

THESE

Présentée à

L'Université de Valenciennes et du Hainault-Cambrésis

*En vue de l'obtention du grade de
Docteur en Génie Mécanique et Energétique*

Par

Mickaël 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

Soutenue le 30 janvier 2009 devant la commission d'examen composée de :

Rémy WILLINGER	Rapporteur	Professeur des Universités de l'ULP
Philippe GORCE	Rapporteur	Professeur des Universités du Sud Toulon, Var
Hervé MORVAN	Examinateur	Ingénieur de Recherche à l'UVHV
François Xavier LEPOUTRE	Examinateur	Professeur des Universités à l'UVHV
Xuguang WANG	Examinateur	Directeur de Recherche à L'INRETS
Jean Pierre VERRIEST	Codirecteur de thèse	Directeur de Recherche à L'INRETS
Pascal DRAZETIC	Codirecteur de thèse	Professeur des Universités à l'UVHV
Sabine COMPIGNE	Invité	Docteur Ingénieur TOYOTA

THESE

Présentée à

L'Université de Valenciennes et du Hainault-Cambrésis

*En vue de l'obtention du grade de
Docteur en Génie Mécanique et Energétique*

Par

Mickaël 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

Soutenue le 30 janvier 2009 devant la commission d'examen composée de :

Rémy WILLINGER	Rapporteur	Professeur des Universités de l'ULP
Philippe GORCE	Rapporteur	Professeur des Universités du Sud Toulon, Var
Hervé MORVAN	Examinateur	Ingénieur de Recherche à l'UVHC
François Xavier LEPOUTRE	Examinateur	Professeur des Universités à l'UVHV
Xuguang WANG	Examinateur	Directeur de Recherche à L'INRETS
Jean Pierre VERRIEST	Codirecteur de thèse	Directeur de Recherche à L'INRETS
Pascal DRAZETIC	Codirecteur de thèse	Professeur des Universités à l'UVHC
Sabine COMPIGNE	Invité	Docteur Ingénieur TOYOTA

*« La prévision est un art difficile,
Surtout quand il s'agit de prévoir l'avenir. »*

N. Bohr, Pierre Dac

*À mes parents,
À ma petite sœur.*

Remerciements

Les travaux présentés dans ce mémoire ont été réalisés dans le cadre d'une collaboration entre le groupe de recherche Crash Confort et Sécurité (C2S) du Laboratoire de Mécanique et d'Informatique industrielles et Humaines (LAMIH) de l'Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis, et de l'unité de recherche du Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs (LBMC) de l'Institut National de REcherche sur les Transports et leur Sécurité (INRETS).

Je tiens à remercier l'**INRETS** et le **Conseil Régional du Nord/Pas-de-Calais** pour leur soutien financier.

Je souhaite adresser mes plus sincères remerciements :

À Messieurs le professeur **Pascal DRAZETIC**, responsable de l'équipe DRC du LAMIH et **Jean-Pierre VERRIEST**, ancien Directeur de l'unité de recherche du LBMC de l'INRETS pour m'avoir cordialement accueilli au sein de leur laboratoire.

À Messieurs **Hervé MORVAN**, Ingénieur de Recherche de l'équipe C2S du LAMIH et **Xuguang WANG**, Directeur de Recherche au LBMC de l'INRETS pour leur encadrement, leur conseils et leur soutien durant ces années de thèse.

À Monsieur **Philippe VEZIN**, Directeur de l'unité de recherche du LBMC de l'INRETS d'avoir permis d'intégrer une partie de mes travaux dans un projet Européen et de m'avoir apporté un soutien financier permettant de finaliser ces travaux.

À Messieurs **Richard ROUSSILLON**, **Max DURAZ**, **Claude DOLIVET**, **Yves CAIRE**, **Georges BEURIER**, **Marc DAGNINO** et Madame **Isabelle AILLERIE**, de l'INRETS, et Messieurs **Frédérique ROBACHE**, **Denis LESUEUR** et **Rémi DELILLE** du LAMIH pour leurs conseils et aides précieuses lors des campagnes expérimentales et autres...

À Monsieur, **François Xavier LEPOUTRE** pour avoir présidé mon jury de thèse.

À Messieurs **Rémy WILLIGER** et **Philippe GORCE** et Madame **Sabine COMPIGNE** pour l'honneur qu'ils me font d'avoir accepté de juger mon travail.

Aux **Sujet volontaires** qui ont accepté de participer aux diverses expérimentations, à qui je m'excuse encore de leur avoir menti sur le but des expérimentations.

Je voudrais également remercier chaleureusement, tous les membres et anciens membres des deux laboratoires d'accueil, dont en particulier :

Stéphane AILLERIE, Anne AMBLARD, Sergio AUSEJO, Barbara AUTUORI, Philippe BEILLAS, Fabien BERTHET, Karine BRUYERE-GARNIER, Elodie CHATEAUROUX, Sabine COMPIGNE, Raphaël DUMAS, Christophe DELILLE, Sonia DUPREY, Virginie ETIENNE, François FRAISSE, Clément GOUBEL, Grégory HAUGOU, Clémentine JACQUEMOUD, Sophie LAMIELLE, Yoann LAFON-JALBY, Gilles MONNIER, Stéphane NICOLLE, Sébastien PARELLO, Liliane PEREIRA-BAIA, Romain PONCE,

Thomas ROBERT, Adriana-Violeta SAVESCU-STAICU, Michel YOUSSEF et une seconde fois, Rémi DELILLE, Denis LESUEUR, Hervé MORVAN, Frédéric ROBACHE, Richard ROUSSILLON, Philippe VEZIN, Xuguang WANG ...

Et également à tous ceux et celles qui se reconnaîtront...

■ *Table des matières*

Introduction générale **11**

1	INTRODUCTION	13
1.1	CONTEXTE DES TRAVAUX	13
1.2	OBJECTIFS	14
1.3	ORGANISATION DU MEMOIRE	14

Chapitre I **17**

« Etude bibliographique »

1	INTRODUCTION	19
1.1	LES GRANDS PRINCIPES DE LA PROTECTION DES OCCUPANTS D'AUTOMOBILES	19
1.2	LES ESSAIS CONSUMERISTES	20
1.3	MESURES DE CORRELATION ENTRE L'ANTHROPOMETRIE ET REGLAGE DU SIEGE	21
1.4	LES POSITIONS HORS NORMES ET LEURS INCIDENCES	24
1.5	ANALYSE DE L'ANTICIPATION DES CONDUCTEURS EN SITUATION DE PRE-CRASH	29
1.6	LA DETECTION DES « OUT OF POSITIONS »	31
1.7	LA DETECTION DE L'ACCIDENT ET LA PRE-ACTIVATION DES SYSTEMES DE PROTECTION	32
2	CONCLUSION	37

Chapitre II **39**

« Méthodologie de reconstruction et d'analyse des réactions motrices du conducteur en situation de pré-crash »

1	INTRODUCTION	41
2	PRINCIPE GENERAL	41
3	METHODOLOGIE	41
3.1	MODELE GEOMETRIQUE DU SQUELETTE HUMAIN	42
3.1.1	Convention géométrique	42
3.1.2	Construction du modèle anthropométrique	43
3.1.3	Origine du repère global	44
3.1.4	Création d'un modèle anthropométrique individualisé	45
3.2	LE MODELE INVERSE	45
3.2.1	Création d'une fonction mono-objectif, multi-paramètres soumise à une contrainte	45
3.2.2	Gestion des chaînons pour objectifs multiples	48

3.3	CREATION D'UNE BASE DE DONNEES DE MOUVEMENTS	51
3.3.1	Reconstructions de mouvement	51
3.3.2	Synthèse des résultats suite à la reconstruction de mouvement	54
4	CONCLUSION	55
Chapitre III		57
<i>« Observations expérimentales en situation de pré-crash »</i>		
1	INTRODUCTION	59
2	PRINCIPE GENERAL	59
3	MOYENS DE MESURES	59
3.1	MESURES ANTHROPOMETRIQUES	59
3.1.1	Mesures directes	59
3.1.2	Mesures indirectes	60
3.1.2.1	Espace de calibration	60
3.1.2.2	Postures référentielles	60
3.2	MESURES DES POSTURES ET MOUVEMENTS DE CONDUITE	61
3.3	MESURES DES PARAMETRES DE CONDUITE	61
3.4	MESURES DES EFFORTS MUSCULAIRES	62
3.4.1	Pose des électrodes sur le sujet	62
3.4.2	Calibration de l'électromyogramme	63
3.5	SYNCHRONISATION DES MESURES	64
3.6	RENSEIGNEMENTS INTRINSEQUES DES SUJETS	65
4	PROTOCOLE DES ESSAIS	65
4.1	PREPARATION DU SIMULATEUR	65
4.2	RECRUTEMENT DES SUJETS	66
4.3	POSE DES MARQUEURS SUR LE SUJET	66
4.4	MISE EN PLACE DU SUJET DANS LE SIMULATEUR ET PHASE DE MESURE STATIQUE	66
4.5	SCENARIOS DES EXPERIMENTATIONS	66
4.5.1	Choc frontal	66
4.5.2	Choc latéral	68
4.6	DÉROULEMENT DES ESSAIS	69
5	ANALYSES ET RESULTATS	71
5.1	CHOC FRONTAL	71
5.1.1	Etude qualitative des réactions anticipatives	71
5.1.2	Analyses des paramètres de conduite	72
5.1.3	Quantification des réactions anticipatives	73
5.2	CHOC LATÉRAL	77
5.2.1	Analyse qualitative des postures lors de la phase de pré-crash latéral	77
5.2.2	Quantification des réactions anticipatives	79
5.2.3	Analyse des efforts musculaires	81
5.3	DÉTECTION DE LA REACTION DU SUJET	84
6	CONCLUSION	88

Chapitre IV _____ **89**

« Modèle de prédiction posturale en temps réel »

1	INTRODUCTION	91
2	PRINCIPE GENERAL	91
3	METHODOLOGIE	92
4	DEDUCTION POSTURALE EN TEMPS REEL	92
4.1	PRINCIPE DE FONCTIONNEMENT	92
4.2	ALGORITHME DECISIONNEL	93
4.2.1	Détection des mains	93
4.2.2	Détection de la réaction du sujet	100
4.3	DEDUCTION DES POSTURES	100
4.3.1	Le neurone artificiel	101
4.3.2	Le réseau multicouche	102
4.3.3	Capacité d'apprentissage et d'approximation des réseaux multicouches	103
4.3.4	Architecture du modèle prédictif	104
5	CREATION ET EXPLOITATION DU MODELE	105
5.1	CREATION DES RESEAUX	105
5.1.1	Paramètres communs des réseaux :	105
5.1.2	Caractéristiques individuelles des réseaux :	107
5.1.3	Sélection des données d'apprentissages	109
5.2	TEST DE VALIDATION DE LA METHODE PROPOSEE	113
5.2.1	Sélection des données d'apprentissages	114
5.2.2	Test de validation	117
6	CONCLUSION	123

Synthèse des Travaux _____ **125**

1	INTRODUCTION	127
2	PRINCIPAUX RESULTATS	127
3	SYNTHESE DES RESULTATS PAR CHAPITRE	128
4	CONCLUSION	131
5	PERSPECTIVES	131

Annexes _____ **133**

ANNEXE I	: <i>Questionnaire</i>	135
ANNEXE II	: <i>Mesure anthropométrique</i>	141
ANNEXE III	: <i>Synchronisation des données</i>	143

ANNEXE IV	: <i>Résultats de la campagne d'essais présentée au chapitre III</i>	151
ANNEXE V	: <i>Placement des marqueurs VICON[®]</i>	155
ANNEXE VI	: <i>Résultats de la seconde campagne d'essais présentée au chapitre III</i>	157
ANNEXE VII	: <i>Résultats de la campagne d'essais présentée au chapitre II</i>	165
ANNEXE VIII	: <i>Traitemet du signal EMG</i>	171
ANNEXE IX	: <i>Etude préliminaire du comportement des conducteurs en situation de pré-crash</i>	175
ANNEXE X	: <i>Exemple d'intégration des trajectoires dans le référentiel du mannequin</i>	195

Références bibliographiques _____ 197

■ *Introduction générale*

1	INTRODUCTION	13
1.1	CONTEXTE DES TRAVAUX	13
1.2	OBJECTIFS	14
1.3	ORGANISATION DU MEMOIRE	14

1 Introduction

1.1 Contexte des travaux

En matière de sécurité routière, se pencher sur le véhicule apparaît comme une évidence. Ce qui l'est moins, c'est de s'attacher au comportement du conducteur et des passagers juste avant l'accident durant la phase avant le crash. En effet, les expérimentations usuelles lors d'essais de certification de véhicule¹ se font à partir de quelques positions de référence². Or on peut très bien imaginer que ces positions sont souvent différentes dans la réalité. En effet une simple observation des conducteurs d'automobiles en situation de conduite en ville ou sur autoroute permet de constater très rapidement, que ceux-ci adoptent une position de confort, avec, par exemple, une main sur le volant et une autre sur le levier de vitesse voire même, le bras gauche posé sur le rebord de la fenêtre. En outre, on peut imaginer que lors d'une situation à risque le conducteur peut être conscient de l'imminence de l'impact, et de ce fait développer des réactions instinctives afin d'éviter le choc durant cette phase que nous appellerons pré-crash. Cet état des lieux soulève alors les questions suivantes :

- *Les conducteurs automobiles ont-ils le temps de réagir lors d'une situation de pré-crash ?*
- *Peut-on observer et mesurer ces réactions ?*
- *Ces réactions peuvent-elles engendrer les blessures plus graves que celles encourues dans une situation de référence telle que prescrite par la réglementation ?*
- *Si oui, peut-on détecter ces réactions, les prédire et les prendre en compte dans les mesures de protections ?*

Deux actions ont été menées par les équipes C2S³ du LAMIH et LBMC⁴ de l'INRETS pour tenir compte de cet état des lieux, d'une part, par le développement d'une méthode permettant de détecter la position de conduite en temps réel du conducteur à partir de tests réalisés sur simulateurs de conduite et, d'autre part, de quantifier leur incidence sur la réponse au choc via des essais numériques sur des modèles biomécaniques du corps humain.

La synthèse des résultats de ces deux actions va permettre aux équipes C2S du LAMIH et LBMC de l'INRETS de proposer une voie d'optimisation de la protection offerte aux occupants d'automobiles en cas de crash. L'approche consiste à déduire l'anthropométrie et la position la plus probable du conducteur au moment de l'impact à partir d'informations prélevées dans le poste de conduite de façon à adapter la mise en œuvre des dispositifs de retenue aux caractéristiques dimensionnelles et posturales de l'individu à protéger. Pour cela, des bases de données décrivant d'éventuelles réactions possibles du conducteur au moment de l'impact sont créées à partir d'essais sur simulateurs et adaptées à chaque type d'anthropométrie (Fig. 1). Par ailleurs, des capteurs seront disposés en différents endroits du poste de conduite et fourniront des informations permettant de déduire la posture la plus probable du conducteur. Cette position, associée aux connaissances acquises au cours des essais, permettront à un système de protection de s'adapter en conséquence, comme par exemple en modifiant le temps de déclenchement et le volume des airbags, le repositionnement du siège ou les lois de comportement des prétensionneurs ... Les systèmes de protection offriront alors une sécurité optimale et individuelle au conducteur à chaque instant de la conduite.

¹ Couramment appelé « crash-test »

² Positions des mains sur le volant à « 10h10 ou 9h15 »

³ Crash Confort et Sécurité

⁴ Laboratoire de Biomécanique et de Mécanique des Chocs

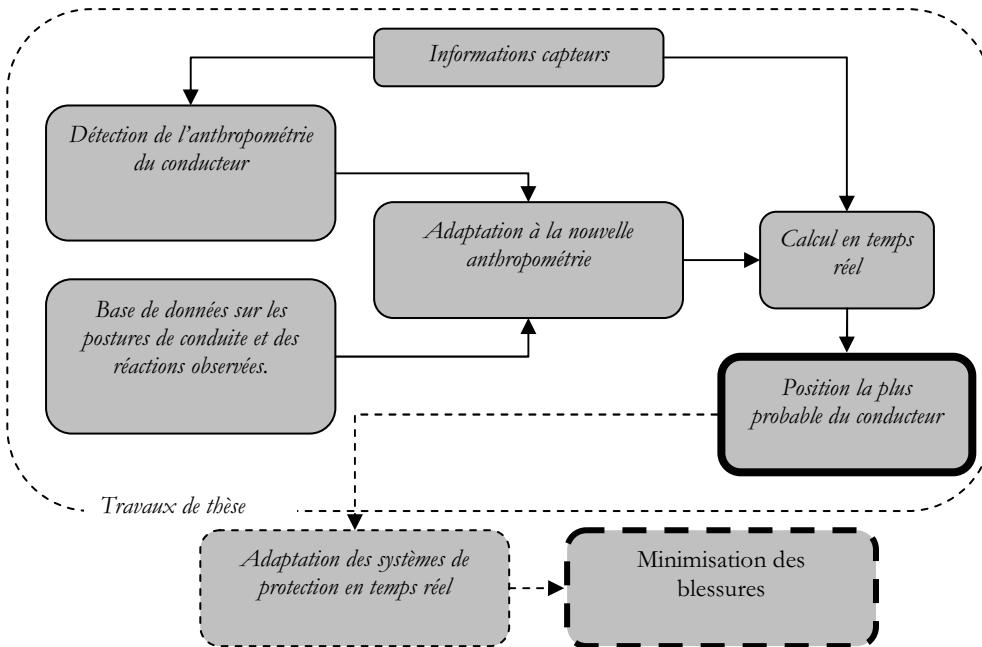


Fig. 1: *Principe de fonctionnement du concept de protection individualisée du conducteur en temps réel proposé par le LAMH et l'INRETS*

Ces travaux s'inscrivent dans le cadre général de deux projets, le projet national ST2⁵ et le projet européen APROSYS⁶. Ces projets ont permis de soutenir ce travail de thèse.

1.2 Objectifs

Les travaux de thèse présentés dans ce mémoire ont pour objectif de contribuer au développement de cette optimisation de la protection par l'observation des comportements des conducteurs en pré-crash et la création d'une méthode permettant de détecter les postures du conducteur en temps réel à partir d'essais réalisés sur simulateurs de conduite.

1.3 Organisation du mémoire

Ce mémoire est composé de quatre chapitres reflétant les grandes phases de ces années de travaux de thèse :

- une revue bibliographique accompagnée d'analyses d'essais préliminaires,
- la collecte de données à partir de deux campagnes d'essais sur simulateurs automobiles,
- la proposition d'une méthode de calcul par cinématiques inverses et de détection de la posture la plus probable du conducteur en temps réel.

Dans un premier chapitre, le lecteur trouvera une étude bibliographique afin de se familiariser avec le monde du pré-crash et également certains travaux pouvant être rattachés indirectement à ce thème de recherche.

Le chapitre II présente la méthodologie générale pour collecter un maximum d'informations permettant le développement d'un modèle de prédiction postural en temps réel. Les mouvements des sujets sont reconstruits et analysées à partir d'un modèle de calcul de cinématique inverse créé pour cette occasion.

⁵ Sciences et Technologies pour la Sécurité dans les Transports

⁶ Advanced protection systems

Le troisième chapitre intitulé « *Observations expérimentales en situation de pré-crash* » présente les deux campagnes d'essais permettant d'observer et de mesurer de manière précise les mouvements des conducteurs en situation d'urgence lors de différents cas de crashes frontaux et un de type latéral droit⁷. Une analyse de l'activité musculaire des membres supérieurs lors de cette phase de pré-crash/crash latéral droit a été également réalisée afin de pouvoir, dans un premier temps, mesurer les contractions musculaires visibles sur les vidéos des précédentes manipulations et dans un second temps alimenter un modèle numérique humain réaliste de type HUMOS⁸ qui est intégré au projet APROSYS.

Dans le quatrième chapitre « *Modèle de prédiction postural en temps réel* », à partir des mesures décrites précédemment, une méthode de prédiction de la position des conducteurs en temps réel avec un nombre de paramètres d'entrée très limité est décrite.

Et enfin, une synthèse sur ces chapitres viendra finir ces travaux de thèse en rappelant les principaux résultats obtenus et les perspectives engendrées par ce travail.

⁷ Le terme usuel que l'on retrouve généralement dans la littérature est '*far side impact*'.

⁸ HUman MOdels for Safety

■ *Chapitre I*

Étude bibliographique

1	INTRODUCTION	19
1.1	Les grands principes de la protection des occupants d'automobiles	19
1.2	Les essais consuméristes	20
1.3	Mesures de corrélation entre l'anthropométrie et réglage du siège	21
1.4	Les positions hors normes et leurs incidences	24
1.5	Analyse de l'anticipation des conducteurs en situation de pré-crash	29
1.6	La détection des « Out Of Positions »	31
1.7	La détection de l'accident et la pré-activation des systèmes de protection	32
2	CONCLUSION	37

1 Introduction

La technologie au début du XIXème siècle a permis de développer des moyens de locomotion à base de moteurs thermiques. Cette invention a permis le développement des premiers véhicules automobiles et un accroissement très rapide du parc disponible. Cependant, leur utilisation a engendré rapidement un nombre important d'accidents de la route. Afin de contrer ce fléau, la sécurité routière fut créée. Cette nécessité s'est intensifiée en France en 1972 avec un bilan « record » de 16 617 morts. Dès lors, cette insécurité routière est devenue un enjeu sociétal. Le nombre de victime en 2005 a atteint 5 543 morts, 87 026 accidents corporels et 111 683 blessés selon l'observatoire national interministériel de la sécurité routière (ONISR) [DOC 05]. La diminution du nombre de morts sur les routes de France est notamment liée à la forte politique de répression mais surtout aux avancées technologiques en matière de sécurité.

1.1 *Les grands principes de la protection des occupants d'automobiles*

Le 11 mai 1903, Gustave Désiré Lebeau déposa le premier brevet de « bretelles protectrices pour voitures automobiles et autres» (Fig. 1). De nos jours, ces modèles en cuir ont fait place aux « ceintures textiles » dotées de prétentionneurs adaptés initialement sur la boucle de fermeture de la ceinture. Ils resserrent la ceinture dès les premières fractions de secondes du choc. Un limiteur d'effort est généralement intégré au niveau de l'enrouleur. Il est constitué d'une pièce de métal qui se déchire ou se déforme de façon programmée pour limiter le pic de pression du corps contre la ceinture lors des chocs les plus violents. Il permet d'abaisser de plus de la moitié la charge exercée par la ceinture sur le thorax, lors d'un choc entre 50 et 60 km.h⁻¹. La charge passe ainsi de 9 à 4 KN, ce qui réduit les risques de fracture des côtes.

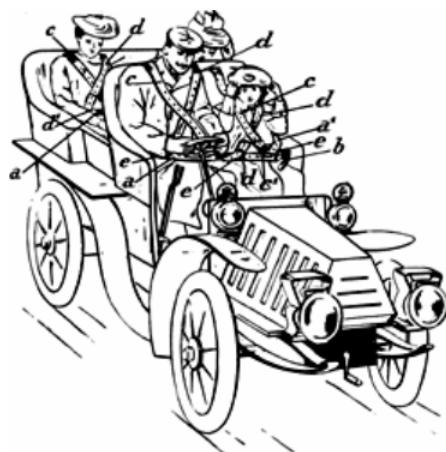


Fig. 1 : *Les « bretelles protectrices pour voitures automobiles et autres» de Gustave Désiré Lebeau, brevet de 1903*

Les coussins gonflables appelés « airbags » sont aussi un élément majeur de la sécurité des passagers. Ceux-ci sont installés en série pour le côté conducteur et sont de plus en plus fréquents pour les passagers.

Le premier danger au début de sa commercialisation concernait le déclenchement intempestif. En effet, de nombreux cas ont été constatés en particulier lors de franchissement de trottoirs causant de multiples blessures auditives et brûlures. Cependant, les systèmes se sont améliorés et les déclenchements sont devenus sporadiques. Le danger actuel de ce système vient d'une mauvaise position de conduite. En effet, il faut avoir une position bien adaptée devant le volant, c'est-à-dire de ne pas conduire trop près du volant, de tendre les bras et de ne pas positionner les poignets trop proche de l'airbag. Outre les airbags, il existe un large éventail en matière de sécurité active dont les principaux systèmes sont [CRA 07] :

- ABS (Anti Blockier System),
- ESP (Electronic Stability Program),
- BAS / AFU (Brake Assistant System / Assistance au Freinage d'Urgence),
- anti-patinage (ASR, ASC, EDS,..),
- le témoin lumineux de non bouclage de ceintures,
- détecteurs de sous gonflage de pneumatiques ...

Malgré ces avancées technologiques, le nombre de victimes reste encore élevé. De nombreux ingénieurs et chercheurs travaillent sur de nouveaux systèmes de protections « intelligents ». Ils sont cependant excessivement complexes au vu du grand nombre de paramètres à prendre en considération (anthropométrie des occupants, ergonomie du véhicule, géométrie et architecture du véhicule, utilisation et création de critères biomécaniques, détection des postures et réactions en temps réel des usagers...). Cette complexité engendre deux effets néfastes : d'une part, il faut valider le système vis-à-vis d'un grand nombre de paramètres dispersifs et d'autre part, le coût du développement d'un tel système devient vite prohibitif.

1.2 Les essais consuméristes

Afin d'informer les consommateurs sur les risques encourus lors d'un accident avec un véhicule nouveau, une association indépendante Euro-NCAP¹ a été fondée en 1997. Celle-ci est financée par la FIA (Fédération Internationale de l'Automobile), l'Union Européenne, les gouvernements de 5 pays (France, Grande Bretagne, Allemagne, Pays Bas, et Suède), les associations de consommateurs ICRT (International Consumer Research & Testing), l'ADAC (Automobile club d'Allemagne) et l'AIT (Association Internationale du Tourisme). Cette association procède chaque année à deux ou trois séries de crash-tests dont les résultats sont publiés dans la presse à grand tirage.

Ces essais se déroulent à la veille du printemps et pendant l'été sur une vingtaine de voitures appartenant aux six grandes familles de véhicules (citadine, compacte, familiale, routière, petit monospace et grand monospace). Malgré leur rigueur sur l'application d'un protocole expérimental strict [EUR 03], leurs méthodes de mesures restent basées sur des normes européennes où le conducteur est censé rester passif face aux dangers avec une position de conduite « idéale ». Lors d'essais en choc frontal le conducteur est remplacé, entre autre, par un mannequin HYBRID III censé être représentatif, par son anthropométrie (1,75 m et 80 kg), d'un homme 50^{ème} percentile² des conducteurs (Fig. 2).

¹ EUROpean New Car Assessment Programme

² Fonction utilisée en statistique descriptive où un percentile est chacune des 99 valeurs qui divisent les données triées en 100 parts égales, de façon que chaque partie représente 1/100 de l'échantillon de la population.



Fig. 2 : Mannequin HYBRID III utilisé pour les essais de crash-tests frontaux

Nous pouvons citer comme exemple la directive 1999/98/CE du parlement européen [**DOC 01**] concernant la protection des occupants des véhicules à moteur en cas de collision frontale qui relate, à l'appendice 3, la méthode de « disposition et d'installation des mannequins et de retenue.» où l'on peut constater que cette réglementation impose une protection d'un type d'occupant dans une position assise bien déterminée sans tenir réellement compte de la variété des caractéristiques individuelles.

1.3 Mesures de corrélation entre l'anthropométrie et réglage du siège

La standardisation des protocoles d'essais réglementaires ou consuméristes impose une position des occupants bien déterminée sans réaction au moment de l'impact. Cependant, on peut améliorer leur protection si on prend en compte leur anthropométrie et leur posture réelle lors de l'accident.

Beaucoup d'études ont été réalisées sur l'anthropométrie des conducteurs et l'ergonomie du poste de conduite, comme par exemple les travaux de Rebiffé et al. [**REB 82**] qui ont entrepris une enquête anthropométrique sur 3000 conducteurs français avec un ensemble de 30 mesures par sujet. Cette enquête a permis, entre autres, de déduire des corrélations entre diverses parties du corps, comme par exemple, la hauteur du buste avec la profondeur de l'abdomen ($r = -0.1$ pour les femmes³) ou encore, le poids avec la largeur du bassin ($r = 0.828$ pour les hommes). Certains travaux portent sur des méthodes d'analyses du confort postural des conducteurs, comme par exemple le travail réalisé par Andreoni et al. [**AND 02**] qui a développé une méthode d'analyse sur la position d'assise et les interactions résultantes de la pression du corps du conducteur avec le siège. On peut également citer les travaux de thèse de Ribouchon réalisés à l'INRETS [**RIB 91**] qui concernent l'étude expérimentale du confort postural sous contrainte de hauteur d'assise à partir d'un poste de conduite multi réglable (Fig. 3).

³ r : coefficient de corrélation linéaire

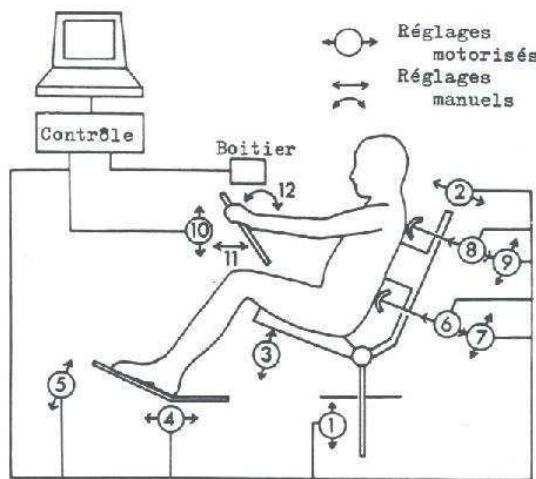


Fig. 3 : Poste de conduite multi réglable de l'INRETS

Certains chercheurs ergonomes portent également leurs regards sur le développement de méthodes permettant de prédire la posture de conduite en fonction des paramètres anthropométriques. En effet, en 1998, Manary [MAN 98] proposa un modèle de prédiction de posture, basé à partir d'une étude expérimentale sur 22 véhicules et 400 volontaires, afin d'évaluer la distance entre le volant du véhicule et le thorax. Elle estime la valeur moyenne de la distance (μ_{moy}) torses/volant avec un R^2 de 0.72 à partir de 4 points de mesures (Fig. 4).

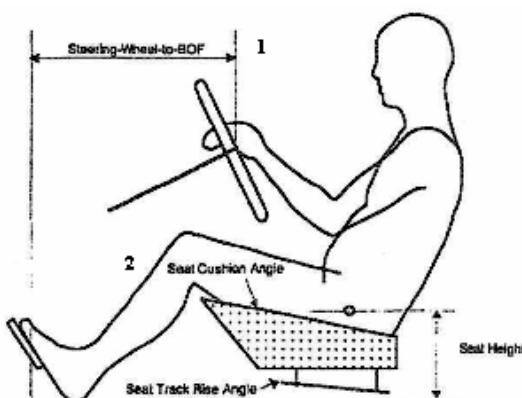


Fig. 4: Différents points à relever permettant d'évaluer la valeur moyenne de la distance torse/volant selon le modèle présenté par Manary

Celle-ci affirme que « *la stature a un effet dominant sur la proximité du conducteur avec le volant, les petits conducteurs ont tendance à s'asseoir près du volant contrairement aux grands (Fig. 5)* » et que « *cet effet est indépendant du conducteur qu'il soit homme ou femme avec une même hauteur d'assise* »

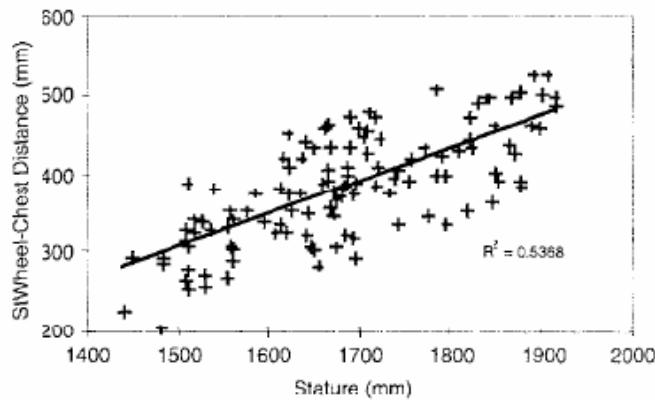


Fig. 5 : Effet de la stature du conducteur sur la distance torse/volant

Il est intéressant de citer également les travaux de Matthew P. Reed. En effet, lors de sa thèse [REE 98], celui-ci a développé, à partir d'une étude statistique, trois modèles en deux dimensions de prédictions de conduite qu'il nomme, le CPM, IPM et OPM. Ses résultats semblent, d'après lui, réalistes comme nous le montre la figure ci-contre (Fig. 6) où il compare ses modèles de prédictions de positionnement d'un homme de taille moyenne par rapport à deux positions possibles du volant.

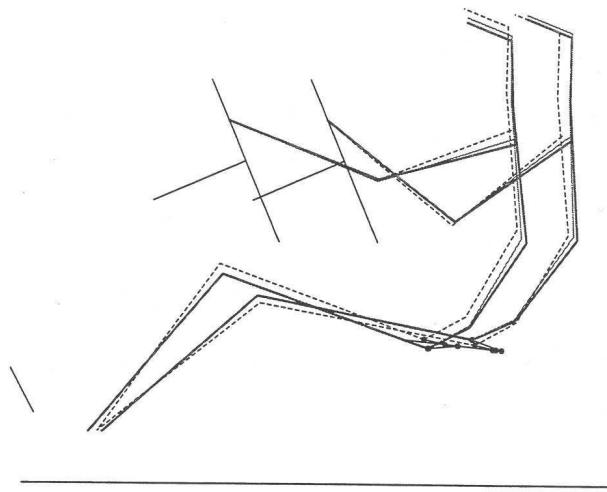


Fig. 6 : Comparaison des trois modèles prédictifs de la posture du conducteur sur deux positions du volant. Le CPM en lignes épaisses, le IPM en lignes fines et le OPM en pointillés

En 2000 ses travaux se sont particulièrement portés sur le lien entre la stature du conducteur et le réglage du siège en profondeur où celui-ci observa un R^2 de 0.67 et de la hauteur d'assise et la position des yeux [REE 00]. Parmi ses modèles de prédictions, le CPM [REE 02] (Cascade Prediction Model) (Fig. 7). Cette déduction est réalisée en 4 étapes.

- A partir de variables anthropométrique et des contraintes géométriques celui-ci évalue la position du regard, du talon et du point H⁴
- Cette étape consiste à recalculer la position de la colonne vertébrale
- Calcul de la posture des membres supérieurs et inférieurs
- Intégration de la silhouette

⁴ Cf. Chapitre II,

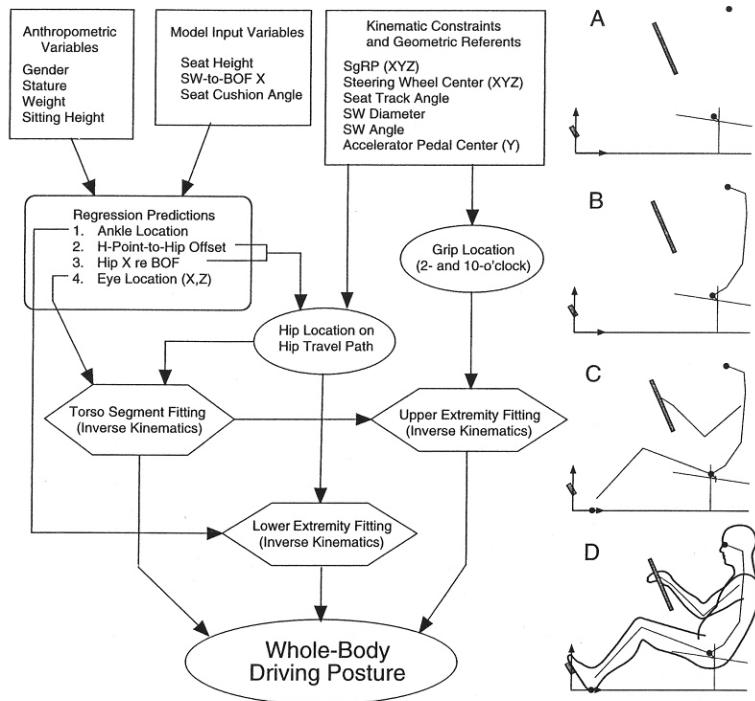


Fig. 7 : Méthode de prédiction de posture selon Reed, le CPM.

Le CPM semble le plus abouti mais possède des limitations. En effet, ce modèle n'est pas valide pour les variations de la hauteur et de l'inclinaison de l'assise et il ne fonctionne que pour les modèles de véhicule sans embrayage (modèle américain où la très grande majorité des véhicules ont une boîte de vitesse automatique). De surcroît, la posture représente une position obtenue après 15 minutes de conduite.

1.4 Les positions hors normes et leurs incidences

Ces dernières années, certains chercheurs se sont intéressés aux positions « hors normes » dans le but de comparer l'influence d'une position atypique vis-à-vis d'une posture réglementaire. En effet, l'arrivée des airbags de série a suscité de nouvelles études sur des positions non normalisées appelées « Out Of Position » ou encore « OOP ». En 1994, Zuppichini [ZUP 94] répertorie les différents cas d'OOP possibles qu'il divise en trois groupes :

1. Permanent

- posture de conduite avancée, adoptée par les individus de petites statures.

2. Dynamique (pré impact)

- freinage et dérapage avant le premier impact,
- premier impact en dessous du seuil ou non frontal,
- mouvements volontaires (recherche d'objets, utilisation de l'autoradio ...).

3. Partiel

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

Il propose également d'intégrer à la séquence idéale de l'impact (Fig. 8) et du déploiement des airbags, des interférences afin de rendre plus réaliste le séquençage du crash.

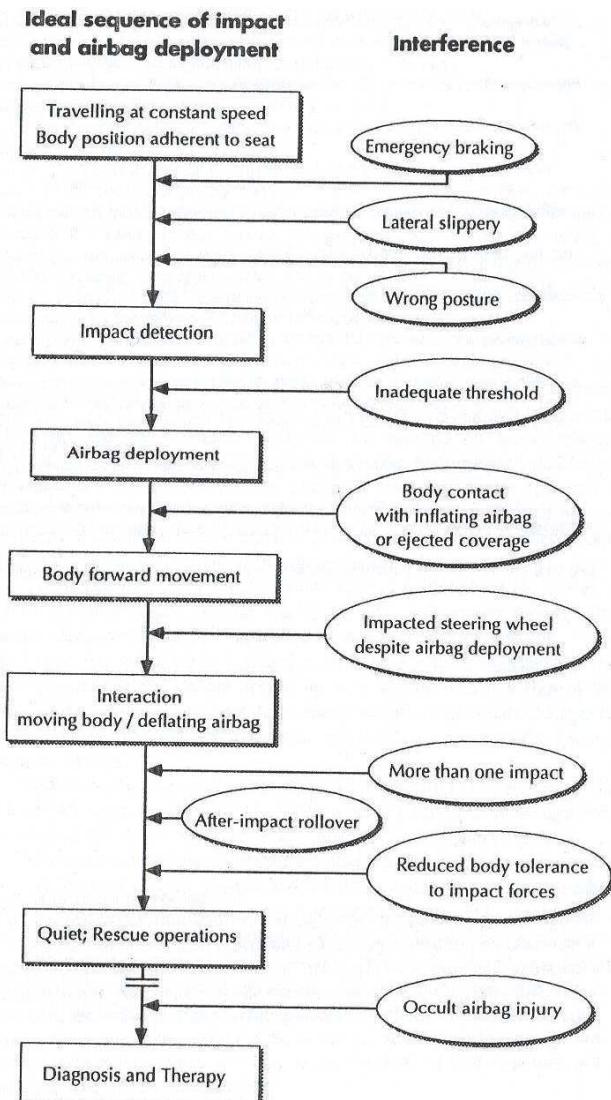


Fig. 8 : Séquence idéale de l'impact et ses possibles interférences selon Zuppichini

Zuppichini pense que ces petites fonctions permettront d'éliminer les dommages sévères occasionnés par les mouvements engendrant des OOP.

Dans le domaine de la biomécanique, de nombreuses études portent sur l'analyse des positions les plus risquées lors d'un crash avec un véhicule équipé d'airbag. Par exemple les travaux de Gordon R. Plank montrent l'influence de la distance entre le thorax et le volant sur la déflexion thoracique lors du gonflement du sac gonflable [PLA 98]. Ces OOP sont définies selon le département des transports Américain (NHTSA, National Highway Traffic Safety Administration) par un premier essai consistant à placer le conducteur non ceinturé avec le torse le plus proche possible du volant (Fig. 9.a) et un second test avec le menton appuyé sur le haut du volant. Cette méthode a été utilisée par Suzanne Tylco dans le but d'étudier les effets de ces OOP sur une femme de petite taille (5^{ème} percentile) en statique⁵ sur une douzaine de véhicules [TYL 01].

⁵ Dans ce cas le véhicule se trouve à l'arrêt et on procède à un déclenchement d'airbag.

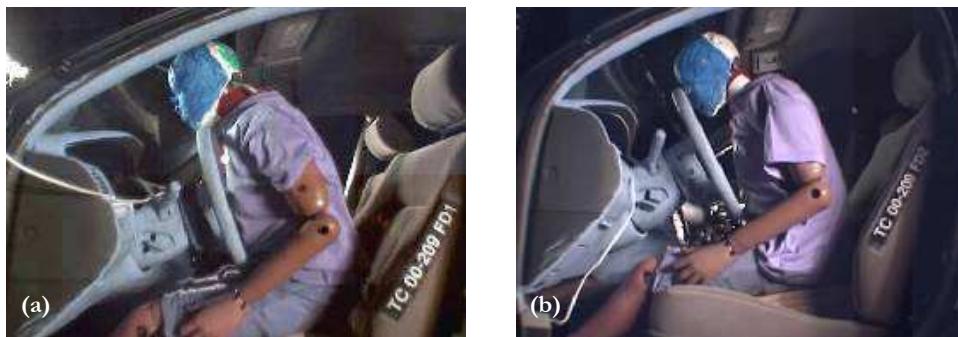


Fig. 9 : Positions d'OOP « extrême » selon le NHTSA (a) et selon Tylco (b) [TYL 01]

Ses résultats (Fig. 10) démontrent, à une exception près, que les positions les plus critiques sont obtenues lorsque le conducteur positionne son visage comme l'indique la figure ci-dessus et non comme le préconise la NHTSA (Fig. 9.b).

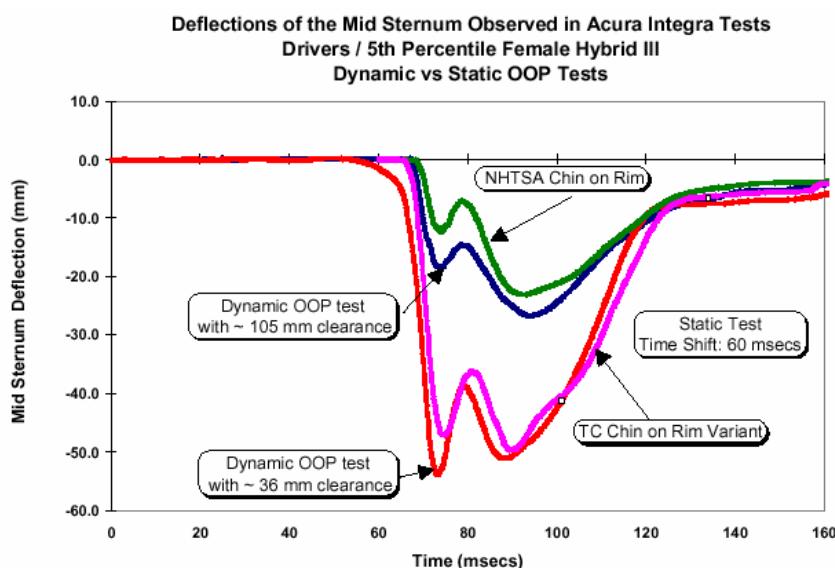


Fig. 10 : Exemple de résultats des travaux de Tylco et al. sur la déflection thoracique

Des essais sur Opel Vectra et Corsa ont été réalisés par Berg [BER 98] sur plusieurs niveaux de décélérations afin de comparer les différentes cinématiques du passager avec et sans airbag, ceinturé ou non, en position normale et en OOP (Fig. 11).

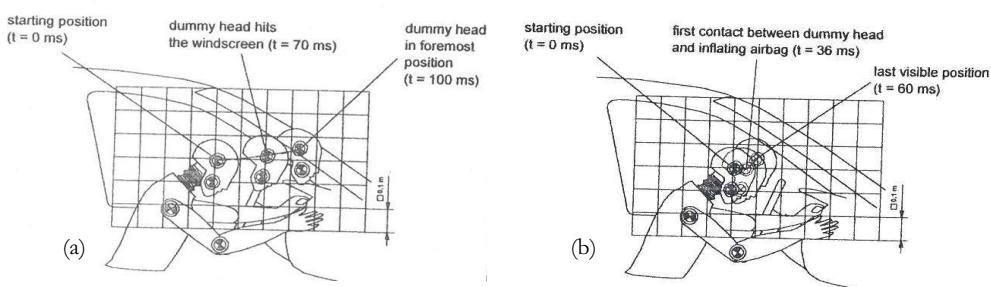


Fig. 11 : Cinématique du passager non ceinturé en OOP à 55 km.h⁻¹, sans airbag (a) et avec airbag (b)

Comme l'indiquent les figures ci-dessus, le passager en regard de la boîte à gants définit l'OOP. Les résultats de ces travaux nous montrent que même à une vitesse relativement faible (29 km.h⁻¹), certaines limites biomécaniques du corps humain sont

atteintes. Berg mentionne les travaux de Schmitz publiés en 1997, qui aurait effectué neuf essais de crash avec une vitesse de collision de 50 km.h⁻¹ sur deux Hybrid III (5^{ème} percentile femme et 50^{ème} percentile homme) dans différentes positions. Schmitz a déduit que la position la plus critique apparaît lorsque l'individu se trouve en position allongée (dossier très incliné) et précise, ainsi, que l'airbag n'apporte rien de significatif pour sa protection lors d'un choc frontal.

Kümpfbeck [KUM 99], dans ses études sur volontaires basées sur la cinématique des occupants durant un freinage d'urgence, et tout particulièrement sur la distance tête/tableau de bord, définit quelques OOP de la façon suivante :

- siège ajusté correctement mais le passager tourné vers l'arrière,
- siège ajusté correctement avec un guidage incorrect de la ceinture diagonale,
- siège ajusté correctement avec la ceinture passant sous le bras.

Kümpfbeck conclut en affirmant 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 même lors d'un freinage d'urgence.», et, de plus, qu'«une combinaison avec une manœuvre de déviation augmente le risque.». Il propose d'étudier deux autres formes de OOP qui, pour des raisons de sécurité, n'ont pu être expérimentées :

- le passager posant ses pieds sur le tableau de bord,
- le passager très plié vers l'avant, avec la tête proche de genoux.

D'autres études de gonflement d'airbag en statique en interaction avec des positions hors normes avec des mannequins d'enfants de six ans comme passager avant (Fig. 12) et de cinquième percentile femme comme conductrice [PRA 03], ont été effectuées sur sept véhicules sortis en 2001. Les résultats ont démontré que, pour chaque véhicule, au moins une limite de critère biomécanique est atteinte par chaque individu.



Fig. 12 : Analyse d'OOP sur mannequin enfant de 6 ans par Prasad et al. [PRA03]

En 2001, Jikuang Yang [YAN 01] étudia l'influence de la taille, de la position d'assise (distance de l'assise par rapport au tableau de bord) en position normale et en OOP (selon le critère du NHTSA). Ces paramètres ont pour but également d'optimiser les performances des airbags et des ceintures sur divers niveaux de décélérations lors d'un choc frontal. La principale restriction de ces travaux est qu'ils n'ont pas été menés sur différentes morphologies de la population mais sur les caractéristiques des Hybrid 5^{ème}, 50^{ème} et 95^{ème} percentile.

Un consortium européen, composé d'industriels et d'universitaires, ont travaillé, entre décembre 2002 et septembre 2005, sur l'influence des postures réelles lors d'un crash (PRISM Project⁶). Ces travaux ont pour but de générer des scénarios réalisistes ainsi que d'identifier les positions les plus risquées de conduite. Leurs premiers travaux

⁶ Proposed, Reduction of car crash Injuries through Improved SMart restraint development technologies

consistaient à effectuer une investigation de la posture réelle de 5000 conducteurs et passagers sur 6 différents sites (2 au Royaume uni, 2 en Espagne et 2 en Autriche) par des photographies de véhicules sur routes [R4A 04]. Les résultats obtenus ont permis de réaliser des analyses statistiques sur le positionnement des mains, de la ceinture et de la tête de conducteurs et de passagers. À titre d'exemple, il est possible d'observer sur la figure ci-dessous, la distribution de la distance nez/volant selon le sexe (Fig. 13).

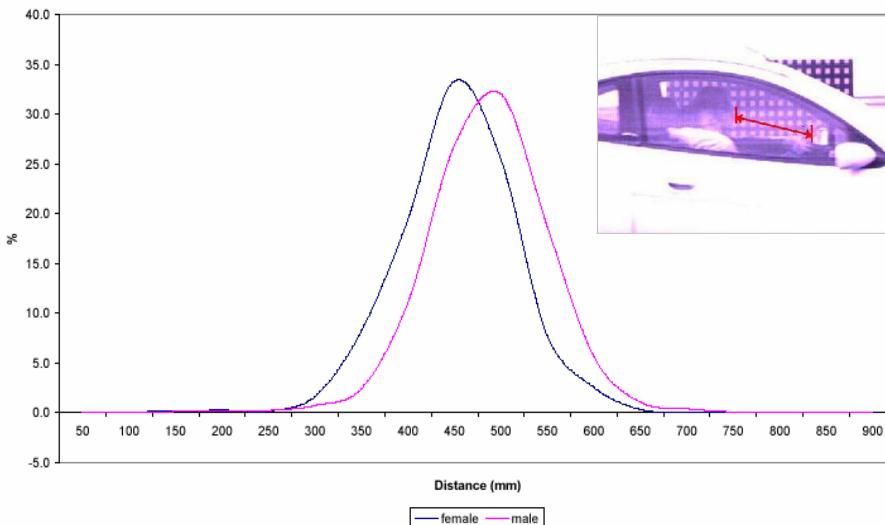


Fig. 13 : Distribution de distance mesurée entre le nez et le volant, mesures réalisées au cours d'une campagne d'essais pour le projet PRISM [R4A 04]

La seconde partie du projet concerne l'analyse du comportement des occupants durant un freinage d'urgence. La partie expérimentale a été effectuée sur piste (Fig. 14.a) [R4B 03]. La troisième partie du projet porte sur les réactions des conducteurs avec l'analyse des efforts engendrés lors d'une situation d'urgence (Fig. 14.b) [R4C 04]. Cette étude a été effectuée sur simulateur et d'après les questionnaires récupérés, la simulation a semblé réaliste à 97.5%.

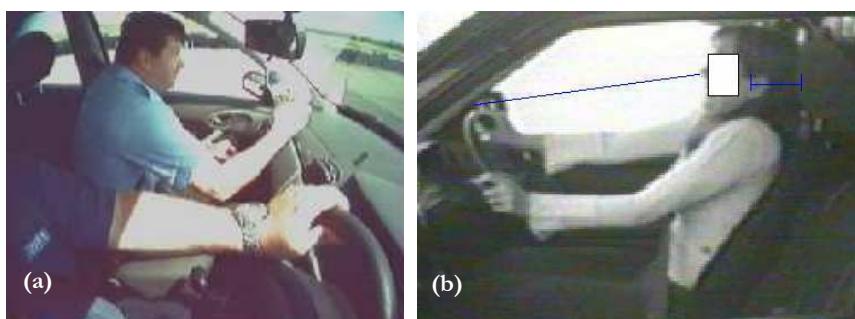


Fig. 14 : Essais sur circuit (a) et simulateur (b)

Lors des essais, les efforts appliqués sur les pédales et le dossier du siège ainsi que les temps de réactions ont pu être prélevés. Les résultats démontrent que, devant une situation d'urgence, les individus ne réagissent pas de la même façon et ne développent pas les mêmes efforts. Les données ainsi recueillies par ces trois rapports seront, d'après les auteurs, utilisées afin de déterminer des scénarios pour les futurs modèles numériques.

Une étude sur l'observation des positions des occupants en 1998 de Mackay [MAC 98] montre que 55 % des Britanniques et plus de 70 % des Américains conduisent d'une seule main. Mackay affirme qu'*« en supplément de la position du chauffeur*

avant l'impact, les positions des mains sur le volant et l'orientation de celui-ci au moment de l'impact doivent être prises en compte.»

Un autre facteur à prendre en compte est l'augmentation de la proportion de personnes âgées sur la route qui pourra, à terme, forcer les constructeurs à adapter les systèmes de sécurité. En effet, l'âge est aussi un facteur important lors de la phase de pré-crash. Van Eslande [ELS 03], dans son étude sur les erreurs des personnes âgées, montre que 9,8% des défaillances des conducteurs de plus de 60 ans sont dues à leur lenteur de réaction contre moins de 0,5 % pour les autres conducteurs.

1.5 Analyse de l'anticipation des conducteurs en situation de pré-crash

Le LAB⁷ a entrepris des essais en 2001 sur simulateur et sur route (Fig. 15) [PER 01] afin de connaître les réactions des conducteurs en situation d'urgence. Chaque essai a duré environ deux heures avec la participation de 228 sujets (114 par type d'essais) [KAS 99].



Fig. 15 : Essais par le LAB sur simulateur et sur route, permettant de visualiser la réaction des conducteurs en situation d'urgence

Une comparaison entre les temps de réaction des conducteurs sur route et sur simulateur nous laisse découvrir une bonne corrélation (Tab. 1). Les réactions sur simulateur ont donc été réalistes. L'effort sur la pédale de frein est plus élevé sur simulateur car les conducteurs ne ressentent pas les effets de la décélération [KAS 03].

Parameters	Simulator (median)	Track (median)	Statistical difference
Reaction time (s)	0.87	0.78	Non signif.
Throttle off speed (mm/s)	283	240	Non signif.
Foot displacement time (s)	0.30	0.28	Non signif.
Brake travel at 100ms (mm)	32.5	29.2	Non signif.
Maximum brake effort (daN)	33.8	21.7	Significant
Maximum steer angle (°)	43	70	Significant

Tab. 1 : Comparaison simulateur/route réelle

En juillet 2004, dans le but d'observer les réactions des conducteurs face à une situation de crash frontal, une expérimentation⁸ a été réalisée avec le simulateur de conduite SHERPA⁹ du LAMIH sur 52 sujets.

⁷ Laboratoire d'Accidentologie, de Biomécanique et d'étude du comportement humain, commun à PSA et Renault

⁸ Cf. Annexe IX pour les détails de cette expérimentation

⁹ Simulation Hybride d'Etude et de Recherche Peugeot Citroën pour l'Automobile

Ces réactions ont pu être classées en cinq catégories [PAC 05] [MOR 07] :

- *Peu réactif* (22%) : le sujet se crispe légèrement sur le volant et tente de freiner
- *Mouvement de recul* (29%) : le sujet se crispe sur le volant et effectue un mouvement de recul afin d'anticiper l'impact tout en freinant fortement,
- *Mouvement de recul avec rotation du torse* (38%) : Le sujet se crispe sur le volant effectue un mouvement de recul accompagné d'une rotation du torse et de la tête tout en effectuant un freinage d'urgence,
- *Rotation du torse sans mouvement de recul* (3%) : Le sujet se crispe sur le volant et effectue une rotation du torse tout en effectuant un freinage d'urgence,
- *Mouvement vers l'avant* (8%) : Le sujet se crispe sur le volant et effectue un mouvement vers l'avant (tête entre les épaules et très proche du volant).

L'analyse des vidéos à montré que 30 % des sujets ont tenté une manœuvre d'évitement qui a engendré une posture où l'avant bras gauche se trouve positionné au moment de l'impact face à l'airbag.

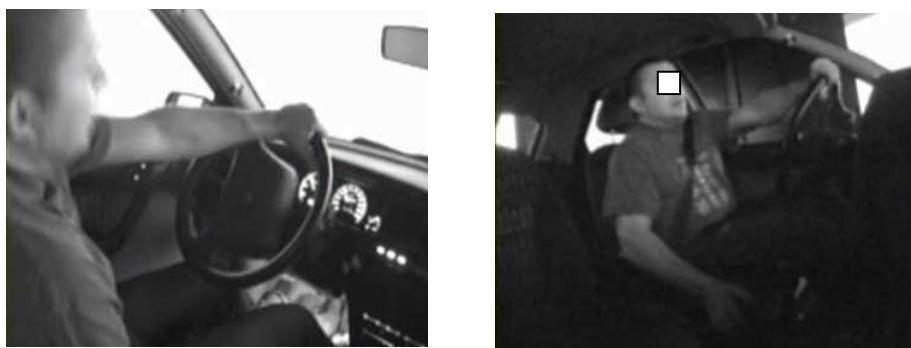


Fig. 16 : Exemples de postures observées lors de l'impact

A partir de cette observation, une analyse numérique, simulant un crash à 56 km.h^{-1} via les logiciels MADYMO et MAN3D [VER 03], a été réalisée afin de comparer les dommages occasionnés par une posture d'anticipation par rapport à une position de type « normalisée » (Fig. 21) [HET 05] [ROB 05]. Les auteurs se sont principalement intéressés aux dommages occasionnés à la tête.

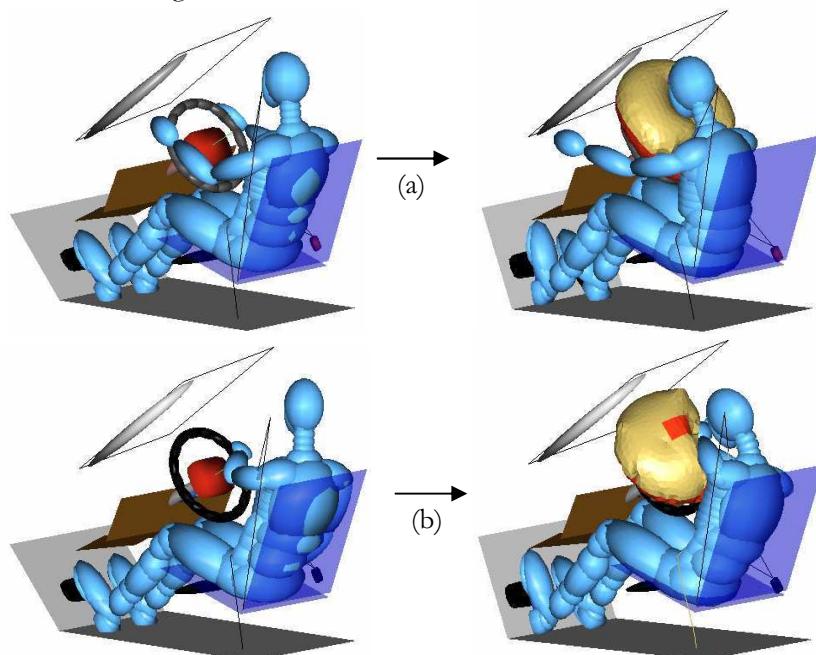


Fig. 17: Comparaison des cinématiques pour une position initiale de type '10h10' (a) avec la position observée sur simulateur (b)

Les résultats ont montré que l'accélération de la tête en position atypique (180 g) est trois fois supérieure à celle relevé en posture normalisée (60 g) (Fig. 18).

L'accélération maximale admissible de la tête est estimée à 80 g pendant une période de 3 millisecondes. Si l'on compare les deux essais, on remarque que pour une même accélération, la posture mesurée engendre une accélération de 100 g, alors que pour une posture standard celle-ci est inférieure au seuil de tolérance admissible.

Les auteurs ont comparés les résultats du critère HIC [HUT 98] des deux essais et ont observé que la position réelle du sujet aggrave considérablement le risque de blessure. En effet, en position normalisée le HIC est très nettement inférieur (460) à la tolérance (700), alors qu'en position atypique adoptée par un certain nombre de sujets, il est supérieur (860) et indique un risque de blessure grave.

	<i>Position normalisée</i>	<i>Position atypique</i>	<i>Tolérance</i>
<i>Accélération maximale</i>	60 g	180 g	X
<i>Accélération maximale de la tête</i>	63 g x 4 ms et 64 g x 3 ms	80 g x 4ms et 100 g x 3ms	80 g pendant 3 ms
<i>HIC (15ms) (Head Injury Criteria)</i>	460	860	700

Fig. 18: Comparaison des deux essais numériques

1.6 La détection des « Out Of Positions »

Dans le but de réduire les risques occasionnés au moment du gonflement d'airbag lors d'un OOP, des travaux ont été menés afin de réaliser des capteurs capables de détecter la position d'un occupant. Par exemple, IEE (International Electronics & Engineering) a développé le « TOR-system » (Total Occupant Recognition). Ce système est une combinaison de deux types de capteurs permettant de détecter la présence ou non d'une partie du corps, des capteurs de pressions (OC-sensors) et de détections de champs électriques (S_i) (Fig. 19).

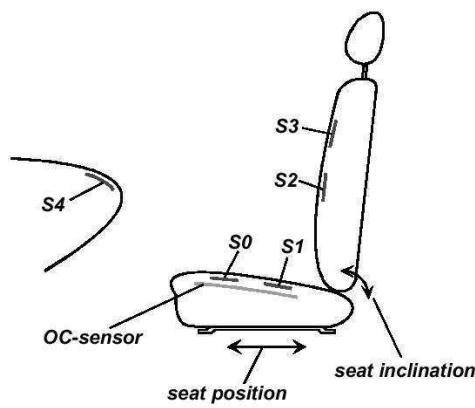


Fig. 19 : Disposition des capteurs du « TOR-system » par IEE

Becker [BEC 01] indique que ce système permet de détecter le type et les positions de l'occupant afin d'adapter la meilleure stratégie lors du déploiement de l'airbag.

Néanmoins le « TOR-system » ne peut dissocier certaines configurations possibles (Fig. 20). En effet, dans le cas ci-dessus le capteur ‘S4’ ne peut faire la différence entre une main ou un pied.

