













Projet SECU2RM

Les deux et trois roues motorisés : causes et conséquences des accidents

Livrable Tâches 4

Mécanismes lésionnels, vulnérabilité, protection et prise en charge des blessés graves usagers de 2RM

Porteurs du projet

Jean-Louis Martin, Pierre-Jean Arnoux

LBA Marseille/AP-HM

- Sanae Afquir
- Pierre-Jean Arnoux
- Rohan-Jean Bianco
- Imane Chatta
- Oscar Cherta
- Brieg Lecoublet
- Maxime Llari
- Anthony Melot
- Emmanuelle Hammod

UMRESTTE

- Amina Ndiaye

- Amandine Coquillat
- Jean-Louis Martin

LBMC

- Karine Bruyère
- Marie-Christine Chevalier
- Anicet Le Ruyet
- Transpolis (Fabien Berthet)

UNISTRA

- Nicolas Bourdet
- Caroline Deck
- Frank Meyer
- Rémy Willinger.







Table des matières

Table des matières	2
Résumé executif	5
Introduction	6
Objectifs	6
Tâche 4.1 : Analyse clinique et biomécanique détaillée	7
Objectifs	7
Méthode	7
Résultats	9
Succession des chocs et régions lésées	9
Les lésions et les lésions associées par focus anatomique	23
Tâche 4.2 : Identification de facteurs de risque ou de sévérité	39
Objectifs	39
Distribution et sévérité des impacts corporels selon les scénarios d'accident types	39
Modélisation multi corps de l'usager 2RM	40
Modélisation du véhicule	40
Modélisation des deux-roues motorisés	41
Définition des simulations multi corps réalisées	42
Résultats des simulations multi corps	46
Conclusion	57
Focus tête : Simulation des traumatismes crâniens et estimation du risque lésionnel encouru	58
introduction	58
Modèle par éléments finis de la tête humaine : SUFEHM	58
Calcul du risque lésionnel encouru	65
Synthèse et conclusion	77
Focus rachis cervical - Variabilité des conditions d'impact	79
Introduction	79







INSTITUT FRANÇAIS DES SCIENCESET TECHNOLOGIES DES TRANSPORTS, DE L'AMÉNAGEMENT ET DES RÉSEAUX

Matériel et méthodes	79
Résultats	96
Discussion	122
Focus tronc : distribution et sévérité des impacts	124
Introduction	124
Matériel et méthodes	124
Résultats	130
Discussion	148
Focus Bassin – Abdomen : Simulation par EF et estimation du risque lésionnel encouru	150
Introduction	150
Matériel et méthodes	150
Résultats	154
Discussion	159
Discussion générale	160
Tâche 4.3 : Effet des dispositifs de protection et pistes d'amélioration	161
La protection de la tête	161
Revue des dispositifs de protection de la tête	161
La protection du rachis cervical	172
Revue des dispositifs de protection du rachis cervical	172
La protection du tronc	188
Revue des dispositifs de protection du type « protecteur de poitrine »	188
Revue des dispositifs de protection du type « dorsale »	190
Revue des dispositifs de protection du type « protecteur gonflable ou airbag »	194
Γâche 4.4 Optimisation de la prise en charge des traumatisés avec enjeu hémorragique et neurologiq	ղսе200
Évaluation de la gravité	200
Catégorisation hémodynamique	202
Stratégie de prise en charge	202
Patient de catégorie 1	202







INSTITUT FRANÇAIS DES SCIENCESET TECHNOLOGIES DES TRANSPORTS, DE L'AMÉNAGEMENT ET DES RÉSEAUX

Patient de catégorie 2	203
Patient de catégorie 3	203
Les zones de détresse vitale	203
Discussion	204
Recommandations	205
Références	206
Annexes	211







Résumé executif

La tache 4 du projet secu2RM se situe à la conjonction de l'analyse épidémiologiques, clinique et biomécanique des lésions des motocyclistes lors d'un accident.

Dans une premièré étape, l'objectif est de mettre en relation la description clinique des lésions majeures avec les mécanismes d'apparition de ces lésions depuis l'accident jusqu'au au mécanismes lésionnel propre à chaque lésion. Dans un deuxième temps, l'utilisation de la simulation numérique a été introduite pour documenter ces différentes lésions en considérant différentes échelles d'observation (de l'accident global à la lésion locale). Cette analyse a été proposée pour les grandes régions coporelles et focalisée sur les conditions d'apparion de ces lésions principales. Enfin, en s'appuyant sur ces différentes connaissances et une revue exhaustives des dispositifs existants, une reflexion est engagée pour soutenir l'évolution des dispositifs de protection concernant leur évaluation ou leur design. Quelques éléments de discussion sont introduits sur la prise en charge des victimes.







Introduction

La prise en charge des traumatisés de la route doit être particulièrement performante en cas de risque vital. Les traumatismes qui représentent l'enjeu le plus fort sont sans conteste les lésions médullaires et céphaliques, avec un enjeu neurologique et neurovégétatif, et les lésions du thorax et de la sphère abdomino-pelvienne qui ont un fort enjeu hémorragique.

Objectifs

Le premier objectif de cette tâche est d'effectuer une analyse clinique et biomécanique détaillée des traumatismes subis par les usagers de 2RM, en particulier ceux ayant un enjeu hémorragique et neurologique.

Cette analyse a permis de nourrir les trois autres objectifs suivants :

- Identifier d'éventuels facteurs de risque ou de sévérité
- Identifier en quoi les dispositifs de protection peuvent prévenir l'apparition ou la sévérité des blessures et proposer des pistes d'améliorations
- S'interroger sur l'optimisation possible de la prise en charge de ces traumatisés







Tâche 4.1 : Analyse clinique et biomécanique détaillée

Objectifs

De manière complémentaire aux livrables des tâches précédentes, les enjeux sont ici de proposer une analyse clinique exhaustive focalisée sur certaines typologies de polytraumatisés des 2RM présentant un enjeu neurologique et/ou hémorragique. Cette description clinique vise à être mise en parallèle avec une analyse biomécanique. L'objectif final est de fournir des hypothèses sur les mécanismes lésionnels susceptibles d'être à l'origine de ces lésions et des pistes pour protéger les régions corporelles correspondantes.

Méthode

Dans cette partie, deux analyses descriptives univariées ont été menées : une analyse de l'accident afin de mettre en évidence des mécanismes lésionnels et une analyse épidémiologique qui décrit les lésions, leur gravité et leur fréquence.

L'analyse de l'accident se focalise ici sur le scénario de l'accident qui décrit la succession des étapes de l'accident depuis le choc du 2RM jusqu'à l'impact au sol. Il se présente sous la forme d'une arborescence créée à partir de quatre facteurs : contact du 2RM, premier contact corporel de la victime, second contact corporel et troisième contact corporel. Cette analyse aborde également la notion de schéma d'accident où l'on retiendra 11 configurations d'impact entre le 2RM et l'obstacle. Les occurrences de chacune de ces 11 configurations sont présentées dans un tableau descriptif. Les occurrences des configurations d'impact permettront également de pondérer les résultats des simulations, de sorte à pouvoir comparer les résultats des simulations aux données récoltées par le biais des questionnaires.

L'analyse épidémiologique se présente sous forme de tableaux descriptifs de la nature des lésions (effectif, pourcentage et pourcentage cumulé) et d'un tableau descriptif des lésions associées (effectif et pourcentage colonne). Seules les lésions les plus fréquentes, correspondant à 90% des lésions par région corporelle, ont été utilisées pour la création des tableaux des associations lésionnelles. Pour les victimes admises dans le centre de traumatologie de Marseille, la classification de Magerl des lésions du rachis thoraco-lombaire a été ajoutée. Il s'agit d'une classification codant les lésions en 3 composants : A, B ou C contenant chacun des groupes et des sousgroupes. Le type A correspond à un mécanisme de compression. Le type B répond à un mécanisme de distraction des éléments postérieurs ou antérieurs. Le type C répond à un mécanisme de rotation surajouté au mécanisme des types précédemment décrits.







Les analyses accidentologique et épidémiologique ont été faites sur les 291 victimes d'un accident en 2RM admises dans les services d'accueil d'urgence vitale de Lyon et Marseille. Toutes les analyses ont été réalisées en fonction des gravités AIS et des sept régions corporelles lésées : tête et face, thorax, colonne, abdomen, bassin, membre inférieur et membre supérieur. Pour la suite, nous utiliserons le terme « tête » pour les lésions de la région tête et face. La répartition des victimes dans chaque échantillon est la suivante :

Tableau 1 : Répartition des victimes selon les régions corporelles lésées : effectifs et pourcentages de victimes ayant au moins une lésion dans la région corporelle indiquée

Région corporelle	n	%
Thorax	143	49,1
Membre inférieur	107	36,8
Tête et face	93	32,0
Membre supérieur	92	31,6
Colonne (thoracique et lombaire)	91	31,3
Bassin	55	18,9
Rachis Cervical	11	3,8







Résultats

Succession des chocs et régions lésées

Tête face

Le Tableau 2 présente la répartition des victimes d'un accident en 2RM ayant au moins une lésion à la tête.

Tableau 2 : Scénarios d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région tête (comprenant la face) en fonction de la gravité AIS 1+ et AIS 3+. Type d'accident, premier, second et troisième contact corporel.

1 ^{er} contact du 2RM	1 ^{er} contact de la	2 ^{ème} contact de la	3 ^{ème} contact de la	AIS1+	AIS3+
	victime	victime	victime		
Obstacle	Fossé/talus	Sol/chaussée		2	1
	Obstacle	Sol/chaussée		12	4
	Sol/chaussée			6	4
	Véhicule	Obstacle	Sol/chaussée	1	
		Sol/chaussée		1	
Piéton	Piéton	Sol/chaussée		2	2
Sol/chaussée	Obstacle	Sol/chaussée		2	2
	Sol/chaussée	Fossé/talus		2	1
		Véhicule	Véhicule	1	
				2	1
				10	2
Véhicule	Obstacle	Sol/chaussée		3	2
	Sol/chaussée	Obstacle	Obstacle	1	1
				7	4
	Véhicule	Fossé/talus	Sol/chaussée	2	1
		Obstacle	Sol/chaussée	1	
				2	1
		Sol/chaussée	Fossé/talus	1	1
				43	18
		Véhicule	Sol/chaussée	5	4
				3	1
NA	Obstacle	Obstacle	Sol/chaussée	1	
		Sol/chaussée		2	1
	Sol/chaussée	Obstacle		1	1
				1	
	Véhicule	Obstacle		1	1
		Sol/chaussée		2	1
				16	8

Les scénarios d'accidents les plus fréquents aboutissant à au moins une lésion au niveau de la tête sont :

- Un accident moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol (43 victimes dont 18 avec au moins une lésion AIS 3+).
- Un accident moto contre obstacle, suivi d'un impact corporel de la victime contre un obstacle, puis d'un second impact au sol (12 victimes dont 4 avec au moins une lésion AIS 3+).







Le premier scénario d'accident est également le scénario aboutissant aux lésions les plus graves (AIS 3+).

Le Tableau 3 présente les situations schématiques d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région tête en fonction des AIS 1+ et AIS 3+.

Tableau 3 : Schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région tête (comprenant la face) selon les AIS 1+ et AIS 3+

Schéma d'accident	AIS1+	AIS3+
Choc arrière contre l'avant du véhicule	4	2
Choc frontal contre l'arrière du véhicule	8	3
Choc frontal contre l'avant du véhicule	6	4
Choc frontal contre le côté du véhicule	28	13
Choc latéral contre l'avant du véhicule	11	6
Choc oblique contre le côté haut du véhicule	1	
Choc oblique contre le cote haut et bas du véhicule	6	3
Chute avant	11	4
Chute latérale	8	1
Chute sur la chaussée puis collision avec obstacle	1	1
Collision avec obstacle puis chute sur la chaussée	21	9
NA	28	16

La majorité des accidents en 2RM aboutissant à au moins une lésion dans la région tête en AIS1+ et AIS3+ se produisent lors :

- d'un choc frontal contre le côté du véhicule (28 victimes dont 13 ayant eu au moins une lésion à la tête de gravité AIS 3+),
- d'une collision avec obstacle puis chute sur la chaussée (21 victimes dont 9 ayant eu au moins une lésion à la tête de gravité AIS 3+).







Thorax

Le Tableau 4 présente la répartition des victimes d'un accident en 2RM ayant eu au moins une lésion dans la région du thorax selon le scénario d'accident.

Tableau 4 : Scénarios d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région thorax en fonction de la gravité AIS A+ et AIS 3+. Type d'accident, premier, second et troisième contact corporel.

1er contact du 2RM	1 ^{er} contact de la	2 ^{ème} contact de la	3 ^{ème} contact de la victime	AIS1+	AIS3+
	victime	victime			
Obstacle	Fossé/talus	Sol/chaussée		4	4
	Obstacle	Obstacle	Sol/chaussée	1	
		Sol/chaussée		11	9
	Sol/chaussée	Obstacle		3	2
				6	4
	Véhicule	Fossé/talus	Sol/chaussée	1	1
		Obstacle	Sol/chaussée	1	1
		Sol/chaussée		1	1
Sol/chaussée	Fossé/talus	Sol/chaussée		1	1
	Obstacle	Sol/chaussée		1	1
	Sol/chaussée	Fossé/talus		2	1
		Véhicule	Véhicule	1	1
				4	2
				7	3
	Véhicule	Sol/chaussée	Obstacle	1	1
				2	2
Véhicule	Obstacle	Sol/chaussée		2	2
	Sol/chaussée	Obstacle	Obstacle	1	
		Obstacle		1	
				7	7
	Véhicule	Fossé/talus	Sol/chaussée	1	1
		Obstacle	Sol/chaussée	3	2
				1	1
		Sol/chaussée	Fossé/talus	1	1
			Obstacle	2	1
				45	37
		Véhicule	Sol/chaussée	2	2
				2	1
NA	Obstacle	Sol/chaussée		1	1
	Sol/chaussée	Obstacle		1	1
				2	2
	Véhicule	Obstacle		1	1
		Sol/chaussée		2	1
				18	14

Les scénarios d'accidents les plus fréquents et également les plus graves aboutissant à au moins une lésion au niveau du thorax sont :

- Un accident moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol.







- Un accident moto contre obstacle, suivi d'un impact corporel de la victime contre un obstacle, puis d'un second impact au sol.

Le Tableau 5 présente les schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région du thorax en fonction des AIS 1+ et AIS 3+.

Tableau 5 : Schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région thorax selon les AIS 1+ et AIS 3+

Schéma d'accident	AIS1+	AIS3+
Choc arrière contre l'avant du véhicule	3	2
Choc frontal contre l'arrière du véhicule	6	4
Choc frontal contre l'avant du véhicule	11	9
Choc frontal contre le côté du véhicule	27	21
Choc latéral contre l'avant du véhicule	12	11
Choc oblique contre le cote haut et bas du véhicule	6	6
Chute avant	9	5
Chute latérale	14	11
Chute sur la chaussée puis collision avec obstacle	5	3
Collision avec obstacle puis chute sur la chaussée	19	15
NA	28	22

La majorité des accidents en 2RM aboutissant à au moins une lésion dans la région du thorax se produisent lors :

- d'un choc frontal contre le côté du véhicule (27 victimes dont 21 ayant eu au moins une lésion au thorax de gravité AIS 3+),
- d'une collision avec obstacle puis chute sur la chaussée (19 victimes dont 15 avec au moins une lésion au thorax de gravité AIS 3+),
- d'un chute latéral (14 victimes dont 11 avec au moins une lésion au thorax de gravité AIS 3+).







Colonne

Le Tableau 6 présente la répartition des victimes d'un accident en 2RM ayant au moins une lésion dans la région de la colonne vertébrale.

Tableau 6 : Scénarios d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région colonne en fonction de la gravité AIS A+ et AIS 3+. Type d'accident, premier, second et troisième contact corporel.

1 ^{er} contact du 2RM	1 ^{er} contact de	2 ^{ème} contact de	3 ^{ème} contact de	AIS1+	AIS3+
	la victime	la victime	la victime		
Obstacle	Fossé/talus	Sol/chaussée		4	
	Obstacle	Obstacle	Sol/chaussée	1	
		Sol/chaussée		2	1
	Sol/chaussée	Obstacle		2	
				5	2
	Véhicule	Fossé/talus	Sol/chaussée	1	
		Sol/chaussée		2	1
Sol/chaussée	Obstacle	Sol/chaussée		1	
	Sol/chaussée	Fossé/talus		1	
		Sol/chaussée		1	
		Véhicule		2	
				7	2
	Véhicule	Sol/chaussée	Obstacle	1	
				2	
Véhicule	Obstacle	Sol/chaussée		1	1
	Sol/chaussée	Obstacle	Obstacle	1	
				7	2
	Véhicule	Fossé/talus	Sol/chaussée	2	1
		Obstacle		1	
		Sol/chaussée	Fossé/talus	1	
			Obstacle	1	
				32	6
		Véhicule	Sol/chaussée	1	
NA	Obstacle	Sol/chaussée		1	
	Sol/chaussée	Obstacle		1	1
				1	
	Véhicule	Sol/chaussée		1	
				16	5

Le scénario d'accident le plus fréquent aboutissant à au moins une lésion au niveau de la colonne est :

- Un accident moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol (32 victimes dont 6 avec au moins une lésion AIS 3+).

Le Tableau 7 présente les schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région de la colonne en fonction des AIS 1+ et AIS 3+.

Tableau 7 : Schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région colonne selon les AIS 1+ et AIS







Schéma d'accident	AIS1+	AIS3+
Choc frontal contre l'arrière du véhicule	3	
Choc frontal contre l'avant du véhicule	12	1
Choc frontal contre le côté du véhicule	16	6
Choc latéral contre l'avant du véhicule	10	1
Choc oblique contre le cote haut et bas du véhicule	4	1
Chute arrière	1	1
Chute avant	8	1
Chute latérale	8	1
Chute sur la chaussée puis collision avec obstacle	3	1
Collision avec obstacle puis chute sur la chaussée	13	3
NA	21	6

La majorité des accidents en 2RM aboutissant à au moins une lésion dans la région de la colonne se produisent lors :

- d'un choc frontal contre le côté du véhicule (16 victimes dont 6 ayant eu au moins une lésion à la colonne de gravité AIS 3+),
- d'une collision avec obstacle puis chute sur la chaussée (13 victimes dont 3 avec au moins une lésion à la colonne de gravité AIS 3+),
- d'un choc frontal contre l'avant du véhicule (12 victimes dont 1 avec au moins une lésion à la colonne de gravité AIS 3+).







Abdomen

Le Tableau 8 présente la répartition des victimes d'un accident en 2RM ayant au moins une lésion dans la région de l'abdomen.

Tableau 8 : Scénarios d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région abdomen en fonction de la gravité AIS A+ et AIS 3+. Type d'accident, premier, second et troisième contact corporel.

1 ^{er} contact du 2RM	1 ^{er} contact de la	2 ^{ème} contact de la	3 ^{ème} contact de la	AIS1+	AIS3+
	victime	victime	victime		
Obstacle	Fossé/talus	Sol/chaussée		1	
	Obstacle	Sol/chaussée		4	2
		Véhicule	Fossé/talus	1	1
	Sol/chaussée			4	3
Sol/chaussée	Obstacle	Sol/chaussée		1	1
	Sol/chaussée	Sol/chaussée		1	
		Véhicule		3	2
				5	2
	Véhicule	Sol/chaussée	Obstacle	1	1
		Sol/chaussée		1	
Véhicule	Obstacle	Sol/chaussée		1	
	Sol/chaussée			5	1
	Véhicule	Fossé/talus	Sol/chaussée	1	1
		Obstacle	Sol/chaussée	3	1
				1	
		Sol/chaussée	Fossé/talus	1	
				27	11
		Véhicule	Sol/chaussée	1	
				1	1
NA	Obstacle	Sol/chaussée		1	
	Véhicule	Sol/chaussée		1	1
				12	7

Le scénario d'accident le plus fréquent aboutissant à au moins une lésion au niveau de l'abdomen est :

- Un accident moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol (27 victimes dont 11 avec au moins une lésion AIS 3+).

Le Tableau 9 présente les schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région de l'abdomen en fonction des AIS 1+ et AIS 3+.







Tableau 9 : Schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région abdomen selon les AIS 1+ et AIS

3+

Schéma d'accident	AIS1+	AIS3+
Choc arrière contre l'avant du véhicule	1	
Choc frontal contre l'arrière du véhicule	5	2
Choc frontal contre l'avant du véhicule	9	2
Choc frontal contre le côté du véhicule	10	6
Choc latéral contre l'avant du véhicule	7	1
Choc oblique contre le côté haut du véhicule	1	1
Choc oblique contre le cote haut et bas du véhicule	4	2
Chute avant	3	2
Chute latérale	4	2
Chute sur la chaussée puis collision avec obstacle	2	2
Collision avec obstacle puis chute sur la chaussée	9	5
NA	22	10

La majorité des accidents en 2RM aboutissant à au moins une lésion dans la région de l'abdomen se produisent lors :

- d'un choc frontal contre le côté du véhicule (10 victimes dont 6 ayant eu au moins une lésion à l'abdomen de gravité AIS 3+),
- d'une collision avec obstacle puis chute sur la chaussée (9 victimes dont 5 avec au moins une lésion à l'abdomen de gravité AIS 3+)
- d'un choc frontal contre l'avant du véhicule (9 victimes dont 2 avec au moins une lésion à l'abdomen de gravité AIS 3+).

La proportion de victime ayant eu au moins une lésion dans la région de l'abdomen avec un schéma d'accident choc arrière contre l'avant du véhicule est quasiment nulle.







Bassin

Le Tableau 10 présente la répartition des victimes d'un accident en 2RM ayant au moins une lésion dans la région du bassin.

Tableau 10 : Scénarios d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région bassin en fonction de la gravité AIS A+ et AIS 3+. Type d'accident, premier, second et troisième contact corporel.

1 ^{er} contact du 2RM	1 ^{er} contact de la	2 ^{ème} contact de la	3 ^{ème} contact de la	AIS1+	AIS3+
	victime	victime	victime		
Obstacle	Fossé/talus	Sol/chaussée		1	
	Obstacle	Sol/chaussée		1	1
	Sol/chaussée			1	1
	Véhicule	Sol/chaussée		1	1
Sol/chaussée	Obstacle	Sol/chaussée		1	1
	Sol/chaussée	Fossé/talus		1	1
		Sol/chaussée		1	
		Véhicule		1	1
				1	1
	Véhicule	Sol/chaussée		1	1
Véhicule	Obstacle	Sol/chaussée		1	
	Sol/chaussée			4	2
	Véhicule	Fossé/talus	Sol/chaussée	1	
		Obstacle	Sol/chaussée	2	1
		Sol/chaussée	Fossé/talus	3	1
			Véhicule	1	
				14	10
		Véhicule	Obstacle	1	1
			Sol/chaussée	1	1
				1	
	Véhicule	Sol/chaussée		2	1
NA				9	7

Le scénario d'accident le plus fréquent aboutissant à au moins une lésion au niveau du bassin est :

- Un accident moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol (14 victimes dont 10 avec au moins une lésion AIS 3+).

Le Tableau 11 présente les schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région du bassin en fonction des AIS 1+ et AIS 3+.







TRANSPORTS, DE L'AMÉNAGEMENT ET DES RÉSEAUX

Tableau 11 : Schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région bassin selon les AIS 1+ et AIS 3+

Schéma d'accident	AIS1+	AIS3+
Choc frontal contre l'arrière du véhicule	2	
Choc frontal contre l'avant du véhicule	6	5
Choc frontal contre le côté du véhicule	10	6
Choc latéral contre l'avant du véhicule	8	5
Choc oblique contre le côté bas du véhicule	1	1
Choc oblique contre le cote haut et bas du véhicule	2	1
Chute avant	5	3
Chute latérale	2	1
Collision avec obstacle puis chute sur la chaussée	4	3
NA	10	7

La majorité des accidents en 2RM aboutissant à au moins une lésion dans la région du bassin se produisent lors :

- d'un choc frontal contre le côté du véhicule (10 victimes dont 6 ayant eu au moins une lésion au bassin de gravité AIS 3+),
- d'un choc latéral contre l'avant du véhicule (8 victimes dont 5 avec au moins une lésion au bassin de gravité AIS 3+),
- d'un choc frontal contre l'avant du véhicule (6 victimes dont 5 avec au moins une lésion au bassin de gravité AIS 3+).

Les schémas d'accidents sont principalement frontaux ou latéraux.







Membre inférieur

Le Tableau 12 présente la répartition des victimes d'un accident en 2RM ayant au moins une lésion dans la région des membres inférieurs.

Tableau 12 : Scénarios d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région membre inférieur en fonction de la gravité AIS 1+ et AIS 3+. Type d'accident, premier, second et troisième contact corporel.

1 ^{er} contact du 2RM	1 ^{er} contact de la	2 ^{ème} contact de la	3 ^{ème} contact de la	AIS1+	AIS3+
	victime	victime	victime		
Obstacle	Fossé/talus	Sol/chaussée		4	2
	Obstacle	Obstacle	Sol/chaussée	1	1
		Sol/chaussée		5	3
	Sol/chaussée	Obstacle		1	1
				4	1
	Véhicule	Obstacle	Sol/chaussée	1	1
		Sol/chaussée		1	1
Sol/chaussée	Sol/chaussée	Véhicule	Véhicule	1	
				1	
				3	1
Véhicule	Sol/chaussée	Obstacle		2	1
				7	3
	Véhicule	Fossé/talus	Sol/chaussée	2	1
		Obstacle	Sol/chaussée	2	1
		Sol/chaussée	Fossé/talus	5	4
			Obstacle	1	
			Véhicule	1	1
				37	16
		Véhicule	Obstacle	1	
			Sol/chaussée	2	
			Sol/chaussée		1
				1	1
NA	Obstacle	Sol/chaussée		1	1
	Véhicule	Sol/chaussée		2	2
				15	12

Le scénario d'accident le plus fréquent aboutissant à au moins une lésion au niveau des membres inférieurs est :

- Un accident moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol (37 victimes dont 16 avec au moins une lésion AIS 3+).

Le Tableau 13 présente les schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région des membres inférieurs en fonction des AIS 1+ et AIS 3+.







Tableau 13 : Schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région membre inférieur selon les AIS 1+ et AIS 3+

Schéma d'accident	AIS1+	AIS3+
Choc arrière contre l'avant du véhicule	1	1
Choc frontal contre l'arrière du véhicule	5	1
Choc frontal contre l'avant du véhicule	12	8
Choc frontal contre le côté du véhicule	27	9
Choc latéral contre l'avant du véhicule	7	5
Choc oblique contre le côté bas du véhicule	2	
Choc oblique contre le cote haut et bas du véhicule	3	3
Chute avant	6	5
Chute latérale	8	4
Chute sur la chaussée puis collision avec obstacle	1	1
Collision avec obstacle puis chute sur la chaussée	12	6
NA	17	12

La majorité des accidents en 2RM aboutissant à au moins une lésion dans la région des membres inférieurs se produisent lors :

- d'un choc frontal contre le côté du véhicule (27 victimes dont 9 ayant eu au moins une lésion aux membres inférieurs de gravité AIS 3+),
- d'un choc frontal contre l'avant du véhicule (12 victimes dont 8 avec au moins une lésion aux membres inférieurs de gravité AIS 3+
- d'une collision avec obstacle puis chute sur la chaussée (12 victimes dont 6 avec au moins une lésion aux membres inférieurs de gravité AIS 3+).







Membre supérieur

Le Tableau 14 présente la répartition des victimes d'un accident en 2RM ayant au moins une lésion dans la région des membres supérieurs.

Tableau 14 : Scénarios d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région membre supérieur en fonction de la gravité AIS A+ et AIS 3+. Type d'accident, premier, second et troisième contact corporel.

1 ^{er} contact du 2RM	1 ^{er} contact de la	2 ^{ème} contact de la	3 ^{ème} contact de la	AIS1+	AIS3+
	victime	victime	victime		
Obstacle	Fossé/talus	Sol/chaussée		4	
	Obstacle	Sol/chaussée		5	
		Véhicule	Fossé/talus	1	
	Sol/chaussée	Obstacle		1	
				4	
	Véhicule	Sol/chaussée		1	
Piéton	Piéton	Sol/chaussée		1	
Sol/chaussée	Fossé/talus	Sol/chaussée		1	
	Sol/chaussée	Obstacle		1	
		Véhicule		1	
				6	1
	Véhicule	Sol/chaussée		1	
Véhicule	Obstacle	Sol/chaussée		2	
	Sol/chaussée			5	
	Véhicule	Fossé/talus	Sol/chaussée	2	
		Sol/chaussée	Fossé/talus	1	
			Obstacle	2	
				33	3
		Véhicule	Sol/chaussée	1	
				1	
NA	Obstacle	Sol/chaussée		1	
	Sol/chaussée			1	
	Véhicule	Obstacle		1	
		Sol/chaussée		1	1
				13	1

Le scénario d'accident le plus fréquent aboutissant à au moins une lésion au niveau des membres supérieurs est :

- Un accident moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol (33 victimes dont 3 avec au moins une lésion AIS 3+).

Le Tableau 15 présente les schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région des membres supérieurs en fonction des AIS 1+ et AIS 3+.







Tableau 15 : Schémas d'accidents des usagers en deux roues motorisés blessés dans la région membre supérieur selon les AIS 1+ et AIS 3+

Schéma d'accident	AIS1+	AIS3+
Choc arrière contre l'avant du véhicule	1	
Choc frontal contre l'arrière du véhicule	8	
Choc frontal contre l'avant du véhicule	10	2
Choc frontal contre le côté du véhicule	21	1
Choc latéral contre l'avant du véhicule	4	1
Choc oblique contre le cote haut et bas du véhicule	1	
Chute arrière	1	
Chute avant	1	
Chute latérale	13	1
Chute sur la chaussée puis collision avec obstacle	2	
Collision avec obstacle puis chute sur la chaussée	11	
NA	18	1

La majorité des accidents en 2RM aboutissant à au moins une lésion dans la région des membres supérieurs se produisent lors :

- d'un choc frontal contre le côté du véhicule (21 victimes dont 1 ayant eu au moins une lésion aux membres supérieurs de gravité AIS 3+),
- d'une chute latérale (13 victimes dont 1 ayant au moins une lésion AIS 3+)
- d'une collision avec obstacle puis chute sur la chaussée (11 victimes).

Résumé

Quelle que soit la région touchée, le scénario type d'accident est un accident moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol. Lorsque les régions du thorax et de la tête sont touchées un second scénario apparaît. Il s'agit d'un accident moto contre obstacle, suivi d'un impact corporel de la victime contre un obstacle, puis d'un second impact au sol.

Concernant les schémas d'accident, le choc frontal du 2RM contre le coté du véhicule est le schéma le plus fréquent quelle que soit la région étudiée. Le deuxième schéma d'accident le plus fréquent pour le tronc (abdomen, colonne, thorax) et la tête est la collision avec obstacle suivie d'une chute sur la chaussée. Pour le bassin et les membres inférieurs, il s'agit d'un choc latéral contre l'avant du véhicule.







INSTITUT FRANÇAIS DES SCIENCESET TECHNOLOGIES DES TRANSPORTS, DE L'AMÉNAGEMENT ET DES RÉSEAUX

Les lésions et les lésions associées par focus anatomique

Focus Tête + face

Au total 260 lésions dans la région de la tête ont été répertoriées, pour 93 victimes, soit une moyenne de 2,8 lésions par individu. Le Tableau 16 présente la nature et la localisation des lésions de la tête (y compris la face) en fonction de la gravité par occurrence, pourcentage et pourcentage cumulé.

Tableau 16 : Nature et localisation des lésions par gravité AIS : proportion, pourcentage et pourcentage cumulé des victimes d'un accident en 2RM souffrant au moins d'une lésion à la tête

Tête (face compris)	AIS1	AIS2	AIS3	AIS4	AIS5	Total	%	%cum
cerveau hémorragie sous arachnoîdienne		33	4			37	14,2	14,2
cerveau contusions		13	19			32	12,3	26,5
fracture maxillaire		19	10			29	11,2	37,7
contusion cutanée	18					18	6,9	44,6
fracture base			9	7		16	6,2	50,8
cerveau hématome sous dural			6	5	3	14	5,4	56,2
cerveau oedeme			4	3	5	12	4,6	60,8
fracture mandibule	4	7				11	4,2	65,0
cerveau hémorragie intra ventriculaire		6		3		9	3,5	68,5
fracture nez	7	2				9	3,5	71,9
cerveau hematome intra cerebelleux		1	1	3	3	8	3,1	75,0
cerveau pneumoencephalie			8			8	3,1	78,1
cerveau hématome extra dural				2	5	7	2,7	80,8
fracture orbite		7				7	2,7	83,5
plaies arrachement	6	1				7	2,7	86,2
cervelet hématome sous dural		4		1		5	1,9	88,1
fracture voûte		3	2			5	1,9	90,0
lésions vasculo nerveux		1	2		2	5	1,9	91,9
perte de connaissance		5				5	1,9	93,8
cervelet hémorragie sub arachnoidienne		2				2	0,8	94,6
fracture zygoma	1	1				2	0,8	95,4
plaie cutanée	1	1				2	0,8	96,2
tronc cerebral compression					2	2	0,8	96,9
hematome cervelet			1			1	0,4	97,3
cerveau lésion axonale diffuse				1		1	0,4	97,7
cervelet contusion			1			1	0,4	98,1
cervelet hematome intra cerebelleux				1		1	0,4	98,5
decollement rétine		1				1	0,4	98,8
lésion bouche	1					1	0,4	99,2
luxation articulation temporo mandibulaire		1				1	0,4	99,6
luxation dents	1					1	0,4	100,0
Total	39	108	67	26	20	260	100,0	







Les lésions de cette zone corporelle ont été classées avec un niveau de gravité de 1 à 5. 42% des lésions sont de gravité AIS 2 (108 lésions). 80% des lésions, toutes gravités confondues, sont des lésions cérébrales ou des fractures.

Le Tableau 17 présente le nombre et pourcentage de victime par lésion associée de gravité AIS 1+. Tous les individus ayant eu un hématome sous dural au niveau du cervelet et 40% des individus ayant eu une contusion au cerveau ont également eu une fracture maxillaire. 89% des individus ayant eu un hématome intra ventriculaire au cerveau ont également eu un hématome sous arachnoïdien au cerveau.







Tableau 17 : Nombre et pourcentage de victime par association lésionnelle AIS 1+ de la tête (y compris la face)

	cerveau	cerveau	cerveau	cerveau	cerveau	cerveau	cerveau	cerveau	cervelet	contusion	fracture	fracture	fracture	fracture	fracture
	contusions	HED	HIC	HSD	HIV	HSA	oedeme	pneumo	HSD	cutanée	base	mandibule	maxillaire	nez	orbite
								-encephalie							
cerveau HED	5 (15,6%)														
cerveau HIC	4 (12,5%)														
cerveau HSD	3 (9,4%)	1 (16,7%)	2 (25%)												
cerveau HIV	2 (6,3%)	0 (0%)	3 (37,5%)												
cerveau HSA	16 (50%)	4 (66,7%)	6 (75%)	8 (57,1%)	8 (88,9%)										
cerveau oedeme	6 (18,8%)	1 (16,7%)	1 (12,5%)	1 (7,1%)	3 (33,3%)	7 (18,9%)									
pneumoencephalie	5 (15,6%)	2 (33,3%)	2 (25%)	1 (7,1%)	0 (0%)	5 (13,5%)	1 (8,3%)								
cervelet HSD	5 (15,6%)	1 (16,7%)	1 (12,5%)	1 (7,1%)	0 (0%)	3 (8,1%)	2 (16,7%)	2 (25%)							
contusion cutanée	8 (25%)	4 (66,7%)	2 (25%)	3 (21,4%)	1 (11,1%)	7 (18,9%)	1 (8,3%)	3 (37,5%)	1 (20%)						
fracture base	6 (18,8%)	3 (50%)	1 (12,5%)	3 (21,4%)	2 (22,2%)	7 (18,9%)	3 (25%)	2 (25%)	2 (40%)	4 (23,5%)					
fracture mandibule	2 (6,3%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (14,3%)	2 (22,2%)	5 (13,5%)	4 (33,3%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (6,3%)				
fracture maxillaire	13 (40,6%)	2 (33,3%)	5 (62,5%)	5 (35,7%)	2 (22,2%)	12 (32,4%)	4 (33,3%)	5 (62,5%)	5 (100%)	3 (17,6%)	4 (25%)	1 (10%)			
fracture nez	2 (6,3%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (5,4%)	1 (8,3%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (11,8%)	1 (6,3%)	1 (10%)			
fracture orbite	2 (6,3%)	1 (16,7%)	1 (12,5%)	2 (14,3%)	0 (0%)	3 (8,1%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (11,8%)	3 (18,8%)	0 (0%)	2 (7,1%)		
fracture voûte	3 (9,4%)	1 (16,7%)	1 (12,5%)	1 (7,1%)	1 (11,1%)	4 (10,8%)	1 (8,3%)	2 (25%)	0 (0%)	4 (23,5%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (7,1%)	0 (0%)	
plaies arrachement	1 (3,1%)	0 (0%)	1 (12,5%)	1 (7,1%)	0 (0%)	3 (8,1%)	0 (0%)	1 (12,5%)	0 (0%)	1 (5,9%)	1 (6,3%)	0 (0%)	1 (3,6%)	3 (33,3%)	1 (14,3%)







Focus Thorax

Au total 213 lésions dans la région du thorax ont été répertoriées, pour 143 victimes, soit une moyenne de 1,5 lésion par individu. Le tableau 17 présente la nature et la localisation des lésions par gravité AIS et par proportion, pourcentage et pourcentage cumulé des victimes d'un accident en 2RM souffrant au moins d'une lésion au thorax. Le tableau 18 présente le nombre et pourcentage de victime par lésion associée de gravité AIS 1+ pour la région du thorax.

Tableau 18 : Nature et localisation des lésions par gravité AIS : proportion, pourcentage et pourcentage cumulé des victimes d'un accident en 2RM souffrant au moins d'une lésion au thorax

Thorax	AIS1	AIS2	AIS3	AIS4	AIS5	Total	%	%cum
contusion poumons unilatérale		40	22	1		63	21,7	21,7
fractures 3 côtes ou plus			57			57	19,7	41,4
contusion poumons bilatérale			21	18		39	13,4	54,8
pneumothorax		37		1		38	13,1	67,9
hemopneumothorax			24	2		26	9,0	76,9
fracture 1 côte	14					14	4,8	81,7
fracture sternum		9				9	3,1	84,8
fracture 2 côtes		7				7	2,4	87,2
hemothorax			5	2		7	2,4	89,7
volet costal unilatéral			2	4		6	2,1	91,7
plaie aorte thoracique				1	2	3	1,0	92,8
pneumomediastin		3				3	1,0	93,8
volet costal bilatéral					3	3	1,0	94,8
fractures multiples côtes sap		2				2	0,7	95,5
hemomediastin		2				2	0,7	96,2
hemopéricarde			2			2	0,7	96,9
lésion myocarde	1				1	2	0,7	97,6
contusion costale	1					1	0,3	97,9
contusion poumons sap			1			1	0,3	98,3
contusion sternum	1					1	0,3	98,6
lésion artère pulmonaire			1			1	0,3	99,0
lésion autre artère		1				1	0,3	99,3
lésion diaphragme		1				1	0,3	99,7
plaie veine pulmonaire			1			1	0,3	100,0
Total	17	102	136	29	6	290	100,0	

Les lésions thoraciques les plus fréquentes sont de gravité AIS 3 et de manière moindre de gravité AIS 2. Près de 85% des lésions thoraciques sont des contusions pulmonaires, des fractures des côtes, des pneumothorax et des hémo-pneumothorax.







INSTITUT FRANÇAIS DES SCIENCESET TECHNOLOGIES DES TRANSPORTS, DE L'AMÉNAGEMENT ET DES RÉSEAUX

Tableau 19 : Nombre et pourcentage de victime par association lésionnelle AIS 1+pour la région du thorax

	contusion poumons bilatérale (n=38)	contusion poumons unilatérale (n=63)	fracture 1 côte (n=14)	fracture 2 côtes (n=7)	fracture sternum (n=9)	fractures côtes >=3 (n=57)	hemopneumothorax (n=26)	hemothorax (n=7)
contusion poumons	0 (0%)							
unilatérale	0 (0,0)							
fracture 1 côte	4 (10,3%)	3 (4,8%)						
fracture 2 côtes	2 (5,1%)	3 (4,8%)	0 (0%)					
fracture sternum	4 (10,3%)	2 (3,2%)	1 (7,1%)	1 (14,3%)				
fractures côtes >=3	11 (28,2%)	26 (41,3%)	0 (0%)	0 (0%)	3 (33,3%)			
hemopneumothorax	10 (25,6%)	13 (20,6%)	1 (7,1%)	2 (28,6%)	2 (22,2%)	15 (26,3%)		
hemothorax	2 (5,1%)	3 (4,8%)	0 (0%)	1 (14,3%)	0 (0%)	4 (7%)	0 (0%)	
pneumothorax	8 (20,5%)	18 (28,6%)	2 (14,3%)	2 (28,6%)	2 (22,2%)	20 (35,1%)	0 (0%)	0 (0%)
volet costal unilatéral	2 (5,1%)	3 (4,8%)	0 (0%)	1 (14,3%)	2 (22,2%)	0 (0%)	4 (15,4%)	1 (14,3%)

Les lésions associées les plus observées sont la contusion pulmonaire unilatérale associée aux fractures de 3 côtes ou plus et la fracture du sternum associée aux fractures de 3 côtes ou plus. 40% des individus ayant eu une contusion des poumons unilatérale ont également eu des fractures de 3 côtes ou plus. 33% des individus ayant eu une fracture du sternum ont également des fractures de 3 côtes ou plus.







Focus Colonne CTL

Au total 270 lésions dans la région de la colonne thoracique et lombaire ont été répertoriées avec 91 victimes, soit une moyenne de 2,9 lésions dans la région de la colonne thoracique et lombaire par individu. Concernant la colonne cervicale, 11 lésions ont été répertoriées pour 11 individus, soit 1 lésion par individu. Le Tableau 20 présente la typologie et le nombre de lésions au niveau de la colonne vertébrale selon la gravité AIS. Le tableau 20 présente les lésions associées.

Tableau 20 : Nature et localisation des lésions de la colonne par gravité AIS

Colonne cervicale	AIS1	AIS2	AIS3	AIS4	AIS5	AIS6	Total	%	%cum
fracture apophyse transverse		12					12	26,1	26,1
étirement sans fracture ni luxation	5						5	10,9	37
fracture facette		5					5	10,9	47,8
fracture apophyse épineuse		4					4	8,7	56,5
luxation		4					4	8,7	65,2
contusion moelle			1	1		1	3	6,5	71,7
fracture corps vertébral		2	1				3	6,5	78,3
fractures multiples d'une vertèbre		3					3	6,5	84,8
lésion plexus brachial			2				2	4,3	89,1
contusion nerf		1					1	2,2	91,3
fracture lame		1					1	2,2	93,5
fracture odontoïde			1				1	2,2	95,7
fracture pédicule		1					1	2,2	97,8
fracture vertèbre		1					1	2,2	100
Total colonne cervicale	5	34	5	1	0	1	46	100	
Colonne thoracique									
fracture apophyse transverse		59					59	42,8	42,8
fracture corps vertébral		32	2				34	24,6	67,4
fracture apophyse épineuse		14					14	10,1	77,5
fractures multiples d'une vertèbre		13					13	9,4	87
fracture facette		7					7	5,1	92
fracture pédicule		4					4	2,9	94,9
fracture vertèbre		4					4	2,9	97,8
contusion moelle			1				1	0,7	98,6
fracture lame		1					1	0,7	99,3
luxation		1					1	0,7	100
Total colonne thoracique	0	135	3	0	0	0	138	100	
Colonne lombaire									
fracture apophyse transverse		56					56	65,1	65,1
fracture corps vertébral		9	3				12	14	79,1
fracture apophyse épineuse		7					7	8,1	87,2
fractures multiples d'une vertèbre		6					6	7	94,2
contusion moelle				1	1		2	2,3	96,5
étirement sans fracture ni luxation	1						1	1,2	97,7
fracture facette		1					1	1,2	98,8
luxation		1					1	1,2	100







INSTITUT FRANÇAIS DES SCIENCESET TECHNOLOGIES DES TRANSPORTS, DE L'AMÉNAGEMENT ET DES RÉSEAUX

Total colonne lombaire	1	80	3	1	1	0	86	100	
Cou									
plaie artère carotide interne			7	1			8	72,7	72,7
contusion cutanée	1						1	9,1	81,8
plaie	1						1	9,1	90,9
plaie artère carotide externe		1					1	9,1	100
Total cou	2	1	7	1	0	0	11	100	

Les lésions du rachis sont principalement de gravité lésionnelle AIS 2. La région thoracique est la zone de la colonne avec le plus de lésions tandis que les parties cervicales et lombaires présentent des lésions plus graves qui sont principalement des contusions de la moelle épinière.

Les lésions les plus fréquentes sont les fractures des apophyses transverses et épineuses ainsi que les fractures de vertèbres (corps vertébraux ou multiples). Elles représentent plus de 80% des lésions de la colonne. Les lésions survenues sur le cou sont peu fréquentes, il s'agit de contusions et de plaies.

Tableau 21 : Nombre et pourcentage de victime par association lésionnelle AIS 1+ pour la région de la colonne vertébrale

	contusion moelle (n=6)	étirement sans fracture ni luxation (n=6)	fracture apophyse épineuse (n=13)	fracture apophyse transverse (n=44)	fracture corps vertébral (n=35)	fracture facette (n=7)
étirement sans fracture ni						
luxation	1 (16,7%)					
fracture apophyse épineuse	0 (0%)	0 (0%)				
fracture apophyse transverse	1 (16,7%)	0 (0%)	6 (46,2%)			
fracture corps vertébral	1 (16,7%)	0 (0%)	7 (53,8%)	9 (20,5%)		
fracture facette	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	3 (6,8%)	1 (2,9%)	
fractures multiples d'une vertèbre	0 (0%)	0 (0%)	5 (38,5%)	12 (27,3%)	8 (22,9%)	2 (28,6%)

Les lésions associées les plus observées sont les fractures apophyses transverses avec les fractures multiples d'une vertèbre (12 victimes). Les fractures d'apophyse épineuse sont associées dans 54% des cas aux fractures de corps vertébral et 46% des cas aux fractures d'apophyses transverses. Concernant le cou, aucune association lésionnelle n'apparaît.

Le tableau 21 décrit le nombre de victimes ayant eu au moins une lésion AIS 1+ par localisation thoraco lombaire en fonction de la classification de Magerl. Il en ressort que la majorité des lésions sont du type A correspondant à un mécanisme de compression de type compression axiale.







INSTITUT FRANÇAIS DES SCIENCESET TECHNOLOGIES DES TRANSPORTS, DE L'AMÉNAGEMENT ET DES RÉSEAUX

Tableau 22 : Nombre de victimes ayant eu au moins une lésion AIS1+ par localisation thoraco-lombaire en fonction de la classification de Magerl

	A	В	C	Total
T1-T4	16	1	1	18
T5-T8	17	3	0	20
T9-T12	12	2	1	15
L1-L5	18	1	1	20
Total	63	7	3	73







Focus Abdomen + vicéral

Au total 116 lésions dans la région de l'abdomen ont été répertoriées, pour 80 victimes, soit une moyenne de 1,45 lésion par individu. Le Tableau 23 présente la nature et la localisation des lésions de l'abdomen en fonction des gravités AIS.

Tableau 23 : Nature des lésions de l'abdomen en fonction de la gravité AIS

Abdomen	AIS1	AIS2	AIS3	AIS4	Total	%	%cum
plaie rate		2	3	9	14	12,1	12,1
contusion rate		10	2		12	10,3	22,4
plaie reins		3	6	3	12	10,3	32,8
contusion foie		4	7		11	9,5	42,2
contusion glande surrenale	11				11	9,5	51,7
plaie foie		2	5	2	9	7,8	59,5
contusion cutanée	7				7	6,0	65,5
contusion reins		5	1		6	5,2	70,7
contusion mesentere		5			5	4,3	75,0
contusion testicules	5				5	4,3	79,3
contusion colon		4			4	3,4	82,8
hématome retropérineal		4			4	3,4	86,2
contusion scrotum	3				3	2,6	88,8
plaie cutanée	2	1			3	2,6	91,4
lésion artère iliaque			2		2	1,7	93,1
rupture muscle droit abdomen		2			2	1,7	94,8
contusion vessie		1			1	0,9	95,7
plaie artere mesentérique supérieure			1		1	0,9	96,6
plaie colon				1	1	0,9	97,4
plaie perinée	1				1	0,9	98,3
plaie veine iliaque			1		1	0,9	99,1
rupture duodenum			1		1	0,9	100,0
Total	29	43	29	15	116	100,0	

Les lésions de l'abdomen ont un niveau de gravité AIS qui varie de 1 à 4. Les principales zones lésées sont la rate, le foie et les reins. Notons que les contusions et les plaies sont les lésions qui apparaissent essentiellement sur la zone abdominale.

Le Tableau 24 présente le nombre d'individus par association lésionnelle dans la région de l'abdomen. Les résultats montrent parmi les victimes ayant eu au moins une lésion au niveau de l'abdomen, très peu ont eu une seconde lésion associée au niveau de l'abdomen.







INSTITUT FRANÇAIS DES SCIENCESET TECHNOLOGIES DES TRANSPORTS, DE L'AMÉNAGEMENT ET DES RÉSEAUX

Tableau 24 : Nombre et pourcentage de victime par association lésionnelle AIS 1+ pour la région de l'abdomen

				contusion						
	contusion	contusion	contusion	glande	contusion	contusion	contusion	contusion		
	colon	cutanée	foie	surrenale	rate	reins	scrotum	testicules	plaie foie	plaie rate
	(n=4)	(n=7)	(n=11)	(n=11)	(n=12)	(n=5)	(n=3)	(n=5)	(n=9)	(n=14)
contusion cutanée	0 (0%)									
contusion foie	1 (25%)	0 (0%)								
contusion glande surrenale	0 (0%)	0 (0%)	2 (18,2%)							
contusion mesentere	1 (25%)	0 (0%)	1 (9,1%)	1 (9,1%)						
contusion rate	0 (0%)	0 (0%)	2 (18,2%)	2 (18,2%)						
contusion reins	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (8,3%)					
contusion scrotum	0 (0%)	1 (14,3%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)				
contusion testicules	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)			
hématome retropérineal	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (20%)	0 (0%)	0 (0%)		
plaie cutanée	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (33,3%)	0 (0%)		
plaie foie	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	3 (27,3%)	1 (8,3%)	1 (20%)	0 (0%)	1 (20%)		
plaie rate	0 (0%)	0 (0%)	1 (9,1%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (11,1%)	
plaie reins	0 (0%)	1 (14,3%)	2 (18,2%)	3 (27,3%)	3 (25%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	3 (33,3%)	2 (14,3%)







Focus membres inférieurs et bassin

Au total 193 lésions dans la région des membres inférieurs (sauf bassin) ont été répertoriées, pour 107 victimes, soit une moyenne de 1,8 lésion par individu. 76 lésions dans la région du bassin ont été répertoriées, pour 55 victimes, soit une moyenne de 1,4 lésion par individu. Les lésions des membres inférieurs (bassin compris) sont détaillées dans le Tableau 25.

Tableau 25 : Nature des lésions des membres inférieurs en fonction de la gravité AIS

Membres inférieurs	AIS1	AIS2	AIS3	AIS4	Total	%	%cum
fracture fémur			52		52	26,9	26,9
fracture tibia		31	6		37	19,2	46,1
fracture péroné		24	2		26	13,5	59,6
plaies arrcht	6	11	3		20	10,4	69,9
fracture rotule		11			11	5,7	75,6
dermabrasions	9				9	4,7	80,3
fracture métatarse		6			6	3,1	83,4
entorse cheville	4				4	2,1	85,5
lésion articulation sous astragalienne	4				4	2,1	87,6
amputation				3	3	1,6	89,1
contusion nerf		3			3	1,6	90,7
fracture calcaneum		3			3	1,6	92,2
lésions musculaire		3			3	1,6	93,8
entorse ou luxation genou	1	1			2	1,0	94,8
fracture phalange	2				2	1,0	95,9
luxation tarso metatarsienne	2				2	1,0	96,9
contusion cutanées	1				1	0,5	97,4
fracture astragale		1			1	0,5	97,9
fracture cunéiforme		1			1	0,5	98,4
fracture os naviculaire		1			1	0,5	99,0
fracture pied		1			1	0,5	99,5
luxation métatarso phalangienne	1				1	0,5	100,0
Total	30	97	63	3	193	100	

Les lésions des membres inférieurs (sauf bassin) sont des lésions avec un niveau de gravité AIS entre 1 et 4 dont 97 occurrences avec un score de gravité AIS 2. Près de 60% de ces lésions sont des fractures du fémur, du tibia ou du péroné.

Pour la région du bassin, la fracture du bassin, soit de l'arc postérieur, est la lésion la plus fréquente (46 lésions) et celle qui atteint les niveaux de gravités les plus élevées (AIS 2 à 5). La fracture du cotyle, principalement de gravité AIS 2, représente environ 37% des lésions du bassin. On note que l'apparition de lésions au niveau du bassin est plus fréquente pour les cas d'accidents impliquant un 2RM de type « moto » que pour le « scooter ». Ceci pourrait s'expliquer par la forme proéminente du réservoir de la moto sur lequel le bassin vient impacter lors de l'accident.







