

1998

## Les renversements latéraux de chariots élévateurs : bilan des études sur les systèmes de protection de l'opérateur et recommandations pour une nouvelle approche

Josée Duquette  
*IRSST*

René Benoit  
*IRSST*

Suivez ce contenu et d'autres travaux à l'adresse suivante: <https://pharesst.irsst.qc.ca/expertises-revues>

---

### Citation recommandée

Duquette, J. et Benoit, R. (1998). *Les renversements latéraux de chariots élévateurs : bilan des études sur les systèmes de protection de l'opérateur et recommandations pour une nouvelle approche* (Rapport n° R-181). IRSST.

Ce document vous est proposé en libre accès et gratuitement par PhareSST. Il a été accepté pour inclusion dans États de la question, rapports d'expertise et revues de littérature par un administrateur autorisé de PhareSST. Pour plus d'informations, veuillez contacter [pharesst@irsst.qc.ca](mailto:pharesst@irsst.qc.ca).

**Les renversements latéraux  
de chariots élévateurs :  
bilan des études  
sur les systèmes  
de protection de l'opérateur  
et recommandations  
pour une nouvelle approche**

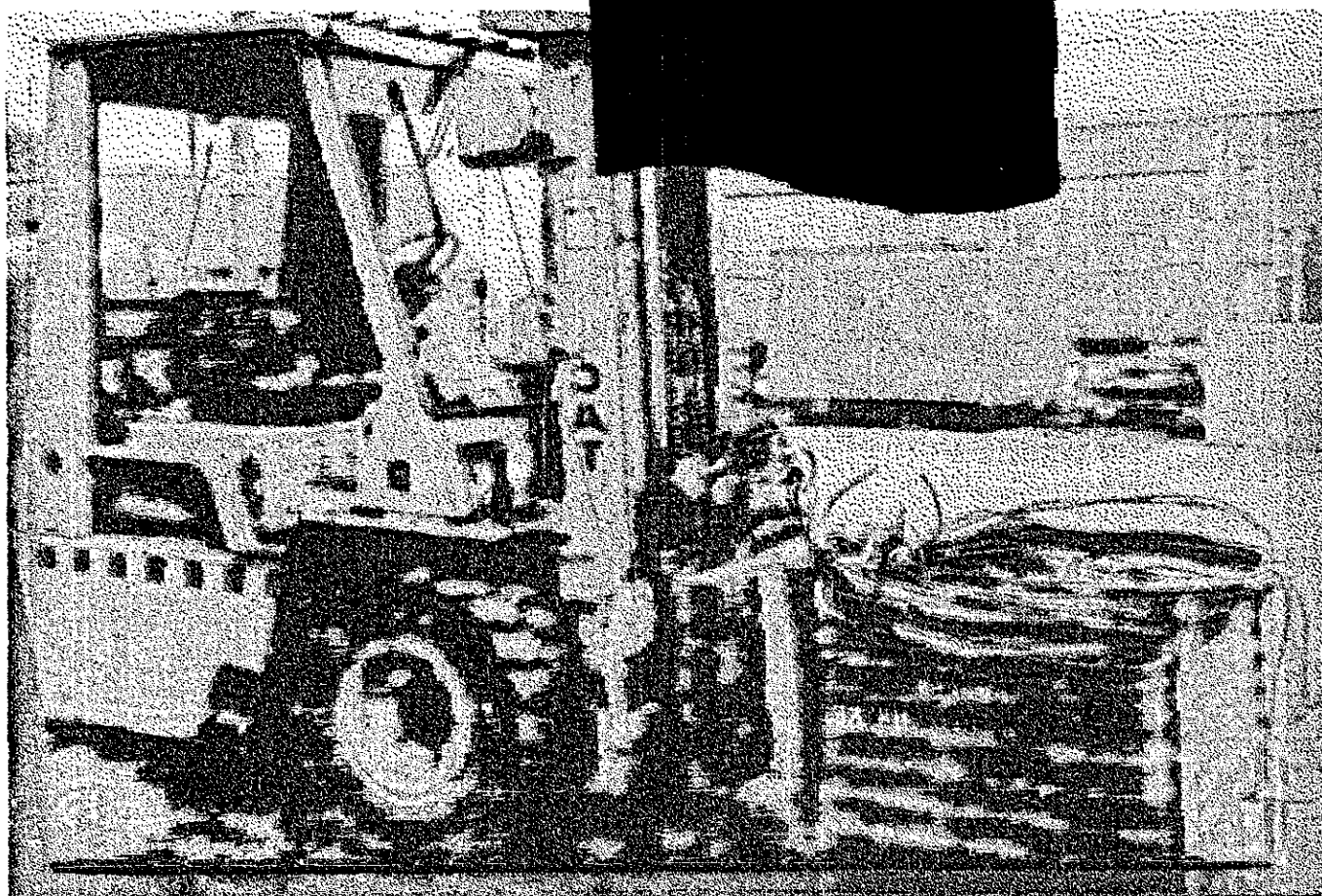
**ÉTUDES ET  
RECHERCHES**

Josée Duquette  
René Benoit

Février 1998

R-181

RAPPORT



**IRSST**  
Institut de recherche  
en santé et en sécurité  
du travail du Québec

## La recherche, pour mieux comprendre

L'Institut de recherche en santé et en sécurité du travail du Québec (IRSST) est un organisme de recherche scientifique voué à l'identification et à l'élimination à la source des dangers professionnels, et à la réadaptation des travailleurs qui en sont victimes. Financé par la CSST, l'Institut réalise et finance, par subvention ou contrats, des recherches qui visent à réduire les coûts humains et financiers occasionnés par les accidents de travail et les maladies professionnelles.

Pour tout connaître de l'actualité de la recherche menée ou financée par l'IRSST, abonnez-vous gratuitement au magazine *Prévention au travail*, publié conjointement par la CSST et l'Institut.

Les résultats des travaux de l'Institut sont présentés dans une série de publications, disponibles sur demande à la Direction des communications.

Il est possible de se procurer le catalogue des publications de l'Institut et de s'abonner à *Prévention au travail* en écrivant à l'adresse au bas de cette page.

### ATTENTION

Cette version numérique vous est offerte à titre d'information seulement. Bien que tout ait été mis en œuvre pour préserver la qualité des documents lors du transfert numérique, il se peut que certains caractères aient été omis, altérés ou effacés. Les données contenues dans les tableaux et graphiques doivent être vérifiées à l'aide de la version papier avant utilisation.

Dépôt légal  
Bibliothèque nationale du Québec

IRSST - Direction des communications  
505, boul. de Maisonneuve Ouest  
Montréal (Québec)  
H3A 3C2  
Téléphone : (514) 288-1 551  
Télécopieur: (514) 288-7636  
Site internet : [www.irsst.qc.ca](http://www.irsst.qc.ca)  
© Institut de recherche en santé  
et en sécurité du travail du Québec,

**Les renversements latéraux  
de chariots élévateurs :  
bilan des études  
sur les systèmes  
de protection de l'opérateur  
et recommandations  
pour une nouvelle approche**

Josée Duquette et René Benoit  
Programme sécurité-ingénierie, IRSST

**ÉTUDES ET  
RECOMMANDATIONS**

**RAPPORT**

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
LISTE DES ANNEXES .....	iv
1.0 SOMMAIRE .....	1
2.0 ORIGINE DE LA DEMANDE D'ÉTUDE SUR LA SÉCURITÉ DES CHARIOTS ÉLÉVATEURS .....	3
3.0 OBJECTIF DE LA PRÉSENTE ÉTUDE .....	5
4.0 IMPORTANCE DU PROBLÈME .....	7
5.0 FACTEURS CONTRIBUANT AU RENVERSEMENT LATÉRAL D'UN CHARIOT ÉLÉVATEUR .....	11
6.0 COMPORTEMENT DU CHARIOT ET DU CARISTE LORS D'UN RENVERSEMENT LATÉRAL DE CHARIOT ÉLÉVATEUR .....	15
6.1 Procédures d'évaluation du comportement du chariot .....	15
6.1.1 <i>Tests de renversement statique</i> .....	15
6.1.2 <i>Tests de renversement dynamique</i> .....	16
6.2 Comportement du chariot .....	19
6.3 Comportement du cariste .....	20
7.0 LIMITES DES ÉTUDES SUR L'ÉVALUATION DE L'EFFICACITÉ DES SYSTÈMES DE PROTECTION DE L'OPÉRATEUR .....	23
7.1 Limites des mannequins anthropomorphiques .....	23
7.2 Limites des études expérimentales .....	27
8.0 RÉSULTATS DES ÉTUDES SUR L'EFFICACITÉ PRÉVENTIVE DES SYSTÈMES DE PROTECTION DE L'OPÉRATEUR .....	29
8.1 Système de retenue des hanches .....	29

## TABLE DES MATIÈRES

	Page
8.2	Système de retenue des épaules . . . . . 31
8.3	Ceinture de sécurité . . . . . 34
8.4	Portes . . . . . 37
9.0	TRAUMATISMES CORPORELS POSSIBLEMENT ASSOCIÉS À UN RENVERSEMENT LATÉRAL DE CHARIOT ÉLEVATEUR . . . . . 41
9.1	Généralités . . . . . 41
9.2	Traumatismes crânio-cérébraux . . . . . 42
9.3	Traumatismes cervicaux . . . . . 42
9.4	Traumatismes thoraciques . . . . . 43
9.5	Traumatismes abdominaux . . . . . 44
10.0	CRITÈRES DE PRÉDICTION DES TRAUMATISMES GRAVES . . . . . 47
10.1	Traumatismes crânio-cérébraux . . . . . 47
10.1.1	<i>Mécanismes de base des traumatismes crânio-cérébraux</i> . . . . . 47
10.1.2	<i>Head Injury Criterion (HIC)</i> . . . . . 48
10.1.3	<i>Mean Strain Criterion</i> . . . . . 50
10.1.4	<i>New Mean Strain Criterion</i> . . . . . 51
10.1.5	<i>Vitesse d'impact</i> . . . . . 52
10.1.6	<i>Accélération et vitesse angulaire</i> . . . . . 52
10.2	Traumatismes cervicaux . . . . . 53
10.3	Traumatismes thoraciques . . . . . 56
10.3.1	<i>Thoracic Trauma Index</i> . . . . . 56
10.3.2	<i>Vitesse d'impact</i> . . . . . 57
10.4	Traumatismes abdominaux . . . . . 57

## TABLE DES MATIÈRES

	<b>Page</b>
11.0 CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS .....	59
11.1 Conclusions générales .....	59
11.2 Recommandations générales .....	59
11.3 Recommandations pour l'élaboration d'un modèle : les lignes directrices .....	60
11.4 Recommandations sur la suite des travaux .....	62

## LISTE DES ANNEXES

	Page
<b>ANNEXE 1</b>	
Illustration des phases de renversement latéral du chariot élévateur . . . . .	63
<b>ANNEXE 2</b>	
Caractéristiques des études d'évaluation de l'efficacité des systèmes de protection lors d'un renversement latéral du chariot élévateur . . . . .	67
<b>ANNEXE 3</b>	
Illustration du système de retenue des hanches de marque Hyster . . . . .	71
<b>ANNEXE 4</b>	
Illustration du système de retenue des épaules de marque Clark . . . . .	75
<b>ANNEXE 5</b>	
Formule et courbe d'interprétation du Head Injury Criterion . . . . .	79
<b>ANNEXE 6</b>	
Échelle de rang des codes 3-AIS du New Mean Strain Criterion . . . . .	83
<b>ANNEXE 7</b>	
Facteurs de risque associés au non-respect des principes ergonomiques . . . . .	87
<b>ANNEXE 8</b>	
Courbes de tolérance à la tension axiale, à la compression axiale et aux forces de cisaillement avant-arrière utilisables avec le mannequin Hybrid-III . . . . .	95
<b>ANNEXE 9</b>	
Courbes de probabilité du niveau AIS vs TTI . . . . .	99



## LISTE DES ANNEXES

	Page
ANNEXE 10	
Corrélation entre critères abdominaux et blessures abdominales . . . . .	103
ANNEXE 11	
Courbes de prédiction des dommages abdominaux, pour la relation $V \cdot C$ . . . . .	111
LISTE DES ABRÉVIATIONS . . . . .	115
RÉFÉRENCES . . . . .	117

## 1.0 SOMMAIRE

Parmi les accidents impliquant un chariot élévateur, ceux impliquant un renversement latéral de chariot constituent la cause d'accidents graves et mortels la plus fréquente. Malgré le fait qu'il existe des dispositifs de prévention du renversement, il subsistera toujours des risques de renversement latéral du chariot, ne serait-ce qu'à cause du type d'environnement dans lequel il évolue. Les systèmes de protection de l'opérateur sont donc nécessaires afin d'assurer sa sécurité. Plusieurs types de systèmes de protection de l'opérateur ont été développés mais leur efficacité préventive n'a pas été démontrée. Au contraire, certains sembleraient même générer des risques supplémentaires. Il apparaît donc nécessaire de développer de nouveaux systèmes de protection et de tester leur niveau d'efficacité. L'évaluation par banc d'essai étant très onéreuse, une approche par modélisation est plutôt recommandée dans un premier temps.

Le présent rapport présente en premier lieu un bilan des études sur les renversements latéraux de chariots élévateurs. Après une présentation de l'importance du problème, le processus de renversement du chariot élévateur ainsi que le comportement de ce dernier et celui du cariste sont expliqués afin de mieux comprendre le phénomène d'un point de vue dynamique. Puis, un bilan critique des études sur l'efficacité des systèmes de protection de l'opérateur est effectué dans le but d'en cerner la portée et les limites.

Étant donné la nécessité de développer de nouveaux systèmes de protection de l'opérateur, on présente dans un deuxième temps, les types de blessures que le cariste est susceptible de subir s'il est impliqué dans un accident de renversement latéral de chariot élévateur. Certains critères de prédiction de la gravité de ces blessures sont expliqués par la suite. Bien entendu, étant donné qu'une modification apportée à la cabine de conduite peut créer des facteurs de risque sur le plan ergonomique, les facteurs de risque associés au non-respect des principes ergonomiques sont relevés afin qu'ils soient considérés lors de la conception et de l'évaluation des systèmes de protection.

## **2.0 ORIGINE DE LA DEMANDE D'ÉTUDE SUR LA SÉCURITÉ DES CHARIOTS ÉLEVATEURS**

La demande origine de la Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) et fait suite, entre autres, à des recommandations de M<sup>e</sup> Anne-Marie David, coroner et auteure d'un rapport d'enquête concernant les chariots élévateurs. Ce rapport faisait état de 14 décès directement reliés à l'utilisation d'un chariot élévateur en milieu de travail durant la période du 3 mars 1986 au 1er juin 1990.

Pour répondre aux attentes de la CSST, l'IRSST invitait en 1994, outre la CSST, la plupart des associations sectorielles paritaires (A.S.P.), dont l'A.S.P. construction, Préventex et l'Association transport et entreposage, à participer à un comité aviseur qui a suivi le déroulement de l'étude.

### **3.0 OBJECTIFS DE LA PRÉSENTE ÉTUDE**

Les discussions avec les membres du comité aviseur ont permis de confirmer la diversité des systèmes de protection en cas de renversement des chariots élévateurs. Il est alors apparu essentiel de mieux documenter l'efficacité et la validité des divers systèmes actuellement disponibles sur le marché.

Une étude visant les objectifs suivants a donc été réalisée :

1. Analyser les études sur les renversements latéraux de chariots élévateurs afin de connaître :
  - les effets du renversement latéral du chariot sur le cariste;
  - les effets sur le cariste des différents moyens de protection de l'opérateur actuellement disponibles sur le marché;
2. Identifier les différents types de critères de prédiction de la gravité des traumatismes anatomo-physiologiques que l'on devrait pouvoir mesurer à l'aide d'un modèle du comportement biomécanique de l'opérateur et du chariot (bien qu'il ne soit pas dans le cadre de cette étude de réaliser un tel modèle ni même d'en démontrer la faisabilité, on peut souligner qu'un modèle biomécanique valide pourrait avantageusement être utilisé comme outil d'aide à la conception et à la validation de l'efficacité des nouveaux systèmes de protection);
3. Identifier les facteurs ergonomiques qui devraient être considérés au cours du processus d'évaluation par modélisation de nouveaux systèmes de protection.

#### 4.0 IMPORTANCE DU PROBLÈME

Selon les données de la CSST, entre 1991 et 1994, les lésions causées par les chariots élévateurs ont entraîné des dépenses de 12 800 000 \$ pour un total de 3 591 dossiers (accidents professionnels, accidents avec rechute, décès) (Tellier, 1995 b). Le renversement latéral du chariot constitue la cause d'accidents de chariots élévateurs la plus fréquente, soit 16 % à 42 % selon les sources (Department of Labor, 1995; INRS, 1982; Schechter, 1987). Au Québec, entre 1974 et 1994, il était responsable de 31 % des accidents graves et mortels causés par les chariots élévateurs (Tellier, 1995 a).

