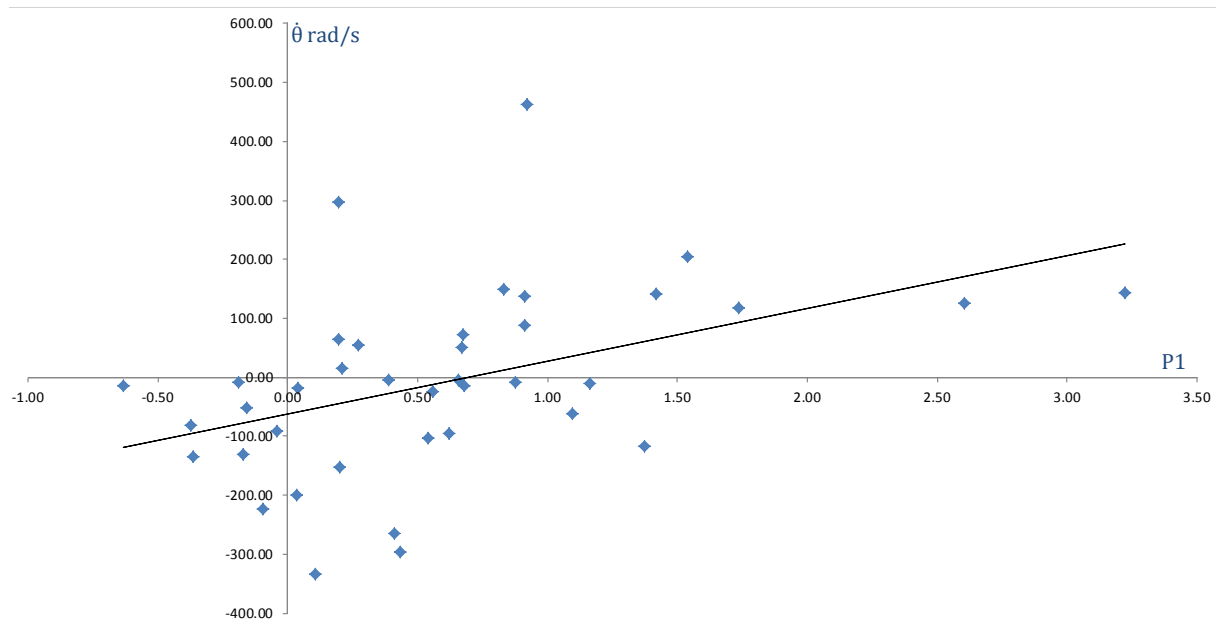


FIGURE II-77 : RELATION ENTRE P1 ET LA VITESSE DE ROTATION DU VOLANT ENTRE (T2-0.3 s) ET (T2-0.1 s)

Bien qu'une tendance soit effectivement visible, on constate une très grande dispersion autour de la droite de régression linéaire. De plus, des points extrêmes influencent clairement le résultat.

L'hypothèse que la configuration visuellement appréciable par le conducteur influence son action n'est pas à écarter, mais la confirmer nécessitera de multiplier le nombre de sujets afin de stabiliser la tendance. Si elle était confirmée, elle montrerait que la perception d'une situation à un instant entraîne une action "d'urgence" environ une seconde plus tard (délai cohérent avec ce qui a été présenté au paragraphe §4.3.3).

Lors de la première situation de stress, lorsqu'une voiture dépasse une ligne matérialisant un stop à un croisement, tous les sujets ont effectué une manœuvre d'évitement rationnelle et efficace :

- Cette manœuvre est rationnelle : l'analyse des données objectives et subjectives montre que le conducteur a exploité toutes les informations disponibles pour prendre sa décision et réaliser son action.
- Cette manœuvre est également efficace : elle conduit à éviter la collision. Les informations liées à l'environnement sont dans ce cas facilement accessibles et suffisantes pour une analyse pertinente de la situation.

Lors de la situation de crash, même si le laps de temps avant la collision est très court, les sujets tentent une action pour éviter la collision. La manœuvre sur le volant est rationnelle puisque les conducteurs ont tendance à choisir la gauche lorsque l'espace entre les véhicules est suffisant pour se « faufiler ». Cependant, la manœuvre n'est pas systématiquement efficace, les conducteurs n'ayant pas les informations spatio-temporelles indispensables à une action pertinente. De plus, la pression temporelle étant très forte, le champ visuel se trouve réduit et dégrade la perception de la situation. Dans le cas présent, les résultats suggèrent que les conducteurs ne prennent pas en compte un autre danger, c'est-à-dire ici, un second camion à l'arrière du camion qui dépasse.

Ces observations permettent de déduire les implications quant à la conception de systèmes avancés d'aide à la conduite (ADAS). Fondamentalement, un ADAS doit être compatible avec le principe d'une automatisation centrée sur l'homme, ce qui signifie que l'être humain est censé avoir l'autorité finale sur l'automatisation et donc l'ADAS doit respecter les intentions du conducteur. Cependant, nos résultats suggèrent que le choix humain peut être inapproprié s'il existe un danger caché. Si un ADAS détecte un risque caché, l'ADAS pourrait être amené à « résister » à la manœuvre ou à l'intention du conducteur. Cette résistance est similaire à ce qu'on appelle « la désobéissance intelligente » des chiens-guides. Il est connu qu'un chien-guide n'obéit pas à un ordre donné par son propriétaire si le chien-guide est certain que l'ordre est dangereux pour un maître inconscient du danger à cause de sa cécité. Cette « désobéissance intelligente » est acceptable pour un aveugle parce qu'il est conscient de son manque de connaissance de l'environnement. Par conséquent, « la désobéissance intelligente » de l'ADAS pourrait être permise uniquement si le conducteur est conscient de son manque de discernement face à certaines situations [ITO15].

4.7. ANNEXES DE CHAPITRE

AGE		Sans crash	Crash	Tous
Simulateur Statique	Échantillon	16	34 (2 non mesurés)	50
	Moyenne	27,69	27,85	27,8
	Écart type	4,24	6,41	5,76
	Min	23	22	22
	5 ^{ème} %	23	22	23
	50 ^{ème} %	28	25,5	26
	95 ^{ème} %	39	44	40
	Max	39	49	49
Simulateur Dynamique	Échantillon	12	40	52
	Moyenne	27,08	25,85	26,13
	Écart type	6,02	8,21	7,72
	Min	18	18	18
	5 ^{ème} %	18	18,5	18
	50 ^{ème} %	27	23	23,5
	95 ^{ème} %	35	44	43
	Max	35	52	52
Tous	Échantillon	28	74	102
	Moyenne	27,43	26,77	26,95
	Écart type	4,98	7,45	6,85
	Min	18	18	18
	5 ^{ème} %	18	19	19
	50 ^{ème} %	28	25	25
	95 ^{ème} %	35	44	41
	Max	39	52	52

TAILLE		Sans crash	Crash	Tous
Simulateur Statique	Échantillon	16	36	52
	Moyenne	173,13	174,89	174,35
	Écart type	8,66	7,40	7,77
	Min	158	158	158
	5 ^{ème} %	158	162	158
	50 ^{ème} %	176,5	174,5	175,5
	95 ^{ème} %	185	188	187
	Max	185	190	190
Simulateur Dynamique	Échantillon	12	40	52
	Moyenne	172,25	175,2	174,52
	Écart type	7,77	9,12	8,85
	Min	155	156	155
	5 ^{ème} %	155	159	158
	50 ^{ème} %	171,5	175	175
	95 ^{ème} %	184	188,5	187
	Max	184	190	190
Tous	Échantillon	28	76	104
	Moyenne	172,75	175,05	174,43
	Écart type	8,15	8,30	8,28
	Min	155	156	155
	5 ^{ème} %	158	160	158
	50 ^{ème} %	173	175	175
	95 ^{ème} %	184	188	187
	Max	185	190	190

IMC		Sans crash	Crash	Tous
Simulateur Statique	Échantillon	16	36	52
	Moyenne	24,34	25,63	25,24
	Écart type	3,98	3,75	3,83
	Min	17,24	18,00	17,24
	5 ^{ème} %	17,24	19,16	18,22
	50 ^{ème} %	24,67	24,94	24,91
	95 ^{ème} %	30,19	31,96	31,46
	Max	30,19	32,60	32,60
Simulateur Dynamique	Échantillon	12	40	52
	Moyenne	22,98	22,72	22,78
	Écart type	3,04	3,90	3,70
	Min	18,73	16,60	16,60
	5 ^{ème} %	18,73	17,87	18,42
	50 ^{ème} %	21,82	22,76	22,50
	95 ^{ème} %	28,73	31,00	29,35
	Max	28,73	37,65	37,65
Tous	Échantillon	28	76	104
	Moyenne	23,76	24,10	24,01
	Écart type	3,61	4,08	3,94
	Min	17,24	16,60	16,60
	5 ^{ème} %	18,22	18,42	18,42
	50 ^{ème} %	23,25	23,34	23,34
	95 ^{ème} %	29,94	31,96	31,35
	Max	30,19	37,65	37,65

MASSE		Sans crash	Crash	Tous
Simulateur Statique	Échantillon	16	36	52
	Moyenne	73,31	78,42	76,85
	Écart type	15,05	12,06	13,12
	Min	49	49	49
	5 ^{ème} %	49	54	54
	50 ^{ème} %	73,5	81,50	78,5
	95 ^{ème} %	100	96	97
	Max	100	99	100
Simulateur Dynamique	Échantillon	12	40	52
	Moyenne	68,5	70,02	69,67
	Écart type	11,63	14,67	13,93
	Min	45	46	45
	5 ^{ème} %	45	51	50
	50 ^{ème} %	71	67,5	69
	95 ^{ème} %	85	100	100
	Max	85	122	122
Tous	Échantillon	28	76	104
	Moyenne	71,25	74.	73,26
	Écart type	13,67	14,06	13,94
	Min	45	46	45
	5 ^{ème} %	49	52	52
	50 ^{ème} %	72	72,50	72
	95 ^{ème} %	97	99	97
	Max	100	122	122

Années de conduite		Sans crash	Crash	Tous
Simulateur Statique	Échantillon	15 (1 non mesuré)	33 (3 non mesurés)	48
	Moyenne	7,5	8,44	8,15
	Écart type	3,9	5,69	5,17
	Min	1	1	1
	5 ^{ème} %	1	1	1
	50 ^{ème} %	8	7	7,25
	95 ^{ème} %	14	24	18
	Max	14	27	27
Simulateur Dynamique	Échantillon	12	40	52
	Moyenne	8,42	7,12	7,42
	Écart type	5,52	7,46	7,03
	Min	0	0	0
	5 ^{ème} %	0	0,46	0
	50 ^{ème} %	7,5	5	5
	95 ^{ème} %	17	25	23
	Max	17	29	29
Tous	Échantillon	27	73	100
	Moyenne	7,91	7,72	7,77
	Écart type	4,61	6,70	6,19
	Min	0	0	0
	5 ^{ème} %	0	1	0,75
	50 ^{ème} %	8	6	7
	95 ^{ème} %	15	24	21
	Max	17	29	29

Kilométrage annuel		Sans crash	Crash	Tous
Simulateur Statique	Échantillon	15 (1 non mesuré)	33 (3 non mesurés)	48
	Moyenne	17 834,67	13 999,39	14 785,42
	Écart type	13 633,55	10 703,55	11 733,94
	Min	960	300	300
	5 ^{ème} %	960	800	960
	50 ^{ème} %	24 000	12 000	12 000
	95 ^{ème} %	40 000	33 600	33 600
	Max	40 000	33 600	40 000
Simulateur Dynamique	Échantillon	12	40	52
	Moyenne	14 636,33	14 119	14 175,38
	Écart type	18 382,37	9 781,08	12 085,23
	Min	1 610	920	920
	5 ^{ème} %	1 610	1 265	1 610
	50 ^{ème} %	8 050	15 000	11 000
	95 ^{ème} %	70 000	30 000	30 000
	Max	70 000	40 000	70 000
Tous	Échantillon	27	73	100
	Moyenne	16 291,85	13 793,70	14 468,2
	Écart type	15 688,79	10 142,45	11 861,65
	Min	960	300	300
	5 ^{ème} %	960	920	960
	50 ^{ème} %	12 000	12 000	12 000
	95 ^{ème} %	40 000	33 600	33 600
	Max	70 000	40 000	70 000

5. RÉSUMÉ DU CHAPITRE

Dans ce deuxième chapitre, une campagne expérimentale réalisée sur un simulateur de conduite a été présentée. Le but de cette campagne était de placer des conducteurs dans une situation accidentogène, afin d'étudier leur comportement juste avant le crash. Sur 104 participants, il a été possible d'étudier le comportement de 76 personnes face à l'accident.

Débuté sur un simulateur statique avec une quantité limitée d'enregistrements (vidéos et interface de conduite), le protocole a évolué dans une deuxième phase sur un simulateur dynamique avec l'intégration de nombreuses voies de mesures centrées sur le conducteur (mesures physiologiques, forces d'interaction avec le véhicule, pressions sur le siège). L'analyse simultanée des différentes sources de données est un réel challenge et nécessite une parfaite connaissance des procédures d'acquisition, en particulier en ce qui concerne le domaine temporel. Les procédures de déclenchement et de synchronisation sont donc décrites en détail, afin de permettre des traitements futurs.

L'analyse des enregistrements vidéo a consisté en l'observation des mouvements des membres supérieurs, du tronc et de la tête. Lorsque l'accident est imminent, 60 % des sujets ont un mouvement de recul marqué. Parallèlement à ce réflexe de protection, les conducteurs ont à 75 % tenté une manœuvre d'évitement. De ce mouvement découle une position à risque pour une part importante d'entre eux (entre 25% et 40% selon la campagne), leur main gauche passant face au moyeu du volant et donc de l'airbag.

Les données issues du simulateur renseignent sur la position des différents véhicules, ainsi que sur l'état des composants de l'interface de conduite avec une bonne précision temporelle. L'instant de crash a été déterminé avec précision, ce qui a permis de caractériser le comportement des conducteurs en termes de temps et d'efficacité de réaction. Il a par exemple été vérifié que, comme cela est décrit dans la littérature, la plupart des conducteurs freinent trop faiblement et bien en dessous des possibilités des véhicules actuels.

Des mesures d'efforts d'interaction entre le conducteur et le véhicule ont été effectuées au niveau du siège, du frein et du volant. Par comparaison avec les capacités maximales de chaque individu, il est montré que l'effort de freinage précoce est faible (40 %), ce qui est homogène avec les conclusions précédentes. La majorité des sujets (62 %) a repoussé le volant mais avec des efforts limités.

Enfin, des nappes de pression ont été utilisées pour suivre l'évolution de la position des sujets au niveau de l'assise et du dossier. Les mesures relatives au dossier n'ont pu être utilisées suite à un biais expérimental. En revanche en ce qui concerne l'assise, plusieurs méthodes ont été testées pour détecter un mouvement lié à l'imminence de l'accident. Il a été ainsi possible de détecter le crash précocement pour 51 % des conducteurs.

Pour terminer, un exemple d'application d'un tel jeu de données est proposé; nous montrons que les informations perçues par le conducteur avant l'accident semblent induire une réaction déterminée quelques instants plus tard. Une perception partielle de la situation provoque donc une réaction inadéquate, ce qui ouvre un champ applicatif pour les Systèmes Avancés d'Aide à la Conduite (ADAS).

Chapitre III.

ANALYSES EXPÉRIMENTALES ET NUMÉRIQUES D'UNE POSITION ATYPIQUE

Dans le chapitre précédent, il a été montré qu'un conducteur placé face à une situation imminente d'accident réagit, par exemple, en modifiant sa posture ou par une action sur les commandes du véhicule.

L'action sur le volant a été particulièrement observée et il a été constaté que des tentatives d'évitement pouvaient entraîner un positionnement des membres supérieurs face au moyeu du volant au moment de l'impact, posant la question des traumatismes qui pourraient en découler lors du déploiement de l'airbag.

Pour les conducteurs identifiés dans cette situation à risque, la position moyenne de la main gauche suivant un repérage horaire est 2H (Figure III-1). Cette position sera par la suite nommée "position atypique" ou "OOP" (Out Of Position).

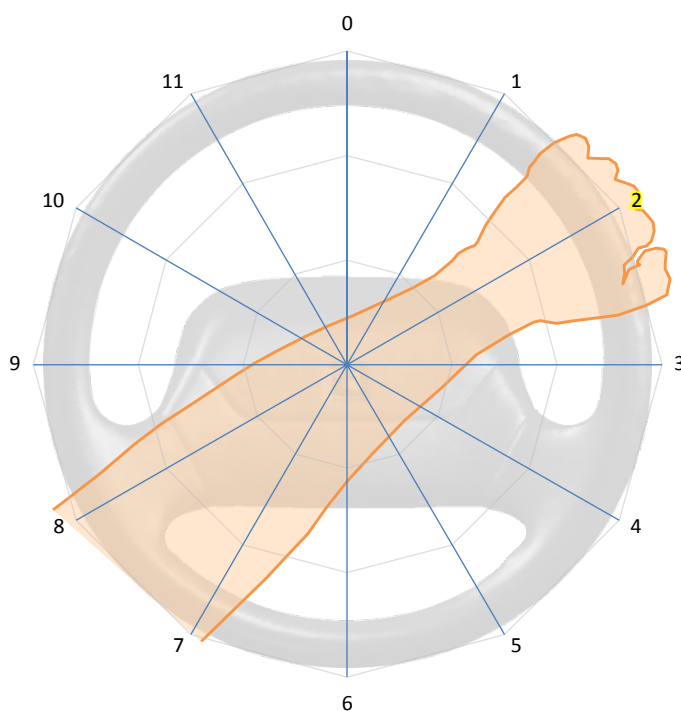


FIGURE III-1 : POSITION MOYENNE DU MEMBRE SUPÉRIEUR GAUCHE LORS DU CRASH

Dans ce dernier chapitre, différentes configurations d'airbags ont été testées afin d'estimer les conséquences possibles de leur déploiement au niveau des membres supérieurs et de la tête. Le substitut de conducteur utilisé est un mannequin de crash Hybrid III 50^{ème} percentile, présenté au premier chapitre.

Ces évaluations ont été menées d'abord expérimentalement grâce à un banc d'essai statique, puis numériquement dans des conditions de crash. En complément, une alternative technologique basée sur l'emploi de générateurs prototypes a été évaluée. L'ensemble a nécessité le déclenchement de 23 airbags, et le développement de 18 modèles numériques.

Ce dernier chapitre est scindé en deux parties principales correspondant aux études expérimentales et numériques. Elles sont elles-mêmes subdivisées en fonction des paramètres de test, ce qui est synthétisé dans le tableau suivant (Tableau III-1).

	POSITION	CONDUCTEUR	AIRBAG(s)	STATIQUE / DYNAMIQUE	TEST / MODELE
§1.1	Ouverture libre		Standard A	Banc statique	Expérimental
§1.2	Position atypique	Mannequin Hybrid III	Standard A / Standard B	Banc statique	Expérimental
§1.3	Position atypique	Hybrid III avec Membre supérieur SHPM	Standard A	Banc statique	Expérimental
§1.4	Position atypique	Mannequin Hybrid III	Prototypes	Banc statique	Expérimental
§2.2	Position atypique	Mannequin Hybrid III	Prototypes / Standard B	Banc statique	Numérique
§2.3	Position atypique	Mannequin Hybrid III	Prototypes / Standard B	Crash 50 km/h	Numérique
§2.4	Position normalisée	Mannequin Hybrid III	Prototypes / Standard B	Crash 50 km/h	Numérique

Recalage

TABLEAU III-1 : CONFIGURATIONS PRÉSENTÉES DANS LE CHAPITRE III

En premier lieu, l'ouverture libre d'un airbag de grande série (standard A) est étudiée expérimentalement. Ceci a pour objectif d'établir les ordres de grandeur en termes d'effort et de vitesse d'expulsion du sac, en adéquation avec les phases de déploiement.

Dans un deuxième temps, nous mesurons les niveaux de charge appliqués sur un mannequin Hybrid III placé en position atypique sur un banc d'essai statique, lors de l'ouverture de deux airbags de grande série (Standard A et Standard B).

L'intégration de membres supérieurs gauches issus de Sujets Humains Post Mortem (SHPM) est présentée dans une troisième partie. La configuration de test, basée à nouveau sur l'utilisation d'airbags standards (standard A) a pour double objectif d'étudier les lésions potentielles au niveau des avant-bras, et de comparer les charges appliquées à la tête aux données obtenues précédemment avec un membre supérieur synthétique.

Dans une quatrième partie, une solution technologique visant à diminuer la violence du déploiement des airbags est évaluée expérimentalement. Hormis la technologie de l'airbag basée en particulier sur des générateurs de gaz prototypes, la configuration de test est identique à celle décrite dans la deuxième partie.

La mise en place de modèles numériques de type multi-corps est exposée dans la partie §2.2. Ces modèles sont représentatifs des configurations expérimentales présentées dans les sections 2 et 4. Ils incluent donc un mannequin Hybrid III numérique placé en position atypique, ainsi que des modèles numériques d'airbags standards (standard B) et prototypes. Ces modèles sont recalés, en agissant sur le flux de gaz afin d'obtenir une vitesse de bras et une accélération de la tête similaires aux valeurs obtenues expérimentalement.

Ces modèles représentatifs des expérimentations effectuées sur banc statique sont extrapolés à des modèles de crash. Ceci consiste principalement en l'ajout d'un champ d'accélération et de triggers de déclenchement des airbags relatifs à l'instant de crash. L'accélération appliquée correspond à l'impact d'une berline à 50 km/h sur un mur rigide avec 100% de recouvrement. Le but est d'évaluer les risques liés à la position atypique lors du déploiement d'un airbag standard ainsi que d'airbags prototypes.

Pour terminer, l'innocuité de la solution technologique proposée est vérifiée numériquement. Développée pour diminuer les risques traumatiques dans le cas de la position atypique, cette alternative aux airbags standards doit être tout aussi performante dans le cas d'une position de conduite normalisée.

CONVENTIONS DE SIGNES

Afin de faciliter la lecture des mesures présentées dans ce chapitre, les repères utilisés sont similaires pour toutes les configurations de test.

En ce qui concerne les efforts mesurés au niveau du volant, les orientations utilisées dans le chapitre II sont reprises à l'identique. (Figure 1)

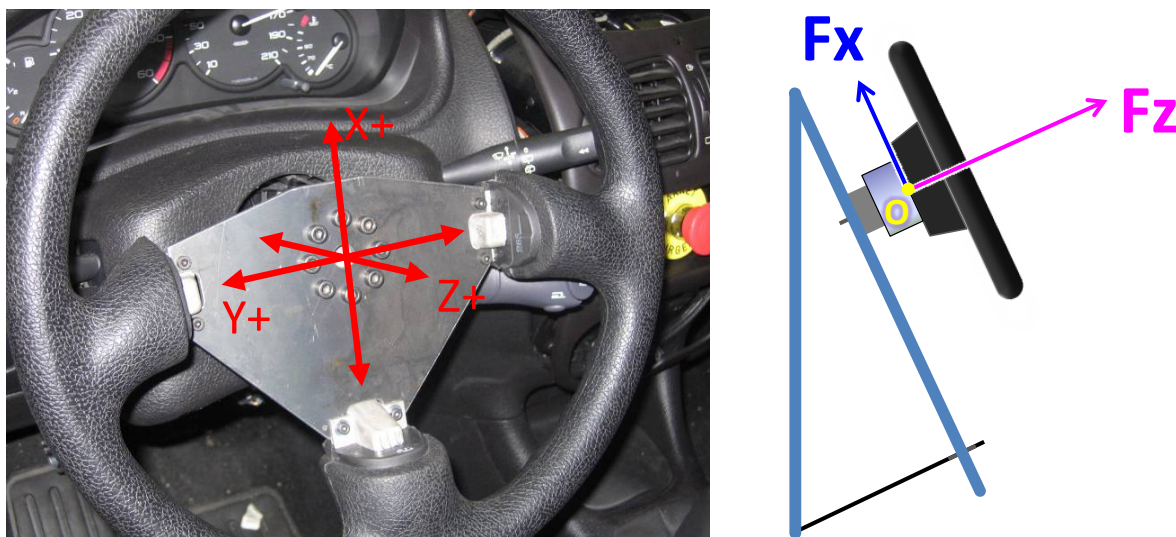


FIGURE III-2 : CONVENTIONS DE SIGNES / EFFORTS VOLANT

Pour ce qui est des charges appliquées à la tête et au cou, les conventions de signes respectent la norme SAE J211. (Figure III-3)

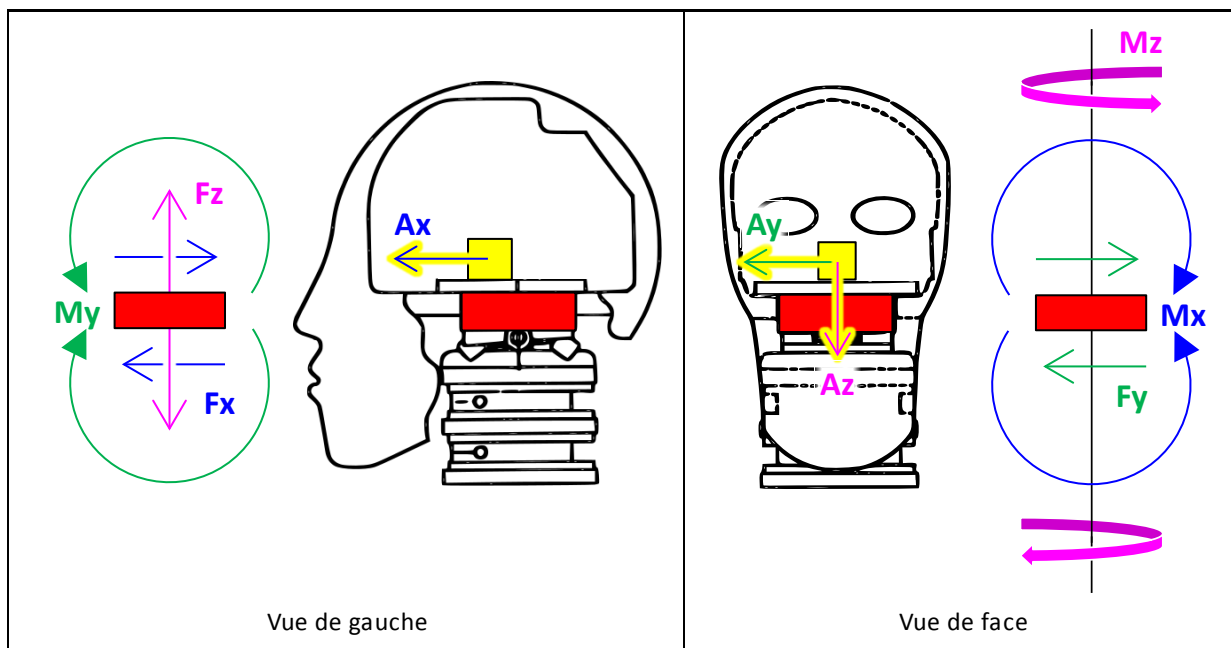


FIGURE III-3 : CONVENTIONS DE SIGNES / EFFORTS COU (CAPTEUR ROUGE) ET ACCÉLÉRATIONS (CAPTEUR JAUNE)

1. ÉTUDES EXPÉRIMENTALES

1.1. DÉPLOIEMENT LIBRE D'UN AIRBAG MANUFACTURÉ

1.1.1. OBJECTIFS

Le but de cet essai est de mesurer l'amplitude et la vitesse d'expulsion maximales du sac de ce modèle d'airbag ainsi que de déterminer les niveaux d'efforts mis en jeu au niveau de la fixation du volant au cours des différentes phases de déploiement.

Bien que non extrapolable à d'autres types d'airbags et d'autres configurations d'essais (par exemple avec un mannequin), cette configuration donnera une estimation des efforts mis en jeu par la simple inertie du sac.

1.1.2. CONDITIONS D'ESSAIS

POSITION	CONDUCTEUR	AIRBAG	DYNAMIQUE DE L'ESSAI	TEST / MODELE
Ouverture libre (sans mannequin)		Standard A Alimentation de laboratoire	Banc statique	Expérimental

TABLEAU III-2 : CONDITIONS D'ESSAIS

L'airbag utilisé dans cette première partie sera nommé "Standard A". Il s'agit d'un airbag conducteur de grande série équipant un monospace compact (segment C+ / M1+) et utilisant un générateur pyrotechnique mono-étagé. Le sac d'un volume de 45 litres, est constitué de deux disques de textile enduit, soudés à leur périphérie et est équipé d'un évent de 40 mm de diamètre bouché par une membrane en silicone. La cavité renfermant le sac est fermée par un couvercle, dans lequel est prédécoupé le (ou les) volet(s) destiné(s) à libérer le sac. Dans le cas de l'airbag "standard A", il s'agit d'un volet unique se soulevant de bas en haut.

Pour cet essai, le module airbag est installé avec son volant sur une cellule d'effort à 3 axes de mesure (Fx, Fy et Fz), elle-même verrouillée sur un massif. La scène est filmée par une caméra rapide avec une fréquence de 1 000 images par seconde (Figure III-4).

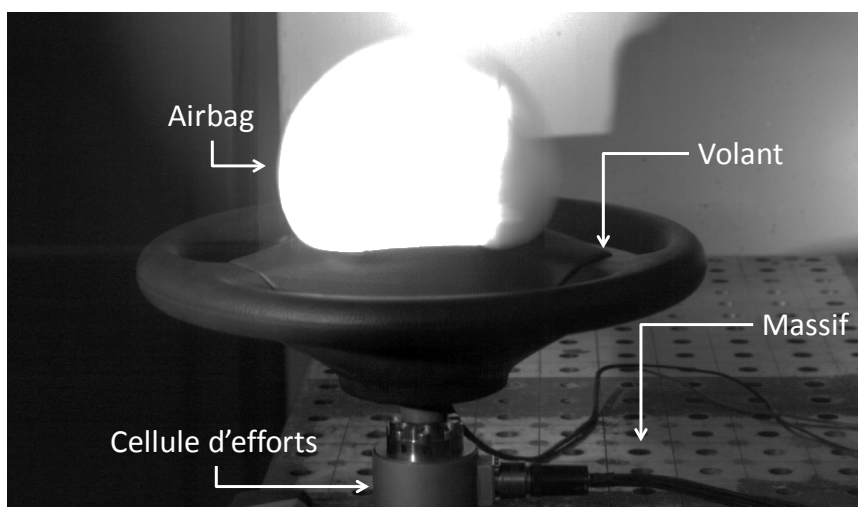


FIGURE III-4 : DISPOSITIF DE TEST

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / DÉPLOIEMENT LIBRE)

1.1.3. ANALYSE DES RÉSULTATS

1.1.3.1 Amplitude et Vitesse d'expulsion du sac

L'analyse des images issues de la caméra rapide a permis, par le biais d'un logiciel de tracking, d'évaluer la vitesse de déploiement du sac au niveau du centre du volant (Figure III-5).

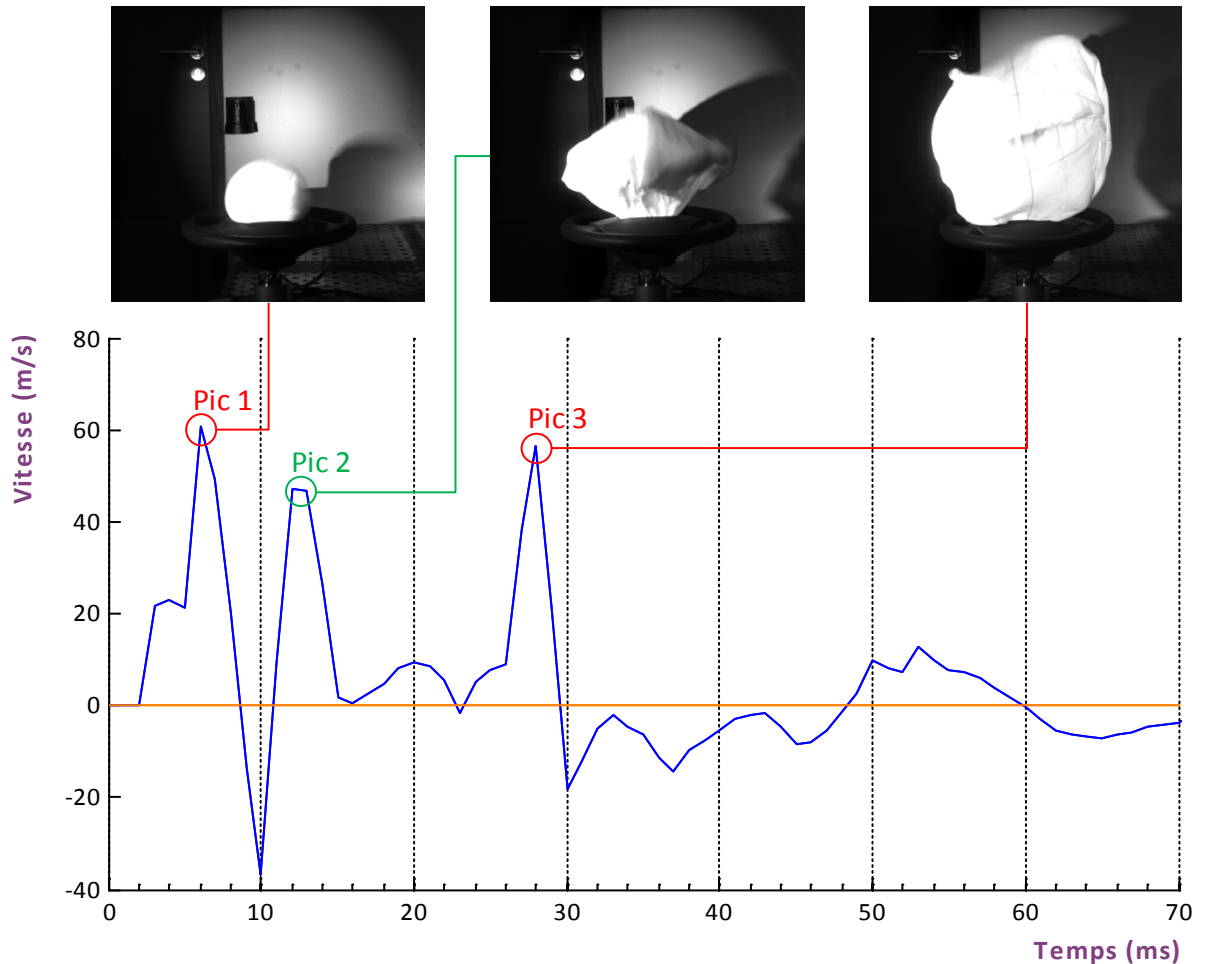


FIGURE III-5 : VITESSE D'EXPULSION DU SAC

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / DÉPLOIEMENT LIBRE)

Le premier pic (Pic 1 / 6 ms) est lié à l'ouverture du volet et à la mise sous pression de la zone centrale du sac avant qu'il ne soit véritablement déplié; ce moment est communément appelé "punch-out". Cette première phase d'expulsion correspond à une amplitude de sortie du sac de 20 cm (Figure III-6).

Le deuxième extremum de vitesse (Figure III-5 / Pic 2 / 13 ms) intervient lorsque les parties repliées sortent du volant, ce qui crée un relâchement de la membrane entraînant une brusque montée en vitesse. Le dernier pic de vitesse (Figure III-5 / Pic 3 / 28 ms) correspond à la mise en pression du sac totalement déplié. L'amplitude d'expulsion (Figure III-6) atteint alors sa valeur maximale, 450mm. Ceci est du même ordre que la distance entre le moyeu du volant et le menton pour un conducteur (50^{ème} percentile) en position normalisée (source Madymo®).

Les rebonds visibles après 30ms correspondent à un pompage dû au couplage élastique entre la membrane et le gaz.

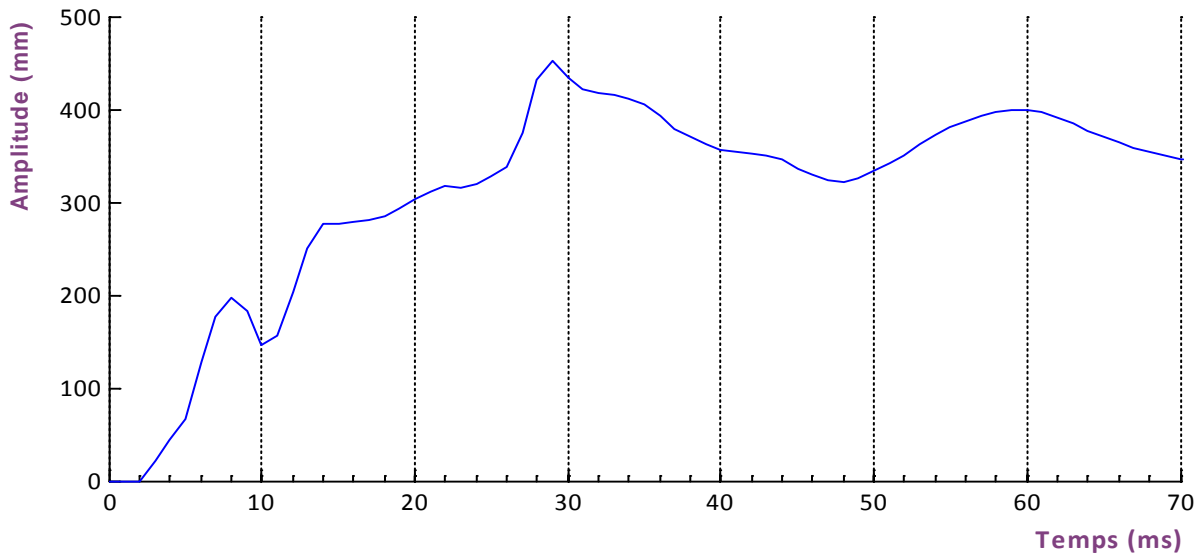


FIGURE III-6 : AMPLITUDE D'EXPULSION DU SAC
(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / DÉPLOIEMENT LIBRE)

1.1.3.2 Efforts générés par l'expulsion du sac

Sur la figure suivante, on observe une très forte concordance entre les niveaux d'efforts mesurés suivant l'axe Z (en valeur absolue) et la résultante des efforts (Figure III-7). Ceci montre que la charge principale est appliquée de manière normale au volant, ce qui est confirmé par des efforts faibles sur les axes X et Y.

On peut vraisemblablement expliquer cette constatation par le fait que le déploiement du sac se déroule de manière symétrique vis-à-vis des plans (O, \vec{X}, \vec{Z}) et (O, \vec{Y}, \vec{Z}) .