Tableau 26 : Nombre et pourcentage de victime par association lésionnelle AIS 1+ pour la région des membres inférieurs

												lesion
												articulation
				entorse				fracture	fracture			sous
	amputation	contusion nerf	dermabrasions	cheville	fracture bassin	fracture cotyle	fracture femur	métatarse	péroné	fracture rotule	fracture tibia	astragalienne
	(n=3)	(n=3)	(n=9)	(n=4)	(n=46)	(n=28)	(n=48)	(n=3)	(n=24)	(n=9)	(n=33)	(n=3)
contusion nerf	0 (0%)											
dermabrasions	0 (0%)	0 (0%)										
entorse cheville	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)									
fracture bassin	0 (0%)	2 (66,7%)	1 (11,1%)	0 (0%)								
fracture cotyle	0 (0%)	2 (66,7%)	1 (11,1%)	0 (0%)	19 (41,3%)							
fracture femur	0 (0%)	1 (33,3%)	2 (22,2%)	1 (25%)	11 (23,9%)	10 (35,7%)						
fracture métatarse	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (3,6%)	1 (2,1%)					
fracture péroné	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	6 (13%)	4 (14,3%)	9 (18,8%)	1 (33,3%)				
fracture rotule	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (4,3%)	1 (3,6%)	5 (10,4%)	0 (0%)	3 (12,5%)			
fracture tibia	1 (33,3%)	1 (33,3%)	2 (22,2%)	0 (0%)	9 (19,6%)	8 (28,6%)	10 (20,8%)	2 (66,7%)	15 (62,5%)	2 (22,2%)		
lesion articulation												
sous astragalienne	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	
luxation hanche	0 (0%)	1 (33,3%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (4,3%)	2 (7,1%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (11,1%)	0 (0%)	0 (0%)
plaies arrcht	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (25%)	3 (6,5%)	3 (10,7%)	5 (10,4%)	2 (66,7%)	3 (12,5%)	1 (11,1%)	5 (15,2%)	1 (33,3%)







Les résultats du Tableau 26 montrent que très peu de victimes ont eu deux lésions à la fois au niveau des membres inférieurs. Comme pour de nombreuses régions articulaires, cette situation pose la question d'un effet fusible inhérent à la fracture osseuse qui est la plus souvent observée.

Toutefois, 35% des fracture du cotyle et 24% des fractures du bassin sont associées aux fractures du fémur. Comme nous l'avons vu précédemment, le schéma d'accident le plus important pour les traumatismes des membres inférieurs est l'impact frontal. De ce fait, nous pouvons penser que l'impact frontal engendre les associations lésionnelles : fracture du cotyle – fracture du fémur ou fracture du bassin – fracture du fémur. En effet, lors d'un impact frontal, le bassin peut heurter soit le guidon, soit le réservoir (des matériaux durs) qui seraient à l'origine des fractures du bassin, en particulier la fracture dites en open book et des fractures du fémur qui interviendraient alors dans la deuxième et troisième phase du choc lors du contact avec le véhicule ou de la chute au sol.







Focus membres supérieurs

Au total 156 lésions dans la région des membres supérieurs ont été répertorié, avec 92 victimes, soit une moyenne de 1,7 lésions par individu. Le Tableau 27 présente la nature et la localisation des lésions des membres supérieurs en fonction de la gravité AIS.

Tableau 27 : Nature et localisation des lésions des membres supérieurs en fonction de la gravité AIS

Membres supérieurs	AIS1	AIS2	AIS3	Total	%	%cum
fracture omoplate		28		28	17,9	17,9
fracture clavicule		25		25	16,0	34,0
fracture cubitus		13	6	19	12,2	46,2
fracture humérus		16		16	10,3	56,4
fracture radius		10	4	14	9,0	65,4
fracture distale radius ou cubitus		7	3	10	6,4	71,8
contusion cutanée	6	1		7	4,5	76,3
luxation acromio claviculaire		6		6	3,8	80,1
entorse ou luxation métacarpophalangienne	5			5	3,2	83,3
fracture carpe		5		5	3,2	86,5
fracture métacarpe		5		5	3,2	89,7
arrachement	1	2		3	1,9	91,7
luxation épaule		3		3	1,9	93,6
fracture main		2		2	1,3	94,9
fracture phalange	2			2	1,3	96,2
luxation sterno claviculaire	1	1		2	1,3	97,4
amputation pouce		1		1	0,6	98,1
lésion coude	1			1	0,6	98,7
luxation poignet	1			1	0,6	99,4
plaie nerf radial avec deficit moteur		1		1	0,6	100,0
Total	17	126	13	156	100,0	

Les lésions des membres supérieurs concernent principalement des lésions avec un score de gravité AIS 2. Les fractures sont les lésions les plus communes, dont 34% apparaissent sur les épaules (omoplate et clavicule) et 38% sur les os du bras (cubitus, humérus et radius).







INSTITUT FRANÇAIS DES SCIENCESET TECHNOLOGIES DES TRANSPORTS, DE L'AMÉNAGEMENT ET DES RÉSEAUX

Tableau 28 : Nombre et pourcentage de victime par association lésionnelle AIS 1+ pour la région des membres supérieurs

	contusion cutanée (n=7)	entorse ou luxation métacarpophalangienne (n=5)	fracture carpe (n=5)	fracture clavicule (n=25)	fracture cubitus (n17)	fracture distale radius ou cubitus (n=10)	fracture humérus (n=14)	fracture métacarpe (n=5)	fracture omoplate (n=27)	fracture radius (n=14)	lesion coude (n=1)
entorse ou luxation métacarpophalangienne	0 (0%)										
fracture carpe	1 (14,3%)	2 (40%)									
fracture clavicule	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)								
fracture cubitus	2 (28,6%)	2 (40%)	2 (40%)	1 (4%)							
fracture distale radius ou cubitus	2 (28,6%)	0 (0%)	1 (20%)	0 (0%)	8 (47,1%)						
fracture humérus	1 (14,3%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	2 (11,8%)	0 (0%)					
fracture métacarpe	1 (14,3%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (4%)	1 (5,9%)	2 (20%)	1 (7,1%)				
fracture omoplate	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	11 (44%)	2 (11,8%)	2 (20%)	1 (7,1%)	0 (0%)			
fracture radius	2 (28,6%)	2 (40%)	2 (40%)	1 (4%)	9 (52,9%)	3 (30%)	2 (14,3%)	2 (40%)	0 (0%)		
lésion coude	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	0 (0%)	
luxation acromio claviculaire	0 (0%)	1 (20%)	0 (0%)	0 (0%)	1 (5,9%)	0 (0%)	1 (7,1%)	1 (20%)	1 (3,7%)	2 (14,3%)	0 (0%)













Le Tableau 28 présente le nombre de victimes par association lésionnelle. 53% des victimes ayant eu une fracture du cubitus ont également eu une fracture du radius. 47% des individus ayant eu une fracture du cubitus ont également eu une fracture distale du radius. 44% des victimes ayant eu une fracture de clavicule ont également eu une fracture d'omoplate.

De plus, l'association lésionnelle entre les principales lésions des membres supérieurs (les fractures de l'omoplate, de la clavicule, du cubitus/radius et de l'humérus) et les fractures de côtes a été analysée. 68% des victimes ayant eu une fracture de la clavicule ont également eu une fracture des côtes. 64% des individus ayant eu une fracture de l'omoplate ont également eu une fracture costale. 63% des victimes ayant eu une fracture de l'humérus ont également eu une fracture des côtes. 65% des individus ayant eu une fracture du cubitus ou du radius ont également eu une fracture costale.

Ainsi l'interaction du bras et de l'avant-bras avec la cage thoracique produit une concentration du chargement appliqué qui est vulnérante pour les usagers de deux-roues motorisés accidentés.

Les victimes ayant eu au moins une lésion dans la région des membres supérieurs ont en majorité eu un accident moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol (33 victimes dont 3 avec au moins une lésion AIS 3+). Le schéma d'accident était principalement un impact frontal contre le côté du véhicule. De ce fait, nous pouvons penser que les lésions de l'épaule, du bras et de l'avant bras peuvent survouir lors de la chute au sol.

En résumé

<u>Les lésions de l'extrémité céphalique</u> font ressortir une très forte proportion de lésions de sévérité AIS 2. Il s'agit souvent de lésions multiples qui combinent lésions osseuses (surtout de la face) et hématomes. <u>Les lésions thoraciques les plus fréquentes</u> sont de gravité AIS 3. Les lésions associées les plus observées sont la contusion pulmonaire unilatérale associée aux fractures de côtes.

<u>Les lésions du rachis</u> sont principalement de gravité lésionnelle AIS 2. La région thoracique est la zone de la colonne avec le plus de lésions (fractures des apophyses) tandis que les parties cervicales et lombaires présentent des lésions plus graves, principalement des contusions de la moelle épinière. <u>Les lésions des membres inférieurs et du bassin</u> peuvent être des fractures très sévère (arc postérieur) ou des lésions de moindre gravité (cotyle), ce qui souligne la complexité des mécanismes de blessure avec parfois des lésions associées, mais à l'évidence des blessures survenant lors des différentes phases du traumatisme. <u>Les lésions de l'abdomen</u> sont de sévérité très variées, avec une implication significative des organes nobles tels que la rate, le foie et les reins. <u>Les lésions des membres supérieurs</u> se caractérisent essentiellement par des lésions de type AIS2 qui sont des fractures osseuses des os long et des région articulaires (en particulier l'épaule).













Tâche 4.2 : Identification de facteurs de risque ou de sévérité

Objectifs

De nombreuses situations présentant des mécanismes de blessure équivalents se traduisent par des sévérités de blessure différentes. L'enjeu de cette tâche est d'identifier certains éléments susceptibles d'expliquer ces nuances. Ces facteurs de risque seront recherchés du point de vue des constantes physiologiques, de certains aspects morphologiques et éventuellement du côté des conditions de production du traumatisme à partir des données patients collectées ci-avant. De même des analyses de sensibilité effectuées sur nos modèles numériques de traumatismes seront utilisées pour apporter une analyse comparative au regard du modèle de référence et compléter ainsi l'analyse de ces facteurs de risque.

Distribution et sévérité des impacts corporels selon les scénarios d'accident types

Le but de cette section est de chiffrer le risque lésionnel encouru lors de l'impact de l'usager de deux-roues motorisé en fonction de différents paramètres liés à l'orientation de l'impact sur un véhicule qu'il vient percuter ainsi que liés à la vitesse ou à la corpulence de l'usager.

Cette partie présente le calcul de la cinématique de l'usager 2RM pendant l'accident, c'est-à-dire la reproduction de la trajectoire du conducteur après le choc entre la moto et le véhicule à une vitesse et une orientation données. Cette reconstruction est réalisée avec un logiciel de simulation multi-corps (logiciel Madymo®, l'abréviation de Mathematical Dynamic Models). Ce code de calcul, basé sur la résolution de systèmes multi corps, est leader dans son domaine et est fréquemment utilisé pour évaluer la sécurité des occupants. Le principe de résolution de systèmes multi-corps est de définir un ensemble de corps rigides représentés par des ellipsoïdes et reliés entre eux par des joints cinématiques. A la différence des éléments finis, le contact entre les corps ne se fait pas par déformation des surfaces, mais par une fonction de pénétration d'une surface par rapport à l'autre (en général une force en fonction du déplacement). Le temps de calcul de cette approche multi-corps est fortement réduit par rapport à la simulation éléments finis, ce qui permet de définir un grand nombre de scénarios d'accident. Par ailleurs, un modèle multi corps du corps humain pouvant être mise à l'échelle « scalable » est disponible, permettant d'adapter la taille et la masse du modèle à celles de la victime, ici du conducteur du 2RM.

Le modèle de véhicule développé dans le cadre du présent projet est réalisé en utilisant des ellipsoïdes de telle manière que la géométrie du véhicule soit respectée. Les fonctions de la force de contact utilisées sur chaque partie de la voiture (capot, pare-brise etc.) sont extraites des données de Martinez et al., 2007 (Martinez et al., 2007). Cette approche multi-corps permet non seulement de définir le point d'impact de chaque partie du corps,













notamment de la tête au moment de l'impact de celle-ci contre une partie du véhicule, mais permet également de calculer les vitesses juste avant impact.

Modélisation multi corps de l'usager 2RM

Pour l'étude paramétrique réalisée dans le cadre de ce projet, le modèle multi-corps représentant l'usager 2RM adulte est le modèle TNO implémenté dans le logiciel. Ce modèle a été développé par TNO en 2001. Il est décrit dans les études de Hoof et al. (2003) (Van Hoof et al., 2003) ainsi que De Lange et al. (2005) (De Lange R. et al., 2005). Le modèle consiste en 64 ellipsoïdes attachés à 52 corps rigides. Ces corps rigides sont liés entre eux par des liaisons cinématiques, tels que des joints sphériques de révolution et de translation, comme le montre la Figure 1. Le modèle moyen correspond au 50th percentile male. La mise à l'échelle se fait par l'outil GEBOD. Le choix de trois corpulences a été fait pour une taille de 176 cm correspondant à des IMC (Indice de Masse Corporel) de 19, 24 et 32 soit une masse de 59 kg, 74 kg et 99 kg.

Les valeurs inertielles des différents segments du corps sont issues de l'étude de Schneider *et* al. (1983) (Schneider et al., 1983). Les raideurs au niveau des liaisons proviennent de résultats obtenus à travers des tests sur volontaires et sur cadavres.

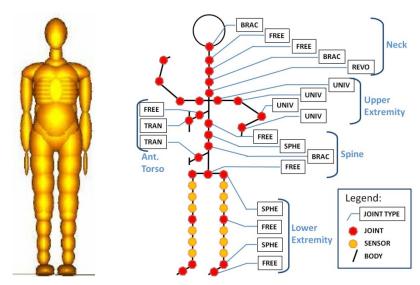


Figure 1: TNO pedestrian model and representation of kinematic joints

Modélisation du véhicule

La modélisation multi corps du véhicule a été réalisée à partir de la CAO du véhicule définie dans trois plans. Les ellipsoïdes sont alors ajustés aux surfaces du véhicule comme le montre la Figure 3. Chaque surface du véhicule modélisé est représentée par un corps rigide, un ellipsoïde et une caractéristique de contact. Ainsi les propriétés des surfaces sont totalement indépendantes.













Le type de véhicule choisi dans le cadre du présent projet est un véhicule urbain GeoMetro. Ce véhicule a été choisi car il représente un modèle générique de véhicule petite taille et qu'un modèle numérique développé sous LSDYNA par le NCAC (National Crash Analysis Center) est disponible dans le domaine public.

Les fonctions de contact du pare choc, du parebrise et du capot utilisées pour réaliser les impacts du piéton contre le véhicule sont illustrées en Figure 2.

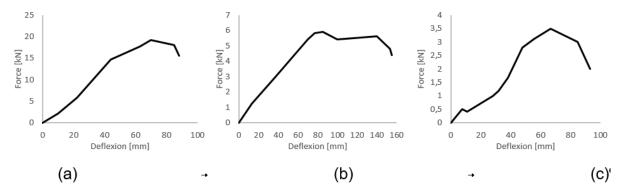


Figure 2 : Exemples de courbes Force-Déflection du pare choc (a), du capot (b) et du pare-brise (c).

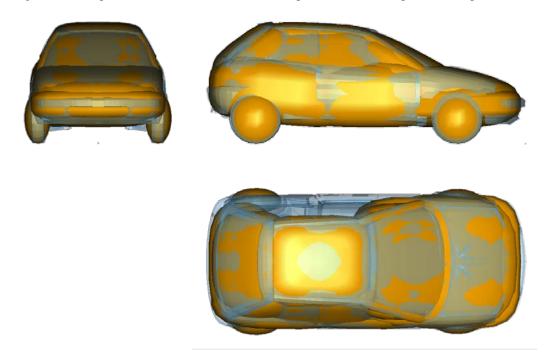


Figure 3 : Superposition multi corps de la voiture par des ellipsoïdes avec la CAO du véhicule.

Modélisation des deux-roues motorisés

Pour cette étude, deux types de deux-roues motorisés ont été modélisés : une moto style sport et un scooter, comme illustré dans la Figure 4. La masse de la moto est de 165 kg et celle du scooter est de 125 kg. Le modèle d'enfoncement de fourche est basé sur les travaux de Thierry Serre (Serre, 2015).

















Figure 4 : Scooter style.("scooter-center," n.d.) (à gauche), Sport style.("10 Great Beginner Motorcycles to Get You Started," 2013) (à droite).

La Figure 5 représente la superposition des ellipsoïdes de la moto et du scooter avec les géometries respectives.

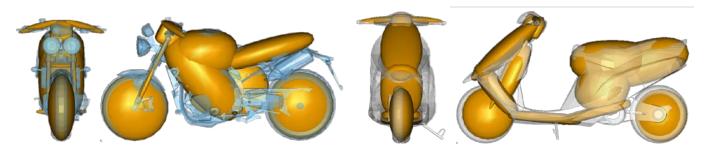


Figure 5 : Superposition des ellipsoïdes de la moto et du scooter sur les CAO respectifs.

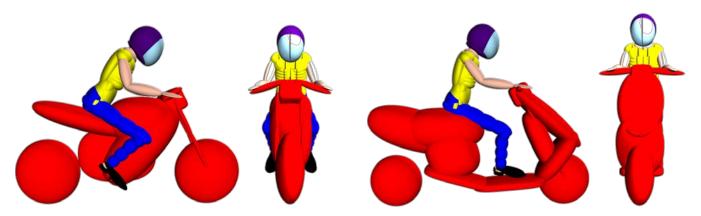


Figure 6 : Illustration de la position de l'usager 2RM sur la moto (à gauche) et le scooter (à droite).

Définition des simulations multi corps réalisées

L'objectif de cette section est de calculer la cinématique du conducteur de deux-roues motorisé en situation d'accident avec un véhicule urbain en variant la vitesse du 2RM, son orientation par rapport au véhicule ainsi que la corpulence du conducteur en considérant deux types de deux-roues motorisés. Pour chaque cas, les conditions d'impact des principales parties du corps sont extraites en termes de localisation d'impact, de force de contact ainsi que de vitesse. Ces données de sortie sont traitées en particulier pour la tête en termes de vitesse normale et vitesse













tangentielle ainsi que de vitesse angulaire juste avant impact sur le véhicule ainsi que sur le sol afin de reconstruire le trauma crânien avec le modèle par éléments finis de la tête humaine.

La Figure 7 illustre l'étude paramétrique avec l'ensemble des paramètres qui ont été utilisés. Ainsi, trois types d'usager avec un IMC de 19, 24 et 32 d'une taille de 176 cm, deux types de deux-roues motorisé (une moto type sport et un scooter), huit orientations du deux-roues motorisé (2 chocs frontal-latéral, 4 chocs obliques, 1 choc frontal-frontal et 1 choc frontal-arrière), et deux vitesses du 2RM (50 km/h et 70 km/h). Pour l'ensemble de ces simulations, la vitesse initiale de la voiture est fixée à 15 km/h.

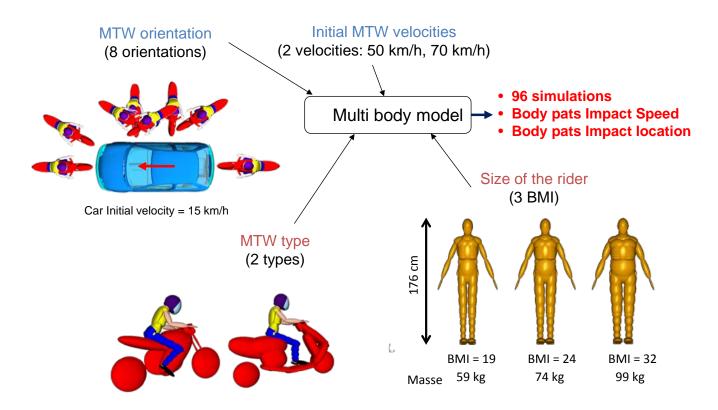


Figure 7 : Illustration des différents paramètres étudiés pour l'étude.

Un script programmé en langage Python a été utilisé pour extraire les conditions d'impact du modèle multi-corps humain notamment de la tête en termes de vecteur vitesse ainsi que de localisation du point d'impact, comme illustrée en Figure 8.













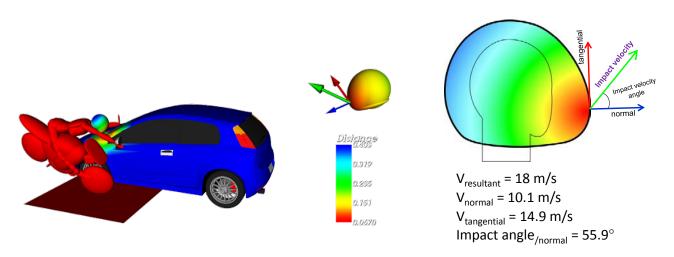


Figure 8 : Illustration de l'extraction de la localisation du point d'impact ainsi que le vecteur vitesse appliqué à la tête.

Pour chaque simulation, la détermination du minutage du contact se fait par l'utilisation des données de sorties de la force de contact de la tête qui a été au préalable définie dans le modèle. Le premier pic correspond au contact de la tête sur le sol, comme illustré en Figure 9. Le temps juste avant contact se déduit en cherchant avant le point où la force est nulle.

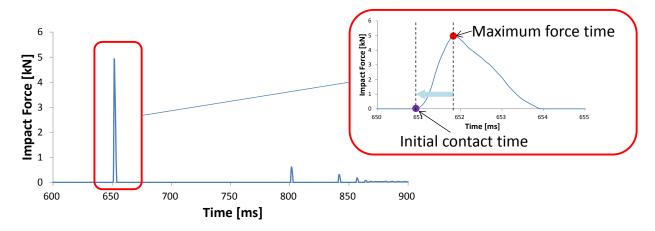


Figure 9 : Exemple d'une courbe de force de contact tête provenant d'une simulation.

La détermination du point de contact sur la tête se fait par un module de détection du point le plus proche entre deux surfaces, comme le montre la Figure 10. Ce point est ensuite tracé sur un diagramme 2D représentant la tête. Ce point de contact permet d'obtenir la normale à la surface. Nous projetons ainsi le vecteur vitesse sur la composante normale et calculons la composante tangentielle.













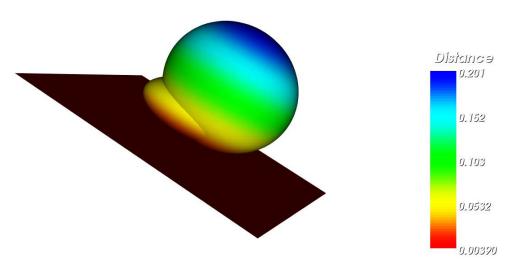


Figure 10 : Représentation de la détection du point le plus proche entre deux surfaces.

Etant donné que l'impact sur la tête correspond plus à une zone qu'à un point, chaque zone d'impact est discrétisée en 25 pixels (5 en largeur et 5 en hauteur) centrée au point d'impact, comme illustré en Figure 11. Ainsi, par défaut, le poids de chaque pixel vaut 1 et lorsqu'il y a superposition des zones le poids des pixels en commun est augmenté du nombre de superposition. Par exemple lorsqu'il y a un pixel commun à trois zones, le poids vaut 3, s'il est commun à deux zones, le poids vaut 2. On peut ainsi avoir une répartition des impacts de manière plus lisible puisqu'on obtient une carte de densité de d'impact.

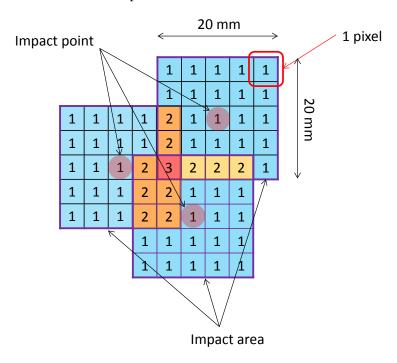


Figure 11 : Représentation de la discrétisation en zone pour l'affichage des données sur le diagramme.













Cette méthode est également appliquée en termes de vitesse et d'angle d'impact en considérant comme poids de chaque pixel, la moyenne des valeurs correspondant à la superposition de zones d'impact.

Résultats des simulations multi corps

La Figure 12 représente la proportion d'accident par segments corporel en fonction du scénario d'accident, c'est-àdire choc frontal-frontal (head-on), frontal-arrière (rear-end), oblique (oblique) et frontal latéral (head-on-side). On peut ainsi remarquer que la tête est plus souvent impactée pour les situations de choc frontal-latéral (59%) contre 18% en oblique, 14% en frontal-frontal et 9 % en choc frontal-arrière.

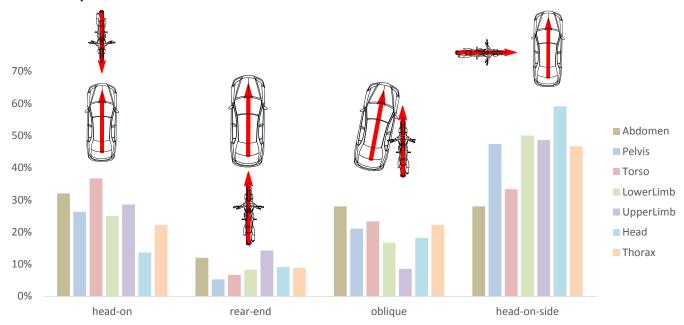


Figure 12 : Proportion des impacts par segments humain en fonction du scénario d'impact provenant de la base de données d'accidents recueillis dans le cadre du présent projet.

Pour l'ensemble des 96 simulations, nous avons extrait les points d'impacts des principaux segments corporels à savoir l'abdomen, la tête, les membres inférieurs, les membres supérieurs, le thorax et le pelvis. Les Figure 13 et Figure 14 montrent la fréquence cumulée du moment auquel le contact des parties du corps sur la voiture et sur le sol apparait.

Le temps médian, c'est-à-dire le temps pour 50% des simulations d'accidents virtuels, a été extrait pour chaque organe en pondérant les données avec les scénarios d'accidents de la base de données du projet Secu2RM.

Tableau 29 : Valeurs médiane des temps de contact de chaque partie corporelle sur la voiture et sur le sol.

Car Co	ntact	Road C	ontact
LowerLimb	82 ms	Head	819 ms
UpperLimb	93 ms	LowerLimb	845 ms
Head	102 ms	Abdomen	901 ms













Thorax	124 ms	Thorax	903 ms
Abdomen	132 ms	UpperLimb	911 ms
Pelvis	190 ms	Pelvis	1003 ms

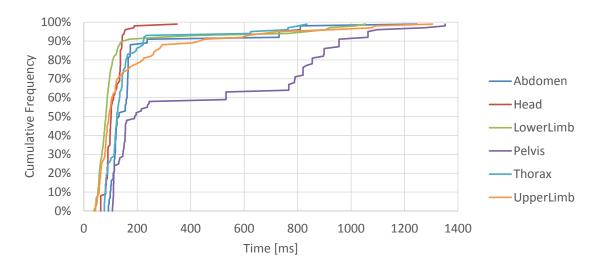


Figure 13 : Représentation de la fréquence cumulée du moment auquel le contact des parties du corps sur la voiture apparait.

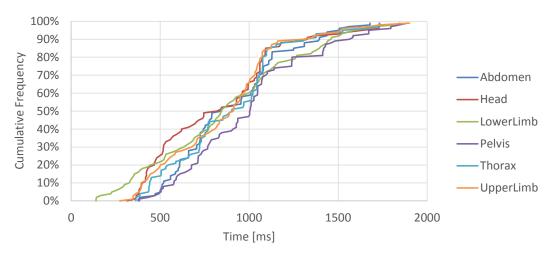


Figure 14 : Représentation de la fréquence cumulée du moment auquel le contact des parties du corps sur le sol apparait.

Si on ne considère pas les membres inférieurs et supérieurs, on observe que la tête impacte en premier que ce soit sur la voiture ou au sol et que le pelvis touche en dernier. En revanche, sur la voiture, le thorax est en contact avant l'abdomen et sur la route, c'est l'inverse.

La Figure 2 montre des exemples de cinématique pour différentes configurations. On peut voir les impacts tête véhicule et les impacts tête sol.











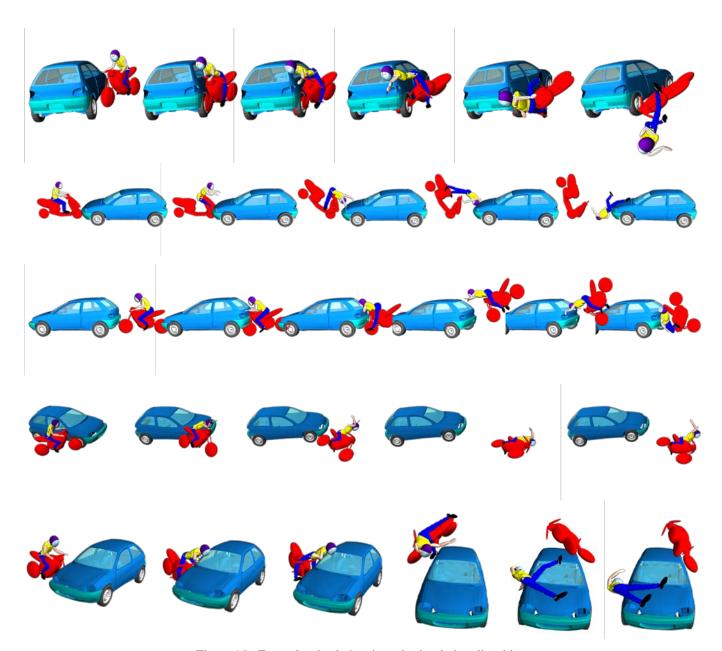


Figure 15 : Exemples de cinématique de simulation d'accident.

La Figure 16 représente la répartition des contacts pour l'ensemble des simulations avec une représentation de la densité d'impact, c'est-à-dire une représentation du nombre de simulation dans laquelle la zone étudiée a été en contact soit avec le véhicule soit avec le sol : le rouge représente une région où il y a une grande densité de contact et le bleu une très faible densité de contact. On observe que les régions les plus souvent touchées lors du contact avec la voiture sont la face, le thorax et l'épaule ainsi que les membres inférieurs et supérieurs. En revanche, sur le sol, la répartition est plus diffuse spécialement au niveau de la tête ainsi que sur le thorax et le pelvis. La Figure 17 montre les parties du corps impactées avec l'intensité du chargement en termes de force. Ainsi on observe par exemple que sur la partie thoracique, la densité d'impact est plus importante au centre, mais les efforts sont plus faibles qu'à la base du cou.













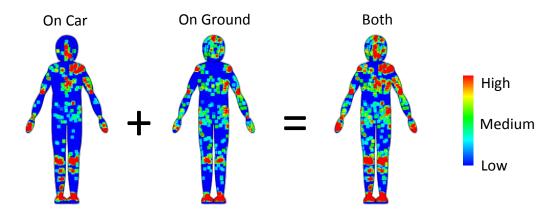


Figure 16 : Répartition des points de contact sur l'ensemble du corps pour toutes simulations confondues en termes de densité.

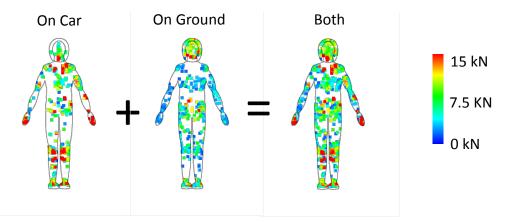


Figure 17 : Répartition des points de contact sur l'ensemble du corps pour toutes simulations confondues en termes de force.

Le Tableau 30 indique que dans 90% des simulations multicorps, le corps a impacté le véhicule avec une force supérieure à 2 kN et 5.5 kN dans 50% des cas. Au niveau de la tête, les forces de contact les plus importantes se situent au niveau de la mentonnière. Concernant le contact au sol, de la même manière, le Tableau 30 rapporte que dans 90% des cas la tête impacte le sol avec une force d'au moins 3.5 kN, alors que les autres parties du corps ont une valeur seuil d'un peu moins de 2 kN. Pour ces impacts au niveau de la tête, on observe des forces importantes au niveau de la mentonnière mais également au vertex.













Tableau 30 : Valeurs seuils en termes de forces de contact des différentes parties du corps sur le véhicule et sur le sol pour 90% des simulations et 50% des simulations.

Contact	Proportion de simulation	Tête	Abdomen	Thorax	Pelvis	Membres Sup	Membre Inf.
Sur	90%	2390 N	2581 N	2421 N	2281 N	1971 N	2265 N
véhicule	50%	6380 N	5573 N	5602 N	6444 N	8469 N	7344 N
Au Sol	90%	3498 N	1938 N	1703 N	2118 N	1853 N	1719 N
Au 501	50%	8664 N	5531 N	2530 N	4420 N	3637 N	2436 N

La Figure 18 montre la répartition des zones de contact de chaque partie du corps avec la voiture et le sol ainsi que les forces mises en jeu en fonction du scénario d'accident. Ainsi on observe que parmi les accidents virtuels simulés, c'est dans la configuration où le 2RM impacte frontalement le coté de la voiture que les épaules sont plus touchées avec une force de contact importante. En revanche, en choc sur l'arrière, la tête impacte la partie frontale voire le vertex avec une force de contact comprise entre 6 kN et 18 kN pour 50% des cas. La Figure 19 représente la répartition des valeurs de force de contact extraites des simulations en termes de « Box Plot ».

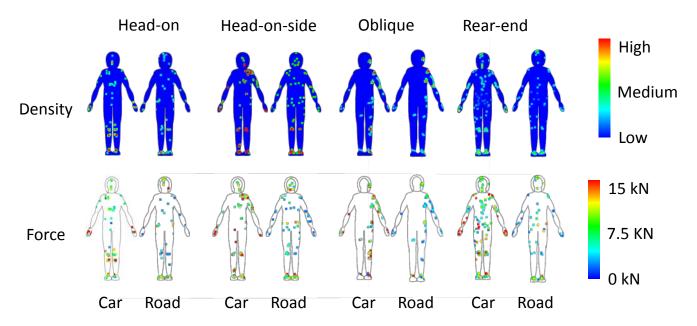


Figure 18 : Répartition des points de contact sur l'ensemble du corps pour toutes simulations confondues en termes de densité et de force en fonction des scénarios.













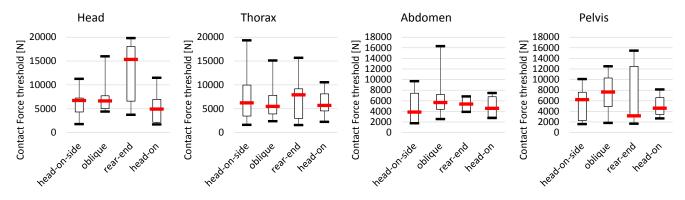


Figure 19 : Répartition des valeurs de force de contact des différentes parties du corps sur le véhicule en « Box Plot » en fonction du scénario d'accident.

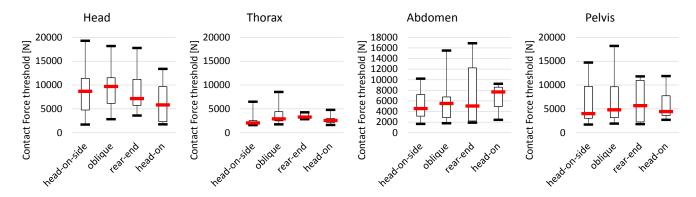


Figure 20 : Répartition des valeurs de force de contact des différentes parties du corps sur le sol en « Box Plot » en fonction du scénario d'accident.

Le même type d'analyse a été fait en fonction de l'indice de masse corporelle de l'usager. Les Figure 23 et Figure 24 montrent la répartition des impacts ainsi que des forces de contact et la répartition statistique des valeurs des simulations. Pour le contact avec la voiture, l'IMC influe peu la localisation des zones de contact. En revanche, on peut voir des différences nettes au niveau des forces, notamment au niveau du thorax et pelvis, puisque dans 25% des simulations la force est supérieure à 14kN pour un IMC de 32 alors que pour un IMC de 19 elle ne dépasse pas 10 kN pour le thorax.

Les Figure 21 et Figure 22 donnent la répartition des vitesses d'impact de chaque partie du corps en fonction des configurations d'impact sur la voiture et au sol respectivement. Pour la tête, on voit clairement que dans 100% des cas reconstruits, la vitesse d'impact est supérieure à 7.5 m/s en configuration fronto-latérale. En ce qui concerne le thorax, dans 50% des cas, la vitesse d'impact est supérieure à 8 m/s dans toutes les configurations exeptée en choc frontal. Sur le sol, la configuration d'impact dans laquelle on observe les vitesses d'impact les plus élevées est la configuration oblique, pour toutes les parties du coprs.











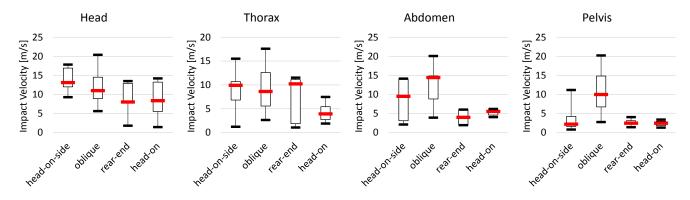


Figure 21 : Répartition des valeurs de vitesse d'impact des différentes parties du corps sur le véhicule en « Box Plot » en fonction du scénario d'accident.

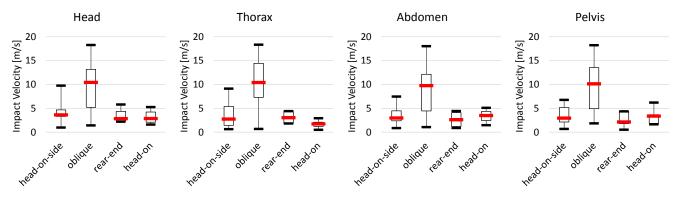


Figure 22 : Répartition des valeurs vitesse d'impact des différentes parties du corps sur le sol en « Box Plot » en fonction du scénario d'accident.

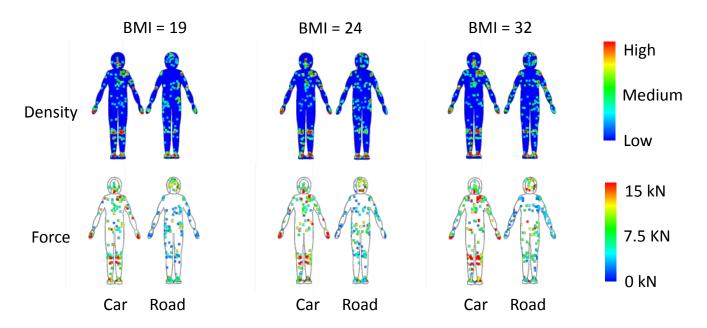


Figure 23 : Répartition des points de contact sur l'ensemble du corps pour toutes simulations confondues en termes de densité et de force en fonction IMC.













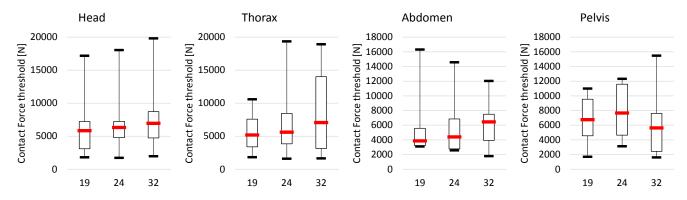


Figure 24 : Répartition des valeurs de force de contact des différentes parties du corps sur le véhicule en « Box Plot » en fonction de l'IMC.

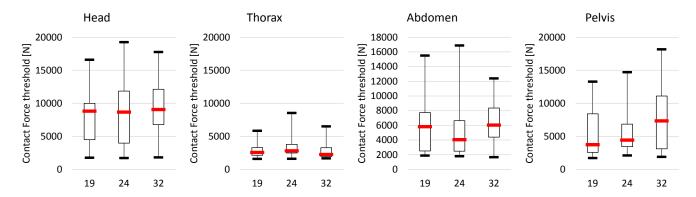


Figure 25 : Répartition des valeurs de force de contact des différentes parties du corps sur le sol en « Box Plot » en fonction de l'IMC.

Les Figure 26 et Figure 27 donnent la répartition des vitesses d'impact de chaque partie du corps en fonction des Indices de Masse Corporel (IMC) sur la voiture et au sol respectivement. On remarque que l'IMC influe peu sur les vitesses d'impact, notament lors des contact sur la voiture.

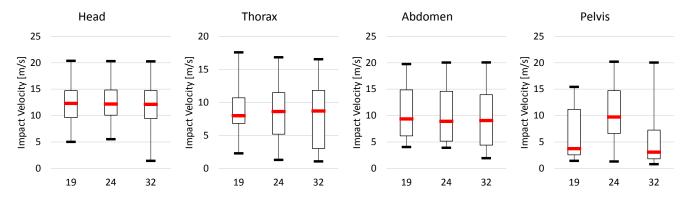


Figure 26 : Répartition des valeurs de Vitesse d'impact des différentes parties du corps sur le véhicule en « Box Plot » en fonction de l'IMC.













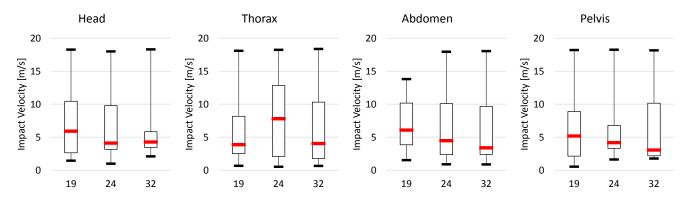


Figure 27 : Répartition des valeurs de Vitesse d'impact des différentes parties du corps sur le sol en « Box Plot » en fonction de l'IMC.

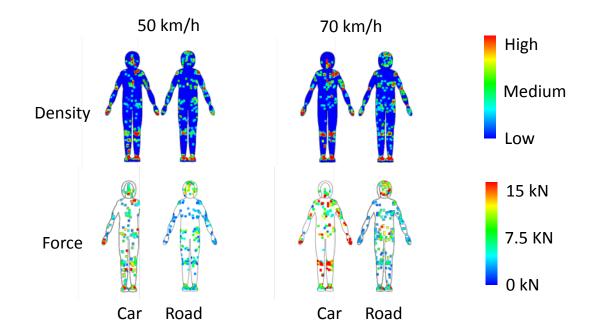


Figure 28 : Répartition des points de contact sur l'ensemble du corps pour toutes simulations confondues en termes de densité et de force en fonction des vitesses de la 2RM.

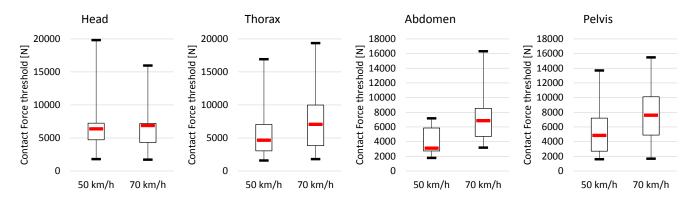


Figure 29 : Répartition des valeurs de force de contact des différentes parties du corps sur le véhicule en « Box Plot » en fonction de la vitesse du 2RM













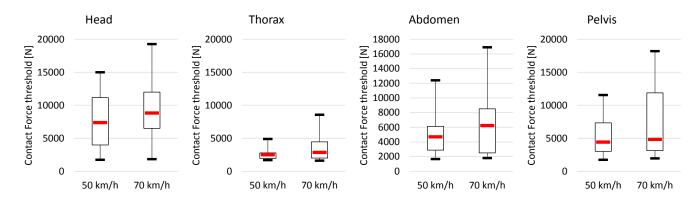


Figure 30 : Répartition des valeurs de force de contact des différentes parties du corps sur le sol en « Box Plot » en fonction de la vitesse du 2RM.

Les Figure 31 et Figure 32 donnent la répartition des vitesses d'impact de chaque partie du corps en fonction de la vitesse du 2RM, sur la voiture et au sol respectivement.

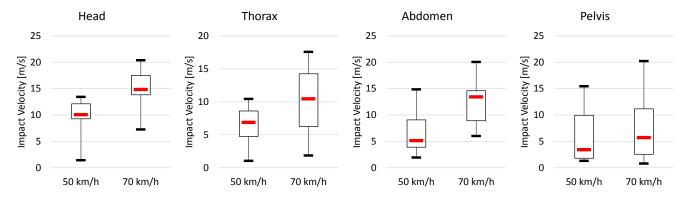


Figure 31 : Répartition des valeurs de vitesse d'impact des différentes parties du corps sur le véhicule en « Box Plot » en fonction de la vitesse du 2RM

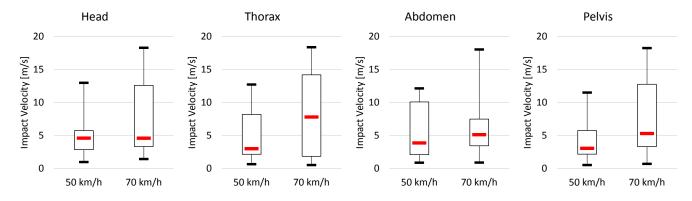


Figure 32 : Répartition des valeurs de vitesse d'impact des différentes parties du corps sur le sol en « Box Plot » en fonction de la vitesse du 2RM











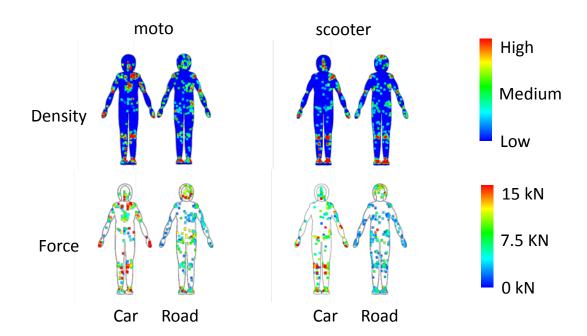


Figure 33 : Répartition des points de contact sur l'ensemble du corps pour toutes simulations confondues en termes de densité et de force en fonction du type de 2RM.

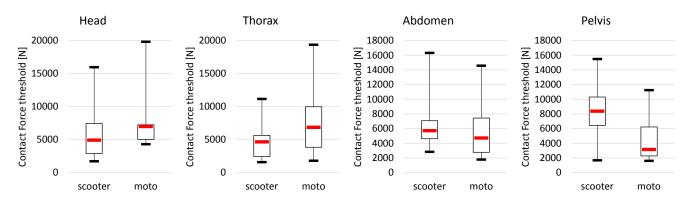


Figure 34 : Répartition des valeurs de force de contact des différentes parties du corps sur le véhicule en « Box Plot » en fonction du 2RM

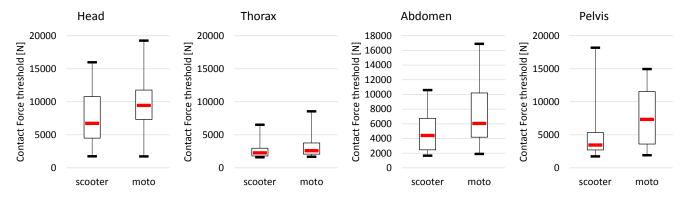


Figure 35 : Répartition des valeurs de force de contact des différentes parties du corps sur le sol en « Box Plot » en fonction du 2RM.













Les Figure 36 et Figure 37 donnent la répartition des vitesses d'impact de chaque partie du corps en fonction du type de 2RM sur la voiture et au sol respectivement.

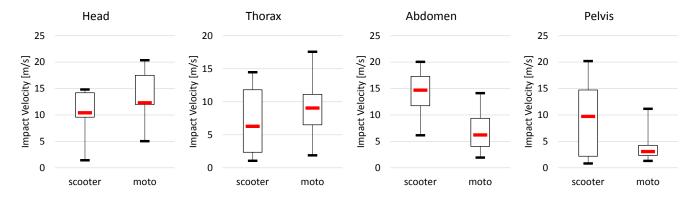


Figure 36 : Répartition des valeurs de vitesse d'impact des différentes parties du corps sur le véhicule en « Box Plot » en fonction du 2RM.

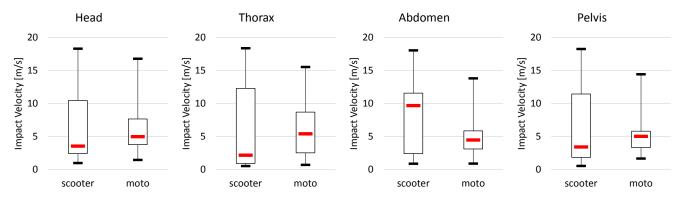


Figure 37 : Répartition des valeurs de vitesse d'impact des différentes parties du corps sur le sol en « Box Plot » en fonction du 2RM.

Conclusion

Cette section présente une étude de variabilité des conditions d'impact d'un conducteur de 2RM en situation d'accident contre un véhicule. Une centaine de scénarios d'accident ont été simulés à l'aide de modélisation multicorps afin d'extraire la cinématique du conducteur pendant le choc. Les différents scénarios d'accidents sont extraits d'une étude paramétrique liée à l'orientation de l'impact sur un véhicule, la vitesse du 2RM ou la corpulence du conducteur. On observe que les zones les plus souvent touchées lorsqu'il y contact avec le véhicule sont le thorax et l'épaule, et le pelvis et les bras lorsqu'il y a contact au sol. Dans plus de 50% des simulations multicorps, la vitesse d'impact de l'ensemble des parties du corps dépasse 8 m/s lorsqu'il y a impact sur le véhicule et 4 m/s lorsqu'il y a impact au sol.













Focus tête : Simulation des traumatismes crâniens et estimation du risque lésionnel encouru

introduction

Le but de cette section est d'estimer le risque lésionnel de la tête encouru pour l'ensemble des accidents virtuel reconstruits dans la section précédente. Afin de simuler l'impact tête structure du véhicule et sol à l'aide du modèle prédictif par éléments finis SUFEHM (« Strasbourg University Finite Element Head Model »), il est nécessaire de disposer des éléments suivant :

- les vitesses initiales de la tête par rapport à la structure ainsi que sa position relative,
- le modèle de casque,
- le modèle de la structure impactée.

Avant de présenter les résultats obtenus en termes de risque de lésions neurologiques modérées (risque de coma), il est nécessaire de présenter les différents modèles par éléments finis (MEF) utilisés dans cette étude.

Modèle par éléments finis de la tête humaine : SUFEHM

Ce paragraphe présente le modèle détaillé de la tête de l'adulte utilisée pour l'évaluation des risques lésionnels de la tête encourus pour l'ensemble des simulations multi-corps. Le modèle est construit à partir d'un crâne humain sec dont les surfaces externe et interne ont été digitalisées avec un dispositif de mesures tridimensionnelles. La mise en place des membranes intracérébrales est faite avec l'aide d'atlas d'anatomie et le cerveau remplit l'espace intracrânien jusqu'à 2 mm de la boite crânienne. Le maillage est continu entre toutes les parties du modèle. L'espace sub-arachnoïdien est représenté entre le cerveau et le crâne afin de simuler le liquide céphalo-rachidien. Cet espace est maillé avec une couche d'éléments briques et entoure intégralement le cerveau. La tente sépare le cervelet du cerveau et la faux s'intercale entre les deux hémisphères cérébraux dans le plan sagittal. Le scalp est modélisé par des éléments briques et recouvre entièrement le crâne et l'os facial. Concernant la boîte crânienne, trois versions existent en fonction du domaine d'application: un crâne indéformable, un crâne modélisé en structure sandwich à épaisseur constante et un crâne très détaillé qui prend en compte à la fois la variation d'épaisseur et les poutres de renforcement naturelles. La Figure 38 illustre la boite crânienne, le LCR, les membranes intracérébrales et l'encéphale. Concernant la structure cérébrale, les directions des principaux faisceaux de fibres d'axones ont été implémentées sur la base de l'imagerie médicale en faisant appel à des techniques d'Imagerie par Résonnance Magnétique par Tenseur de Diffusion (DTI). La structure anatomique du cerveau avec cette propriété anisotrope est illustrée en Figure 39. A ce jour, le modèle SUFEHM est un des modèles éléments finis de la tête humaine le plus validé (Sahoo et al., (Sahoo et al., 2014, 2013))













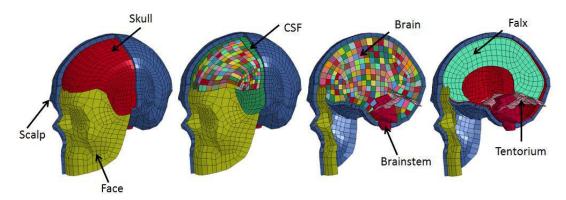


Figure 38 : Illustration des différents composants du SUFEHM, les différentes couleurs des 5320 éléments du cerveau illustrent le fait que pour chacun de ces éléments des paramètres d'anisotropie différents ont été implémentés

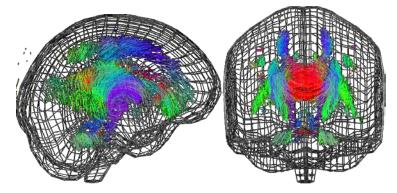


Figure 39 : Illustration de l'implémentation des directions des fibres d'axones dans le modèle mécanique du cerveau.

Les lois de comportement implémentées dans ce modèle pour les différents matériaux biologiques en présence sont récapitulées en

Tableau 31 pour les structures supposées élastiques (scalp, LCR, membranes, face), et la structure composite fragile de la structure crânienne. La matière cérébrale a été modélisée au plan mécanique par un matériau hypervisco-élastique renforcé de fibres. Afin de s'assurer que le modèle est capable de reproduire de façon réaliste la réponse du système crânio-encéphalique, le modèle de la tête a été validé en situation de choc expérimental en se basant sur des résultats disponibles dans la littérature spécialisée par Sahoo et al. (Sahoo et al., 2015b, 2015a, 2014, 2013). Il en va ainsi pour la réponse du modèle en termes de pression intracérébrale calculée ou encore de déformations du cerveau et de la boîte crânienne jusqu'à fracture.

Ce modèle permet de calculer les déformations osseuses de la boîte crânienne, de chiffrer le mouvement relatif cerveau-crâne et d'appréhender la pression et le cisaillement intracérébral en cas de choc quelconque. De façon originale le modèle rend possible également le calcul de l'allongement des faisceaux de fibres d'axones, un paramètre qui peut être directement relié au risque de lésions axonales diffuses, à l'origine des comas. Il est à remarquer que le modèle mécanique numérique de la tête humaine proposé est très simplifié par rapport à une tête













anatomique vivante, ou encore à ce que permet aujourd'hui l'imagerie médicale. Il faut mentionner pourtant qu'il ne s'agit pas d'une image mais d'un modèle d'une structure mécanique constitué de plus de 16000 degrés de liberté et qui présente une biocompatibilité très supérieurse aux substituts de la tête humaine couramment utilisés. Sa réponse mécanique a été vérifiée sur la base d'essais de validation conduits sur pièce anatomique instrumentée rapportés dans la littérature spécialisée.