Lors du renversement du chariot, l'opérateur peut présenter différents comportements actifs ou passifs. De façon générale, il essaie de sauter du chariot, de rester à l'intérieur ou est éjecté partiellement ou complètement du chariot. Plusieurs auteurs indiquent que le cariste qui saute du chariot est à haut risque de subir des blessures graves ou mortelles en étant écrasé sous la structure de protection contre la chute des objets (Entwisle et Moffatt, 1992; Montgomery, 1983, cité par Schechter, 1987). Quelques histoires de cas relatées (Entwisle et Moffatt 1992) ainsi que par l'Institute for Advanced Safety Studies (IASS) (novembre 1985) montrent cependant que certains opérateurs sautent hors du chariot et s'en tirent avec des blessures non fatales telles que des fractures. Le cariste peut aussi être éjecté partiellement du chariot et avoir conséquemment une jambe ou un bras coincé sous ce dernier (Entwisle et Moffatt, 1992). Une éjection peut résulter en des blessures fatales si la tête et/ou le thorax sont comprimés sous le chariot (Entwisle et Moffatt, 1992; IASS, novembre 1985).

L'analyse des accidents graves ou mortels de renversements latéraux de chariots élévateurs montre que l'écrasement du cariste par la structure de protection contre la chute des objets (ou FOPS, pour *Falling Objects Protective Structure*) est la plupart du temps à l'origine des blessures graves ou mortelles (Entwisle et Moffatt, 1992; Tellier, 1995 a). Ironiquement, le FOPS a été conçu pour protéger le cariste contre les chutes de matériel mais s'est avéré un tueur potentiel lors des renversements latéraux (IRSST, 1995 ; Schechter, 1987). Le cariste est alors la plupart du temps blessé au niveau du tronc, de la tête, des membres inférieurs ou de multiples régions (Entwisle et Moffatt, 1992; Larsson et Rechnitzer, 1994; Stout-Wiegand, 1987; Tellier, 1995 b).

Au Québec, entre 1974 et 1994, 22 accidents graves de renversements latéraux de chariots élévateurs ont fait l'objet d'une enquête par les inspecteurs de la CSST. De ce nombre, 17 ont été mortels. Les victimes étaient jeunes (41 % âgées de moins de 25 ans) et peu expérimentées (36 %

avec moins d'un an d'ancienneté); elles ne portaient pas de ceinture de sécurité dans 12 cas (non spécifié dans les autres cas) et la plupart du temps, elles ont été éjectées hors de leur chariot. Quatre-vingt-six pourcent (86 %) des caristes conduisaient un chariot vide et 64 % des accidents ont eu lieu à l'extérieur du bâtiment (ex. : cour). Les renversements latéraux étaient principalement causés par une négociation trop rapide ou trop brusque d'une courbe (32 %), ou par l'opération à reculons du chariot sur une rampe ou dans une pente (23 %). On retrouve un profil semblable dans la littérature. Les accidents de chariots élévateurs impliquent souvent des opérateurs qui sont jeunes, non qualifiés ou inadéquatement entraînés (Department of Labor, 1995; INRS, 1982; Stout-Wiegand, 1987). Ici aussi, les causes principales de renversements latéraux de chariots élévateurs sont la vitesse excessive lors de la négociation d'une courbe et/ou un pneu qui passe dans un trou, sur un obstacle ou qui tombe du trottoir (Johnson, 1988). Ces accidents surviennent surtout avec des chariots munis de pneumatiques, gonflés à l'air et non soufflés à l'uréthane, car ce type d'engin est surtout utilisé dans des aires extérieures où les surfaces de circulation sont habituellement plus inégales (Johnson, 1988; Tellier, 1995 a).

Au Québec, les entreprises les plus touchées par les accidents de chariots élévateurs sont les commerces de gros et les industries alimentaires et de transport (Tellier, 1995 b). Toutefois, les accidents graves et mortels ont surtout lieu dans les cours à bois des usines de sciage, de séchage et de rabotage, et sur les chantiers de construction (Tellier, 1995 a).

Les types de chariots les plus souvent impliqués dans les accidents de renversement latéral sont à fourche en porte-à-faux, à contrepoids, d'une capacité nominale de 2-3 tonnes, alimentés au propane ou à l'électricité (Tellier, 1995 a).

Les normes actuelles et les dispositifs présentement utilisés ne sont pas aptes à enrayer les accidents de renversement. Malgré les dispositifs de prévention des renversements latéraux de chariots élévateurs, tels les limiteurs de vitesse, radars fixes et alarmes sonores, ou encore les dispositifs préconisés pour limiter la vitesse de braquage en fonction de la vitesse de translation, etc., on ne pourra jamais éliminer tous les risques de renversement du chariot (Les Entreprises Track Test Inc., 1995). Toutefois, il est suggéré dans la littérature d'en réduire la gravité sur le plan humain, entre autres, par des systèmes de protection de l'opérateur. Les plus fréquemment retrouvés sur les chariots élévateurs sont les ceintures de sécurité, les sièges spéciaux et les portes. Cependant, il subsiste des doutes quant à leur efficacité réelle. Par exemple, alors que certains chercheurs insistent sur le fait que la ceinture pelvienne est indispensable, car elle force l'opérateur à demeurer à l'intérieur de la cabine et permet de réduire la gravité des blessures graves ou

mortelles à la tête (Entwisle et Moffatt, 1992; Johnson, 1988), d'autres montrent au contraire que la ceinture peut avoir un effet négatif et augmenter le risque de blessures graves à la tête, ou que tout au moins elle ne les prévient souvent pas (Alem, 1985; IASS, fév.1986). De telles controverses existent aussi en ce qui concerne les autres systèmes de protection, comme par exemple, le système de retenue des épaules qui est jugé positivement dans certaines études (Dilno, 1983; Entwisle et Moffatt, 1992) mais non dans d'autres (Alem, 1985; IASS, février 1986; Johnson, 1988).

## 5.0 FACTEURS CONTRIBUANT AU RENVERSEMENT LATÉRAL D'UN CHARIOT ÉLÉVATEUR

On sait depuis fort longtemps (depuis au moins 1940) que les chariots élévateurs sont instables (Schechter, 1987) et qu'un renversement latéral peut survenir à des vitesses aussi faibles que 9 km/h, ce qui est certainement bien inférieur à la vitesse maximale de l'engin (Gou, 1990). Certes, la vitesse moyenne d'un chariot élévateur est, selon les manufacturiers, de 9 km/h, mais en réalité ils sont conduits plus rapidement. Par exemple, l'IRSST constatait lors des visites industrielles que la vitesse était limitée à 15 km/h dans certaines usines et qu'elle était encore plus élevée dans certaines autres.

Entwisle et Moffatt (1992) mentionnent que le chariot élévateur peut renverser à une vitesse équivalant à un peu plus de la moitié de sa vitesse maximale, même sur une surface égale. Ils indiquent, sans toutefois présenter les sources statistiques, que les renversements à haute vitesse sont statistiquement plus prévalents mais qu'ils représentent proportionnellement moins de blessures sérieuses comparativement aux renversements à basse vitesse. Ils expliquent cette situation par le fait que dans ce dernier cas, l'opérateur croit qu'il a le temps de sauter hors du chariot étant donné que le renversement s'effectue à une vitesse relativement lente; il tente alors de sauter par le côté le plus bas du chariot, où un risque d'écrasement existe.

À cause de sa fonction et parce qu'il doit circuler dans des locaux exigus, la conception résultante du chariot élévateur implique un centre de gravité haut (en charge et même à vide) et une voie étroite, ce qui lui donne un très faible rayon de braquage (Gou, 1990). Toutefois, la plupart des chariots contrebalancés ont le pont arrière fixé essentiellement en un point au châssis (les roues directrices font partie du pont arrière). Ces caractéristiques lui confèrent une base de stabilité triangulaire avec le sommet au centre de l'axe des roues arrières, ce qui le rend encore plus instable (Gou, 1990; Schechter, 1987). Le chariot est particulièrement instable lorsqu'il est vide, car son centre de gravité est alors positionné vers l'arrière (Schechter, 1987; Strandberg, 1983). La stabilité du chariot est aussi affectée par les accessoires de manutention qui y sont attachés (ex. : éperon) parce qu'ils déplacent son centre de gravité et modifient la capacité réelle de charge (Edwards, 1992).

Les roues directionnelles étant situées à l'arrière, ceci permet une meilleure traction en charge (réservée aux roues avant) et une possibilité de tourner dans un rayon plus petit mais donne aussi au chariot une instabilité naturelle dans les virages, ce qui est désavantageux pour la sécurité, car



il y a alors amplification du mouvement de virage (Akamatsu et Grund, 1984; Schechter, 1987). L'opérateur doit également faire attention à ne pas passer sur les obstacles ou les trous avec les roues arrière, même s'ils se trouvent en dehors du sillage des roues avant (ex. : lorsque le chariot tourne), ce qui n'est pas nécessairement évident (Strandberg, 1983).

Il existe plusieurs autres facteurs de risque associés aux renversements latéraux de chariots élévateurs (Bouliane et Dalière, 1986; Charron et Gauthier, 1996; Department of Labor, 1995; INRS, 1982; Larsson et Rechnitzer, 1994; Lovested, 1977; Tellier, 1995a), lesquels à titre d'exemple sont inhérents :

• **Au chariot**

- ➔ mauvaise visibilité des zones d'informations due à l'encombrement visuel créé par le mât et/ou la structure de protection; à des essuie-glaces inefficaces, des vitres sales ou endommagées, une charge trop volumineuse, etc.;
- ➔ pneus usés, manquant d'adhérence (sur plancher mouillé, deviennent très glissants), avec insuffisamment de pression ou inappropriés au type d'aire de circulation (ex. : pleins vs pneumatiques, pour l'intérieur vs l'extérieur);
- ➔ freins défectueux, présence d'huile sur les freins;
- ➔ fuite d'huile au cylindre;
- ➔ mauvaise conception des commandes / pédale unique pour avancer et reculer; variation des commandes entre les chariots; combinaison de commandes sur une seule manette;
- ➔ absence d'indicateurs de vitesse, de charge, etc.

• **Au cariste**

- ➔ inexpérience;
- ➔ transfert récent dans le département;
- ➔ modifications au niveau des tâches du cariste;
- ➔ mode opératoire inadéquat :
  - freinage trop brutal;

- virage sur sol incliné, avec charge en hauteur et/ou à trop grande vitesse, etc.;
- mauvaise gestion de la charge, contribuant à l'instabilité du chariot (charge en hauteur; charge non équilibrée; balancement de la charge suspendue aux fourches).

• **À l'environnement**

- ➔ aire de circulation inégale / obstacles sur l'aire de circulation (bouts de bois, de tuyaux, etc.), bosses, trous;
- ➔ rampe ou pente trop inclinée;
- ➔ changement dans l'environnement du travailleur / machine déplacée, nouvel entreposage, réparation d'équipement;
- ➔ éclairage inadéquat / absence de lumière pour éclairer la cour durant la nuit, absence de phares sur le chariot;
- ➔ choix des couleurs des murs, colonnes et autres obstacles fixes;
- ➔ entretien de la cour inadéquat / neige, glace ou boue non drainée;
- ➔ déplacement imprévu du camion, de la remorque, etc.

## **6.0 COMPORTEMENT DU CHARIOT ET DU CARISTE LORS D'UN RENVERSEMENT LATÉRAL DE CHARIOT ÉLÉVATEUR**

### **6.1 Procédures d'évaluation du comportement du chariot**

Le temps de renversement latéral du chariot élévateur a été étudié expérimentalement de façon statique et dynamique. Les données sur les renversements dynamiques nous intéressent particulièrement parce que cette situation de renversement est plus fréquente et a les conséquences les plus graves.

Un résumé des protocoles et des résultats concernant le comportement du chariot élévateur lors des tests statiques sera d'abord présenté, suivi des tests dynamiques.

#### **6.1.1 Tests de renversement statique**

On qualifie le test de « statique » lorsque aucune vitesse de translation n'est imprimée au chariot d'essai. Le renversement statique peut être simulé de diverses façons :

- on fixe le chariot d'essai sur une plate-forme inclinable qui le fait basculer et renverser à une vitesse contrôlée, soit dans ce cas-ci à 2,0 et 2,8 radians/seconde (Alem, 1985);
- à l'aide d'un autre chariot élévateur, on soulève lentement un des côtés du chariot d'essai (capacité nominale de 6000 lb dans le cas de l'IASS) jusqu'à ce que son centre de gravité soit situé au dessus des deux roues porteuses, pour ensuite le laisser renverser librement sur le sol (IASS, février 1986);
- on place le chariot d'essai sur une plate-forme inclinable qui le fait lentement basculer jusqu'à ce que son centre de gravité soit situé au-dessus des deux roues porteuses, pour ensuite le laisser chuter librement sur une plate-forme réceptrice (Dilno, 1983; Entwisle et Moffatt, 1992; Johnson, 1988).

Afin d'évaluer l'effet qu'a sur le cariste le renversement latéral du chariot, on utilise la plupart du temps un mannequin anthropomorphique comme substitut de l'opérateur (plus de détails sont fournis sur ce sujet à la section 7.1). Toutefois, dans certaines études, un cascadeur est assis au poste de conduite.

Dans certains cas, le chariot est modifié afin de minimiser les dommages infligés au mannequin. Le FOPS peut par exemple être converti en un « demi-FOPS » pour éviter que le mannequin soit écrasé dessous (IASS, février 1986), ou bien être haussé de quelques pouces (ex. : 5") pour pallier

au fait que le mannequin ne peut pas arrondir le dos comme le font les humains et que le chariot ne peut pas glisser sur le sol suite à son impact sur le sol, comme il le ferait normalement (Alem, 1985).

Le test est habituellement filmé par une ou plusieurs caméras utilisant une pellicule à haute vitesse, pour ensuite être visionné à basse vitesse et obtenir ainsi plus de précisions quant aux durées et aux moments clefs du processus menant au renversement complet.

Alem (1985) a fait renverser le chariot à deux vitesses précises, soit 2,0 et 2,8 radians/seconde. Ces vitesses correspondraient respectivement aux limites inférieures et supérieures de vitesse de renversement, tel qu'il a été déterminé à partir de l'analyse de cinq tests de renversement dynamique de chariots élévateurs effectués en 1980 et 1982 par l'*Industrial Truck Association*, filmés sur pellicule à haute vitesse. Entwisle et Moffatt (1992) ont fait renverser leur chariot à une vitesse un peu plus faible, soit 1,6 radians/seconde (vitesse au moment de l'impact du chariot contre le sol). Par ailleurs, la vitesse d'impact du FOPS du chariot d'essai utilisé par Johnson (1988) variait entre 16 et 19 km/h. Quant à l'IASS, on n'indique pas la vitesse de renversement.

Le temps de renversement, calculé entre le moment où il y a équilibre sur deux roues latérales et celui de l'impact sur le sol, était de 1,4-1,5 seconde pour l'étude de Johnson (1988), de même que pour celle de l'IASS (février 1986).

### **6.1.2 Tests de renversement dynamique**

Des tests de renversement latéral dynamique de chariot élévateur ont été effectués dans quatre études différentes. Tous les tests recensés ont été effectués avec des chariots à fourches, à contrepoids, à conducteur porté assis. Les tests ont été filmés par une ou plusieurs caméras sur des pellicules à haute vitesse afin de faciliter l'analyse cinématique. Le chariot d'essai était habituellement instrumenté de capteurs de force, d'accéléromètres, d'appareil de mesure de la vitesse fixé sur une des roues, de repères photographiques, etc. Un mannequin anthropomorphique était utilisé dans tous les cas.

Les procédures expérimentales de chacune des études seront d'abord résumées par ordre chronologique de publication. Les résultats seront présentés par la suite.

• **King, 1981 :**

Le chariot de marque Clark, d'une capacité nominale de 3000 lb, roule à pleine vitesse par sa propre source d'énergie. La direction est contrôlée à distance. Le chariot est accéléré jusqu'à une vitesse de 14,5 à 17,7 km/h avant le renversement. Puis, un virage brusque est initié pour provoquer un renversement latéral du chariot. Treize tests ont été effectués avec succès.

• **Melvin, Alem et Winkler, 1982 :**

Le chariot d'essai de marque Clark, modèle 500 Y30, est équipé d'un système de contrôle à distance de la direction. Les fourches sont élevées à 12 pouces du sol. Le chariot est amené à une vitesse maximale d'environ 19 km/h. Puis, on provoque un renversement latéral sur le côté droit selon deux scénarios : un virage en J est exécuté avec un rayon de braquage d'environ 6 pieds (neuf tests); ou un virage aigu est exécuté vers la droite, suivi immédiatement d'un autre virage aigu en J vers la gauche (trois tests).

• **IASS, janvier 1986 :**

*a) Tests de renversement latéral par rampe :*

Le chariot de marque Allis-Chalmers, d'une capacité nominale de 6 000 lb, possède un contrôle à distance pour la direction, la vitesse et les freins. Il est opéré à pleine vitesse vers l'avant, en suivant une ligne droite. Les roues de droite sont dirigées vers une rampe (figure 1). Lorsque la roue avant droite s'engage sur la rampe, la roue avant gauche quitte le sol et le chariot bascule légèrement jusqu'à ce que la roue arrière entrave le processus de bascule. Le chariot décélère en montant la rampe à mesure que la roue avant gauche perd de la traction. Le chariot continue à monter sur la rampe jusqu'à ce que la roue arrière droite se positionne sur la rampe et cause un renversement du chariot vers la gauche. La vitesse d'approche du chariot, juste avant que la roue du devant contacte la rampe, variait entre 11,4 et 13 km/h. La vitesse de translation du chariot juste avant que la roue droite se soulève de la rampe variait entre 5,6 et 7,9 km/h. Notons que le FOPS du chariot d'essai a été modifié en un « demi-FOPS » afin d'éviter de trop endommager le mannequin.