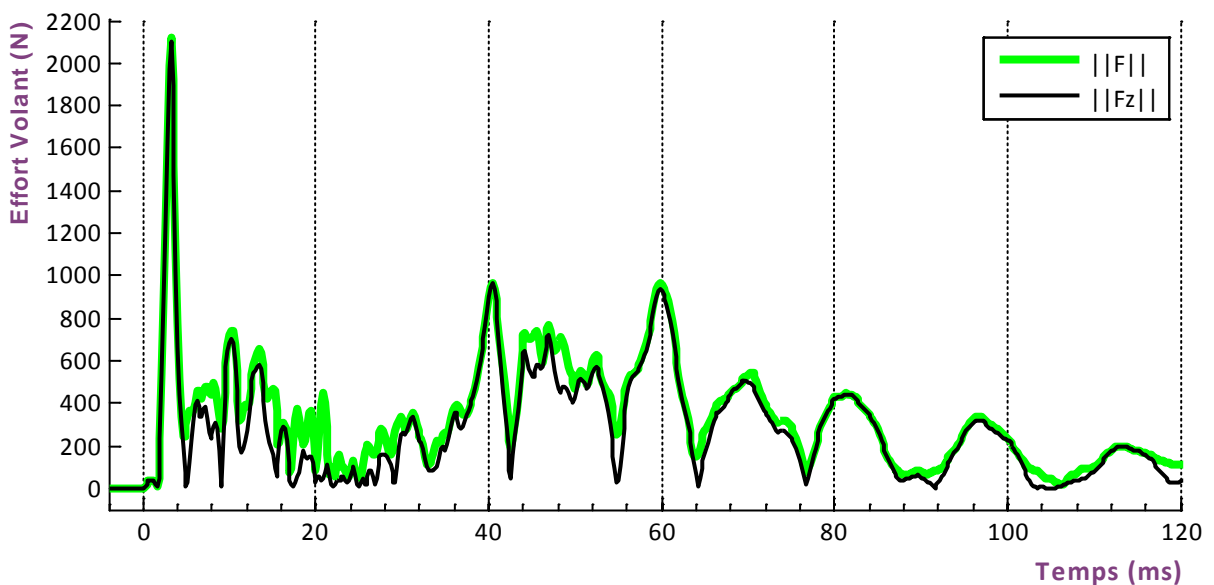


FIGURE III-7 : COMPARAISON DES EFFORTS VOLANT $\|F\|$ VS $\|Fz\|$
(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / DÉPLOIEMENT LIBRE)

L'analyse simultanée des efforts et des images obtenues par caméra rapide est nécessaire pour bien appréhender les différentes phases de déploiement de l'airbag (Figure II-2).

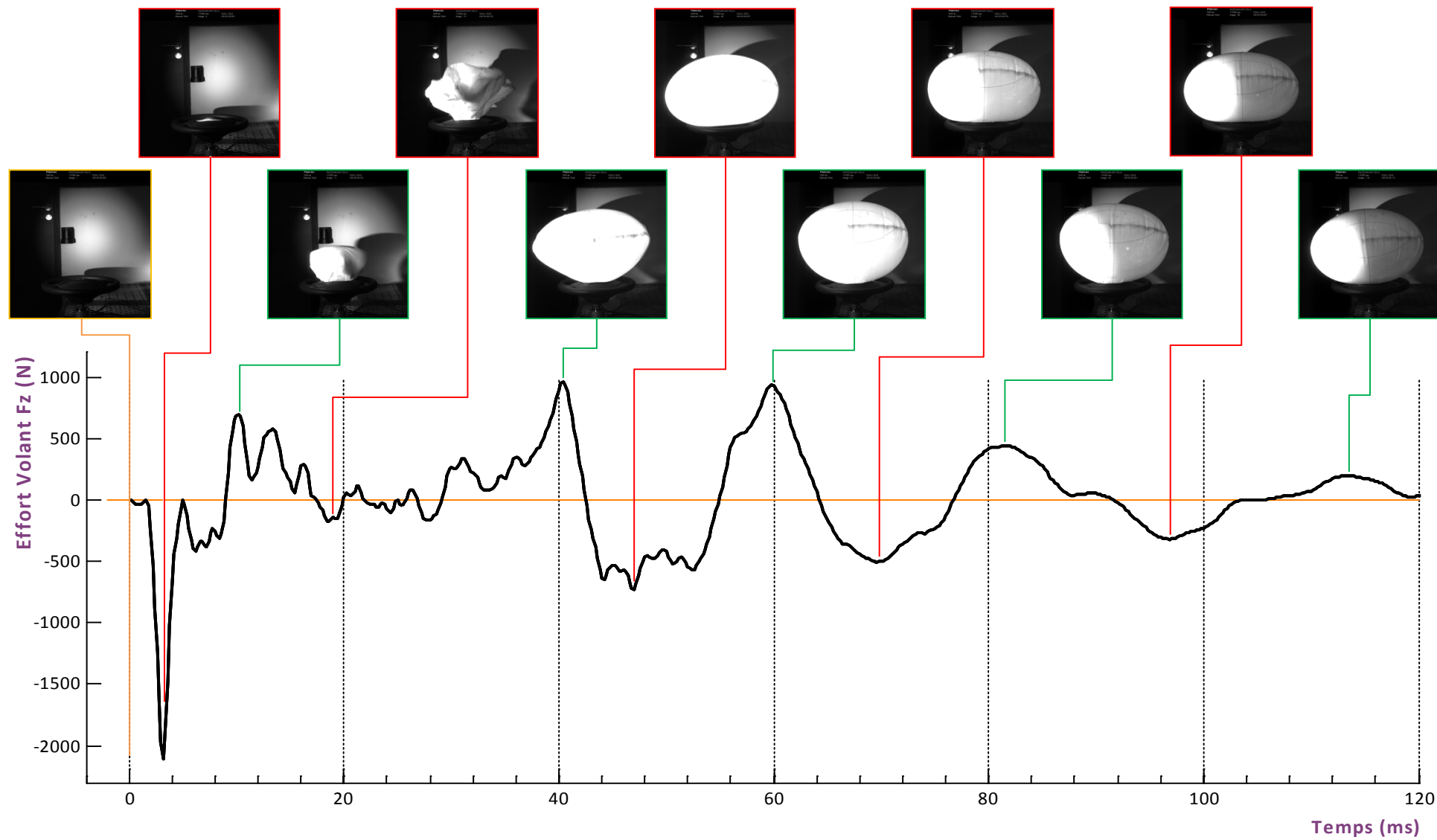


FIGURE III-8 : EVOLUTION DES EFFORTS FZ LORS DU DÉPLOIEMENT
 (EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / DÉPLOIEMENT LIBRE)

Un premier pic en compression intervient alors même que le volet n'est pas ouvert. La montée en effort (2 ms) correspond temporellement à la mise en tension de la cavité contenant l'airbag, visible sur les images obtenues par caméra rapide. Dès l'initiation de la déchirure du volet (3ms), l'effort diminue. Les extremums suivants traduisent quant à eux des effets inertiels du sac, sur lesquels influe l'état de déploiement et de mise en tension de la membrane.

On constate visuellement que les effets de pompage décrits précédemment sont encore présents 0,10 s après le temps de déclenchement.

Malgré qu'il s'agisse d'une ouverture libre, les efforts appliqués à la cellule (et donc contextuellement à la colonne de direction) sont relativement élevés puisqu'ils dépassent 2 000N en compression et 1 000N en traction.

Le chapitre suivant va nous permettre de comparer ces niveaux d'efforts avec ceux générés en présence d'un mannequin Hybrid III.

1.2. DÉPLOIEMENT D'AIRBAGS MANUFACTURÉS FACE À UN MANNEQUIN EN POSITION ATYPIQUE

1.2.1. OBJECTIFS

Cette deuxième série d'essais a été menée afin d'évaluer les efforts et accélérations liés au déploiement d'airbags face à un mannequin Hybrid III en position atypique et sur banc statique. Deux modèles d'airbags, issus de la grande série, sont utilisés pour ces essais ("Standard A" et "Standard B").

Certaines valeurs obtenues durant cet essai seront utilisées comme référence pour recalibrer les modèles numériques présentés en fin de chapitre.

1.2.2. CONDITIONS D'ESSAIS

POSITION	CONDUCTEUR	AIRBAGS	DYNAMIQUE DE L'ESSAI	TEST / MODELE
Position atypique	Hybrid III	Standard A et Standard B Alimentés par batterie	Banc statique	Expérimental

TABLEAU III-3 : CONDITIONS D'ESSAIS

L'airbag référencé "Standard A" est identique à celui utilisé précédemment (§1.1).

Le modèle "Standard B" est un airbag conducteur de grande série équipant une berline compacte (segment C / M1) et utilisant un générateur pyrotechnique mono-étagé. Le sac d'un volume de 45 litres, constitué de deux disques de textile enduit cousus à leur périphérie, est équipé d'un évent ouvert de 25 mm de diamètre. Enfin, contrairement au modèle "standard A", ce deuxième airbag est conçu avec un double volet dont la déchirure s'initie par le centre. Le pliage du sac est différent et, par voie de conséquence, il en est de même de la cinématique d'expulsion.

Pour les essais suivants, un banc de test spécifique a été développé. Il est constitué d'un massif en acier, sur lequel vient se positionner un siège automobile. Face à ce dernier, une structure rigide reçoit un support inclinable sur lequel est fixée une cellule d'efforts 3 axes. Finalement le volant est adapté sur cette cellule (Figure III-9).

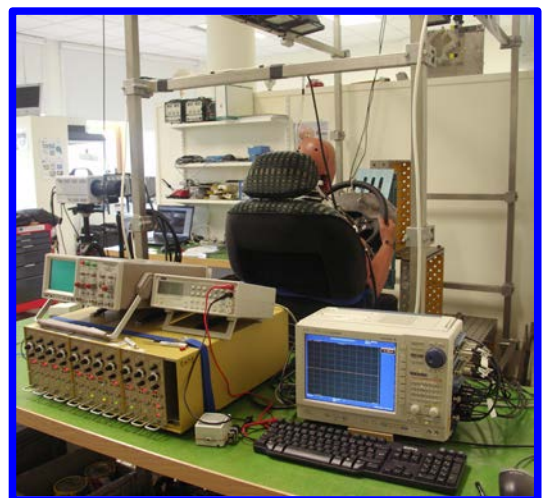


FIGURE III-9 : SCÈNE EXPÉRIMENTALE

La structure support du volant bénéficie d'une rigidité élevée, garante de conditions de sécurité optimales pour des tests incluant des moyens pyrotechniques. En revanche son encombrement important rend impossible le positionnement d'un mannequin Hybrid III avec ses jambes. Les membres inférieurs, peu influents pour ce type d'essais, ont en conséquence été retirés. En contrepartie, afin d'éviter un basculement latéral, le mannequin a été sanglé au siège à hauteur de l'abdomen.

Ce test statique représente une position de conduite au moment où l'airbag se déploie et non au moment du crash. L'instant de référence qui a été retenu correspond à 30 millisecondes après le crash, c'est-à-dire 5 millisecondes après le début d'activation de l'airbag.

Le positionnement du thorax et de la tête d'une part ainsi que du siège et du volant d'autre part ont été obtenus par simulation numérique d'un crash-test en position standard.

Le bras gauche est alors positionné à 2H pour représenter la position atypique, et le bras droit est simplement posé sur le siège à droite du bassin (Figure III-10).

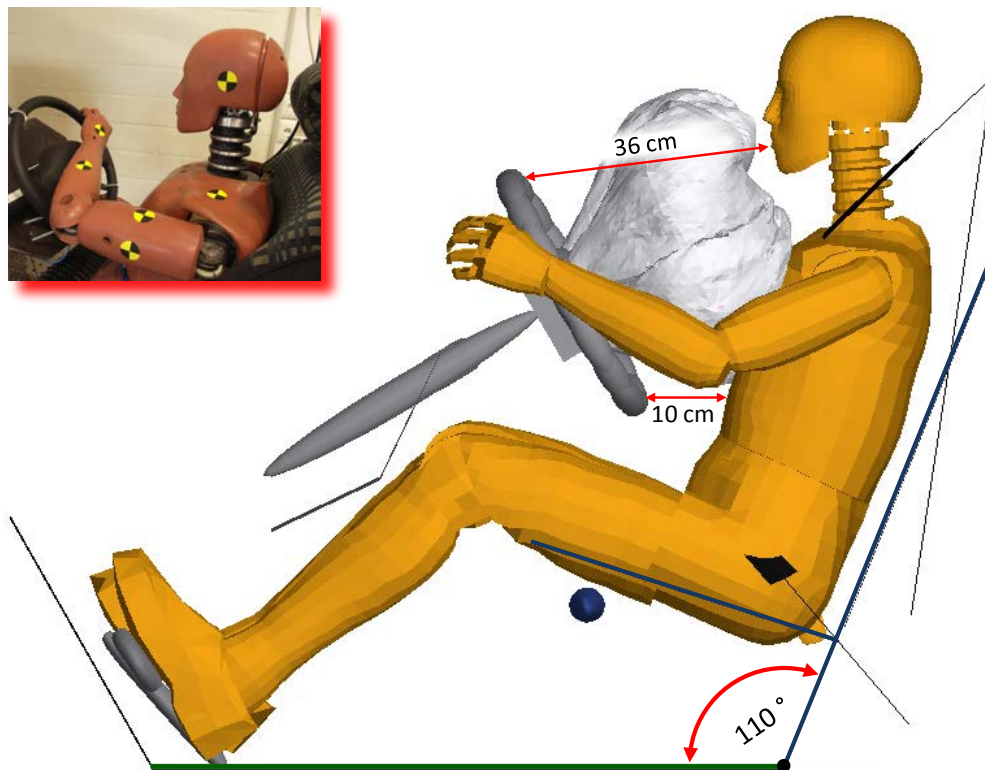


FIGURE III-10 : DÉTERMINATION DE LA POSITION TÊTE-THORAX (30MS APRÈS LE CRASH)

1.2.3. ANALYSE DES RÉSULTATS - AIRBAG STANDARD A

L'airbag testé est le modèle "Standard A" dont le déploiement libre a été présenté au paragraphe §1.

1.2.3.1 Efforts mesurés au volant

La figure suivante permet de comparer les efforts appliqués par le volant sur la cellule d'efforts (suivant l'axe normal au volant) lors du déploiement libre avec les efforts générés en présence du mannequin en position atypique (Figure III-11).

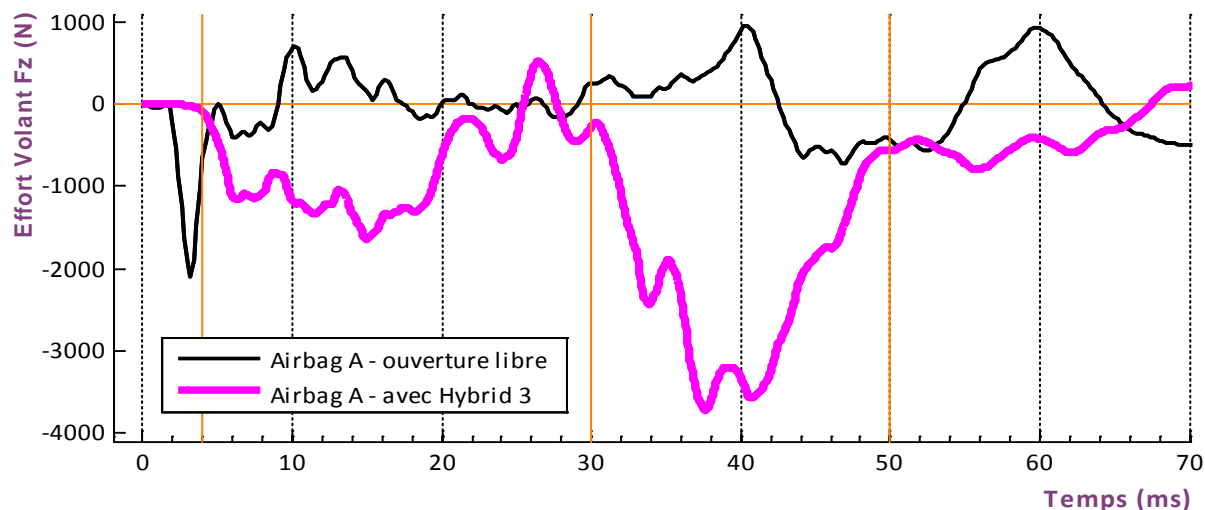


FIGURE III-11 : EFFORTS VOLANTS F_z

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / DÉPLOIEMENT LIBRE VS H3 EN OOP)

Une première constatation concerne le décalage temporel de la première montée (au sens de l'amplitude) en effort. Le gonflement du volant (avant déchirement du volet) est visible sur les images issues des caméras rapides après 3 millisecondes, soit un retard supérieur à une milliseconde vis-à-vis du test en ouverture libre. Cet écart peut être imputé à des dispersions de fabrication de l'airbag, voire au vieillissement du matériau pyrotechnique. Mais il est, ici, avant tout lié au type d'alimentation électrique utilisé pour initier l'inflammation du produit pyrotechnique. Cette dernière hypothèse a été vérifiée lors d'essais complémentaires montrant un écart de 1,7 milliseconde entre une simple batterie (utilisée pour l'ouverture avec Hybrid III) et une alimentation dédiée au développement d'airbags (ouverture libre).

Hormis le premier pic antérieur à la sortie du sac (courbe noire), on observe logiquement que les efforts appliqués par le volant sur la cellule sont beaucoup plus élevés en présence du mannequin en position atypique. Les pics les plus importants concernent des efforts de compression, là où l'ouverture libre amenait des efforts de traction par entraînement inertiel. Ces efforts de compression sont donc liés au contact entre l'airbag et le membre supérieur.

Trois zones apparaissent nettement sur la courbe, bornées à 30 et 50 millisecondes. Afin de déterminer les causes des profils de chargement, il est nécessaire d'étudier les images issues des caméras rapides. Le graphique suivant montre l'évolution de la résultante des efforts au volant en fonction de l'ouverture de l'airbag (Figure III-12).

De 6 millisecondes à 30 millisecondes, les efforts sont liés à une mise en mouvement du membre supérieur gauche, sans déplacement du thorax. La comparaison de $\|F_z\|$ et de $\|F\|$ montre que l'effort est majoritairement normal au volant durant cette phase.

Vers 35 millisecondes, le poignet entre en contact avec le cou et la position du membre supérieur gauche tend à se bloquer. Le contact entre l'airbag et le bras se localise au niveau du coude. Dès lors, et jusqu'à 50 millisecondes, c'est le thorax qui est entraîné vers l'arrière. L'effort de réaction est maximal durant cette période et est encore une fois normal au plan du volant.

Après 50 millisecondes, plusieurs phénomènes coexistent. Le générateur ne produit plus de gaz et le mannequin a reculé, ce qui va dans le sens d'une diminution de l'effort de réaction. En revanche, l'appui sur le dossier augmente. Ceci entraîne une nouvelle montée de l'effort, mais cette fois dans le plan du volant suivant le vecteur \vec{F}_x , du fait de la position du bras en bas de l'airbag.

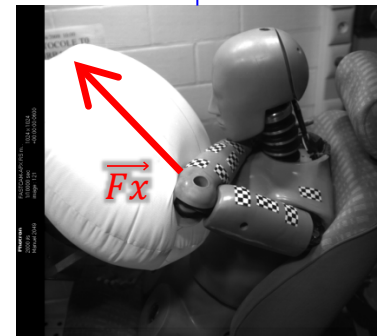
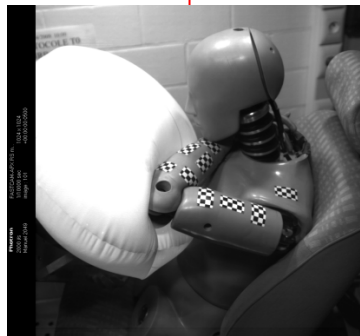
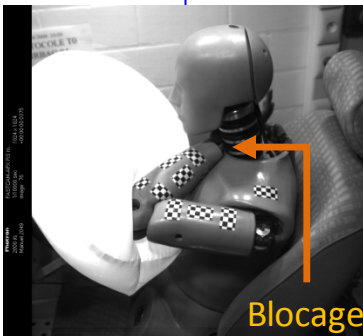
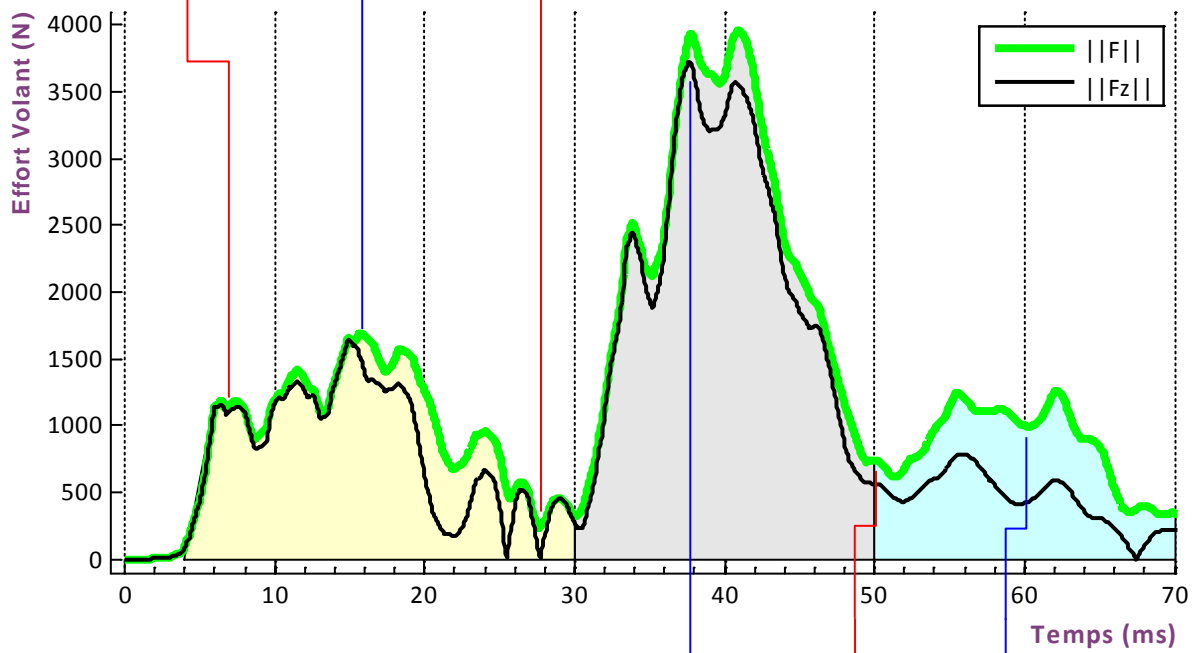
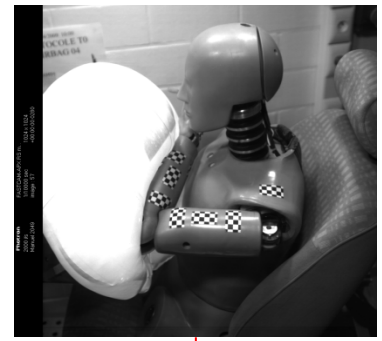
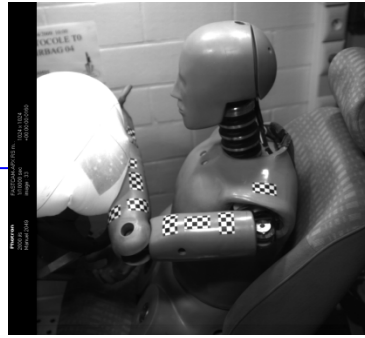
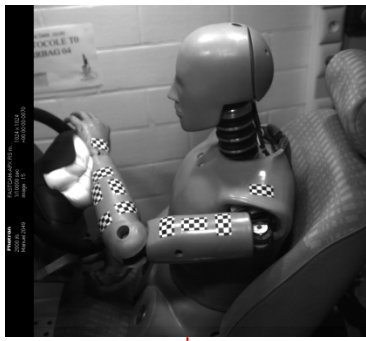


FIGURE III-12 : EFFORTS VOLANT $\|F\|$ ET $\|F_z\|$
 (EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3 EN OOP)

Le tableau synthétise les différentes étapes de la cinématique de l'essai.

	EVENEMENTS	EFFORTS VOLANT	
		Fz	F
0 ms	Envoi de l'impulsion électrique dans le module airbag	0 N	0 N
3 ms	Dilatation visible de la cavité contenant le sac	-15 N	20 N
4,5 ms	Déchirement du volet	-235 N	250 N
6 ms	Mise en vitesse de l'avant-bras (flexion du coude)	-1 135 N	1 200 N
14 ms	Mise en vitesse du bras (antépulsion de l'épaule)	-1 315 N	1 300 N
15 ms	Maximum d'effort de la 1 ^{ère} zone (jaune)	-1 645 N	1 700 N
31 ms	Contact avant-bras / thorax et mise en mouvement du thorax	-440 N	450 N
35 ms	Contact poignet / cou	-1 935 N	1 950 N
40 ms	Maximum d'effort de la 2 ^{ème} zone (gris)	-3 320 N	4 000 N
50 ms	Appui du dos sur le dossier du siège (déformation du siège)	-565 N	750 N
55 ms	Maximum d'effort de la 3 ^{ème} zone (bleu)	-715 N	1 250 N

TABLEAU III-4 : ETAPES DE LA CINÉMATIQUE D'OUVERTURE DE L'AIRBAG A

En ce qui concerne la charge appliquée au bras, il est probable que ce soit le premier pic d'effort qui soit le plus préjudiciable. En effet l'effort (la résultante) compris entre 1 200 N et 1 700 N (6ms et 15ms sur la Figure III-12) concerne une surface limitée de l'airbag, peu déployé, d'où des contraintes plus importantes.

1.2.3.2 Accélération de la tête et efforts au cou

Concernant l'impact de cette position atypique sur les mesures effectuées sur le mannequin lui-même, les résultats sont très variables en fonction de la zone du mannequin impactée. Il est bien entendu qu'un impact sur le thorax, le cou, le menton ou le front n'aura pas du tout le même effet. Cette remarque est d'ailleurs valable pour la main, le poignet et l'avant-bras.

Dans cette étude, les zones en contact qui ont été privilégiées concernent le poignet et le menton. Mais la projection du bras par l'airbag est un phénomène particulièrement instable, et le résultat attendu difficile à obtenir.

Dans le cas de l'airbag standard A, aucun essai n'a permis d'accéder au résultat escompté. Dans l'exemple présenté ici, le contact a eu lieu entre le poignet et le cou (Figure III-12).

Les mesures présentées ci-après concernent les accélérations linéaires de la tête, ainsi que les efforts et moments du cou supérieur (Figure III-13, Figure III-14, Figure III-15).

Pour les raisons sus-citées, les signaux mesurés ont une amplitude relativement modérée, ce qui ne permet pas de conclure sur la dangerosité ou, à l'inverse, l'innocuité de la situation.

L'analyse de la cinématique du choc est complexe du fait de la forme de la zone de contact (face, menton et cou).

Tout d'abord, le poignet impacte la partie antérieure basse du cou, ce qui génère une accélération de la tête vers l'arrière ($A_x < 0$) et un effort F_x négatif. Le choc légèrement décalé sur la droite du cou produit une accélération sur l'axe y ($A_y < 0$). La tête est alors entraînée vers le bas par le cou, ce qui induit une accélération tête et un effort cou positifs sur l'axe Z . Ces efforts, dont le point d'application se trouve sous la cellule entraînent logiquement un couple M_y négatif (F_x négatif).

Dans une deuxième phase, la tête ayant basculé vers l'avant, le poignet est bloqué sous le menton. Des charges sont alors appliquées directement sur la tête. Pour ce qui est de l'axe X , on retrouve un nouveau pic d'accélération vers l'arrière mais sans que la partie supérieure du cou ne soit sollicitée dans cet axe (entraînement simultané de la tête et du cou). Il est intéressant de constater l'inversion du signe de l'accélération suivant Z , alors que l'effort reste positif sur cet axe. L'explication tient au fait que dans cette deuxième phase, c'est la tête qui entraîne le cou vers le haut. La cellule cou est toujours en traction, mais cette fois entraînée par la tête.

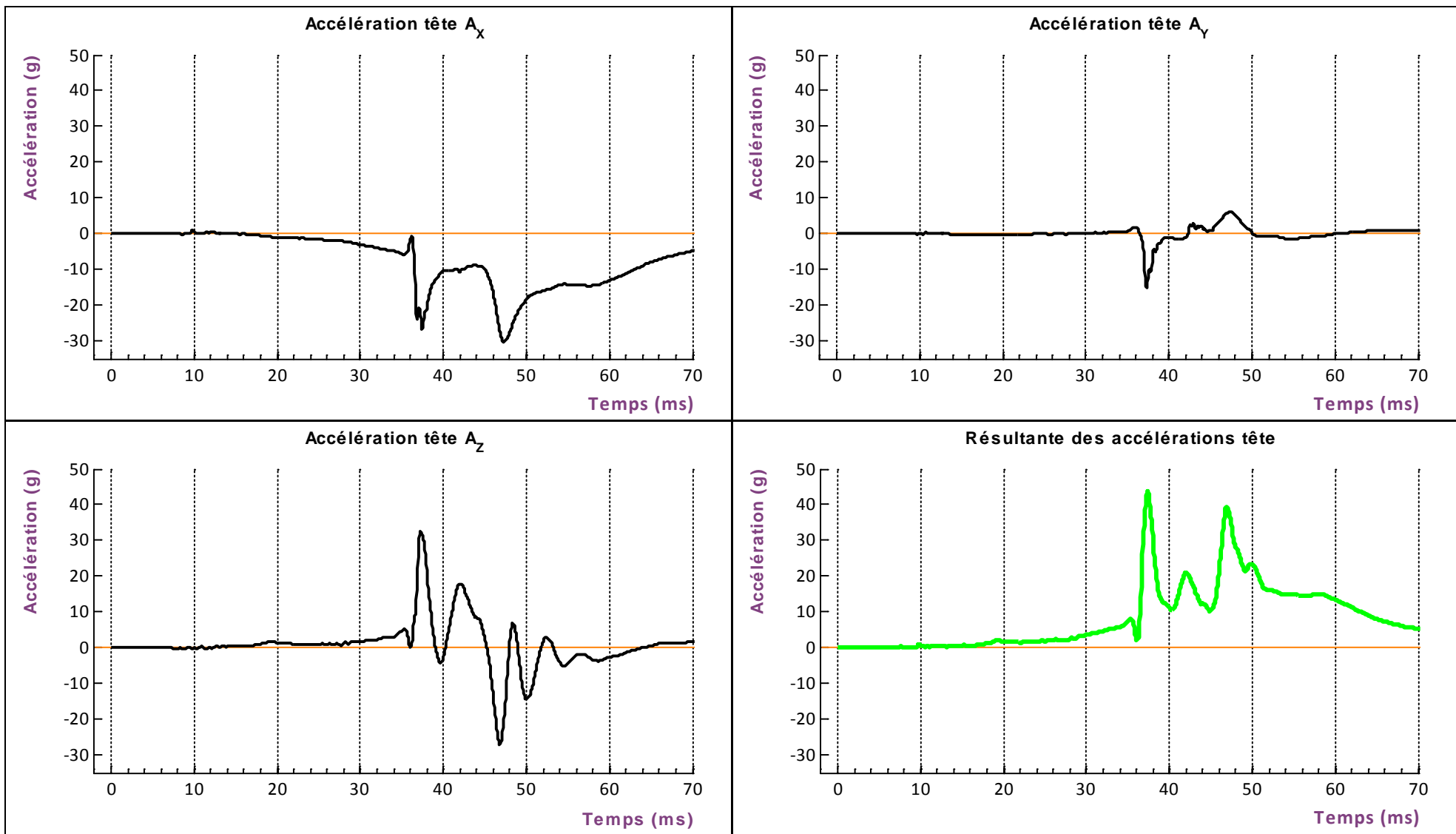


FIGURE III-13 : ACCÉLÉRATIONS TÊTE

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3 EN OOP)

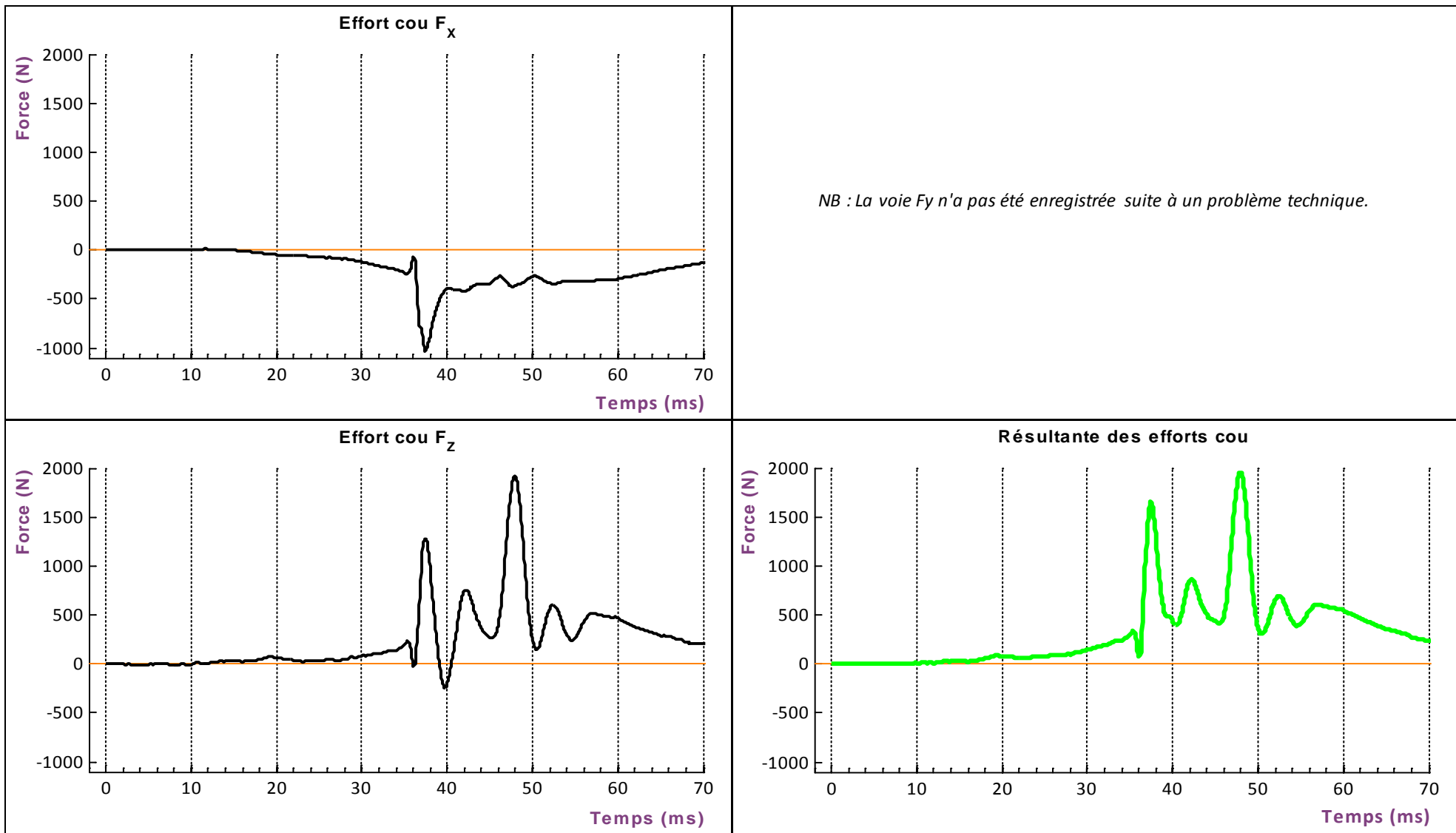


FIGURE III-14 : EFFORTS COU SUPERIEUR

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3 EN OOP)

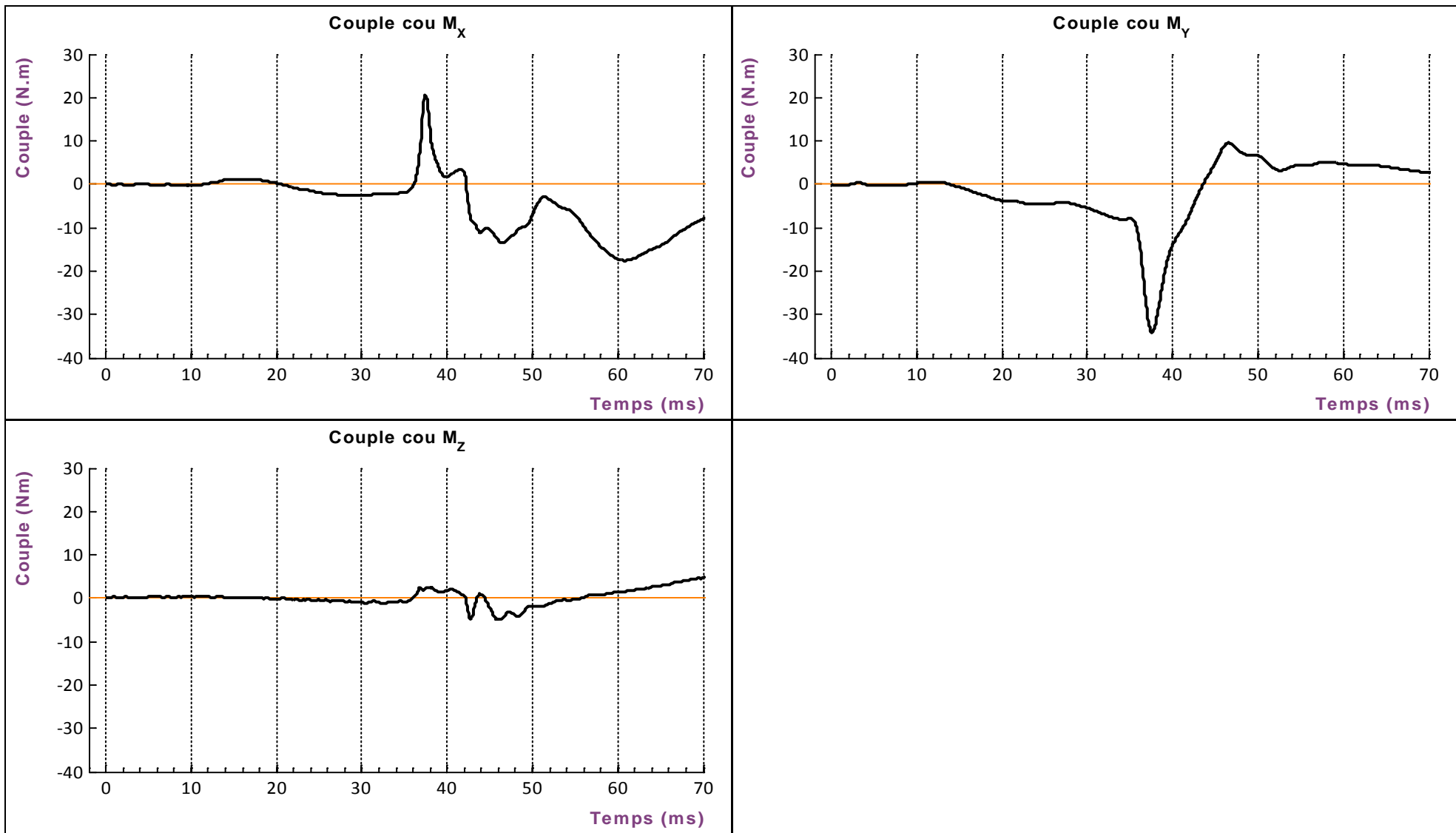


FIGURE III-15 : MOMENTS COU SUPERIEUR

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3 EN OOP)

1.2.4. ANALYSE DES RÉSULTATS - AIRBAG STANDARD B

L'airbag, de modèle "Standard B", est ici testé avec un mannequin Hybrid III en position atypique. Le protocole de test est identique à celui utilisé précédemment (paragraphe §1.2.3) avec un airbag "standard A".