Tableau 31 : Propriétés mécaniques des matériaux de la tête humaine.

	ρ	Е	v	$\sigma_{_{_{\rm t}}}$	$\sigma_{\rm c}$
	[kg.m ⁻³]	[MPa]	V	[Mpa]	[Mpa]
Cortical bone	1900	15000	0.21	90	132
Diploë	1500	4665	0.05	24.8	34.8
Face	2500	5000	0.23		
Scalp	1200	16.7	0.42		
CSF	1040	0.012	0.49		
Falx and tentorium	1140	31.5	0.45		

Dans le but d'établir des limites de tolérance de la tête au choc (ou critères de blessure) un grand nombre de traumatismes crâniens réels impliquant des adultes a été simulé en utilisant la tête SUFEHM (Sahoo et al. 2016). Les accidents considérés sont issus des domaines du transport et du sport. Ils proviennent de quatre origines différentes selon leur type, comme illustré en Figure 40:

- Accidents de motocyclistes casqués.
- Chocs de têtes de piétons renversés par une automobile contre le pare-brise de celle-ci.
- Chocs tête contre tête de footballeurs américains lors de confrontations sportives.
- Mise en accélération brutale de la tête lors de compétitions automobiles.













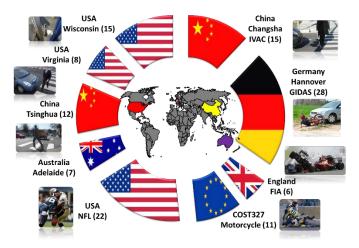


Figure 40 : Description succincte de l'origine des 125 traumatismes crâniens réels considérés lors de l'établissement des critères de blessure de la tête humaine

Des paramètres mécaniques crâniens et intracrâniens ont été calculés puis corrélés avec la survenue ou non de la fracture crânienne ou de la lésion neurologique selon la méthodologie décrite en Figure 41. Il a été montré ainsi que le risque de lésion neurologique survient avec une probabilité de 50% pour une élongation des faisceaux d'axone de 15 % et que le risque de fracture du crâne survient avec une probabilité de 50% pour une énergie interne de déformation de 450mJ. Les courbes de risque relatives à ces mécanismes sont données en Figure 42a pour la lésion cérébrale et en Figure 42b pour la fracture du crâne.

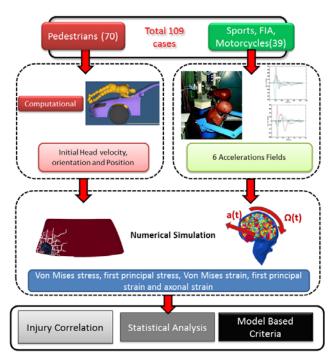


Figure 41 : Illustration de la méthodologie mise en place pour la reconstruction numérique de la cinématique des victimes et de la simulation des traumatismes crâniens au moyen du modèle SUFEHM.













Les modèles de la tête et les limites de tolérance ainsi établies transforment ces modèles en outils numériques de prédiction du traumatisme crânien avec des applications très diverses tant dans le domaine de l'optimisation et l'évaluation des systèmes de protection que dans le domaine de la médecine légale.

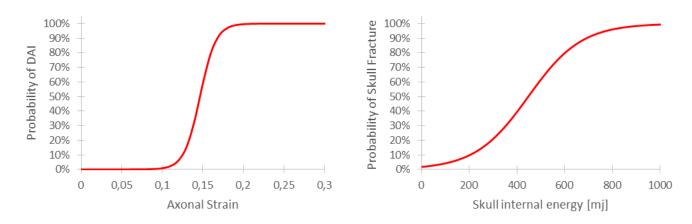


Figure 42 : Courbes de risque calculées au moyen du modèle numérique de la tête et relative à des blessures cérébrales en termes d'élongation des faisceaux d'axone (a) et relative à la fracture du crâne en terme d'énergie interne de déformation de la structure crânienne (b). Modèle par éléments finis de la voiture

Modèle par éléments finis du casque

Pour la reconstruction du traumatisme crânien, le modèle de casque utilisé est un casque intégral commercial avec coque composite et mousse EPS. La modélisation de ce casque est détaillée dans l'étude de Tinard et al. (Tinard et al., 2010), la géométrie du casque a été obtenue par la CAO fournie par le fabricant, les propriétés mécaniques de chaque composant du casque (la coque extérieure et la mousse) ont été implémentées sous le code LS-DYNA. L'enveloppe extérieure composite a été modélisée avec une loi non homogène en prenant en compte les caractéristiques de chaque couche composant le stratifié, tant en termes d'élasticité que de comportement de rupture. Les caractéristiques de la mousse sont basées sur des données de la littérature.

La validation du modèle d'éléments finis de casque était basée sur les tests standards de casque expérimentaux (ECE-R02205). Ils consistent en des tests de choc de fausses têtes casquées sur des enclumes plates et bord de trottoir à une vitesse de 7.5 m/s. La Figure 43 montre la superposition de l'accélération numérique et expérimentale de la tête en cas d'impact au vertex (point P) à 7.5 m/sur une enclume plate.













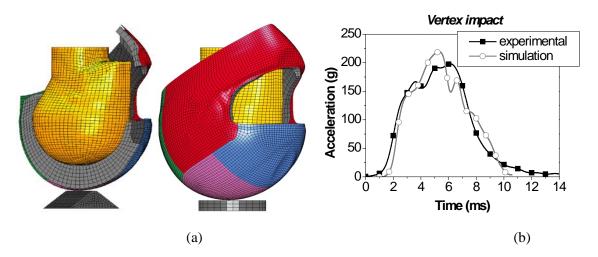


Figure 43 : (a) Configuration de la simulation d'impacts à 7.5 m/s sur enclumes en bord de trottoir et plate. (b) Superposition des accélérations de la fausse tête numérique et expérimentale.

Modèle par éléments finis du véhicule

Le modèle par éléments finis du véhicule est un modèle de la GEo-Metro. Ce modèle a été choisi car il représente une petite voiture urbaine et est semblable en forme et en masse à une Fiat UNO ou une Peugeot 206, comme le montre la Figure 44. Par ailleurs, ce modèle a été développé par la NCAC et modifié par une équipe de chercheurs de Politecnico di Milano en Italie (Mongiardini, 2005).

La masse totale du modèle a été augmentée afin de respecter les spécifications de la norme européenne EN 1317 pour un petit véhicule (c'est-à-dire une voiture de 900 kg impactant des barrières à une vitesse de 100 km/h et 20 °) (European Committee of Standardization, 1998).

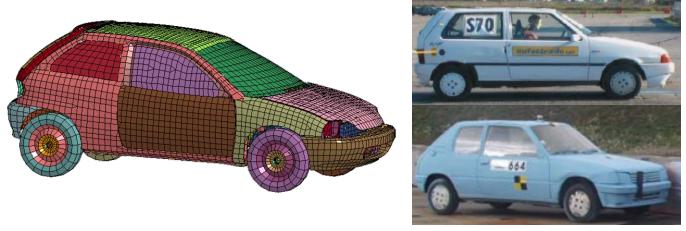


Figure 44 : Représentation du modèle de la GeoMetro développé par la NCAC ainsi que les véhicules FIAT UNO et Peugeot 2006.













Modélisation de l'impact

La méthodologie utilisée pour estimer à l'aide du modèle par éléments finis de la tête humaine (SUFEHM) le risque lésionnel encouru en termes de calcul d'élongation axonale correspondant à un risque de perte de connaissance est présentée au travers de la Figure 45 pour le choc sur le véhicule et Figure 46 pour le choc au sol. Le modèle SUFEHM est positionné en accord avec la modélisation multi corps. La vitesse relative tête-structure est alors définie comme condition initiale.

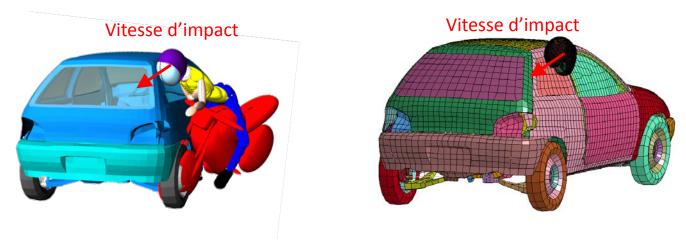


Figure 45 : Positionnement du modèle SUFEHM adulte couplé au casque (à droite) par rapport au véhicule en accord avec la modélisation multi corps (à gauche).

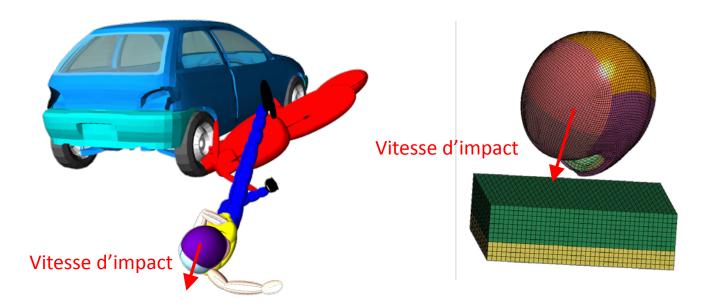


Figure 46 : Positionnement du modèle SUFEHM adulte couplé au casque (à droite) par rapport au sol en accord avec la modélisation multi corps (à gauche).













Calcul du risque lésionnel encouru

Au total, 150 simulations numériques ont été effectués (69 contre la voiture et 81 contre le sol). Pour chacune des 150 simulations numériques, le calcul des élongations axonales a été extrait des simulations par éléments finis conduisant au calcul de l'estimation des risques lésionnels encourus en termes de lésions neurologiques modérées (perte de connaissance), en se basant sur la courbe de risque du SUFEHM établie dans les études antérieures.

Contact tête-voiture

La Figure 47 représente la fréquence cumulée des risques de lésions neurologiques modérées pour chacune des parties du véhicule impactées. On peut ainsi observer que le pilier est l'endroit de la voiture dont la fréquence d'obtenir un risque supérieur à 90% est la plus élevée. En revanche, dans la majorité des cas reconstruits, le risque d'avoir des lésions neurologiques sur le capot est faible (80% des simulations donnent des risques inférieurs à 10%). Le Tableau 32 rapporte les valeurs de fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Tableau 32 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion	Pilier	Arrière	Toit	Capot	Vitre avant	Portières	Voiture globale
Inférieur à 10%	18%	20%	16%	80%	48%	55%	42%
Inférieur à 50%	37%	70%	67%	80%	81%	70%	60%
Supérieur à 90%	58%	10%	0%	20%	44%	31%	32%

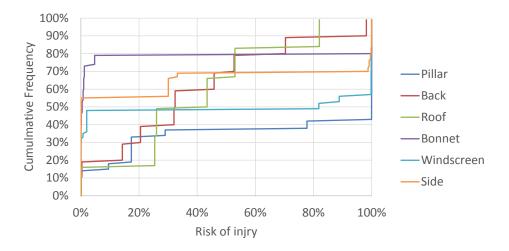


Figure 47 : Représentation des fréquences cumulées des risques de lésions neurologiques modérées.

La Figure 48 représente la répartition des zones de contact qui ont engendré des risques de lésions neurologiques modérées extraits des simulations de trauma crânien avec le modèle SUFEHM en contact avec la voiture ainsi que la répartition des contacts. On observe que l'ensemble des contacts se situent sur la face avant du casque













(mentonnière) et que le risque est plus important lorsque la zone de contact du casque impacte avec une vitesse tangentielle supérieure à 8 m/s comme le montre la Figure 49.

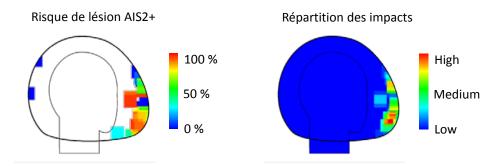


Figure 48 : Représentation des risques de lésions neurologiques modérées par zones (à gauche), ainsi que la répartition des impacts en termes de densité (à droite) pour l'ensemble des simulations en contact avec la voiture.

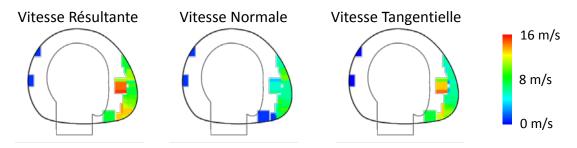


Figure 49 : Représentation des vitesses d'impact résultante, normale et tangentielle par zone de contact pour l'ensemble des simulations en contact avec la voiture.

Si on compare les risques de lésions neurologiques modérées en fonction de l'indice de masse corporelle de l'usager, on observe que pour les IMC 24 et 32, il n'y a pas beaucoup de différences puisque la proportion de risque inférieur à 50% est de l'ordre de 57% et 52% respectivement contre 70% avec un IMC de 19, comme reporté dans le Tableau 34. En revanche, les impacts au niveau de l'occipital n'apparaissent qu'avec un IMC de 32, comme le montre le Tableau 33.













Tableau 33 : Répartitions des zones d'impact en fonction de l'Indice de Masse Corporelle en termes de densité, de provocation de risque de lésion et de vitesse d'impact.

	Zone d'impact	Risque AIS2+	Vitesse résultante	Vitesse Normale	Vitesse Tang.
IMC	High Medium Low	100 % 50 % 0 %	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s
19					
24					
32					

Tableau 34 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion	19	24	32
Inférieur à 10%	49%	38%	40%
Inférieur à 50%	70%	57%	52%
Supérieur à 90%	26%	30%	37%

En ce qui concerne le type d'accident, le Tableau 35 et le Tableau 36 montrent la répartition des impacts entre la tête et le véhicule ainsi que les risques de lésions extraits pour ces impacts en fonction du scénario d'accident. On observe que pour le scénario choc frontal-frontal, tous les impacts conduisent à des risques de lésions neurologiques inférieures à 10%. En revanche, c'est pour la configuration oblique que la proportion de risque supérieur à 90% est la plus importante (53%). En ce qui concerne le scénario frontal-latéral, les risques inférieurs à 10% et supérieurs à 90% se répartissent à peu près de manière équitable avec 42% et 30% respectivement.













Tableau 35 : Répartitions des zones d'impact en fonction de l'Indice de Masse Corporelle en termes de densité, de provocation de risque de lésion et de vitesses d'impact.

	Zone d'impact	Risque AIS2+	Vitesse résultante	Vitesse Normale	Vitesse Tang.
TYPE	High Medium Low	100 % 50 % 0 %	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s
1					













Tableau 36 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion				
Inférieur à 10%	100%	42%	27%	19%
Inférieur à 50%	100%	63%	35%	70%
Supérieur à 90%	0%	30%	53%	10%

En distinguant les scénarios d'accident plus dans le détail, particulièrement pour le choc frontal-latéral et le choc oblique, le Tableau 37 montre que la proportion d'impacts engendrant des risques de lésions supérieures à 90%, en choc latéral, est plus grande lorsque la moto impacte sur l'aile avant qu'au niveau des portières. Pour cette dernière configuration, 84% des impacts de la tête engendrent un risque de lésions neurologiques modérées de 50% au plus. Pour le choc oblique, toutes les simulations de chocs de la tête contre la voiture dans la configuration O1 (oblique au centre de la voiture) donnent des risques de lésions neurologiques supérieures à 90%. Dans la situation O2, les risques se répartissent équitablement entre inférieur à 10% et supérieur à 90%.

Tableau 37 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90% par type détaillé d'accident.

Risque de lésion					
_	L1	L2	O1	O2	O3
Inférieur à 10%	50%	34%	0%	50%	14%
Inférieur à 50%	84%	41%	0%	50%	43%
Supérieur à 90%	0%	58%	100%	41%	42%













La vitesse de la moto à peu d'influence sur la proportion de risque, comme le montre les Tableau 38 et Tableau 39. Environ 60% des chocs de la tête sur le véhicule simulés avec SUFEHM donnent des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs 50%

Tableau 38 : Répartitions des zones d'impact en fonction de la vitesse du 2RM en termes de densité, de provocation de risque de lésion et de vitesse d'impact.

	Zone d'impact	Risque AIS2+	Vitesse résultante	Vitesse Normale	Vitesse Tang.
VEL.	High Medium Low	100 % 50 % 0 %	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s
50					
70					

Tableau 39 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion	50 km/h	70 km/h
Inférieur à 10%	41%	42%
Inférieur à 50%	59%	61%
Supérieur à 90%	27%	35%

En revanche, les simulations d'impact de la tête contre la voiture avec le type de deux-roues motorisé moto sport présentent plus de cas où le risque dépasse les 90% (48% contre 12 % avec un scooter), comme rapportés dans le

Tableau 40 et le Tableau 41. Et inversement le nombre de simulation où le risque de lésion neurologique ne dépasse pas 10% est plus important avec le 2RM type scooter (76% contre 12% avec moto sport)













Tableau 40 : Répartitions des zones d'impact en fonction du type de 2RM en termes de densité, de provocation de risque de lésion et de vitesse d'impact.

2RM	Zone d'impact	Risque AIS2+	Vitesse résultante	Vitesse Normale	Vitesse Tang.
	High Medium Low	100 % 50 % 0 %	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s
moto					
scooter					

Tableau 41 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion	moto	scooter
Inférieur à 10%	12%	76%
Inférieur à 50%	39%	85%
Supérieur à 90%	48%	12%

Contact tête-sol

Contrairement au contact tête-véhicule, où la concentration des impacts se situe sur la face avant du casque, les contacts tête-sol sont plus dispersés, comme le montre la Figure 50. Même si, la densité d'impact est faible en zone pariétale, les risques lésionnels sont importants essentiellement dus à une vitesse tangentielle élevée (Figure 51).

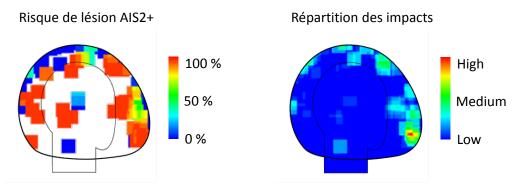


Figure 50 : Représentation des risques de lésions neurologiques modérées par zones (à gauche), ainsi que la répartition des impacts en termes de densité (à droite) pour l'ensemble des simulations en contact avec le sol.













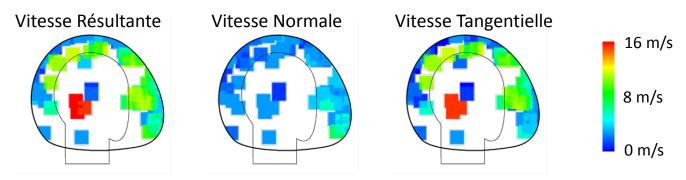
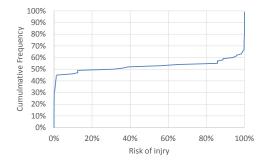


Figure 51 : Représentation des vitesses d'impact résultante, normale et tangentielle par zone de contact pour l'ensemble des simulations en contact avec le sol.

La quantité de simulations dont le risque de lésions neurologiques est inférieur à 10% est semblable à celle dont le risque est supérieur à 90% (46% et 40% respectivement), comme reporté dans le Tableau 42. Comparée avec les impacts tête-véhicule, la proportion de simulations avec des risques de lésions neurologiques supérieur à 90% est légèrement plus grande (40% dans le cas de contact avec le sol et 32% dans le cas de contact avec la voiture).

Tableau 42 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90% et représentation de la courbe de fréquences cumulées des risques de lésions neurologiques pour les impacts au sol.

Risque de lésion	Sol	
Inférieur à 10%	46%	
Inférieur à 50%	53%	
Supérieur à 90%	40%	



Comme dans le cas du contact avec le véhicule, une analyse par indice de masse corporelle permet de distinguer les configurations (

Tableau 43 et Tableau 44). Dans le cas de l'IMC de 19, les proportions de risques de lésions sont semblables à celles obtenues pour les contacts sur véhicule. En revanche, le nombre de simulation avec un IMC de 32 présentant un risque inférieur à 10% est nettement plus important au niveau du contact au sol que sur le véhicule (62% au sol contre 38% sur la voiture). A contrario, les simulations avec un IMC de 32 présentent plus souvent un risque de lésions neurologiques supérieur à 90% (57% au sol contre 37% sur la voiture).













Tableau 43 : Répartitions des zones d'impact en fonction de l'Indice de Masse Corporelle en termes de densité, de provocation de risque de lésion et de vitesse d'impact.

	Zone d'impact	Risque AIS2+	Vitesse résultante	Vitesse Normale	Vitesse Tang.
IMC	High Medium Low	100 % 50 % 0 %	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s
19					
24					
32					

Tableau 44 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion	19	24	32
Inférieur à 10%	50%	62%	26%
Inférieur à 50%	70%	64%	27%
Supérieur à 90%	26%	34%	57%

Les configurations d'accidents dans lesquelles le nombre de simulations présentent le moins de risque de lésions neurologiques supérieur à 90% sont le choc frontal et le choc arrière, comme reportés dans le Tableau 45 et le Tableau 46. Au niveau des chocs en latéral et oblique, les proportions sont du même ordre de grandeur que dans le cas des impacts tête-véhicule.













Tableau 45 : Répartitions des zones d'impact en fonction de l'Indice de Masse Corporelle en termes de densité, de provocation de risque de lésion et de vitesses d'impact.

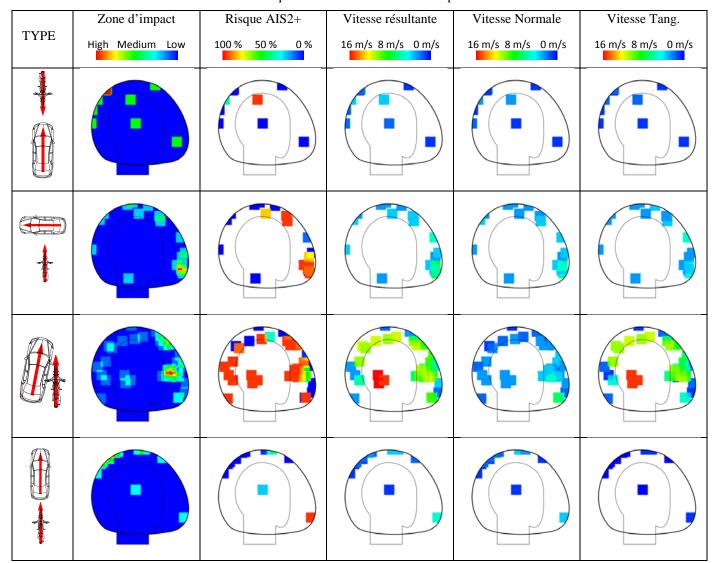


Tableau 46 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion		*		
Inférieur à 10%	78%	50%	32%	75%
Inférieur à 50%	88%	56%	38%	92%
Supérieur à 90%	12%	33%	58%	8%







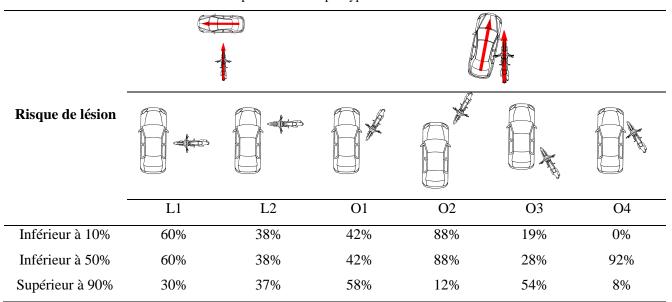






En analysant plus dans le détail les configurations en choc latéral, on voit que la proportion de simulations présentant un risque de lésion inférieur à 10% est plus importante dans la configuration L1 (Tableau 47). En revanche dans la configuration L2 les proportions de cas avec un risque inférieur à 10% et supérieur à 90% sont identiques. Dans le cas du choc oblique, les simulations en configuration O1 et O3 présentent plus souvent des risques supérieurs à 90%, alors que dans le cas des configurations O2 et O4, ces proportions sont faibles.

Tableau 47 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90% par type détaillé d'accident.



La vitesse du deux-roues motorisé a plus d'influence sur le risque de lésion de la tête en impact au sol que sur le véhicule, comme le montre le Tableau 48 et le Tableau 49. En effet, la proportion de cas avec des risques de lésions neurologiques inférieur à 10% est plus importante à 50 km/h que pour une vitesse de moto à 70 km/h (55% à 50 km/h contre 70% à 70km/h). Ceci peut être expliqué par une plus grande vitesse tangentielle engendrant des chargements en rotation de la tête plus importants pour une vitesse à 70 km/h. En revanche, la vitesse du 2RM n'a pas d'influence sur la proportion de cas avec un risque de lésion supérieur à 90%.













Tableau 48 : Répartitions des zones d'impact en fonction la vitesse du 2RM en termes de densité, de provocation de risque de lésion et de vitesse d'impact.

	Zone d'impact	Risque AIS2+	Vitesse résultante	Vitesse Normale	Vitesse Tang.
VEL.	High Medium Low	100 % 50 % 0 %	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s	16 m/s 8 m/s 0 m/s
50					
70					

Tableau 49 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion	50 km/h	70 km/h
Inférieur à 10%	55%	20%
Inférieur à 50%	58%	49%
Supérieur à 90%	39%	40%

Comme pour le contact tête-véhicule, les simulations avec moto présentent plus souvent des risques de lésions supérieurs à 90% que les simulations avec scooter (52% contre 26%), comme reportés dans les Figure 24 et Figure 25. Et inversement, les simulations avec scooter présentent plus souvent des risques inférieurs à 10% (61% avec scooter contre 34% avec moto) et Tableau 51. Et inversement, les simulations avec scooter présentent plus souvent des risques inférieurs à 10% (61% avec scooter contre 34% avec moto).













Tableau 50 : Répartitions des zones d'impact en fonction du type de 2RM en termes de densité, de provocation de risque de lésion et de vitesse d'impact.

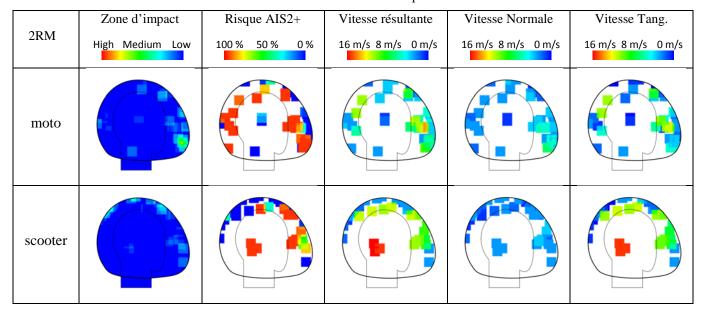


Tableau 51 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion	moto	scooter
Inférieur à 10%	34%	61%
Inférieur à 50%	41%	65%
Supérieur à 90%	52%	26%

Synthèse et conclusion

Cette section présente une étude de variabilité des conditions d'impact d'un conducteur de 2RM en situation d'accident contre un véhicule. Une centaine de scénarios d'accident ont donc été simulés à l'aide de modélisation multicorps afin d'extraire la cinématique du conducteur pendant le choc et plus particulièrement les conditions d'impacts de la tête. Les différents scénarios d'accidents sont extraits d'une étude paramétrique liée à l'orientation de l'impact sur un véhicule, la vitesse du 2RM ou la corpulence du conducteur. Et pour chaque situation, le niveau de risque lésionnel de la tête AIS2+ a été calculé. Ce travail a contribué à améliorer nos connaissances sur les paramètres de chargement de la tête lors d'un accident de 2RM, notamment la zone d'impact de la tête et le vecteur vitesse d'impact avec une présence de la composante tangentielle significative comme le montre le Tableau 52.











Tableau 52 : Valeurs moyenne, minimales et maximales des vitesses d'impacts de la tête en contact avec la voiture et le sol.

Contact	Vitesse d'impact	Moyenne	Minimale	Maximale
	Resultant	$11.7 \pm 4.0 \text{ m/s}$	1.4 m/s	20.4 m/s
Sur voiture	Normal	$7.4 \pm 3.2 \text{ m/s}$	0.6 m/s	15.2 m/s
	Tangential	$8.2 \pm 4.5 \text{ m/s}$	0.2 m/s	19 m/s
	Resultant	$7.0 \pm 4.7 \text{ m/s}$	1.0 m/s	18.3 m/s
Au sol	Normal	$3.8 \pm 1.6 \text{ m/s}$	0.9 m/s	9.4 m/s
	Tangential	$5.2 \pm 5.1 \text{ m/s}$	0.2 m/s	17.9 m/s

En ce qui concerne le risque de lésion AIS2+ de la tête, de manière générale, en considérant l'ensemble des simulations, la probabilité d'obtenir un risque de lésions neurologiques modérées supérieur à 90% est plus grande dans le cas de contact de la tête avec le sol que avec la voiture, bien que les vitesses d'impacts soient en moyenne plus faibles (Tableau 53).

Tableau 53 : Valeurs des fréquences d'apparition des risques de lésions neurologiques modérées inférieurs à 10%, à 50% et supérieurs à 90%.

Risque de lésion	Voiture	Sol
Inférieur à 10%	42%	46%
Inférieur à 50%	60%	53%
Supérieur à 90%	32%	40%

Par ailleurs, que ce soit lors d'impact sur véhicule ou au sol, la proportion de risque lésionnel de la tête inférieure à 50% est plus importante dans le cas d'un IMC plus faible (70% avec un IMC 19 contre 52% avec un IMC 32). En revanche, les simulations présentant des risques lésionnels AIS2+ de la tête supérieures à 90% sont plus nombreuses pour des IMC plus importants.

En ce qui concerne les configurations d'impact 2RM contre véhicule, l'impact oblique se présente comme la configuration qui engendre le plus souvent des risques lésionnels de la tête supérieure à 90%. En revanche, la vitesse du 2RM semble peu influencer cette proportion de risque, contrairement au type de 2RM puisque les simulations d'accident avec une moto amènent plus souvent des risques lésionnels de la tête supérieure à 90%.













Focus rachis cervical - Variabilité des conditions d'impact

Introduction

Les lésions du rachis cervical ont une importante clinique liée aux risques neurologiques majeurs suite aux blessures. Un focus particulier sera effectué sur les blessures médullaires sans anormalité radiologique (SCIWORA - Spinal Cord Injuries Without Radiological Abnormality) sous la forme d'entorses cervicales. Ces blessures sont difficilement diagnosticables en raison de l'absence de fractures osseuses. Il n'existe pour le moment pas d'étude expliquant les mécanismes lésionnels pouvant conduire à des entorses cervicales ou des fractures osseuses. L'objectif de cette étude est d'identifier les facteurs de risques et de sévérité des conditions d'impact sur le rachis cervical lors des accidents de type 2 roues motorisés. Cette étude utilisera un outil de simulation numérique pour comprendre les mécanismes lésionnels et faire un lien avec les blessures observées en clinique.

Matériel et méthodes

Modèle éléments finis

Le modèle « Spine Model for Safety and Surgery » (SM2S) est en développement depuis 2008, au travers de projets au sein du Laboratoire de Biomécanique Appliquée (UMR T24, IFSTTAR/AMU) de Marseille, le Laboratoire de biomécanique de l'Ecole Polytechnique de Montréal et le laboratoire de biomécanique de l'Ecole de Technologie Supérieur à Montréal et du CRMBM (UMR CNRS/AMU de Marseille dans le cadre du laboratoire international associé « iLab-Spine ». Chacun de ces projet a eu comme objectif de modéliser, calibrer, valider et utiliser SM2S afin d'analyser la cinématique du rachis dans des conditions quasi-statique et traumatique (Taso, 2016; Henao, 2015; Bianco, 2015; Fradet, 2014; Sun, 2012; Wagnac, 2011) (Figure 52, Figure 53).













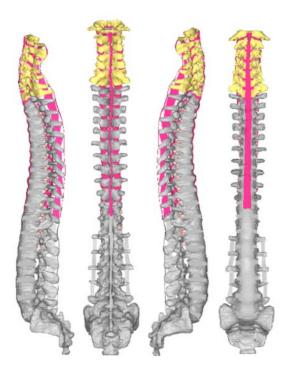


Figure 52 : Modèle SM2S du rachis complet

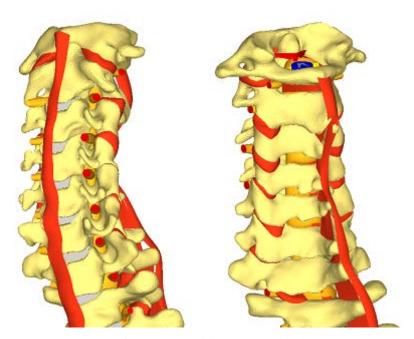


Figure 53: Modèle SM2S Cervical

La modélisation par éléments finis permet de calculer numériquement le comportement d'objets par la résolution d'un système d'équations aux dérivées partielles. Les géométries des corps sont discrétisées en des régions plus petites et plus simples (éléments) et le comportement des matériaux est approximé en utilisant des lois de













comportement sur chaque élément. Cette méthode permet une représentation fine des systèmes, mais nécessite d'importantes ressources de calcul et un long temps de résolution (de l'ordre de plusieurs heures à plusieurs jours).

Géometries

Trois segments cervicaux ont été isolés (C2-C4, C4-C6 et C6-T1) tel qu'illustré en Figure 54, afin d'évaluer les différences cinématiques et morphologiques du rachis haut, milieu et bas (charnière cervico-thoracique).

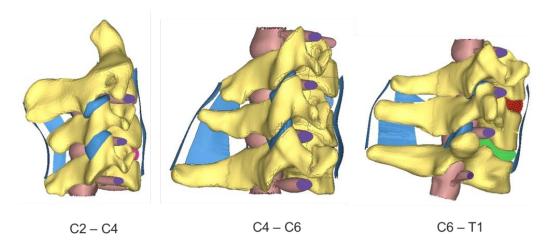


Figure 54: Trois niveaux cervicaux étudiés

Les segments comprenaient trois vertèbres, deux disques intervertébraux et les ligaments associés selon les niveaux. Les disques intervertébraux et les ligaments ont été modélisés de C2 à T1. Les disques sont représentés par un noyau (nucleus pulposus) ainsi qu'avec des fibres de collagène l'entourant (annulus) représenté en Figure 55.

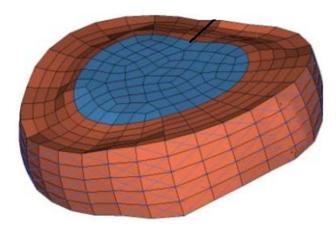


Figure 55: Description du disque













Les ligaments suivants ont été représentés en Figure 56. A noter que le ligament nuchal a ici été considéré comme un prolongement du ligament supraspinal au niveau cervical.

- SSL: Ligament supraspinal (C7-L5)
- NL: Ligament nuchal (C1-C7)
- LF : Ligaments jaunes
- JC : Capsules articulaires
- PLL : Ligament longitudinal postérieur
- ALL : Ligament longitudinal antérieur
- TL : Ligament transverse (C1-C2)
- PAL : Posterior atlantoaxial ligament (C1-C2)

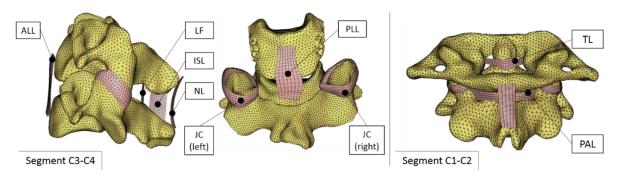


Figure 56: Description des ligaments

Les structures anatomiques du système nerveux rachidien suivantes ont été représentées en Figure 57:

- substances blanche et grise
- pie-mère
- dure-mère
- ganglions
- des racines nerveuses
- ligaments dentelés













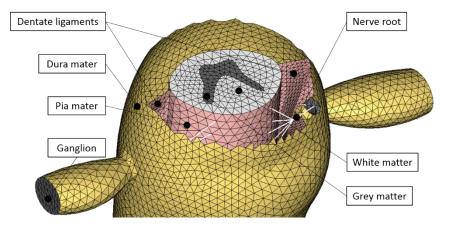


Figure 57 : Description du système nerveux rachidien

Maillage

La géométrie a été maillée avec des éléments tétraédriques ou triangulaires pour les vertèbres et le système nerveux rachidien, des éléments hexaédriques pour les disques intervertébraux, et des éléments quadrangles pour les ligaments. Leurs longueurs caractéristiques varient entre 2mm et 0.5mm, ce qui permet une bonne représentation de la géométrie, basée sur des images tomodensitométriques ou IRM, de données anatomiques de la littérature, ou de coupes anatomiques. Les vertèbres ont été modélisées par une couche d'éléments coque à l'extérieur pour représenter l'os cortical et des zones d'os trabéculaires ont été choisies, définies selon les travaux de (Wagnac, 2011), illustré en Figure 58.

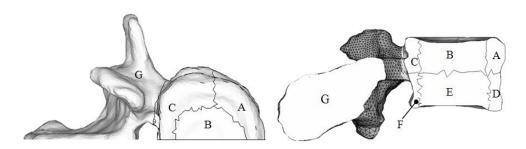


Figure 58 : Description des zones des propriétés mécaniques des vertèbres

Interface de contact

Suite à la modélisation de la géométrie du rachis et à son maillage, des interfaces ont été définies entre les différentes structures anatomiques représentées. Deux types d'interfaces ont été utilisés :

Premièrement, des interfaces de type conditions cinématiques, qui lient la cinématique d'une surface d'un ou plusieurs éléments à un ou plusieurs nœuds. Ces interfaces ont été utilisées pour relier les disques intervertébraux aux plateaux vertébraux, ainsi que les ligaments aux parties d'os cortical adjacentes.













Deuxièmement, des interfaces de type contact ont été utilisées afin d'empêcher l'interpénétration de structures anatomiques environnantes. Ces interfaces ont été utilisées entre les facettes articulaires et les éléments postérieurs des vertèbres adjacentes, entre la dure-mère et le canal vertébral, et entre la pie-mère et la dure-mère (hypothèse : frottement de coulomb nul), illustré en Figure 59.

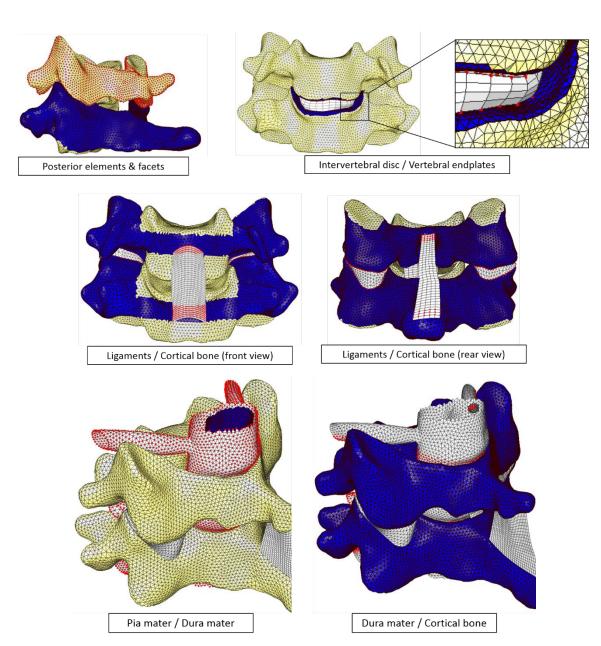


Figure 59: Description des interfaces de contact

Propriétés matériaux

Les propriétés mécaniques de SM2S sont viscoélastiques pour les tissus mous, dont le comportement est fortement influencé par le taux de déformation, et élastoplastiques pour les tissus osseux, qui permet de représenter l'endommagement des structures vertébrales.













Les paramètres régissant les lois de comportement assignées aux différentes structures de SM2S sont visibles dans les Tableau 54,











Tableau 55 et Tableau 56.

Tableau 54: Propriétés des structures osseuses * Material properties used for the bony endplate center are the same as zone B.

Material properties	Cancellous bone & bony		ý		Cortical bone &			
manerial properties	A	В	С	D	Е	F	G	
Density (E-6kg/mm3)	1.8	1.8	2.0	2	2.5	2.5	1.8	0.2
Young modulus, E (MPa)	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	93.7	4014
Poisson ratio, v	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.25	0.3
Yield stress, a (MPa)	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	1.95	105
Hardening modulus, b (MPa)	8.5	7	8.5	8.1	12.5	12.5	7	492.9
Hardening exponent, n	1	1	1	1	1	1	1	1
Failure plastic strain, ep	.082	.06	.082	.08	.104	.104	.06	.071
Maximum stress (MPa)	2.65	2.3	2.65	2.6	3.25	3.25	2.3	140
Strain Rate coefficient, c	.533	.533	.533	.533	.533	.533	.533	.272
Reference strain rate, $\dot{\epsilon}_0$.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008	.008











Tableau 55 : Propriétés des disques intervertébraux

Tableau 56 : Propriétés des lois de ruptures

Intervert	ebral disc		Failure strain		
(Ogden la	nw)	Anno	Annulus 0.5 Nucleus 0.5		
Annulus		- Nucl			
mu1	mu2	ALL	0.322		
2,35	-0,59	PLL	0.334		
Nucleus		LF	0.475		
mu1	mu2	JC	0.915		
6,35	-1,59	ISL	0.313		
		_			

Tableau 57 : Propriétés des ligaments

Ligaments			
	Е	E1	E2
ALL (anteriorlogitudinal ligament)	0,188	0,0003	0,188
PLL (posteriorlogitudinal ligament)	0,269	0,0002	0,269
LF (ligamentum flavum)	0,259	0,0008	0,259
JC (joint capsule)	0,392	0,0002	0,392
ISL (interspinous ligament)	0,079	0,0001	0,079

Le modèle cervical complet a été calibré et vérifié dans des tests d'extension, inflexion latérale, flexion, et torsion à l'aide des données expérimentales décrites par (Yoganandan et al., 2000) et (White and Panjabi, 1990).











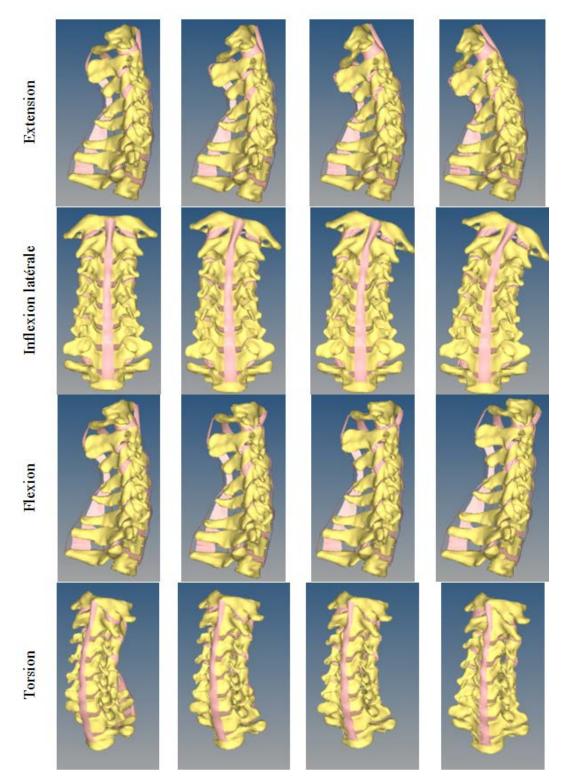


Figure 60 : Simulations de calibration et vérifications du modèle cervical SM2S











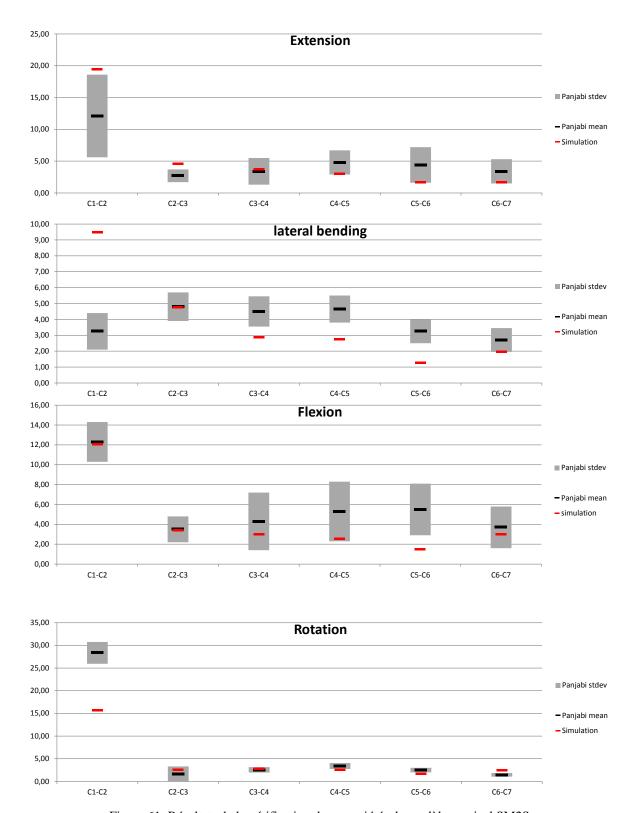


Figure 61: Résultats de la vérification des propriétés du modèle cervical SM2S













Plan d'expérience, paramètres étudiés et conditions aux limites

Puisque l'objectif de cette étude est d'identifier les facteurs de risque et de sévérité des conditions d'impact sur le rachis cervical lors des accidents de type 2 roues motorisé, deux études distinctes ont été effectuées. Une première étude basée sur un plan d'expérience faisant varier les conditions d'impact sur plusieurs segments cervicaux a été effectué, afin de mettre en évidence les conditions d'impact principal et d'impact combiné pouvant causer le plus de blessures. Dans la seconde étude, l'exemple du syndrome SCIWORA pour les lésions cervicales a été mis en évidence numériquement sous la forme des entorses cervicales.

Les modèles ont été prétraités et post traités en utilisant la suite HyperWorks et les simulations ont été résolues avec le solveur RADIOSS de Altair Engineering.

Pour la suite des analyses sur le rachis cervical, l'axe « x » est dans la direction antéro-postérieure. L'axe « y » est dans la direction médio-latérale. L'axe « z » est dans la direction caudo-craniale.

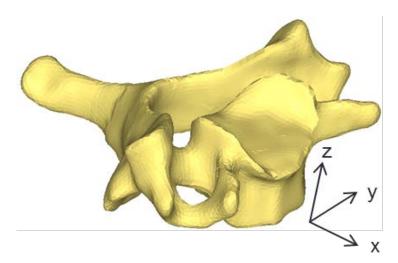


Figure 62: Directions anatomique.

Etude de la variabilité de condition d'impact sur segments cervicaux

Le plan d'expérience était basé sur 6 types de conditions traumatiques appliquées sur le rachis en termes de vitesse initiale et rotation initiale.

Les vertèbres inférieures de chaque segment étaient considérées comme des corps rigides non déformables et les plateaux vertébraux inférieurs étaient encastrés. Les vertèbres supérieures de chaque segment étaient considérées comme des corps rigides non déformable et les sollicitations étaient appliquées au centre des plateaux vertébraux supérieurs en considérant deux types de sollicitations :

Des sollicitations en translation:











- Vx : Impact frontal (antéro-postérieur) de 2 m.s⁻¹
- Vy : Impact latéral (vers la gauche) de 2 m.s⁻¹
- Vz : Compression ou distraction de 2 m.s⁻¹

Des sollicitations en rotation :

- Rx : Bending latéral (inflexion latérale vers la gauche) de 5°s⁻¹
- Ry: Extension ou flexion de 5°s⁻¹
- Rz : Rotation axiale (torsion vers la gauche) de 5°s⁻¹

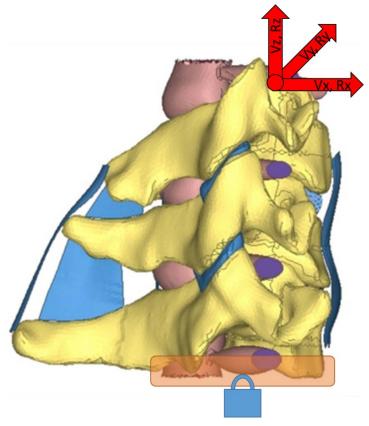


Figure 63: Conditions aux limites et sollicitations appliquées aux segments cervicaux

Le plan d'expérience était mixte (4 facteurs à 2 niveaux et 2 facteurs à 3 niveaux, basé sur des designs de Box-Behnken (Montgomery, 1997)). Le plan était composé de l'ensemble des combinaisons de 1, 2 ou 3 sollicitations simultanées, ceci conduisant à 78 cas uniques. Ce plan d'expérience a été appliqué sur les 3 niveaux cervicaux C2-C4, C4-C6 et C6-T1, conduisant à un total de 234 simulations.

Tableau 58 : Plan d'expérience par niveau à 6 facteurs 78 cas uniques.

4 2-level factors, 2 3-level factors, 78 runs, factorial

Case # Vx (0/4) Vy (0/4) Vz (-4/0/4) Rx (-5/0) Ry (-5/0/5) Rz (0/5)

Nomenclature













Compression + Bending + Extension	0	-5	-5	-2	0	0	#1
Compression + Bending	0	0	-5	-2	0	0	#2
Compression + Bending + Rotation	5	0	-5	-2	0	0	#3
Compression + Bending + Flexion	0	5	-5	-2	0	0	#4
Compression + Extension	0	-5	0	-2	0	0	#5
Compression + Extension + Rotation	5	-5	0	-2	0	0	#6
Compression	0	0	0	-2	0	0	#7
Compression + Rotation	5	0	0	-2	0	0	#8
Compression + Flexion	0	5	0	-2	0	0	#9
Compression + Flexion + Rotation	5	5	0	-2	0	0	#10
Bending + Extension	0	-5	-5	0	0	0	#11
Bending + Extension + Rotation	5	-5	-5	0	0	0	#12
Bending	0	0	-5	0	0	0	#13
Bending + Rotation	5	0	-5	0	0	0	#14
Bending + Flexion	0	5	-5	0	0	0	#15
Bending + Flexion + Rotation	5	5	-5	0	0	0	#16
Extension	0	-5	0	0	0	0	#17
Extension + Rotation	5	-5	0	0	0	0	#18
Rotation	5	0	0	0	0	0	#19
Flexion	0	5	0	0	0	0	#20
Flexion + Rotation	5	5	0	0	0	0	#21
Distraction + Bending + Extension	0	-5	-5	2	0	0	#22
Distraction + Bending	0	0	-5	2	0	0	#23
Distraction + Bending + Rotation	5	0	-5	2	0	0	#24
Distraction + Bending + Flexion	0	5	-5	2	0	0	#25
Distraction + Extension	0	-5	0	2	0	0	#26
Distraction + Extension + Rotation	5	-5	0	2	0	0	#27
Distraction	0	0	0	2	0	0	#28
Distraction + Rotation	5	0	0	2	0	0	#29
Distraction + Flexion	0	5	0	2	0	0	#30
Distraction + Flexion + Rotation	5	5	0	2	0	0	#31
Lateral Impact + Compression + Bending	0	0	-5	-2	2	0	#32
$Lateral\ Impact + Compression + Extension$	0	-5	0	-2	2	0	#33
Lateral Impact + Compression	0	0	0	-2	2	0	#34
Lateral Impact + Compression + Rotation	5	0	0	-2	2	0	#35
Lateral Impact + Compression + Flexion	0	5	0	-2	2	0	#36
Lateral Impact + Bending + Extension	0	-5	-5	0	2	0	#37
Lateral Impact + Bending	0	0	-5	0	2	0	#38













Lateral Impact + Bending + Rotation	5	0	-5	0	2	0	#39
Lateral Impact + Bending + Flexion	0	5	-5	0	2	0	#40
Lateral Impact + Extension	0	-5	0	0	2	0	#41
Lateral Impact + Extension + Rotation	5	-5	0	0	2	0	#42
Lateral Impact	0	0	0	0	2	0	#43
Lateral Impact + Rotation	5	0	0	0	2	0	#44
Lateral Impact + Flexion	0	5	0	0	2	0	#45
Lateral Impact + Flexion + Rotation	5	5	0	0	2	0	#46
Lateral Impact + Distraction + Bending	0	0	-5	2	2	0	#47
Lateral Impact + Distraction + Extension	0	-5	0	2	2	0	#48
Lateral Impact + Distraction	0	0	0	2	2	0	#49
Lateral Impact + Distraction + Rotation	5	0	0	2	2	0	#50
Lateral Impact + Distraction + Flexion	0	5	0	2	2	0	#51
Frontal Impact + Compression + Bending	0	0	-5	-2	0	2	#52
Frontal Impact + Compression + Extension	0	-5	0	-2	0	2	#53
Frontal Impact + Compression	0	0	0	-2	0	2	#54
Frontal Impact + Compression + Rotation	5	0	0	-2	0	2	#55
Frontal Impact + Compression + Flexion	0	5	0	-2	0	2	#56
Frontal Impact + Bending + Extension	0	-5	-5	0	0	2	#57
Frontal Impact + Bending	0	0	-5	0	0	2	#58
Frontal Impact + Bending + Rotation	5	0	-5	0	0	2	#59
Frontal Impact + Bending + Flexion	0	5	-5	0	0	2	#60
Frontal Impact + Extension	0	-5	0	0	0	2	#61
Frontal Impact + Extension + Rotation	5	-5	0	0	0	2	#62
Frontal Impact	0	0	0	0	0	2	#63
Frontal Impact + Rotation	5	0	0	0	0	2	#64
Frontal Impact + Flexion	0	5	0	0	0	2	#65
$Frontal\ Impact + Flexion + Rotation$	5	5	0	0	0	2	#66
Frontal Impact + Distraction + Bending	0	0	-5	2	0	2	#67
Frontal Impact + Distraction + Extension	0	-5	0	2	0	2	#68
Frontal Impact + Distraction	0	0	0	2	0	2	#69
Frontal Impact + Distraction + Rotation	5	0	0	2	0	2	#70
$Frontal\ Impact + Distraction + Flexion$	0	5	0	2	0	2	#71
Frontal Impact + Lateral Impact + Compression	0	0	0	-2	2	2	#72
Frontal Impact + Lateral Impact + Bending	0	0	-5	0	2	2	#73
Frontal Impact + Lateral Impact + Extension	0	-5	0	0	2	2	#74
Frontal Impact + Lateral Impact	0	0	0	0	2	2	#75
Frontal Impact + Lateral Impact + Rotation	5	0	0	0	2	2	#76













#77	2	2	0	0	5	0	Frontal Impact + Lateral Impact + Flexion
#78	2	2	2	0	0	0	Frontal Impact + Lateral Impact + Distraction

Etude de cas d'entorses cervicales

Dans un second temps, il a été choisi de reproduire une entorse cervicale grave, avec lésion médullaire. Le segment C5-C6 a été choisi car il est impliqué dans 15% des lésions cervicales, et est principalement sujet à des lésions de type entorse. Le plateau vertébral inférieurs de la vertèbre C6 a été encastré, et une vitesse postéro-antérieure de 2 m.s⁻¹ a été imposée à C5 au plateau supérieur de la vertèbre C5.