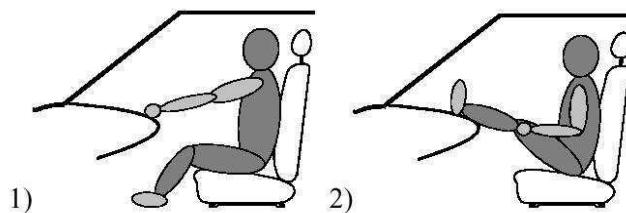


Fig. 20 : *Positions non dissociables selon Becker*

En 1998 Krumm [KRU 98] proposa un algorithme permettant de distinguer, à partir de la vidéo, si le siège du passager avant était occupé (ou non) par un passager ou par un siège enfant afin de contrôler l'activation de l'airbag. Tie-Qi Chen [CHE 03] publia en 2003 des travaux similaires mais ajouta une différentiation entre un adulte et un enfant (Fig. 21).

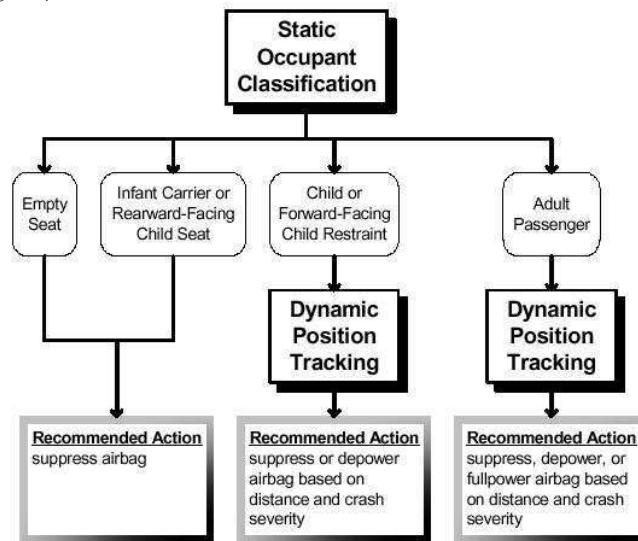


Fig. 21 : *Stratégie de déclenchement des air-bags à partir de la détection de l'occupant d'après Tie-Qi Chen*

D'autres auteurs proposent d'autres méthodes, comme Destefanis [DES 03] qui mentionne la possibilité d'utiliser des capteurs infrarouges ou « photonic mixer device », ou même un système de détection d'occupant par ultrason [BRE 01]. Mais, ces technologies complexes, sont utilisées pour la protection des occupants et non du conducteur.

1.7 La détection de l'accident et la pré-activation des systèmes de protection

Avant de pouvoir détecter une position hors norme lors d'un éventuel crash, il est nécessaire de prédire quand aura lieu l'accident. De ce fait, des chercheurs de Toyota [TOK 03] ont réalisé un radar permettant d'estimer la distance (comprise entre 2 et 150 m), la vitesse relative ($\pm 200 \text{ km.h}^{-1}$) et la direction de l'obstacle (Fig. 22).

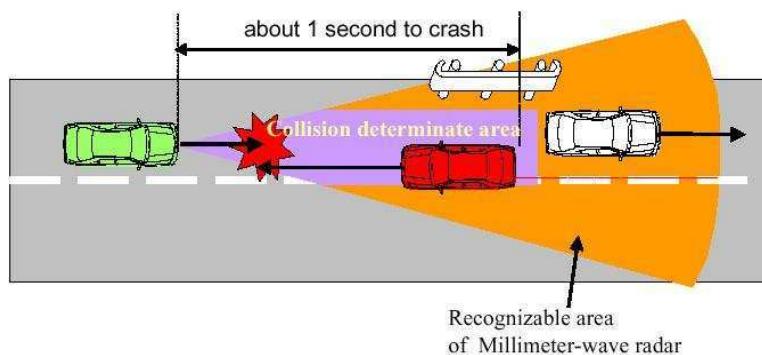


Fig. 22 : Détection d'un impact probable grâce à un radar embarqué.

Les ingénieurs de chez Toyota [FUJ 03] ont ensuite couplé ce type de détecteur à un système d'assistance au freinage s'activant lors de la phase de pré-crash ainsi qu'un mécanisme de rétraction de ceinture pouvant réduire de 40 mm le déplacement du torse (Fig. 23).

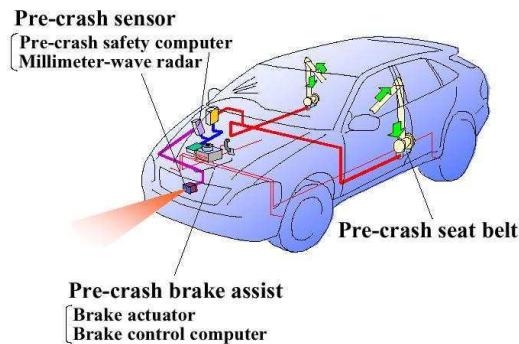


Fig. 23 : « Pre-crash safety system » selon Toyota

Nissan Motor Co. a proposé également en 2003 [TOB 03], un système basé sur ce même principe de fonctionnement.

Le constructeur Daimler a développé le système PreSafe™ un nouveau concept de sécurité Mercedes (commercialisé sur la série Classe S année modèle 2003) axé sur la prévention d'accident capable de préparer le véhicule au choc. Les ingénieurs de Sindelfingen se sont appuyés sur les résultats des recherches en accidentologie Mercedes et ont déduit que dans deux tiers des cas le véhicule se trouve dans une situation limite (dérapage, freinage soudain ou manœuvre d'évitement brusque), que l'électronique permet de détecter. Ce concept de Karl-Heinz Baumann [BAU 01] englobe les systèmes de protection active et passive (Fig. 24). Celui-ci est décomposé en sept étapes clés :

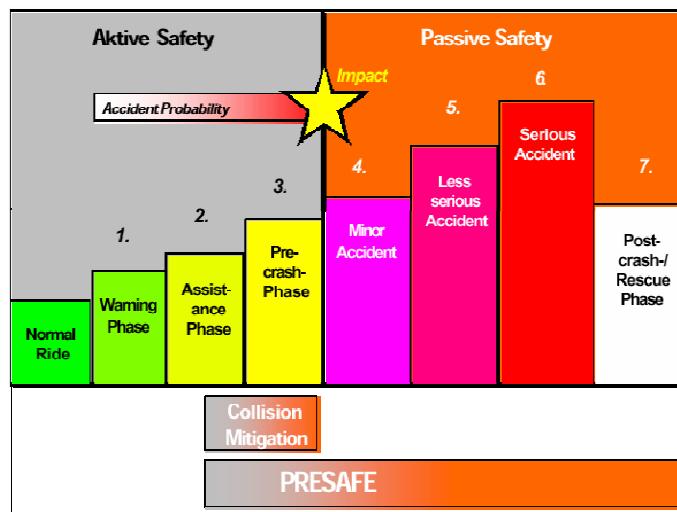


Fig. 24 : Le concept PreSafe™ de chez Mercedes

1. La phase de danger

Des capteurs détectent une situation non sécuritaire, et, de ce fait, informent le conducteur du danger.

2. La phase d'assistance

Si les capteurs détectent une situation critique le conducteur est automatiquement assisté par les systèmes BAS (Brake AAssist), ESP (Electronic Stability Program) etc. Dans cette situation il est possible de préparer le véhicule à un éventuel accident.

3. La phase de pré-crash

Si les capteurs détectent une situation avec un taux de probabilité d'accident élevé, le véhicule et ses passagers doivent être préparés au crash.

4. Accidents mineurs

Les systèmes de protection d'incidents mineurs sont activés. A ce niveau les systèmes non réversibles ne sont pas activés.

5. Accidents moins sérieux

Les systèmes de protections des occupants sont activés à un niveau « soft » dépendant de la sévérité de l'accident et du poids, taille etc. des passagers.

6. Accidents sérieux

Les systèmes de protections pour un accident potentiellement grave sont activés

7. Post crash / phase de secours

Les systèmes de protection pour un éventuel second impact sont activés. Le véhicule évalue les dommages afin de faciliter les secours.

Karl-Heinz Baumann démontre dans l'une de ses publications [BAU 01] que la disposition du siège influe sur la gravité des lésions occasionnées lors d'un crash frontal à 40% de recouvrement (Fig. 25) notamment sur le HIC¹⁰ [HUT 98] et la déflexion thoracique. Des travaux et des résultats similaires ont été publiés en 2002 et 2004 par Hetier [HET 02] [HET 04] où les auteurs se sont notamment intéressés à l'influence des réglages du siège sur l'évolution de l'un des critères biomécaniques du thorax, le 3MS.

Afin d'assurer une meilleure protection le système PreSafe™ repositionne les passagers. Pour cela, des prétensionneurs réversibles pour les ceintures (Fig. 26) sont utilisés. Cette technique permet de diminuer le déplacement de la tête (Fig. 27) [SCH 03]. Ensuite, les inclinaisons du dossier et du siège sont modifiées. Enfin, le siège se positionne dans une zone de « sûreté » (en vert Fig. 25).

¹⁰ HIC : critère biomécanique de la tête Cf. Annexe IX § 1.6.5.3

40%-Frontal Offset (Example Driver C-Class)

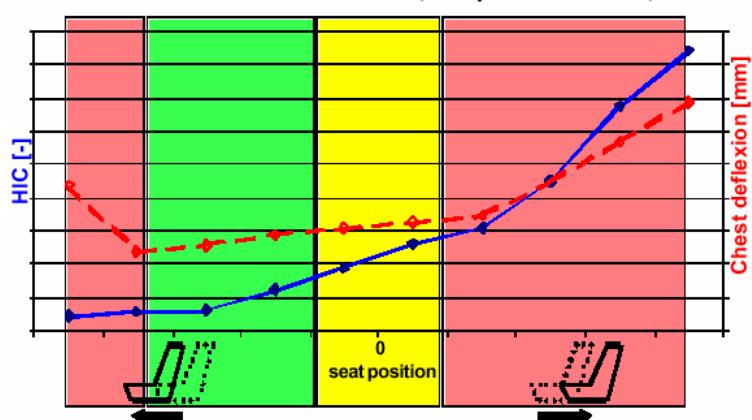


Fig. 25 : Influence du positionnement du siège par simulation numérique

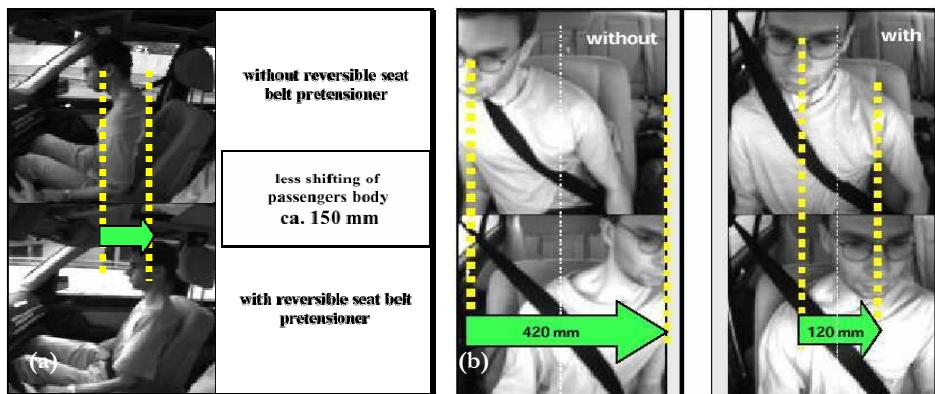


Fig. 26 : Influence du prétensionneur en situation de freinage d'urgence (a) et dérapage (b)

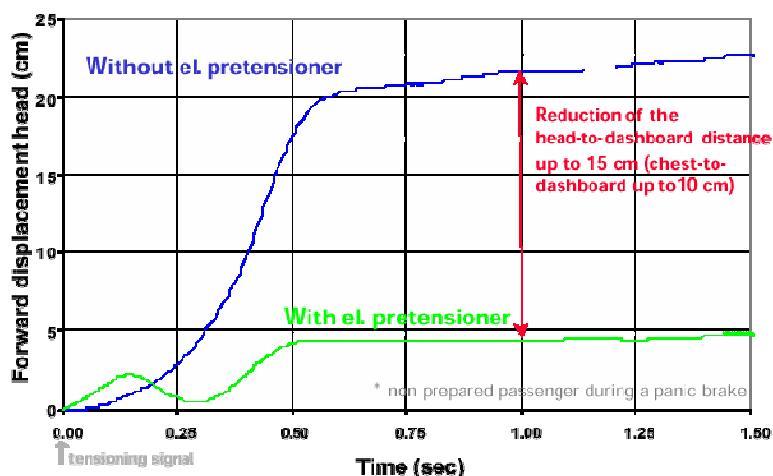


Fig. 27 : Exemple de déplacement vers l'avant de la tête avec et sans prétensionneur

Selon Schöneburg [SCH 03], l'utilisation du système PreSafe™ apporte, pour le moment, les améliorations suivantes :

- une diminution des mouvements indésirables des occupants lors de la phase de pré-crash (Fig. 26),
- une meilleure fixation des occupants sur leur siège,
- un meilleur positionnement des occupants lors de l'impact,
- une bonne distance entre les occupants et les composants du véhicule,
- une bonne distance entre les occupants et les airbags,

- un risque de sous marinage réduit,
- un risque réduit pour qu'un objet entre dans le compartiment par le toit ouvrant,
- un meilleur support du siège durant un impact,
- une réduction du risque d'éjection des occupants.

Malgré ces avancées technologiques, ces systèmes ne permettent pas de prendre en compte les mouvements réflexes lors du pré-crash.

2 Conclusion

Ce travail a été réalisé dans le but de comprendre l'importance des facteurs humains lors des accidents de la circulation. De ce chapitre, il ressort que les réactions, la posture et l'anthropométrie des usagers automobiles, entraînent une inégalité devant la gravité des blessures lors d'une collision. Cependant, d'abondants travaux laissent apparaître un certain nombre de limites dans les connaissances actuelles en matière de prise en compte de ces facteurs. En effet, dans le domaine des « Out of Positions », une majorité d'auteurs ont tendance à normaliser ces positions réduisant à un nombre très limité des cas, avec des postures pourtant non réaliste, pour la conception de coussins gonflables.

En ce qui concerne les moyens technologiques permettant d'adapter le déploiement de l'airbag, on remarque qu'ils sont développés à partir de moyens complexes et très peu précis. Ces technologies sont applicables en général pour la protection du passager à l'avant du véhicule et très peu pour son conducteur.

De ce fait, des analyses, sur les postures des conducteurs en situation de crash frontal, ont permis d'obtenir des réactions atypiques des individus sur simulateur automobile vis-à-vis des positions normalisées. Les résultats montrent clairement la possibilité de faire réagir des sujets sur des simulateurs automobiles. Les résultats montrent également qu'aucun des sujets a adopté une position standard¹¹ durant la collision. On remarque que dans 30 % des cas, les sujets ont tenté une manœuvre d'évitement qui a engendré une posture où l'avant bras gauche se trouve positionné au moment de l'impact face à l'airbag.

Une analyse numérique biomécanique, réalisée avec le code de calculs Madymo[©], a permis de montrer l'importance de prendre en compte ce type de comportement réflexe du conducteur lors des essais de chocs. Ces résultats montrent également la nécessité de réaliser un système permettant la détection de ces différentes réactions réflexes afin, d'optimiser les systèmes de protection au moment de l'impact et ainsi diminuer la gravité des blessures.

¹¹ § 1.2

■ ■ ■ Chapitre II

Méthodologie de reconstruction et d'analyse des réactions motrices du conducteur en situation de pré-crash

1	INTRODUCTION	41
2	PRINCIPE GENERAL	41
3	METHODOLOGIE	41
3.1	Modèle géométrique du squelette humain	42
3.1.1	Convention géométrique	42
3.1.2	Construction du modèle anthropométrique	43
3.1.3	Origine du repère global	44
3.1.4	Création d'un modèle anthropométrique individualisé	45
3.2	Le modèle inverse	45
3.2.1	Création d'une fonction mono-objectif, multi-paramètres soumise à une contrainte	45
3.2.2	Gestion des chaînons pour objectifs multiples	48
3.3	Création d'une base de données de mouvements	51
3.3.1	Reconstructions de mouvement	51
3.3.2	Synthèse des résultats suite à la reconstruction de mouvement	54
4	CONCLUSION	55

1 Introduction

Les essais sur simulateurs présentés dans le précédent chapitre, ne permettent pas de mesurer les mouvements réactifs complets des sujets. De ce fait, lors des essais suivants (chapitre III) les sujets seront équipés de marqueurs afin de capturer leur mouvement via le système VICON®. Les coordonnées des déplacements des mires posées sur les sujets dans l'espace, pendant une expérimentation, ne donnent pas directement les angles articulaires des sujets au cours des mouvements. Un modèle cinématique du corps humain adaptable à l'anthropométrie de chacun des sujets est proposé. Nous découvrirons comment la géométrie ainsi, que l'algorithme permettant de calculer les angles articulaires ont été définis. Ce modèle numérique sera utilisé lors du développement de notre modèle de déduction posturale en temps réel (chapitre IV).

2 Principe général

Le principe ici est de reconstruire les mouvements, réalisés par un sujet, avec un mannequin numérique ayant les mêmes dimensions anthropométriques que celui-ci, afin d'obtenir les valeurs des angles articulaires.

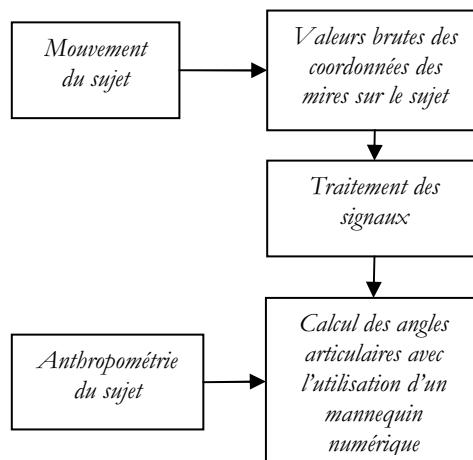


Fig. 1 : Principe général de calcul des angles articulaires

3 Méthodologie

Quatre étapes sont nécessaires pour aboutir aux valeurs d'angles articulaires des sujets au cours des mouvements enregistrés lors des simulations de conduite :

- créer un modèle géométrique du squelette humain ; celui-ci doit comporter des centres articulaires le plus proche possible de la réalité afin de minimiser les erreurs de reconstruction,
- adapter cette géométrie à chaque sujet ayant participé aux expérimentations, afin également de minimiser les erreurs de reconstruction,
- traiter les données brutes, afin de limiter les tremblements dans le mouvement et les sauts de marqueurs et les intégrer dans le repère du squelette,

- utiliser un algorithme permettant de calculer les angles articulaires, celui-ci doit être capable de calculer les angles d'une chaîne articulée soumise à un ensemble de contraintes appliquées sur différents points anatomiques.

3.1 Modèle géométrique du squelette humain

Le modèle proposé représente les différents segments humains par des chaînons rigides reliés entre eux et symbolisant les os et leurs liaisons articulaires (Fig. 2).

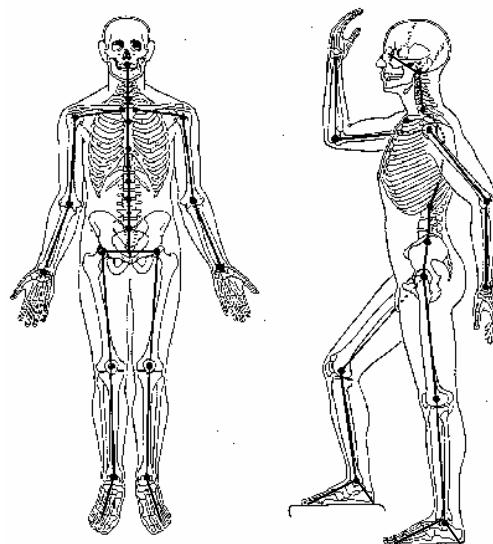


Fig. 2 : Modèle géométrique proposé

Ce modèle géométrique est issu d'une simplification du modèle MAN3D¹. Pour notre cas, les articulations des mains ne sont pas représentées.

3.1.1 Convention géométrique

Le formalisme utilisé pour le modèle, est une variante de celui proposé originellement par Denavit et Hartenberg [DEN 55]. Seules sont considérées ici des rotations. La variable de translation sera employée comme un paramètre géométrique supplémentaire.

Soient deux repères $R_i = (0_i, X_i, Y_i, Z_i)$ et $R_j = (0_j, X_j, Y_j, Z_j)$ orthonormés directs (Fig. 3). Le repère R_j se déplace par rapport à R_i exclusivement par rotation θ_j autour de Z_i . La position et l'orientation de R_j dépendant par ailleurs des paramètres géométriques d_j , a_j et θ_j . Le paramètre a_j représente la distance entre Z_i et Z_j . Le paramètre d_j correspond à celle qui sépare les axes X_i et X_j . L'axe X_j est perpendiculaire à Z_i et Z_j et l'angle θ_j est formé par les axes Z_i et Z_j .

¹ Cf. Annexe IX

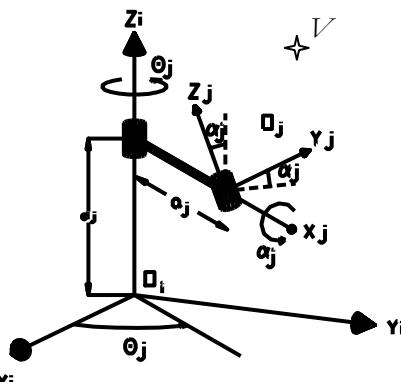


Fig. 3 : Passage d'un référentiel R_i à R_j

On obtient donc, pour une modification d'un vecteur V_i vers V_j (Eq. 1), la matrice de passage homogène (4x4) T_{ij} (Eq. 2) suivante :

$$\text{Eq. 1 :} \quad \text{pour } V_i = T_{ij} \cdot V_j \text{ avec } V_j = \begin{bmatrix} w \cdot x \\ w \cdot y \\ w \cdot z \\ w \end{bmatrix}_{\mathfrak{R}_j}$$

Où w , dans notre cas, est un facteur d'échelle égal à 1.

$$\text{Eq. 2 :} \quad T_{ij} = \begin{bmatrix} \cos \theta_j & -\sin \theta_j \cos \alpha_j & \sin \theta_j \sin \alpha_j & a_j \cos \theta_j \\ \sin \theta_j & \cos \theta_j \cos \alpha_j & -\cos \theta_j \sin \alpha_j & a_j \sin \theta_j \\ 0 & \sin \alpha_j & \cos \alpha_j & d_j \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

3.1.2 Construction du modèle anthropométrique

La géométrie de notre système est composée d'un assemblage de chaînons (Fig. 4). Ces chaînons sont réalisés par le produit des T_{ij} (Eq. 3) et sont liés entre eux par des points de jonctions i (Eq. 4).

$$\text{Eq. 3} \quad T_{on} = \prod_{i=0}^n T_{i,i+1}$$

$$\text{Eq. 4} \quad T_{0n} = T_{01} T_{12} \dots T_{ij} \dots T_{n-1,n} \text{ et } T_{im} = T_{i1} T_{i2} \dots T_{ik} \dots T_{m-1,m}$$

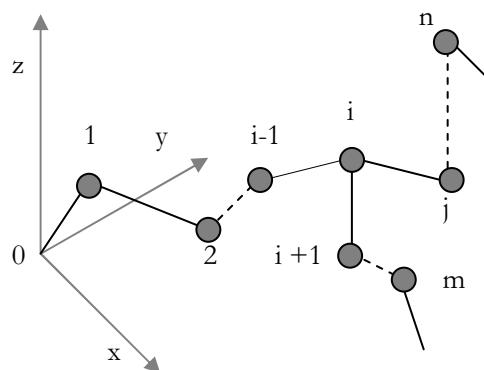


Fig. 4: Exemple d'assemblage de chaînons

On obtient de cette manière une structure de chaînes arborescentes, où celles-ci possèdent des mouvements communs et des mouvements indépendants entre elles

Le squelette ainsi défini est formé de 27 segments liés entre eux par des articulations possédant 1 à 3 degrés de liberté en rotation. L'ensemble des articulations de ce modèle forme un total de 51 degrés de liberté (Fig. 5).

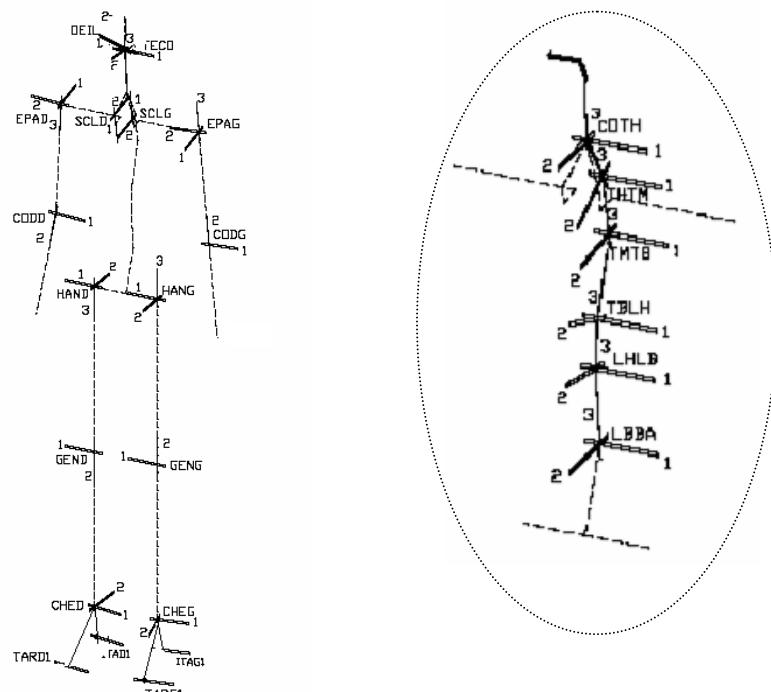


Fig. 5: squelette du modèle et localisation des axes articulaires

3.1.3 Origine du repère global

Le point d'origine du système est le milieu du segment joignant les centres des têtes fémorales. Il correspond au point H (l'origine du repère global effectué avec une « machine à point H » (Fig. 6) défini selon le standard SAE [SAE 95]).

Les « machines à point H » sont utilisées pour la conception et la validation des sièges automobile, et aussi pour la conception et le développement de véhicules pour définir les dimensions et les points de référence intérieurs pour l'assise des occupants, et pour valider l'emplacement de ces dimensions et points de référence clés sur les sièges physiques lors des contrôles [ISO 06].

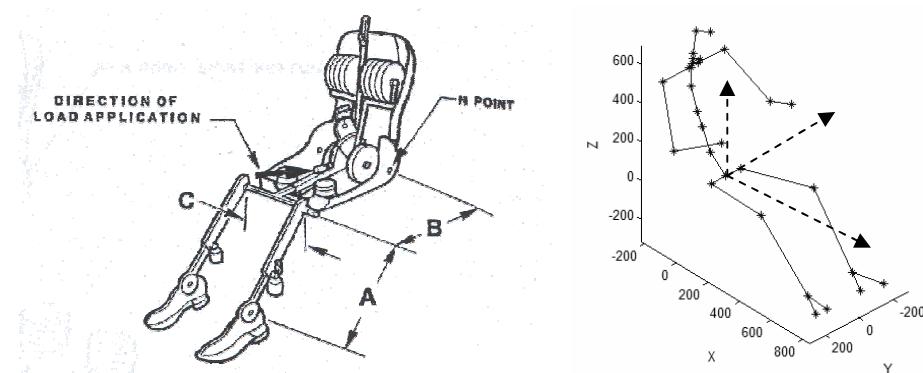


Fig. 6 : Machine à point H et orientation des axes de références

3.1.4 Crédation d'un modèle anthropométrique individualisé

Les longueurs des segments sont définies à partir des photos calibrées, réalisées lors des précédents essais, et par l'utilisation de la méthode DLT². Cette étape est réalisée avec le logiciel MAN3D.

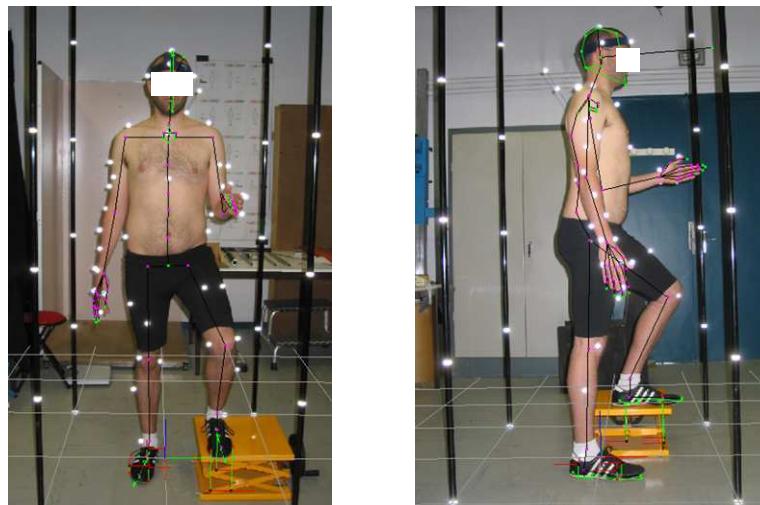


Fig. 7 : Récupération de la longueur des chaînons à partir de photos calibrées

Les longueurs des membres ainsi obtenues vont permettre de définir les valeurs des coefficients d_j et a_j des matrices de passage homogènes T_{ij}

3.2 Le modèle inverse

Le modèle inverse consiste à calculer les coordonnées articulaires en fonction des objectifs à atteindre. Si le modèle direct est la relation $x = f(\Theta)$, résoudre le problème inverse consiste à calculer une fonction réciproque $f^{-1}(x)$, si elle existe. Il n'y a pas de méthode générale pour déterminer un modèle inverse. On peut toutefois considérer trois approches différentes : géométrique [WAN 98], par calcul analytique ([TOL 96], [TOL 00]) et par méthodes numériques de résolutions de systèmes non linéaires [ZHA 94].

La méthode proposée consiste à déterminer les angles θ_i (Eq. 2) pour un objectif donné (la géométrie est créée selon la méthodologie du précédent paragraphe), et de le résoudre, non comme un problème de cinématique inverse traditionnel, mais comme un simple problème d'optimisation.

3.2.1 Crédation d'une fonction mono-objectif, multi-paramètres soumise à une contrainte

Le but ici est de trouver une valeur des θ_i permettant de faire coïncider les vecteurs $\sigma(t)$ et $OV(t)$ (Fig. 8).

² Cf. Annexe XI §1.1.3.2

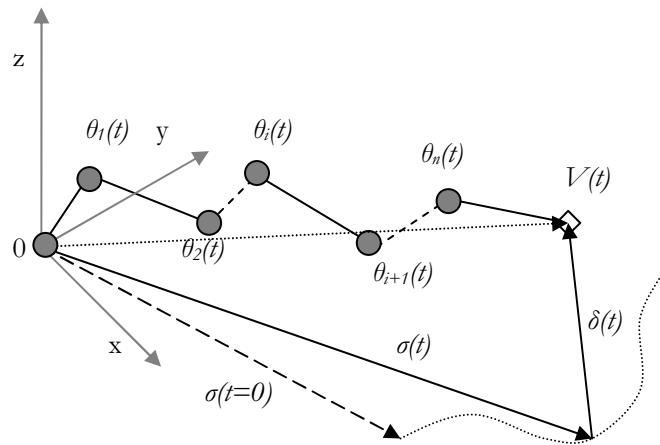


Fig. 8 : Exemple de fonction objectif

Soit : $\Theta(t) = \{\theta_0(t), \theta_1(t), \dots, \theta_i(t), \dots, \theta_n(t)\}^T$ avec des limites articulaires $\beta_{imin} \leq \theta_i(t) \leq \beta_{imax}$ tel que $\beta \in [0, 2\pi]$

$$\text{et, } \delta(t) = \|0V(t) - \vec{\sigma}(t)\| \text{ tel que } V(t) = T_{0,n} V_{Ro}(t) \text{ avec } V_{Ro}(t) = \begin{bmatrix} V_{R0}(t) \\ 1 \end{bmatrix}$$

On pose : $S = \{\sigma(0), \dots, \sigma(i), \dots, \sigma(t)\}$ l'ensemble des contraintes du problème de taille $3.(t+1)$ et : $\Gamma = \{\Theta(0), \dots, \Theta(i), \dots, \Theta(t)\}$ l'ensemble des solutions du problème de taille $n.(t+1)$

On obtient la fonction objectif suivante :

$$\text{Eq. 5} \quad f_t(\Theta(t)) = \delta(t) \text{ pour } \sigma(t)$$

Remarque :

Si l'on pose $\beta_{imin} = \beta_{imax}$, $\theta_i(t)$ devient un paramètre géométrique n'intervenant plus dans $\Theta(t)$, ce qui implique une diminution du nombre de degrés de liberté du système à résoudre.

Cette fonction objectif va permettre de trouver Γ pour S afin que $\sigma(t) \wedge 0V(t) = 0$ donc de faire tendre $\delta(t)$ vers 0. On obtient alors l'énoncé d'un problème d'optimisation suivant (Eq. 6) :

$$\text{Eq. 6 : } \left\{ \begin{array}{l} \text{Minimiser} \quad f_t(\Theta(t)) \text{ pour } \sigma(t) \\ \text{Soumis à} \quad \theta_i(t) \leq \beta_{imax} \\ \text{Avec} \quad \beta_i \in [0, 2\pi] \end{array} \right.$$

La méthode de minimisation est calquée sur la méthode du Nelder-Mead Simplex [**LAG 98**]. Cet algorithme permet de minimiser une fonction $f(x)$ pour $x \in R^n$, sans dériver $f(x)$. Celui-ci est composé de quatre opérations de base : la *réflexion*, l'*expansion*, la *contraction* et le *rétrécissement* correspondant aux coefficients ϱ , χ , γ , et ς .

L'algorithme pour une itération se présente de la façon suivante pour un $\Theta_k(t)$ initial :

- La première étape consiste à organiser les $n+1$ vertex afin de satisfaire :

$$f_t(\Theta_1(t)) \leq f_t(\Theta_2(t)) \leq \dots \leq f_t(\Theta_k(t)) \leq \dots \leq f_t(\Theta_l(t)) \leq \dots \leq f_t(\Theta_{n+1}(t))$$

b) Ensuite, on effectue une réflexion du point $\Theta_r(t)$:

$$\Theta_r(t) = (1 + \rho) \bar{\Theta}(t) - \rho \cdot \Theta_{n+1}(t)$$

Où $\bar{\Theta}(t)$ est le centroïde des n meilleurs points.

Si $f_i(\Theta_r(t)) < f_i(\Theta_i(t))$ on effectue une expansion par le point $\Theta_e(t)$,
 $\Theta_e(t) = (1 + \varrho \cdot \chi) \bar{\Theta}(t) - \varrho \cdot \chi \cdot \Theta_{n+1}(t)$

Si $f_i(\Theta_e(t)) < f_i(\Theta_r(t))$ on accepte $\Theta_e(t)$ et on met fin à l'itération. Sinon on accepte $\Theta_r(t)$ et on met fin à l'itération.

Si $f_i(\Theta_r(t)) > f_i(\Theta_n(t))$

1. On calcule le point de contraction extérieur $\Theta_c(t)$,

$$\begin{aligned} \text{Si } f_i(\Theta_n(t)) &\leq f_i(\Theta_r(t)) < f_i(\Theta_{n+1}(t)) \\ \Theta_c(t) &= (1 + \varrho \cdot \gamma) \bar{\Theta}(t) - \varrho \cdot \gamma \cdot \Theta_{n+1}(t) \end{aligned}$$

Si $f_i(\Theta_c(t)) \leq f_i(\Theta_r(t))$ acceptation de $\Theta_c(t)$ et fin de l'itération. Sinon on passe à l'étape suivante.

2. On calcule le point de contraction intérieur $\Theta_{\alpha}(t)$,

$$\begin{aligned} \text{Si } f_i(\Theta_r(t)) &> f_i(\Theta_{n+1}(t)) \\ \Theta_{\alpha}(t) &= (1 + \gamma) \bar{\Theta}(t) - \gamma \cdot \Theta_{n+1}(t) \end{aligned}$$

Si $f_i(\Theta_{\alpha}(t)) < f_i(\Theta_{n+1}(t))$ acceptation de $\Theta_{\alpha}(t)$ et fin de l'itération. Sinon on passe à l'étape suivante.

La dernière étape consiste à effectuer un rétrécissement, par l'évaluation de f_i pour chaque n points

Pour $i = 2, \dots, n+1$

$$W_i(t) = \Theta_i(t) + \varsigma(\Theta_i(t) - \Theta_1(t))$$

Avec $\{\Theta_1(t), \Theta_2(t) = W_2(t), \Theta_3(t) = W_3(t), \dots, \Theta_{n+1}(t) = W_{n+1}(t)\}$ les vertex de la prochaine itération.

Après quelques itérations on obtient :

$$f_i(\Theta_1(t)) = \delta(t) \approx \lambda \text{ avec } \lambda \text{ critère d'arrêt de la boucle proche de 0}$$

Donc les solutions : $\Theta(t) = \{\theta_0(t), \theta_1(t), \dots, \theta_i(t), \dots, \theta_n(t)\}$

c) La prochaine phase consiste à résoudre notre système à l'instant $(t+1)$ (Eq. 7) :

$$\text{Eq. 7 : } \left\{ \begin{array}{l} \text{Minimiser } f_{t+1}(\Theta(t+1)) \text{ pour } \sigma(t+1) \\ \text{Soumis à } \beta_{imin} \leq \theta_i(t+1) \leq \beta_{imax} \\ \text{Avec } \beta_i \in [0, 2\pi] \end{array} \right.$$

La résolution est identique que l'algorithme précédent sauf que lors de l'initialisation, on posera $\Theta_k(t+1) = \Theta_i(t)$ afin d'éviter une divergence des solutions.

Après $(t+1)$ boucles on dispose d'un ensemble de solutions de Γ pour S .

Cette méthode permet de résoudre le problème simplement sans pour autant connaître la géométrie du système. Cet algorithme est simple à programmer. Néanmoins il est nécessaire de contrôler le $\Theta_k(0)$ initial et les paramètres ϱ , χ , γ et ς , car ils sont le générateur de la forme de l'ensemble des solutions de Γ .

Pour la suite, nous utiliserons $\varrho = \chi = 1$ et $\gamma = \varsigma = 0,5$. Ces valeurs correspondent aux coefficients donnés par défaut dans la littérature. Quant aux valeurs des $\Theta_k(0)$, ils correspondront à la valeur des angles articulaires d'un conducteur assis en position normalisée.

3.2.2 Gestion des chaînons pour objectifs multiples

Cette partie est consacrée au problème de résolutions de chaînons soumis à de multiples contraintes (Fig. 9). Dans la littérature on trouve généralement deux types d'approches, soit par pondération de chaque contrainte [BAD 93], ou soit par attribution de priorités [BAE 04].

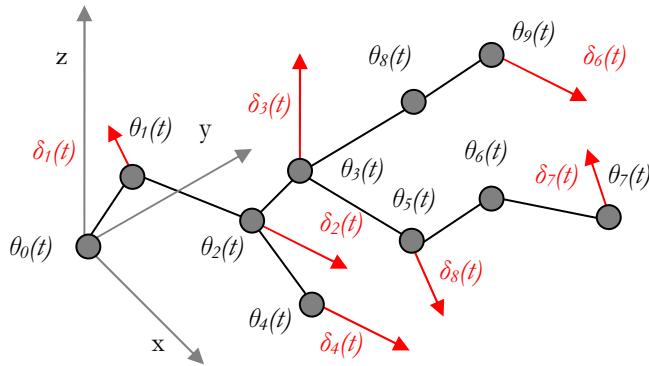


Fig. 9 : Exemple de chaînons sous contraintes multiples $\delta_i(t)$

La méthode de résolution proposée consiste en la décomposition du problème global en petits problèmes locaux, en créant une certaine hiérarchisation de résolution. A partir de l'exemple précédent on obtient ainsi l'architecture présentée ci-dessous (Fig. 10).

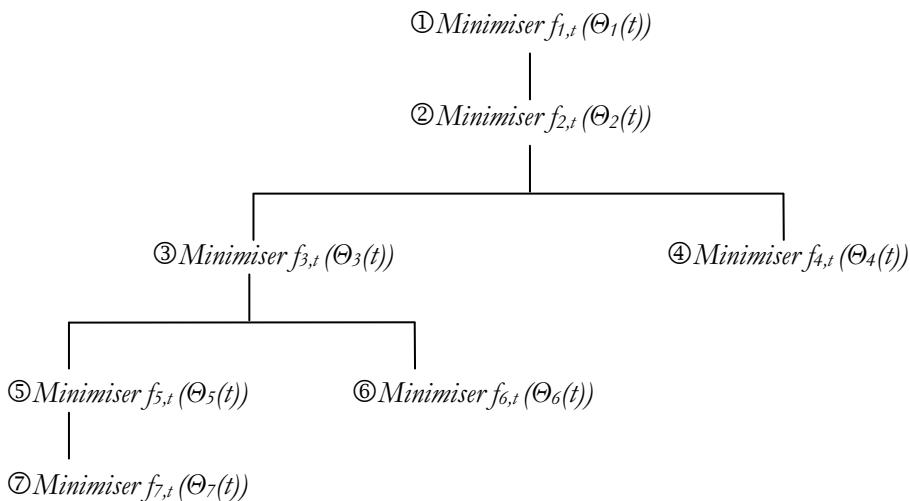


Fig. 10 : Exemple d'architecture pour un système à objectifs multi niveaux

L'étape suivante consiste à évaluer les conditions de dépendances entre chaque fonction. Si l'on se réfère à l'exemple précédent on remarque, que les problèmes ① et ② doivent être résolus avant le problème ③. En tenant compte de toutes les fonctions on obtient les lois de dépendances suivantes (Eq. 8):

$$\text{Eq. 8} \quad \left\{ \begin{array}{l} \textcircled{1} \\ \textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \\ \textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{3} \\ \textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{4} \\ \textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{3} \rightarrow \textcircled{5} \\ \textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{3} \rightarrow \textcircled{6} \\ \textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{3} \rightarrow \textcircled{5} \rightarrow \textcircled{7} \end{array} \right.$$

En version simplifiée:

$$\text{Eq. 9 : } \textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2}, \textcircled{2} \rightarrow \{\textcircled{3}, \textcircled{4}\}, \textcircled{3} \rightarrow \{\textcircled{5}, \textcircled{6}\}, \textcircled{5} \rightarrow \textcircled{7}$$

Pour un cas idéal, c'est-à-dire lorsque qu'il est possible d'obtenir $\delta_i(t)=0$, on obtient plusieurs séquences possibles pour une solution finale identique:

Eq. 10 :

$$\begin{aligned} & \{\textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{3} \rightarrow \textcircled{4} \rightarrow \textcircled{5} \rightarrow \textcircled{6} \rightarrow \textcircled{7}\} \\ & \{\textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{3} \rightarrow \textcircled{6} \rightarrow \textcircled{5} \rightarrow \textcircled{7} \rightarrow \textcircled{4}\} \\ & \{\textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{3} \rightarrow \textcircled{5} \rightarrow \textcircled{4} \rightarrow \textcircled{6} \rightarrow \textcircled{7}\} \\ & \{\textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{4} \rightarrow \textcircled{3} \rightarrow \textcircled{5} \rightarrow \textcircled{7} \rightarrow \textcircled{6}\} \\ & \{\textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{4} \rightarrow \textcircled{3} \rightarrow \textcircled{6} \rightarrow \textcircled{5} \rightarrow \textcircled{7}\} \\ & \{\textcircled{1} \rightarrow \textcircled{2} \rightarrow \textcircled{4} \rightarrow \textcircled{3} \rightarrow \textcircled{5} \rightarrow \textcircled{6} \rightarrow \textcircled{7}\} \end{aligned}$$

...

Cette méthode apporte une certaine souplesse lors de la programmation de l'algorithme.

Dans le cas où $\delta_i(t) \neq 0$ ou s'il n'y a pas assez de contrainte, une sélection d'un choix de séquence doit être réalisé afin de répondre aux mieux aux exigences de l'utilisateur, comme par exemple affecter une priorité d'atteinte d'objectif du coude gauche sur la main gauche. Les solutions dépendent donc des séquences choisies par l'utilisateur. Pour la suite nous n'étudierons pas l'influence de la séquence, nous nous contenterons de trouver une solution qui satisfait les contraintes proposées.

L'exemple présenté, ci-dessous, illustre l'application de cet algorithme appliqué sur le modèle géométrique. Dans ce cas, le mannequin numérique est soumis à quatre contraintes $\delta_i(t)$.

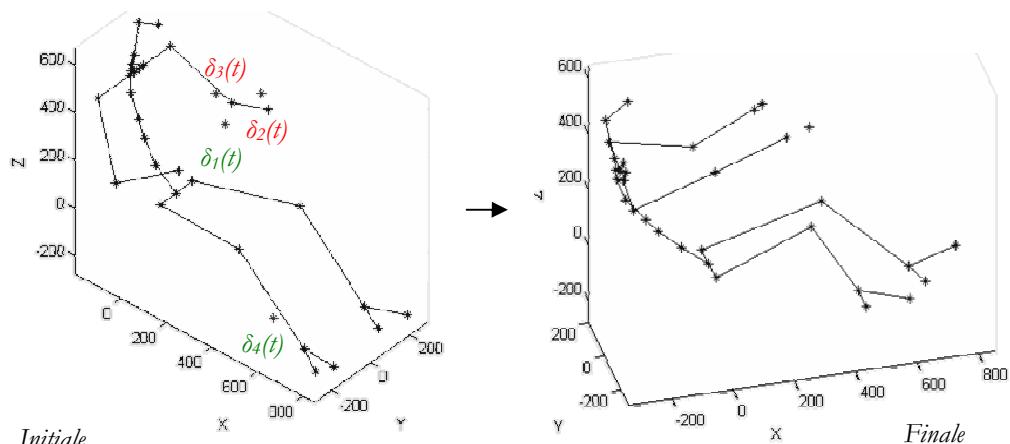


Fig. 11 : Exemple d'application de chaînes structurées arborescentes soumises à de multiples contraintes $\delta_i(t)$

Afin de minimiser le nombre de paramètres articulaires et ainsi minimiser les temps de calculs, une méthode simplificatrice est ajoutée à notre algorithme. Son principe de fonctionnement est expliqué à partir de l'exemple présenté ci-dessous.

Soit un bras articulé et composé de trois axes de rotation, devant atteindre une cible C .

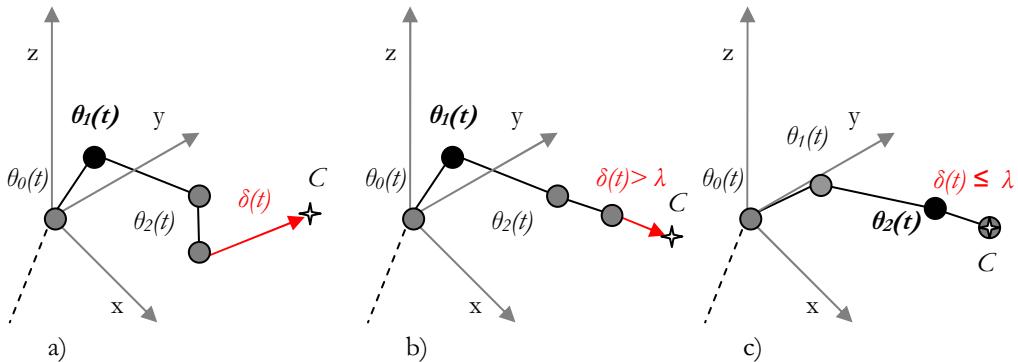


Fig. 12 : Exemple de modification des paramètres de la fonction objectifs

Dans un premier temps les angles θ_0, θ_2 sont définis comme prioritaire et l'articulation θ_1 gelée. On pose alors :

$$\Theta(t) = \{ \theta_0(t), \theta_2(t) \} \text{ et } f_i(\Theta(t)) = \delta(t)$$

Ensuite on fait intervenir un critère de modification de f_i nommé λ représentant la distance entre la cible et le point objectif du bras articulé. Ce critère permet donc de modifier les paramètres $\Theta(t)$ de notre fonction objectif en $\Theta'(t)$ si la solution $\delta(t)$ ne convient pas suffisamment à l'utilisateur.

La solution de ce problème est donc obtenue à partir de l'algorithme suivant :

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Minimiser } f_i(\Theta(t)) \\ \text{Soumis à } \beta_{imin} \leq \theta_i(t) \leq \beta_{imax} \\ \text{Avec } \beta_i \in [0, 2\pi] \\ \\ \text{Si } \delta(t) > \lambda \text{ alors on pose } \Theta'(t) = \{ \theta_0(t), \theta_1(t) \} : \\ \text{Sinon } \Theta'(t) = \{ \theta_0(t), \theta_2(t) \} \\ \\ \text{Minimiser } f_i(\Theta'(t)) \\ \text{Soumis à } \beta_{imin} \leq \theta_i(t) \leq \beta_{imax} \\ \text{Avec } \beta_i \in [0, 2\pi] \end{array} \right. \quad \text{Eq. 11 :}$$

à $\delta(t) \leq \lambda$, on obtient $\Theta(t) = \{ \theta_0(t), \theta_1(t), \theta_2(t) \}$

Soit de façon généralisée :

$$\Theta'(t) + (\Theta(t) - \Theta'(t) \cap \Theta(t))$$

L'exemple ci-dessous illustre l'application de ce principe sur le mannequin numérique. Dans un premier temps celui-ci essaye d'atteindre la cible C (Fig. 13.a) et s'il ne peut l'atteindre, une modification des paramètres de la fonction objectif est réalisée (Fig. 13.b).

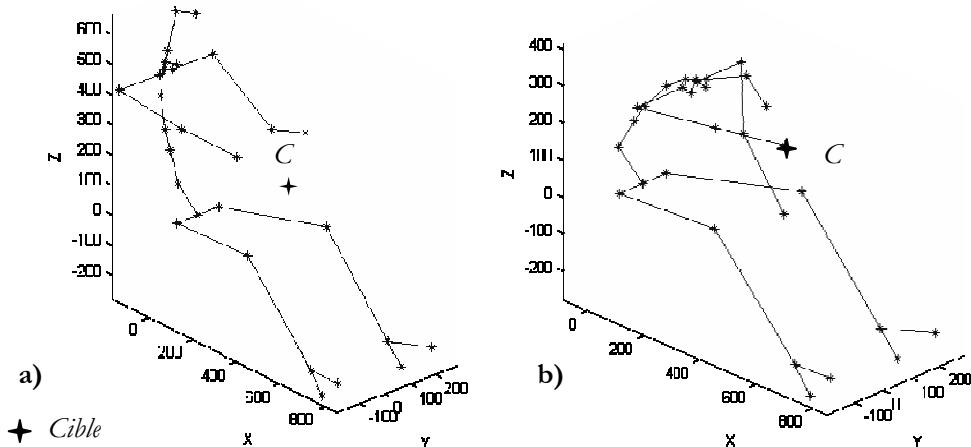


Fig. 13 : Exemple d'application sur la modification de paramètres de la fonction objectif

3.3 Création d'une base de données de mouvements

Le modèle inverse permet au mannequin numérique de recréer les mouvements mesurés lors des essais de quantification des réactions des conducteurs. La reconstruction de ces mouvements doit permettre de générer une base de données comportant les angles articulaires associés aux paramètres de conduite.

3.3.1 Reconstructions de mouvement

Le but de la reconstruction de mouvement est de pouvoir simuler, via le modèle inverse, les mouvements exécutés par le sujet et capturés par le système d'acquisition de mouvement VICON[©] (Fig. 14).

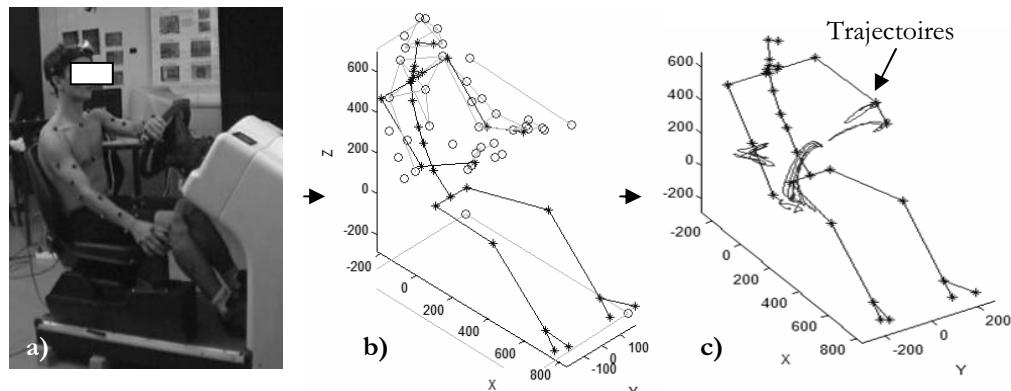


Fig. 14: vidéo du sujet (a), intégration du modèle inverse dans la scène comportant les mires (b), trajectoires d'articulations rejouées (c)

La méthode de reconstruction de mouvement est définie en quatre phases :

- **Traitements des trajectoires des marqueurs VICON :**

Suite au traitement des marqueurs via le logiciel *Workstation* de VICON[©], un fichier comportant leurs noms et trajectoires est obtenu. Cependant, après ce traitement, il subsiste quelquefois des interruptions résiduelles de trajectoire de certains marqueurs. Dans un premier temps, des essais de *solidification* ont été entamés [VEL 88] [CHE 00]. Ceux-ci consistent à recalculer les trajectoires à partir d'au moins trois autres marqueurs disponibles sur le segment corporel où le marqueur est manquant. Mais cette méthode s'est avérée peu fructueuse en raison des pertes sporadiques de marqueurs disposés sur un même membre.

De ce fait, des interpolations par spline cubique [BOO 78] ou par un polynôme cubique de Hermite [FRI 80] ont été réalisées. Le choix de la méthode d'interpolation est défini en comparant les deux résultats obtenus.

- **Définition de l'anthropométrie du mannequin**

Cette étape permet de créer avec l'outil MAN3D, un mannequin dont les dimensions anthropométriques sont très proches de celles du sujet³. Celle-ci va permettre de définir les coefficients d_j et a_j de la matrice de passage homogène T_{ij} .

- **Intégration des trajectoires dans le référentiel du mannequin**

Les trajectoires lors des essais sont exprimées dans le référentiel du laboratoire, c'est-à-dire celui correspondant au système VICON®. Un changement de repère doit alors être réalisé afin que les trajectoires soient exprimées dans le référentiel point H machine⁴.

- **Reconstruction des mouvements**

La reconstruction de mouvement consiste à rechercher l'ensemble Γ correspondant aux ensembles S_j par la méthode de gestion des chaînons pour objectifs multi niveaux présentée au paragraphe 3.2.2.

Il se peut que les centres articulaires⁵ n'atteignent pas exactement certains points des trajectoires auxquels ils sont contraints créant ainsi un écart résiduel entre eux. Ceci est causé par le cumul d'erreurs de mesures ; erreurs de mesures de l'anthropométrie par la méthode DLT, erreurs de positionnement du mannequin dans la scène, erreurs de mesures par le système VICON®. Mais ces erreurs sont la plupart du temps négligeables.

- **Exemple d'application de cette méthode de reconstruction de mouvements**

Les données présentées ci-dessous proviennent de la capture de mouvement du sujet 7 (cf. annexe IV) lors des scènes deux et deux bis. Elles ont été traitées et repositionnées dans le repère mannequin (Fig. 15 et Fig. 16). De plus, les paramètres anthropométriques (d_j et a_j) ont été préalablement mesurés avec MAN3D.

Pour cet exemple nous nous intéressons particulièrement aux données concernant le membre supérieur gauche. En entrée de notre algorithme, on peut découvrir les valeurs des contraintes appliquées au niveau du centre articulaire du coude gauche, sur la cervicale en C7 et sur l'acromion de l'épaule gauche.

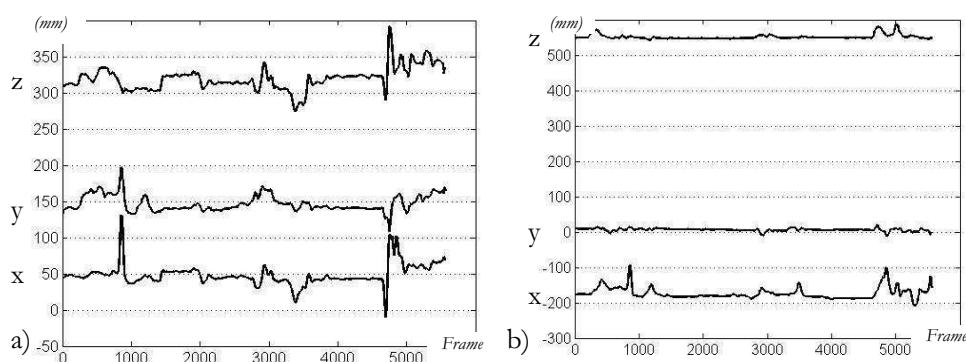


Fig. 15 : Exemples de contraintes (σ_j) appliquées sur coude gauche (a) et en C7(b)

³ Cf. §3.1.4

⁴ Une proposition de résolution et disponible en annexe X

⁵ Le calcul des centres articulaires est présenté au chap. III

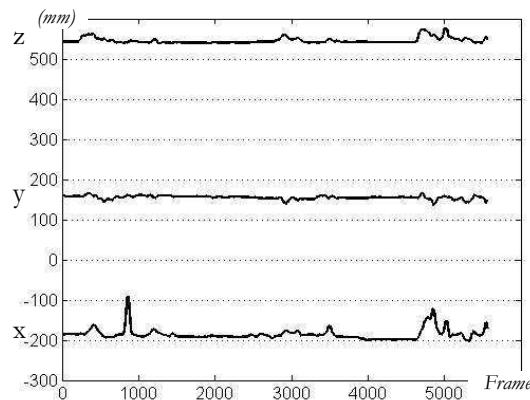


Fig. 16 : Exemple de contrainte (σ_j) appliquées sur épaule gauche

Ci-dessous (Fig. 17), on peut observer la réponse du programme concernant les angles articulaires (l'ensemble Θ) intervenants dans la reconstruction du mouvement capturé par le système VICON®.

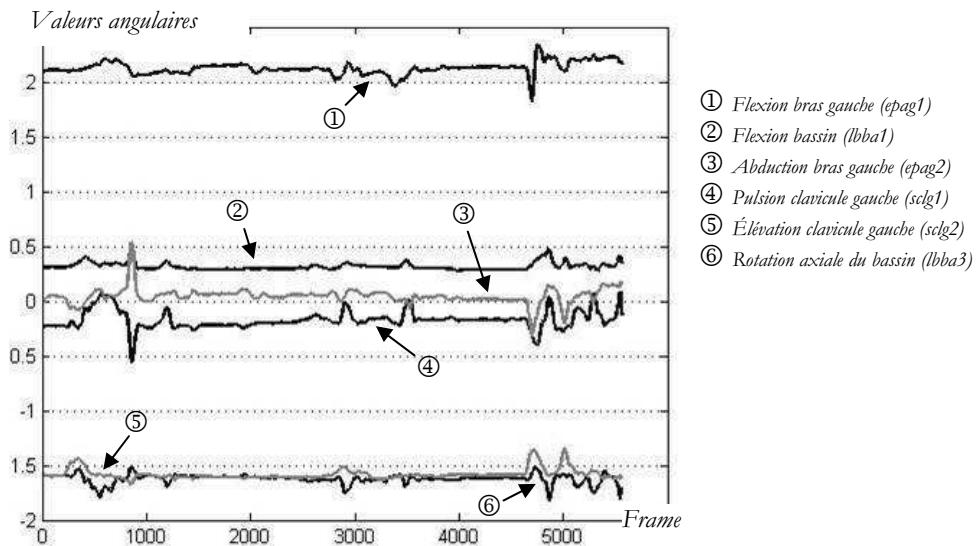


Fig. 17 : Exemple de valeurs d'un ensemble Θ permettant de reconstruire le mouvement capturé du membre supérieur gauche

Ci-dessous (Fig. 18), on visualise les erreurs résultantes de cette reconstruction. Dans cet exemple, on remarque des paliers concernant les distances entre les centres articulaires du coude gauche du mannequin et de C7. Ceux-ci sont en grande partie causés par une mauvaise estimation des coefficients anthropométriques (d_j et a_j). Certains pics d'erreur peuvent également apparaître à cause d'une mauvaise interpolation des signaux d'entrées ou causer par le tracking d'une mauvaise mire avec le logiciel de traitement VICON.

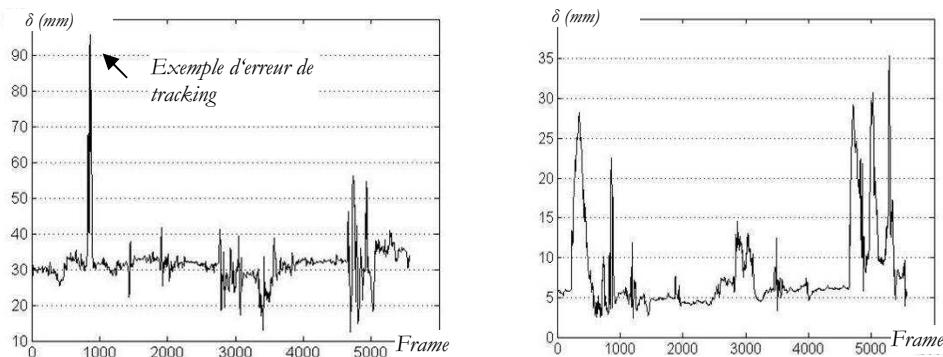


Fig. 18 : Erreurs (δ) commises entre les trajectoires de l'articulation du coude gauche et en C7 capturées par le système VICON[®]et recalculées par notre algorithme de reconstruction

En conclusion, pour cet exemple, il est nécessaire de corriger les coefficients anthropométriques ainsi que de revoir l'interpolation afin de valider cette reconstruction de mouvement.

3.3.2 Synthèse des résultats suite à la reconstruction de mouvement

A la fin de cette reconstruction de mouvement, nous disposons d'une base de données comportant pour chaque sujet (Fig. 19) :

- un squelette numérique adapté à l'anthropométrie du sujet,
- les trajectoires des centres articulaires exprimées dans le repère du mannequin numérique,
- les valeurs des angles articulaires permettant au mannequin de rejouer les mouvements du sujet,
- les paramètres de conduite enregistrés par le simulateur synchronisé avec les mouvements rejoués.

