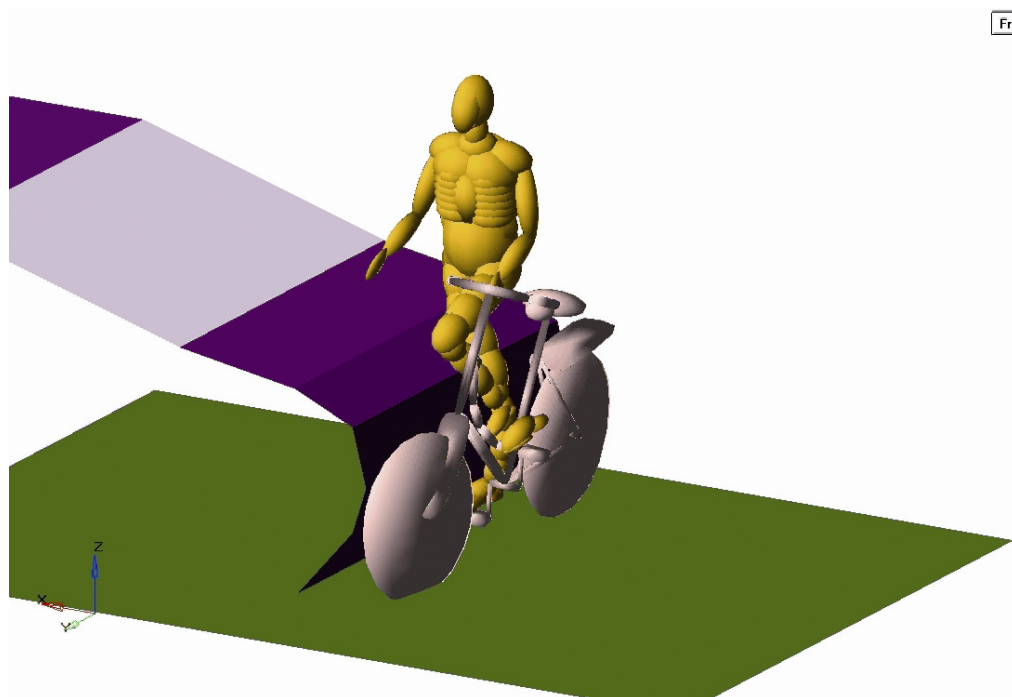


Sécurité des vélos dans les accidents entre vélos et voitures

Rapport du TNO : TNO-033-HM-2008-00354 / 15 avril 2008



Carmen Rodarius
Justyna Mordaka
Ton Versmissen

TNO Science et Industrie

Rapport du TNO

Pay-Bas
www.tno.nl
T 040 265 2667
F 040 265 2601

TNO-033-HM-2008-00354

Sécurité des vélos dans les accidents entre vélos et voitures

Date 11 avril 2008

Auteur(s)
C.Rodarius
J. Mordaka
T.Versmissen

Donneur d'ordre
Numéro de projet 033.13902
Rapport de classification

Titre
Résumé
Texte du rapport
Annexes
Nombre de pages 48 (annexes comprises)
Nombre d'annexes

Tous droits réservés. Aucune partie de ce rapport ne peut être reproduite ni publiée sous quelque forme que ce soit par impression, photographie, microfilm ou autre moyen sans l'autorisation écrite préalable de TNO.
Toutes les informations confidentielles selon la réglementation néerlandaise doivent être traitées par le destinataire de la manière dont les informations confidentielles de même type doivent être traitées dans son propre pays.

Aucune partie de ces informations ne doit être divulguée à des tiers.

Dans le cas où ce rapport a été établi conformément à des instructions, les droits et obligations des parties contractantes sont soumis soit aux Conditions standard pour les directives de recherche données à TNO soit aux accords passés entre les parties contractantes. Il est permis de soumettre le rapport pour inspection aux parties directement impliquées.

© 2008 TNO

Table des matières

1 Introduction.....	3
2 Etude de littérature.....	4
2.1 Objectif.....	4
2.2 Résultats.....	4
2.3 Les critères de traumatismes et leurs limites	12
3 Etude de paramètres.....	15
3.1 Configuration de simulation.....	15
3.2 Résultats d'étude.....	23
4 Méthodologie d'évaluation	32
4.1 Introduction.....	32
4.2 Proposition pour l'adaptation du protocole actuel.....	32
5 Systèmes de protection avancés pour usagers de la route vulnérables.....	34
5.1 Introduction.....	34
5.2 Systèmes de détection d'usagers vulnérables de la route et d'avertissement combinés avec le freinage assisté et/ou le freinage autonome.....	34
5.3 Airbags de capot et de montants de pare-brise.....	35
5.4 Systèmes d'ouverture de capot.....	37
5.5 Etude consacrée à la sécurité des vélos.....	37
5.6 Résumé	38
5.7 Airbag de vitre pour cyclistes / enquête numérique.....	39
6 Conclusions et recommandations.....	42
7 Référence	43
8 Signature.....	46
Annexes	
A Influence du freinage du véhicule sur les traumatismes de cyclistes	

1 Introduction

Une grande attention est accordée à la sécurité des piétons par des groupes de travail internationaux tels que EEVC WG17, dans des projets de recherche tels que APROSYS (www.aprosys.com) et par des organisations de consommateurs telles qu'Euro NCAP (www.euroncap.com). En outre, des dispositions légales sont prises à cet égard, comme par exemple la directive européenne 2003/102/EC. Cependant, la banque de données du BRON (Bestand geRegistreerde Ongevallen Nederland – Registre des accidents enregistrés aux Pays-Bas) prouve qu'aux Pays-Bas, plus de personnes sont tuées ou blessées lors de déplacements à vélos qu'en tant que piétons. Ceci est la préoccupation majeure du Fietzersbond, l'Union Néerlandaise des Cyclistes, qui œuvre pour promouvoir de meilleures conditions pour les déplacements à vélo aux Pays-Bas.

Une étude préliminaire menée par TNO pour le Fietzersbond a montré que les paramètres tels que la vitesse d'impact et l'angle ainsi que la géométrie des voitures ont une influence importante sur les traumatismes potentiels. L'objectif principal de la présente étude est d'analyser en détails cette problématique. Cette étude se déroule en quatre étapes :

- 1 Etude de littérature et analyse d'accidents ayant eut lieu afin d'étudier les traumatismes et les scénarios d'impact dans les accidents de vélo les plus communs (chapitre 2) ainsi que les questions relatives aux accidents entre vélos et voitures.
- 2 Etude extensive de paramètres numériques afin de mettre en évidence les paramètres ayant le plus d'influence sur les blessures (chapitre 3) ainsi que la sévérité des blessures, les vitesses d'impact et les points d'impacts principaux.
- 3 Développement d'une proposition de méthodologie d'estimation basée sur les résultats des étapes 1 et 2 à utiliser dans le cadres des réglementations actuelles ou futures et dans les protocoles d'essai (chapitre 4)
- 4 Indication de mesures de sécurité éventuelles à appliquer aux véhicules pour améliorer la sécurité des cyclistes. (chapitre 5)

L'étude des paramètres a été menée au moyen de simulations numériques dans MADYMO (MAtheMatical DYnamic MOdel), un logiciel de simulation largement utilisé dans le secteur de la sécurité automobile. Une voiture facilement échelonnable, fabriquée à partir de 8 panneaux représentant les surfaces les plus importantes d'un véhicule fut utilisée pour la simulation. L'étude a été menée avec deux cyclistes (homme néerlandais du 50^{ème} centile et femme standard du 5^{ème} centile) sur un vélo hybride et un vélo de ville, afin de pouvoir tirer des conclusions sur les différentes positions d'assise et les cyclistes de plus petite taille.

Le chapitre 6 présente les conclusions et recommandations.

2 Etude de littérature

2.1 Objectif

Les objectifs principaux de cette étude de la littérature spécialisée furent :

L'étude d'accidents de vélo :

L'objectif était de déterminer les facteurs les plus importants eu égard aux accidents de vélo afin d'élaborer la simulation et d'en analyser les résultats. L'étude de la littérature spécialisée s'est concentrée sur les aspects suivants :

- Configuration d'accident et spécification de véhicule (type de voiture, emplacement de l'impact, vitesse de l'impact).
- Spécification du cycliste (âge, sexe, anthropométrie, posture, réaction).
- Importance d'un impact secondaire (l'impact au sol).
- Différences et similarités entre les accidents de piétons et ceux de cyclistes en termes de la gravité des blessures et de la région du corps, de l'endroit de l'impact, etc.
- Critères de blessures relatifs aux accidents de cyclistes, en prenant l'âge des victimes en compte.

Remarques

Les différentes bases de données internationales d'accidents emploient différentes méthodes d'enregistrement.

La comparaison entre les informations de ces bases de données, en particulier pour les traumatismes mineurs de degré MAIS 1, est moins pertinente. L'étude s'est donc strictement limitée aux traumatismes de degré MAIS2+ et s'est concentrée sur les traumatismes graves de degré MAIS3+ ou supérieur.

Les sources étudiées comprennent des analyses statistiques néerlandaises et internationales ainsi que des simulations informatiques.

Révision des systèmes de protection avancés des usagers vulnérables de la voirie, concentrée sur la protection des cyclistes :

L'objectif était de réviser et évaluer les systèmes avancés existant actuellement du point de vue de la sécurité des cyclistes et si possible de suggérer des améliorations.

Révision des protocoles actuels de test des piétons ou usagers vulnérables de la voirie et de leur pertinence à l'égard de la sécurité des vélos.

2.2 Résultats

2.2.1 Configuration d'accident et spécification de véhicule

Partenaire de collision

Un véhicule (voiture, bus, camion, moto, tram, véhicule agricole, mobylette) constitue le partenaire de collision le plus fréquent pour le vélo et représente ~60% de tous les accidents de vélo (Otte 1989, AP-SP31-005R, SWOV 2007) en Angleterre, aux Pays-Bas, en Allemagne, en Espagne. La deuxième position est occupée par les piétons à ~5-6%, tandis qu'environ 12-16% des accidents se produisent sans partenaire.

Le véhicule le plus communément impliqué dans la collision avec les vélos est la voiture. Ceci vaut pour les Pays-Bas ainsi que pour d'autres pays européens. Aux Pays-Bas, la voiture fut impliquée dans 78-80% de tous les accidents (SWOV, 2003). Du point de vue de la

gravité des traumatismes, la voiture était impliquée dans 47% des accidents fatals et dans 59% des traumatismes graves (Zeegers, 2007). Le deuxième partenaire de collision le plus commun pour les vélos aux Pays-Bas était le camion, 22% des traumatismes fatals et 3% des traumatismes graves. En Allemagne, la voiture était impliquée dans 60-70% de tous les accidents de vélo, dans 85% en Angleterre et dans 89 % en Suède (AP-SP31-005R).

Type de vélo

SVOV (2003) rapporte que le vélo le plus fréquemment impliqué dans un accident était le vélo de ville moyen (83%), suivi par le ATB/mountain bike (5%), le vélo d'enfant (3%), le vélo de course (1%) et inconnu dans 8% des cas.

Vitesse du véhicule et du vélo

Selon les données européennes (AP-SP31-005R), le lieu le plus fréquent pour les accidents voiture-vélo était une zone urbaine (60-80%); cela fut le cas à 79% aux Pays-Bas. Aux Pays-Bas, la plupart des accidents se sont produits sur des routes ayant une limite de vitesse d'environ 50 km/h (42%), tandis que les zones limitées à 30 km/h représentent 5%. Cependant, la vitesse réelle du véhicule au moment de l'impact peut être plus élevée. D'un côté, il a été prouvé que la vitesse réelle pratiquée sur les routes limitées à 30 km/h était d'environ 40-45km/h. D'un autre côté, les routes limitées à 50 ou 60km/h sont plus souvent embouteillées et la vitesse réelle peut être inférieure à la vitesse limite. Dans les autres pays (Angleterre, Suède), ~85% des accidents de vélo se sont produits sur des routes limitées à 50 km/h. A partir de la reconstitution d'accidents, Otte (1989) a montré que 75,6% des accidents de vélo se sont produits à une vitesse de collision de 50km/h et à une vitesse moyenne de 35 km/h.

Des données allemandes récentes (1999-2004) ont prouvé que dans la plupart des cas, la vitesse de collision était de 20-30 km/h et que dans la moitié des accidents le conducteur n'a pas freiné et dans environ 30% de tous les cas, le conducteur a freiné à 7 m/s. Une étude japonaise (Maki, 2002) estime que la vitesse du vélo était de 18 km/h ou moins dans 60% des cas et de 36 km/h ou moins dans 90% des cas.

Scénarios d'accident

La classification des traumatismes se base sur « l'échelle abrégée des traumatismes » (Abbreviated Injury Scale ou AIS). C'est le système le plus largement employé et accepté, classifiant les traumatismes par région du corps et gravité sur une échelle ordinale à 6 points où la gravité est définie en termes de menace mortelle d'un traumatisme unique, indépendamment de l'effet combiné des traumatismes multiples subis par une personne.

Selon les données SWOV (2007), la plupart des accidents AIS2+ (à savoir les accidents entraînant au minimum des blessures modérées) aux Pays-Bas se sont produits :

- Sur un carrefour où les deux partenaires traversaient tout droit (40 %)
- Alors qu'un partenaire tournait à gauche tandis que l'autre allait tout droit (12 %)
- Alors qu'un partenaire traversait la route latéralement tandis que l'autre allait tout droit (12%)
- Quand un partenaire tournait à gauche tandis que l'autre allait tout droit depuis la direction opposée (8 %).

En Angleterre, la plupart des accidents s'est produit sur ou à proximité de carrefours et la majorité des cyclistes avançait tout droit au moment de l'accident (75%) et une faible proportion tournait à droite (8%). Dans 43,5% des cas, le véhicule avançait tout droit et il bifurquait dans 30%. Comparaison des accidents groupés par direction relative de mouvement entre véhicule et vélo :

- Le véhicule avance tout droit et le cycliste traverse latéralement par rapport à la direction de marche du véhicule – 22,8%
- Le véhicule avance et le cycliste avance dans la même direction ou la direction opposée - 20%
- Le véhicule n'avance pas et le cycliste fait toutes les manœuvres - 37%.

En Suède, le scénario d'accident le plus fréquent était lorsque le vélo avançait tout droit ou tournait à gauche et était heurté par un véhicule allant tout droit ou

tournant à droite. En Allemagne, 60% des accidents se sont produits alors qu'un véhicule allait tout droit et le cycliste traversait latéralement par rapport à la direction de marche du véhicule, ce qui est proche de l'une des configurations d'accident néerlandaise (AP-SP31-005R).

Lieux de contact

Véhicule

Les données SWOV (couvrant les traumatismes graves: MAIS2+) ont montré que dans 75% des accidents, le point de contact de l'impact était situé sur la partie frontale du véhicule, 20% sur le côté de la voiture (gauche ou droite) et seulement 5% ou moins sur l'arrière de la voiture. Des données similaires ont été présentées à Otte (1989) affirmant que dans les collisions avec des voitures, le cycliste est heurté par l'avant du véhicule et seulement 13,6% de la totalité des collisions sont situées sur le côté de la voiture.

Vélo

Les données SWOV (2007) ont aussi montré que dans près de 60% des accidents de vélo, le point de contact était situé sur le flanc du vélo (gauche ou droit), dans 30% des cas il était situé à l'avant du vélo et dans 4% à l'arrière du vélo.

Mode d'impact (latéral, frontal, arrière)

Etudiant la combinaison des endroits d'impact entre véhicule et vélo, les données de SWOV (2007) ont montré que le mode d'accident le plus fréquent (pour MAIS2+) était l'impact latéral (80%). L'impact latéral est suivi par l'impact frontal (7 %) et par l'impact queue/tête (5 %). L'étude des cas MAIS2+ a montré que les cyclistes ont heurté l'avant d'un véhicule par: le côté (50%), l'avant (15%) et l'arrière (5%) tandis que la combinaison flanc du vélo/flanc de la voiture était valide dans 15% des cas. Des résultats similaires ont été rapportés par Otte (1989): 73% des cyclistes sont entrés en collision avec l'avant de la voiture où la combinaison la plus fréquente était la collision entre avant de voiture/flanc de vélo.

2.2.2 Spécification des cyclistes

Âge

Le degré d'exposition varie largement selon l'âge et le sexe. La plupart des groupes ayant les chiffres les plus élevés d'accidents ont un degré d'exposition également plus élevé. Cependant, ceci n'est pas vrai pour la tranche d'âge 65 +, selon les données néerlandaises (SWOV 2003, Maring et Schagen, 1990) qui ont montré que les cyclistes fréquemment blessés (toutes blessures, scénario d'impact avant de voiture/flanc de vélo) étaient dans la tranche d'âge des 0-14 ans (20%) et que le deuxième pic a été observé pour le groupe d'âge de 65 ans et plus (19%). Les données de différents pays européens (AP-SP31-005R) ont montré un nombre également élevé d'accidents d'enfants :

- Angleterre (2005): tranche d'âge (11-15) 20%
- Suède (2005) – tranche d'âge (11-15) 13%
- Allemagne (2005) – tranche d'âge(10-15) 14%
- Espagne (2005) – tranche d'âge (15-24) 30%

La gravité des blessures dépend de l'âge et est approfondie au chapitre 2.2.3.