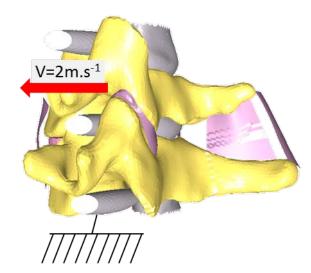


Figure 64: Conditions aux limites et sollicitation sur le segment C5-C6

L'objectif spécifique a été de comparer la biomécanique de différents cas d'entorses cervicales graves, avec lésion médullaire. Ainsi, les 3 cas suivants ont été considérés :

- 1) Dislocation cervicale sans fracture osseuse, sans mouvement de rotation.
- 2) Dislocation cervicale sans fracture osseuse, avec mouvement de rotation.
- 3) Dislocation cervicale avec fracture de facette(s) articulaire(s).

Afin de générer ces différents cas, les propriétés mécaniques attribuées aux différents composants ostéoligamentaires des unités fonctionnelles ont été modulées. Les lésions étudiées dans les cas 1) et 2) étant discoligamentaires et nerveuses, les vertèbres ont été considérées comme des corps rigides. Pour le cas 3), seules les moitiés supérieures de C5 et inférieure de C6 ont été considérées comme des corps rigides.













Mesures et analyse statistique

Les simulations ont été réalisées sur des durées de 4 ms et ont conduit à des ruptures soit osseuse, soit ligamentaire, soit des disques intervertébraux. Dans les deux études, les mesures extraites des simulations se sont effectuées sur les segments entiers et par siège anatomique et permettent ainsi d'alimenter les variables de réponse du plan d'expérience. Les lieux et temps d'initiations de fractures de chaque siège anatomique (ligaments, disque intervertébraux ou vertèbre) ont été mesurés au moment de la suppression du premier élément par siège et les énergies internes, forces résultantes et moments résultants ont été mesurés à ce moment-là pour chaque siège anatomique. En fin de simulation (4 ms), la proportion des éléments supprimés par sièges anatomique a ensuite été calculée.

L'énergie interne se définie par l'équation suivante :

$$E_i = \int_{-t/2}^{t/2} \sigma \varepsilon dt$$

Où σ and ε sont respectivement les tenseurs de contraintes et de déformation. Les topologies de fractures et conditions traumatiques ont été comparées aux classifications de traumatisme du rachis (Aebi and Arlet, 2007; Argenson et al., 1997). Une analyse des déformations dans la substance blanche et la substance grise de la moelle épinière a été effectuée et les valeurs maximales locales ont été mesurées. L'étude de (Owen et al., 1988) indique que des valeurs de déformation interne de 0.1 sur la matière blanche et la matière grise conduit à des lésions neurologiques.

L'analyse de la variabilité des conditions d'impact sur segments cervicaux s'est effectuée en utilisant une méthode par plan d'expérience (Montgomery, 1997). Cette approche statistique permet d'obtenir des diagrammes de Pareto et des graphiques des effets principaux. Le diagramme de Pareto des effets est souvent un outil efficace pour synthétiser les résultats d'un plan d'expérience. Dans ce graphique, les effets estimés de l'ANOVA des facteurs principaux et de leurs interactions sont classés de la plus grande à la plus petite valeur absolue standardisée. L'importance de chaque effet est représentée par une colonne. Il y a également une ligne verticale traversant les colonnes indiquant à quel seuil un effet sera statistiquement significatif. Le diagramme de Pareto fait ressortir deux informations importantes, premièrement les paramètres qui ont un effet statistiquement significatif sur les variables de réponse et le/les variables qui ont des effets prédominant sur la réponse. La taille d'un effet est donc une grandeur statistique descriptive calculée à partir de données observées empiriquement afin de fournir un indice quantitatif de la force de la relation entre les variables. L'effet d'une interaction entre deux facteurs principaux est significatif lorsqu'il n'est pas une combinaison linéaire des effets des facteurs principaux. Le graphique des effets principaux affiche les résultats du passage d'un paramètre à un autre pour chaque facteur. Pour l'analyse du plan













d'expérience, une p-value inférieure à 0.01 a été choisie compte tenu de l'aspect déterministe des simulations numériques.

Résultats

Etude de la variabilité de condition d'impact sur segments cervicaux

Animations et comportement

L'ensemble des 234 simulations ont été réalisées en 375h de calcul. Les Figure 65 et Figure 67 montrent des exemples de résultat de simulation sur les segments C2-C4 et C4-C6 dans un cas de chargement de compression et extension (cas #5 du plan d'expérience).

Les animations montrent la cinématique des segments avec le mouvement imposé par les vitesses initiales sur les vertèbres supérieures. Ce cas de chargement a montré des phénomènes de rupture ligamentaire suivi d'un arrachement des disques intervertébraux entre la vertèbre supérieure et la vertèbre du milieu.

Les simulations ont également permis de mettre en évidence les déformations subies par la moelle épinière et particulièrement la substance grise et blanche du au mouvement des vertèbres supérieures (Figure 67). Dans ce cas précis, des déformations locales supérieure à 0.3 ont été mesurées. Ces déformations sont supérieurs au seuil de 0.1 défini par (Owen et al., 1988), ceci pouvant conduire à des lésions neurologiques.











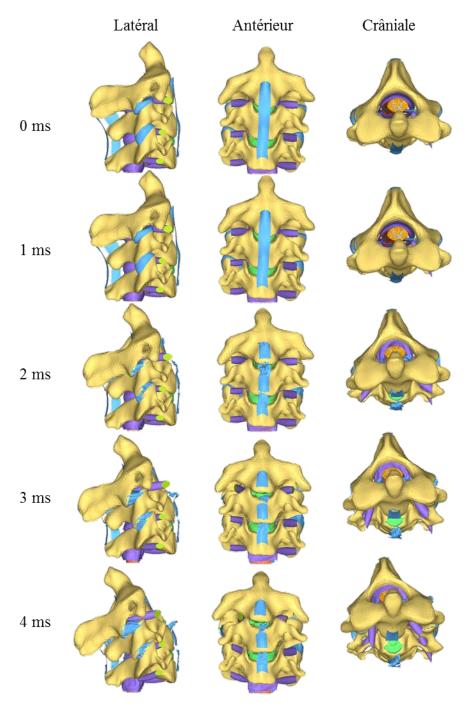


Figure 65: Résultat de simulation sur le segment C2-C4 sous chargement combiné de compression et extension sous 3 vues.











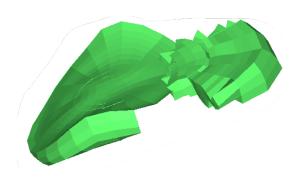


Figure 66 : Zoom sur déchirement du disque intervertébral C2-C3 à 3 ms

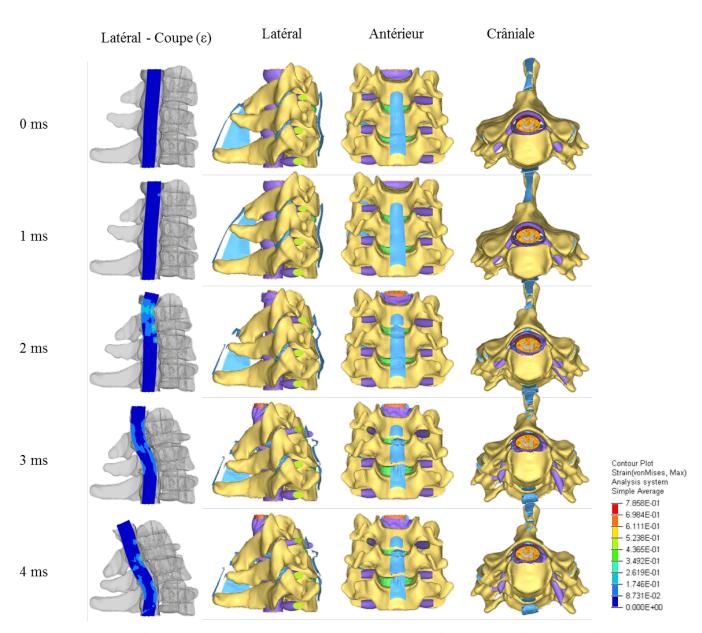


Figure 67: Résultat de simulation sur le segment C4-C6 sous chargement combiné de compression et extension sous 3 vues et une vue en coupe sagittale des déformations de la moelle.













Types de blessures observé et classification des blessures cervicales

Toutes les conditions cinématiques ont conduit à des conditions traumatiques uniques avec des arrachements ligamentaires, ruptures de disques intervertébraux et parfois de la rupture osseuse. L'ensemble des simulations ont permis de retrouver les blessures observées dans la classification de (Argenson et al., 1997) et (Aebi and Arlet, 2007).

La classification AO Spine des traumatismes cervicaux fait un lien entre les conditions traumatiques que le rachis subit et les types de blessures observés cliniquement :

- Type A : Compression
 - A1 : + Flexion : fracture marginale antérieure
 - A2 : + Flexion : effondrement du plateau surtout antérieur (tassement cunéiforme)
 - A3 : + Flexion : détachement d'un fragment inter pédiculaire qui bascule dans le canal
- Type B : Distraction
 - B1 : + Flexion : Arrachement postérieur ligamentaire majoritairement
 - B2 : + Flexion : Arrachement postérieur par rupture osseuse majoritairement
 - B3: + Extension / Cisaillement: Arrachement postérieur et arrachement ligamentaire et du disque intervertébral
- Type C : Torsion/rotation
 - C1: + Compression: Fracture du type A avec torsion
 - C2: + Flexion + Distraction (B1): Fracture du type B avec rotation
 - C3: + Cisaillement: Fracture oblique

Le Tableau 61 illustre les cas les plus fréquemment observés ainsi que les résultats de simulation concordants. Toute les combinaisons qui comprenaient une composante en compression (Vz) ont conduit à de la rupture osseuse et à des blessures du type A de la classification de AO Spine. Les combinaisons qui comprenaient une composante en distraction ont conduit à des arrachements ligamentaires et des disques intervertébraux, ce qui conduisait à des blessures du type B. Les combinaisons qui comprenaient des composantes en bending latéral, impact latéraux et rotation axiales ont conduit à des blessures du type C.

Tableau 59 : Illustrations de condition traumatiques et types de blessures de AO Spine (Aebi and Arlet, 2007)

Condition traumatique	Simulation	Illustration de AO Spine et classification













Compression + Flexion		A1.2
Distraction + Flexion	O W	B1.1
Distraction + Extension		B3.1
Compression + Bending latéral + Flexion		C1.1

Analyse de corrélation

Une analyse de corrélation sur l'ensemble des indicateurs mesurés a été effectuée afin de définir les variables interdépendantes. L'analyse a été faite sur les 234 simulations et le Tableau 60 souignes les corrélations fortes $(p<0.05 \text{ et } r^2>0.4)$ qui ont été obtenue :

- Energie interne à la rupture ligamentaire et Force résultante à la rupture ligamentaire (E_i Lig. F_r Lig.)
- Energie interne à la rupture ligamentaire et Moment résultant à la rupture ligamentaire (E_i Lig. M_r Lig.)
- Force résultante à la rupture ligamentaire et Moment résultant à la rupture ligamentaire (F_r Lig. M_r Lig.)
- Energie interne à la rupture des disques intervertébraux et Force résultante à la rupture des disques intervertébraux (E_i Disque – F_r Disque)
- Energie interne à la rupture des disques intervertébraux et Moment résultant à la rupture des disques intervertébraux (E_i Disque – M_r Disque)
- Force résultante à la rupture des disques intervertébraux et Moment résultant à la rupture des disques intervertébraux (F_r Disque – M_r Disque)











Force résultante à la rupture des disques intervertébraux et Force résultante à la rupture ligamentaire (F_r Disque - F_r Lig.)

Pour la suite de l'analyse du plan d'expérience, seules les énergies internes seront étudiées puisque l'énergie interne est un bon indicateur et prédicteur des forces résultantes et moments résultants. L'analyse de corrélation a également mis en évidence des corrélations faibles ou autrement des tendances (p<0.05 et $r^2 > 0.2$).

Tableau 60: Table de corrélation (N=234) – Valeur de r2. Les valeurs en rouge ont des p<0.05. Les valeurs de r2>0.2 sont en italique (corrélation faible : tendance) et les valeurs de r2>0.4 sont en gras et souligné (corrélation forte).

	Prop.	Ei Lig.	F _r Lig. M _r Lig	Prop.	E_{i}	F_{r}	$M_{\rm r}$	Duon Os	- Ma -11-	
	Lig.	El Lig.	r _r Lig.	W _r Lig	Disque	Disque	Disque	Disque	Prop. Os	ε Moelle
Prop. Lig.	1,00									
E _i Lig.	0,12	1,00								
F _r Lig.	0,11	<u>0,91</u>	1,00							
M_r Lig	0,02	<u>0,53</u>	<u>0,60</u>	1,00						
Prop. Disque	0,30	0,20	0,20	0,24	1,00					
E _i Disque	0,26	0,32	0,30	0,07	0,23	1,00				
F _r Disque	0,24	0,39	<u>0,43</u>	0,11	0,20	<u>0,89</u>	1,00			
M _r Disque	0,18	0,37	0,36	0,16	0,26	<u>0,83</u>	<u>0,78</u>	1,00		
Prop. Os	0,09	0,07	0,10	0,09	0,31	0,20	0,19	0,17	1,00	
ε Moelle	0,01	0,01	0,00	0,00	0,04	0,00	0,00	0,00	0,00	1,00

Analyse du plan d'expérience global

L'analyse du plan d'expérience s'est premièrement effectuée sur l'ensemble des simulations en prenant en compte le niveau vertébral comme un facteur (à 3 modalités). Les variables de réponses étudiées étaient

- La proportion d'éléments ligamentaires rompus
- La proportion d'éléments de disque rompus
- La proportion d'éléments de vertèbre rompus
- L'énergie interne à la première rupture ligamentaire
- L'énergie interne à la première rupture de disque
- La déformation de la matière blanche et de la matière grise dans la moelle épinière

La Figure 68 montre que le niveau cervical est l'effet le plus prédominant sur la proportion de ruptures ligamentaires et sur les déformations de la substance grise et de la substance blanche de la moelle épinière dans toutes les simulations.













Les autres effets significatifs sont également visibles en gras dans les diagrammes de Pareto, par exemple dans le cas de la proportion de ruptures ligamentaires, l'interaction « impact frontal et l'extension/flexion », la compression/distraction, la rotation axiale, l'interaction « impact frontal et compression/distraction », l'impact frontal, l'interaction « compression/distraction et bending latéral », l'interaction « Extension/Flexion et niveaux cervical » et l'interaction « compression/distraction et niveaux cervical » ont également des effets significatifs sur la proportion de ruptures ligamentaires dans toutes les simulations. Les Figure 69, Figure 70, Figure 71 et Figure 72 montrent que la compression/distraction est le facteur le plus prédominant sur la proportion de rupture de disque et d'os, ainsi que sur les énergies à la rupture des ligaments et des disques intervertébraux.

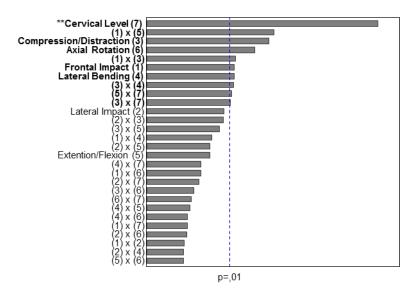


Figure 68 : Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de ruptures ligamentaires. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.













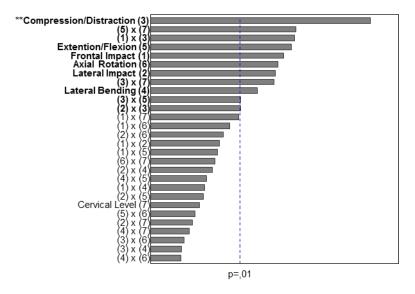


Figure 69 : Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de rupture des disques intervertébraux. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

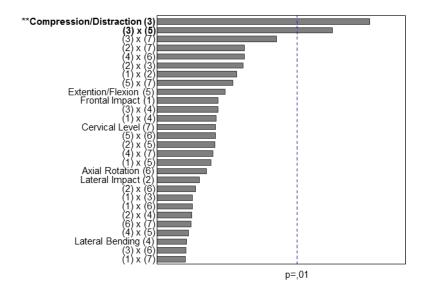


Figure 70 : Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de ruptures osseuses vertébrales. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.













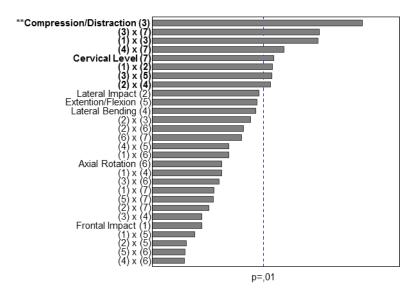


Figure 71 : Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Energie interne à la rupture ligamentaire. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

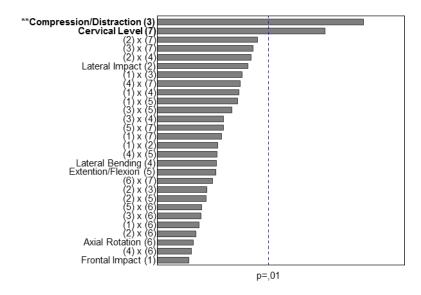


Figure 72 : Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Energie interne à la rupture de disque intervertébrale. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.













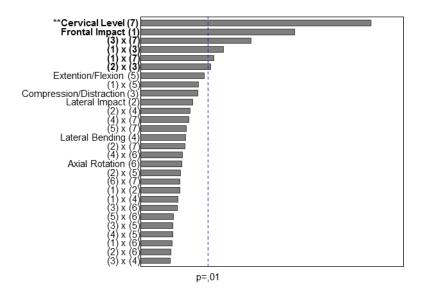


Figure 73 : Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Déformation de la matière blanche et grise dans la moelle épinière . Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

La Figure 74 permet de visualiser les modalités de chaque facteur conduisant à la réponse de chaque variable de réponse. Ceci permet de montrer que le maximum de rupture ligamentaire est au niveau C4-C6, en revanche les plus fortes déformations de la substance blanche et grise de la moelle épinière se trouvent au niveau C2-C4 et C6-T1. Par ailleurs, les chargements de compression conduisent à plus de rupture des disques et des vertèbres. Les énergies à la rupture des ligaments et des disques sont plus élevées dans les cas de chargement en compression. De plus, les énergies de rupture des ligaments sont plus basses à la charnière C6-T1 et les énergies de rupture des disques est plus basses au niveau C2-C4.











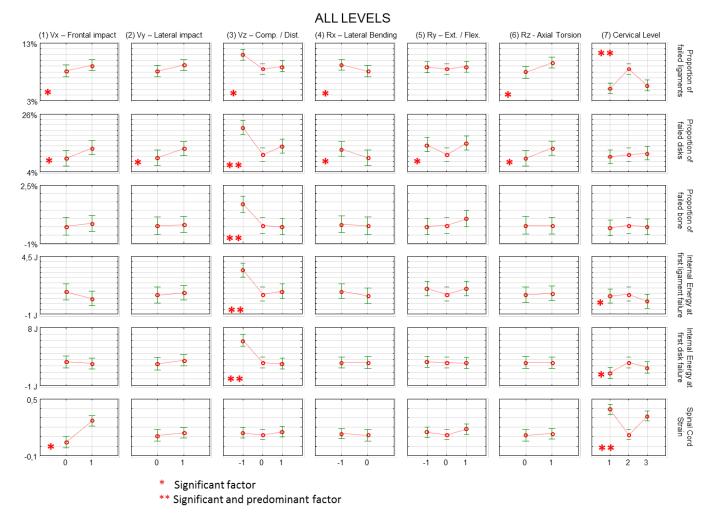


Figure 74: Graphique des effets principaux toutes simulations. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

Ces premiers résultats mettent en évidence une différence de comportement entre les niveaux vertébraux. Les différences de morphologie des vertèbres entre les segments haut (C2-C4) et moyen ou de la charnière thoracocervicale (C4-C6/C6-T1) et leurs rôles dans la mobilité globale du rachis cervical pourraient expliquer les différences de cinématique ainsi que les déformations subies par la moelle épinière. De plus, les sollicitations en compression montrent des effets significatifs et prédominants sur les traumatismes ostéo-ligamentaires. Puisque les énergies de rupture des ligaments sont plus basses à la charnière C6-T1 et les énergies de rupture des disques sont plus basses au niveau C2-C4, il y a donc plus de risque de rupture ligamentaire au niveau C6-T1 et plus de risque de rupture des disques au niveau C2-C4. Les sollicitations n'ont néanmoins pas d'effets significatifs sur les déformations primaires de la moelle épinière, mais les niveaux de traumatismes ostéo-ligamentaires obtenus lors de ces sollicitations isolées peuvent conduire à des instabilités du rachis cervical et à des blessures médullaires secondaires. Ces mécanismes ont un effet sur les stratégies de protection du rachis cervical selon les niveaux.













Analyse du plan d'expérience par niveau cervical

Une analyse par niveaux cervical montre qu'au niveau cervical haut (C2-C4), les sollicitations en compression conduisent à une plus grande proportion de ruptures ligamentaires, des disques intervertébraux et des vertèbres. Les ruptures ligamentaires et des disques en compression apparaissent à plus haute énergie que les ruptures en distraction. Il est également à noter que les chargements en cisaillement (impact latéral et impact frontal) ont des effets significatifs sur la proportion de ruptures ligamentaires et le niveau d'énergie interne à la rupture. Les sollicitations en extension ont également un effet significatif sur la proportion de rupture des disques et cela apparait dans des gammes d'énergies internes plus basses comparé à la flexion. Ceci est en accord avec la classification des traumatismes du rachis cervical d'(Argenson et al., 1997) et de leur plus grande prévalence dans les cas de flexion comparé aux cas d'extension.

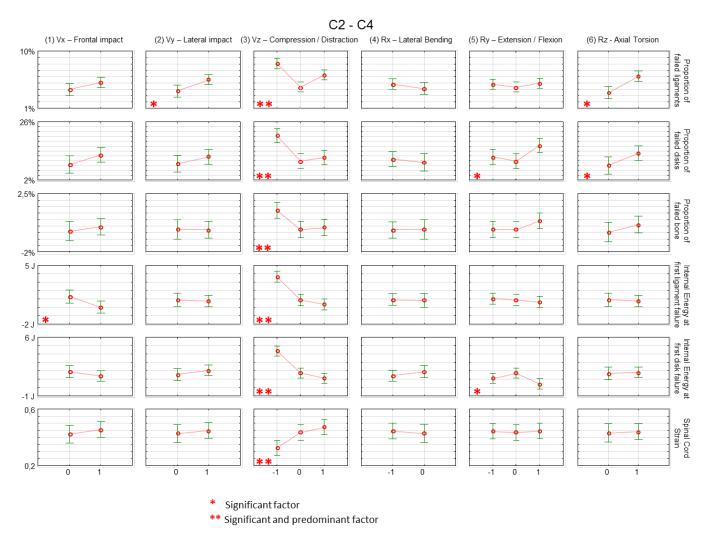


Figure 75: Graphique des effets principaux C2-C4. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.













Au niveau C4-C6, le graphique des effets principaux en Figure 76 montre que les sollicitations en compression conduisent à une plus grande proportion de ruptures ligamentaires, des disques intervertébraux et des vertèbres. Les ruptures ligamentaires et des disques en compression apparaissent à des gammes de plus haute énergie que les ruptures en distraction. Les chargements en cisaillement (impact latéral et impact frontal) ont des effets significatifs sur la proportion de ruptures ligamentaires et sur le niveau d'énergie interne à la rupture. La sollicitation frontale (Vx) a l'effet significatif le plus prédominant sur la déformation de la moelle épinière à ce niveau vertébral.

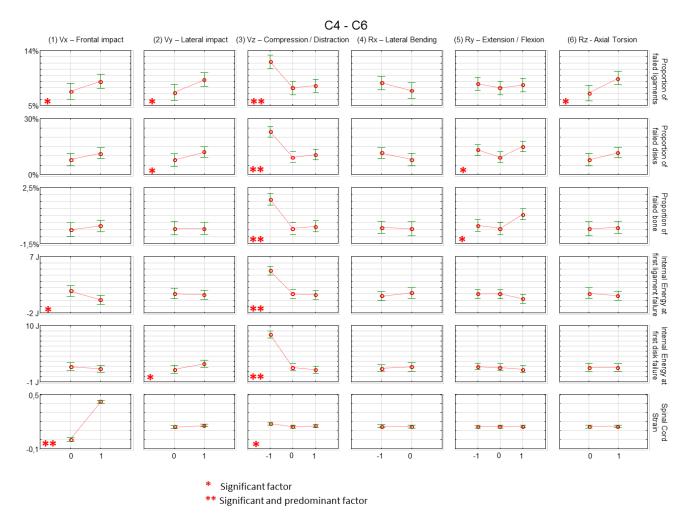


Figure 76: Graphique des effets principaux C4-C6. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

A la charnière thoraco-cervicale C6-T1, le comportement est sensiblement le même qu'au niveau C4-C6. Les sollicitations en compression conduisent à une plus grande proportion de ruptures ligamentaires, des disques intervertébraux et des vertèbres. Les ruptures ligamentaires et des disques en compression apparaissent à plus haute énergie que les ruptures en distraction. Les chargements en cisaillement (impact latéral et impact frontal) ont des effets significatifs sur la proportion de ruptures ligamentaires et sur le niveau d'énergie interne à la rupture. La













sollicitation frontale (Vx) a l'effet significatif le plus prédominent sur la déformation de la moelle épinière à ce niveau vertébral.

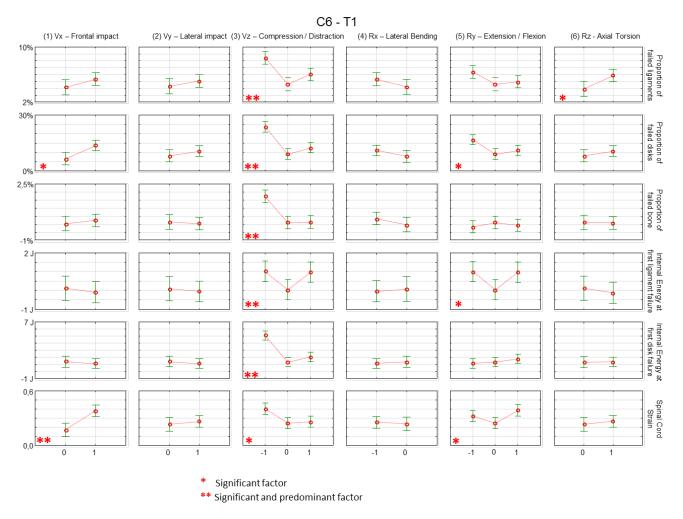


Figure 77: Graphique des effets principaux C6-T1. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

Analyse du plan d'expérience sur les proportions de ruptures ligamentaires

Les diagrammes de Pareto des proportions de ruptures ligamentaires (Figure 78, Figure 79 et Figure 80) montrent qu'outre l'effet prédominant de la compression sur la proportion de ruptures ligamentaires, la rotation axiale à un effet significatif sur l'ensemble des niveaux cervicaux. Au niveau C2-C4, les sollicitations latérales, la flexion et l'interaction des deux ont des effets significatifs sur la proportion de ruptures ligamentaires. Aux niveaux C4-C6 et C6-T1, les sollicitations frontales et leurs interactions avec les sollicitations en flexion ont des effets significatifs sur la proportion de ruptures ligamentaires. Compte tenu de la prévalence des situations d'impact frontal observées dans notre échantillon de victimes prises en charge dans les services de déchocage, les enjeux de protection du rachis cervical doivent clairement tenir compte de ces zones de fragilité C4-C6 et C6-T1 et de la nécessité de













restreindre la mobilité du rachis avec un dispositif de protection permettant justement de limiter le risque de lésion ligamentaire.

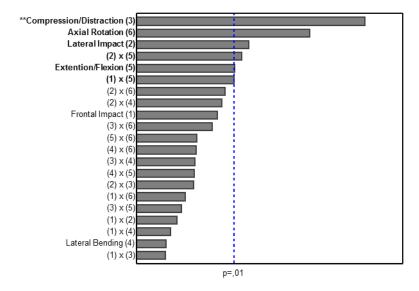


Figure 78: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de ruptures ligamentaires - C2-C4. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

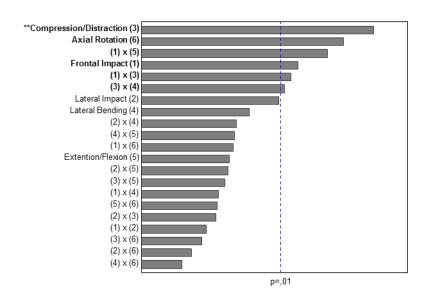


Figure 79: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de ruptures ligamentaires – C4-C6. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.











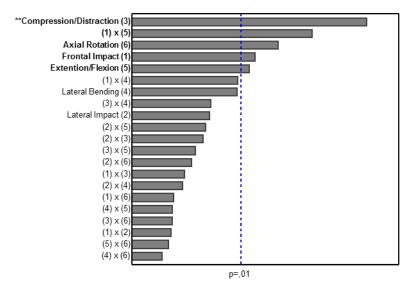


Figure 80: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de ruptures ligamentaires - C6-T1. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

Analyse du plan d'expérience sur les proportions de rupture des disques intervertébraux

Les diagrammes de Pareto des proportions de rupture des disques intervertébraux (Figure 81, Figure 82 et Figure 83) montrent qu'outre l'effet prédominant de la compression, les sollicitations de flexion, rotation axiale et de cisaillement (latéral et frontal) ont des effets significatifs sur la proportion de rupture des disques intervertébraux.

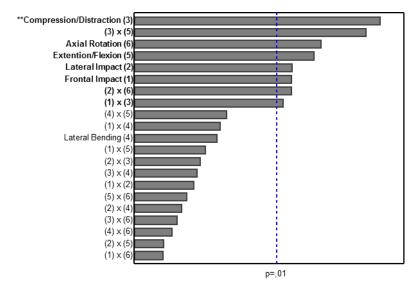


Figure 81: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de rupture des disques intervertébraux - C2-C4.

Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.











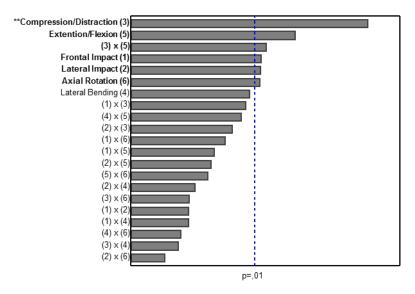


Figure 82: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de rupture des disques intervertébraux - C4-C6.

Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

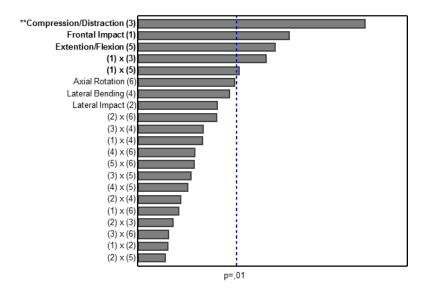


Figure 83: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de rupture des disques intervertébraux - C6-T1.

Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

Analyse du plan d'expérience sur les proportions de ruptures osseuses vertébrales

Les diagrammes de Pareto des proportions de rupture osseuse vertébrale (Figure 84, Figure 85 et Figure 86) montrent qu'outre l'effet prédominant de la compression, les sollicitations en flexion et en bending latéral ont des effets significatifs sur la proportion de ruptures osseuses vertébrales aux niveaux C4-C6 et C6-T1.











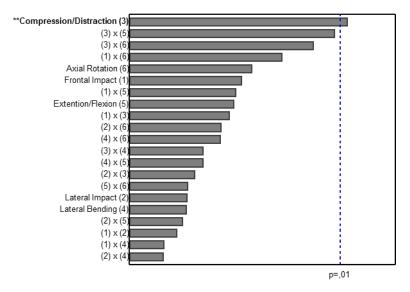


Figure 84: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de ruptures osseuses vertébrales - C2-C4. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

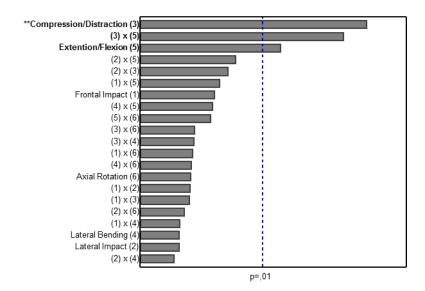


Figure 85: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de ruptures osseuses vertébrales - C4-C6. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.













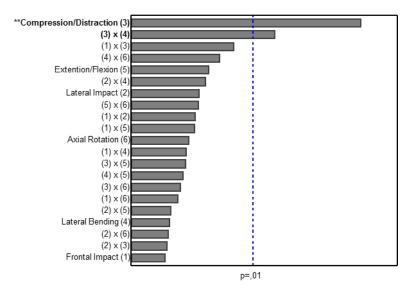


Figure 86: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Proportion de ruptures osseuses vertébrales - C6-T1. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

Analyse du plan d'expérience sur les déformations de la matière blanche et grise dans la moelle épinière

Les diagrammes de Pareto de déformation de la matière blanche et grise dans la moelle épinière (Figure 87, Figure 88 et Figure 89) montrent que l'effet de la compression est prédominant et que les effets des sollicitations par cisaillement (latéral et frontal) ainsi que le bending latéral sont significatifs au niveau C2-C4. En revanche, Aux niveaux C4-C6 et C6-T1, l'effet des sollicitations frontales est prédominant sur la déformation de la matière blanche et grise dans la moelle épinière et les effets des sollicitations latérale et de flexion sont significatifs. Les déformations moyennes de la substance blanche et grise de la moelle épinière sont toutes supérieures à la limite de 0.1 défini par (Owen et al., 1988) conduisant à des risques de lésions neurologique (déformation moyenne de 0.42 à C2-C4, 0.15 à C4-C6 et 0.35 à C6-T1).

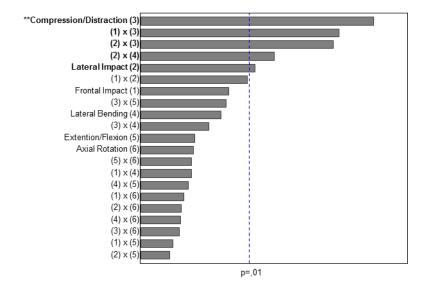














Figure 87: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Déformation de la matière blanche et grise dans la moelle épinière – C2-C4. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

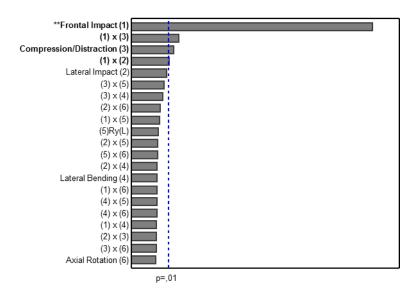


Figure 88: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Déformation de la matière blanche et grise dans la moelle épinière – C4-C6. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

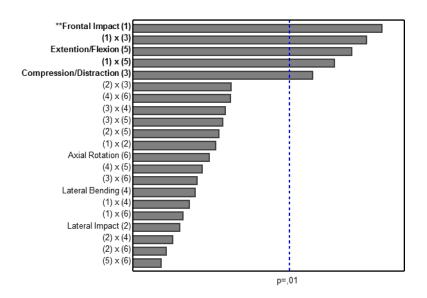


Figure 89: Diagramme de Pareto des effets standardisés; Variable: Déformation de la matière blanche et grise dans la moelle épinière – C6-T1. Les effets significatifs (p<0.01) sont en gras.

Synthèse

• La compression est la sollicitation mécanique qui entraîne le plus de lésions sur les différents niveaux cervicaux (supérieur, moyen et inférieur) et aux différents sièges (vertèbres, disques et ligaments). En effet,













on note que les lésions articulaires et fractures osseuses apparaissent en majorité suite à une sollicitation en compression.

- Le niveau cervical a un impact significatif sur l'apparition de lésions ligamentaires (entorses cervicales). En effet, le niveau cervical moyen (C4-C6) entraîne des lésions ligamentaires plus importantes que pour les niveaux supérieurs et inférieurs. En revanche, l'apparition de déformations de la matière grise et de la matière blanche de la moelle épinière est plus importante aux niveaux cervicaux supérieur et inférieur (C2-C4 et C6-T1). La base de données du projet SECU2RM, bien que limitée en ce qui concerne le rachis cervical, permet de faire un lien entre les types de lésions obtenues au niveau clinique du rachis cervical et les types de lésions obtenues lors de ces travaux de simulation. Au niveau clinique, on note que plusieurs contusions sont apparues au niveau de la moelle épinière. Ce type de lésion est le seul entraînant un code AIS3+ (AIS ≥ 3). Il n'y a cependant pas d'information concernant le niveau cervical impliqué dans ces contusions. Ces contusions de la moelle épinière peuvent être mises en lien avec l'instabilité du rachis cervical entraînée par les lésions articulaires (ligamentaires et disques intervertébraux) que l'on retrouve dans les résultats observés dans l'étude numérique réalisée.
- La protection du rachis cervical chez les motocyclistes doit être mise en place à partir de dispositifs qui réduisent les amplitudes de mouvements. On note que si tous les types de sollicitation mécanique au niveau du rachis cervical induisent l'apparition de lésions, la sollicitation de type compression axiale dont on sait qu'elle est rare mais particulièrement délétère est celle qui entraîne le plus de lésions significatives. La réduction d'amplitude selon les sollicitations concernées permettra de diminuer le risque de lésions articulaires et de fractures osseuses lors des accidents de 2RM.













Etude de cas d'entorses cervicale

Cinématique des blessures

Les Figure 90 et Figure 91 illustrent les différences de cinématique dans les cas d'entorse symétrique et asymétrique et dans le cas de rupture de facette. Dans le cas des entorses, nous observons une plus grande proportion de ruptures ligamentaires et un arrachement des disques intervertébraux plus marqué. La course de la vertèbre supérieure est également plus longue, conduisant à un impact plus profond avec la moelle épinière.

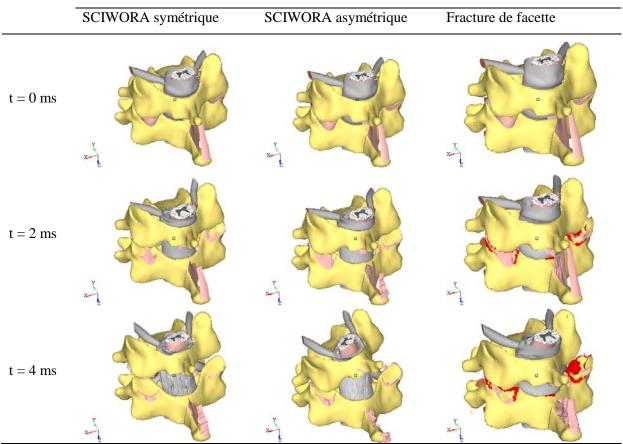


Figure 90:Cinématique lésionnelle (vue iso)













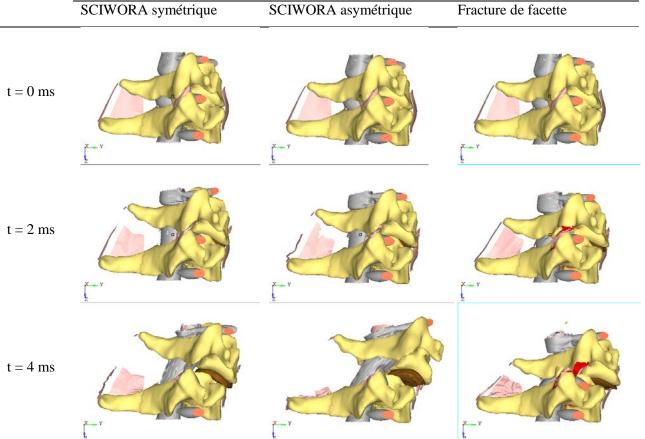


Figure 91: Cinématique lésionnelle (vue de droite)

Niveaux de contraintes dans la moelle épinière

Les Figure 92, Figure 93 et Figure 94 permettent de visualiser les niveaux et localisations des contraintes de Von Mises dans la substance blanche et grise de la moelle épinière. Dans le cas de l'entorse symétrique, la contrainte locale la plus élevée se trouve au niveau de l'impact de la lame de la vertèbre supérieure (C6) à un niveau de 1.47 MPa et qui est la plus élevée des 3 situations de blessure. Dans le cas de l'entorse asymétrique, la contrainte locale la plus élevé se trouve au niveau de l'impact de la lame de la vertèbre supérieure (C6) à un niveau de 1.28 MPa et qui démontre également le plus grand déplacement de la vertèbre supérieure. Dans les deux entorses, des effets de traction sont observés dans la moelle épinière due à la cinématique de la vertèbre supérieure.













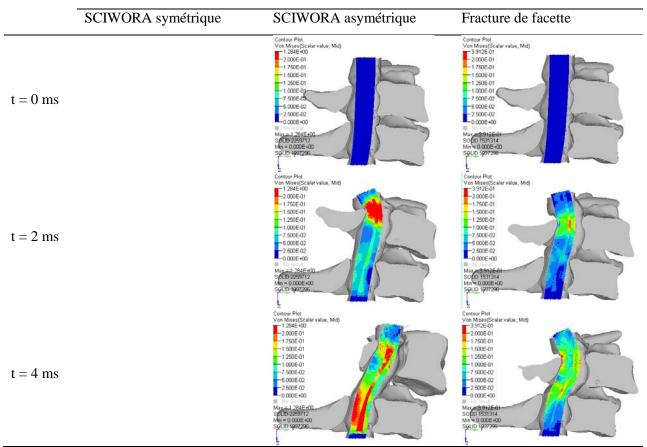


Figure 92:Contrainte dans la moelle épinière (coupe longitudinale)













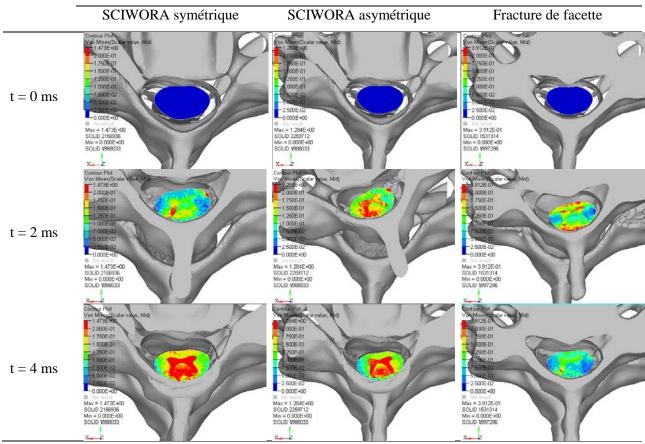


Figure 93:Contrainte dans la moelle épinière (coupe transverse niveau C5)













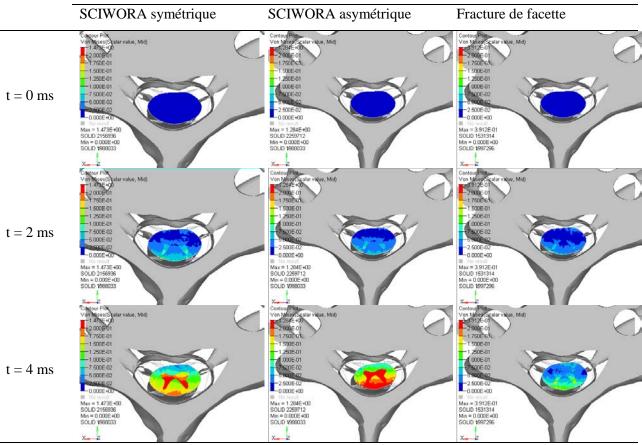


Figure 94:Contrainte dans la moelle épinière (coupe transverse niveau C6)

Mesures de force, moment et énergie interne

Les mesures de forces et moments permettent de mettre en évidence l'apparition de plus grande forces dans les cas d'entorses sans fracture comparé au scénario de le la fracture des facettes. La courbe d'énergie interne montre également que le cas de fracture des facettes apparait à plus basse énergie alors que l'entorse asymétrique apparait à plus haute énergie interne.

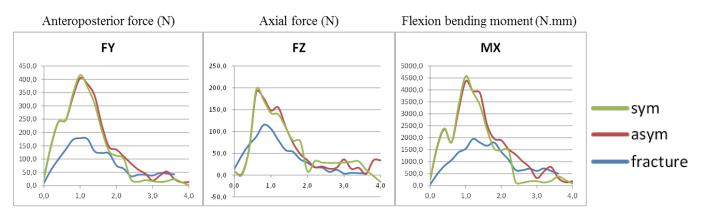


Figure 95:Forces résultantes













Tableau 61: Niveaux de Force et moment maximaux

Maximums	FY	FZ	MX
Sym	415,7	196,9	4574,7
Asym	404,6	191,2	4366,5
Fracture	178,7	115,2	1949,8

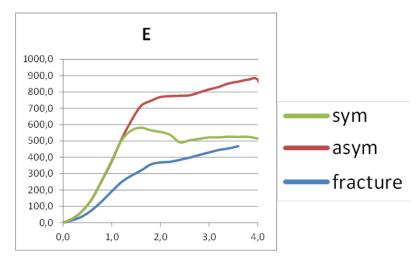


Figure 96: Energie interne

Discussion

Dans ces deux études, nous avons pu montrer que le modèle permet de simuler des cas de traumatismes réalistes et cohérents avec les classifications de traumatisme du rachis cervical d'(Argenson et al., 1997) et d'(Aebi and Arlet, 2007), et vérifier la pertinence biomécanique de nos modèles. Il faut néanmoins garder en tête que les blessures simulées ici représentent des situations traumatiques primaires (premier choc) et n'abordent pas les blessures secondaires (rebond, autres impacts, manipulations des victimes, ...) pouvant conduire à des risques de surblessures.

Les conditions d'accident observées dans la tâche 4.1 (accidentologie, focus colonne vertébrale) montrent une forte variabilité des conditions d'impact primaire (premier choc sur obstacle fixe, sol/chaussée ou véhicule en mouvement) suivi d'une combinaison d'impacts se cumulant à l'impact primaire. Le scénario d'accident le plus fréquent aboutissant à au moins une lésion au niveau de la colonne est le cas d'impact moto contre voiture, suivi d'un impact corporel de la victime contre le véhicule, puis d'un second impact au sol (32 victimes dont 6 avec au moins une lésion AIS 3+). D'un point de vue lésionel, la majorité des accidents en 2RM aboutissant à au moins une lésion dans la région de la colonne se produisent lors :













- d'un choc frontal contre le côté du véhicule (16 victimes dont 6 ayant eu au moins une lésion à la colonne de gravité AIS 3+),
- d'une collision avec obstacle puis chute sur la chaussée (13 victimes dont 3 avec au moins une lésion à la colonne de gravité AIS 3+),
- d'un choc frontal contre l'avant (12 victimes dont 1 avec au moins une lésion à la colonne de gravité AIS 3+).

Ces types d'impact peuvent conduire à des sollicitations de type translationnel (impact frontal, latéral ou compression) associées à un plus grand risque de blessure. En effet, les résultats des simulations précédentes nous permettent de faire ressortir les points clés suivants :

- Les sollicitations en compression ont un effet prédominant sur les ruptures ostéo-ligamentaires à tous les niveaux cervicaux.
- Les sollicitations combinant compression et cisaillement (frontal et latéral) ont des effets prédominant sur la déformation de la moelle épinière.
- Il y a des différences entre niveaux vertébraux : la morphologie des vertèbres change la cinématique, les risques et les types de blessures et les déformations subies par la moelle épinière.

Les résultats de simulations d'entorses cervicales avec ou sans fracture permettent de montrer que le cas d'entorse symétrique conduit à une plus grande contusion et contrainte interne dans la moelle épinière, ce qui se traduit par un risque de blessure neurologique. Le cas d'entorse asymétrique apparait à plus haute énergie interne et donc à moins de chance de se produire. Elle conduit néanmoins à des hauts niveaux de contrainte dans la moelle épinière et ajoute une composante en rotation, ce qui conduit à un risque de blessure neurologique. Le cas de fracture de facettes apparait dans des gammes d'énergie interne plus basses. Ce type de lésion génère moins de contrainte dans la moelle épinière, ce qui minimise le risque de blessure neurologique. Cet effet de « fusible » par fracture osseuse peut être associé à une sorte de phénomène de mécanisme de protection de la moelle.

Ces résultats peuvent être pris en compte comme piste d'amélioration dans la conception de dispositifs de protection du rachis cervical de type collier cervical. L'objectif serait donc de réduire les risques de sévérité en réduisant les effets des impacts de types translationnel.













Focus tronc : distribution et sévérité des impacts

Introduction

L'objectif de cette section est d'analyser les facteurs de risque lésionnels du tronc lors des accidents 2RM contre voiture. Une approche globale par des simulations en multicorps a été mise en place afin de reproduire toute la cinématique de l'accident. Une étude paramétrique a été réalisée pour analyser les conditions d'impact du tronc et pour examiner son influence sur les possibles lésions survenues par l'usager 2RM.

Matériel et méthodes

Ce travail propose une approche numérique avec le logiciel Madymo. Madymo combine la simulation en multi corps et la simulation en éléments finis. Un système en multi corps est formé par des corps rigides représentés par des ellipsoïdes et connectés par des joints. Le contact entre les ellipsoïdes est calculé à partir d'une force de pénétration qui est définie par une fonction. Dans l'approche en éléments finis le contact est déterminé à travers la déformation des éléments, ce qui est beaucoup plus couteux en temps de calcul.

Description des modèles

Dans cette étude, le modèle numérique se compose de trois systèmes en multicorps: Le motocycliste, le 2RM et le véhicule. De plus, certaines régions anatomiques du motocycliste ont été maillées en éléments finis et divisées en différentes zones pour identifier plus précisément les impacts appliqués à certaines régions anatomiques du corps humain.

Modèle humain

Le modèle de conducteur du 2RM est dérivé du modèle de corps humain développé et validé par (Yang et al. 2000). Initialement utilisé pour reconstruire des accidents de type piétons et cyclistes (Serre et al. 2007), il a ensuite été utilisé et validé de manière globale afin de représenter l'impact du motocycliste contre un véhicule léger (Serre and Llari 2010; Serre et al. 2012).

Trois Indices de Masse Corporelle (IMC) ont été choisis pour l'étude à partir de la taille du 50^{ème} centile et des poids du 5^{ème}, 50^{ème} et 95^{ème} centile des victimes de la base de données. Le modèle de l'homme 50^{ème} centile (1.76 m, 77 kg) a été adapté afin d'obtenir les trois morphologies de la Figure 97.













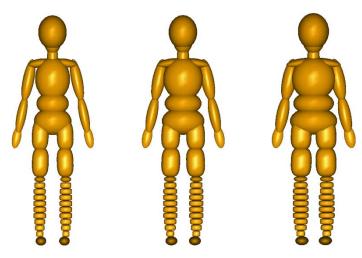


Figure 97. Morphologies des trois modèles humains. De gauche à droite, 5ème, 50ème et 95ème centile.

Les régions anatomiques considérées dans cette étude sont le cou, les épaules, le thorax, l'abdomen et le pelvis. Elles ont été divisées en 15 zones d'impact afin d'analyser en détail la partie du corps humain impactée lors de l'accident. Le cou est constitué par deux parties, avant et arrière pour l'évaluation des possibles impacts sur la zone cervicale. Les deux épaules, droite et gauche, forment une zone unique. Le thorax, l'abdomen et le pelvis ont été divisés en quatre régions pour analyser les impacts de type frontaux, latéraux et postérieurs sur la colonne ou sur le dos. Les maillages des différentes zones d'impact sont illustrés en Figure 98 et le nom de chaque zone est affiché au Tableau 62.



Figure 98. Maillage du tronc et division de celui en 15 zones d'impact.













Régions corporelles				
Cou frontal	Thorax dos	Abdomen colonne		
Cou dos	Thorax colonne	Pelvis frontal		
Epaules	Abdomen frontal	Pelvis latéral		
Thorax frontal	Abdomen latéral	Pelvis dos		
Thorax latéral	Abdomen dos	Pelvis colonne		

Tableau 62. Liste des 15 régions du tronc.

Modèle du 2RM

Deux modèles de 2RM ont été utilisés lors de cette étude : Une motocyclette et un scooter.

Le modèle numérique de motocyclette est de la marque Kawasaki Ninja 750 et ses mesures géométriques ont été prises sur le véhicule. Le modèle multi corps se compose de 22 ellipsoïdes groupés en 12 corps rigides et liés par 11 joints. Les masses et les inerties des corps rigides proviennent des travaux de (Canaple 2001). La déformation longitudinale du 2RM lors de l'impact contre le véhicule a été modélisée globalement avec un joint de translation. Le joint prend en compte la déformation de toute la partie avant du 2RM, c'est-à-dire de la roue avant, de la fourche avant, du cadre, de la bulle, de la carrosserie, etc. Les caractéristiques de ce joint sont représentées par un ressort dont la raideur provient de la loi force déflection obtenue à partir des travaux de (Canaple 2001) et par des essais expérimentaux (Berg and Bürkle 2000).