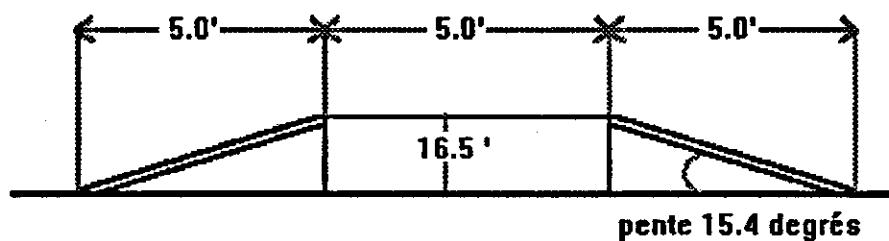


Figure 1 : dimensions de la rampe utilisée dans les tests de l'IASS (janvier 1986)

*b) Tests de renversement par virage en J ou en S :*

Le chariot de marque Allis-Chalmers, d'une capacité nominale de 4 000 lb, est opéré à pleine vitesse en ligne droite ou avec virage léger vers la gauche. Les roues sont braquées à 45 degrés pour imprimer un mouvement rapide de virage modéré vers la droite. Puis, durant ce virage à droite, les roues sont retournées approximativement dans une position droite pour provoquer un renversement latéral vers la gauche. La vitesse d'approche avant l'initiation du virage vers la droite variait entre 12 et 20 km/h. Trente-deux tests ont été effectués avec succès.

• **Johnson, 1988 :**

Le chariot d'essai de marque Hyster (H50J), est poussé par un autre chariot à une vitesse de presque 19 km/h. La direction est contrôlée à distance. Un virage avec rayon de braquage de 15 pieds est imprimé au chariot afin de provoquer un renversement latéral. Les pneus ont été préalablement modifiés afin de faciliter le renversement (pneus propulseurs remplacés par des pneus radiaux pneumatiques moins rigides; pneus directionnels remplacés par des pneumatiques

conventionnels; pression des pneus réduite à 60 psi vs 100 psi en situation normale de travail). Notons que Johnson a procédé par la suite à une modélisation du comportement du chariot lors d'un renversement latéral dynamique, en se basant sur les résultats des tests statiques et dynamiques. Il a alors simulé un renversement provoqué par un virage en J selon deux scénarios différents, soit avec un rayon de braquage de 15 pieds à une vitesse de 21 km/h, et avec un rayon de braquage de 6 pieds à une vitesse de 19,3 km/h.

## 6.2 Comportement du chariot

On peut diviser le processus menant au renversement latéral du chariot élévateur en quatre phases, illustrées à l'annexe 1. L'exemple fourni ici est relatif à un renversement vers la droite. La première phase est celle de la bascule latérale du chariot, qui commence au moment du décolllement des pneus avant et arrière gauche. Si elle est non récupérée, la bascule se poursuit jusqu'à ce que le centre de gravité du chariot se trouve au-dessus des pneus droits. Une fois que le centre de gravité du chariot dépasse l'axe vertical passant par les roues de droite, le processus de renversement latéral s'amorce jusqu'au moment de l'impact du chariot contre le sol. Suite à cet impact, le chariot glisse sur le sol sur environ 2 pieds dans la direction du haut du toit de protection, durant environ 0,25 seconde (Alem, 1985; Gou, 1990; Johnson, 1988).

Les résultats des tests de renversement latéral par virage en J ou en S effectués par l'IASS (janvier 1986) et par King (1981), ainsi que les résultats de la modélisation de Johnson (1988) montrent que la phase de bascule et de renversement (c'est-à-dire à partir du moment où deux roues latérales commencent à quitter le sol jusqu'à l'impact du chariot sur le sol) dure entre 0,8 et 1,6 seconde. Le temps moyen obtenu lors des tests de l'IASS est de 1,07 seconde; celui de King et de Johnson est de 1,4-1,5 seconde. La modélisation de Johnson (1988) montre que le rayon de braquage influence la durée de ce processus en affectant principalement la durée de la bascule. Par exemple, dans le premier scénario (rayon de braquage 15 pieds, vitesse de translation 21 km/h), la durée de la bascule a été de 1,1 seconde comparativement à 0,45 seconde dans le scénario avec un rayon de braquage de 6 pieds et une vitesse de translation 19 km/h.

En soi, la durée du renversement du chariot, calculée à partir du moment où le centre de gravité du chariot se trouve au-dessus des pneus porteurs jusqu'à l'impact sur le sol, ne dure que 0,4 seconde (résultats de la modélisation du renversement latéral par virage en J effectuée par

Johnson, 1988). Il est donc évident qu'à partir de ce moment, l'opérateur n'a plus le temps de réagir, puisque le temps de réaction normal d'une personne est d'au moins 0,75 seconde (Gou, 1990). Mentionnons par ailleurs que ce temps de renversement est, selon la modélisation de Johnson, très peu influencé par le rayon de braquage.

Dans les tests dynamiques de renversement latéral conduits par Johnson (1988), la vitesse enregistrée au niveau du toit de protection du chariot au moment de l'impact variait entre 18 et 24 km/h. La modélisation montre par ailleurs, qu'avec un rayon de braquage plus petit, la vitesse de renversement est un peu plus élevée (27,3 km/h).

Les résultats des neuf essais de renversement latéral par rampe effectués par l'IASS (1986) montrent une durée beaucoup plus longue que ceux indiqués précédemment, car le protocole expérimental était totalement différent; on se situerait plutôt ici entre des essais statiques et dynamiques. Le temps écoulé entre le premier contact avec la rampe et l'impact du chariot sur le sol variait entre 1,9 et 3,4 secondes (moyenne 2,54), incluant une phase de renversement qui durait en soi de 0,7 à 1,8 seconde (moyenne 1,13).

### 6.3 Comportement du cariste

Les études expérimentales de renversement latéral statique impliquant un sujet humain (cascadeur) montrent que l'opérateur a tendance à résister de façon instinctive à la chute latérale du chariot, que la force qu'il doit déployer pour résister au renversement semble se situer à l'intérieur de ses capacités de force et que la façon la plus efficace de résister aux forces exercées sur le haut de son corps est d'agripper le volant, de se pencher vers l'avant au-dessus de celui-ci et de s'éloigner du point de chute (Entwisle et Moffatt, 1992; Johnson, 1988). Toutefois, on peut facilement croire qu'en situation dynamique, ce comportement n'est pas toujours possible ou utilisé. De plus, les résultats des tests expérimentaux et de la modélisation montrent que s'il n'est pas attaché, il y a de fortes possibilités que le cariste soit éjecté latéralement hors de la cabine, frappe le volant avec son tronc et/ou heurte sa tête sous le toit de protection, et/ou sur le sol (Alem, 1985; Johnson, 1988; King, 1981; Melvin et al, 1982).

Par modélisation, Johnson (1988) a estimé les accélérations centrifuges du chariot, au niveau du siège et au niveau de la hauteur de la tête d'un opérateur mâle du 95<sup>e</sup> percentile, lors d'un



renversement provoqué par un rayon de braquage de 15 pieds à une vitesse de 21 km/h. Les résultats sont présentés au tableau 1.

**Tableau 1 : Accélérations centrifuges exercées sur le chariot au cours du processus de renversement latéral, selon Johnson, 1988**

Phase	Accélération (g)...			
	... de pointe, niveau du siège	... moyenne, niveau du siège	... de pointe, niveau de la tête	... moyenne, niveau de la tête
Bascule		latérale: 0.6 verticale: faible	latérale: 1.0	latérale: 0.6
Renversement	latérale: 0.95 verticale: 0.85 combinée: 1.2		latérale: 1.2 verticale: 1.55 combinée: 2.0	
Impact			vers le volant: 3.5 vers le toit de protection: 1.0	

Les accélérations sont encore plus élevées lorsque le rayon de braquage est réduit. On sait qu'à partir de 1g, il est très difficile de résister à l'accélération centrifuge. Or, comme on peut le voir d'après le tableau 1, au cours du processus menant au renversement latéral du chariot, le cariste est exposé à des forces souvent supérieures à 1g. L'accélération latérale amène l'opérateur à glisser latéralement hors de son siège, l'accélération verticale lui fait perdre contact avec le siège pour l'entraîner vers le toit de protection et l'accélération vers l'avant, le projette vers le volant (Johnson, 1988). Conséquemment, durant la phase de bascule, si l'accélération latérale est élevée comme dans le cas d'un virage avec petit rayon de braquage, le cariste peut avoir tendance à glisser latéralement hors de son siège. Puis, à la phase de renversement, l'accélération combinée a pour effet d'éloigner le cariste du point de chute, réduisant par le même fait sa vitesse, comparativement à celle du chariot au moment de l'impact de ce dernier sur le sol. Par contre, au moment de l'impact du chariot, le cariste est entraîné vers le volant et vers le toit de protection s'il est encore assis dans son siège, avant de se déplacer latéralement vers le sol une fois que le

côté du chariot a contacté le sol. Ceci peut avoir des conséquences graves ou même mortelles pour l'opérateur, d'où l'importance d'avoir un système de protection efficace.

Naturellement, les renversements latéraux à grande vitesse (2,8 rad/s ou 160°/s), comparativement à ceux à faible vitesse (2,0 rad/s ou 115°/s), engendrent une réponse potentiellement plus dommageable pour l'opérateur, comme le montrent les résultats de mesure du critère de prédiction de la gravité des blessures à la tête des tests effectués par Alem (1985). La notion de critère de prédiction de la gravité des blessures à la tête est expliquée à la section 10.1.

## **7.0 LIMITES DES ÉTUDES SUR L'ÉVALUATION DE L'EFFICACITÉ DES SYSTÈMES DE PROTECTION DE L'OPÉRATEUR**

Jusqu'à présent, on a étudié l'efficacité des systèmes de protection de l'opérateur en effectuant des études expérimentales statiques et/ou dynamiques, et en utilisant un mannequin ou dans certains cas, un être humain comme sujet. Ce sont surtout les mannequins anthropomorphiques qui ont été privilégiés. Ils constituent des substituts du corps humain et sont utilisés dans l'industrie automobile pour estimer l'efficacité de systèmes de sécurité. Ils sont conçus pour simuler les caractéristiques physiques humaines jugées pertinentes telles la taille, la forme, la masse, la rigidité et la dissipation de l'énergie, etc., de façon à ce que leur réponse mécanique corresponde aux réponses humaines en termes de trajectoire, vitesse, accélération, déformation, etc., lorsqu'ils sont soumis à des simulations de conditions d'accidents. Ils sont instrumentés avec des capteurs pour mesurer la charge intérieure et extérieure des parties corporelles (Mertz, 1994). Malgré leur degré de sophistication, les mannequins anthropomorphiques présentent toutefois de nombreux désavantages et limites.

D'autre part, les études expérimentales sur l'évaluation de l'efficacité relative des systèmes de protection de l'opérateur comportent des limites qui rendent leurs résultats difficilement concluants.

Les limites des mannequins anthropomorphiques et des études expérimentales font donc l'objet de la présente section.

### **7.1 Limites des mannequins anthropomorphiques**

Malgré leur avantage indéniable, à savoir, qu'ils permettent d'expérimenter des situations à haut potentiel de risque sans mettre en danger une vie humaine, les mannequins anthropomorphiques présentent plusieurs limites.

Premièrement, les mannequins présentent plusieurs limites de « biofidélité », en ce sens qu'ils ne reproduisent pas toujours fidèlement les réactions musculo-squelettiques et physiologiques humaines. Par exemple, le moment de masse d'inertie de la tête du mannequin Hybrid-III, utilisé dans l'étude de Johnson (1988), est possiblement différent de chez l'humain dans des plans autres que sagittal. Il en est de même en ce qui concerne sa réponse à l'impact latéral du thorax, la rigidité latérale de ses épaules, la réponse de sa colonne lombaire en flexion latérale, etc. (Mertz,

1985). De plus, aucun mannequin anthropomorphique ne peut définir complètement les réponses aux accélérations linéaires et de rotation, ne peut mesurer le potentiel de blessure au cou, ne peut indiquer la charge abdominale ou la pénétration en fonction du temps, qui serait utile pour évaluer le potentiel de blessure causée par l'interaction du volant, de la ceinture de sécurité et/ou des appuis-bras avec l'abdomen (Mertz, 1985). Par ailleurs, la biofidélité de la réponse à l'impact des mannequins étant basée principalement sur des résultats de tests effectués sur des cadavres ou dans des cas plus rares, à partir de données obtenues auprès d'animaux et d'humains, il existe des limites quant à l'interprétation des données et à leur généralisation sur les personnes vivantes (Mertz, 1985).

Deuxièmement, la plupart des mannequins qui ont été utilisés dans les tests expérimentaux de renversement latéral de chariot élévateur, où on est plus susceptible de rencontrer des impacts latéraux, ont été conçus pour des tests d'impacts frontaux. De plus, la structure rigide des épaules de plusieurs mannequins utilisés dans les tests d'automobile n'est pas appropriée pour les impacts latéraux. Par exemple, dans certains tests dynamiques effectués dans l'étude de Melvin et al (1982), la tête n'a pas heurté le sol, même s'il y a eu un fort contact épaules-sol. Or, un opérateur humain aurait fort probablement eu un impact à la tête dans ces mêmes conditions étant donné la flexibilité latérale de la structure des épaules humaines. Même les mannequins conçus pour les impacts latéraux ont des limites importantes de biofidélité. Par exemple, avec le Side Impact Dummy (SID), premier mannequin de ce type qui a été utilisé dans l'étude d'Alem (1985), on note, entre autres, une absence de biofidélité du cou, de simulation de la capacité de charge latérale des épaules (*lateral load carrying*) et une absence de biofidélité à la région abdominale qui empêche d'évaluer les risques de blessures abdominales potentiellement causées par l'interaction de l'abdomen avec les appuis-bras lors d'une collision latérale (Mertz, 1985 et 1994). Le SID n'a pas non plus de bras. On a développé depuis ce temps, deux autres mannequins pour les impacts latéraux, soit le BIOSID et l'EUROSID qui semblent avoir plus de biofidélité (Mertz, 1994), mais les mannequins demeureront toujours, du moins d'ici longtemps, des substituts imparfaits de l'être humain.

Troisièmement, les mannequins sont des objets inertes, inactifs, incapables de simuler les réactions musculaires humaines ni les réactions instinctives même les plus modestes (Johnson, 1988). Par exemple, ils ne simulent pas les réactions humaines qui font que l'opérateur tente de résister, par la force de ses bras, de son tronc et de ses jambes, aux forces latérales qui l'amènent à glisser latéralement hors de son siège ou qui l'entraînent vers le point de chute. Dans la plupart des

études (Crockett et Miller, 1995; IASS, janvier et février 1986; King, 1981; Melvin et al, 1982), on a tout au plus attaché les mains du mannequin sur le volant à l'aide d'un fil de pêche. Seuls Alem (1985) et Johnson (1988) ont utilisé un système pour simuler les réactions posturales de résistance du haut du corps.

Alem (1985) a été le premier à doter le mannequin (SID) d'un système « d'autoretenue latérale du haut du corps » (*self-restraint system*) qui simule l'action musculaire des bras, des épaules et du dos, action qui permet normalement à l'opérateur de résister au moment de force latérale qui le ferait autrement glisser hors de son siège. Ce système d'autoretenue consistait en un cylindre à air relié au mannequin par une courroie entourant ses épaules et dont la ligne d'action était appliquée à l'épaule droite. Une force latérale constante de 125 lb était appliquée par le système et permettait un déplacement latéral du tronc du mannequin sur une distance de 42 pouces. Cette force a été déterminée à partir de deux sources. La première correspondait aux données biomécaniques obtenues en 1971 par Damon et al, auprès de 33 hommes de l'armée de l'air, lors de tests de force de rotation maximale exercée sur un volant d'avion, vers la droite et vers la gauche, à deux mains, le volant placé à 19 pouces du sujet et les mains positionnées à 0 degré de rotation sur le volant. La valeur équivalant au 50<sup>e</sup> percentile (100 lb) a été retenue. La deuxième source provenait de deux tests que l'auteur a effectués auprès de deux sujets volontaires. Le sujet était assis, tenait un volant avec les deux mains et pouvait pousser ses pieds vers l'avant contre le plancher, et se pousser contre le dossier. Il devait résister (a) à une force latérale externe augmentant graduellement d'intensité; (b) à une force latérale appliquée soudainement, sans avertissement, alors que le sujet était « relaxe ». Deux essais par sujet ont été effectués pour chaque test. Les résultats variaient entre 100 et 140 lb.