Sexe

Le rapport femme/homme dans les accidents était de 50:50 pour la Suède et les Pays-Bas, de 38,5:61 pour l'Allemagne et de 20:80 pour l'Angleterre.

Comportement et posture

On sait peu sur la posture et la réaction des cyclistes avant et pendant la collision ni sur leur influence sur la blessure résultante. Rasanen (1998) rapporte que dans 37% des collisions, ni le conducteur ni le cycliste n'ont réalisé le danger ou ils n'ont pas eu le temps de céder le passage. Dans les collisions restantes, les conducteurs (27%), cyclistes (24%) ou les deux (12%) ont fait quelque chose pour éviter l'accident. Le type d'accident le plus fréquent dans les collisions entre cyclistes

et voitures aux carrefours pour vélo était une bifurcation à droite du conducteur tandis que le vélo venait depuis la droite du conducteur sur une piste cyclable. D'après les vidéos enregistrées, on a conclu que les conducteurs bifurquant à droite ont heurté les cyclistes parce qu'ils ont regardé à gauche pour voir les voitures pendant la phase critique. Seul 11% des conducteurs ont remarqué le cycliste avant l'impact. Par contre, 68% des cyclistes ont remarqué le conducteur avant l'accident et 92% de ceux qui l'ont remarqué ont cru que le conducteur leur cèderait le passage conformément à la loi.

2.2.3 Traumatisme – gravité et région du corps blessée

La gravité dépend de nombreux facteurs tels que le type de véhicule, l'âge du cycliste, la vitesse de l'impact, la région du corps, la configuration de l'impact, le point de contact et leur combinaison. Cette étude s'est concentrée sur les voitures car ces véhicules représentent les partenaires de collision les plus fréquents pour les vélos.

Dans l'ensemble, la partie du corps la plus fréquemment blessée selon SWOV (2003) était: la tête à 22%, une combinaison incluant la tête à 15%, la jambe à 13%, inconnu à 24% et 5% de tous les cas d'hospitalisation enregistrés furent fatals. Les traumatismes les plus fréquents étaient les traumatismes légers (Angleterre à 74%, Allemagne à 78%) suivis par les traumatismes sérieux (Angleterre 17%, Allemagne 22%) et les traumatismes fatals (Angleterre 1,4%, 0,9%), (AP-SP31-005R). Des tendances similaires ont été observées aux Pays-Bas. Selon les données SWOV (SWOV 2007), les traumatismes légers et modérés étaient les plus fréquents (65%), suivis par des traumatismes sérieux (30%) et fatals (1-5%).

Les traumatismes à la tête sont les causes plus fréquentes de blessures graves et de décès (McCarthy 2005, Wood et Milne, 1988). Zenter (1996) a montré que 33% des victimes d'accidents de vélo hospitalisées avaient subi des traumatismes graves à la tête et des opérations neurochirurgicales ont été réalisées sur 49% des patients. 3% des cyclistes gravement blessés furent sévèrement handicapés et 16% sont morts pendant le suivi. D'après SWOV (2007), en cas d'accidents vélo-voiture aux Pays-Bas, les traumatismes potentiellement mortels (MAIS 5+) sont les traumatismes à la tête dans 85 % de ces cas. Dans presque tous ces cas, aucun autre traumatismes potentiellement mortel n'est présent. Pour MAIS 4, le pourcentage de traumatismes à la tête reste de 68 %.

McCarthy (1996) a rapporté que tandis que les traumatismes à la tête étaient la cause direct de décès fréquemment rapportée, les décès à Londres intra-muros étaient souvent dus à des traumatismes multiples.

Traumatisme et âge

Plusieurs sources ont montré que les blessures de cycliste et de piéton sont influencées par l'âge. Les traumatismes subis par les cyclistes plus âgés semblent être plus sévères que ceux des cyclistes plus jeunes. Une étude néerlandaise a montré que les hospitalisations résultant d'accidents de vélo augmentaient avec l'âge, de 25% pour la tranche d'âge de 50 à 54 ans, de 45% pour les cyclistes de 75 ans ou plus (Kingma, 1997). Des données danoises confirment la sur-représentation des traumatismes graves parmi les cyclistes plus âgés par rapport à celles des cyclistes plus jeunes. Dans ce pays, 19% des cyclistes âgés de 65 ans ou plus furent sérieusement blessés dans des accidents de vélo entre 1980 et 1992, comparé à seulement 2 pour cent de la population de 65 ans ou moins (Larsen et al. 1995). Oikkonen et al. (1993) a rapporté un handicap permanent chez 11% des enfants, chez 47% des adultes et chez 67% des adultes plus âgés hospitalisés dans des établissements finlandais pour cause d'accidents de vélo. Klop et Khattak (1999) ont également noté que si les enfants étaient sur-représentés dans tous les accidents de vélo aux USA, les personnes âgées de 44 ans et plus étaient par contre surreprésentées dans les accidents d'intersection à issue fatale, apportant une preuve supplémentaire du fait que la négociation des intersections puisse être plus difficile pour les cyclistes plus âgés. Blankendaal et Den Hartog (1998) ont mené des recherches sur 7219

collisions de cyclistes entraînant l'hospitalisation (à l'exclusion des accidents fatals). Le premier traumatisme le plus fréquent pour tous les âges était la fracture (58%), suivi par le traumatisme intracrânien (25%). Il y avait des changements marqués dans les types de traumatisme selon l'âge. Les fractures représentaient 41% des hospitalisations pour les 0-14 ans et cela augmentait progressivement jusqu'à 74% chez les personnes hospitalisées de plus de 75 ans. Une tendance inversée a été observée pour les traumatismes intracrâniens qui décroissaient progressivement de 38% pour les 0-14 ans jusqu'à 13% pour les personnes de plus de 75 ans. Le type de fracture était également différent. Le traumatisme des membres inférieurs dominait chez les personnes âgées (51%), pour seulement 15% de jeunes souffrant de traumatisme des membres inférieurs (ce groupe souffrait plus de traumatismes des membres supérieurs). Ces différences ne peuvent pas être attribuées aux différences de taille, car les mêmes différences – bien que moins extrêmes – ont été également observées chez les jeunes adultes (25-39 ans) et les personnes âgées. Les traumatismes subis par les cyclistes plus âgés étaient aussi moins sévères que celles subies par les jeunes cyclistes adultes. Le nombre moyen de jours d'hospitalisation était prolongé de 3 jours pour les 0-14 ans et de 4 jours pour les 25-39 ans jusqu'à 8-14 jours pour les personnes âgées de 55 ans et plus.

Le pourcentage de cyclistes hospitalisés plus que 28 jours restait stable à 3-4% jusqu'à ce que l'âge de 55 ans et augmentait ensuite jusqu'à 15% pour les cyclistes de plus de 75 ans.

Otte (1989) a montré que les traumatismes fatals étaient plus fréquents pour les adultes (11,6%) que pour les enfants (6,7%). Les traumatismes légers sont plus fréquents chez les enfants et les jeunes (tranche d'âge 5-30 ans). La proportion de traumatismes graves et fatals augmente avec l'âge à partir de la tranche d'âge de 50-60 ans. Les données SWOV (2007) ont montré que la proportion de traumatismes de degré MAIS4+ dans la tranche d'âge des 56 ans et + était presque le double de celle de la tranche d'âge des 0-14 ans.

Cette proportion élevée de traumatismes graves ou fatals dans le groupe plus âgé s'explique par des limites de tolérance plus basses.

On sait que la tolérance humaine aux traumatismes décroît à mesure que l'âge augmente. Cependant, au cours du développement des critères de tolérance humaine aux traumatismes dans les accidents automobiles, seuls peu de chercheurs ont pris en compte les effets de l'âge (AP-SP51-0038B, Kleerekoper et al. (1986). Willinger (2008) a développé des critères de traumatismes de la tête en fonction de l'âge, basés sur la simulation informatique de différents types d'impacts à la tête (piéton, joueurs de football, motards, etc). Le HIC et la probabilité de traumatisme ont été ajustés pour les personnes âgées. Les nouveaux seuils d'HIC dépendaient également du type de traumatisme (fracture crânienne ou traumatismes neurologiques ou traumatismes vasculaires au cerveau avec saignement). Pour les simulations informatiques permettant de tirer des données plus détaillées, d'autres indices de prédiction traumatologique ont été échelonnés. Des approches similaires ont été essayées pour d'autres parties du corps telles que le thorax et les membres inférieurs. Une personne vieillissante devient de plus en plus susceptible de subir des traumatismes thoraciques, en premier lieu des fractures des côtes dues à la dégénérescence de l'ossature humaine et des tissus mous liée au vieillissement humain et modifiant nettement leurs propriétés mécaniques (Kent et al. 2003). Dans le cas de charges ceinture siège ceinture identiques, l'auteur a estimé la réduction de la tolérance aux traumatismes thoraciques graves depuis la tranche d'âge des passagers jeunes adultes à la tranche d'âge des passagers âgées à 80%. Les exemples ci-dessus ont montré que l'influence de l'âge sur les seuils de traumatisme et les critères de traumatisme ont été pris en compte dans la sécurité automobile mais qu'une recherche abondante doit encore être menée jusqu'à ce que les critères liés à l'âge soient reconnus et utilisés de manière commune.

Otte (1989) a étudié la partie du corps blessée et a remarqué que le cycliste adulte avait plus souvent des traumatismes au cou (4,8%) et au thorax (33,43%) que les enfants (respectivement 2,9% et 21,2%). Les enfants subissaient légèrement plus fréquemment des traumatismes à l'abdomen et au pelvis, cette augmentation étant particulièrement remarquable dans scénario d'impact où le flanc du cycliste est frappé par l'avant de la voiture.

Traumatisme et vitesse d'impact

La vitesse de collision influence la gravité du traumatisme de sorte que lorsque la vitesse de collision

augmente, la fréquence des traumatismes légers et mineurs décroît alors qu'on enregistre une augmentation de traumatismes graves (AP-SP31-005R). Par exemple pour une vitesse d'impact de 50-70km/h, 67,4% des cyclistes impliqués ont subi un traumatisme de degré MAIS1/2 et 7,4% ont subi un traumatisme de degré MAIS 5/6.

Pour une vitesse d'impact supérieure à 70km/h, seuls 10% des cyclistes ont subi des traumatismes mineurs et 50% ont subi des traumatismes de degré MAIS 5/6. Quand la vitesse d'impact augmente, on enregistre une augmentation dans la fréquence des traumatismes à la tête, dans les parties molles et osseuses. Par exemple, pour un cycliste adulte, le traumatisme au cerveau est de 17% pour un impact de 30km/h, tandis que la fréquence des traumatismes au cerveau augmente jusqu'à 66% pour une vitesse d'impact supérieure à 51km/h (Otte, 1989,1994).

Traumatisme et mode de collision

Selon la littérature, le scénario d'impact le pire est lorsque l'arrière du vélo est heurté par l'avant d'une voiture. Ce scénario d'impact cause le nombre le plus élevé des traumatismes graves ainsi que le degré le plus élevé d'issues fatales (15% d'issues fatales pour les adultes, 12,4 pour les enfants) (Huijbers, 1984, Otte 1989). Pour les adultes, ce scénario d'impact entraîne le plus fréquemment le traumatisme de la colonne cervicale. Le scénario d'impact le plus dangereux pour les cyclistes enfants est lorsque le côté du vélo est heurté par l'avant du véhicule. Le taux élevé de décès est lié aux traumatismes graves du thorax.

Traumatisme et partie causant le traumatisme

Otte (1989, 1994) a étudié les parties causant le traumatisme. Mise à part la surface de la route, les traumatismes ont été principalement causés par les pièces avant du véhicule et le moins souvent par des pièces plus éloignées (l'arrière du véhicule). La pièce qui a causé la blessure dépend de la vitesse et jusqu'à 30km/h, environ 50% des traumatismes ont été causés par l'avant du véhicule. Les autres pièces étaient responsables de 20% des traumatismes pour les adultes et 10% pour les enfants. L'augmentation de la vitesse augmente la probabilité des traumatismes causés par le pare-brise d'environ 30% à une vitesse de 50-60 km/h pour 10% pour une vitesse limitée à 30-40 km/h.

A l'analyse des traumatismes de la tête, le pare-brise s'est avéré être la cause la plus fréquente de traumatisme et être responsable de 30% des traumatismes d'enfants et de 26% des traumatismes subis par des adultes. En outre, la proportion des traumatismes de la tête de degré MAIS 3/6 était la plus élevée (5-7%) pour le pare-brise en comparaison avec d'autres parties causant le traumatisme (par exemple l'avant du capot n'a causé que 1,9% de tous les traumatismes. Si on n'analyse que le pare-brise et son cadre, c'est l'impact du pare-brise dans la région du cadre qui a présenté les conséquences les plus graves et a entraîné la proportion la plus élevée de traumatismes à la tête AIS3+ (10-12% contre 22,8%) (Otte, 1989). Maki (2002) a analysé les accidents de vélo reconstitués et en a conclu que les traumatismes à la tête graves (AIS3+) étaient causés par des pièces de véhicule situées au-dessus du capot comme le pare-brise, le cadre du pare-brise et le toit.

Impact secondaire

La surface de la route est un partenaire de collision secondaire commun. Cross et Fisher (1977) ont mis en évidence que 60,4% des traumatismes résultaient de l'impact du cycliste contre la chaussée et que 24,1% des traumatismes résultaient de l'impact contre le véhicule motorisé. Otte (1980) a analysé les accidents de vélo et de moto et en a conclu que les traumatismes secondaires causés par l'impact contre la surface de la chaussée avaient presque la même fréquence (30%) pour tous les types de véhicule à deux roues. Le degré de traumatisme causé par l'impact sur la surface de la chaussée était faible, c'était un AIS 1 en moyenne. A partir de données sur les accidents de piétons, Ashton (1983) a rapporté que l'agression de la surface de la route était inférieure à celle du corps de la voiture pour une plage de vitesse de plus de 20

km/h et qui plus est, le niveau de traumatisme n'atteignait que rarement le niveau modéré même pour une vitesse d'impact de 70 km/h. Otte (1989) a rapporté que les cyclistes adultes et enfants subissaient des traumatismes causés par la chaussée à environ 65% mais que les traumatismes de degré AIS3-6 causés par la route ne touchaient que 2,4% des adultes et 3,8% des victimes enfants. Si l'on ne tient compte que des traumatismes à la tête, la surface de la chaussée n'était responsable que de 30% des traumatismes et sa proportion décroissait avec la vitesse d'impact. Les traumatismes à la tête très graves (AIS3-6) n'étaient causés qu'à 3% par la surface de la chaussée. Maki (2002) a rapporté que 26% des traumatismes à la tête de cyclistes du degré de gravité AIS3+ étaient causés par la surface de la chaussée. Dans les cas de traumatismes à la tête d'un degré inférieur à AIS2, la proportion des traumatismes causés par la surface de la route était supérieure (44%). Globalement, les traumatismes infligés par l'impact contre la chaussée constituent 65% et ils ne causent que des traumatismes mineurs.

2.2.4 Différences et similarités entre piétons et cyclistes

De nombreuses similarités apparaissent à l'analyse de l'accidentologie des piétons et des cyclistes. Dans les deux cas, les victimes sont la plupart du temps heurtées par une voiture et le plus souvent par l'avant du véhicule. La plupart des piétons et cyclistes sont heurtés sur le flanc. Dans les deux groupes, le risque de décès et traumatisme grave augmente avec l'âge. La tranche d'âge la plus souvent blessée est celle des enfants. La région du corps la plus souvent traumatisée est la tête, suivie par les membres inférieurs. La fréquence de traumatismes graves de la tête et des membres inférieurs pour 1000 accidents est inférieure chez les cyclistes par rapport aux piétons (Maki, 2002).