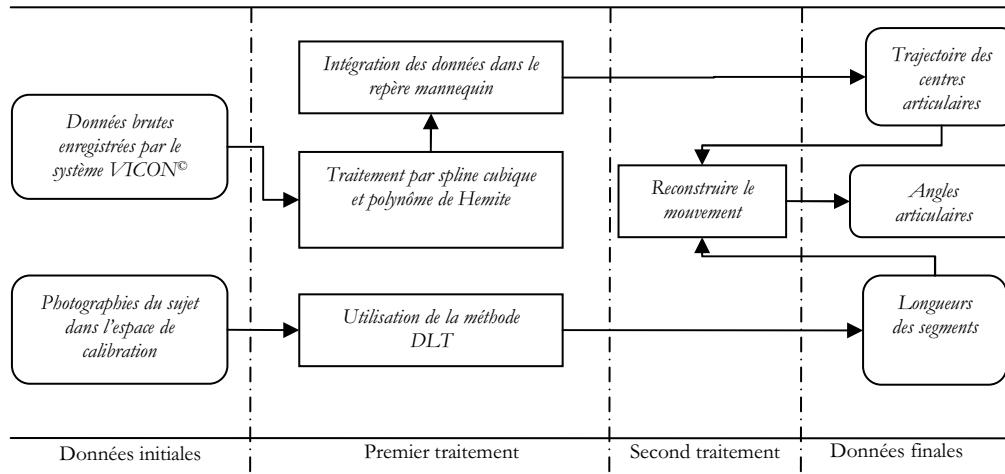


Fig. 19 : Résumé des actions effectuées sur les données enregistrées lors des essais

Dans les chapitres suivants nous découvrirons comment ces données de reconstruction et ce modèle de squelette numérique vont permettre d'élaborer notre modèle de prédiction posturale en temps réel.

4 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons vu comment les données, provenant d'une capture de mouvements avec le système VICON, peuvent être utilisées afin de récupérer les valeurs des angles articulaires d'un mouvement ou d'une posture d'un sujet.

Pour arriver à ce résultat, un squelette du corps humain entièrement paramétrable, aussi bien que par les longueurs des segments et la gestion des DDL, a été réalisé sous MATLAB[®]. Celui-ci a été couplé à un algorithme s'appuyant sur la méthode de résolution du *Nelder-Mead Simplex* et sur une méthode de gestion des contraintes multi niveaux, permettant par ces faits, de résoudre efficacement les valeurs des angles entre les segments corporels. De plus, nous avons pu remarquer une certaine facilité de programmation et d'utilisation de cet algorithme.

■ Chapitre III

Observations expérimentales en situation de pré-crash

1 INTRODUCTION	59
2 PRINCIPE GENERAL	59
3 MOYENS DE MESURES	59
3.1 Mesures anthropométriques	59
3.1.1 Mesures directes	59
3.1.2 Mesures indirectes	60
3.1.2.1 Espace de calibration	60
3.1.2.2 Postures référentielles	60
3.2 Mesures des postures et mouvements de conduite	61
3.3 Mesures des paramètres de conduite	61
3.4 Mesures des efforts musculaires	62
3.4.1 Pose des électrodes sur le sujet	62
3.4.2 Calibration de l'électromyogramme	63
3.5 Synchronisation des mesures	64
3.6 Renseignements intrinsèques des sujets	65
4 PROTOCOLE DES ESSAIS	65
4.1 Préparation du simulateur	65
4.2 Recrutement des sujets	66
4.3 Pose des marqueurs sur le sujet	66
4.4 Mise en place du sujet dans le simulateur et phase de mesure statique	66
4.5 Scenarii des expérimentations	66
4.5.1 Choc frontal	66
4.5.2 Choc latéral	68
4.6 Déroulement des essais	69
5 ANALYSES ET RESULTATS	71

5.1 Choc frontal	71
5.1.1 Etude qualitative des réactions anticipatives	71
5.1.2 Analyses des paramètres de conduite	72
5.1.3 Quantification des réactions anticipatives	73
5.2 Choc latéral	77
5.2.1 Analyse qualitative des postures lors de la phase de pré-crash latéral	77
5.2.2 Quantification des réactions anticipatives	79
5.2.3 Analyse des efforts musculaires	81
5.3 Détection de la réaction du sujet	84
6 CONCLUSION	88

1 Introduction

Les essais présentés dans le premier chapitre démontrent que certaines positions, occasionnées par la réaction du conducteur lors d'un crash, pouvaient engendrer des blessures plus graves qu'avec la posture standard préconisée pour les essais réglementaires. Dans ce chapitre, deux campagnes expérimentales visent à quantifier (via notre modèle de cinématique) et à analyser les mouvements d'un conducteur face à différentes situations d'urgence. Le but est ici de collecter un maximum d'informations permettant le développement d'un modèle prédictif. Trois types de crash frontaux et un latéral droit ont été simulés. Une étude sur les efforts des principaux muscles des bras et avant-bras a été ajoutée lors de l'essai en situation de crash latéral afin d'observer et de mesurer la contraction musculaire visible sur les vidéos des précédentes manipulations

2 Principe général

Le principe de ces essais consiste, sur un simulateur de conduite simplifié, à faire réagir les sujets à trois scénarios de crash frontaux et un latéral droit et à quantifier leurs postures et mouvements réactifs via un système d'acquisition de mouvement en 3D.

A la fin des essais, une base de données doit être créée et comporter pour chaque sujet :

- les mesures anthropométriques,
- les positions dans l'espace des centres articulaires synchronisées aux paramètres de conduite pour chaque scénario,
- les vidéos des essais,
- les informations sur la latéralité manuelle, les habitudes de conduite, le taux de fatigue au moment des essais...,
- la position dans l'espace des centres articulaires lors d'une position normalisée¹,
- les paramètres de conduite (position du volant, vitesse du véhicule ...).

L'exploitation de ces données doit permettre :

- d'obtenir une meilleure compréhension des réactions anticipatives,
- de poser les fondations d'un futur modèle de prédiction posturale en temps réel.

3 Moyens de mesures

3.1 Mesures anthropométriques

L'anthropométrie et la morphologie des sujets proviennent de mesures directes et indirectes.

3.1.1 Mesures directes

Cette technique consiste à prélever 19 mesures anthropométriques basées sur des points de repères anatomiques, à l'aide d'une toise, d'un mètre ruban, d'une équerre,

¹ Cf. Chap. I, § 1.2

d'un « pied à coulisse anthropométrique » et d'un pèse-personne. Ces différentes mesures sont présentées à l'annexe II.

Ces relevés permettent d'affiner si nécessaire et de valider les mesures obtenues lors de la prise de mesure indirecte de l'anthropométrie.

3.1.2 Mesures indirectes

La méthode de mesure indirecte de l'anthropométrie est réalisée de la même façon qu'au chapitre précédent. Une seule posture spécifique du sujet dans l'espace de calibration y a été ajoutée. Ces mesures doivent permettre de générer des mannequins pour reconstituer les mouvements à partir des trajectoires des marqueurs enregistrées par le système de capture de mouvement de marque VICON®. Le principe de reconstruction de mouvements est développé au chapitre II.

3.1.2.1 Espace de calibration

L'étalonnage des photos est réalisé avec l'espace de calibration schématisé ci-dessous.

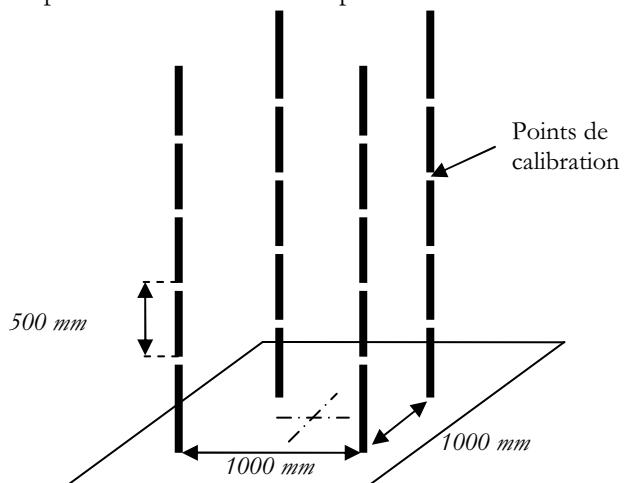


Fig. 1 : Conception de l'espace de calibration

3.1.2.2 Postures référentielles

Le sujet doit se placer au centre de l'espace de calibration et adopter la posture désignée « pharaon » (Fig. 2). Celle-ci impose au sujet de plier le bras et la jambe gauche le plus proche des 90 degrés. Cette position permet d'identifier précisément les centres articulaires et de ce fait, déterminer les mesures anthropométriques des membres inférieurs et supérieurs.



Fig. 2 : Sujet en position dite « pharaon » dans un espace de calibration

3.2 Mesures des postures et mouvements de conduite

Durant les phases de simulation de conduite, les postures et mouvements du conducteur sont mesurés au moyen d'un système d'acquisition de mouvement de marque VICON[®]. Il permet, à partir d'un système optoélectronique, de capturer les trajectoires tridimensionnelles de marqueurs passifs fixés à la surface de la peau via un ensemble de caméras infrarouges séquencées à 50Hz (Fig. 3). Cet appareil nécessite une calibration préalable de l'espace de mesure avant chaque session.

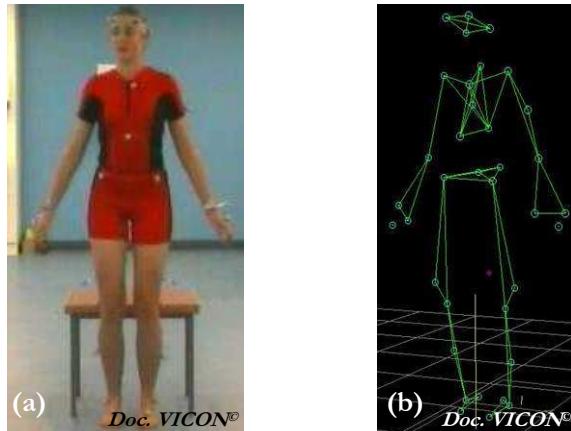


Fig. 3 : (a) Sujet équipé de marqueur et (b) reconstruction sous le logiciel VICON[®]

3.3 Mesures des paramètres de conduite

Les paramètres de conduite sont prélevés à partir d'un simulateur à base fixe de marque FAROS[®] ayant les principales caractéristiques suivantes :

- une image projetée à l'avant par vidéo projecteur LCD de 2000 lumens et 1280 x 1024 de résolution sur écran de 1,8m x 1,35m pour les essais de crash frontaux,
- une image projetée à l'avant sur 3 écrans de 1,8m x 1,35m situés à 1.93m de la tête du conducteur, par 3 vidéos projecteurs type U5-732 DLP 2300 lumens, résolution 1280 x 1024 pixels (compression : 1024 x 768 natif) pour les essais en crash latéral,
- capteurs sur volant, pédalier, levier de vitesse, et commodos,
- boîte automatique pour l'essai en situation de crash latéral,
- son en quadriphonie – bruits internes au véhicule (moteur, roulement, démarreur) et bruit externe spatialisé du trafic,
- retour d'effort au volant par moteur couple et frein.

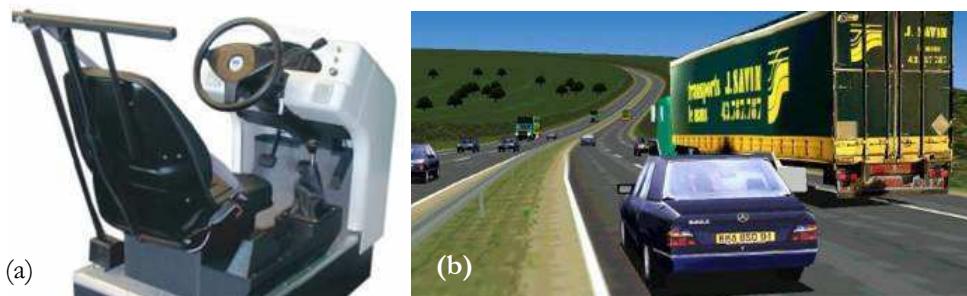


Fig. 4 : Simulateur de conduite à base fixe (a) et exemple d'images projetées (b)

Ce simulateur est basé sur l'architecture SIM²² qui s'appuie sur le modèle de trafic ARCHISIM³. SIM² intègre des outils d'aide à la création des différents composants

² Logiciel pour visuel 3D et architecture de simulation de conduite

informatiques (base de données ou fichiers) nécessaires à la description de l'environnement et du déroulement des scénarii.

Lors d'un scénario, les paramètres observables sont :

- la distance latérale du véhicule piloté par rapport à la ligne de profil de la chaussée,
- les points kilométriques suivant le repérage longitudinal,
- la vitesse et l'accélération du véhicule piloté,
- la position du véhicule suivant la topographie suivant les trois axes,
- la position angulaire du volant,
- la position des pédales d'accélérateur et de frein en pourcentage de la course maximale,
- le repérage de la boîte de vitesses,
- les voyants indicateurs (clignotants, phares...).

Pendant la simulation de conduite, un fichier comportant ces paramètres est créé. Ceux-ci sont enregistrés à la fréquence de rafraîchissement des images soit 30 ± 5 Hz durant la totalité de l'expérimentation.

Ce simulateur est couramment utilisé par les équipes du LESCOT⁴ et MSIS⁵ de l'INRETS notamment pour les recherches sur les interactions entre ergonomie et sécurité.

3.4 Mesures des efforts musculaires

Les efforts musculaires, développés lors d'un crash latéral droit, sont mesurés avec un électromyogramme (Fig. 5) [BOU 95]. Un électromyogramme (EMG) est un examen qui consiste à analyser l'activité électrique des muscles après l'avoir détectée, amplifiée, visualisée sur écran et enregistrée.

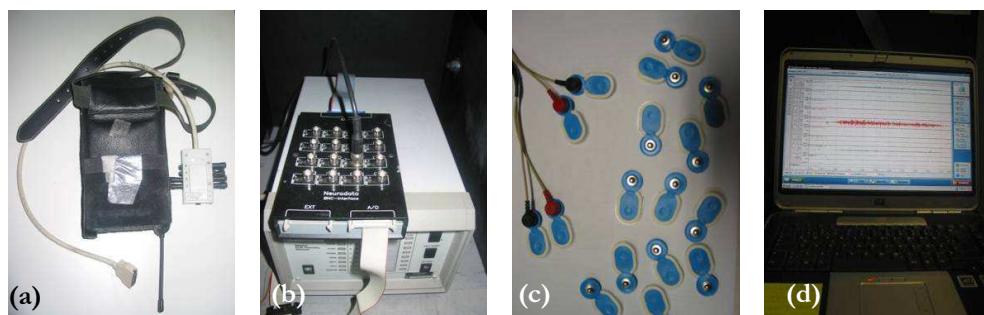


Fig. 5 : Dispositif EMG : émetteur (a), récepteur (b), électrodes de surface (c) et visualisation en temps réel (d)

Les électrodes utilisées permettent d'effectuer une électromyographie de surface, qui par définition, ne permet d'enregistrer que l'activité électrique des muscles superficiels.

3.4.1 Pose des électrodes sur le sujet

Afin d'évaluer les efforts musculaires développés au moment du pré-crash, des électrodes de surfaces ont été disposés sur les biceps et triceps brachiaux, respectivement fléchisseur et extenseur du coude (Fig. 6).

³ Logiciel pour le modèle de trafic, modèle sonore, gestionnaire temps réel de scénarii

⁴ Laboratoire Ergonomie et Sciences Cognitives pour les Transports INRETS

⁵ Modélisations, simulations et simulateurs de conduite INRETS

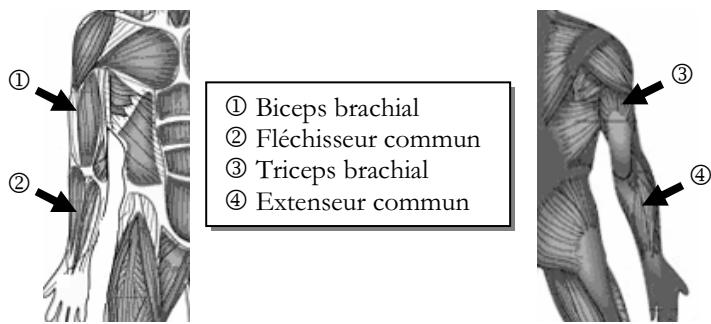


Fig. 6: Muscles analysés lors de la manipulation

Dans le but de minimiser la résistance⁶ de la peau au niveau de la pose des électrodes, la peau doit être préparée avec, dans un premier temps et si nécessaire, un rasage de cette zone, suivi d'une application d'une pommade abrasive et un nettoyant à base d'alcool.

3.4.2 Calibration de l'électromyogramme

Après la pose des électrodes il est nécessaire d'effectuer une calibration de l'EMG. La calibration permet de lier l'activité électrique musculaire à l'effort maximal d'un muscle pouvant être volontairement activé par le sujet. Ces données vont permettre d'évaluer l'effort développé, lors de la simulation, en fonction de l'effort maximal des muscles étudiés. Lors de cette phase deux types de mesure pour chacun des muscles sont recueillies :

- l'effort maximal en Newtons via une lecture directe sur dynamomètre,
- le signal engendré par cet effort.

Pour cela, huit mouvements et postures spécifiques sont réalisés par le sujet de façon à n'activer que le muscle étudié (Fig. 7 et Fig. 8). Ils sont obtenus de la façon suivante :

- pour les fléchisseurs communs des bras, l'avant bras du sujet est contraint sur la table avec la paume de la main vers le haut (Fig. 7.a). Le sujet doit alors effectuer une flexion du poignet en exerçant une traction sur le dynamomètre,
- pour les extenseurs communs des bras, le mouvement est identique au précédent à la différence que la paume de la main est dirigée vers le bas (Fig. 8),
- pour le triceps brachial, bras est parallèle au dynamomètre et forme un angle d'environ 90 degrés avec l'avant-bras plié (Fig. 7.b). Le sujet exerce ensuite un effort dirigé vers le bas permettant une traction sur le dynamomètre,
- pour le biceps brachial, la procédure est identique sauf que l'effort est dirigé vers le haut (Fig. 7.c).

⁶ D'un point de vue électrique



Fig. 7 : Posture permettant d'exercer une contraction volontaire maximale des muscles du fléchisseur commun (a), triceps brachial (b) et biceps brachial (c)

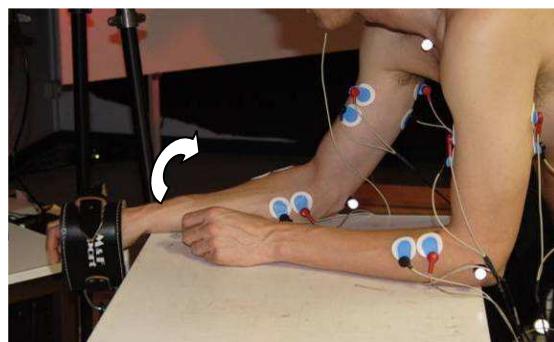


Fig. 8 : Posture permettant d'exercer une contraction volontaire maximale des extenseurs communs

3.5 Synchronisation des mesures

Un système de synchronisation multi-sources (vidéos, capture de mouvement et paramètres de conduite...) a été réalisé avec la collaboration de l'équipe « simulateurs » de l'INRETS afin d'accorder l'ensemble des signaux en post traitement.

Le traitement se déroule en deux étapes :

- Pendant une simulation de conduite, dès que le véhicule du sujet arrive à un point kilométrique *p_k* proche de l'incident programmé, un signal est envoyé à l'ordinateur contrôlant le simulateur. Ce signal est ensuite conditionné de façon à pouvoir être perçu, d'une part, par l'entrée du contact de lancement d'enregistrement du système VICON® et, d'autre part, dans le flux continu d'enregistrement des paramètres de conduite. Parallèlement, ce signal permet l'activation d'une diode électroluminescente visible par les caméras vidéo de capture de mouvements. Suite à l'incident, le même signal est renvoyé créant ainsi un top de fin. Les détails de l'appareillage électronique sont disponibles à l'annexe III.
- Lors du post traitement il est nécessaire d'effectuer une synchronisation fréquentielle entre les données du simulateur et du système VICON® (préalablement amputées des données résiduelles enregistrées avant le top de départ et après le top de fin). Cette synchronisation est réalisée à partir d'interpolations par splines cubiques puis re-échantillonnage à la fréquence désirée (50 Hz dans notre cas).

3.6 Renseignements intrinsèques des sujets

Un questionnaire est administré de façon à connaître les habitudes de conduite des sujets volontaires ainsi que leur caractéristique propres. Les questions posées sont décrites à l'annexe I.

4 Protocole des essais

Ce protocole s'appuie sur une série préliminaire d'essais réalisée au sein du laboratoire sur des sujets volontaires appartenant au personnel de l'INRETS de Bron.

4.1 Préparation du simulateur

Le simulateur a été équipé de marqueurs identiques à ceux placés sur les sujets, pour créer des points fixes de repérage lors du post traitement ainsi que des indicateurs de réglages du siège. Un accoudoir (Fig. 9 b) a été également installé afin de simuler le rebord de la fenêtre et ainsi obtenir certaines positions de confort observées lors des précédents essais (cf. chapitre I). Des boutons numérotés inactifs, positionnés sur le tableau de bord servent de cibles à atteindre par les sujets dans le but de détourner leur attention et dissimuler le véritable objectif des essais.

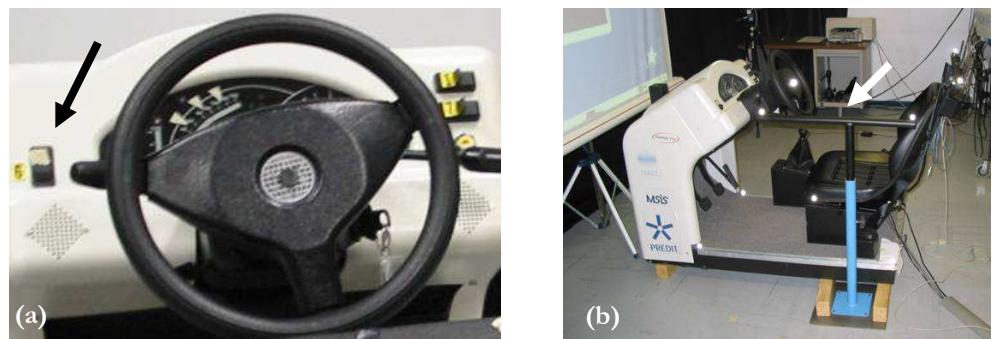


Fig. 9 : Boutons de commandes inactifs servant de leurre (a) et ajout d'un accoudoir (b)

Différents points géométriques du simulateur ont également été localisés avec un bras de mesure FARO® (Fig. 10). Ceux-ci permettent de recréer le simulateur en 3D et pour l'intégrer dans les scènes reconstruites numériquement. Cet appareil de mesure 3D est un dispositif composé d'un bras articulé sur plusieurs axes où chaque articulation possède un transducteur de rotation relié à un boîtier de contrôle. Ce contrôleur transmet ces signaux à un logiciel de traitement qui calcule l'emplacement du palpeur dans un repère cartésien.



Fig. 10 : Dispositif de mesure FARO Arm®

4.2 Recrutement des sujets

Les sujets ne doivent pas avoir connaissance du but de ces essais. De ce fait, il leur était indiqué lors du recrutement, qu'ils participaient à une étude ergonomique sur simulateur.

Aucune sélection particulière des volontaires n'a été réalisée ; seulement trois conditions étaient demandées :

- posséder un permis de conduire,
- de ne pas avoir participé aux manipulations préliminaires,
- participer à une seule campagne d'essai.

4.3 Pose des marqueurs sur le sujet

55 marqueurs rétro-réfléchissants pour les essais en choc frontal et 33 marqueurs pour les essais de choc latéral⁷, de 14,5mm de diamètre, sont placés à l'aide de rubans adhésifs hypoallergéniques sur le sujet suivant le schéma de l'annexe V.

4.4 Mise en place du sujet dans le simulateur et phase de mesure statique

Le sujet doit être assis et non ceinturé afin de ne pas cacher les marqueurs positionnés sur l'acromion gauche et le sternum. Suite aux réglages du siège de conduite par le sujet, une saisie statique est réalisée. Le sujet doit être assis le dos plaqué contre le dossier et les mains ouvertes posées sur le volant en position « 10h10 ». Le pied droit sur la pédale d'accélérateur et le pied gauche à coté de la pédale d'embrayage (Fig. 11). Cette phase sert à contrôler la visibilité des marqueurs et ainsi vérifier la bonne qualité des mesures.



Fig. 11 : Position du sujet lors d'une phase de mesure statique

4.5 Scenarii des expérimentations

Les scénarii ont été développés en collaboration avec l'équipe « Simulateurs » de l'INRETS. Ils ont pour but de faire réagir les conducteurs sur 3 types de circuits : autoroute, route départementale et ville pour les situations en choc frontal et sur départementale pour la situation de crash latéral.

Avant chaque type d'essai un premier scénario a été réalisé afin de familiariser les sujets à la conduite sur simulateur. La fin de ce scénario avait lieu dès que le sujet (et les manipulateurs) estimait maîtriser sa conduite sur ce type de simulateur.

4.5.1 Choc frontal

Pour le premier scénario, le sujet conduit sur autoroute et entre dans une zone de brouillard dense. Le véhicule qui précède, roulant à vitesse identique, freine inopinément (Fig. 12). Le sujet doit effectuer une manœuvre s'il veut éviter la collision.

⁷ La pose d'électrodes sur le sujet a contraint le nombre de marqueurs à 33 pour ce type d'essai

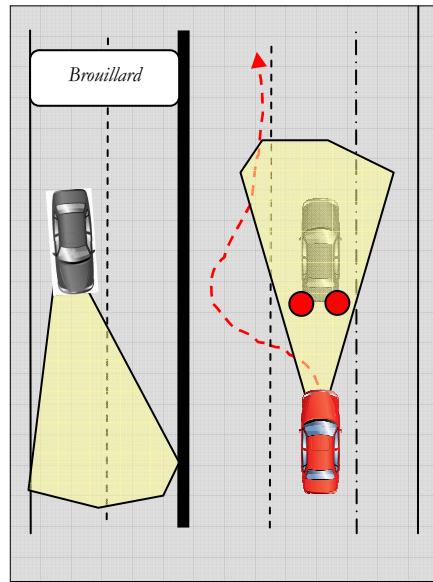


Fig. 12: *Scène 1, sur autoroute*

Le second scénario se déroule en ville où le sujet est soumis à deux situations de pré-crash. La première se déroule dès les premières minutes de l'essai. Le sujet double un bus à l'arrêt. Au moment du dépassement, des piétons traversent la voie. Le conducteur doit alors effectuer une manœuvre d'évitement (Fig. 13.a). Quelques minutes plus tard, un véhicule sort d'une place de stationnement (Fig. 13.b) obligeant le sujet à faire un écart.

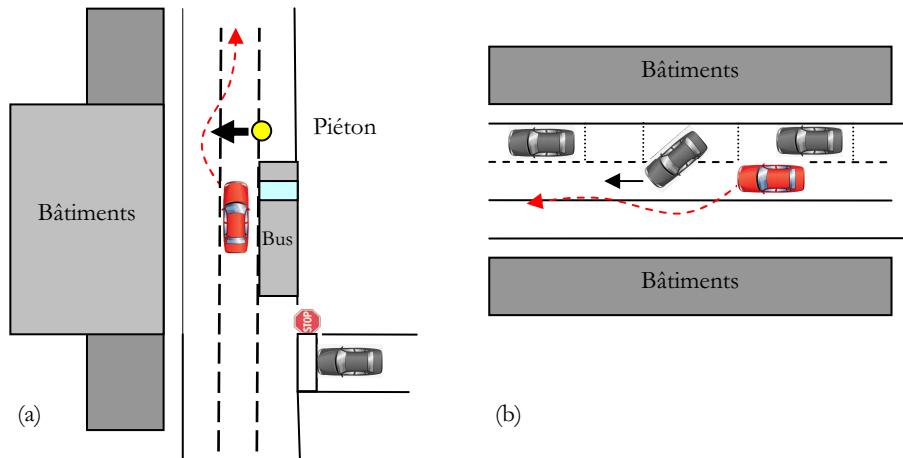


Fig. 13: *Scène 2 et 2bis, en centre ville*

Le dernier scénario se déroule sur une route départementale. Au bout de quelques minutes, le sujet approche du lieu d'un accident sur la voie de gauche engendrant un embouteillage. Soudain un conducteur impatient, décide de dépasser la file de véhicules et se retrouve face au sujet qui doit alors effectuer une manœuvre d'évitement (Fig. 14).

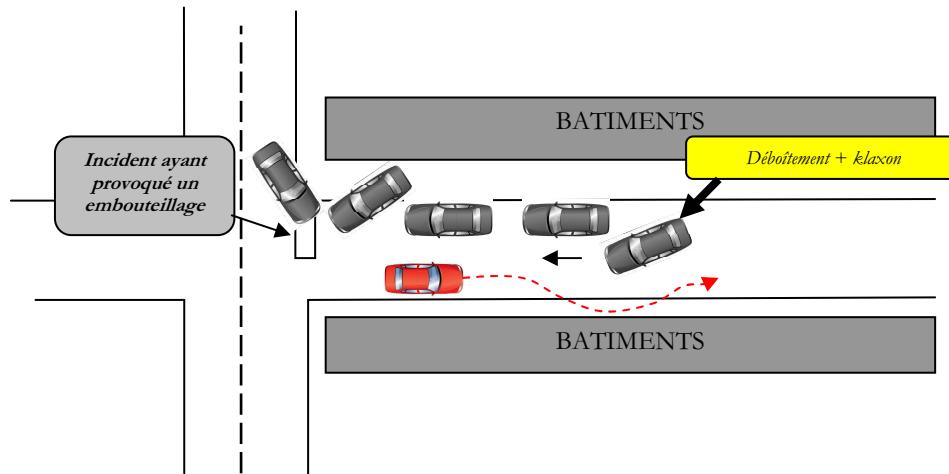


Fig. 14: Scène 3, sur départementale

Afin de ne pas biaiser les résultats, l'ordre des scénarii de pré-crash a été défini de façon aléatoire.

4.5.2 Choc latéral

Suite au scénario de familiarisation, trois scénarii sont ici réalisés mais seulement le dernier scénario comportait une situation de crash latéral.

En effet, le premier scénario, d'une durée de 10 minutes environ, était une reconnaissance du circuit par temps clair. Le départ était effectué sur la bande d'arrêt d'urgence de l'autoroute avec un faible trafic dans les deux sens.

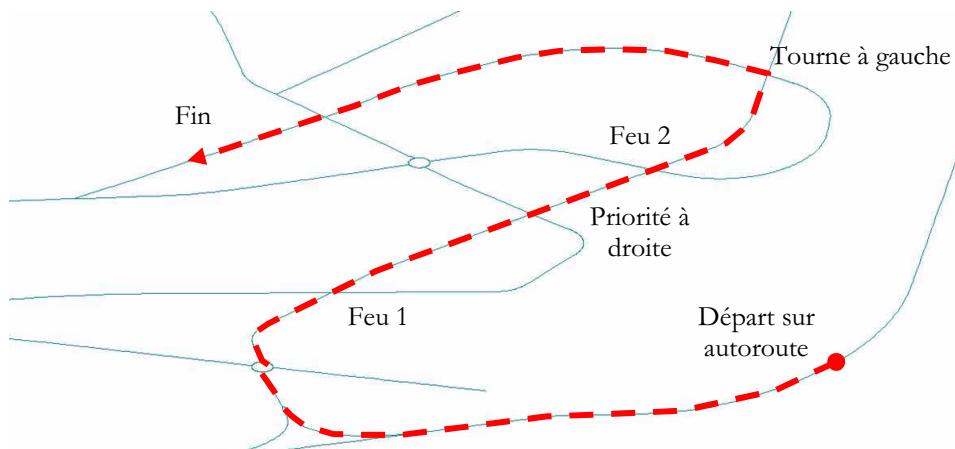


Fig. 15: Circuit de la simulation

Le second scénario est réalisé sur le même circuit mais avec un brouillard (visibilité réduite à 100m) et un trafic différent du scénario précédent (Fig. 16). Celui-ci avait pour but de tromper le sujet sur la nature de l'étude et également de créer une habitude de conduite sur ce circuit.



Fig. 16: Conduite en visibilité réduite

Le dernier scénario a pour but faire réagir le conducteur à une situation à risque causée par un refus de priorité d'un véhicule arrivant par la droite alors que le conducteur se trouve sur une route prioritaire. Le véhicule venant de la droite est asservi au véhicule piloté (distance et vitesse) de façon à provoquer une collision à l'intersection.

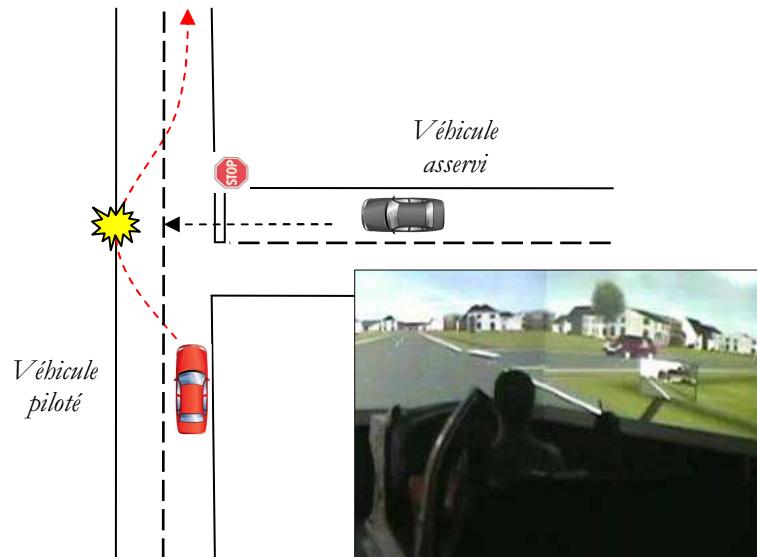


Fig. 17: Scénario de crash latéral droit

L'enregistrement des données est déclenché automatiquement lorsque le sujet arrive à 240 mètres avant la collision et, est automatiquement stoppé 3 secondes après l'impact. Cet « incident » met fin à la simulation.

4.6 Déroulement des essais

Ces essais ont eu lieu en Août 2005 et Novembre 2006. 21 sujets volontaires, membres du personnel de l'INRETS, ont participé à ces campagnes. Les caractéristiques des sujets sont présentées à l'annexe IV et VI et résumées dans les tableaux ci-dessous.

	Moyenne	Ecart type	Min	Max
Taille (m)	1.708	0.094	1.54	1.89
Poids (kg)	67.20	16.0	49.0	98.0
Age	29	7.9	23	50

Tab. 1 : Caractéristiques anthropométriques des 10 sujets pour les tests de crash frontaux

	Moyenne	Ecart type	Min	Max
Taille (m)	1.755	0.092	1.61	1.9
Poids (kg)	69.2	9.57	49.0	80.4
Age	28	5.4	22	41

Tab. 2 : Caractéristiques anthropométriques des 11 sujets, pour le test en crash latéral

Les sujets ont comme consigne de respecter le code de la route, suivre les panneaux "autres directions", de rester vigilant et d'actionner divers boutons numérotés sur le tableau de bord lorsque l'un des expérimentateurs le réclamait. Ces mouvements d'atteinte leurs sont demandés bien avant l'événement à risque permettant ainsi aux sujets de rester attentifs lors de la phase de pré-crash.

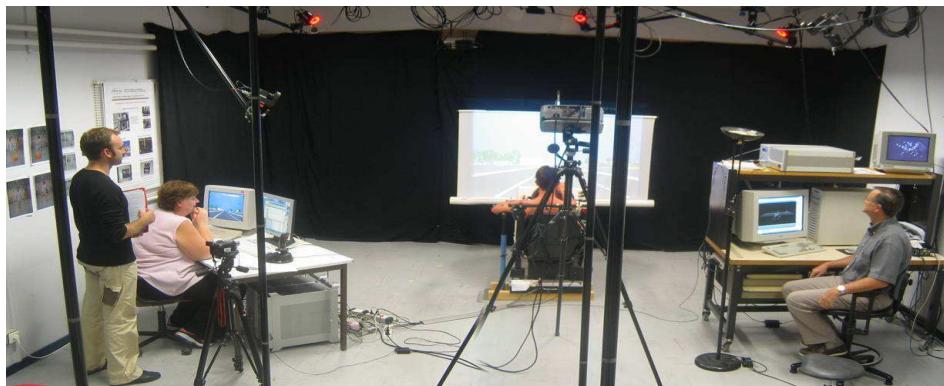


Fig. 18 : Disposition du simulateur, du sujet et des expérimentateurs dans la salle d'essais en crash frontaux



Fig. 19 : Vue d'ensemble de l'installation pour l'essai en crash latéral

L'expérimentation se déroule de la façon suivante :

- calibration du système VICON[©],
- mesure du poids du sujet et prise des mesures anthropométriques (Fig. 20.a),
- pose des mires rétro-réfléchissantes sur le sujet,
- prise de photos du sujet dans un espace calibré (Fig. 20.b),
- pose des électrodes et calibration EMG (essais de crash latéral),
- réglage du siège par le sujet,

- photographie du sujet en position « normalisée » (Fig. 20.c),
- recommandations sur la manipulation,
- test de synchronisation entre les systèmes de mesures,
- lancement du scénario de familiarisation avec le simulateur,
- démarrage des scénarios de pré-crash,
- réponses au questionnaire.

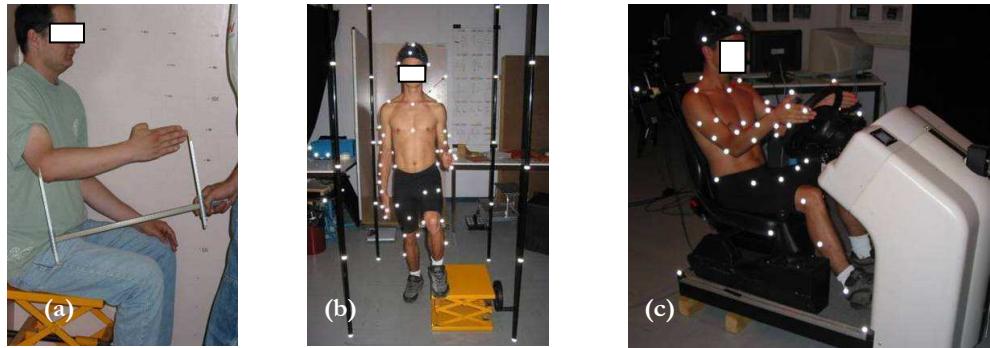


Fig. 20 : Différentes phases du protocole d'essais

5 Analyses et résultats

5.1 Choc frontal

Grâce aux informations recueillies par le système d'acquisition de mouvement, les vidéos et le simulateur, trois types d'analyses sont réalisés :

- une étude qualitative des réactions anticipatives,
- l'analyse des paramètres de conduite,
- une étude quantitative des réactions anticipatives.

5.1.1 Etude qualitative des réactions anticipatives

Cette étude est réalisée avec les vidéos des essais (Fig. 21). Le but est d'observer de manière qualitative les postures de confort en conduite normale et les réactions face à une situation d'urgence. Les réactions de chaque sujet pour chaque scénario sont disponibles à l'annexe IV et résumées ci-dessous :

- *Scénario 1 (brouillard) :*
 - 6 sujets ont anticipé et doublé le véhicule par la gauche,
 - 1 sujet a anticipé et doublé le véhicule par la gauche tout en ralentissant,
 - 2 sujets ont effectué un freinage d'urgence tout en débrayant,
 - 1 sujet a effectué un freinage d'urgence et doublé le véhicule par la gauche.
- *Scénario 2 (piéton) :*
 - 7 sujets ont effectué un freinage d'urgence tout en débrayant,
 - 3 sujets ont réalisé un simple freinage d'urgence.
- *Scénario 2bis (stationnement) :*
 - 4 sujets ont effectué un freinage d'urgence tout en débrayant,
 - 4 sujets ont effectué un freinage d'urgence tout en débrayant et tente un écart par la gauche,
 - 1 sujet a réalisé un simple freinage d'urgence,
 - 1 sujet a effectué un freinage accompagné d'un évitement par la gauche.
- *Scénario 3 (accident) :*
 - 7 sujets ont effectué un freinage d'urgence tout en débrayant,
 - 1 sujet a réalisé un freinage d'urgence tout en débrayant et a effectué un évitement par la gauche,
 - 1 sujet a réalisé un simple freinage d'urgence,

- 1 sujet n'a pas réagi.

Contrairement aux autres scénarii, la première scène de pré-crash s'est montrée peu satisfaisante. En effet, on constate que la majorité des sujets ont anticipé et doublé le véhicule évitant ainsi très facilement l'impact. Le problème vient d'une trop grande interdistance entre les véhicules mais aussi par le faible trafic sur la voie de gauche facilitant, de ce fait, le dépassement.

Globalement on remarque que la majorité des sujets ont réalisé simultanément un freinage d'urgence et un débrayage. On observe, grâce aux vidéos des essais, une contraction musculaire des sujets au moment de la phase de pré-crash, ce qui montre un bon degré de réalisme de la simulation. Et enfin, on constate également qu'aucun des sujets n'a lâché le volant lors de la phase de pré-crash.

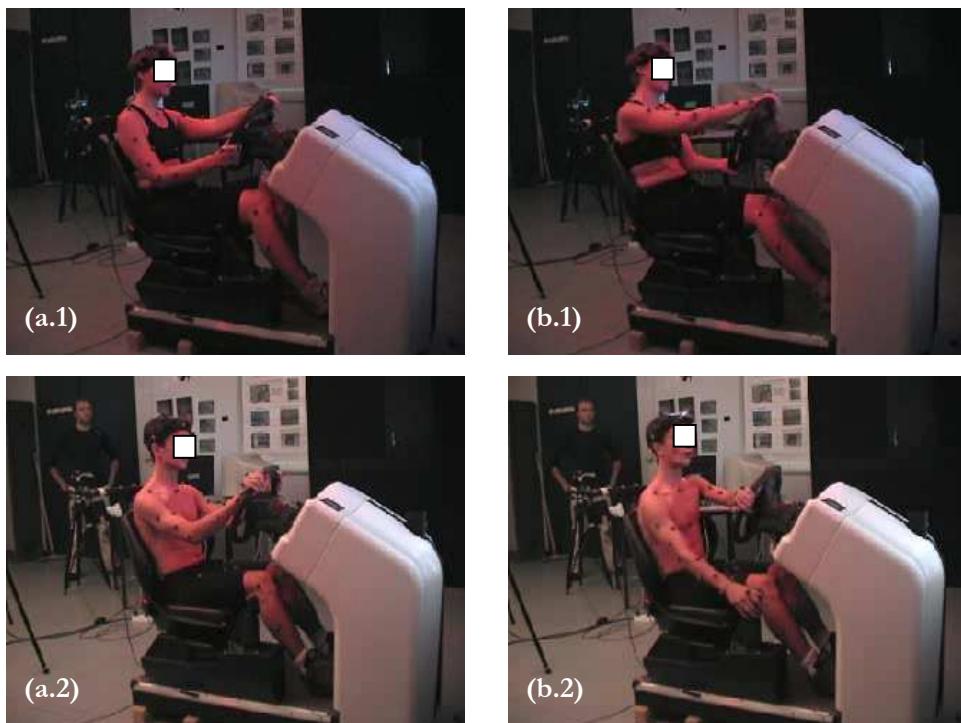


Fig. 21 : Exemples de positions de confort (a) et de postures durant la phase de pré-crash/crash frontal (b)

5.1.2 Analyses des paramètres de conduite

Les données enregistrées lors des simulations de conduite montrent une similitude avec celles recueillies lors des essais sur l'étude qualitative des comportements et postures en situation de crash frontal⁸. En effet, si l'on associe les mesures provenant des capteurs placés sur le pédalier et le volant avec les vidéos (Fig. 22 et Fig. 23), on observe les trois zones liées aux comportements observés à partir des vidéos :

- la zone de conduite (en bleu), le sujet a une posture de confort,
- la zone de pré-crash (en jaune), le sujet essaye d'éviter la collision si celui-ci perçoit un danger de collision. La durée de cette phase est différente selon les sujets, la sélection de cette phase est réalisée suite à l'analyse des vidéos et des paramètres de conduite,
- la zone post-crash (en rouge), le sujet tente de garder le contrôle, mais tout comme la précédente expérimentation décrite au second chapitre, le simulateur étant statique, ces données en post-crash ne peuvent être prises en considération.

⁸ Cf. Chap. I

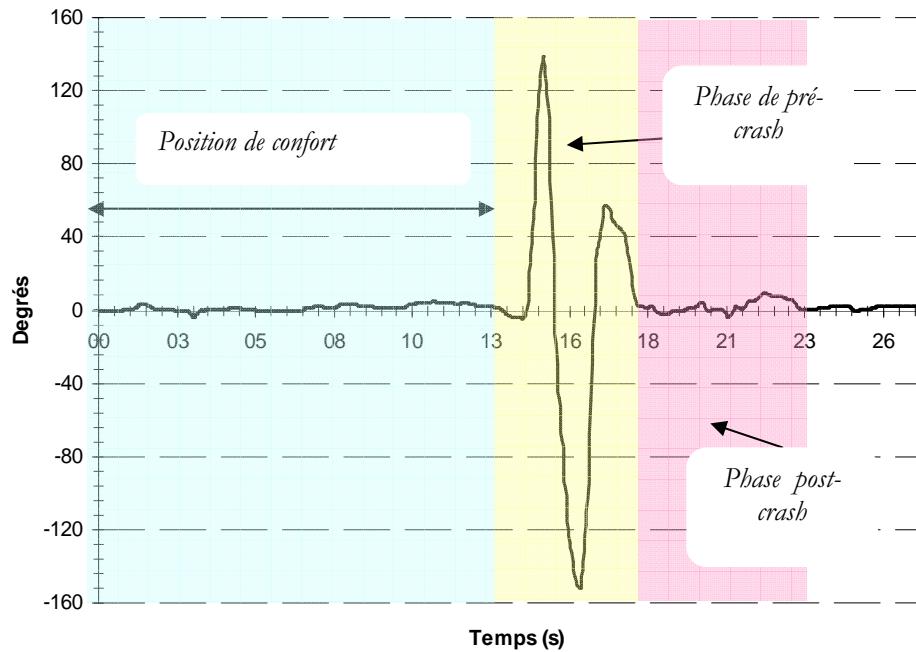


Fig. 22 : Exemple d'enregistrement des données de rotation du volant. On peut remarquer que le conducteur effectue ici une manœuvre d'évitement qui se trouve être synchronisée avec l'activité sur le pédalier (Fig. 23). On peut en déduire que le conducteur est ici en situation de pré-crash.

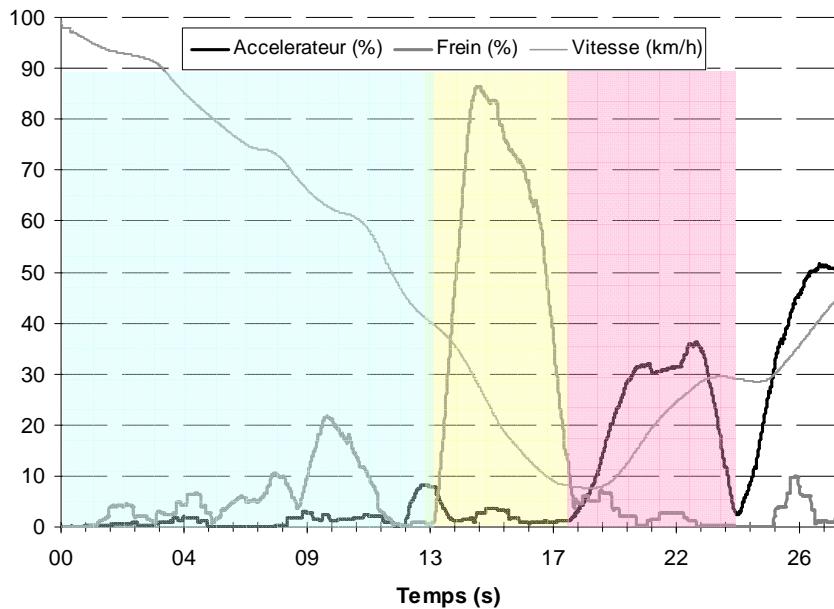


Fig. 23 : Exemple de paramètres de conduite enregistrés lors d'un essais ; pédales de frein et accélérateur, vitesse du véhicule. On peut observer le freinage d'urgence permettant de déduire que le conducteur est dans une phase de pré-crash

5.1.3 Quantification des réactions anticipatives

La capture des mouvements durant la phase de pré-crash des sujets par le système VICON[®] a permis, après traitement (Fig. 24), de créer une base de données comportant les trajectoires des différents marqueurs associés aux différentes parties du corps et aux paramètres de conduite.

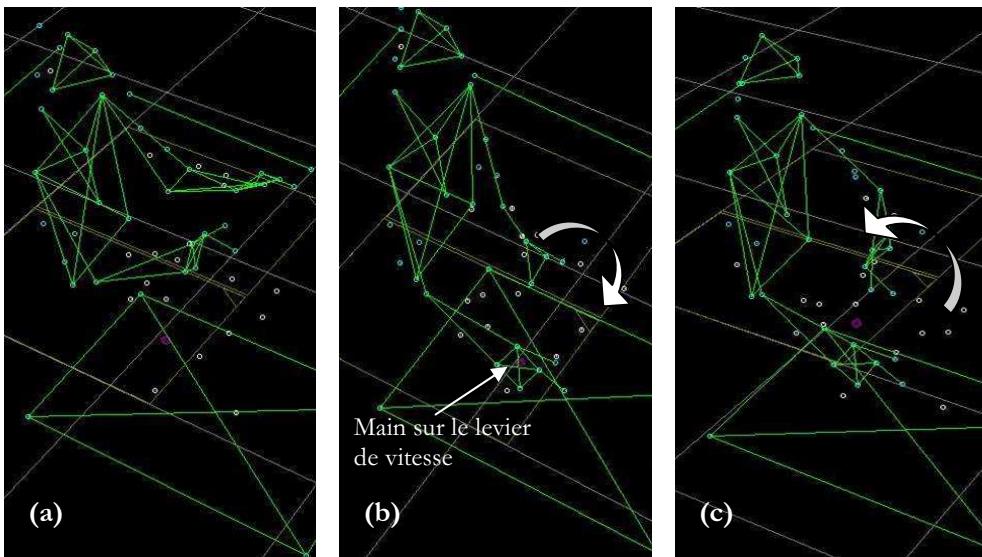


Fig. 24 : Exemple de résultats d'acquisition de mouvements ; sujet en position de confort (a) et évitement, dans une premier temps, vers la gauche (b) suivi par un retour rapide sur la droite (c)

L'analyse cinématique des trajectoires des centres articulaires des membres supérieurs et du marqueur placé en C7 (Fig. 25), permet la visualisation du passage de la position de confort au mouvement lié à la réaction d'évitement de l'impact. Les deux exemples qui vont suivre illustrent bien ce phénomène. Les centres articulaires correspondent au calcul du barycentre entre deux mires placées au niveau des articulations. En ce qui concerne le déplacement de l'épaule, celui-ci est calculé à partir d'un algorithme proposé par Wang [WAN 96], qui permet de calculer cette trajectoire grâce à une seule mire positionnée sur l'acromion.

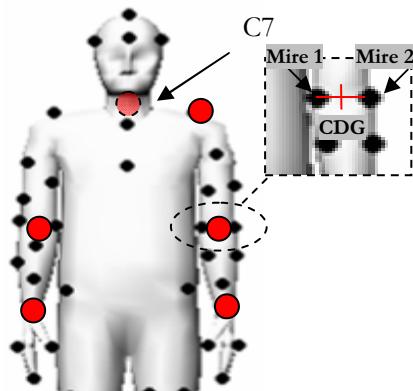


Fig. 25 : Centres articulaires observés pour les exemples ci-dessous

L'exemple ci-dessous (Fig. 26 à Fig. 27) présente les trajectoires de centres articulaires pour un sujet ayant effectué un freinage d'urgence accompagné d'un écart sur la droite lors du troisième scénario. Les paramètres de conduite enregistrés lors de la simulation sont présentés dans le précédent paragraphe.

L'observation des trajectoires du coude et poignet gauche permet d'identifier clairement la zone correspondante à la position de confort et celle de la phase de pré-crash. Si l'on compare ces données avec le signal enregistré par le capteur permettant de mesurer la rotation du volant on peut y déceler une certaine corrélation. En effet, lors de cet essai le sujet conduit avec la main gauche sur le volant et l'autre positionnée sur le levier de vitesse. Dans la campagne d'essai sur simulateur présentée au premier

chapitre⁹, au moment de la phase de pré-crash, 30% des sujets avaient également adopté cette position et étaient contraints d'éviter l'impact avec sa seule main positionnée sur le volant.

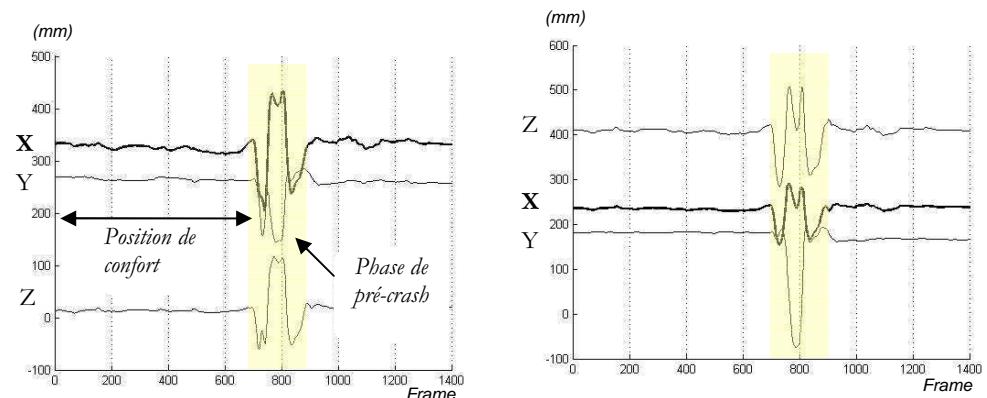


Fig. 26 : Trajectoires du coude et poignet gauche suivant les trois axes(x, y, z) ayant le point H comme origine¹⁰ (en abscisse le temps est représenté par les numéros de frames au rythme de 50 par seconde)

On observe également, de faibles variations au niveau du marqueur placé sur la colonne cervicale en C7 et de l'acromion gauche malgré le fait que le sujet ne soit pas équipé d'une ceinture de sécurité.

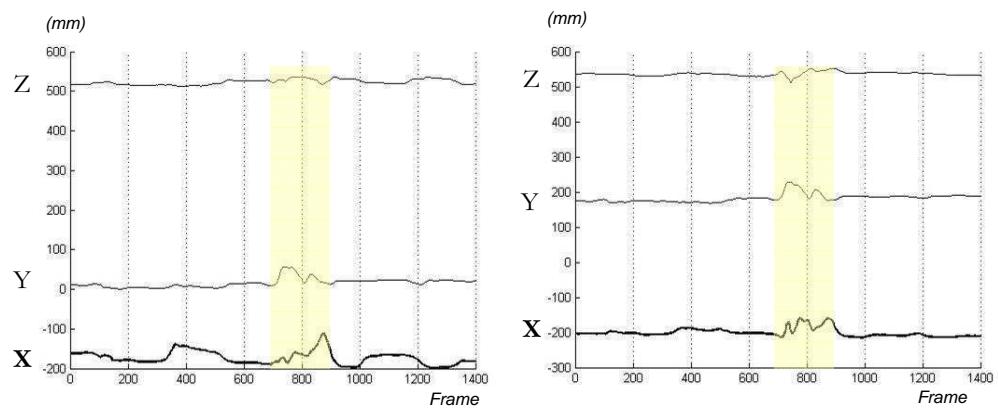


Fig. 27 : Trajectoires du dos en C7 et de l'épaule gauche

Les courbes présentées ci-dessous correspondent aux trajectoires du poignet et du coude droit. Les paliers que l'on peut observer sont causés par le fait que le sujet ait positionné sa main droite sur le levier de vitesse et les oscillations par les changements de vitesse de celui-ci.

⁹ Cf. Chap. I § 1.5

¹⁰ Cf. Chap. II § 3.1.3

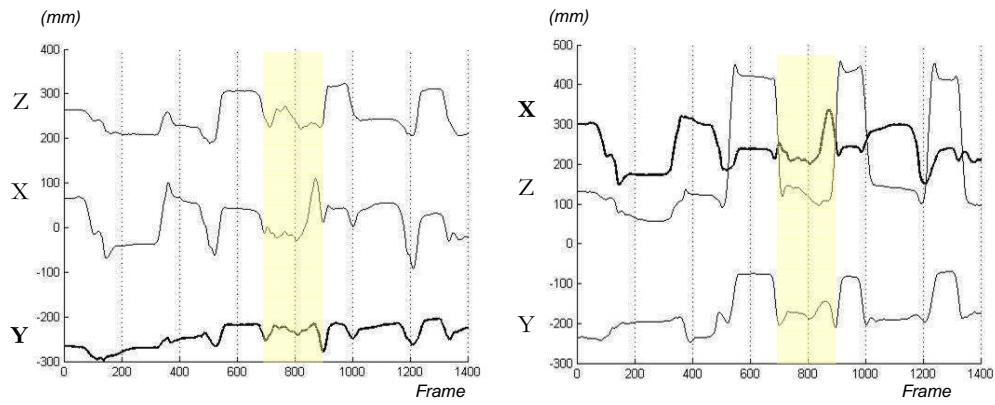


Fig. 28 : Trajectoires du coude et poignet droit

L'exemple suivant (Fig. 30 à Fig. 32) présente les cinématiques d'un sujet ayant gardé ses deux mains sur le volant avant et pendant la phase de pré-crash. Ces résultats proviennent de l'enregistrement des données lors du scénario numéro « deux bis ». Pendant la phase de pré-crash, le sujet a effectué simultanément un freinage d'urgence, un débrayage et une action d'évitement vers la gauche puis a effectué un retour rapide vers la droite.

Comme pour le cas précédent, on retrouve ici le sujet en position de confort, suivi de la phase de mouvement provoqué par la situation à risque. A l'exception de la trajectoire du centre articulaire du coude gauche où le sujet a effectué un mouvement lors de sa position de confort, on y retrouve la corrélation du signal provenant du volant (Fig. 29) avec les déplacements des centres articulaires.

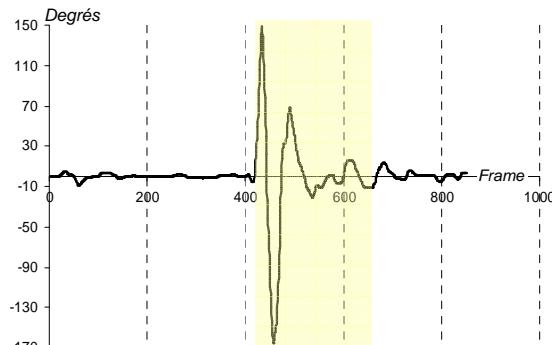


Fig. 29 : Rotation du volant

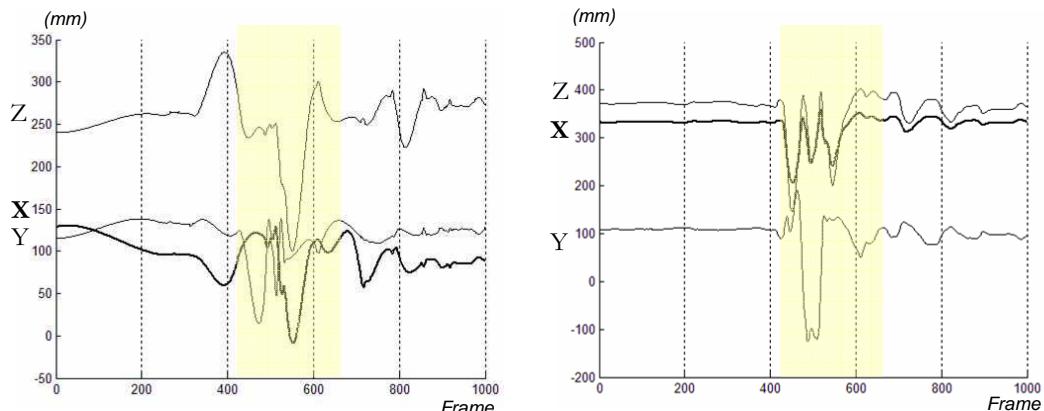


Fig. 30 : Trajectoires du coude et poignet gauche

Quant aux déplacements de C7 et de l'acromion gauche on y retrouve le faible déplacement de ceux-ci (Fig. 31).

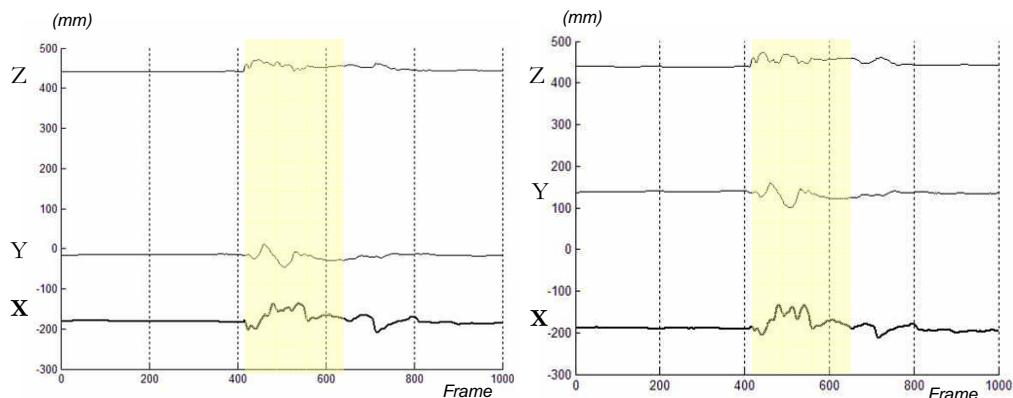


Fig. 31 : Trajectoires du dos en C7 et de l'épaule gauche

Pour les trajectoires du coude et du poignet droit, on observe des variations de trajectoires comme pour le membre gauche du fait que le sujet avait également la main droite sur le volant lors de l'évitement du véhicule impacteur.