Johnson (1988) a lui aussi doté le mannequin (Hybrid-III) d'un système d'autoretenue latérale. Le mannequin était prépositionné avec une flexion latérale d'environ 15 pouces vers la droite (le renversement ayant lieu vers la gauche) afin de simuler la réaction d'un opérateur qui tente de s'éloigner du point de chute. Un cylindre à air relié au mannequin appliquait une force latérale constante de 130-150 lb. Cette force a été déterminée à partir de tests de résistance statique du haut du corps à des forces de traction latérale (traction horizontale de côté) ou longitudinale (poussée vers l'avant ou traction vers l'arrière). Les sujets (14 opérateurs mâles mesurant entre 5'8" et 6'5", et 1 opératrice de 5'1") tenaient le volant à deux mains (placées à 3 heures et 9 heures) et adoptaient différentes positions (penché vers l'avant; droit; calé vers l'arrière contre le dossier du siège). La force latérale moyenne ainsi obtenue variait selon la posture de base de

l'opérateur (penché vers l'avant = 168 lb; assis droit avec coudes fléchis = 142 lb; assis calé contre le siège avec coudes étendus = 109 lb). Les forces longitudinales étaient également influencées par la posture de base.

L'application d'une force d'autoretenue latérale sur le mannequin telle que l'ont fait Alem (1985) et Johnson (1988) permet certainement de simuler des réactions posturales plus près de celles retrouvées en réalité, comparativement aux études où on a utilisé un mannequin inerte. Toutefois, on peut se poser certaines questions quant au choix de la valeur de la force et à sa constance d'application. Premièrement, le fait d'avoir retenu uniquement la valeur moyenne, élimine d'office cette moitié de la population qui a des capacités inférieures. Deuxièmement, la valeur de force dite « moyenne » qui a été retenue peut avoir été surestimée et ne pas être représentative de celle des caristes par le fait qu'elle a été obtenue (a) auprès d'hommes jeunes et très entraînés (armée de l'air) comme pour l'étude d'Alem; (b) dans une situation expérimentale où le sujet était au courant de ce qui allait se passer et n'avait qu'à se concentrer sur sa tâche, sans autres distractions; (c) dans une situation expérimentale où le sujet adoptait une posture symétrique et idéale. Or, comme le montrent les résultats de Johnson (1988, entry 39), la posture de base affecte grandement la force d'autoretenue et de préhension. Par exemple, la force de préhension moyenne des sujets, mesurée sur le volant, était de 205 lb lorsqu'ils étaient penchés vers l'avant comparativement à 175 lb lorsqu'ils étaient assis droit avec les bras fléchis. Ceci s'explique, entre autres, par l'influence de la position de l'épaule, du coude et du poignet sur cette force (Kattel et al, 1996). On sait aussi que la force de rotation exerçable sur le volant est influencée par la posture du tronc, la direction de l'application de la force sur le volant et le fait de se retenir ou non avec l'autre main (Alem, 1985). Or, on peut facilement croire sans trop errer, que le cariste modifie sa posture durant le processus de renversement latéral du chariot élévateur, d'où l'impossibilité ou du moins la grande difficulté d'exercer une force d'autoretenue constante. De plus, la force musculaire en général étant affectée par plusieurs facteurs biologiques (ex. : fatigue, moment de la journée), émotionnels, environnementaux (ex. : température) et occupationnels (ex. : espace de travail) (Alem, 1985; Johnson, 1988), la force « moyenne » est susceptible de diminuer durant les périodes où les systèmes physiologique et/ou psychologique sont soumis à de plus fortes contraintes.

Il peut être intéressant de répéter les tests de renversements latéraux de chariots élévateurs en utilisant une force d'autoretenue moins grande afin de comparer les variations du comportement du mannequin et des mesures prises sur celui-ci. C'est ce qu'a fait Alem (1985) au cours d'un test

de renversement statique à vitesse lente, en appliquant sur le mannequin une force d'autoretenue de 70 lb, ce qui représentait une diminution de 40 % comparativement aux 125 lb des autres essais; il a aussi vérifié l'effet d'une augmentation de 28 % de la force d'autoretenue (160 lb). Alem est le seul à avoir évalué l'impact d'une modification de la force d'autoretenue.

## 7.2 Limites des études expérimentales

Les études expérimentales qui se sont attardées à évaluer les systèmes de protection de l'opérateur au cours d'un renversement latéral de chariot élévateur comportent plusieurs limites qui rendent leurs résultats plus ou moins valables ou difficilement comparables. Les limites de ces études sont inhérentes au fait que :

- certaines études sont de nature statique alors que d'autres sont plutôt dynamiques;
- le protocole et les conditions expérimentales sont parfois mal définis dans le rapport ou l'article;
- le protocole expérimental varie d'une étude à l'autre et parfois même, à l'intérieur d'une même étude (ex. : étude de Johnson, 1988, où l'on compare le système de retenue des épaules avec le système de retenue des hanches en utilisant un mannequin doté d'un système d'autoretenue qui n'est pas au point, alors qu'on utilise le mannequin doté du système d'autoretenue final / mis au point / pour tester uniquement le système de retenue des hanches et non celui des épaules);
- les résultats ne sont fournis que partiellement dans certains cas;
- l'étude est effectuée ou subventionnée par un fabricant, ce qui peut biaiser l'interprétation des résultats;
- certaines études utilisent un mannequin comme sujet, d'autres recourent à un cascadeur;
- même s'il est plus représentatif qu'un mannequin, le cascadeur peut quand même constituer un pauvre substitut de l'opérateur de chariot élévateur, car il est au courant de ce qui va se passer et peut donc se préparer mentalement et physiquement en conséquence. De par sa profession, il peut également être beaucoup plus en forme qu'un opérateur ordinaire et avoir des réactions plus « calculées » lorsque soumis à des situations risquées;
- les mannequins utilisés présentent plusieurs limites de biofidélité;

- les mannequins utilisés sont rarement les mêmes d'une étude à l'autre. Or, les limites de biofidélité varient d'un type de mannequin à l'autre;
- le critère sur lequel se basent principalement les études pour établir leurs conclusions est le Head Injury Criterion, qui demeure difficile à interpréter.

Le critère de prédiction de la gravité des blessures le plus couramment utilisé et celui auquel on donne le plus d'importance dans les études de renversement latéral de chariot élévateur, est le Head Injury Criterion (HIC), calculé à partir de mesures d'accélération obtenues à l'aide de trois accéléromètres placés au centre de gravité de la tête du mannequin. Le HIC est un critère de prédiction du potentiel de gravité des traumatismes crânio-cérébraux (TCC) graves. Plus sa valeur est élevée, plus le risque d'un TCC grave est élevé. Il demeure toutefois difficile d'interpréter avec certitude ces valeurs, car leur corrélation avec des blessures humaines n'est pas encore suffisamment établie (Mertz, 1985). Conséquemment, les résultats obtenus lors des tests avec mannequins doivent être utilisés dans le but de comparer des résultats de tests similaires plutôt que pour prédire de façon absolue le potentiel de sévérité de la blessure.

Les études expérimentales auxquelles nous ferons référence dans les prochaines sections se basent surtout sur l'observation du « comportement » physique du mannequin (ex. : a frappé le sol avec sa tête) et sur le HIC pour conclure leurs tests. Certaines ont mesuré la force exercée par la ceinture de sécurité (Johnson, 1988) ou l'accélération de pointe au niveau de la poitrine (Alem, 1985), mais sans toujours y apporter d'interprétation clinique. Johnson (1988) a aussi mesuré la vitesse d'impact de la tête et de l'épaule en se basant sur l'hypothèse qu'en deçà de 10 mph, les risques sont mineurs. Les critères d'évaluation demeurent donc très limités.



## **8.0 RÉSULTATS DES ÉTUDES SUR L'EFFICACITÉ PRÉVENTIVE DES SYSTÈMES DE PROTECTION DE L'OPÉRATEUR**

Plusieurs systèmes de sécurité ont été développés mais leur efficacité en termes de protection, leur fiabilité, leur validité et leur impact sur les plans ergonomique et action biomécanique n'ont jamais été démontrés de façon concluante.

Les principaux systèmes de protection de l'opérateur sont destinés à garder l'opérateur à l'intérieur de la cabine lors du renversement latéral de son chariot élévateur. Ces systèmes peuvent être divisés en deux catégories : les systèmes passifs, qui ne requièrent aucune action de l'opérateur (ex. : systèmes de retenue des hanches ou des épaules) et les systèmes actifs, qui exigent une action de la part du cariste afin de les rendre opérationnels (ex. : ceintures de sécurité, portes). L'efficacité de ces systèmes a été principalement étudiée de façon expérimentale, surtout avec des mannequins anthropomorphiques. Parmi les rares études évaluatives ayant été conduites auprès de sujets humains, nous ferons référence à celle d'Entwisle et Moffatt (1992), qui est une étude statique. Un rappel des caractéristiques des différentes études évaluatives est présenté sous forme de tableau à l'annexe 2.

Par ailleurs, Johnson (1988) a procédé à des essais sur le terrain pour faire évaluer par des caristes l'impact du système au niveau de la visibilité, des mouvements et du confort; il a été le seul à effectuer une démarche de ce genre.

Les résultats des tests d'évaluation de l'efficacité de chaque système de protection de l'opérateur sont présentés dans les sous-sections suivantes.

### **8.1 Système de retenue des hanches**

Seules deux études ont évalué l'efficacité préventive du système de retenue des hanches. L'une d'entre elle (Johnson, 1988) a été effectuée par le fabricant même de ce système.

Le système de retenue des hanches a été conçu par la compagnie Hyster. Une illustration est fournie à l'annexe 3. Hyster affirme que selon ses statistiques, l'utilisation de ce système combiné au port de la ceinture pelvienne contribue à diminuer l'incidence des blessures graves (Welch, 1991). Toutefois, les données fournies sont incomplètes, ce qui ne nous permet pas de nous prononcer sur ce sujet.

Pour être efficace, le système de retenue des hanches doit être utilisé conjointement avec la ceinture pelvienne. Or, cette dernière est très rarement utilisée comme en témoignent les données fournies par Welch (1991), où on note que seulement 10 % des opérateurs de chariots élévateurs munis d'un système Hyster, impliqués dans un accident de renversement ou de chute d'un quai, portaient la ceinture. Utilisé seul, le système de retenue des hanches procurerait un moyen de retenue latérale avant que le chariot renverse et pourrait ainsi permettre à l'opérateur de regagner le contrôle du chariot dans une situation d'urgence qui résulterait autrement en un renversement latéral (Johnson, 1988). Selon ce même auteur, les résultats des tests de renversement latéral dynamique avec mannequin montreraient que ce système est bénéfique pour réduire le potentiel de blessures même s'il n'est pas utilisé conjointement avec la ceinture. Toutefois, il n'empêcherait pas la tête de heurter le dessous du FOPS.

Lors des deux essais effectués par Johnson, les membres supérieurs et inférieurs du mannequin n'étaient pas coincés sous le FOPS; toutefois, Entwisle et Moffatt (1992) indiquent que ni le système de retenue des hanches, ni le système de retenue des épaules (présenté à la sous-section 8.2) n'élimine complètement la possibilité qu'un membre soit coincé sous le FOPS ou sous le chariot. Ils n'indiquent toutefois pas comment ils en sont venus à cette conclusion (leur étude était effectuée avec un cascadeur et le FOPS était la plupart du temps enlevé pour des raisons de sécurité).

Johnson (1988) a fait essayer le système de retenue des hanches (système Hyster) à 27 opérateurs de chariots élévateurs alimentés au propane ou à l'électricité durant une journée normale de travail. Parmi eux, dix ont rapporté une détérioration de leur habileté à monter et à descendre du chariot et trois, une détérioration de la liberté des mouvements. Par contre, trois caristes ont rapporté une amélioration de la visibilité et d'autres ont apprécié pouvoir utiliser le système comme support lorsqu'ils montaient dans le chariot, roulaient sur un terrain inégal, se penchaient de côté ou se tournaient vers l'arrière pour conduire de reculons. Par ailleurs, 85 % de ces 27 opérateurs ont dit qu'ils pourraient continuer de faire leur travail de façon satisfaisante avec ce système plus la ceinture de sécurité.

Mentionnons que Johnson a évalué l'efficacité du système de retenue des hanches en faisant adopter au mannequin une posture idéale, soit penchée vers l'avant et vers la droite, les mains placées à 3 et 9 heures sur le volant. Conséquemment, la tête du mannequin se trouvait moins près du FOPS, ce qui réduisait les risques de heurt de la tête contre ce dernier. D'ailleurs, sur ses vignettes d'avertissement, Hyster indique au cariste qu'en cas de renversement latéral, il doit

adopter cette posture en plus de pousser fermement ses pieds au chariot. On peut toutefois se demander si en situation réelle, le cariste aura vraiment le temps ou la présence d'esprit d'adopter cette posture.

Finalement, une étude expérimentale menée par Johnson (1988) a montré que l'utilisation du système de retenue des hanches combinée au port de la ceinture pelvienne augmente le temps de sortie d'urgence du cariste hors du chariot de 0,4-0,5 seconde, sur un temps moyen de sortie de 1,2 à 1,3 seconde lorsqu'il n'y a ni système de retenue des hanches ni ceinture de sécurité. Le facteur « ceinture pelvienne » contribue à une augmentation de temps de 0,4 seconde, tandis que le système de retenue des hanches n'est responsable en soi que d'une augmentation de 0,1 seconde. Le temps de sortie d'urgence a été calculé lors de tests effectués auprès de neuf sujets. L'individu était assis dans un chariot stationnaire, les deux mains sur le volant, et devait sortir le plus rapidement possible du chariot suite à un signal lumineux. Johnson mentionne qu'en situation réelle d'urgence, le temps de sortie pourrait être plus long, entre autres, à cause de la fatigue, de la panique, de l'indécision, etc. Conséquemment, nous pouvons croire que cette augmentation du temps requis pour sortir hors du chariot, pourrait avoir des conséquences négatives non négligeables dans certaines situations où le cariste doit sortir d'urgence de son chariot (ex. : incendie).

## 8.2 Système de retenue des épaules

Le siège avec système de retenue des épaules (*winged seat*) est doté de supports latéraux situés de chaque côté des épaules, dans le plan sagittal. En cas de renversement latéral, l'épaule du côté de la chute viendra s'appuyer contre le support, prévenant en théorie que le cariste glisse latéralement hors de son siège et vienne heurter le sol. Un exemple de ce système est illustré à l'annexe 4. Pour que ce système soit efficace, l'opérateur doit se caler contre son dossier (c'est-à-dire se pousser vers l'arrière).

Les chariots de marque Clark et Crown sont dotés d'un système de retenue des épaules. Les chariots Toyota ont apparemment un système semblable quoique légèrement différent, qui incorporerait des « *thoracic height structural seatback members* » (Entwisle et Moffatt, 1992).

Selon les tests d'Entwisle et Moffatt (1992), le système de retenue des épaules offrirait une meilleure protection contre l'écrasement des membres supérieurs ou inférieurs, sous le toit de protection ou sous sa structure de soutien comparativement au système de retenue des hanches,

sans toutefois en éliminer tous les risques<sup>1</sup>. L'IASS (janvier 1986) observe aussi que ce système est efficace contre l'écrasement du cariste sous le FOPS. Toutefois, pour être pleinement efficace, ce système doit être utilisé conjointement avec la ceinture de sécurité. Or, tel que mentionné à la section 8.1, on sait que très peu de caristes portent la ceinture de sécurité. Quant à son efficacité en termes de prévention des blessures à la tête, les études ne sont pas concluantes. Certains résultats sont positifs mais d'autres sont plutôt négatifs.

Certains résultats sont positifs. Par exemple, dans l'étude d'Entwisle et Moffatt (1992) où on a analysé des renversements latéraux statiques avec cascadeur, on conclut qu'au moment de l'impact de la tête sur le sol, l'excursion et la vitesse de la tête du sujet sont moins grandes avec la combinaison « système de retenue des épaules + ceinture » qu'avec la combinaison « système de retenue des hanches + ceinture » ou la ceinture seulement, à cause de l'interaction du bras de l'opérateur contre l'aile du système située du côté de la chute. Dans la même veine, l'étude de renversement statique avec mannequin effectuée par Dilno (1983) pour la compagnie Clark, indique que la combinaison « système de retenue des épaules + ceinture pelvienne » améliore significativement les chances de survie comparativement à l'utilisation d'une ceinture de sécurité seulement ou à aucun système de retenue de l'occupant. Même Johnson (1988), suite à des tests de renversement dynamique avec un mannequin doté d'un système d'autoretenue plus ou moins biofidèle (un meilleur système a été utilisé par la suite dans un autre test), rapporte que lorsque la ceinture pelvienne est portée, la valeur du HIC mesuré lors du test avec le système de retenue des épaules est comparable à celui obtenu avec le système de retenue des hanches.