La proportion de décès différaient par pays, mais à l'exception des Pays-Bas, les piétons avaient toujours un taux de décès plus élevés que les cyclistes. Aux Pays-Bas, en 2006, les décès de piétons formaient 9% de tous les accidents fatals tandis que ceux des cyclistes formaient 27%. Les chiffres moyens pour la période 2004 -2006 étaient de 9% des piétons et 23% des cyclistes. En comparaison, la moyenne en Europe était de 6% de cyclistes contre 15% de piétons. Maki (2002) a étudié des données japonaises sur les accidents indiquant un taux de décès (calculé comme proportion des traumatismes à issue fatale par rapport aux nombre total de traumatismes) supérieur pour les piétons (3,11%) par rapport aux cyclistes (0,75%), indépendamment du type de véhicule impliqué dans la collision. Il en aussi conclu que pour chaque tranche d'âge, les cyclistes avaient plus tendance à subir des traumatismes légers tandis que les piétons avaient plus tendances à être tués ou gravement blessés. Pour les deux groupes, la cause principale de décès était les traumatismes à la tête, tandis que la plupart des traumatismes graves touchaient les membres inférieurs et le thorax. De même, on observe pour les deux groupes que les traumatismes de la tête à issue fatale étaient le plus souvent infligés par les collisions avec des minivans, suivies par les camionnettes et les petites voitures. Les traumatismes graves des jambes subis par les piétons étaient essentiellement causés par des véhicules à capot tandis que pour les cyclistes, ceci ne différait pas selon le type de voiture. La proportion la plus élevée de traumatismes graves du thorax était causée par des voitures de petites tailles pour les cyclistes et par des véhicules utilitaires de sport pour les piétons. Les traumatismes de la jambe typiques pour les piétons étaient la blessure aux ligaments du genou. Pour les cyclistes, les fractures du fémur et du tibia étaient plus fréquentes.

Vitesse de collision

Pour les piétons et pour les cyclistes, la majorité des accidents se déroulait dans une zone à vitesse limitée à 50 km/h. La vitesse de collision spécifique pour les cyclistes était de 0-30 km/h et pour les piétons de 15-30 km/h (AP-SP31-005R, Otte 1980). Maki (20002) a montré que le nombre de traumatismes graves et fatals augmente avec la vitesse de collision (perçue par le conducteur) pour les piétons et pour les cyclistes. Il y avait cependant certaines différences : à des vitesses de collision basses et moyennes (60 km/h et moins), une proportion plus élevée de cyclistes était sérieusement blessée par rapport aux piétons. Par ailleurs, pour des vitesses de collision de plus de 40 km/h, on a observé une proportion plus élevée de traumatismes à issue fatale chez les piétons que chez les cyclistes.

Lieux de contact

Janssen et Wismans (1987) ont réalisé des essais expérimentaux et des simulations informatiques et comparé les trajectoires de la tête de piétons et de cyclistes. Ils ont conclu que la position d'impact de la tête du cycliste est nettement tournée vers le pare-brise par rapport à celle du piéton. Maki (2002) a tiré des conclusions similaires à partir de reconstitution d'accidents. Il a analysé la distribution du point d'impact à la tête et a montré que dans la plupart des cas, la tête des cyclistes ne heurtait pas le capot mais plutôt la partie supérieure du pare-brise et la portion avant du toit. Dans le cas des piétons, on a observé que la tête heurtait les parties inférieures du pare-brise et l'arrière du capot. Relativement, ce qu'on appelle la Wrap Around Distance (WAD = distance entre le sol et le point d'impact de la tête sur la voiture le long de la structure de l'avant du véhicule) était de 15% plus grande pour les cyclistes que pour les piétons. Du point de vue des membres inférieurs, la cause principale des fractures du tibia chez les piétons était le pare-choc. Dans le cas des cyclistes, le traumatisme était plus souvent causé par le bord antérieur du capot que par le pare-choc. De plus, c'était le bord antérieur du capot qui causait également les fractures du fémur, le traumatisme de membre inférieur le plus fréquent chez les cyclistes.

Résumé

Pour les piétons et les cyclistes, les parties du corps qui doivent être protégées sont la tête et les membres inférieurs car ce sont les parties du corps les plus fréquemment traumatisées et causant également la mort et les blessures graves. La vitesse de collision la plus fréquente est similaire dans les deux cas.

Il y a cependant différents points de contact en raison des différentes cinématiques :

- Pour la tête, dans le cas des piétons, c'était essentiellement le capot et la partie inférieure du pare-brise.
- Pour la tête dans le cas des cyclistes, c'était essentiellement le capot/pare-brise, le pare-brise et les montants du pare-brise, et même le toit.
- Pour les traumatismes des membres, dans le cas des piétons, le point de contact le plus fréquent était le pare-choc et le bord antérieur du capot.
- Pour les traumatismes des membres, dans le cas des cyclistes, le point de contact le plus fréquent était le bord du pare-brise.

2.3 Les critères de traumatismes et leurs limites

Les critères de traumatismes suivants ont été utilisés, comme dans l'étude préliminaire sur les traumatismes de cycliste (Hassel (2006)):

- Tête – HIC (critères de traumatisme à la tête), accélération 3ms,
- Poitrine – accélération 3 ms
- Bassin – accélération 3 ms
- Membre inférieur (tibia) – accélération 3 ms.

Critères de traumatisme à la tête (HIC)

Le critère de traumatisme à la tête le plus populaire est HIC. HIC a été introduit sous sa forme actuelle dans les essais d'accident menés par l'Administration de la Société Nationale de Trafic Autoroutier (NHTSA, 1972) et a été utilisé de nombreuses années dans la recherche sur les traumatismes causés par accidents et la prévention, en tant que mesure de la probabilité de traumatisme grave au cerveau. HIC ne traite que l'accélération translationnelle résultante et la durée de l'impulsion tandis que la direction de l'impulsion ou les composants d'accélération rotationnelle ne sont pas pris en compte. En raison de ces problèmes, la validité de l'HIC est fortement controversée et il y a des raisons de penser que le développement de la sécurité pourrait être mené plus efficacement en prenant en compte l'effet de la cinématique rotationnelle dans les procédures de sécurité actuelles.

La valeur HIC est la valeur intégrale maximum standardisée de l'accélération de la tête. La durée de l'intervalle de temps correspondant est: illimitée (HIC), maximum de 36ms (HIC36) ou maximum de 15ms (HIC15). Pour les piétons et les cyclistes, l'impact du HIC15 a été choisi à partir des recommandations EEVC WG 17 avec un seuil inférieur à 1000. HIC est calculé selon la formule suivante

$$HIC = \max_{t_1, t_2} \left(\left[\frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1) \right) \quad (1)$$

où a est l'accélération de la tête résultante exprimée comme un multiple de l'accélération gravitationnelle g , et t_1 et t_2 sont deux points quelconques dans le temps pendant l'impact qui sont séparés par 15 ms ou moins, donnant le HIC maximum. L'unité de HIC est la seconde mais il est généralement présenté sans unité. HIC n'a pas de signification spécifique en termes de mécanisme de traumatisme; il est avant tout utilisé comme critère de succès/échec pour les traumatismes à la tête. Néanmoins, certains chercheurs ont essayé de corréliser sa valeur à la gravité du traumatisme. Tyrell a étudié les impacts de train (1995) et proposé une perte de conscience en relation aux niveaux HIC (table 1). Cette table pourrait être utilisée comme indication générale sur la gravité des blessures concernant l'impact du cycliste.

Tableau 1 – Niveaux de conscience en rapport aux critères de traumatisme à la tête (Tyrell, 1995)

Critères de traumatisme à la tête	Code AIS	Niveau de commotion cérébrale et traumatisme à la tête
135 – 519	1	Maux de tête et vertiges
520 – 899	2	Inconscient pendant moins d'1 heure – fracture linéaire
900 – 1254	3	Inconscient de 1 – 6 heures – fracture par enfoncement
1255 – 1574	4	Inconscient de 6 – 24 heures – fracture ouverte
1575 – 1859	5	Inconscient plus de 25 heures – grand hématome
> 1860	6	Non survivable

Tableau 2 – Niveaux de tolérance HIC corrélés au traumatisme du cerveau.

Niveau de traumatisme	Niveau de tolérance proposé	Equivalent Acc g	Equivalent AIS	Equivalent Législation	Equivalent Euro NCAP
	HIC (15 ms)	(For 3ms)		HIC	HIC
0 (Pas de commotion)	< 150	<55	0	-	<650 vert
1 (Pas de commotion)	< 150	<55	1	-	<650 vert
2 (Commotion légère <1hr)	150 – 500	55-90	2	BCT609 / ECE80 500	<650 vert
3 (Commotion grave 1 – 24hr)	500 – 1800	90-150	3 / 4	FMVSS 208 1000 EC/79/96 1000	<650 vert 650 – 767 jaune 767 – 883 orange 883 – 1000 marron >1000 rouge
4 (Coma à risque mortel > 24h)	>1800	>150	5	-	-

Tableau 3 – Niveaux de tolérance HIC corrélés à la fracture crânienne

Niveau de traumatisme	Niveau de tolérance proposé	Equivalent Acc	Equivalent AIS	Equivalent Législation	Equivalent Euro NCAP
	HIC (15 msec)	g		HIC	HIC
0 (Pas de fracture)	<500	< 90	-	-	<650 vert
1 (Pas de fracture)	<500	< 90	-	-	<650 vert
2 (Fracture mineure)	500 – 900	90 – 115	2	BCT609 / ECE66 500	<650 vert 650 – 767 jaune
3 (Fracture majeure)	900 - 1800	115 - 150	3	FMVSS 208 1000	767 – 883 orange 883 – 1000 marron
4 (Fracture à danger mortel)	>1800	>150	4/5	-	>1000 rouge

Les critères de traumatisme à la tête – accélération 3ms

L'accélération est calculée comme niveau maximum dépassé par l'accélération pendant une période continue de 3 ms. Le seuil de critère de traumatisme pour l'accélération de la tête de 3ms est fixé à 80 g pour le mâle adulte de taille moyenne; un critère de traumatisme communément accepté indiquant un risque important de traumatisme grave.

Les critères de traumatisme de la poitrine

Le critère de traumatisme choisi pour cette analyse informatique est l'accélération de 3ms. C'est le niveau d'accélération le plus élevé d'une durée d'au moins 3ms, ce qui correspond au niveau de traumatisme AIS _ 4. Mertz et Gadd (1972) ont recommandé de veiller à ce que le pic d'accélération de la poitrine mesuré au centre de la masse de la poitrine ne dépasse pas la valeur de 60 g plus longtemps que 3 ms pour des impulsions d'accélération de 100 ms et moins, afin d'éviter les traumatismes graves du thorax.

Les critères de traumatisme du bassin

Un des critères de traumatisme pour la région du bassin est une accélération de 3ms: accélération linéaire maximum maintenue pendant 3ms ou plus. Le seuil de traumatisme était fixé à 60 g, un critère de traumatisme communément accepté indiquant un risque notable de traumatisme grave.

Les critères de traumatisme de la jambe

La charge de la jambe est déterminée par l'accélération linéaire du tibia. Une accélération est calculée comme niveau maximum dépassé par l'accélération pendant une période continue de 3ms. Zeidler (1984) a proposé une estimation prudente de 150 g pour l'accélération du pied, sur la base de tests effectués sur des volontaires et des dispositifs anthropomorphes d'essai. Ce niveau d'accélération est associé à des sauts depuis une hauteur au-delà de laquelle les traumatismes sont à craindre.

3 Etude de paramètres

3.1 Configuration de simulation

3.1.1 Objectifs

Comme l'étude de littérature spécialisée a montré que l'impact latéral entre un véhicule à passagers et un cycliste est l'accident le plus fréquent pour les cyclistes, une étude des paramètres numériques a été menée pour analyser en détail ce type d'accidents.

L'objectif principal de l'étude des paramètres était d'en déduire des indications de rapport entre les paramètres entrés tels que la taille du cycliste, la position d'assise, l'orientation du cycliste, la géométrie du véhicule et la vitesse d'impact ainsi que les sorties demandées telles que la cinématique du cycliste et des accidents.

- La cinématique du cycliste est définie comme:
 - Les points de contact (cycliste – véhicule) de la tête, du thorax et du bassin
 - Les vitesses de contact de la tête, de l'épaule touchée, du thorax, du bassin, de la cuisse et de la jambe touchées.
- Les traumatismes du cycliste sont définis comme:
 - Valeur HIC (15 ms).
 - Accélération 3 ms du centre de gravité de la tête.
 - Accélération 3 ms de la poitrine.
 - Accélération 3 ms du bassin.
 - Accélération 3 ms de la jambe touchée.
- Les paramètres du véhicule sont définis comme étant la géométrie frontale du véhicule, surtout la longueur du capot et l'angle entre le capot et le pare-brise.
- Les paramètres d'accident sont définis comme la vitesse du véhicule et vélo et l'angle entre le cycliste et le véhicule au moment des impacts.

3.1.2 Modèles

Modèles de véhicule:

L'étude est configurée à partir de quatre modèles de véhicule multicorps (MB) différents conçus dans MADYMO. Les modèles de véhicule représentent:

- Modèle A: un véhicule avec un petit capot et un grand angle de pare-brise (figure 1a)
- Modèle B: un véhicule avec un grand capot et un petit angle de pare-brise (figure 2a)
- Modèle C: un véhicule avec un petit capot et un petit angle de pare-brise (figure 1b)
- Modèle D: un véhicule avec un grand capot et un grand angle de pare-brise (figure 2b)

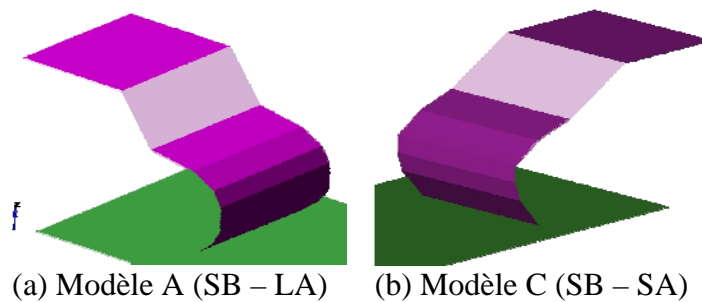


Figure 1 – Modèles de véhicule : capot court

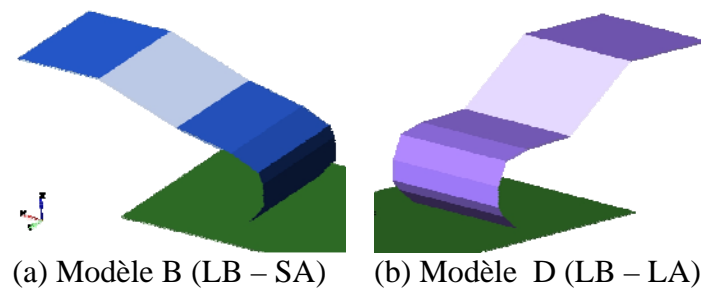


Figure 2 – Modèles de véhicule : capot long

La géométrie du véhicule est configuré par la définition de neuf points importants sur la voiture comme indiqué sur la figure 3. Cette technique de modélisation facilite la définition des paramètres et les changements de géométrie.

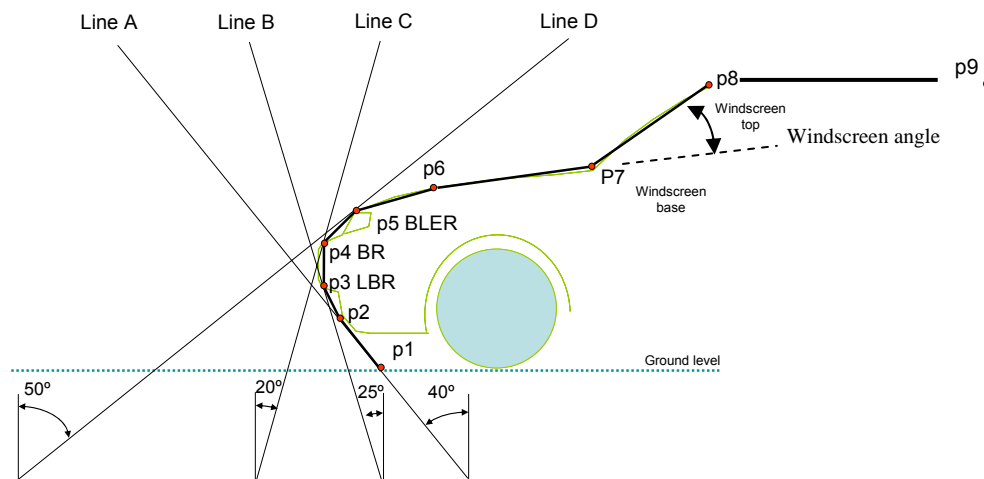


Figure 3 – Géométrie du modèle de véhicule

La rigidité de l'avant du véhicule et du capot a été basée sur la force moyenne - les caractéristiques de déflexion (propriétés élastiques), telles que développées dans le projet APROSYS (Martinez (2005)). La rigidité du pare-brise a été estimée sur la base d'essais d'impact sur pare-brise réalisés au TNO.

La masse de tous les modèles de véhicule était fixée à 1300 kg. Une étude de simulation préliminaire a montré une influence négligeable de la variation de la masse du véhicule (entre 1100 kg et 1600 kg) sur la cinématique du cycliste ainsi que sur les blessures du cycliste estimées dans les simulations.