1.2.4.1 Efforts mesurés au volant

Les efforts transmis du volant à la cellule d'effort, suivant l'axe de rotation du volant, sont présentés sur le graphique suivant et sont comparés aux résultats obtenus avec l'airbag A (Figure III-16).

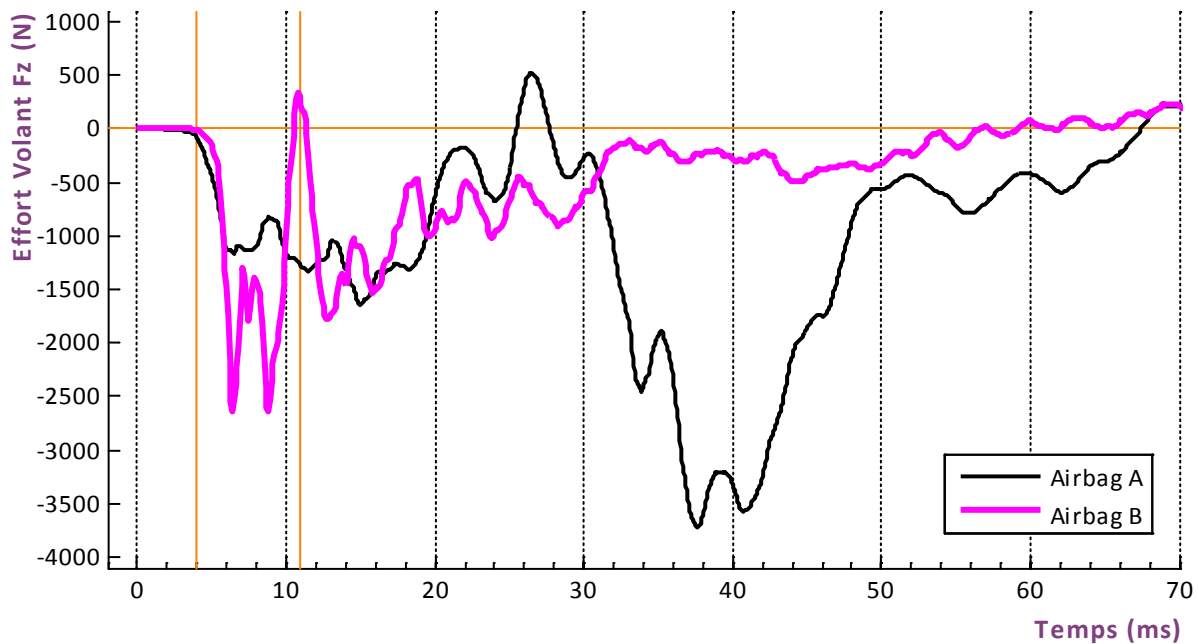


FIGURE III-16 : EFFORTS VOLANT F_z

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A ET B / H3 EN OOP)

Tout comme pour le test précédent, les efforts générés par le déploiement de l'airbag "standard B" sont majoritairement normaux au volant. Ils correspondent encore une fois à une compression de la cellule située sous le volant, et par extension une compression de l'airbag par le membre supérieur.

En revanche, contrairement à l'essai précédent qui présentait trois zones bien marquées, on constate principalement, ici, une première zone de chargement avec deux pics d'efforts jusqu'à 11 millisecondes après le déclenchement. Une deuxième mise en charge moins élevée du volant intervient alors avec une diminution lente jusqu'à 70 millisecondes.

Comparativement à l'essai réalisé avec l'airbag A, les niveaux d'effort obtenus avec l'airbag B sont supérieurs jusqu'à 10 millisecondes. Ils sont ensuite assez proches jusqu'à 30 millisecondes. Après cet instant, la charge due à l'airbag B est globalement faible au regard de ce que nous avons constaté avec le modèle A.

Les images filmées à haute vitesse permettent une analyse plus fine des événements (Figure III-17).

À l'inverse des essais précédents, il a été possible d'obtenir un contact franc entre le bras et la tête avec l'airbag "standard B".

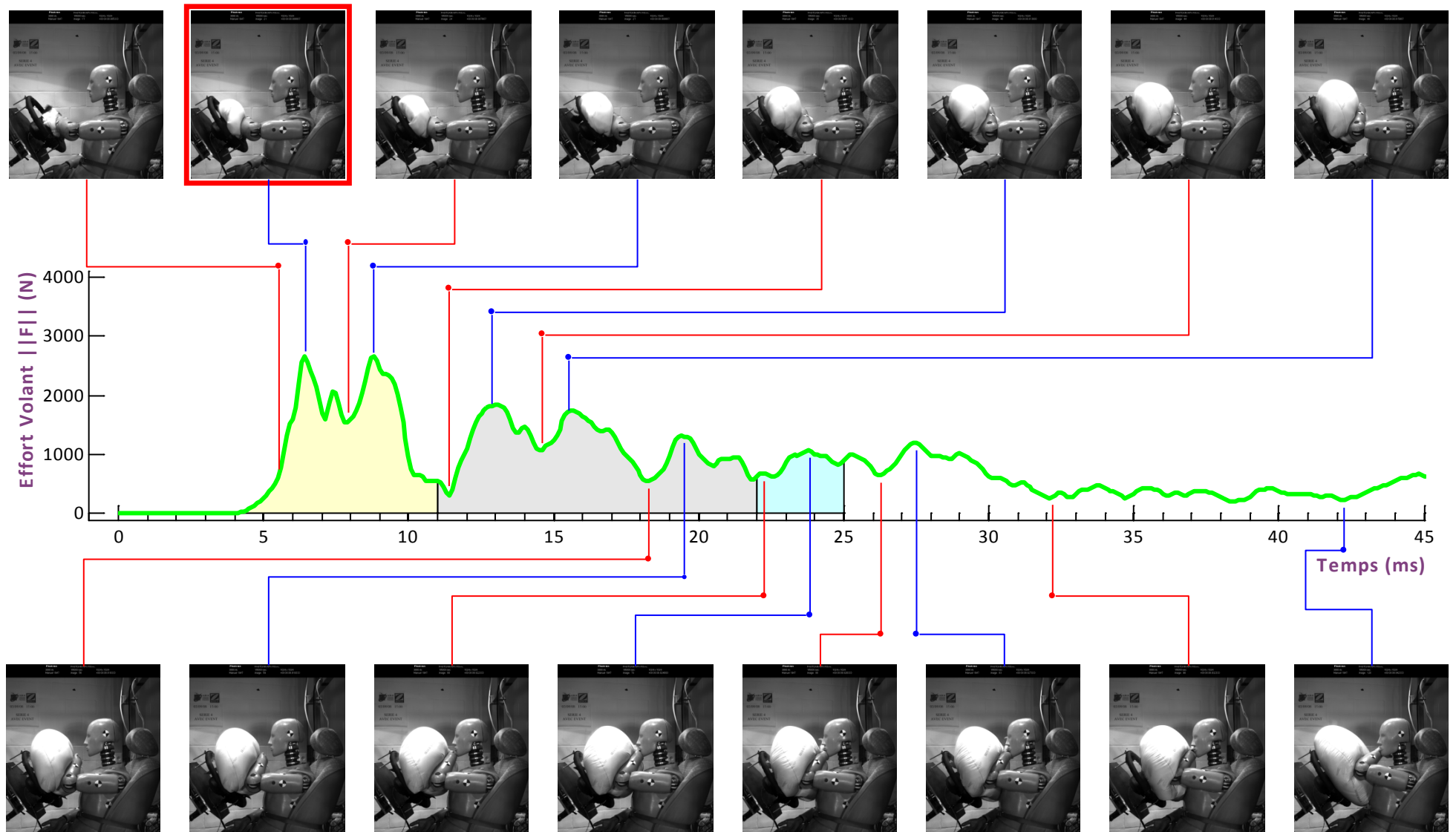


FIGURE III-17 : EFFORT VOLANT $\|F\|$

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD B / H3 EN OOP)

La période entre 4 et 11 millisecondes (zone jaune) correspond à la sortie du sac de son logement. Cette phase débute par une expulsion de la partie haute du sac, le bras empêchant le reste de la membrane de sortir de la cavité. A 6 millisecondes, la mise en mouvement du bras libère la partie basse dont l'expulsion a lieu à 8 millisecondes.

Entre 11 millisecondes et 22 millisecondes (zone grise), le sac finit son déploiement et le bras se déplace par flexion du coude. L'effort baisse mais on constate plusieurs rebonds, que l'analyse des images issues des caméras rapides permet de lier à la déformation du volant et au couplage élastique entre le volume de gaz et la membrane.

A 22 millisecondes, le contact a lieu entre le poignet et le menton (zone bleue). L'antéimpulsion de l'épaule est faible, et le recul du thorax débute à 25 millisecondes.

L'effort est normal au volant de 0 à 45 millisecondes. Des composantes tangentielles interviennent ensuite, du fait de la position excentrée du bras sur le sac sous-pression (Figure III-18).

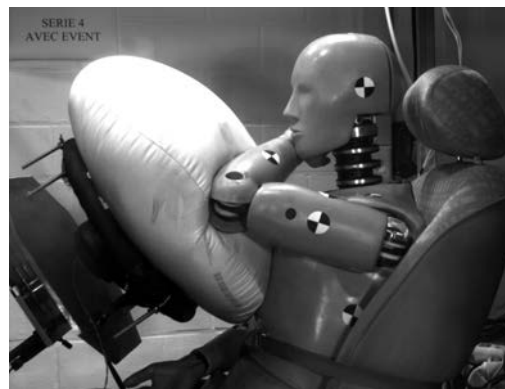


FIGURE III-18 : POSITION À 45 MILLISECONDES
(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD B / H3 EN OOP)

Le tableau suivant synthétise les différentes étapes de la cinématique de l'essai.

	EVENEMENTS	EFFORTS VOLANT	
		Fz	F
0 ms	Envoi de l'impulsion électrique dans le module airbag	0 N	0 N
3 ms	Dilatation visible de la cavité contenant le sac	0 N	0 N
4,5 ms	Déchirement du volet	-60 N	90 N
5 ms	Expulsion de la partie supérieure du sac	-165 N	270 N
6 ms	Mise en vitesse de l'avant-bras (flexion du coude)	-1 465 N	1 600 N
6,4 ms	Premier pic d'effort (zone jaune)	-2 645 N	2 660 N
8 ms	Expulsion de la partie inférieure du sac	-1 430 N	1 600 N
8,8 ms	Deuxième pic d'effort (zone jaune)	-2 650 N	2 660 N
22 ms	Contact entre le poignet et le menton	-495 N	620 N
25 ms	Mise en mouvement du thorax	-670 N	900 N
50 ms	Appui du dos sur le dossier du siège (mouvement du dossier)	-330 N	570 N

TABLEAU III-5 : ETAPES DE LA CINÉMATIQUE D'OUVERTURE DE L'AIRBAG B

Tout comme dans le cas du modèle A, le chargement le plus sévère (au sens des contraintes) appliqué au bras se situe probablement dès l'initiation de la sortie du sac, avec un effort de plus de 2 600N (Figure III-17 / photo encadrée en rouge).

1.2.4.2 Accélération de la tête et efforts au cou

Les accélérations linéaires de la tête, les efforts et les moments du cou supérieur montrent des amplitudes nettement supérieures à ce qui avait été obtenu lors de l'essai précédent (paragraphe §1.2.3), en raison du contact direct entre le poignet et le menton.

Le choc génère une accélération vers l'arrière de 110 g. Le premier contact a lieu sur le côté droit du menton ce qui entraîne une accélération de 55 g vers la gauche. La résultante des accélérations présente à cet instant un pic de plus de 120 g.

L'extension du poignet amène alors un second contact sous la forme d'une "claque" sur la joue droite d'où le second pic (Figure III-19).

Ces impacts se retrouvent sur les mesures d'effort du cou. Cette fois, l'impact a lieu au-dessus de la cellule de mesure, d'où les valeurs positives obtenues sur les axe X et Y. L'effort maximal atteint 1 500 N sur la voie X, et presque 2 000 N en norme.

L'effort de traction mesuré sur l'axe Z ne semble pas lié directement à l'impact puisqu'on ne retrouve pas d'équivalence d'un point de vue de l'accélération. En revanche, le choc fait basculer la tête en avant ce qui entraîne une flexion du cou (Figure III-20).

Le moment mesuré positivement autour de l'axe Y tend à confirmer cette hypothèse. L'amplitude atteint 60 N.m.

Le moment M_x négatif d'amplitude 40 N.m correspond à une inclinaison de la tête vers la droite et est lié encore une fois au contact décalé à droite (Figure III-21).

Les valeurs obtenues durant cet essai seront prises comme référence pour le recalage des modèles numériques avec générateur pyrotechnique (paragraphe §2.2).

Au vu des valeurs élevées, obtenues en particulier sur les mesures d'accélération de la tête, on peut s'interroger sur la représentativité du contact entre l'avant-bras et la tête. Un membre supérieur d'origine humaine résisterait-il au déploiement du sac et transmettrait-il à la tête autant d'énergie que le membre synthétique ?

C'est ce qui a entraîné la mise en place d'une nouvelle expérimentation, mais cette fois avec des membres supérieurs issus de Sujets Humains Post-Mortem.

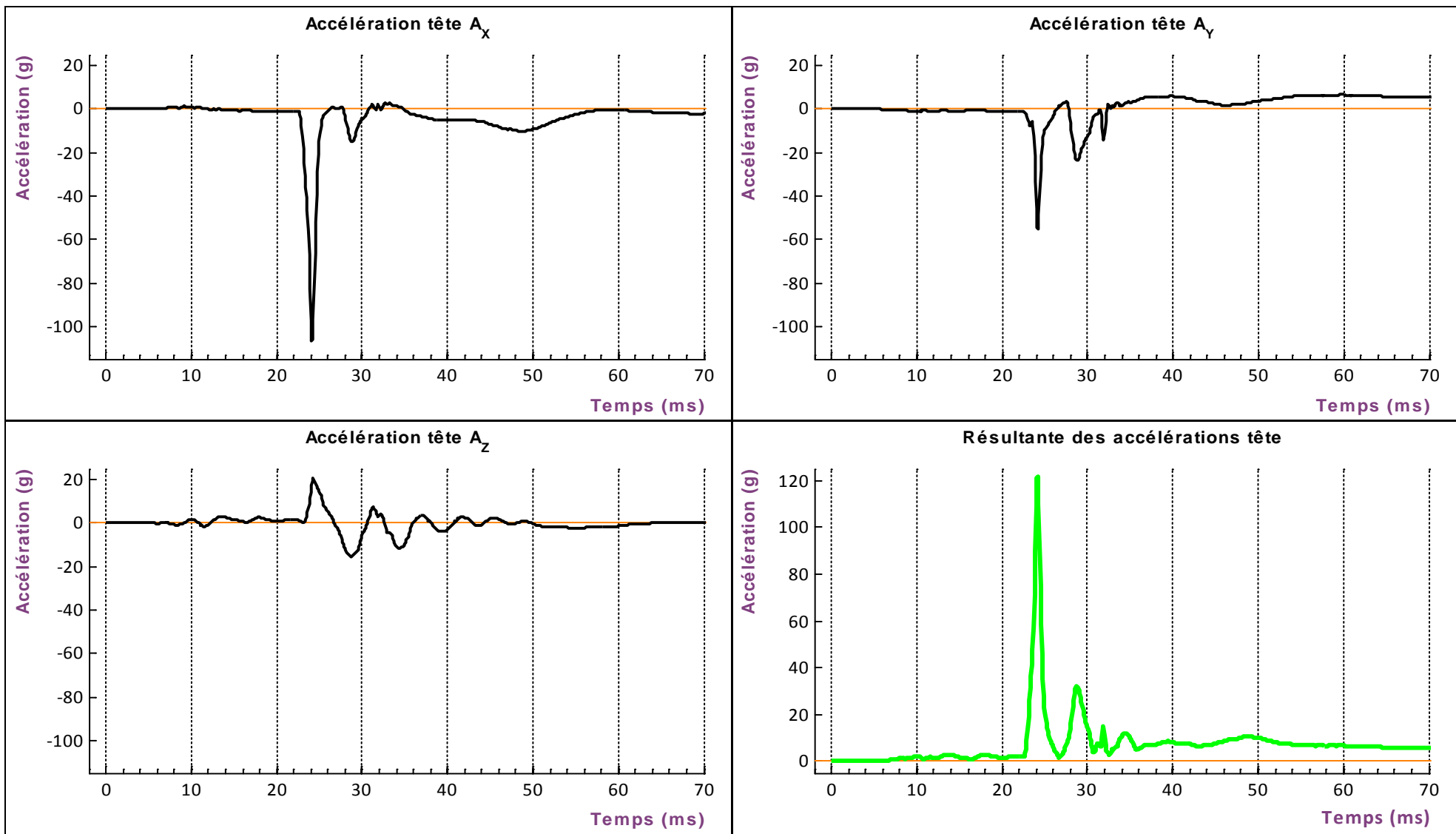


FIGURE III-19 : ACCÉLÉRATIONS TÊTE

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD B / H3 EN OOP)

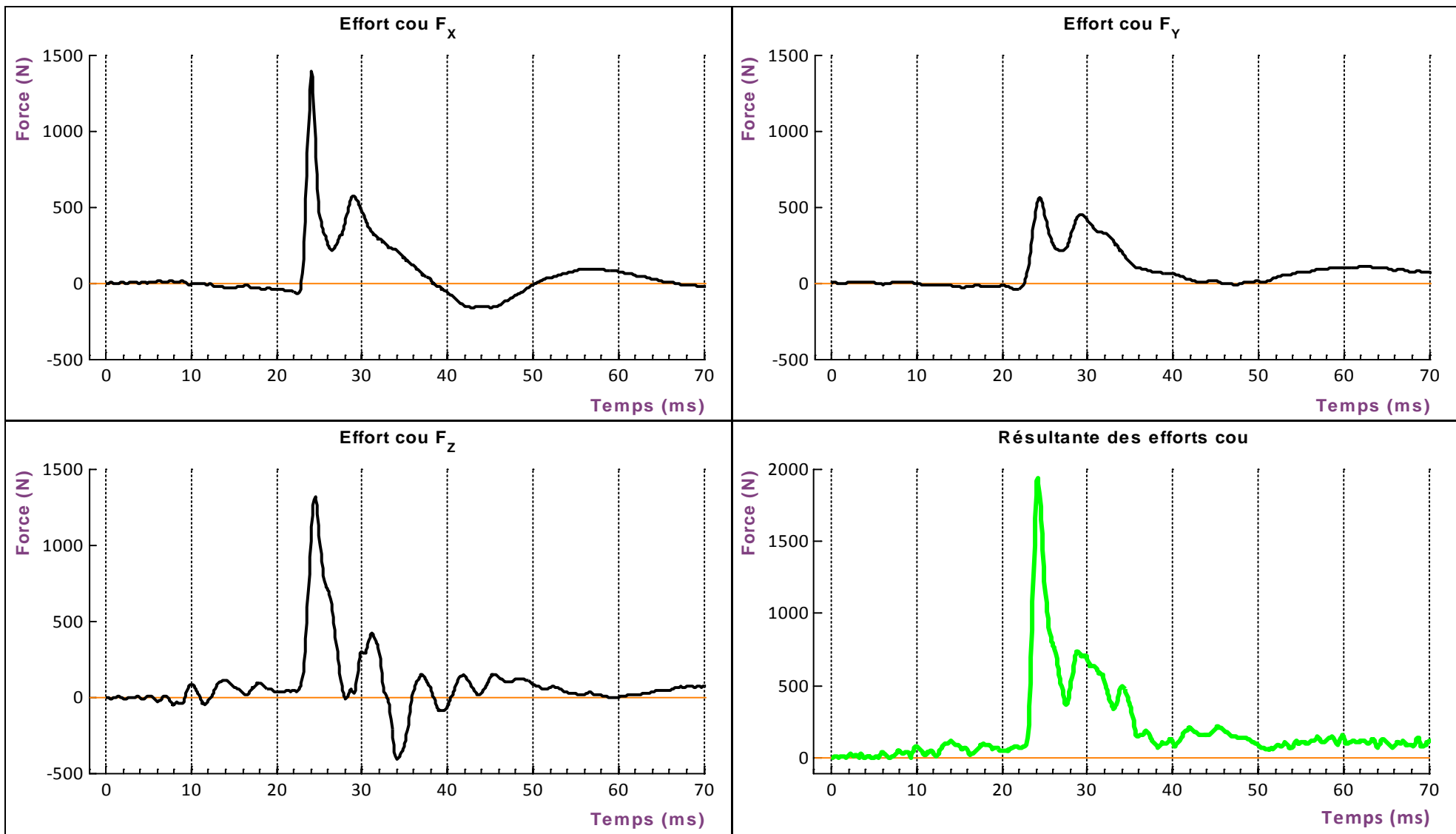


FIGURE III-20 : EFFORTS COU SUPERIEUR

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD B / H3 EN OOP)

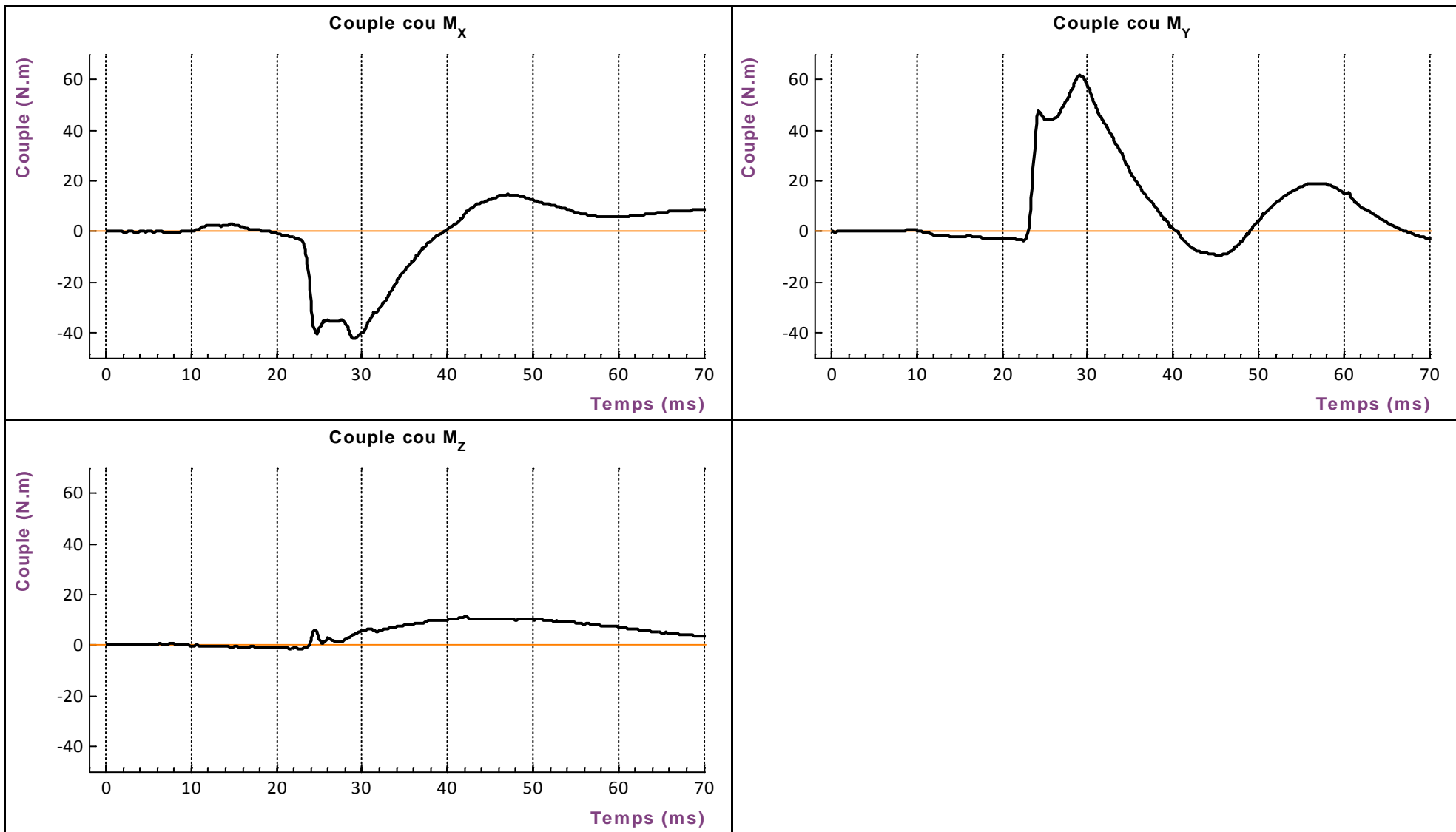


FIGURE III-21 : MOMENTS COU SUPERIEUR

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD B / H3 EN OOP)

1.3. DÉPLOIEMENT D'AIRBAGS MANUFACTURÉS FACE À UN MANNEQUIN EN POSITION ATYPIQUE – INTÉGRATION DE MEMBRES HUMAINS

1.3.1. OBJECTIFS

Nous avons constaté que lors du déploiement d'airbags face à l'avant-bras d'un mannequin Hybrid III, les efforts mesurés au niveau de l'encastrement du volant sont particulièrement élevés. Lors de l'essai utilisant l'airbag "Standard A" (paragraphe §1.2.3), des efforts de 1 700N (au début du déploiement) puis de 4 000N (sac déployé) ont été relevés. Dans le cas de l'airbag "Standard B" (paragraphe §1.2.4), nous avons mesuré un effort de 2 600N dès le début du déploiement du sac, c'est-à-dire lorsque la surface de contact entre le sac et le bras est faible. Cette combinaison de facteurs, synonyme d'un niveau de contraintes élevées, pose la question des traumatismes qui pourraient survenir au niveau de l'avant-bras d'un conducteur dans la même situation.

De la même manière, l'accélération de la tête lors du contact direct avec le bras présente une amplitude potentiellement traumatisante (120 g) au niveau cérébral.

La rigidité de l'avant-bras du mannequin Hybrid III peut en partie expliquer ce résultat. On peut imaginer, par exemple dans le cas d'une fracture de l'avant-bras, que l'énergie transmise à la tête soit diminuée. Il semble donc intéressant de vérifier si les résultats obtenus avec le bras synthétique évoluent avec des membres supérieurs issus de Sujets Humains Post-Mortem (SHPM), ce qui est présenté dans cette troisième partie.

1.3.2. CONDITIONS D'ESSAIS ET PHASE PRÉPARATOIRE

De manière générale, les conditions d'essais sont identiques à celles décrites dans la partie 1.2, avec l'airbag A. L'unique différence tient au remplacement du bras synthétique par des membres issus de SHPM (Tableau III-6).

POSITION	CONDUCTEUR	AIRBAGS	DYNAMIQUE DE L'ESSAI	TEST / MODELE
Position atypique	Hybrid III + membre sup/gauche SHPM	Standard A Alimenté par batterie	Banc statique	Expérimental

TABLEAU III-6 : CONDITIONS D'ESSAIS

Ceci a été rendu possible grâce à un partenariat initié avec le laboratoire d'anatomie de Lille, qui nous a permis de bénéficier d'un don de deux membres supérieurs gauches issus de Sujets Humains Post Mortem, référencés SHPM218 et SHPM223 (Tableau III-7).

Sujet	Sexe	Age	Masse du membre sup. (kg)	Dimensions (cm)	
				Bras	Avant-bras
SHPM218	Féminin	78	2,2	26	24
SHPM223	Féminin	84	2,1	31	23

TABLEAU III-7 : CARACTERISTIQUES DES MEMBRES SPÉRIEURS ISSUS DE SHPM

Afin de relier ces membres au mannequin, il a été nécessaire de développer une adaptation mécanique. Celle-ci consiste en une pièce métallique insérée dans le canal médullaire de l'humérus, en lieu et place de la tête humérale. L'encastrement est effectué au moyen d'une résine coulée dans et autour de l'extrémité proximale de l'os (Figure III-22).

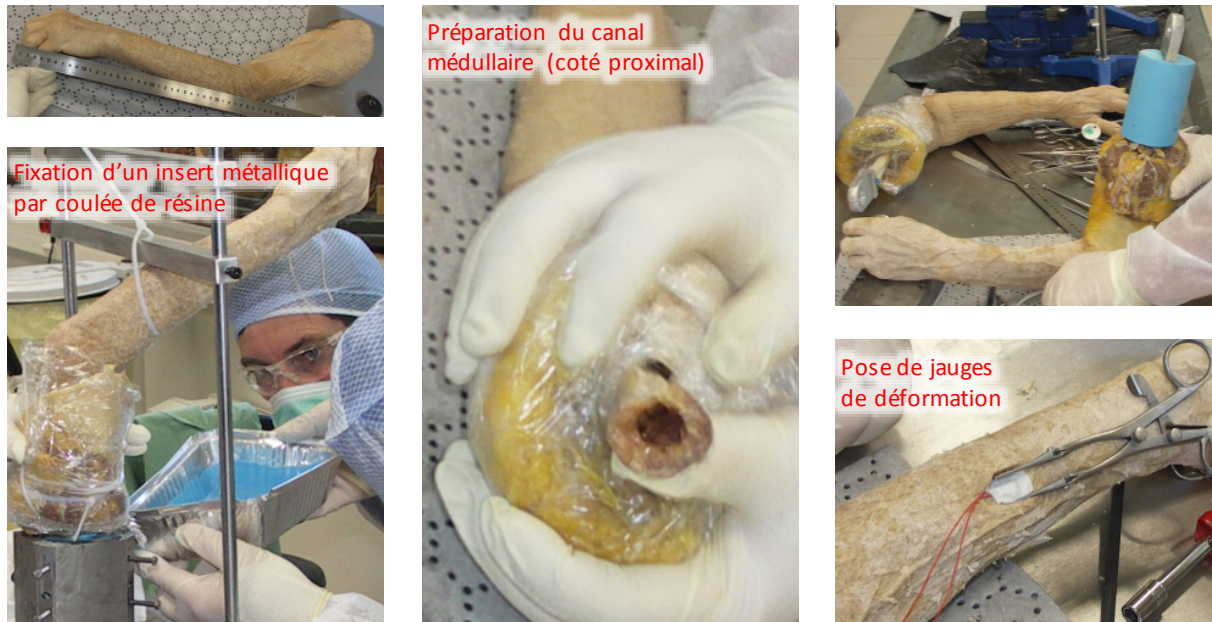


FIGURE III-22 : PRÉPARATION DES MEMBRES ISSUS DE SHPM

Six jauges de déformation (déformation maximale $\epsilon_{\max}=3\%$) ont été collées sur les os (dépériostés aux lieux de collage) en différentes zones du bras et de l'avant-bras (Figure III-23). Elles sont positionnées suivant le schéma suivant :

- | | |
|---|---|
| -1 : Mi-diaphyse de l'humérus, face antéro-latérale | -2 : Mi-diaphyse de l'humérus, face postérieure |
| -3 : Mi-diaphyse du radius, face postérieure | -4 : Mi-diaphyse du radius, face latérale |
| -5 : Mi-diaphyse de l'ulna, face postérieure | -6 : Mi-diaphyse de l'ulna, face médiale |

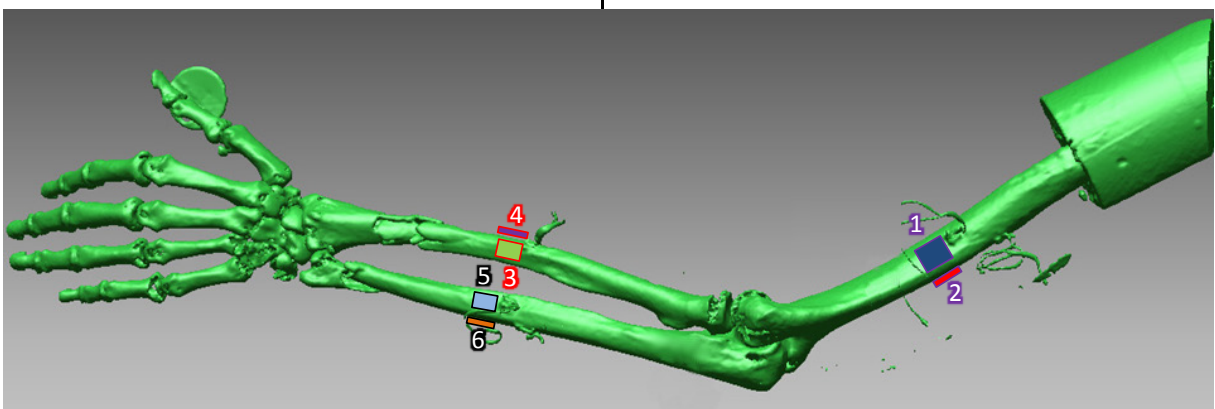


FIGURE III-23 : POSITION DES JAUGES DE DÉFORMATION (IMAGE ISSUE D'UN SCANNER MÉDICAL)

Quant au positionnement sur le banc de test statique d'airbag, il est reproduit de manière identique aux essais précédents (Figure III-24).



FIGURE III-24 : POSITION DU MANNEQUIN ET DU BRAS SHPM

1.3.3. ANALYSE DES RÉSULTATS

1.3.3.1 Efforts mesurés au volant et déformations du membre supérieur

La figure suivante (Figure III-25) montre les efforts mesurés au niveau du volant (suivant son axe de rotation) lors du déploiement de l'airbag A, face au mannequin Hybrid III avec trois types de bras gauche (les deux membres issus de SHPM et le bras standard du mannequin).

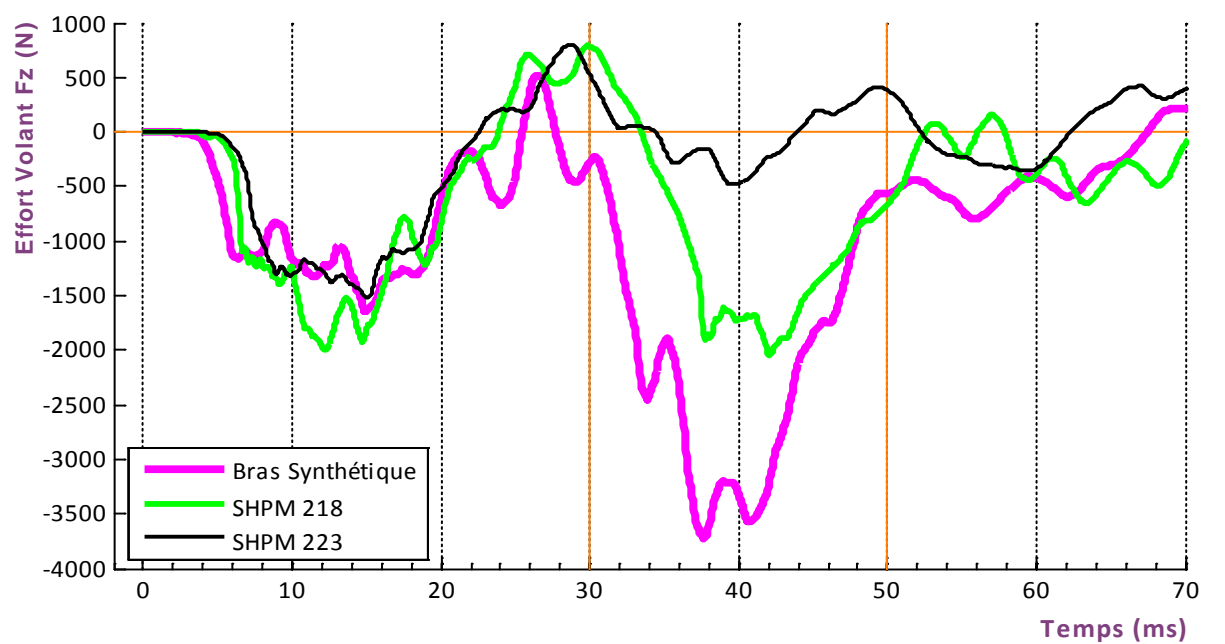


FIGURE III-25 : EFFORTS VOLANT FZ

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3 ET H3-SHPM EN OOP)

L'analyse temporelle des efforts volant pour les essais effectués avec les membres supérieurs issus de SHPM, montre 3 zones bornées à 30 et 50 millisecondes. Le profil général des courbes est similaire à ce qui avait été obtenu avec le membre synthétique et le même modèle d'airbag, en particulier jusqu'à 30 millisecondes (airbag A - Figure III-11).

Pour le sujet SHPM218, la première zone correspond à la mise en mouvement du bras, majoritairement par flexion du coude et dans une moindre mesure par rotation interne de l'épaule. Un contact franc entre le poignet et la zone antérieure du menton a lieu à 27 millisecondes ce qui engendre un blocage, et une augmentation de l'effort de contact entre l'olécrane et l'airbag. Dès lors, l'antépuulsion et la rotation interne de l'épaule modifient les zones en contact. La zone proximale de l'avant-bras vient tout d'abord se positionner à hauteur de la bouche à 43 millisecondes. A 50 millisecondes, une nouvelle situation de blocage se met en place lorsque le pli de la région antérieure du coude encadre le nez.

Dans le cas du sujet 223, le mouvement initial de flexion du coude et de rotation interne de l'épaule entraîne un contact glissant entre l'avant-bras et la face inférieure du menton (vers 30 millisecondes), ainsi qu'entre le poignet et la partie supérieure-droite du cou. Comparativement au sujet précédent, on retrouve l'effort volant imputable à la mise en mouvement initiale (effet de masse) du bras jusqu'à 30 millisecondes. En revanche les efforts volant liés aux situations de contact/blocage du membre supérieur sur la face sont moins visibles que pour le sujet 218. On observe un enroulement progressif du bras autour du cou, jusqu'à une position de blocage du pli antérieur du coude sur le cou vers 50 millisecondes. La distance entre le coude et l'airbag est alors plus importante que pour le sujet 218 ce qui limite les efforts transmis au volant (Figure III-25).

Les niveaux de charge mesurés entre 10 et 20 millisecondes, c'est-à-dire dès l'ouverture du sac sont comparables aux valeurs obtenues précédemment avec le bras synthétique. Les maximums obtenus ici suivant l'axe Z avec un airbag A atteignent 2 000N (SHPM218) et 1 500N (SHPM223). À titre de comparaison, l'essai effectué précédemment avec le même airbag et le bras artificiel montrait un pic à 1 650N.

Les conséquences de ces chargements élevés sur l'avant-bras, dès le début du déploiement, ont pu être observées sur les images obtenues par scanner médical. On note des fractures multiples de l'ulna et du radius au niveau du premier quart distal (Figure III-26). Pour le sujet 223, la fracture est ouverte, et on constate une rupture des ligaments du coude pour le sujet 218.