Le modèle numérique de scooter est de la marque Sym Joryde 125, dont les mesures de la géométrie, des masses et des inerties des différentes parties ont été obtenues directement à partir du véhicule. Le modèle multi corps se compose de 16 ellipsoïdes groupés en 6 corps rigides et liés par 6 joints. La même approche que pour la motocyclette a été utilisée pour la modélisation de la déformation de la partie avant du scooter. Les caractéristiques mécaniques du scooter proviennent de (Deguchi 2003).

Modèle du véhicule

Le modèle du véhicule correspond à une Renault Mégane dont la géométrie a été obtenue à partir de la CAO du véhicule. Il est constitué de 54 ellipsoïdes qui sont ajustés en taille et en position à partir de la géométrie de la voiture comme illustre la Figure 99. Les caractéristiques de contact des différentes parties du véhicule proviennent des tests expérimentaux qui ont été réalisés avec la procédure de l'EuroNcap. La voiture est à l'arrêt et son mouvement est modélisé à travers un joint de rotation entre elle et le sol. La raideur de ce joint a été définie à partir des essais plein échelle moto-voiture.













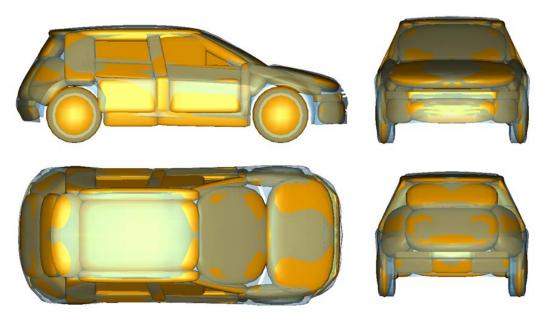


Figure 99. Modélisation de la géométrie du véhicule.

Les zones du véhicule impactés par l'usager ont été aussi évaluées, car les charges transmises au corps humain dépendent de ses propriétés matériaux, de sa forme et de ses dimensions. Le véhicule a été divisé en 11 zones d'intérêt comme le montre la Figure 100. La liste avec les noms de chacune des zones du véhicule est présentée sur le Tableau 63.

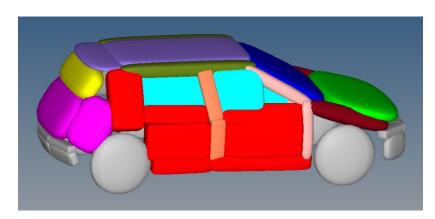


Figure 100. Division de la voiture en 11 zones d'intérêt.













Zones du véhicule				
Portes	Vitres latérales	Toit		
Capot	Coffre	Toit latéral		
Parebrise	Pied milieu	Aile		
Vitre arrière	Pied avant			

Tableau 63. Liste des 11 zones du véhicule.

Plan d'expérience

La méthodologie des simulations proposée dans ce travail est une méthode de type plan d'expériences qui consiste en la variation automatique de plusieurs variables :

- Type de 2RM : Motocyclette et scooter.
- Vitesse d'impact du 2RM : 30, 40, 50, 60 et 70 km/h.
- Configuration d'impact entre le 2RM et le véhicule: 2 chocs frontal-frontal, 1 choc frontal-arrière, 3 chocs obliques et 2 chocs frontal-latéral ont été simulés comme le montre la Figure 101.
- Morphologie du motard : IMC 19 (1.76 m, 59 kg), IMC 24 (1.76 m, 74 kg) et IMC 32 (1.76 m, 99 kg).











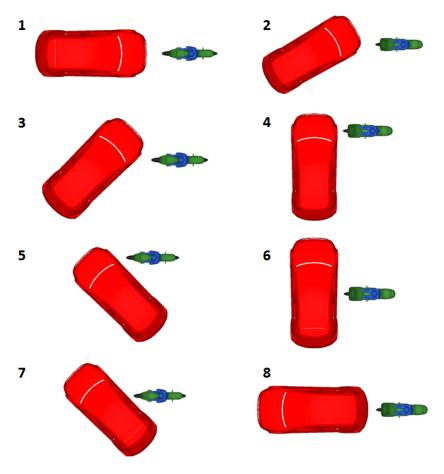


Figure 101. Représentation des différents scénarios d'accident simulés dans cette étude. 1 et 2 : Choc frontal-frontal. 4 et 6 : Choc frontal-latéral. 3, 5 et 7 : Choc oblique. 8 : Choc frontal-arrière.

La Figure 102 illustre la cinématique de l'accident pour trois scénarios dont deux en oblique (a et b) et un en frontal-latéral (c).











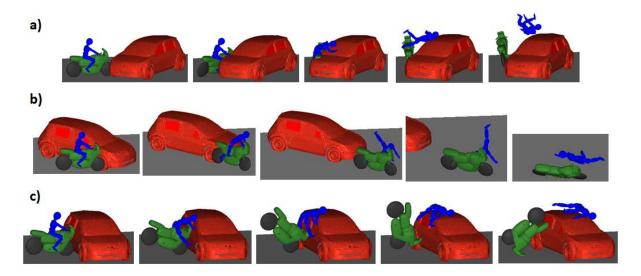


Figure 102. Représentation de la cinématique de l'accident pour les scénarios 3 (a), 5 (b) et 6 (c).

Des sorties ont été implémentées pour obtenir les données suivantes :

- Zone d'impact du corps humain : Les 15 zones en éléments finis ont été examinées.
- Elément d'impact : Le 2RM, le sol et les 11 zones du véhicule ont été considérés.
- La vitesse de la région anatomique juste avant l'impact.
- Le temps d'impact du tronc.

Résultats

Un total de 240 simulations a été lancé, dont 60 avec un scénario de type choc frontal-frontal, 30 de type choc frontal-arrière, 90 de type choc oblique et 60 de type choc frontal-latéral. Les résultats ont été pondérés à partir du nombre de simulations effectuées et du nombre d'occurrence dans la base des données de chaque scénario d'accident. Des coefficients de pondération pour souligner la représentativité des simulations proposées ont été calculés pour chacune de régions anatomiques d'intérêt (cou, épaules, thorax, abdomen et pelvis) à partir de la formule suivante :

$$Coefficient\ pond\'eration = \frac{n\ ocurrences}{n\ simulations}*100$$

La Figure 103 montre le pourcentage d'individus avec au moins une lésion AIS1+ dans une des régions anatomiques d'intérêt selon la configuration de l'impact contre le véhicule.













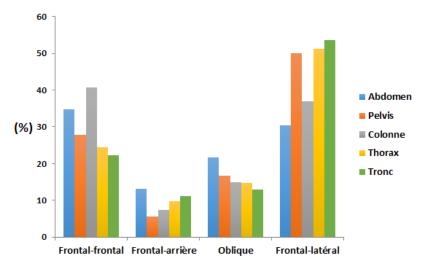


Figure 103. Pourcentage d'individus blessés (AIS1+) dans chacune des régions anatomiques du tronc selon le scénario d'accident contre le véhicule.

L'abdomen et la colonne sont plus fréquemment lésés lors d'une configuration d'accident de type frontal-frontal. Ces régions du tronc souffrent aussi d'un nombre important de lésions dans le cas d'un impact frontal-latéral. Le pelvis et le thorax sont touchés principalement lors d'un choc frontal-latéral et de manière moindre dans le cas d'un impact frontal-frontal. Les configurations d'impact frontal-arrière et oblique produisent un nombre inférieur de lésions pour toutes les régions anatomiques.

Les conditions des impacts

La région anatomique, l'élément d'impact et la vitesse d'impact, ont été analysés afin de connaître les conditions d'impact du tronc lors d'un accident du 2RM contre un véhicule. Le nombre d'impacts et la vitesse d'impact ont été choisis comme les grandeurs physiques qui définissent le risque de lésion et de sévérité pour l'usager. Le scénario d'accident, le type de 2RM, l'IMC de l'usager et la vitesse de l'accident ont été identifiés comme des facteurs qui peuvent augmenter ce risque de blessure.

La Figure 104 montre que le nombre d'impacts contre le véhicule est plus élevé que celui contre le sol toutes zones confondues. Les épaules et les zones thoraciques frontale, latérale et du dos sont les régions anatomiques les plus impactées. Concrètement, la zone latérale du thorax, les épaules et la zone frontale du thorax sont les aires avec le plus de chocs contre le véhicule. La zone du dos du thorax et les épaules sont les régions les plus touchées contre le sol.













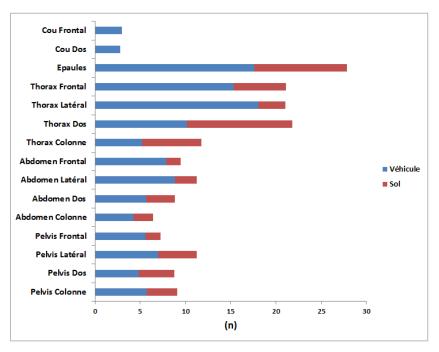


Figure 104. Nombre d'impacts de chaque zone corporelle contre le véhicule et contre le sol.

La Figure 105 et la Figure 106 montrent la distribution des vitesses lors d'un impact du tronc contre le véhicule et contre le sol. On observe que pour la plupart des régions corporelles 50% des chocs contre le véhicule ont des vitesses médianes d'impact inférieures à 4 m/s. La zone frontale de l'abdomen et les deux zones du cou ont des vitesses médianes d'impact plus élevées. Les vitesses d'impact maximales sont à peu près de 19 m/s et se situent sur la partie supérieure du tronc (cou, épaules et thorax). Dans le cas d'un choc contre le sol, 75% des chocs contre le sol ont des vitesses d'impact inférieures à environ 5 m/s toutes régions confondues. Les valeurs maximales des vitesses d'impact sont à peu près de 10 m/s pour toutes les régions sauf pour la partie postérieure de l'abdomen. Les vitesses moyennes d'impact contre le véhicule et contre le sol ont été calculées et tracées dans la Figure 107. Les vitesses d'impact du tronc contre le véhicule apparaissent supérieures à celles du tronc contre le sol. Le risque lésionnel est plus important lors de l'impact du tronc contre le véhicule, car le nombre d'impacts et les vitesses d'impact du tronc sont plus élevées pour ce type d'impact que pour un impact contre le sol.











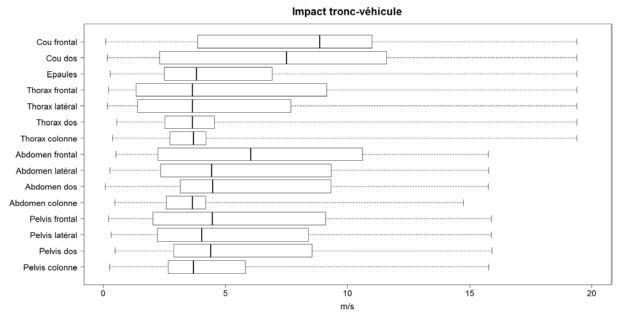


Figure 105. Représentation de type boite à moustaches des vitesses d'impact de chaque zone du tronc contre le véhicule.

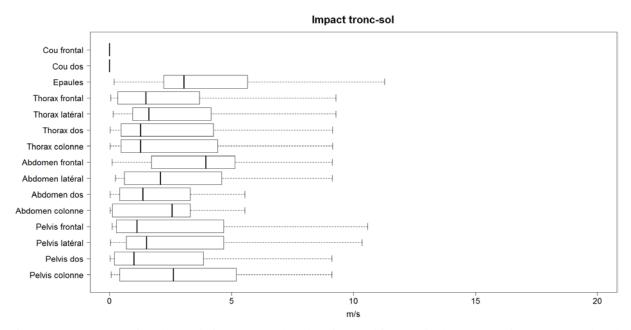


Figure 106. Représentation de type boite à moustaches des vitesses d'impact de chaque zone du tronc contre le sol.













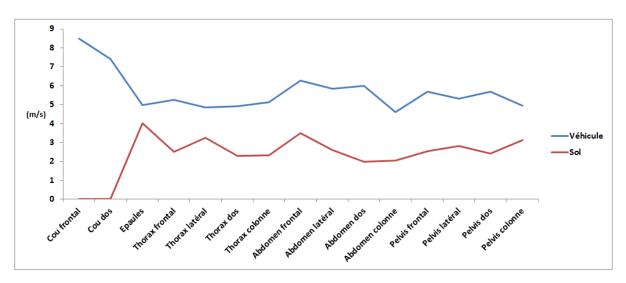


Figure 107. Vitesses moyennes d'impact de chaque zone du tronc contre le véhicule et contre le sol.

Les zones impactées du véhicule ont aussi été examinées, car le chargement transmis au corps humain va dépendre de ses caractéristiques. La Figure 108 illustre le pourcentage des impacts sur chaque partie du véhicule. Les parties avant et latérale du véhicule (le capot, le parebrise et l'aile) sont les zones les plus impactées par le tronc, tandis que le coffre et la vitre arrière ne sont pratiquement jamais impactés.

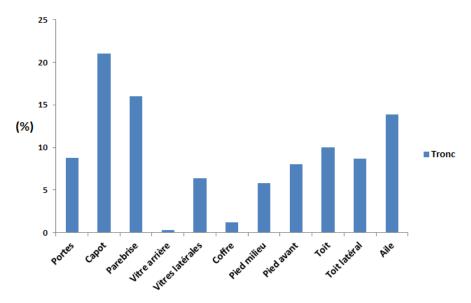


Figure 108. Pourcentage des impacts du tronc contre chaque partie du véhicule.

Les Figure 109 à Figure 113 montrent le nombre d'impacts (trait rouge) et la distribution des vitesses d'impact (boite à moustaches) de chaque région anatomique d'intérêt (le cou, les épaules, le thorax, l'abdomen et le pelvis) contre le véhicule et contre le sol selon la configuration d'accident.













Les vitesses d'impact du cou contre le véhicule sont assez élevées, notamment dans le cas d'un impact oblique et un peu moins lors d'un impact frontal-frontal. Par contre, le nombre d'impacts du cou contre le véhicule est très faible et celui contre le sol est nul. Les impacts contre le véhicule des segments : épaules, thorax, abdomen et pelvis se produisent principalement pour des configurations d'accident en oblique, en frontal-frontal et en frontal-latéral. Dans le cas des segments épaules, thorax et pelvis, la configuration oblique a le plus grand nombre d'occurrences par rapport aux autres configurations et les vitesses d'impact sont également plus élevées dans ce cas. L'abdomen est plus en contact avec le véhicule pour le scenario frontal-latéral, mais c'est dans les scénarios en oblique et en frontal-frontal que les vitesses des impacts sont plus élevées. Par rapport aux impacts contre le sol, on observe la même tendance avec des vitesses plus élevées lors d'un choc oblique. Les épaules, le thorax et le pelvis touchent plus de fois le sol pour des chocs obliques puis pour des chocs en frontal-frontal que pour les autres scénarios. L'abdomen touche plus le sol lors d'un impact en frontal-frontal, avec un nombre d'occurrences un peu plus élevé que lors d'un choc oblique.

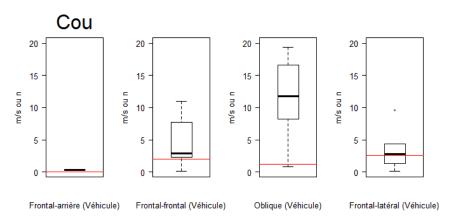


Figure 109. Nombre (trait rouge) et vitesse d'impact du cou contre le véhicule selon le scénario d'accident.











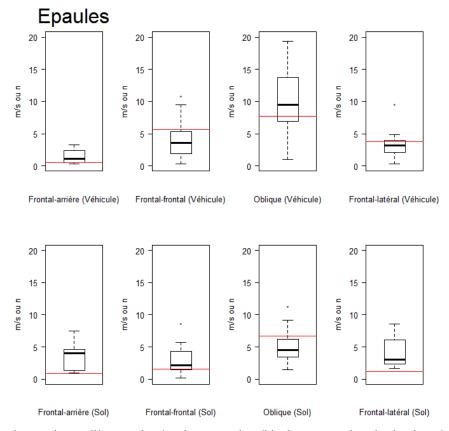


Figure 110. Nombre et vitesse d'impact des épaules contre le véhicule et contre le sol selon le scénario d'accident.











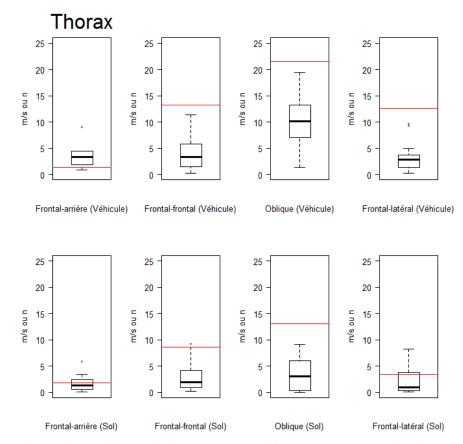


Figure 111. Nombre et vitesse d'impact du thorax contre le véhicule et contre le sol selon le scénario d'accident.











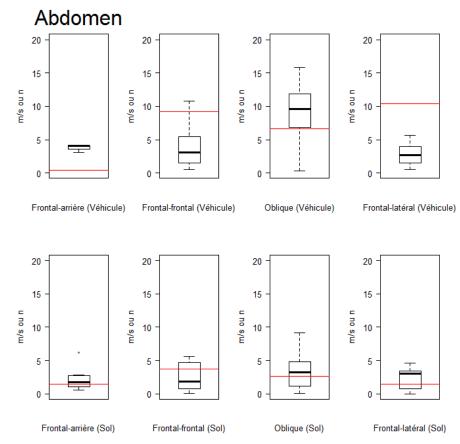


Figure 112. Nombre et vitesse d'impact de l'abdomen contre le véhicule et contre le sol selon le scénario d'accident.











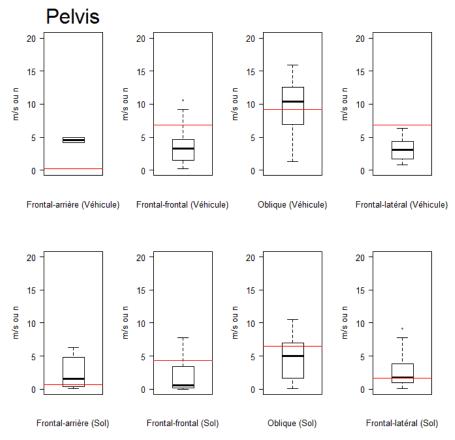


Figure 113. Nombre et vitesse d'impact du pelvis contre le véhicule et contre le sol selon le scénario d'accident.

Selon le type de 2RM

Les Figure 114 à Figure 118 illustrent le nombre d'impacts (trait rouge) et les vitesses d'impact (boite à moustaches) contre le véhicule et contre le sol selon le type de 2RM. On peut voir que pour toutes les zones du tronc, le nombre d'impacts contre le véhicule est plus important dans les cas où le 2RM est un scooter. Le nombre d'impacts contre le sol est plus équilibré suivant le type de 2RM et on observe un peu plus d'impacts avec la moto qu'avec le scooter. Si on regarde la vitesse médiane, les vitesses d'impact contre le véhicule sont plus élevées avec une moto pour la partie supérieure du tronc (cou, épaules, thorax) et avec un scooter pour la partie inférieure (abdomen et pelvis). Les impacts contre le sol se produisent à des vitesses inférieures avec un scooter.











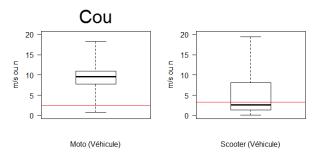


Figure 114. Vitesse d'impact et nombre d'impacts du cou contre le véhicule selon le type de 2RM.

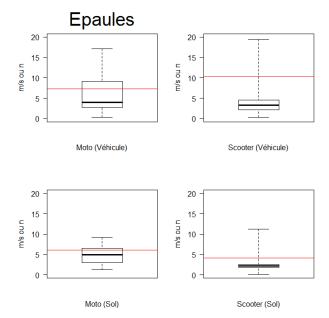


Figure 115. Vitesse d'impact et nombre d'impacts des epaules contre le véhicule et contre le sol selon le type de 2RM.

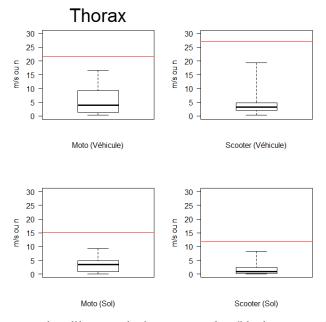


Figure 116. Vitesse d'impact et nombre d'impacts du thorax contre le véhicule et contre le sol selon le type de 2RM.













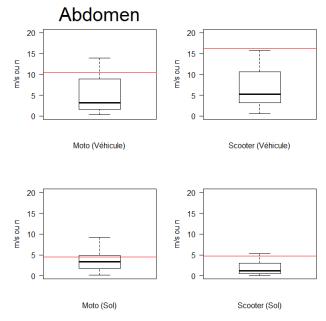


Figure 117. Vitesse d'impact et nombre d'impacts de l'abdomen contre le véhicule et contre le sol selon le type de 2RM.

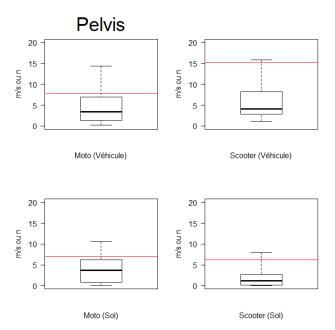


Figure 118. Vitesse d'impact et nombre d'impacts du pelvis contre le véhicule et contre le sol selon le type de 2RM.

Selon l'IMC

Les Figure 119 à Figure 123 montrent le nombre d'impacts (trait rouge) et la distribution des vitesses d'impact (boite à moustaches), selon l'IMC de l'usager, de chaque région anatomique contre le véhicule et contre le sol. Les résultats montrent qu'en général, un nombre d'impacts plus grand apparait avec des valeurs d'IMC plus élevées.











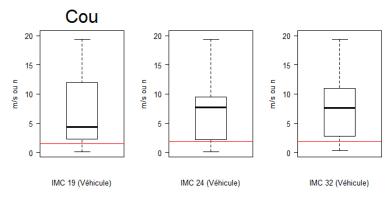


Figure 119. Vitesse d'impact et nombre d'impacts du cou contre le véhicule selon l'IMC de l'usager.

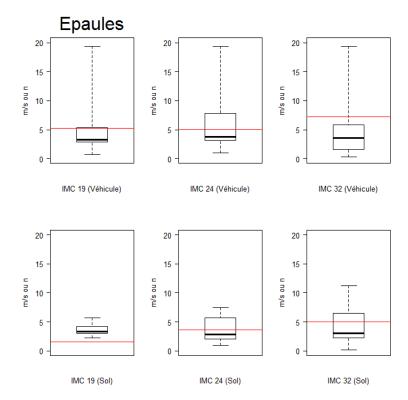


Figure 120. Vitesse d'impact et nombre d'impacts des épaules contre le véhicule et contre le sol selon l'IMC de l'usager.











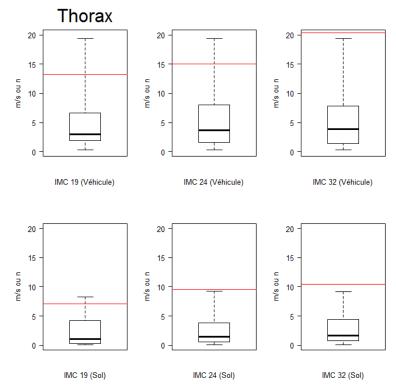


Figure 121. Vitesse d'impact et nombre d'impacts du thorax contre le véhicule et contre le sol selon l'IMC de l'usager.

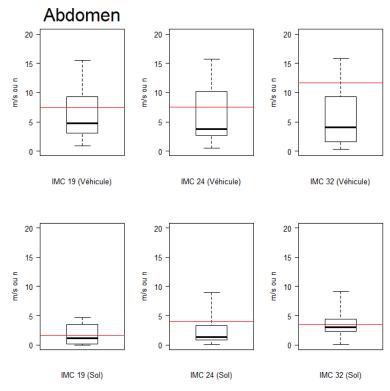


Figure 122. Vitesse d'impact et nombre d'impacts de l'abdomen contre le véhicule et contre le sol selon l'IMC de l'usager.











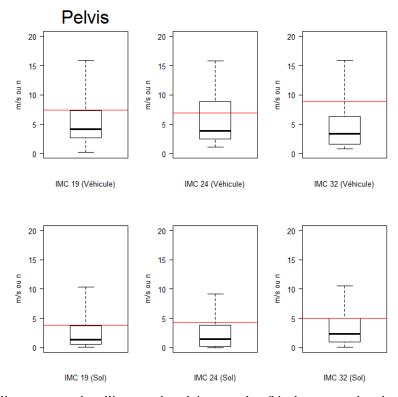


Figure 123. Vitesse d'impact et nombre d'impacts du pelvis contre le véhicule et contre le sol selon l'IMC de l'usager.

Selon la vitesse d'impact du 2RM

Les Figure 124 à Figure 128 illustrent le nombre d'impacts (trait rouge) et la distribution des vitesses d'impact (boite à moustaches) de chaque région du tronc contre le véhicule et contre le sol selon la vitesse de l'accident. Les graphiques illustrent que les vitesses d'impact du corps augmentent avec la vitesse de l'accident. Le nombre d'impacts est assez équilibré pour toutes les vitesses. On peut voir qu'il y a légèrement plus d'impacts contre le véhicule pour des vitesses de 11.11 m/s ou de 13.89 m/s selon la zone corporelle. Les impacts contre le sol apparaissent légèrement plus pour des vitesses de 16.67 m/s ou de 19.44 m/s selon la région anatomique.

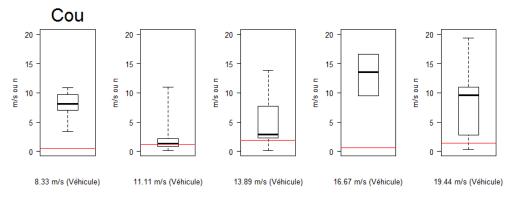


Figure 124. Nombre et vitesse d'impact du cou contre le véhicule selon la vitesse de la collision 2RM-véhicule.











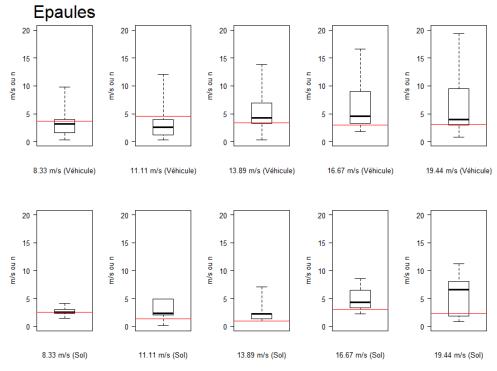


Figure 125. Nombre et vitesse d'impact des épaules contre le véhicule et contre le sol selon la vitesse de la collision 2RMvéhicule.

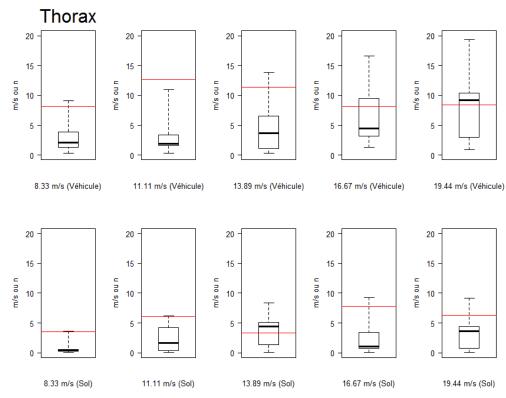


Figure 126. Nombre et vitesse d'impact du thorax contre le véhicule et contre le sol selon la vitesse de la collision 2RMvéhicule.











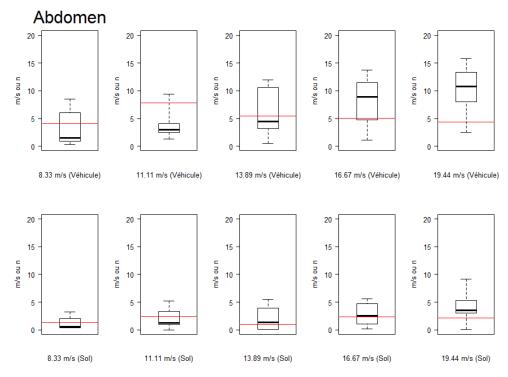


Figure 127. Nombre et vitesse d'impact de l'abdomen contre le véhicule et contre le sol selon la vitesse de la collision 2RMvéhicule.

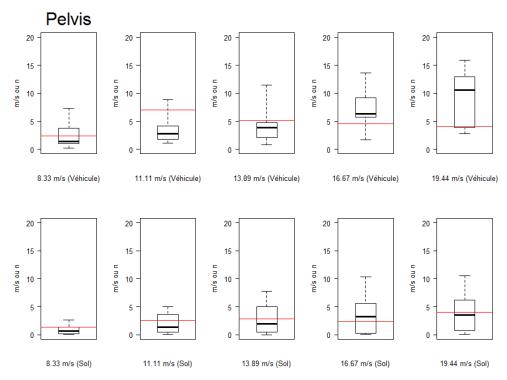


Figure 128. Nombre et vitesse d'impact du pelvis contre le véhicule et contre le sol selon la vitesse de la collision 2RMvéhicule.













Temps d'impact

Les temps d'impact du tronc, depuis le premier instant de contact 2RM-véhicule, contre le véhicule et contre le sol ont été extraits des simulations. La Figure 129a représente le pourcentage des impacts du tronc contre le véhicule et contre le sol en fonction du temps d'impact. Les courbes montrent que le temps d'un impact contre le sol est beaucoup plus grand que celui d'un impact contre le véhicule. Dans le cas des chocs contre le sol, 75% se produisent après 1 seconde. En ce qui concerne les impacts contre le véhicule, 75% apparaissent après 100 ms. Le temps d'impact, toutes simulations confondues, est compris entre 67 ms et 3 s. Le pourcentage des impacts du tronc contre le véhicule et contre le sol, selon le scénario d'accident, sont tracés dans la Figure 129b. On observe que les impacts les plus rapides se produisent pour un contact oblique entre le 2RM et le véhicule avec 50% des impacts avant 112 ms. Lors des configurations frontal-frontal et frontal-latéral, dans 75% des cas l'impact du tronc contre le véhicule apparait après environ 100 ms. Les temps d'impact les plus faibles apparaissent lors d'un impact du tronc contre une partie latérale du véhicule, comme par exemple contre les vitres latérales, les portes, les pieds avant et milieu, le toit latéral ou l'aile (Figure 129c).

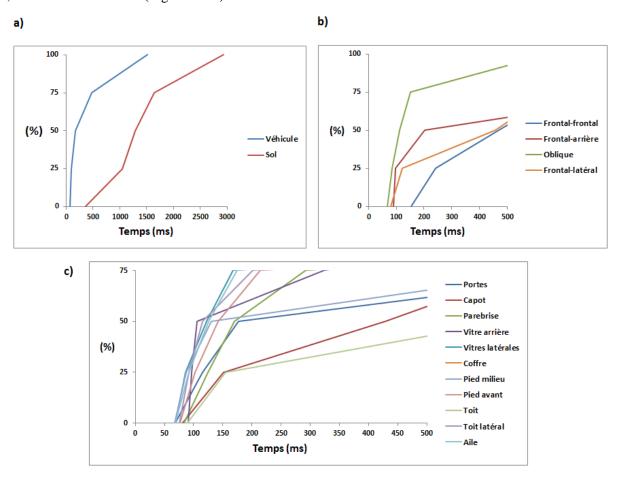


Figure 129. a) Pourcentage des impacts du tronc contre le véhicule et contre le sol en fonction du temps d'impact. b)

Pourcentage des impacts du tronc contre le véhicule en fonction du temps d'impact pour chaque scénario d'accident. c)

Pourcentage des impacts du tronc contre chaque partie du véhicule en fonction du temps d'impact.













Discussion

Une première analyse globale a permis d'identifier les zones frontale et latérale du thorax ainsi que les épaules comme les zones qui impactent le plus le véhicule. Lors de la collision 2RM-véhicule, le 2RM décélère fortement et la vitesse de l'usager fait qu'il continue à avancer vers le véhicule. Souvent, la partie inférieure du corps est décélérée par le réservoir ou le guidon du 2RM ce qui fait que le sujet est éjecté vers l'avant. Les régions du tronc les plus exposées pour l'impact contre le véhicule sont les épaules et le thorax. Dans le cas des impacts contre le sol, ce sont les zones postérieures du thorax (zones thorax dos et thorax colonne) et les épaules les zones les plus touchées, ce qui veut dire que dans la plupart des cas l'usager impacte le sol avec la partie postéro-supérieure du tronc. Par rapport aux vitesses, on observe que les vitesses d'impact du tronc contre le véhicule sont plus élevées que celles d'un impact contre le sol, car le premier impact se produit principalement contre le véhicule. Les vitesses les plus élevées apparaissent sur la partie supérieure du tronc, c'est-à-dire sur le cou, les épaules et le thorax. Ces résultats montrent que le thorax a un risque lésionnel élevé lors d'un impact contre le véhicule, c'est ce qui a été constaté dans la tâche 3.1 où on a observé que le thorax est la zone corporelle avec le plus grand nombre de lésions toutes gravités confondues (AIS1+) et le plus grand nombre de lésions graves (AIS3+).

Une étude plus détaillée a permis d'évaluer l'influence de certaines variables sur le risque de lésion. La vitesse de l'accident a été clairement identifiée comme un facteur de risque lésionnel pour l'usager en 2RM, car les vitesses d'impact du corps augmentent avec la vitesse de la collision 2RM-véhicule. Par rapport à la configuration de l'accident, on peut constater que le scénario de type oblique entraîne le plus grand nombre d'impacts contre le véhicule et contre le sol pour la plupart des régions. En effet, lors des scénarios d'accident 2RM-véhicule avec un angle de 90 degrés, c'est la tête qui impacte souvent en premier le véhicule. Par contre, lors d'un scénario de type oblique les zones frontales latérales du tronc peuvent impacter en premier contre le véhicule. Les vitesses d'impact les plus élevées sont obtenues pour les configurations d'accident de type oblique, car l'usager reste sur le 2RM et le tronc impacte directement le véhicule à la même vitesse que le 2RM. Le scénario oblique présente aussi les temps d'impact contre le véhicule les plus courts qui apparaissent contre les parties latérales du véhicule. Les résultats de la base des données ont montré que le nombre de lésions lors d'un accident en configuration oblique est inférieur au nombre de lésions dans un accident en frontal-latéral ou en frontal-frontal. Par contre, les résultats des simulations soulignent un risque pour l'usager potentiellement plus important pour ce scénario d'accident. A notre avis, il est possible que certains accidents décrits par les victimes avec un angle de 90 degrés correspondent en réalité à un angle plus faible et s'apparenteraient ainsi à un scénario de type choc oblique tel qu'étudié dans notre étude paramétrique. En ce qui concerne le type de 2RM, on observe une influence plus modeste sur le nombre d'impacts et sur la vitesse d'impact pour les différentes régions anatomiques. La réalisation d'une analyse comparative des cinématiques serait intéressante afin de vérifier l'influence de cette variable sur le déroulement de l'accident. L'IMC a peu d'impact sur le risque lésionnel.













Les résultats de ces simulations permettent de connaître les conditions d'impact du tronc lors d'un accident contre un véhicule. Ces données pourront être utilisées en données d'entrée pour effectuer une étude fine en éléments finis afin de simuler des impacts sous-systèmes de type tronc contre une partie du véhicule et analyser les mécanismes lésionnels.

L'utilisation de la pondération a entrainé une réduction du nombre total d'impacts issus des résultats des simulations. Nous émettons quelques réserves sur le nombre d'impacts des zones postérieures du modèle humain contre le véhicule. Un surdimensionnement du nombre d'impacts des zones postérieures du tronc a été observé à cause de problèmes de pénétrations à hautes vitesses (particulièrement 60 et 70 km/h). Les vitesses étudiées correspondent aux vitesses résultantes de chaque région du tronc à l'instant juste avant impact. L'idéal aurait été de connaître les composantes normales et tangentielles. En réalité, compte tenu de la géométrie arrondie du corps humain et des différents éléments du véhicule, ainsi que des phénomènes de rotation et d'enroulement, il n'est pas possible d'identifier correctement ces vitesses tangentielles et normales.













Focus Bassin – Abdomen : Simulation par EF et estimation du risque lésionnel encouru

Introduction

En complément de la simulation à l'aide de modèles en corps rigides articulés, la simulation par EF utilisant un modèle déformable de corps humain permet de quantifier des critères de lésions plus locaux. Plusieurs modèles complets du corps humain correspondants à un homme moyen ont été développés, on peut citer : HUMOS, THUMS, GHBMC.

Depuis de nombreuses années, des outils de dimensionnement de ces modèles déformable du corps humains ont été développés (Behr et al., 2003) (Serre et al., 2006)). Plus récemment, un outil de dimensionnement et de positionnement du modèle GHBMC a été développé sous licence open source dans le cadre du projet européen PIPER (http://www.piper-project.eu/). Cet outil logiciel est accessible en ligne (http://piper-project.org/).

A l'aide de ces outils (modèle GHBMC et outil PIPER de dimensionnement et positionnement), une méthodologie a été initiée dans le cadre du projet Secu2RM pour reproduire par éléments finis les configurations d'accident de 2 roues-motorisés contre voiture, décrites dans le paragraphe « Reconstruction numérique de la cinématique » et simulées à l'aide de modèles en corps rigides (« multi-body »).

Matériel et méthodes

La simulation par éléments finis des configurations d'accident de 2 roues-motorisés contre voiture est réalisée sous Ls-Dyna.

Une procédure a été développée pour générer les fichiers d'entrée nécessaires à la simulation par éléments finis de la manière suivante (Figure 130) :

- La moto et le scooter sont générés en éléments finis par un script Python à partir de leur représentation sous forme d'ellipsoïdes dans Madymo;
- Le conducteur est modélisé par le modèle GHBMC dont l'anthropométrie et la posture sont approchées à l'aide de l'outil PIPER:
- Les positions de la voiture et du 2RM ainsi que la posture du conducteur au moment du choc sont déterminées à partir des configurations « multi-body » développées sous Madymo ;
- Les vitesses initiales appliquées au modèle en éléments finis sont identiques à celles du modèle en corps rigide juste avant le premier impact.













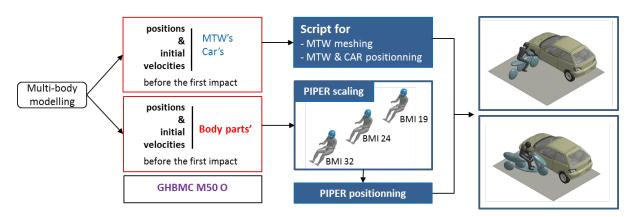


Figure 130 : Procédure pour la mise en données par éléments finis.

Modèle par éléments finis de corps humain

Le modèle de corps humain déformable utilisé pour ces simulations est le modèle d'occupant de véhicule GHBMC (Global Human Body Models Consortium) homme 50ème percentile, version 4.3 développé sous LS-Dyna (GHBMC M50 v4.3, 2014). Les unités sont exprimées en (ms, mm, kg). Il est constitué de 2.18 millions d'éléments et a une masse de 76.8 kg. Le pas de temps est de 0.1 µs (sans spécifier de « mass scaling »). Ce modèle a été validé aussi bien par régions anatomiques que de manière globale (Vavalle et al., 2013) (Beillas and Berthet, 2017). Les informations disponibles en sortie permettent le calcul de critères biomécaniques (HIC, V*C, ...) mais aussi l'évaluation de lésions localisées (sur organe, vaisseaux, os ...) auxquelles sont associés des seuils de tolérance issus de la littérature. Le modèle permet la simulation de fractures osseuses (par destruction d'éléments) pour le crâne, les côtes, les vertèbres cervicales et les membres inférieurs.

La présence de chaussures basses a été modélisée par la déclaration d'un gap de contact de 20 mm autour des éléments constituant la surface externe des pieds.

Modèle de casque

Le modèle du casque du conducteur de 2RM a été développé par Transpolis SA (Figure 131). Il est composé de 2594 éléments et a une masse de 1.29 kg. Il a été validé pour des essais normatifs ECE-R22.



Figure 131 : Modèle de casque développé par Transpolis SA (à g.) , positionné sur la tête du modèle GHBMC (à d.)













Personnalisation géométrique du modèle de corps humain

L'anthropométrie des conducteurs de 2RM (taille et Indice de Masse Corporelle (ou Boby Mass Index (BMI)) est issue de la base de données de victimes et vise à représenter différentes morphologies depuis la personne mince (BMI de 19) jusqu'à la personne obèse (BMI de 32) en passant par la personne de corpulence « moyenne » (BMI de 24). La taille est fixée à 1m76. Ces anthropométries ont été approchées au moyen de l'outil PIPER en ajustant la stature et le poids du modèle de corps humain à partir de la base de données adulte ANSUR et du modèle simplifié correspondant, tous deux disponibles dans PIPER. Les modèles obtenus sont représentés sur la Figure 132.

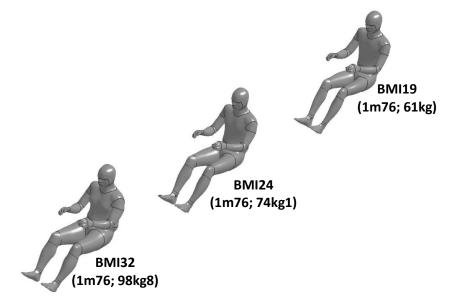


Figure 132 : Modèles GHBMC personnalisés avec l'outil PIPER (modules « Anthro » et « Scaling Constraints »)

Modèle par éléments finis de voiture

Le modèle de voiture est le même que celui décrit dans le paragraphe « Distribution et sévérité des impacts corporels selon les scénarios d'accident types ».

Modèle par éléments finis de 2RM

La géométrie de la moto comme celle du scooter est modélisée en éléments finis par une association d'ellipsoïdes maillés qui sont générés au moyen du script Python à partir des données Madymo (Figure 133). Ces ellipsoïdes, considérés comme éléments indéformables, sont définis en tant que « rigid body » dans Ls-Dyna.

De la même manière que sous Madymo, la moto a une masse de 165 kg et celle du scooter est de 125 kg. La fourche de la moto est modélisée par un ressort et une liaison glissière entre le centre de la roue avant et le guidon. La raideur du ressort correspond aux caractéristiques d'enfoncement de la fourche présentées au paragraphe « Reconstruction numérique de la cinématique » (travaux de Thierry Serre).













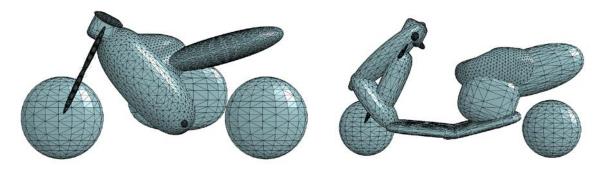


Figure 133 : Modélisation EF de la moto et du scooter au moyen d'ellipsoïdes maillés indéformables intégrés à un « rigid body ».

Scénarios simulés:

Deux scénarios ont été simulés : le premier représente un choc frontal de la moto sur le côté avant du véhicule à une vitesse de 13.8m/s (Figure 134). Le deuxième reproduit un choc oblique (Figure 135) du scooter sur le côté du véhicule à une vitesse de 19.4 m/s, le scooter étant orienté à 60° par rapport à l'axe transversal de la voiture. Pour chacun de ces scénarios, les simulations ont été réalisées avec les trois versions personnalisées du modèle GHBMC (BMI 19, 24 et 32).



Figure 134 : Simulation d'un choc frontal moto contre le côté avant de la voiture – Vitesse =13.8 m/s



Figure 135 : Simulation d'un choc oblique scooter contre le côté arrière de la voiture – Vitesse =19.4 m/s













Résultats

Simulations d'un choc moto/véhicule latéral sur l'avant

Cinématique

La cinématique du conducteur de moto est illustrée sur la Figure 136 pour un BMI de 19. Elle est semblable pour les simulations avec les deux autres anthropométries du modèle GHBMC (BMI de 24 et de 32). La roue avant de la moto s'encastre dans la voiture tandis que l'arrière se soulève. Pendant ce temps, le conducteur glisse sur le réservoir d'essence et ses cuisses viennent se bloquer sur le guidon, ce qui entraine des déformations extrêmes au niveau des cuisses et produit un arrêt de la simulation entre 78 ms et 97 ms selon le BMI. Par conséquent le contact avec la voiture est très limité.

La comparaison de la cinématique de la moto obtenue dans la simulation en corps rigide (Madymo) avec la simulation en éléments finis (Ls-Dyna) est illustrée en Figure 137. La trajectographie de la moto est différente. En particulier, son déplacement dans la direction de l'impact est beaucoup plus court dans la simulation par éléments finis, montrant une raideur du système avant de moto + véhicule plus élevée.

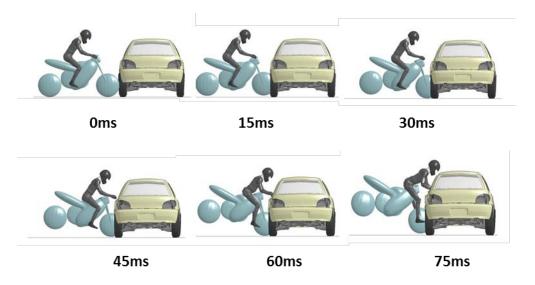
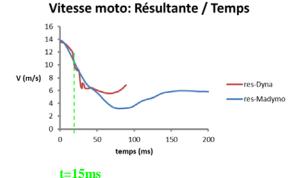
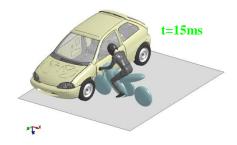


Figure 136 : Cinématique du conducteur de moto (BMI=19 - vitesse=13.8m/s)

















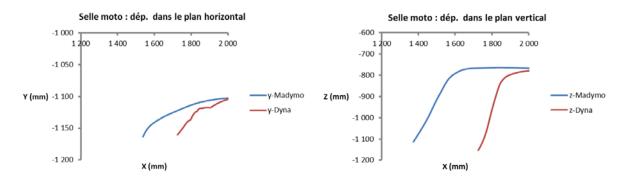


Figure 137 : Comparaison de la vitesse et de la trajectoire de la selle de moto version Madymo vs Ls-Dyna

Traumatologie du conducteur de moto

Les simulations du scénario d'accident moto contre voiture ne permettent pas d'évaluer les lésions subies par le conducteur lors du contact avec la voiture à cause de problèmes de calculs. Toutefois l'analyse de la première phase du choc, lorsque le motard est encore sur la moto, met en évidence des fractures au niveau du bassin (Figure 138) et du fémur (Figure 139) ainsi que des lésions au niveau du foie (Figure 140).

Une synthèse des critères lésionnels étudiés pour les simulations moto contre voiture est présentée dans le Tableau 64.

Les figures suivantes illustrent les critères de lésionnels du bassin, du fémur et du foie respectivement.

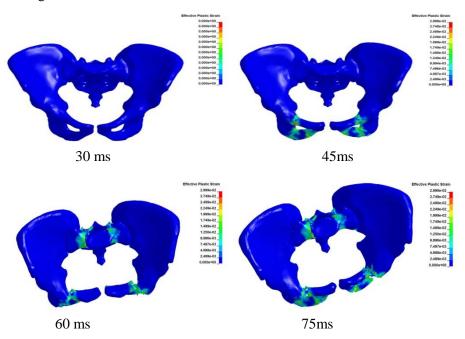


Figure 138 : « Effective Plastic Strain » de l'os cortical du bassin pour le modèle GHBMC BMI 32 sur moto. Seuil fracture=0.03













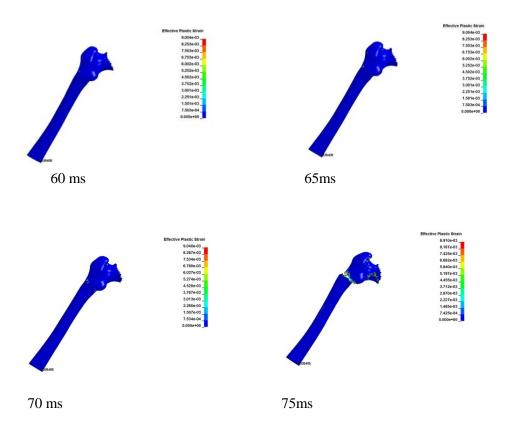


Figure 139 : « Effective Plastic Strain » de l'os cortical du fémur pour le modèle GHBMC BMI 32 sur moto. Seuil fracture=0.0088

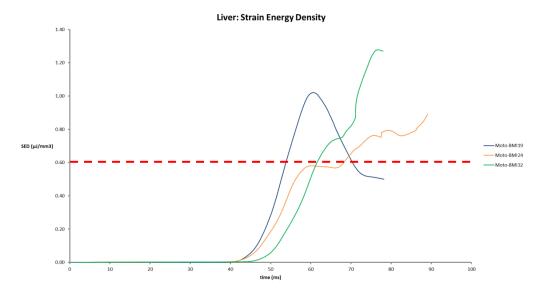


Figure 140 : « Strain Energy Density » calculée pour le foie pour les modèles GHBMC sur moto (BMI19, 24 et 32). Pas de lésion si SED $<0.6 \mu J/mm^3$













Tableau 64 : Synthèse des critères lésionnels étudiés pour les simulations moto contre voiture. Les valeurs grisées sont difficilement interprétables car le contact entre le conducteur de la moto et la voiture n'a pas pu être simulé.

мото	Head	Thorax	Liver	Pelvis: effective plastic strain		Legs: effective plastic strain	
	HIC15	V*C	SED	cortical bone	cancellous bone	cortical bone	remarques
		m/s	µJ/mm3				
							arrêt calculs car jambes bloquées par le guidon: éléments avec
BMI19	20	0.15	1.02	0.03	0.25	0.009	volume négatif
DIVILLE	20	0.13	1.02	0.03	0.23	0.009	pas de contact tête (temps de calcul insuffisant)
							masse foie: 1036g
							arrêt calculs car jambes bloquées par le guidon: éléments avec
BMI24	41.9	0.079 0.88	0.00	88 0.03	0.25	0.009	volume négatif
BIVII 24	41.9		0.88				pas de contact tête (temps de calcul insuffisant)
							masse foie: 1263g
							arrêt calculs car jambes bloquées par le guidon: éléments avec
BMI32	25.9	0.04	1.28	0.03	0.03 0.25	0.009	volume négatif
BIVII 32				0.03			pas de contact tête (temps de calcul insuffisant)
							masse foie: 1657g

Simulations d'un choc scooter/véhicule oblique sur l'arrière

Cinématique

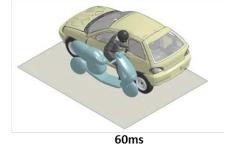
La cinématique du conducteur de scooter est représentée sur la Figure 141 pour un BMI de 32. Le choc entre le scooter et la voiture se produit au niveau de la portière puis l'avant du scooter glisse le long du véhicule jusqu'à 45 ms environ. Pendant cet intervalle de temps, le conducteur glisse sur son engin, son genou droit en heurtant violemment l'avant (Figure 142). Puis, tandis que le scooter pivote et s'éloigne du véhicule, le conducteur percute la voiture (membres inférieurs, bassin et épaule gauches).

La durée des simulations avec les conducteurs de corpulences différentes est plus faible à cause d'éléments trop déformés lors du contact entre les orteils et le véhicule pour le BMI24 (à 71 ms) et du contact entre les orteils et le scooter pour le BMI19 (à 47 ms).

La comparaison de la cinématique du scooter obtenue dans la simulation en corps rigide (Madymo) avec la simulation en éléments finis (Ls-Dyna) est illustrée en Figure 143. La trajectographie du scooter est différente. En particulier, son déplacement dans la direction de l'impact est plus court dans la simulation par éléments finis, montrant une raideur du système avant de scooter + véhicule plus élevée.







0ms

30ms

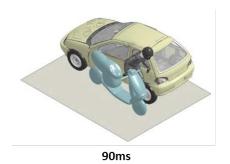


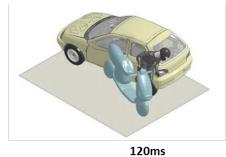












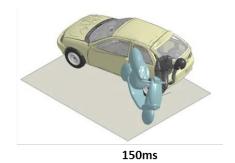
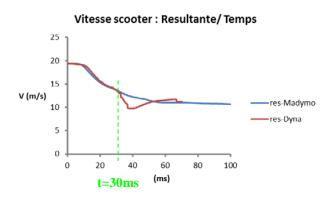


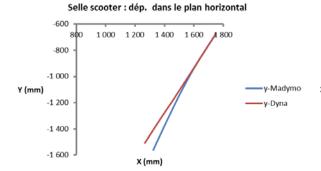
Figure 141 : Cinématique du conducteur de scooter (BMI=32- vitesse=19.4m/s)



Figure 142 : Choc du genou droit sur l'avant du scooter - t=45 ms (BMI=32- vitesse=19.4m/s)







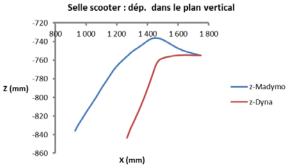














Figure 143 : Comparaison de la vitesse et de la trajectoire de la selle du scooter version Madymo vs Ls-Dyna

Traumatologie du conducteur de scooter

Une synthèse des critères lésionnels étudiés pour les simulations scooter contre voiture est présentée dans le Tableau 65.

Les simulations du choc scooter contre voiture mettent en évidence des fractures au niveau du bassin et du foie pour le motard de BMI 24 et du foie pour le BMI 32 (Figure 144).