Modèles de vélo :

Deux modèles de vélo très différents ont été développés (voir figure 4 et figure 5):

- un vélo de ville avec position assise redressée
- un vélo hybride avec position assise de sport

Les modèles de vélo ont été conçus à l'aide de la technique de modélisation multicorps (simulation grossière du mouvement de systèmes de corps reliés par des jointures cinématiques) dans MADYMO. Le cadre est pris rigide ; la rigidité est cependant ajoutée aux roues et à la fourchette avant. La masse du vélo de ville est de 19,7 kg, la masse du vélo hybride est de 16,3 kg, selon les données de différents fabricants de vélo.

La hauteur de selle et de guidon est adaptée selon l'anthropométrie du cycliste. Une position d'assise redressée est maintenue pour le vélo de ville tandis qu'une assise de sport est maintenue pour le vélo hybride. Le tableau 4 indique les hauteurs de selle et de guidon pour les différents types de cycliste.

Paramètre	Vélo de ville petite femme	Vélo de ville homme moyen	Vélo hybride petite femme	Vélo hybride homme moyen
Hauteur de selle	0.87 m	0.98 m	0.89 m	1.05 m
Hauteur de guidon	1.12 m	1.17 m	0.93 m	1.05 m

Tableau 4 – Hauteurs de selle et guidon pour les différentes combinaisons vélo-cycliste

Modèles de cycliste :

Deux modèles de cycliste MADYMO ont été utilisés, représentant:

- Un homme néerlandais moyen. L'anthropométrie principale (taille debout, taille assise et poids) s'est basée sur ce qu'on appelle la base de données anthropométrique Dined 2004 (<http://dined.io.tudelft.nl/nl,dined2004,304>).
- Un modèle de petite femme représentant à la fois une petite femme et un enfant âgé d'environ 12 ans. L'anthropométrie s'est basée sur UMTRI.

L'anthropométrie principale des deux modèles de cycliste utilisés est indiquée dans le tableau 5.

Paramètre	Femme	Homme
Hauteur debout [m]	1.53	1.82
Hauteur assise [m]	0.81	0.95
Masse corporelle [kg]	50.2	83.7

Tableau 5 – Anthropométrie principale des modèles de cycliste

Les modèles ont été développés comme modèles de piéton et sont validés pour l'impact latéral sur piéton. L'homme néerlandais moyen a été échelonné à partir d'un homme standard du 50^{ème} centile vers l'anthropométrie demandée et le modèle de petite femme est le modèle fourni par défaut dans le logiciel MADYMO. De plus amples informations sur le développement et la validation de ces modèles se trouvent dans Hoof (2003). Les différentes configurations cycliste-vélo sont présentées dans les figures 4 et 5.

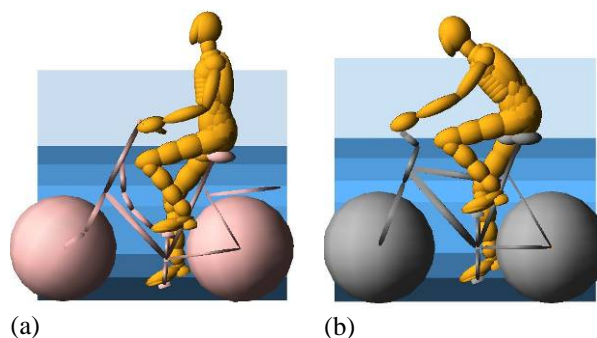


Figure 4 – Homme moyen néerlandais sur vélo de ville (a) et vélo hybride (b)

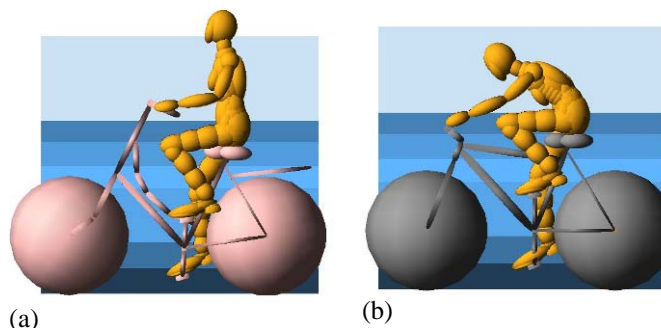


Figure 5 – Petite femme sur vélo de ville (a) et sur vélo hybride (b)

3.1.3 Configuration des paramètres et variations

Une présentation d'ensemble du paramétrage utilisé dans l'étude de simulation se trouve dans le tableau 6. L'influence du freinage de la voiture n'a pas été prise en compte dans l'étude de simulations principale mais elle a fait l'objet de recherches séparées à petite échelle auparavant (voir Annexe A).

Paramètre	Unité	Type	Valeur min.	Valeur max.	Taille de pas	Remarques
<i>Paramètres d'accident</i>						
Vitesse d'impact du véhicule	[km/h]	Variable	30	80	10	
Freinage du véhicule	[m/s ²]	Fixe	0	-	-	Pas de freinage
Vitesse d'impact du cycliste	[km/h]	Fixe	18	-	-	
Angle d'impact	[°]	Variable	- 45	45	15	Figure 6
Lieu d'impact	[-]	Fixe	Milieu véhicule			
<i>Paramètres véhicule</i>						
Voir Tableau 7 et Figure 7						
<i>Paramètres vélo</i>						
Type vélo	[-]	Variable	Vélo de ville	Vélo hybride	1	Figure 4 Figure 5
<i>Paramètres cycliste</i>						
Anthropométrie	[-]	Variable	femme	homme	1	Tableau 5

Tableau 6 – Paramétrage de la simulation

Table 6 – Parameter settings for the simulation study

Noter que la hauteur du bord antérieur du capot, la longueur du capot et l'angle du pare-brise varient par modèle de véhicule. Les variations par modèle de véhicule se trouvent dans le tableau 7.

Modèle véhicule	Hauteur BLE [mm] *)		Longueur capot [mm]		Angle pare-brise [°] **)	
	min	max	min	max	min	max
A	500	850	500	900	20	50
B	500	850	900	1300	0	20
C	500	1000	500	900	0	20
D	500	850	900	1300	20	50

Tableau 7 - Variations de paramètres pour les différents modèles de véhicule

*) BLE = bord antérieur du capot

**) L'angle du pare-brise est défini comme l'angle formé par le capot et le pare-brise comme indiqué dans la figure 3

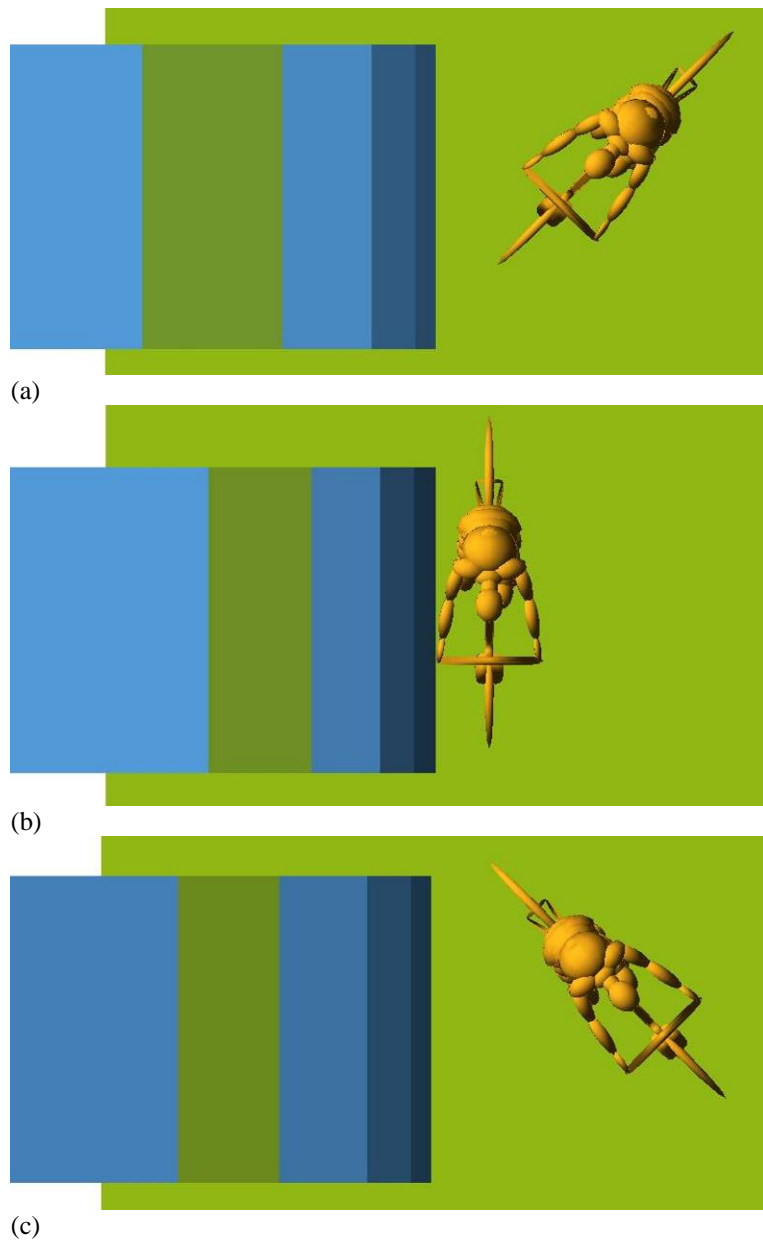


Figure 6 – Orientations du vélo de -45 deg (a), 0 deg (b) et +45 deg (c)

Le contour du véhicule de référence (bleu) et les variations maximum autorisées par modèle de véhicule comme indiquées dans le tableau 7 sont visibles sur la figure 7. La largeur de bande choisie pour les géométries par modèle de voiture ne couvre pas seulement le parc automobile actuel mais également les formes possibles de voiture à l'avenir. Ceci pourrait permettre d'émettre des conseils pour la conception de futures voitures qui pourraient réduire les traumatismes subis par les cyclistes lors d'accidents vélo-voiture, si de telles géométries ont pu être identifiées pendant l'étude.

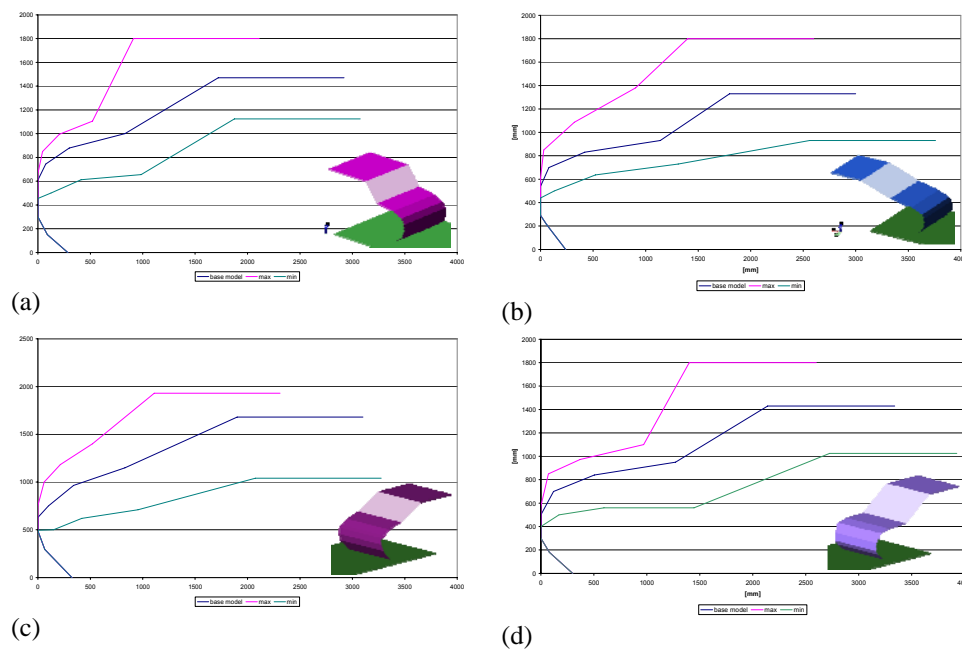


Figure 7 – Contours du véhicule pour les 4 différents modèles de véhicule avec le contour du modèle de référence (bleu) et les deux variations les plus extrêmes (rose et vert); (a) est le modèle A, (b) est le modèle B, (c) est le modèle C et (d) est le modèle D.

Plus il y a de variables dans une étude variationnelle, plus il est nécessaire de réaliser des simulations afin de pouvoir tirer des conclusions correctes des résultats obtenus. Afin de réduire autant que possible le nombre de courses, on a admis les hypothèses suivantes:

- Les points p1, p2, p3 et p4x (voir figure 3) ont été fixés dans un modèle de voiture, donnant ainsi une partie inférieure fixe du pare-choc.
- Le point p6 a été choisi relativement à p5 et p7, donnant une forme fixe au pare-choc par rapport à BLER et à la base du pare-brise
- Le point p9 a été choisi par rapport à p8, donnant une forme fixe au toit
- Une analyse factorielle complète d'environ 3000 simulations a été réalisée par modèle, prenant en compte un nombre réduit de vitesses de voiture (30 km/h, 50 km/h et 70 km/h) et d'orientations de vélo (-30 deg, 0 deg et + 30 deg). Les configurations irréalisables du point de vue des contraintes choisies (hauteur BLER, longueur de capot, angle capot/pare-brise et hauteur de voiture) ont été omises et n'ont pas été simulées.
- Afin de couvrir la totalité du spectre des variables définies, une nouvelle série de 2000 simulations a été réalisée par modèle, au moyen des méthodes d'échantillonnage Monte Carlo et Latin Hypercube.

Cela signifie qu'au total une étude d'environ 5000 simulations a été réalisée par modèle. Ce grand nombre de simulations fut jugé nécessaire en raison de la grande quantité de variables à entrer.

3.1.4 Analyse

Tout d'abord, il a fallu vérifier la faisabilité des simulations car les configuration irréalisables auraient pu fausser les résultats de l'étude. Les configurations sont considérées comme irréalisables quand elles ont échoué ou montré un comportement de modèle non réalistes, par exemple en raison de problèmes de contact. Il est à noter

que le modèle de voiture choisi est assez simple car il devait être facilement adaptable à une large gamme de géométries de voiture. Par conséquent, la faisabilité du modèle ne peut pas être garantie pour toutes les géométries de voiture possibles ni tous les scénarios d'impact.

Dans chacun des quatre modèles de voiture, on a trouvé qu'un certain nombre de simulations donnait une valeur HIC supérieure à 3000. Comme ces valeurs ne peuvent plus être considérées comme réalistes et HIC est en général le paramètre de traumatisme le plus reconnu, seules les simulations donnant un $HIC \leq 3000$ sont considérées pour l'analyse.

Il est à noter que le HIC est fortement influencé par la valeur de pointe de l'accélération de la tête. Si un pic élevé est constaté dans l'accélération de la tête, par exemple en raison d'instabilités mathématiques du logiciel de simulation, le HIC augmente automatiquement de manière importante.

Au total, environ 16 000 simulations ont été estimées faisables. Parmi ces simulations, 12 600 ont été prises en considération pour l'analyse car le HIC était situé au-dessous 3000 pour ces simulations. Les résultats des simulations donnant un $HIC > 3000$ ont aussi été brièvement contrôlés et il fut mis en évidence que les deux groupes avaient des tendances similaires aux simulations ayant un $HIC < 3000$ et que le fait de les négliger n'entraînait pas la suppression de certains scénarios.

L'analyse elle-même a été menée de manière similaire à l'étude précédente. Cela signifie que les valeurs de traumatismes ont été rendus relatives aux seuils de traumatisme sélectionnés qui furent eux-mêmes définis comme suit:

- HIC: 1000
- Accélération de pointe 3ms de la tête: 80g
- Accélération de pointe 3ms de la poitrine: 60g
- Accélération de pointe 3ms du bassin: 60g
- Accélération de pointe 3ms du tibia: 150g

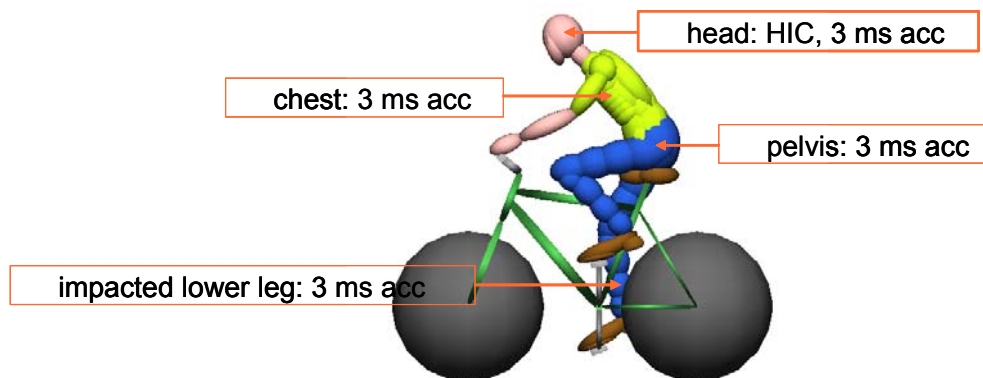


Figure 8 – Paramètres de traumatisme du cycliste

Outre ces seuils, un seuil HIC de 600 a été défini pour les personnes âgées à partir de l'étude de la littérature spécialisée figurant au paragraphe 2.3. Il est à noter que cette valeur n'est qu'une proposition et n'est pas aussi aboutie que le seuil de HIC 1000 pour les adultes d'âge moyen.