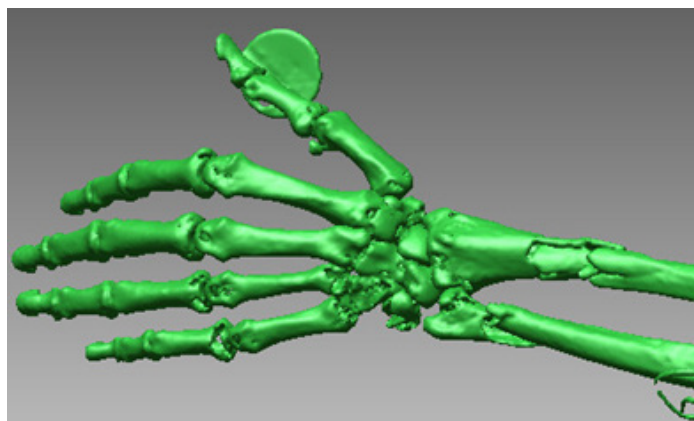


FIGURE III-26 : FRACTURES ULNA-RADIUS AU PREMIER ¼ DISTAL

L'analyse des signaux issus des mesures de déformation permet de déterminer temporellement l'instant de rupture des os de l'avant-bras (Figure III-27).

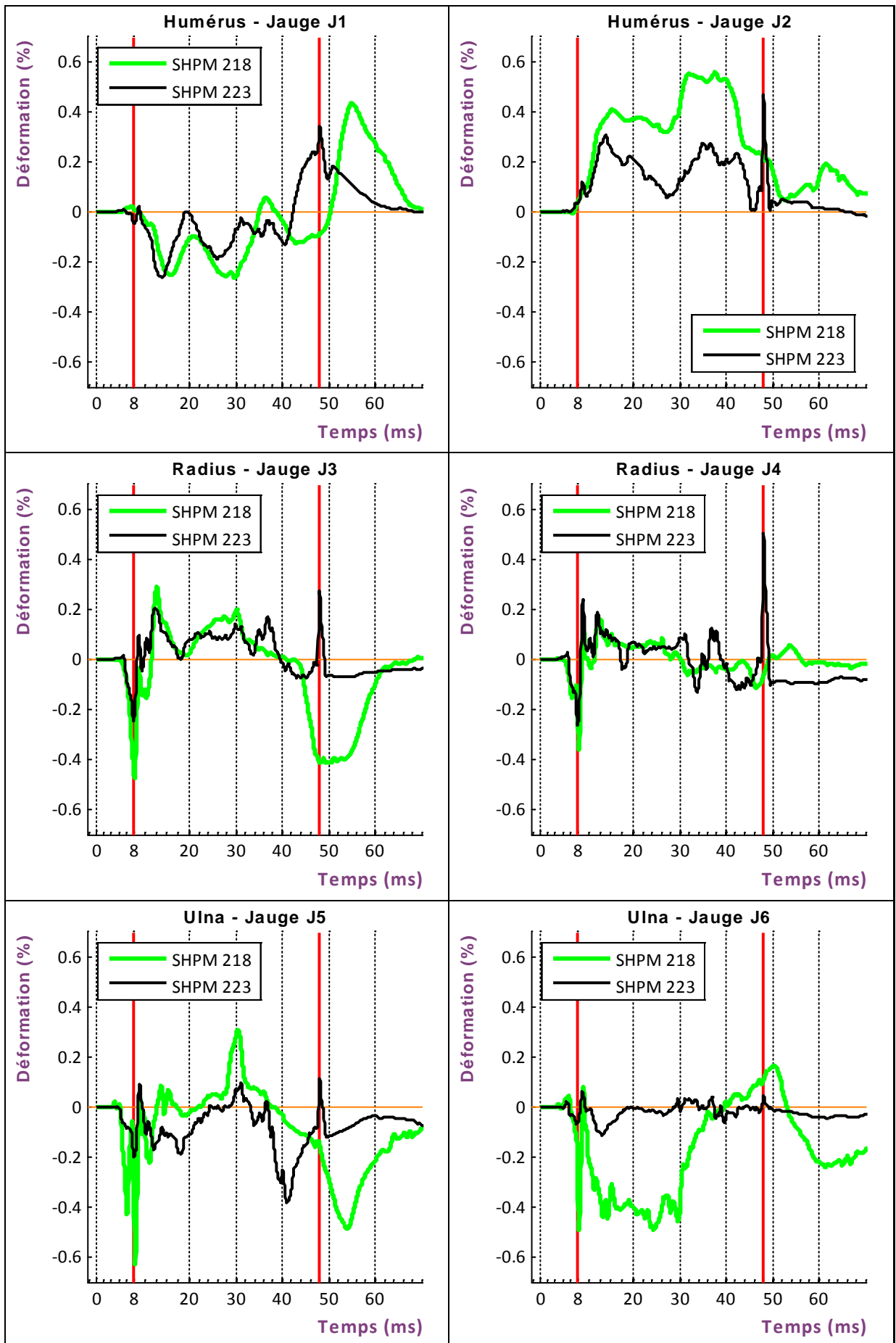


FIGURE III-27 : MESURES DE DÉFORMATIONS
 (EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3-SHPM EN OOP)

Sur les jauges J3 à J6, on constate à 8 millisecondes un pic de déformation très marqué et très court (en particulier pour le sujet 218), compatible avec un phénomène de fracture. L'analyse des images issues des caméras rapides semble confirmer cette hypothèse. L'ouverture initiale de l'airbag (punch-out, paragraphe §1.1.3.1) serait donc la cause des fractures constatées.

Un deuxième pic est présent sur les signaux des jauges J1 à J5 pour le sujet 223 à 48 millisecondes. La dissection post-expérimentale montre une rupture des ligaments du coude qui pourrait expliquer la présence de ce pic. D'un point de vue temporel, cet événement correspond à la situation précédemment décrite de blocage du pli de la région antérieure du coude sur le nez.

Il est plus difficile de juger des valeurs de déformation, le bras étant initialement en position de pronation, ce qui induit un croisement des os de l'avant-bras. De plus, au fur et à mesure de l'évolution de la position du bras, l'orientation des axes de mesure des jauges varie fortement (Figure III-28).

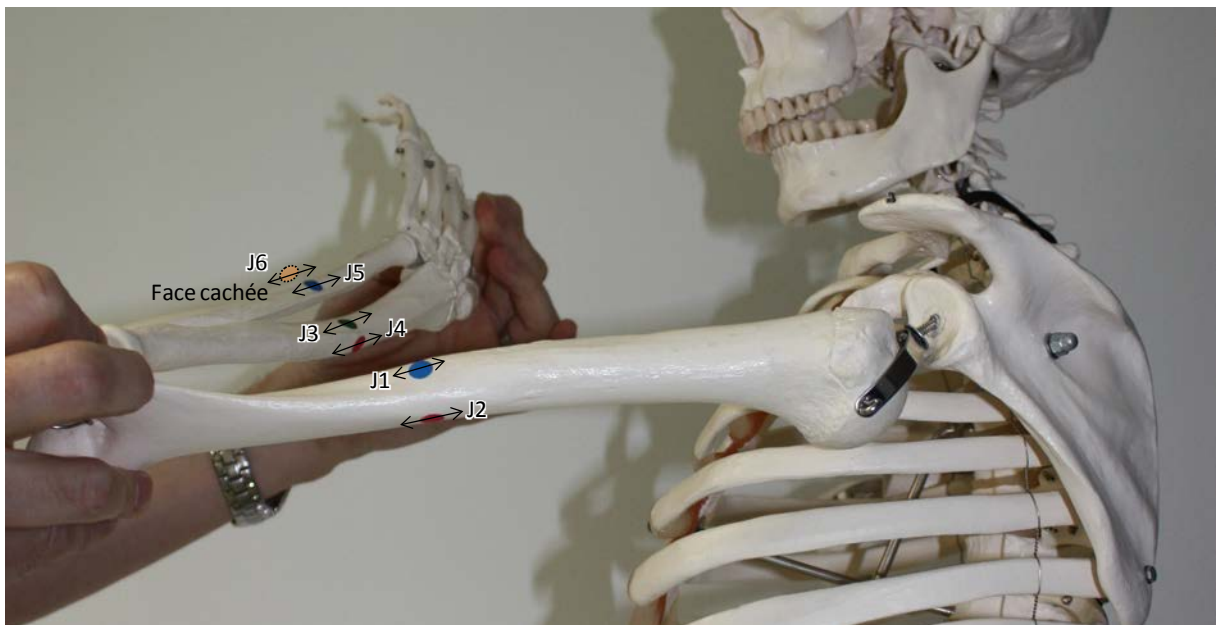


FIGURE III-28 : POSITION DES OS ET DES JAUGES EN PRONATION

Cependant, les valeurs maximales atteintes aux instants de rupture semblent cohérentes avec ce que décrit Vandembulcke lors d'un essai de flexion trois points sur un humérus (0,48% à 0,53% à rupture). [VAN15]

Malgré la présence de fractures dès le début de l'essai, des déformations importantes sont encore mesurées par la suite.

Au niveau de l'humérus, la jauge J2 est sollicitée en traction durant toute la durée de chargement. À l'inverse, la jauge J1 est initialement chargée en compression puis en traction dès 40 millisecondes. Ceci correspond vraisemblablement à une flexion de l'humérus dont la rotation autour de l'axe longitudinal modifie la position des faces en traction/compression.

Au niveau du radius, la jauge J3 du sujet 218 montre une compression de la face postérieure à partir de 45 millisecondes. L'avant-bras est à cet instant en pronation, en contact avec le menton en zone distale, et chargé par l'airbag au niveau de l'olécrane. Ceci entraîne une flexion qui a tendance à enrayer l'avant-bras autour de la face.

La jauge J5 du sujet 218, sur l'ulna, présente le même phénomène. La déformation négative mesurée sur la jauge J6 entre 10 millisecondes et 30 millisecondes, tend à montrer que le chargement de l'airbag sur l'avant-bras s'effectue principalement par l'ulna durant la phase de mise en vitesse.

Le tableau suivant synthétise les différentes étapes de la cinématique de l'essai (Tableau III-8).

SHPM218	EVENEMENTS	EFFORTS VOLANT	
		Fz	F
0 ms	Envoi de l'impulsion électrique dans le module airbag	0 N	0 N
5 ms	Dilatation visible de la cavité contenant le sac	-40 N	45 N
6 ms	Déchirement du volet	-245 N	270 N
8 ms	Fracture supposée (d'après jauges)	-1 200 N	1 255 N
9 ms	Mise en vitesse de l'avant-bras (flexion du coude et rotation interne de l'épaule)	-1 355 N	1 365 N
25 ms	Antépulsion et rotation interne de l'épaule	+430 N	510 N
27 ms	Contact franc entre le poignet et le menton.	+540N	570N
43 ms	Contact entre l'avant-bras et la bouche	-1 885N	2 190 N
Vers 50 ms	Blocage face interne du pli du coude sur le nez	-670 N	1 435 N

SHPM223	EVENEMENTS	EFFORTS VOLANT	
		Fz	F
0 ms	Envoi de l'impulsion électrique dans le module airbag	0 N	0 N
5 ms	Dilatation visible de la cavité contenant le sac	-15 N	20 N
6 ms	Déchirement du volet	-135 N	160 N
8 ms	Fracture supposée (d'après jauges)	-1 020 N	1 020 N
9 ms	Mise en vitesse de l'avant-bras (flexion du coude et rotation interne de l'épaule)	-1 300 N	1 305 N
25 ms	Antépulsion et rotation interne de l'épaule	+200 N	815 N
30 ms	Contact glissant avant-bras / face inférieure du menton	+525 N	590 N
Vers 50 ms	Blocage face interne du pli du coude autour du cou	+385 N	700 N

TABLEAU III-8 : ETAPES DE LA CINÉMATIQUE D'OUVERTURE
(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3-SHPM EN OOP)

1.3.3.2 Accélérations de la tête et efforts au cou

Comme déjà expliqué précédemment, l'avant-bras du sujet 223 impacte le mannequin à hauteur du cou. Les niveaux d'accélération sont donc faibles et ne présentent que peu d'intérêt (maximum 20g).

En revanche, le contact est franc et localisé au niveau du menton pour le sujet 218. La résultante des accélérations de la tête montre 2 pics à 27 millisecondes (Pic 1) et 51 millisecondes (Pic 2, initié à 43 ms). Le premier pic est relatif à l'impact du poignet sur le menton et est d'amplitude égale sur les axes X et Y. Le second pic, qui reflète le choc entre l'avant-bras et la bouche, est orienté suivant l'axe X (Figure III-29).

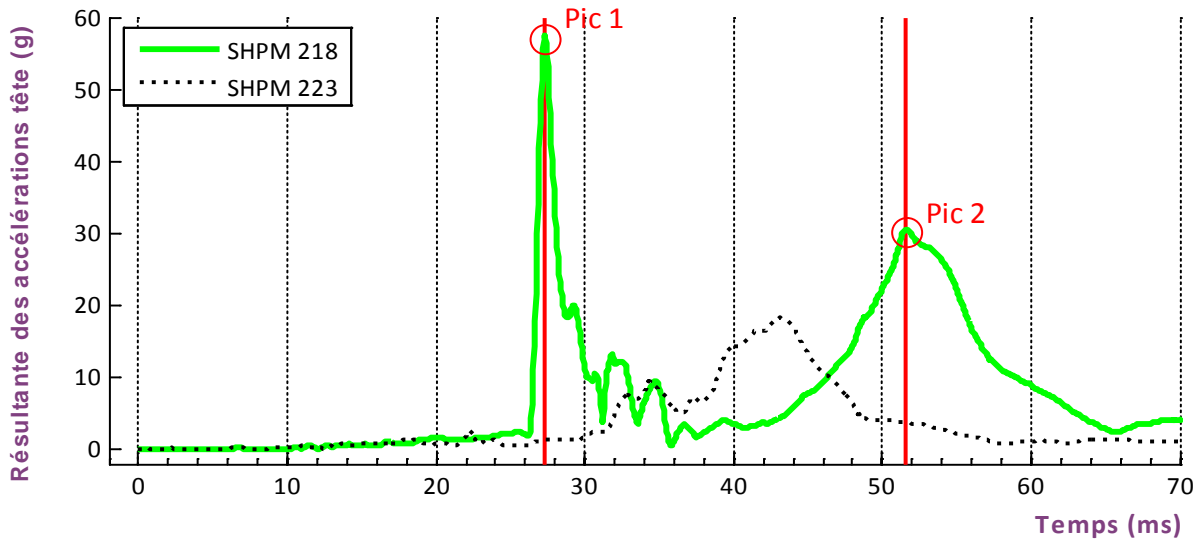


FIGURE III-29 : ACCÉLÉRATIONS TÊTE

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3-SHPM EN OOP)

Le niveau maximal atteint 60 g, ce qui est très inférieur aux 120 g mesurés au paragraphe §1.2.4.2 avec le bras synthétique. Plusieurs facteurs peuvent expliquer cet écart. Tout d'abord, le modèle d'airbag avec lequel l'impact au menton avait été obtenu était de type différent (modèle B). En ce qui concerne le bras artificiel, les zones proches du poignet et de la main sont particulièrement rigides et semblent peu représentatives de la réalité. À l'opposé, les sujets humains, par ailleurs relativement âgés, avaient subi un embaumement vraisemblablement préjudiciable à la tenue mécanique des tissus. Pour terminer, les fractures initiées dès l'ouverture de l'airbag vont dans le sens d'un contact plus souple avec le menton d'où l'écart entre les deux configurations.

Les efforts mesurés au cou présentent évidemment des maximums liés aux mêmes contacts que pour l'accélération de la tête.

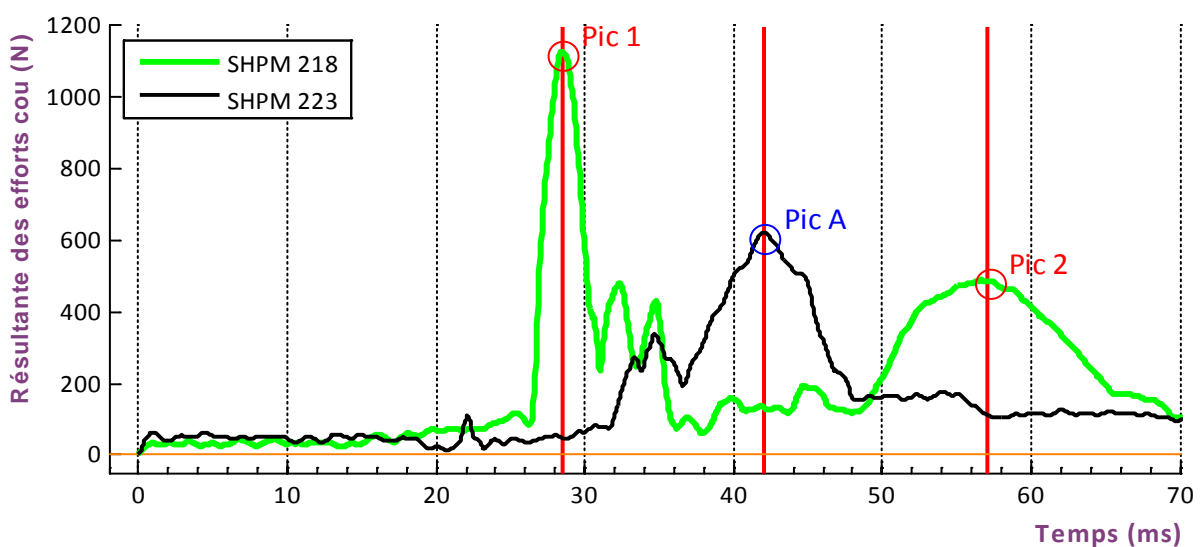


FIGURE III-30 : EFFORTS COU SUPERIEUR

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3-SHPM EN OOP)

Pour le sujet 223, dont l'avant-bras impacte le cou sous la cellule, un seul pic notable est visible entre 30 et 50 millisecondes (Pic A). Orienté positivement suivant l'axe Z, l'effort correspond à une tension du cou qui intervient lorsque l'avant-bras puis le pli antérieur du coude passent sous le menton. Son amplitude de 600N est inférieure au maximum mesuré au paragraphe §1.2.3.2, qui est de l'ordre de 2 000N avec le même modèle d'airbag (type A) et la même zone d'impact, mais avec le bras synthétique. Quant aux valeurs de moments, ils sont très faibles, le contact ayant lieu à proximité de la cellule (Figure III-31).

Le sujet 218 présente des efforts cou liés avant tout à l'impact sur le menton. Le premier pic (Pic 1, 1 100N) correspond à un effort principalement orienté vers le haut, et dans une moindre mesure vers l'arrière-gauche. Encore une fois, la valeur maximale est inférieure aux résultats obtenus au paragraphe §1.2.4.2 pour un contact équivalent (menton) avec le bras synthétique (2 000N). Il est à noter que ce résultat avait été obtenu avec un modèle d'airbag différent (type B).

Après le premier contact, le déplacement progressif du bras vers le haut modifie les zones de contact (nez). Ceci entraîne un basculement de la tête vers l'arrière et vers la gauche, ce qui génère des moments $M_x = -40$ N.m et $M_y = 18$ N.m. Le second impact (Pic 2), entre l'avant-bras et la bouche est la cause du pic le plus élevé, 50 N.m pour la voie M_y . Comparativement à l'impact de même type (menton) avec le bras synthétique, les valeurs des moments sont proches ($M_x = -40$ N.m et $M_y = +60$ N.m) malgré la différence de modèle d'airbag (Figure III-31).

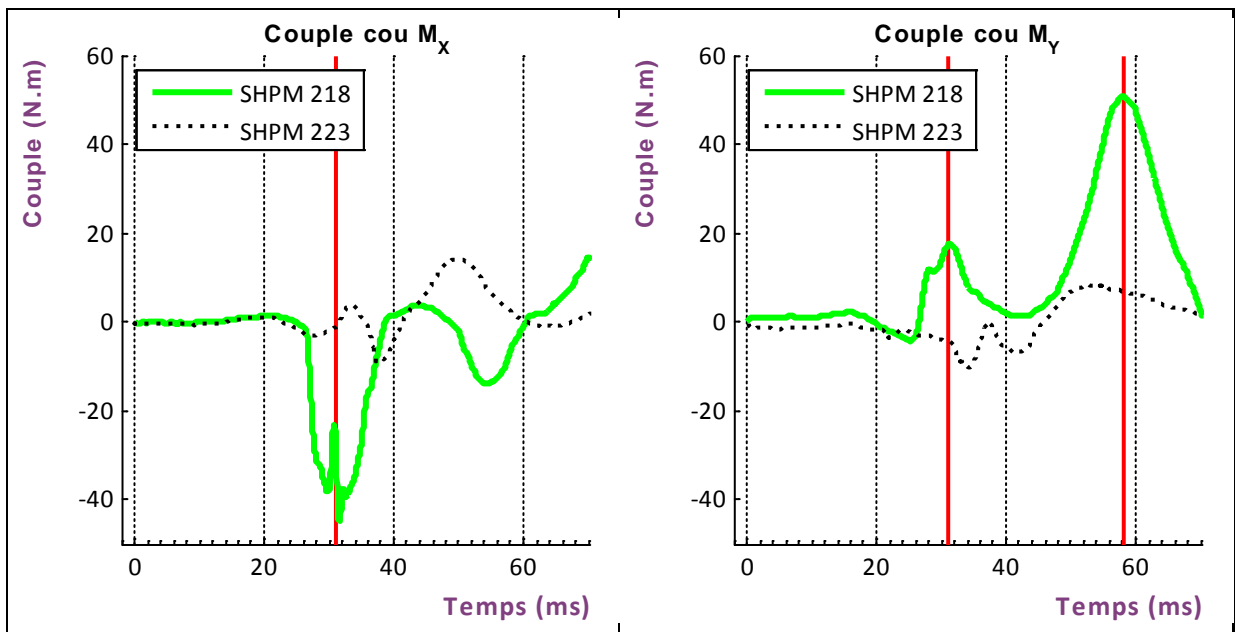


FIGURE III-31 : MOMENTS COU SUPERIEUR

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAG STANDARD A / H3-SHPM EN OOP)

Que ce soit pour le sujet 218 ou pour le sujet 223, les moments mesurés autour de l'axe Z sont négligeables.

1.4. DÉPLOIEMENT D'AIRBAGS PROTOTYPES FACE À UN MANNEQUIN EN POSITION ATYPIQUE

1.4.1. OBJECTIFS

Dans cette partie est proposée et évaluée une solution technologique ayant pour but de diminuer les traumatismes possibles liés à l'ouverture du sac en contact avec l'avant-bras.

L'idée exposée ici consiste en l'étagement de l'ouverture du sac en deux phases. En effet, il est probable que les moyens de détection de proximité (radar anticollision) puissent être employés pour déclencher les airbags de manière précoce. À titre d'exemple, pour une vitesse relative de 260 km/h, une pré-détection de 10 millisecondes correspond à une interdistançe de 75 centimètres, ce qui permet de garantir l'imminence du crash.

Ceci nécessite malgré tout de prendre plusieurs précautions. Classiquement, le gaz généré par des moyens pyrotechniques est chaud et donc dilaté. Cet état est très bref et l'étalement du temps de remplissage pourrait se traduire par une baisse de pression due au refroidissement du gaz. De même, les événements permettant de vidanger le sac après le contact entraînent un relâchement du gaz, prématuré dans notre cas. Les fuites générées au niveau des coutures périphériques entraînent, dans une moindre mesure, le même phénomène.

Un partenariat mis en place avec la société Zodiac a permis de lever ces différents verrous technologiques. En ce qui concerne les fuites de gaz, les sacs qui ont été utilisés sont des modèles prototypes référencés sous le nom "Peribond" et qui ont la particularité d'être collés et non cousus en périphérie. L'événement est quant à lui obturé par une membrane silicone calibrée pour se déchirer grâce à la surpression survenant lors de l'impact du passager sur le sac.

Le problème lié à la dilatation/contraction thermique du gaz a été quant à lui contourné par l'emploi de cartouches d'hélium pressurisées et donc d'un gaz à température ambiante. Le modèle utilisé est développé pour la recherche par ISI, sous la référence "Cool Inflator Classic +".

1.4.2. DIMENSIONNEMENT ET ADAPTATION DES CARTOUCHES PRESSURISÉES

L'emploi de cartouches de gaz pressurisé nécessite de les dimensionner pour atteindre une pression et un volume de gaz cohérents au regard des valeurs délivrées par les systèmes pyrotechniques. Le volume du sac utilisé est de 45 litres, et la pression retenue est de 1,5 bar.

Étant à basse pression dans l'airbag (moins 10 atmosphères) et basse température dans le cas des cartouches pressurisées, l'équation des gaz parfaits est utilisable :

$$P \times V = n \times R \times T \quad (\text{Eq. III-1})$$

Avec	P : pression dans l'airbag, $1,5 \times 10^5$ Pascal
	V : volume de l'airbag, $0,045 \text{ m}^3$
	n : quantité de matière à définir, en moles
	R : constante universelle des gaz parfaits, $8,314 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$
	T : température en Kelvin, 293°K

Un rapide calcul nous donne $n=2,8$ moles. Pour permettre l'étagement de l'ouverture du sac, il a été choisi de répartir le gaz dans deux cartouches (C1 et C2) selon une proportion de 1/3 (C1 : 0,93 moles) et 2/3 (C2 : 1,87 moles).

Le dimensionnement du volume des cartouches est plus complexe car la pression qui y règne est de 620 bars (valeur constructeur). Il n'est donc pas possible d'appliquer la formule des gaz parfaits. À de telles pressions, il est nécessaire d'employer une relation plus complexe, telle que l'équation de Beattie-Bridgeman :

$$P = \frac{1}{\bar{v}^2} \left[R T \left(1 - \frac{c}{\bar{v} T^3} \right) \left(\bar{v} + B_0 \left(1 - \frac{b}{\bar{v}} \right) \right) - A_0 \left(1 - \frac{a}{\bar{v}} \right) \right] \quad (\text{Eq. III-2})$$

Avec

P : pression dans la cartouche en Pascal, 620×10^5 Pa
 \bar{v} : volume par unité de mole, en $\text{m}^3 \cdot \text{mol}^{-1}$
 R : constante universelle des gaz parfaits, $8,3144621 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$
 T : température en Kelvin, 293°K .

Et avec les 5 constantes de l'équation de Beattie-Bridgeman pour l'hélium :

$A_0 = 2,1886 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{m}^3 \cdot \text{mol}^{-2}$
 $B_0 = 14 \times 10^{-6} \text{ m}^3 \cdot \text{mol}^{-1}$
 $a = 59,84 \times 10^{-6} \text{ m}^3 \cdot \text{mol}^{-1}$
 $b = 0 \text{ m}^3 \cdot \text{mol}^{-1}$
 $c = 40 \text{ m}^3 \cdot \text{K}^3 \cdot \text{mol}^{-1}$

Finalement, la relation nous permet de définir le volume des cartouches de gaz à 0,095 litre et 0,047 litre.

L'adaptation mécanique de ces cartouches à l'airbag a nécessité le développement d'interfaces spécifiques (Figure III-32).

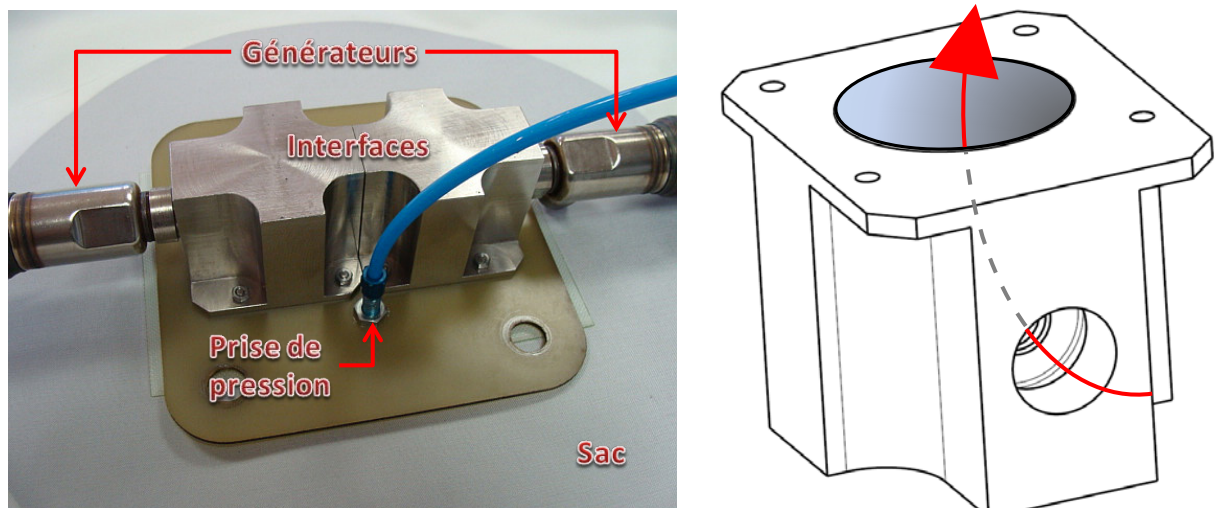


FIGURE III-32 : ADAPTATION DES CARTOUCHE D'HÉLIUM SUR UN AIRBAG

Celle-ci est constituée de deux pièces d'aluminium dont la fonction est d'accueillir l'embouchure des générateurs pressurisés et de diriger le flux de gaz vers le sac de l'airbag. Elles sont vissées et collées sur une plaque de polymère, elle-même collée sur le sac, ce qui garantit l'étanchéité de l'assemblage. Par ailleurs, cette plaque intègre une prise de pression.

L'encombrement important de l'ensemble ne permettant pas d'assurer l'ancrage du volant par son moyeu, cette fonction est assurée par l'intermédiaire de la plaque de polymère et de la périphérie du volant. Une attention particulière a été portée à ne pas interférer dans le déploiement de l'airbag (Figure III-33).

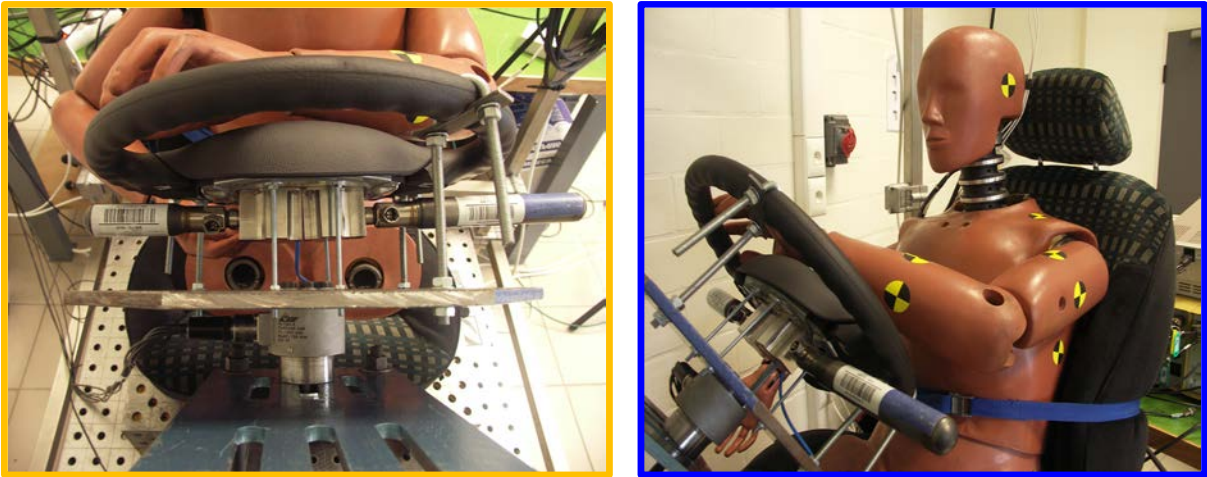


FIGURE III-33 : ANCRAGE DU VOLANT ÉQUIPÉ DES CARTOUCHE D'HÉLIUM

1.4.3. CONDITIONS D'ESSAIS

POSITION	CONDUCTEUR	AIRBAGS	DYNAMIQUE DE L'ESSAI	TEST / MODELE
Position atypique	Hybrid III	-Sac Péribaldi (étanche) -Hélium pressurisé -Alimentation de laboratoire	Banc statique	Expérimental

TABLEAU III-9 : CONDITIONS D'ESSAIS

Afin d'évaluer le bénéfice lié à l'étalement du déclenchement, les générateurs de gaz ont été testés de manière synchrone (étalement 0 ms) et avec des étalements de 5 ms et 10 ms. En ce qui concerne l'ordre du déclenchement, la première cartouche utilisée est systématiquement celle de plus petit volume. Ces airbags seront nommés "Airbags Hélium".

L'analyse des résultats suit le même schéma que lors de l'évaluation des airbags à générateur pyrotechnique. Les essais présentés dans cette 1.4^{ème} partie correspondent tous à des contacts entre le poignet et le menton d'un Hybrid III. Pour chaque mesure, la comparaison est faite entre les "Airbags Hélium" et l'airbag "Standard B".

L'obtention d'étalements de déclenchement précis (0ms, 5ms ou 10ms) a nécessité d'utiliser une alimentation de laboratoire conçue pour le développement d'airbag.

L'airbag B avait été testé avec une alimentation par batterie (paragraphe §1.2.4). Le retard induit par cette technologie (1,7 ms, voir paragraphe §1.2.3.1) a été corrigé dans les résultats présentés par la suite.

1.4.4. ANALYSE DES RÉSULTATS

1.4.4.1 Pression airbag et efforts volant

La comparaison de la pression interne des airbags montre tout d'abord qu'il existe un écart temporel ($\Delta=0,6$ ms) entre le générateur pyrotechnique et les modules sous pression (Figure III-34). La combustion des pastilles de propergol qu'utilise le générateur pyrotechnique est plus longue à initier que la simple perforation des opercules des cartouches sous pression, d'où ce décalage.

En ce qui concerne le profil des courbes de pressions, on constate logiquement que la pente est plus importante dans le cas du déclenchement synchrone des deux cartouches, que dans le cas du déclenchement étagé, qui initialement (à 0ms) n'injecte que 1/3 du volume final de gaz. Les déclenchements secondaires (5ms pour la courbe verte et 10ms pour la courbe bleue) entraînent des augmentations de pression peu marquées 1,5ms plus tard (respectivement à 6,5ms et 11,5ms) du fait du déploiement plus avancé du sac.

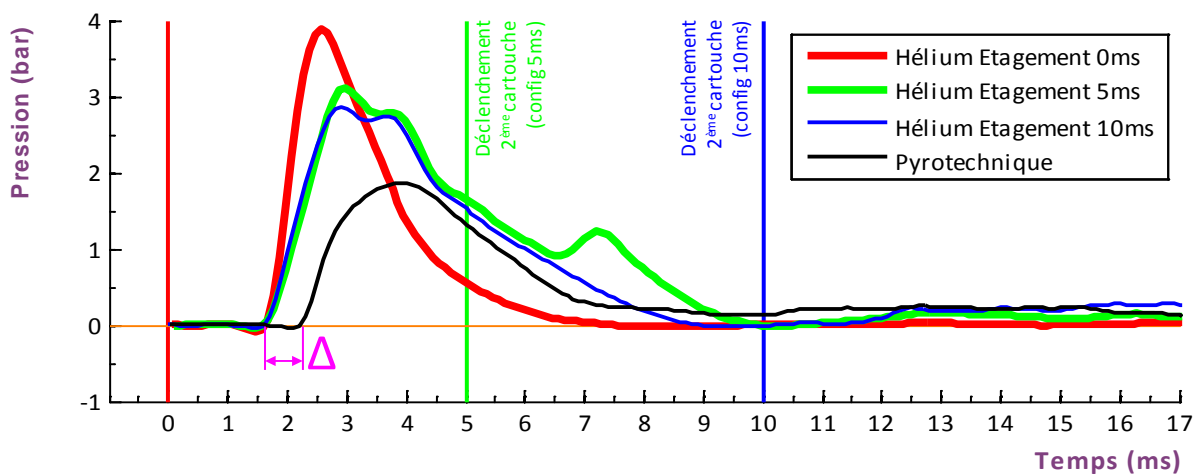


FIGURE III-34 : PRESSION DANS LE SAC

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

Pour les efforts générés à l'encastrement du volant, le décalage temporel entre les deux technologies est plus important, puisqu'il atteint 1,4 milliseconde à 0N et 2,6 millisecondes à 500N (Figure III-35).

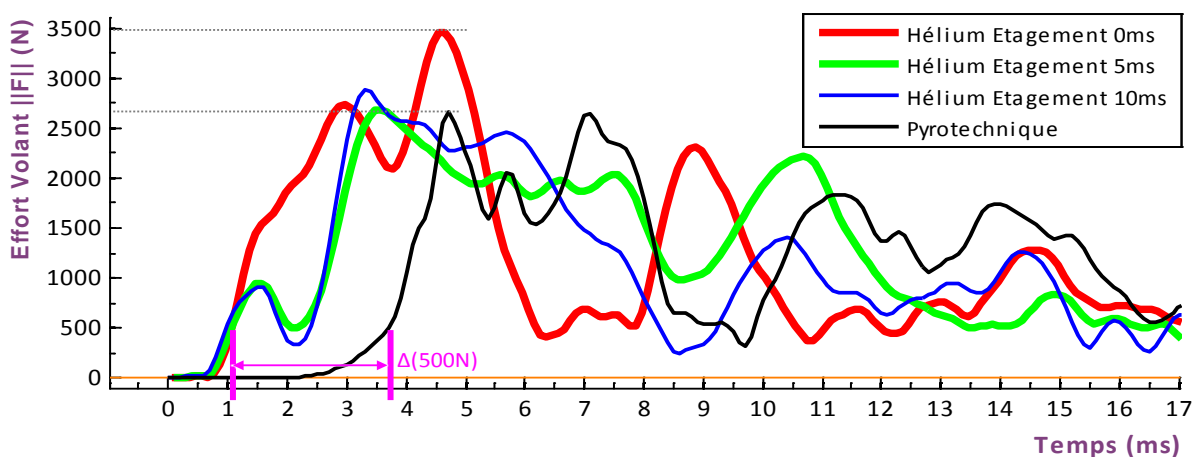


FIGURE III-35 : EFFORT VOLANT $\|F\|$

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

Ceci est lié à une libération plus rapide du flux par les générateurs à base de gaz sous pression que par le modèle pyrotechnique ; la combustion des pastilles de propergol n'est pas instantanée mais se propage de proche en proche depuis le lieu où elle est initiée.

Les valeurs maximales générées par les modules sous pression sont du même ordre que les forces engendrées par l'ouverture de l'airbag standard B (2 700N), sauf pour le modèle sans étage qui atteint 3 500N (Figure III-35).

1.4.4.2 Vitesse du poignet

Pour chaque configuration d'airbag, l'emploi d'une application de tracking a permis de déterminer la position du poignet au cours du temps (Figure III-36).

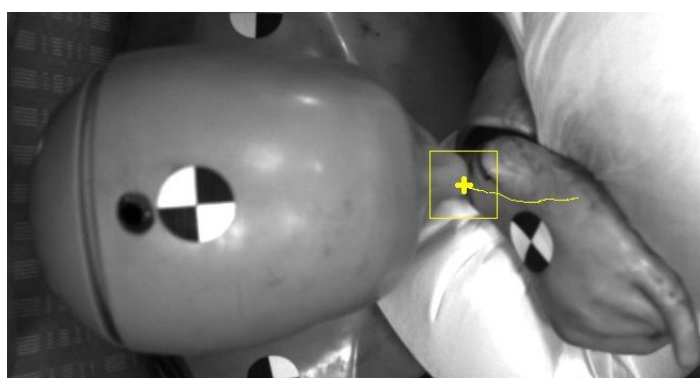


FIGURE III-36 : MESURE DE LA POSITION DE L'AVANT-BRAS PAR TRACKING

La vitesse longitudinale du poignet, juste avant le contact avec la tête du mannequin, a été obtenue par interpolation linéaire (Figure III-37). Les axes "Temps relatif" et "Déplacement" correspondent à des valeurs relatives, l'origine étant donc sans signification.