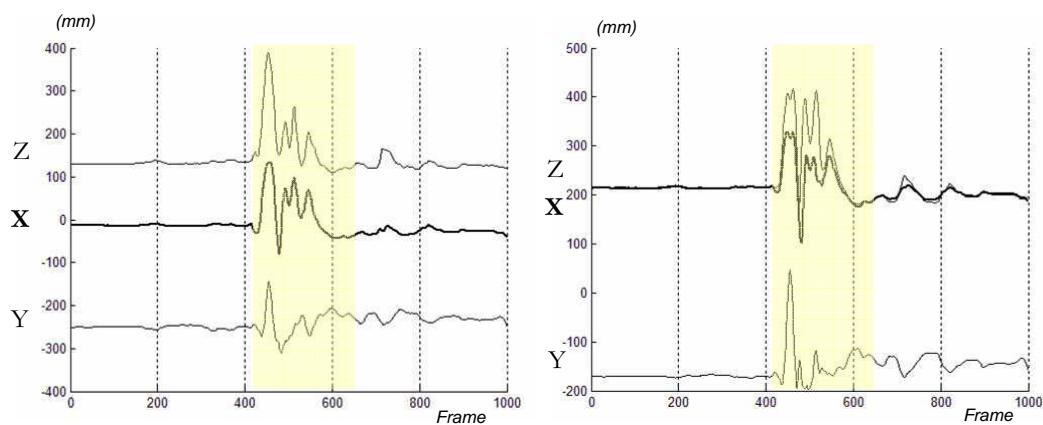


Fig. 32 : Trajectoires du coude et poignet droit

5.2 Choc latéral

Aucun sujet n'a également deviné le but réel de cette expérience. En effet, suite au « crash », les expérimentateurs ont demandé pourquoi ce crash avait eu lieu. Huit des onze sujets ont pensé avoir commis une erreur de conduite alors que les trois autres n'avaient pas d'explication.

5.2.1 Analyse qualitative des postures lors de la phase de pré-crash latéral

Lors de ces essais, dont les résultats individuels sont disponibles à l'annexe VI, nous avons observé que 4 des 11 sujets n'ont pas réagi. 6 sujets ont effectué un freinage d'urgence, 1 sujet a accéléré et 3 des sujets réactifs ont essayé d'éviter le crash. Cependant, on remarque que les sujets n'ayant pas réagi ont un taux de fatigue¹¹ supérieure aux autres (Tab. 3) ce qui peut dans un sens expliquer peut-être leur passivité.

¹¹ Note sur 10 définie par le sujet où 10 correspond à un niveau de fatigue physique très élevé (cf. annexe I)

	Global	Pas réactif	Peu à très réactif
Nombre de sujets	11	4	7
Niveau de fatigue (sur 10)	3.18	4.5	2.42

Tab. 3 : Valeurs moyennes des taux de fatigue exprimés par les sujets et par catégories après la simulation

Quant aux vitesses mesurées au moment de l'impact celles-ci sont comprises entre 30,0 et 69,7 km.h⁻¹ pour une moyenne de 56,2 km.h⁻¹. On observe également que les sujets n'ayant eu aucune réaction, avaient une vitesse moyenne de conduite supérieure aux autres (Tab. 4).

	Global	Pas réactif	Peu à très réactif
Nombre de sujets	11	4	7
Vitesse (km.h ⁻¹)	56.2	64.71	51.34

Tab. 4 : Valeurs moyennes des vitesses au moment de l'impact par catégories

D'un point de vue global et après concertation avec les sujets, cette simulation de conduite a semblé réaliste. Comme lors de la précédente campagne d'essai, on observe également que lors de la phase de pré-crash aucun sujet n'a lâché le volant (Fig. 33). De plus, à l'exception d'un sujet, qui a positionné sa main droite sur sa cuisse droite, tous ont conduit avec les deux mains sur volant. Cela est très certainement causé par le fait que ce simulateur ne dispose pas de levier de vitesse. Lors de la campagne d'essai présenté au premier chapitre, on a à contrario observé que 43% des sujets, avaient une seule main sur le volant et 37% avaient leur main droite sur le levier de vitesse¹².

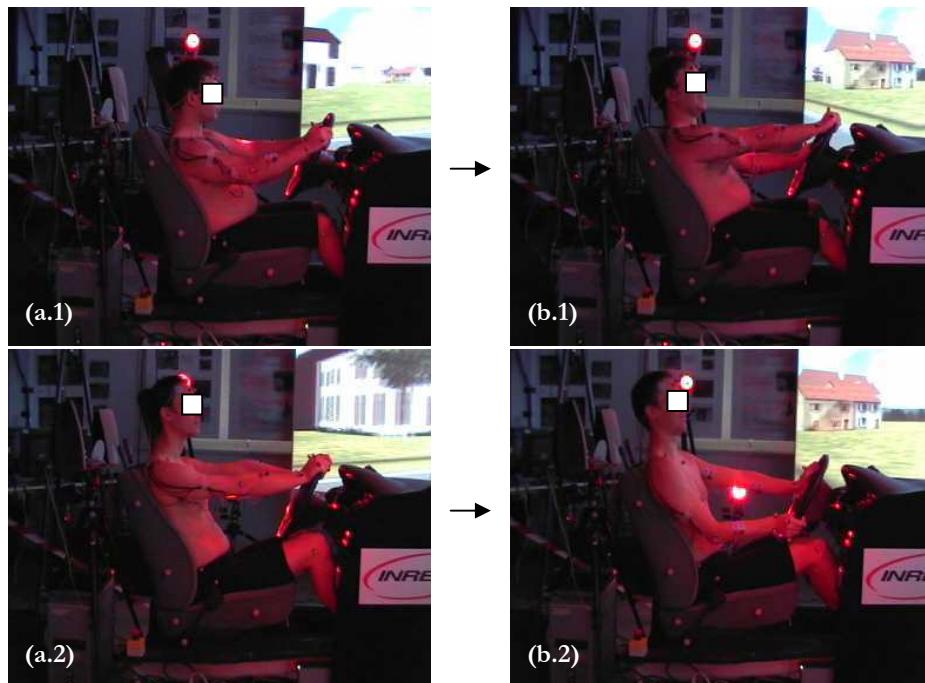


Fig. 33: Exemples de positions de confort (a) et postures durant l'impact (b)

¹² Annexe IX

5.2.2 Quantification des réactions anticipatives

Le traitement des trajectoires des marqueurs enregistrées par le système d'acquisition de mouvement VICON® (Fig. 34) a permis d'ajouter des cinématiques à la base de données créée précédemment.

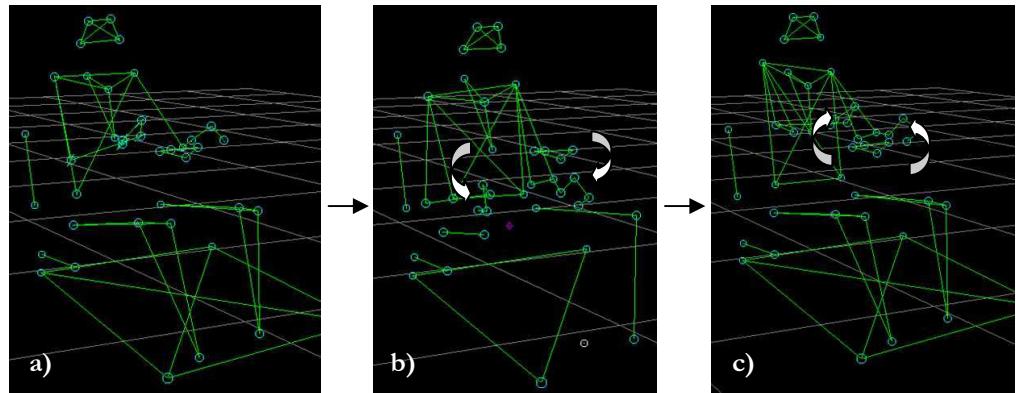


Fig. 34 : Exemple de réaction enregistrée ; sujet en position de confort (a), apercevant le véhicule (b) et posture au moment de l'impact (c)

Les exemples présentés ci-dessous (Fig. 35 à Fig. 37) correspondent aux trajectoires des principales articulations des membres supérieurs d'un sujet ayant tenté d'éviter l'impact par l'action d'un virage sur sa gauche accompagné d'un freinage d'urgence et d'une crispation sur le volant. La vitesse d'impact est de $15,7 \text{ m.s}^{-1}$ ($56,52 \text{ km.h}^{-1}$).

Les données relatives aux articulations des membres supérieurs montrent, dans ce cas, que le sujet a agi avec le bras gauche. En effet, le tracé de la trajectoire de l'articulation du poignet gauche (Fig. 35) est corrélé avec celui provenant du volant (Fig. 38). Quant au poignet droit, le tracé indique que le sujet a laissé glisser sa main sur le volant, visible par les faibles variations de son centre articulaire, alors que d'après la vidéo le sujet a ses deux mains sur le volant.

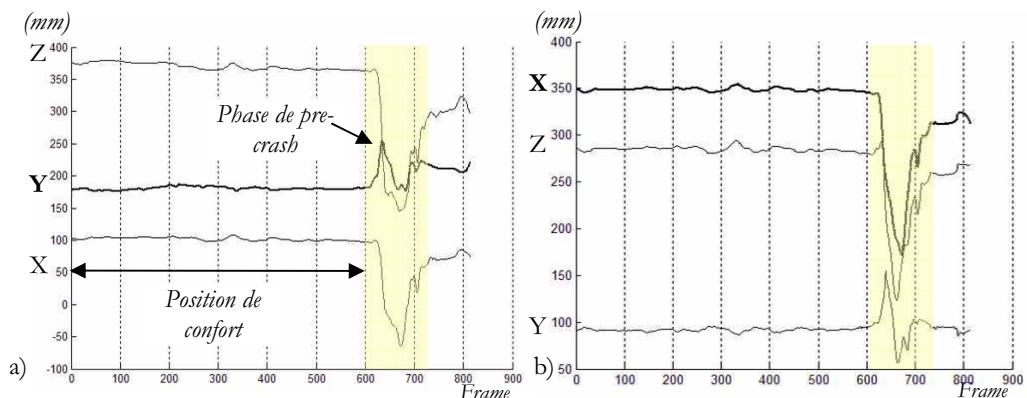


Fig. 35 : Trajectoires du coude (a) et poignet gauche (b) suivant les axes (x , y , z) ayant le point H comme origine

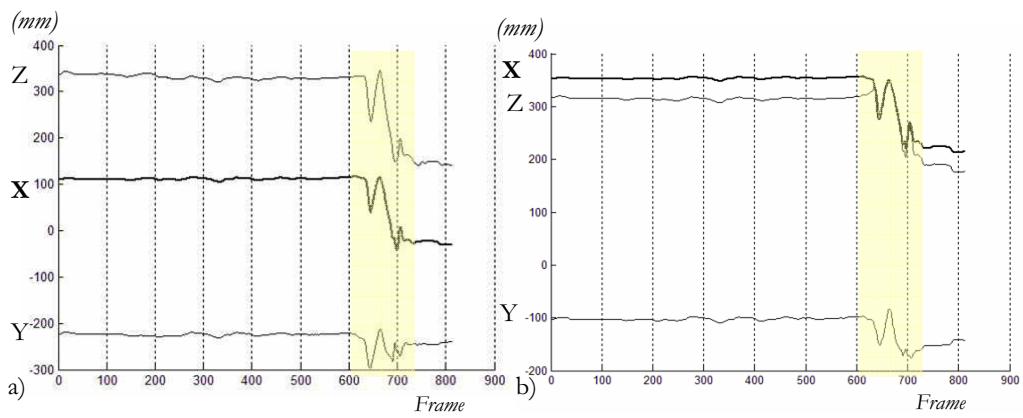


Fig. 36 : Trajectoires du coude (a) et poignet droit (b)

En ce qui concerne les mouvements de l'épaule gauche et du dos en C7 on retrouve également, malgré l'absence de ceinture de sécurité, les faibles variations observées lors des essais de quantification de mouvement en crash frontal (Fig. 37).

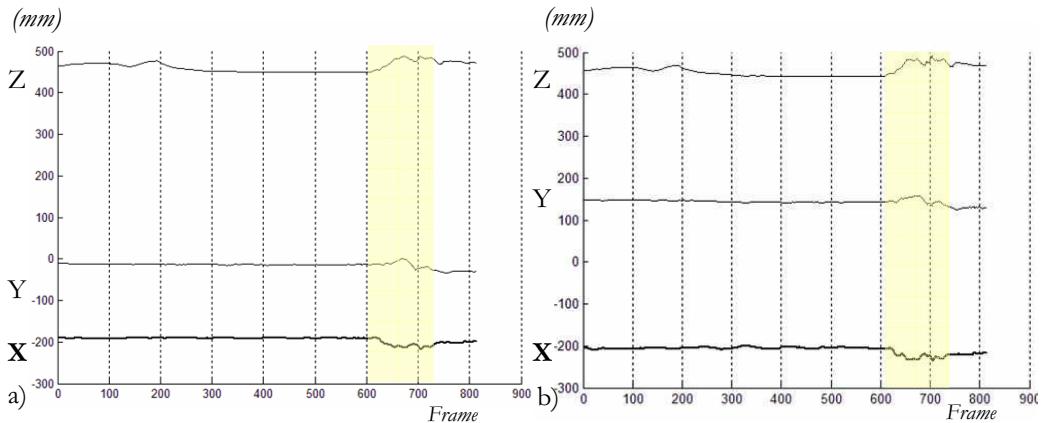


Fig. 37 : Trajectoires de C7 (a) et l'acromion gauche (b)

Comme lors des essais présentés dans le chapitre I et le précédent paragraphe, on observe les zones correspondantes aux positions de confort du sujet et de mouvement durant la phase de pré-crash que l'on peut lier aux paramètres de conduite tels que la rotation ou l'enfoncement des pédales (Fig. 38 et Fig. 39).

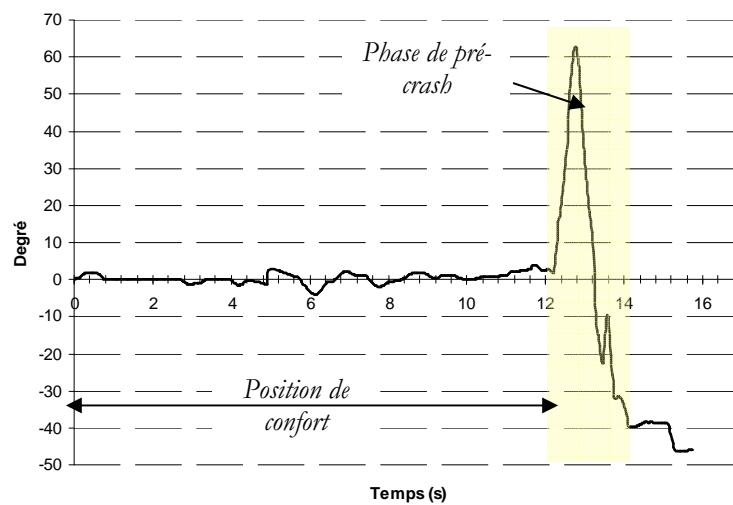


Fig. 38 : Exemple d'enregistrement des données de rotation volant

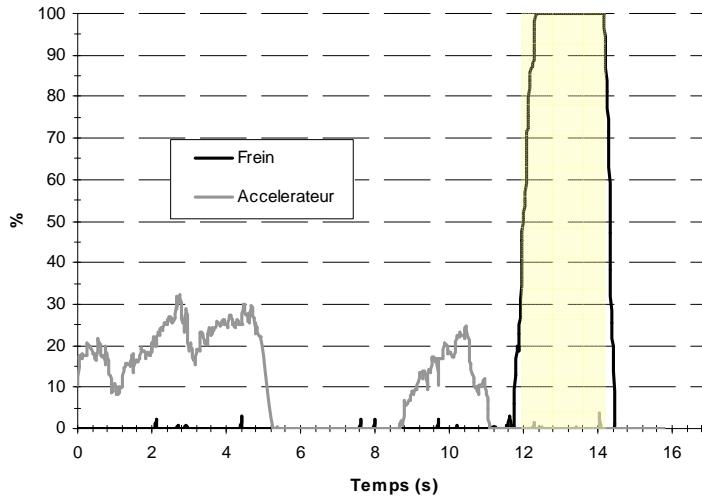


Fig. 39 : Exemple d'enregistrement des données provenant du pédalier (en pourcentage de l'enfoncement maximal)

Concrètement, on remarque, quand on observe les cinématiques des sujets réactifs, que les faibles variations mesurées par le capteur de rotation du volant indiquent que le sujet est en position de confort alors qu'une rotation rapide accompagnée d'un freinage d'urgence indique que le sujet se trouve en phase de pré-crash.

5.2.3 Analyse des efforts musculaires

L'enregistrement des données est réalisé via l'EMG en temps réel, à la fréquence de 1 MHz. On observe deux types de problèmes à résoudre lors de la visualisation de ces résultats :

- il est nécessaire de supprimer le bruit dans le signal causé par les différents appareils (simulateur, ordinateurs, système VICON[©] ...),
- le signal exprimé en Volts ne permet pas d'expliquer clairement le phénomène observé au niveau de l'activité musculaire.

La méthodologie présentée à l'annexe VIII permet de résoudre ces problèmes et permet d'interpréter les résultats, non plus en Volts mais en pourcentage d'effort maximal mesuré lors de la phase de calibration de l'EMG.

Les exemples de données présentés ci-dessous (Fig. 40 à Fig. 43) correspondent aux données des cinématiques (Fig. 35 à Fig. 37) et des paramètres de conduite (Fig. 38 et Fig. 39) illustrant le paragraphe 5.2.

Dans cet exemple, on remarque une faible activité musculaire lorsque le sujet est en position de confort contrairement à la phase de pré-crash où l'activité électrique devient plus dense.

Ensuite, on observe également que le sujet a favorisé l'action sur le volant avec la main gauche. En effet, cela est visible via l'activité mesurée sur le fléchisseur commun gauche (Fig. 42).

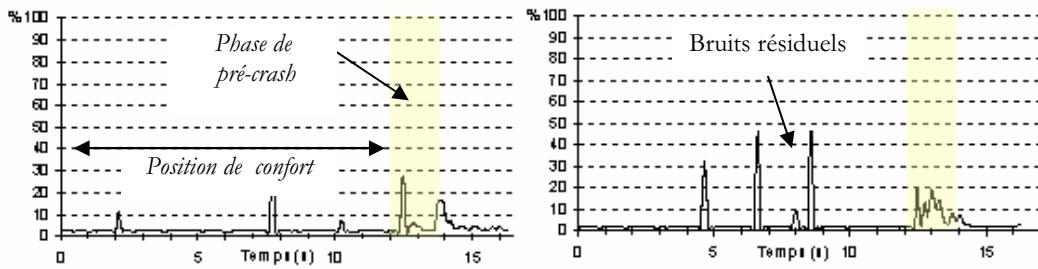


Fig. 40 : Activités des biceps droit et gauche

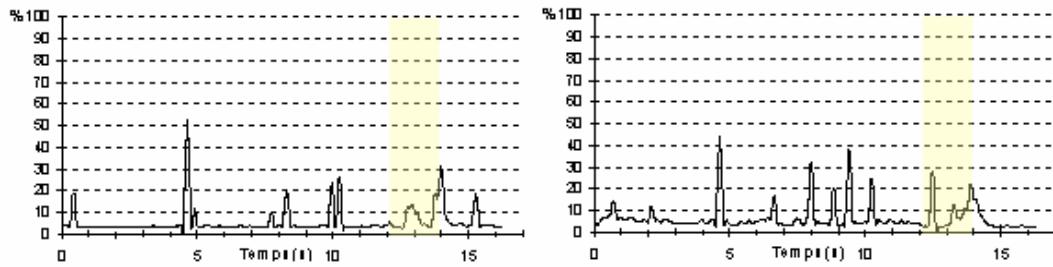


Fig. 41 : Activités des triceps gauche et droit

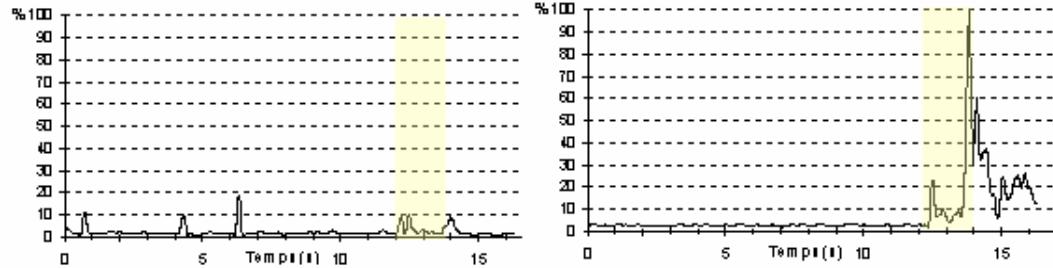


Fig. 42 : Activités des fléchisseurs droit et gauche

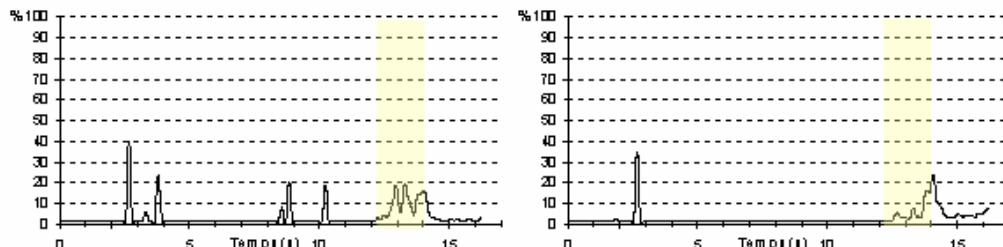


Fig. 43 : Activités des extenseurs gauche et droit

On peut remarquer, et cela d'une manière générale, une modification de l'activité musculaire lorsque les sujets passent d'un état de confort à celui de contraction et à la réalisation d'un mouvement rapide au niveau de la rotation du volant.

Si l'on rassemble les données concernant l'ensemble de nos 11 sujets, dont les données individuelles sont rassemblées à l'annexe VI, trois types d'analyses peuvent être effectuées. Celles-ci consistent en l'observation de l'effort maximal lors de la phase de pré-crash, à l'instant du crash et lors de la phase d'enregistrement complète comportant les trois secondes en post-crash. Cette dernière mesure a comme seul intérêt d'estimer les efforts musculaires pouvant être déployés sur simulateur statique.

- **Effort maximal en phase de pré-crash :**

Lors de la phase de pré-crash, on remarque que l'activité musculaire maximale est comprise entre 0 et 25 % de l'effort maximal et ne dépasse pas 52 % (Tab. 5).

On remarque également que le fléchisseur droit et le biceps gauche ont été les moins sollicités.

%	Extenseur Droit	Extenseur Gauche	Triceps Droit	Triceps Gauche	Fléchisseur Droit	Fléchisseur Gauche	Biceps Droit	Biceps Gauche
0-25	9	9	7	9	11	8	9	10
25-50	2	2	3	2	0	3	2	1
50-75	0	0	1	0	0	0	0	0
75-100	0	0	0	0	0	0	0	0

Tab. 5 : Nombre de sujets en fonction des efforts musculaires estimés (en % du maximum) lors de la phase de pré-crash

■ Analyse lors de l'impact

Au moment de l'impact et si on compare avec les données provenant de la phase de pré-crash, on observe un certain relâchement global de l'activité musculaire (Tab. 6). En effet, à quelques exceptions près, les sujets n'ont guère franchi une activité supérieure à 25% de leur effort maximal.

%	Extenseur Droit	Extenseur Gauche	Triceps Droit	Triceps Gauche	Fléchisseur Droit	Fléchisseur Gauche	Biceps Droit	Biceps Gauche
0-25	10	10	10	10	11	10	10	10
25-50	1	1	0	0	0	0	1	1
50-75	0	0	1	1	0	0	0	0
75-100	0	0	0	0	0	1	0	0

Tab. 6 : Nombre de sujets en fonction des efforts mesurés par muscle lors de l'impact

■ Analyse incluant la zone de post-crash

Si on inclut la phase post-crash, on aperçoit très nettement que les sujets ont atteint une activité musculaire supérieure aux zones de pré-crash/crash. Cela est certainement causé par le décalage entre le temps de réaction des sujets et le moment de l'impact. En effet, un nombre non négligeable de mesures d'efforts musculaires supérieures de 50% ont été enregistrés lors de cette phase (Tab. 7).

%	Extenseur Droit	Extenseur Gauche	Triceps Droit	Triceps Gauche	Fléchisseur Droit	Fléchisseur Gauche	Biceps Droit	Biceps Gauche
0-25	3	4	3	4	7	5	7	7
25-50	5	4	6	4	1	3	3	2
50-75	1	3	1	2	1	0	0	1
75-100	2	0	1	1	2	3	1	1

Tab. 7 : Nombre de sujets en fonction des efforts mesurés par muscle lors de la phase de post-crash

5.3 Détection de la réaction du sujet

L'étape suivante consiste à analyser les paramètres de conduite afin de définir de l'état réactif du conducteur dans n'importe quelle situation de conduite via notre méthode de reconstruction de mouvement.

Lors d'une situation de pré-crash, le conducteur possède, d'après nos observations expérimentales, quatre stratégies d'actions possibles. En effet, le conducteur peut réaliser un coup de volant accompagné ou non d'un freinage d'urgence. Il peut également effectuer un simple freinage d'urgence et s'il n'a pas conscience de l'impact, celui-ci garde sa posture de conduite de confort. Ces actions produisent alors trois types de postures au moment de l'impact. En effet, le sujet peut se trouver dans une posture de confort sans crispation musculaire, soit une posture à risque, causé par un mouvement rapide du volant afin d'éviter l'impact, ou alors, il effectue un simple freinage d'urgence mais se crispe sur le volant (Fig. 44).

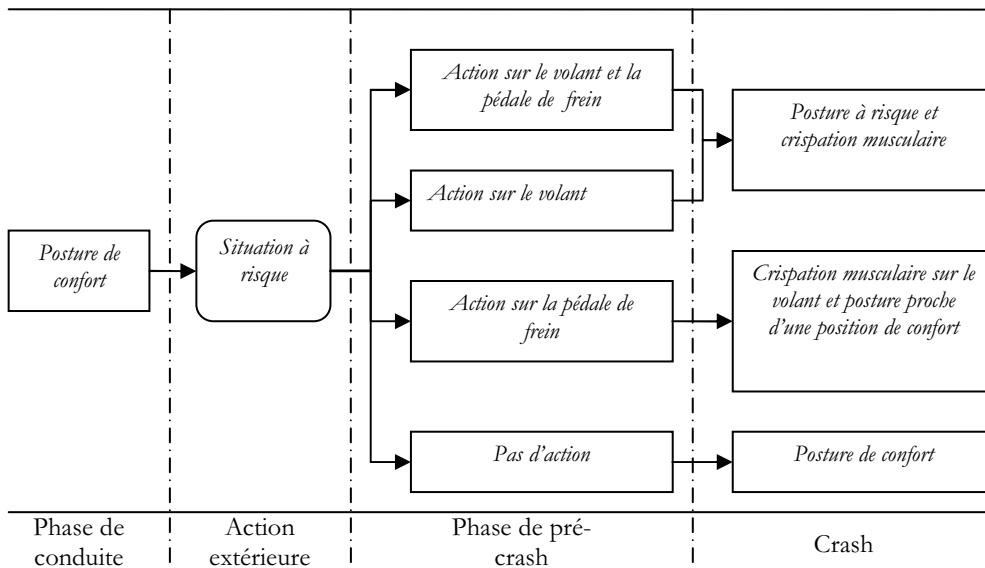


Fig. 44 : Actions possibles du conducteur lorsque celui-ci est soumis à une situation de crash

Ces différentes actions lors de la phase de pré-crash doivent être dissociables en temps réel afin de prédire au mieux la posture du conducteur au moment de l'impact. En effet, il est important de pouvoir détecter si le conducteur est passif s'il n'aperçoit pas le véhicule impacteur et conserve une position de confort. A contrario, le sujet se trouve dans une posture réactive lorsqu'il essaye d'intervenir pour éviter le véhicule impacteur. Les deux paramètres de conduite, rotation du volant et enfouissement de la pédale de frein, peuvent indiquer l'état réactif du conducteur.

- **la rotation du volant**

L'angle de rotation du volant (φ) va nous permettre de définir l'activité du conducteur. En effet, lors de nos précédents essais sur simulateur nous avons observé que les sujets réactifs lors d'une phase de pré-crash donnent un « coup de volant » afin d'essayer d'éviter le crash. Cette action va permettre de définir l'instant où le conducteur passe d'une position de conduite de confort à un mouvement d'anticipation.

Si l'on trace la courbe d'évolution de la vitesse de rotation du volant $\Delta\varphi$ (Eq. 1) représentant la valeur absolue de la variation angulaire sur le pas de temps, on remarque les pics de cette valeur en relation avec le « coup de volant » réalisé par le sujet.

$$\text{Eq. 1 : } \Delta\varphi_t = \left| \frac{\varphi_t - \varphi_{t-\Delta t}}{\Delta t} \right|$$

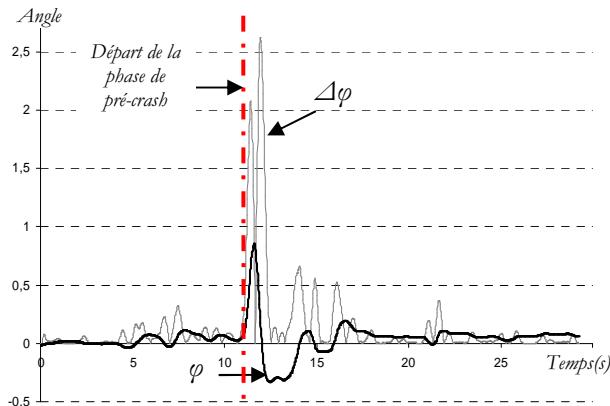


Fig. 45 : Exemple d'analyse de $\Delta\varphi$ pour un Δt de 140ms

L'étape suivante consiste à déterminer la valeur de seuil de la variable $\Delta\varphi$ permettant d'affirmer que le sujet est dans un état réactif.

La détermination de ce seuil sur $\Delta\varphi$ est réalisée graphiquement par l'analyse des variations des angles articulaires correspondant aux membres supérieurs et du bassin, via notre modèle de reconstruction de mouvements¹³, calculées de la même façon que $\Delta\varphi$. Cette valeur est prélevée lorsqu'un maximum de valeurs de variations articulaires est réalisé par le sujet (Fig. 46).

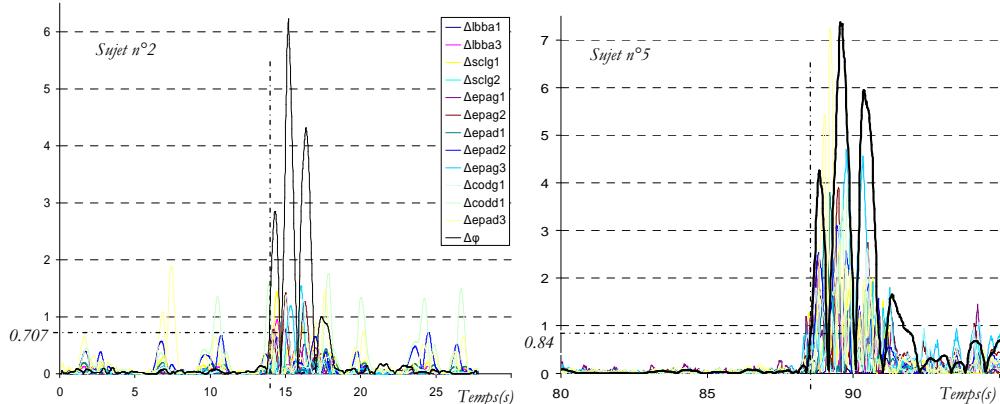


Fig. 46 : Exemples de détermination de $\Delta\varphi$ (rad/sec) indiquant le passage d'un état de position de confort à celui d'un état réactif du conducteur

Si l'on étudie $\Delta\varphi$ pour l'ensemble des sujets réactifs des deux manipulations qui ont déplacé au moins l'un de leurs avant bras devant l'airbag lors de la phase de pré-crash, on obtient alors une moyenne de 0.770 (Tab. 8) pour un faible écart type de 0.049.

	Moyenne	Ecart type	Min	Max
$\Delta\varphi$	0.770	0.049	0.707	0.84

Tab. 8 : Statistique sur 6 valeurs mesurées de $\Delta\varphi$ (rad/sec)

¹³ Cf. Chap. II

Cette valeur de $\Delta\psi$ va donc permettre de différentier l'attitude du conducteur, c'est-à-dire que si cette valeur est inférieure à la valeur moyenne mesurée¹⁴, alors le sujet est en position ou proche d'une posture de confort de conduite. Sinon, celui-ci est dans un état réactif et donc avec la possibilité de mettre l'avant bras face à l'airbag lors d'un crash.

■ L'enfoncement de la pédale de frein :

Lors des deux campagnes essais nous avons également observé 39 freinages d'urgence sur 51 situations à risque. Ce type de freinage est défini par un enfoncement beaucoup plus rapide de la pédale de frein qu'en situation de conduite normale. Ce mouvement est réalisé lorsque le sujet a conscience de l'impact. L'idée est donc, comme pour le volant, de définir un critère à partir des mesures d'enfoncement de la pédale de frein permettant d'analyser si le sujet est dans un état réactif.

La variable que nous proposons d'analyser est $\Delta\psi$ représentant la variation d'enfoncement de la pédale de frein (en %) sur le pas de temps (Eq. 2).

$$\text{Eq. 2 : } \Delta\psi_t = \frac{\Psi_t - \Psi_{t-\Delta t}}{\Delta t}$$

Comme l'indiquent les graphiques présentés ci-dessous, la valeur de $\Delta\psi$ est définie lorsque celle-ci atteint sa valeur maximale lors de l'enfoncement de la pédale (Fig. 47). Graphiquement, si l'on observe la totalité des données enregistrées pour tous les sujets des deux campagnes d'essais de quantification de mouvement, on remarque que $\Delta\psi$ n'atteint jamais une valeur supérieure à 100 en situation de conduite normale.

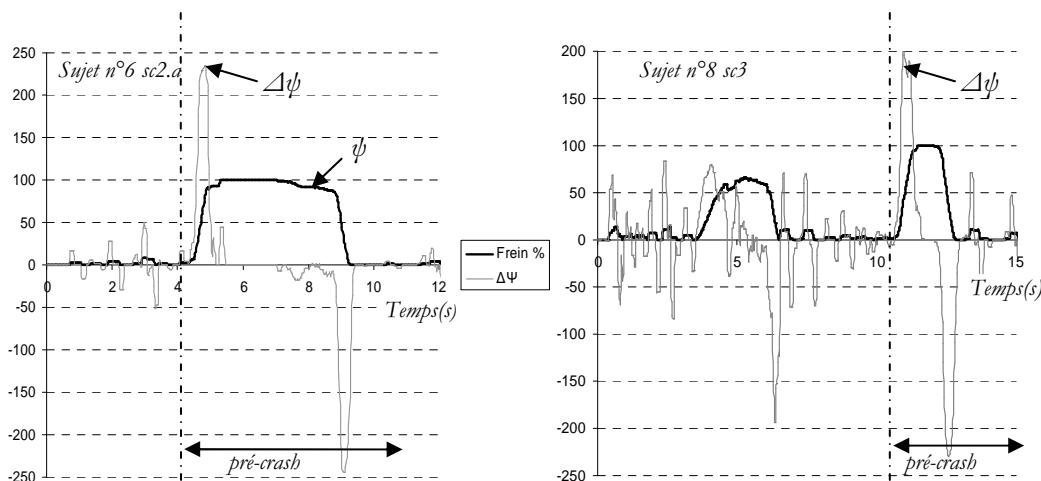


Fig. 47 : Exemple d'analyse de $\Delta\psi$ pour un Δt de 140ms et de l'enfoncement ψ de la pédale de frein exprimé en pourcentage

Une étude statistique a été menée sur cette variable. Sur les 39 essais, 13 pour lesquels les données sont le moins bruitées ont servi à l'analyse (9 valeurs sur la manipulation en crash frontal et 4 en crash latéral). La valeur moyenne est de 199,09 mais avec un écart type de 56,8 correspondant à une forte dispersion de $\Delta\psi$ (Tab. 9).

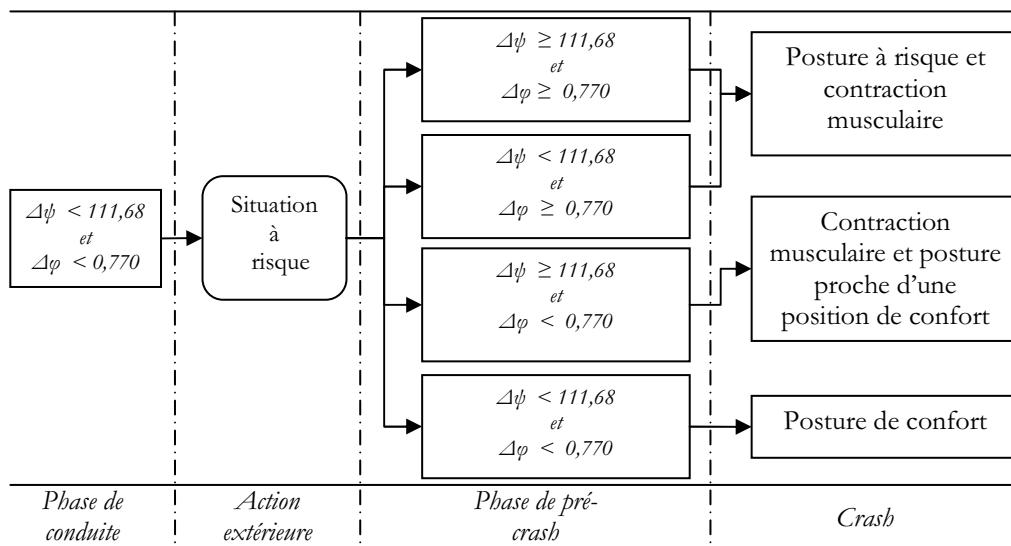
¹⁴ A la vue du faible écart-type, prendre la valeur moyenne comme indicateur permet de supprimer l'effet de la borne inférieure et donc le flou autour de la valeur minimale observée.

	Moyenne	Ecart type	Min	Max
$\Delta\psi$	199.09	56.80	111.68	311.49

 Tab. 9 : Statistique sur 13 valeurs mesurées de $\Delta\psi$

A cause de la forte variabilité de $\Delta\psi$, on ne peut utiliser la valeur moyenne comme indicateur, de ce fait la valeur de seuil retenue par la suite correspondra à la valeur minimale observée.

Pour conclure, la figure ci-dessous permet de résumer les tests à effectuer sur les variables $\Delta\psi$ et de $\Delta\varphi$ permettant d'estimer l'état réactif du conducteur (Fig. 48).


 Fig. 48 : Valeurs de $\Delta\psi$ et de $\Delta\varphi$ indiquant de l'état réactif du conducteur

De ces résultats, il est possible d'établir l'état réactif du conducteur à partir de ce simple algorithme :

On pose : $\Delta\psi_s$ et $\Delta\varphi_s$ les valeurs de seuils des variables $\Delta\psi$ et $\Delta\varphi$

{

- Si ($\Delta\varphi \geq \Delta\varphi_s$) alors, tenir compte des réactions observées au moment de l'impact et de la crispation musculaire.
- Sinon,
 - Si ($\Delta\psi \geq \Delta\psi_s$) alors, tenir compte de la contraction musculaire et détecter la posture de confort.
 - Sinon, détection de la posture de confort.
- Fin Si
- Fin Si

Ce simple algorithme d'estimation de l'état réactif du conducteur va permettre de poser les premières fondations de notre modèle de prédiction posturale en temps réel que l'on présentera au chapitre suivant.

6 Conclusion

Deux campagnes d'essais ont été réalisées dans le but de quantifier les mouvements anticipatifs des conducteurs lors de différentes phases de pré-crash. Dans un premier temps, il est important de préciser, si l'on tient compte des réactions des sujets lors des phases de pré-crash, que ces essais se sont avérés réalistes. De plus, si l'on compare les essais de crash frontaux avec les essais présentés au premier chapitre, on observe des réactions, des postures et des crispations similaires, montrant ainsi que la conduite sur un simulateur simplifié n'affecte pas ou peu les résultats. Il en est de même pour les paramètres de conduite. En effet, on observe également les trois zones liées aux comportements des sujets réactifs, à savoir la zone de confort, la zone de pré et de post-crash.

La reconstruction des mouvements a permis d'observer et de mesurer les déplacements des centres articulaires et notamment ceux placés au niveau des principales articulations des membres supérieurs mais également des marqueurs placés sur la vertèbre C7 et l'acromion gauche. Pour les sujets réactifs, on peut observer les deux premières zones que l'on peut lier aux paramètres de conduite : la zone de position de confort et de pré-crash. La troisième zone concerne l'analyse en post-crash qui est impossible à analyser avec ce type de simulateur dû au manque du réalisme.

Ensuite, l'analyse des vidéos a montré qu'aucun des sujets n'a lâché le volant lors de la phase de pré-crash. Cette information devient alors un excellent paramètre si l'on désire développer un moyen de détection de mouvement du sujet en temps réel. En effet, avec un capteur permettant de détecter la position des mains du sujet sur le volant on pourrait, par fonction inverse, déduire la position des poignets et donc, a priori, des avant-bras.

Si on compare les essais en crash latéral avec les essais en crash frontal, on observe moins de sujets réactifs. Ce fait peut sembler évident pour ce type de crash puisque le véhicule « impacteur » se situe davantage dans la périphérie du champ de vision. Cependant les sujets ont trouvé cet essai réaliste.

Les examens d'électromyographie des membres supérieurs, lors de l'essai en crash latéral, ont permis d'estimer le niveau de contraction musculaire. Les observations réalisées qualitativement confirment celles des essais en crash frontaux, à savoir, qu'il est possible d'obtenir chez le sujet un réflexe de crispation sur le volant bien que le simulateur soit statique et simplifié. L'analyse post-crash permet même de démontrer que certains sujets développent une activité musculaire proche de leur effort maximal.

Un algorithme permettant de déduire l'état réactif du conducteur a été réalisé suite à l'analyse des paramètres de conduite. En effet, deux variables seuil ont été définies, à savoir la valeur absolue de la vitesse angulaire du volant et la vitesse d'enfoncement de la pédale de frein. Les valeurs de seuils permettant de définir le passage d'une conduite normale à celle engendrée par la réaction du conducteur face à une phase de pré-crash ont été définies avec peu de mesures.

■ Chapitre IV

Modèle de prédiction posturale en temps réel

1 INTRODUCTION	91
2 PRINCIPE GENERAL	91
3 METHODOLOGIE	92
4 DEDUCTION POSTURALE EN TEMPS REEL	92
4.1 Principe de fonctionnement	92
4.2 Algorithme décisionnel	93
4.2.1 Détection des mains	93
4.2.2 Détection de la réaction du sujet	100
4.3 Déduction des postures	100
4.3.1 Le neurone artificiel	101
4.3.2 Le réseau multicouche	102
4.3.3 Capacité d'apprentissage et d'approximation des réseaux multicouches	103
4.3.4 Architecture du modèle prédictif	104
5 CREATION ET EXPLOITATION DU MODELE	105
5.1 Création des réseaux	105
5.1.1 Paramètres communs des réseaux	105
5.1.2 Caractéristiques individuelles des réseaux	107
5.1.3 Sélection des paramètres d'apprentissage	109
5.2 Test de validation de la méthode proposée	113
5.2.1 Sélection des données d'apprentissages	114
5.2.2 Test de validation	117
6 CONCLUSION	123

1 Introduction

L'étude bibliographique, présentée au premier chapitre de ce mémoire, a montré que les méthodes mises en place pour détecter les OOP afin d'adapter la meilleure stratégie lors du déploiement de l'airbag, sont développées à partir de moyens technologiques complexes et très peu précis. En effet, nous avons vu que certains auteurs proposent d'utiliser des moyens technologiques, comme par exemple des capteurs de détection de champs électrique, de pression, des caméras embarquées, capteurs par ultrason... Ces technologies sont principalement destinées à la détection des passagers du véhicule et non à son conducteur. De ce fait, les travaux qui vont suivre, consistent à développer à partir des observations présentées dans les précédents chapitres, un moyen technologique simple permettant de détecter le comportement du sujet ainsi que d'évaluer sa posture au moment de l'impact.

2 Principe général

La figure ci-dessous (Fig. 1) illustre l'approche adoptée permettant de déduire les réactions et les postures du conducteur pendant différentes phases de conduites. Le modèle déductif doit par exemple être capable de dissocier une conduite en situation normale, c'est-à-dire où le sujet se trouve en position de confort (a), d'une situation où le sujet est conscient de l'impact, peu réactif au niveau gestuel mais se crispe sur le volant (b) ou même d'un sujet très réactif combinant freinage d'urgence et action rapide sur le volant engendrant une posture où son avant-bras gauche se retrouve face à l'airbag au moment de l'impact (c).

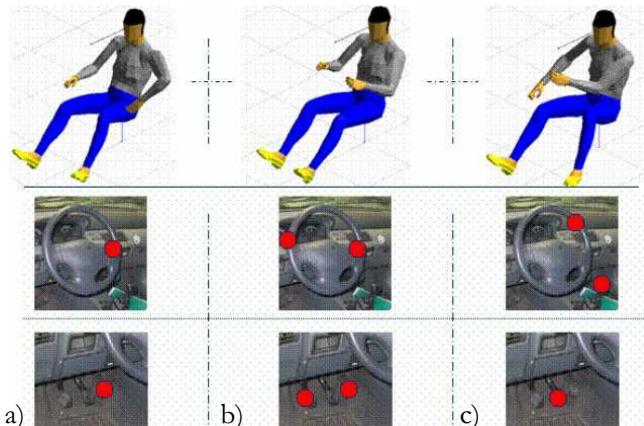


Fig. 1 : Exemples de reconnaissances posturales à partir d'activations de capteurs basiques de type tout ou rien

Cette méthode de détection des réactions et postures du conducteur a été définie à partir du cahier des charges suivant :

- une utilisation de moyens technologiques réalistes, simples pouvant être embarqués dans un véhicule,
- le développement d'une méthodologie à partir des connaissances recueillies lors des essais,

- une évaluation de la réaction et la posture en temps ou quasi-temps réel,
- une adaptation pour chaque anthropométrie de conducteur,
- un système évolutif pouvant à l'avenir intégrer de nouveaux comportements non observés initialement.

3 Méthodologie

La démarche adoptée (Fig. 2) consiste, dans un premier temps, à utiliser notre modèle numérique de l'humain¹ permettant de calculer les angles articulaires des mouvements observés et capturés par le système VICON®. Grâce à la reconstruction cinématique, une base de données comportant les différentes postures et réactions ainsi que les paramètres de conduite est réalisée. A partir de ces données, une fonction d'apprentissage va permettre d'alimenter des réseaux de neurones intégrés dans l'algorithme de calcul en temps réel. Cet algorithme doit permettre de prédire, à partir des paramètres de conduite, la posture la plus probable du conducteur à chaque instant.

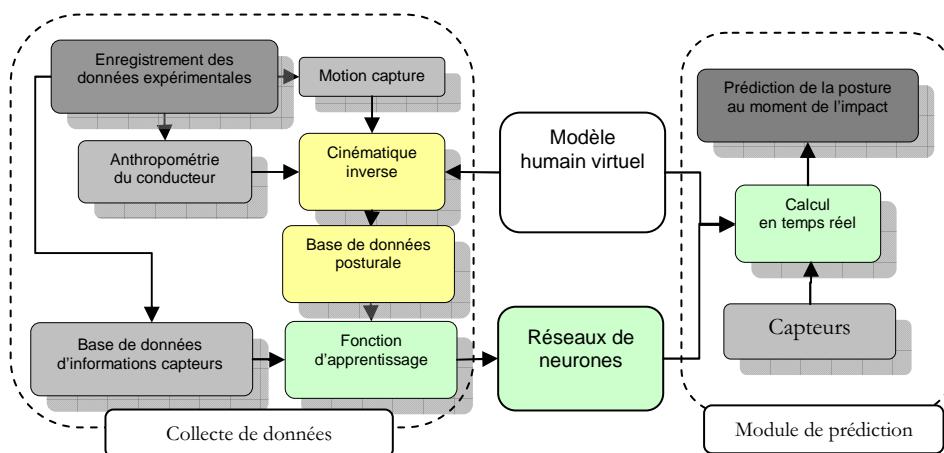


Fig. 2 : Approche globale adoptée pour la prédiction de posture en temps réel

4 Déduction posturale en temps réel

4.1 Principe de fonctionnement

Le modèle de prédiction en temps réel est composé de différents modules (Fig. 3). A partir de capteurs, un premier module analyse en permanence la position des mains sur le levier de vitesse, sur le volant, la vitesse de rotation du volant ainsi que l'activité au niveau de la pédale de frein. A partir de ces données, ce module évalue l'attitude du conducteur et active l'un des deux modules de prédiction posturale permettant ainsi de déduire la posture la plus plausible de l'usager.

¹ Cf. Chap. II

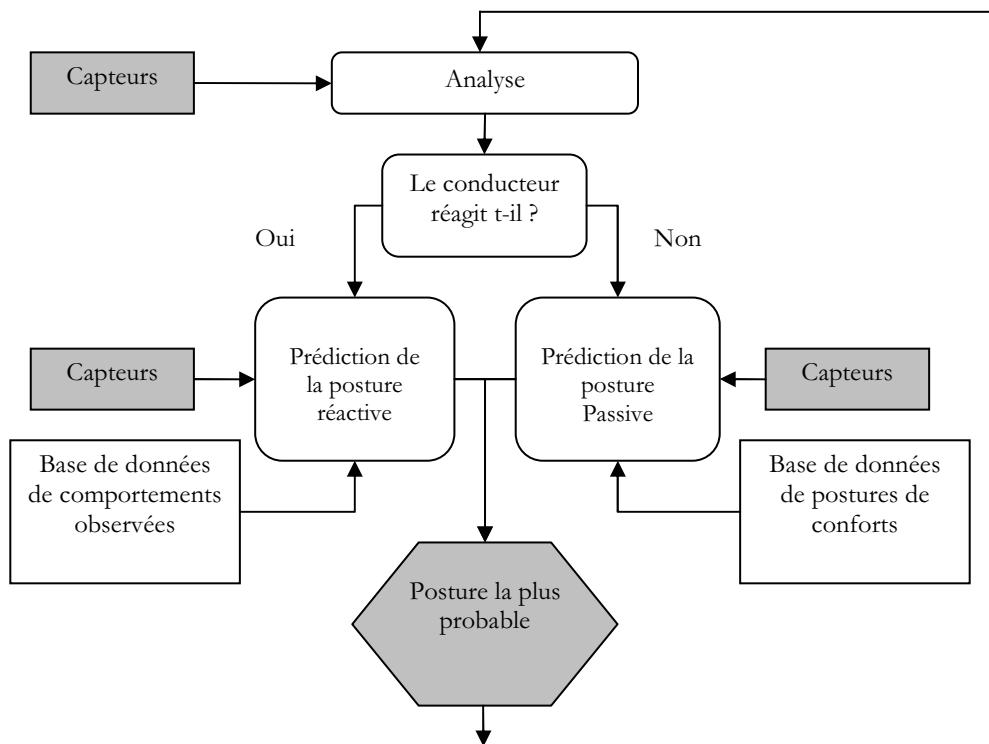


Fig. 3: Organigramme de la déduction de posture de conduite en temps réel

4.2 Algorithme décisionnel

L'algorithme décisionnel doit permettre de réaliser deux tâches :

- décider l'emplacement des mains sur le volant ou le levier de vitesse,
- décider si le sujet réagit ou non à une situation à risque.

4.2.1 Détection des mains

Comme nous avons pu le voir dans l'analyse biomécanique présentée dans le premier chapitre, savoir où les mains sont positionnées sur le volant devient un enjeu important. Cependant le fait de placer simplement des capteurs autour du volant ne permet en rien d'évaluer si le sujet se trouve dans une position à risque lors du gonflement de l'airbag. Si un seul capteur est activé, il n'est pas possible de savoir quelle main tient le volant (cf Fig.5). Si on se place dans le référentiel des capteurs, il est difficile de définir quelle main est sur le volant. L'exemple présenté Fig. 5 ci-dessous illustre bien ce type de problème. Le premier schéma (figure 6a) indique un capteur activé. Aux instants suivants (b et c) il est impossible de savoir de quelle main il s'agit et donc de définir si l'un des avant bras du conducteur se trouve face à l'airbag.

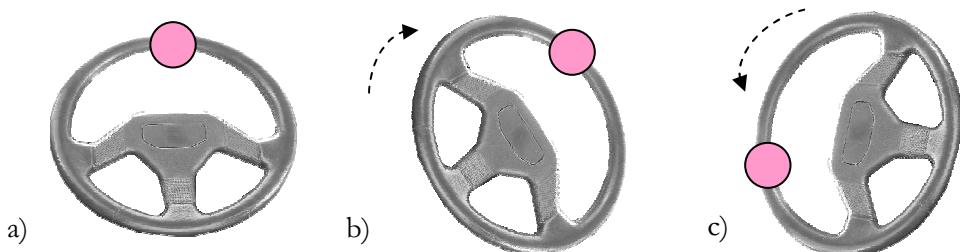


Fig. 4 : Exemples de positionnements où il est impossible de détecter de quelle main il s'agit et donc la position de l'avant bras

Cependant, lors des essais présentés dans les chapitres précédents, nous avons observé qu'aucun sujet n'a lâché le volant lors de la phase de pré-crash. De plus, il a été observé qualitativement que les sujets laissaient, la plupart du temps, au moins une main sur le volant lors de la phase conduite, même lors d'un changement de main, afin de garder le contrôle du véhicule (Fig. 5).

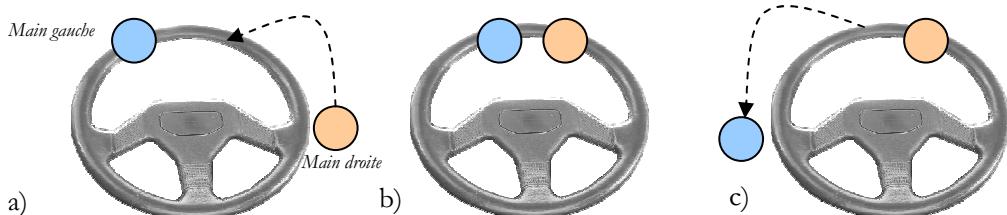


Fig. 5 : Exemple observé d'un changement de main sur le volant : (a) la main gauche est sur le volant, (b) la main droite la rejoint et (c) la main gauche quitte le volant.

Cette indication devient alors un sérieux atout si l'on souhaite connaître quelle main est posée sur le volant. En effet, le fait de connaître le positionnement d'une des mains à l'instant '*t-1*' va permettre de déduire les deux à l'instant '*t*'.

La méthode de détection des mains consiste à placer une douzaine de capteurs de type binaire (tout ou rien) dont on connaît l'emplacement exact autour du volant et un dernier capteur permettant de détecter la position angulaire de celui-ci (Fig. 6).

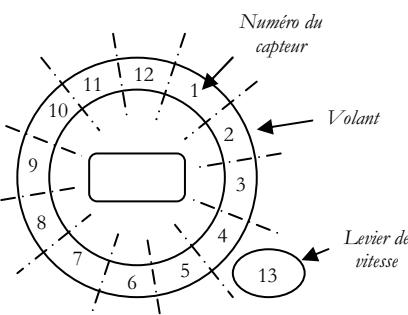


Fig. 6 : Disposition et numérotation des capteurs sur le volant et le levier de vitesse

Le fait de placer douze capteurs sur le volant et un sur le levier de vitesse va permettre de définir 24 positions² pour la main gauche et 25³ pour la main droite. De plus, si on combine les coordonnées connues des capteurs avec la valeur angulaire de la rotation du volant, on obtient alors les coordonnées des capteurs activés et donc une bonne estimation des coordonnées des mains⁴. Ces coordonnées vont devenir les paramètres d'entrée de notre algorithme permettant de les différentier.

Dans un premier temps il est nécessaire de définir des positions de référence. En effet, celles-ci doivent permettre d'initialiser le programme. Ces positions ne doivent permettre aucune ambiguïté comme l'illustrent les exemples ci-dessous. Dans ces exemples (Fig. 7), on remarque que (a) si le capteur n°13 est actif, alors quelque soit le capteur volant activé, il désignera les coordonnées de la main gauche. En b et c, si

² 12 positions générées par l'activation des capteurs et 12 autres par l'activation simultanée de deux capteurs côté à côté permettant ainsi de définir une position intermédiaire.

³ Une position supplémentaire car la main droite peut être posé sur le levier de vitesse.

⁴ D'autres types de capteurs, comme des capteurs tactiles permettant de remplacer la souris d'un ordinateur portable, auraient pu apporter une bien meilleure précision sur l'emplacement du capteur activé mais les résultats qui vont suivre proviennent d'une émulation de ces capteurs à partir des vidéos des enregistrements lors des essais.

l'angle du volant varie très peu pendant un certain temps lors de la conduite, alors les capteurs n°7 à 11 sont alloués à la main gauche et les capteurs n°1 à 5 à la main droite.

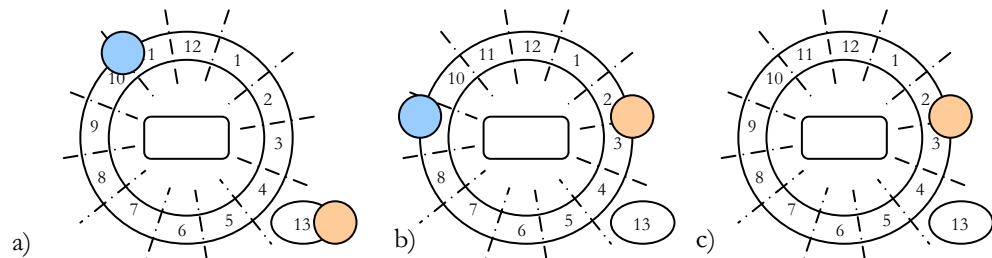


Fig. 7 : Exemples de détections évidentes de la position des mains ; (a) main sur le levier de vitesse et une sur le volant, (b) deux mains sur le volant avec de faible variation du volant et (c) conduite avec une seule main sur le volant

■ **algorithme de déduction :**

Dans un premier temps, il est nécessaire de définir des positions par défaut des mains. En effet, si le conducteur conduit avec une seule main, comme par exemple avec la main gauche positionnée sur la gauche du volant, la main droite peut être positionnée par défaut sur la cuisse droite.

L'algorithme de déduction permettant de définir quelle main active l'un des capteurs se présente de la manière suivante :

Les coordonnées étant mesurées dans le repère de la machine point H, on pose :

- M_g et M_d : coordonnées des mains gauche et droite respectivement (Fig. 8),
- $C_{lv,t}$: l'activation du capteur levier de vitesse à l'instant ' t ' (pouvant être égale à 1 ou 0)
- $C_{x lv,t}$: coordonnées du capteur levier de vitesse,
- $C_{i,t} =$ l'activation du capteur volant ' i ' à l'instant ' t ' (pouvant être égale à 1 ou 0),
- $C(1)_{xi,t}$: coordonnées du capteur volant ' i ' activé en premier,
- $C(2)_{xi,t}$: coordonnées du capteur volant ' i ' activé en second,
- M_{gd} et M_{dd} : coordonnées par défaut des mains gauche et droite, respectivement
- φ : angle de rotation du volant,
- t : instant ' t ',
- Δt : variation de ' t ',
- $\Delta\varphi$: variation de ' φ ' pour un Δt .

Afin de faciliter la reconnaissance, le volant est divisé en trois zones (Fig. 9). Les activations des capteurs se trouvant dans la première zone seront dédiées à la reconnaissance de la main gauche et la seconde pour la main droite. La troisième zone intégrera les capteurs se trouvant aux points les plus hauts et bas du volant.

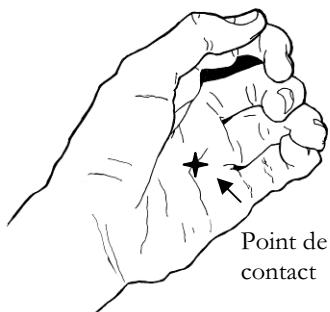


Fig. 8 : Point correspondant aux coordonnées de M_g

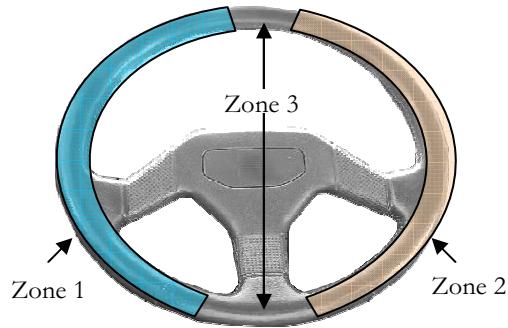


Fig. 9 : Zones 1 et 2, dédiées aux mains gauche et droite respectivement si φ et $\Delta\varphi$ sont proches de 0

Eq. 1 : **Etape d'initialisation à $t + \Delta t$:**

Début de la boucle

Si $C_{h,t} = 1$, alors

Si $C_{i,t} = 1$ alors, ($M_g = C_{xi,t}$)

Sinon ($M_g = M_{gd}$)

Fin Si

$M_d = C_{xi,t}$

Sinon

$$\Delta\varphi_t = \frac{\varphi_t - \varphi_{t-\Delta t}}{\Delta t}$$

Si ($\varphi \approx \Delta\varphi \approx 0$), alors

Si ($C_{i,t} = 1$) et ($C(1)_{xi,t} \in \text{zone 1}$) alors $M_g = C(1)_{xi,t}$

Sinon,

Si ($C_{i,t} = 1$) et ($C(2)_{xi,t} \in \text{zone 1}$) alors $M_g = C(2)_{xi,t}$

Sinon ($M_g = M_{gd}$)

Fin Si

Fin Si

Si ($C_{i,t} = 1$) et ($C(1)_{xi,t} \in \text{zone 2}$) alors $M_d = C(1)_{xi,t}$

Sinon,

Si ($C_{i,t} = 1$) et ($C(2)_{xi,t} \in \text{zone 2}$) alors $M_d = C(2)_{xi,t}$

Sinon ($M_d = M_{dd}$)

Fin Si

Fin Si

Fin Si

Fin Si

Eq. 2 : **Etape de suivi d'activation :**

Si $C_{h,t} = 0$, alors

Si ($C_{i,t} = C_{i,t-\Delta t}$) et $M_g = C(1)_{xi,t-\Delta t}$ alors $M_g = C(1)_{xi,t}$

Si $C(2)_{xi,t} = 1$ alors $M_d = C(2)_{xi,t}$

Sinon ($M_d = M_{dd}$)

Fin SI

Fin Si

Si ($C_{i,t} = C_{i,t-\Delta t}$) et $M_g = C(2)_{xi,t-\Delta t}$ alors $M_g = C(2)_{xi,t}$

Si $C(1)_{xi,t} = 1$ alors $M_d = C(1)_{xi,t}$

Sinon ($M_d = M_{dd}$)

Fin SI

Fin Si

Si ($C_{i,t} = C_{i,t-\Delta t}$) et $M_d = C(1)_{xi,t-\Delta t}$ alors $M_d = C(1)_{xi,t}$

Si $C(2)_{xi,t} = 1$ alors $M_g = C(2)_{xi,t}$

Sinon ($M_g = M_{gd}$)

Fin SI

Fin Si

Si ($C_{i,t} = C_{i,t-\Delta t}$) et $M_d = C(2)_{xi,t-\Delta t}$ alors $M_d = C(2)_{xi,t}$

Si $C(1)_{xi,t} = 1$ alors $M_g = C(1)_{xi,t}$

Sinon ($M_g = M_{gd}$)

Fin SI

Fin Si

Fin Si

$t = t + \Delta t$

Fin de boucle

■ **exemple de résultats :**

Cet algorithme a été implémenté sous Matlab[©]. Les paramètres d'entrée de ce programme sont l'angle de rotation du volant (ϕ) et les données provenant des capteurs. Les fichiers de données binaires correspondant aux activations des capteurs placés sur le volant et le levier de vitesse ont été simulés à partir des vidéos des essais (Fig. 10). En effet, ne disposant pas de ce type de capteurs au moment des essais, les positions des mains ont été déterminées après une visualisation image par image des vidéos et des résultats de la capture de mouvement.