Le filtrage des signaux est réalisé conformément à SAE J211. Pour obtenir de plus amples informations sur des résultats recherchés, veuillez vous référer au Rapport TNO de l'inventaire (Rapport TNO, Hassel (2006)) ainsi qu'au chapitre 2.

3.2 Résultats d'étude

3.2.1 Tableaux fournis en complément de cette étude

Afin de pouvoir tirer des conclusions correctes de toutes les données de simulation obtenues, un gigantesque corpus de tableaux de dispersion et autres courbes de données obtenues a été dressé. Etant donné que nombre de ces tableaux fournissent des informations similaires, seuls les tableaux les plus importants sont produits dans le présent rapport. Tous les autres graphiques sont fournis sur un CD à part fourni avec le présent rapport. Cette section présente un bref récapitulatif des données fournies sur le CD.

Diagrammes de dispersion:

Un diagramme de dispersion est un tableau bidimensionnel qui met en évidence les relations entre deux variables. Il montre immédiatement si deux variables sont liées et permet de détecter facilement les valeurs atypiques ou anomalies dans la base de données.

Fichiers:

- Influence de la vitesse de la voiture_scatter_toutes données.pdf
- Influence de l'orientation du vélo_scatter_toutesdonnées.pdf
- Influence de la combinaison vélo/cycliste_scatter_toutesdonnées.pdf

Contenus :

Des diagrammes de dispersion globaux sur les critères de traumatisme normalisés ainsi que sur les vitesses d'impact des différentes parties du corps en rapport avec la vitesse de la voiture, l'orientation du vélo et la combinaison vélo/cycliste sont fournies séparément pour chacun des quatre modèles. Ces courbes comprennent toutes les simulations réalisables avec $HIC \leq 3000$.

Fichiers:

- Influence de l'orientation du vélo_scatter_40kmh.pdf
- Influence de l'orientation du vélo_scatter_70kmh.pdf
- Influence de la combinaison vélo/cycliste_scatter_40kmh.pdf
- Influence de la combinaison vélo/cycliste_scatter_70kmh.pdf

Contenus :

Des diagrammes de dispersion détaillés sur les critères de traumatisme normalisés ainsi que sur les vitesses d'impact des différentes parties du corps par rapport à l'orientation du vélo ainsi que la combinaison vélo/cycliste, y compris les résultats respectifs de simulation avec des vitesses de voiture de 40 km/h et 70 km/h seulement.

Fichiers:

- Influence de la hauteur BLER_40kmh.pdf
- Influence de la hauteur BLER_50kmh.pdf
- Influence de la longueur_de capot_40kmh.pdf
- Influence de la longueur_de capot_50kmh.pdf
- Influence de l'angle_pare-brise_capot_40kmh.pdf
- Influence de l'angle_pare-brise_capot_50kmh.pdf
- Influence de la hauteur de voiture_40kmh.pdf
- Influence de la hauteur de voiture_50kmh.pdf

Contenus :

Diagrammes de dispersion approfondis comprenant seulement des simulations remplissant les critères suivants :

- Vitesse de voiture: 40 km/h et 50 km/h
- Orientation du vélo: 0 deg et -30 deg
- Combinaison vélo/cycliste: 5^{ème} femme sur vélo hybride et 50^{ème} homme sur vélo de ville

En allant des diagrammes de dispersion globaux vers les diagrammes de dispersion approfondis, de plus en plus d'informations sont filtrées d'un corpus de tableaux au suivant, allant de la vue d'ensemble générale des résultats de l'étude vers une vision plus approfondies de certains paramètres choisis.

3.2.2 Traumatismes subis

L'annexe C fournit pour les quatre modèles les valeurs moyennes et médianes des paramètres de traumatisme par rapport à la vitesse de la voiture ainsi que l'orientation du vélo. En outre, des tableaux sont présentés pour les quatre modèles, indiquant le risque de subir des traumatismes au-dessus des groupes de seuils.

On pourrait tirer les conclusions suivantes de manière générale:

- La vitesse d'impact du véhicule exerce une influence majeure sur le degré du traumatisme. Par exemple, HIC dépend linéairement de la vitesse d'impact selon une bonne approximation : les niveaux HIC à 80 km/h sont environ quatre fois plus élevés que ceux atteints à 30 km/h, voir la figure 9.
- Les traumatismes augmentaient en fonction de l'augmentation de la vitesse de la voiture et décroissaient généralement en fonction de l'augmentation de l'angle d'orientation du vélo. (=> un cycliste avançant avec un angle de 45 deg vers une voiture courrait un risque moins élevé de blessure qu'un cycliste s'éloignant avec un angle de 45 deg)
- Les influences de la vitesse de la voiture, de l'orientation du vélo et de la combinaison vélo/cycliste ont été mesurées comme étant plus importantes que l'influence de la géométrie de la voiture.
- Les petites femmes sur vélo hybride réalisaient des accélérations plus élevée que l'homme néerlandais moyen sur un vélo de ville
- Le bord antérieur inférieur du capot (BLER) et les voitures basses entraînaient en général des accélérations plus faibles du bassin et de la tête.
- Aucune influence des différents angles de capot/pare-brise et longueurs de capot n'a été observée sur les traumatismes subis
- Les traumatismes les plus sévères ont été plutôt subis au tibia qu'à la tête. Les traumatismes à la tête sont cependant considérés comme ayant plus souvent une issue fatale que les traumatismes à la jambe qui sont surtout coûteux (figure 9)
- Pour les vitesses de voiture de ≥ 50 km/h, le risque de traumatismes graves à la tête a atteint plus de 50 % (figure 9)
- Des traumatismes moins graves ont été subis à la poitrine (figure 9)

Remarque:

Il est à noter que les personnes à masse plus faible présentent en général des accélérations plus élevées mais résistent aussi généralement mieux. Néanmoins, les données biomécaniques quantifiant la relation entre le seuil de traumatisme et une variation spécifique ne sont pas disponibles.

Les critères décrits à la section 3.1.4 sont donc pris pour l'homme moyen néerlandaise et la petite femme.

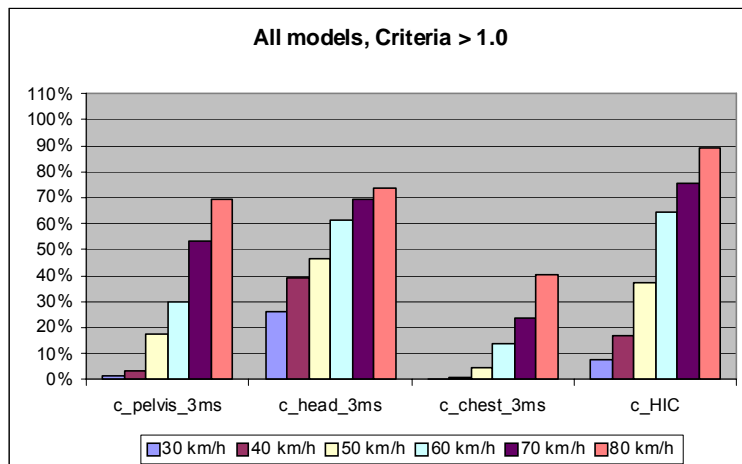


Figure 9 - Pourcentage de HIC normalisé, accélération 3ms de la tête, la poitrine et le bassin par rapport à la vitesse de la voiture; étude complète

Quand on prend séparément les différentes parties du corps, on observe les tendances suivantes :

Tête:

- Dans les cas où le cycliste heurte le bord entre le toit et le pare-brise, les valeurs HIC ont été mesurées remarquablement hautes, même pour les basses vitesses de voiture.
- HIC moyen < 1000 pour des vitesses de voiture < 50 km/h
- Si la vitesse de la voiture monte de 40 km/h à 50 km/h, le risque de traumatisme grave à la tête monte à environ 20%
- Pour les vitesses de ≥ 60 km/h, les traumatismes graves à la tête sont fort probables
- En général, une trajectoire d'éloignement de la voiture donne des valeurs HIC inférieure à une trajectoire de rapprochement vers la voiture
- Les accélérations de la tête 3ms normalisées les plus élevées ont été trouvées entre -15 et 15 deg pour les quatre modèles
- Pour chaque modèle, au moins 75% de toutes les valeurs HIC obtenues pour des vitesses de voiture de ≤ 40 km/h étaient au-dessous du seuil pour les adultes (figure 10)
- Pour les personnes plus âgées, le risque de grave traumatisme à la tête était déjà élevé pour les vitesses de voiture > 30 km/h (figure 10)

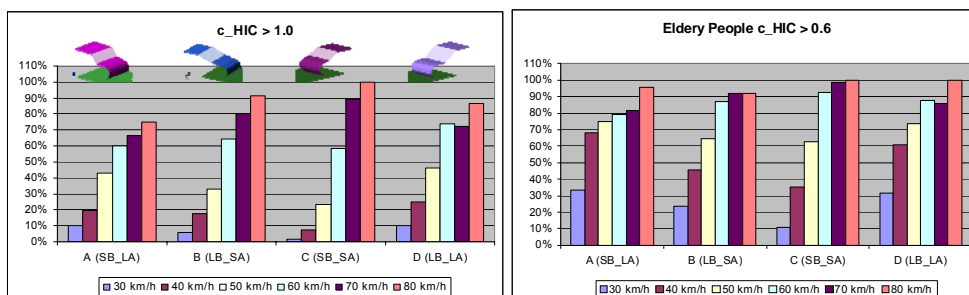


Figure 10 - Pourcentage de HIC normalisé par modèle et vitesse de voiture enregistré au-dessus du seuil critique de 1000 pour les adultes et 600 pour les personnes âgées

Torse:

- Les blessures de la poitrine étaient des traumatismes moins graves
- Les grands capots entraînaient une accélération moyenne normalisée de la poitrine à 3ms < 1
- La plus petite accélération moyenne de la poitrine a été obtenue pour le modèle D (LB LA)
- L'accélération moyenne normalisée de la poitrine restait toujours inférieure à 1, quelque soit l'orientation du vélo ou le modèle de voiture
- Tous les modèles: 94% de l'accélération normalisée à 3ms de la poitrine < 1 si la vitesse de voiture est ≤ 50 km/h (figure 11)

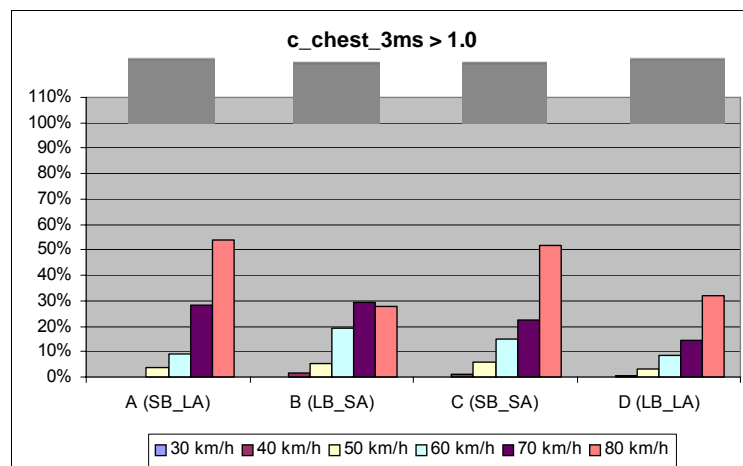


Figure 11 - Pourcentage d'accélération 3ms normalisée de la poitrine par modèle et vitesse de voiture enregistré au-dessus du seuil critique de 60 G

Bassin:

- La plus petite accélération moyenne du bassin a été obtenue pour le modèle D (LB LA)
- Les accélérations moyennes normalisées à 3ms de la poitrine étaient généralement un peu plus basses que les accélérations moyennes normalisées à 3ms du bassin
- Seule l'accélération moyenne normalisée à 3ms du bassin pour une orientation de vélo de - 45 deg a été mesurée comme ≥ 1
- Les grands capots se sont avérés plus sûrs pour les vitesses de voiture de 50 à 60km/h du point de vue des traumatismes du bassin
- Pour les petits capots, le risque de traumatismes importants du bassin augmentait d'environ 20 % entre 40 km/h et 50 km/h

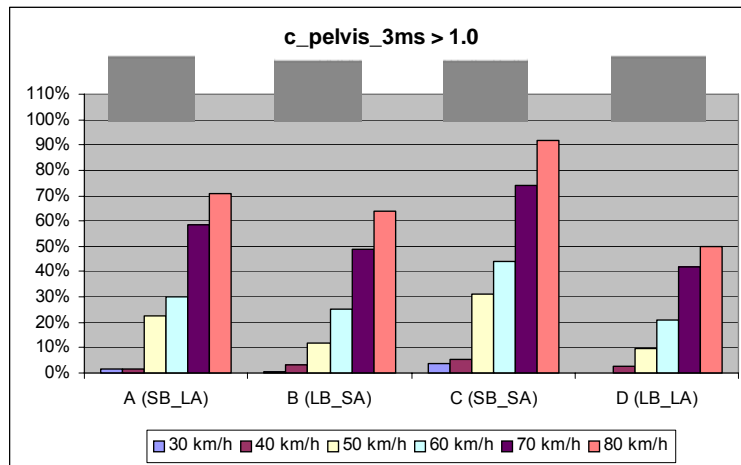


Figure 12 - Pourcentage d'accélération 3ms normalisée de la poitrine par modèle et vitesse de voiture enregistré au-dessus du seuil critique de 60 g

Tibia:

- Pour les vitesses de voiture > 30 km/h, des traumatismes graves du tibia présentait une forte probabilité (figure 13)
- Les traumatismes du tibia se sont avérés être les traumatismes les plus graves subis, ce qui corrobore la littérature spécialisée

Il est à noter que :

En créant les conditions de simulations, on a choisi le scénario le pire pour la position des jambes du cycliste. La jambe droite qui se trouve du côté de l'impact était toujours tendue vers le bas de manière à créer le premier contact avec la voiture pendant l'impact. D'autres valeurs de traumatismes seraient probablement obtenues si cette jambe était positionnée différemment.

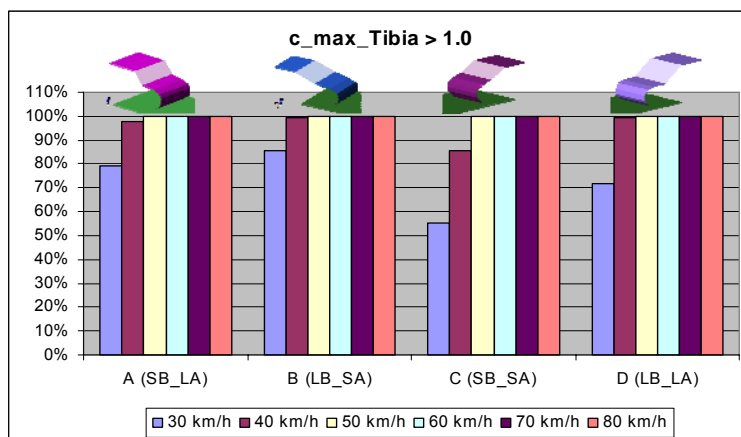


Figure 13 - Pourcentage de l'accélération 3ms normalisée maximum du tibia par modèle et vitesse de voiture enregistré au-dessus du seuil critique de 150

3.2.3 Endroits d'impact

L'annexe B présente des tableaux par modèle de voiture, indiquant le pourcentage d'impacts de la tête, le torse et le bassin des cyclistes contre les différentes parties de la voiture. Des tableaux sont fournis pour les différentes vitesses de voiture et orientations de vélo. De même, chaque tableau est divisé selon la combinaison vélo/cycliste, de manière à ce que les conclusions puissent être tirées en fonction des différences de position assise et de taille du cycliste. Seul le premier contact de la partie du corps appropriée avec la structure de la voiture figure sur la liste.

Comme indiqué à la section 3.2.2, les traumatismes à la tête les plus graves ont été observés dans les cas où la tête heurte l'angle entre le pare-brise et le toit. Il est à noter qu'en raison de la simplicité du modèle de voiture, ce point de heurt ne peut pas être automatiquement déterminé et qu'il n'est donc pas mentionné dans les conclusions qui suivent.

On a observé de manière générale que le contact avec la voiture est établi de manière très différente par un cycliste et par un piéton. Les cyclistes ne heurtent pas seulement la structure de la voiture selon différents angles mais ils heurtent également plus haut que les piétons. Contrairement aux piétons qui heurtent surtout le capot et le pare-choc d'une voiture, l'endroit d'impact principal pour les cyclistes s'est révélé être le pare-brise. Il n'était pas seulement touché dans un grand nombre de cas par la tête des cyclistes mais aussi par le torse et, pour les grands angles capot/pare-brise, même par le bassin de l'homme néerlandais moyen.