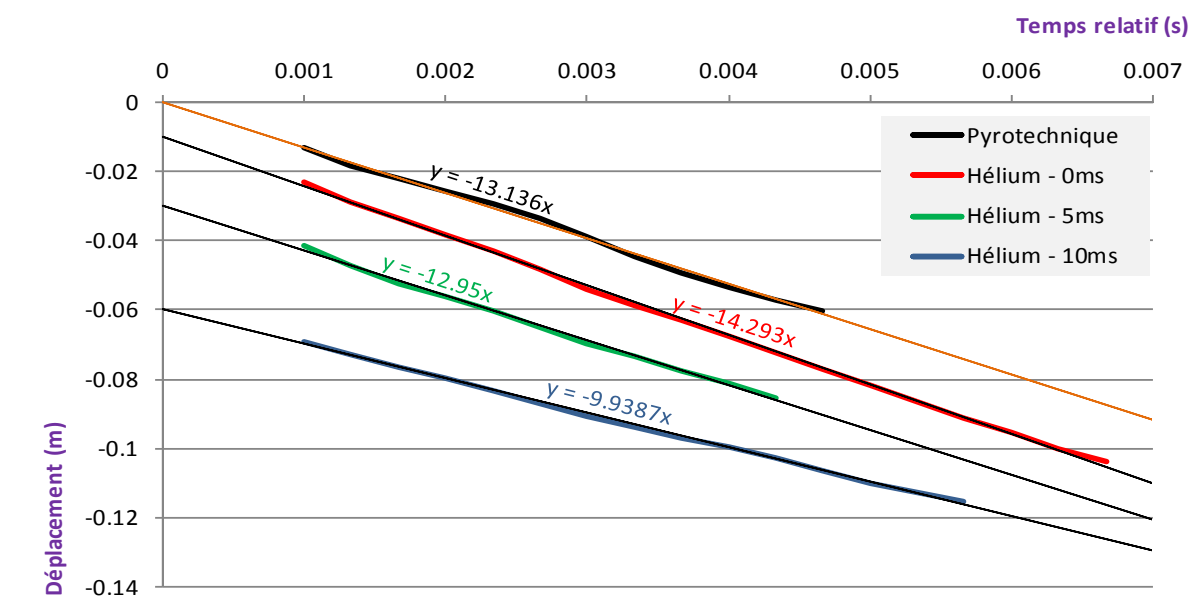


FIGURE III-37 : VITESSE LONGITUDINALE DU BRAS ESTIMÉE PAR TRACKING
(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

Les résultats obtenus sont conformes à ce qui était attendu pour les générateurs étagés, c'est-à-dire une baisse de la vitesse de contact vis-à-vis du générateur pyrotechnique (-1% pour le modèle 5ms et -24% pour le modèle 10ms). En revanche l'airbag hélium à générateurs synchronisés présente une vitesse de contact plus élevée (+9%).

1.4.4.3 Accélération de la tête et efforts au cou

De nombreux essais ont été nécessaires afin d'obtenir une configuration de contact identique à ce qui avait été obtenu avec l'airbag standard B (paragraphe §1.2.4), et ce pour les trois étagements. Les résultats qui sont présentés ci-après correspondent à un contact direct entre l'extrémité distale de l'avant-bras (ou le poignet) et le menton (Figure III-38).

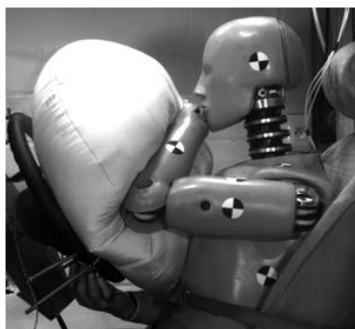


FIGURE III-38 : CONFIGURATION DE CONTACT ÉTUDIÉE

Les pics d'accélération sont décalés temporellement les uns des autres ce qui s'explique par la différence de vitesse de vol du bras (paragraphe §1.4.4.2) ainsi que par le retard de montée en effort (paragraphe §1.4.4.1), en ce qui concerne le modèle pyrotechnique (Figure III-39).

Les valeurs maximales ne montrent pas de différence notable entre le générateur pyrotechnique et les modèles "hélium" sans déphasage et avec déphasage de 5 millisecondes (respectivement 129g, 123g et 121g). En revanche, la configuration avec un étagement de 10 millisecondes permet de diminuer fortement le choc avec un pic à 53g.

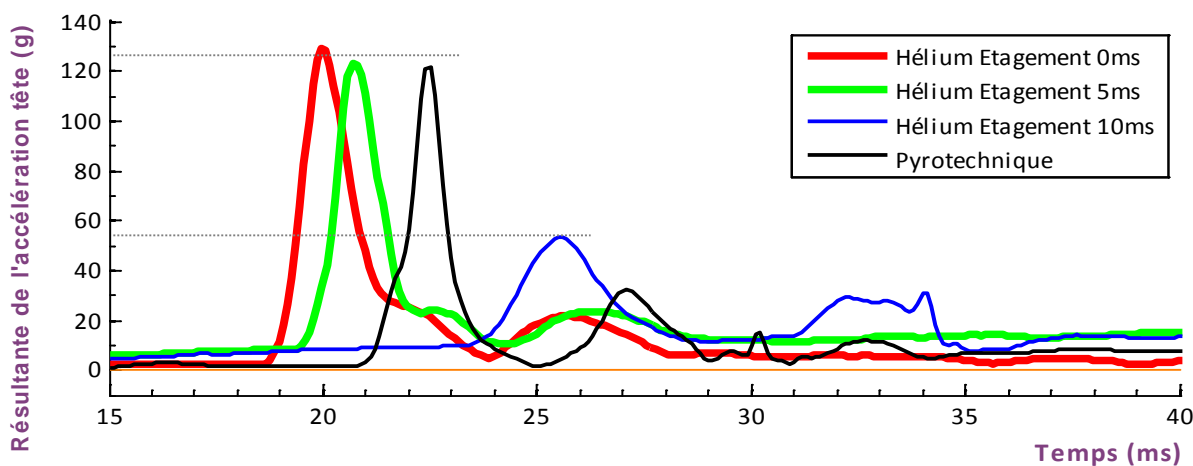


FIGURE III-39 : RÉSULTANTE DES ACCÉLÉRATIONS

(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

L'analyse effectuée ci-dessus est directement transposable aux efforts mesurés au niveau du cou supérieur. On retrouve le même décalage temporel entre les différentes technologies, ainsi que l'écart d'amplitude entre le générateur étagé à 10ms et les autres configurations (Figure III-40).

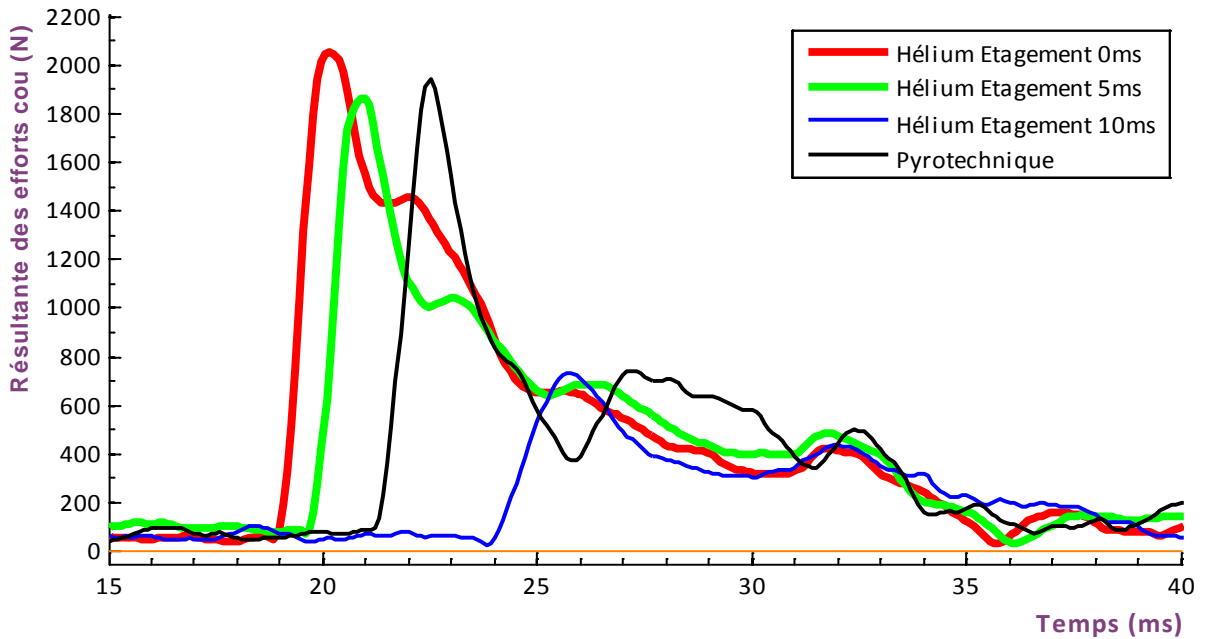


FIGURE III-40 : EFFORTS MESURÉS AU COU SUPÉRIEUR
(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

L'effort cou combine un cisaillement lié à l'entraînement de la tête vers l'arrière ($F_x > 0$) et à la traction du cou ($F_z > 0$). L'axe de l'effort se situe dans le plan sagittal, le cisaillement latéral étant quasiment nul. Il en découle un moment autour de l'axe y ($M_y > 0$) qui correspond à une flexion du cou (Figure III-41).

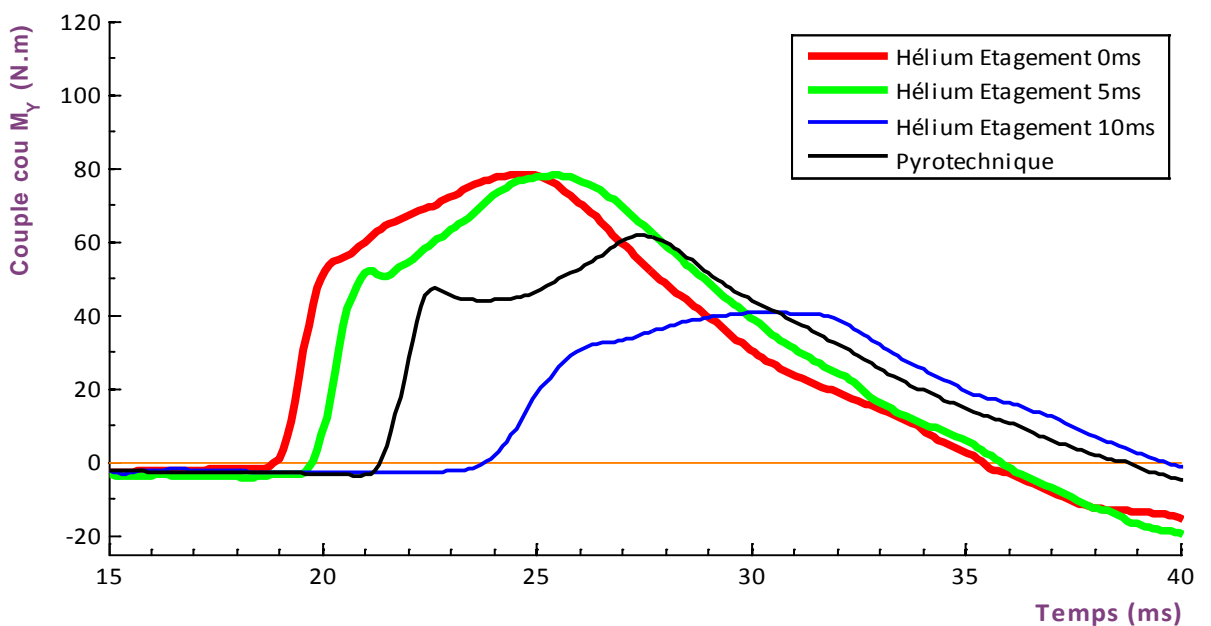


FIGURE III-41 : MOMENTS MESURÉS AU COU SUPÉRIEUR
(EXPÉRIMENTAL / BANC STATIQUE / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

S'agissant d'un test sur banc statique, les valeurs maximales mesurées sont logiquement modérées et toujours inférieures aux valeurs critiques (Tableau III-10) au sens des critères HIC et Nij (Chapitre I – §4.1).

De manière globale, le générateur à base d'hélium sans déphasage donne des résultats moins bons que le système pyrotechnique, et la configuration avec un déphasage de 5 millisecondes induit des maxima proches. En revanche avec le déphasage de 10 millisecondes, la baisse est d'environ 60% pour l'accélération et les efforts cou, et de 30% pour le moment cou My.

		Hélium 0ms	Hélium 5ms	Hélium 10ms	Pyrotechnique
Maximum des accélérations tête	A (g)	129	123	53	122
	Δ vs pyro	7%	1%	-57%	-
HIC15 (maximum 700 suivant norme FMVSS208)		139 (1,3 ms)	116 (1,3 ms)	31 (10,5 ms)	78 (0,9 ms)
HIC36 (maximum 1000 suivant norme UN R94)		139 (1,3 ms)	116 (1,3 ms)	31 (10,5 ms)	78 (0,9 ms)
Maximum des Efforts Cou	Fx (N)	1710	1550	630	1390
	Δ vs pyro	23%	12%	-55%	-
	Fz (N)	1450	1200	410	1310
	Δ vs pyro	11%	-8%	-69%	-
	F (N)	2050	1860	730	1940
Δ vs pyro	6%	-4%	-62%	-	
Maximum des Moments Cou	My (N.m)	80	80	40	60
	Δ vs pyro	33%	33%	-33%	-
Nij		0,37 (Ntf)	0,31 (Ntf)	0,14 (Ntf)	0,29 (Ntf)

TABLEAU III-10 : MAXIMA DES ACCLERATIONS TÊTE, EFFORTS ET MOMENTS DU COU

L'intérêt que représente cette technologie en condition de crash est par la suite vérifié par le biais de modèles numériques.

2. MODÉLISATION NUMÉRIQUE

Précédemment, les performances d'airbags standards et de modèles prototypes ont été comparées expérimentalement sur banc statique dans le cas d'une position de conduite atypique.

Dans cette dernière partie, leur évaluation en situation de crash est effectuée numériquement grâce au code de calcul multicorps Madymo.

Cette étude a pour but de comparer différents prototypes d'airbags de manière relative. Il n'est donc pas question de développer des modèles certifiés ce qui constitue un projet en soi. Ceci nécessiterait de prendre en compte la flexibilité des corps constituant le mannequin (éléments finis) et les phases de déploiement de l'airbag (SPH). Par ailleurs, de nombreux paramètres difficiles à mesurer ou à obtenir auprès des fabricants devraient être pris en compte (pliage et caractéristiques du tissu de l'airbag, orientation du flux d'entrée, événements, ouverture du capot volant, auto-frottements...).

L'outil numérique qui a été choisi est le code de calcul multi-corps Madymo. Le critère principal qui a amené au choix de cet outil est la rapidité des traitements qu'il autorise. Cette vitesse d'analyse est liée essentiellement au fait que les corps en mouvement sont pour la plupart rigides. Nous verrons que ce type de modélisation implique une gestion particulière des contacts qui peut rendre difficile le recalage du modèle.

Tout d'abord, des "modèles statiques" sont mis en place afin de permettre un recalage optimal des airbags sur la base de la campagne expérimentale précédente. Ces mêmes airbags sont alors testés dans des situations de crash ("modèles dynamiques"), en position atypique et en position normalisée.

	POSITION	CONDUCTEUR	AIRBAG(s)	STATIQUE / DYNAMIQUE	TEST / MODELE
§2.2	Position atypique	Mannequin Hybrid III	Prototypes / Standard B	Banc statique	Numérique
§2.3	Position atypique	Mannequin Hybrid III	Prototypes / Standard B	Crash	Numérique
§2.4	Position normalisée	Mannequin Hybrid III	Prototypes / Standard B	Crash	Numérique

TABLEAU III-11 : CONFIGURATIONS ÉTUDIÉES NUMÉRIQUEMENT

2.1. ESTIMATION DU FLUX DE GAZ GÉNÉRÉ PAR LES CARTOUCHES SOUS PRESSION.

La modélisation numérique des essais utilisant des cartouches d'hélium nécessite d'avoir une estimation du flux de gaz qui s'en échappe, au travers d'une embouchure de diamètre réduit.

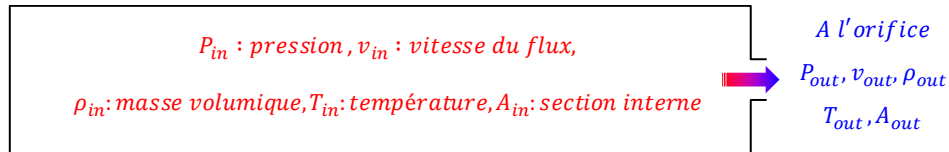


FIGURE III-42 : ETAT DU GAZ DANS LA CARTOUCHE ET À L'ORIFICE

L'équation de Bernoulli pour les fluides compressibles permet de lier, à chaque instant, les pressions et vitesses du flux dans la cartouche et à l'orifice :

$$\frac{\gamma}{\gamma - 1} \cdot \frac{P_{in}}{\rho_{in}} + \frac{v_{in}^2}{2} = \frac{\gamma}{\gamma - 1} \cdot \frac{P_{out}}{\rho_{out}} + \frac{v_{out}^2}{2} \quad (\text{Eq. III-3})$$

Le terme γ est le rapport des capacités calorifiques du gaz :

$$\gamma = \frac{C_P}{C_V} = \frac{5}{3} \text{ pour l'hélium} \quad (\text{Eq. III-4})$$

Avec

- C_P : Capacité calorifique du gaz à pression constante, en $\text{J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$
- C_V : Capacité calorifique du gaz à volume constant, en $\text{J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$

La détente d'un gaz n'est généralement pas un phénomène réversible entre le temps initial et le temps final. La variation d'entropie qui en découle s'écrit :

$$\Delta s = n C_V \ln\left(\frac{T_2}{T_1}\right) + n R \ln\left(\frac{V_2}{V_1}\right) \quad (\text{Eq. III-5})$$

Avec

- n : quantité de matière détendue, en moles
- T_1 et T_2 : températures initiale et finale
- R : constante universelle des gaz parfaits, $8,314 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$
- V_1 et V_2 : volumes initial et final

En revanche, si l'on considère la détente comme une succession de transformations infinitésimales, alors T_2 tend vers T_1 et V_2 tend vers V_1 . La variation d'entropie tend alors vers zéro.

De plus, Oteh explique que dans le cas de flux traversant un conduit court, comme c'est le cas d'une embouchure avec une réduction de section, on est proche de conditions isentropiques [OTE08].

On peut donc écrire :

$$\frac{P_{in}}{P_{out}} = \left(\frac{\rho_{in}}{\rho_{out}}\right)^\gamma \quad \text{et} \quad \frac{T_{in}}{T_{out}} = \left(\frac{P_{out}}{P_{in}}\right)^{\frac{1-\gamma}{\gamma}} \quad (\text{Eq. III-6})$$

Enfin, la conservation de la masse nous permet d'écrire :

$$v_{in} = \frac{A_{out} \times \rho_{out} \times v_{out}}{\rho_{in} \times A_{in}} \quad (\text{Eq. III-7})$$

Avec un ratio des densités de l'ordre de 1/620 et un ratio des sections (\emptyset interne 26mm et \emptyset embouchure 4,5mm) égal à 16/531, on obtient :

$$v_{in} = v_{out} \times 4,8E-5 \quad (\text{Eq. III-8})$$

De l'équation de Bernoulli (Eq. I-3), on élimine donc le terme v_{in} et on obtient :

$$v_{out} = \sqrt{2 \cdot \frac{\gamma}{\gamma-1} \cdot \frac{P_{in}}{\rho_{in}} \cdot \left(1 - \left(\frac{P_{out}}{P_{in}}\right)^{\frac{\gamma-1}{\gamma}}\right)} \quad (\text{Eq. III-9})$$

À l'embouchure, c'est-à-dire à hauteur de la section minimale, la vitesse du flux maximale est la vitesse sonique (nombre de Mach=1). Le flux est dit "choqué" et sa vitesse n'augmente plus, même si le différentiel de pression augmente. Cette vitesse est atteinte lorsque la condition suivante est obtenue :

$$\frac{P_{out}}{P_{in}} \leq \left(\frac{2}{\gamma+1}\right)^{\frac{\gamma}{\gamma-1}} \quad (\text{Eq. III-10})$$

L'expression de la vitesse du flux se réduit alors à :

$$v_{out} = \sqrt{2 \cdot \frac{\gamma}{\gamma + 1} \cdot \frac{P_{in}}{\rho_{in}}} \quad (\text{Eq. III-11})$$

Le débit massique est égal à :

$$\dot{m} = C_d \cdot v_{out} \cdot \rho_{out} \cdot A_{out} \quad (\text{Eq. III-12})$$

Le coefficient de décharge C_d correspond au ratio entre le flux réel et le flux isentropique idéal. La valeur usuelle dans le cas d'une réduction de section créée par une rondelle fine est de 0,61. Mais ce coefficient dépend de la forme de l'embouchure et sa valeur peut évoluer en fonction du profil de la réduction de section (convergence / divergence). Dans les modèles présentés par la suite, la valeur de C_d sera ajustée pour que les vitesses de contact entre le bras et la tête soient conformes aux valeurs obtenues expérimentalement.

En aval de l'embouchure, la pression est faible et l'équation des gaz parfaits est utilisable. L'introduction de R_s la constante spécifique du gaz, permet d'écrire :

$$\rho_{out} = \frac{P_{out}}{R_s \cdot T_{out}} \text{ avec } R_s = 2\,077 \text{ pour l'hélium} \quad (\text{Eq. III-13})$$

En condition subsonique, le débit massique s'écrit donc :

$$\dot{m} = C_d \frac{A_{out} \cdot P_{in} \cdot \sqrt{\gamma}}{\sqrt{R_s \cdot T_{in}}} \cdot \sqrt{\frac{2}{\gamma - 1} \cdot \left(\frac{P_{out}}{P_{in}}\right)^{\frac{2}{\gamma}} \cdot \left(1 - \frac{P_{out}}{P_{in}}\right)^{\frac{\gamma-1}{\gamma}}} \quad (\text{Eq. III-14})$$

En condition sonique, il se réduit à :

$$\dot{m} = C_d \frac{A \cdot P_{in} \cdot \sqrt{\gamma}}{\sqrt{R_s \cdot T_{in}}} \cdot \sqrt{\left(\frac{2}{\gamma + 1}\right)^{\frac{\gamma+1}{\gamma-1}}} \quad (\text{Eq. III-15})$$

Les formules (Eq. III-14) et (Eq. III-15) permettent de calculer le temps nécessaire (Δt) pour qu'un nombre de moles de gaz (Δn) soit éjecté de la cartouche en conditions stationnaires :

$$\Delta t = \frac{M_{mol}}{\dot{m}} \Delta n \quad (\text{Eq. III-16})$$

Dans notre cas, la cartouche se vide et les conditions de pression et de température, et donc le flux de gaz, varient au cours du temps, ce qui impose de mettre en place un schéma itératif. Pour ceci, il faut tenir compte de l'hypothèse d'isentropie (Eq. III-5) qui n'est valable que pour Δn (par extension Δt) tendant vers zéro ; en faisant varier Δn , on vérifie que le schéma itératif converge si $\Delta n < 10^{-5}$ moles par pas de calcul.

Ceci nous permet d'obtenir les flux massiques des deux cartouches contenant respectivement 0,095 litre et 0,047 litre d'hélium comprimé à 620 bars (Figure III-43).

Ce résultat a été validé par comparaison avec des "mesures effectuées dans un tank rigide". Cette procédure, utilisée lors de la conception de générateurs d'airbags, exploite un container rigide (volume constant, mesures de pression et de température) pour quantifier les flux de gaz.

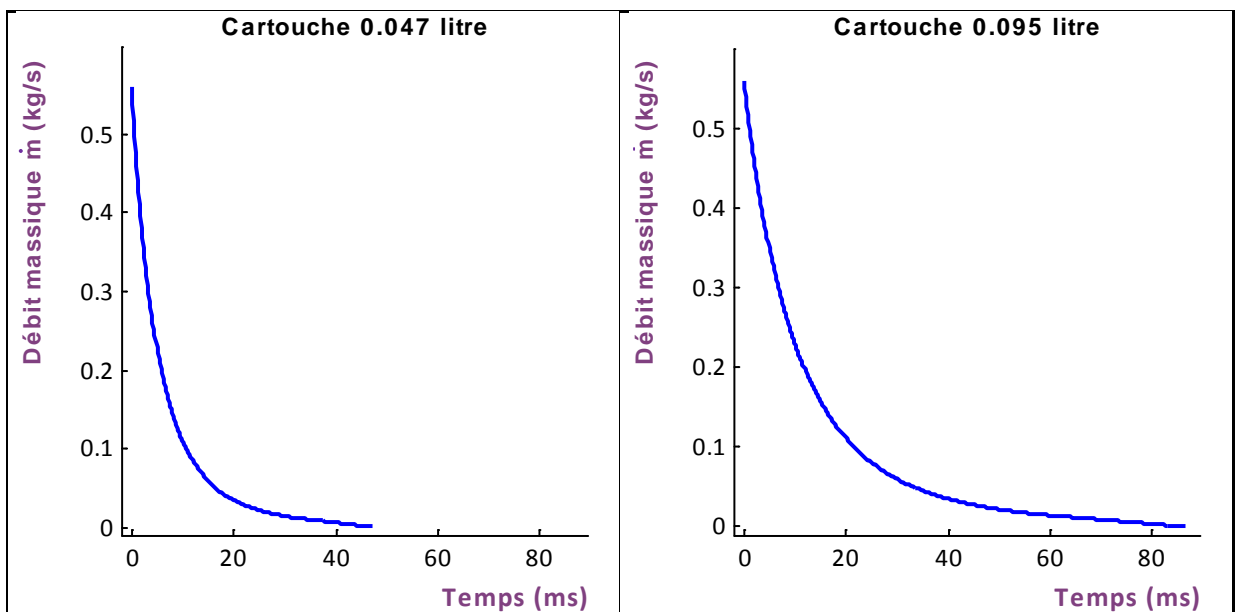


FIGURE III-43 : CALCUL DU DÉBIT MASSIQUE DES CARTOUCHES D'HÉLIUM (\varnothing SORTIE 4,5MM, CD 0,61)

Il peut être intéressant de comparer le flux généré par les cartouches d'hélium et par le générateur pyrotechnique (source Madymo). Ceci nécessite toutefois de prendre en compte la masse molaire des gaz considérés, ainsi que leur température. Pour cela, on s'appuie sur la formule des gaz parfaits ; la pression et le volume de l'airbag gonflé étant les mêmes, on comparera pour les deux systèmes la valeur :

$$E = \dot{n} \times R \times T = \frac{\dot{m}}{M_{mol}} \times R \times T \quad (\text{Eq. III-17})$$

Le fait d'intégrer la constante des gaz parfaits R permet d'être homogène à une énergie en joules. Le flux généré de manière pyrotechnique produit un mélange de gaz décrit dans le tableau suivant :

Hélium	Cartouche pyrotechnique		(Eq. III-18)
$T=293^{\circ}\text{K}$	$T=500^{\circ}\text{K}$		
Masse molaire $M_{\text{mol}}=4\text{g/mol}$	78% $\text{N}_2 : M_{\text{mol}}=28\text{g/mol}$ 21% $\text{O}_2 : M_{\text{mol}}=32\text{g/mol}$ 1% $\text{Ar} : M_{\text{mol}}=40\text{g/mol}$	Par la loi des mélanges Gaz "pyrotechnique" : $M_{\text{mol}}=29\text{g/mol}$	

On obtient alors des flux de gaz sous la forme de flux d'énergie qui permettent de comparer les deux générateurs (Figure III-44). Pour cet exemple, c'est le générateur hélium avec un étagement de 10 ms qui est présenté.

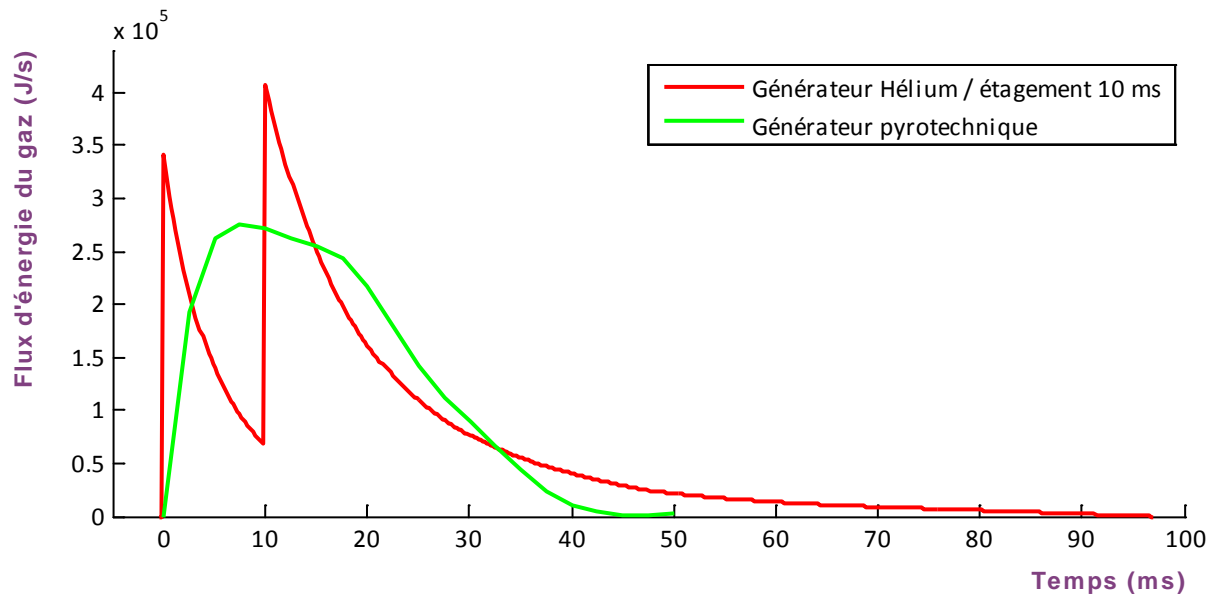


FIGURE III-44 : COMPARAISON DES FLUX DE GAZ HÉLIUM ET PYROTECHNIQUE

On constate que le flux généré par chaque cartouche sous pression atteint son maximum beaucoup plus rapidement que le modèle pyrotechnique. En revanche, la vidange complète est plus longue à atteindre.

2.2. MODÉLISATION DES TESTS STATIQUES

2.2.1. OBJECTIFS

Cette première phase numérique concerne la modélisation d'essais réalisés expérimentalement sur banc statique. Il s'agit d'une étape préparatoire à la mise en place d'un modèle de crash (§2.3).

2.2.1. CONDITIONS D'ESSAIS ET PRÉPARATION DES MODÈLES

Les quatre essais retenus comme référence concernent le mannequin Hybrid III en position atypique, avec un impact direct entre l'avant-bras et le menton.

POSITION	CONDUCTEUR	AIRBAGS	DYNAMIQUE DE L'ESSAI	TEST / MODELE
Position atypique	Hybrid III	- Airbag standard B (§1.2.4) - Airbags prototypes / 2 générateurs (§1.4) - étagement 0ms - étagement 5ms - étagement 10ms	Banc statique	Numérique

TABLEAU III-12 : CONDITIONS D'ESSAIS

2.2.1.1 Préparation et positionnement du mannequin

Tout comme pour la phase expérimentale, le modèle de mannequin a été débarrassé de ses membres inférieurs. La position initiale du mannequin a été calquée visuellement sur les positions expérimentales. Dans un cycle d'optimisation, les angles articulaires du membre supérieur gauche ont ensuite été ajustés pour obtenir des zones de contact bras-tête identiques aux résultats d'essais (Figure III-45).

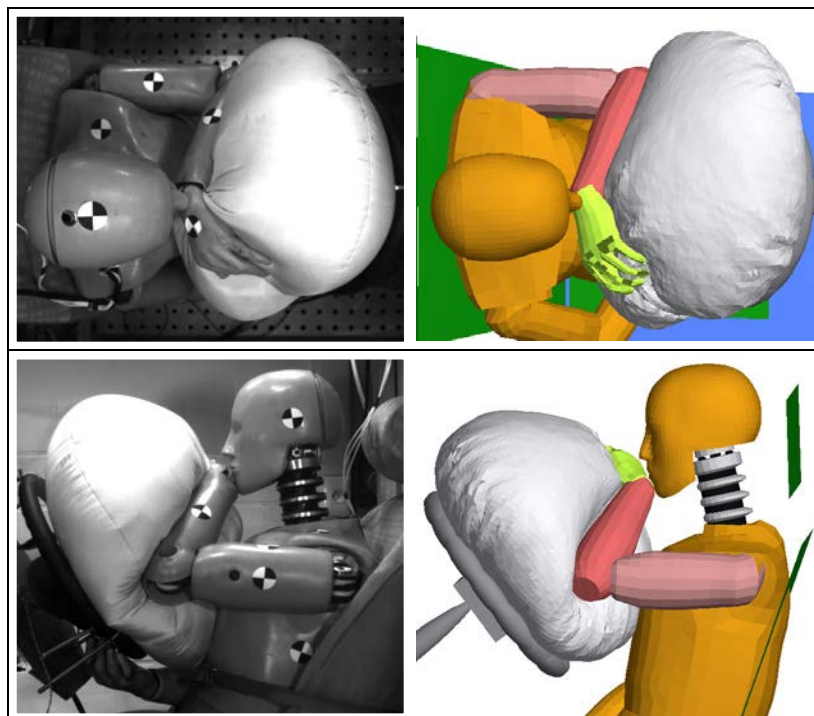


FIGURE III-45 : POSITIONNEMENT DU MANNEQUIN (EXPÉRIMENTAL À GAUCHE / NUMÉRIQUE À DROITE)

2.2.1.2 Ajustement des paramètres des airbags

Le modèle d'airbag numérique pyrotechnique est issu de la bibliothèque de composants du code Madymo et n'a pas été modifié.

- Épaisseur tissu (0,5 mm), densité (750)
- Rayon de l'orifice d'entrée des gaz (25 mm)
- Température, gaz et flux massique non modifié (500 °K, azote)

Les modèles prototypes utilisant de l'hélium en découlent, mais plusieurs paramètres ont été modifiés pour correspondre aux caractéristiques expérimentales :

- Épaisseur tissu (0,3 mm), densité (708)
- Rayon de l'orifice d'entrée des gaz (22,5 mm)
- Température, gaz et flux massique modifié (293 °K, hélium, flux calculé au §2.1)
- Événement fermé (ouverture si 1.5 bar absolu pendant 7.5 ms, source Zodiac)
- Coutures étanches

Pour les modèles prototypes, le coefficient de décharge C_d (Eq. III-12) a été ajusté (entre 0,5 et 0,7 selon l'étagement des générateurs) pour atteindre numériquement les vitesses de contact entre le bras et la tête obtenues précédemment par tracking (Figure III-36-Figure III-37 & Tableau III-13).

	Vitesses de contact expérimentales	Vitesses de contact simulées
Pyrotechnique	-13.14 m/s	-13.13 m/s
Hélium 0ms	-14.29 m/s	-14.21 m/s
Hélium 5ms	-12.95 m/s	-12.85 m/s
Hélium 10ms	-9.94 m/s	-9.93 m/s

TABLEAU III-13 : VITESSES DE CONTACT BRAS-TÊTE

2.2.1.3 Gestion du contact entre le bras et la tête

Initialement, le contact entre le bras et la tête n'est pas établi pour le modèle Hybrid III proposé dans Madymo. Celui-ci a donc été intégré sur la base des caractéristiques du bras, la tête étant beaucoup plus rigide et ayant donc une influence relativement réduite au sens du contact.

Comme cela a été évoqué précédemment, la gestion du contact entre des corps rigides rend difficile la représentation de déformations importantes, ce que schématise la figure suivante (Figure III-46).

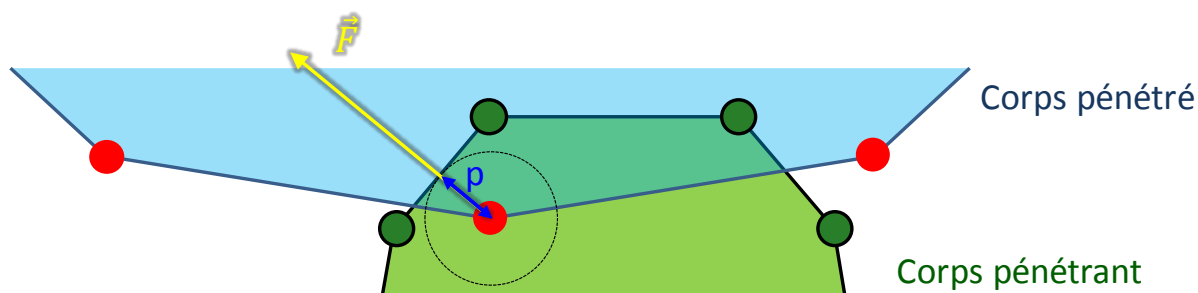


FIGURE III-46 : MÉTHODE DE CALCUL DES FORCES DE CONTACT

Dans le cas expérimental, les corps se déforiment et il n'y aucune interpénétration. Dans le cas du contact entre deux corps rigides, c'est justement cette notion d'interpénétration qui permet le calcul d'un effort de contact. Le corps dont la raideur de contact est la plus basse est considéré comme le corps pénétré. Les pénétrations (p) correspondent alors aux distances minimales entre les nœuds du corps pénétré et les facettes du corps pénétrant. L'axe sur lequel est mesurée cette distance permet de définir le vecteur réaction qui découle de cette pénétration (Figure III-46).

On comprend que dans le cas de pénétrations importantes, représentant de grandes déformations, des erreurs d'estimation interviennent au niveau du calcul de l'amplitude de pénétration et de l'axe de l'effort. La courbure des objets en contact et la densité du maillage sont des paramètres particulièrement importants vis-à-vis de ce problème.

Les erreurs induites par cette méthode entraînent potentiellement une impossibilité d'obtenir simultanément des niveaux de charge et des temps de chargement représentatifs de la réalité. Par extension, les critères lésionnels dépendant du temps, comme le HIC ne pourront être analysés de manière absolue, mais au contraire de manière relative.

2.2.2. ANALYSE DES RÉSULTATS

La figure suivante permet de comparer les accélérations de la tête mesurées expérimentalement et obtenues numériquement pour chaque type de générateur (Figure III-47).