Tableau 65 : Synthèse des critères lésionnels étudiés pour les simulations scooter contre voiture. Les valeurs grisées sont difficilement interprétables car le contact entre le conducteur de la moto et la voiture n'a pas pu être simulé

SCOOTER	Head	Thorax	Liver	Pelvis: effective plastic strain		Legs	
	HIC15	Def. Latérale mm	SED foie µJ/mm3	cortical bone	cancellous bone		remarques
BMI19							arrêt des calculs à 47 ms .
BMI24	0.6	9	0.84	0.03	0.249		arrêt calcul à t=71ms: éléments pied avec volume négatif pas de contact tête masse foie: 1263g
BMI32	0.035	3.7	1.69	0.025	0.247		temps de calcul 152ms suffisant pour simuler contact motard sur voiture pas de contact tête, impacts épaule et bassin sur voiture masse foie: 1657g

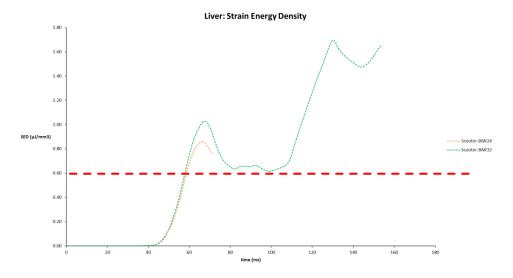


Figure 2. Figure 144 : « Strain Energy Density » calculée pour le foie pour les modèles GHBMC sur scooter (BMI24 et 32). Seuil : pas de lésion si SED<0.6 μ J/mm³

Discussion

La modélisation en EF d'un accident de 2RM contre voiture permet d'obtenir une description détaillée des mécanismes de lésions locaux. La personnalisation géométrique et de posture permet aussi de représenter différentes répartitions de masses pour le conducteur de 2RM.

Dans les configurations de choc simulées, le système 2RM+véhicule est plus rigide que dans les simulations Madymo. Ceci devra être évalué pour d'autres configurations.













La prédiction des risques de lésions dans la région pelvienne et abdominale réalisée par ses simulations montre que l'interaction entre le conducteur et le 2RM motorisé conduit à des lésions du bassin et du foie très tôt lors de l'impact. Pour la configuration avec moto, l'interaction entre le conducteur et le réservoir conduit aux lésions du bassin et du fémur.

Discussion générale

Cette tache 4.2 a permis de combiner les différents outils de simulation : modélisation multicorps et éléments finis pour proposer in fine une analyse multi-échelle des situations « traumatiques » qui on été identifiées préalablement à partir des données recueillies pour des accidents réels..

Les deux campagnes d'investigation par simulation multicorps ont permis de construire notre analyse en considérant différents modèles de véhicules, de deux-roues motorisés, de conducteurs et de conditions de choc (orientation, vitesse, point de contact). Au-delà des analyses statistiques qui ont été proposées, ces données fournissent une sorte de cartographie des conditions d'impacts des régions anatomiques, y compris de leur chronologie. On observe que les zones les plus souvent touchées lorsqu'il y contact avec le véhicule sont le thorax et l'épaule, et le pelvis et les bras lorsqu'il y a contact au sol. Dans plus de 50% des simulations multi corps, la vitesse d'impact de l'ensemble des parties du corps dépasse 8 m/s lorsqu'il y a impact sur le véhicule et 4 m/s lorsqu'il y a impact au sol. Par le biais de la cinématique, de la victime on observe une augmentation de la vitesse du thorax au moment du choc ce qui pourrait expliquer la grande vulnérabilité de cette région anatomique. Certainement à l'encontre d'une idée reçue, les scenarios d'impact oblique pourraient être plus délétères qu'un impact frontal s'agissant des lésions du thorax. A l'échelle de l'extrémité céphalique, en pondérant l'analyse de sensibilité sur les données de la base épidémiologique qui a été construite, nous avons pu davantage préciser la zone d'impact de la tête et le vecteur vitesse d'impact.

Dans une volonté de focaliser notre analyse sur des régions anatomiques particulières en termes d'enjeux hémorragique et/ou neurologiques, une analyse plus fine a été engagée sur les lésions du rachis cervical et du pelvis. A l'échelle du pelvis, les lésions des branches pubiennes confirment les observations cliniques et soulignent tout l'enjeu de la rupture dite en open book du bassin lors du contact contre le réservoir de la moto. A l'échelle du rachis là encore les conclusions sont multiples. Les sollicitations en compression ont un effet prédominant sur les ruptures ostéo-ligamentaires à tous les niveaux cervicaux, alors que la combinaison de compression et de cisaillement (frontal et latéral) semble beaucoup plus lésionnelle pour la moelle épinière. Concernant le niveau vertébral, la présence ou non de fracture des facettes articulaires est un élément susceptible d'aggraver le risque d'apparition d'une lésion de la moelle épinière.

Ces résultats, outre d'éclairer la connaissance des mécanismes lésionnels et des facteurs de sévérité des lésions, auront une très grande utilité dans l'évaluation et les évolutions à promouvoir des dispositifs de sécurité.













Tâche 4.3 : Effet des dispositifs de protection et pistes d'amélioration

Cette section traite des différents dispositifs de protection existants pour plusieurs parties du corps humain spécifiques : La tête, le rachis cervical et le thorax. Chacune de ces trois parties spécifiques est étudiée séparément.

La protection de la tête

Revue des dispositifs de protection de la tête

Un casque de motocycliste est composé de quatre parties principales : la coque, la coiffe, la mousse de confort et le système de rétention. Ces quatre composantes sont représentées Figure 145.

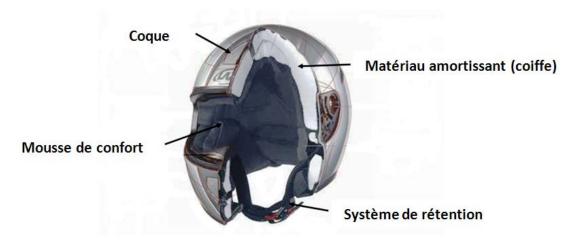


Figure 145 : Composantes principales d'un casque de motocycliste.

La coque externe a pour but de distribuer le chargement dû à l'impact sur une zone aussi large que possible et de protéger la tête contre la pénétration d'objets pointus. Il existe principalement deux types de coques : les coques thermoplastiques et les coques en composite. Les coques thermoplastiques sont fabriquées en polycarbonate ou en ABS (Acrylonitrile Butadiène Styrène). L'épaisseur moyenne d'une coque thermoplastique varie de 4 à 5mm. Le principal avantage de ce matériau est le faible coût. Les coques en composite sont en général fabriquées à partir de plastiques à renfort de fibres. Le type de renfort le plus couramment utilisé est la fibre de verre, du fait de son coût de fabrication relativement faible et de ses bonnes performances mécaniques. Les fibres de carbone et le kevlar présentent des propriétés mécaniques exceptionnelles mais leur coût très élevé restreint leur utilisation aux casques haut de gamme. L'épaisseur moyenne des coques en composites est de 2 mm, ce qui permet un gain au niveau de la masse par rapport aux casques avec coques thermoplastiques.













La coiffe, quant à elle, a pour principale fonction d'absorber le choc et de fournir à la tête une distance d'arrêt lors d'un impact. Lors d'un impact, la coiffe s'écrase, permettant ainsi de réduire la force agissant sur le crâne. Le matériau couramment utilisé pour la coiffe est le polystyrène expansé du fait de ses bonnes performances lors d'un choc, de sa masse légère et de son faible coût. D'autres matériaux, tels le polyuréthane ou le polypropylène sont également utilisés, mais leurs propriétés restent inférieures à celles du polystyrène. L'épaisseur de la coiffe varie de 30 à 40 mm pour des gammes de densité de 20 à 100 kg/m³.

La mousse de confort est généralement en polyuréthane de faible densité. Ce composant n'a pas de fonction particulière lors de l'impact dans la mesure où elle s'écrase complètement durant le choc sans pour autant absorber une quantité significative d'énergie. Son but principal est de caler la tête dans le casque et d'éviter tout contact entre la tête et la coiffe.

Le système de rétention consiste généralement en une jugulaire collée sur la coque et qui doit être ajustée sous le menton. Son rôle est de maintenir le casque sur la tête et d'éviter son éjection lors d'un choc, ce qui laisserait la tête sans protection pour les éventuels impacts suivants.

Différents types de casques existant sur le marché sont présentés Figure 146 :

- Bol: il ne couvre que le haut du crâne. Les modèles neufs ne peuvent plus être utilisés sur route ouverte, ne répondant pas aux exigences minimum d'homologation (Figure 146a).
- Jet : il couvre le haut du crâne et les tempes, mais n'offre pas ou peu de protection maxillo-faciale. Son utilisation est à éviter à vitesse élevée et en saison froide (Figure 146b).
- Cross: Casque offrant une protection faciale, sans visière, pouvant également être utilisé sur le domaine routier. Le port de lunettes est indispensable (Figure 146c).
- Modulable: Ce type de casque est hybride. Il allie les avantages du casque jet tout en offrant une protection faciale et un confort supplémentaire à vitesse élevée. Toutefois sa masse est plus élevée qu'un intégral. Par ailleurs, seuls certains modèles peuvent être utilisés en position jet ou en position intégral (Figure 146d).
- Intégral : en plus des modèles jet, il offre une protection faciale. Cependant son volume et sa masse élevée (1 200 1 600 g), l'isolation phonique ainsi que le champ de vision réduit jouent en sa défaveur en particulier en zone urbaine. Il est plus souvent conseillé sur les grands trajets et à vitesse élevée (Figure 146e).















Figure 146: Types de casques existants.

Normes, reglementation et évaluation des dispositifs de protection de la tête

La tête étant le segment le plus vulnérable lors d'accident de motocycliste, les autorités de chaque pays ou continent ont mis en place des normes d'évaluation des casques de motocyclistes, avec des tests représentant des cas de figures pouvant survenir lors d'accidents réels (choc direct ou encore pénétration d'objets par exemple).

Bien que l'ensemble des normes soit basé sur les mêmes concepts en termes d'évaluation (capacité d'absorption d'énergie, résistance à la pénétration et fiabilité du système de rétention), les critères d'homologation diffèrent selon le pays considéré. Il est probable qu'un casque satisfaisant à une norme ne sera pas homologué pour une autre norme. Le Tableau 66 récapitule les normes les plus couramment utilisées à travers le monde, en précisant le type de test préconisé par chacune de ces normes.













Tableau 66 : Les différentes normes existantes et les tests préconisés par chacune d'entre elles.

	Absorption au choc	Pénétration	Rétention	Rigidité	Friction
ECE 22.05	$\sqrt{}$			$\sqrt{}$	
Snell M2005	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$		
BS 6658	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$		$\sqrt{}$
FMVSS 218	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$		
JIS T 8133	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$		
AS/NZS 1698	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$		
ANSI Z 90.1	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$		
ISO R1511	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	$\sqrt{}$	

Parmi cette liste, quatre normes seront présentées plus en détail dans cette section : la norme FMVSS 218 (Etats-Unis), la norme BS 6658 (Grande-Bretagne), la norme Snell M2005 (Etats-Unis) et la norme ECE R22 05 (Europe). Dans la suite de cette présentation des principales normes, nous nous limiterons aux trois plus importantes fonctions conçues pour réduire la probabilité de lésion de la tête que sont la capacité d'absorption au choc, la résistance à la pénétration et la fiabilité du système de rétention.

Le détail de ces normes diverses est présenté en annexe I.

Mécanismes lésionnels et types de blessures à la tête

Anatomie

Ce paragraphe fournit une brève description de l'anatomie de la tête. La tête humaine, de forme sphérique, a un os appelé crâne. Cet os contient le système nerveux central du cerveau et de la moelle épinière. Le cerveau est séparé du crâne par une série de membranes (les méninges) et baigne dans un fluide: le liquide céphalo-rachidien. Pour une description plus précise de ce segment, on peut se référer à des atlas anatomiques classiques tels que Kamina (2014).

Le scalp

Le scalp est constitué de cinq parties :

- La peau très épaisse et adhérente au tissu cellulaire sous-cutané.
- Le tissu cellulaire sous-cutané composé de travées de tissu conjonctif très dense.
- Le plan musculo-aponévrotique constitué de trois éléments : la galéa aponévrotique, deux muscles frontaux et deux muscles occipitaux.
- Le tissu conjonctif lâche aponévrotique formant une zone de glissement entre le péricrâne et le plan musculo-aponévrotique.













• Le péricrâne qui est le périoste de la voûte crânienne et est adhérent à la table externe du crâne.

D'un point de vue mécanique, le scalp peut être considéré comme un premier amortisseur contre les impacts directs sur la tête. En effet, sa déformation radiale lors d'un impact distribue la force appliquée à la tête sur une plus grande surface.

Le crâne

Le crâne désigne la partie postérieure de la tête osseuse, dont la partie antérieure est constituée par la face. Il contient les méninges crâniennes, les vaisseaux intracrâniens et l'encéphale.

Sa surface supérieure convexe et lisse est appelée la voûte crânienne ou calvaria et sa partie inférieure est appelée la base du crâne. Le crâne est constitué de huit os: os frontal, os ethmoïde, os sphénoïde et os occipital et deux os pariétaux et temporaux.

Les méninges et le liquide cérébrospinal

A l'intérieur du crâne, l'encéphale est entouré et protégé par diverses enveloppes tissulaires ou liquidiennes. Les enveloppes tissulaires sont constituées par les méninges. Les enveloppes liquidiennes sont constituées par le liquide cérébrospinal. On distingue deux types de méninges :

- La dure-mère est épaisse, fibreuse et très résistante. Elle tapisse la face interne du crâne, et est traversée par les orifices laissant passage aux nerfs crâniens et vaisseaux encéphaliques.
- L'arachnoïde est un tissu conjonctif lâche, translucide et avasculaire. Il tapisse la face interne de la duremère et les cloisons qui en sont issues.

Le cerveau

Le cerveau est constitué du télencéphale (deux hémisphères cérébraux) unis par le diencéphale central et les commissures. Le diencéphale correspond au thalamus, aux pallidums médiaux et à l'hypothalamus. Sous la surface corticale, le cerveau est composé de substance blanche, de substance grise, et est creusé par les cavités des ventricules cérébraux. La substance blanche correspond au centre ovale, aux différentes capsules et commissures. La substance grise est formée notamment des noyaux gris centraux. Les ventricules cérébraux sont les deux ventricules latéraux, le troisième ventricule et le quatrième ventricule, qui communiquent entre eux et où circule le liquide cérébrospinal.

Les traumatismes crânio-encéphaliques de l'adulte

Le traumatisme crânien des motocyclistes est un problème humain et sociétal aigu dans le monde, comme illustré dans le projet RIDER (Benjamin AMANS and Maxime MOUTREUIL, 2005), un projet qui proposait une étude statistique complète sur les accidents et les blessures causés par les deux-roues motorisés. La Figure 147a montre la













forte proportion de blessures à la tête comparée à l'ensemble des dommages observés dans cette étude. Selon une analyse des accidents impliquant 253 motocyclistes menée dans le cadre du projet COST 327(Bryan Chinn et al., 2001), 66% des blessures combinées se produisent au niveau du segment céphalique. Cette observation est faite malgré un taux très élevé de motocyclistes casqués.

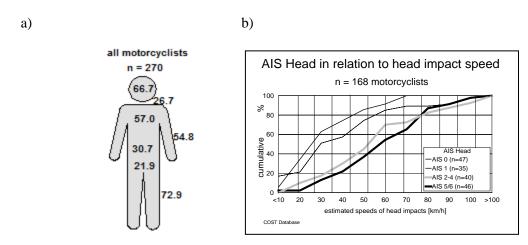


Figure 147 : (a) Répartition des blessures observées sur 253 motocyclistes. Le segment céphalique est affecté dans 66% des cas. (b) Représentation de l'évolution de la gravité des blessures par rapport à la vitesse d'impact (COST 327).

La tête est une des parties les plus lourdes du corps si l'on considère sa taille. Bien que protégé par une grande surface osseuse, le cerveau reste vulnérable (Adams 1984 (Adams et al., 1984)). Parfois, cette protection devient même un facteur aggravant lorsque, en raison d'un phénomène d'accélération ou décélération, l'inertie du cerveau par rapport à celle du crâne provoque une lacération du tissu cérébral contre les irrégularités superficielles cérébrales de la base du crâne.

Mécanismes

Les expérimentations animales ont permis de mettre en évidence deux types de mécanismes lésionnels : ceux liés aux phénomènes de contact et ceux liés aux phénomènes d'accélération ou de décélération. Les lésions liées aux phénomènes de contact sont essentiellement la conséquence de compressions crâniennes avec ou sans fracture, de pénétrations et de chocs directs, avec ou sans fractures.

Ces phénomènes sont responsables, de l'extérieur vers l'intérieur de la tête :

- des plaies du cuir chevelu;
- des fractures du crâne ;
- des hématomes extra duraux ;
- des hématomes sous-duraux ;
- des contusions cérébrales (par coup ou par contrecoup) par mise en accélération.













Les fractures au niveau de la base du crâne apparaissent sans aucun doute comme les plus dangereuses. La base du crâne contient en effet des passages pour les connexions neurologiques et les veines, ainsi que de nombreuses zones de contrôle des fonctions vitales (tronc cérébral, thalamus, etc.). Malgré tout, la fracture du crâne n'est pas une cause importante de traumatismes neurologiques d'après (Gennarelli, 1985) et (Prasad and Mertz, 1985)

Les lésions liés aux phénomènes d'accélération sont surtout retrouvées en présence d'une rotation brusque de la tête, par accélération angulaire autour d'un centre de rotation. Cette accélération va être responsable d'une commotion cérébrale à l'origine de la perte de connaissance, comme le suggère Holbourn dès 1943 (Holbourn, 1943).

Les lésions intracrâniennes peuvent être classées en trois catégories :

- les lésions vasculaires, telles que les contusions cérébrales, les hémorragies extra-durales, les hémorragies sous-durales, les hémorragies intra-cérébrales.
- les lésions neurologiques, moins faciles à détecter et à traiter, telles que la commotion cérébrale ou les lésions axonales diffuses (DAI).
- La lacération qui est une déchirure des tissus cérébraux.

Les contusions cérébrales focales sont les lésions les plus fréquemment occasionnées et sont souvent associées à d'autres lésions d'origine vasculaire (Prasad and Mertz, 1985). Les contusions cérébrales sont causées par le contact du cerveau avec les surfaces internes plus rigides de la boîte crânienne (crâne, méninges). En effet, le cerveau n'est que faiblement couplé au crâne par divers vaisseaux sanguins ainsi que par le liquide cérébrospinal. Un chargement inertiel de la tête peut donc induire un déplacement du cerveau à l'intérieur de la boîte crânienne. Le mouvement relatif cerveau-crâne a été observé expérimentalement par Gurdjian et al. (1961), Ommaya et al. (1969), Shatsky et al. (1974a, b) et Willinger et al. (1990). Ces derniers ont mis en évidence le mouvement relatif cerveau-crâne par mesure expérimentale d'impédance mécanique de la tête in vivo. La forme de la base du crâne est beaucoup plus irrégulière dans les régions frontale et temporale que dans la région occipitale. Ceci explique, d'après Gurdjian et al. (1966), pourquoi les contusions cérébrales sont observées le plus souvent au niveau des lobes frontaux et temporaux, aussi bien dans le cas d'un impact frontal que d'un impact occipital.

L'hématome extra-dural est lié à l'accumulation de sang entre la dure-mère et le péricrâne. Cette accumulation apparaît presque toujours suite à la déchirure d'une artère méningée (Adams, Gennarelli et al. 1982) et est généralement consécutive à une déformation locale du crâne ou à sa fracture (Chapon, Dedoyan et al. 1985). Le danger de ce type d'hémorragie réside dans le fait que la dure-mère est intimement liée à la surface interne de l'os crânien. Or pour s'étendre, l'hématome doit séparer la dure-mère du crâne. Ainsi, il peut s'écouler plusieurs heures avant que l'hématome atteigne une taille suffisante pour comprimer les tissus neurologiques avoisinants.













L'hématome sous-dural est aussi une accumulation de sang mais qui apparaît entre la dure-mère et l'arachnoïde. On distingue essentiellement trois causes :

- Premièrement, la pénétration des os du crâne provoque une lacération directe des veines en pont et des veines ou des artères corticales.
- Deuxièmement, des contusions importantes peuvent entraîner des écoulements de sang dans l'espace sousdural adjacent.
- Enfin, cause la plus fréquente, la déchirure des veines en pont qui traversent l'espace sous-dural de la surface du cerveau vers les différents sinus duraux.

Gennarelli (1985) et Adams et al. (1986) signalent que, dans la région de la voûte du crâne, la cause principale des hématomes sous-duraux, sous-arachnoïdiens et corticaux est la rupture des veines en pont qui sont soumises à de grandes déformations dues au déplacement relatif cerveau-crâne.

Les hématomes intracérébraux sont des épanchements de sang bien localisés dus à la rupture d'importants vaisseaux profondément enfouis dans le cerveau (Prasad, Melvin et al. 1985). L'hémorragie commence généralement superficiellement, s'étend progressivement à travers la substance blanche et peut se développer jusqu'aux ventricules latéraux, au corps calleux et même jusqu'au tronc cérébral (Cooper 1982). Cette expansion peut entraîner une hernie de la tente et une compression du tronc cérébral (Gardner, Gray et al. 1986). La déformation globale du cerveau due aux contraintes intracérébrales provenant de la mise en mouvement de la masse cérébrale, peut également conduire à l'apparition de microhémorragies diffuses connues sous le nom d'hémorragie en pétéchies.

Les lésions neurologiques peuvent causer des dysfonctionnements physiologiques variés. Trotter (1924) fut l'un des premiers à définir clairement la commotion comme « un état essentiellement transitoire dû à une lésion cérébrale, d'action instantanée, qui se manifeste par des symptômes de type purement paralytique, aucune évidence de dommage structurel et toujours suivi d'une amnésie concernant le moment de l'accident ». Les lésions cérébrales diffuses constituent un continuum allant de la commotion légère, sans perte de connaissance, au coma prolongé ou/et à la mort. Stritch (1956) définit les dommages cérébraux diffus comme une répartition remarquablement uniforme d'anormalités dans le cerveau. Celles-ci sont caractérisées par des lésions focales macroscopiques (déchirures) dans le tronc cérébral et le corps calleux, et par des lésions diffuses microscopiques dans la substance blanche. Sous l'effet d'un choc ou d'un chargement inertiel, la matière cérébrale est soumise à des contraintes de cisaillement. Si ces contraintes sont suffisamment élevées, elles peuvent provoquer des lésions axonales diffuses (DAI). Selon Gennarelli et al. (1987), les lésions cérébrales diffuses sont présentes chez 40% des













patients hospitalisés pour traumatisme crânien, sont responsables pour un tiers des décès consécutifs à une blessure de la tête et sont la cause principale de dysfonctionnements neurologiques permanents chez les survivants.

Synthèse des mécanismes de lésions :

On peut synthétiser les mécanismes de lésion de la tête en trois grands mécanismes, comme illustrées sur la Figure 148:

- la facture crânienne créée par une déformation du crâne,
- les hématomes sous-duraux et extraduraux qui résultent d'un mouvement relatif entre le cerveau et la boîte crânienne engendrant alors un épanchement de sang
- la lésion axonale diffuse qui est la conséquence directe de contraintes et de déformations intracérébrales, à la suite desquelles des boules de rétractation se forment.

Il faut également souligner que le temps pendant lequel la tête est soumise à l'impact est un facteur important : en effet, certains types de lésions vont avoir tendance à être privilégiés suivant la durée du choc et l'amplitude des accélérations linéaires et angulaires. On distingue ainsi un choc long de plus d'une vingtaine de millisecondes, d'un choc court de seulement quelques millisecondes. Les amplitudes peuvent, elles, atteindre 200 g pour l'accélération linéaire et 14000 rad/s² pour l'accélération angulaire.

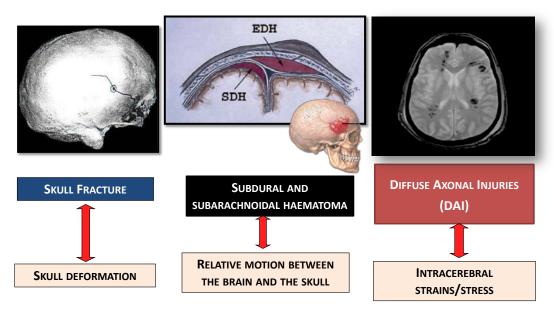


Figure 148 : Lésions cérébrales, de gauche à droite : fracture crânienne ("Traumatisme crânien," n.d.), hématomes sous-duraux et extraduraux (D. Marjoux, 2006) (Marjoux, 2006), lésion axonale diffuse ("Diffuse axonal injury," 2017)













Capacité réelle de protection des dispositifs de protection de la tête

L'analyse des accidents réalisée dans les projets COST 327 (Bryan Chinn et al., 2001), MAIDS ("Maids - In-Depth investigation of motorcycle accidents," n.d.) et RIDER (Benjamin AMANS and Maxime MOUTREUIL, 2005) a montré que même si le segment céphalique n'est pas la principale cause de décès, il apparaît comme une question clé dans les blessures graves et de longues durée d'incapacité. Ces conséquences renforcent l'idée que l'amélioration du casque reste nécessaire. Ces études peuvent être complétées par le fait que le casque est très efficace pour des impacts de vitesse modérée, mais sa protection atteint ses limites à des énergies plus élevées. Ceci est illustré à la Figure 149b par une analyse réalisée dans le cadre du projet COST 327, qui montre que des blessures graves se produisent à des vitesses d'impact supérieures à 50 km/h. Un résultat similaire a été trouvé dans le projet RIDER dans lequel 60% des blessures à la tête surviennent à des vitesses supérieures à 30 km/h. Cet aspect est particulièrement intéressant lorsque ces vitesses sont comparées à celles considérées dans les essais standards qui sont de 7,5 m/s, c'est-à-dire de 27 km/h. Le projet COST 327 a également souligné l'importance de la contribution de l'accélération rotationnelle aux lésions cérébrales en démontrant la prédominance des impacts de la tête tangentielle.

Plusieurs auteurs ont utilisé des méthodes de modélisation par éléments finis pour optimiser les casques. En 1997, Brands (Brands, 1996) a validé un modèle FE de casque sous des tests standards en plusieurs points et en termes d'accélération de la tête. Il a été le premier à mettre en évidence le comportement du casque lors de l'impact, comme illustré en Figure 150b. (Chang et al., 2001) ont développé et validé un modèle FE pour étudier l'influence de la taille du casque sur les réponses de la fausse tête en termes de HIC et de capacité d'absorption des chocs. Ils ont conclu que les réponses dynamiques variaient en raison de la forme géométrique, mais que l'ajustement du casque n'aurait qu'une influence mineure sur la protection contre les blessures à la tête. Plusieurs autres auteurs (Cernicchi et al., 2008; Kostopoulos et al., 2002; Miyazaki et al., 2006; Pinnoji et al., 2010; Shuaeib et al., 2007) ont également utilisé la modélisation FE pour optimiser leur protection en configuration de test standard.













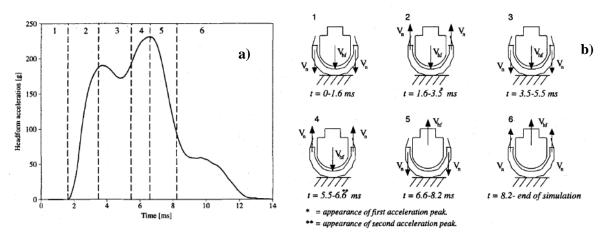


Figure 149 : (a) Représentation des séquences à partir de l'accélération simulée d'une fausse tête. (b) Aperçu schématique du comportement dynamique de la fausse tête casquée lors d'un impact (Vn est la vitesse du casque, Vhf est la vitesse de la tête).

Ghajari et al. 2009 ont effectué un certain nombre d'analyses FE sur un mannequin Hybrid III casqué et sur une tête détachée casquée du mannequin. Les deux modèles ont été impactés sur une enclume plate afin d'étudier l'effet du corps sur les prédicteurs de blessure à la tête sur la cinématique ainsi que sur les critères de blessure au niveau des tissus en utilisant un modèle FE de la tête humaine. Les auteurs ont montré que pour la vitesse d'impact utilisée dans le test de chute standard (ECE 22.05), un casque certifié était incapable de remplir complètement les critères lorsque tout le corps est considéré. En 2003 et 2006, Deck et al. (Deck et al., 2003; Deck and Willinger, 2006) ont développé un casque FE couplé au modèle SUFEHM de tête et une première optimisation du casque, utilisant les critères de blessure basés sur le modèle de la tête, a été proposée.

En 2011, Bourdet et al. (2011) ont mené une étude sur le fonctionnement du casque en FE lors d'accident réel de motocyclistes. Cette étude portait sur l'interaction tête-casque de motocyclette dans le cadre d'un traumatisme crânien de moto réel. Basé sur cinq accidents de motocyclistes bien documentés, la méthodologie a consisté à utiliser une simulation multi-corps afin de reconstruire la cinématique de la victime en se concentrant sur l'état initial de la vitesse d'impact de la tête. L'étape suivante était une approche FE de la simulation d'impact de la tête casquée afin de calculer à la fois la déformation du casque et la réponse de la tête intra-crânienne. Enfin, une évaluation des risques de traumatismes crâniens a été fournie sur la base des critères de traumatisme crânien publiés relatifs au SUFEHM. Les résultats montraient que l'écrasement de mousse du casque dépassait 65% lorsque la vitesse résultante atteignait plus de 8 m/s. Dans deux cas, la compression de mousse dépassait 85%, ce qui indique la fin de toute protection de la tête.

Dans le présent projet, une étude paramétrique d'accidents a permis de mettre en évidence des vitesses d'impact de la tête de l'ordre de 12 m/s contre le véhicule et 7 m/s contre le sol avec une composante tangentielle significative. Par ailleurs, les chocs tête casquée ont été simulés avec le modèle par éléments finis de la tête humaine le plus













avancé permettant de prédire le risque de lésion AIS2+ de la tête et basé sur l'élongation axonale dans le cerveau. Dans la norme actuelle ECE R22.05 sur les casques de moto, les casques sont testés en impact dit linéaire avec uniquement un enregistrement de l'accélération linéaire de la tête au moment du choc. Or comme il a été montré dans ce projet, en situation d'accident, le casque est soumis à des impacts obliques entrainant des risques de lésion de la tête importants. Par conséquent, il est nécessaire de faire évoluer la norme en incluant des conditions d'impact de tête plus réalistes, c'est-à-dire des impacts obliques avec enregistrement des accélérations linéaires et rotatoire de la tête lors du choc et d'intégrer un critère pouvant rendre compte parfaitement des effets du chargement 6D de la tête au moment du choc en introduisant des critères de traumatisme crânien au niveau tissulaire. Par ailleurs, cette évolution va permettre aux constructeurs de casques d'optimiser leurs produits vis-à-vis de critères plus biomécaniques et dans des conditions d'impact plus réalistes.

La protection du rachis cervical

Revue des dispositifs de protection du rachis cervical

Les dispositifs de protection du rachis cervical existent depuis plusieurs années et visent à protéger le cou et les épaules du motocycliste en limitant les amplitudes de mouvement de la liaison tête/cou. Cette réduction d'amplitude permet de réduire les moments en flexion, extension, flexion latérale et compression. Deux grandes catégories de dispositifs de protection du rachis cervical existent pour les motocyclistes : les dispositifs passifs et les dispositifs actifs. À l'origine, les dispositifs passifs ont été conçus pour le domaine de la course en moto, mais ils sont aujourd'hui disponibles pour tous les utilisateurs de deux roues motorisés. Trois types de dispositifs passifs existent : le dispositif léger simple, semi-rigide et rigide. En ce qui concerne les dispositifs de protection actifs, ils fonctionnent avec un système d'airbag qui se déclenche lors du choc afin de limiter en particulier les mouvements de flexion-extension, de flexion latérale et de compression axiale. Plusieurs des systèmes de protection ci-après ont été étudiés en détail afin d'évaluer leurs capacités de protection sur le rachis cervical lors d'accidents de moto.

Dispositifs passifs : légers simples

Les dispositifs de protection légers (Tableau 67) sont tous conçus sur le même principe, ils sont constitués de couches de mousse venant en appui sur les épaules du motocycliste sans aucune fixation, ni sur le thorax, ni sur le casque. Il s'agit en général d'une fermeture par velcro ou sangle autour du cou. L'ensemble de ces systèmes disponibles sur le marché sont en vente à des prix relativement bas (Inférieur à 50 dollars US) comparativement aux dispositifs rigides. Nous n'avons pas d'informations détaillées sur le type de mousse utilisé pour la fabrication de ces dispositifs légers simples.













Tableau 67 : Présentation des dispositifs de protection légers simples

Produit	Description	Photo
EVS	Matériaux : Mousse Fixation : Non	
Scoyco N03	Matériaux : Mousse Fixation : Non	
Neck Brace Acerbis	Matériaux : Mousse Fixation : Sur le thorax	
Mayitr	Matériaux : Mousse Fixation : Non	

Dispositifs passifs : semi-rigides

Les dispositifs passifs de type semi-rigide (Tableau 68) se fixent pour la plupart directement sur le thorax du motocycliste à l'aide de sangles réglables et sont en appui sur les épaules. Ces dispositifs sont appelés comme tels car ils sont fabriqués avec une partie en matériau souple (mousse polyuréthane) et une autre partie en matériau rigide (fibres de carbone). Ce type de dispositif a pour but de réduire l'amplitude articulaire de la liaison tête/cou du













motocycliste afin de limiter le risque de lésion au niveau du rachis cervical. Les dispositifs semi-rigides sont relativement légers (Inférieur à 500 grammes) en comparaison avec les dispositifs rigides.

Tableau 68 : Présentation des dispositifs de protection semi-rigides

Produit	Description	Photo
Ortema	Matériaux : Plastique Fixation : Sur le thorax Poids : 420 g	ORTEMA
Omega	Matériaux : Alliage plastique	
	dur	
	Fixation : Sur le thorax	
	Poids : NC	
Progrip	Matériaux : Mousse	
	Fixation : Sur le thorax Poids : NC	
EVS Evolution	Matériaux : Mousse et	
	polyuréthane	
	Fixation : Sur le thorax	
	Poids: 420g	N.













Dispositifs passifs: rigides

Les dispositifs rigides (Tableau 69) sont pour la plupart fixés indirectement sur le thorax du motocycliste, c'est-àdire qu'ils sont installés sur les épaules du motocycliste avec l'appui de supports sur le haut du dos et sur le thorax. Les matériaux de fabrication principalement utilisés sont les fibres de carbone, de verre renforcé de polyamide, polyuréthane et polycarbonate.

Les dispositifs de type rigide sont relativement plus lourds (Supérieur à 500 grammes) de par le choix de matériaux rigides. De plus, les matériaux et la technologie utilisés étant plus couteux, ces types de dispositifs sont disponibles sur le marché à des prix plus importants que les dispositifs légers et semi-rigides. Bien que plus dispendieux, les dispositifs rigides sont les plus populaires sur le marché du fait de la communication faite à leur égard.

Tableau 69: Présentation des dispositifs de protection rigides

	Tuoicuu oo . Tresentation des dispositifs o	1
Produit	Description	Photo
661 Droid Neck/Chest	Matériaux : Polycarbonate	
Protector	·	
	Fixation: Sur le thorax	
	Poids : NC	A TOTAL TOTA
		YIL.
Dainese neck brace	Matériaux : Fibre de carbone	
	Fixation: Sur le thorax	
	Poids : NC	













Leatt Brace	Matériaux : Fibre de carbone	
	renforcée de polyamide	
	Fixation: Sur les épaules	To the second se
	Poids: 600g	
EVS	Matériaux : Fibre de carbone et	
	mousse injectée	
	Fixation: Sur les épaules	- 6
	Poids: 635g	

Dispositifs actifs

Les dispositifs de protection actifs (

Tableau 70) qui existent aujourd'hui ne sont pas exclusivement utilisés pour la protection du rachis cervical. En effet, ces dispositifs ont souvent pour but de protéger les zones vitales exposées lors des accidents telles que le rachis entier, le thorax et l'abdomen. Nous nous intéressons cependant à la partie cervicale dans cette section. Ces dispositifs fonctionnent avec un système d'airbag qui se déclenche lors du choc. L'airbag permet de limiter les amplitudes articulaires du rachis cervical. Il y a deux types de systèmes d'activation de l'airbag : par capteurs et par câble. Trois types d'activateurs existent pour déclencher l'airbag : la pyrotechnie, l'hybride et les gaz froids. La plupart des systèmes utilisent les gaz froids ce qui permet d'avoir des dispositifs réutilisables et moins violents que la pyrotechnie lors de l'activation.

Tableau 70 : Présentation des dispositifs de protection actifs

Produit	Description	Photo













D-Air Street (Dainese)	Déclenchement par capteur	
	électronique (45 millisecondes)	
	Gaz froid comprimé	
	Matériaux : NC	
	Poids : 650 g	
Bering Airbag Moto	Déclenchement par capteur	
	(80 millisecondes)	
	Gaz froid et pyrotechnie	THE SECOND SECOND
	(hybride)	
	Matériaux : Cordura	
	Poids : 1700 g	
Neck DPS Vest	Déclenchement filaire (200	
	millisecondes)	
	Air comprimé	The second second
	Matériaux : Nylon	
	Poids : 480 g	
		· 1











Casque APC Systems	Déclenchement par capteur	
	(150 millisecondes pour choc	
	arrière, 80 millisecondes pour	
	choc frontal)	
	Air comprimé	
	Matériaux : Fibres	and Millian
	tricomposite : verre, carbone,	
	kevlar	ang (
		and the same of th
	Poids de l'ensemble (Casque	
	+ système) : 1900g	
Halita CD Air (Varian	D/-11	
Helite GP-Air (Version	Déclenchement filaire (75	
course du modèle Helite)	millisecondes)	
	Air comprimé (C02)	
	Matériaux : Mousse et cuire	
	Poids : 1000g	
Motoairbag (RMF)	Déclenchement filaire (80	
,	millisecondes)	
	, , , , , , , , , , , , , , , , , , , ,	CERVICAL
	Air comprimé (C02)	THORAX
	r (11)	BACK
	Matériaux : NC	
	Poids : 1400g	соссух
		•













Ces dispositifs actifs sont en moyenne plus lourds que les systèmes passifs présentés précédemment. Les différents dispositifs actifs existant fonctionnent selon différents principes de déclenchement mais visent, en ce qui concerne le rachis cervical, à réduire la mobilité articulaire de la liaison tête/cou lors des chocs et des accidents. Certains de ces dispositifs actifs ne tendent pas à protéger uniquement le rachis cervical mais aussi le tronc et l'abdomen.

Normes, règlementation et évaluation des dispositifs de protection du rachis cervical

Normes et règlementation

Cette section permet de mettre en avant les normes et règlementations existantes en ce qui concerne les équipements de protection chez les motocyclistes. Les normes qui concernent spécifiquement les dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes n'existent pas. L'absence de norme à ce sujet est en lien très étroit avec le manque de preuve concernant l'efficacité de protection des dispositifs existants.

Une directive appelée 89/686/EEC ("Directive 89/686/EEC - personal protective equipment - Santé et sécurité au travail — EU-OSHA," n.d.) indique les normes à respecter afin d'obtenir une certification européenne en ce qui concerne les équipements de protection individuelle. Bien que n'ayant pas de normes spécifiques, les dispositifs de protection du rachis cervical doivent respecter certaines normes en vigueur. La norme EN 1621-2 ("NF EN 1621-2 - Vêtements de protection contre les chocs mécaniques pour motocyclistes - Partie 2 : protecteurs dorsaux -Exigences et méthodes d'essai," n.d.) traite de la protection contre les chocs mécaniques et est basée sur un test qui consiste en l'utilisation d'un impacteur de 5 kg pour réaliser 5 impacts de 50 joules sur l'équipement de protection. Suite aux tests, il est possible grâce aux forces moyennes (résiduelles) et forces maximales (résiduelles) mesurées sur les 5 impacts de déterminer le niveau d'homologation de l'équipement. La norme EN ISO 13688 ("ISO 13688:2013 - Vêtements de protection -- Exigences générales," n.d.) est utilisée afin de spécifier les exigences générales de performance relatives à l'ergonomie, à l'innocuité, à la désignation des tailles, au vieillissement, à la compatibilité et au marquage des vêtements de protection. Une norme supplémentaire EN 1621-4 a récemment été créée et concerne les dispositifs airbag. Cette norme permet de définir un temps de déploiement maximum du dispositif de 200 ms. Ce test est effectué grâce à des caméras hautes vitesse. Enfin, la norme ISO 13232 : 2005 ("ISO 13232-1:2005 - Motocycles -- Méthodes d'essai et d'analyse de l'évaluation par la recherche des dispositifs, montés sur les motocycles, visant à la protection des motocyclistes contre les collisions -- Partie 1: Définitions, symboles et généralités," n.d.) vise à la protection des motocyclistes contre les collisions ». Cette norme, spécifique aux motocyclistes, indique les méthodes à suivre pour évaluer les dispositifs de protection pour motocyclistes. A partir de cette norme, des travaux ont été réalisés quant à la mise en place de modifications du mannequin Hybrid III dans le but d'obtenir un mannequin MATD (Withnall et al., 2003) (« Motorcycle Anthropometric Testing Device »). Des critères lésionnels sont définis (Van Auken et al., 2005, 2003) pour le cou avec notamment le critère NII (« Neck Injury Index ») qui permet d'évaluer la présence de lésions dans le rachis cervical supérieur.













Évaluation par les manufacturiers

Outre l'aspect normatif, les dispositifs de protection du rachis cervical sont également évalués et testés par leurs propres fabricants. Ces méthodes d'évaluation sont propres à chacun des manufacturiers et n'ont jamais été dévoilées sous forme de publications scientifiques. Par exemple, l'entreprise Leatt à Cape Town, a utilisé le mannequin anthropomorphe Hybrid III (Foster et al., 1977)(Figure 154) du 50^e percentile pour réaliser ces tests. Afin d'être plus précis quant aux résultats, un MATD (Motorcycle Anthropomorphic Test Dummy) neck a été intégré au mannequin afin de mettre en place des conditions de tests sans ceinture de sécurité (pas de retenue au niveau du thorax). Le détail des tests d'évaluation réalisés par les fabricants ne sont pas dévoilés. Ils mentionnent simplement que le mannequin Hybrid III est utilisé selon FMVSS 208 ("49 CFR 571.208 - Standard No. 208; Occupant crash protection.," n.d.) et représente un standard de test fédéral aux Etats-Unis pour la sécurité pour les véhicules motorisés. Le fabricant Leatt mentionne également la prise en compte des règlements ECE en Europe.



Figure 150: Mannequin Hybrid III 50e percentile chez Leatt – Tiré de ("Leatt Brace website," n.d.)

Évaluations récentes dans le domaine de la recherche

Une étude a été menée par (Sun et al., 2012) afin d'évaluer différents dispositifs de protection du rachis cervical pour motocyclistes, existant sur le marché. Ces travaux ont été réalisés à partir d'un modèle par éléments finis (HUMOS) d'un homme appartenant au 50ème percentile. L'étude consiste à comprendre comment les mécanismes de blessures et la sévérité des blessures sont impactés par le port de dispositifs de protection du rachis cervical. Des conditions d'impacts multidirectionnels sont simulées sur un segment isolé « tête-cou-thorax » en utilisant 3 types de dispositifs différents et une simulation de référence sans aucun dispositif de protection. Ces tests ne mettent pas en évidence de changements significatifs concernant la cinématique du cou. Les dispositifs semi-rigides et rigides montrent un déplacement des lésions du rachis cervical supérieur vers le rachis cervical moyen. Il n'y a que très peu de changement concernant les lésions au niveau du rachis cervical inférieur. Le dispositif de protection léger













simple (mousse) ne montre aucune preuve d'efficacité de protection en comparaison avec les résultats de simulations à vide (sans dispositif).

Un autre projet récent traite de l'évaluation des protecteurs cervicaux : Le projet MOSAFIM (MOSAFIM, 2013). Il s'agit d'un projet européen qui a pour objectif de renforcer la sécurité routière pour les motocyclistes en améliorant les performances des équipements de protection. En ce qui concerne le rachis cervical, il s'agit plus particulièrement de mettre en place une nouvelle méthode d'évaluation des protecteurs cervicaux. L'absence de standard sur les protections du rachis cervical mène donc à des travaux sur la définition de séries de tests afin d'étudier les comportements du cou (rachis cervical) et ensuite d'observer la compatibilité des dispositifs de protection du cou avec les autres types de protection. La série de tests réalisés s'inspire du standard européen sur les casques de protection de motocyclistes (ECE 22.05). Quatre tests sont réalisés dans ce projet : impact frontal du casque, impact arrière du casque, impact latéral du casque et impact arrière du thorax. Pour les trois premiers tests, le mannequin hybrid III (homme 50^e percentile) (Foster et al., 1977) est utilisé. L'impact au niveau de la tête (casque) est simulé grâce à un impacteur linéaire muni d'une masse plane de 8.75 kg avec une vitesse initiale de 7.5 m/s. Pour ces 3 tests, des valeurs seuils de forces et moments sont définies pour la jauge de déformation dans la partie haute du cou du mannequin. La norme espagnole UNE 135900 (http://www.taonix.fr, n.d.) qui concerne les barrières de sécurité définit ces valeurs seuils. Les données mesurées dans ces tests sont la force longitudinale (Fz) au niveau du cou, la force en cisaillement (Fy) correspondant à la direction de l'impact et le moment en flexion latérale (Mx). En ce qui concerne le quatrième test qui implique un impact arrière sur le thorax, un deuxième mannequin est utilisé: le mannequin BioRID (MOSAFIM 2013; Chinn et al. 2001). L'impacteur utilisé est le même que pour les tests précédents et la vitesse initiale est de 6 m/s. Les données mesurées sont les forces et moments sur les parties supérieures et inférieures du cou. Plusieurs critères lésionnels sont utilisés pour ce test, tels que le critère Nkm, qui prédit les lésions des tissus mous du cou à partir d'une combinaison de forces et moments dans le haut du cou. En ce qui concerne les lésions dans la partie basse du cou, le critère LNL est utilisé. Le dernier critère, appelé Nij, est utilisé pour prédire les lésions dans le haut du cou. A partir des batteries de tests mis en place et l'utilisation des critères de lésions, l'objectif principal de ces travaux est donc de définir une méthode d'évaluation des protecteurs cervicaux qui permettra d'apporter des connaissances importantes quant à l'amélioration des dispositifs existants.

Mécanismes lésionnels et types de blessures du rachis cervical

Mécanismes lésionnels

Les mécanismes lésionnels du rachis cervical liés aux accidents de moto ont été beaucoup étudiés ces dernières années et cela permet de les distinguer selon quatre types : la compression axiale, la flexion, l'extension et la flexion latérale. On peut noter que ces mécanismes lésionnels correspondant aux accidents de moto sont souvent combinés, c'est-à-dire qu'ils mettent en jeu plusieurs mécanismes avec des conditions de chargement













potentiellement multidirectionnelles (Exemple : flexion/rotation, extension/compression). Les résultats obtenus lors des travaux spécifiques au rachis cervical de la tâche 4.1 nous permettent de mettre en avant certaines sollicitations mécaniques prédominantes quant à l'apparition de traumatismes ostéo-ligamentaires. En effet, pour tous les niveaux cervicaux (supérieur, moyen et inférieur), la sollicitation en compression est le facteur prédominant sur la proportion de rupture de disque et d'os (vertèbre), ainsi que sur les énergies à la rupture des ligaments et des disques intervertébraux.

En ce qui concerne les accidents de véhicules deux roues motorisés, il s'agit pour 80% du temps d'un choc avec un autre véhicule motorisé, 16% du temps avec le sol ou encore 4% du temps avec un objet fixe comme un poteau, un arbre ou une glissière de sécurité (Serre et al., 2012). Pour une majorité des accidents, les motocyclistes sont éjectés de leur véhicule (Figure 152) deux roues et la tête ou le segment thoracique entre les omoplates vient percuter un objet (Kupferschmid et al., 1989; Shrosbree, 1978; Zulkipli et al., 2012). Si l'on exclut les lésions mineures, on peut noter que l'ensemble des lésions du rachis cervical sont causées par un traumatisme indirect lors d'un impact au niveau de la tête (Chinn et al., 2001; MOSAFIM, 2013). Ce type d'accident fréquent survient souvent à des vitesses faibles, autour de 30 km/h (Chinn et al., 2001).

Considérant les lésions observées par (Shrosbree, 1978), qui étaient deux fractures en compression et trois dislocations (unilatérale ou bilatérale), les sollicitations sur le rachis cervical semblent être principalement en compression, flexion, extension et torsion.

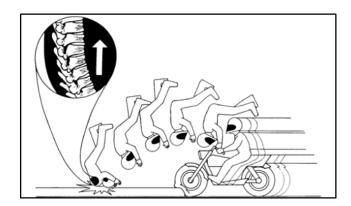


Figure 151 : Schéma d'un motocycliste éjecté de sa moto lors d'un accident Tirée de (Kupferschmid et al., 1989, p. 1989)

Par ailleurs, on peut relever que l'objet percuté par le motocycliste est la plupart du temps fixe avec une surface plane ou arrondie (MOSAFIM, 2013). Il est également possible de localiser et connaître la vitesse moyenne des impacts sur le casque lors des lésions du rachis cervical.

Types de blessures













S'agissant des données de la littérature, nous retrouvons de nombreux travaux qui soulignent l'importance des lésions du rachis cervical (Ankarath et al., 2002; Forman et al., 2012; Robertson et al., 2002; Serre et al., 2012). Soulignons que les lésions du rachis cervical sont liées à un plus haut taux de mortalité (Ankarath et al. 2002) et un plus haut taux (27%) d'atteinte neurologique (Robertson, Branfoot, and Smith 2002).

Blessures articulaires

Les articulations du rachis cervical comprennent l'ensemble des ligaments, c'est-à-dire le ligament longitudinal antérieur (ALL) ainsi que le PLC (Complexe ligamentaire postérieur) qui comprend le ligament supraépineux (SSL), le ligament intra épineux (ISL), le ligament jaune (LF), les ligaments capsulaires (CL), le ligament longitudinal postérieur (PLL) et le ligament intra-transverse (IL). En plus des ligaments, les articulations comptent également les disques intervertébraux. (Netter, 2004)

Les blessures articulaires apparaissent le plus fréquemment au niveau des unités fonctionnelles C2-C3, C5-C6 et C6-C7 et l'apparition des premières blessures articulaires concernent en grande majorité l'unité fonctionnelle C6-C7 (Sun et al., 2012). Il est tout de même intéressant de pouvoir associer ces blessures articulaires, en lien avec les accidents de moto, aux modes de ruptures observées selon différents mécanismes lésionnels.

Les blessures articulaires apparaissent comme étant les premières lésions tant dans le rachis inférieur que supérieur, ce qui nous donne des informations intéressantes concernant la sévérité de ces lésions lors des accidents. Il s'avère que la compression axiale est un facteur important quant à la sévérité des blessures articulaires.

Fractures osseuses

Les fractures osseuses concernent la vertèbre en elle-même avec la partie antérieure et la partie postérieure. Les vertèbres comprennent l'os cortical et l'os spongieux. A l'aide des données de (Sun et al., 2012), il est possible de mettre en évidence les vertèbres où apparaissent les premières fractures osseuses ainsi que le nombre total de fractures osseuses selon l'ensemble des vertèbres cervicales.

On note que plus de la moitié des fractures osseuses totales du rachis cervical se situent au niveau du rachis cervical inférieur (C5 : 17%, C6 : 18%, C7 : 18%). D'autre part, c'est la vertèbre C6 (38 %) qui apparait comme étant celle ayant la proportion d'apparition de première blessure la plus importante.

Les fractures osseuses apparaissent la plupart du temps après les lésions articulaires, que cela soit au niveau du rachis cervical inférieur ou supérieur. De plus, le risque de fractures osseuses est plus important dans le rachis inférieur que dans le rachis supérieur. Les fractures osseuses apparaissent quasiment toujours en premier à la vertèbre C6 pour ensuite se propager vers le haut (C5 et C4) et le bas (C7). Bien qu'apparaissant après les blessures articulaires, les fractures osseuses restent présentes et non négligeables concernant les mécanismes et la gravité des blessures.













Capacité théorique des dispositifs de protection du rachis cervical et perception

Il est également intéressant d'identifier à partir des support fournis par les éuipementier la capacité théorique de protection des dispositifs de protection du rachis cervical. En effet, selon les constructeurs et types de dispositifs, les arguments de vente diffèrent bien qu'aucune preuve d'efficacité ne soit dévoilée et publiée aujourd'hui.

Dispositifs passifs simple léger

Les dispositifs légers simples tous fabriqués en mousse sont présentés comme ayant la capacité à amortir les chocs lors des accidents. Les arguments scientifiques solides sont très limités pour ces types de dispositifs.

Dispositifs passifs semi-rigides

Les constructeurs allemands du dispositif ORTEMA se présentent comme une entreprise travaillant en étroite collaboration avec le domaine des techniques orthopédiques et de l'orthopédie sportive. Selon le constructeur, le dispositif se démarque par un soutien au niveau du dos en forme de U inversé à la différence de ses concurrents. La protection n'étant pas positionnée centralement sur la colonne vertébrale, la transmission de la force se fait sur une surface plus importante diminuant d'autant plus le risque de lésions graves puisqu'il n'y a pas de pointe de force ponctuelle aux niveaux des vertèbres. De plus, la partie supérieure du dispositif est flexible, ce qui permettrait une absorption supplémentaire de 30 à 50% de l'impact en cas de chute, contrairement aux autres dispositifs. Il est également important de préciser que ces arguments avancés n'ont jamais été ni prouvés scientifiquement et ni publiés.

Dispositifs passifs rigides

Il est mentionné par la constructeur Leatt que le dispositif a été conçu pour faire face à cinq causes majeures de lésions : l'hyper-flexion (mouvement de la tête vers l'avant), l'hyper-extension (mouvement de la tête vers l'arrière), les hyper-flexions latérales (mouvements sur les côtés) et la compression axiale (compression de la colonne vertébrale due à une force exercée sur le casque). Les constructeurs annoncent qu'a moindre niveau, les blessures de type hyper flexion latérale (mouvement extrême sur le côté), la compression axiale de la zone cervicale, l'hyper translation postérieure (mouvement brusque de la tête sur la nuque) et enfin la fracture de la clavicule par le casque sont également amoindries par la présence du système Leatt. Alpinestar déclare avoir combiné expérimentations mannequins et PMHS en soulignant la compression axialecomme la seule et unique forme d'impact qui a comme conséquence des lésions irréversibles. Pour autant, les solution proposée par ce constructeur reste très proches de la concurrence et la preuve de l'efficience du dispositifs n'est pas mise en exergue.