Par contre, d'autres études sont plutôt négatives. Les tests de renversement dynamique de Johnson (1988) montrent que sans la ceinture, le HIC mesuré sur le mannequin est plus élevé avec le système de retenue des épaules qu'avec un système de retenue des hanches, à cause de la posture de base (penché vers l'avant avec système de retenue des hanches vs calé vers l'arrière avec le système de retenue des épaules, ce qui rapproche la tête du toit de protection). L'IASS (janvier 1986) conclut pour sa part, que le système de retenue des épaules ne prévient pas le heurt de la tête sous le FOPS ou sur le sol si la ceinture n'est pas portée. Les tests de renversement statique avec mannequin effectués par Alem (1985) montrent aussi que la combinaison « système de retenue des épaules + ceinture de sécurité » entraîne un impact crânien significativement plus sévère comparativement à l'utilisation seule d'un siège baquet traditionnel. Alem (1985) indique

---

<sup>1</sup> Les auteurs n'indiquent toutefois pas comment ils en sont venus à cette conclusion. Leur étude était effectuée avec un cascadeur et le FOPS était la plupart du temps enlevé pour des raisons de sécurité.

que la partie du système qui se trouve en amont de la chute se trouve à forcer l'opérateur à renverser avec le chariot jusqu'au moment où ce dernier s'arrête contre le sol, moment à partir duquel l'énergie cinétique est transférée à l'opérateur qui continue à chuter. Ceci entraîne un impact beaucoup plus violent de la tête contre le sol que ne peut atténuer l'aile située du côté aval de la chute. Les conclusions de l'étude de l'IASS (février 1986) sont semblables; la valeur moyenne du HIC produit par la combinaison « système de retenue des épaules + ceinture pelvienne » est environ deux fois plus élevée que celle obtenue avec un siège standard même sans ceinture. Soulignons le fait que l'efficacité du système soit conditionnelle à ce que le cariste se cale dans le fond de son dossier constitue une faiblesse majeure, car l'opérateur ne sera pas nécessairement positionné de cette façon lors du renversement du chariot.

Par ailleurs, les caristes semblent difficilement s'adapter au système de retenue des épaules. Kennedy, 1986 (cité par Entwisle et Moffatt, 1992) a observé à quelques reprises sur le terrain, que ce type de siège avait été enlevé et remplacé par un siège conventionnel, ou que le système de retenue des épaules avait été coupé. Johnson (1988) rapporte aussi que 11 des 18 caristes (61 %) qui ont essayé un siège avec système de retenue des épaules durant une journée normale de travail ont indiqué qu'ils ne favoriseraient pas l'opération d'un chariot élévateur avec ce système et une ceinture de sécurité. Ils ont surtout rapporté une augmentation de la difficulté à entrer et sortir du chariot; une détérioration de la visibilité vers l'avant due à la difficulté de se pencher de côté pour voir le bord de la charge; une détérioration de la liberté des mouvements. L'IASS (décembre 1985) a aussi étudié les conséquences fonctionnelles du système de retenue des épaules en mesurant la rotation de la tête de huit caristes expérimentés durant des manoeuvres de reculons sur un parcours défini. Cette étude conclut que ce type de système gêne les rotations de la tête dans ces conditions de manoeuvre. Toutefois, lorsqu'on regarde leurs données en profondeur, on constate plutôt que les opérateurs expérimentés gagnent en moyenne quelques degrés de rotation de la tête ( $1,1^{\circ}$  à  $2,5^{\circ}$ ) lorsqu'ils utilisent un siège avec système de retenue des épaules comparativement à un siège conventionnel. On note par ailleurs que la marge d'erreur est supérieure à la résolution de la mesure moyenne, ce qui rend l'interprétation non significative.

### 8.3 Ceinture de sécurité

La majorité des fabricants américains de chariots élévateurs prônent avec insistance le port de la ceinture de sécurité, estimant que c'est le seul moyen efficace de garder l'opérateur à l'intérieur de son chariot et d'éviter qu'il soit coincé sous le FOPS. En effet, les accidents graves et mortels semblent surtout survenir lorsque l'opérateur est éjecté ou tente de sauter hors de son chariot lors du renversement latéral.

Différents types de ceintures ont été développés et testés. Celle qui est surtout retenue comme équipement « standard » dans les chariots élévateurs est la ceinture pelvienne à deux points d'ancrage, avec ou sans système de rembobinage automatique. Il semble que la conception de la ceinture et son système d'ancrage jouent un certain rôle quant à son efficacité préventive (Benson et al, 1983; Melvin et al, 1982). Par exemple, le fait d'avoir des points d'ancrage largement distancés et qui ne sont pas situés près des côtés du siège, permet à l'opérateur de glisser latéralement sur son siège lors du renversement latéral du chariot, ce qui lui évite de pivoter à partir de la taille comme cela s'observe avec les ceintures restrictives (Melvin et al, 1982). Par contre, le degré de tension initial de la ceinture n'influencerait pas l'excursion verticale ou latérale de la tête lors du renversement latéral du chariot (Entwisle et Moffat, 1992). Par ailleurs, un fabricant (Caterpillar) a développé une ceinture avec système de dégagement automatique (« Controlled Released Operator Restraint ») qui éliminerait, en théorie, l'effet de coup de fouet qu'on retrouverait avec les ceintures traditionnelles lors d'un renversement latéral de chariot élévateur. Toutefois, ce système ne semble pas avoir été l'objet d'une évaluation scientifique rigoureuse quant à son efficacité préventive et ses caractéristiques ergonomiques.

Les tests expérimentaux ne sont pas concluants quant à l'efficacité préventive de la ceinture pelvienne. Certains sont positifs. Par exemple, les résultats des tests de renversement statique effectués par Johnson (1988) avec des cascadeurs, indiquent que la ceinture de sécurité permet de retenir le bas du corps dans le siège et que par le fait même, l'opérateur peut résister plus efficacement aux forces exercées sur le haut du tronc. Certains tests expérimentaux de renversement latéral dynamique de chariot avec mannequin concluent aussi que la ceinture de sécurité permet de réduire le potentiel de blessures à la tête durant un renversement latéral (IASS, janvier 1986; Johnson, 1988; Melvin et al, 1982). Par ailleurs, sans être négatifs envers la ceinture, Entwisle et Moffatt (1992) observent que le fait de la porter ou non n'influence pas l'excursion verticale ou latérale de la tête ni sa vitesse lors d'un renversement latéral.

D'autres études sont plutôt négatives envers la ceinture de sécurité. Dans une étude de renversement latéral statique avec mannequin, le port de la ceinture combiné à l'utilisation d'un siège avec système de retenue des épaules était associé à une valeur moyenne de HIC environ deux fois plus élevée que celle associée au même système sans ceinture de sécurité; le HIC était attribuable à l'impact de la tête contre le sol (IASS, février 1986). King (1981) et Alem (1985) ont aussi enregistré des HIC plus élevés lorsque la ceinture était portée comparativement aux situations sans ceinture<sup>2</sup>. Tous deux expliquent ceci par l'effet de pivot à la taille; le port de la ceinture, en empêchant les hanches de glisser vers le bas en même temps que le haut du corps, pourrait accentuer le mouvement des parties supérieures du corps (épaules, tête) et entraîner une plus grande vitesse d'impact de la tête contre le sol. Toutefois, cet effet de pivot à la taille est réfuté par Johnson (1988) qui, après avoir mesuré la force transmise à la ceinture, indique que l'opérateur humain transmet un plus grand pourcentage de l'énergie totale au niveau de la ceinture comparativement à un mannequin. Il mentionne que l'humain étant capable de résister avec ses jambes, il absorbe l'énergie d'une façon que le mannequin ne peut pas et que de ce fait, puisque l'énergie totale est la même pour les deux, les forces du haut du corps sont moins élevées pour l'humain que pour le mannequin. Selon Johnson, l'effet de « coup de fouet » serait donc moins évident avec un humain qu'avec un mannequin inactif et conséquemment, il conclut que les forces du haut du corps sont gérables et que l'humain peut résister à l'effet de coup de fouet.

La ceinture peut avoir d'autres effets négatifs. Par exemple, les données de l'étude expérimentale de Johnson (1988) montrent que le port de la ceinture pelvienne contribue à augmenter le temps de sortie d'urgence d'un chariot élévateur de 0,4 seconde, sur un temps moyen de sortie, sans aucun système de retenue, de 1,2 à 1,3 seconde (le contexte de cette étude a été expliqué à la sous-section 8.1). Cette augmentation de temps pourrait avoir des conséquences importantes dans certaines situations où le cariste doit sortir d'urgence de son chariot (ex. : incendie).

Par ailleurs, la ceinture de sécurité peut constituer en soi un agent de blessures. Par exemple, lors d'un accident de véhicule automobile, une ceinture pelvienne mal ajustée peut causer des blessures abdominales; elles sont généralement plus fréquentes mais aussi moins sévères (90 % ont un AIS = 1) que les blessures à la tête, au cou et au thorax des occupants non attachés (Rouhana, 1993). Il semble donc plus sécuritaire de porter une ceinture de sécurité en automobile comme en

---

<sup>2</sup> Sauf lorsque dans l'étude d'Alem, la force d'autoretenue était augmentée de 28 %, c'est-à-dire à 160 livres.

témoignent de nombreuses études. Toutefois, la transposition de ce constat à une situation de renversement latéral de chariot élévateur est très hasardeuse.

La ceinture de sécurité étant un système actif, elle doit évidemment être portée par le cariste pour être efficace. Or, le pourcentage d'opérateurs de chariots élévateurs qui portent la ceinture de sécurité est très bas; il serait inférieur à 20 % (Entwisle et Moffatt, 1992; IASS, 3 décembre 1985; Johnson, 1988) et même plutôt autour de 10 % (Welch, 1991). De plus, les opérateurs qui l'utilisent ne le font que sur une faible proportion de leur temps de travail, comme le montrent les résultats de Johnson (1988). En effet, lors de cette étude, on demandait aux caristes d'essayer un système de retenue des épaules ou des hanches en combinaison avec une ceinture pelvienne durant une journée normale de travail afin d'en évaluer l'impact au niveau du confort, de la posture, de la visibilité des zones d'informations, etc. Or, les rares opérateurs qui ont porté la ceinture ont indiqué l'avoir fait seulement durant 20 à 50 % du temps. Cette situation est d'ailleurs similaire à celle des opérateurs de tracteurs agricoles (taux d'utilisation effectif de la ceinture : 8 %) et à celle des conducteurs d'automobiles américains (17 à 21 % des conducteurs portaient la ceinture de sécurité au début des années 70) (Kelsey et al, 1996; McCarthy et al, 1982). Les caristes sont résistants au port de la ceinture, principalement parce qu'ils la considèrent comme gênante lorsqu'il leur faut sortir et entrer fréquemment dans le chariot (IASS, 27 décembre 1985; IRSST, 1995). On sait que lors de certaines opérations, le cariste peut entrer et sortir de son chariot au moins une douzaine de fois par heure (Schwind, 1988) lorsque ce n'est pas une centaine de fois par jour (IRSST, 1995). L'importance de la gêne apportée par la ceinture dans de telles circonstances est d'ailleurs bien illustrée par le fait qu'aux États-Unis, certains camionneurs de livraison et conducteurs postaux sont exempts du port obligatoire de la ceinture de sécurité parce qu'ils doivent entrer et sortir fréquemment de leur camion au cours de leur cycle de travail (Schwind, 1988). Certains caristes jugent également la ceinture comme non sécuritaire sur les quais ou sur les remorques (IASS, 27 décembre 1985). On retrouve donc souvent sur le terrain des ceintures de sécurité attachées sous le siège, enlevées ou coupées (IASS, 27 décembre 1985).

Deux fabricants de chariots élévateurs ont demandé à leurs vendeurs de porter à leur connaissance les cas d'accidents de renversement. Les informations ainsi recueillies montreraient que les opérateurs qui portent une ceinture de sécurité au moment d'un accident de chariot élévateur s'en sortent sans blessure grave (Entwisle et Moffatt, 1992; Welch, 1991). Toutefois, les auteurs qui rapportent ces cas n'ont aucune idée du pourcentage d'accidents de renversement que représentent ces cas. D'autre part des études partielles d'incidents peuvent sous-évaluer le fait que ces appareils



peuvent être détrimentiels relativement à la capacité de l'opérateur à s'échapper lors de l'incident (IASS, novembre 1985). Dans certains cas de renversement latéral de chariot, il peut être même plus sécuritaire pour le cariste de sauter de son chariot plutôt que d'y demeurer à l'intérieur (Schwind, 1988). Par exemple, d'après les rapports narratifs relatifs à sept accidents de renversement de chariots élévateurs, il apparaît que les opérateurs s'en sont souvent tirés sans blessures en sautant du chariot ou en grimpant en direction opposée à la chute (IASS, novembre 1985).

Les rares caristes qui préfèrent porter la ceinture pelvienne trouvent qu'elle leur procure un sentiment de sécurité, une impression d'être assis plus droit et moins de problèmes de dos (IRSST, 1995). Toutefois, la ceinture avec baudrier n'obtient pas leur faveur, car elle limite leurs mouvements (ex. : rotation du tronc), ce qui est perçu comme créant une situation à risque.

L'expérience dans le secteur automobile montre que les systèmes d'avertissement lumineux et/ou sonores de port de la ceinture n'ont aucune influence sur le taux de port de la ceinture de sécurité (McCarthy et al, 1982). Même si à court terme le taux d'utilisation de la ceinture augmente lorsque le véhicule est muni d'un système d'interverrouillage (système qui empêche le démarrage de l'automobile si la ceinture n'est pas bouclée), à long terme, une forte proportion d'automobilistes défont ou contournent le système (McCarthy et al, 1982). D'ailleurs, la compagnie Clark, qui a considéré l'installation d'un système interverrouillage sur ses chariots élévateurs, a rejeté cette idée, car même après des mois de développement, ce système était encore facilement défaisable (Overend, 1984). Il faut cependant demeurer très prudent dans toutes les comparaisons que l'on peut faire entre le secteur automobile et le secteur du chariot élévateur.

#### 8.4 Portes

Très peu d'études ont évalué l'efficacité des portes de chariots élévateurs. Seules deux études ont été recensées. La première est celle de Dilno (1983) qui a évalué, à l'aide d'un mannequin, l'impact de l'ajout de portes latérales sur un chariot à contrepoids, avec conducteur porté, lors d'un renversement latéral statique. L'autre étude est celle de Crockett et Miller (1995). Elle concerne l'impact de l'ajout d'une porte arrière sur un chariot pour couloir étroit, à conduite debout. Entre autres, ils ont évalué expérimentalement l'influence de l'ajout de la porte sur le temps de sortie d'urgence du cariste hors du chariot, lequel était stationnaire.

Dilno (1983) observe que la combinaison « portes latérales + ceinture pelvienne » procure une protection qu'il qualifie d'adéquate en ce qui concerne les TCC. Toutefois, selon ce même auteur,

il y a lieu de croire que les portes peuvent créer chez l'opérateur un faux sentiment de sécurité et décourager probablement le port de la ceinture, lequel est absolument nécessaire pour prévenir les blessures sévères à la tête. En effet, l'ajout de portes latérales sur un chariot élévateur crée en soi un effet d'entonnoir vers le toit, ce qui peut provoquer un impact violent de la tête sous le FOPS et entraîner un TCC sévère ou mortel si l'opérateur n'est pas attaché avec une ceinture. On est donc à même de se questionner sur l'utilité réelle de la porte, étant donné qu'elle doit être utilisée conjointement avec une ceinture de sécurité laquelle, comme on l'a vu, est très rarement portée. De plus, il est fort probable que les opérateurs soient réticents à utiliser deux systèmes de protection actifs, d'autant plus que tout comme les ceintures, les portes sont perçues comme nuisibles lorsqu'il faut entrer et sortir fréquemment du chariot (IR SST, 1995).

L'étude de Crockett et Miller (1995) a montré que l'addition d'une porte arrière au chariot pour couloir étroit à conducteur debout, nuisait sévèrement à l'habileté du cariste à sortir rapidement du chariot et qu'en situation d'urgence et de panique, l'opérateur pouvait « oublier » comment la porte s'ouvre et de ce fait, perdre un temps précieux. Cette situation pourrait fort bien se présenter avec un chariot à conducteur assis, muni d'une porte latérale et avoir des conséquences graves. On sait en effet que dans certains milieux où le chariot évolue dans un environnement où des matières inflammables sont présentes dans l'air et sur le sol, les incendies peuvent être assez fréquents. Les surfaces chaudes du chariot, telles le silencieux et le bloc moteur, se couvrent de ces matières inflammables qui prennent ainsi feu. Des étincelles et des flammes peuvent aussi être produites par les chariots défectueux (SAE, no 740709, septembre 1994, cité par Charron et Gauthier, 1996). Dans ces situations d'urgence, étant donné que la porte s'ouvre vers l'extérieur du chariot, il peut arriver que le cariste reste prisonnier dans son chariot si ce dernier s'immobilise par accident dans une allée trop étroite qui rend impossible l'ouverture de la porte.

D'autres facteurs de risque sont également associés aux portes latérales (IR SST, 1995). Par exemple, la porte peut s'ouvrir à cause des soubresauts du chariot et frapper gravement un piéton. De plus, si le système est interverrouillé avec le démarreur du chariot et que la porte s'ouvre alors que le chariot est en mouvement, ce dernier s'arrêtera subitement, ce qui pourra avoir comme effet de projeter le cariste vers l'avant et lui infliger des blessures, et/ou faire tomber le chargement du chariot et blesser un piéton qui se trouve à proximité du chariot. Il peut également arriver dans une situation où le cariste se trouve debout à côté de son chariot, que la porte ouverte se ferme brusquement sur lui et le blesse.

On sait aussi que les portes peuvent constituer un agent de blessure lors de collisions automobile. Par exemple, la revue de littérature de Rouhana et Kroell (1995) indique que lors d'un impact latéral, les blessures subies par les occupants assis du côté où s'est produit la collision sont surtout causées par la surface de la portière. Les protubérances présentes sur les surfaces peuvent causer des blessures lorsqu'elles sont propulsées avec force dans le thorax ou l'abdomen. Il semble aussi que les surfaces comportant des aires à l'intérieur desquelles des portions corporelles localisées peuvent s'extroindre sont potentiellement dangereuses (Rouhana et Kroell, 1995). Aucune étude n'a toutefois été effectuée jusqu'à présent pour vérifier si de tels phénomènes sont susceptibles de se produire avec des portes de chariot élévateur.