Les exemples ci-dessous proviennent des résultats enregistrés du Sujet 2⁵ lors du troisième scénario⁶ en situation de crash frontal.

⁵ Cf. Annexe IV

⁶ Cf. Chap. III

Frame	Cap1	Cap2	Cap3	Cap4	Cap5	Cap6	Cap7	Cap8	Cap9	Cap10	Cap11	Cap12	Cap13
...								
708	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
709	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
710	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
711	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
712	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
713	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0
714	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1
715	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1
716	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1
...								

Fig. 10 : Exemple de fichier de données d'activation de capteur par frame servant de paramètre d'entrée au programme

La figure ci-dessous (Fig. 11) représente une simulation sous Matlab[©]. Dans cette exemple nous pouvons observer dans un premier temps une conduite avec les deux mains (a), suivi « d'un coup de volant » de type gauche-droite (b et c) avec une main sur le levier de vitesse, et une reprise de la conduite à deux mains (d).

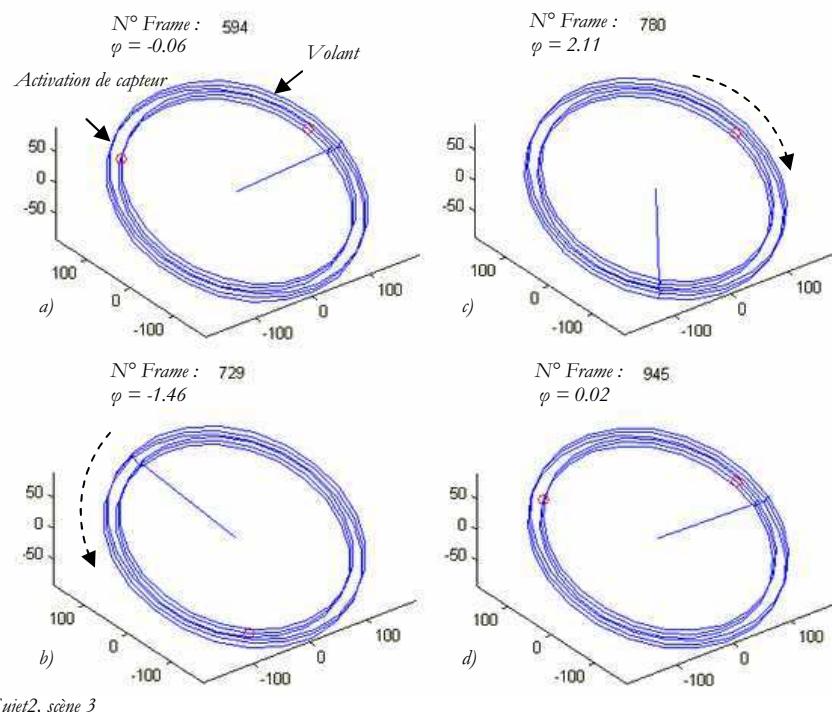


Fig. 11 : Exemple d'activations de capteurs sur le volant, simulé sous Matlab[©], l'activation du capteur sur le levier de vitesse n'est pas représentée

L'exemple suivant représente le fichier de résultats du programme (Fig. 12). L'analyse a été réalisée pour un Δt de 20 ms. Lors de la première mesure (frame 1) on remarque l'impossibilité de la part de notre algorithme de discerner les deux mains, cela est causé par le fait que l'analyse est réalisée en comparant l'événement t à $t-\Delta t$. A l'instant t (frame 2) le programme détecte la main droite sur le levier de vitesse donc en déduit que la main disposée sur le capteur 10 est la main gauche. Ensuite le conducteur lâche le levier de vitesse en gardant sa main gauche sur le volant (frame 526) indiquant ainsi que le prochain capteur actif correspondra à la

position de la main droite (frame 561) si celui-ci laisse le capteur 10 activé⁷. A la frame 697 le sujet retire sa main droite du volant mais garde sa main gauche sur le capteur 10, le programme compare alors l'état des capteurs de l'instant $t-\Delta t$ (frame 696) à ceux activés à l'instant t (frame 697), celui-ci en déduit alors que la main positionnée sur le capteur 10 est la main gauche et ainsi de suite...

Frame	<i>Cap1</i>	<i>Cap2</i>	<i>Cap3</i>	<i>Cap4</i>	<i>Cap5</i>	<i>Cap6</i>	<i>Cap7</i>	<i>Cap8</i>	<i>Cap9</i>	<i>Cap10</i>	<i>Cap11</i>	<i>Cap12</i>	<i>Cap13</i>
1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	1
2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	111
3	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	111
4	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	111
			””					””				””	
523	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	111
524	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	111
525	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	111
526	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
527	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
			””					””				””	
558	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
559	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
560	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
561	0	111	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
562	0	111	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
			””					””				””	
696	0	111	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
697	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
			””					””				””	
713	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	0
714	0	0	0	0	0	0	0	0	0	222	0	0	111

Fig. 12 : Exemple de fichier résultat de d'activation de capteur par frame : '111' correspondant a la détection de la main droite et '222' de la gauche

Au final, on connaît maintenant la position des mains sur le volant (Fig. 13).

⁷ Si durant cette étape le sujet lâche le volant, on retourne à l'étape d'initialisation (Eq. 1)

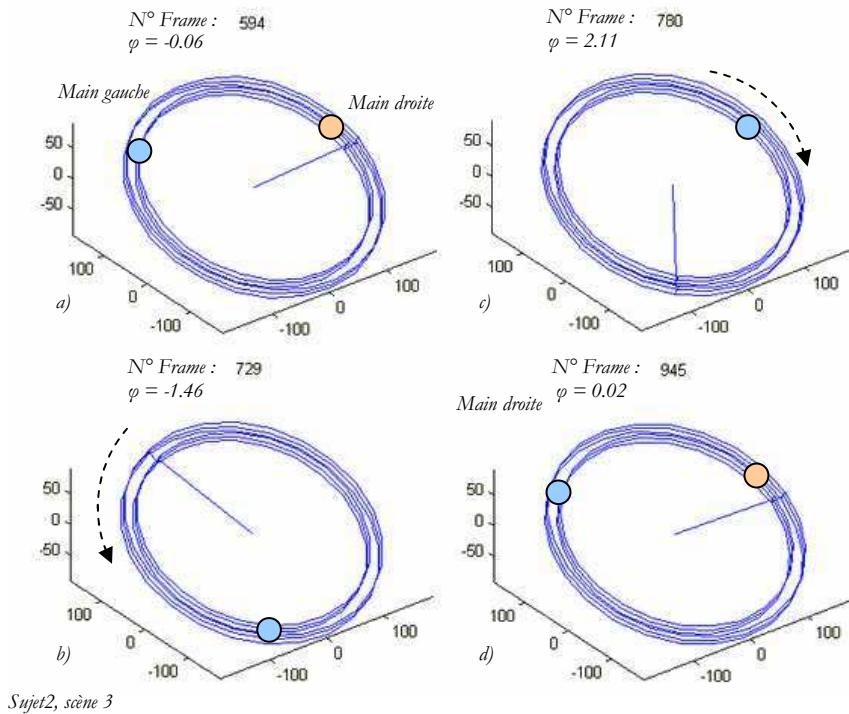


Fig. 13 : exemple d'activations de capteurs sur le volant, simulé sous Matlab[®] avec reconnaissance des mains

4.2.2 Détection de la réaction du sujet

Il existe un éventail de positions des avant bras pour une même activation de capteurs (Fig. 14) causé principalement par l'action réflexe ou non sur le volant. Il est donc nécessaire d'évaluer la réaction du sujet à chaque instant.



Fig. 14 : Exemple d'activation de capteurs identique mais pour deux postures différentes de la main gauche; (à gauche) conduite normale, (à droite) en situation de pré-crash

Pour la détection de la réaction du conducteur nous utilisons l'algorithme présenté au troisième chapitre, c'est-à-dire que nous observons les deux paramètres de conduite à chaque instant; la rotation du volant et l'enfoncement de la pédale de frein ainsi que leur valeur de seuil.

A partir de l'algorithme d'estimation de l'état réactif du conducteur et de l'estimation de la position des mains, nous allons pouvoir déduire la posture de conduire.

4.3 Déduction des postures

Le but de la déduction posturale est de pouvoir estimer au mieux les angles articulaires du conducteur en temps réel. Les variables d'entrée sont les données

anthropométriques et les paramètres de conduite, c'est-à-dire, la rotation du volant, l'enfoncement des pédales et les capteurs disposés autour du volant.

L'évaluation posturale est soumise à trois contraintes :

- une évaluation en temps réel ou quasi-temps réel des postures de conduite,
- une intégration simple dans un système électronique embarqué,
- une implémentation facilitée de nouvelles réactions.

De nos jours, les réseaux de neurones sont utilisés pour toutes sortes d'applications dans divers domaines comme par exemple la reconnaissance de caractères [KNE 91], la détection des défauts dans les rails du métro parisien [OUK 97], en robotique [RIV 94], ou encore la théorie des jeux [COR 90]...

4.3.1 Le neurone artificiel

Un neurone artificiel [CUL 43] [CUN 87] est une représentation mathématique et informatique d'un neurone biologique. Par définition, mathématiquement un neurone est une fonction algébrique non linéaire, paramétrée, à valeurs bornées.

Le neurone formel (Fig. 15) possède plusieurs entrées et une sortie qui correspondent respectivement aux dendrites et au cône d'émergence du neurone biologique (point de départ de l'axone). Les actions excitatrices et inhibitrices des synapses sont modélisées par des coefficients numériques (les poids synaptiques) associés aux entrées : le neurone formel calcule la somme pondérée des entrées reçues puis applique à cette valeur une fonction d'activation généralement non linéaire. La valeur finale obtenue est la sortie du neurone. Mathématiquement, le neurone formel est une fonction à plusieurs variables à valeurs réelles.

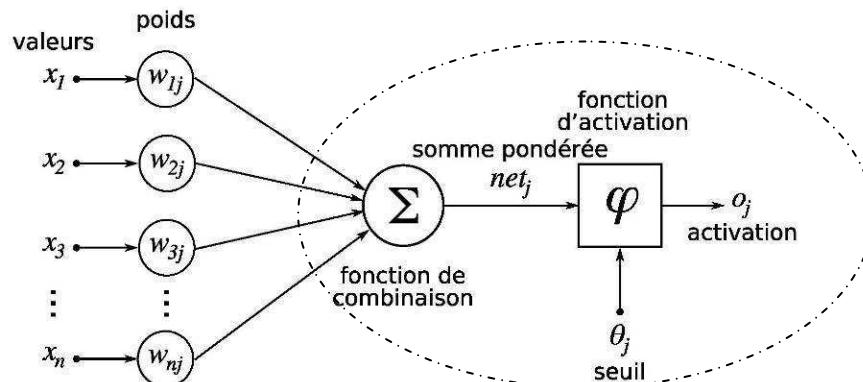


Fig. 15 : Structure d'un neurone artificiel. Le neurone calcule la somme de ses entrées puis passe cette valeur à travers la fonction d'activation pour produire sa sortie.

Si l'on pose :

- x_i un stimulus d'entrée,
- W_{ij} la valeur du poids synaptique entre l'entrée i et le neurone j ,
- θ_j valeur appelée seuil du neurone j ,
- φ fonction d'activation.

Alors le potentiel du neurone j est égal à :

$$\text{Eq. 3 : } net_j = \sum_i^n W_{ij} \cdot x_i$$

On calcule la sortie effective du neurone par exemple en comparant la valeur du potentiel à un seuil. Si la valeur dépasse le seuil, le neurone délivre une sortie +1, sinon, il délivre une sortie égale à 0.

$$\text{Eq. 4 : } o_j = \varphi(\text{net}_j) = \begin{cases} 1 & \text{si } \text{net}_j > \theta_j \\ 0 & \text{si } \text{net}_j \leq \theta_j \end{cases}$$

Il existe plusieurs formes de fonctions d'activations ou fonctions de seuils dont les plus répandues sont :

- la fonction de Heaviside également appelée fonction échelon, fonction marche ou, par abus de traduction, fonction d'étape, est une fonction discontinue prenant la valeur 0 pour les réels strictement négatifs et la valeur 1 partout ailleurs,
- la fonction sigmoïde (Eq. 5) qui est symétrique par rapport au point (0; 1/2),

$$\text{Eq. 5 : } o_j = \varphi(\text{net}_j) = \frac{1}{1 + e^{-\text{net}_j}}$$

- la fonction linéaire qui affecte directement son entrée à sa sortie.

4.3.2 Le réseau multicouche

L'intérêt des neurones mathématiques réside dans les propriétés qui résultent de leur association en réseaux, c'est-à-dire, que la réponse d'un neurone peut constituer l'entrée d'autres neurones.

Tous les neurones de la couche n sont connectés à tous les neurones de la couche $n+1$. Les couches situées entre la couche d'entrée et la couche de sortie sont appelées les couches cachées (Fig. 16). Selon Barron et al. [BAR 93], l'écart entre l'approximation réalisée par un réseau de neurones et la fonction à approcher est inversement proportionnel au nombre de neurones cachés. Cependant ce résultat ne peut que donner des estimations ou des bornes larges du nombre nécessaire de neurones cachés. A l'heure actuelle, il n'existe pas de résultat théorique permettant de prévoir le nombre de neurones cachés pour obtenir une performance spécifique du modèle en fonction des données disponibles. Il faut donc mettre en œuvre une procédure numérique au pas par pas permettant de concevoir le modèle.

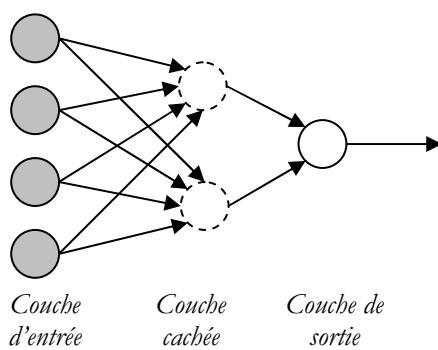


Fig. 16 : Exemple de réseau multicouche avec une seule couche cachée

On distingue globalement deux types de type de réseaux, à savoir les réseaux bouclés et non bouclés :

- Les réseaux non bouclés sont représentés graphiquement (Fig. 16) par un ensemble de neurones connectés entre eux, l'information circulant des entrées

vers les sorties sans « retour arrière ». L'inconvénient si l'on se déplace dans le réseau, à partir d'un neurone quelconque, en suivant les connexions on ne peut revenir sur le neurone de départ. L'avantage, c'est que le temps ne joue aucun rôle fonctionnel dans ce type de réseau, si les entrées sont constantes la réponse du réseau l'est également. Le temps de calcul réalisé par chaque neurone est considéré comme instantané. Pour cette raison ces types de réseaux sont nommés « réseaux statiques » par opposition aux réseaux « dynamique » ou bouclés.

- Si l'on se déplace dans un réseau bouclé (Fig. 17) en suivant le sens des connexions, on trouve au moins un chemin rejoignant son point de départ. La sortie d'un neurone peut donc être fonction d'elle-même et est naturellement envisageable que si la notion de temps est prise en considération. De ce fait, les connexions de ce type de réseau sont attachées, à des poids, comme pour les réseaux statiques, et à des retards multiples d'entiers d'unité de temps choisie.

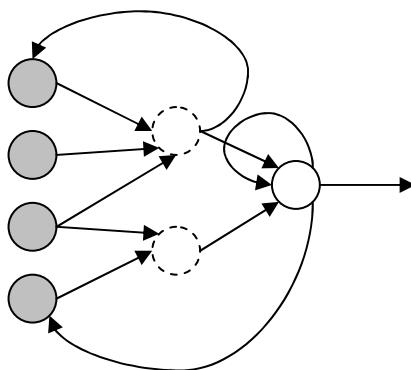


Fig. 17 : Exemple de réseau bouclé

4.3.3 Capacité d'apprentissage et d'approximation des réseaux multicouches

La grande propriété fondamentale des réseaux de neurones, est la capacité d'apprendre de son environnement, c'est-à-dire d'améliorer sa performance à travers un processus « d'apprentissage ». Ce processus permet d'estimer les paramètres des neurones en réseau afin que le réseau effectue au mieux la tâche qu'il lui est affecté. Cette procédure est inspirée par la théorie du physiologiste américain Donald Hebb [HEB 49]. Le principe est de renforcer les connections entre deux neurones lorsque ceux-ci sont actifs simultanément par une modification des poids synaptiques.

Au niveau algorithmique, deux grandes classes sont définies, l'apprentissage dit non supervisé ou supervisé :

- Lors d'un apprentissage non supervisé⁸, le réseau est laissé libre de converger vers n'importe quel état final lorsqu'on lui présente un motif. En effet, l'apprentissage de ces motifs provenant d'un environnement quelconque, permet au réseau de modéliser cet état le mieux possible en créant des classes de stimuli similaire.
- À l'inverse, un apprentissage est dit supervisé, lorsque l'on force le réseau à converger vers un état final précis, en même temps qu'on lui présente un motif. Pour cette raison, ce type d'apprentissage est aussi qualifié d'apprentissage par l'exemple. Cependant si l'on compare les résultats sortants du réseau et ceux souhaités il se peut que des erreurs soient commises. Ces différences entre les sorties obtenues et les sorties désirées sont corrigées via

⁸ Ou « auto-organisée »

la méthode de « rétropropagation⁹ ». Elle consiste à rétropropager l'erreur commise par un neurone à ses synapses et aux neurones qui y sont reliés. Habituellement on utilise la « rétropropagation du gradient de l'erreur » [RUM 86]. Cette méthode consiste à corriger les erreurs selon l'importance des éléments qui ont justement participé à la réalisation de ces erreurs, les poids synaptiques qui contribuent à engendrer une erreur importante se verront modifiés de manière plus significative que les poids qui ont engendré une erreur marginale.

4.3.4 Architecture du modèle prédictif

Le modèle prédictif intègre six réseaux de neurones multicouches non bouclés, un réseau par jambe et deux pour la gestion de chaque bras avec intégration des mouvements du torse (Fig. 18). Suivant le type de réaction détecté¹⁰, c'est-à-dire si le conducteur se trouve dans un état réactif ou non, on active le type de réseau associé au type de réaction. En effet, les réseaux R_1 et R_2 sont dédiés au mouvement correspondant à l'état passif du sujet, c'est-à-dire pour la détection de la posture de confort, quant aux réseaux R_1' et R_2' , ceux-ci sont utilisés pour la détection de la réaction du conducteur.

Le positionnement du torse influe naturellement sur les valeurs angulaires des membres supérieurs, de ce fait, les mouvements du torse sont arbitrairement intégrés aux sorties des réseaux R_1 et R_1' et en entrées des réseaux R_2 et R_2' . En effet, le fait de boucler les réseaux R_1 et R_1' sur R_2 et R_2' , via les articulations du dos, va permettre de créer une dépendance des R_2 et R_2' sur R_1 et R_1' évitant ainsi une déduction de postures aberrantes.

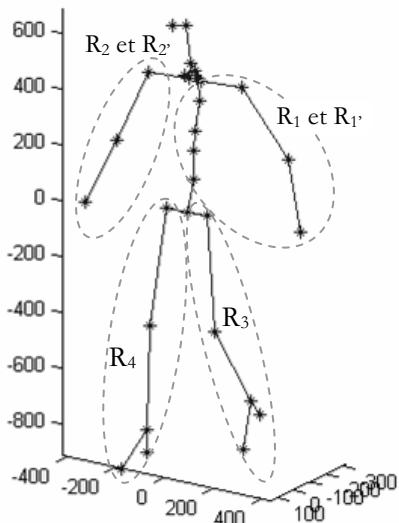


Fig. 18 : Répartition neuronale pour la gestion des articulations

L'organigramme, ci-dessous (Fig. 19) représente l'architecture du modèle prédictif comportant les différents modules en amont des réseaux. Les données entrantes des réseaux correspondent donc aux coordonnées des mains¹¹ et des pieds, en sortie les angles articulaires correspondants.

⁹ Ou « backpropagation » en anglais

¹⁰ Cf. § 4.2

¹¹ Cf. § 4.2.1

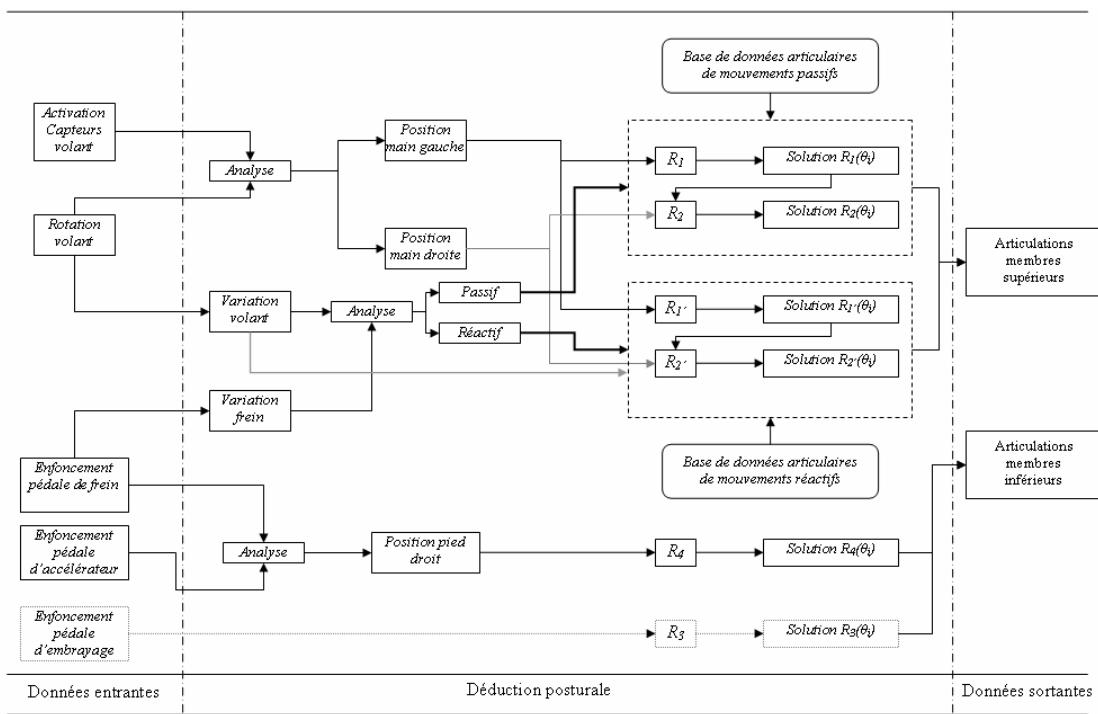


Fig. 19 : Architecture de l'algorithme permettant de détecter la posture en temps réel du conducteur pour une anthropométrie donnée

5 Création et exploitation du modèle

5.1 Création des réseaux

Les choix présentés dans ce paragraphe du type de réseau et de ses paramètres associés sont réalisés à la suite d'essais. En effet, la construction neuronale ainsi que les fonctions d'entraînement et d'apprentissage sont sélectionnées pour répondre au mieux au rapport temps de calcul et minimisation des erreurs de sortie. Mais, au vu des nombreuses possibilités offertes par la théorie des réseaux de neurones et des très nombreuses publications sur ce sujet, il est possible de trouver d'autres méthodes de construction et des fonctions associées permettant d'affiner les résultats qui vont suivre.

5.1.1 Paramètres communs des réseaux

L'architecture de construction ainsi que les fonctions d'entraînement et d'apprentissage sont identiques pour les six réseaux de neurones.

Schéma de construction

Les réseaux sont construits de la manière suivante (Fig. 20):

- Sur la couche d'entrée on trouve N paramètres d'entrée (P_i) associés aux N neurones soumis à une fonction de seuil de type sigmoïde (Fig. 21 et Eq. 6) en sortie on trouve la réponse sur N valeurs ($P_{i,j}$),
- En entrée de la couche cachée on trouve N paramètres ($P_{i,j}$) soumis à une fonction de seuil de type sigmoïde, et en sortie, on trouve la réponse sur K valeur ($Q_{i,j}$),
- En entrée de la couche de sortie on trouve K paramètres ($Q_{i,j}$) soumis à une fonction linéaire (Eq. 7), et en sortie, on trouve la réponse sur n valeurs angulaires ($\theta_{i,j}$).

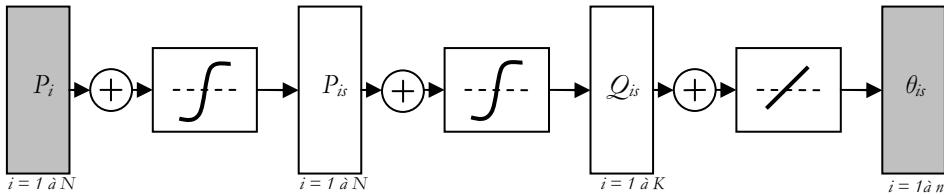


Fig. 20 : Schéma neuronal commun à tous les réseaux du modèle

$$\text{Eq. 6 : } y = \frac{2}{1 + e^{-2*x}} - 1$$

$$\text{Eq. 7 : } y = x$$

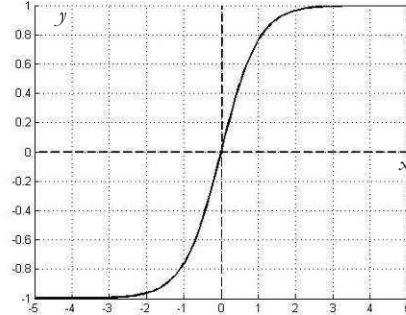


Fig. 21 : Tracé de la fonction de transfert sigmoïde tangente hyperbolique (Eq. 6)

Fonction objectif

Il existe deux possibilités permettant de stopper l'entraînement du réseau ; soit en imposant un nombre de boucle, ou bien, en développant une fonction objectif dont l'arrêt de l'incrémentation sera réalisé lorsqu'une valeur, définie par l'utilisateur, sera atteinte par celle-ci.

Une combinaison des deux méthodes a été choisie afin d'éviter un bouclage infini de l'algorithme. En effet, il peut arriver que la fonction objectif n'atteigne jamais la valeur du critère d'arrêt.

La fonction objectif utilisée est la somme de la moyenne au carré des erreurs e_i correspondant à la différence entre les valeurs angulaires calculées θ_{ic} par l'algorithme de reconstruction de mouvement et les valeurs angulaires proposées par le réseau θ_{is} (Eq. 8).

$$\text{Eq. 8 : } f_e(\Theta) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (\theta_{ic} - \theta_{is})^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (e_i)^2$$

Fonction d'entraînement

La méthode d'optimisation de Levenberg-Marquardt [LEV 44] [MAR 63] a été choisie comme algorithme permettant entraîner les réseaux (Eq. 9) (Eq. 10). Elle permet d'obtenir une solution numérique au problème de minimisation d'une fonction, souvent non-linéaire et dépendant de plusieurs variables à partir d'un processus itératif. La principale motivation du choix de cet algorithme repose sur la taille de la matrice Hessienne en fonction de la quantité de données de la base d'apprentissage, du faible coût en calculs et de la garantie rapide d'une convergence vers un minimum. Cette méthode s'appuie sur une technique des moindres carrés non-linéaires et de l'algorithme de Gauss-Newton¹² en intégrant un coefficient d'amortissement ajusté à chaque boucle.

$$\text{Eq. 9 : } \Delta f(\Theta)_{s(k+1)} = \Delta f(\Theta)_{sk} - [J^t J + \mu I]^{-1} g \quad (e)$$

¹² Si on pose $\mu=0$ (Eq. 9), on obtient l'algorithme de Gauss-Newton

$$\text{Eq. 10 : } g(e) = J'e$$

Avec :

- J : matrice Jacobienne contenant la dérivation des erreurs du réseau,
- e : vecteur contenant les erreurs du réseau,
- g : gradient,
- μ : facteur d'amortissement strictement positif ajusté à chaque nouvelle itération.

Fonction d'apprentissage

Les réseaux sont soumis à un apprentissage supervisé, la modification des poids synaptiques est réalisée via la méthode de la descente du gradient à taux d'apprentissage fixe avec ajout d'un moment constant (Eq. 11).

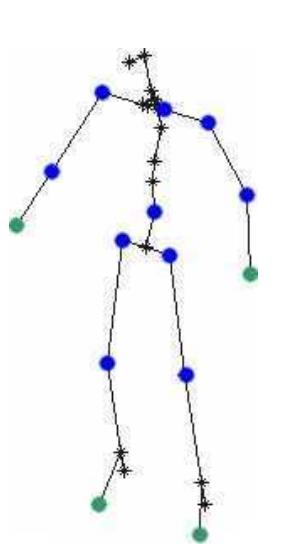
$$\text{Eq. 11 : } dW_{k+1} = mc.dW_k + (1 + mc).lr.g(W_k)$$

Avec :

- W : matrice contenant les valeurs des poids synaptiques,
- mc : moment constant,
- lr : taux d'apprentissage¹³ $0 < lr < 1$.

5.1.2 Caractéristiques individuelles des réseaux

Pour la suite de ces travaux nous utilisons notre modèle cinématique¹⁴ simplifié à 18 DDL¹⁵. Cette hypothèse simplificatrice permet de limiter le nombre de paramètres de sortie et de ce fait, de diminuer la grande différence entre le nombre de paramètres d'entrée et de sortie des réseaux. La figure et le tableau ci-dessous (Fig. 22) présentent les DDL sélectionnés qui seront déduits par la suite et les centres articulaires analysés.



Articulation	Nom
Flexion du bassin	lbba1
Rotation axiale du bassin	lbba3
Pulsion clavicule gauche	sclg1
Elévation clavicule gauche	sclg2
Abduction bras gauche	epag1
Flexion bras gauche	epag2
Rotation bras gauche	epag3
Abduction bras droit	epad1
Flexion bras droit	epad2
Rotation bras droit	epad3
Flexion cuisse gauche	hang1
Abduction cuisse gauche	hang2
Flexion cuisse droite	hand1
Abduction cuisse droite	hand2
Extension genou gauche	geng1
Extension genou droit	gend1
Extension coude gauche	codg1
Extension coude droit	codd1

Fig. 22 : A gauche, modèle cinématique simplifié, en vert les points anatomiques en entrée du modèle, en bleu les centres articulaires calculés en sortie. À droite, les articulations et les noms correspondants¹⁶

¹³ Ce paramètre ne doit pas être trop grand pour éviter des oscillations de l'erreur autour d'un minimum que l'on ne pourra pas atteindre, ni trop petit car il engendrerait un trop grand temps d'apprentissage.

¹⁴ Cf. Chap. II

¹⁵ Degrés de libertés

¹⁶ Cf. Ces mouvements sont illustrés à l'annexe VII

Le fait de diminuer le nombre de DDL, va naturellement diminuer la précision du modèle et donc augmenter les erreurs de reconstruction. Cependant les erreurs de reconstructions engendrées par cette simplification restent faibles.

En effet, la figure ci-après présente des exemples d'erreurs commises sur la reconstruction de mouvement suite cette hypothèse simplificatrice (Fig. 23). On remarque ici que l'erreur maximale est obtenue à la 29^{ème} frame pour une valeur de 28.96 mm et se situe au niveau du coude. À cette même frame, on mesure une erreur de 23.68 pour l'épaule et de 10.48 mm pour la position de poignet.

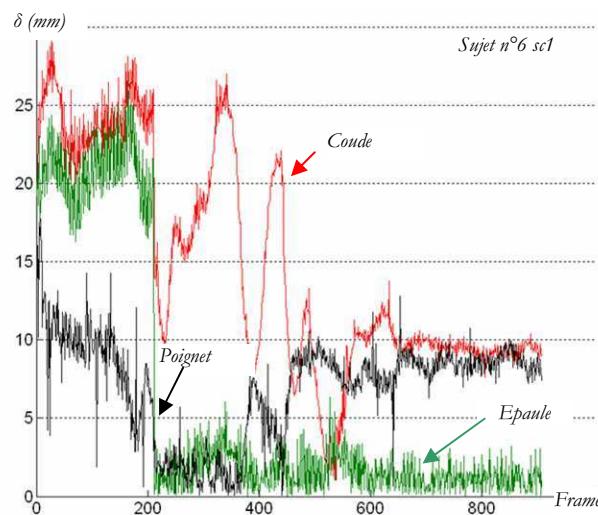


Fig. 23 : Exemple d'erreurs (δ) commises entre les trajectoires et les centres articulaires causées par l'hypothèse simplificatrice pour le membre supérieur gauche

Suite aux reconstructions des cinématiques via ce modèle simplifié, nous pouvons à présent définir les entrées et sorties des différents réseaux en les résumant dans le tableau ci-dessous (Tab. 1). On peut observer ici le bouclage des R_2 et R_2' sur R_1 et R_1' par lbba1 et lbba3 permettant de lier une dépendance entre les réseaux¹⁷.

Réseau	R_1	R_2	R_1'	R_2'	R_3	R_4
Paramètres d'entrées		$\Delta\varphi$		$\Delta\varphi$		
	$\Delta\varphi$	Cx ₂	$\Delta\varphi$	Cx ₂	Cx ₃	Cx ₄
	Cx ₁	Cy ₂	Cx ₁	Cy ₂	Cy ₃	Cy ₄
	Cy ₁	Cz ₂	Cy ₁	Cz ₂	Cz ₃	Cz ₄
Paramètres de sorties	Cz ₁	lbba1	Cz ₁	lbba1		
		lbba3		lbba3		
	lbba1		lbba1			
	lbba3		lbba3			
	sclg1	epad1		epad1		
	sclg2	epad2	sclg1	epad2	geng1	gend1
	epag1	codd1	epag1	codd1	hang1	hand1
	epag2	epad3	epag2	epad3	hang2	hand2
	epag3		epag3			
	codg1		codg1			

Tab. 1 : Noms des paramètres d'entrée et de sortie de chaque réseau du modèle où les Cx_i , Cy_i et Cz_i représentent les coordonnées des capteurs activés suivant les axe x , y , z et $\Delta\varphi$ la variation de l'angle de rotation du volant

¹⁷ Cf. §4.3.4

Le tableau suivant rassemble les informations concernant les nombres de neurones utilisés par réseaux et par couches (Tab. 2). Le nombre de neurones des couches cachées sont à définir par l'utilisateur afin d'obtenir le rapport qu'il souhaite entre qualité des données et temps de calcul lors des séquences d'apprentissage.

Réseau	R_1	R_2	$R_{1'}$	$R_{2'}$	R_3	R_4
Nombre de neurones pour la couche d'entrée	4	6	4	6	3	3
Nombre de neurones pour la couche cachée	K_1	K_2	$K_{1'}$	$K_{2'}$	K_3	K_4
Nombre de neurones pour la couche de sortie	8	4	8	4	3	3

Tab. 2 : Nombre de neurones utilisés pour chaque réseau et couches du modèle où les K_i sont à définir suivant la précision voulue par l'utilisateur

5.1.3 Sélection des paramètres d'apprentissage

Séquence d'apprentissage pour les membres inférieurs (R_3 et R_4)

Chaque jambe dispose de trois degrés de libertés. Ici, nous proposons de faire apprendre aux réseaux les mouvements permettant d'actionner les pédales (Fig. 24).

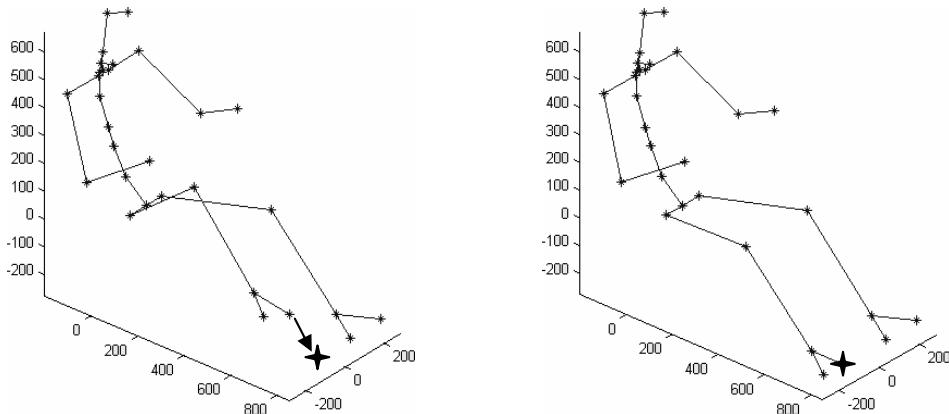


Fig. 24 : Exemple de mouvement d'une action de freinage à apprendre par le réseau R_4

Pour la jambe droite, deux mouvements et une posture, que nous qualifions de neutre, seront appris par le réseau R_4 . Ces mouvements sont les actions de freinage et d'accélération, quant à la position neutre, celle-ci représente l'instant où le sujet change d'action. En effet, si le sujet n'actionne aucune pédale, nous ne pouvons pas définir sa posture réelle et de ce fait la posture neutre est définie en positionnant le pied sur un point intermédiaire entre les pédales de frein et d'accélérateur lorsque celles-ci sont en position haute (Fig. 25). Pour la suite nous simplifierons le mouvement d'enfoncement des pédales comme étant linéaire.

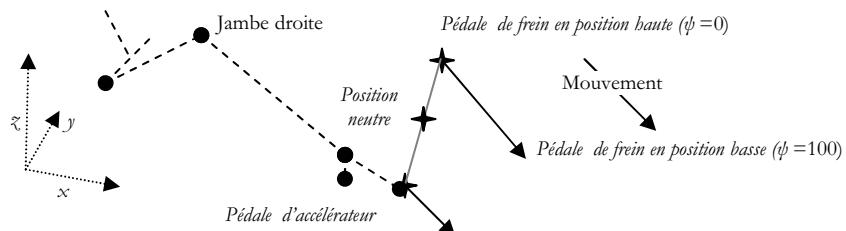


Fig. 25 : Mouvements et posture pour la jambe droite

Cette phase d'apprentissage se déroule en trois étapes :

- la première consiste à recalculer les angles articulaires correspondant à ces mouvements et à la posture neutre, via notre méthode de résolution pour une fonction mono-objectif multi-paramètres soumise à une contrainte¹⁸.

On pose comme contrainte pour les pédales d'accélération et de frein σ_4 et σ'_4 , avec ψ et ψ' (Eq. 12 et Eq. 13) la valeur de leur enfouissement et σ''_4 pour la posture neutre (Eq. 13) lorsque $\psi = \psi' = 0$ (Fig. 25). Les coefficients a , b , c , d et $(x_4 \ y_4 \ z_4)$ dépendent de la géométrie du véhicule.

$$\text{Eq. 12 : } \boldsymbol{\sigma}_4 = \begin{bmatrix} Cx_4 \\ Cy_4 \\ Cz_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a.\Psi_4 + b \\ y_4 \\ c.\Psi_4 + d \end{bmatrix}$$

$$\text{Eq. 13 : } \boldsymbol{\sigma}'_4 = \begin{bmatrix} Cx'_4 \\ Cy'_4 \\ Cz'_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a'.\Psi'_4 + b' \\ y'_4 \\ c'.\Psi'_4 + d' \end{bmatrix}$$

$$\text{Eq. 14 : } \boldsymbol{\sigma}''_4 = \begin{bmatrix} Cx''_4 \\ Cy''_4 \\ Cz''_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x''_4 \\ y''_4 \\ z''_4 \end{bmatrix}$$

Ensuite on calcule les angles articulaires correspondant (Eq. 15) à une anthropométrie¹⁹ choisie.

$$\text{Eq. 15 : } \left\{ \begin{array}{l} \text{Minimiser} \quad f(\Theta_4) \text{ pour } \sigma_4 \\ \text{Soumis à} \quad \beta_{4i\min} \leq \theta_{4i} \leq \beta_{4i\max} \\ \text{Avec} \quad \beta_{4i} \in [0, 2\pi] \end{array} \right.$$

- la seconde étape consiste à regrouper les données correspondant aux contraintes (Eq. 16) et leurs solutions cinématiques (Eq. 17),

$$\text{Eq. 16 : } S_4 = \boldsymbol{\sigma}_4 \cup \boldsymbol{\sigma}'_4 \cup \boldsymbol{\sigma}''_4$$

$$\text{Eq. 17 : } \Gamma_4 = \Theta_4 \cup \Theta'_4 \cup \Theta''_4 \text{ où dans notre cas } \Theta_4 = \{gend1, hand1, hand2\}$$

- la dernière concerne l'apprentissage du réseau correspondant à la recherche de la matrice W_4 contenant les valeurs des poids synaptiques²⁰ du réseau R_4 .

Cette méthode est identique pour la jambe gauche sauf que dans ce cas nous poserons σ_3 pour l'enfoncement de la pédale d'embrayage et σ'_3 pour la posture neutre correspondant au pied posé sur le plancher à la gauche de la pédale.

¹⁸ Cf. § 3.2.1

¹⁹ Cf. Chap. II § 3.1.4 pour la détermination des coefficients des matrices de passages homogènes T_{ij}

²⁰ Cf. § 5.1.1

Séquence de conduite en posture de confort des membres supérieurs (R₁ et R₂)

L'apprentissage des postures de confort, c'est-à-dire les mouvements mesurés où les valeurs des coefficients permettant de contrôler la réactivité du conducteur sont inférieures à leur valeur de seuil²¹, se déroule également en trois étapes. Comme pour les membres inférieurs, il est nécessaire de définir une posture neutre pour les membres supérieurs quand une main n'active aucun capteur. Cette posture est définie arbitrairement en positionnant la main droite entre le centre du volant et le levier de vitesse et le coude gauche appuyé contre le rebord de la vitre de la portière.

- la première étape consiste à recalculer les angles articulaires correspondant aux mouvements de confort, observés et mesurés dans les différents scénarii, et aux postures neutres, via la méthode de résolution par gestion des chaînons pour objectifs multiples²².

On pose alors :

- Pour les mouvements concernant le membre gauche et ses valeurs angulaires pour chaque reconstruction i (Eq. 18):

$$\text{Eq. 18 : } \Theta_{1i} = \{lbba1_i, lbba3_i, sclg1_i, sclg2_i, epag1_i, epag2_i, epag3_i, codg1_i\}$$

Que l'on associe aux contraintes (Eq. 19) :

$$\text{Eq. 19 : } \boldsymbol{\sigma}_{1i} = \begin{bmatrix} Cx_{1i} \\ Cy_{1i} \\ Cz_{1i} \\ \Delta\varphi \end{bmatrix}$$

- Pour la posture neutre du bras gauche (Eq. 20) :

$$\text{Eq. 20 : } \Theta_{10} = \{lbba1_0, lbba3_0, sclg1_0, sclg2_0, epag1_0, epag2_0, epag3_0, codg1_0\}$$

Que l'on associe aux contraintes (Eq. 21) :

$$\text{Eq. 21 : } \boldsymbol{\sigma}_{10i} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ \Delta\varphi \end{bmatrix}$$

- Pour les mouvements concernant le membre droit et ses valeurs angulaires, pour chaque reconstruction i (Eq. 22)

$$\text{Eq. 22 : } \Theta_{2i} = \{epad1_i, epad2_i, codd1_i, epad3_i\}$$

Associés aux contraintes (Eq. 23):

²¹ Cf. § 4.2.2

²² Cf. Chap. II, § 3.2.2

$$\text{Eq. 23 : } \boldsymbol{\sigma}_{2i} = \begin{bmatrix} Cx_{2i} \\ Cy_{2i} \\ Cz_{3i} \\ lbba1_i \\ lbba3_i \\ \Delta\varphi \end{bmatrix}$$

- Le fait d'avoir des mouvements du bassin implique de calculer plusieurs postures neutres du bras droit (Eq. 24), on obtient donc :

$$\text{Eq. 24 : } \Theta_{20i} = \{epad1_{0i}, epad2_{0i}, codd1_{0i}, epad3_{0i}\}$$

Que l'on associe aux contraintes (Eq. 25) :

$$\text{Eq. 25 : } \boldsymbol{\sigma}_{20i} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ lbba1_i \\ lbba3_i \\ \Delta\varphi \end{bmatrix}$$

- Lorsque la main droite actionne le capteur positionné sur le capteur de vitesse on obtient alors des valeurs articulaires de ce membre, liées au mouvement du bassin. Il en résulte (Eq. 26):

$$\text{Eq. 26 : } \Theta_{2'i} = \{epad1'_{i}, epad2'_{i}, codd1'_{i}, epad3'_{i}\}$$

Que l'on associe aux contraintes (Eq. 27) :

$$\text{Eq. 27 : } \boldsymbol{\sigma}_{2'i} = \begin{bmatrix} C_x^{13} \\ C_y^{13} \\ C_z^{13} \\ lbba1_i \\ lbba3_i \\ \Delta\varphi \end{bmatrix}$$

Où les $C_{x,y,z}^{13}$ correspondent aux coordonnées du capteur 13²³ du levier de vitesse

- la seconde étape consiste à distribuer les résultats de ces calculs afin d'associer les articulations liées à leur réseau respectif.
- Pour le réseau R₁ (Eq. 28 et Eq. 29) :

$$\text{Eq. 28 : } S_I = \boldsymbol{\sigma}_{Ii} \cup \boldsymbol{\sigma}_{Io}$$

$$\text{Eq. 29 : } \Gamma_I = \boldsymbol{\Theta}_{Ii} \cup \boldsymbol{\Theta}_{Io}$$

²³ Cf. § 4.2.1

- Pour le réseau R_2 (Eq. 30 et Eq. 31):

$$\text{Eq. 30 : } S_2 = \sigma_{2i} \cup \sigma_{20i} \cup \sigma_{2'i}$$

$$\text{Eq. 31 : } I_2 = \Theta_{2i} \cup \Theta_{20i} \cup \Theta_{2'i}$$

- la dernière concerne l'apprentissage des réseaux correspondant aux calculs des matrices W_1 et W_2 contenant les valeurs des poids synaptiques²⁴ des réseaux R_1 et R_2 .

Séquence de conduite en phase de pré-crash (R_1 et R_2)

L'apprentissage des postures de pré-crash correspond à l'enregistrement des séquences à partir du moment où les valeurs des coefficients permettant de contrôler la réactivité du conducteur sont supérieures à leur valeur de seuil. La fin de cette phase correspond à une période définie par l'utilisateur. La méthode permettant d'alimenter les réseaux reste identique.

5.2 Test de validation de la méthode proposée

Afin d'illustrer ce chapitre, et ainsi valider notre modèle, nous allons appliquer les diverses théories vues précédemment aux informations concernant le sujet n°6, dont l'anthropométrie et les réactions Θ_i sur simulateur sont disponibles à l'annexe IV. Ce test de validation est réalisé en deux étapes.

Dans un premier temps, une sélection de mouvements et de postures clés du sujet ainsi que les paramètres de conduite associés sur les trois scénarii est réalisée afin d'être utilisé comme données d'apprentissage (Fig. 26). Les sélections correspondent par exemple à des postures de confort traditionnelles (ex : le sujet conduit avec la main droite et pose son coude gauche sur le rebord de la vitre..) de mouvement (ex : le sujet passe une vitesse ou vient positionner son avant bras face à l'air-bag ...).

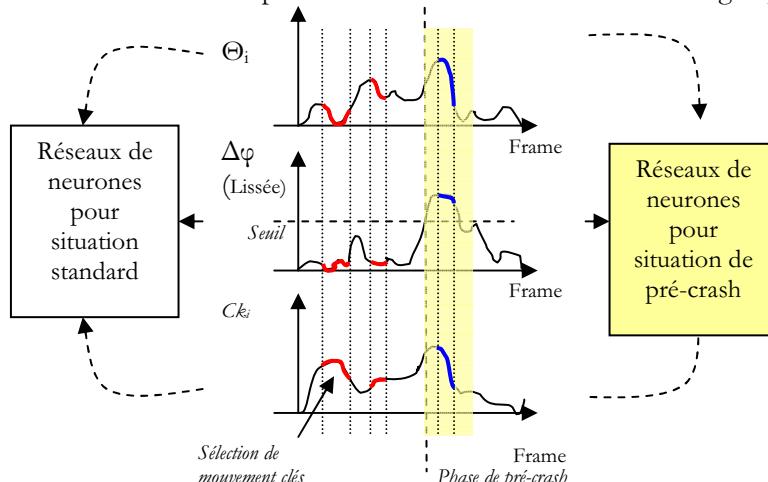


Fig. 26 : Principe de sélection des données pour l'apprentissage des réseaux de neurones sur chaque scénario. Exemple en rouge d'une sélection de mouvement permettant d'alimenter les réseaux dédiés aux situations de conduite standard et en bleu pour les situations de pré-crash.

Dans un second temps, on réalise le test de validation (Fig. 27). Celui-ci consiste à proposer en entrée des réseaux des données provenant des paramètres de conduites non lissés d'un scénario complet (dont certaines de ces données sont inconnues des réseaux) et à comparer les réponses avec les valeurs réelles mesurées.

²⁴ Cf. § 5.1.1

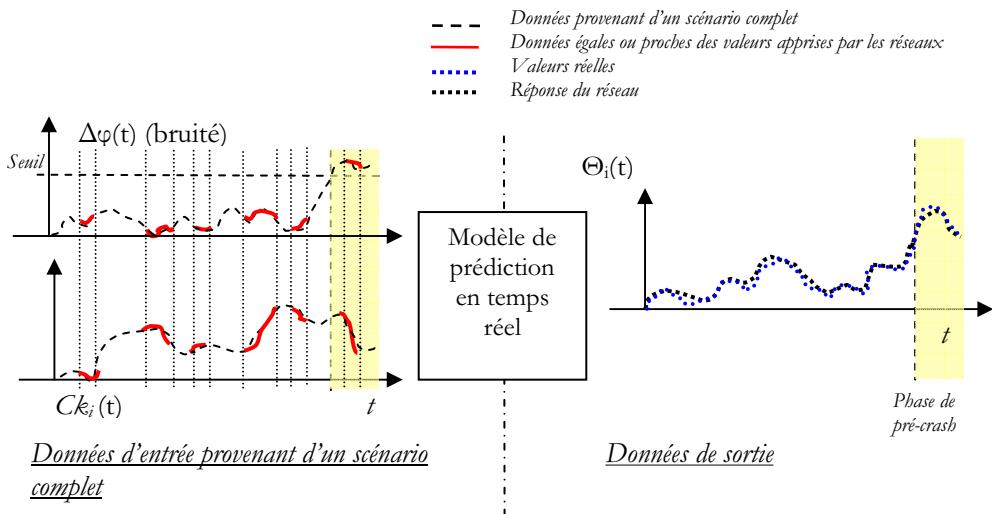


Fig. 27 : Principe de validation du modèle de prédiction de posture en temps réel. Une comparaison entre les valeurs réelles et les solutions proposées par les réseaux est effectuée.

5.2.1 Sélection des données d'apprentissages

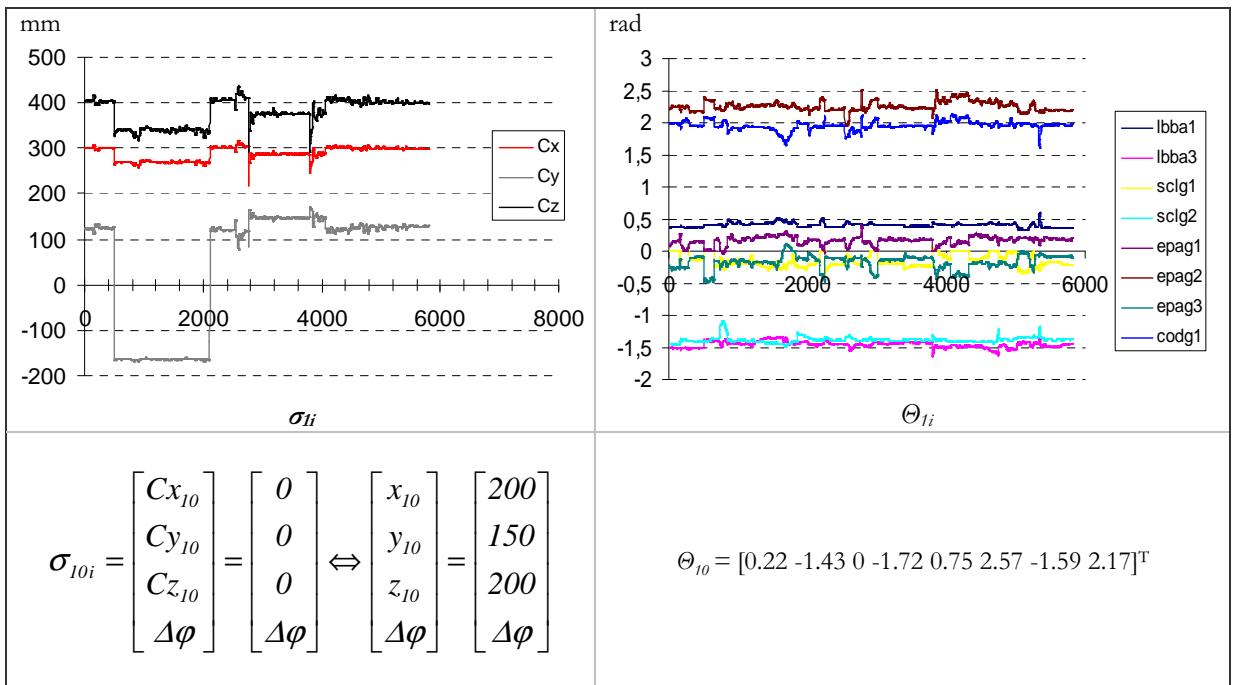
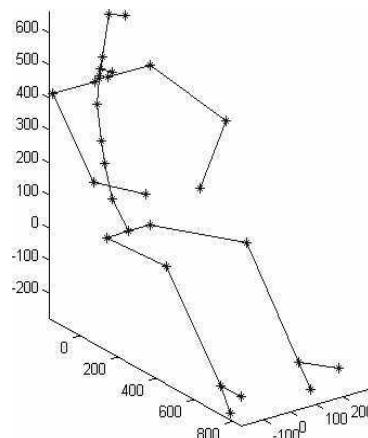
Les données présentées dans ce paragraphe proviennent des résultats enregistrés sur le sujet 6, sur les trois scénarii de chocs frontaux²⁵, des cinématiques reconstruites par notre modèle cinématique simplifié²⁶ et de l'émulation de l'activation des capteurs à partir des vidéos. Les données provenant du capteur du volant permettant le calcul de $\Delta\varphi$ et la position des capteurs Ck_i sont lissées au moyen d'une moyenne mobile²⁷.

Les données qui alimentent le réseau R_1 correspondent à la gestion du bras gauche lors de postures de confort en conduite normale. Elles sont présentées dans le tableau ci-après (Fig. 28). On y observe les postures provenant des trois scénarii de crashes frontaux ainsi que la posture neutre (Fig. 29). Cette posture neutre est définie lorsque le sujet n'active aucun capteur ($C_{k1} = 0$) ce qui correspond aux coordonnées de la main gauche positionnée en (200, 150, 200). Il est par exemple possible d'observer cette perte de position sur la figure ci-dessous de la frame 497 à 2116. Quant aux valeurs de $\Delta\varphi$ (non représentées ici), elles ont été calculées pour un Δt de 140 ms.

²⁵ Cf. Chap. III

²⁶ Cf. § 5.1.2

²⁷ Cf. Annexe VIII : Eq. 2


 Fig. 28 : Données d'entrée (à gauche) et de sortie pour le réseau R_1 (à droite)

 Fig. 29 : Posture neutre définie arbitrairement correspondant au σ_{10i} . Dans ce cas le sujet positionne son coude gauche sur le rebord de la fenêtre

Les sélections de données concernant les autres réseaux qui gèrent les bras (R_1, R_2 et R_2') en situation de conduite normale et pré-crash sont réalisées de la même façon. Dans ceux-ci, on retrouve les postures:

- enregistrées lors des simulations,
- neutres,
- lorsque le sujet n'active aucun capteur, recalculées en fonction des mouvements de bassin observés,
- lorsque le sujet active le capteur sur le levier de vitesse.

Le tableau suivant présente les nombres de postures retenues pour l'apprentissage des différents réseaux de neurones (Tab. 3).

Réseau	R_1	R_2	R_1'	R_2'	R_3	R_4
Nombre de postures à apprendre	6712	3791	1642	1838	256	256

Tab. 3 : Nombre de postures apprises par les réseaux

Suite à la sélection des données d'entrée et de sortie des réseaux, nous pouvons passer aux cycles d'apprentissage. Les nombres de neurones pour les couches cachées sont définis dans le tableau ci-dessous (Tab. 4).

Réseau	R_1	R_2	$R_{I'}$	$R_{2'}$	R_3	R_4
Nombre de neurones pour la couche cachée	16	10	16	10	4	8

Tab. 4 : Nombre de neurones utilisés pour les couches cachées

Ces nombres de neurones cachés ont été définis suite à des études de sensibilités de $f_e(\Theta)$ en fonction du nombre de neurones (Fig. 30) sur 2000 cycles d'apprentissage. Les nombres retenus correspondent à une valeur où $f_e(\Theta)$ est stabilisée pour chacun des réseaux.

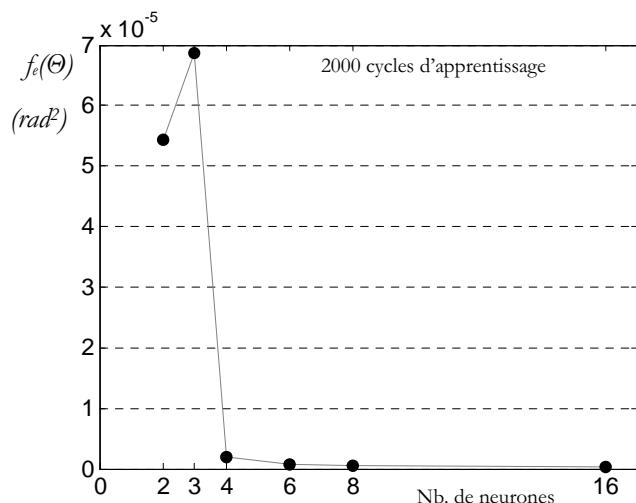


Fig. 30 : Exemple d'évolution de $f_e(\Theta)$ en fonction du nombre de neurones de la couche cachée pour le réseau R_4

La figure ci-dessous (Fig. 31), présente l'évolution de $f_e(\Theta)$ pour chacun des réseaux en fonction du nombre de cycles d'apprentissage. Globalement, on constate une convergence rapide de notre fonction objectif pour tous les réseaux.

On peut remarquer pour les réseaux R_3 et R_4 , la valeur de $f_e(\Theta)$ de l'ordre de 10^{-7} . Ces résultats étaient prévisibles par le fait que peu de postures sont à apprendre et qu'il existe une certaine linéarité entre les valeurs d'entrées (σ_i) et de sorties (Θ_i). On observe également de très bons résultats concernant l'apprentissage des réseaux et cela malgré le grand nombre de postures que certains réseaux doivent gérer.