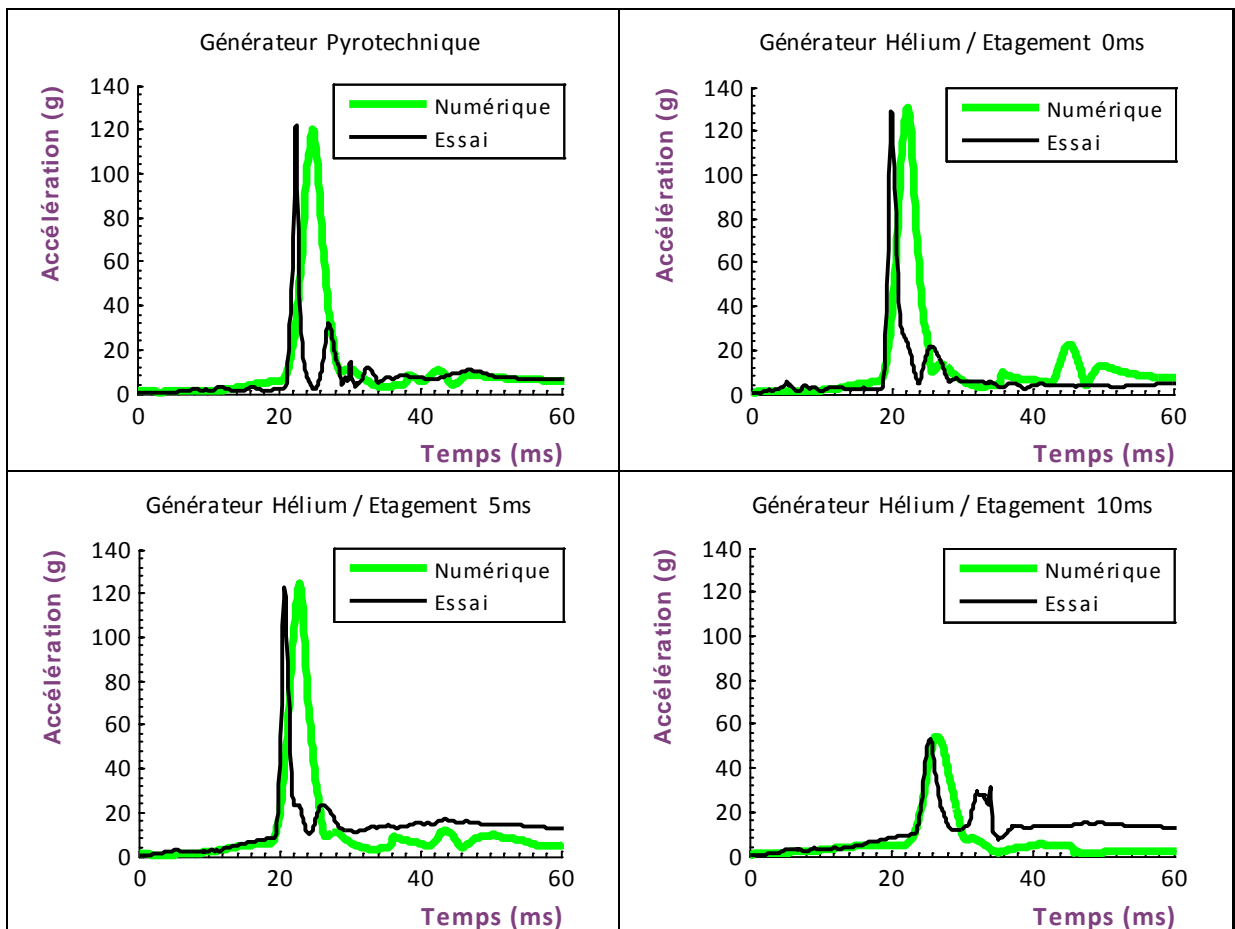


FIGURE III-47 : RÉSULTANTE DES ACCÉLÉRATIONS DE LA TÊTE

(EXPÉRIMENTAL VS NUMÉRIQUE / BANC STATIQUE / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

Un offset temporel a été appliqué aux courbes issues des modèles numériques, afin de faire coïncider l'instant de contact bras-tête (inflexion des courbes d'accélération) avec celui obtenu expérimentalement. En effet, bien que la vitesse de contact (numérique) soit conforme aux mesures, le temps mis par le bras pour parcourir la distance volant-menton n'est pas respecté dans les modèles. Cette différence est liée à la cinématique de déploiement et donc au mode de pliage du sac, paramètre qui n'a pas été pris en compte.

Afin de pallier ces retards temporels, l'offset sera appliqué au déclenchement des airbags dans les modèles de crash suivants (§2.3).

Toujours d'un point de vue temporel, on constate des largeurs de pics plus importantes sur les courbes issues des modèles numériques vis-à-vis des résultats expérimentaux. Cela est vraisemblablement lié à la gestion du contact décrite précédemment (§2.2.1.3).

En revanche, les niveaux maximums sont conformes aux pics mesurés expérimentalement. L'analyse comparative de l'accélération de la tête pour les différents modèles numériques montre donc, comme lors de la phase expérimentale, des pics équivalents pour les générateurs pyrotechniques, modèles "hélium" sans déphasage et avec déphasage de 5 millisecondes (130g). Le modèle avec étagement de 10 millisecondes confirme la diminution du choc avec un pic proche de 50g (Figure III-48).

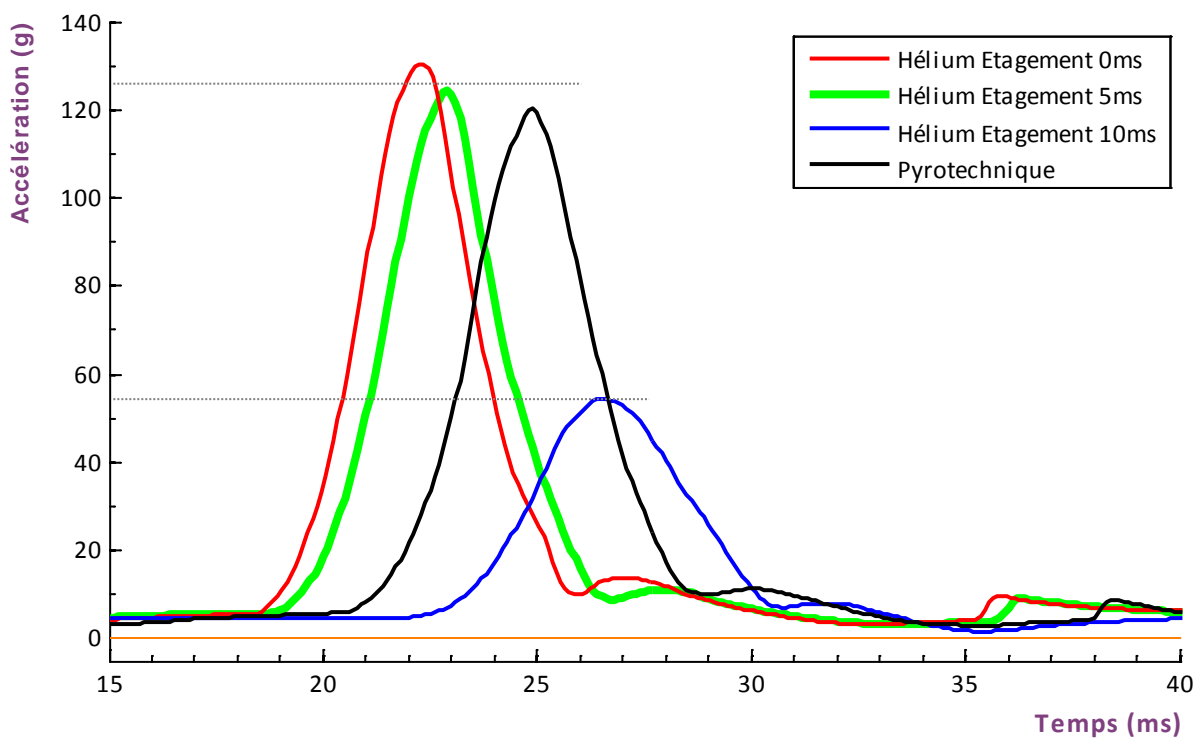


FIGURE III-48 : RÉSULTANTE DES ACCÉLÉRATIONS DE LA TÊTE
(NUMÉRIQUE / BANC STATIQUE / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

2.3. APPLICATION AU MODÈLE DE CRASH

2.3.1. OBJECTIFS

Les modèles de générateurs recalés vis-à-vis des essais expérimentaux statiques ont été intégrés à un modèle de crash. Pour celui-ci les membres inférieurs du mannequin ont été réintégrés et une courbe de décélération a été appliquée au véhicule.

2.3.2. CONDITIONS D'ESSAIS

POSITION	CONDUCTEUR	AIRBAGS	DYNAMIQUE DE L'ESSAI	TEST / MODELE
Position atypique	Hybrid III	- Airbag standard B (§1.2.4) - Airbags prototypes / 2 générateurs (§1.4) - étagement 0ms - étagement 5ms - étagement 10ms	Crash-test	Numérique

TABLEAU III-14 : CONDITIONS D'ESSAIS

En ce qui concerne le temps de déclenchement des airbags, plusieurs configurations ont été évaluées, avec les différents étagements étudiés précédemment, combinés avec plusieurs modes de pré-déclenchement.

L'instant de déclenchement d'un airbag standard en cas de choc frontal intervient 25 millisecondes après l'impact. C'est d'ailleurs le délai qui est appliqué par défaut pour l'airbag standard du code Madymo. Comme cela a déjà été expliqué auparavant (Chapitre I - §2.2.1.2 et Chapitre III - §1.4.1), l'idée est ici d'étudier les effets d'un déclenchement anticipé (pré-déclenchement ou préTrig) et d'un déploiement plus lent. La "lenteur" de déploiement est obtenue par l'étagement du déclenchement des cartouches d'hélium.

À titre d'exemple, le flux massique du module étagé à 10 millisecondes est présenté ci-après avec des pré-déclenchements de 0, 5 et 10 millisecondes (Figure III-49). L'offset ϵ est le terme correctif issu du recalage (temps de contact bras-tête) des modèles statiques sur les essais statiques (§2.2.2)

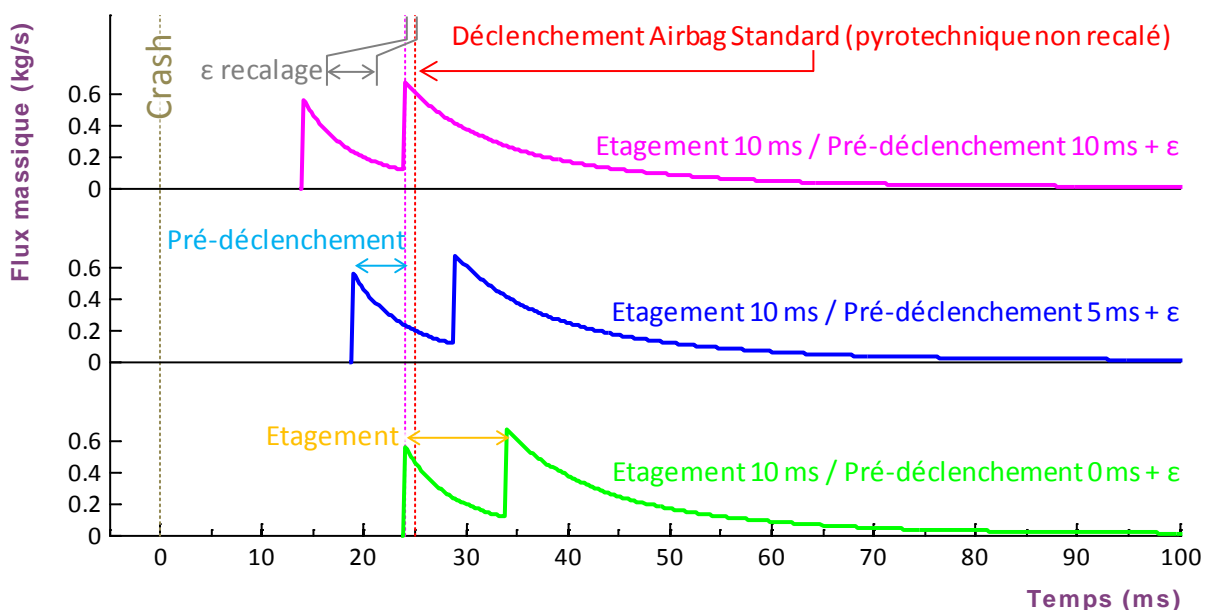


FIGURE III-49 : INSTANTS DE DECLENCHEMENT DU GENERATEUR HELIUM ETAGE À 10 MILLISECONDES

Les différentes combinaisons "étagement / pré-déclenchement" qui ont été testées numériquement sont synthétisées dans le tableau suivant. Les dénominations qui y sont présentées seront reprises pour l'analyse des résultats (Tableau III-15).

Dénomination	Type de générateur	Étagement	Pré-déclenchement
Pyro	Module pyrotechnique	-	0 ms + ϵ (recalage §2.2.2)
Hé/Et_0/Pré_0	2 cartouches d'Hélium	0 ms	0 ms + ϵ
Hé/Et_5/Pré_0	2 cartouches d'Hélium	5 ms	0 ms + ϵ
Hé/Et_5/Pré_5	2 cartouches d'Hélium	5 ms	5 ms + ϵ
Hé/Et_10/Pré_0	2 cartouches d'Hélium	10 ms	0 ms + ϵ
Hé/Et_10/Pré_5	2 cartouches d'Hélium	10 ms	5 ms + ϵ
Hé/Et_10/Pré_10	2 cartouches d'Hélium	10 ms	10 ms + ϵ

TABLEAU III-15 : CARACTERISTIQUES DES GÉNÉRATEURS TESTÉS NUMÉRIQUEMENT

En ce qui concerne la décélération appliquée au véhicule, elle est représentative d'un choc frontal d'une berline moyenne à 50 km/h avec 100 % de recouvrement et sans barrière déformable (Figure III-50).

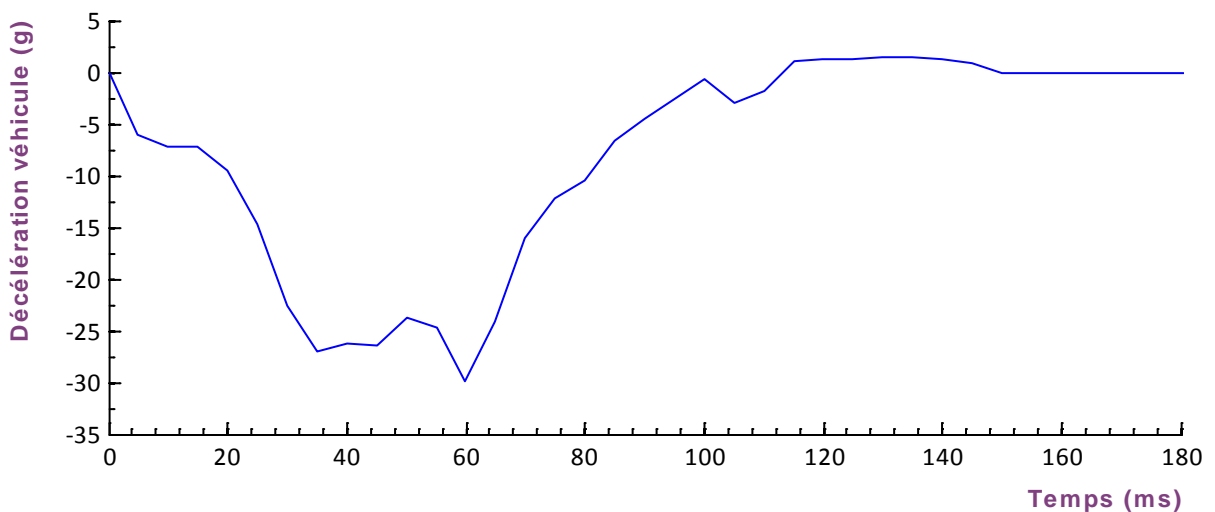


FIGURE III-50 : DÉCÉLÉRATION APPLIQUÉE AU VÉHICULE (MESURÉE AU PIED MILIEU)

2.3.3. ANALYSE DES RÉSULTATS

Les courbes d'accélération mesurées à la tête (en norme) présentent trois niveaux de pics avec des maxima de l'ordre de 100 g, 160 g et 270 g (Figure III-51).

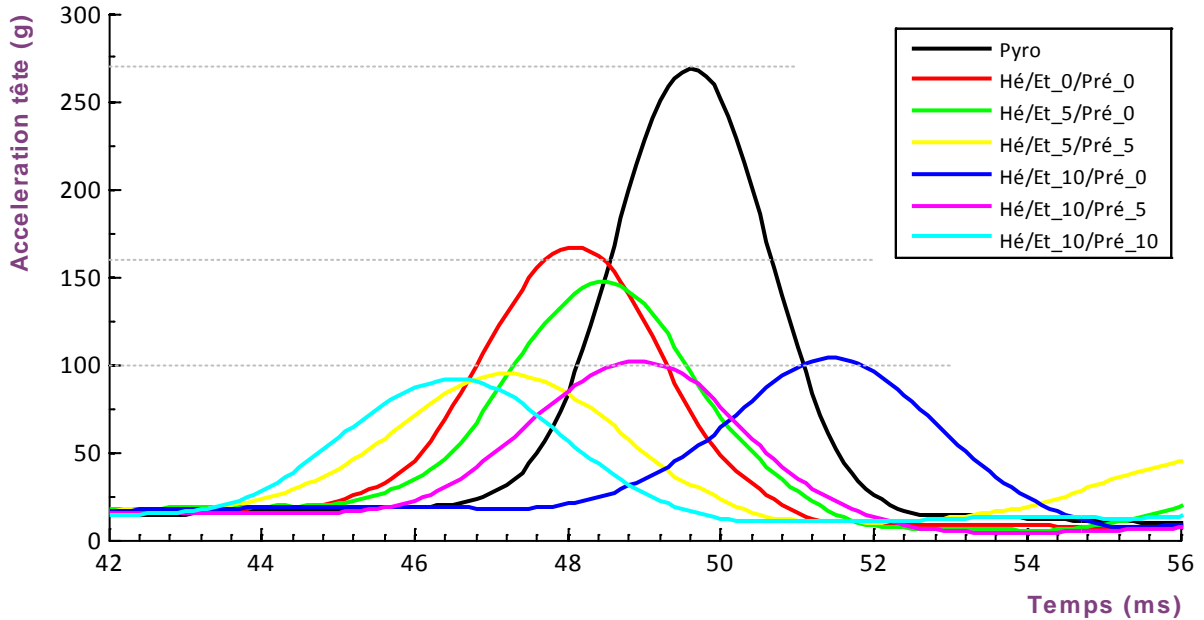


FIGURE III-51 : RÉSULTANTE DE L'ACCÉLÉRATION DE LA TÊTE
(NUMÉRIQUE / CRASH-TEST / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

Le modèle pyrotechnique donne les résultats les plus défavorables, à l'inverse de la configuration avec étagement maximal (10 ms). Le modèle "0 ms" donne un résultat intermédiaire. Pour la configuration avec étagement de 5 millisecondes, la valeur de pré-déclenchement modifie le résultat. Le tableau suivant regroupe les caractéristiques principales de l'impact (Tableau III-16).

La vitesse du bras à l'impact est clairement liée (de manière inverse) à l'étagement programmé entre les deux cartouches. On peut penser que ceci est lié à la vitesse d'ouverture du sac.

Pour chaque type d'étagement, l'instant de pré-déclenchement est aussi un facteur de modification de la vitesse d'impact, mais la relation entre ces paramètres n'est pas monotone.

Dénomination	Pic d'accélération		Contact bras-menton		
	temps	Accélération	temps	Vitesse du bras	Distance volant-menton
Pyro	49,5 ms	270 g	46 ms	12,5 m/s	299 mm
Hé/Et_0/Pré_0	48 ms	167 g	44 ms	11 m/s	310 mm
Hé/Et_5/Pré_0	48,5 ms	147 g	45 ms	9,1 m/s	308 mm
Hé/Et_5/Pré_5	47 ms	95 g	42 ms	7 m/s	325 mm
Hé/Et_10/Pré_0	51,5 ms	104 g	47 ms	6 m/s	292 mm
Hé/Et_10/Pré_5	49 ms	102 g	44 ms	5,3 m/s	314 mm
Hé/Et_10/Pré_10	46,5 ms	92 g	41 ms	5,7 m/s	333 mm

TABLEAU III-16 : CARACTERISTIQUES DES PICS D'IMPACT

L'évolution de la vitesse du bras montre que celle-ci diminue (au sens de l'amplitude) avant l'impact. Plusieurs facteurs peuvent expliquer ce phénomène, tels que les limites articulaires du coude et de l'épaule, ainsi que la baisse de charge de l'airbag quand l'airbag est suffisamment libéré (Figure III-52).

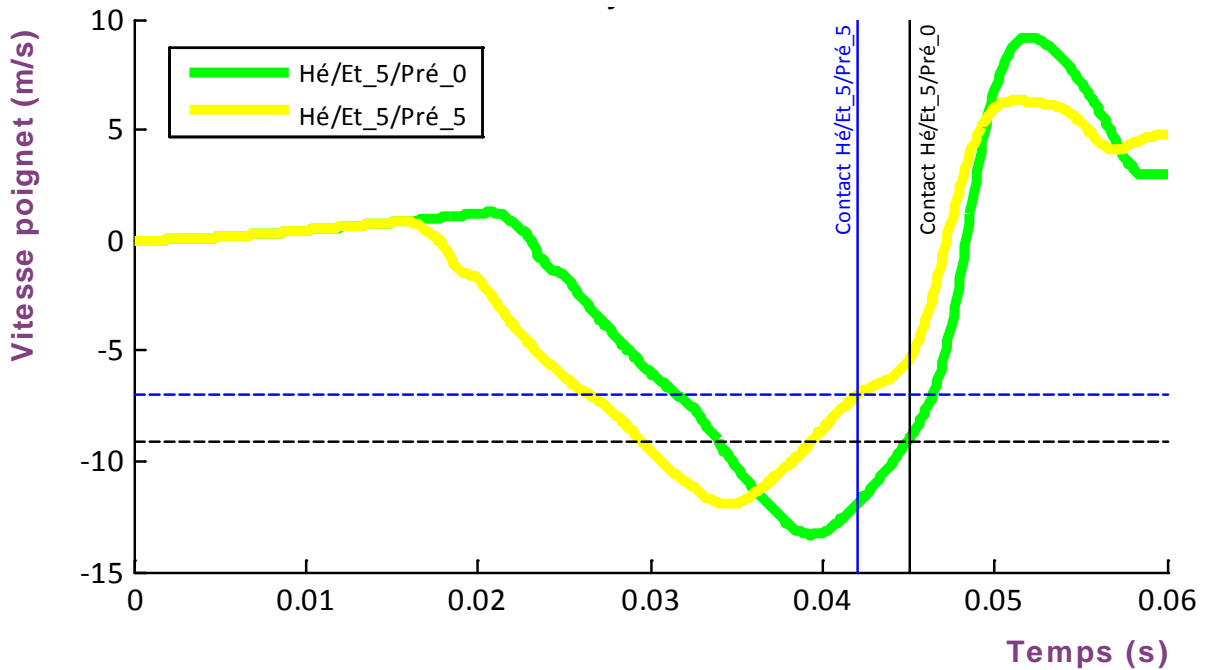


FIGURE III-52 : VITESSE LONGITUDINALE DU POIGNET
(NUMÉRIQUE / CRASH-TEST / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

Cela montre que définir le meilleur couple étage / pré-déclenchement nécessiterait à lui seul la mise en place d'une procédure d'optimisation dans le but de diminuer au maximum les accélérations subies par la tête.

La figure suivante montre la position du mannequin au moment de l'impact entre le bras et la tête. Tout comme pour les essais expérimentaux, un soin tout particulier a été pris pour obtenir des zones de contact identiques, éliminant ainsi un facteur de variabilité des résultats (Figure III-53).

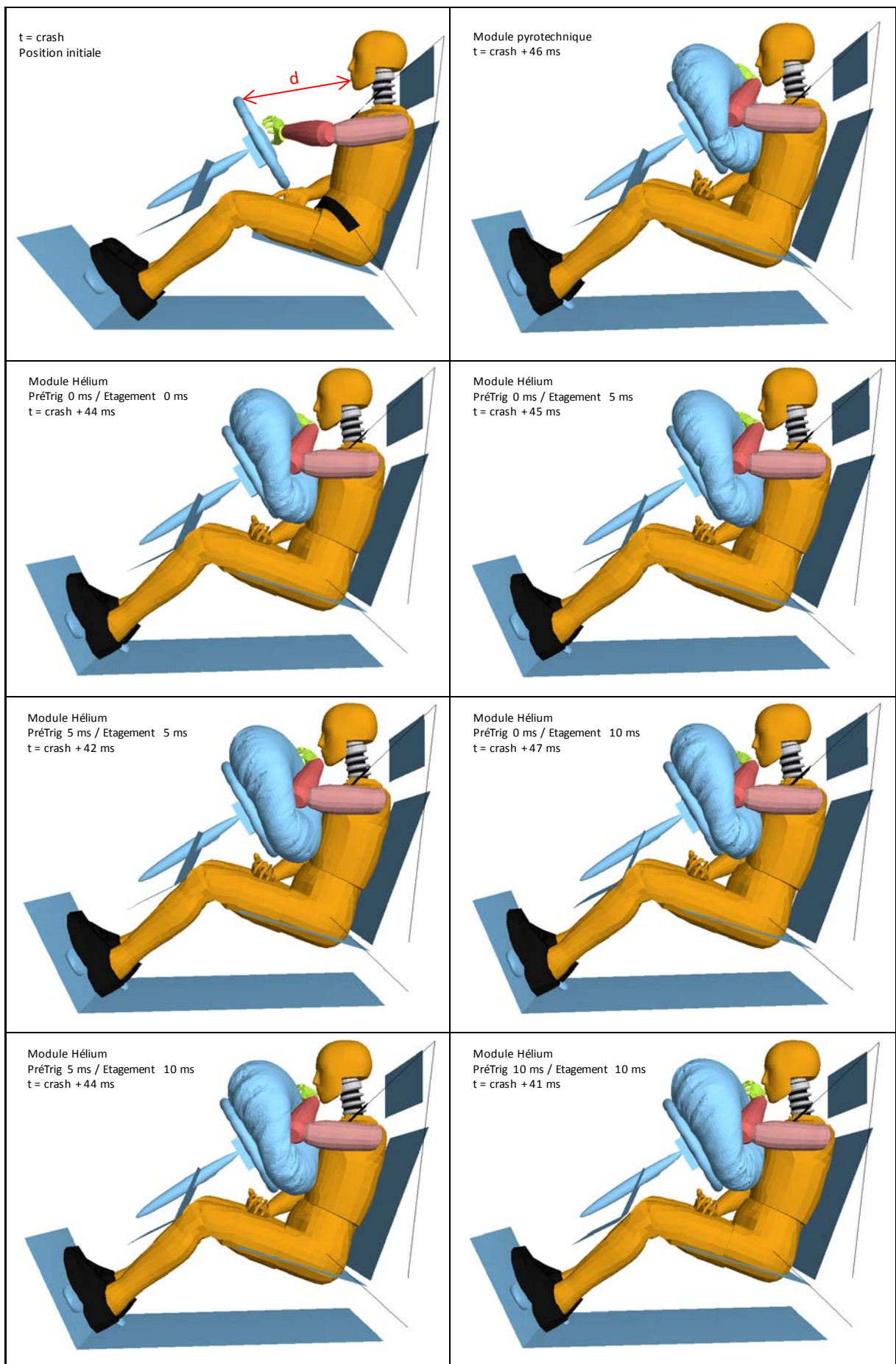


FIGURE III-53 : POSITIONS AU MOMENT DE L'IMPACT BRAS-TÊTE
 (NUMÉRIQUE / CRASH-TEST / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN OOP)

Comme nous l'avions décrit précédemment, les temps de contact obtenus par modélisation numérique ne sont pas représentatifs de la réalité. Les valeurs de HIC présentées ci-après devront donc être vues avant tout de manière relative (Tableau III-17).

	HIC 15 (max 700)	Écart relatif au module pyrotechnique	HIC 36 (max 1 000)	Écart relatif au module pyrotechnique
Générateur pyrotechnique	1 715 (2,6 ms)	+ 0 %	1 715 (2,6 ms)	+ 0 %
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 0ms	612 (2,9 ms)	- 64 %	612 (2,9 ms)	- 64 %
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 5ms	465 (3,1 ms)	- 73 %	465 (3,1 ms)	- 73 %
Générateur Hélium PréTrig 5ms / Étagement 5ms	194 (3,9 ms)	- 89 %	194 (3,9 ms)	- 89 %
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 10ms	220 (3,6 ms)	- 87 %	220 (3,6 ms)	- 87 %
Générateur Hélium PréTrig 5ms / Étagement 10ms	215 (3,6 ms)	- 87 %	215 (3,6 ms)	- 87 %
Générateur Hélium PréTrig 10ms / Étagement 10ms	174 (3,8 ms)	- 90 %	174 (3,8 ms)	- 90 %

TABLEAU III-17 : VALEURS DE HIC – COMPARAISON DES CONFIGURATIONS

Quelle que soit la configuration d'airbag, le temps de calcul du HIC est court (2,6 à 3,9 ms). Toutes les configurations à base de gaz sous-pression montrent un HIC nettement inférieur au système pyrotechnique. Logiquement, on retrouve les résultats les plus intéressants pour les modules avec un étagement de 10 millisecondes et pour le module avec un étagement et un pré-déclenchement de 5 millisecondes.

En ce qui concerne le cou, les valeurs de Nij sont inférieures à la limite (1) mais le module pyrotechnique présente la valeur maximale en flexion-traction. C'est d'ailleurs sur ce mode que les valeurs maximales de Nij sont atteintes pour toutes les configurations d'airbag (Tableau III-18).

	Nij / Nte	Nij / Ntf	Nij / Nce	Nij / Ncf
Générateur pyrotechnique	0,38	0,97	0	0
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 0ms	0,30	0,69	0	0
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 5ms	0,31	0,56	0	0
Générateur Hélium PréTrig 5ms / Étagement 5ms	0,17	0,39	0	0
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 10ms	0,18	0,46	0	0
Générateur Hélium PréTrig 5ms / Étagement 10ms	0,14	0,46	0	0
Générateur Hélium PréTrig 10ms / Étagement 10ms	0,11	0,43	0	0

TABLEAU III-18 : VALEURS DE NIJ – COMPARAISON DES CONFIGURATIONS

2.4. VÉRIFICATION DE L'INNOCUITÉ DES PROTOTYPES

2.4.1. OBJECTIFS

Afin de terminer cette partie numérique, qui tend à montrer l'intérêt d'une technologie à base de modules sous-pression avec un déclenchement étagé en position atypique, il est prudent d'en vérifier l'innocuité en position normalisée.

2.4.2. CONDITIONS D'ESSAIS

POSITION	CONDUCTEUR	AIRBAGS	DYNAMIQUE DE L'ESSAI	TEST / MODELE
Position standard	Hybrid III	- Airbag standard B (§1.2.4) - Airbags prototypes / 2 générateurs (§1.4) - étagement 0ms - étagement 5ms - étagement 10ms	Crash-test	Numérique

TABLEAU III-19 : CONDITIONS D'ESSAIS

Les configurations d'airbag sont reprises de la partie précédente (§2.3.2) sans aucun changement ; il en va de même pour les temps de déclenchement (Tableau III-15).

Seule la position du mannequin est modifiée ; il est remis dans une position de conduite standard au sens de la norme ECE-R94 (Figure III-54).

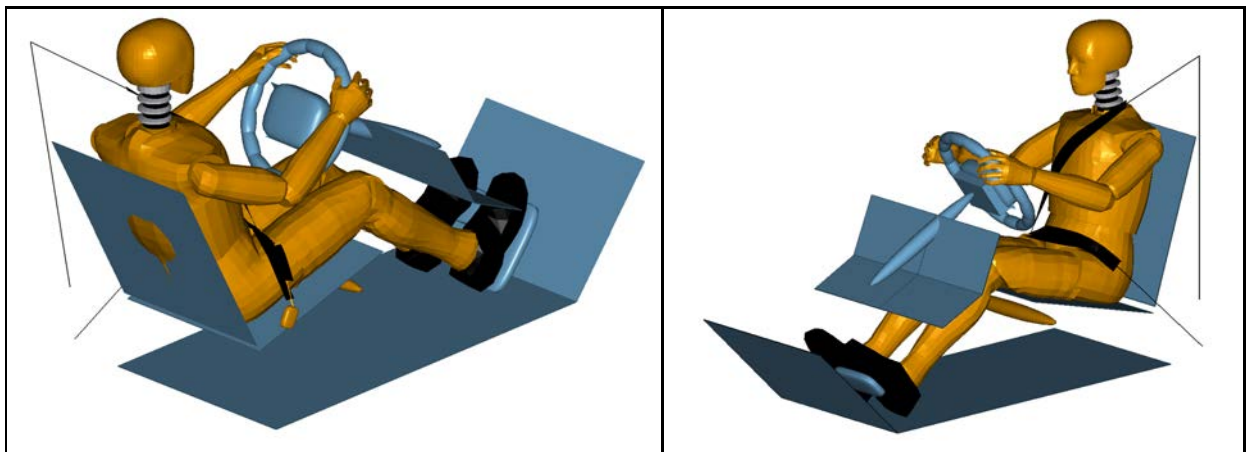


FIGURE III-54 : POSITIONS DE CONDUITE STANDARD

2.4.3. ANALYSE DES RÉSULTATS

L'étude des niveaux d'accélération mesurés à la tête (en norme) nous montre que c'est le module pyrotechnique qui est ici le plus efficace, avec un pic à 50 g (Figure III-55). Mais les générateurs à gaz comprimés ne présentent pas de pic très élevé, allant de 60 g (Et_5/Pré_5) à 75 g (Et_10/Pré_0).

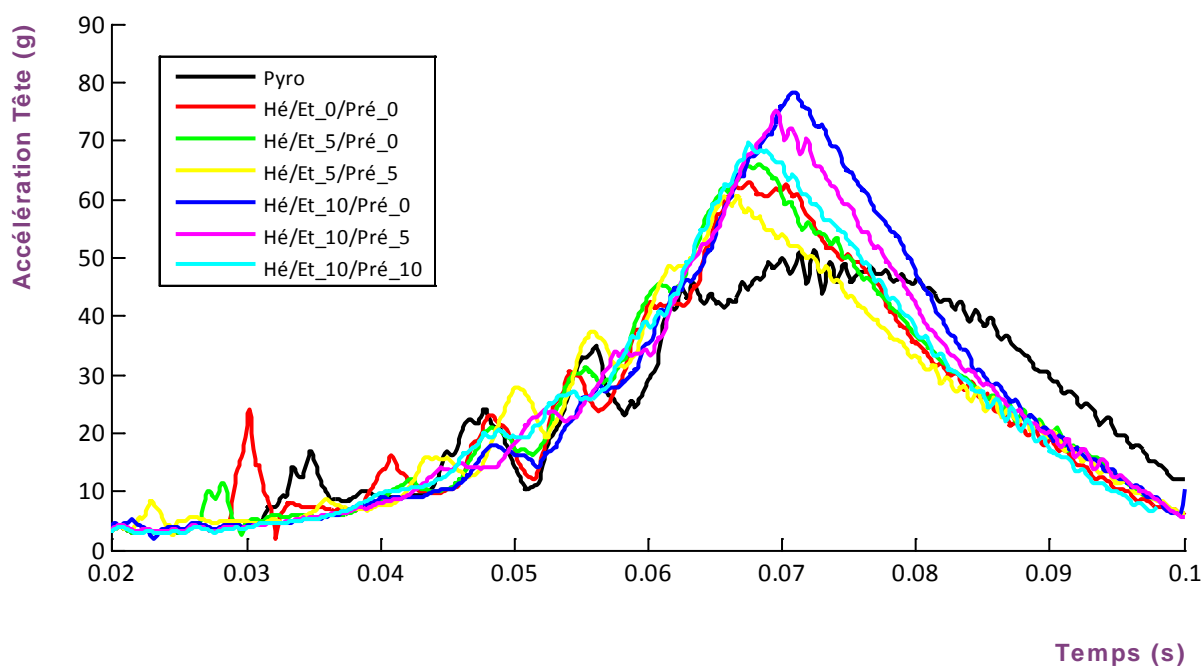


FIGURE III-55 : RÉSULTANTE DE L'ACCÉLÉRATION DE LA TÊTE

(NUMÉRIQUE / CRASH-TEST / AIRBAGS PROTOTYPES ET STANDARD B / H3 EN POSITION NORMALISÉE)

A l'instant du pic, vers 70 millisecondes, les cartouches sous pression ne sont pas totalement vidangées et l'airbag continue (légèrement) à se gonfler. Les configurations avec l'étagement le plus long sont d'ailleurs celles qui génèrent les accélérations les plus importantes. De plus, le flux pyrotechnique, initialement chaud, a baissé en pression au moment de l'impact du fait de la chute de température.

Ces remarques ne remettent pas en cause l'intérêt de cette solution technologique, mais montrent qu'un important travail d'optimisation des paramètres temporels de déclenchement est souhaitable.

Fort logiquement au vu des accélérations, les valeurs de HIC sont meilleures pour le module pyrotechnique. La configuration à base de gaz sous pression optimale donne cependant des résultats comparables (Et_5/Pré_5). Une nouvelle fois, c'est l'étagement le plus long qui donne les moins bons résultats (Tableau III-20).

	HIC 15	Écart relatif au module pyrotechnique	HIC 36	Écart relatif au module pyrotechnique
Générateur pyrotechnique	228 (15 ms)	+ 0 %	377 (36 ms)	+ 0 %
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 0ms	331 (15 ms)	+ 45 %	392 (32,3 ms)	+ 4 %
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 5ms	354 (15 ms)	+ 55 %	430 (31,3 ms)	+ 14 %
Générateur Hélium PréTrig 5ms / Étagement 5ms	290 (15 ms)	+ 27 %	364 (31,1 ms)	- 3 %
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 10ms	515 (15 ms)	+ 126 %	578 (24,5 ms)	+ 53 %
Générateur Hélium PréTrig 5ms / Étagement 10ms	448 (15 ms)	+ 96 %	503 (27,7 ms)	+ 33 %
Générateur Hélium PréTrig 10ms / Étagement 10ms	395 (15 ms)	+ 73 %	453 (26,1 ms)	+ 20 %

TABLEAU III-20 : VALEURS DE HIC – COMPARAISON DES CONFIGURATIONS

Pour terminer, les critères liés au cou présentent des valeurs faibles quelle que soit la configuration de générateur.

	Nij / Nte	Nij / Ntf	Nij / Nce	Nij / Ncf
Générateur pyrotechnique	0,21	0,33	0	0
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 0ms	0,20	0,37	0,06	0
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 5ms	0,14	0,41	0,04	0
Générateur Hélium PréTrig 5ms / Étagement 5ms	0,16	0,37	0,05	0
Générateur Hélium PréTrig 0ms / Étagement 10ms	0,13	0,43	0,10	0
Générateur Hélium PréTrig 5ms / Étagement 10ms	0,13	0,42	0	0
Générateur Hélium PréTrig 10ms / Étagement 10ms	0,15	0,39	0,07	0

TABLEAU III-21 : VALEURS DE HIC– COMPARAISON DES CONFIGURATIONS

3. RÉSUMÉ DU CHAPITRE

Ce troisième chapitre était consacré à l'analyse expérimentale et numérique du déploiement d'airbags en position atypique. La position prise pour référence est conforme à ce qui avait été observé sur simulateur de conduite au chapitre II, lors d'une tentative d'évitement, l'avant-bras se trouvant devant le volant lors de l'impact.