Enfin, les portes peuvent avoir un impact au niveau visuel. Les portes grillagées peuvent entraîner un problème de visibilité pour le cariste (Roney, 1983), entre autres, parce que la vision à travers un « grillage » entraîne des problèmes d'accommodation et de convergence des yeux (Tisserand et Englert, 1983), ce qui peut causer des accidents. Elles peuvent aussi créer des angles morts supplémentaires (IRSST, 1995).

## **9.0 TRAUMATISMES CORPORELS POSSIBLEMENT ASSOCIÉS À UN RENVERSEMENT LATÉRAL DE CHARIOT ÉLÉVATEUR**

On a vu dans la section précédente, que les études sur l'efficacité préventive des systèmes de protection de l'opérateur ne sont pas concluantes. Dans le but de développer éventuellement de nouveaux systèmes de protection de l'opérateur et de tester leur niveau d'efficacité, il est envisagé de développer ultérieurement un modèle qui simulerait le comportement de l'opérateur lors d'une situation de renversement latéral de chariot élévateur. Il devient donc important de déterminer quels paramètres ce modèle devrait simuler et mesurer. C'est dans cet ordre d'idées que la présente section tente d'identifier les différents types de traumatismes corporels graves (anatomiques, physiologiques, neurologiques) pouvant résulter d'un accident de renversement latéral de chariot élévateur. Des critères de prédiction de ces traumatismes seront suggérés et présentés dans la section suivante.

### **9.1 Généralités**

Lors d'un renversement latéral de chariot élévateur, il y a un risque de blessures corporelles, les plus graves et mortelles se situant au niveau de la tête et du tronc. Mis à part le fait que le cariste risque de subir un traumatisme crânio-cérébral ou d'être écrasé sous le FOPS, les risques de blessures corporelles associées au renversement latéral de chariot élévateur sont très peu recensées dans la littérature. Afin d'identifier les risques potentiels associés à ce genre d'accident, nous avons dû consulter la littérature sur les traumatismes associés aux accidents de véhicules automobiles et extrapoler ce qui semblait pouvoir s'appliquer aux particularités des chariots élévateurs. La littérature sur les blessures associées aux collisions latérales en automobile a surtout été retenue, car elles sont probablement les plus semblables à celles associées au renversement latéral de chariot élévateur, comparativement à celles résultant d'une collision frontale en automobile.

L'échelle habituellement utilisée pour classer la gravité de blessure d'une région corporelle ou d'un organe est la « Abbreviated Injury Scale » (AIS) du « Association for the Advancement of Automotive Medicine » (AAAM). Le AIS est périodiquement mis à jour par le « Committee on Injury Scaling ». La dernière mise à jour date de 1990; les mises à jour précédentes ont eu lieu en 1985 et 1980. Le système d'échelle numérique s'étend de 0 (aucune blessure) à 6 (maximum, virtuellement insurvivable). Plus le AIS est élevé, plus la mortalité ou la menace de mort est élevée (Cavanaugh, 1993).

L'échelle d'interprétation du AIS est la suivante :

AIS 1 : mineur

AIS 2 : modéré

AIS 3 : sérieux, non menaçant pour la vie

AIS 4 : sévère, menaçant pour la vie, survie probable

AIS 5 : critique, survie incertaine

AIS 6 : maximum, virtuellement insurvivable

## 9.2 Traumatismes crânio-cérébraux

On peut facilement émettre l'hypothèse que lors d'un renversement latéral de chariot élévateur, un impact violent de la tête sur le sol ou sous le toit de protection peut provoquer un traumatisme crânio-cérébral (TCC) grave. En effet, on sait que le phénomène de contact et la charge d'inertie contribuent aux TCC (Melvin et al, 1993; Ommaya, 1985). Le phénomène de contact est produit seulement par un impact direct tandis que la charge d'inertie résulte des mouvements de translation et de rotation de la tête, et peut être produite par un impact direct ou indirect ou par une charge impulsive de la tête. Ce dernier phénomène est une composante hautement significative dans tous les impacts directs lorsque la tête est libre de bouger (Ommaya, 1985). Les phénomènes de contact et d'inertie peuvent tous deux être présents lors d'un renversement latéral de chariot élévateur.

## 9.3 Traumatismes cervicaux

Il y a tout lieu de se demander si le cariste victime d'un renversement latéral de chariot élévateur peut subir un traumatisme cervical grave, étant donné que la tête doit effectuer une certaine trajectoire (principalement en flexion latérale) avant de heurter le sol. Or, la revue de littérature de McElhaney et Myers (1993) montre que les blessures en flexion latérale sont moins communes que celles causées par une charge dans le plan sagittal à cause de la flexibilité du cou en flexion latérale et de la plus faible incidence de la charge latérale. Par contre, selon les résultats d'une étude de Gadd et al (1993) effectuée sur des cadavres, l'angle critique en flexion latérale apparaît moins élevé que celui en hyperextension (ex. : résistance à une force latérale de 200 po/lb = 70-90° en hyperextension, vs 60-70° en flexion latérale).

Les blessures en flexion latérale forcée sont associées à des symptômes radiculaires et à des lésions du plexus brachial. La charge en cisaillement latéral peut produire des blessures d'arrachement de la racine nerveuse et pourrait aussi jouer un rôle au niveau d'un certain type de fracture de l'odontoïde (McElhaney et Myers, 1993).

Les données actuelles montrent que la position initiale de la tête peut influencer le degré de sévérité de la blessure. Par exemple, avoir la tête initialement fléchie du côté d'où survient l'impact contribue à augmenter l'accélération linéaire mesurée à l'origine anatomique de la tête, qui constitue un paramètre d'évaluation de la sévérité du AIS du cou (Ewing et al, 1978; Kallieris et al, 1991). Or, lors d'un renversement latéral de chariot élévateur, la tête de l'opérateur n'effectue probablement pas un mouvement de flexion latérale pure, mais plutôt une combinaison de flexion latérale, de rotation et/ou de flexion ou extension sagittale, en plus de subir une charge en compression si la tête heurte le dessous du FOPS. Ceci complique donc la prédiction du type et de la gravité des blessures.

Par ailleurs, une étude expérimentale de Schneider et al (1993) montre que le temps de réaction musculaire total pour les flexions latérales est probablement trop long pour prévenir des blessures cervicales résultant d'un impact arrivant par surprise ou à haute vitesse. La vitesse d'impact semble constituer ici un élément clé. En effet, lors de tests effectués par Kallieris et al (1991) sur des cadavres qui occupaient la place du passager ou du conducteur, une vitesse de collision latérale à 90° entre deux automobiles à une vitesse aussi rapide que 50 km/heure n'a provoqué que des blessures cervicales de sévérité mineure ( $\text{AIS} \leq 2$ ) dans 95 % des cas. Même si à première vue, il apparaît peu probable qu'un accident de renversement latéral de chariot élévateur dont la vitesse d'impact est beaucoup moins rapide (23 km/h vs 50 km/h) provoque des lésions cervicales graves ou mortelles, certains facteurs doivent être analysés et testés avant de conclure. La configuration des essais et l'absorption +/- grande d'énergie du véhicule peut influencer les accélérations et les mouvements transmis au corps. En effet, d'après les responsables d'un Centre Allemand de Recherche et d'Essai sur les véhicules (Benoit R., 1997) rencontrés lors d'une visite récente, les résultats d'un test pour stimuler l'impact latéral d'un véhicule automobile avec un lampadaire permettait de conclure au décès certain du conducteur.

#### **9.4 Traumatismes thoraciques**

Un accident d'automobile peut provoquer chez le conducteur, des blessures thoraciques avec  $\text{AIS} > 3$  qui sont surtout de nature squelettique (25 % ex. : fracture des côtes) et pulmonaire

(21 %) et dans une moindre proportion, hépatique (10 %) et cardiaque (10 %) (Cavanaugh, 1993). Elles peuvent être causées par le heurt de la personne contre un objet dur, comme le volant ou le tableau de bord. Les dommages pulmonaires résultent d'une vitesse d'impact élevée ou d'une lacération causée par une côte fracturée. Les dommages cardiaques sont pour leur part observés surtout suite à un impact à haute vitesse et en plus forte proportion, suite à un impact latéral (Cavanaugh, 1993). Par ailleurs, une étude de Viano et al, 1989 (citée par Cavanaugh, 1993) a révélé que 76 % des personnes décédées suite à un impact latéral étaient âgées de plus de 50 ans et 28 %, au-dessus de 70 ans.

Étant donné l'influence de la vitesse sur la gravité des traumatismes thoraciques et l'âge relativement élevé des personnes qui décèdent de telles blessures, il est probable que les accidents de renversements latéraux de chariots élévateurs ne causent pas souvent des blessures thoraciques graves ou mortelles, sauf bien entendu si le cariste se trouve coincé sous le chariot.

### 9.5 Traumatismes abdominaux

La revue de littérature de Rouhana (1993) montre que dans le cas des collisions latérales en automobile, les blessures abdominales comptent pour environ 16 % des blessures avec AIS  $\geq$  3 et 24 % des blessures avec AIS  $\geq$  4. Les points de contact principalement associés aux blessures abdominales sérieuses sont le côté intérieur (39 %), les appuis-bras (30 %) et le volant (18 %). Les organes abdominaux les plus souvent sérieusement blessés sont le foie, les reins et la rate. Ils peuvent être endommagés par leur mouvement relatif à l'intérieur de l'abdomen (ex. : à cause de l'accélération et de la décélération) ou par un coup direct. Comparativement aux impacts frontaux, les impacts latéraux entraînent cinq fois plus de dommages hépatiques et deux fois plus de dommages rénaux (Baxter et Williams, 1961, cités par Rouhana, 1993). La revue de littérature de Stalnaker et Ulman (1995) indique que le foie est susceptible d'être endommagé surtout par des protrusions sur la surface rigide d'impact, comme par exemple l'appui-bras. Lorsqu'il est assujéti à un traumatisme brusque, cet organe est associé au plus haut taux de morbidité et de mortalité (Rouhana, 1993). Toutefois, les dommages au foie sont dépendants du côté de l'impact (impacts au côté droit, le foie étant situé à droite) alors que ceux des autres viscères ne le sont pas (revue de littérature de Stalnaker et Ulman, 1995).

Le cariste impliqué dans un accident de renversement latéral de chariot élévateur pouvant heurter l'appui-bras, une manette de contrôle, le volant ou une structure de retenue latérale (ex. : système

de retenue des hanches ou des épaules), il est probable qu'il soit susceptible dans certaines circonstances de subir des blessures abdominales graves.

Il est à noter que les travaux sur la réponse aux impacts latéraux se sont attardés à comparer la différence de réponse entre les impacts appliqués du côté gauche et droit; ils n'ont toutefois pas étudié la différence de réponses des régions abdominales supérieures vs inférieures (Rouhana, 1993). Il y a donc encore des lacunes importantes dans le domaine des connaissances sur l'effet des impacts abdominaux. On sait toutefois que la partie abdominale inférieure peut soutenir des impacts de vitesse plus grande que ne le peuvent les parties abdominales supérieures ou moyennes de l'abdomen (revue de littérature de Stalnaker et Ulman, 1995).



## 10.0 CRITÈRES DE PRÉDICTION DES TRAUMATISMES GRAVES

### 10.1 Traumatismes crânio-cérébraux

#### 10.1.1 Mécanismes de base des traumatismes crânio-cérébraux

De façon générale, on peut quantifier les caractéristiques des fractures de stress (*stress and strain*) du crâne mais les dommages cérébraux ne peuvent pas être si facilement délinés pour deux raisons principales. Premièrement, le dysfonctionnement physiologique incluant la mort peut survenir à des niveaux passablement plus bas que ceux qui produisent une perturbation des tissus neuronaux. Deuxièmement, les tissus comprenant le cerveau et les vaisseaux sanguins sont si complexes et hétérogènes, que ni les limites fonctionnelles ni les limites structurelles de défaillance n'ont été adéquatement établies pour le système cérébral entier ou pour des régions spécifiques (Ommaya, 1985). Par ailleurs, il n'a pas encore été prouvé que les paramètres physiques actuellement mesurables (ex. : accélérations de la tête; pression intracrânienne, etc.) sont optimalement corrélés aux TCC (Ommaya, 1985).

On sait que pour évaluer les dommages cérébraux, on doit considérer à la fois la charge de translation et de rotation de la tête. On n'a toutefois pas encore déterminé précisément leur biomécanique quantitative et leurs interactions n'ont pas été établies pour les humains (Ommaya, 1985). Une étude de Gennarelli, 1982 (citée par Melvin et al, 1993) effectuée sur des primates non humains, suggère que la perte de conscience est produite plus rapidement par des niveaux élevés d'accélération angulaire de la tête que par des niveaux élevés d'accélération translationnelle. La charge de translation provoquerait un mécanisme de cavitation dans le cerveau et lorsqu'elle est accompagnée d'une rotation (ex. : flexion-extension de la tête), on note des effets de dommages diffus (Ommaya, 1985). Les dommages cérébraux semblent par ailleurs être influencés par le plan dans lequel s'effectue la rotation de la tête. Par exemple, certains paramètres des TCC (dommages axonaux, durée du coma) seraient mieux corrélés avec les rotations dans le plan frontal (flexion latérale) que sagittal (flexion antérieure/extension postérieure) (Gennarelli et al, 1982, cités par Ommaya, 1985). On possède donc certaines connaissances de base sur les mécanismes des TCC, mais l'interprétation de leur mesure demeure incertaine.

Par exemple, suite à une étude expérimentale sur des singes, Ommaya et Hirsch (1967) ont estimé à  $1,8 \text{ Krad/s}^2$  la limite de tolérance d'accélération de rotation (ou angulaire) de la tête chez l'homme et à 20 à 30 rad/s la limite de vitesse angulaire, pour une probabilité de 50 % de dommages cérébraux (cité par Ommaya, 1985). Hitti (1970) a établi une valeur de tolérance limite

de 2 à 3 Krad/s<sup>2</sup>, Lowenheim (1975), à 4,5 Krad/s<sup>2</sup>, et Gennarelli et al (1982), à 16 Krad/s<sup>2</sup> (études citées dans Melvin et al, 1993, ou dans Ommaya, 1985). On passe donc à un facteur de 8 entre la valeur la plus faible et la plus forte. Il ne semble donc pas y avoir de consensus quant aux valeurs de tolérance limite d'accélération et de vitesse angulaire.

Jusqu'à présent, il a été difficile de développer un modèle global de critère de prédiction de blessures cérébrales fonctionnelles causées par une accélération rotationnelle (Melvin et al, 1993). De plus, les études ont surtout porté sur les impacts frontaux, dont les effets sont quelque peu différents de ceux produits par des impacts latéraux. Les résultats de certaines études sur la différence de sévérité entre les impacts latéraux et frontaux sont contradictoires (Omayya, 1985). Toutefois, les études les plus récentes montrent que la tolérance aux impacts latéraux est plus faible que celle aux impacts frontaux, et que les mouvements accélératifs dans le plan frontal (gauche-droite, c'est-à-dire rotation du corps autour de l'axe X) causent plus de dommages neurologiques et axonaux que les accélérations dans le plan sagittal (antéro-postérieur, c'est-à-dire rotation autour de l'axe Y) (Gennarelli et al, 1993; Kikushi et al, 1993). L'interprétation de données d'impacts latéraux risque donc d'avoir certaines inexactitudes si on l'effectue à partir de critères de prédiction de blessures établis pour des impact frontaux.

Le critère de prédiction de la gravité des traumatismes crânio-cérébraux le plus utilisé est le Head Injury Criterion. D'autres critères existent toutefois, dont le New Mean Strain Criterion, version améliorée du Mean Strain Criterion, qui peut être un complément valable et intéressant. Ces critères sont présentés ci-après.

### ***10.1.2 Head Injury Criterion (HIC)***

Le critère le plus couramment utilisé dans les tests de collision automobile ainsi que dans les tests expérimentaux de renversements latéraux de chariots élévateurs est le Head Injury Criterion (HIC). Il constitue le critère de prédiction expérimentale de la gravité des TCC malgré le fait que la précision de ses corrélations est remise en question par certains chercheurs. En fait, le HIC est basé sur la Wayne State Tolerance Curve (WSTC), développée durant les années 60, laquelle est basée sur l'hypothèse que le mécanisme dominant de TCC est l'accélération linéaire. Cette courbe, qui représente la relation linéaire entre le niveau d'accélération de la tête et la durée effective de l'impulsion, est basée sur une expérience effectuée sur six cadavres embaumés dont on a frappé le front sur une surface rigide dans une direction antéro-postérieure sur une durée de 1 à 6 ms. Les résultats étaient corrélés avec les effets contusifs générés sur des animaux et sur des cadavres,

avec des durées d'impulsion s'étendant de 1 à 10 ms. La WSTC a été exprimée sous une forme analytique par un « Severity Index » (SI) et un seuil de tolérance acceptable de 1 000 a été établi (Ommaya, 1985; Prasad et Mertz, 1993). La critique principale adressée envers la WSTC est qu'il n'y a pas eu de démonstration directe de dommages cérébraux par des expériences dans lesquelles on aurait mesuré des paramètres biomécaniques suffisants pour déterminer une lésion mécanique des tissus (Melvin et al, 1993). La formule du SI a été critiquée et reformulée pour devenir le Head Injury Criterion. La formule du HIC (annexe 5) utilise l'accélération pondérée sur la moyenne de temps, bien que cette représentation est, selon divers chercheurs, également inadéquate étant donné l'insuffisance de données de validation biomécanique et du manque d'une désignation spécifique de sévérité. La formule du HIC considère aussi des temps  $t_1$  et  $t_2$  qui sont deux instances arbitraires de l'histoire de pulsation choisie de façon à obtenir le maximum de la fonction. Une limite légale de 1 000 a été établie comme étant la valeur HIC permise (Ommaya, 1985; Prasad et Mertz, 1993). Cette valeur prédit qu'il y a environ 15 % de chances qu'un être humain subisse un traumatisme crânio-cérébral menaçant pour sa vie. La courbe d'interprétation du HIC est également présentée à l'annexe 5.