On peut aussi affirmer que l'anthropométrie du cycliste ainsi que sa posture d'assise ont révélé avoir une influence significative sur les endroits de contact entre le cycliste et la voiture. Les cyclistes de grande taille ou assis de manière redressée heurtent la structure de la voiture généralement plus haut que les cyclistes de petite taille ou penchés. De même, des heurts plus élevés ont été observés pour les vitesses de voiture croissantes ainsi que pour l'orientation de vélo décroissante. Les figures 14 et 15 montrent de manière exemplaire la probabilité d'impact de la tête sur les différentes parties de la voiture, séparément pour toutes les combinaisons cyclistes/vélos comme l'indique le modèle B (LB SA).

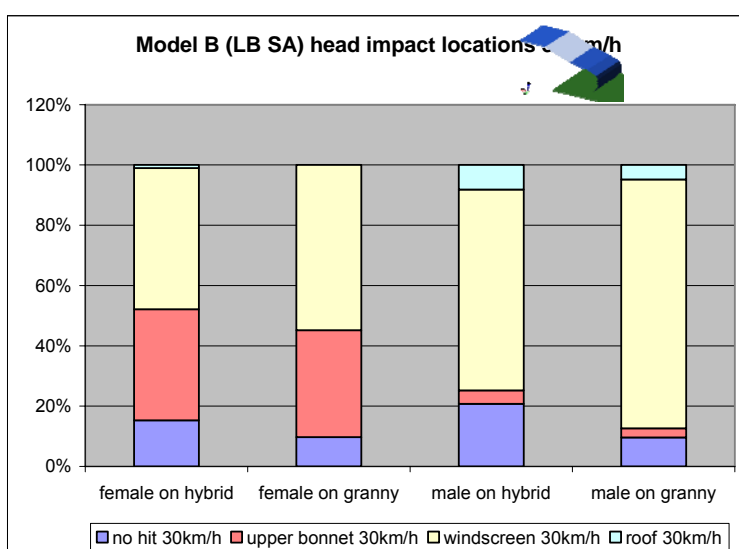


Figure 14 – Point d'impact de la tête sur la structure de la voiture pour différentes combinaisons vélo-cycliste à une vitesse de voiture de 30 km/h exemplaire pour le modèle B (LB SA)

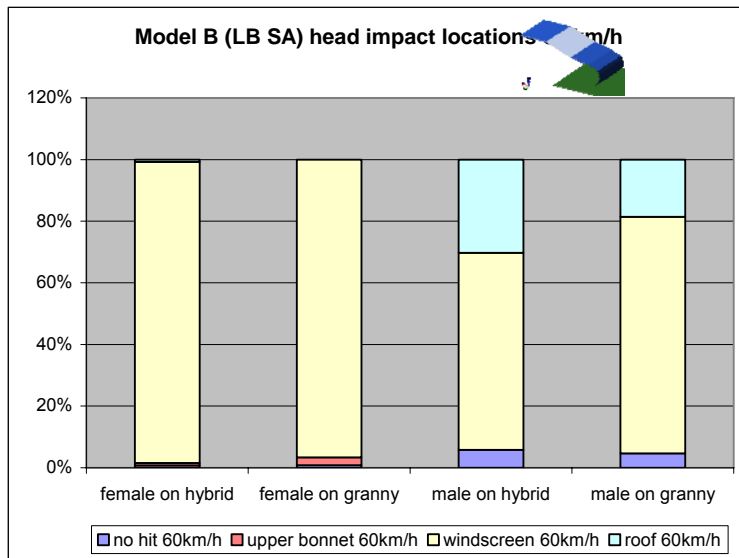


Figure 15 - Point d'impact de la tête sur la structure de la voiture pour différentes combinaisons vélo-cycliste à une vitesse de voiture de 60 km/h exemplaire pour le modèle B (LB SA)

Quand on prend séparément les différentes parties du corps, on observe les tendances suivantes :

Tête:

Pour la tête, on a pu distinguer 3 différents endroits d'impact :

- Le haut du capot
- Le pare-brise
- Le toit

En regardant la figure 16, on peut en conclure qu'il existe une forte probabilité que le pare-brise soit heurté par la tête d'un cycliste lors d'un accident entre vélo et voiture, et ce pour tous les modèles de voiture et tous les cyclistes.

Le haut du capot était presque uniquement heurté par la tête de petites femmes, essentiellement à la vitesse de 30 km/h et principalement dans le cas de grands capots. Dans ces cas, le choix du vélo n'a d'influence que sur le modèle D (LB et LA) où le haut du capot est plus souvent heurté par les femmes sur vélo de ville.

Le toit n'est heurté presque que par l'homme néerlandais moyen. Si ce cycliste utilise un vélo de ville, le risque qu'il heurte le toit est généralement plus élevée que s'il est sur le vélo hybride.

Pour le modèle A (SB LA), le risque que la tête heurte le toit est de 43 % même avec le vélo de ville.

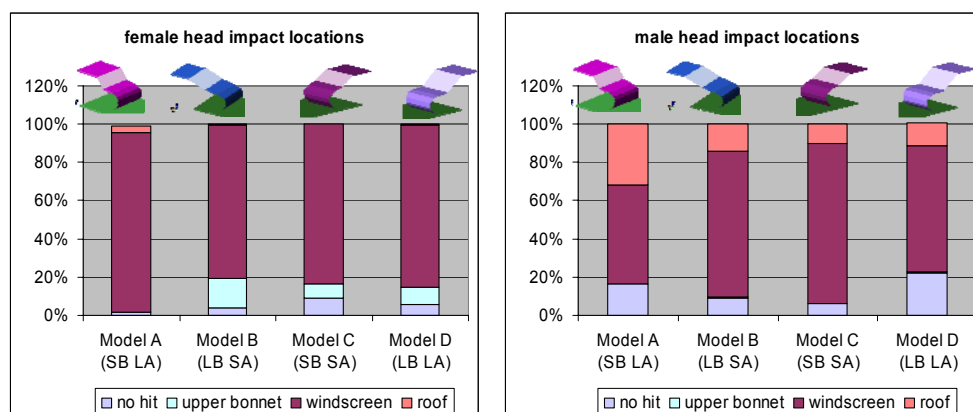


Figure 16 – Points d'impact de la tête sur la voiture pour les quatre modèles et pour l'homme néerlandais moyen (droite) et pour la petite femme (gauche)

Torse:

Pour les petits angles capot/pare-brise, les impacts obtenus furent généralement plus bas que pour les grands angles capot/pare-brise. Le torse du grand homme heurte le pare-brise dans la plupart des cas. La petite femme heurte aussi le pare-brise fort souvent mais on a pu observer également un grand nombre d'impacts sur le haut du capot.

Dans les deux modèles de cyclistes et dans tous les modèles de voiture, on a observé un grand nombre de simulations, en particulier pour les voitures à grand capot, où le torse n'est entré en contact avec aucune partie de la voiture. Dans la plupart de ces cas, le torse est bien protégé par les bras du cycliste et le contact ne s'est donc produit qu'entre les bras et la voiture et non entre le torse lui-même et la voiture.

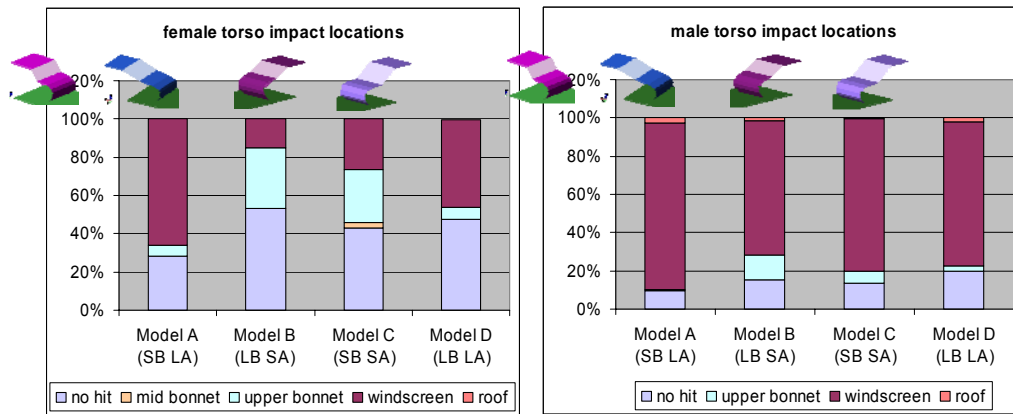


Figure 17 – Points d'impact du torse sur la voiture pour les quatre modèles et pour l'homme néerlandais moyen (droite) et la petite femme (gauche)

Bassin:

On a observé qu'il y a une grande probabilité que le bassin de la petite femme heurte le milieu ou le haut du capot dans tous les modèles de voiture. Sauf dans le modèle A (SB LA), la probabilité est grande que le bassin de l'homme néerlandais moyen heurte le haut du capot. Dans le modèle A, le bassin est d'abord entré en contact avec le pare-brise dans plus de 40% des simulations. Dans l'autre modèle avec de grands angles capot/pare-brise (modèle D), le pare-brise a aussi été souvent heurté par le bassin (environ 24%) par rapport aux modèles à petits angles (environ 6%).

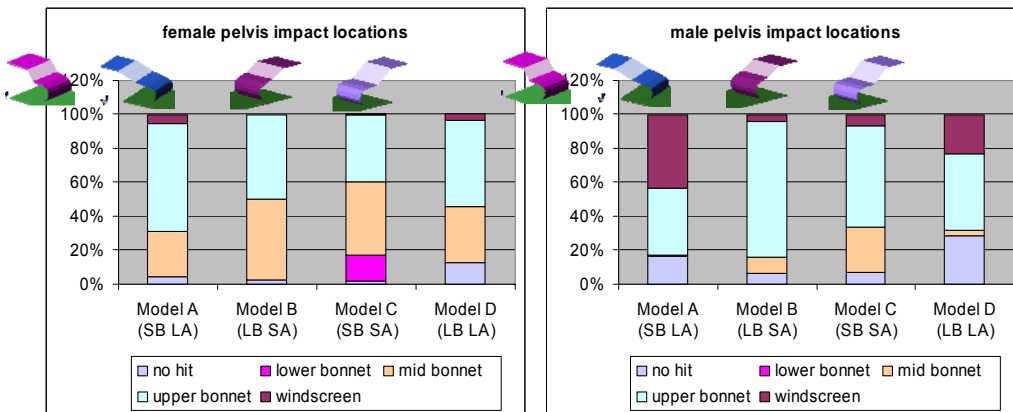


Figure 18 - Points d'impact du bassin sur la voiture pour les quatre modèles et pour l'homme néerlandais moyen (droite) et la petite femme (gauche)

4 Méthodologie d'estimation

4.1 Introduction

Comme pour les technologies automobiles avancées, les réglementations actuelles ont été développées en fonction d'une attention essentiellement accordée aux piétons, en partant du principe qu'elles couvriraient également la sécurité des cyclistes. Les exigences relatives à l'impact sur les piétons sont soumises à deux réglementations existant en Europe et au Japon. Bien que ces directives diffèrent, elles constituent des efforts d'introduire une Réglementation Technique Globale visant à les harmoniser. La réglementation européenne a été approuvée en 2003 par le Parlement Européen et par le Conseil de l'Europe sous la forme de la Directive 2003/102/EC [3]. La directive stipule que l'introduction de tout nouveau véhicule doit faire preuve d'un certain niveau d'impact sur les piétons à compter de 2005. Outre les essais de la réglementation, l'essai de consommateur le plus commun en Europe est l'essai piéton EuroNCAP (EuroNCAP, 2004) qui se base sur le rapport EEVC WG17 (1998). Il y a des différences entre les directives EC et EuroNCAP (voir le tableau 8), cependant en 2010 les directives CE devraient satisfaire aux normes fixées dans le rapport EEVC. La CE n'exige que des essais avec des impacteurs tête adulte tandis que dans le test EuroNCAP, l'impact est essayé sur des impacteurs tête adultes et enfants. L'impacteur tête utilisée dans la directive CE est de 3,5kg avec une vitesse d'impact de 35 km/h tandis que dans les essais EuroNCAP, c'est 4,5 kg pour l'adulte et 2,5 kg pour l'impacteur tête d'enfant, les deux sont utilisées avec une vitesse d'impact de 40km/h.

La configuration d'impact de l'impacteur jambe est similaire pour les deux protocoles. A ceci près que des limites de traumatisme différentes sont appliquées. L'impacteur cuisse n'est obligatoire que pour le protocole EuroNCAP. Comme le protocole EuroNCAP se base sur les recommandations EEVC, l'objectif de cette section de la recherche est de proposer d'apporter au protocole EuroNCAP des changements qui tiennent compte de la sécurité des cyclistes.

4.2 Proposition de modifications du protocole actuel

4.2.1 Impacts à la tête

Il ressort d'après l'étude de la littérature spécialisée et l'analyse des résultats de simulation que pour améliorer la sécurité des cyclistes, il faut d'autres endroits d'impact à la tête avec des angles d'impact différents et une vitesse d'impact similaire. Pour estimer l'angle et la vitesse de l'impact, on a étudié et analysé les simulations actuelles à partir de la supposition qu'une configuration d'impact typique cycliste/voiture se constitue comme suit:

- Vitesse d'impact 40 km/h
- Le vélo est orienté perpendiculairement à l'axe longitudinal de la voiture
- Le cycliste est un homme adulte.

Les analyses de ces cas démontrent que l'impacteur tête doit heurter le haut et le milieu du pare-brise et également le bord entre le toit et le pare-brise. En moyenne, la vitesse d'impact contre le pare-brise était de 10-11m/s et l'angle d'impact était de 50-60 °.

4.2.2 Impacts à la jambe

L'impacteur jambe est également efficace pour les cyclistes. La jambe de cycliste heurtée est d'abord entrée en contact avec le pare-choc, puis avec le bord antérieur du capot lors des étapes suivantes. Il convient de rappeler que, dans les simulations actuelles, la jambe heurtée était tendue et pourrait être pliée en situation réelle. La vitesse d'impact dépendait des vitesses de la voiture et du vélo et dans les cas de 40 km/h, elle était similaire à la vitesse indiquée par la réglementation. La réglementation actuelle et les critères de traumatisme pour l'impacteur jambe sont destinés à protéger les piétons contre les traumatismes du genou. Dans le cas des cyclistes,

cette réglementation les protégerait contre les traumatismes du tibia qui sont plus communs chez les cyclistes. L'impact secondaire de la jambe contre le bord antérieur du capot est en général couvert par les directives relatives à l'impact de la jambe chez les piétons.

Ces directives devraient aussi protéger la jambe non touchée contre les traumatismes.

Les simulations actuelles ont montré que l'impact à la jambe est principalement causé par le capot et l'angle et la vitesse d'impact sont variés et difficiles à prédire.

4.2.3 Impacts au bassin

Dans la plupart des cas, le bassin des cyclistes heurte le capot avec une vitesse d'impact de 5 ± 0.2 m/s.

La vitesse d'impact est basse par rapport à la réglementation concernant les impacts sur la jambe chez les piétons, d'autant plus que la partie heurtant le bassin du cycliste est le capot qui est plus doux que le bord avant du capot. En l'état actuel des choses, il semble qu'il ne soit pas nécessaire de modifier la réglementation actuelle pour les piétons à cet égard. Les inquiétudes concernent cependant les traumatismes du torse chez les cyclistes.

Les études actuelles ont montré que la vitesse d'impact au torse était de 5 m/s et que la zone d'impact principale était le capot ou le pare-brise. Dans la plupart des cas, le torse était protégé par le bras. On a conclu qu'il serait nécessaire de poursuivre les recherches avec des modèles plus détaillés afin d'estimer pleinement la gravité de cet impact et afin de proposer un nouvel impacteur qui minimiserait le risque de traumatisme au torse.

4.2.4 Conclusion

Globalement, la présente étude et la littérature spécialisée montrent que le sujet le plus important pour améliorer la sécurité des cyclistes est d'ajouter une zone d'impact supplémentaire aux réglementations/essais de sécurité actuels pour les impacts d'impacteurs tête avec des angles d'impact légèrement modifiés. La zone d'impact devrait comprendre la zone du pare-brise, en particulier le bord pare-brise/toit et la zone du montant du pare-brise.

Tableau 8 – Prescriptions EC et Euro NCAP pour les essais de choc piétons.