Dans une première partie, nous observons le déploiement libre d'un airbag de grande série. La vitesse de sortie du sac atteint 60 m/s et l'amplitude maximale culmine à 450 mm.

Dans la partie 2, les effets de deux airbags standards face à un mannequin Hybrid III en position atypique sont mesurés. Les efforts transmis par le volant dès l'ouverture atteignent 2 500N ce qui est potentiellement traumatisant pour les membres supérieurs. Cela sera vérifié dans la partie 3. L'ouverture du sac projette le bras vers la face, ce qui induit une accélération importante au niveau de la tête (120g).

Nous vérifions ensuite que l'ouverture du sac est effectivement traumatisante pour les membres supérieurs. Afin d'atteindre cet objectif, deux membres supérieurs issus de Sujets Humains Post Mortem sont adaptés au mannequin Hybrid, une nouvelle fois en position atypique. Les fractures des deux os de l'avant-bras confirment les craintes évoquées dans la partie 2.

Dans le sous-chapitre 4, une alternative technologique est proposée sur la base de générateurs à gaz comprimé, déclenchés de manière précoce et étagée. Plusieurs configurations sont étudiées, et montrent une réelle diminution de la sévérité du contact entre le bras et la tête.

Enfin, une modélisation numérique est mise en place pour évaluer l'impact de cette technologie en situation de crash. Un premier groupe de modèles statiques, représentatifs des essais précédents est développé dans un but de recalage. L'accélération correspondant au crash est alors ajoutée dans un second temps. On constate alors une accélération de 270 g à la tête pour l'airbag pyrotechnique. L'airbag prototype permet de fortement diminuer le pic d'accélération puisqu'il passe sous 100 g. Pour terminer, l'innocuité de cette technologie est vérifiée en position normalisée.

CONCLUSION GÉNÉRALE ET PERSPECTIVES

Les travaux menés dans le cadre de cette thèse avaient pour objectif d'étudier le comportement humain en phase de pré-crash grâce à un simulateur de conduite.

CHAPITRE I

Le premier chapitre constitue l'étude bibliographique de ce mémoire. Plusieurs thématiques y sont traitées, afin de donner au lecteur les outils utiles à la compréhension du présent document.

En premier lieu, nous abordons le domaine des simulateurs interactifs et en particulier des simulateurs de conduite automobile. Le terme "simulateur interactif" se rapporte aux dispositifs techniques qui permettent de reproduire des situations de manière virtuelle et qui intègrent une interface de pilotage temps-réel. Ce type de système a été initialement développé, au début du XX^{ème} siècle, pour l'aviation et en particulier pour l'apprentissage des manœuvres de pilotage. À l'origine de conception rudimentaire, les progrès réalisés dans les domaines de l'électronique et de l'informatique leur ont ensuite conféré des usages plus variés, allant d'applications ludiques à la recherche sur le comportement humain. Au-delà du rendu visuel et sonore, c'est la stimulation du sens vestibulaire (accélérations) qui donne à la simulation tout son réalisme. Mais générer des accélérations implique de pouvoir déplacer la plateforme sur laquelle se trouve le sujet ; les possibilités du simulateur sont donc fonctions de ses dimensions.

Plusieurs études démontrent que l'utilisation des simulateurs de conduite dans le cadre de la recherche sur la sécurité automobile est pertinente, mais qu'il faut jauger des limites de la simulation. Le simulateur utilisé dans le cadre de cette thèse a été évalué lors d'une étude sur le freinage parallèlement à des essais sur piste. Ceci a permis de montrer que le comportement des conducteurs n'est pas sensible aux biais de perception liés aux limites du simulateur jusque 0,5 seconde après le début d'un freinage d'urgence.

Le deuxième thème qui est abordé concerne la sécurité automobile, et tout particulièrement la sécurité passive. Alors que la sécurité active regroupe les technologies dédiées à l'évitement de l'accident, la sécurité passive a pour vocation d'en limiter les conséquences.

Afin d'atteindre cet objectif, la première étape consiste à détecter et définir les caractéristiques de l'accident. Les capteurs utilisés actuellement permettent de déterminer l'axe du choc et sa magnitude pour déclencher les systèmes de protection adéquats. Dans le cas d'un choc frontal, ceci nécessite entre 10 et 30 millisecondes après l'impact.

Depuis la fin du XX^{ème} siècle, l'intégration de systèmes de détection à distance a fait émerger de nouvelles stratégies sécuritaires, regroupées sous le terme "pré-crash". Ces techniques reposent sur la pré-détection de l'accident potentiel et sur le déclenchement successif de différents systèmes réversibles voués à limiter les conséquences de l'impact à venir, tels que le freinage automatique ou la pré-tension des ceintures de sécurité. Les données issues de la littérature montrent que l'accident n'est plus évitable 5 mètres avant le contact, ce qui correspond à plus de 300 millisecondes pour un impact à 50 kilomètres par heure ; il est donc envisageable d'exploiter des systèmes de sécurité irréversibles (airbags) dans cette zone de 5 mètres.

En Europe, la sécurité des passagers d'une automobile est avant tout assurée par les ceintures de sécurité. Elles sont obligatoires en France depuis 1973 à l'avant et 1990 à l'arrière. Dans les véhicules modernes, les ceintures sont pourvues de prétensionneurs et de limiteurs d'effort dont la combinaison permet d'optimiser la dissipation d'énergie lors d'un choc. Le relâchement final de la ceinture est compensé par l'association avec un airbag qui accompagne le mouvement final de la tête et du thorax.

Ce système basé sur l'utilisation de sacs gonflables a nécessité près de 60 ans pour être mis au point. Le volume et le matériau du sac, son pliage ne sont que quelques-uns des paramètres qui ont dû être déterminés. Mais c'est surtout la génération du gaz qui a représenté le plus important verrou technologique, l'expansion du sac devant se faire en moins de 50 millisecondes (airbag conducteur), et le gaz utilisé devant être sans danger pour les occupants (toxicité, chaleur, bruit).

L'évolution rapide des technologies sécuritaires est bien évidemment liée à la mise en place de normes par les autorités. Mais cette relation biunivoque, à l'origine salvatrice, a pourtant un effet pervers : l'optimisation des technologies vis-à-vis d'un nombre limité de situations de crash et de morphologies d'occupants. Les airbags en sont l'exemple même ; la première génération, particulièrement efficace pour la majorité, a augmenté le risque de mortalité pour les enfants et les personnes de petite taille, ce qui a entraîné une modification de la réglementation et l'apparition d'airbags moins puissants.

Malgré l'apparition d'une troisième génération d'airbags "intelligents" s'adaptant, entre autres, à la magnitude de l'impact, la littérature fait état de plusieurs traumatismes attribués aux airbags. Les lésions les plus citées concernent les yeux et la face ainsi que les traumatismes crâniens, cervicaux, respiratoires et auditifs. Mais ce sont surtout les membres supérieurs qui sont sujets à de graves blessures, qui plus est avec un coût sociétal élevé. Il est toutefois délicat d'imputer systématiquement ces lésions aux airbags, les membres supérieurs étant, de par leur liberté de mouvement, susceptibles d'impacter de nombreuses zones du véhicule durant le crash.

La variabilité de la performance des systèmes de protection en fonction des paramètres anthropométriques et de la posture a été démontrée par plusieurs équipes. Le NHTSA a d'ailleurs défini des positions atypiques (OOP) spécifiques pour les enfants et les femmes de petite taille. Mais cet élargissement de la norme reste limité ; les occupants d'un véhicule sont caractérisés par des paramètres anthropométriques et positionnels très disparates qui ne peuvent être représentés par une collection de quelques mannequins. La recherche sur l'anthropométrie et les positions réelles de conduite est donc toujours d'actualité. Les thématiques qui sont étudiées vont de la détection des positions en temps réel à la prise en compte des efforts musculaires et au développement de modèles de comportements.

Il est évident que l'évaluation des conséquences d'un crash nécessite d'utiliser des substituts anthropomorphiques de l'être humain, physiques ou numériques. Ces méthodes permettent de mesurer différentes valeurs physiques (effort, accélération...) que les biomécaniciens savent apprécier au travers de critères lésionnels. En ce qui concerne ces travaux, nous utilisons en particulier le critère HIC, qui permet d'évaluer un choc à la tête, et le critère Nij qui permet de prédire des lésions cervicales.

CHAPITRE II

Le deuxième chapitre a trait à l'étude effectuée sur le simulateur de conduite de l'université de Valenciennes (SHERPA) et à l'analyse des données recueillies.

Un scénario a été mis au point pour placer les sujets dans une situation d'accident et ainsi étudier leur comportement juste avant le crash. Le parcours d'une longueur de 35 kilomètres est constitué de portions autoroutières et de routes départementales incluant une traversée de village. À l'issue de l'expérimentation, une situation de crash difficilement évitable est introduite ; dans un virage, un camion double un véhicule agricole et se retrouve face au véhicule sujet. La présence d'arbres sur le bord de la route, et d'un second camion à la suite du premier ne laisse que peu de possibilités d'échapper à l'accident.

L'expérimentation a été initiée sur un simulateur statique avec une quantité limitée d'enregistrements (vidéos et interface de conduite) et un contrôle manuel de l'accident. Le protocole a évolué dans une deuxième phase sur un simulateur dynamique avec l'intégration de nombreuses voies de mesures centrées sur le conducteur (43 voies de mesures physiologiques, forces d'interaction avec le véhicule, pressions sur le siège) et une automatisation des différentes phases du scénario ; ceci a permis d'obtenir une parfaite répétitivité spatio-temporelle des conditions de l'accident.

Les campagnes décrites dans ce document ont permis de réunir un important volume de données hétérogènes qui ont par la suite été mises à la disposition de plusieurs équipes de recherche du Lamih et d'autres laboratoires. Préalablement à la session de conduite, chaque sujet (104 individus) a été invité à compléter plusieurs questionnaires ; les informations qui ont été recueillies sont d'ordre général (âge, sexe, latéralité, vision), liées à leur mode de vie (profession, pratique du sport et des jeux vidéo) et à leur profil de conduite (années de permis, véhicule, kilométrage, vitesses pratiquées...). Toujours en amont de la phase de conduite, un jeu de données morphologiques a été constitué par mesure directe (taille, masse) et par le biais de photographies prises dans un espace calibré.

Sur un total de 104 participants, le comportement en situation de crash a pu être observé pour 76 d'entre eux, dont 36 sur simulateur statique et 40 sur simulateur dynamique. En ce qui concerne le premier groupe de sujets (36 sur simulateur statique), la variabilité des conditions de crash rend hasardeuse l'extrapolation du comportement des conducteurs. C'est donc à ce deuxième groupe de conducteurs (40 sur simulateur dynamique avec conditions de crash contrôlées) que les résultats résumés ci-après se rapportent.

L'analyse des enregistrements vidéo a montré que 100% des conducteurs ont réagi, par un changement de posture et/ou une action sur les commandes du véhicule. Dans le plan sagittal, 60% des conducteurs présentent un mouvement de recul du haut du corps juste avant le crash. Dans le plan frontal, 18% des conducteurs ont un mouvement de bascule à droite et 7% à gauche, du fait d'une manœuvre d'évitement au moment du crash. À cet instant, 75% des conducteurs ont une position centrée dans le plan frontal, mais ceci ne signifie pas qu'ils sont restés statiques. Si on élargit l'analyse à la période comprise entre le déboitement du camion et le crash, 75% des conducteurs effectuent une manœuvre rapide du volant.

Cette manœuvre, liée à une tentative d'évitement, amène 10% des conducteurs à positionner leur main gauche dans la partie droite du volant à l'instant du crash et 5% symétriquement. Le cumul grimpe à 25% dans l'intervalle +/- 0,1s autour de l'instant de contact, avec une position moyenne de la main gauche entre 2h et 3h, sur une représentation horaire.

L'étude des données issues du simulateur a permis une analyse précise des positions et cinématiques des véhicules ainsi que des actions du conducteur sur l'interface véhicule, en particulier d'un point de vue temporel.

La vitesse moyenne à l'instant du crash est de 72 km/h pour le sujet et de 69 km/h pour le camion, avec un temps moyen de 2,3s entre le début du déboitement du camion et le crash. À l'instant du crash, 80% des véhicules sujets sont décalés à droite, ce qui s'explique par un effet visuel "répulsif" du camion. En revanche, l'angle de contact entre les véhicules est proche de zéro, ce qui montre que les conducteurs ont dans un second temps contrebraqué afin de se réaligner avec l'axe de la route.

Le laps de temps moyen entre le début du déboitement du camion et le lâcher d'accélérateur est 1,1s, ce qui est conforme avec le temps de réaction annoncé par la sécurité routière (1s), avec une vitesse de relâchement de l'accélérateur de 135mm/s. Le freinage intervient quant à lui 1,5s après le début du déboitement, mais avec des niveaux de décélération très inférieurs aux possibilités du véhicule (15%), ce qui confirme l'intérêt des systèmes d'aide au freinage d'urgence. À l'inverse, l'action sur la pédale d'embrayage intervient sans régulation de la part du conducteur, dans un mode réflexe.

L'analyse des efforts d'interaction avec le véhicule permet de confirmer que les conducteurs ne freinent pas non plus au maximum de leurs propres possibilités. À l'instant du crash, l'effort appliqué sur la pédale n'atteint en effet que 40% de l'effort maximum volontaire. Lors du freinage, la répartition des efforts appliqués sur le siège est modifiée. On constate en effet, lors de l'appui sur la pédale, une diminution des efforts sur l'assise et une augmentation des efforts sur le dossier. Les efforts appliqués sur le volant restent quant à eux très faibles, et liés aux manœuvres rapides du volant plutôt qu'à une posture de protection.

Que ce soit au niveau du volant, du siège ou de la pédale de frein, les variations d'efforts n'ont pas permis de détecter l'imminence de l'incident de manière précoce.

À l'inverse des efforts obtenus grâce aux cellules, les mesures effectuées par le biais des nappes de pression donnent accès à la localisation précise des zones d'appui sur l'assise et le dossier. Plusieurs traitements ont été testés afin de détecter un comportement spécifiquement lié à l'imminence du crash (moyenne spatiale, valeur maximale, suivi des centres de gravité). Le suivi temporel de la variance spatiale a donné les meilleurs résultats avec un taux de détection précoce de 51%.

Mais la détection précoce de l'accident n'est qu'un aspect d'amélioration possible des systèmes de sécurité des véhicules. L'optimisation des procédures automatiques d'évitement en est un autre.

Durant cette expérimentation, il a été montré que la distance entre le camion et le tracteur, estimée par le conducteur, influence son choix quant à la direction à prendre pour éviter l'accident. Mais sa prise de décision est limitée aux informations auxquelles il a accès et peut donc être erronée. En effet, les conducteurs qui ont tenté d'éviter le camion par la gauche ont été confrontés à la présence du deuxième camion.

L'intégration des systèmes avancés d'aide à la conduite (ADAS) montre ici tout son intérêt, mais nécessite que le système d'aide du véhicule ait accès à une évaluation complète de son environnement (GPS/Galileo, Communication inter-véhiculaire...). La question de la "désobéissance" du système vis-à-vis du conducteur devra alors être posée.

D'un point de vue général, cette expérimentation a permis de montrer la faisabilité d'une étude de type "pré-crash" sur simulateur de conduite permettant ainsi de tester de nombreuses situations accidentogènes. Ceci nécessite malgré tout un niveau de réalisme élevé (simulateur dynamique, immersion visuelle complète) et une acquisition des données avec une fréquence élevée (supérieure à 50 Hz).

CHAPITRE III

Cette expérimentation sur simulateur a permis de détecter des positions de conduite hors norme, lors du crash ; en raison d'une tentative d'évitement, les conducteurs positionnent leur avant-bras gauche, en pronation, face au moyeu du volant, avec la main dans le quadrant supérieur droit.

Ce troisième chapitre présente l'évaluation de cette situation en termes lésionnels, vis-à-vis du déploiement de l'airbag, ainsi qu'une proposition technologique pour en minimiser les conséquences.

En premier lieu, le déploiement libre d'un airbag manufacturé (référence A) est observé expérimentalement, au moyen d'une caméra rapide. L'emploi d'un logiciel de tracking permet de déterminer que lors de son ouverture, le point central du sac de l'airbag est expulsé à 450mm du volant, avec une vitesse maximale de 60 m/s.

Les efforts de réaction, mesurés à l'encastrement du volant, sont colinéaires à son axe de rotation, ce qui démontre un déploiement symétrique de l'airbag. Les efforts mesurés atteignent 2000 N en compression (durée très courte, avant l'ouverture du volet) et 1000 N en traction (par entraînement inertiel du sac).

Dans une seconde partie, deux références d'airbags (A et B), issus de la grande série sont déclenchés sur banc statique, face à un mannequin Hybrid III dans la position atypique sus-citée. La distance entre le corps du mannequin et le volant est ajustée pour correspondre à la position obtenue lors d'un crash à 50 km/h, 30 millisecondes après le contact (ouverture du sac).

Les efforts mesurés au niveau du volant atteignent 1600 N (airbag A) et 2500 N (airbag B) en compression, au début du déploiement du sac, quand celui-ci repousse le bras qui est alors projeté vers la face ; plusieurs essais ont montré une forte dispersion en ce qui concerne le point d'impact, allant du cou au nez du mannequin. Dans le cas d'un contact direct entre le poignet et la face, résultat obtenu avec l'airbag B, l'accélération mesurée à la tête atteint 120 G.

Afin d'identifier les traumatismes induits à l'avant-bras et au bras par le déploiement du sac, un partenariat a été mis en place avec le laboratoire d'anatomie du CHRU de Lille. Ceci a permis de bénéficier d'un don de deux membres supérieurs gauches issus de Sujets Humains Post Mortem. Grâce à une adaptation mécanique de l'extrémité proximale de l'humérus, il a été possible de remplacer le membre supérieur gauche synthétique du mannequin Hybrid III par les membres supérieurs humains, équipés de jauges de déformation.

Réalisés avec des airbags de référence A, ces essais ont donné des résultats comparables à ceux obtenus avec le bras synthétique (jusqu'à l'instant de contact avec le mannequin) en terme d'efforts volant (1500 N et 2000 N contre 1600 N avec le bras synthétique).

Les jauges installées longitudinalement montrent des déformations inférieures à 0,6% ce qui est cohérent puisque le bras est chargé en flexion. L'imagerie et l'autopsie post-expérimentales montrent plusieurs traumas dont des fractures du premier ¼ distal de l'ulna et du radius. Les signaux des jauges permettent de localiser temporellement l'apparition de ces fractures dès 8 millisecondes, c'est-à-dire dès le début du déploiement du sac.

En ce qui concerne les accélérations mesurées au niveau de la tête, seul un des deux essais a abouti à un contact franc avec la tête. L'accélération maximale mesurée est de 60 g (airbag A), soit une valeur plus faible que le résultat de 120 g obtenu avec le bras synthétique (airbag B). La différence de modèle d'airbag et les fractures initiées dès l'ouverture de l'airbag semblent être les raisons principales de cet écart. Cette valeur est malgré tout susceptible d'engendrer des fractures de la face.

Un second partenariat initié avec Zodiac Automotive, société spécialisée dans la conception d'airbags, a permis de proposer un nouveau type de générateur. Partant de l'hypothèse que les airbags peuvent être déclenchés plus tôt (détection de l'accident à distance), cette solution a pour objectif de gonfler l'airbag plus lentement et donc avec moins de violence. Ceci a nécessité l'emploi de cartouches de gaz sous pression à déclenchements étagés (0 ms, 5ms et 10ms) ainsi que de sacs étanches.

Cette solution testée sur le banc statique n'a pas permis de diminuer les efforts initiaux mesurés au niveau du volant, et par extension à l'avant-bras. En revanche, l'étalement du gonflement de l'airbag a permis de diminuer la vitesse d'impact de 24% par rapport au modèle pyrotechnique. Ce résultat obtenu avec un étalement de 10 ms a autorisé une diminution de l'accélération à la tête de 57% (53 G). Les efforts mesurés au cou ont eux aussi diminué de plus de 50 %.

Afin de vérifier si cette solution est réellement intéressante en condition de crash, un modèle numérique représentatif d'un crash frontal à 50 km/h a été développé.

Ceci a tout d'abord nécessité de calculer le flux de gaz (sonique) engendré par la décharge des cartouches de gaz. Les essais statiques précédents ont alors été modélisés afin de vérifier la représentativité du modèle. Les vitesses de contact ainsi que les niveaux maximums d'accélération obtenus numériquement sont conformes aux résultats expérimentaux. En revanche, les durées de contact n'ont pu être reproduites du fait d'une gestion numérique du contact peu adaptée.

Dans un deuxième temps, la décélération et la déformation du véhicule, liées au crash, ont été ajoutées au modèle. Différentes configurations de pré-déclenchement et d'étalement de l'ouverture des cartouches ont été testées.

Alors que le module pyrotechnique engendre un impact de 270 g au niveau de la tête, plusieurs configurations utilisant les cartouches pressurisées ont permis d'atteindre un niveau de l'ordre de 100 G. En termes de critères lésionnels, le HIC15 (max 700) passe ainsi de 1700 à 200 soit une baisse de 90%.

Pour terminer, un modèle comportant les mêmes cas de charge et configurations d'airbags, mais avec le mannequin en position de conduite standard a été mis en place. Ceci a montré que dans ce cas, les modèles d'airbags prototypes offrent une protection moins bonne que le modèle pyrotechnique.

PERSPECTIVES

Au niveau de l'expérimentation du simulateur de conduite, plusieurs perspectives sont envisageables.

Tout d'abord, il serait souhaitable d'effectuer les mêmes expérimentations sur un simulateur ayant de plus grandes capacités dynamiques (exemple, simulateur NADS), afin d'estimer l'importance de la stimulation du sens vestibulaire sur les résultats.

En ce qui concerne cette campagne expérimentale, une grande quantité de données reste à traiter (questionnaires, mesures morphologiques, physiologiques) et pourrait être croisée avec les résultats déjà obtenus. Bien que difficiles à utiliser en temps réel (détection précoce), elles seront utiles pour développer des modèles de conducteurs (comportement, morphologie...) à prendre en compte lors du développement des véhicules.

Enfin, et c'est tout l'intérêt de ce type de protocole, il serait judicieux de multiplier le nombre d'essais afin de rechercher des corrélations entre le comportement et les paramètres intrinsèques au conducteur, comme l'âge, le sexe, la morphologie... La conception de scénarios variés est une autre piste de recherche envisagée.

Concernant la détection précoce de l'incident, l'observation du comportement des conducteurs donne des résultats intéressants, mais insuffisants pour déclencher des systèmes irréversibles tels que les airbags. Cet objectif nécessitera de consolider la prédiction grâce aux mesures à distance (radar) et à l'interconnexion des véhicules, domaine de recherche particulièrement d'actualité.

En ce qui concerne les expérimentations avec airbags, il faudra à l'avenir utiliser des sources de déclenchement dédiées, afin de ne pas introduire de variabilité temporelle.

Les résultats obtenus dans ces travaux sont représentatifs d'une position de conduite et de deux références d'airbags. Il serait donc utile de reproduire ce protocole avec d'autres types d'airbags manufacturés et dans d'autres positions afin d'avoir une vue plus globale de la possible dangerosité que représente leur utilisation en dehors des positions normalisées.

Les essais effectués avec des membres issus de SHPM sont critiquables de par l'âge des sujets et leur mode de conservation. Il semble souhaitable de confirmer les risques de fracture avec des sujets plus jeunes et ayant bénéficié de moyens de conservation moins dégradants. Il est tout aussi envisageable de prévoir des essais utilisant des têtes humaines, afin de mieux quantifier les risques de lésions de la face.

Les airbags prototypes ont montré expérimentalement une forte réduction de l'impact secondaire (bras-tête), mais n'ont pas donné de résultat satisfaisant quant aux charges appliquées initialement sur le bras. D'autres modes de déclenchement (nombre de cartouches, étagements, modulation des flux) pourraient permettre sans doute d'atteindre cet objectif.

Enfin, bien que les modèles numériques aient permis d'obtenir des résultats encourageants, plusieurs paramètres n'ont pu être pris en compte, en limitant ainsi la représentativité.

Tout d'abord, l'utilisation d'un code de calcul "multi corps rigides", bien que d'un grand intérêt en terme de rapidité, rend difficile la gestion des contacts. L'utilisation d'un code éléments-finis serait donc souhaitable, afin de tenir compte de la déformation des zones en contact de manière plus efficace.

Le mode de pliage et donc de déploiement du sac pourrait être mieux pris en compte d'un point de vue numérique, ce qui permettrait une meilleure représentativité du début phénomène.

Au niveau du conducteur, l'utilisation d'un modèle numérique d'être humain, en remplacement du modèle de mannequin serait souhaitable pour prendre en compte, par exemple, les phénomènes de fracture ou l'effet de la contraction musculaire, en particulier isométrique. On peut alors imaginer intégrer des paramètres de personnalisation, représentatifs de la morphologie ou de l'âge, par exemple.

Un tel modèle, une fois fiabilisé, permettrait de vérifier l'efficacité et l'innocuité des systèmes de sécurité pour des gammes variées de situations et de conducteurs.

PUBLICATIONS

Revue internationale avec comité de lecture

- HAULT-DUBRULLE A., ROBACHE F., DRAZETIC P., MORVAN H., LANDSHEERE C., DUHEM F. (2013). Analysis of train driver protection in rail collisions: Part I. Evaluation of injury outcome for train driver in desk impact. *International Journal of Crashworthiness*, 18(2), pp. 183-193, ISSN 1358-8265.
- HAULT-DUBRULLE A., ROBACHE F., DRAZETIC P., MORVAN H., LANDSHEERE C., LUC O. (2013). Analysis of train driver protection in rail collisions: Part II. Design of a desk with improved crashworthiness performance. *International Journal of Crashworthiness*, 18(2), pp. 194-205, ISSN 1358-8265.
- HAULT-DUBRULLE A., MORVAN H., ROBACHE F., DRAZETIC P., LANDSHEERE C., LUC O. (2013). Analysis of train driver protection in rail collisions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, ISSN 1025-5842. [IF=1.393] [DOI=10.1080/10255842.2013.815871]
- HAULT-DUBRULLE A., ROBACHE F., DELILLE R., LESUEUR D., DRAZETIC P., MORVAN H., WAVREILLE G., DEMONDION X., FONTAINE C. (2012). Influence of pre-crash driver posture on injury outcome: airbag interaction with human upper extremities. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 15(s1), pp. 295–297, ISSN 1025-5842. [IF=1.393]
- HAULT-DUBRULLE A., ROBACHE F., DRAZETIC P., GUILLEMOT H., MORVAN H. (2011). Determination of pre-impact occupant postures and analysis of consequences on injury outcome. Part II : Biomechanical study. *Accident Analysis and Prevention*, 43(1), pp. 75-81, ISSN 0001-4575. [IF=1.867]
- HAULT-DUBRULLE A., ROBACHE F., PACAUX-LEMOINE M., MORVAN H. (2011). Determination of pre-impact occupant postures and analysis of consequences on injury outcome. Part I : A driving simulator study. *Accident Analysis and Prevention*, 43(1), pp. 66-74, ISSN 0001-4575. [IF=1.867]
- MORVAN H., TAN K., ROBACHE F., PACAUX-LEMOINE M., DRAZETIC P. (2007). Pre-crash investigation using a driving simulator and numerical analyses to determine the influence of the arms positions. *International Journal of Crashworthiness*, 12(5), pp. 531-539, ISSN 1358-8265.
- HETIER M., ROBACHE F., AUTUORI B., WANG X., MORVAN H. (2006). Experimental investigation and modeling of driver's frontal pre-crash postural anticipation. *SAE 2005 Transactions Journal of Passenger Cars : Mechanical Systems*, 114(6), pp. 2877-2884, ISSN 978-0-7680-1692-5.

Revue nationale avec comité de lecture

- ITOH M., PACAUX-LEMOINE M., ROBACHE F., MORVAN H. (2015). An Analysis of Driver's Avoiding Maneuver in a Highly Emergency Situation. *SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration*, vol. 8, n° 1, pp. 027-033.
- ITOH M., PACAUX-LEMOINE M., ROBACHE F., MORVAN H. (2014). Analyse de manœuvres d'évitement en situation d'urgence dans le cadre de la conduite automobile. *Journal Européen des Systèmes Automatisés JESA*, vol. 48, n° 4-5-6, pp. 493-509.

Conférence internationale avec actes et comité de lecture

- HAULT-DUBRULLE A., ROBACHE F., DELILLE R., LESUEUR D., DRAZETIC P., MORVAN H., WAVREILLE G., DEMONDION X., FONTAINE C. (2012). Influence of pre-crash driver posture on injury outcome - Airbag interaction with human upper extremities. Congrès SB 2012, Toulouse, octobre.
- ITOH M., PACAUX-LEMOINE M., ROBACHE F., MORVAN H. (2012). Analysis of emergency avoiding behavior during driving. Research Meeting of Technical Committee on Safety, The Institute of Electronics, Information and Communication Engineers (IEICE), Tokyo, Japan, pp. 21-24, septembre.
- DE WINTER J., MORVAN H., ROBACHE F., NAVETEUR J., PACAUX-LEMOINE M. (2012). Using a driving simulator to predict accident proneness: a preliminary study. 30th European Annual Conference on Human Decision-Making and Manual Control, Braunschweig, Germany, septembre, ISBN 1866-721X.
- HAULT-DUBRULLE A., ROBACHE F., DRAZETIC P., MORVAN H. (2009). Pre-crash phase analysis using a driving simulator. Influence of atypical position on injuries and airbag adaptation. ESV2009 - 21st International Technical Conference, Stuttgart, Germany, juin.
- ROBACHE F., HAULT-DUBRULLE A., DRAZETIC P., MORVAN H., OBADIA J., BOUQUIER B. (2008). Estimation of human behaviour during pre-crash phase using a simulator. Towards a reduction of injuries by means of bonded airbags. Airbag 2008 - 9th International Symposium & Exhibition on Sophisticated Car Occupant Safety Systems, Karlsruhe, Germany, septembre.
- ROBACHE F., MORVAN H., POLET P., PACAUX-LEMOINE M., VANDERHAEGEN F. (2006). The BCD model for biomechanical application. EAM'06: European annual conference on human decision-making and manual control, Valenciennes, France, septembre.
- MORVAN H., TAN K., ROBACHE F., PACAUX-LEMOINE M., DRAZETIC P. (2006). Analyses to determine the influence of the arm positions. International Crashworthiness Conference, Athens, Greece, juillet.
- PACAUX-LEMOINE M., MORVAN H., ROBACHE F., DRAZETIC P. (2006). Towards an attempt to understand car driver behaviour just before a crash. Proceedings of IFAC on Automated System Based on Human Skill and Knowledge, Nancy, France, mai.
- PACAUX-LEMOINE M., MORVAN H., ROBACHE F., FLORIS J., DRAZETIC P. (2005). Driving simulator use for pre-crash tests. Proceedings of the Driving Simulation Congress, Orlando, Florida, USA, novembre.
- ROBACHE F., MORVAN H., AUTUORI B., HETIER M., PACAUX-LEMOINE M. (2005). Exploration of human behaviour during pre-crash phase. XXXème Congrès de la Biomécanique, Bruxelles, Belgique, septembre.
- HETIER M., ROBACHE F., AUTUORI B., WANG X., MORVAN H. (2005). Experimental investigation and modeling of driver's frontal pre-crash postural anticipation. Digital Human Modeling for Design and Engineering Symposium Proceedings, Iowa City, USA, janvier.

Conférence nationale avec actes et comité de lecture

- NAVETEUR J., PACAUX-LEMOINE M., MORVAN H., ROBACHE F., GARNIER C., ANCEAUX F. (2009). Fiabilité des actions et réactions d'urgence relatives par des conducteurs : étude en pré-crash automobile virtuel. B. Cahour, F. Anceaux & A. Giboin (eds) (Ed.), Actes du 5^e Colloque EPIQUE, Paris : Ecole Nationale Supérieure Télécom ParisTech., pp. 128-135, septembre.

● MORVAN H., ROBACHE F., HAULT-DUBRULLE A., DRAZETIC P. (2009). Analyse du pré-crash sur simulateur de conduite. Evaluation biomécanique de positions atypiques et adaptation d'airbags. Raous, M., Pasquet, P., Rey, C. (Ed.), Actes du 9e colloque national en Calcul des structures, 1, LMT-Cachan, Giens, France, pp. 563-568, mai, ISBN 978-2-11-098374-9.

● ROBACHE F., MORVAN H., PACAUX-LEMOINE M., DRAZETIC P. (2006). Analyse comportementale d'une collision sur simulateur de conduite – Analyse des postures et impact sur les critères biomécaniques. Colloque Sécurité dans le Transport, Bordeaux, octobre.

Séminaire et autres communications

● DE WINTER J., MORVAN H., ROBACHE F., NAVETEUR J., PACAUX-LEMOINE M. (2009). Towards predictive indicators of accident risk and severity. Workshop on « Affordances, Direct Perception and Dynamic Control - Application to transportation and industrial systems », Reims, France, septembre.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [ABE05] G. Abe and J. Richardson. "The influence of alarm timing on braking response and driver trust in low speed driving". *Safety Science*, Vol. 43, No. 9, pp. 639 – 654, 2005. 2014 - mis.
- [ADO97] H. Adomeit, O. Wils, and A. Heym. "Adaptive Airbag-Belt-Restraints - An Analysis of Biomechanical Benefits". *Society of Automotive Engineers*, No. Paper 970776, 1997.
- [AGA96] Agard. "Anthropometric Dummies for Crash and Escape System Testing". No. Agard-AR-330, 1996.
- [ALB05] M. ALBAUM. "SAFETY SELLS : Market Forces and Regulation in the Development of Airbags". Insurance Institute for Highway Safety, 2005. <http://safetysells.org/contents.html>.
- [ALM14] T. AlMahmoud and P. Barss. "Vehicle occupant restraint systems impact on eye injuries: A review". *Survey of Ophthalmology*, Vol. 59, No. 3, pp. 334 – 344, 2014. 2014 - mis.
- [AND02] G. Andreoni, G. C. Santambrogio, M. Rabuffetti, and A. Pedotti. "Method for the analysis of posture and interface pressure of car drivers". *Applied Ergonomics*, Vol. 33, No. 6, pp. 511 – 522, 2002.
- [ANI00] S. Anishetty, M. Murphy, C. Tieman, and C. Caruso. "Suppression Technologies for Advanced Air Bags". SAE, No. 2000-01-C037, 2000.
- [ARM68] R. W. Armstrong, H. P. Waters, and J. P. Stapp. "Human Muscular Restraint During Sled Deceleration". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, 1968.
- [AUB10] J.-M. Auberlet, M.-P. Pacaux, F. Anceaux, P. Plainchault, and F. Rosey. "The impact of perceptual treatments on lateral control: A study using fixed-base and motion-base driving simulators". *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 42, No. 1, pp. 166–173, 2010. 2014 - mis.
- [AUT09] Autoliv. "Fixed-Hub Steering Wheel with Optimized Airbag". 2009. <http://www.autoliv.com/wps/wcm/connect/autoliv/Home/What+We+Do/Steering+Wheels/Fixed-Hub/Fixed-Hub+Steering+Wheel+with+Optimized+Airbag>.
- [BAS97] C. R. Bass, S. M. Duma, J. R. Crandall, R. Morris, P. Martin, W. D. Pilkey, S. Hurwitz, N. Khaewpong, R. Eppinger, and E. Sun. "The interaction of air bags with upper extremities". Tech. Rep., SAE Technical Paper, 1997. 2014 - mis / a revoir si info supplémentaires.
- [BAS98] C. Bass. "The interaction of air bags with upper extremity test devices". In: *Proceedings: International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles*, pp. 1628–1645, National Highway Traffic Safety Administration, 1998. 2014 - mis.
- [BAU01] K.-H. Baumann, D. R. Schöneburg, and R. Justen. "THE VISION OF A COMPREHENSIVE SAFETY CONCEPT". *esv*, 2001.
- [BEC01] G. Becker, T. Mousel, and P. Schockmel. "TOR (Total Occupant Recognition) system". SAE, No. 2001-06-0242, 2001.
- [BEG80] P. Begeman, A. King, R. Levine, and D. C. Viano. "Biodynamic Response of the Musculoskeletal System to Impact Acceleration". SAE, 1980.
- [BEH06] M. Behr, P.-J. Arnoux, T. Serre, L. Thollon, and C. Brunet. "Tonic Finite Element Model of the Lower Limb". *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 128, No. 2, pp. 223–228, 2006.

- [BEH10] M. Behr, G. Poumarat, T. Serre, P. Arnoux, L. Thollon, and C. Brunet. "Posture and muscular behaviour in emergency braking: an experimental approach". *Accid Anal Prev*, Vol. 42, No. 3, pp. 797–801, 2010.
- [BEL08] F. Bella. "Driving simulator for speed research on two-lane rural roads". *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 40, No. 3, pp. 1078–1087, 2008. 2014 - mis.
- [BEN06] Z. Ben Azouz, M. Rioux, C. Shu, and R. Lepage. "Characterizing human shape variation using 3D anthropometric data". *The Visual Computer*, Vol. 22, No. 5, pp. 302–314, May 2006.
- [BER05] E. BERGEROLLE. "25 ans de coussin de sécurité". *LeQuotidienAuto.com*, decembre 2005. <http://automobile.challenges.fr/dossiers/1200/marque/modele/article.html>.
- [BER58] H. A. Bertrand. "Safety Device For Passengers". No. 2834606, 1958.
- [BEV02] M. G. Bevan. "Response of Seat-Based Electric Field Sensors to Humans and ATDs". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 2002-01-1296, 2002.
- [BEV99] M. G. Bevan, K. A. Kotlarski, J. E. Nickerson, D. G. Jablonski, W. Saleh, and M. H. Chen. "Occupant Position Sensor Compatibility with 50th Percentile Male Hybrid III Dummy". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 1999-01-0762, 1999.
- [BIL99] K. Billen, L. Federspiel, P. Schockmel, B. Serban, and W. Sherrill. "Occupant Classification System for Smart Restraint Systems". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 1999-01-0761, 1999.
- [BIN05] L. Bingley, R. Morris, and G. Cross. "Determination of Real World Occupant Postures by Photo studies to aid smart restraint development". *esv*, No. 05-0319, 2005.
- [BOH62] N. Bohlin. "Safety Belt". No. 3043625, 1962.
- [BON03] I. Bonev. "The true origins of parallel robots". *ParalleMIC*, 2003. 2014 - mis.
- [BOS05] Bosch. "Link to History : 25 years of Bosch airbag activation system". The Bosch Group, novembre 2005. http://www.bosch.com/content/language2/html/3017_3589.htm.
- [BOS08] D. Bose. *NUMERICAL ESTIMATION OF OCCUPANT STATE PARAMETERS IN A DYNAMIC LOADING ENVIRONMENT*. Thèse de doctorat, University of Virginia, 2008.
- [BOV98] S. Boverie and A. Giralt. "Intelligent System for Video Monitoring of Vehicle Cockpit". *SAE*, No. 980613, 1998.
- [BRE94] D. S. Breed, W. DuVall, and V. Castelli. "Vehicle Occupant Position Sensing". *SAE*, No. 940527, 1994.
- [BRE98] D. S. Breed. "A SMART AIRBAG SYSTEM". *esv*, No. 98-S5-O-13, 1998.
- [BRI10] P. Briand, F. Anceaux, J.-M. Auberlet, S. Aubin, M.-P. Pacaux, P. Plainchault, and F. Rosey. "Impact of Perceptual Treatments on Driver's Behavior: From the Driving Simulator Studies to Field Tests—First Results". In: *Transportation Research Board 89th Annual Meeting*, 2010. 2014 - mis.
- [CAR09] F. D. Carmona, J. G. Alvarez, P. P. Gordillo, D. F. Rueda, and P. C. Luis. "Airbag-induced open forearm fracture with bone loss in a 12-year-old child". *Revista Espanola de de Cirugia Ortopedica y Traumatologia (English Edition)*, Vol. 53, No. 6, pp. 394 – 397, 2009. 2014 - mis.
- [CHA08] S.-H. Chang, C.-Y. Lin, C.-P. Fung, J.-R. Hwang, and J.-L. Doong. "Driving performance assessment: Effects of traffic accident location and alarm content". *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 40, No. 5, pp. 1637–1643, 2008. 2014 - mis.