Bien que le HIC soit largement utilisé dans les études expérimentales, les critiques suivantes peuvent lui être adressées :

- le « ISO Working Group 6 » émet de sérieux doutes quant à l'inférence des tolérances humaines à partir de données obtenues auprès de cadavres, comme dans le cas du HIC (Prasad et Mertz, 1993);
- le HIC est dérivé du Wayne State Tolerance Curve, dont la validité a été confirmée pour des durées d'impulsion effective  $\leq 10$  ms. La formule du HIC est déficiente pour des accélérations moyennes d'une durée relativement trop longue. Le calcul du HIC maximum devrait être limité à des durées  $\leq 15$  ms (Prasad et Mertz, 1993);
- le calcul du HIC max. n'est pas recommandé lorsqu'il n'y a pas d'impact de la tête. Dans ce cas, on devrait plutôt évaluer la charge du cou. Toutefois, des limites spécifiques pour la charge du cou n'ont pas encore été établies (Prasad et Mertz, 1993);
- l'échelle d'interprétation du HIC est du type « passe ou échoue », ce qui constitue une faiblesse majeure. La valeur limite « légale » de 1 000 est contestée par certains chercheurs (Ommaya, 1985). D'ailleurs, certaines données expérimentales et cliniques suggèrent que des dommages

cérébraux menaçants pour la vie peuvent survenir pour des HIC < 1 000 et qu'à l'inverse, il se peut qu'il n'y ait aucune menace de vie pour des HIC > 1 000 (Alem, 1985).

- la formule est basée, entre autres, sur deux valeurs de temps *arbitraires* de l'origine de l'impact;
- les détracteurs du HIC questionnent l'utilisation de l'accélération *résultante* (c'est-à-dire tri-axiale) alors que la courbe sur laquelle est basé le HIC a été développée pour des accélérations *antéro-postérieures*. En fait, un niveau acceptable de HIC pour des impacts dans une seule direction, par exemple, l'axe antéro-postérieur de la tête, peut ne pas constituer un niveau acceptable pour des impacts dans une autre direction ou pour autre chose qu'un impact crânien. Conséquemment, comme tout indicateur de degré de gravité de blessure, le HIC devrait être utilisé seulement pour comparer la sévérité d'impact entre différents tests similaires plutôt qu'en tant que mesure absolue de sévérité de la blessure (Melvin et al, 1982). Notons toutefois que la validité du HIC aurait été confirmée par des tests subséquents où on utilisait des accéléromètres biaxiaux (Alem, 1985);
- le HIC est basé sur l'accélération résultante de translation (Melvin et al, 1993); il ne considère donc pas l'accélération de rotation, pourtant reconnue comme étant un phénomène important dans la génération des traumatismes crânio-cérébraux.

### 10.1.3 Mean Strain Criterion

Le Mean Strain Criterion (MSC) est un critère continu qui considère les composantes de contact et de translation de l'impact. Il est l'un des deux seuls critères à ne pas être basé sur la Wayne State Tolerance Curve.

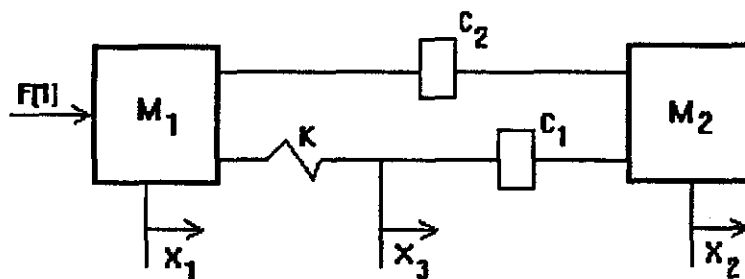
Le MSC a été développé vers la fin des années 60 - début 70 par Stalnaker et McElhaney. Il est basé sur des expériences effectuées sur des têtes d'humains et d'animaux, visant à déterminer la réponse de résonance du crâne lorsque soumis à des vibrations provenant de l'extérieur. La tête a été modélisée comme un système à deux masses connectées par un ressort et un absorbeur, pour lesquels les constantes ont été dérivées de données d'impédance mécanique de la tête. Les données sur la résonance ont été utilisées pour développer le MSC. La tension (*strain*) maximale causée par la vitesse d'input et par le déplacement mesurée à partir de l'accélération, a été interprétée comme un risque pour les TCC. Le « Mean Strain » est donc défini comme le déplacement d'un côté de la tête relativement à l'autre, divisé par la distance à travers le crâne. Le mécanisme de

blessure impliqué en est un de « cavitation » et non seulement de déformation du cerveau (revue de littérature d'Alem, 1985; Viano, 1993).

Puisque le cerveau a différentes propriétés physiques et mécaniques dans différentes directions d'application de force, des modèles séparés ont été développés pour les directions postéro-antérieure et supéro-inférieure. Le MSC considère cinq facteurs : longueur à travers le crâne, masse  $M_1$  de la région ayant subi l'impact, masse  $M_2$  du reste de la tête, rigidité (« *stiffness* »)  $K$  et absorption (« *damping* »)  $C$  de la tête. Le MSC ne peut pas être utilisé seul pour juger du potentiel de TCC, car il ne tient pas compte de la rotation de la tête. Il devrait être utilisé avec un critère de tolérance des accélérations de rotation.

#### 10.1.4 New Mean Strain Criterion

Le New Mean Strain Criterion (NMSC) est une version améliorée du Mean Strain Criterion (MSC). Les courbes d'impédance du MSC étaient établies seulement pour les directions postéro-antérieure et supéro-inférieure; une remodelisation du MSC a donné lieu au NMSC pour quatre directions, soit les deux sus-mentionnées en plus des directions antéro-postérieure et gauche-droite. Le NMSC est un modèle avec une dimension et trois degrés de liberté, avec une force d'input  $F(t)$ , une masse  $M_1$  (en kg), un amortissement  $C$  (en N-sec/m) et une constante de compression  $K$  (N/m). La formule mathématique indiquée ci-dessous, s'applique seulement pour des durées de pulsation de moins de 200 ms. La façon d'appliquer et d'interpréter le critère est expliquée en détails dans Stalnaker et al (1985).



$$F = M_1 \ddot{x}_1 + K(x_1 - x_3) + C_2(\dot{x}_1 - \dot{x}_2)$$

$$M_2 \ddot{x}_2 = C_1(\dot{x}_3 - \dot{x}_2) + C_2(\dot{x}_1 - \dot{x}_2)$$

$$K(x_1 - x_3) = C_1(\dot{x}_3 - \dot{x}_2)$$

Une valeur AIS est obtenue pour chacune des trois directions d'impact. La combinaison de la valeur de ces trois AIS donne une probabilité de mortalité plus élevée que si l'on considère un seul AIS. Une table d'interprétation des AIS se trouve à l'annexe 6.

L'avantage du NMSC est qu'il considère les forces latérales. Toutefois, tout comme pour le HIC, même si les conditions de l'accident causent des blessures de type rotationnel, ceci n'est pas reflété au niveau du AIS obtenu avec le NMSC, ce qui constitue une des faiblesses de ce critère.

### **10.1.5 Vitesse d'impact**

D'après la revue de littérature de Vercace (1971) et l'étude de Got et al (1978), citées par Johnson (1988), la valeur HIC limite de 1 000 tend à correspondre à un impact frontal de la tête sur une surface rigide à 10-12 mph (16-19 km/h). Johnson (1988) rajoute que « selon le Dr Stalnaker, à une vitesse d'impact < 10 mph à la tête ou aux épaules, le potentiel de blessures est faible ».

Cette indication peut être intéressante à considérer lors de l'analyse du potentiel de blessures à la tête.

### **10.1.6 Accélération et vitesse angulaire**

Il n'existe actuellement pas de critère de prédiction des TCC générés par l'accélération angulaire (ou de rotation), bien que l'on reconnaisse l'importance de ce facteur. L'accélération de rotation peut être mesurée sur un mannequin en utilisant un ensemble de neuf accéléromètres linéaires. La vitesse angulaire peut quant à elle être mesurée en intégrant l'accélération angulaire (Ommaya, 1985). En attendant le développement d'un critère intégré qui considère à la fois les composantes de translation et de rotation de la tête, Ommaya (1985) recommande l'utilisation combinée du MSC et des niveaux de tolérance à l'accélération angulaire indiquée ci-dessous.

*Pour les accélérations de rotation* - mesurer l'accélération de rotation ( $\theta$ ) au niveau du centre de gravité de la tête, et vitesses de rotation au niveau du centre de gravité de la tête.

Si vitesse angulaire  $\geq 30$  rad/seconde et :

$\theta < 1700$  rad/sec<sup>2</sup>      AIS = 2

$\theta < 3000$  rad/sec<sup>2</sup>      AIS = 3

$\theta < 3900$  rad/sec<sup>2</sup>      AIS = 4

$\theta < 4500$  rad/sec<sup>2</sup>      AIS = 5

Si vitesse angulaire < 30 rad/seconde et :

$\theta < 4500$  rad/sec<sup>2</sup>      AIS = 0 ou 1

$\theta \geq 4500$  rad/sec<sup>2</sup>      AIS = 5

## 10.2 Traumatismes cervicaux

Il existe plusieurs modèles physiques et informatiques de la colonne cervicale. Toutefois, étant donné la complexité du cou, qui est une colonne multisegmentée avec des propriétés structurelles non linéaires, il reste beaucoup de chemin à faire afin de mieux comprendre les mécanismes des blessures cervicales et la tolérance humaine.

On sait que les mécanismes de blessures cervicales sont sensibles à la position initiale du cou, à la direction de la charge, au degré de contrainte imposé par la surface de contact et possiblement, au taux de charge (« *rate of loading* »). Par exemple, les blessures en compression-flexion et en compression-extension produites sur des cadavres requièrent des charges axiales plus faibles que des blessures en compression pure (revue de littérature de McElhaney et Myers, 1993). Des études sur cadavres ont aussi montré que l'angle critique en flexion latérale est moins élevé que celui en hyperextension (Gadd et al, 1993). En plus, une variété d'autres facteurs contribuent à la biomécanique des blessures, comme par exemple, le degré de stimulation musculaire au moment de l'impact, la déminéralisation osseuse de la vertèbre, etc. (revue de littérature de McElhaney et Myers, 1993).

Pour déterminer la tolérance du cou, on doit considérer les forces axiales et de cisaillement, les moments de flexion et si possible, le couple au niveau de l'axe longitudinal de la colonne vertébrale (Melvin, 1979). Ceci complique donc les mesures et leur interprétation. Ce n'est donc pas surprenant que des limites spécifiques pour la charge du cou n'ont pas encore été établies (Prasad et Mertz, 1993). Les modèles mathématiques du comportement structurel du cou sont présentement à un stade assez primitif en termes de prédiction des modes de défaillance et de critères de prédiction des blessures (McElhaney et Myers, 1993). Certaines valeurs de tolérance ont été proposées par divers groupes de chercheurs, mais leur utilisation comme critère d'évaluation des traumatismes cervicaux demeure incertaine. Le tableau 2 présente quelques-unes des valeurs limites retrouvées dans certaines études sur la tolérance du cou.

McElhaney et Myers (1993) font remarquer que lorsqu'il est utilisé seul, le paramètre de compression est un pauvre prédicteur de risque de blessures cervicales mais qu'il demeure toutefois un paramètre biomécanique utile.

Kallieris et al (1991) indiquent que l'accélération de la tête en cours de trajectoire (« *along the path* ») et la vitesse de trajectoire de la tête sont des paramètres plus appropriés que la vitesse angulaire lorsqu'on veut décrire la sévérité du traumatisme du cou en termes de AIS.

Crockett et Miller (1995) citent Nahum qui indique que la limite à 20 ms pour la charge de compression axiale du cou est de 2 200 N. Pour un corps de 73 kg décélérant contre le cou, la limite est égale à 3,1g mais pour une tête décélérant contre le cou, cette limite est égale à 50 g.

Il existerait par ailleurs des courbes de tolérance à la tension axiale, à la compression axiale et aux forces de cisaillement avant-arrière utilisables pour interpréter les mesures relevées sur des mannequins anthropomorphiques Hybrid-III. Celles-ci sont présentées à l'annexe 7.

Étant donné la complexité des mécanismes de génération des blessures cervicales et l'absence de critère de prédiction, de même que le fait qu'il apparaît peu probable que le cariste subisse un traumatisme cervical grave ou mortel (à moins qu'il ne reste coincé sous le chariot), il est suggéré de ne pas s'attarder à évaluer ce paramètre à l'aide du modèle biomécanique. Toutefois, le cou devra être modélisé de façon à ce qu'on puisse connaître sa résistance à la vitesse et à l'accélération inhérentes au renversement, de même que la direction et l'amplitude dans lesquelles il bougera, car ces paramètres auront une influence directe sur la trajectoire, la vitesse et l'accélération de la tête.



**Tableau 2 : Recensement des valeurs limites de tolérance du cou**

Auteurs	Paramètre(s) ou types de blessures	Valeurs limites
Mertz et Patrick, 1971 *	extension	35 ft-lb (47.3 N-m) : sans danger 42 ft-lb (56.7 N-m): blessure ligamentaire
Melvin, 1979	moment d'extension résultant au niveau des condyles occipitaux	57 N-m
Mertz, 1993	moment d'extension du cou, mesuré sur mannequin Hybrid-III	57 N-m
Clemens et Borow, 1972 *	accélération antéro-postérieure au thorax (collision frontale)	15 g (peut produire une blessure cervicale)
Mertz et Patrick, 1971 *	flexion	44 ft-lb (59.4 N-m): initiation de douleur 65 ft-lb (87.8 N-m): charge volontaire max. 140 ft-lb (189 N-m): risque de blessures structurelles (note : des blessures musculaires peuvent survenir à un niveau inférieur)
Triano et Schultz, 1990 *	moment au segment cervical supérieur	22 à 24 N-m 120 à 130 N : forces résultantes sans blessures. Toutefois, rôle incertain dans la détermination de la tolérance
Melvin, 1979	moment de flexion résultant au niveau des condyles occipitaux	190 N-m
Mertz, 1993	moment de flexion du cou, mesuré sur mannequin Hybrid-III	190 N-m
Myers et al, 1991c *	luxation facettaire bilatérale blessures en compression	1 720 ± 1 230 N 4 810 ± 1 290 N
Maiman et al, 1983 *	blessures en flexion blessures en compression	2 000 N 5 970 ± 1 049 N
Myers et al, 1991b *	couple axial ; blessures cervicales	17.2 ± 5.1 N-m, avec taux de charge (« rates of loading ») de 500°/s
God et al, 1990*	couple axial ; blessures cervicales	13.6 ± 4.5 N-m (taux de charge de 4°/s)
Wismans et Spenny, 1983 *	tolérance humaine à la torsion	28 N-m
Melvin, 1979	début d'apparition de fractures de vertèbres cervicales	forces de pointe (axe supérieur-inférieur) 5700 N (1280 lb), vitesse de pointe de l'impacteur 24,6 pieds/s (7,5 m/s) et valeurs de travail d'impact de pulsion initial de 380 J

\* : études citées dans McElhaney et Myers, 1993, p 355.