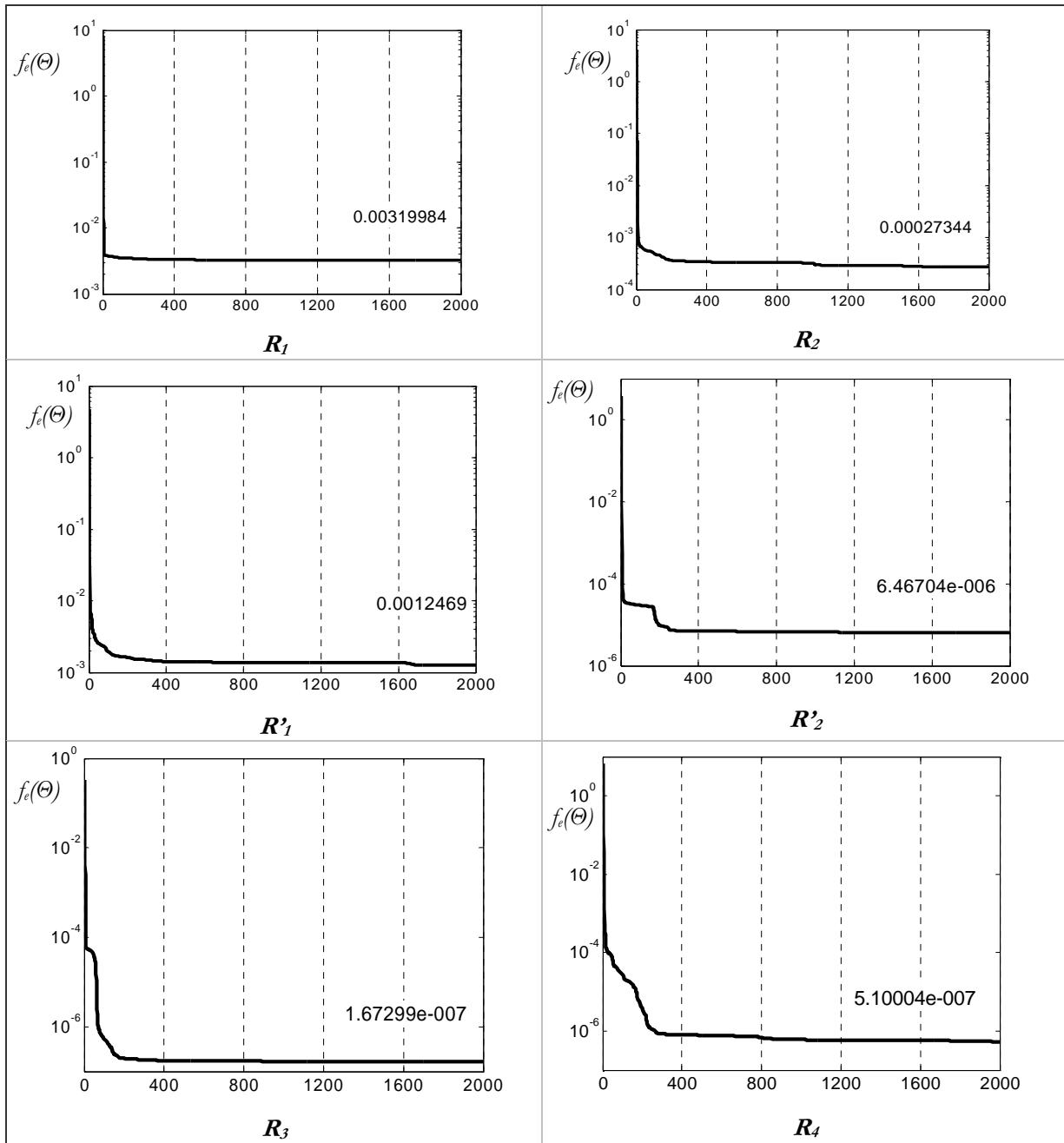


Fig. 31 : Evolution des erreurs $f_e(\Theta)$ par réseau en fonction des cycles d'apprentissages (échelle logarithmique en ordonnée)

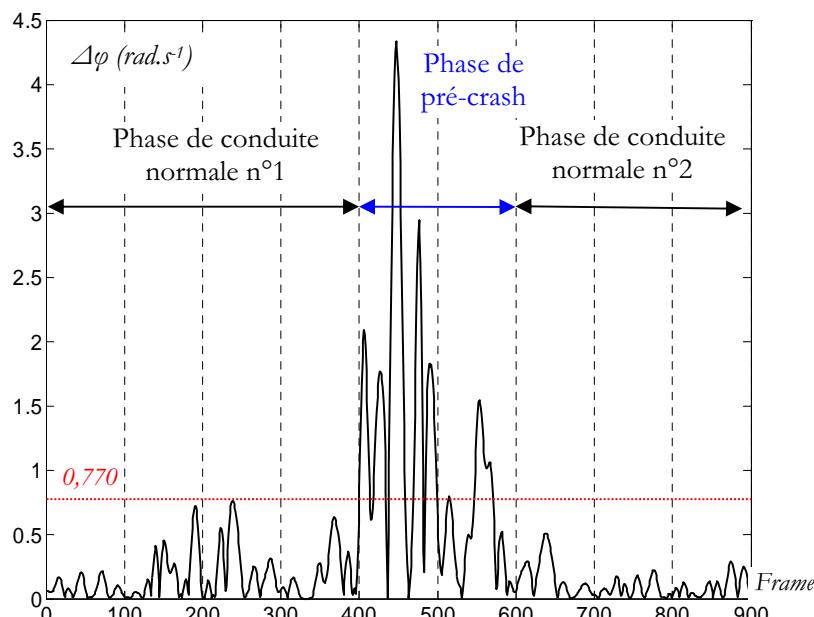
5.2.2 Test de validation

Suite aux cycles d'apprentissage, nous pouvons dès à présent observer la réponse du modèle face à un réel scénario enregistré. Afin d'évaluer la capacité d'approximation des postures par les réseaux, les données d'entrée ne sont volontairement pas filtrées contrairement aux données utilisées pour l'apprentissage. De plus, certaines postures ne font pas partie des données d'apprentissage. En effet, sur 900 postures que comporte ce scénario, dont 700 où le sujet est en situation de conduite normale, et 200 en situation de pré-crash, seulement certaines sont très proches de celles connues par les réseaux (Cf. tableau ci-dessous).

Réseau	R_1	R_2	$R_{1'}$	$R_{2'}$
postures connues /total	496/700	611/700	172/200	21/200
postures connues en %	70,85%	87,28%	86%	10,5%

Tab. 5 : Nombre de postures connues par les réseaux

La figure ci-dessous présente les variations de $\Delta\varphi$ enregistrées lors de ce scénario (Fig. 33). Dans celles-ci on peut observer trois phases de conduite, une première où le sujet est en phase de conduite normale, une seconde phase en pré-crash c'est-à-dire lorsque la valeur de seuil de $\Delta\varphi^{28}$ est supérieure à 0,770 et une dernière phase en post-crash mais où ce sujet a rapidement repris une conduite normale. Le temps de gestion de $R_{2'}$ est défini arbitrairement pour une durée deux secondes lorsque la valeur de seuil est franchie. Dans cet exemple cette valeur est atteinte au bout de huit secondes (400^{ème} frame) et une seconde fois à la 10^{ème} seconde (500^{ème} frame) créant ainsi une phase de pré-crash de quatre secondes.


 Fig. 32 : Valeurs de $\Delta\varphi$ pour un Δt de 140ms, avec en ordonnée 50 frames par seconde

Pour la suite, nous allons observer les données entrantes et sortantes dans chacun des réseaux gérant le positionnement du dos et des membres supérieurs. Ceux concernant les membres inférieurs ne seront pas représentés dans cet exemple car leurs données d'apprentissage proviennent d'un calcul de cinématique inverse et non d'une reconstruction suite à une capture de mouvement, engendrant de ce fait une parfaite corrélation.

Les calculs qui vont suivre ont été réalisés en présentant les 900 mesures de capteurs en entrée des réseaux en une seule fois. Cependant la réponse en sortie des réseaux a été instantanée et leur temps de réponse non mesurable sous Matlab, ce qui prouve ainsi l'efficacité des réseaux à déterminer une solution en temps réel.

Pour les données d'entrée du réseau R_1 , on peut remarquer que le sujet a lâché le volant à deux reprises obligeant le réseau à définir une position neutre par défaut du conducteur pour le bras gauche, ce que l'on peut voir grâce aux deux paliers en sortie

²⁸ Cf. Chap. III § 5.3

du réseau (Fig. 33). On peut également observer en sortie lorsque le sujet est en situation de conduite avec sa main gauche sur le volant, une bonne superposition des données déduites (ex : lbba1) et les valeurs réelles (ex : lbba1_brut).

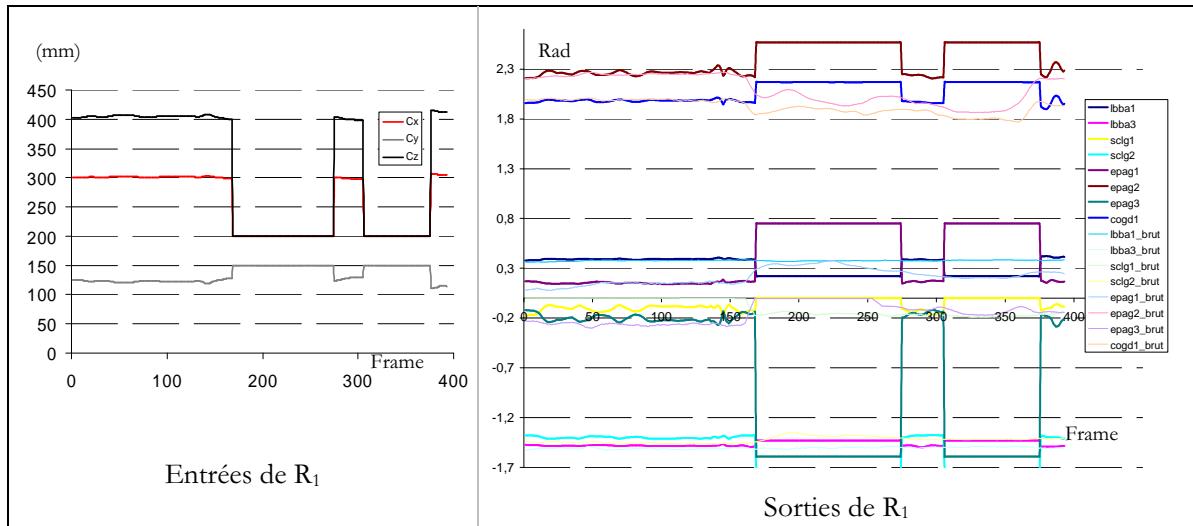


Fig. 33 : Comparaison entre la posture déduite par le modèle et un scénario réel lors de la première phase de conduite en situation normale pour le réseau R₁

Pour les données d'entrée du réseau R₂, on peut également observer que le sujet a également lâché le volant avec sa main droite pendant une courte période obligeant alors ce réseau à définir une posture neutre en tenant compte des informations provenant de R₂ sur les mouvements du bassin (Fig. 34).

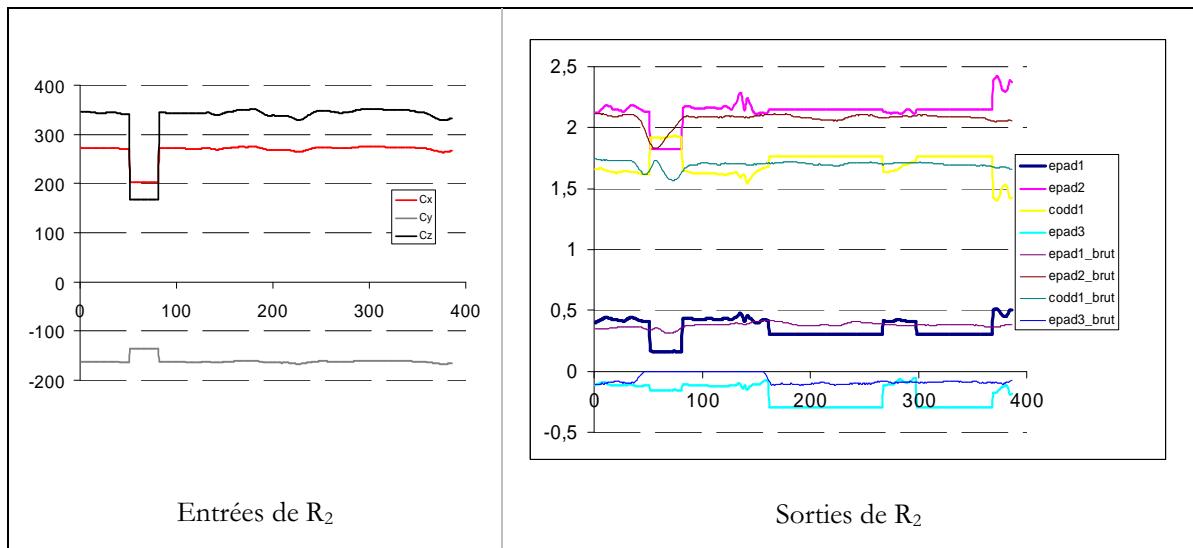


Fig. 34 : Comparaison entre la posture déduite par le modèle et un scénario réel lors de la première phase de conduite en situation normale pour le réseau R₂

Les résultats suivants proviennent du relais par les réseaux dédiés aux situations de pré-crash, c'est-à-dire lorsque $\Delta\varphi > 0,77$. Dans cet exemple d'une durée de quatre secondes, on peut remarquer que pour 85% du temps²⁹ le réseau R₁ a bien estimé la

²⁹ Calcul effectué en comparant la différence moyenne des données réelles et celles provenant du réseau par frame et en retenant que les erreurs moyennes inférieures à 0,087 radian (5 degrés).

posture du dos et du bras gauche causé par le fait que le sujet a effectué une rotation du volant avec sa main gauche (Fig. 35). Si l'on augmente la précision, pour une erreur moyenne inférieure à 3 degrés, on obtient une valeur de 68,5% de réussite.

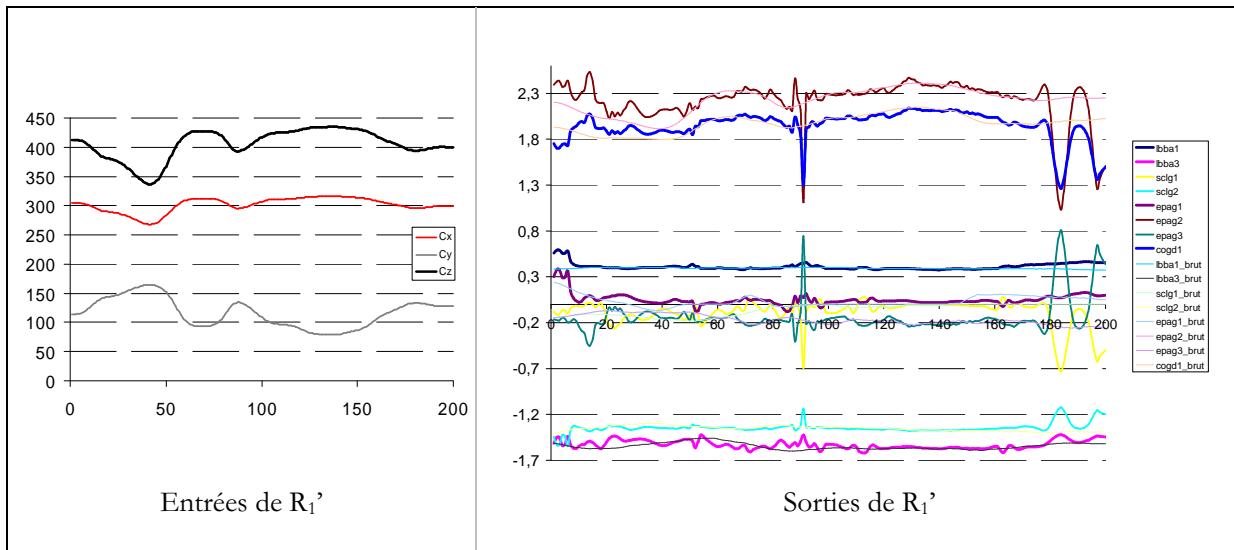


Fig. 35 : Comparaison entre la posture déduite par le modèle et un scénario réel lors de la phase de conduite en situation de pré-crash pour le réseau R_1'

Pour le réseau suivant, on obtient de plus mauvais résultats, en effet celui-ci n'a pu détecter que 31% des positions pour une erreur angulaire moyenne inférieure de 3 degrés. Cela est causé principalement par trois facteurs :

- le premier facteur concerne la complexité des mouvements du sujet. En effet celui-ci, dans un premier temps, active l'un des capteurs sur le volant, qu'il relâche ensuite dans un second temps pour activer celui présent sur le levier de vitesse, obligeant R_2' à définir des postures neutres entre les deux activations.
- Le second facteur provient du bouclage des mouvements du bassin provenant de R_1' en entrée de R_2' . En effet les deux « pics » que l'on obtient aux frames 80-90 et 180-200 provenant de R_1' (Fig. 35) viennent naturellement amplifier les erreurs en sortie de R_2' (Fig. 36).
- Le dernier facteur est causé par le manque de données d'apprentissage pour ce type de réaction.

Cependant si on élargit la marge d'erreur à 5 degrés, on obtient un taux de réussite de 81%.

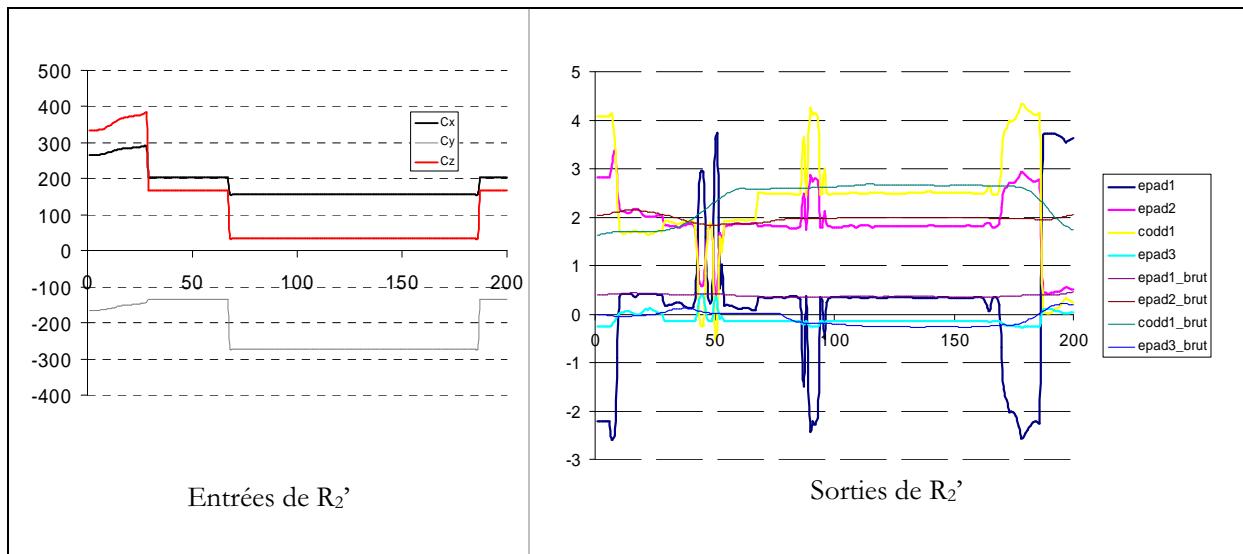


Fig. 36 : Comparaison entre la posture déduite par le modèle et un scénario réel lors de la phase de conduite en situation de pré-crash pour le réseau R_2'

Lors de la seconde phase de conduite en situation normale ($\Delta\varphi < 0,77$), on peut observer graphiquement de très bons résultats de la part des réseaux R_1 et R_2 (Fig. 37 et Fig. 38). Les deux réseaux ont effectué à 82,5% une erreur inférieure à 3 degrés. R_2 obtient même un taux de réussite de 95,1% malgré le fait que le sujet n'a activé aucun capteur avec sa main droite (cf. les vingt premières frames) ce qui oblige le réseau à définir une posture par défaut.

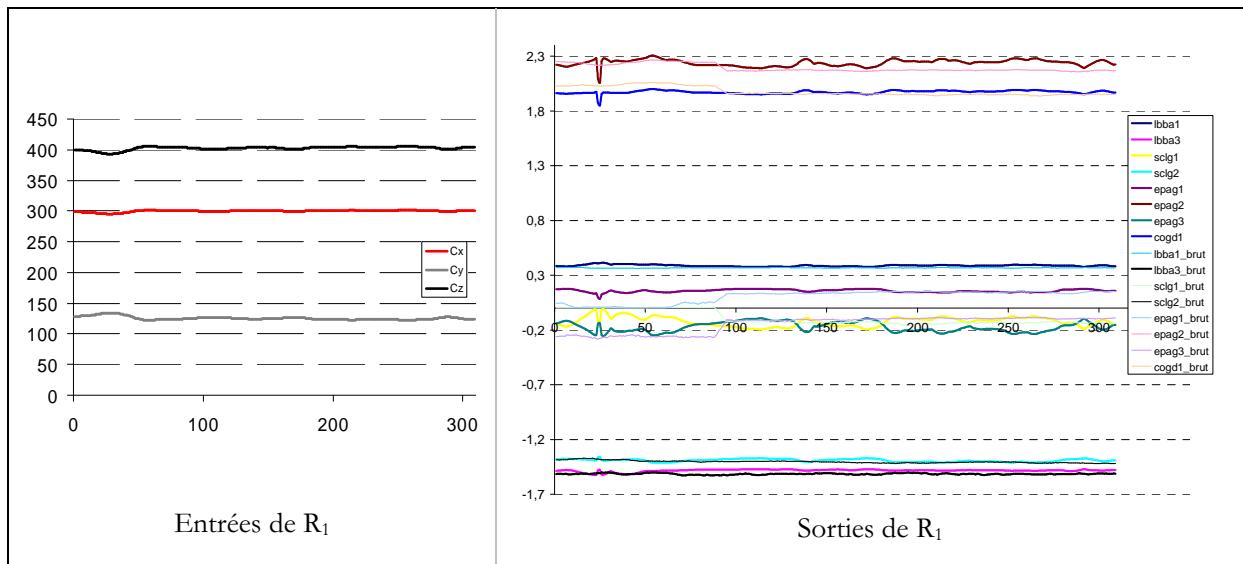


Fig. 37 : Comparaison entre la posture déduite par le modèle et un scénario réel lors de la seconde phase de conduite en situation normale pour le réseau R_1

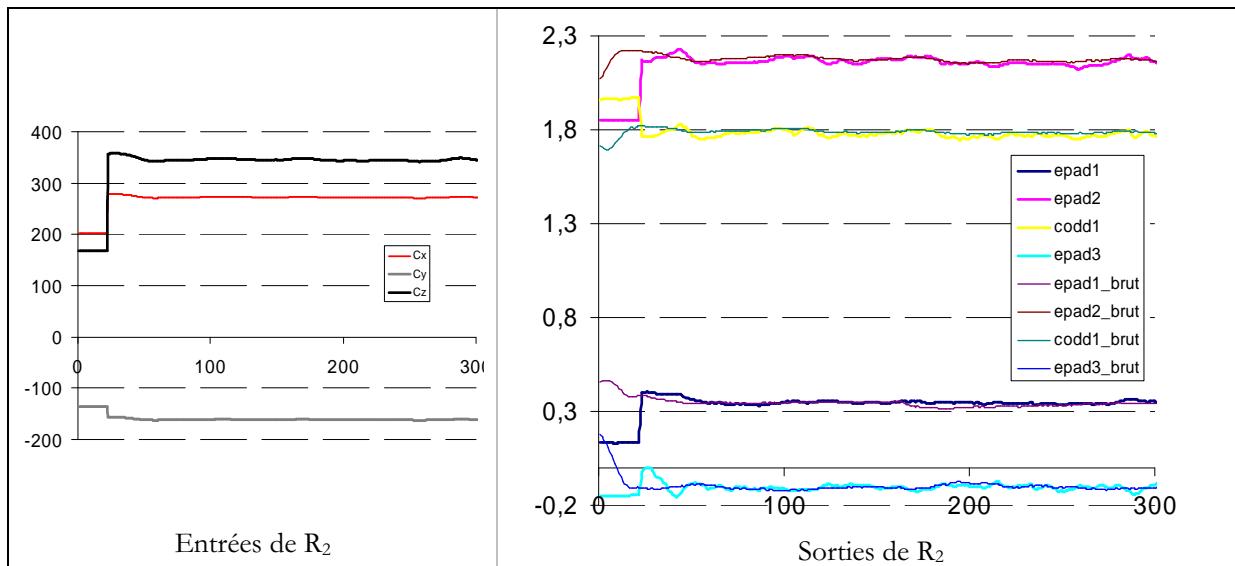


Fig. 38 : Comparaison entre la posture déduite par le modèle et un scénario réel lors de la seconde phase de conduite en situation normale pour le réseau R_2

En étudiant la séquence complète on peut observer que 61% des postures ont été déduites pour le bras gauche et le dos et 63,1% pour le bras droit pour une erreur inférieure à 3 degrés (Tab. 6). Si on élargit cette erreur à 5 degrés on obtient alors un taux de réussite de 76,5% et 94%.

<i>Conduite</i>	<i>normale n°1</i>		<i>pré-crash</i>		<i>normale n°2</i>		<i>total</i>	
<i>Réseau</i>	R_1	R_2	$R_{1'}$	$R_{2'}$	R_1	R_2	<i>bras gauche et dos</i>	<i>Bras droit</i>
<i>Erreur moyenne < 3°</i>	41%	55,4%	68,5%	31%	82,5%	95,1%	61%	63,1%
<i>Erreur moyenne < 5°</i>	55,2%	98,9%	85%	81%	99,3%	96,4%	76,5%	94%

Tab. 6 : Tableau récapitulatif des taux de réussites de déductions posturales par réseaux

Pour conclure, malgré le fait que le sujet a lâché régulièrement le volant avec l'une des deux mains obligeant les réseaux à définir des positions neutres, la valeur brute de $\Delta\phi$ et les postures inconnues du réseaux, le modèle répond correctement.

6 Conclusion

Après avoir collecté un certain nombre d'informations et de mesures dans des essais sur simulateur, nous avons proposé un modèle numérique basé sur des algorithmes d'analyses et des réseaux de neurones permettant de prédire les postures du conducteur en temps réel.

Nous avons utilisé un modèle cinématique simplifié du corps humain que l'on a réduit à 18 degrés de libertés. Le fait de diminuer ce nombre de DDL a contribué dans un premier temps, à augmenter les erreurs de construction qui cependant ont été considérées négligeables, et dans un second temps, a permis de diminuer le nombre de paramètres de sortie du modèle prédictif.

Un algorithme a été mis en place afin de détecter la position des mains sur le volant instrumenté par de simples capteurs binaires et un capteur qui mesure la rotation du volant. Cette méthode a été couplée à un second algorithme permettant de déduire l'état réactif du conducteur.

Nous avons pu également observer l'efficacité de l'application des théories sur les réseaux de neurones pour le modèle de déduction posturale. Le choix de leur construction et des fonctions objectif, d'entraînement et d'apprentissage associées, a permis de fournir une réponse instantanée pour chaque action du conducteur. Cependant, l'efficacité des réseaux a été testée sur un seul sujet. Il est donc nécessaire de pouvoir adapter cette méthode à toutes les postures et mouvements observés et enregistrés lors des différentes campagnes d'essais. Cette action n'a malheureusement pu être réalisé ici par faute de temps.

■ *Synthèse*

1	INTRODUCTION	127
2	PRINCIPAUX RESULTATS	127
3	SYNTHESE DES RESULTATS PAR CHAPITRE	128
4	CONCLUSION	131
5	PERSPECTIVES	131

1 Introduction

Les recherches menées lors de ces années de thèse avaient pour but de contribuer au développement de systèmes permettant d'offrir au conducteur une protection individualisée et adaptée à tout type de situation. Plus particulièrement, le but principal était la mise en place d'une méthode permettant de prédire la posture du conducteur en temps réel.

2 Principaux résultats

Les travaux présentés dans ce mémoire partent du constat établi dans le premier chapitre : l'influence de la réactivité des conducteurs face à une situation de pré-crash est très peu étudiée et la technologie permettant de connaître la réaction du conducteur afin de ne pas augmenter le risque de blessures l'est encore moins.

Afin de visualiser le passage d'une posture de confort à celle causée par la recherche d'évitement d'un crash frontal, nous avons présenté au premier chapitre, une campagne expérimentale proposée par le LAMIH. Les résultats ont montré qu'aucun sujet n'a adopté au moment de l'impact une posture proche de celle qui est imposée aux mannequins lors des essais de crash. De plus, nous avons également pu voir durant cette situation que les sujets se crispait sur le volant et qu'aucun d'eux ne le lâchait.

Dans cette étude, il ressort que 30% des sujets ont réalisé une manœuvre d'évitement engendrant une position de leur avant-bras face à l'airbag. De ce fait, une simulation numérique sur l'influence d'une telle posture durant l'impact a été réalisée. Celle-ci a montré, par rapport à une position standard, que ce type de réaction pouvait très nettement augmenter la sévérité des blessures.

Cependant, ces observations sont fondées sur des études qualitatives rendant très difficile leur exploitation dans la perspective d'optimisation des dispositifs de protection. Pour cela, il faudrait disposer d'un modèle prédictif permettant de déduire l'état réactif et la posture du conducteur.

Dans le but de développer ce modèle numérique, deux campagnes d'essais sur deux simulateurs de conduite simplifiés, ont été réalisées et présentées au troisième chapitre:

- la première expérimentation a consisté à faire réagir un conducteur automobile sur simulateur de conduite statique afin de mesurer ses réactions lors d'un crash frontal simulé. Ses mouvements ont pu être enregistrés et synchronisés avec les paramètres de conduite. Dans ce chapitre, on montre qu'il est possible de faire réagir des sujets de façon réaliste sur un simulateur de conduite statique et simplifié. Nous avons observé comme dans le premier chapitre, les crispations des sujets réactifs sur le volant et le fait qu'ils ne lâchent pas le volant durant la phase de pré-crash.
- la seconde campagne a consisté à faire réagir les sujets face à une situation de crash latéral droit avec une mesure de leurs réactions musculaires. Les résultats ont montré que les sujets étaient moins réactifs à ce genre de crash principalement en raison du fait que le véhicule impacteur se trouve en vision périphérique. Cependant, certains examens électromyographiques ont montré que quelques sujets avaient développé une activité musculaire très proche de leur valeur maximale.

Grâce aux données collectées lors des campagnes d'essais, un modèle a été proposé au chapitre IV. Ce modèle permet d'estimer la position des mains sur le volant et des pieds sur les pédales, puis d'en déduire la posture la plus probable du conducteur.

Pour atteindre ce résultat un modèle géométrique simplifié du squelette humain calqué sur le modèle de MAN3D a été réalisé. Il permet de reconstruire les cinématiques des sujets grâce aux enregistrements du système VICON® et de calculer, à partir d'une méthode originale, les angles articulaires correspondants. Ces données ont pu être dissociées en deux catégories, une première où le sujet est en posture de conduite normale et la seconde en mouvement réactif. Les paramètres de conduite ont pu être synchronisés avec ces mouvements reconstruits. Deux seuils ont alors été définis. Ils permettent d'estimer si le conducteur, face à une situation de crash, est dans un état réactif ou non.

L'ensemble des données collectées d'un sujet a permis d'alimenter six réseaux de neurones réalisant chacun une tâche spécifique. En effet, deux réseaux sont chargés de la gestion des membres inférieurs en proposant une posture de chaque jambe en fonction de l'enfoncement des pédales. Les quatre autres réseaux de neurones ont pour objectif de déterminer la posture des membres supérieurs et du dos en fonction de la situation de conduite (deux réseaux dédiés à la détection en conduite normale et les deux autres lors d'une phase de pré-crash frontal). L'intérêt de l'utilisation de ces réseaux réside dans leurs capacités à obtenir une solution en temps réel et la possibilité de les alimenter avec de nouvelles postures. Cependant, par manque de temps, les résultats présentés dans ce mémoire correspondent aux données recueillies sur un seul sujet. Il serait nécessaire de normaliser tous les mouvements observés pour tous les sujets et d'alimenter les réseaux afin d'obtenir un modèle plus complet.

3 Synthèse des résultats par chapitre

Le tableau ci-après (Tab. 1) relate les différents points importants abordés dans ce travail. On y trouve les points forts des solutions apportées aux diverses problématiques rencontrées, mais aussi les points faibles à améliorer par la suite. Ces informations sont regroupées par chapitre où ces problématiques apparaissent.

Chapitre	Problématiques	Points forts	Points faibles
I	Influence de l'anthropométrie et des postures hors normes sur les critères de blessure.	-La posture ainsi que l'anthropométrie jouent un rôle sur la gravité des blessures au moment de l'impact.	- Essais réalisés en majorité sur des mannequins mécaniques et souvent sur des postures non réalisées.
	Les essais sur simulateur.	- Possible de faire réagir un conducteur et résultats proches de la réalité.	- Il existe très peu d'articles sur ce type d'analyse.
	La technologie disponible	- Certains systèmes peuvent préparer le véhicule au crash, - quelques capteurs permettent de détecter certaines postures du passager avant.	- les systèmes ne prennent pas en compte la posture du conducteur au moment de l'impact, - Moyens technologiques très complexes ne pouvant pas être adaptés à la détection des postures du conducteur.
	La détection de l'anthropométrie du conducteur en fonction de ses réglages de conduite.	- Beaucoup de travaux portent sur l'influence de l'anthropométrie sur l'ergonomie du poste de conduite.	- Pas de travaux concernant la détection de l'anthropométrie à partir des réglages de conduite.
	Essais sur simulateur du LAMIH sur un crash frontal.	- Sujets réalistes - création de classes de comportement, - posture de confort adoptée par les sujets, - les sujets ne lâchent pas le volant durant la phase de pré-crash et se crispent sur celui-ci.	- Simulateur statique, - étude qualitative et non quantitative.
	Analyse biomécanique d'une classe de comportement.	- Influence d'une position réelle par rapport à une posture normalisée sur la criticité biomécanique de l'impact.	- Modèle ne tenant pas en compte des contractions musculaires, - Modèle numérique corrélé sur un mannequin mécanique et non un corps humain réel, - essai non validé sur un test cadavérique.
	Paramètres reliant réglage du siège et anthropométrie.	- Bonne corrélation entre la taille du sujet et le réglage longitudinal du siège, - aucune corrélation possible avec l'inclinaison du dossier, - réalisation d'un protocole d'essais.	- Pas assez de paramètres mesurés permettant de prédire l'anthropométrie du conducteur; - pas d'analyse de type régression multiple, - seconde campagne d'essais non réalisée par manque de temps.
II	Modèle géométrique du corps humain	- Modèle calqué sur un véritable mannequin dédié aux études ergonomiques (MAN3D), - modèle entièrement paramétrable.	- Seul le squelette est représenté, il n'y pas de contour extérieur.
	Modèle pour la cinématique inverse	- Simple à programmer, - facile d'utilisation, - facilement évolutif - permet un contrôle du nombre de DDL.	- Nécessite un bon contrôle des paramètres d'optimisations.

Chapitre	Points forts	Points faibles
II Essais sur simulateur INRETS en crash frontal.	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Sujets réactifs sur routes départementales et ville,</i> - <i>les sujets ne lâchent pas le volant durant la phase de pré-crash et se crispent sur celui-ci,</i> - <i>développement d'un moyen technologique permettant de synchroniser les données multi-sources.</i> 	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Simulateur de conduite simplifiée et statique,</i> - <i>simulation sur autoroute peu concluante</i> - <i>beaucoup de bruits dans les signaux.</i>
III Quantification de mouvement. INRETS en crash latéral.	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Récupération des trajectoires articulaires synchronisées aux paramètres de conduite,</i> - <i>postures de confort et réactions synchronisées avec les paramètres de conduite.</i> 	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Pas assez de caméras VICON® et/ou fréquence d'acquisition trop faible entraînant un gros travail lors du post-traitement,</i> - <i>peu de sujets ont participé aux expérimentations.</i>
IV Essais sur le second simulateur INRETS en crash latéral.	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Proportion d'essais efficace,</i> - <i>majorité des sujets réactifs,</i> - <i>les sujets ne lâchent pas le volant durant la phase de pré-crash et se crispent sur celui-ci.</i> 	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Récupération des trajectoires articulaires synchronisées avec les paramètres de conduite et à l'activité musculaire,</i> - <i>postures de confort et réactions synchronisées avec les paramètres de conduite.</i>
V Analyse de l'activité musculaire	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Possibilité d'obtenir des efforts proches de leurs valeurs maximales sur simulateur simplifié.</i> 	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Pas de mesure des muscles mobilisant l'articulation de l'épaule et des jambes.</i>
VI Algorithmme de détection des mains sur le volant	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Utilisation de simples capteurs binaires sur le volant et d'un capteur permettant de mesurer la rotation du volant.</i> - <i>algorithme simple à programmer.</i> 	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Un capteur tactile autour du volant permettrait d'augmenter la précision.</i>
VII Détection de l'état réactif du conducteur.	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Possibilité de déduire sa réaction à partir de seulement deux paramètres.</i> 	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Paramètres déduits à partir de peu de mesures.</i>
VIII Dédiction de la posture	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Posture déduite en temps réel,</i> - <i>modèle permettant d'introduire de nouvelles données,</i> - <i>technologiquement réalisable,</i> - <i>posture déduite à partir de véritables observations.</i> 	<ul style="list-style-type: none"> - <i>Paramètres d'entrée émulés à partir des vidéos.</i>

Tab. 1 : Tableau résumant les différents points forts et points faibles abordés dans ce mémoire

4 Conclusion

Lors de l'introduction générale, quatre questions ont été posées à propos des conducteurs en situation de pré-crash. Suite à ces travaux nous pouvons à présent apporter à chacune de ces interrogations, une réponse :

- *Q. : Les conducteurs d'automobile ont-ils le temps de réagir lors d'une situation de pré-crash?*
R. : Les résultats provenant de trois campagnes d'essais sur simulateurs ont montré qu'une majorité des conducteurs avaient le temps d'effectuer une manœuvre dans le but d'éviter l'impact.
- *Q. : Peut-on observer et mesurer ces réactions?*
R. : Ces mouvements anticipatifs sont quantifiables ainsi que l'activité musculaire déployée lors de cette phase.
- *Q. : Ces réactions peuvent-elles engendrer les blessures plus graves que celles encourues dans une situation de référence telle que prescrite par la réglementation ?*
R. : Des essais numériques ont montré que le simple fait de disposer l'avant-bras face à l'airbag pouvait occasionner des blessures beaucoup plus importantes que celles attendues dans les essais réglementaires.
- *Q. : Peut-on prédire ces réactions et les prendre en compte dans les mesures de protection?*
R. : Un modèle numérique a été proposé afin de détecter si le conducteur se trouve dans un état réactif ou non. Ce modèle permet en outre de déduire les postures du conducteur en temps réel.

5 Perspectives

Les méthodes expérimentales et numériques présentées dans ce mémoire, constituent une première étape dans le développement d'un système de protection individualisé du conducteur permettant d'adapter les systèmes de protection en temps réel.

En effet, il serait nécessaire de travailler sur un certain nombre de points afin d'améliorer le modèle de déduction posturale :

- réaliser des campagnes d'essais ayant comme ambition de développer un modèle permettant de déduire l'anthropométrie du conducteur à partir des réglages du poste de conduite,
- réaliser des campagnes d'essais sur simulateur permettant de faire réagir le conducteur sur une situation de crash latéral gauche,
- adapter les mouvements réactifs sur diverses anthropométries.

Une fois ces étapes franchies, il sera alors possible de se pencher sur la suite de ce projet, c'est-à-dire, le développement de systèmes permettant d'adapter les différents modules de protection en fonction de la réactivité et de l'anthropométrie du conducteur, permettant ainsi de lui offrir une protection optimale au moment de l'impact.

■ Annexes

ANNEXE I	<i>Questionnaire</i>	135
ANNEXE II	<i>Mesure anthropométrique</i>	141
ANNEXE III	<i>Synchronisation des données</i>	143
ANNEXE IV	<i>Résultats de la campagne d'essais présentée au chapitre III</i>	151
ANNEXE V	<i>Placement des marqueurs VICON[®]</i>	155
ANNEXE VI	<i>Résultats de la seconde campagne d'essais présentée au chapitre III</i>	157
ANNEXE VII	<i>Résultats de la campagne d'essais présentée au chapitre II</i>	165
ANNEXE VIII	<i>Traitemet du signal EMG</i>	171
ANNEXE IX	<i>Etude préliminaire du comportement des conducteurs en situation de pré-crash</i>	175
ANNEXE X	<i>Exemple d'intégration des trajectoires dans le référentiel du mannequin</i>	195

1. Questionnaire destiné au sujet

Ce questionnaire, développé par une équipe de psychologues du LAMIH, est destiné à cerner le style de conduite des sujets.

Les consignes étaient les suivantes :

- répondre aux questions en cochant la case correspondant à la réponse adéquate,
 - ou en positionnant la réponse à la manière d'un curseur sur la ligne,
 - quand il n'y a ni case à cocher, ni échelle, répondre en texte libre.
-

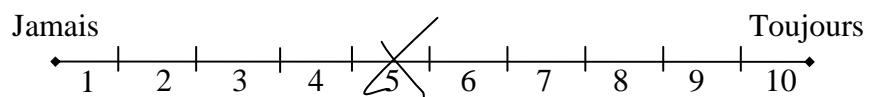
Exemples :

Aimez-vous le chocolat ?

OUI

NON

Consommez-vous du chocolat ?



Quels souvenirs associez vous au Chocolat ? :

Nom et Prénom : _____ Date de la passation : _____

Profession ou domaine d'études : _____ Age : _____
Sexe : _____

1. Vous êtes :

- Droitier
- Gaucher
- Ambidextre

2. Portez vous des lunettes en conduisant :

- Oui
- Non

3. Véhicule(s) couramment utilisé(s) :

4. Quel(s) permis de conduire avez-vous ?

5. Nombre d'années de conduite :

6. Quel est le nombre de kilomètres que vous parcourez par semaine

- Moins de 20 km
- Entre 20 et 50 km
- Entre 50 et 100 km
- Entre 100 et 250 km
- Entre 250 et 500 km
- Plus de 500 km

7. Quelles vitesses pratiquez-vous habituellement ?

7.a En ville:

7.b Sur départementale / nationale:

7.c Sur autoroute:

8. Avez-vous déjà été victime d'accidents ?

- Oui
- Non

Si oui, dans quelles circonstances :

9. Etes-vous stressé lorsque vous conduisez ?

- Toujours
- Très souvent
- Souvent
- Rarement
- Jamais

10. Pensez-vous avoir une bonne maîtrise de l'activité de conduite ?

Pas du tout

Tout à fait



11. Etes-vous agressif envers les autres usagers de la route (insultes, gestes de la main, appels de phare) ?

- Toujours
- Très souvent
- Souvent
- Rarement
- Jamais

12. Pour vous, la conduite automobile est une activité

Très déplaisante

Très plaisante



13. Eprouvez-vous fréquemment certaines gênes en conduisant (mal au dos, aux yeux...) ?

- Oui
- Non

Si oui, lesquelles :

14. Comment caractérissez-vous votre conduite ?

NERVEUSE NORMALE ECONOMIQUE (entourer la réponse choisie)

15. De manière générale, êtes-vous anxieux quand vous conduisez ?

- Toujours
- Très souvent
- Souvent
- Rarement
- Jamais

16. En général, en conduite en file, avez-vous tendance à suivre de très près le véhicule de devant ou avez-vous tendance à prendre vos distances ?

- Distance importantes
- Distance réglementaire
- Distance faible

17. En général, sur autoroute, avez-vous tendance à faire beaucoup de manœuvres (changements de file et dépassements) ?

- Oui
- Non
- Moyennement

18. Sur autoroute, quelle file avez-vous tendance à occuper ?

18.a Autoroute à 2 voies : voie droite voie gauche

18.b Autoroute à 3 voies : voie droite voie milieu voie gauche

19. Appréciez-vous de conduire dangereusement ?

Pas du tout

Tout à fait



20. Quand je conduis, je.....

Pense facilement à autre chose

Suis très attentif



21. Dans votre conduite de tous les jours, comment estimez-vous votre façon de gérer la distance de sécurité par rapport au véhicule qui vous précède ?

Peu sécuritaire

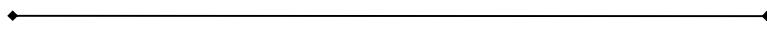
Très sécuritaire



22. Dans l'activité de conduite, ...

Je contrôle ce qui ce passe

Je suis à la merci des autres



23. Pensez-vous être un conducteur prudent ?

Peu prudent

Très prudent



24. De manière générale, vous considérez-vous comme quelqu'un d'anxieux (se) ?

Pas du tout

Très



25. De façon générale pensez-vous être plus prudent que les autres conducteurs ?

Moins prudent

Plus prudent



26. Prenez-vous plaisir à conduire ?

- Toujours
- Très souvent
- Souvent
- Rarement
- Jamais

27. Lorsque un véhicule tente de s'insérer devant votre véhicule, que faites-vous ?

- Vous accélérez pour l'en empêcher
- Vous freinez pour le laisser faire
- Vous ne faites rien de particulier

28. Est-ce que vous avez tendance à doubler les véhicules qui roulent plus lentement que vous ?

- Toujours
- Très souvent
- Souvent
- Rarement
- Jamais

29. De façon générale, pensez-vous être plus compétent que les autres conducteurs dans votre façon de gérer l'interdistance ?

- Beaucoup plus compétent
- Un peu plus compétent
- Aussi compétent
- Un peu moins compétent
- beaucoup moins compétent

30. Dans la conduite automobile, la responsabilité incombe principalement...

À moi

Aux autres



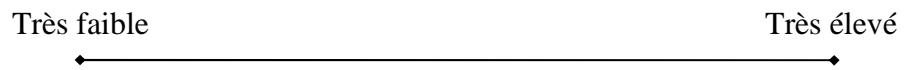
31. La conduite est une activité...

Très risquée

Très peu risquée



32. Pouvez vous évaluer votre niveau actuel de fatigue physique ?



33. Pouvez vous évaluer votre niveau de stress actuel ?



1. Mesures anthropométriques

Ce document décrit les 19 mesures (Tab. 1) devant être réalisées. Pour cela, un matériel traditionnel de mesure anthropométrique est utilisé (Fig. 1).

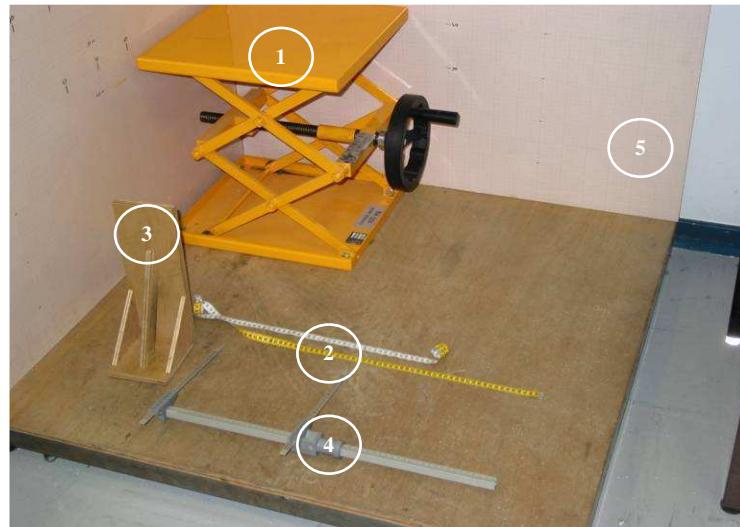


Fig. 1 : matériel nécessaire : élévateur (1), mètre ruban (2), équerre (3), pied à coulisse (4), mur tapissé de papier millimétré (5)

Mesure	Type de mesure	N° de l'outil
M1	Stature sans chaussure	3,5
M1'	Stature avec chaussures	3,5
M2	Largeur aux épaules	4
M3	Largeur aux hanches	4
M4	Circonférence de la taille	2
M5	Largeur du torse	4
M6	Longueur du bras	4
M7	Circonférence du bras	2
M8	Circonférence de l'avant bras	2
M9	Circonférence de la cuisse	2
M10	Circonférence du mollet	2
M11	Largeur de la tête	4
M12	Hauteur de la tête	4
M13	Hauteur du buste	1, 3, 5
M14	Profondeur du thorax	1, 3, 5
M15	Longueur de l'avant bras	4
M16	Longueur de la cuisse	1, 3, 5
M17	Hauteur de la jambe	1, 3, 5
M18	Masse	

Tab. 1 : Mesures correspondant au schéma suivant (Fig. 2)

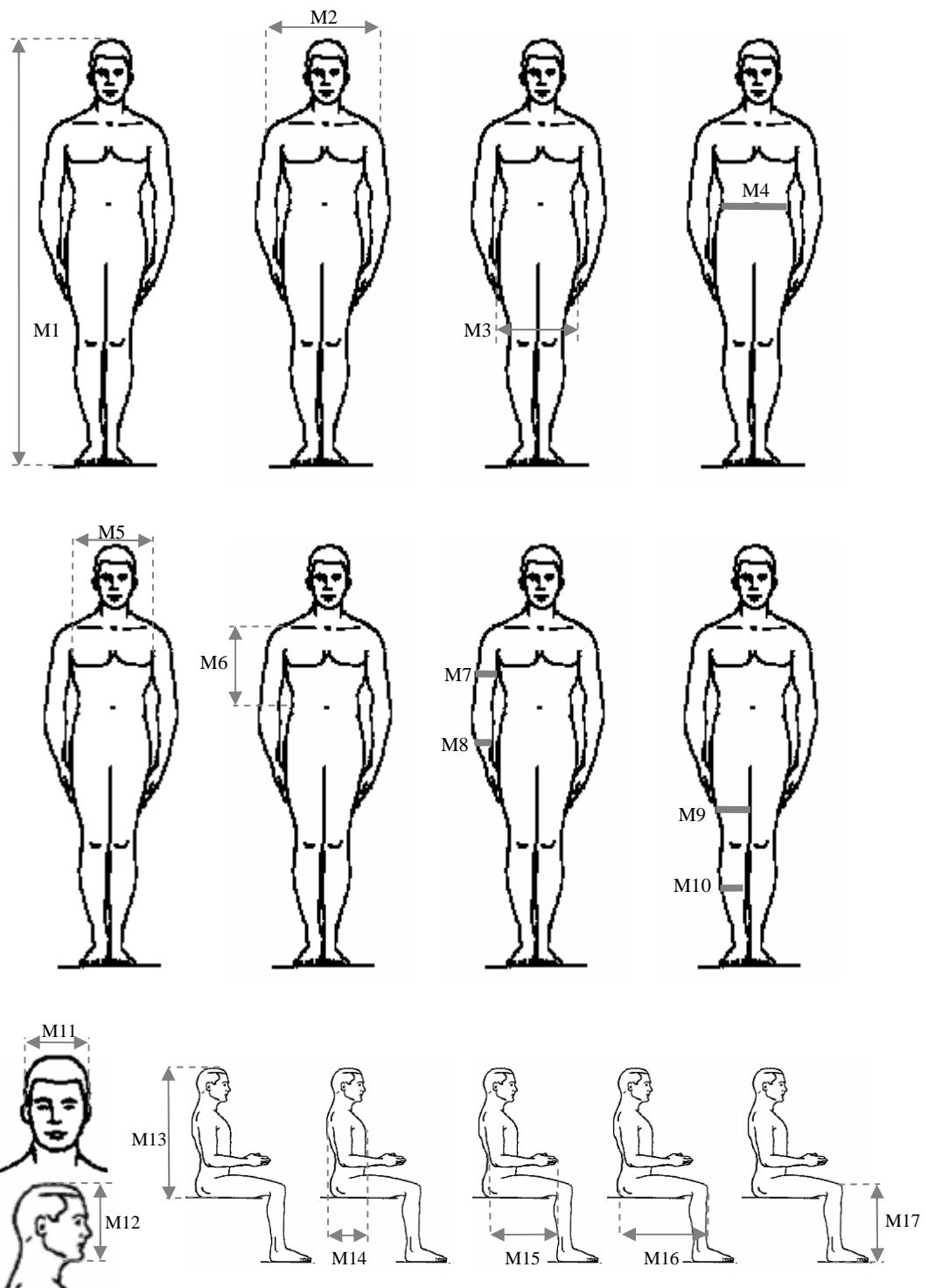


Fig. 2 : Mesures réalisées sur le sujet

1 Synchronisation des données des manipulations sur mini simulateurs

Ce document présente les moyens techniques permettant de synchroniser les données des campagnes d'essais sur mini-simulateurs¹.

2 Synchronisation des données des essais présentés au chapitre III pour le choc frontal

2.1 Synchronisation de l'enregistreur VICON® et du simulateur

L'enregistreur VICON possède une entrée (Fig. 1. b) permettant utilisation d'un contacteur afin de démarrer l'acquisition des données.



Fig. 1 : Système VICON® vue avant (a) et arrière (b)

Ce contacteur est réalisé à partir d'une interface de commande.

2.2 Interface de commande

Cette interface (Fig. 2 a) est réalisée de façon à être contrôlée par le simulateur via le port série (Fig. 3). En effet, à partir de ce port, un signal est envoyé pendant un scénario lorsque le sujet arrive à un point défini par les expérimentateurs. Ce signal est conditionné de façon à pouvoir activer un relais commandant l'acquisition de mouvement et l'allumage d'une diode électroluminescente visible par les caméras numériques et apparaissant sous forme de marqueur par le système VICON® (Fig. 2 b).

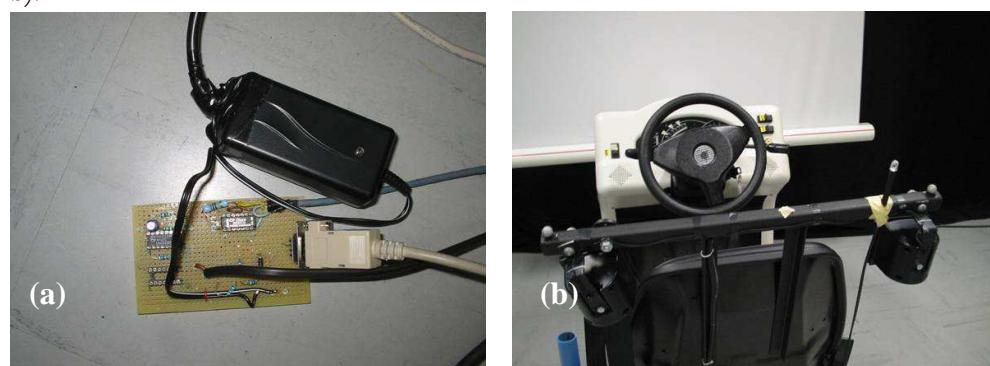


Fig. 2 : Interface de commande (a) et DEL visible par toutes les caméras (b)

¹ Cf. Chap. III

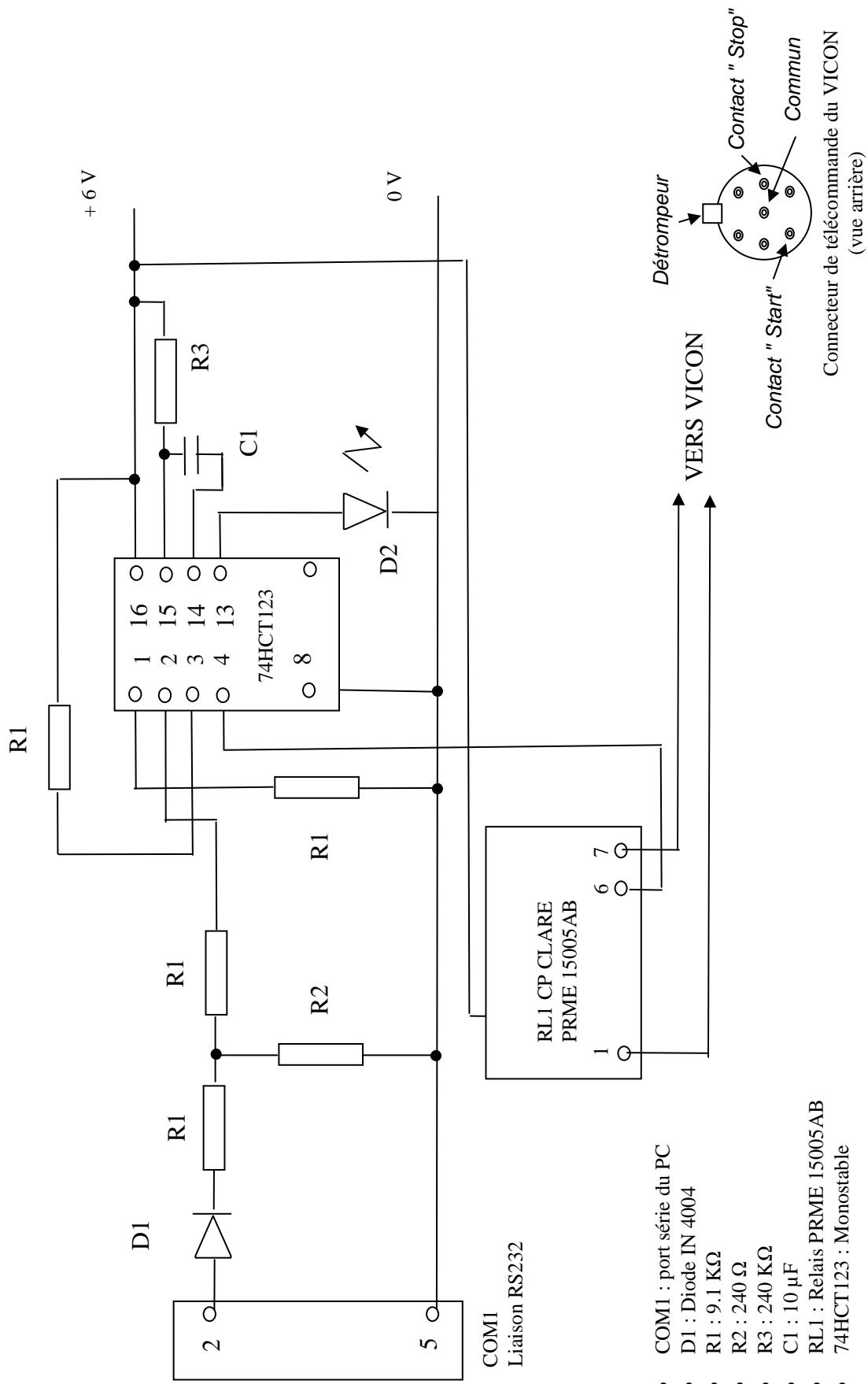


Fig. 3 : Schéma électronique de l'interface de commande reliant le système VICON® au simulateur

3 Synchronisation des données des essais présentés au chapitre III pour le choc latéral

3.1 Synchronisation de l'enregistreur VICON[®], EMG et du simulateur

La technique concernant l'activation du système de capture de mouvement reste identique. Une modification de l'interface de commande (Fig. 5) permet l'ajout d'un trigger sur l'EMG (branché sur le boîtier de synchronisation (Fig. 4)) contrôlé par le simulateur. Une première activation de ce trigger déclenche l'enregistrement des données et le stoppe si celui-ci est réactivé.



Fig. 4 : Récepteur EMG, boîtier de réception et de synchronisation

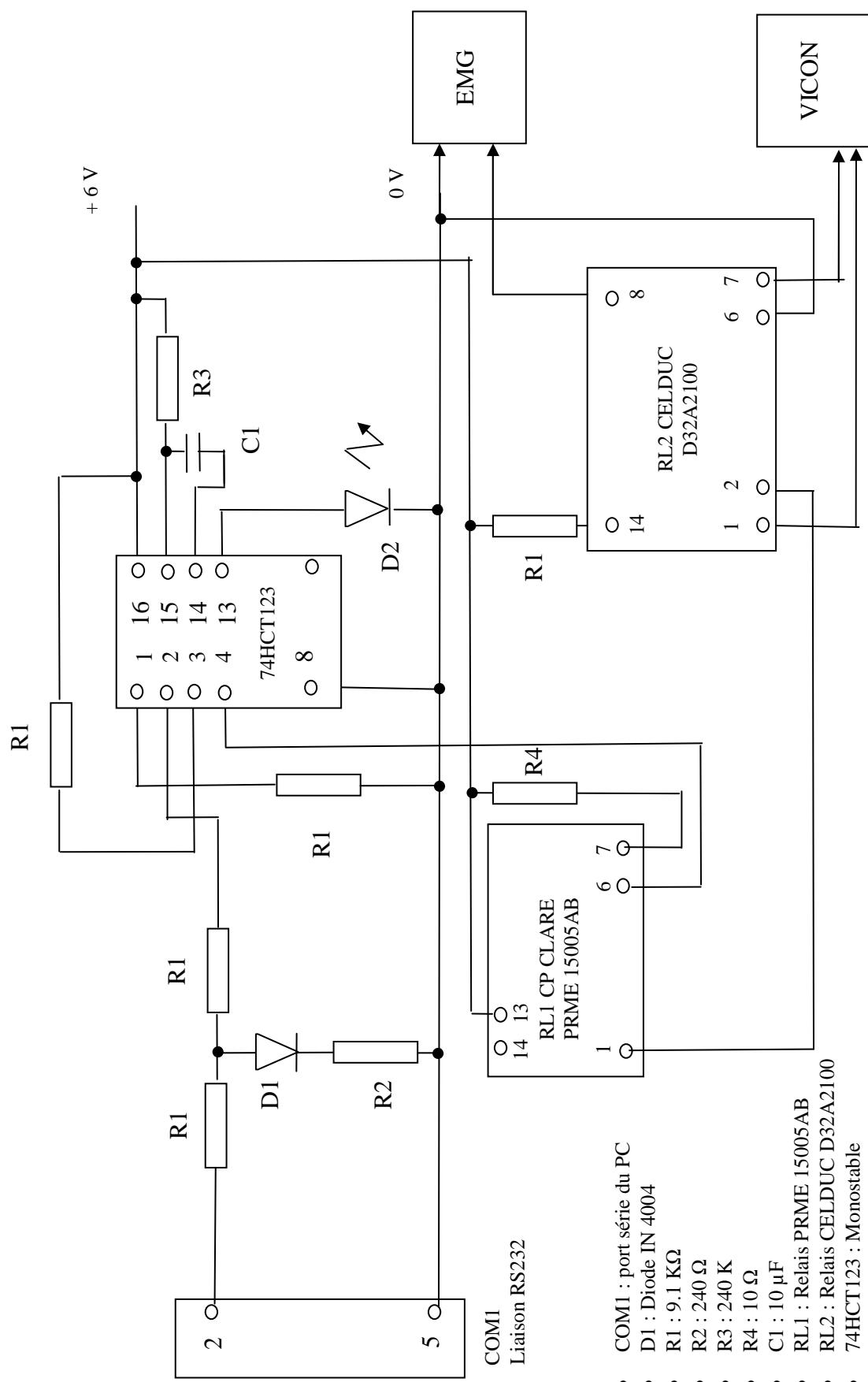


Fig. 5 : Schéma électrique de l'interface de commande reliant le système VICON et EMG au simulateur

4 Activation de la synchronisation

Un fichier d'enregistrement est créé pendant toute la phase de conduite, les paramètres de conduite sont enregistrés à la fréquence de rafraîchissement des images soit environ 30 Hz.

La séquence intéressante est marquée par 2 commentaires apparaissant en fin de ligne (Tab. 1) :

- Le premier message "AAA" apparaît 200 mètres avant la collision. Celui-ci est également envoyé à l'interface de commande qui déclenche les enregistrements du VICON (et de l'EMG pour la seconde manipulation) et l'activation de la DEL² pendant une demie seconde.
- Le second message "BBB" apparaît quelques mètres après la collision pour les essais du chapitre III et 3 secondes après la collision pour les essais du chapitre IV. Ce message est également envoyé à l'interface de commande qui active de nouveau la DEL et permet aussi, de stopper l'enregistrement EMG. L'arrêt d'enregistrement du VICON est effectué manuellement après la seconde activation de la DEL.

Ce fichier peut être lu et/ou traité à l'aide de tout logiciel d'édition de texte ou de tableau.

² Diode électroluminescente

Tab. 1 : Exemple de fichier ‘résultats des paramètres de conduite’ où apparaît en commentaire les messages permettant l’activation du boîtier de synchronisation

5 Post traitement des données

Afin de synchroniser au mieux toutes les informations lors du post traitement des diverses acquisitions, il est nécessaire d'effectuer les taches suivantes :

- suppression des lignes avant le message "AAA" et des lignes après message "BBB" dans le fichier résultats des paramètres de conduite. Ces données sont ensuite échantillonnées et interpolées pour atteindre une fréquence identique à l'acquisition VICON[®],
- ôter les séquences vidéo avant la première activation de la DEL et après la réactivation de celle-ci.
- effacer les enregistrements sous VICON[®] dès la seconde apparition du marqueur représentant la DEL,
- Pour l'ajout de l'EMG, aucune manipulation supplémentaire de données n'est nécessaire, les signaux obtenus à la fin des essais correspondent aux signaux enregistrés entre les deux messages émis par le simulateur.