- [CHO05] Y. H. Choi, J. S. Sah, B. Lee, S. H. Cho, J. S. Kang, S. M. Mun, I. Lee, and J. Lee. "Experimental and numerical studies of muscular activations of bracing occupant". *esv*, No. 05-0139, 2005.
- [CIC06] D. Cichos, D. De Vogel, and M. Otto. *Crash Analysis Criteria Description version 2*. Workgroup Data Processing Vehicle Safety, 2006.
- [CLA85] E. J. Claghorn. "Safety Belt". No. 312085, 1885.
- [CLU01] G. Clute. "POTENTIALS OF ADAPTIVE LOAD LIMITATION PRESENTATION AND SYSTEM VALIDATION OF THE ADAPTIVE LOAD LIMITER". *esv*, 2001.
- [COM09] J. Combest. "Status of the GHBMC – Developments with the Six Centers of Expertise". *SAE, Government Industry Meeting*, 2009.
- [CON07] C. Conroy, A. Schwartz, D. B. Hoyt, A. B. Eastman, S. Pacyna, T. L. Holbrook, T. Vaughan, M. Sise, F. Kennedy, T. Velky, and S. Erwin. "Upper extremity fracture patterns following motor vehicle crashes differ for drivers and passengers". *Injury*, Vol. 38, No. 3, pp. 350 – 357, 2007. 2014 - mis.
- [COR08] J. M. Cormier. "The influence of body mass index on thoracic injuries in frontal impacts". *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 40, No. 2, pp. 610 – 615, 2008.
- [CRA03] J. Crandall, R. Kent, D. Viano, and C. R. Bass. "Air Bag Development and Performance. Chapter 4 : The Biomechanics of Inflatable Restraints – Occupant Protection and Induced Injury". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, 2003.
- [CRA09] J. Crandall. "SIMULATING THE ROAD FORWARD: THE ROLE OF COMPUTATIONAL MODELING IN REALIZING FUTURE OPPORTUNITIES IN TRAFFIC SAFETY". *IRCOBI Conference*, 2009.
- [CUE01] R. Cuerden, J. Hill, A. Kirk, and M. Mackay. "The Potential Effectiveness of Adaptive Restraints". *IRCOBI Conference*, 2001.
- [DE 07] R. De Lange and J. Tandler. "Intelligent safety systems integrating active and passive safety". In: *IRCOBI Conference, Maastricht, The Netherlands*, 2007. 2014 - mis.
- [DEN10] Denton. "ATD Products". 2010. <http://www.dentonatd.com/>.
- [DUB04] D. DUBOIS. *Prévention et prédiction des phénomènes de plissement des sangles de ceintures de sécurité de véhicules automobiles*. Thèse de doctorat, UVHC, 2004.
- [DUM05] S. M. Duma, A. L. Rath, M. V. Jernigan, J. D. Stitzel, and I. P. Herring. "The effects of depowered airbags on eye injuries in frontal automobile crashes". *The American Journal of Emergency Medicine*, Vol. 23, No. 1, pp. 13 – 19, 2005. 2014 - mis.
- [DUP07] S. Duprey. *Modélisation en éléments finis du complexe de l'épaule et simulation de sa réponse à un choc latéral*. Thèse de doctorat, INSA Lyon, 2007.
- [EJI09] S. Ejima, Y. Zama, K. Ono, K. Kaneoka, I. Shiina, and H. Asada. "PREDICTION OF PRE-IMPACT OCCUPANT KINEMATIC BEHAVIOR BASED ON THE MUSCLE ACTIVITY DURING FRONTAL COLLISION". *esv*, 2009.
- [EPP00] R. Eppinger, E. Sun, S. Kuppa, and R. Saul. "Supplement: Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems - II". *NHTSA*, Mars 2000.
- [EPP99] R. Eppinger, E. Sun, F. Bandak, M. Haffner, N. Khaewpong, M. Maltese, S. Kuppa, T. Nguyen, E. Takhounts, R. Tannous, A. Zhang, and R. Saul. "Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems - II". *NHTSA*, Novembre 1999.

- [EUC12] S. Eucker, K. Mutter, D. Bose, E. Wu, and M. Sochor. "254 Role of Airbag Use on Head Injury Outcomes in Side versus Frontal Impact Car Crashes". *Annals of Emergency Medicine*, Vol. 60, No. 4, Supplement, pp. S92 –, 2012. 2014 - mis.
- [FER08] S. A. Ferguson and L. W. Schneider. "An Overview of Frontal Air Bag Performance with Changes in Frontal Crash-Test Requirements: Findings of the Blue Ribbon Panel for the Evaluation of Advanced Technology Air Bags". *Traffic Injury Prevention*, Vol. 9, No. 5, pp. 421–431, 2008.
- [FLA98] C. A. C. Flannagan, M. A. Manary, L. W. Schneider, and M. P. Reed. "An Improved Seating Accommodation Model with Application to Different User Populations". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 980651, 1998.
- [FTS10A] FTSS. "About Frontal Impact Dummies". 2010. <http://www.ftss.com/crash-test-dummies/frontal-impact>
- [FTS10B] FTSS. "History of Crash Test Dummies". 2010. <http://www.ftss.com/about/dummy-history>.
- [FUJ03] K. Fujita, H. Fujinami, KiyotakaMoriizumi, T. Enomoto, R. Kachu, and H. Kato. "DEVELOPMENT OF PRE-CRASH SAFETY SYSTEM". *esv*, 2003.
- [FUN01] J. R. Funk, J. R. Crandall, L. J. Turret, C. B. MacMahon, C. R. Bass, N. Khaewpong, and R. H. Eppinger. "THE EFFECT OF ACTIVE MUSCLE TENSION ON THE AXIAL INJURY TOLERANCE OF THE HUMAN FOOT/ANKLE COMPLEX". *esv*, 2001.
- [GAD66] C. W. Gadd. "Use of a weighted impulse criterion for estimating injury hazard". *Stapp Car crash Conference*, 1966.
- [GHB07] GHBMC. "Global Human Body Models Consortium". 2007. <http://www.ghbmc.com>.
- [GOE07] Goernig. *Advanced Microsystems for Automotive Applications 2007*, Chap. Sensors for Active and Passive Safety Systems, pp. 217–227. SpringerLink, 2007.
- [GON04] M. Gonter, D. R. Zobel, and U. Spies. "POTENTIAL OF ADAPTIVE RESTRAINTS IN FRONTAL COLLISIONS". *Airbag2004*, 2004.
- [GOR04] T. Gornig. "The Potential of Optical Sensors for Future Restraints Systems". *Airbag2004*, 2004.
- [GOR88] C. C. GORDON, T. CHIRCHILL, C. E. CLAUSER, B. BRADTMILLER, J. T. McCONVILLE, I. TEBBETTS, and R. A. WALKER. "ANTHROPOMETRIC SURVEY OF U.S. ARMY PERSONNEL, SUMMARY STATISTICS, INTERIM REPORT". *NATICK/TR-89/027*, 1988.
- [GOT16] C. GOT. 2016. <http://www.securite-routiere.org/editoriaux/2015decembre.html>.
- [GOU62] V. Gough and S. Whitehall. "Universal tyre test machine". In: *Proc. FISITA 9th Int. Technical Congress*, pp. 117–137, 1962. 2014 - mis.
- [GTP03] GTPS. "La lettre du GTPS : PYROTECHNIE ET SECURITE AUTOMOBILE". No. 4, juin 2003.
- [HAD07] S. Haddadin, A. Albu-Schäffer, and G. Hirzinger. "Dummy crash-tests for the evaluation of rigid human-robot impacts". *Workshop on Technical Challenges for Dependable Robots in Human Environments, Roma, Italy*, april 2007.
- [HAD77] W. HADDON, B. KELLEY, and B. . . NEILL. "Hearings on the passive restraint decision by the u. s. department of transportation". septembre 1977.
- [HAL09] J. HALGRIN. *INFLUENCE DES PARAMETRES ARCHITECTURAUX SUR LE COMPORTEMENT MECANIQUE DE L'OS TRABECULAIRE*. Thèse de doctorat, UVHC, 2009.

- [HAP98] R. Happee, R. van Haaster, L. Michaelsen, and R. Hoffmann. "OPTIMISATION OF VEHICLE PASSIVE SAFETY FOR OCCUPANTS WITH VARYING ANTHROPOMETRY". *esv*, No. S9-O-03, 1998.
- [HAR97] W. N. Hardy, L. W. Schneider, M. Reed, and L. L. Ricci. "Biomechanical investigation of airbag-induced upper-extremity injuries". Tech. Rep., SAE Technical Paper, 1997. 2014 - mis / a revoir si info supplementaires.
- [HAU04] E. Haug, H.-Y. Choi, S. Robin, and M. Beaugonin. "Human Models for Crash and Impact Simulation". In: N. Ayache, Ed., *Computational Models for the Human Body*, pp. 231 – 452, Elsevier, 2004.
- [HET07] M. Hetier. *Analyse et Quantification des Comportements des Conducteurs Automobiles Lors de Phases de Pré-crash : Contribution au Développement d'un Modèle de Détection des Postures de Conduite en Temps Réel*. Thèse de doctorat, UVHC, 2007.
- [HET08] M. Hetier and X. Wang. "Parametric posture prediction module Methodology for development of a predictive driver's position system in real time". *APROSYS SP5*, 2008.
- [HET53] J. W. Hetrick. "Safety Cushion Assembly for Automotive Vehicle". No. 2649311, 1953.
- [HOD56] R. H. Hodges. "Inflatable Crash Protector For Vehicles". No. 2755125, 1956.
- [HOF06] J. Hoffmann, M. Sakamoto, M. Freisinger, and I. Shiga. "Potential passenger restraint system improvement by the application of a multi-surface airbag". *Airbag2006*, 2006.
- [HOY10] A. Hoye. "Are airbags a dangerous safety measure? A meta-analysis of the effects of frontal airbags on driver fatalities". *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 42, No. 6, pp. 2030 – 2040, 2010. 2014 - mis.
- [HUE95] D. F. Huelke, J. L. Moore, T. W. Compton, J. Samuels, and R. S. Levine. "Upper extremity injuries related to airbag deployments". *Journal of Trauma-Injury, Infection, and Critical Care*, Vol. 38, No. 4, pp. 482–488, 1995. 2014 - mis.
- [ICA04] Icar. "Advancements In Passive restraints". 2004.
- [IIH10] IIHS. "Airbag have evolved". *IIHS - Status report*, 2010.
- [IIH70] IIHS. "Airbags : state of the argument". 1970.
- [ITO15] M. Itoh, M.-P. P. Lemoine, F. ROBACHE, and H. MORVAN. "An analysis of driver's avoiding maneuver in a highly emergency situation". *SICE Journal of Control, Measurement, and System Integration*, Vol. 8, No. 1, pp. 27–33, 2015.
- [JER03] M. Jernigan and S. M. Duma. "The effects of airbag deployment on severe upper extremity injuries in frontal automobile crashes". *The American Journal of Emergency Medicine*, Vol. 21, No. 2, pp. 100 – 105, 2003. 2014 - mis.
- [JER05] M. V. Jernigan, A. L. Rath, and S. M. Duma. "Severe upper extremity injuries in frontal automobile crashes: the effects of depowered airbags". *The American Journal of Emergency Medicine*, Vol. 23, No. 2, pp. 99 – 105, 2005. 2014 - mis.
- [JIN97] K. Jinno, M. Ofuji, T. Saito, and S. Sekido. "Occupant Sensing Utilizing Perturbation of Electric Fields". SAE, No. 971051, 1997.
- [KAS03] M. KASSAAGI, G. BRISSART, and J. christophe POPIEUL. "A STUDY ON DRIVER BEHAVIOR DURING BRAKING ON OPEN ROAD". *18th ESV*, No. 340, 2003.

- [KHO14] R. N. Khouzam, S. Al-Mawed, V. Farah, and A. Mizeracki. "Next-Generation Airbags and the Possibility of Negative Outcomes Due to Thoracic Injury". *Canadian Journal of Cardiology*, Vol. 30, No. 4, pp. 396 – 404, 2014. 2014 - mis.
- [KIT98] P. W. Kithil. "Capacitive Occupant Sensing". SAE, No. 982292, 1998.
- [KIU98] T. Kiuchi. "A SIMULATION STUDY ON INFLATION INDUCED INJURY AND NCAP WITH DEPOWERED AIR BAG". *esv*, 1998.
- [KLA04] W. Klanner, R. Ambos, H. Paulus, T. Hummel, K. Langwieder, and H.-J. W. Köster. "Unfallverletzungen in Fahrzeugen mit Airbag". *BAST*, 2004.
- [KLE98] M. Kleinberger, E. Sun, R. Eppinger, S. Kuppa, and R. Saul. "Development of Improved Injury Criteria for the Assessment of Advanced Automotive Restraint Systems". *NHTSA*, Septembre 1998.
- [KLO95] G. S. Klopp, J. R. Crandall, E. Sieveka, and W. D. Pilkey. "Simulation of muscle tensing in pre-impact bracing". *IRCOBI*, 1995.
- [KUM99] M. KUMPFBECK, D. OERTEL, and K. PILATUS. "occupant kinematics during emergency braking, an investigation with regard to the out of position issue for passengers". *Ircobi*, 1999.
- [LAM98] D. K. Lambert. "Direct Thermal Detection for Front Passenger Seat Airbag Suppression". SAE, No. 982293, 1998.
- [LCI13] LCI-ONISR. 2013. <http://lci.tf1.fr/france/securite-routiere/nombre-de-morts-sur-les-routes-de-1950-a-nos-jours-6917067.html>.
- [LIN53] W. Lindner. No. 896312, 1953.
- [MAC07] M. Mackay. "The increasing importance of the biomechanics of impact trauma". *Sadhana*, Vol. 32, No. 4, pp. 397–408, Aug. 2007.
- [MAC08] P. A. MacLennan, W. S. Ashwander, R. Griffin, G. M. Jr., and L. W. R. III. "Injury risks between first- and second-generation airbags in frontal motor vehicle collisions". *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 40, No. 4, pp. 1371 – 1374, 2008. 2014 - mis.
- [MAC98] M. Mackay, A. M. Hassan, and J. R. Hill. "OBSERVATIONAL STUDIES OF CAR OCCUPANTS' POSITIONS". *esv*, 1998.
- [MAN97] P. Manning, W. A. Wallace, A. K. Roberts, C. J. Owen, and R. W. Lowne. "The Position and Movement of the Foot in Emergency Manoeuvres and the Influence of Tension in the Achilles Tendon". SAE, 1997.
- [MAN98] M. A. Manary, C. A. C. Flannagan, M. P. Reed, and L. W. Schneider. "PREDICTING PROXIMITY OF DRIVER HEAD AND THORAX TO THE STEERING WHEEL". *ESV*, No. 98-S 1-O- 11, 1998.
- [MAR96] F. Marco, A. Garcia-Lopez, C. Leon, and L. Lopez-Duran. "Bilateral Smith fracture of the radius caused by airbag deployment". *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, Vol. 40, No. 4, pp. 663–664, 1996. 2014 - mis.
- [MCH04] B. G. McHenry. "Head Injury Criteria and the ATB". *The 2004 ATB users' conference*, 2004.
- [MIL96] H. J. Miller and V. Maripudi. "Restraint Force Optimization for a Smart Restraint System". *SAE world Congress*, 1996.
- [MIR03] MIRA. "INVESTIGATE OCCUPANT POSITION BY PHOTOGRAPHIC STUDIES". Tech. Rep., PRISM, 2003.

- [MIR04] MIRA. "OCCUPANT BEHAVIOUR DURING PRE-IMPACT BRAKING - CAR PASSENGERS". Tech. Rep., PRISM, 2004.
- [MIT07] M. K. Mittal, M. J. Kallan, and D. R. Durbin. "Breathing difficulty and tinnitus among children exposed to airbag deployment". *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 39, No. 3, pp. 624 – 628, 2007. 2014 - mis.
- [MOC02] C. N. Mock, D. C. Grossman, R. P. Kaufman, C. D. Mack, and F. P. Rivara. "The relationship between body weight and risk of death and serious injury in motor vehicle crashes". *Accident Analysis & Prevention*, Vol. 34, No. 2, pp. 221 – 228, 2002.
- [MON07] Y.-J. Mon. "Airbag controller designed by adaptive-network-based fuzzy inference system (ANFIS)". *Fuzzy Sets and Systems*, Vol. 158, No. 24, pp. 2706 – 2714, 2007. 2014 - mis.
- [MOR00] R. Moritz. "Pre-Crash Sensing—Its Functional Evolution Based on a Platform Radar Sensor". *SAE*, No. 2000-01-2718, 2000.
- [MOS14] M. E. Mossey, Y. Xi, S. K. McConomy, J. O. Brooks, P. J. Rosopa, and P. J. Venhovens. "Evaluation of four steering wheels to determine driver hand placement in a static environment". *Applied Ergonomics*, Vol. 45, No. 4, pp. 1187 – 1195, 2014. 2014 - mis.
- [NAD14] NADS. "The National Advanced Driving Simulator". 2014. http://www.nads-sc.uiowa.edu/sim_nads1.php.
- [NAD65] R. Nader. "Unsafe at any speed. The designed-in dangers of the American automobile". 1965.
- [NAT07] NATO. "Test Methodology for Protection of Vehicle Occupants against Anti-Vehicular Landmine Effects ; Chapter 3 – INJURY CRITERIA AND TOLERANCE LEVELS". *NATO Research and Technology Organisation*, 2007.
- [NHT13] NHTSA. "Evaluation of the Certified-Advanced Air Bags". *NHTSA*, septembre 2013. 2014 - mis.
- [NHT97] NHTSA. "Actions to Reduce the Adverse Effects of Air Bags". *FMVSS No. 208*, 1997.
- [NOR69] J. P. Norbye and J. Dunne. "Airbags: will they help you survive fatal car crashes ?". *Popular Science*, Vol. 195, No. 5, pp. 88–92, Novembre 1969.
- [NOZ04] S. NOZUMI. "Development of Occupant Classification System for Advanced Airbag Requirements". *Mitsubishi Motors Technical Review*, 2004.
- [OCD09] OCDE. "OECD Health Data". 2009.
- [OKA02] S. Okamura, K. Kodama, K. Matsuoka, and M. Akasu. "Development of Short Range Radar for Automotive Applications". *SAE*, No. 2002-01-0398, 2002.
- [OMS06] OMS. "Obésité et surpoids". *Organisation Mondiale de la Santé*, No. Aide-mémoire N°311, 2006.
- [ONE06] B. O'NEIL. "Airbags-Yesterday, today, and tomorrow.". *Airbag2006*, décembre 2006.
- [ONG98] C. Ong and V. Kumar. "Colles fracture from air bag deployment". *Injury*, Vol. 29, No. 8, pp. 629 – 631, 1998. 2014 - mis.
- [ONI13] ONISR. *La sécurité routière en France / bilan de l'accidentalité de l'année 2012*. 2013.
- [ONI16] ONISR. *La sécurité routière en France / bilan de l'accidentalité de l'année 2015*. 2016.
- [OTE08] U. Oteh. *Mechanics of Fluids*. AuthorHouse, 2008.

- [PAJ03] M. Pajon, L. Chabert, H. Dirand, L. Jaillet, C. Launay, J. D. Silva, P. Parbaud, and F. Voisin. "BioVolume : The Seat Integrated Human Based System to Meet FMVSS208 Automatic Suppression Concerns". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 2003-01-0515, 2003.
- [PAR20] A. H. Parrott and H. Round. "Air Cushion". No. 1331359, 1920.
- [PER01] T. Perron, M. Kassaagi, and G. Brissart. "ACTIVE SAFETY EXPERIMENTS WITH COMMON DRIVERS FOR THE SPECIFICATION OF ACTIVE SAFETY SYSTEMS". *esv*, 2001.
- [PET98] P. PETIT, L. PORTIER, and X. TROSSELLE. "RIGID BODY MODEL OF THE HYBRID III DUMMY LOWER LIMB INCLUDING MUSCLE TENSION UNDER CAR CRASH CONDITIONS". *Ircobi*, 1998.
- [PEW01] W. Pewinski, K. Ventura, and J. Sadek. "A Preliminary Look At Occupant Sensing and Child Restraints". *SAE*, No. 2001-01-0163, 2001.
- [PIE75] J. F. Pietz. "Method and Composition for Generating Nitrogen Gas". No. 3895098, 1975.
- [PIN04] J.-C. Pineau and B. Kapitaniak. "Détermination du poids théorique chez des français âgés de 20 ans : relation entre le déficit ou l'excédent pondéral et le body mass index (BMI)". 2004.
- [PIT05] M. Pithioux, P. Chavet, N. St-Onge, and C. Nicol. "Influence of muscle preactivation of the lower limb on impact dynamics in the case of frontal collision". *International Journal of Crashworthiness*, Vol. 10, No. 6, pp. 557–565, 2005.
- [PRA03] A. Prasad, M. Maltese, and A. Louden. "INJURY RISKS FROM ADVANCED AIR BAGS IN FRONTAL STATIC OUT-OF-POSITION TESTS". *esv*, 2003.
- [RAM00] V. Ramesh, M. Greiffenhagen, S. Boverie, and A. Giral. "Real-Time Video Surveillance and Monitoring for Automotive Applications". *SAE*, No. 2000-01-0347, 2000.
- [REB82] R. REBIFFE, J. GUILLIEN, and P. PASQUET. "Enquête anthropométrique sur les conducteurs français.". *Laboratoire de physiologie et de biomécanique de l'association Peugeot-Renault.*, 1982.
- [REE01A] M. P. Reed, S. M. Ebert, and L. W. Schneider. "DEVELOPMENT OF PERFORMANCE SPECIFICATIONS FOR THE OCCUPANT CLASSIFICATION ANTHROPOMORPHIC TEST DEVICE (OCATD)". *esv*, 2001.
- [REE01B] M. P. Reed, M. A. Manary, C. A. C. Flannagan, L. W. Schneider, and R. A. Arbalaez. "Improved ATD Positioning Procedures". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 2001-01-0117, 2001.
- [REI90] R. Reisman. "A Brief Introduction to the Art of Flight Simulation". *G. Hattinger et al.*[6] pp, Vol. 159, p. 169, 1990.
- [REK03] M. Rekveldt and K. Labibes. "Literature survey on in-vehicle safety devices". *TNO report*, 2003.
- [RID05] S. A. Ridella, M. J. McCann, R. C. Turnbull, and G. S. Bayley. "DEVELOPMENT OF RESTRAINT SYSTEMS WITH CONSIDERATIONS FOR EQUALITY OF INJURY RISK". *esv*, No. 05-0403, 2005.
- [RIE02] H. Riedel. "3d Vision Systems for Active Safety". *SAE*, No. 2002-01-1306, 2002.
- [ROB02] K. Robinette, S. Blackwell, H. Daanen, M. Boehmer, and S. Fleming. "CAESAR, Summary Statistics for the Adult Population (Ages 18-65) of the United States of America, Final Report". No. AFRL-HE-WP-TR-2002-0170, 2002.
- [ROH00] S. N. Rohr, R. C. Lind, R. J. Myers, W. A. Bauson, W. K. Kosiak, and H. Yen. "An Integrated Approach to Automotive Safety Systems". *SAE*, No. 2000-01-0346, 2000.
- [ROL] J. ROLLIN. http://techniquerollin.com/mecanique_corporelle.php.

- [ROS74] G. F. Ross. "Barbi, a New Radar Concept for Precollision Sensing". *SAE*, No. 740574, 1974.
- [SAK04] M. Sakai, H. Haneda, K. Sakamoto, T. Takeuchi, Y. Hasegawa, O. Fujimoto, T. Enomoto, and D. Itoh. "Development of Occupant Classification System". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 2004-01-0838, 2004.
- [SCH03] R. Schöneburg, K.-H. Baumann, and R. Justen. "PRE-SAFE - THE NEXT STEP IN THE ENHANCEMENT OF VEHICLE SAFETY". *esv*, 2003.
- [SCH06] D. R. Schöneburg, K.-H. Baumann, and D. U. Tschäschke. "25 Years of Airbag - Today's Limits and Future Potential of a Key Technology". *Airbag2006*, décembre 2006.
- [SCH07A] K.-U. Schmitt, P. F. Niederer, M. H. Muser, and F. Walz. *Methods in Trauma-Biomechanics : Accidental injury in traffic and sports*. 2007.
- [SCH07B] D. Schreiber and Y. Luo. "Seat detection in a car for a smart airbag application". *Pattern Recognition Letters*, Vol. 28, No. 4, pp. 534 – 544, 2007. 2014 - mis.
- [SCH13] J. Schiro, F. Gabrielli, P. Pudlo, M. Djemai, and F. Barbier. "Steering wheel hand position in low-speed maneuvers". *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, Vol. 21, No. 0, pp. 133 – 145, 2013. 2014 - mis.
- [SCH14] S. Schmidt, M. Amereller, M. Franz, R. Kaiser, and A. Schwirtz. "A literature review on optimum and preferred joint angles in automotive sitting posture". *Applied Ergonomics*, Vol. 45, No. 2, Part B, pp. 247 – 260, 2014. 2014 - mis.
- [SCH83] L. Schneider, D. Robbins, M. Pflug, and R. Snyder. "Anthropometry of Motor Vehicle Occupants, Vol 1, Procedures, Summary Findings and Appendices Final Report". No. UMTRI-83-53-1, 1983.
- [SEO11] Y.-D. Seo, S. H. Chung, and J. J. Yoh. "Automotive airbag inflator analysis using the measured properties of modern propellants". *Fuel*, Vol. 90, No. 4, pp. 1395 – 1401, 2011. 2014 - mis.
- [SLO08] J. Slob. "State-of-the-Art driving simulators, a literature survey". *DCT Report*, Vol. 107, 2008.
- [SMI75] G. R. Smith, E. C. Gulash, and R. G. Baker. "Human volunteer and anthropomorphic dummy tests of driver air cushion system.". *Clin Plast Surg*, Vol. 2, No. 1, pp. 35–45, Jan 1975.
- [SMO13] W. Smock. "Airbag Related Injuries and Deaths". In: J. A. Siegel, P. J. Saukko, and M. M. Houck, Eds., *Encyclopedia of Forensic Sciences*, pp. 414 – 421, Academic Press, Waltham, 2013. 2014 - mis.
- [SOF03] K. Soffe, J. Quinlan, D. Niall, W. MacManus, and D. Hynes. "An open forearm fracture with intermedullary foreign body plug-a complication of airbag deployment". *Injury*, Vol. 34, No. 4, pp. 312 – 315, 2003. 2014 - mis.
- [SOH07] S. Sohr, H. Hofmann, S. Kutschenreuter, and H. Ruck. "Influence Of HIII 5% Dummy Tolerances On Positioning And Test Results In Out-Of-Position Load Cases According To The FMVSS 208". *INNOVATIONS FOR SAFETY: OPPORTUNITIES AND CHALLENGES.[np]*. 2007., 2007. 2014 -.
- [SPI01] G. Spingler. *Caractérisation des Matériaux pour la sécurité passive secondaire*. Thèse de doctorat, UVHC, 2001.
- [STE99] P. Steiner and S. M. Schwohr. "New Aspects on Static Passenger and Child Seat Recognition and Future Dynamic Out-Of-Position Detection for Airbag Control Systems". *SAE*, No. 1999-01-0765, 1999.
- [STR04] A. Stratmann, R. Jones, M. Munz, D. K. Dirscherl, S. Lamers, and K. Kasten. "BOSCH iBolt Technology : A Weight-Sensing System for Advanced Passenger Safety". *Airbag2004*, 2004.

- [STR37] C. L. Straith. "Safety Device For Automobiles". No. 2091057, 1937.
- [SUG05] T. Sugimoto and K. Yamazaki. "FIRST RESULTS FROM THE JAMA HUMAN BODY MODEL PROJECT". *esv*, 2005.
- [SWE65] J. J. Swearingen. *Tolerances of the human face to crash impact [electronic resource] / John J. Swearingen*. Federal Aviation Agency, Office of Aviation Medicine, Civil Aeromedical Research Institute, Oklahoma City, Okla. :, 1965.
- [THO05] S. D. Thomas and L. A. Hawthorn. "Dual Depth Passenger Air Bag". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 2005-01-1226, 2005.
- [THO10] Thomo. "Development of a Finite Element Model of the Human Thorax and Upper Extremities". 2010. <http://www.thomo.eu/>.
- [THO95] P. Thomas, J. Charles, and P. Fay. "Lower Limb Injuries - The Effect of Intrusion, Crash Severity and the Pedals on Injury Risk and Injury Type in Frontal Collisions". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, 1995.
- [TNO10] TNO. "Human Models Manual Release 7.2". *Madymo*, January 2010.
- [TOK03] S. Tokoro, K. Kuroda, T. Nagao, T. Kawasaki, and T. Yamamoto. "PRE-CRASH SENSOR FOR PRE-CRASH SAFETY". *esv*, 2003.
- [TOY10] Toyota. "THUMS Total Human Model for Safety". *safetytoyota.com*, 2010. http://www.safetytoyota.com/fr-fr/thums.html#tab_overview.
- [TRL03] TRL. "Driver dynamic response study". Tech. Rep., PRISM, 2003.
- [TRW09A] TRW. "Driver Side Airbag with Self Adaptive Venting (SAVe)". 2009.
- [TRW09B] TRW. "Fixed Airbag Asymmetric Airbag". 2009.
- [TYL01] S. Tylko and D. Dalmotas. "STATIC OUT-OF-POSITION TEST METHODOLOGIES: IDENTIFYING A REALISTIC WORST CASE FOR SMALL STATURE FEMALE DRIVERS". *esv*, 2001.
- [VAN15] F. Vandembulcke. *Multiscale characterization and modeling of the human humerus mechanical behavior under dynamic loading*. Thèse de doctorat, Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambresis, Jan. 2015.
- [VER71] J. Versace. "A review of the severity index". *Stapp Car crash Conference*, 1971.
- [WAG03] M. Wagner, J. Buchler, V. Winkler, U. Siart, and J. Detlefsen. "Radar-Based Ivc System". *SAE*, No. 2003-01-0195, 2003.
- [WAL02] L. A. Wallis and I. Greaves. "Injuries associated with airbag deployment". *Emergency medicine journal*, Vol. 19, No. 6, pp. 490–493, 2002. 2014 - mis.
- [WAN03A] J. Wang and Q. Zhou. "A seat belt buckle pretensioner and load-limiter combo device". In: *PROCEEDINGS OF 18TH INTERNATIONAL TECHNICAL CONFERENCE ON THE ENHANCED SAFETY OF VEHICLES, HELD NAGOYA, JAPAN, 19-22 MAY 2003*, 2003.
- [WAN03B] S. C. Wang, B. Bednarski, S. Patel, A. Yan, C. Kohoyda-Inglis, T. Kennedy, E. Link, S. Rowe, M. Sochor, and S. Arbabi. "Increased depth of subcutaneous fat is protective against abdominal injuries in motor vehicle collisions.". *Annu Proc Assoc Adv Automot Med*, Vol. 47, pp. 545–559, 2003.

- [WAN08] Y. Wang, M. A. Beydoun, L. Liang, B. Caballero, and S. K. Kumanyika. "Will All Americans Become Overweight or Obese? Estimating the Progression and Cost of the US Obesity Epidemic". *Obesity*, Vol. 16, No. 10, pp. 2323–2330, July 2008.
- [WIKA] Wikimedia_Commons. "Médiathèque en ligne d'images, de sons et d'autres médias audio-visuels sous licence libre.". <http://commons.wikimedia.org/wiki/Accueil>.
- [WIKB] Wikipedia. "L'encyclopédie librement réutilisable que chacun peut améliorer.". http://fr.wikipedia.org/wiki/Wikip%C3%A9dia:Accueil_principal.
- [WIL09] R. F. Williams and M. A. Croce. "Are Airbags Effective in Decreasing Trauma in Auto Accidents?". *Advances in Surgery*, Vol. 43, No. 1, pp. 139 – 145, 2009. 2014 - mis.
- [YOG05] N. Yoganandan, F. A. Pintar, J. Zhang, T. A. Gennarelli, and N. Beuse. "Biomechanical Aspects of Blunt and Penetrating Head Injuries". *IUTAM Symposium on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications*, pp. 173–184, 2005.
- [YOG14] N. Yoganandan, M. W. Arun, and F. A. Pintar. "Normalizing and scaling of data to derive human response corridors from impact tests". *Journal of Biomechanics*, Vol. 47, No. 8, pp. 1749–1756, 2014. 2014 - mis.
- [ZHA04A] H. Zhang, D. Ma, and S. V. Raman. "CAE-Based Side Curtain Airbag Design". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, 2004.
- [ZHA04B] L. L. Zhang, L. Chen, A. Vertiz, and R. Balci. "Survey of Front Passenger Posture Usage in Passenger Vehicles". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 2004-01-0845, 2004.
- [ZHA05] J. Zhao and G. Narwani. "DEVELOPMENT OF A HUMAN BODY FINITE ELEMENT MODEL FOR RESTRAINT SYSTEM R&D APPLICATIONS". *esv*, 2005.
- [ZHA06] L. L. Zhang, D. Fortune, J. Werbelow, and L. Chen. "Comparison of Load Distributions between Human Occupants and ATDs in Normal and Non-Normal Occupant Positions and Postures". *SAE TECHNICAL PAPER SERIES*, No. 2006-01-1435, 2006.
- [ZHU06] S. Zhu, P. M. Layde, C. E. Guse, P. W. Laud, F. Pintar, R. Nirula, and S. Hargarten. "Obesity and Risk for Death Due to Motor Vehicle Crashes.". *American Journal of Public Health*, Vol. 96, No. 4, pp. 734–739, Apr. 2006.
- [ZIE06] K.-F. Ziegahn. "AIRBAG 200X - How the Largest Technical Community Meeting has influenced R&D". *Airbag2006*, décembre 2006.
- [ZOD09] Zodiac.Automotive. "Airbag Passenger Takata: Twin Bag ou « la tête dans le sac »". 2009.
- [ZUP94] F. Zuppichini, M. Marigo, C. Rigo, and G. Trenchi. "Unexpected deaths in airbag equipped cars: case reports.". *AAAM*, 1994.

Titre

Évaluation sur simulateur de conduite du comportement humain en situation de pré-crash. Application à l'amélioration des airbags.

Résumé

Les constructeurs automobiles sont tenus de respecter des minima sécuritaires vérifiés lors de crash-tests normalisés, d'où un nombre de scénarios de tests limité ne tenant pas compte des particularités individuelles.

Ce mémoire propose d'évaluer le comportement humain réel en phase de pré-crash sur simulateur de conduite. L'expérimentation, intégrant un scénario d'accident difficilement évitable, a permis d'étudier le comportement de 76 conducteurs dont 40 sur simulateur dynamique. Pour ce groupe, 43 voies de mesures centrées sur le conducteur ont été intégrées au protocole.

Parmi les résultats obtenus, on retiendra la possible détection précoce de l'accident, pour la moitié des conducteurs, sur la base de leur interaction avec le véhicule.

Les manœuvres d'évitement amènent 25% des sujets à positionner l'avant-bras devant le volant au moment de l'impact. Cette situation peut compromettre l'efficacité des airbags, ce qui est vérifié sur banc statique, par le déploiement d'airbags face à un mannequin de type Hybrid III-50%. La projection du bras entraîne un impact de 120g à la tête. De plus, l'intégration de membres supérieurs issus de SHPM montre que la situation provoque des fractures de l'avant-bras.

Un modèle numérique a été conçu pour estimer les effets de la position atypique lors d'un crash frontal à 50km/h. L'accélération de la tête atteint 270g, synonyme de risques lésionnels élevés.

Enfin, une modification technologique des airbags est proposée, basée sur l'hypothèse que la détection à distance peut permettre un déclenchement anticipé et plus lent des airbags. Testée expérimentalement et numériquement, cette évolution permet de respecter les critères lésionnels.

Mots clés

Simulateur de conduite, OOP, position atypique, crash-test, pré-crash, airbag, critères lésionnels, modèle numérique.

Title

Evaluation of human behaviour on a driving simulator during the pre-crash phase. Application to improvement of airbags.

Summary

Automakers are lawfully required to achieve a minimum level of security which is checked during standardized crash tests. This results in a limited number of scenarios, which do not take individual specificities into account.

This dissertation evaluates real human behaviour during the pre-crash phase, by means of a driving simulator. The experiment, integrating an unavoidable accident, studied the behaviour of 76 drivers, of which 40 drivers on a dynamic simulator. Concerning this group, 43 acquisition channels dedicated to drivers were added.

From the results, one can retain that the crash can be predicted for half of the drivers through the observation of their behaviour and their interaction with the car.

Due to swerving manoeuvres, 25% of the drivers have their forearm just in front of the steering wheel at the time of crash. This situation may compromise the efficiency of the airbags, that is verified experimentally on a static bench, by the deployment of airbags in front of a Hybrid III-50% dummy. The throwing of the arm causes an impact of 120 g to the head. In a second stage, the integration of left upper limbs from PMHS reveals that the situation is likely to generate fractures in the forearm.

A numerical model has been designed to estimate the consequences of the atypical position during a frontal crash at 50km/h. The head acceleration reaches 270 g, synonymous with high lesion risks.

Finally, a technological modification of the airbags is proposed to reduce this risk. The assumption is made that the use of remote sensors technologies can allow an early detection of the crash and therefore slower triggering of airbags. Tested experimentally and then numerically, this technical evolution reduces the violence of the impact to respect the injury criteria.

Keywords

Driving simulator, OOP, Atypical position, crash test, pre-crash, airbag, injury criteria, numerical model.