Dispositifs actifs













On assiste aujourd'hui à une multitude de dispositifs actifs développés par de nombreux constructeurs. Ces dispositifs communément appelés « Airbag » sont souvent décrits comme des protecteurs multiples, c'est-à-dire agissant sur plusieurs zone du corps humain. En effet, les dispositifs actifs visent à protéger le tronc (thorax et dos), le cou (rachis cervical) et parfois même l'abdomen. Les constructeurs mentionnent la faculté des dispositifs à diminuer l'amplitude articulaire de la liaison tête/cou. Si l'on prend l'exemple du gilet airbag Helite, le produit est présenté comme protégeant la colonne vertébrale au complet, les reins, les hanches le thorax, les poumons, le pancréas, l'abdomen l'estomac et le foie. Il est mentionné que le gilet protection Helite sert à préparer l'impact et minimiser les conséquences. Les quatre points mis en avant sont : Le haut du corps est rigidifié pour éviter les hyper flexions et résister aux forces extérieures, les chocs sont absorbés par les boudins et les forces dispersées sur la surface de l'airbag, l'airbag gonfle sous le casque pour éviter les flexions arrières et latérale ainsi que les coups du lapin et enfin, l'accélération sur la tête et le cerveau sont freinés et l'impact au sol retardé. De la même manière que pour les dispositifs actifs, il n'existe aucune preuve officielle de leur capacité de protection et des arguments avancés.

Capacité réelle de protection des dispositifs de protection du rachis cervical

Les dispositifs de protection du rachis cervical ont pour but de diminuer les risques de lésions au niveau du rachis cervical lors des accidents de moto. Pour cela, il est primordial de s'intéresser à la mobilité articulaire de la liaison tête-cou pendant le choc. Bien qu'agissant tous sur la mobilité articulaire, les différents types de dispositifs ne protègent pas avec la même efficacité le rachis cervical des motocyclistes. Une étude menée par Sun et al (2012) a permis de comparer les trois types de dispositifs passifs existants concernant leur efficacité sur la protection du rachis cervical. Il s'agit dans le cas de cette étude d'une évaluation au niveau macroscopique. Pour cette étude numérique, un modèle par élément finis appelé HUMOS est utilisé. Ce modèle est associé aux différents dispositifs de protection modélisé en 3D afin de pouvoir étudier leur efficacité. Les éléments observés lors de cette étude concernent la cinématique globale associée à l'amplitude de mouvement de la liaison tête/cou, les blessures articulaires et les fractures osseuses au niveau du rachis cervical.

Dispositifs légers simples (passifs)

Le dispositif léger simple étudié est le modèle Thuasne, présenté ci-après sur la Figure 153. Ce dispositif est donc fabriqué en mousse simple et se fixe à l'aide de l'attache velcro autour du coup du motocycliste. Suite à l'ensemble des simulations mises en place sur le modèle HUMOS assemblé au dispositif Thuasne, on note que l'influence de celui-ci est négligeable concernant la cinématique globale observée sur les blessures articulaires et les fractures osseuses en comparaison avec le modèle de référence (à vide sans dispositif de protection). En conséquence, le détail des résultats n'est pas présenté pour chacune des simulations réalisées au cours de l'étude pour ce dispositif.















Figure 152 : Dispositif de protection Thuasne positionné sur humain et sur mannequin numérique HUMOS – Tiré de Sun et al (2012)

Dispositifs semi-rigides (passifs)

Le dispositif semi-rigide étudié est le modèle EVS RC Evolution, présenté ci-dessous sur la Figure 154. Ce dispositif est appelé semi-rigide car il dispose d'une partie en matériau rigide et d'une partie en matériau souple (mousse). Avec ce dispositif, il y a une diminution du risque de blessure au niveau des vertèbres cervicales supérieures (C0-C2). Pour les cervicales moyennes (C2-C5), les résultats varient selon la direction d'impact. En impact frontal oblique et arrière oblique, il y a une diminution du risque de blessure. Cependant, pour les impacts frontaux, latéraux et arrière, il y a une augmentation du risque de blessure. Finalement, il n'y a pas de changement par rapport à l'étude référence sans dispositif, concernant le risque de blessure pour les vertèbres inférieures (C5-C7) excepté pour le cas de l'impact arrière pour lequel une diminution du risque de blessure apparait.



Figure 153 : Dispositif de protection EVS RC Évolution positionné sur humain et sur mannequin numérique HUMOS - Tiré de Sun et al (2012)

Dispositifs rigides (passifs)

Le dispositif rigide étudié est le modèle Leatt neck brace, présenté ci-dessous sur la Figure 155. Ce dispositif est entièrement rigide et fabriqué en fibre de carbone et renforcé de polyamide. Concernant l'efficacité de protection, on s'aperçoit que pour les vertèbres cervicales supérieures (C0-C2), il y a une diminution du risque de blessures excepté pour l'impact arrière ou il n'y a pas de changement. Pour les vertèbres moyennes (C2-C5), il y a une augmentation des risques de blessures pour tous les types d'impacts sauf pour l'impact oblique frontal pour lequel













les résultats ne changent pas par rapport à l'étude référence sans dispositif. Enfin, il n'y a pas de changements significatifs quant à l'efficacité de protection pour les vertèbres cervicales inférieures.



Figure 154 : Dispositif de protection Leatt neck brace positionné sur humain et sur mannequin numérique HUMOS - Tiré de Sun et al (2012)

L'ensemble des résultats de cette étude sont présentés et résumés sur la Figure 156 ci-après :

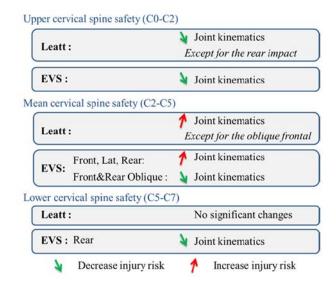


Figure 155 : Synthèse de l'influence des dispositifs de protection du cou sur la cinématique articulaire et le risque de blessure du rachis cervical – Tiré de Sun et al (2012)

Pour conclure, il faut noter que ces trois dispositifs de protection évalués lors de cette étude, ne montrent pas de changements majeurs au niveau de la cinématique du rachis cervical global, excepté en ce qui concerne les amplitudes de mouvement. Par conséquent, en référence aux simulations réalisées, les dispositifs de protection du cou passifs ne proposent pas une avancée technologique apportant une meilleure protection des blessures du rachis cervical en modifiant les mécanismes lésionnels. Il faut noter que ces simulations ne reflètent pas la majorité des conditions d'impacts que subissent les motocyclistes, reportés par la littérature (Chinn et al. 2001; Serre et al. 2012; Sun et al. 2012). Par conséquent, il serait intéressant de mener des études supplémentaires en prenant en













compte divers paramètres variables tels que les vitesses, les différentes orientations d'impacts dans le but de renforcer l'étude sur l'incidence de ces dispositifs de protection sur le rachis cervical.

Dispositifs actifs

Les dispositifs actifs sont relativement compliqués à comparer en ce qui concerne leur efficacité de protection. En effet, il n'existe pas d'étude qui présente l'évaluation de ce type de dispositif. Il s'avère que les constructeurs concernés ne parviennent pas à se mettre en accord sur les normes d'essai et d'évaluation des dispositifs actifs. Par conséquent, chacun des fabricants met en place ses propres protocoles d'essai. Il n'y a donc pas de standard d'évaluation de ces dispositifs actifs, ce qui complexifie l'évaluation de la capacité de protection de ceux-ci.

La protection du tronc

Revue des dispositifs de protection du type « protecteur de poitrine »

Le protecteur de poitrine est un dispositif de protection qui couvre la poitrine du motard afin de réduire l'incidence et la gravité des lésions. Il peut être porté à l'intérieur ou par-dessus d'autres vêtements de protection et il est constitué d'une pièce unique ou divisé en deux parties comme le montre la Figure 157. Typiquement, il est composé d'une couche extérieure qui permet de répartir le chargement sur une surface plus grande et d'une couche intérieure qui a comme fonction l'absorption du choc.





Figure 156 : a) Protecteur de poitrine une pièce. b) Protecteur de poitrine deux-pièces.

Normes, réglementation et évaluation des dispositifs de protection du type « protecteur de poitrine »

Au niveau européen, le document qui recueille les conditions d'évaluation des protecteurs de poitrine pour motocyclistes est le projet de norme ("PR NF EN 1621-3 - Vêtements de protection contre les chocs mécaniques pour motocyclistes - Partie 3 : Exigences et méthodes d'essai pour protecteurs de poitrine," n.d.). Ce document contient les exigences relatives à l'innocuité, au dimensionnement, aux performances aux chocs, à l'ergonomie et à l'étiquetage de ce type de dispositif. Le détail de cette norme est présenté en annexe II.













Mécanismes lésionnels et types de blessures (Protecteur de poitrine)

Les lésions thoraciques et ses mécanismes lésionnels ont été étudiés principalement dans le domaine automobile. Comme analysé dans la tâche 4.1, le squelette et les organes sont les deux types de structures anatomiques les plus fréquemment affectées lors d'une lésion thoracique en 2RM. Concrètement, les fractures de côtes multiples, les volets costaux, les contusions pulmonaires, les hémothorax, les pneumothorax et les hémo-pneumothorax représentent les lésions avec des scores AIS importants et des occurrences élevées.

Les impacts contondants sur la cage thoracique sont la cause principale des fractures multiples de côtes et donc des volets costaux. Le mécanisme de fracture est le chargement en flexion des côtes qui échouent en traction et la compression de la poitrine est le facteur lésionnel déterminant. Cependant, le thorax a une réponse viscoélastique aux impacts et son comportement dépend de la vitesse du chargement. En conséquence, la vitesse de compression de la poitrine influence aussi la gravité des lésions.

Les contusions pulmonaires sont produites principalement par des impacts contondants sur le thorax. Elles peuvent aussi être associées à des ondes de chocs à cause d'une explosion par exemple. A basse vitesse d'impact (<3 m/s) le mécanisme lésionnel est l'écrasement produit par la compression thoracique et il est indépendant de la vitesse de sollicitation. A grande vitesse (>35 m/s), une onde de pression est transmise à travers la paroi thoracique aux tissus pulmonaires. Dans l'intervalle entre ces deux vitesses de sollicitation, les lésions sont produites par les deux mécanismes lésionnels. Des lacérations des poumons peuvent aussi se produire près des côtes cassées. (King 2018)

Les hémothorax, les pneumothorax et les hémo-pneumothorax peuvent être produits par une côte fracturée lors d'un impact contondant de la cage thoracique. Parfois ils ne sont pas associés à une fracture de côte et leurs causes ne sont pas claires.

Capacité théorique des dispositifs de protection du type « protecteur de poitrine » et perception

Manzardo Dainese et al. (2017) ont évalué différents designs de protecteurs de poitrine à partir des simulations numériques et des essais expérimentaux. Le modèle humain en éléments finis HUMOS II et le mannequin de choc Hybrid III ont été utilisés afin de reproduire des impacts thoraciques frontaux et latéraux avec et sans dispositif comme le montre la Figure 158.

















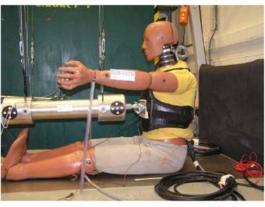


Figure 157 : a) Impact latéral sur le modèle humain HUMOS II équipé d'un protecteur de poitrine. b) Impact frontal sur le mannequin Hybrid III équipé d'un protecteur de poitrine.

Les résultats obtenus montrent que l'utilisation du protecteur permet de réduire la compression ainsi que la vitesse de déflection thoracique et donc le risque lésionnel de l'usager. Ils ont conclu que le principal bénéfice du dispositif est la répartition des efforts, tandis que l'absorption du chargement a une contribution moins importante sur la protection offerte.

Capacité réelle de protection des dispositifs de protection du type « protecteur de poitrine »

Le principal bénéfice du protecteur de poitrine est la répartition de l'impact sur une surface plus grande de la cage thoracique. En conséquence, le chargement est moins localisé et le risque lésionnel peut être diminué en réduisant la compression thoracique. Le dispositif permet aussi d'absorber une partie de l'énergie d'impact et donc de réduire la vitesse de sollicitation. L'utilisation d'un protecteur rigide apporte une protection additionnelle contre les abrasions et les lacérations.

Revue des dispositifs de protection du type « dorsale »

La protection dorsale fait partie depuis 1991 de l'équipement homologué FFM, obligatoire pour pouvoir rouler sur circuit, mais elle n'est pas obligatoire pour les motards sur la route. Il s'agit d'un dispositif de protection porté sur le dos et destiné à diminuer la gravité des blessures provoquées par des chocs dans les régions du milieu du dos, des lombaires et des omoplates. Il existe deux types de protections dorsales : les intégrées et les additionnelles (Figure 159). Parmi ces deux grandes familles de dorsales, il existe deux types de construction : les protections en couches superposées de mousses de différentes densités, d'un seul morceau et les protections composées de pièces articulées, avec une coque en plastique et un rembourrage protecteur.

















Figure 158 : a) Protection dorsale intégrée. b) Protection dorsale additionnelle

La protection dorsale intégrée est une plaque qui se loge dans la doublure du dos de la plupart des blousons et vestes moto. Elle peut se composer de mousse, de matériau souple au repos qui se rigidifie à l'impact appelé d30 ou d'une superposition de couches de matériaux. L'ensemble de ces systèmes disponibles sur le marché est moins cher que les dispositifs additionnels.

La protection dorsale additionnelle se pose près du dos. La plupart des dorsales additionnelles disposent de deux systèmes de serrage : le premier sert à ajuster grossièrement la dorsale en joignant deux longs scratchs ou deux bretelles ; le second avec des bandes élastiques au niveau du ventre sert à plaquer la dorsale sur le dos. Elle se compose de mousse PU visco-élastique, mousse de polyéthylène, de d3o. L'intérieur peut être en nid d'abeilles.

Normes, réglementation et évaluation des dispositifs de protection du type « dorsale »

Depuis 2003, les dispositifs de protections dorsales doivent respecter la norme européenne EN 1621-2 « Vêtement de protection contre les chocs mécaniques pour motocyclistes – Partie 2 : Protecteurs dorsaux – Exigences et méthodes d'essai ». Cette norme spécifie les exigences générales de performances relatives à l'innocuité, aux dimensions minimales des zones de protection, à l'atténuation des chocs, à l'ergonomie, aux systèmes de tailles et de marquage des tailles.

L'évaluation des performances du dispositif se réalise à partir d'un essai d'atténuation des chocs qui est identique à celui utilisé pour les protecteurs de poitrine. Les forces transmises doivent être conformes aux valeurs indiquées dans le Tableau 71.

Tableau 71: Forces transmises et niveaux de performance.













	Niveau 1	Niveau 2
Valeur moyenne	≤ 18 kN	≤ 9 kN
Choc individuel	≤ 24 kN	≤ 12 kN

Essai d'atténuation des chocs :

Le protocole de test de ce dispositif de protection (nombre de test, masse de l'élément de frappe, répartition des forces) est identique à celui utilisé pour les protecteurs dorsaux.

Mécanismes lésionnels et types de blessures (Dorsale)

Il existe plusieurs mécanismes conduisant à une lésion du rachis thoraco-lombaire : la compression, la distraction et la rotation. La classification AO Magerl est un outil de classification du rachis thoraco-lombaire codant les lésions en 3 types : A, B et C contenant chacun des groupes et sous-groupes. A chacun des types correspondent les trois mécanismes les plus importants agissant sur la colonne vertébrale : la compression, la distraction et la rotation.

Le type A (compression du corps vertébral) se concentre sur les types de blessures du corps vertébral. Il s'agit du mécanisme lésionnel le plus fréquent (73% des lésions thoraco-lombaires (Magerl et al., 1994)).

Les lésions du type B (lésions de l'élément antérieur et postérieur avec distraction) sont caractérisées par une perturbation transversale soit antérieurement, soit postérieurement. Le type B correspond à 12% des lésions thoraco-lombaires.

Les lésions du type C (lésions des éléments antérieurs et postérieurs avec rotation) décrivent les types de blessures résultant du couple axial. Ces derniers sont le plus souvent superposés aux lésions du type A ou du type B. 15% des lésions thoraco-lombaires sont du type C.

A chaque groupe et sous-groupe correspond une lésion anatomique et morphologique avec un degré de gravité croissant (entre 1, 2 et 3). La gravité augmente du type A au type C, ainsi que dans les groupes et sous-groupes.

Capacité théorique des dispositifs de protection du type « dorsale » et perception

Une étude menée par Ekmejian et al., comparant l'article de De Rome [Motorcycle protective clothing: Protection from injury or just the weather?] à l'article de Guistini [Use of back protector device on motorcycles and mopeds in Italy] montre qu'il manque des preuves appropriées concernant l'efficacité des protections dorsales sur les lésions de la colonne vertébrale (Ekmejian et al., 2016). Aussi, selon Ekmejian, une analyse supplémentaire devrait étudier le rôle du mécanisme des blessures pour déterminer si les protections dorsales sont plus utiles dans des circonstances particulières. La littérature actuelle ne présente aucune étude évaluant les protections dorsales à partir des simulations numériques et des essais expérimentaux.













Capacité réelle de protection des dispositifs de protection du type « dorsale »

Le Tableau 72 et le Tableau 73 présentent les victimes ayant eu au moins une lésion thoraco-lombaire par localisation et suivant la gravité AIS et la classification de Magerl en fonction du port de la protection dorsale. Les résultats montrent qu'il n'y a pas de différence significative sur la gravité et les mécanismes des lésions thoraco-lombaire en fonction du port de la protection dorsale. La majorité des lésions thoraco-lombaires sont : de gravité mineure - AIS 2 (95% avec protection dorsale et 96% sans protection dorsale) et des fractures en compression (87% avec protection dorsale et 80% sans protection dorsale). La compression axiale se traduit par un impact de direction cranio-caudal. Les mécanismes lésionnels conduisant à un accident de 2RM peuvent être combinés, c'est-à-dire qu'ils mettent en jeu plusieurs mécanismes avec des conditions de chargement potentiellement multidirectionnelles. La protection dorsale qui est construite pour protéger d'un impact de direction postéro-antérieure, ne protège donc pas des sollicitations axiales à l'origine des blessures par mécanismes en compression. Parmi les données lésionnelles recueillies sur la population des usagers sans protection dorsale, très peu de lésions liées aux impacts de direction postéro-antérieure auraient pu être évitées par l'utilisation de la protection dorsale. De ce fait, il est difficile de conclure sur l'efficacité de la protection dorsale étant donné qu'elle prévient de traumatismes postérieurs qui n'apparaissent sans doute pas dans la population étudiée.

En revanche, les résultats mettent en évidence un déplacement vers le haut des blessures lombaires avec l'utilisation de la protection dorsale.

Tableau 72 : Nombre de victimes ayant eu au moins une lésion par localisation thoraco-lombaire et par AIS1+ et AIS3+ en fonction du port de protection dorsale : effectif et pourcentage en fonction du nombre de victime par utilisation de protection

	Avec protecti	on dorsale	Sans protec	tion dorsale
	AIS1+	AIS3+	AIS1+	AIS3+
T1-T4	8 (33%)	1 (4%)	8 (29%)	0 (0%)
T5-T8	10 (41%)	1 (4%)	10 (36%)	1 (4%)
T9-T12	6 (25%)	1 (4%)	9 (32%)	2 (7 %)
L1-L5	6 (25%)	3 (12%)	15 (54%)	3 (11)

Tableau 73 : Nombre de victimes ayant eu au moins une lésion AIS1+ par localisation thoraco-lombaire en fonction de la classification de Magerl et du port de protection dorsale : effectif et pourcentage

	Avec protection dorsale				Sans pro	tection dor	sale	
Magerl	Α		В	С	Α	В		С
T1-T4		8 (33 %)	1 (4%)	0 (0%)	8	(29%)	0 (0%)	1 (4%)
T5-T8		10 (42 %)	0 (0%)	0 (0%)	7	(25%)	3 (11%)	0 (0%)
T9-T12		6 (25%)	0 (0%)	0 (0%)	6	(21%)	2 (7%)	1 (4 %)
L1-L5		4 (17%)	1 (4%)	1 (4, %)	14	(50%)	0 (0%)	0 (0%)













A noter que ces observations ne portent que sur les données de Marseille, la classification de Magerl n'ayant pas été mise en œuvre pour les données de Lyon.

Revue des dispositifs de protection du type « protecteur gonflable ou airbag »

Le protecteur gonflable ou airbag est un dispositif de protection qui a pour objectif d'atténuer la quantité et la gravité des lésions en se gonflant juste avant l'impact de l'usager. Le maintien du système gonflé est nécessaire pour protéger l'usager pendant toute la durée de l'accident. Les dispositifs gonflables peuvent être incorporés dans d'autres vêtements de motard ou insérés dans un gilet qui doit être porté, selon le fabricant, à l'extérieur ou à l'intérieur de la veste ou du blouson motard (Figure 160). Certains fabricants équipent leurs produits avec un dispositif de protection dorsale comme le montrent la Figure 160a et la Figure 160c.



Figure 159 : a) Dispositif gonflable incorporé dans un blouson en cuir et équipé d'une dorsale. b) Dispositif gonflable inséré dans un gilet qui se porte par-dessus d'une veste et qui n'est pas équipé d'un dispositif dorsale. c) Dispositif gonflable inséré dans un gilet qui se porte par-dessous une veste et qui est équipé d'un dispositif dorsale.

Les dispositifs airbag peuvent être classés en trois types de technologies selon le système de déclenchement en cas d'accident :

- Le système filaire relie le 2RM au dispositif de gonflage au travers d'un câble. Lorsque le fil se tend avec une certaine force, le dispositif se déclenche et commence son gonflage (Figure 161a).
- Le système radiocommandé est composé par des capteurs embarqués sur le 2RM permettant la détection de l'accident et d'un boitier de communication qui communique par liaison radio avec le boitier électronique













installé sur le dispositif airbag qui analyse les signaux mesurés par les capteurs et qui déclenche le système en cas d'accident (Figure 161b).

• Le système autonome contient tous les éléments de détection et le boitier électronique sur le dispositif gonflable (Figure 161c).

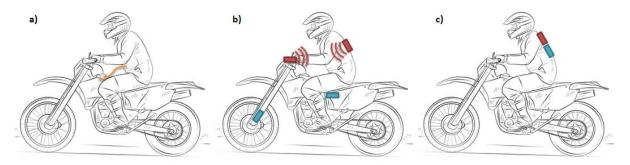


Figure 160 : a) Dispositif airbag avec système de déclanchement filaire. b) Dispositif airbag avec système de déclenchement radiocommandé. c) Dispositif airbag avec système de déclenchement autonome.

Le gonflage du protecteur se réalise à partir d'un générateur de gaz. Les systèmes à déclenchement filaire utilisent des générateurs de gaz froid qui contiennent un gaz sous pression qui est libéré après la percussion produite par la tension du câble. Les systèmes radiocommandés et autonomes utilisent des générateurs pyrotechniques qui sont déclenchés par un signal électrique et qui génèrent le gaz à partir d'une réaction chimique.

Les principales caractéristiques techniques qui définissent un gilet airbag sont :

- La pression efficace d'utilisation : Valeur de pression à partir de laquelle la protection du dispositif est fonctionnelle.
- Le temps de mise à disposition : Période de temps entre l'instant de l'accident et l'instant où la pression efficace d'utilisation du dispositif est atteinte.
- Le volume de gaz : Quantité de gaz à l'intérieur du dispositif lorsque la pression efficace d'utilisation est atteinte.

Le temps de mise à disposition du système se définit comme la somme du temps de détection, du temps d'activation et du temps de gonflage comme l'illustre la Figure 162. Dans le cas d'un dispositif à déclenchement filaire, le temps de détection n'est pas quantifiable et en conséquence son temps de mise à disposition est la somme des temps d'activation et de gonflage. Le temps de détection est la période de temps entre l'instant de l'accident et l'instant de sa détection par le dispositif. Le temps d'activation est la période de temps entre l'instant de détection et l'instant de déclenchement du protecteur. Le temps de gonflage est la période de temps entre l'instant de déclenchement et l'instant où la protection est fonctionnelle, c'est-à-dire l'instant où la pression efficace d'utilisation est atteinte.













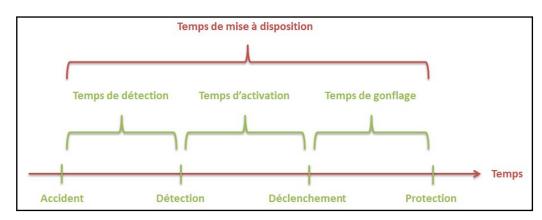


Figure 161: Description du temps de mis à disposition du protecteur gonflable.

Normes, réglementation et évaluation des dispositifs de protection du type « protecteur gonflable ou airbag »

La norme européenne ("NF EN 1621-4 - Vêtements de protection contre les chocs mécaniques pour motocyclistes - Partie 4 : protecteurs gonflables pour motocyclistes - Exigences et méthodes d'essai," n.d.) indique les conditions d'évaluation des protecteurs gonflables pour motocyclistes. Ce document contient les exigences relatives à l'innocuité, aux zones de protection, au fonctionnement du système de déclenchement, au temps de déploiement et la durée de la protection, aux performances aux chocs, à l'ergonomie et à l'étiquetage des protecteurs gonflables à déclenchement mécanique.

Le détail de cette norme NF EN 1621-4 est présenté en annexe III.

Par ailleurs, l'organisme SRA (Sécurité et Réparation Automobiles) a élaboré un classement des dispositifs airbag qui englobe les systèmes de protection à déclenchement mécanique et électronique. Le niveau de classement, de 1 à 5 étoiles, dépend de la performance de protection et du temps de mise à disposition du dispositif en cas d'accident. L'évaluation est réalisée par le laboratoire d'essais du CRITT sport loisirs (Centre Régional d'Innovation et de Transfert de Technologie) selon le cahier des charges définie par le SRA.

Mécanismes lésionnels et types de blessures (Protecteur gonflable ou airbag)

Les parties du corps à être potentiellement protégées par le dispositif airbag sont les zones vitales du tronc exposées en cas d'accident, c'est-à-dire le thorax, la colonne vertébrale et l'abdomen. Les lésions et les mécanismes lésionnels du thorax et de la colonne vertébrale ont été expliqués dans les sections précédentes, on se concentre dans cette partie sur la région abdominale.

Les lésions abdominales concernent dans la plupart des cas les organes de la cavité abdominale, qui souffrent principalement de contusions et de plaies. Les organes solides, notamment le foie, la rate et les reins, sont plus fréquemment blessés que les organes creux à cause que ses derniers peuvent supporter des grandes déformations













sans subir des grandes élongations des tissus. En effet, sur un chargement compressif donné des contraintes plus élevées apparaissent sur les organes solides et en conséquence le risque lésionnel est plus important. Les lésions peuvent être causées par des impacts contondants frontaux ou latéraux et elles dépendent de la compression et de la vitesse de compression de la cavité abdominale.

Capacité théorique des dispositifs de protection du type « protecteur gonflable ou airbag » et perception

Les travaux réalisés sur les protections airbag pour motocyclistes n'analysent pas le risque lésionnel sur toutes les zones à protéger par ce dispositif. Thollon et al. (2011) ont quantifié les bénéfices du port d'un gilet airbag sur la réduction des lésions squelettiques du thorax. Différentes configurations d'impact ont été modélisées en éléments finis avec le modèle humain HUMOS comme le montre la Figure 163a. Une analyse comparative a été réalisée en mesurant l'effort maximal, la déflection du sternum et l'AIS (Abbreviated Injury Scale) calculé à partir de la compression de la poitrine. Les résultats montrent qu'il y a une diminution des lésions squelettiques du thorax avec le port de l'airbag. De plus des lésions qui peuvent engager le pronostic vital sont réduites à des lésions mineures. Ils ont conclu que l'airbag permet de dissiper l'énergie pendant l'impact et son efficacité a été démontrée avec une réduction de la déflection du sternum et de la gravité des lésions subies par l'usager.

Capitani and Pellari (2012) ont montré l'efficacité de la technologie airbag par la simulation numérique en multicorps de trois configurations d'accident comme l'illustre la Figure 163b. Des critères lésionnels de la tête, du cou et du thorax ont été appliqués afin d'évaluer le bénéfice apporté par le port du dispositif airbag. Une réduction des sollicitions sur le corps humain avec le port de l'airbag a été constatée dans la plupart des cas étudiés. Selon les résultats obtenus les bénéfices principaux qui peuvent être apportés par l'airbag sont l'amortissement et la répartition du chargement. La rigidification de l'ensemble tête, épaules, airbag permet de réduire le moment d'extension et de flexion sur le cou dans certains scenarios d'accident. L'utilisation du dispositif airbag peut aussi modifier le point d'impact et donc de la cinématique du corps humain pendant l'accident.













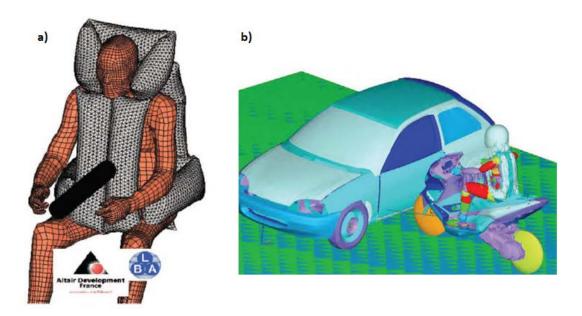


Figure 162 : a) Impact frontal sur le modèle humain HUMOS équipé d'un dispositif airbag. b) Simulation en multicorps d'un choc frontal-latéral entre un 2RM et un véhicule.

Capacité réelle de protection des dispositifs de protection du type « protecteur gonflable ou airbag »

A l'opposé d'une protection rigide, le bénéfice apporté par une protection gonflable réside principalement dans l'amortissement et dans une moindre mesure dans la répartition du chargement. Cette capacité d'absorption du dispositif airbag, qui est plus grande que celle d'un protecteur de poitrine et d'une protection dorsale, permet de protéger l'usager contre des impacts directs. L'utilisation d'un airbag avec d'autres vêtements de motard permet d'être protégé contre les abrasions. La protection des lésions, notamment de la colonne vertébrale, par rigidification n'est pas soutenue par des études scientifiques qui analysent chacun des mécanismes lésionnels en détail. L'amélioration des performances de l'airbag par son couplage avec une dorsale n'a pas été démontrée par des travaux scientifiques. De plus, les résultats de ce projet n'ont pas montré un bénéfice de l'utilisation de la dorsale. Le dispositif gonflable a un potentiel de protection très grand. Les résultats épidémiologiques de ce projet montrent la nécessité de protéger le tronc de l'usager, notamment le thorax, la colonne vertébrale et dans une moindre mesure l'abdomen. Les omoplates et les clavicules souffrent aussi d'un nombre non négligeable de lésions qui pourraient être diminuées avec un protecteur gonflable. L'interaction du bras et de l'avant-bras avec la cage thoracique a été identifiée comme un facteur vulnérant pour l'usager 2RM. A cet effet, l'airbag pourrait apporter une double protection à la fois pour le thorax, mais aussi pour les membres supérieurs.

Les données en accidentologie ont permis d'indentifier l'impact 2RM-véhicule comme le scénario d'accident le plus fréquent et le plus lésionnel parmi les accidents ayant conduit la victime en 2RM dans un service d'accueil d'urgence vitale. Les simulations en multicorps avec un focus sur le tronc ont souligné que le premier impact contre le véhicule est à protéger en priorité. Les zones les plus exposées à ces chocs sont les régions de la partie supérieure du tronc. La vitesse à laquelle l'accident s'est produit a été clairement identifiée comme un facteur de risque













lésionnel. En ce qui concerne les quatre configurations d'impact analysées, le scénario de type oblique présente un risque lésionnel potentiellement plus important. En effet, les vitesses d'impact de l'usager sont alors plus élévées, ce qui demande un niveau de protection plus grand. Cette protection doit être fournie très rapidement dans certains cas à cause des faibles temps d'impact du tronc contre le véhicule.

En synthèse

Lorsque l'on superpose l'analyse des données cliniques à l'analyse biomécanque, les résultats obtenus à l'échelle du projet SECU2RM soulignent les enjeux de conception et d'évaluation qui devront être définis pour mieux encadrer la mise en œuvre de dispostifs de protection :

- A l'échelle de l'extrémité céphalique, il est nécessaire de faire évoluer la norme en incluant des conditions d'impact de tête plus réalistes, c'est-à-dire des impacts obliques avec enregistrement des accélérations linéaires et rotatoires de la tête lors du choc. Il est également souhaitable d'intégrer un critère pouvant rendre compte des effets du chargement 6D de la tête au moment du choc en introduisant des critères de traumatisme crânien au niveau tissulaire.
- A l'échelle du thorax, l'Airbag est clairement une solution prometteuse. La connaissance des conditions d'impact thorax, des chronologies d'impact sont indispensables pour définir un cadre normatif.
- A l'échelle du rachis cervical et des dispositifs de type colliers cervicaux, la revue de la littérature souligne la nécessité de définir un processus d'évaluation qui tienne compte des différents modes de chargement qui ont été soulignés.
- Enfin, à l'échelle du rachis thoracique et lombaire, les résultats obtenus, certes sur un échantillon modeste, soulèvent la question de l'efficience de ces dispositifs et de la nécessité de s'intéresser à la protection vis-àvis d'un chargement cranio-caudal appliqué sur le rachis.













Tâche 4.4 Optimisation de la prise en charge des traumatisés avec enjeu hémorragique et neurologique

Cette tâche se veut une synthèse des réflexions qui ont été menées à partir du recueil des données accidentologiques et surtout médicales pour les patients admis en service d'accueil d'urgence vitale. Ces propos s'appuient sur les résultats qui sont détaillés soit dans le livrable 3, soit dans le présent livrable, chapitre 4.1.

Nous avons inclus dans l'étude les patients accidentés en deux roues motorisé et ayant été pris en charge dans les structures de déchocage des hôpitaux de Lyon et de Marseille. Ces hôpitaux équivalents à des trauma system de niveau 1 et permettent de prendre en charge les blessés graves. Ces hôpitaux disposent de toutes les spécialités, notamment neurochirurgie et radiologie interventionnelle. L'unité de déchocage correspond à un site interventionnel qui prend en charge les urgences vitales.

Les variables recueillies concernaient la victime avec ses caractéristiques individuelles, son accident (circonstances, dispositifs de protections), les paramètres vitaux, la prise en charge et son devenir. Au total 254 patients ont été inclus ; 127 dans chaque structure hospitalière.

Évaluation de la gravité

Les blessés ont bénéficié d'une prise en charge préhospitalière sur les lieux de l'accident, le plus souvent par une équipe mobile de réanimation Smur qui évalue la gravité du blessé en fonction

- des éléments indiquant une cinétique élevée,
- des signes vitaux dont les défaillances traduisent une détresse des grandes fonctions vitales neurologique, circulatoire, respiratoire,
- des lésions anatomiques immédiatement visibles,
- du terrain sur lequel il survient,
- de la réanimation.

Ces éléments font partie des critères de Vittel rapportés dans le tableau ci-dessous.











Tableau 74 : Critères de Vittel

	Score de Glasgow < 13	
Variables physiologiques	Pression artérielle systolique < 90 mmHg	
	SaO2 < 90 %	
	Éjection d'un véhicule	
	Autre passager décédé dans le même véhicule	
	Chute > 6 m	
	Victime projetée ou écrasée	
Circonstances de l'accident : éléments	Appréciation globale (déformation du	
de cinétique	véhicule, vitesse estimée, absence de casque,	
	absence de ceinture de sécurité)	
	Blast	
	Ventilation assistée	
	Remplissage > 1 000 ml de colloïdes	
Réanimation préhospialière	Catécholamines	
	Pantalon antichoc gonflé	
	Traumatisme pénétrant de la tête, du cou, du	
	thorax, de l'abdomen, du bassin, du bras ou de la cuisse	
	Volet thoracique	
	Brûlure sévère, inhalation de fumées associée	
	Fracas du bassin	
	Suspicion d'atteinte médullaire	
Lésions observées ou suspectes	Amputation au niveau du poignet, de la	
	cheville, ou au dessus.	
	Ischémie aiguë de membre	
	Âge > 65 ans	
	Insuffisance cardiaque ou coronarienne	
Constituitions de actions somis	Insuffisance respiratoire	
Caractéristiques du patient : terrain à	Grossesse (2e et 3e trimestres)	
évaluer au cas par cas	Troubles de la crase sanguine congénitaux ou	
	acquis Age <65 ans, grossesse au 2eme et 3éme trimestre; tares	
	associées	

La présence d'un seul critère suffit à caractériser la gravité. sauf pour le terrain (Riou).

Les objectifs de cette prise en charge préhospitalière sont de stabiliser ou de limiter les dégradations des fonctions vitales, ensuite d'évaluer rapidement les lésions et leur priorité thérapeutique pour orienter le blessé vers la structure hospitalière la plus apte à prendre en charge le blessé sur la base de certains paramètres cliniques et des diagnostics suspectés.













Un acheminement rapide dans un centre de traumatologie disposant des structures et des moyens humains adaptés est par conséquent d'une grande importance pour l'obtention de résultats optimaux.

Catégorisation hémodynamique

Au terme de cette évaluation initiale, on peut classer le polytraumatisé en trois catégories selon l'état hémodynamique. C'est un outil de triage lors de la phase préhospitalière indispensable au choix du centre hospitalier vers lequel sera admis le patient. Il guide la stratégie diagnostique et thérapeutique de prise en charge lors de l'accueil hospitalier du patient. Ainsi les patients sont classés en trois catégories : patient instable (catégorie 1), polytraumatisé stabilisé et qui redevient précaire à l'arrêt ou au ralentissement de l'expansion volémique (catégorie 2), et polytraumatisé stable ou stabilisé (catégorie 3).

La catégorisation hémodynamique n'a pu être faite que chez les 127 patients issus du déchocage de Lyon. Ils sont répartis ainsi :

- Niveau 1 : 14

- Niveau 2 : 12

- Niveau 3:101

Stratégie de prise en charge

Comme lors de la phase préhospitalière, c'est l'état hémodynamique qui est la clé de la prise en charge et de l'orientation, sur la base des trois catégories précédemment citées.

Au déchocage, les équipes vont décider de la réalisation d'une intervention urgente : drainage d'un épanchement compressif intra thoracique, décision de thoraco et ou de laparotomie d'hémostase, contention externe d'une fracture hémorragique du bassin, réalignement et immobilisation de fracture de membres, embolisation des artères pelviennes. Ce bilan réalisé en salle de déchocage a pour but de corriger l'instabilité hémodynamique et ou respiratoire.

Patient de catégorie 1

Le patient est instable en état de choc rebelle à la réanimation préhospitalière. Souvent la cause est hémorragique. Un collapsus persistant malgré un remplissage bien conduit et l'utilisation de catécholamine est une situation dramatique pour laquelle le saignement est en règle d'origine thoracique, abdominale ou rétropéritonéale. Une exploration radiologique sommaire est effectuée par un cliché thoracique et un cliché du bassin, associés à la FAST échographie (qui va rechercher rapidement et quantifier un épanchement intrapéritonéal ; un épanchement intrapéricardique; un épanchement intrathoracique). Le cliché du thorax élimine un hémothorax (qui sera drainé), celui du bassin une fracture complexe, qui pourrait bénéficier d'une embolisation radiologique. L'échographie a pour but de préciser grossièrement le siège du saignement afin d'orienter l'abord chirurgical. Il faut penser à une













lésion médullaire si l'on ne met pas en évidence d'hémorragie en cas de collapsus. Le contrôle de l'hémorragie peut être chirurgical ou par la radiologie interventionnelle.

Il faut diriger le malade vers le bloc opératoire le plus rapidement possible pour la réalisation d'une exploration chirurgicale (laparotomie ou thoracotomie) ou vers le service de radiologie interventionnelle pour une embolisation.

Une fois l'état hémodynamique stabilisé, les patients de ce groupe doivent bénéficier d'un bilan lésionnel exhaustif.

Patient de catégorie 2

L'état du patient est stabilisé par les mesures symptomatiques de réanimation initiale. Il faut localiser un saignement éventuel pour réaliser l'hémostase, qui pourra être chirurgicale ou par embolisation (fractures complexes du bassin). La persistance d'un saignement rétropéritonéal doit conduire à la réalisation d'une angiographie diagnostique et thérapeutique. Dans les cas où l'origine du saignement semble difficile à trouver, il faut refaire les examens morphologiques. La tomodensitométrie injectée prend ici toute son importance.

Patient de catégorie 3

L'état hémodynamique du patient est stabilisé. On réalise d'emblée un scanner corps entier avec injection de produit de contraste qui permet l'obtention d'un bilan rapide et précis.

Pour les patients de catégorie 2 et 3, le transport du malade directement vers le service d'imagerie ne se fera que si le patient est stable d'un point de vue hémodynamique.

Les zones de détresse vitale

Les principales causes d'hémorragies importantes sont les lésions abdominales, rétropéritonéales, et thoraciques. La cause de la détresse circulatoire est une compression endothoracique par un pneumo- et/ou un hémothorax compressif, plus rarement par un hémopéricarde responsable de tamponnade. Le choc cardiogénique par contusion myocardique est exceptionnel. La détresse respiratoire doit faire évoquer plus particulièrement l'existence d'un pneumothorax compressif.

La grande majorité des patients, près des trois quarts, présentaient une urgence vitale caractérisée par un tableau de détresse circulatoire et ou, respiratoire et ou neurologique.

Le site des organes lésés responsable de cette instabilité hémodynamique, neurologique et ou respiratoire a été identifié. Les régions concernées sont le thorax, le pelvis et les membres inférieurs, la tête et l'abdomen.

Le thorax est la zone la plus concernée, un peu plus de la moitié des victimes (52%)

L'atteinte thoracique grave a pour conséquence un tableau de détresse respiratoire et circulatoire en raison de la multiplicité des organes vitaux. Les lésions responsables sont pleurales sous forme d'épanchements sanguins ou gazeux (hémothorax, pneumothorax, hémopneumothorax), pulmonaires plaies ou contusions pulmonaires sévères,













cardiaque (contusion myocardique). Les lésions pariétales (fractures pluricostales, volets costaux) souvent associées aux épanchements sont de mauvais pronostic.

Les lésions de la ceinture pelvienne et des lésions des membres inférieurs (30 %) sont aussi le siège de saignement : fractures complexes du bassin et ou de fémur.

Les atteintes de l'abdomen représentent 13 %, et ce sont surtout les fractures de rate, et de foie qui en sont la cause. La détresse neurologique a concerné 27% des blessés et ce sont des contusions cérébrales et hématomes cérébraux qui en sont responsables. Les lésions hémorragiques à l'origine d'une instabilité hémodynamique sont toujours prioritaires sur un saignement intracrânien.

Les zones le plus souvent associées sont le thorax et la tête (30%), puis le thorax et les membres y compris le bassin (21%).

Toutefois, certaines causes d'hémorragies sont sans doute sous-estimées : plaies du scalp, épistaxis.

Discussion

Bien que les profils des usagers et le niveau de port d'équipements de protection soient équivalents sur les deux centres Marseille et Lyon, il semblerait que les blessures qui ont été recensées sur Marseille soient globalement plus sévères que celles identifiées sur la région Lyonnaise. Cette observation pourrait trouver plusieurs explications : Le maillage médical de la région Marseillaise (hôpitaux public, privés) est tel qu'il absorbe une partie de la traumatologie de moindre sévérité. En revanche l'Hôpital Nord, au regard du nombre de transports héliportés, draine les gros polytraumatisés de la région et en particulier des alpes du sud et du bassin d'Aix en Provence. Cette situation souligne la nécessité de formaliser l'organisation et l'existence de ces centres de trauma de niveau 1 qui, de par leur organisation, la typologie des traumatismes qui sont traités et la proximité d'équipes pluridisciplinaires, permet d'optimiser la prise en charge médicale.

L'analyse de certains dossiers cliniques a également permis de souligner l'importance de l'optimisation du temps de prise en charge pour limiter au maximum les conséquences potentielles sur la mortalité et morbidité des victimes. L'inéquité territoriale entre un accident qui peut survenir dans une zone éloignée des centres de soins et un autre qui a lieu dans un lieu proche souligne l'importance de développer des outils d'évaluation des sévérités des victimes et de dimensionnement de la chaine des secours, ceci afin de disposer de la meilleure évaluation possible de l'état vital de la victime et d'orienter vers une prise en charge médico-chirurgicale immédiate. Ces questions sont au cœur du projet iSafe-VH (soutenu par la DSR) qui vient en continuité du projet SECU2RM.

Enfin, pour certains dossiers, les scores de Vittel ont mis en exergue la nécessité d'une évacuation vers un centre de Trauma de niveau 1. A posteriori, l'évaluation détaillée des blessures et le suivi de ces victimes ne justifiait pas une telle prise en charge. Ce type de situation pose la question de l'amélioration des critères Vittel. L'exploitation













ultérieure de ces données, la mise en place de suivis spécifiques pourraient contribuer à proposer des évolutions de ces scores de blessures.

Recommandations

- Dès que l'état des patients le justifie, orienter le patient vers les centre de traumatologie de niveau 1 qui permettrons d'optimiser la prise en charge médicale.
- Soutenir des actions de recherche pour optimiser l'évaluation de la sévérité de blessure au plus tôt (évolution des scores de Vittel) pour éviter les effets de sur ou sous-triage des victimes d'accidents de 2RM.
- Optimiser la chaine de prise en charge (depuis l'urgence jusqu'à l'hôpital) pour gagner un temps précieux au service du patient.













Références

- "10 Great Beginner Motorcycles to Get You Started." 2013. Adventure Seeker. January 20, 2013. http://www.adventureseeker.org/thrill-seeker/10-great-beginner-motorcycles-to-get-you-started/.
- "49 CFR 571.208 Standard No. 208; Occupant Crash Protection." n.d. Accessed November 28, 2017. https://www.gpo.gov/fdsys/granule/CFR-2011-title49-vol6/CFR-2011-title49-vol6-sec571-208.
- Adams, J. H., D. Doyle, D. I. Graham, A. E. Lawrence, and D. R. McLellan. 1984. "Diffuse Axonal Injury in Head Injuries Caused by a Fall." Lancet (London, England) 2 (8417–8418): 1420–22.
- Aebi, Max, and Vincent Arlet. 2007. AO Spine Manual Clinical Applications. Thieme. Vol. 2. Thieme.
- Ankarath, S, Peter V Giannoudis, I Barlow, MC Bellamy, SJ Matthews, and RM Smith. 2002. "Injury Patterns Associated with Mortality Following Motorcycle Crashes." *Injury* 33 (6): 473–77.
- Argenson, C., F. de Peretti, A. Ghabris, P. Eude, J. Lovet, and I. Hovorka. 1997. "Classification of Lower Cervical Spine injuriesClassification Des Traumatismes Du Rachis Cervical Inférieur." European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology 7 (4): 215–29. https://doi.org/10.1007/BF00595118.
- Behr, M., P. J. Arnoux, T. Serre, S. Bidal, H. S. Kang, L. Thollon, C. Cavallero, K. Kayvantash, and C. Brunet. 2003. "A Human Model for Road Safety: From Geometrical Acquisition to Model Validation with Radioss." Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 6 (4): 263-73. https://doi.org/10.1080/10255840310001606080.
- Beillas, Philippe, and Fabien Berthet. 2017. "An Investigation of Human Body Model Morphing for the Assessment of Abdomen Responses to Impact against a Population of Test Subjects." Traffic Injury Prevention 18 (sup1): S142–S147.
- Benjamin AMANS, and Maxime MOUTREUIL. 2005. "Projet RIDER Rapport Final." Rapport Final RIDER200503-10.
- Berg, Alexander, and Heiko Bürkle. 2000. "Exemplary Investigation of the Repeatability of Motorcycle Crash Tests (Configuration 413 according to ISO 132232)." In , 83–100.
- Bianco, Rohan. 2015. "Biomécanique de l'ancrage de vis pédiculaires pour l'instrumentation du rachis." Phd, École Polytechnique de Montréal. https://publications.polymtl.ca/1953/.
- Bourdet, N., C. Deck, V. Tinard, and R. Willinger. 2011. "Behaviour of Helmets during Head Impact in Real Accident Cases of Motorcyclists." International Journal of Crashworthiness 17 (1): 51-61. https://doi.org/10.1080/13588265.2011.625676.
- Brands, D. W. A. 1996. "Development and Validation of a Finite Element Model of a Motorcycle Helmet." Ph. D. dissertation, Eindhoven University of Technology, The Netherlands.
- Bryan Chinn, Bertand Canple, Siegfried Derler, David Doyle, Dietmar Otte, Erich Schuller, and Rémy Willinger. 2001. "COST 327 Motorcycle Safety Helmets Final Report." European Co-operation in the Field of Scientific and Technical Research.
- Canaple, Bertrand. 2001. "Contribution au développement d'un outil de simulation prédictif des lésions cranioencéphaliques par reconstruction d'accidents de la circulation." Thèse de doctorat, France: Université de Valenciennes et du Hainaut-Cambrésis.
- Capitani, Renzo, and Stefano Sergio Pellari. 2012. "Analysis of the Behaviour of Biker Protection Devices for Roadside Barriers." International Journal Crashworthiness (5): 461–78. https://doi.org/10.1080/13588265.2012.678108.
- Cernicchi, A., U. Galvanetto, and L. Iannucci. 2008. "Virtual Modelling of Safety Helmets: Practical Problems." International Journal of Crashworthiness 13 (4): 451-67. https://doi.org/10.1080/13588260802055460.
- Chang, Li-Tung, Chih-Han Chang, and Guan-Liang Chang. 2001. "Fit Effect of Motorcycle Helmet." JSME International Journal Series A Solid Mechanics and Material Engineering 44 (1): 185–92. https://doi.org/10.1299/jsmea.44.185.
- Chinn, Bryan, Bertrand Canaple, Siegfried Derler, David Doyle, Dietmar Otte, Erich Schuller, and Remy Willinger. 2001. "COST 327 Motorcycle Safety Helmets." European Co-Operation in the Field of Scientific and Technical Research.
- De Lange R., Happee R., and Liu X. 2005. "Validation and Application of Human Pedestrian Models." In *Madymo* China User's Meeting. Shanghai, China.













- Deck, C., and R. Willinger. 2006. "Multi-Directional Optimisation against Biomechanical Criteria of a Headhelmet Coupling." International Journal of Crashworthiness 561–72. https://doi.org/10.1533/ijcr.2006.0149.
- Deck, Caroline, R Willinger, and D Baumgartner. 2003. Helmet Optimisation Based on Head-Helmet Modelling. Vol. 13.
- Deguchi, Motoaki. 2003. "Modeling of Motorcycle for Collision Simulation." http://wbldb.lievers.net/10012675.html.
- Axonal Injury." 2017. Wikipedia. https://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Diffuse_axonal_injury&oldid=790027004.
- "Directive 89/686/EEC Personal Protective Equipment Santé et Sécurité Au Travail EU-OSHA." n.d. Accessed November 28, 2017. https://osha.europa.eu/fr/legislation/directives/34.
- Ekmejian, Rafael, Pooria Sarrami, Justine M. Naylor, and Ian A. Harris. 2016. "A Systematic Review on the Effectiveness of Back Protectors for Motorcyclists." Scandinavian Journal of Trauma, Resuscitation and Emergency Medicine 24 (October): 115. https://doi.org/10.1186/s13049-016-0307-3.
- European Committee of Standardization. 1998. "European Committee of Standardization, 'European Standard EN 1317-1 and EN 1317-2: Road Restraint Systems,' CEN (1998)." CEN.
- Forman, Jason L, Francisco J Lopez-Valdes, Keshia Pollack, Rafael Heredero-Ordoyo, Aquilino Molinero, Alberto Mansilla, Brian Fildes, and Maria Segui-Gomez. 2012. "Injuries among Powered Two-Wheeler Users in Eight European Countries: A Descriptive Analysis of Hospital Discharge Data." Accident Analysis & Prevention 49: 229-36.
- Foster, J. King, James O. Kortge, and Michael J. Wolanin. 1977. "Hybrid III-A Biomechanically-Based Crash Test Dummy." SAE Technical Paper 770938. Warrendale, PA: Technical https://doi.org/10.4271/770938.
- Fradet, Léo. 2014. "Étude Biomécanique Des Traumatismes Vertébro-Médullaires Du Rachis Humain." École de technologie supérieure.
- Gennarelli, Thomas A. 1985. "The State of the Art of Head Injury Biomechanics: A Review." Proceedings: American Association for Automotive Medicine Annual Conference 29: 447–63.
- GHBMC M50 v4.3. 2014. "User Manual: M50 Occupant Version 4.3 for LS-DYNA." Distributed by Elemance,
- Henao, Juan Felipe. 2015. "Analyse biomécanique des contraintes et déformations exercées sur la moelle épinière et les nerfs rachidiens lors des manoeuvres de correction de la scoliose." Masters, École Polytechnique de Montréal. https://publications.polymtl.ca/1793/.
- Holbourn, A. H. S. 1943. "MECHANICS OF HEAD INJURIES." The Lancet, Originally published as Volume 2, Issue 6267, 242 (6267): 438–41. https://doi.org/10.1016/S0140-6736(00)87453-X.
- http://www.taonix.fr. n.d. "Tests de Protections Pour Motocyclistes." Accessed November 28, 2017. http://www.transpolis.fr/n/prestations/essai/Equipements-de-la-route/dispositifs-motocycliste-i150.html.
- "ISO 13232-1:2005 Motocycles -- Méthodes D'essai et D'analyse de L'évaluation Par La Recherche Des Dispositifs, Montés Sur Les Motocycles, Visant À La Protection Des Motocyclistes Contre Les Collisions -Partie 1: Définitions, Symboles et Généralités." n.d. Accessed November 28, https://www.iso.org/fr/standard/37421.html.
- "ISO 13688:2013 Vêtements de Protection -- Exigences Générales." n.d. Accessed November 28, 2017. https://www.iso.org/fr/standard/51449.html.
- Kamina, Pierre. 2014. Carnet d'anatomie Tome 2 Tête, cou, dos. MALOINE.
- King, A. I. 2018. The Biomechanics of Impact Injury.
- Kostopoulos, V, Y. P Markopoulos, G Giannopoulos, and D. E Vlachos. 2002. "Finite Element Analysis of Impact Damage Response of Composite Motorcycle Safety Helmets." Composites Part B: Engineering 33 (2): 99-107. https://doi.org/10.1016/S1359-8368(01)00066-X.
- Kupferschmid, John P, M Lance Weaver, John J Raves, and Daniel L Diamond. 1989. "Thoracic Spine Injuries in Victims of Motorcycle Accidents." Journal of Trauma and Acute Care Surgery 29 (5): 593–96.
- "Leatt Brace Website." n.d. www.leatt.com.