1 Principaux résultats de la campagne d'essais en choc frontal d'août 2005

Ce document relate différents résultats obtenus lors de cette campagne d'essais en choc frontal (cf. chapitre III), notamment les relevés anthropométriques détaillés de chaque sujet, les résultats aux questions les plus pertinentes du questionnaire et les réactions observées lors de la phase de pré-crash.

1.1 Mesures anthropométriques

Ces mesures (Tab. 1) ont été réalisées suivant la méthode détaillée à l'annexe II. Dans le but de minimiser les erreurs de mesure, chaque relevé sur l'ensemble des sujets a été effectué par le même manipulateur.

1.2 Analyse des questionnaires

Ces résultats (

Tab. 2) présentent les réponses aux questions pouvant interférer avec la conduite sur simulateur.

Ci-dessous, quelques renseignements concernant les légendes employées dans ce tableau :

- *Latéralité* : ‘D’ pour droitier, ‘G’ pour gaucher et ‘A’ ambidextre.
- *Année de conduite* : Nombres d'années passées depuis l'obtention du permis de conduire
- *Niveau de fatigue et de stress* : Note sur dix estimée par le sujet sur son état actuel de fatigue et de stress. Dix étant la valeur de stress et de fatigue maximale.
- *Ordre des scénarii* : ‘1’ pour la scène 1 sur l'autoroute, ‘2’ pour les scènes 2 et 2bis se déroulant en ville et ‘3’ pour le scénario sur route départementale

1.3 Réactions observées lors de la phase de pré-crash

Lors de ces essais, six types de réactions ont été observées et synthétisées dans un tableau de résultats (Tab. 3). Ces réactions sont résumées de la façon suivante :

- *Anticipe* : le sujet aperçoit le véhicule et évite la scène de crash
- *Double à gauche* : le sujet effectue une manœuvre d'évitement par sa gauche
- *Double à droite* : le sujet effectue une manœuvre d'évitement par sa droite
- *Freinage d'urgence* : le sujet freine au maximum
- *Débrayage* : le sujet débraye
- *Rien* : Le sujet n'a aucune réaction

Les résultats se trouvant dans ce tableau doivent être interprétés suivant l'exemple ci-dessous.

Exemple :

Le sujet 6 lors de la scène 2bis (sujet confronté à un véhicule sortant brusquement d'une voie de parking) a effectué, au même moment, un freinage d'urgence tout en débrayant et essayé d'éviter le véhicule par la gauche.

Sujet	Sexe	Age	M1	M1'	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11	M12	M13	M14	M15	M16	M17	M18	M19
1	M	23	1810	1845	436	325	750	330	380	280	270	545	380	160	250	920	225	500	605	580	70,2	797
2	M	26	1750	1780	405	300	730	300	360	260	260	510	370	155	235	920	190	475	590	540	61	755
3	F	25	1600	1630	380	267	700	280	325	250	250	530	330	145	225	840	175	430	560	490	49	690
4	F	28	1540	1590	365	290	680	275	320	240	205	530	330	150	215	810	190	410	540	460	50	675
5	F	29	1720	1740	422	320	720	285	387	290	255	650	400	135	227	900	190	465	620	540	73,5	780
6	M	23	1690	1700	425	275	750	315	355	265	250	500	330	140	225	910	200	460	560	520	59	745
7	F	25	1690	1710	365	280	725	265	370	250	230	540	380	145	210	860	180	460	600	540	60,7	770
8	M	26	1890	1905	465	345	1010	350	405	300	280	565	380	155	240	980	240	500	640	580	89	835
9	F	31	1680	1700	390	300	720	290	340	270	230	570	360	135	235	890	190	430	590	500	60	720
10	M	50	1670	1690	480	350	1120	375	360	350	310	580	440	160	245	890	320	480	570	520	98	760

Tab. 1 : Caractéristiques anthropométriques

Sujet	Latéralité	Lunette	Année de conduite	Nb. de Km / semaine	Niveau de fatigue	Niveau de stress	Ordre des scénarii
1	D	non	6	100 à 250	9	5	1, 2, 3
2	D	oui	10	20 à 50	4	3	2, 1, 3
3	D	non	5	50 à 100	1	3	1, 2, 3
4	D	non	10	50 à 100	10	8	2, 1, 3
5	A	non	9	100 à 250	6	1	3, 2, 1
6	D	non	5	100 à 250	2	1	1, 3, 2
7	D	non	7	moins de 20	5	2	3, 1, 2
8	D	oui	8	moins de 20	3	3	2, 3, 1
9	D	non	12	50 à 100	2	4	1, 3, 2
10	D	oui	30	100 à 250	1	1	2, 1, 3

Tab. 2 : Résultats du questionnaire et diverses informations

Sujet	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Scène	1	2a	2b	3	1	2a	2b	3	1	2a
Anticipe	■		■		■		■		■	
Double à gauche	■		■		■		■		■	
Double à droite			■							
Freinage d'urgence	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Débraye	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
Rien										■

Tab. 3 : Réactions observées

1. Placement des marqueurs

Ce document présente l'emplacement des marqueurs rétro réfléchissants lors des campagnes présentées au chapitre III. Afin de minimiser l'erreur de positionnement, ceux-ci sont placés par le même manipulateur pour tous les sujets.

33 marqueurs rétro-réfléchissants de 14,5mm de diamètre sont placés à l'aide de ruban adhésif hypoallergénique sur le sujet pour la capture de mouvement lors du test en choc latéral. Afin de suivre le protocole Monnier et al. [MON 06] [MON 07], 7 autres marqueurs (en vert sur la figure ci-dessous) sont ajoutés lors de la mesure anthropométrique indirecte du sujet et retirés avant la conduite sur simulateur. La position et le nombre de ces marqueurs tiennent compte des contraintes imposées par l'environnement et de l'emplacement des électrodes sur le sujet.

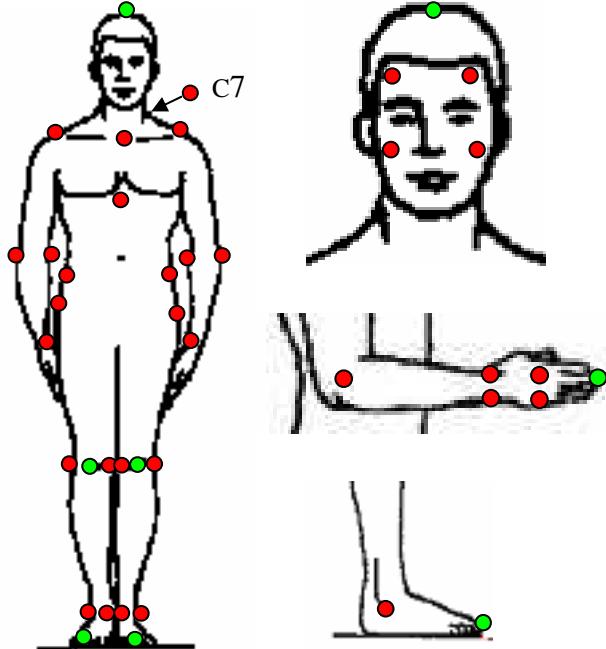


Fig. 1 : Placement des marqueurs VICON pour les essais en choc latéral

Pour les essais en situation de crash frontaux, 55 marqueurs ont été utilisés. Chaque marqueur est numéroté et nommé suivant la figure ci-dessous.

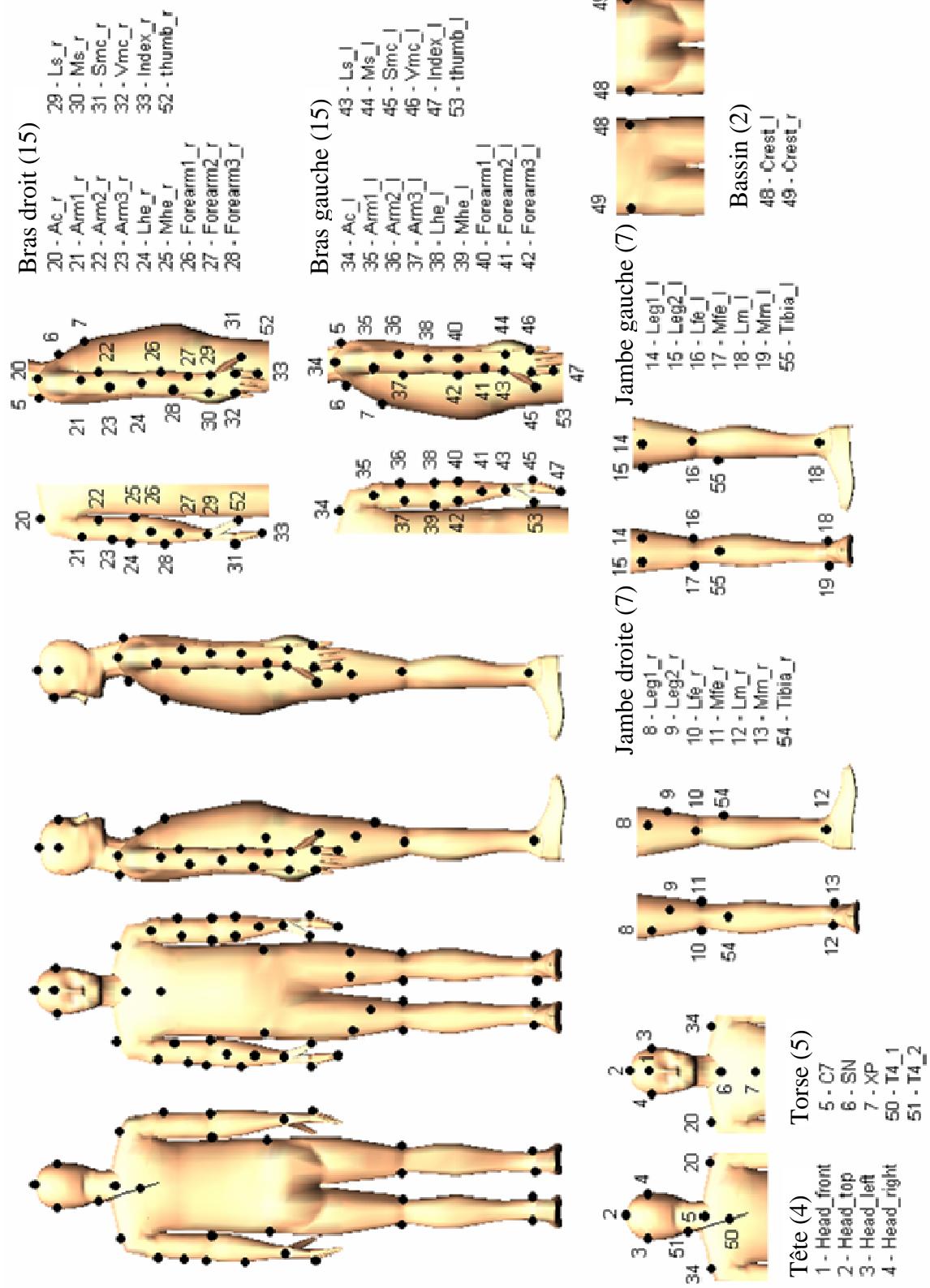


Fig. 2 : Placement des marqueurs VICON pour les essais en choc frontal

1 Principaux résultats de la campagne d'essais en choc latéral droit de novembre 2006

Ce document relate différents résultats obtenus lors de cette campagne d'essais en choc latéral (cf. chapitre III), notamment les relevés anthropométriques détaillés de chaque sujet, les résultats aux questions les plus pertinentes du questionnaire, les réactions observées lors de la phase de pré-crash et l'activité musculaire enregistré via l'EMG.

1.1 Mesures anthropométriques

Ces mesures ont été réalisées suivant la méthode détaillée à l'annexe II. Dans le but de minimiser les erreurs de mesures, chaque relevé sur l'ensemble des sujets a été effectué par le même manipulateur (Tab. 2).

1.2 Analyse des questionnaires

Ces résultats présentent les réponses aux questions pouvant interférer avec la conduite sur simulateur (Tab. 3).

Ci-dessous, quelques renseignements concernant les légendes employées dans ce tableau :

- *Latéralité* : ‘D’ pour droitier, ‘G’ pour gaucher et ‘A’ ambidextre,
- *Année de conduite* : Nombres d'année passée depuis l'obtention du permis de conduire,
- *Niveau de fatigue et de stress* : Note sur dix estimée par le sujet sur son état actuel de fatigue et de stress. Dix étant la valeur de stress et de fatigue maximale.

1.3 Réactions observées lors de la phase de pre crash

Lors de ces essais six types de réactions ont été observés et synthétisés dans un tableau de résultats (Tab. 4). Ces réactions sont résumées de la façon suivante :

- *Crispation* : le sujet aperçoit le véhicule et se crispe sur le volant (estimé à partir des vidéos),
- *Mains* : indique le nombre de mains sur le volant au moment de l'impact,
- *Double à gauche* : le sujet effectue une manœuvre d'évitement par sa gauche,
- *Accélère* : le sujet aperçoit le véhicule et accélère,
- *Freinage d'urgence* : le sujet freine au maximum,
- *Modification de la posture de confort* : Le sujet modifie fortement sa position de confort au moment de la phase de pré-crash,
- *Rien* : Le sujet est peu ou pas réactif.

Les résultats se trouvant dans ce tableau doivent être interprétés suivant l'exemple ci-dessous.

Exemple :

Le sujet 10 lors de la phase de pré-crash, aperçoit le véhicule, se crispe sur le volant et, effectue au même moment, une manœuvre d'évitement par sa gauche ainsi qu'un freinage d'urgence.

1.4 Résultats de l'EMG

Les résultats de l'électromyogramme (Tab. 5) sont exprimés en pourcentage de l'effort maximal. Dans ce tableau de données on y trouve ;

- l'effort maximal de chaque muscle lors de la phase de pré-crash,

- l'effort maximal de chaque muscle mesuré lors de l'impact,
- l'effort maximal mesuré lors de la simulation,
- effort maximal volontaire (en kg) effectué lors de la phase de calibration de l'EMG.

1.5 Vitesse d'impact

Le véhicule impacteur étant asservi au véhicule sujet, le tableau ci-dessous indique les vitesses des deux véhicules au moment de l'impact.

Sujet	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Vitesse	11.2	18.9	19.1	12.4	18.9	17.5	15.8	18.1	15.8	8.34	15.7

Tab. 1 : Vitesse du véhicule impacteur lors du choc ($m.s^{-1}$)

Sujet	Sexe	Age	M1	M1'	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M9	M10	M11	M12	M13	M14	M15	M16	M17	M18	M19
1	M	28	1860	1880	466	312	810	346	370	310	290	595	390	146	247	980	230	510	640	582	80	845
2	M	30	1740	1765	435	286	730	332	342	270	250	490	332	140	219	880	220	480	600	540	59,7	790
3	F	23	1695	1730	412	257	750	336	355	270	240	530	375	155	230	875	220	460	605	550	65	782
4	M	24	1900	1930	454	310	780	318	355	255	265	505	345	147	240	1000	220	505	651	585	71,4	816
5	M	28	1805	1825	462	300	810	354	381	270	265	540	385	145	236	930	210	495	625	550	72,2	830
6	F	33	1610	1650	410	272	595	313	321	230	220	500	355	145	216	875	180	425	535	485	49	709
7	M	30	1725	1760	446	307	900	368	330	340	285	535	380	155	238	875	230	465	605	525	75,6	744
8	M	25	1750	1770	458	297	760	33	347	290	265	520	340	149	241	935	220	470	597	530	68	781
9	F	22	1740	1750	406	254	725	310	357	245	230	540	365	143	208	896	200	465	610	550	62,7	778
10	M	26	1630	1655	478	296	960	375	316	345	282	595	375	149	229	880	265	435	562	500	80,4	725
11	M	41	1855	1885	461	307	830	338	360	305	260	570	380	160	231	1000	230	425	608	555	76,9	800

Moyenne	28,2	1755	1782	444	291	786	311	349	285	259	538	366	149	230	921	220	467	603	541	69,2	782
écart type	5,4	92,8	90,6	25	21	96	95	20	37	23	36	20	5,9	12	51,5	21	30	33	30	9,57	42
minimum	22	1610	1650	406	254	595	33	316	230	220	490	332	140	208	875	180	425	535	485	49	709
maximum	41	1900	1930	478	312	960	375	381	345	290	595	390	160	247	1000	265	510	651	585	80,4	845

Tab. 2 : Caractéristiques anthropométrique

Sujet	Latéralité	Lunette	Année de conduite	Nb. de Km / semaine	Niveau de fatigue	Niveau de stress
1	D	non	10	50 à 100	2	1
2	D	non	12	20 à 50	5	2
3	D	non	5	moins de 20	5	2
4	A	oui	1	moins de 20	3	2
5	D	non	10	50 à 100	3	3
6	G	non	15	50 à 100	2	1
7	D	non	9	250 à 500	1	1
8	D	non	7	20 à 50	4	1
9	D	non	4	250 à 500	4	2
10	D	oui	8	100 à 250	1	3
11	D	oui	20	moins de 20	5	5

Tab. 3 : Résultats du questionnaire

Sujet	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Crispation	■	■	■	■						■	■
Mains	2	2	2	2	1	2	2	2	2	2	2
Double à gauche				■					■	■	
Accélérée			■								
Freinage d'urgence	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	
Modification de la posture de confort	■										
Rien		■	■					■	■		

Tab. 4 : Réactions observées

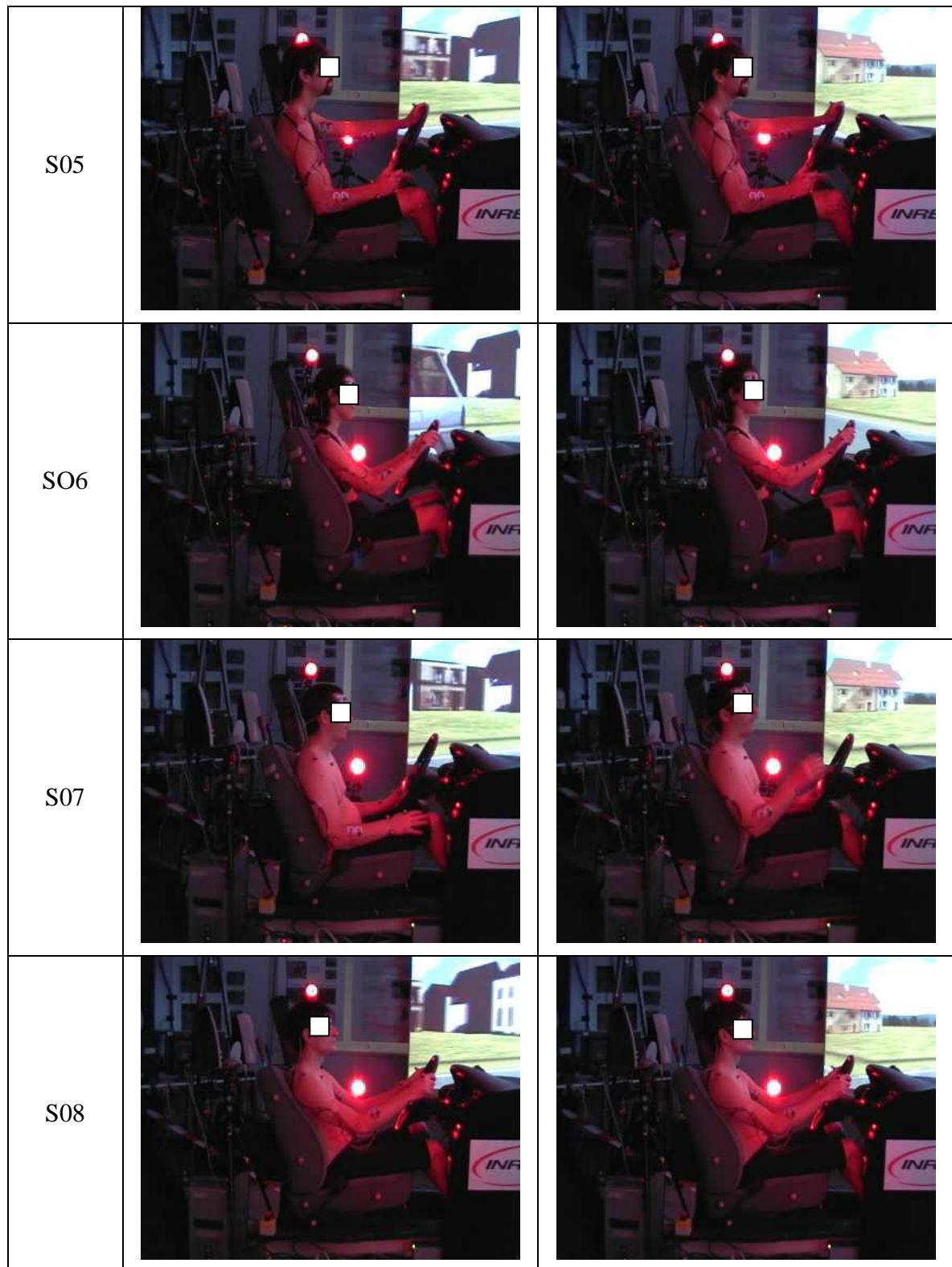
Légende :

Sujet	Extenseur						Triceps						Fléchisseurs						Biceps									
	a	b	c	d	a	b	c	d	a	b	c	d	a	b	c	d	a	b	c	d	a	b	c	d				
1	17	14	39,6	43,5	12,3	8,2	49,0	62,0	23	42,7	49,6	7,4	29,8	39	18,7	16,0	21,0	32,3	33	34	48,5	35,4	8,0	14,0	48,5			
2	10	10	10,7	18,0	19,4	18,4	89,9	60,6	17	15	8,9	8,2	17,9	3,8	46,9	32,9	10	10	5,2	7,5	8,4	91,9	81,5	19	16	7,3		
3	9	7	4,0	1,7	37,2	17,7	79,7	41,3	9	10	52,9	8,55	70,1	64,5	70,1	81,9	9	8	2,3	32,7	11	11	4,6	3,6	46,9	29,4		
4	15	12	26,9	27,8	10,7	13,5	50,3	53,9	20	19	6,7	17,7	9,1	4,3	75,4	46,7	16	13	27,8	12,1	14,4	19,7	42,4	75,8	33	23	5,7	
5	14	10	8,3	2,3	8,1	2,0	17,4	3,2	18	15	0,9	3,2	0,8	3,0	0,9	5,0	12	23	1,5	2,0	1,2	1,6	1,5	2,8	25	13	0,7	
6	6	6	2,1	2,9	2,4	8,0	5,8	8,4	11	12	22,1	3,4	2,1	3,3	22,1	11,9	6	10	21,8	0,8	4,7	1,1	21,8	1,6	13	17	1,0	
7	17	17	2,85	3,9	3,2	33,5	37,9	49,9	19	15	40,7	38,7	1,5	2,9	40,7	38,7	18	15	4,9	4,6	2,4	6,2	9,7	8,6	29	25	4,9	
8	14	7	0,6	0,6	0,9	0,6	2,7	20	19	1,9	1,6	1,7	1,9	26,0	7,0	15	9	0,9	1,9	0,8	1,3	0,9	5,2	28	19	0,4	0,4	
9	7	4	2,2	24,6	13,9	11,0	31,1	24,6	12	11	2,5	9,9	4,4	7,5	4,4	24,5	7	6	12,3	4,2	13,7	11,9	19,2	11,9	16	14	2,4	
10	15	12	14,8	23,2	13,0	19,8	42,0	34,5	24	29	2,5	8,3	2,7	2,5	38,5	28,3	10	14	8,8	39,3	8,3	12,0	79,8	44,1	36	32	14,6	
11	12	6	5,2	18,3	15,3	18,9	34,3	39,5	14	14	28,2	13,0	13,2	18,6	44,5	52,6	8	7	9,5	22,5	4,8	89,5	18,2	98,7	17	20	26,5	19,9

- G : membre gauche
- D : membre droit
- a : Effort maximal (kg)

- b : Effort maximal lors de la phase de pré-crash (%)
- c : Effort maximal mesuré lors de l'impact (%)
- d : Effort maximal mesuré lors de la simulation (%)

Sujet	Posture avant visualisation du véhicule impacteur	Posture au moment de l'impact
S01		
S02		
S03		
S04		



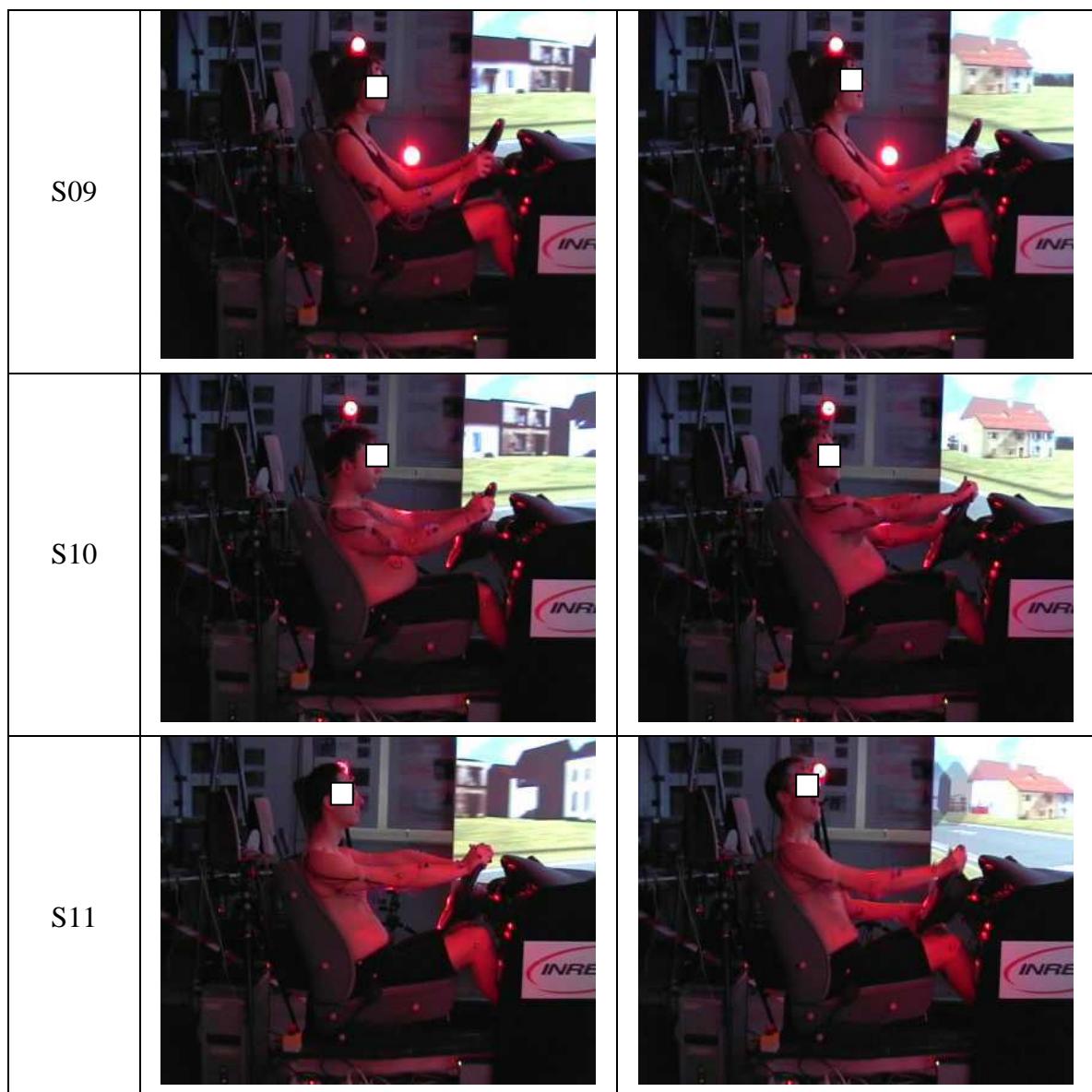


Fig. 1 : Posture de conduite juste avant la perception du véhicule impacteur et au moment de l'impact

1 Principaux résultats de la campagne d'essais 2004 effectuée au LAMIH

Ce document présente différents résultats obtenus lors de la campagne d'essais présentée au premier chapitre.

1.1 Mesures anthropométriques et des réglages de conduite

Le tableau ci-dessous (Tab. 1), rassemble les mesures de stature avec et sans chaussures, les réglages de conduite des sujets ayant participé aux essais.

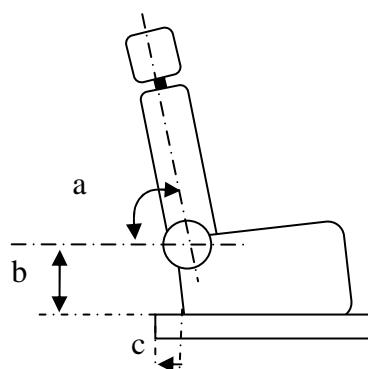


Fig. 1 : Mesures des réglages de conduite, (a) inclinaison du dossier, (b) hauteur du siège et (c) déplacement du siège sur son rail exprimée en pourcentage ayant comme origine la position maximale vers l'avant

<i>Sexe</i>	<i>Masse (Kg)</i>	<i>Taille avec chaussures (m)</i>	<i>Taille sans chaussures (m)</i>	<i>rail mobile % fixe</i>	<i>inclinaison dossier</i>	<i>hauteur siège (cm)</i>
M	100	1,84	1,82	26	72	26
F	54	1,69	1,65	14	70	27,5
M	80	1,74	1,7	22	74	27
M	66	1,8	1,78	18	65	28
M	85	1,84	1,82	21	68	27
F	73	1,68	1,66	15	70	28
M	92	1,77	1,74	20	70	28
M	85	1,73	1,7	14	70	28
M	75	1,81	1,78	24	70	27
M	70	1,87	1,85	25	71	28
M	67	1,89	1,87	26	70	28
M	80	1,83	1,81	28	68	26
M	97	1,83	1,8	25	72	27
M	85	1,74	1,71	22	73	27
F	49	1,65	1,67	14	73	28
F	92	1,7	1,68	19	72	29
M	83	1,78	1,76	25	71	28
F	54	1,65	1,63	17	72	29
M	67	1,79	1,77	16	73	29
M	82	1,87	1,85	28	73	26
M	84	1,81	1,79	23	77	26
M	73	1,74	1,76	24	75	28
M	81	1,93	1,9	28	77	26
F	62	1,59	1,58	19	76	27
M	76	1,81	1,79	24	77	27
M	72	1,72	1,7	13	73	28
M	70	1,8	1,77	16	70	29
M	92	1,75	1,72	24	70	28
F	77	1,68	1,67	18	70	29
M	89	1,83	1,81	18	70	27
M	54	1,79	1,77	19	72	28
M	72	1,73	1,7	18	70	27
M	80	1,79	1,79	23	70	26
F	57	1,64	1,58	7	70	28
M	99	1,78	1,76	21	70	27
M	84	1,91	1,88	28	67	26
M	84	1,84	1,82	28	71	26
M	71	1,83	1,8	22	75	28
M	70	1,78	1,81	26	73	27
M	82	1,77	1,74	18	72	29
F	68	1,71	1,66	19	77	27
F	83	1,75	1,73	24	78	28
F	59	1,64	1,62	13	73	27
M	96	1,77	1,75	17	72	29
M	89	1,84	1,81	****	****	****
M	73	1,76	1,73	15	73	28
F	66	1,62	1,58	11	72	30
M	92	1,83	1,81	21	71	27
F	90	1,79	1,76	25	72	27
M	74	1,74	1,77	18	70	28
F	49	1,67	1,64	18	70	29
F	92	1,71	1,76	25	70	27

Tab. 1 : Mesures anthropométriques des sujets et de leurs réglages du sièges

1.2 Analyse posturale

L'analyse posturale a été réalisée avec MAN3D dont les noms des articulations et des chaînons représentants les segments humains sont présentés ci-dessous (Fig. 2).

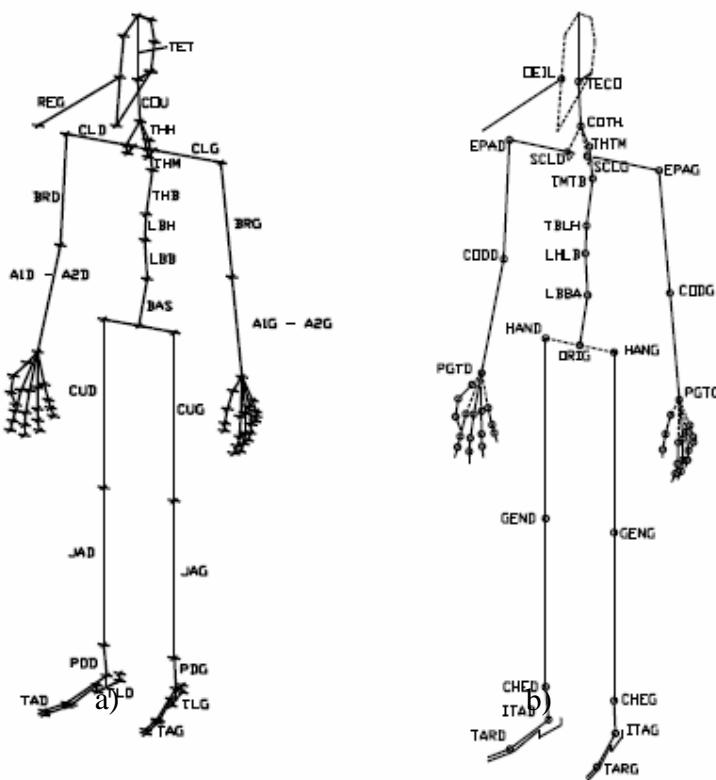


Fig. 2 : Noms associés pour les chaînons (a), articulations (b)

Les données en gras dans le tableau ci-dessus (Tab. 1) font référence au sujet de l'étude, dont les angles articulaires obtenus par la méthode DLT sont référencés dans le tableau ci-dessous (Tab. 2) en degrés par rapport à la posture de référence (Fig. 3) et des principaux mouvements (Fig. 4).

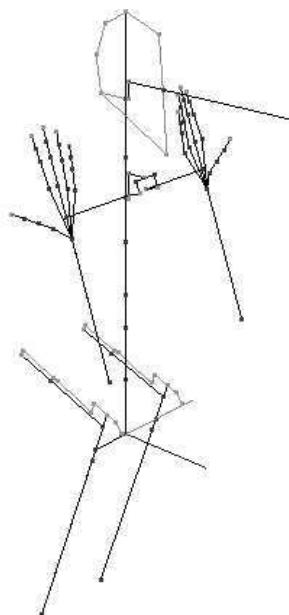


Fig. 3 : Position de référence du mannequin MAN3D

Angles inter-chainons		
lbba1	22.70	Flexion lbb/bas
lbba2	0.00	latéroflexion lbb/bas
lbba3	0.00	rotation axiale lbb/bas
lhlb1	4.90	Flexion lhb/lbb
lhlb2	0.00	latéroflexion lhb/lbb
lhlb3	0.00	rotation axiale lhb/lbb
tblh1	2.89	Flexion thb/lhb
tblh2	2.07	latéroflexion thb/lhb
tblh3	-1.39	rotation axiale thb/lhb
tmtb1	20.26	Flexion thm/thb
tmtb2	7.35	latéroflexion thm/thb
tmtb3	-2.00	rotation axiale thm/thb
thtm1	11.10	Flexion thh/thm
thtm2	0.00	latéroflexion thh/thm
thtm3	0.00	rotation axiale thh/thm
coth1	-2.20	Flexion cou/thh
coth2	0.00	latéroflexion cou/thh
coth3	0.00	rotation axiale cou/thh
teco1	-10.00	Flexion tet/cou
teco2	0.00	latéroflexion tet/cou
teco3	0.00	rotation axiale tet/cou
oeil1	0.00	Flexion regard/tête
oeil2	0.00	latéroflexion regard/tête
hang1	86.44	Flexion cuisse gauche
hang2	-1.51	abduction (g;d) cuisse gauche
hang3	12.20	rotation axiale cuisse gauche
geng1	112.33	extension genou gauche
geng3	0.00	rotation axiale jambe gauche
cheg1	4.20	Flexion cheville gauche
cheg2	3.90	latéroflexion cheville gauche
targ1	-14.00	extension orteils gauche
itag2	7.50	inclinaison talon
sclg1	0.00	pulsion (av:ar) clavicule gauche
sclg2	0.00	élévation clavicule gauche
epag1	120.84	abduction (g;d) bras gauche
epag2	73.34	Flexion bras gauche
epag3	25.65	rotation axiale bras gauche
codg1	104.51	extension coude gauche
codg3	110.63	prono-supination avbras gauche
pgtg1	-10.67	Flexion poignet gauche
pgtg2	19.00	latéroflexion poignet gauche
hand1	86.35	Flexion cuisse droite
hand2	13.19	abduction (g;d) cuisse droite
hand3	3.55	rotation axiale cuisse droite
gend1	105.44	extension genou droit
gend3	0.00	rotation axiale jambe droite
ched1	4.20	Flexion cheville droite
ched2	3.90	latéroflexion cheville droite
tard1	-14.00	extension orteils droits
itad2	7.50	inclinaison talon
scld1	0.00	Pulsion (av:ar) clavicule droit
scld2	0.00	élévation clavicule droit
epad1	8.17	abduction (g;d) bras droit
epad2	19.84	Flexion bras droit
epad3	-23.68	rotation axiale bras droit
codd1	97.50	extension coude droit
codd3	18.95	prono-supination avbras droit
pgtd1	27.29	Flexion poignet droit
pgtd2	-10.35	latéroflexion poignet droit

Tab. 2: Valeur angulaire en degrés des angles inter-chainons de la posture mesurée

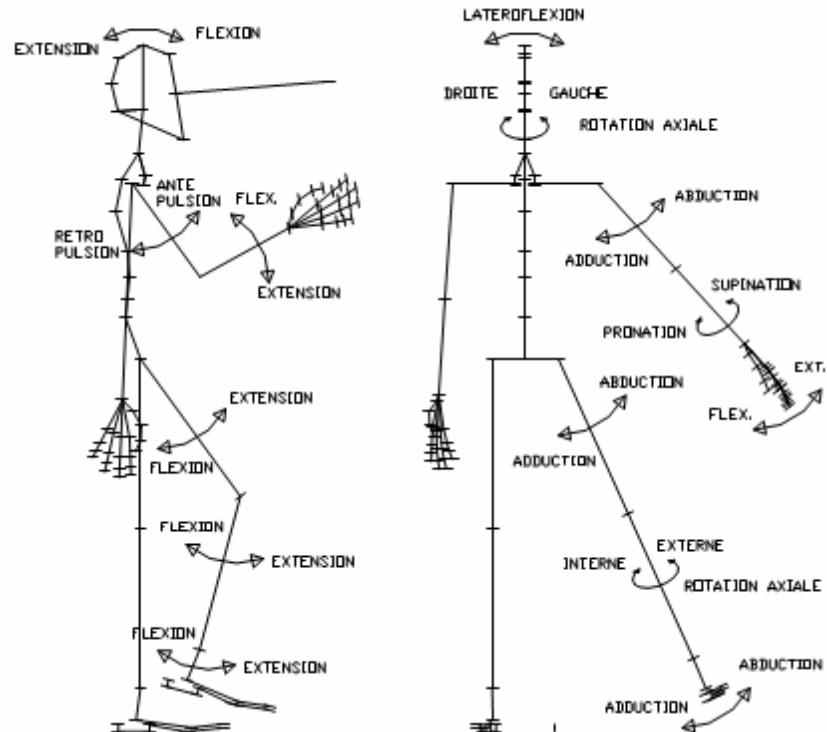


Fig. 4 : Principaux mouvements

1 Traitement du signal EMG

Cette annexe relate la méthodologie employée pour le traitement des données générées via l'EMG lors de l'expérimentation présenté chapitre III.

Les données résultant de ce traitement doivent permettre d'évaluer les efforts développés lors de la phase de pré-crash par rapport aux efforts maximales enregistrées lors de la phase de calibration.

1.1 Traitement des données de calibration

Le mode de traitement des différents signaux est inspiré des informations présentées dans l'ouvrage de Winter [WIN 90]. Les exemples illustrant cette annexe (Fig. 1 et Fig. 2) proviennent de mesures effectuées sur le fléchisseur commun de l'avant bras gauche d'un sujet soumis au protocole d'essai.

Le traitement des données de calibration est réalisé en quatre phases :

- Dans un premier temps le signal (Fig. 1.a) est filtré avec un filtre Butterworth [BUT 30] d'ordre quatre, passe haut dont la fréquence de coupure est de 30 Hz (Fig. 1.b). Un filtre de Butterworth est un type de modèle de filtre linéaire, conçu pour posséder un gain aussi constant que possible dans sa bande passante. Cette transformée est réalisée avec les fonctions *butter* et *filtfilt* de MATLAB.
- Ensuite on effectue un redressement du signal (Fig. 1.c) (Eq. 1) :

$$\text{Eq. 1 : } x_n \rightarrow |x_n|$$

- Ce signal est ensuite lissé par une moyenne glissante (Eq. 1) (appelée aussi moyenne mobile) avec une fenêtre 160ms. (Fig. 1.d). C'est une moyenne qui au lieu d'être calculée sur n valeurs fixes, est calculée sur n valeurs consécutives.

$$\text{Eq. 2 : } \bar{x}_n = \frac{\sum_{k=n+1-N}^n |x_k|}{N}, \quad N : \text{largeur de fenêtre.}$$

- On réalise un dernier filtrage avec un filtre Butterworth d'ordre quatre, passe bas pour une fréquence de coupure de 6 Hz (Fig. 1.e)

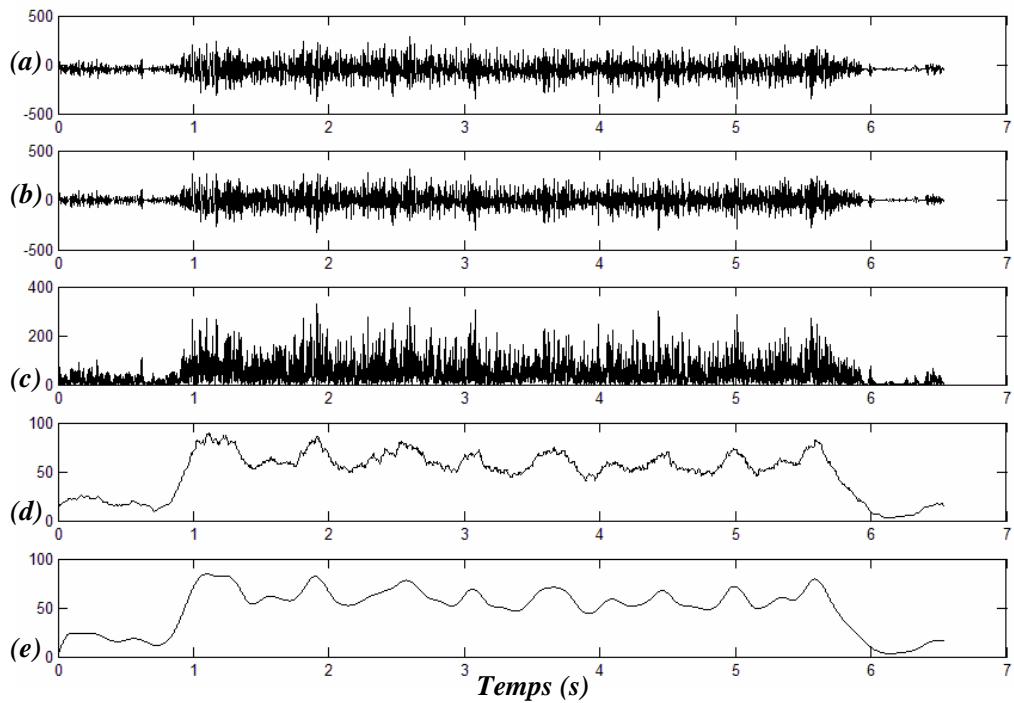


Fig. 1 : Exemple de données, brutes (a), soumises au filtre passe haut (b), redressées (c), lissées et soumises au filtres passe bas (e)

1.2 Traitement des données de la simulation

Le mode de traitement des données enregistrées lors de la simulation de pré-crash est réalisé de manière identique au paragraphe précédent.

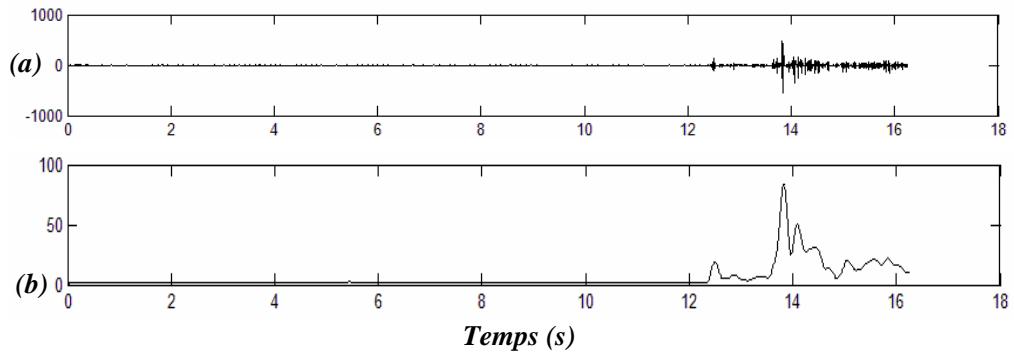


Fig. 2 : Données brutes recueillies lors de la simulation (a) et données traitées (b)

1.3 Résultats

Afin de rendre plus compréhensible les signaux obtenus lors de la simulation de pré-crash, ceux-ci sont recalculés en pourcentage par rapport au maximum d'effort enregistré lors de la phase de calibration (Fig. 3).

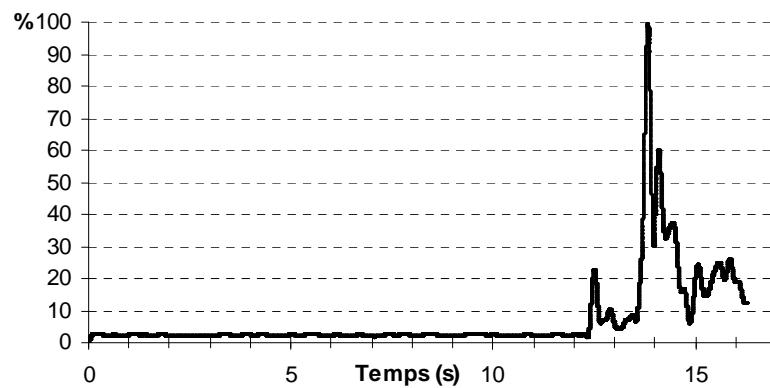


Fig. 3 : Données de la simulation exprimées en pourcentage par rapport à l'effort maximal acquis lors de la phase de calibration

1 Etude préliminaire du comportement des conducteurs en situation de pré-crash

Dans la littérature actuelle, on observe qu'il existe peu de travaux concernant l'observation et l'analyse des réactions anticipatives des conducteurs automobiles soumis à une situation de pré-crash. De ce fait, l'équipe C₂S du LAMIH a réalisé un protocole d'essais permettant d'étudier le passage d'une position de confort à une position à risque. Ensuite, une analyse d'un point de vue biomécanique via un modèle numérique du corps humain, a été réalisée afin de comparer les dommages occasionnés par une posture d'anticipation par rapport à une position de type « normalisée ». Parallèlement une étude sur la recherche d'éventuelles corrélations entre l'anthropométrie des sujets et leurs réglages de conduite a été ajoutée par l'équipe de L'INRETS¹. Celle-ci doit permettre d'observer s'il existe une « bijectivité » reliant l'anthropométrie et le réglage individuel de conduite, détail qui prend son importance si l'on désire développer un système de protection personnalisé.

Cette campagne expérimentale consistant à mettre en situation des sujets sur un simulateur de conduite face à un scénario de pré-crash a été menée en 2004.

Les vidéos des sujets, ainsi obtenues, ont ensuite été analysées par l'équipe C₂S du LAMIH afin d'y déceler des classes de comportements. Les réglages du siège et l'anthropométrie des sujets ont également été mesurés dans le but d'observer d'éventuelles corrélations.

À partir d'une vidéo issue d'une des classes de comportement, un calcul des angles articulaires d'un sujet proche du 50^{ème} percentile est effectué. Ces angles vont permettre, via un essai numérique simulant un choc frontal à la vitesse² de 56 km.h⁻¹, de comparer les risques de blessures d'une posture «OOP» avec la posture traditionnelle du conducteur utilisée lors des essais réglementaires (Fig. 1).

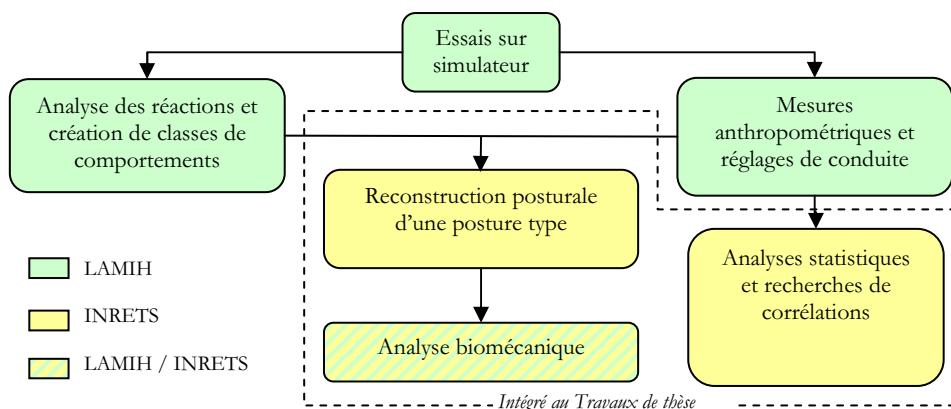


Fig. 1 : Organisation des travaux concernant l'étude du comportement du conducteur en situation de crash frontal

L'objectif de cette expérimentation consiste donc à créer une base de données comportant :

- les vidéos des essais,
 - les informations sur la latéralité manuelle, les habitudes de conduite...,
 - les mesures de taille et de poids des sujets,
 - les paramètres de conduite enregistrés par le simulateur de conduite (rotation volant, vitesse du véhicule ...),

¹ Travaux réalisés par le doctorant pour ce travail de thèse.

² Vitesse d'impact d'un essai réglementaire européen

- les réglages du siège.

L'analyse de cette base de données doit permettre de :

- créer des classes de comportement,
- rechercher d'éventuelles corrélations entre les paramètres taille/poids et les réglages de conduite,
- comparer numériquement l'influence sur les blessures d'une posture causée par l'anticipation du crash avec un essai de type normalisé.

1.1 Moyens expérimentaux

Dans le but d'obtenir l'ensemble des informations listées précédemment, nous utiliserons un simulateur de conduite, des modèles numériques de l'homme et un questionnaire.

1.1.1 Simulateur de conduite SHERPA du LAMIH

Une expérimentation a été réalisée avec le simulateur de conduite SHERPA³ du LAMIH. SHERPA était alors un simulateur à base fixe simulant la conduite sur une Citroën Xantia (Fig. 2) et ayant comme principales caractéristiques :

- sonorité du moteur, aérodynamisme et effet Doppler pour le trafic,
- volant à retour de force,
- images projetées à l'avant par 3 projecteurs LCD de type BARCO 6400i, 1280 x 1024 pixels de résolution sur 3 écrans de 3,80 x 2,70 m positionnés sur un cercle de 3,5m de rayon centré sur la tête du conducteur offrant une vue panoramique de 180°,
- images projetées à l'arrière par un projecteur LCD de type BARCO 6300, 1024 x 768 pixels de résolution permettant de simuler une vue arrière de 50°,
- différents capteurs permettant de mesurer la rotation du volant, l'enfoncement des pédales, la position du levier de vitesse...

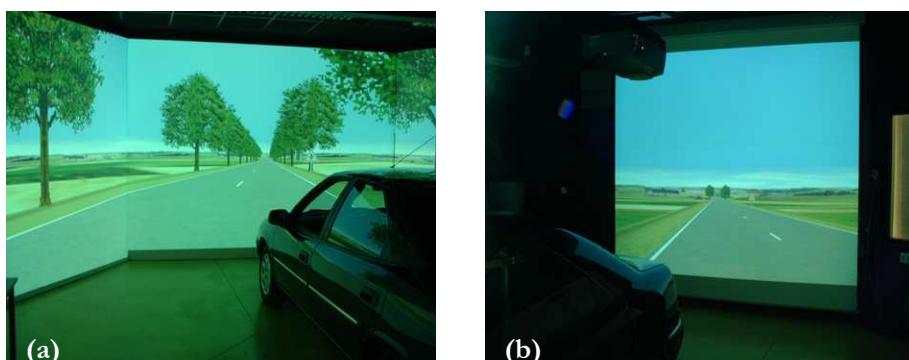


Fig. 2 : Vue panoramique à l'avant de 180° (a) et vue arrière de 50° (b)

Une cabine de commande (Fig. 3) permet également de superviser et d'intervenir dans l'environnement virtuel pendant la simulation comme par exemple en y intégrant un véhicule contrôlé à distance.

³ Simulation Hybride d'Etude et de Recherche Peugeot Citroën pour l'Automobile



Fig. 3 : Cabine de commande (a) et exemple d'acquisition vidéo sur écran multifenêtres (b)

Ce simulateur est régulièrement utilisé pour étudier les interactions conducteur/véhicule/environnement [PAC 03].

1.1.2 Mesures de corrélation entre l'anthropométrie et réglage du siège

Dans notre étude, et toujours dans le but de réaliser un système de protection individualisé, nous proposons d'analyser les paramètres de réglage du siège afin d'estimer la taille du conducteur.

Pour nos essais trois mesures de réglage sont donc relevées (Fig. 4) :

- l'inclinaison du dossier,
- la hauteur du siège,
- la position horizontale par rapport à la position extrême avant exprimée en pourcentage de la longueur du rail de réglage.

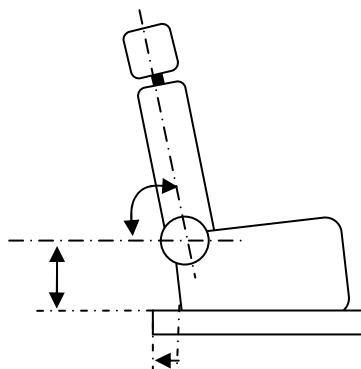


Fig. 4 : Mesures des réglages de conduite : inclinaison, hauteur et déplacement.

Des mesures de la stature avec et sans chaussure, ainsi que du poids de chaque sujet sont également réalisées. Ces données doivent permettre de fournir des informations sur le percentile auquel appartient le sujet de l'étude et permettre de rechercher d'éventuelles corrélations avec ses réglages de conduite.

1.1.3 Les modèles numériques de l'homme

Deux mannequins virtuels sont utilisés pour l'étude biomécanique, un régulièrement utilisé pour l'analyse biomécanique lors de crash tests numériques et un second employé pour les études en ergonomie.

1.1.3.1 Modèle numérique d'analyses biomécaniques

L'analyse biomécanique est effectuée à l'aide d'un mannequin numérique de type Hybrid III 50^{ème} percentile homme multi-corps (Fig. 5).



Fig. 5 : Exemple de modèle multi-corps MADYMO[©]

Le mécanisme multi-corps est un système de corps rigides reliés entre eux par contacts ou divers éléments tels que des ressorts, amortisseurs, articulations mécaniques (liaisons pivots, rotules...).

La théorie actuelle des modèles multi-corps pour la biomécanique des chocs emprunte ses idées à la fois à la mécanique analytique et à la mécanique des solides déformables. Les solides y gardent leur spécificité de corps rigides, ce qui évite la discréétisation coûteuse en petits éléments comme pour la théorie des éléments finis.

Les codes de calculs les plus répandus pour ce type de modèle sont DADS[©], AMADEUS[©], ADAMS[©] et MADYMO[©]. Ce dernier sera utilisé pour notre analyse biomécanique.

Ce code de calcul a déjà été utilisé pour des calculs d'optimisations sur les systèmes de protection passive et active dans le but de diminuer l'importance des blessures. Steven J. Reed [REE 01] proposa une méthode dans le but d'optimiser, avec le code de calcul MADYMO[©], les paramètres du siège afin de diminuer les risques de « Whiplash⁴ » lors d'un crash arrière sur un Hybrid III 50^{ème} percentile. Des travaux similaires ont été réalisés avec le mannequin numérique BioRid II de MADYMO[©] [ERI 03]. Ces auteurs ne prirent pas en compte le risque d'OOP.

1.1.3.2 Modèle numérique pour la reconstruction posturale

Le logiciel MAN3D (Fig. 6) développé par l'INRETS [VER 98] [VER 03], permet dans un premier temps de contrôler un mannequin virtuel en trois dimensions en cinématique inverse. Ce logiciel peut être utilisé par les bureaux d'études afin d'évaluer l'ergonomie d'un produit en cours de développement. La géométrie de ce mannequin peut être dimensionnée afin de le faire correspondre à divers individus. En effet, à partir d'au moins deux photos d'un sujet dans un espace de calibration, ce logiciel permet d'ajuster les dimensions anthropométriques et les angles articulaires afin de corrélérer au mieux un sujet expérimental et le mannequin.

Le principe de mesure indirecte de l'anthropométrie consiste donc à superposer un mannequin numérique sur des photos calibrées d'un sujet selon au moins deux vues différentes et prises de manière quasi simultanées (Fig. 7). Pour notre cas, l'étalonnage des photos est réalisé avec une cage de calibration comportant 20 points dont on connaît les coordonnées réelles (la méthode est détaillé au chapitre III - § 3.1). Ces points permettent de calculer les paramètres de projection selon la méthode DLT⁵ [ABD 71] permettant ainsi de placer ces photos dans l'environnement en trois dimensions de MAN3D [MAN 05].

⁴ Terme désignant un traumatisme indirect du rachis-cervical en flexion-extension, plus populairement appelé « *coup du lapin* »

⁵ Direct Linear Transformation

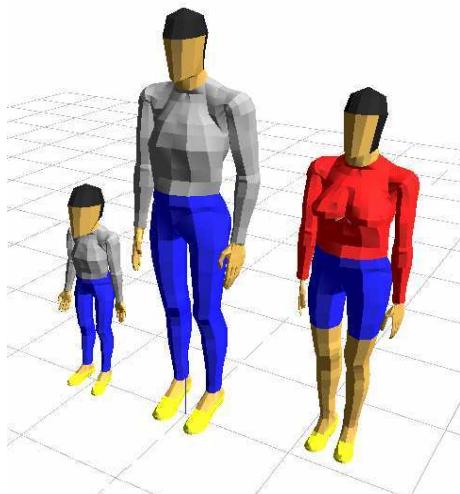


Fig. 6: Modèle enfant, femme et homme sous MAN3D

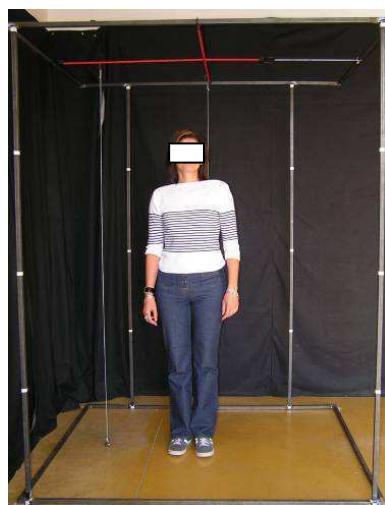


Fig. 7: Exemple d'un sujet dans un espace de calibration

1.1.3.3 Renseignements intrinsèques des sujets

Un questionnaire, développé par une équipe de psychologues du LAMIH, est donné au sujet après l'expérimentation. Celui-ci a pour but de connaître les habitudes de conduite du sujet, ainsi que donner des informations sur sa latéralité manuelle, le taux de fatigue au moment de l'essai. Ce document est disponible à l'annexe I.

1.1.4 Le protocole d'essais

Ces essais s'appuient sur une série préliminaire de manipulations sur des sujets volontaires au sein du laboratoire du LAMIH.

1.2 Recrutement des sujets

Dans le but de garder intact l'effet de surprise au moment de la simulation de l'accident, les sujets volontaires ne doivent pas connaître la finalité des essais. Pour cela, les sujets ont cru participer à une étude ergonomique sur l'analyse posturale des conducteurs.

Pour participer à ces essais, seulement deux conditions de recrutement étaient demandées :

- posséder un permis de conduire,
- ne pas avoir participé aux essais préliminaires.

1.3 Mise en place du sujet dans le simulateur

Afin de positionner au mieux le mannequin numérique lors de l'analyse biomécanique, le sujet est photographié en posture normalisée avant de lancer la simulation. En effet, celui-ci doit être assis et ceinturé, le dos plaqué contre le dossier et les mains posées sur le volant en position « 10h10 » (Fig. 8). Le pied droit doit être posé sur la pédale d'accélérateur et le pied gauche à côté de la pédale d'embrayage.

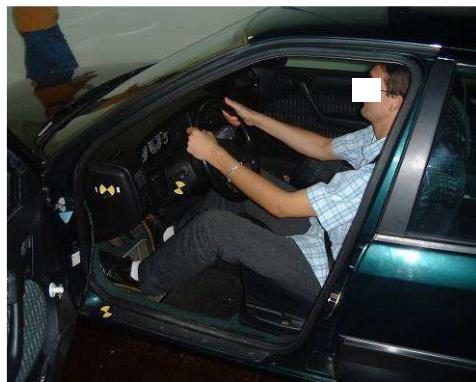


Fig. 8 : *Mise en place du sujet dans le simulateur avec une position « normalisée »*

1.4 Scenarii de l'expérimentation

Un premier scénario sur route départementale et autoroute, d'une durée de 10 minutes, a été réalisé afin de familiariser le sujet avec le simulateur.

Le second scénario a été quant à lui, créé afin que les sujets réagissent physiquement aux événements. En effet, après environ 35 à 40 minutes de conduite (50 Km), le conducteur était confronté à un refus de priorité (Fig. 9). Un véhicule (A) arrêté à un stop, avance, aperçoit le sujet (B) et effectue un freinage d'urgence obligeant le sujet à effectuer une légère manœuvre d'évitement. Cette situation permettait de « réveiller » le sujet et de lui faire comprendre qu'il peut se trouver dans une situation « à risque ».