		EC actuel	Euro NCAP	Prescriptions supplémentaires pour les cyclistes
Impact tête adulte	Zone d'impact	capot	capot	Pare-brise et toit
	Vitesse d'impact	35km/h test	11,1±0,2m/s	10-11±0,2m/s
	Angle d'impact	65°	65°	50-60 °
Impacteur jambe	Zone d'impact	pare-choc	pare-choc	pare-choc/bord antérieur capot
	Vitesse d'impact	11,1±0,2m/s	11,1±0,2m/s	11.1±0.2m/s
	Angle d'impact	0°	0°	0°
Impacteur cuisse	Zone d'impact	non exigé	bord antérieur capot	capot
	Vitesse d'impact	non exigé	11,1±0,2m/s	5±0.2m/s
	Angle d'impact	non exigé	sans objet	0-5° relativement à la surface du capot

5 Systèmes de protection avancés pour usagers de la route vulnérables

5.1 Introduction

La section suivante présente les mesures de sécurité potentielles à prendre sur les voitures pour améliorer la sécurité des cyclistes dans les accidents entre vélos et voitures. Les systèmes de sécurité pour usagers vulnérables de la route doivent être efficaces à la fois pour les piétons et les cyclistes ou du moins ne doivent pas être dangereux pour l'autre groupe. Bien que cette étude ait montré que les accidents de cycliste et piéton diffèrent à plusieurs égards, il vaut la peine d'évaluer les systèmes actuels et d'étudier les améliorations possibles à proposer ou les composants supplémentaires à ajouter qui sont efficaces pour les cyclistes, plutôt que de développer une technologie entièrement nouvelle.

Les systèmes les plus avancés ont été développés dans l'objectif d'assurer la sécurité des piétons. On veille à ce que les modifications possibles à apporter aux voitures n'aient pas de conséquences négatives pour les autres usagers de la route vulnérables comme les piétons. On ne présente que les options qui sont sur le marché ou qui apparaissent réalisables dans un avenir proche. Par conséquent, la liste de mesures de sécurité proposées dans le présent rapport ne prétend aucunement à l'exhaustivité. Il convient de noter qu'il y a fort probablement d'autres possibilités réalisables pour améliorer la sécurité des cyclistes qui ne sont pas indiquées ici.

5.2 Systèmes de détection d'usagers vulnérables de la route et d'avertissement combinés avec le freinage assisté et/ou le freinage autonome.

La littérature spécialisée et l'étude des paramètres indiquent que la baisse de vitesse d'impact est le meilleur moyen de réduire la gravité des traumatismes subis par les piétons et les cyclistes. Cependant, dans de nombreux cas, le conducteur ne freine pas ou le freinage n'est pas assez efficace pour réduire la vitesse. Ces systèmes sont en cours de développement pour assister l'action de freinage du conducteur ou pour freiner le véhicule de manière autonome, sans intervention du conducteur.

Un système d'avertissement/freinage typique combine la détection du piéton, l'estimation de la trajectoire, l'estimation du risque et la procédure d'avertissement du conducteur/freinage. Plusieurs systèmes de détection ont été développés et testés. Le système APVRU (McCarthy, 2004) en est un. Les objectifs du projet APVRU étaient de développer et tester un système de capteur de bord qui serait capable de détecter un usager vulnérable de la route et de le distinguer de l'environnement routier. On a conclu que le système composé d'un capteur infra-rouge passif pour la détection de "hot body" (corps chaud) et d'un radar pour la localisation de la cible était la meilleure solution. Le système était testé pour détecter des volontaires humains dans des situations statiques et les mannequins employés dans des situations dynamiques. D'autres simulations ont été faites dans un environnement plus dense et on en a tiré la conclusion que le système APVRU était susceptible de fournir une base pour les systèmes futurs qui viseraient à ralentir le véhicule afin de réduire la vitesse d'impact ou d'activer un système de sécurité actif tel que l'airbag pour les piétons et/ou le capot actif.

Le système dit SAVE-U (Munder S, 2002, SAVE-U) est un autre exemple. Il calcule en quelques secondes le mouvement des piétons dans la zone de « capture » qui peut aller jusqu'à un périmètre de 30 mètres autour du véhicule. La caméra suit le mouvement du piéton et les informations sont corrélées avec les données reçues par le réseau du radar (vitesse de et distance par rapport à l'objet). SAVE-U peut par conséquent identifier tout piéton et cycliste venant dans la trajectoire du véhicule et après analyse de la situation, avertit le conducteur ou applique un freinage automatique en cas de risque de collision.

Le système de protection SAVE-U fut installé sur deux véhicules de démonstration, une Volkswagen Passat et une DaimlerChrysler Mercedes- Benz de classe E.

Pour appliquer ces systèmes aux cyclistes, la zone de capture, le module de prise de décision et le module d'estimation de la trajectoire doivent être modifiés parce que les cyclistes avancent à des vitesses plus élevées que les piétons et également parce que la position des cyclistes est plus haute au-dessus du sol que celle des piétons. Si le système de détection utilise aussi des caméras, ce module doit être modifié.

5.3 Airbags de capot et de montants de pare-brise

Une cause de traumatisme fréquente dans la collision entre usagers vulnérables de la route (piétons, cyclistes) et véhicules est l'impact contre la structure avant du véhicule comme le capot du moteur, les montants de pare-brise ou le pare-brise. A part les systèmes d'ouverture du capot mentionnés plus haut, les airbags à l'extérieur de la voiture offrent une solution efficace pour réduire les traumatismes en cas d'accident.

En raison de la nature irréversible des systèmes d'airbag, le plus grand problème existant pour le moment est la disponibilité de détecteurs et systèmes de commande capables de détecter avec fiabilité une collision.

5.3.1 Airbag de capot

Les airbags qui couvrent le capot ou l'auvent réduisent la gravité de l'impact de la tête contre le capot et contre le bord entre capot et pare-brise. L'airbag est placé dans une zone entre l'extrémité avant du pare-choc et l'extrémité arrière du capot. Le capteur, le radar et/ou le détecteur de collision détecte ou pré-détecte une collision entre un piéton et le véhicule et génère un signal de collision. Le gonfleur reçoit le signal de collision. L'airbag se gonfle vers l'avant, incliné vers le haut, afin de couvrir la surface supérieure du pare-choc et l'extrémité avant du capot (voir figure 19).



Figure 19 – Concept d'airbags Autoliv pour un véhicule utilitaire sport. Airbag de bord antérieur et de pare-choc

5.3.2 Airbag d'auvent et de montants de pare-brise



Figure 20 – Airbag Autoliv de montants de pare-brise.

L'airbag de capot doit être complété par un airbag de montant de pare-brise afin de protéger la tête des piétons contre les surfaces dures des cadres et montants de vitre. Un exemple de ce design est décrit dans plusieurs brevets (DE 100 14 832 A1, US 6 415 883 B1), il a en plus été mis en pratique par Autoliv (2008) et Ford Motor (2008). Dans le concept Ford, le premier système d'airbag couvre la zone entre les phares et se prolonge depuis le haut du pare-choc jusqu'à plusieurs pouces au-dessus de la surface du capot. Le modèle de pliage et la section transversale de l'airbag sont conçus de manière à ce que le déploiement de l'airbag se conforme au profil de l'extrémité avant du véhicule. Le deuxième système d'airbag se constitue de deux airbags qui s'étendent chacun depuis l'axe central du véhicule jusqu'au montants de pare-brise correspondants.

Son déploiement est plus tardif que celui du premier système en fonction du temps que le piéton met à traverser la zone du capot jusqu'au pare-brise. Une fois pleinement gonflé, les deux airbags couvrent toute la largeur du véhicule le long de la base du pare-brise, d'un montant de pare-brise à l'autre. Ceci couvre les « points durs » critiques, comme les broches des essuie-glaces et les montants du capot ainsi que la base de la vitre du pare-brise. Cependant, l'airbag ne bloque pas complètement la vue du conducteur. Autoliv a complété son capot actif (décrit en 5.4) par les airbags de protection des piétons (PPA = Pedestrian Protection Airbags) qui se constituent d'un airbag à chaque montant du pare-brise. Le capteur qui déclenche le capot actif est également celui qui déclenche le système PPA.



Figure 21 – Système d'airbag Ford

5.4 Systèmes d'ouverture de capot

Les capots 'pop-up' (Autoliv, Honda, Citroen, Toyota et autres) sont conçus pour réduire les traumatismes graves et décès causés par le contact de la tête de piétons avec les parties rigides du moteur situées au-dessous des surfaces du capot. Pour certains types de véhicule, par exemple les voitures de sport, il est difficile de créer un espace suffisant entre le moteur et le capot. Afin d'augmenter la voie de déformation pour l'impact de la tête, le capot est soulevé par des systèmes actifs. Les capteurs situés dans le pare-choc du véhicule détectent l'impact et envoient un signal qui soulève la moitié arrière du capot. Le capot du moteur peut être activé au moyen de solutions pyrotechniques, d'un mécanisme de clavette/ressort et/ou d'actionneurs pneumatiques. Le pivot du capot se situe dans la zone du bord antérieur et le soulèvement se déroule dans la zone du capot. Ceci entraîne une augmentation maximum de la voie de déformation. Le soulèvement et par conséquent une surface accrue absorbant l'énergie entraînent des accélérations plus basses lors des impacts contre la tête des piétons. Ces niveaux d'accélération plus bas réduisent les risques de traumatisme et de décès.



Figure 22 – Capot à système de protection en position activée et surélevée

5.5 Etude consacrée à la sécurité des vélos

L'étude Maki (2002) s'est directement concentrée sur la sécurité des cyclistes. Il a suggéré d'appliquer un airbag de pare-choc commandé avec un airbag de montant de pare-brise. Sa philosophie se basait sur les différences de cinématique entre collision latérale et collision frontale des vélos. Il a observé que la vitesse de contact de la tête lors de l'impact frontal entre véhicule et vélo était inférieure à celle de l'impact latéral lors d'un contact du genou avec l'avant du véhicule. Il en a conclu que la raison principale de la moindre gravité lors des impacts frontaux est le mouvement de propulsion en avant dû à la force imprimée aux genoux du cycliste pendant le contact avec la structure frontale du véhicule. Lors de l'impact frontal, le contact tête/véhicule se produit plus tard que lors de l'impact latéral. Le mouvement vers le haut du bassin fait baisser la vitesse relative et verticale de la tête au moment de l'impact tête/véhicule et par conséquent fait baisser la gravité du traumatisme. On pense que la vitesse vers le haut de la région lombaire d'un cycliste est maintenue en raison du fait que les cuisses tournent dans le sens inverse à celui du véhicule, ayant comme point d'appui les genoux qui entrent en collision avec la calandre. Par conséquent, afin d'obtenir le même comportement pour l'impact latéral, un airbag a été installé de manière à se déployer à une inclinaison ascendante d'environ 30 deg. et il subissait aussi une

rotation dans le sens inverse à celui du véhicule après la collision du cycliste avec le véhicule. Pour protéger la tête pendant cette dernière étape alors que le contact entre la tête et le montant du pare-brise est probable, Maki (2002) a conseillé d'utiliser un airbag de montant de pare-brise à temps de déploiement modifié. Le système a été testé et a témoigné d'un grand potentiel pour réduire le traumatisme pour les cyclistes ainsi que pour les piétons.

5.6 Résumé

Deux stratégies ont été choisies à partir de l'étude qui précède afin d'améliorer la sécurité des cyclistes.

La première solution conseillée est un système de détection combiné avec un freinage assisté et/ou freinage autonome. Les systèmes de détection ont seulement été testés pour les piétons. Il est cependant possible de les appliquer aux cyclistes après quelques modifications. De cette façon, il serait possible d'éviter un accident ou d'adoucir sa gravité. L'objectif de la deuxième technologie conseillée est d'amoindrir la gravité du traumatisme dans les cas où l'accident est inévitable. L'étude de la littérature spécialisée a montré que les traumatismes les plus fréquents ainsi que les plus graves chez les cyclistes est le traumatisme de la tête et les zones d'impact les plus fréquentes sont le pare-brise et le toit. Les résultats informatiques actuels ont également montré que les zones d'impact à la tête chez les cyclistes sont typiquement le pare-brise, le toit et à une moindre mesure le capot. Ainsi, l'objectif principal devrait être la protection de la tête, en particulier lorsqu'elle heurte la zone du pare-brise. La meilleure solution pour le cycliste serait d'installer des airbags comme ceux présentés par Ford. Il convient de prendre un soin particulier de la zone des montants de pare-brise (concept Autoliv) ainsi que du bord pare-brise/toit (brevet DE 100 14 832). La zone d'impact à la tête pour les cyclistes enfants et les petites femmes est plus basse sur le toit mais assez similaire à celle des piétons adultes. L'airbag de capot ou le capot 'pop-up' sont donc conseillés. La jambe du cycliste est plus haute que celle du piéton et cependant les mesures de sécurité telles que le pare-choc actif ou l'airbag de pare-choc profitent également aux cyclistes pour réduire les risques de traumatisme du tibia. Dans la plupart des cas, le bassin du cycliste heurte le capot plutôt que le bord antérieur du capot qui est toujours plus raide, de sorte que des mesures supplémentaires ne sont pas pressantes, en particulier si les capots actifs ou capots à airbag sont employés. Le torse du cycliste qui heurte le capot ou le pare-brise profiterait ainsi de l'airbag de capot ainsi que des airbags de pare-brise qui sont recommandés pour réduire les traumatismes à la tête chez les piétons et les cyclistes. Dans l'ensemble, le plus urgent est la protection de la tête du cycliste et les solutions conseillées sont les airbags situés dans la zone du pare-brise.

5.7 Airbag de vitre pour cyclistes / enquête numérique

Une petite enquête numérique préliminaire a été menée afin de déterminer si l'airbag d'extérieur pourrait avoir une influence positive sur les traumatismes de cycliste. Comme indiqué précédemment, la société suédoise Autoliv a développé un prototype d'airbag d'extérieur pour la sécurité des piétons combiné avec un capot « pop-up ». Cet airbag est destiné à amortir la tête du piéton en cas d'accident et est capable de réduire de manière assez importante le HIC (voir figure 23). On peut donc supposer qu'une configuration similaire correctement adaptée aux cyclistes sera également à même de réduire les traumatismes à la tête dans les accidents entre vélo et voiture.

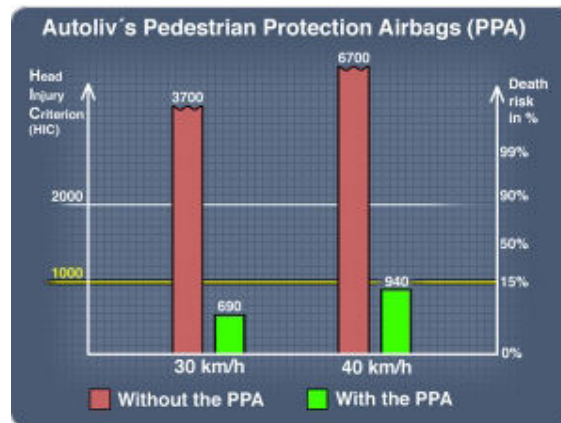


Figure 23 – Réduction d'HIC avec l'airbag extérieur Autoliv pour piétons pour différentes vitesses de voiture d'après les données d'Autoliv

L'airbag fourni par Autoliv comme modèle LS-Dyna numérique générique est couplé avec la configuration MADYMO suivante :

- Voiture familiale de taille moyenne (Rapport TNO, Hassel (2006)) agrandie avec des montants de pare-brise)
- Homme néerlandais moyen sur un vélo de ville
- Vitesse de la voiture: 40 km/h
- Vitesse du vélo: 18 km/h
- Angle entre le vélo et la voiture: 0 deg

Comme le modèle de voiture familiale de taille moyenne utilisé dans l'étude précédente sur la sécurité des cyclistes (Rapport TNO, Hassel (2006)) offre beaucoup plus de détails que le modèle de voiture échelonnable utilisé dans le cadre de la présente étude de paramètres, on choisit ce modèle de voiture pour la recherche sur l'airbag. La configuration est choisie de manière à ce que le cycliste subisse des traumatismes à la tête importants en raison de l'impact de la tête sur le montant du pare-brise en l'absence d'airbag.

La position et la forme ainsi que les caractéristiques de l'airbag fournies sont seulement optimisées pour la sécurité des piétons et pour un modèle de voiture spécifique. D'après la littérature spécialisée et l'étude des paramètres numériques, on a observé que les cyclistes heurtent les voitures plus haut que les piétons. La modification de la forme et de la construction du modèle numérique d'airbag sort du cadre de ce projet. Par conséquent, l'airbag extérieur est élevé d'environ 18 cm le long du pare-brise pour la simulation, bien qu'en réalité cette position ne soit ni possible ni appropriée. Une image de la configuration complète de la simulation avec airbag extérieur est fournie à la **figure 24**.