- Magerl, F., M. Aebi, S. D. Gertzbein, J. Harms, and S. Nazarian. 1994. "A Comprehensive Classification of Thoracic and Lumbar Injuries." European Spine Journal (4): 184–201. https://doi.org/10.1007/BF02221591.
- "Maids In-Depth Investigation of Motorcycle Accidents." n.d. Accessed December 7, 2017, http://www.maidsstudy.eu/.
- Manzardo Dainese, David, Marco Pierini, Aline Delhaye, Fema Belgium, David García Ruiz, Cidaut Spain, Samuel Bidal, Altair Development, and France Steffen Peldschus. 2017. "DEVELOPMENT OF A THORAX PROTECTOR FOR MOTORCYCLISTS," December.
- Marjoux, Daniel. 2006. "Mécanismes de Lésion de La Tête Humaine En Situation de Choc." Université Louis Pasteur de Strasbourg.
- Martinez, L., L. J Guerra, G. Ferichola, A. Garcia, and J. Yang. 2007. "Stiffness Corridors of the European Fleet for Pedestrian Simulation." In Enhanced Safety Vehicles Conference.
- Miyazaki, Yusuke, Sadayuki Ujihashi, Tomohiko Jin, Shinichirou Akiyama, and Ko CheolWoong. 2006. "Effects of the Mechanical Properties of the Shell and Liner on the Shock Absorption of Helmets." In The Engineering of Sport 6, 145–50. Springer, New York, NY. https://doi.org/10.1007/978-0-387-45951-6_27.
- Mongiardini, Mario. 2005. "WP5 Computational Mechanics Geo-Metro Finite Element Model (GM_R3): Improvements of Steering System and Suspensions." MAIN REPORT ROBUST-05-006-Rev. 0. ROBUST PROJECT. Politecnico di Milano: Department of Aerospace engineering.
- Montgomery, Douglas C. 1997. Design and Analysis of Experiments. Vol. 7. Wiley New York.
- MOSAFIM. 2013. "Deliverable D1 'Injury Typology and Biomechanics of Motorcyclists Impacts. Standards for Protective Equipment for Motorcyclists. Correct Selection of Safety Equipment', Directorate-General for Mobility and Transport."
- Netter, Frank H. 2004. Atlas D'anatomie Humaine. 3ième édition. Icon Learning Systems. Teterboro (NJ): Masson.
- "NF EN 1621-2 Vêtements de Protection Contre Les Chocs Mécaniques Pour Motocyclistes Partie 2: Protecteurs Dorsaux - Exigences et Méthodes D'essai." n.d. Accessed November 28, 2017. https://www.boutique.afnor.org/norme/nf-en-1621-2/vetements-de-protection-contre-les-chocsmecaniques-pour-motocyclistes-partie-2-protecteurs-dorsaux-exigences-et-methodes-/article/800927/fa155266.
- "NF EN 1621-4 Vêtements de Protection Contre Les Chocs Mécaniques Pour Motocyclistes Partie 4: Protecteurs Gonflables Pour Motocyclistes - Exigences et Méthodes D'essai." n.d. Accessed November 28, https://www.boutique.afnor.org/norme/nf-en-1621-4/vetements-de-protection-contre-les-chocsmecaniques-pour-motocyclistes-partie-4-protecteurs-gonflables-pour-motocyclistes-/article/708894/fa158388.
- Owen, Jeffrey H., John Laschinger, Keith Bridwell, Shelle Shimon, Carl Nielsen, Janet Dunlap, and Christopher Kain. 1988. "Sensitivity and Specificity of Somatosensory and Neurogenic-Motor Evoked Potentials in Animals and Humans." Spine 13 (10): 1111–1118.
- Pinnoji, P.K., P. Mahajan, N. Bourdet, C. Deck, and R. Willinger. 2010. "Impact Dynamics of Metal Foam Shells for Motorcycle Helmets: Experiments & Numerical Modeling." International Journal of Impact Engineering 37 (3): 274–84. https://doi.org/10.1016/j.ijimpeng.2009.05.013.
- "PR NF EN 1621-3 Vêtements de Protection Contre Les Chocs Mécaniques Pour Motocyclistes Partie 3: Exigences et Méthodes D'essai Pour Protecteurs de Poitrine." n.d. Accessed December 5, 2017. https://www.boutique.afnor.org/norme/pr-nf-en-1621-3/vetements-de-protection-contre-les-chocsmecaniques-pour-motocyclistes-partie-3-exigences-et-methodes-d-essai-pourprotecteu/article/841775/fa162082.
- Prasad, Priya, and Harold J. Mertz. 1985. "The Position of the United States Delegation to the ISO Working Group 6 on the Use of HIC in the Automotive Environment." SAE Technical Paper 851246. Warrendale, PA: SAE Technical Paper. https://doi.org/10.4271/851246.
- Robertson, Angus, Toby Branfoot, and Raymond M. Smith. 2002. "Spinal Injuries in Motorcycles Crashes: Patterns and Outcomes." The Journal of Trauma 53: 5–8.
- Sahoo, Debasis, Caroline Deck, and Rémy Willinger. 2014. "Development and Validation of an Advanced Anisotropic Visco-Hyperelastic Human Brain FE Model." Journal of the Mechanical Behavior of













- Forensic 33 (May): Biomedical Materials, Biomechanics, 24-42. https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.08.022.
- Sahoo, Debasis, Caroline Deck, and Remy Willinger. 2015. "Axonal Strain as Brain Injury Predictor Based on Real-World Head Trauma Simulations." In IRCOBI Conference Proceedings. Lyon (France). http://www.ircobi.org/downloads/irc15/pdf files/30.pdf.
- Sahoo, Debasis, Caroline Deck, Narayan Yoganandan, and Rémy Willinger. 2013. "Anisotropic Composite Human Skull Model and Skull Fracture Validation against Temporo-Parietal Skull Fracture." Journal of the Mechanical Behavior **Biomedical** Materials (December): https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.08.010.
- . 2015. "Influence of Head Mass on Temporo-Parietal Skull Impact Using Finite Element Modeling." Medical & Biological Engineering & Computing 53 (9): 869-78. https://doi.org/10.1007/s11517-015-1295-6.
- Schneider, L. W., D. H. Robbins, M. A. Pflug, and R. G. Snyder. 1983. "Anthropometry of Motor Vehicle Occupants, Vol. 2." National Highway Traffic Safety Administration, Washington, DC.
- n.d. Commecial. Http://Www.scooter-Center.com/. Accessed February "Scooter-Center." http://www.scooter-center.com/de/category/A_PIAGGIO_SFERA50NSL/Sfera+50+NSL?match=CAT.
- Serre, T., C. Brunet, K. Bruyere, J. P. Verriest, D. Mitton, S. Bertrand, and W. Skalli. 2006. "HUMOS (Human Model for Safety) Geometry: From One Specimen to the 5th and 95th Percentile." SAE Technical Paper 2006-01-2324. Warrendale, PA: SAE Technical Paper. https://doi.org/10.4271/2006-01-2324.
- Serre, T, and Maxime Llari. 2010. "Numerical Analysis of the Impact between a PTW Rider and a Car in Different Accident Configuration." IFMBE Proceedings 31 (January). https://doi.org/10.1007/978-3-642-14515-
- Serre, T., C. Masson, C. Perrin, S. Chalandon, M. Llari, M. Py, C. Cavallero, and D. Cesari. 2007. "Real Accidents Involving Vulnerable Road Users: In-Depth Investigation, Numerical Simulation and Experimental Reconstitution with PMHS." International Journal of Crashworthiness 12 (3): 227-34. https://doi.org/10.1080/13588260701441050.
- Serre, Thierry. 2015. "Modélisation Géométrique Du Corps Humain et Simulation Numérique de L'accident Routier de L'usager Vulnérable." Aix-Marseille Université. https://hal.archives-ouvertes.fr/tel-01267155/.
- Serre, Thierry, Catherine Masson, Christophe Perrin, Jean-Louis Martin, Aurélie Moskal, and Maxime Llari. 2012a. "The Motorcyclist Impact against a Light Vehicle: Epidemiological, Accidentological and Biomechanic Analysis." Accident Analysis & Prevention 49: 223–28.
- . 2012b. "The Motorcyclist Impact against a Light Vehicle: Epidemiological, Accidentological and Analysis Biomechanic Analysis." Prevention 49 (November): Accident; and https://doi.org/10.1016/j.aap.2012.08.013.
- Shrosbree, RD. 1978. "Spinal Cord Injuries as a Result of Motorcycle Accidents." Spinal Cord 16 (1): 102-12.
- Shuaeib, F. M., A. M. S. Hamouda, S. V. Wong, R. S. Radin Umar, and M. M. H. Megat Ahmed. 2007. "A New Motorcycle Helmet Liner Material: The Finite Element Simulation and Design of Experiment Optimization." *Materials & Design* 28 (1): 182–95. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2005.04.015.
- Sun, J., A. Rojas, P. Bertrand, Y. Petit, R. Kraenzler, and P. J. Arnoux. 2012. "Investigation of Motorcyclist Trauma Using HUMOS Model." Traffic Inj Prev Cervical Spine (5): 519–28. https://doi.org/10.1080/15389588.2012.656857.
- Sun, Jingchao. 2012. "Comment Protéger Le Cou Du Motocycliste Dans Les Accidents de Moto?"
- Taso, Manuel. 2016. "Vers Une Caractérisation Multiphysique Des Pathologies Médullaires Humaines: Couplage IRM Multi Paramétrique - Simulation Biomécanique Par Éléments Finis." http://www.theses.fr/s137264.
- Thollon, L., Y. Godio, S. Bidal, and C. Brunet. 2011. "Evaluation of a New Security System to Reduce Thoracic Injuries in Case of Motorcycle Accidents." International Journal of Crashworthiness 15 (2): 191-99. https://doi.org/10.1080/13588260903102062.
- Tinard, V., C. Deck, N. Bourdet, and R. Willinger. 2010. "Motorcyclist Helmet Composite Outer Shell Characterisation and Modelling." Materials & Design.
- "Traumatisme Crânien." n.d. Accessed July 20, 2017. https://www.formationambulancier.fr/01-cours/m1/0440trauma-cranien.html.













- Van Auken, R. M., J. W. Zellner, S. A. Kebschull, K. Wiley, T. Smith, N. Shewchenko, and N. M. Rogers. 2003. "Development of Neck Injury Assessment Criteria for the ISO 13232 Motorcyclist Anthropometric Test Dummy With The Revised Neck." In .
- Van Auken, R. M., J. W. Zellner, T. Smith, and N. M. Rogers. 2005. "Development of an Improved Neck Injury Assessment Criteria for the ISO 13232 Motorcyclist Anthropometric Test Dummy." In . http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/nrd-01/esv/esv19/05-0227-O.pdf.
- Van Hoof, Jack, Ronald De Lange, and Jac S H M Wismans. 2003. "Improving Pedestrian Safety Using Numerical Human Models." *Stapp Car Crash Journal* 47 (October): 401–36.
- Vavalle, Nicholas A., Daniel P. Moreno, Ashley C. Rhyne, Joel D. Stitzel, and F. Scott Gayzik. 2013. "Lateral Impact Validation of a Geometrically Accurate Full Body Finite Element Model for Blunt Injury Prediction." *Annals of Biomedical Engineering* 41 (3): 497–512. https://doi.org/10.1007/s10439-012-0684-3.
- Wagnac, Eric. 2011. "Expérimentation et Modélisation Détaillée de La Colonne Vertébrale Pour Étudier Le Rôle de Facteurs Anatomiques et Biomécaniques Sur Les Traumatismes Rachidiens." Montréal: École polytechnique de Montréal. Institut de génie biomédical. http://publications.polymtl.ca/683/.
- White, A.A., and M.M. Panjabi. 1990. Clinical Biomechanics of the Spine. Vol. 446. Lippincott Philadelphia.
- Withnall, C., N. Shewchenko, K. Wiley, and N. Rogers. 2003. "An Improved Dummy Neck for the ISO 13232 Motorcycle Antropometric Test Dummy." In , edited by National Highway Traffic Safety Administration, Paper No. 418.
- Yang, J. K., P. Lövsund, C. Cavallero, and J. Bonnoit. 2000. "A Human-Body 3D Mathematical Model for Simulation of Car-Pedestrian Impacts." *Journal of Crash Prevention and Injury Control* 2 (2): 131–49. https://doi.org/10.1080/10286580008902559.
- Yoganandan, N., S. Kumaresan, and F. A. Pintar. 2000. "Geometric and Mechanical Properties of Human Cervical Spine Ligaments." *Journal of Biomechanical Engineering* 122 (6): 623–29.
- Zulkipli, Zarir Hafiz, Abdul Manap Abdul Rahmat, Siti Atiqah Mohd Faudzi, Noor Faradila Paiman, Shaw Voon Wong, and Ahamedali Hassan. 2012. "Motorcycle-Related Spinal Injury: Crash Characteristics." Accident Analysis & Prevention, no. 0. https://doi.org/10.1016/j.aap.2011.12.011.













Annexes

I. Focus tête

Norme FMVSS 218

Introduction

La norme FMVSS 218 (Federal Motor Vehicle Safety Standard) est la norme d'homologation des casques en vigueur aux Etats-Unis. Du point de vue mécanique, cette norme préconise trois tests : celui de l'absorption au choc, celui de la pénétration et celui du système de rétention. Ces trois tests sont présentés dans cette section.

Absorption au choc

Le test évaluant la capacité d'absorption au choc du casque consiste à mesurer l'accélération au centre de gravité d'une fausse tête casquée lorsqu'elle est impactée sur une enclume plate ou hémisphérique.

Chaque casque est impacté en quatre points avec deux impacts successifs identiques en chaque point. Deux de ces sites sont impactés sur l'enclume plate et les deux autres sur l'enclume hémisphérique. Les tests réalisés sur enclume plate le sont à une vitesse de 6 m/s, et ceux sur enclume hémisphérique à une vitesse de 5.2 m/s. Les critères d'homologation sont les suivants :

- Le pic d'accélération ne doit pas dépasser 400 g;
- Le cumul de l'accélération supérieure à 200 g ne doit pas excéder 2 ms;
- Le cumul de l'accélération supérieure à 150 g ne doit pas excéder 4 ms ;

Pénétration

Le test de pénétration est effectué en lâchant un impacteur sur la surface externe d'un casque complet, en évitant les zones de protection rigidifiées. L'impacteur est un cône pesant 3 kg dont le sommet a un rayon de 0.5mm. Ce cône est lâché d'une hauteur de 3 m. Après chaque impact, la coque du casque doit être examinée afin de vérifier s'il y a eu rupture ou non. Le casque est homologué si l'impacteur n'entre pas en contact avec la fausse tête.

Système de rétention

Le test du système de rétention est effectué en plaçant le casque sur une fausse tête rigide fixée et en attachant la jugulaire autour d'un appareil mobile lesté d'une charge croissante. Un schéma représentatif de ce test est présenté en . Au cours de ces différents chargements, la distance entre un point situé au sommet du casque et un point fixe de l'appareil mobile est mesurée. Le système de rétention est considéré comme correct si ces composants et ses points d'attache supportent le chargement spécifié sans rupture et si la partie ajustable du système de rétention ne se déplace pas de plus de 2.5 cm.













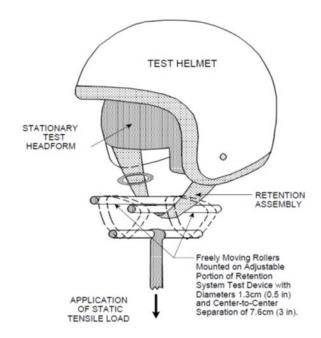


Figure 163 : Dispositif utilisé dans la norme FMVSS 218 pour tester le système de rétention du casque de motocycliste.

Norme BS 6658

Introduction

La norme BS 6658 est la norme d'homologation des casques de motocyclistes utilisée en Grande-Bretagne. Cette norme comporte trois tests : un test d'absorption au choc, un test de pénétration et un test du système de rétention. Ces différents tests sont présentés dans les paragraphes qui suivent.

Absorption au choc

L'absorption au choc est évaluée en mesurant la décélération subie par une tête casquée lors d'une chute libre sur enclume plate ou hémisphérique. L'appareillage utilisé pour ce test est présenté. La fausse tête instrumentée est montée sur un chariot qui est ensuite lâché en chute libre sur une enclume rigide fixe. La fausse tête peut être tournée de façon à présenter le point choisi sur l'enclume.













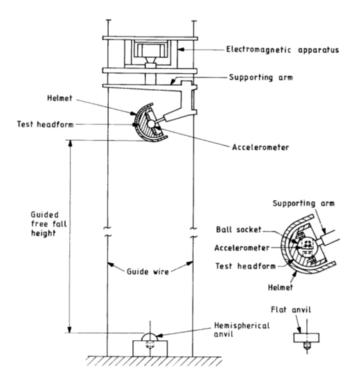


Figure 164 : Dispositif utilisé dans la norme BS 6658 pour les tests d'absorption au choc.

L'enclume plate a une surface d'impact circulaire de diamètre 130 ± 3 mm et l'enclume hémisphérique a une surface d'impact de rayon 50 ± 2 mm. Les deux enclumes doivent avoir une masse d'au moins 500 kg.

Deux séries de tests comprenant trois casques chacune sont réalisées, et ce pour trois points d'impact différents () :

- dans la zone latérale ou occipitale du casque
- dans la zone vertex du casque
- dans la zone frontale du casque

Pour chaque type de conditionnement, deux impacts doivent être réalisés, avec des vitesses différentes selon l'impact et selon le type d'enclume utilisée (). Le critère d'homologation est l'accélération maximale du centre de gravité de la fausse tête, qui ne doit pas excéder 300 g.

Tableau 75 : Séquence de tests à réaliser dans le cadre de la norme BS 6658. Au total, six impacts doivent être réalisés pour deux enclumes, deux températures et deux taux d'humidité différents.

Groupe	Casque	Conditionnement	Enclume	
1	1	Haute température $(50 \pm 2^{\circ})$	Hémisphérique	
	2	Basse température (-20 ± 2°)	Hémisphérique	













	3	Haute température ou immersion dans l'eau	Hémisphérique ou plate
	1	Haute température	Plate
2	2	Basse température	Plate
	3	Basse température ou immersion dans l'eau	Hémisphérique ou plate

Tableau 76 : Vitesses d'impact à utiliser lors des tests d'absorption au choc de la norme BS 6658.

Impact	Enclume	Vitesse (m.s ⁻¹)
1	Plate	6.5
1	Hémisphérique	6
2	Plate	4.6
2	Hémisphérique	4.3

<u>Pénétration</u>

Le test de pénétration est effectué en lâchant un impacteur sur un casque ajusté sur un hémisphère lié à une base rigidement fixée au sol. La base est en acier et doit avoir une masse d'au moins 500 kg. Deux types d'impacteurs sont utilisés : un impacteur conique et un impacteur biseauté (), de masses respectives 3 kg et 400 g. Le dispositif utilisé est présenté. La hauteur de chute de l'impacteur est fixée à 2 m.

Le casque est considéré comme homologué si les deux impacteurs n'endommagent pas l'hémisphère.



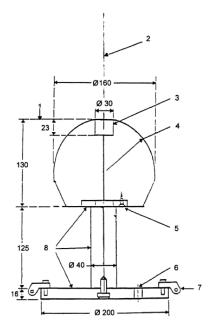












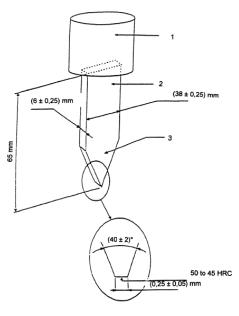


Figure 3.

Figure 165 : Dispositif sur lequel est placé le casque lors des tests de pénétration de la norme BS 6658 (à gauche) et schéma de l'impacteur biseauté utilisé pour ce test (à droite).

Système de rétention

Un choc arrière est appliqué deux fois sur le système de rétention d'un casque. Le schéma de l'appareillage utilisé pour ce test est présenté. Les extensions dynamiques et résiduelles ainsi que le glissement de la jugulaire sont observés. Les valeurs obtenues en termes d'extension dynamique et résiduelle ne doivent pas excéder respectivement 32 et 16 mm pour le premier impact, et 25 et 8 mm pour le second impact.













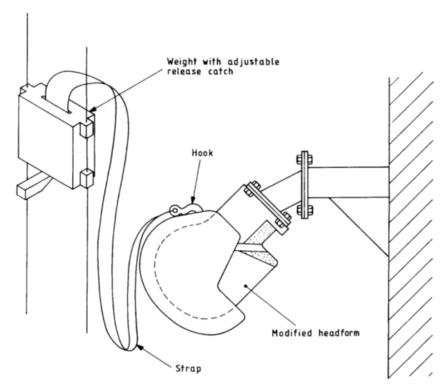


Figure 166 : Appareillage utilisé pour le test du système de rétention dans le cadre de la norme BS 6658.

Norme Snell M2005

Introduction

La norme Snell M2005 a été établie par la Snell Memorial Foundation. Cette organisation est une association à but non lucratif dédiée depuis plus de 50 ans à la recherche, l'enseignement, et le développement de normes de casques de motocyclistes. Elle est considérée comme pionnière aux Etats-Unis et dans le monde en termes de sécurité des motocyclistes. Cette norme préconise elle aussi trois tests afin d'évaluer un casque de motocycliste : la capacité d'absorption au choc, la résistance à la pénétration et la fiabilité du système de rétention.

Absorption au choc

Le test d'absorption au choc consiste à impacter une fausse tête de 5 kg sur une enclume rigide d'une masse au moins égale à 135 kg. Trois types d'enclumes sont utilisés pour les tests : une enclume plate, une enclume hémisphérique et une enclume cornière (). Les impacts réalisés sur enclume plate et sur enclume hémisphérique s'effectuent à une hauteur de chute de 3 m et 2.2 m, ceux sur enclume cornière à une hauteur de 3 m. Le dispositif utilisé pour ce test est représenté .

Le casque est homologué si le maximum de l'accélération linéaire de la fausse tête est inférieur à 300 g.











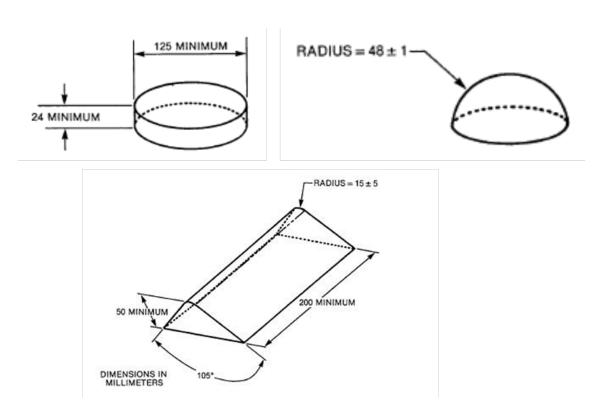


Figure 167 : Enclumes utilisées lors des tests d'absorption de la norme Snell M2005.

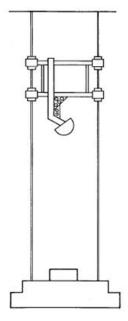


Figure 168 : Dispositif utilisés lors des tests d'absorption de la Snell M2005













Lors du test de pénétration, le casque doit être placé sur une fausse tête rigidement fixée au sol. L'impacteur est conique, avec une masse de 3 kg. L'impacteur est lâché d'une hauteur de 3 m. Le casque est considéré comme homologué si l'impacteur n'atteint pas la fausse tête.

Système de rétention

Le test du système de rétention consiste à appliquer un chargement sur le système de rétention. Un pré chargement est tout d'abord effectué en attachant au système de rétention une masse de 17 kg pendant 60 s. Un second chargement constitué d'une masse de 38 kg est ensuite appliqué au système de rétention. Le dispositif utilisé pour réaliser ce test est présenté. Le système de rétention est considéré comme défaillant s'il ne supporte pas le chargement ou si sa déformation excède 30 mm au cours du chargement.

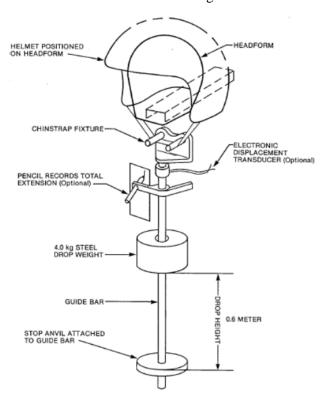


Figure 169 : Dispositif expérimental utilisé lors des tests du système de rétention de la norme Snell M2005.

Norme ECE 22.05

Introduction

La norme ECE 22 05 est la norme en vigueur dans tous les pays de L'Union Européenne. Cette norme comporte quatre tests d'homologation : la capacité d'absorption au choc, la rigidité, la fiabilité du système de rétention et les essais d'abrasion des saillies. Ces différents tests sont présentés dans ce qui suit.













Absorption au choc

Dans la Directive ECE 22.05, la capacité d'absorption du casque lors d'un impact est déterminée en enregistrant l'accélération linéaire de la fausse tête en fonction du temps lorsque la tête casquée est impactée à une vitesse spécifique sur une enclume fixe.

Les vitesses d'impact préconisées par cette norme sont de 7.5 (+0.15/-0.0) m/s et 5.5 (+0.15/-0.0) m/s respectivement pour les points B, P, R, X et pour le point S, qui seront décrits dans ce qui suit. Les fausses têtes utilisées lors des essais doivent être en métal et leur fréquence de résonance ne doit pas être inférieure à 3000 Hz. Les caractéristiques générales de ces têtes sont présentées et un exemple de fausse tête utilisée est donné.

Tableau 77 : Caractéristiques générales des fausses têtes utilisées dans la norme ECE 22 05 pour les tests d'absorption au choc.

Symbole	Circonférence	Masse (kg)
A	50	3.1±0.1
Е	54	4.1±0.1
J	57	4.7±0.1
M	60	5.6±0.1
0	62	6.1±0.1



Figure 170 : Exemple de fausse tête utilisée lors des tests normatifs expérimentaux dans la norme ECE 22 05.

L'appareillage d'essai, illustré en , comprend :

• Une enclume fixée rigidement à un socle : ce socle doit être en acier ou en béton, avoir une masse d'au moins 500 kg, sa surface ne doit pas se déformer et il ne doit présenter aucune fréquence de résonance pouvant affecter la mesure. Les deux types d'enclumes, plate et cornière, sont présentés .













- Un système de guidage de la chute libre : il doit être tel que la vitesse d'impact ne soit pas inférieure à 95% de la vitesse théorique.
- Un système mobile supportant la fausse tête casquée : ses caractéristiques ne doivent pas influer sur la mesure de l'accélération au centre de gravité de la fausse tête.
- Une fausse tête en métal munie d'un accéléromètre 3D. L'accéléromètre doit pouvoir supporter sans dommage une accélération maximale de 2000g, et ne doit pas peser plus de 50g.
- Un système permettant de mettre en concordance le point d'impact et le centre de l'enclume.

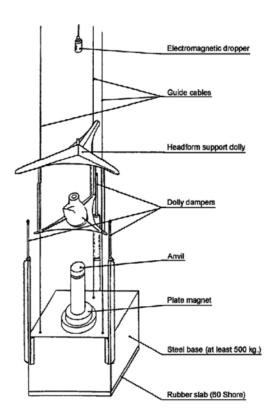


Figure 171 : Machine de chute de la fausse tête utilisée pour les tests d'absorption au choc dans la norme ECE R22 05.

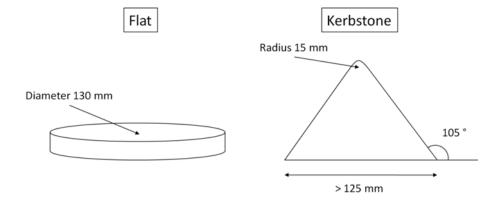














Figure 172 : Types d'enclumes utilisés dans la Directive ECE 22.05.

Les points d'impacts sont présentés :

- B, à l'avant du casque, situé dans le plan de symétrie longitudinal vertical du casque et à un angle de 20° mesuré à partir de Z au-dessus du plan AA.
- X, à droite ou à gauche du casque, situé dans le plan vertical transversal médian et 12.7 mm en dessous du plan AA'.
- R, à l'arrière du casque, situé dans le plan de symétrie longitudinal vertical du casque et à un angle de 20° mesuré à partir de Z au-dessus du plan AA'.
- P, dans la zone d'un rayon de 50 mm, dont le centre coïncide avec l'intersection entre l'axe vertical central et la face extérieure de la couronne du casque
- S, dans la zone de la protection maxillaire inscrite dans un angle de 20° divisée de façon symétrique par le plan longitudinal vertical du casque.

Les impacts sur les points B, X et R doivent être situés dans un rayon de 10 mm autour des points définis.

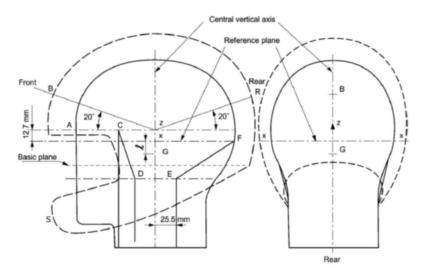


Figure 173: Localisation des points d'impacts sur le casque pour les tests d'absorption de la norme ECE 22 05.

Pour chaque casque, les tests doivent être effectués sous plusieurs conditionnements et avec deux types d'enclumes. Le récapitulatif des tests à effectuer est présenté dans le .

Tableau 78 : Récapitulatif des tests à effectuer en termes de conditionnement et de type d'enclume dans le cadre de la norme ECE R22 05.

Conditionnement	Enclumes
	i











Conditions ambiantes (+20°C)	Plate et cornière
Chaleur (+50°C)	Cornière
Froid (-20°C)	Plate
Rayonnement ultraviolet et humidité	Plate ou cornière

Quelques restrictions doivent être apportées à ces tests, notamment en ce qui concerne le point S. Pour celui-ci, seule l'enclume plate est utilisée pour les tests sous conditionnement froid. Les autres points doivent, quant à eux, être testés pour chaque condition. La capacité d'absorption sera considérée comme satisfaisante si l'accélération résultante mesurée au centre de gravité de la fausse tête n'excède jamais 275 g, et si le critère de blessure à la tête (HIC) n'excède pas 2400 pour les cinq points d'impact (B, P, R, X et S).

Rigidité

Le casque, préalablement conditionné à température et à hygrométrie ambiantes, est placé entre deux plaques parallèles permettant d'appliquer une charge connue le long de son axe longitudinal ou de son axe transversal (). Une charge initiale de 30 N est appliquée, à la vitesse minimum de 20 mm/min et au bout de deux minutes la distance entre les deux plaques est mesurée. La charge est ensuite augmentée de 100 N, à la vitesse minimum de 20 mm/min après quoi on laisse s'écouler deux minutes. Cette procédure est répétée jusqu'à l'application d'une charge de 630 N.

Pour les essais suivant chaque axe, la déformation mesurée lors de l'application de la charge de 630 N ne doit pas dépasser de plus de 40 mm celle mesurée pendant l'application de la charge initiale de 30 N.

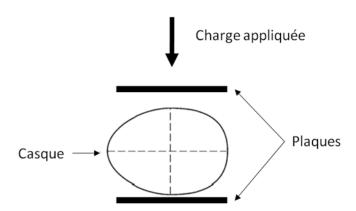


Figure 174 : Illustration du dispositif utilisable pour le test en rigidité de la norme ECE 22 05

Système de rétention ()













Le casque est maintenu par la calotte selon l'axe vertical passant par le centre de gravité de la fausse tête. La fausse tête est munie d'un dispositif d'accrochage de la charge coïncidant avec l'axe vertical passant par le centre de gravité de la fausse tête et d'un dispositif de mesure du déplacement vertical du point d'application de l'effort. Un dispositif de guidage et d'arrêt d'une masse tombante est alors accroché sous la fausse tête. La masse de la fausse tête ainsi équipée est de 15 kg ± 0,5 kg qui constitue la précharge du système de rétention qui détermine la position à partir de laquelle le déplacement vertical du point d'application de l'effort est mesuré.

La masse tombante de 10 kg ± 0,1 kg est alors libérée et tombe en chute libre guidée d'une hauteur de 750 mm ± 5mm. Pendant l'essai, le déplacement dynamique du point d'application de l'effort ne doit pas excéder 35mm. Après 2 minutes, le déplacement résiduel du point d'application de l'effort mesuré sous une masse de $15 \text{ kg} \pm 0.5 \text{ kg}$ ne doit pas excéder 25mm.

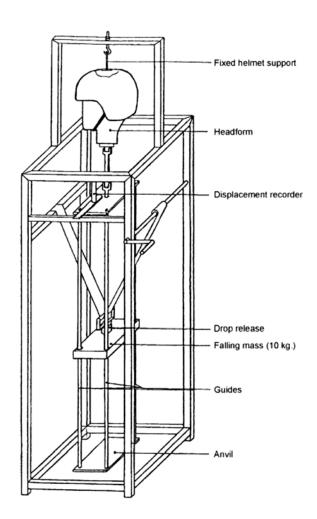


Figure 175 : Dispositif utilisé pour le test du système de rétention dans le cadre de la norme ECE 22 05.

Essais d'abrasion des saillies

Dans la norme ECE 22.05, deux méthodes peuvent être utilisées pour réaliser les essais d'abrasion des saillies.













Méthode A

La méthode A consiste à mesurer les forces de rotation causées par les saillies du casque et les frottements contre la surface extérieure du casque qui se produisent lorsqu'une fausse tête chaussée d'un casque tombe verticalement sur une enclume inclinée. La force maximum et son intégrale sur le temps pendant la durée de l'impulsion effective servent de critères de résultats.

Une force de 50 N est exercée sur la couronne du casque pour qu'il soit bien ajusté sur la fausse tête et que sa surface interne touche le sommet de la fausse tête. Le casque est ensuite positionné de façon que son plan horizontal forme un angle de 90±5° avec l'axe vertical de la fausse tête. Puis, le système de rétention est ajusté sous le menton de la fausse tête. La fausse tête d'essai est ensuite positionnée de telle sorte que le point d'impact choisi sur le casque se trouve à l'aplomb de la partie supérieure de la table de l'enclume.

La hauteur de chute doit être telle que l'ensemble constitué par la fausse tête et le casque tombe sur l'enclume d'essai à une vitesse qui, immédiatement avant l'impact, soit égale à $8.5 (-0.0/+0.15) \text{ m.s}^{-1}$.

L'appareillage d'essai () comprend :

- Une enclume fixée rigidement à un socle : d'une largeur minimum de 200 mm, l'enclume peut être équipée de l'une ou l'autre des deux surfaces d'impact décrites ci-dessous. L'enclume à barrettes comporte une série d'au moins 5 barrettes horizontales espacées de 40 mm les unes des autres. Chaque barrette est une barre d'acier de 6 mm de hauteur et de 25 mm de largeur. L'enclume à barrettes sert à évaluer les forces tangentielles et leurs intégrales sur le temps dues aux saillies du casque, par exemple aux fixations de l'écran, aux vis, aux boutons pressions ou aux irrégularités de la surface de la calotte. L'enclume abrasive est enveloppée d'une feuille de toile émeri, qui est soutenue sur une longueur d'au moins 225 mm et solidement agrafée au socle de l'enclume pour ne pas glisser. L'enclume abrasive sert à mesurer les forces tangentielles et leurs intégrales sur le temps provoquées par le frottement contre la surface extérieure du casque. Cet essai est particulièrement utile pour les parties du casque dont la surface extérieure présente des variations notables de courbure ou qui sont composées de plus d'un matériau. L'enclume est équipée d'un ou de plusieurs capteurs de force reliés à l'appareil d'enregistrement de telle façon que l'effort longitudinal transmis puisse être mesuré et enregistré en continu lors de tout impact oblique en un endroit quelconque de la surface exposée.
- Un système de guidage de la chute libre; Les guides doivent être conçus de telle sorte que la vitesse d'impact ne soit pas inférieure à 95 % de la vitesse théorique.
- Un système mobile supportant la fausse tête casquée; Le système mobile supportant la fausse tête doit posséder des caractéristiques qui n'influent pas sur la mesure de la force dans l'enclume. Il doit être conçu de telle sorte que n'importe quel point du casque puisse être placé à l'aplomb de l'enclume.
- La fausse tête doit être celle décrite sous le symbole J.













- Un système de réglage permettant de mettre le point d'impact à l'aplomb de la partie supérieure de la table de l'enclume.
- Un instrument permettant d'enregistrer en continu la force variable transmise à l'enclume pendant le choc;
- Un socle absorbant l'énergie et un filet de protection pour que le casque ne s'abîme pas après le choc.

Le casque est homologué sur l'enclume à barrettes lorsque la force mesurée n'excède pas 2500 N, et lorsque son intégrale en fonction du temps n'excède pas 12.5 Ns. Il est homologué sur l'enclume abrasive lorsque la force mesurée n'excède pas 3500 N, et lorsque son intégrale en fonction du temps n'excède pas 25 Ns. Ces critères sont récapitulés dans le .

Tableau 79 : Récapitulatif des critères d'homologation pour le test d'abrasion des saillies avec la méthode A pour la norme ECE 22 05.

Enclume	Force mesurée	Intégrale temporelle de la force mesurée
Barrettes	< 2500 N	< 12.5 Ns
Abrasive	< 3500 N	< 25 Ns













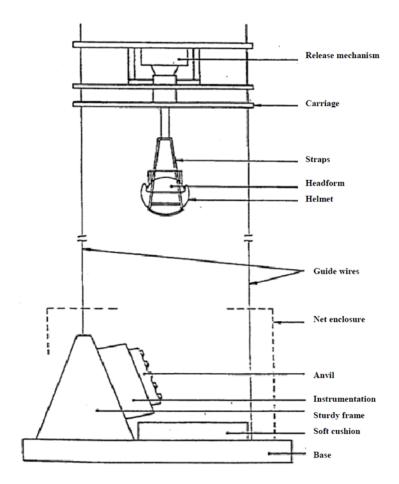


Figure 176: Exemple d'appareil pour essai d'abrasion des saillies (méthode A).

Méthode B

La méthode B consiste à évaluer la force de rotation induite par les saillies du casque et l'abrasion de sa surface extérieure lors d'un essai de cisaillement des saillies sur une arête tranchante, contre laquelle les saillies soit se déchirent voire sont arrachées, soit glissent sans dommage. L'abrasion est provoquée par le déplacement d'un chariot qui frotte la surface extérieure du casque. L'impact de cisaillement et le déplacement du chariot sont euxmêmes provoqués par un contrepoids.

La fausse tête est positionnée de façon que la saillie choisie se trouve sur le chariot et que l'arête tranchante se trouve à 50 mm de la saillie et vienne toucher latéralement la saillie lorsque le contrepoids tombe.

L'appareil d'essai () comprend les éléments suivants :

- un chariot guidé horizontalement, qui est muni de moyens de fixation permettant d'accrocher soit du papier abrasif soit une arête tranchante.
- un guide horizontal supportant un chariot.













- un cylindre sur lequel coulisse un câble, une sangle ou tout autre lien souple.
- un bras reliant la fausse tête à l'appareil d'essai au moyen d'une charnière.
- un système réglable servant à maintenir la fausse tête.
- un contrepoids qui, une fois lâché transmet une force à l'extrémité inférieure du câble ou de la sangle.
- un système servant à maintenir la fausse tête et à appliquer sur le casque une force perpendiculaire au chariot.

Pour l'essai d'abrasion, le chariot est enveloppé d'une feuille de toile émeri sur une longueur de 300,0 (- 0,0/ \pm 3,0) mm solidement agrafée au chariot pour ne pas glisser. À celle de ses extrémités située du côté du contrepoids, le chariot se prolonge par une plaque lisse en acier de 80 ± 1 mm de long, dépourvue de toile émeri, d'une hauteur égale à celle du reste du chariot additionnée de l'épaisseur de la toile émeri plus 0.5 ± 0.1 mm.

Pour l'essai de résistance au cisaillement, le chariot est équipé en son milieu d'une barre en acier de 6 mm de haut et de 25 mm de large dont les arêtes supérieures ont été meulées pour obtenir un rayon de courbure de 1 mm. La barre est cémentée jusqu'à une profondeur d'environ 0,5mm. Le chariot plus l'un ou l'autre de ses accessoires doivent avoir une masse totale de 5,0 (-0,2/+0,0) kg.

Pour l'essai d'abrasion, le chariot abrasif ne doit pas être arrêté dans sa course par le casque.

Pour l'essai de cisaillement, la saillie soumise à l'essai doit soit se déchirer voire être arrachée, soit glisser sur la barrette. Dans tous les cas, la barrette placée sur le chariot horizontal doit aller au-delà de la saillie.













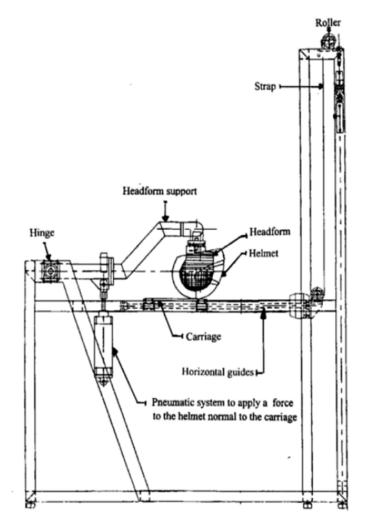


Figure 177 : Exemple d'appareil pour essai d'abrasion des saillies (méthode B).

Conclusion

Les quatre normes présentées dans ce paragraphe présentent certaines similitudes. Tout d'abord, ces différentes normes ont deux types d'essais en commun : capacité d'absorption au choc et fiabilité du système de rétention. Puis, les zones du casque à impacter sont les mêmes quelle que soit la norme considérée, ainsi que le type de conditionnement à réaliser pour les tests ().

En ce qui concerne le test d'absorption au choc, le principe général reste le même (chute d'une fausse tête casquée sur une enclume) mais il existe des différences au niveau des détails de ces tests. Pour la norme Snell M2005 et BS 6658, la masse de la fausse tête est fixée à 5 kg, tandis qu'elle dépend de la taille de tête utilisée pour les trois autres normes. Les enclumes utilisées lors des impacts sont rappelées dans le . On peut remarquer que chaque norme préconise un test sur enclume plate.













En termes de conditions initiales d'impact, les gammes de vitesses préconisées sont proches quelle que soit la norme considérée (). Les vitesses les plus élevées sont utilisées dans les normes Snell M2005 (7.67 m.s⁻¹) et ECE R22 05 (7.5 m.s⁻¹).

Le critère d'évaluation de la capacité d'absorption d'un casque est basé sur l'accélération linéaire du centre de gravité de la fausse quelle que soit la norme considérée. Seul le post-traitement de cette accélération et les limites imposées diffèrent d'une norme à l'autre. Ces critères sont résumés dans le .

Cependant, ces normes font l'objet de nombreuses critiques. Schuller et al., en 1993, émettent les réserves suivantes en ce qui concerne la transposition des résultats des tests normatifs à des accidents réels :

- Les fausses têtes utilisées dans les normes sont, certes, semblables à la tête humaine, mais seulement pour ce qui est de la masse et de la forme : elles ne prennent pas en compte la complexité structurelle de la tête biologique ;
- Le transfert de l'énergie d'impact dans les tests de chute n'est fonction que de la masse de la fausse tête et du casque. Il n'est pas influencé par la masse du corps du motocycliste qui crée, dans un accident réel, une masse effective de la tête différente ;
- Les effets biomécaniques de la jonction tête-cou ne sont pas pris en compte dans les tests de chute ;
- Le chargement au niveau de la moelle épinière cervicale et de la base du crâne ne peut pas être mesuré ;
- Les enclumes fixes utilisées ne représentent qu'un nombre limité de structures impactées lors de vrais accidents.

Par ailleurs, l'ensemble de ces normes a fixé pour critère d'homologation des paramètres liés à l'accélération linéaire du centre de gravité de la fausse tête. L'accélération angulaire n'est, quant à elle, jamais utilisée alors que divers travaux ont montré l'importance de ce paramètre sur la survenue de lésions, notamment les lésions neurologiques (Deck et al. 2008, Tinard et al. 2009).











Tableau 80 : Conditionnements requis par les différentes normes.

Conditionnement	ECE R22 05	Snell M2005	BS 6658	FMVSS 218
Ambiant	T = 25 °C	Température et humidité du laboratoire		T = 21 ± 6 °C
Chaud	$T = 50 \pm 2 ^{\circ}\mathrm{C}$	T = 50 °C	$T = 50 \pm 2 ^{\circ}\mathrm{C}$	T = 50 °C
Froid	$T = -20 \pm 2 ^{\circ}C$	T = -20 °C	$T = -20 \pm 2$ °C	T = -10 °C
Humide	UV + 4 à 6h d'immersion dans l'eau à température ambiante	4 à 24h d'immersion dans l'eau à une température de 25 °C	$T = 15 \pm 2^{\circ}C$	$T = 25 \pm 6^{\circ}C$

Tableau 81 : Enclumes utilisées pour les impacts d'absorption au choc pour les normes considérées.

Enclume	ECE R22 05	Snell M2005	BS 6658	FMVSS 218
Plate	D = 130 + 3 mm	D > 127 mm	D = 130 + 3 mm	D = 127 mm
Hémisphérique		$R = 48 \pm 0.5 \text{ mm}$	$R = 50 \pm 2 \text{ mm}$	R = 48 mm
Cornière	$\phi = 105^{\circ}$ $H > 50 \text{ mm}$ $r = 12 \text{ mm}$			











Tableau 82 : Conditions initiales d'impact pour les quatre normes considérées.

Enclume	ECE R22 05	Snell M2005	BS 6658	FMVSS 218
Plate	Vitesse initiale 7.5 m.s ⁻¹	Vitesse initiale Impact $1 = 7.67 \text{ m.s}^{-1}$ Impact $2 = 6.57 \text{ m.s}^{-1}$	Vitesse initiale Impact $1 = 6.5 \text{ m.s}^{-1}$ Impact $2 = 4.6 \text{ m.s}^{-1}$	Vitesse initiale 6 m.s ⁻¹
Hémisphérique		Vitesse initiale Impact $1 = 7.67 \text{ m.s}^{-1}$ Impact $2 = 6.57 \text{ m.s}^{-1}$	Vitesse initiale Impact $1 = 6 \text{ m.s}^{-1}$ Impact $2 = 4.3 \text{ m.s}^{-1}$	Vitesse initiale 5.2 m.s ⁻¹
Cornière	Vitesse initiale 7.5 m.s ⁻¹	Vitesse initiale 7.67 m.s ⁻¹		
Masse				
Fausse tête	5.6 kg (taille M)	5 kg	5.6 kg (taille M)	5 kg (taille M)

Tableau 83 : Critères d'évaluation des casques pour chaque norme lors du test d'absorption au choc.

	ECE R22 05	Snell M2005	BS 6658	FMVSS 218
Condition 1	$\gamma_{max} \leq 275~g$	$\gamma_{max} \leq 300~g$	$\gamma_{max} \leq 300~g$	$\gamma_{max} \leq 400~g$
Condition 2	HIC ≤ 2400			$\gamma > 200 \text{ g et dt} < 2$ ms
Condition 3				$\gamma > 150 \text{ g et dt} < 4$ ms

II. Focus tronc, protecteur de poitrine

Concernant les performances du dispositif la norme distingue deux niveaux : Le niveau 1 s'applique aux protecteurs mous qui ne satisfont qu'aux exigences relatives à la transmission de force, alors que le niveau 2













concerne les protecteurs plus rigides qui remplissent à la fois les exigences en matière de transmission et de répartition de la force.

Essai d'atténuation des chocs :

La transmission de force par le dispositif est testée à l'aide des échantillons conditionnés en conditions ambiantes et en conditions d'humidité. Des essais facultatifs avec des échantillons à haute et basse température sont aussi proposés.

Le protocole de test consiste en une masse (élément de frappe) qui tombe, guidée selon une trajectoire verticale sur l'échantillon qui est disposé sur une enclume (a). La illustre l'élément de frappe en forme de barre de section rectangulaire qui représente des objets contondants comme des bordures de trottoir ou les angles du toit des voitures. La masse de l'élément de frappe et la masse guidée doivent être de (5000 ± 50) g et leur énergie cinétique au choc doit être de (50 ± 1.5) J.

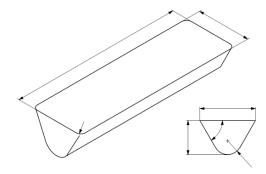


Figure 178 : Élément de frappe en forme de barre.

La force transmise ne doit pas dépasser en moyenne un maximum de 18 kN et aucune mesure individuelle ne doit dépasser 24 kN.

Essai de répartition des chocs (facultatif) :

La répartition de forces par le dispositif est testée à l'aide des échantillons conditionnés en conditions ambiantes. Des essais facultatifs avec des échantillons à haute et basse température sont aussi proposés. En cas d'essais à haute et/ou à basse température, le produit doit passer avec succès les deux essais de répartition et d'atténuation des chocs dans les conditions thermiques sélectionnées afin d'être marqué en conséquence.

Le protocole de test est similaire à celui qui mesure la transmission de la force. En effet, la masse totale qui est lâchée doit être de (5000 ± 50) g avec une énergie cinétique au choc de (50 ± 1.5) J. Dans ce cas un élément de frappe cylindrique muni d'une tête à impact hémisphérique est utilisé et l'enclume doit être insérée dans une « bague de protection » (b).













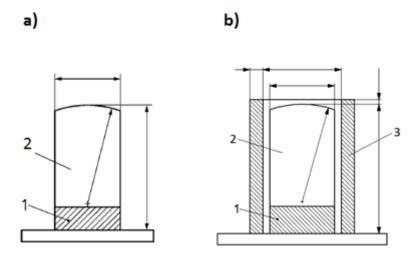


Figure 179 : a) Enclume. b) Enclume fixée à une bague de protection. 1 = Cellule dynamométrique ou capteur de force ; 2 = Enclume ; 3 = Bague de protection.

La force transmise ne doit pas dépasser en moyenne un maximum de 15 kN et aucune mesure individuelle ne doit dépasser 20 kN.

III. Focus tronc, dispositif airbag

Le temps de déploiement est déterminé par la somme des temps d'activation et de gonflage du dispositif et il ne doit pas être supérieur à 200 ms. Le temps d'activation se définit comme la période de temps utilisée par le système de déclenchement pour allumer le générateur de gaz, correspondant à l'intervalle de temps entre le début de l'accident et le démarrage du gonflage de l'airbag. Il est calculé à partir des longueurs initiale et maximale du câble de déclenchement selon que le câble est fixé devant ou derrière le motocycliste ().













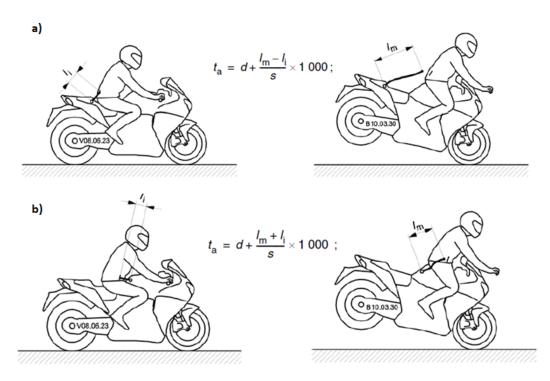


Figure 180 : a) Câble de déclenchement fixé au 2RM derrière le motocycliste. b) Câble de déclenchement fixé au 2RM devant le motocycliste.

Avec:

- s = vitesse de 13,33 m/s vers 1 avant.
- l_m = longueur maximale du câble exprimée en mètres.
- l_i = longueur initiale du câble exprimée en mètres, c'est-à-dire la distance entre le point de liaison sur le 2RM et l'extrémité du câble quand le motocycliste est dans la position attendue de conduite.
- d = retard initial de 30 ms dû à la déformation initiale du 2RM en cas de choc.

Le temps de gonflage est la période de temps nécessaire au gonflage complet de l'airbag depuis le déclenchement de celui-ci. Il est déterminé en utilisant une caméra à grande vitesse (au moins 200 images/s) et on considère qu'il est atteint si on ne peut plus détecter de changement de taille du coussin gonflé.

La durée à l'état gonflé du dispositif, qui ne doit pas être inférieure à 5 s, est la période de temps durant laquelle la pression de fonctionnement dans le coussin gonflable reste supérieure à la pression minimale de fonctionnement déclarée par le fabricant. La durée à l'état gonflé correspond à la durée maximale déclarée par le fabricant si les protecteurs satisfont à l'essai d'atténuation des chocs.

L'essai d'atténuation des chocs se réalise sur chacune des zones de protection déclarées par le fabricant à l'aide des échantillons conditionnés en conditions ambiantes. Le protecteur doit couvrir au moins une des zones de protection décrites dans toute partie spécifique de la série de normes EN 1621. Pour chaque zone de protection, l'essai doit













être effectué au moyen de l'équipement d'essai de chute et de la procédure conformément à la partie applicable de l'EN 1621. Les essais de choc doivent être réalisés à la durée déclarée par le fabricant et les forces transmises doivent satisfaire le niveau de performances 1 ou 2, comme indiqué dans le .

Tableau 84 : Forces transmises et niveaux de performance.

	Niveau 1	Niveau 2
Valeur moyenne générale	≤ 4.5 kN	≤ 2.5 kN
Impact individuel	≤ 6 kN	≤ 3 kN