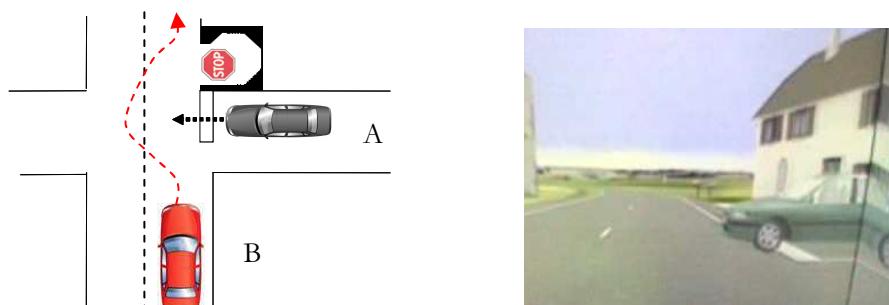


Fig. 9: *Situation permettant de « réveiller » le sujet (Véhicule B)*

Ensuite, afin de ne pas biaiser les résultats, deux cas de figure se présentaient aléatoirement : soit le sujet terminait normalement le scénario, ou alors, cinq minutes plus tard, le sujet se retrouvait dans une situation de crash inévitable (Fig. 10).

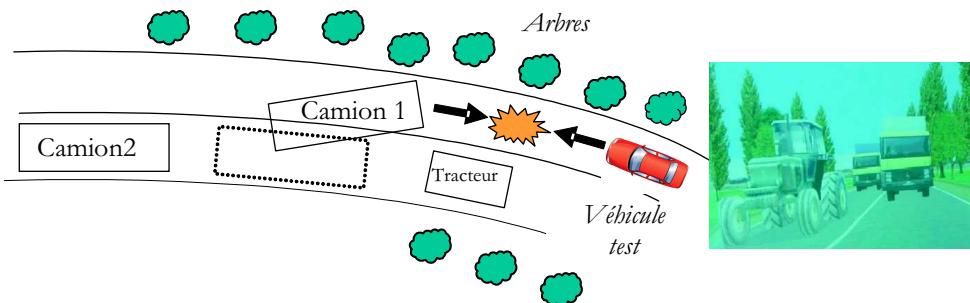


Fig. 10: Sujet en situation de crash inévitable

Le scénario est le suivant : un tracteur situé sur la voie de gauche ralentit la circulation. Un camion qui le précède, décide de le doubler dans un virage. Ce camion aperçoit trop tardivement le véhicule test klaxonne, et sujet ne peut éviter le crash. Dans le but d'intensifier l'effet de surprise, un bloc de mousse situé sur un système pendulaire est lâché un moment de l'impact. Ce bloc vient impacter le pare-brise (Fig. 11). Cette situation met fin à la simulation.



Fig. 11 : Bloc de mousse venant percuter le pare-brise au moment de l'impact

1.5 Déroulement des essais

La campagne d'essais fut réalisée en juillet 2004. Pour les besoins de cette manipulation, un échantillon de 52 sujets a été sélectionné. Seuls 34 sujets (Tab. 1) ont été soumis à une situation de crash, les 18 autres sujets ont servi de population de référence.

	Moyenne	Ecart type	Min	Max
Taille (m)	1.77	0.074	1.59	1.93
Poids (kg)	78.64	12.24	49.0	99.0

Tab. 1 : Statistique de la stature et du poids sur les 34 sujets soumis à un cas de pré-crash (hommes et femmes confondus)

Les sujets avaient comme consigne de respecter le code de la route et d'adapter leur conduite face aux autres véhicules.

Tous les sujets ont été soumis au protocole suivant :

- mesure du poids,
- mesure de la taille avec et sans chaussure,
- photos du sujet dans l'espace de calibration,
- réglage du siège par le sujet,
- photos du sujet en position de référence,
- familiarisation avec le simulateur à l'aide du premier scénario,
- lancement du scénario principal,

- relevé des réglages du siège,
- questionnaire.

1.6 Résultats

1.6.1 Analyse du réalisme de la simulation

La majorité des sujets a conduit près de 40 minutes. Après environ une vingtaine de minutes, tous les sujets adoptent une position de confort. Certains conduisent avec une seule main sur le volant, le coude gauche posé sur le rebord de la fenêtre (Fig. 12).



Fig. 12 : Exemple de position de confort observée

La vitesse moyenne, juste avant le crash était de $70,18 \text{ km.h}^{-1}$ pour un écart type de $12,8 \text{ km.h}^{-1}$. Ces mesures sont réalistes pour une conduite sur route départementale.

Dans cette étude, il a été également observé que [PAC 05] :

- 3 des 34 sujets ont suspecté quelque chose car ils ont trouvé anormal de croiser sur ce genre de route, un tracteur et des poids lourds,
- 6 sujets ont eu conscience d'être dans un simulateur et ont trouvé l'expérience amusante et non stressante,
- 8 en sont ressortis nerveux,
- 8 d'entre eux affirment que cette situation arrive trop vite, et de ce fait, ils n'ont pas le temps d'être effrayé,
- pour 18 sujets, l'accident arrive trop vite pour tenter une manœuvre d'évitement,
- seulement 3 sujets pensèrent qu'ils auraient pu éviter l'accident.

1.6.2 Analyse qualitative des postures lors de la phase de pré-crash

À partir des vidéos (Fig. 13), une analyse qualitative des réactions et de la position des mains au moment de l'impact a été réalisée.



Fig. 13 : Exemples de postures observées lors de l'impact

Ces réactions ont pu être classées en cinq catégories [PAC 05] [MOR 07] :

- *Peu réactif* (22%) : le sujet se crispe légèrement sur le volant et tente de freiner
- *Mouvement de recul* (29%) : le sujet se crispe sur le volant et effectue un mouvement de recul afin d'anticiper l'impact tout en freinant fortement,
- *Mouvement de recul avec rotation du torse* (38%) : Le sujet se crispe sur le volant effectue un mouvement de recul accompagné d'une rotation du torse et de la tête tout en effectuant un freinage d'urgence,
- *Rotation du torse sans mouvement de recul* (3%) : Le sujet se crispe sur le volant et effectue une rotation du torse tout en effectuant un freinage d'urgence,
- *Mouvement vers l'avant* (8%) : Le sujet se crispe sur le volant et effectue un mouvement vers l'avant (tête entre les épaules et très proche du volant).

L'analyse des mouvements de la main gauche montre que dans 30 % des cas les sujets effectuent une manœuvre d'évitement en plaçant leur main gauche sur la partie droite du volant (Fig. 14). Ces postures engendrent une disposition du bras gauche face à l'airbag lors du choc.

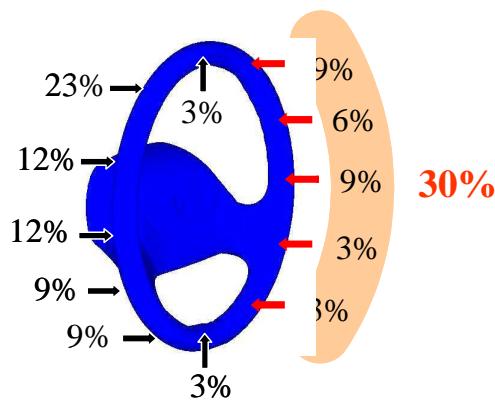


Fig. 14 : Position de la main gauche au moment de l'impact

Pour la main droite, l'analyse de son mouvement montre que :

- 37% des sujets ont leur main sur le levier de vitesse,
- plus de 52% sur le volant,
- 3% sur le frein à main,
- 8% dans une autre position (e.g. sur la cuisse...).

1.6.3 Anthropométrie et son influence sur les paramètres de réglages

Dans notre étude nous tentons de vérifier, sur un échantillon global composé de 51 sujets, s'il est possible de prédire une mesure de la taille du sujet à partir de ses réglages du siège⁶. Les mesures réalisées lors de la campagne d'essai sont disponibles à l'annexe VII. Les histogrammes présentés ci-dessous (Fig. 15) décrivent la population ayant participé aux essais groupée en déciles. On observe une certaine diversité dans les groupes causée par le choix aléatoire des sujets et leur nombre relativement, faible.. Idéalement, si l'on se réfère aux travaux de Rebiffé et al. [REB 82], ces histogrammes devraient former une gaussienne prenant les valeurs maximales en 65,8 Kg et 1,7m.

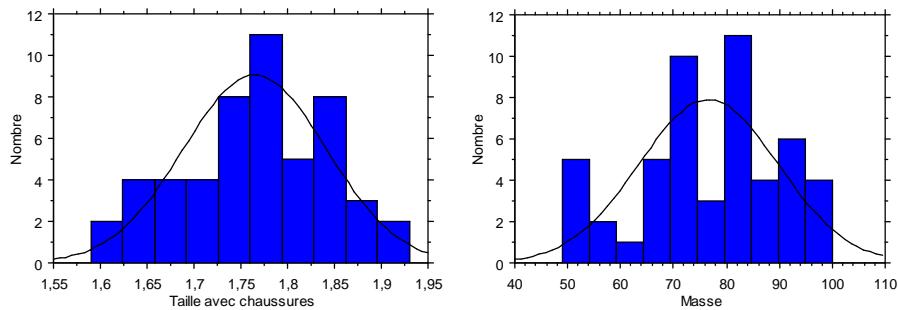


Fig. 15 : Histogrammes taille et masse de la population de l'étude

Les recherches sur d'éventuelles relations liant l'anthropométrie des sujets et leurs paramètres de réglages du siège sont réalisées par le calcul de la matrice de corrélation⁷ des différentes mesures. Le coefficient de corrélation r pour chaque élément de la matrice est défini par :

$$\text{Eq. 1 : } r = \frac{\text{cov}(X, Y)}{\sigma_X \sigma_Y}$$

Dans un premier temps l'analyse est réalisée en prenant en considération le sexe des sujets (Tab. 2 et Tab. 3) et dans un second temps l'analyse est poussée sur l'ensemble des sujets (Tab. 4).

Si l'on observe les résultats par genre (Tab. 2 et Tab. 3) on remarque qu'il existe une bonne corrélation entre le réglage longitudinal du siège et la stature des sujets des deux sexes ($r = 0,692$ pour les femmes et $r = 0,646$ pour les hommes). Ce résultat paraît dans un sens évident mais cela l'est moins si l'on s'intéresse à l'implication de la stature sur le réglage de la hauteur du siège. En effet, on remarque une faible corrélation pour la population féminine ($r = -0,266$) alors qu'il existe un certain lien pour la population masculine ($r = -0,458$).

⁶ Cf. § 3.4

⁷ En statistiques, une matrice de corrélation regroupe les corrélations de plusieurs variables entre elles, les coefficients indiquant l'influence que les variables ont les unes sur les autres.

On remarque également que, pour les deux sexes, la stature n'implique en rien sur le réglage de l'inclinaison du dossier ($r = 0,089$ pour les femmes et $r = 0,035$ pour les hommes). Ce paramètre ne peut alors être retenu comme indicateur de la stature.

	Taille avec chaussures	Masse	inclinaison dossier	rail mobile % fixe	hauteur siège
Taille avec chaussures	1,000	,656	,089	,692	-,266
Masse	,656	1,000	,083	,677	-,134
inclinaison dossier	,089	,083	1,000	,323	-,305
rail mobile % fixe	,692	,677	,323	1,000	-,325
hauteur siège	-,266	-,134	-,305	-,325	1,000

15 observations ont été utilisées dans ce calcul.

Tab. 2 : Matrice de corrélation pour les sujets femmes

	Taille avec chaussures	Masse	inclinaison dossier	rail mobile % fixe	hauteur siège
Taille avec chaussures	1,000	,056	-,035	,646	-,458
Masse	,056	1,000	-,055	,192	-,322
inclinaison dossier	-,035	-,055	1,000	,104	-,065
rail mobile % fixe	,646	,192	,104	1,000	-,673
hauteur siège	-,458	-,322	-,065	-,673	1,000

36 observations ont été utilisées dans ce calcul.

Tab. 3 : Matrice de corrélation pour les sujets hommes

Si l'on examine les variables taille et poids des sujets masculins on remarque qu'il existe une très faible corrélation les liant. En effet, si l'on trace le diagramme de dispersion correspondant à ces paramètres (Fig. 16) on observe une trop grande dissémination des données et donc, pas de possibilité d'obtenir une corrélation.

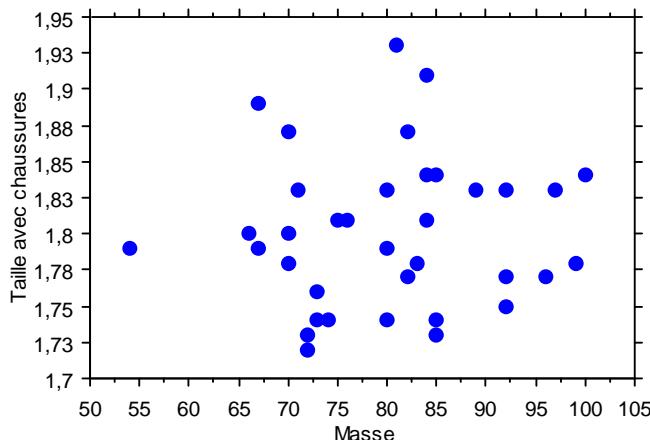


Fig. 16 : Diagramme de dispersion de la stature et de la masse de l'échantillon des sujets masculin

Cependant, en analysant l'ensemble de la population, il est possible de se soustraire au problème de relation masse/stature de la population masculine (Tab. 4). En reliant les deux populations, on observe également une nette amélioration des coefficients reliant les paramètres taille/hauteur et taille/réglage longitudinal.

	Taille avec chaussures	Masse	inclinaison dossier	rail mobile % fixe	hauteur siège
Taille avec chaussures	1,000	,469	-,103	,713	-,487
Masse	,469	1,000	-,060	,494	-,342
inclinaison dossier	-,103	-,060	1,000	,098	-,084
rail mobile % fixe	,713	,494	,098	1,000	-,613
hauteur siège	-,487	-,342	-,084	-,613	1,000

51 observations ont été utilisées dans ce calcul.

Tab. 4 : Matrice de corrélation sur l'échantillon global

En effet, si l'on trace la courbe de régression sur les mesures de la taille avec les chaussures et le réglage longitudinal, on observe que la taille du sujet explique plus de 50% de variance sur le réglage du siège.

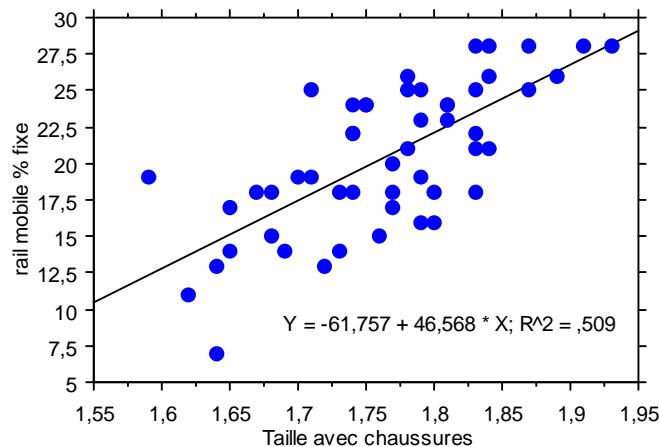


Fig. 17 : Courbe de régression simple de la position horizontale du siège sur la taille pour l'ensemble de la population

Ce paramètre est donc à prendre en considération si l'on désire développer un système de reconnaissance anthropométrique des conducteurs. Mais n'oublions pas qu'un coefficient de corrélation élevé n'induit pas obligatoirement une relation de causalité entre les deux phénomènes mesurés. En réalité, deux phénomènes peuvent être corrélés à un même phénomène source par une troisième variable non mesurée dont dépendent les deux autres. De ce fait, une analyse de type régression multiple pourrait, peut-être, apporter de meilleurs résultats.

1.6.4 Analyse des paramètres de conduite

Les paramètres de conduite enregistrés par le simulateur montrent que la totalité des conducteurs ont réagi face à la collision, résultats visibles par les « coups de volant » et l'enfoncement de la pédale de frein. L'exemple présenté ci-dessous (Fig. 18) est typique des données enregistrées par les capteurs. Chaque cas peut être décomposé en trois zones ;

- la première zone (en bleu), le sujet adopte une position de confort. On observe une faible variation du volant et les informations concernant le pédalier montre que le sujet régule sa vitesse de conduite,
- la zone de pré-crash (en jaune), le sujet aperçoit le véhicule et réalise une manœuvre d'évitement et un freinage d'urgence,
- la zone post-crash (en rouge), où le conducteur essaye de garder le contrôle du véhicule, mais le simulateur étant statique au moment de l'impact, l'enregistrement de ces données ne peut être pris en considération.

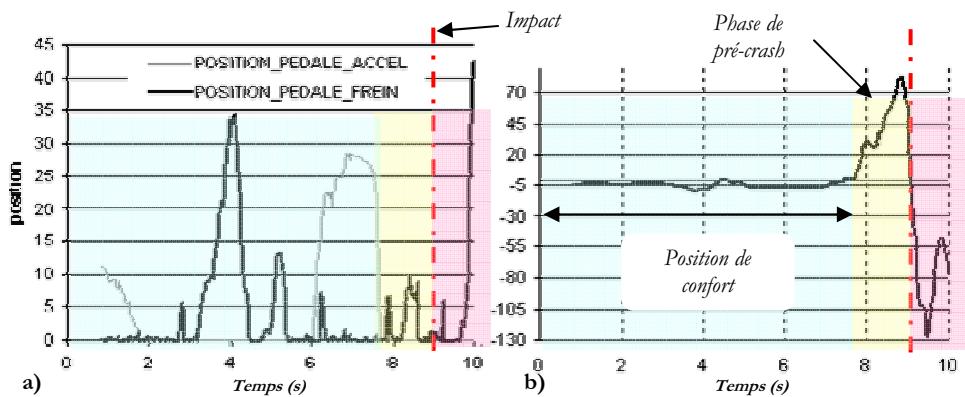


Fig. 18 : Exemple de paramètres enregistrés par le simulateur ; pédales de frein et accélérateur en pourcentage d'enfoncement (a) et rotation du volant en degré (b)

1.6.5 Analyses biomécaniques

Dans le but d'évaluer le dommage occasionné par le positionnement de la main gauche sur la droite du volant, des simulations numériques de crashes ont été entreprises avec la collaboration de l'équipe C₂S du LAMIH.

Le sujet sélectionné pour cette expérience virtuelle mesure 1,72 mètres avec chaussures pour une masse de 72 kg. Celui-ci fait partie des 30% des conducteurs⁸ ayant effectué une manœuvre d'évitement en plaçant l'avant bras gauche devant l'airbag lors du choc. Les postures choisies pour cette simulation sont présentées ci-dessous (Fig. 19 et Fig. 20).

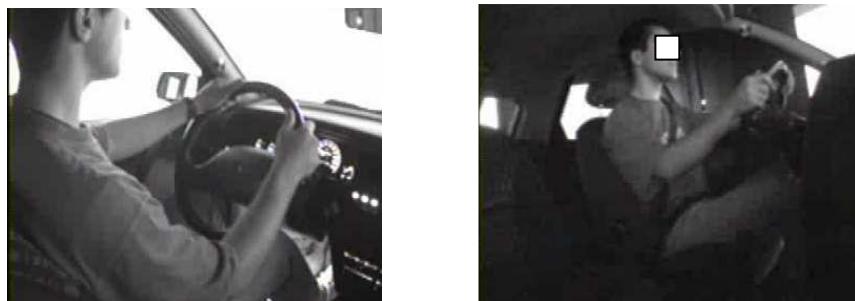


Fig. 19 : Posture de confort adopté par le sujet avant la phase de pré-crash

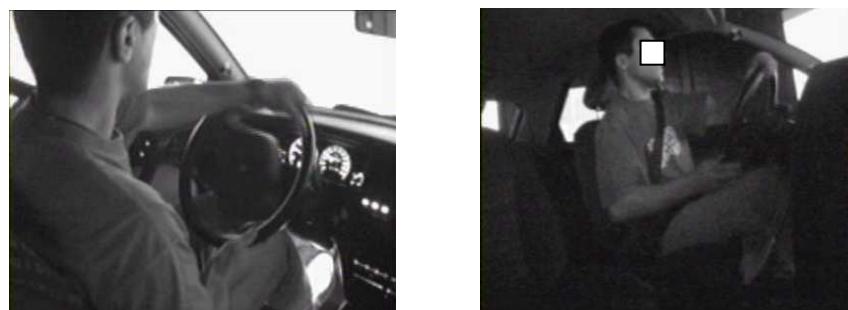


Fig. 20 : Posture au moment de l'impact

1.6.5.1 Reconstruction posturale

Le but est de pouvoir placer le mannequin numérique dans une position la plus proche possible de la position réelle au moment de l'impact. La vidéo enregistrée dans

⁸ Cf. §5.2

le véhicule ne suffit pas à corrérer de manière précise la position expérimentale et celle de la simulation. De ce fait, une méthode de reconstruction a été utilisée.

La première étape consiste à dimensionner le mannequin manuellement grâce à l'outil MAN3D. Lorsque les silhouettes du sujet et du mannequin coïncident selon les deux prises de vue, alors le mannequin est correctement dimensionné (Fig. 21).

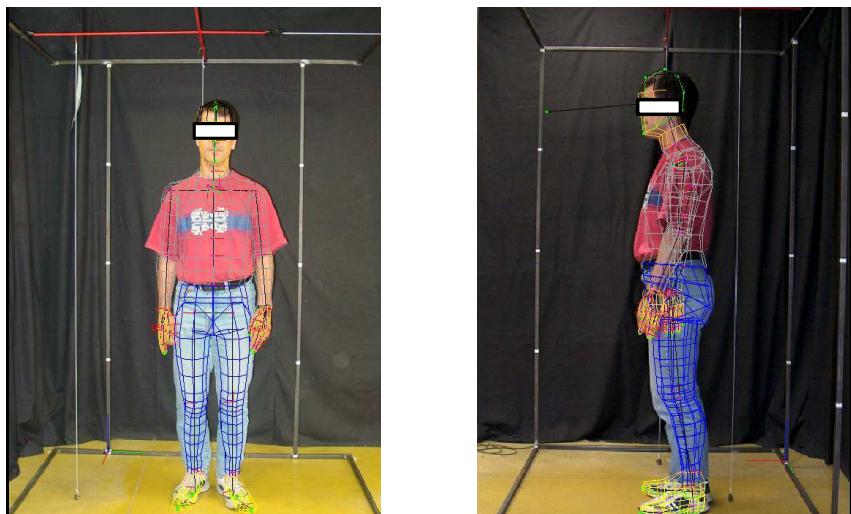


Fig. 21: *Superposition photos et modèle MAN3D*

L'étape suivante consiste à placer ce mannequin dans le véhicule, mais pour cette étape, nous ne disposons que d'une seule vue du sujet et pas de point de calibration. De ce fait, un scan en trois dimensions a été réalisé (Fig. 22). Celui-ci, permet, de prélever les coordonnées de points visibles sur la photographie, permettant de calculer les paramètres de projection.

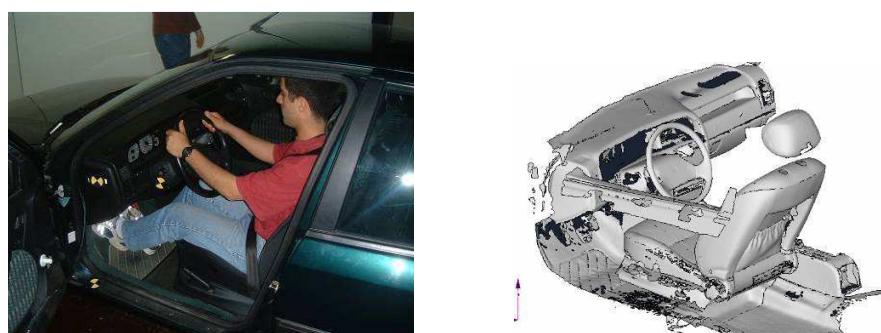


Fig. 22 : *Sujet en position 10h10 et scan en trois dimensions de l'habitacle*

Une reconstruction d'une seconde vue est nécessaire, afin de positionner correctement le mannequin. Pour cela, des points géométriques du sol et du volant sont mesurés et ajoutés à l'environnement virtuel de MAN3D (Fig. 23.a). Ces points permettent de contrôler si le mannequin est bien placé au niveau de la profondeur et évite ainsi les postures incohérentes (Fig. 23.b).

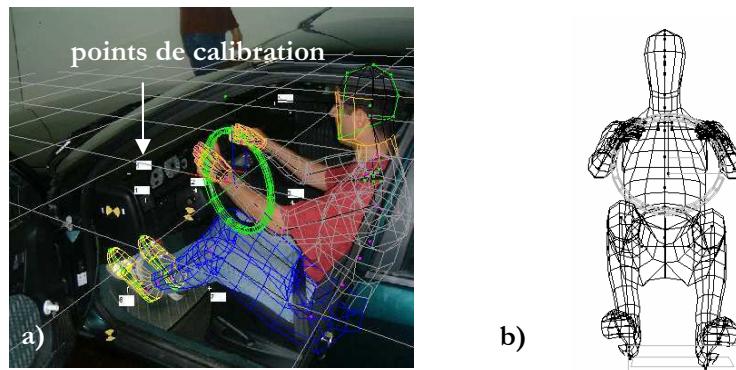


Fig. 23 : Superposition photo du sujet et modèle MAN3D en posture de conduite

Une fois le mannequin correctement placé dans le siège (Fig. 24), il faut ajouter des contraintes de positionnement pour placer correctement le haut du corps. La position des mains est disponible grâce à la caméra disposée à l'arrière du sujet. Quant aux coudes, ceux-ci sont placés manuellement en jouant sur les articulations des épaules et des poignets.

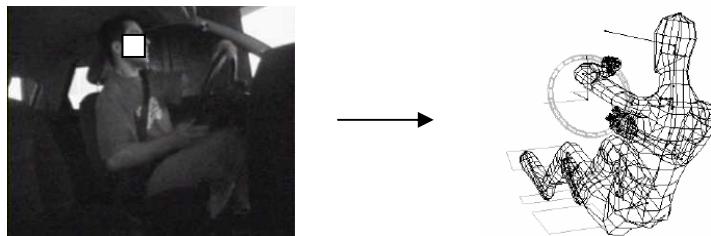


Fig. 24: Reproduction de la posture en phase de pré-crash

1.6.5.2 Principales caractéristiques de la simulation de crash

La simulation consiste à recréer un crash frontal à 56 km.h^{-1} . Pour cela, une loi représentant l'accélération subie par le conducteur (Fig. 25) est intégrée au code de calcul. Celle-ci, provient de celles proposées par défauts par le code de calcul.

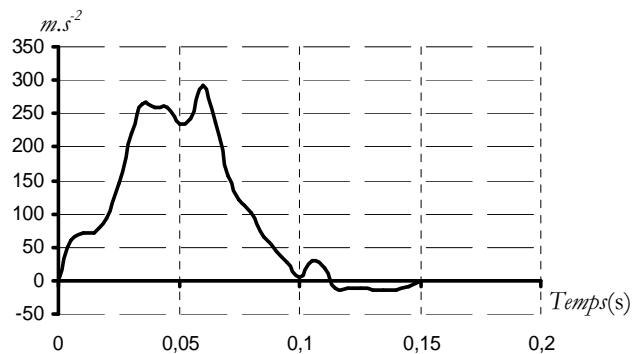


Fig. 25 : Accélération appliquée sur le mannequin numérique

Paramètres du véhicule

Seul l'espace de conduite est simulé (Fig. 26). Celui-ci est composé d'éléments rigides comportant toutefois certaines lois de pénétrations. Les lois de comportements des différents matériaux de cet habitacle font partie des caractéristiques proposées par défaut par le code de calcul MADYMO®.

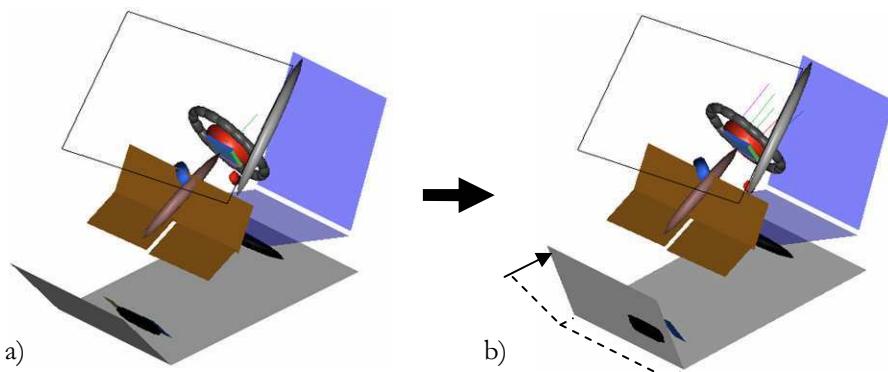


Fig. 26 : Modélisation de l'habitacle avant (a) et après le crash (b)

Paramètres de la ceinture

Le code de calcul MADYMO[®] permet d'équiper le mannequin numérique de plusieurs types de ceintures de sécurité [MAD 01]. Ces ceintures sont modélisées par une chaîne de segments interconnectés par des points d'attache. Leurs caractéristiques de raideur sont définies comme des fonctions élongation/force. Le modèle utilisé pour notre essai est une ceinture trois points accompagnée d'un rétracteur et d'un anneau coulissant (Fig. 27).

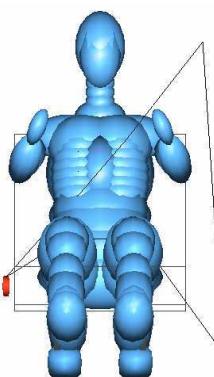


Fig. 27 : Mannequin numérique équipé d'une ceinture trois points à rétracteur

Paramètres de l'airbag

En France trois véhicules sur quatre possèdent deux airbags frontaux. Afin de corrérer notre modèle avec le parc automobile actuel, un airbag frontal est ajouté.



Fig. 28 : Exemple de déploiement d'un airbag numérique

Le code de calcul MADYMO[®] propose un modèle d'airbag réalisé à partir d'éléments finis où sont intégrés les lois de la thermodynamique des gaz parfaits.

1.6.5.3 Critères de blessures analysés

La performance d'un véhicule en termes de sécurité lors d'un essai de crash est estimée à partir d'analyses de critères de blessures. Un critère de blessure peut être défini comme indicateur permettant de déterminer le risque de blessure. Il existe tout un éventail de critères biomécaniques basés sur les analyses d'accélérations, de vitesses relatives, de déplacements, d'efforts..., appliquées sur les différentes parties du corps humain. Les plus utilisés sont :

- GSI « Gadd Severity Index »,
- HIC « Head Injury Criterion »,
- NIC « Neck Injury Criteria »,
- Nij « Neck Injury predictor »,
- 3MS « 3ms Criterion »,
- TTI « Thoracic Trauma index »,
- VC « Viscous Injury Response »,
- CTI « Combined Thoracic Index »,
- FFC « Femur Force Criterion »,
- TI « Tibia Index ».

Dans cette étude nous nous intéressons principalement aux dommages occasionnés à la tête. Le critère étudié pour ces cas de figure est le critère de tête, le HIC (Eq. 2.) [HUT 98].

$$\text{Eq. 2 : } HIC = \max_{T_0 \leq t_1 \leq t_2 \leq T_E} \left[\frac{I}{t_2 - t_1} \cdot \int_{t_1}^{t_2} R(t) dt \right]^{2.5} \cdot (t_2 - t_1)$$

Avec :

T_0 : temps de départ de la simulation,

T_E : temps à la fin de la simulation,

$R(t)$: résultante de l'accélération au centre de gravité de la tête,

t_1 et t_2 : espace de temps durant laquelle le HIC atteint la valeur maximale.

Ce modèle, très répandu dans le domaine de recherche en biomécanique de l'impact, possède cependant certaines limitations. En effet, ce critère, basé sur le WSTC⁹ [MAD 01], n'est valide que pour un contact dur et donc pour une durée d'impact relativement courte où seule l'accélération linéaire est prise en compte.

1.6.5.4 Résultats de la simulation

Deux types de modélisations ont été effectués. La première correspond à une position de type « normalisé » où le sujet tient à deux mains le volant en position « 10h10 ». La seconde modélisation consiste en une position de pré-crash obtenue lors des essais sur simulateur et dont les angles articulaires ont été calculés à l'aide de MAN3D¹⁰ (Fig. 29).

⁹ The Wayne State Tolerance Curve

¹⁰ Cf. § 5.5.1

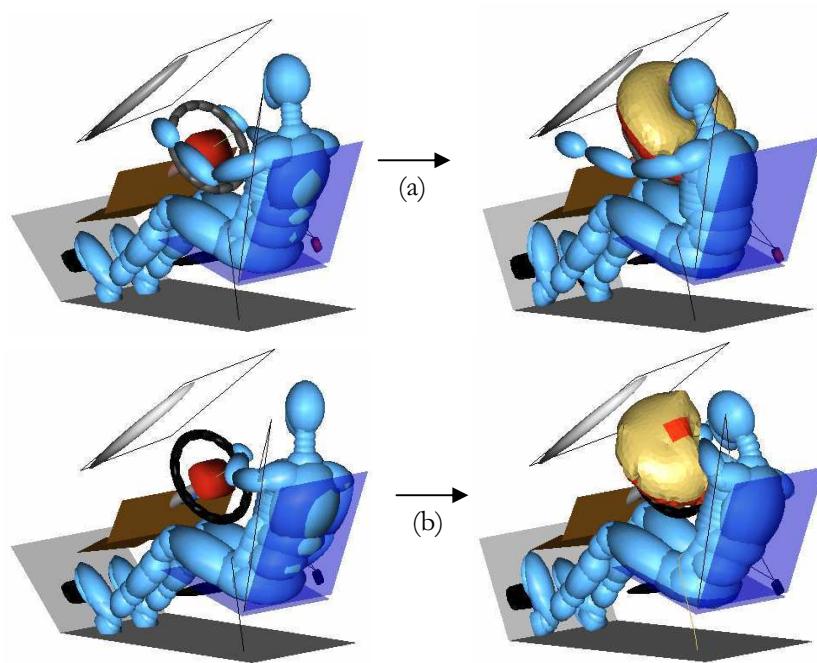


Fig. 29: Comparaison des cinématiques pour une position initiale de type '10h10' (a) avec la position observée sur simulateur (b)

Si l'on observe qualitativement les cinématiques corporelles, on remarque que dans la simulation avec la posture mesurée, pendant le gonflement de l'airbag, la tête n'entre plus en contact direct avec l'airbag mais avec le bras et l'airbag.

Si l'on compare maintenant l'évolution des accélérations au niveau du centre de gravité de la tête, on observe que le pic d'accélération en position atypique (180 g) est trois fois supérieur à celui relevé en posture normalisée (60 g) (Fig. 30).

L'accélération maximale admissible de la tête est estimée à 80 g pendant une période de 3 millisecondes. Si l'on compare nos deux essais, on remarque que pour une même accélération, la posture mesurée engendre une accélération de 100 g, alors que pour une posture standard celle-ci est inférieure au seuil de tolérance admissible.

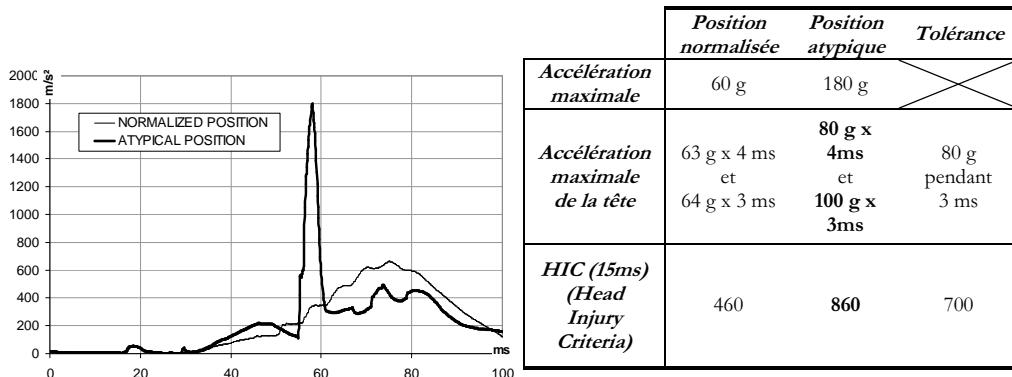


Fig. 30: Comparaison des deux essais numériques

Si l'on compare maintenant, le traditionnel critère HIC des deux essais, on remarque également que la position réelle du sujet aggrave considérablement le risque de blessure. En effet, en position normalisée le HIC est très nettement inférieur (460) à la

tolérance (700), alors qu'en position atypique adoptée par un certain nombre de sujets, il est supérieur (860) et indique un risque de blessure grave.

1.7 Conclusion

Des analyses exploratoires, sur les postures des conducteurs en situation de crash frontal, ont permis d'obtenir des réactions atypiques des individus sur simulateur automobile vis-à-vis des positions normalisées.

Les résultats montrent clairement qu'aucun des sujets a adopté une position standard¹¹ durant la collision. On remarque que dans 30 % des cas, les sujets ont tenté une manœuvre d'évitement qui a engendré une posture où l'avant bras gauche se trouve positionné au moment de l'impact face à l'airbag.

L'analyse biomécanique, réalisée avec le code de calculs Madymo[©], a permis de montrer l'importance de ce type de positionnement du conducteur au moment du choc.

Les signaux provenant des capteurs de vitesse, d'accélération, d'enfoncement des pédales et de rotation du volant, s'avèrent être de précieux informateurs sur la réaction et la posture du sujet au moment du crash. Ces paramètres doivent contribuer au développement d'un système permettant de détecter le comportement du conducteur afin d'adapter les systèmes de sécurité au moment de l'impact.

¹¹ § 1.2

1 Exemple d'intégration des trajectoires dans le référentiel du mannequin

Les trajectoires lors des essais sont exprimées dans le référentiel du laboratoire, c'est-à-dire celui correspondant au système VICON®. La méthode proposée ci-dessous permet de recalculer chaque point des trajectoires, à partir de 3 points connus dans le repère du mannequin, comme par exemple des points fixes au sol et sur le tableau de bord prélevés au bras FARO®¹ ayant comme référentiel le point H machine.

On pose pour un point A_i (Fig. 1):

- (x_0, y_0, z_0) : les coordonnées prélevées au bras FARO®,
- (x_i, y_i, z_i) : les coordonnées prélevées par le système VICON®,
- a_i : les rotations autour des axes du repère lié au mannequin,
- $(\Delta x_i, \Delta y_i, \Delta z_i)$: les variations en translation suivant le repère lié au mannequin.

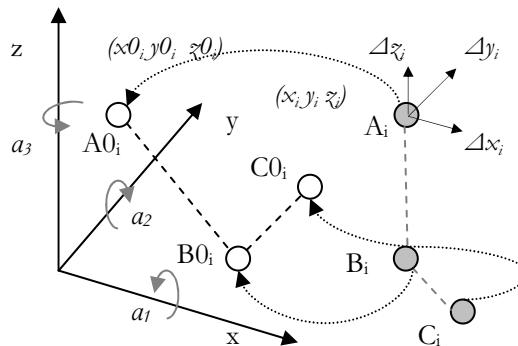


Fig. 1 : Exemple de modification de référentiel

Le but est donc de trouver les coefficients a_i et $(\Delta x_i, \Delta y_i, \Delta z_i)$ permettant d'obtenir :

$$\text{Eq. 1 : } |A_i A_{0i}| = |B_i B_{0i}| = |C_i C_{0i}| = 0.$$

Mais, les deux appareils de mesures ne possèdent pas la même marge d'erreur de mesure. De ce fait les distances entre les points, comme par exemple $|A_i B_i|$ et $|A_{0i} B_{0i}|$ ne peuvent être identiques et donc difficile d'obtenir une solution à la précédente équation par une recherche analytique. Il est préférable de rechercher :

$$\text{Eq. 2 : Tel que : } \left\{ \begin{array}{l} |A_i A_{0i}| = \varepsilon_a, |B_i B_{0i}| = \varepsilon_b \text{ et } |C_i C_{0i}| = \varepsilon_c \\ \varepsilon_a + \varepsilon_b + \varepsilon_c \sim 0 \end{array} \right.$$

On pose alors :

¹ Cf. Chap III. § 4.1

Eq. 3 :

$$f_A = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}_{AO}^t - \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \end{pmatrix}_A^t \cdot \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\alpha_1) & -\sin(\alpha_1) \\ 0 & \sin(\alpha_1) & \cos(\alpha_1) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos(\alpha_2) & 0 & -\sin(\alpha_2) \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin(\alpha_2) & 0 & \cos(\alpha_2) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \cos(\alpha_3) & \sin(\alpha_3) & 0 \\ -\sin(\alpha_3) & \cos(\alpha_3) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \Delta x_i \\ \Delta y_i \\ \Delta z_i \end{pmatrix}^t = \varepsilon_a$$

$$f_A = f_A(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \Delta x_i, \Delta y_i, \Delta z_i) = \varepsilon_a$$

Il ne reste donc qu'à construire l'algorithme suivant :

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{Minimiser } (f_A + f_B + f_C) \\ \text{Avec } a_i \in [0, 2\pi] \\ \Delta x_i \in [\Delta x_{min}, \Delta x_{max}] \\ \Delta y_i \in [\Delta y_{min}, \Delta y_{max}] \\ \Delta z_i \in [\Delta z_{min}, \Delta z_{max}] \end{array} \right.$$

L'algorithme de minimisation est identique à celui présenté au paragraphe 3.2.1.
À la fin de l'opération, on obtient alors le résultat souhaité, c'est-à-dire les valeurs des coefficients a_i et $(\Delta x_i, \Delta y_i, \Delta z_i)$ que l'on peut appliquer à l'ensemble des points des trajectoires des marqueurs référencés dans le repère de VICON®.

Ces points correspondent maintenant à l'ensemble des contraintes²

$$S_j = \{ \sigma_j(0), \dots, \sigma_j(i), \dots, \sigma_j(t) \}$$

² Cf. Chap.II, § 3.2.1

■ Références bibliographiques

- [ABD 71] Abdel-Aziz, Y.I., Karara, H.M. (1971) : Direct Linear Transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry . Proceedings of the ASP/UI Symposium on close-Range Photogrammetry,Urbana, Illinois, USA, January 1971.
- [AND 02] Giuseppe ANDREONI, Giorgio C. SANTAMBROGIO, Marco RABUFFETTI & Antonio PEDOTTI (2002): method for the analysis of posture and interface pressure of car drivers. Applied Ergonomics 33 (2002) 511-522.
- [BAD 93] Badler N.I., Phillips C.B. and Webber B.L. (1993): Simulating Humans. Oxford University Press 1993.
- [BAE 04] Paolo Baerlocher and Ronan Boulic (2004): An inverse kinematic architecture enforcing an arbitrary number of strict priority levels. The Visual Computer, Volume 20, Number 6, August, 2004.
- [BAR 93] Barron A. (1993): Universal approximation bounds for superposition of a sigmoidal function. IEEE, Transactions on Information theory, 39, p. 930-945.
- [BAU 01] Karl-Heinz BAUMAN, Rodolfo SCHONEBURG & Rainer JUSTEN (2001): the vision of a comprehensive safety concept. ESV Amsterdam, The Netherlands, 17th International technical conference, June 4-7, paper number 493.
- [BEC 01] Guido BECKER, Thierry MOUSEL & Paul SCHOCKMEL (2001): TOR (total occupant recognition) system. ESV Amsterdam, The Netherlands, 17th International technical conference, June 4-7, paper number 228.
- [BER 98] F. Alexander BERG, Bernhard SCHMITT, Jörg EPPLER, Rainer MATTERN & Dimitrios KALLIERIS (1998): result of full-scale crash tests, stationary tests to analyse the effects of air-bags on passengers with or without seat belts in the standard sitting position and in out-of-position situations. ESV Windsor98, 16th International technical conference, volume 2 of 3, May 31 to June 4, paper number 98-S5-W-19.
- [BOO 78] De Boor, C. (1978): A practical guide to Splines. Springer-Verlag.
- [BOU 95] Simon Bouisset, Bernard Maton (1995) : Muscles, posture et mouvement : bases et applications de la méthode électromyographique. Edition HERMANN.
- [BRE 01] David S.BREED, Lori SUMMERS, Jan CARLSON & Michel KOYZREFF (2001): development of an occupant position sensor system to improve frontal crash protection. ESV Amsterdam, The Netherlands, 17th International technical conference, June 4-7, paper number 325.

-
- [BUT 30] S. Butterworth (1930): «On the Theory of Filter Amplifiers», Wireless Engineer , vol.7 (1930), pp. 536-541.
- [CHE 00] Chèze, L. (2000): Comparison of different calculations of three dimensional joint kinematics from video-based system data. Journal of biomechanics 33, pp 1695-1699.
- [CHE 03] Tie-Qi CHEN, David S.BREED & Krista XU (2003): development of an optical occupant position sensor system to improve frontal crash protection. . ESV Nagoya, Japan, 18th International technical conference, May 19-22, paper number 426.
- [COR 90] Corsi P., Noël H (1990): Validation d'une approche neuronale dans le contexte de la théorie des jeux.
- [CRA 07] www.crash-test.org (2007).
- [CUL 43] McCulloch, W.S, Pitts W. (1943): A Logical calculus of ideas immanent in nervous activity. Bulletin of mathematical biophysics 5, 115-133.
- [CUN 87] Yann Le CUN (1987): Modèles Connexionnistes de l'Apprentissage. Thèse de doctorat de l'université Paris 6.
- [DEN 55] J. Denavit and Hartenberg (1955): A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices, Journal of applied mechanics June 1955.
- [DES 03] Gérard DESTEFANIS (2003) : les nouvelles générations de détecteurs infrarouge à base de HgCdTe: New generations of infrared detectors based on HgCdTe, Comptes Rendus Physique, Volume 4, Issue 10. December 2003, Pages1109-1120.
- [DOC 01] Directive 1999/98/CE de la Commission, du 15 décembre 1999, portant adaptation au progrès technique de la directive 96/79/CE du Parlement européen et du Conseil concernant la protection des occupants des véhicules à moteur en cas de collision frontale.
- [DOC 05] Synthèse générale de l'année 2005 de l'observatoire national interministériel de sécurité routière (ONISR).
- [ELS 03] Pierre Van ELSLANDE (2003): les erreurs des conducteurs âgés. Publié par les Editions scientifiques et médicales Elsevier SAS pour l'INRETS.
- [ERI 03] Linda ERIKSON & Anders KULLGREN (2003): influence of seat geometry and seating posture on NIC_{max} and N_{km} AIS 1 neck injury predictability. IRCOBI Conference- Lisbon (Portugal), September 2003.
- [EUR 03] EURO NCAP, European new car assessment programme: frontal impact testing protocol. Version 4, January 2003.
- [FRI 80] Fritsch, F. N. and Carlson, R. E. (1980): Monotone Piecewise Cubic interpolation, SIAM J. Numerical analysis, Vol. 17, pp 238-246.

-
- [FUJ 03] Koichi FUJITA, Hiroaki FUJINAMI, Kiyotaka MORIIZUMI, Takaaki ENOMOTO, Ryotaro KACHU & Hideki KATO (2003): development of pre-crash safety system. ESV Nagoya, Japan, 18th International technical conference, May 19-22, paper number 544.
- [HEB 49] Donald Olding Hebb (1949) : The Organization of Behavior : A Neuropsychological Theory. Wiley, New York.
- [HET 02] Mickaël HETIER, Hervé MORVAN, Pascal DRAZETIC & Eric MARKIEWICZ (2002): analyse, modélisation et simulation des comportements humains durant la phase de pré crash et leurs incidences durant la collision. Archives of physiology and biochemistry ISSN 1381-3455.
- [HET 04] M. HETIER, H. MORVAN and P. DRAZETIC (2004): analyse approach for safety crash test: using a genetic algorithm. IJCRASH 2004, Vol. 9 n°6 pp. 665-671. Woodhead Publishing Ltd.
- [HET 05] Mickaël Hetier, Frederic Robache, Barbara Autuori, Xuguang Wang & Hervé Morvan (2005): Experimental investigation and modeling of driver's frontal pre-crash postural anticipation. Digital Human Modeling for Design and Engineering Symposium Proceedings 2005.
- [HUT 98] John HUTCHINSON, Mark J. KAISER, Hamid M. LANKARANI (1998): The Head Injury Criterion (HIC) functional. Applied mathematics and computation 96 (1998) 1-16.
- [ISO 06] Norme internationale ISO 20176 (2006): Véhicules routiers – Machine point H (HPM II) – Spécifications et procédures pour la détermination du point H, édition du 01.04.2006.
- [KAS 99] M. KASSAAGI, T. PERRON, E. PEAN, H. GUILLEMOT & J.C. BOCQUET (1999): study of drivers' behaviour in rear-end accident situations on a driving simulation. Driving Simulation Conference DSC'99.
- [KAS 03] Mohamed KASSAAGI, Guillaume BRISSART & Jean Christophe POPIEUL (2003): a study on driver behavior during braking on open road. ESV Nagoya, Japan, 18th International technical conference, May 19-22, paper number 340.
- [KNE 91] Knerr S. (1991): Réseaux de neurones pour la classification automatique ; application à la reconnaissance de chiffres manuscrits. Thèse de doctorat de l'université Pierre et Marie Curie, Paris.
- [KRU 98] John KRUMM & Greg KIRK (1998): video occupant detection for airbag deployment. 4th IEEE workshop on Applications of Computer Vision, Princeton, New Jersey, USA.
- [KUM 99] Markus KUMPFBECK, Detlev OERTEL & Klaus PILATUS (1999): occupant kinematics during emergency braking, an investigation with regard to the out of position issue for passengers. IRCOBI Conference- Sitges (Spain), September 1999.
- [LAG 98] Lagarias, J.C., J. A. Reeds, M. H. Wright, and P. E. Wright (1998): ConvergenceProperties of the Nelder-Mead Simplex Method in Low

-
- Dimensions. SIAM Journal of Optimization, Vol. 9 Number 1, pp. 112-147, 1998.
- [LEV 44] Levenberg, K. (1944): A Method for the Solution of Certain Non-Linear Problems in Least Squares. Quart. Appl. Math. 2, 164-168, 1944.
- [MAC 98] M. MACKAY, A.M. HASSAN & J.R. HILL: observational studies of car occupants' positions. Paper No. 98-S6-W-42, Technical Session 7: Biomechanics - Injury Criteria and Test Procedures, at the 16th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, May 31 - June 4, Windsor, Canada.
- [MAD 01] MADYMO V6.0 (2001) : theory manual.
- [MAN 98] Miriam A. MANARY, Carol A. C. FLANNAGAN, Matthew P. REED & Lawrence W. SCHNEIDER (1998): predicting proximity of driver head and thorax to the steering wheel. ESV Windsor, Canada, 16th International technical conference Mai 31 to June 4. Paper number 98-S1-0-11.
- [MAN 05] MAN3D mannequin graphique en 3 dimensions (2005) : notice d'utilisation.
- [MAR 63] Marquardt, D (1963) : An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. SIAM J. Appl. Math. 11, 431-441.
- [MON 06] Monnier G., Renard F., Chameroy A., Wang X., Trasbot J. (2006) : Motion simulation approach integrated into a design engineering process. SAE International conference and exposition of Digital Human Modeling for Design and Engineering, Lyon, France, July 4-6, 2006, SAE Paper 2006-01-2359.
- [MON 07] Monnier, G., Wang, X., Beurier, G., Trasbot, J., (2007) : Coordination of spine degrees of freedom during a motion reconstruction process. SAE International conference and exposition of Digital Human Modeling for Design and Engineering, University of Washington, Seattle, Washington, USA, June 12-14, 2007, SAE Paper 2007-01-2454.
- [MOR 07] H Morvan, K H Tan, F Robache M P Pacaux and P Drazetic (2007): Pre-crash investigation using a driving simulator and numerical analyses to determine the of the arms positions. IJCrash 2007.
- [OUK 97] Oukhellou O., Aknin P. (1997): Modifier Fourier Descriptors : a new parameterization of eddy current signatures to the rail defect classification . III International workshop on advances in signal processing for non destructive evaluation of materials.
- [PAC 03] M-P. PACAUX, P. SIMON & J-C. POPIEUL (2003) : A driving simulator for man machine studies in the field of driving safety. Virtual Concept, Biarritz, france November 5-7.
- [PAC 05] M-P. PACAUX-LEMOINE, H. MORVAN, F. ROBACHE, J. FLORIS & P. DRAZETIC (2005) : Driving simulator use for pre-crash tests. Driving Simulator Conference, North America, Orlando, November 2005.

-
- [PER 01] Thierry PERRON, Mohammed KASSAAGI & Guillaume BRISSART (2001): active safety experiments with common drivers for the specification of active safety systems. ESV Amsterdam, The Netherlands, 17th International technical conference, June 4-7, paper number 427.
- [PLA 98] Gordon R. PLANK, Michael KLEINBERGER & Rolf H. EPPINGER (1998): analytical investigation of driver thoracic response to out of position airbag deployment. SAE technical paper series, 42nd Stapp Car Crash Conference, Temple, Arizona November 2-4.
- [PRA 03] Aloke PRASAD, Matthew MALTESE & Allison LOUDEN (2003): injury risk from advanced air bags in frontal static out of position tests. ESV Nagoya, Japan, 18th International technical conference, May 19-22, paper number 427.
- [R4A 04] MIRA – 0415024 (2004): investigate occupant position by photographic studies. PRISM project.
- [R4B 03] TRL report Task 1.5 (2003): driver dynamic response study. PRISM project.
- [R4C 04] MIRA – 0415024 (2004): occupant behaviour during pre-impact braking-car passengers. PRISM project.
- [REB 82] Roger REBIFFE, Jacques GUILLIEN & Patrick PASQUET (1982): enquête anthropométrique sur les conducteurs français. Laboratoire de physiologie et de biomécanique de l'association Peugeot-Renault.
- [REE 98] Matthew Paul REED (1998): statistical and biomechanical prediction of automobile driving posture. Doctoral dissertation, University of Michigan.
- [REE 00] Matthew P. REED & Carol A. C. FLANNAGAN (2000) : Anthropometric and postural variability limitations of the boundary manikin approach. Society of Automotive Engineers, Inc. 2000-01-2172.
- [REE 01] Steven J. REED, Mari MILOSIC & Roland FURTADO (2001): neck injury in automotive seating applications - Using MADYMO to optimize seat parameters. 4th MADYMO User's Meeting of The America's, Detroit, October 24th.
- [REE 02] Matthew P. REED, Miriam A. MANARY, Carol A. C. FLANNAGAN & Lawrence W. SCHNEIDER: a statistical method for predicting automobile driving posture. HUMAN FACTOR, vol. 44, No. 4, Winter 2002, pp 557-568.
- [RIB 91] Serge RIBOUCHON (1994): confort postural du conducteur assis: étude des situations de confort observées sous contrainte de hauteur d'assise. Thèse de doctorat à l'université de Paris XI Orsay.
- [RIV 94] Rivals I., Canas D., Personnaz L., Dreyfus G. (1994): Modeling and control of mobile robots and intelligent vehicles by neural networks. Proceedings of the IEEE Conference on Intelligent Vehicles, 24-26 octobre 1994, Paris.

-
- [ROB 05] Robache, F., Morvan, H., Autuori, B., Hetier, M., Pacaux M.P. 1& Drazetic, P. (2005): Exploration of human behaviour during the phase of pre-crash. Modelling and consequences during the collision. Computer Methods in Biomechanics and biomedical Engineering. Volume 8, Supplement 1, pp 237-238, ISSN 1025-5842.
- [RUM 86] Rumelhart, D., Hinton, G.E. William, R., (1986): Learning Internal Representations by error Propagation. "Parallel Distributed Processing, vol. 1exploring the microstructure of cognition, MIT Press.
- [SAE 95] SAE Standard- Devices for use in defining and measuring vehicle seating accommodation – SAE J826 JUL95.
- [SCH 03] Rodolfo SCHONEBURG, Karl-Heinz BAUMAN & Rainer JUSTEN (2003): pre-safe, the next step in the enhancement of vehicle safety. ESV Nagoya, Japan, 18th International technical conference, May 19-22, paper number 410.
- [ST2 01] Documentation disponible en ligne (2001): www.polest2.fr.
- [TOB 03] Hideo TOBATA, Hideo TAKAGI, Chinmoy PAL & Shunichi FUKUDA (2003): development of pre-crash active seatbelt system for real world safety. ESV Nagoya, Japan, 18th International technical conference, May 19-22, paper number 189.
- [TOK 03] Setsuo TOKORO, Kazushi KURODA, Tomoki NAGAO, Tomoya KAWASAKI & Takeshi YAMAMOTO (2003): pre-crash sensor for pre-crash safety. . ESV Nagoya, Japan, 18th International technical conference, May 19-22, paper number 545.
- [TOL 96] Tolani, D. and Badler N. I. (1996): Real-time inverse kinematics of the human arm. Presence, 1996, Vol 5.4 pp. 393-401.
- [TOL 00] Tolani, D., Goswani A., Badler N. I. (2000): Real-time inverse kinematics techniques for anthropometric limbs. Graphical Models, 2000, Vol 62 pp.353-388.
- [TYL 01] Suzanne TYLKO & Dainius DALMOTAS (2001): static out-of-position test methodologies: identifying a realistic worst case for small stature female drivers. ESV Amsterdam, The Netherlands, 17th International technical conference, June 4-7, paper number 493.
- [VEL 88] Veldpaus, F.E. Woltring, H.J., Dortmans, L.J.M.G. (1988): A least-squares algorithm for the equiform transformation from spatial marker coordinates. Journal of biomechanics 21, pp 356-360.
- [VER 98] Verriest, J.P. (1998) : Simulation of human movement for ergonomic design on numerical mock-up. Transportation Research Record, 1631, pp 8-12.
- [VER 03] Jean Pierre VERRIEST (2003): MAN3D : Un Mannequin numérique pour la simulation ergonomique – Société de Biomécanique, Journée thématique Humanoïde, 15 mai 2003 Valenciennes.
- [WAN 96] Wang X. (1996): Construction of arm kinematic linkage from external surface markers, In Proc. of 4rd International symposium on 3-D

-
- analysis of human movement, Grenoble, France, Juillet 1-3, 1996, 4 pages.
- [WAN 98] Wang, X. and Verriest J.P.(1998) : A geométric algorithm to predict the arm reach posture for computer-aided ergonomic evaluation. The journal of visualization and computer animation, 1998, Vol 9 pp. 33-47.
- [WIN 90] David A. Winter (1990) : « Biomechanics and motor control of human movement » second edition. A Wiley-Interscience Publication.
- [YAN 01] Jikuang YANG, Hugo MELLANDER, Per LOVSUND, Yngve HÅLAND & Henrik SVANDERG (2001): a methodology using a combined injury criteria index to study the performance of various driver restraint system configurations. ESV Amsterdam, The Netherlands, 17th International technical conference, June 4-7, paper number 381.
- [ZHA 94] Zhao, J. and Badler, N.I. (1994): Inverse kinematics positioning using nonlinear programming for highly articulated figures. Transactions On Graphics, 1994, Vol. 13.4 pp. 313-336.
- [ZUP 94] F. ZUPPICHINI, G. TRENCHI, C. RIGO & M. MARIGO (1994): unexpected deaths in airbag equipped cars: case reports. Advances in occupant restraint technologies, joint AAAM-IRCOBI special

Analyse et quantification des comportements des conducteurs automobiles lors d'une phase de pré-crash : Contribution au développement d'un modèle de détection des postures de conduite en temps réel

La standardisation des essais de crash implique une protection de l'occupant dans une position assise bien déterminée, sans tenir compte de la variété des caractéristiques individuelles, des positions réelles et des forces musculaires développées par les occupants lors de l'accident. L'étude de l'incidence des positions réelles, normalisées et atypiques, des caractéristiques morphologiques avant le crash et de l'impact des systèmes actifs est essentielle. En effet, durant cette phase appelée pré-crash, l'occupant anticipe les effets de chocs, modifie sa posture (mouvements des bras, etc.) et génère des efforts (sur le volant, etc.). Ces modifications cinématiques et dynamiques ont un effet sur la gravité des lésions occasionnées par l'accident. De ce fait, un nouveau modèle de sécurité automobile a été développé par les équipes C2S du LAMIH et LBMC de l'INRETS. Celui-ci consiste à déduire l'anthropométrie du conducteur puis sa position à chaque instant par des capteurs peu coûteux et une base de données sur les éventuelles réactions possibles du conducteur au moment de l'impact. Une connaissance des réactions au moment du choc permettra aux systèmes de protections de s'adapter en conséquence et ainsi optimiser au mieux la sécurité du conducteur. Il s'agira par exemple de modifier le temps de déclenchement et le volume des airbags, le repositionnement du siège ou les lois de comportement des prétensionneurs...

Les travaux présentés dans ce mémoire de thèse ont pour but de contribuer au développement de ce nouveau concept et tout particulièrement à la création d'une méthode permettant de détecter les réactions et les postures du conducteur en temps réel, à partir d'essais réalisés sur simulateurs de conduite automobile.

Mots-clés : pré-crash, biomécanique, cinématique inverse, simulateur de conduite automobile, capture de mouvements, réseaux de neurones, comportement humain, EMG.

Analysis and quantification of car driver behaviours during the phase of pre-crash: Contribution to the development of a postural detection model in real time

Standardisation of crash-tests implies that the occupants are protected and seated with a predetermined position. In addition, standardisation does not take into account individual characteristics, real position and anticipatory reactions during a crash. Thus, it is essential to study the incidences of human beings' morphologies before a crash. It is indeed very important to study the effects of real, standardised and atypical postures in relation with the active protection systems. In fact, during the phase called pre-crash, the driver anticipates and tries to avoid the crash with a swerving movement. During the crash, these kinematics and dynamical modifications increase the injuries severity of the car occupant. Thus, a new concept of automobile safety was developed by the C2S, a LAMIH's research team, and the INRETS-LBMC laboratory. This concept consists of deducing, in real time, the anthropometry, and the driver's reactions and postures, with basic sensors, in order to adapt driver's protection systems at the crash time. For example, this system will modify, in function of driver's characteristics, the volume of airbags, the seat adjustments, or the pretensioners' performances. This doctoral thesis contributed to create this new concept and to develop the methodology. This methodology will allow to detect, in real time, the driver's behaviour and position, from results obtained with driving simulator tests.

Keywords: pre-crash, biomechanics, inverse kinematics, driving simulator, motion capture, neural networks, human behavior, EMG.