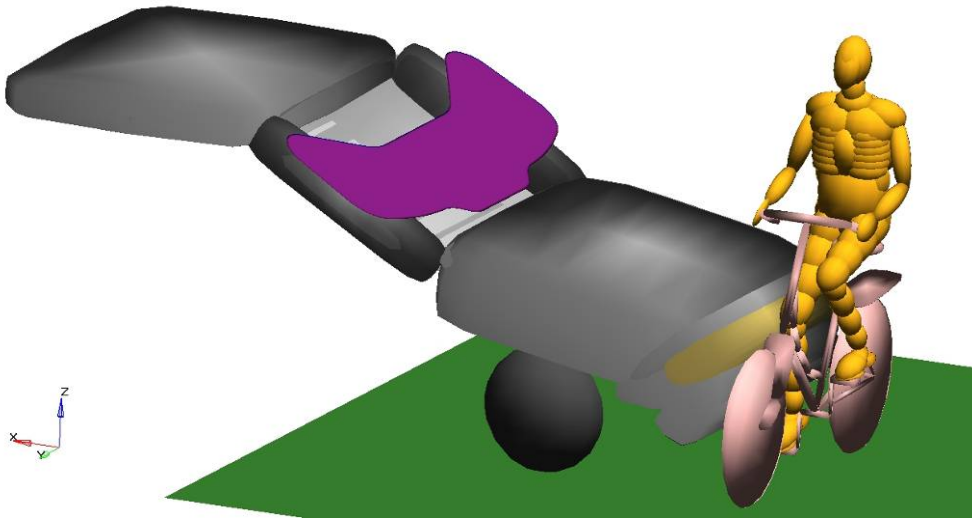


Figure 24 – Configuration de simulation : voiture familiale de taille moyenne de l'étude précédente avec airbag de montants de pare-brise et d'extérieur; homme néerlandais moyen sur vélo de ville

Résultats

La simulation consistait en une course avec et une course sans airbag. Sans airbag, le cycliste heurtait le montant du pare-brise produisant un HIC de 2030 qui entraînerait probablement des traumatismes graves à la tête. Avec le modèle de prototype d'airbag fourni par Autoliv, on a observé que l'airbag était capable d'amortir la tête du cycliste (**figure 25**) mais seule une réduction mineure de HIC fut observée.

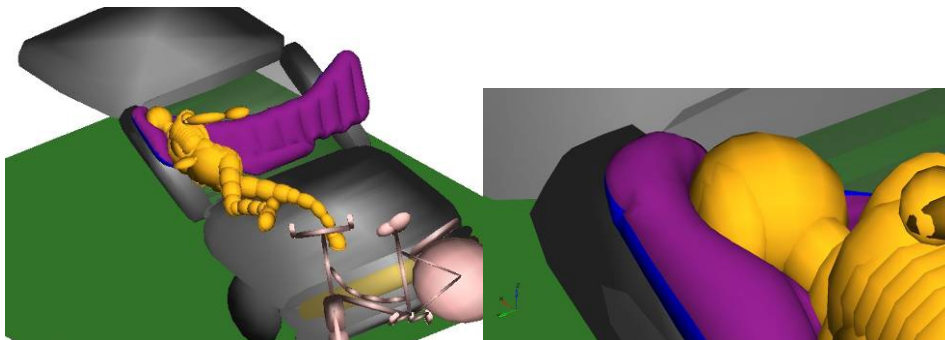


Figure 25 – Tête arrêtée par l'airbag: plan d'ensemble (gauche); gros plan (droit)

En vérifiant le signal d'accélération de la tête des cyclistes dans les deux simulations, on a observé que la tête traversait l'airbag sans être vraiment arrêtée. Ceci indique que les propriétés de l'airbag comme le temps de déclenchement, le débit massique, l'écoulement de gaz ou la température de gaz n'était pas appropriés pour la géométrie de voiture sélectionnée et différaient des spécifications de conception. Par conséquent, la simulation a été refaite, une fois avec un débit massique augmenté et une fois avec une température de gaz augmentée afin de vérifier brièvement les influences possibles. Il faut noter qu'aucune optimisation de l'airbag n'a été réalisée car ceci serait sorti du cadre de ce projet. On a observé que l'augmentation du débit massique et celle de la température du gaz ont entraîné une nette amélioration par rapport aux risques de traumatisme de la tête encourus par les cyclistes:

Tableau 9 – Valeurs de HIC pour différentes simulations d'airbag

	Pas d'airbag	Airbag initial	Température de gaz corrigée	Débit massique corrigé
HIC	2030	1869	428	492

Comparé à la situation sans airbag, il fut possible de réduire l'HIC de plus de 75% avec une configuration améliorée allant de très dangereuse à un risque modéré de traumatismes.

Globalement, on peut en conclure que l'airbag extérieur peut être considéré comme une mesure prometteuse pour réduire les traumatismes à la tête, pas seulement pour les piétons mais aussi pour les cyclistes. Cependant, les phases de conception à venir ne devraient pas seulement mener les optimisations dans l'optique des piétons mais aussi dans celle des cyclistes. Par exemple, un cycliste heurte la structure de la voiture beaucoup plus haut que ne le fait le piéton. On a pu montrer également que les paramètres de l'airbag comme le débit massique ou la température du gaz ont une influence importante sur la réduction des traumatismes subis. Les processus de conception d'airbag extérieur devraient donc aussi prendre en compte les différences entre l'impact à la tête subi par les cyclistes et subi par les piétons afin de garantir la protection optimale des deux groupes.

6 Conclusions et recommandations

Les cyclistes ne sont pas des piétons ; la plupart des études sur la sécurité des usagers vulnérables indiquent des contre-mesures pour augmenter la sécurité des piétons et cyclistes. Quoiqu'il en soit, la plupart de ces études est uniquement basée sur la sécurité des piétons. Cette étude montre que toutes les mesures de sécurité destinées aux piétons ne sont pas efficaces pour les cyclistes. Il est nécessaire d'accorder une attention particulière aux cinématiques spécifiques aux cyclistes dans les réglementations futures et lors du développement des systèmes de sécurité.

On conclut d'après la littérature spécialisée que la sécurité des cyclistes est un problème plus sérieux aux Pays-Bas que dans les autres pays de l'Union Européenne. Les Pays-Bas sont le seul pays où, chaque année, le nombre d'accidents de cyclistes fatals dépasse le nombre d'accidents de piétons fatals.

Il ressort de l'étude de la littérature spécialisée ainsi que de l'étude des paramètres que les traumatismes qui dominent dans les accidents entre vélo et voiture sont les traumatismes à la tête. Il en ressort aussi qu'ils constituent la cause la plus fréquente des décès. Les traumatismes à la jambe tendent à être les traumatismes les plus sévères bien que ne présentant pas de risque de décès. Les personnes âgées courent un risque plus élevé de subir des traumatismes graves que les personnes jeunes.

On conclut de l'étude des paramètres que les paramètres généraux de géométrie de voiture comme la longueur du capot ou l'angle formé entre le capot et le pare-brise n'ont pas d'influence sur les traumatismes subis. On a seulement trouvé que les voitures plus basses et les bords antérieurs de capot plus bas ont tendance à entraîner une accélération 3ms plus faible du bassin et de la tête. On ne peut cependant pas recommander de hauteur de voiture ou hauteur de référence pour le bord avant du capot parce qu'on a observé que la réduction des traumatismes subis dépendait largement de la vitesse de la voiture, de l'angle du vélo, de la combinaison vélo-cycliste et de la combinaison de tous ces paramètres.

La vitesse de la voiture au moment de l'impact est le paramètre central du point de vue des traumatismes subis, des vitesses d'impact et de l'endroit de l'impact. Par conséquent, le moyen le plus efficace de réduire les traumatismes subis par les cyclistes dans les accidents vélo/voiture est d'assurer que les voitures ne dépassent pas la vitesse autorisée et nécessaire.

Les systèmes de sécurité intégrés comme le freinage assisté et le freinage autonome ne sont pas seulement efficaces pour la sécurité des piétons mais aussi pour la sécurité des cyclistes.

Les réglementations actuelles pour la sécurité des piétons sont moins effectives pour les cyclistes. Bien que les petits cyclistes comme la petite femme de l'étude de paramètres et les jeunes enfants soient encore couverts dans une certaine mesure pour les vitesses de voiture > 30 km/h, les adultes moyens et les vitesses de voiture > 30 km/h ne sont plus couverts. Par conséquent, on propose d'étendre le protocole d'impact à la tête actuel au pare-brise.

Les airbags extérieurs comme ceux qu'Autoliv est en train de développer ont fait preuve d'une grande efficacité pour les cyclistes également, témoignant d'une réduction potentielle de HIC d'environ 75%. Il faudra cependant accorder une attention particulière à l'endroit de l'impact de la tête des cyclistes car elle touche beaucoup plus haut que celle des piétons.

7 Références

AP-SP51-0038B (2004). "Revue des critères de traumatisme au thorax.". Projet intégré APROSYS 6^{ème} programme.

AP-SP31-005R (2004). "Définition des conditions d'impact du véhicule et du piéton/cycliste". Projet intégré APROSYS 6^{ème} programme.

Autoliv, 2008.

<http://www.autoliv.com/alv/connect/Home/What+We+Do/New+Products/Pedestrian+Protection/Pedestrian+Protection>

Batavus: <http://www.batavus.nl>

<http://www.sae.org/automag/techbriefs/11-2001/page2.htm>

Cross, K. D., et Gary Fisher (1977).. "Etude des accidents de vélo/véhicule motorisé: identification de types de problème et stratégies de contre-mesure". Administration nationale de la sécurité du trafic autoroutier.

Depreitere, B. et al. (2004). "Traumatisme à la tête dans le cadre du cyclisme: une étude de 86 cas." Analyse d'accident & prévention, 36: 4, pp. 561-567

Dined 2004: <http://dined.io.tudelft.nl/nl,dined2004,304>

Rapport EEVC WG17 (1998).

Ekman, R, Welander, G., Svanström, L, Schelp L., Santesson, P. (2001) "Traumatismes du cyclisme chez les personnes âgées. - Une nouvelle épidémie?" Santé publique 115:38-43.

EuroNCAP (2004). Protocole d'évaluation des nouvelles voitures (EuroNCAP), "Protocole de test des piétons," v. 4.1, http://www.euroncap.com/downloads/test_procedures/area_3/event_2/EuroNCAP_Pedestrian_Protocol_4.1.pdf, 2004.

Ford Motor: http://media.ford.com/article_display.cfm?article_id=9274

Hassel van E., Lange de R. (2006) "Sécurité des vélos dans les accidents vélo/voiture: un inventaire" Rapport TNO 06.OR.SA.031.1/RDL

Hoof, J. van, Lange, R.de, Wismans, J. (2003), "Amélioration de la sécurité de piétons à l'aide des modèles humains numériques" Procédures de conférence STAPP.

Projet intégré APROSYS 6^{ème} programme, <http://www.aprosys.com>.

Janssen et Wismans (1987). "Evaluation des impacts véhicule-cycliste par des tests sur mannequins et cadavres humains". La 11^{ème} Conférence Technique Internationale ESV, 12-15 mai 1987. USA

Kent R., Sherwood C., Lessley D., Overby B., Matsuoka F. (2003). "Changements relatifs à l'âge dans la rigidité effective du thorax humain pour quatre conditions de contrainte". Proc. de la conférence IRCOBI, Lisbonne (Portugal), pp.249-263.

Kingma, J., Duursma, N., ten Duis, HJ. (1997). "L'étiologie et les effets à long terme des traumatismes dus aux accidents de vélos chez les personnes âgées de cinquante ans et plus". *Percept Mot Skills* 1997 ; 85 (3 Pt 1) : 1035-41.

Kleerekoper M., Feldkamp L., Goldstein S. (1986). „ L'effet du vieillissement sur le squelette – implication sur les changements de tolérance.“ Symposium sur la biomécanique et les aspects médicaux des traumatismes des membres inférieurs, SAE Warrendale PA, pp.91-96.

Kleiven, S. (2003). "Influence de la direction d'impact sur la tête humaine dans la prédiction des hématomes subduraux ". *Journal de neurotrauma* 20 (4), 365-379.

Klop, J R; Khattak, A J. (1999). "Facteurs influençant la gravité des accidents de vélo sur deux voies, Routes non divisées en Caroline du Nord". *Bulletin de recherche sur les transports*, Edition numéro : 1674, p.78-85.

Larsen, LB., Poulsen, TK., Johannsen HG. (1995). "L'incidence de l'âge sur les traumatismes dus aux accidents du trafic sur route à Odense, Danemark de 1980 à 1992". *Scand J Spc Med*, 23, p.150-155

Maki, T.(2002). "Protection des usagers vulnérables de la route sur la base du contrôle de leur comportement d'impact". Thèse de doctorat

Maring, W., van Schagen, I., (1990). "Influence de l'âge dans l'attitude et la connaissance chez les cyclistes". *Analyse d'accident & prévention*, 22:2, pp.127-136

Martinez, L., et al (2005), "APROSYS SP3 Couloirs de rigidité du parc européen actuel, Publication D3.1.2B"

McCarthy, M. et Gilbert, K. (1996). "Décès de cyclistes sur la route à LondRes 1985–1992: conducteurs, véhicules, manœuvres et traumatismes". *Analyse d'accident & prévention*, 28:2, pp. 275-279.

McCarthy, M. (1991). "Cyclistes, casques et risque". *Santé publique*, 105: 4, pp. 327-334.

McCarthy, MG, Moxey, E., Johnson, N. McLundie, W. (2004). "La protection avancée des usagers vulnérables de la route (APVRU): Rapport final". PR/SE/970/04

Mukherjee, S. et all. (2007). "Effet de la structure du véhicule sur la gravité des traumatismes à la tête et variations dans les distances de projection dans les accidents de vélo". IRCOBI Maastricht, NL. 2007

Munder, S., Meinecke, M.-M., Gavrilă D.M., Obojski M.A. (2005). "Capteurs et architecture de système pour la protection des usagers vulnérables de la route (SAVE-U)". *Projet IST 2001-34040*, Publication 22: Concepts d'avertissement du conducteur et actionneurs du véhicule.

Newman, J.A., (2000). "Une nouvelle fonction d'évaluation biomécanique des traumatismes à la tête: l'index de puissance maximum". *Proc de la 44^{ème} Conférence sur les Accidents de Voiture STAPP*

Obitet <http://www.obitet.gazi.edu.tr/technology/teknoloji/Autoliv.htm>

Olkkonen, S. et al. (1993). "Les accidents de vélo causent souvent des handicaps – une analyse des conséquences médicales et sociales des accidents de vélo non fatals." *Scand J Soc Med*, 23, p.98-106.

Otte, D. (1980). "Une revue des différentes formes cinématiques dans les accidents de deux roues — leur influence sur l'efficacité des mesures de protection". Société des ingénieurs automobiles, Inc., No. 801314, pp. 4031-4051

Otte, D. (1989). "Mécanismes de traumatisme et cinématiques du cycliste dans les accidents – Une analyse d'accidents réels." Conf. sur les accidents de voiture Stapp SAE 892425, pp.1-20

Payne, A.R. (2001). "Protection des occupants & sortie dans les systèmes sur rail," © MIRA 2001, Projet 427519 Version 1.1 <http://www.eurailsafe.net/subsites/operas/>

Rasanen (1998). "Attention et problèmes d'expectative dans les collisions vélo-voiture: une étude approfondie". *Analyse d'accident & prévention*, 30:5, pp.657-666.

SAVE-U: http://www.save-u.org/file_html/library.htm

SAE (1995), "Instruments pour le test d'impact – Partie 1 – Instruments électroniques", SAE standard J211/1 MAR95.

SWOV 2007. Excel file received by TNO.

SWOV 2003. Schoon, C.C., "Collisions du type "cycliste-avant de la voiture".R-2003-33

SWOV, 'Nombre des victimes selon différentes caractéristiques', site internet : http://www.swov.nl/nl/research/kennisbank/inhoud/00_trend/01_monitor/aantal_slachtoffers_naar_verschillende_kenmerken.htm, accessed in July 2006.

Tyrell, D.C., Severson, K. J. et Marquis, B. P. (1995) "Conception de la résistance des trains aux accidents pour la survie des occupants," présentée à la Division de mécanique appliquée de la réunion annuelle d'hiver ASME, à San Francisco, en Californie, 12-17 novembre, 1995.

Tyrell, D.C., Severson, K. J. et Marquis, B. P. (1995). "Analyse des stratégies de protection des passagers dans les collisions de train," présentée à la Division de mécanique appliquée de la réunion annuelle d'hiver ASME, à San Francisco, en Californie, 12-17 novembre, 1995.

Willinger, R. 2008. D5.3.15. "Courbes de risque de traumatisme de la tête pour adultes et personnes âgées" ULP. Pas encore publiées.

Wood, T. et Milne, P.(1988). "Traumatismes à la tête chez les cyclistes et promotion de l'usage du casque à Victoria, Australie". *Analyse d'accident & prévention*, 20:3, pp.177-185

Zeegers, T. (2007). „Résultats via AVV –SWOV(Cognos). Sur les accidents cycliste/auto“

Zentner J. , Franken H., Löbbecke G. (1996). „Traumatismes à la tête consécutifs aux accidents de vélo“
Neurologie clinique et neurochirurgie, 98:4, pp. 281-285.

Zeidler, F. (1984). "La signification des traumatismes des membres inférieurs chez les conducteurs portant la ceinture". *Journal d'orthopédie [Allemand]*.