### 10.3 Traumatismes thoraciques

#### 10.3.1 Thoracic Trauma Index

Le critère qui semble le plus utilisé est le Thoracic Trauma Index (TTI), développé par Eppinger, Marcus et Morgan (1984) qui ont analysé des données de « sled tests » obtenues par des recherches effectuées à l'Université d'Heidelberg en 1980. La formule originale du TTI est la suivante (Cavanaugh, 1993; Morgan et al, 1994) :

$$TTI = (1.4 \times \text{âge}) + (\frac{1}{2} (\text{Rib}_y + \text{T12}_y) \text{Mass}/\text{Mass}_{\text{standard}})$$

où  $\text{Rib}_y$  = accélération de pointe de la 4<sup>e</sup> côte située du côté de l'impact, après que le signal d'accélération ait été filtré selon les spécifications (en G's) si l'enregistrement est pris sur un mannequin

$\text{T12}_y$  = accélération de pointe de la 12<sup>e</sup> vertèbre thoracique, dans la direction latérale après que le signal d'accélération ait été filtré selon les spécifications (en G's) si l'enregistrement est pris sur un mannequin

Mass = masse du sujet

$\text{Mass}_{\text{standard}}$  = masse standard de 75 kg

Une version révisée a été proposée par la suite, par les auteurs initiaux du TTI suite à des tests expérimentaux effectués sur 35 cadavres. Ces tests ont montré qu'il y a une atténuation naturelle et inhérente de la réponse de pointe de la côte supérieure comparativement à la réponse de pointe de la côte inférieure. Conséquemment, les valeurs d'accélération de la côte supérieure ont été modifiées à l'échelle pour donner la même moyenne et variance que les valeurs d'accélération de la côte inférieure. L'algorithme utilisé pour calculer l'accélération normalisée est le suivant (Morgan et al, 1994) :

$$X_{\text{norm}} = 1.3 X_i - 2.02$$

où  $X_{\text{norm}}$  = mesure de réponse normalisée de la côte supérieure

$X_i$  = mesure de réponse particulière de la côte supérieure

En utilisant le maximum de l'accélération normalisée de la côte supérieure ou inférieure, conjointement à l'accélération mesurée à T12 et à l'âge et à la masse du cadavre, une nouvelle série de valeurs TTI a été calculée et a permis d'établir la relation entre le TTI et la probabilité

d'avoir un dommage au niveau du thorax dur avec un AIS supérieur ou égal à 3, 4 ou 5. Les courbes établissant ces relations sont présentées à l'annexe 9. Mentionnons que le TTI a une courbe pour les impacts gauche et une autre pour les impacts à droite, ce qui est intéressant, car on sait que le niveau de tolérance de droite est plus bas que celui de gauche, entre autres, à cause de la position des organes et des viscères (ex. : foie).

Une des principales critiques que l'on peut formuler envers le TTI est qu'il ne peut pas prédire la gravité des blessures *abdominales*, les données sur les accidents montrant que dans plusieurs cas, il peut y avoir des blessures abdominales sévères en l'absence de traumatismes thoraciques (Brun-Cassan et al, 1994). Le TTI ne doit donc pas se substituer à un critère de prédiction de la sévérité des blessures abdominales.

Le TTI est mesurable sur les mannequins anthropomorphiques comme le SID et l'EUROSID. La corrélation entre le AIS et le TTI calculée à partir des mesures prises sur ces mannequins est apparemment très bonne (Janssen et Wismans, 1995; Morgan et al, 1994). Par ailleurs, certaines valeurs de référence ont été établies pour les accélérations thoraciques mesurées sur des mannequins. Ainsi, la valeur de référence pour l'accélération du thorax au niveau de la colonne vertébrale (3 ms, G) serait de 60 pour un mannequin Hybrid-III représentant un homme de taille moyenne (Mertz, 1993).

### 10.3.2 Vitesse d'impact

Selon la revue de littérature de Johnson (1988), la probabilité de subir des blessures graves est faible si la vitesse d'impact sur une surface dure au niveau du thorax est moins de 24 à 32 km/h.

### 10.4 Traumatismes abdominaux

Dans sa revue de littérature, Rouhana (1995) liste tous les types de valeurs de tolérance humaines relativement aux dommages abdominaux résultant d'une collision. Dépendant du critère, on considère la force de pointe (F); la compression maximale (C); la vitesse (V); l'énergie; la relation  $V_{\max} * C_{\max}$ ; la relation  $[V * C]_{\max}$ ; la pression; la relation  $E_{\max} * C_{\max}$ . Un tableau présentant la corrélation entre ces « critères » et la gravité des blessures est présenté à l'annexe 10. Mentionnons toutefois que la plupart de ces valeurs de référence ont besoin d'être qualifiées, car aucune d'entre elles ne résulte d'expériences sur des être humains vivants.

Parmi les nombreuses valeurs de référence existantes, il semble que celle considérant la relation  $V * C$  soit bien corrélée aux valeurs AIS et constitue de ce fait un très bon paramètre pour prédire

les blessures abdominales (Stalnaker et Ulman, 1995). Ce critère semble l'un des plus souvent utilisés dans les études expérimentales. Il est mesurable sur des mannequins anthropomorphiques, comme par exemple l'EUROSID (Janssen et Wisman, 1995). Des critères (courbes) de prédiction des dommages établis pour un humain pesant 76 kg, mettant en relation  $V \cdot C$  avec la compression, ont été établis pour des impacts frontaux (corridors supérieur, moyen et inférieur) et pour des impacts latéraux (gauche et droit) pour un AIS = 3.

Par ailleurs, un « corridor » de réponse abdominale à l'impact, mettant en relation la force sur l'abdomen (N) et la pénétration (cm), a été établi chez l'humain pour une vitesse d'impact de 10 m/s, ce qui correspondrait approximativement à la vitesse d'impact d'une portière latérale sur un occupant pour une configuration standard d'accident de « 48.27 km/h striking / 24.14 km/h struck » (Stalnaker et Ulman, 1995). Cette vitesse de 10 m/s correspond environ à la vitesse d'impact d'un volant dans l'abdomen du conducteur pour un test de barrière de 48.27 km/h alors que le conducteur n'est pas attaché (Stalnaker et Ulman, 1995). Ces trois courbes sont présentées à l'annexe 11.

Bien que plusieurs valeurs de tolérance aient été établies, il demeure que l'effet de la tension musculaire n'a pas encore été inclus dans les propositions de réponse de corridors abdominaux. On sait aussi que la tolérance humaine varie en fonction des différences de grandeur, de force, de condition physique, etc. (revue de littérature de Rouhana, 1995). Les valeurs de tolérance devraient donc être utilisées pour des fins de comparaison seulement, d'autant plus qu'il n'existe pas encore de substitut de l'abdomen qui possède suffisamment de biofidélité et de potentiel de mesure des risques de blessures pour n'importe quel degré de charge, de direction d'impact et de type de surface de charge (revue de littérature, Rouhana, 1995).

## 11.0 CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

### 11.1 Conclusions générales

Les renversements latéraux de chariots élévateurs constituent un problème important, avec des conséquences humaines souvent très graves ou mortelles. Tous les risques de renversement ne pourront jamais être éliminés complètement, entre autres, parce qu'il existera toujours des facteurs de risque associés à l'environnement de travail. Dans cette étude, nous avons considéré les efforts accomplis pour tenter d'en réduire la gravité sur le plan humain, par l'usage de systèmes de protection de l'opérateur, tels des ceintures de sécurité, systèmes de retenue des hanches ou des épaules, des portes latérales, etc. Toutefois, les dispositifs de protection actuels gênent souvent l'opérateur, celui-ci ne bénéficie donc toujours pas d'une protection adéquate en cas de renversement du chariot. Il subsiste plusieurs doutes quant à leur efficacité réelle, comme en témoignent les différences souvent importantes au niveau des résultats et des conclusions des différentes études qui ont été conduites pour évaluer ces systèmes. Différents objectifs, différents protocoles et différents intérêts ont guidé ces études antérieures. Ces études ont été réalisées jusqu'à présent de façon expérimentale à l'aide de mannequins anthropomorphiques ou de cascadeurs lors de tests de renversement en laboratoire, ou à l'aide de modèles mathématiques très simples comportant un grand nombre d'hypothèses simplificatrices. Leurs résultats sont peu probants et parfois contradictoires.

### 11.2 Recommandations générales

Le développement d'un modèle biomécanique de type cinématique d'un opérateur de chariot élévateur permettrait d'étudier les traumatismes pouvant survenir lors d'un accident de renversement. Il pourrait être utilisé pour simuler l'action des systèmes de protection en développement, analyser leur impact et les modifier jusqu'à l'obtention d'un design théoriquement satisfaisant. Les designs les plus prometteurs pourraient ensuite faire l'objet de tests expérimentaux plus approfondis.

En effet, un modèle biomécanique offrant la possibilité de modéliser le comportement du cariste et du chariot, permettrait d'améliorer significativement la conception des systèmes de protection et la conception efficace des méthodes d'évaluation objectives des différents systèmes. L'utilisation d'un tel modèle devrait en plus, réduire les coûts de développement et d'optimisation des systèmes de même que les coûts des essais expérimentaux.

Étant donné le peu de validité des modèles simplifiés utilisés jusqu'à maintenant et que l'approche expérimentale par banc d'essai peut-être extrêmement coûteuse<sup>3</sup> lorsque exploitée sans outil efficace de prédiction, il est recommandé de s'orienter vers le développement d'un modèle plus performant pour la simulation biomécanique du cariste et du chariot.

### 11.3 Recommandations pour l'élaboration d'un modèle : les lignes directrices

Le modèle devra permettre de représenter l'opérateur d'une façon la plus près possible de la réalité biomécanique et physiologique humaine. Il devra permettre :

- de simuler le plus réalistement possible la trajectoire, la vitesse et l'accélération de la tête et du tronc en fonction du temps. La réponse des colonnes cervicale, thoracique et lombaire devra donc être simulée le plus fidèlement possible;
- de positionner l'opérateur selon divers scénarios afin de simuler les postures les plus couramment retrouvées dans les situations de renversement. On pourra par exemple positionner l'opérateur de façon asymétrique (ex. : une seule main sur le volant), avec différents degrés de rotation, flexion antérieure et/ou flexion latérale du tronc, etc. Ceci est important, car on sait que la force du haut du corps ainsi que la force de préhension sont influencées par la posture de base;
- de vérifier si le système de protection est efficace contre le coincement d'un ou des membres supérieurs ou inférieurs sous le FOPS;
- d'obtenir des critères de prédiction de la gravité du traumatisme crânio-cérébral (TCC) qui pourraient être associés au heurt de la tête contre le sol, le toit de protection ou tout autre élément du chariot. Il est suggéré d'utiliser à cette fin le Head Injury Criterion et le New Mean Strain Criterion. Chacun de ces critères étant basé sur un modèle différent, leur utilisation complémentaire apparaît intéressante. Toutefois, ils ont tous deux le désavantage de ne pas considérer l'accélération angulaire, laquelle jouerait un rôle très important au niveau de la genèse des TCC. Il est donc recommandé de mesurer aussi l'accélération et la vitesse angulaire, et de l'interpréter selon les données fournies à la section 10.1.6 du rapport (Ommaya, 1985). La prédiction de la gravité du TCC est ici d'une importance primordiale;

---

<sup>3</sup> L'étude de Johnson, 1988, a coûté plus de 1 000 000,00 \$ US.

- d'obtenir des critères de prédiction de la gravité du traumatisme abdominal qui pourraient être associés au heurt de l'abdomen contre l'appui-bras, le volant ou tout autre élément du poste de travail. La relation Vitesse\*Compression est apparemment bien corrélée avec l'*Abbreviated Injury Scale* et semble de ce fait, un critère intéressant à utiliser. Toutefois, étant donné la multitude de critères de prédiction des traumatismes abdominaux, il est recommandé d'évaluer au préalable, si un autre critère serait encore plus approprié ou plus facilement mesurable tout en offrant le même potentiel de prédiction<sup>4</sup>;
- d'évaluer l'impact du système de protection :
  - ... sur le plan de la visibilité des zones d'informations nécessaires pour le cariste, dans le but d'éviter de créer des masques visuels supplémentaires;
  - ... sur l'encombrement physique (ex. : impact sur la liberté et l'aisance des mouvements du cariste, sa posture, etc.);
  - ...sur tous les modes d'opération du chariot, du cariste et de la maintenance<sup>5</sup>;
- d'évaluer les paramètres susmentionnés en fonction d'un opérateur mâle de taille moyenne (50<sup>e</sup> percentile), de petite taille (ex. : 5<sup>e</sup> percentile) et de grande taille (95<sup>e</sup> percentile) afin d'évaluer si le système est aussi efficace dans tous les cas.

Le modèle devra également faire l'objet de validation expérimentale. Cependant, même si les études qui ont fait l'objet du présent travail ne permettent pas de converger vers des conclusions uniques ou parfois même contradictoires, de nombreuses données expérimentales peuvent être utilisées pour le développement initial du modèle.

---

<sup>4</sup> Advenant le cas où aucun critère de prédiction de la gravité des traumatismes abdominaux ne puisse être utilisé, car trop difficilement mesurable, il est suggéré d'utiliser comme alternative, le Thoracic Trauma Index (TTI), qui peut quand même fournir des informations intéressantes. Bien entendu, si le scénario montre que l'opérateur heurte son thorax contre une surface dure, il serait alors approprié d'en évaluer le potentiel de gravité des blessures thoraciques à l'aide du TTI. Bien que la prédiction de la gravité du traumatisme abdominal soit importante, elle peut être considérée comme moins importante que la prédiction du TCC.

<sup>5</sup> Advenant le cas où un élément du poste de conduite doit être déplacé à cause du système de protection, on devra également évaluer si la nouvelle disposition de cet élément respecte les principes ergonomiques (ex. : zones d'atteinte, visibilité, etc.).

#### **11.4 Recommandations sur la suite des travaux**

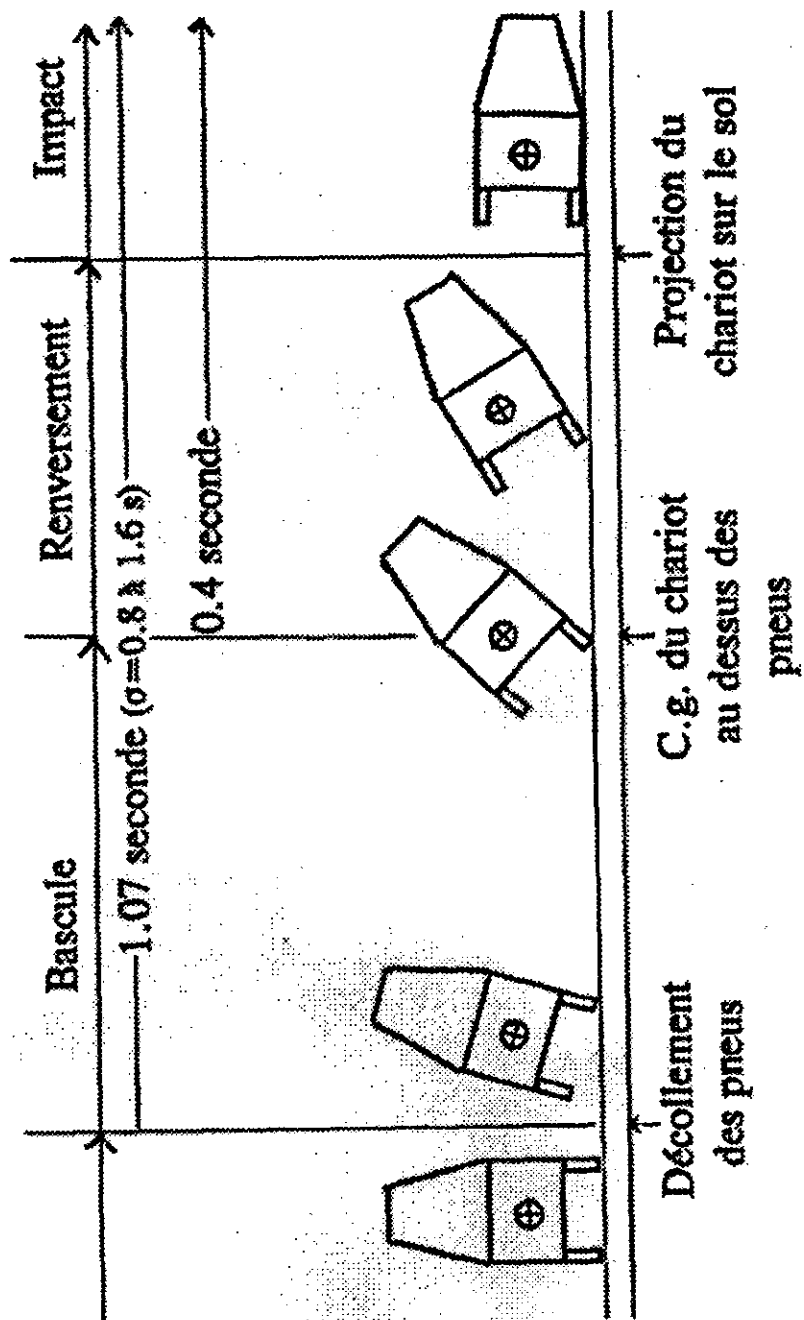
La présente étude n'avait pas pour objet de démontrer la faisabilité d'un modèle de type cinématique valable, pour l'étude des traumatismes pouvant survenir lors d'un accident de renversement ou la simulation de l'action de systèmes de protection et l'analyse de leur efficacité. Or, même s'il s'avère qu'un tel modèle pourrait être des plus utiles, y compris en tant qu'outil d'aide à la conception de chariots plus sécuritaires, une étude spécifique sur sa faisabilité devrait être réalisée en tenant compte des lignes directrices énoncées plus haut. Cette étude de faisabilité technique et pratique devrait aussi apporter des précisions concernant les ressources requises, le temps nécessaire et les coûts associés à l'élaboration du modèle souhaité de même qu'à sa validation expérimentale.



## **ANNEXE 1**

### **ILLUSTRATION DES PHASES DE RENVERSEMENT LATÉRAL DU CHARIOT ÉLÉVATEUR**

### ILLUSTRATION DES PHASES DE RENVERSEMENT LATÉRAL DU CHARIOT ÉLÉVATEUR



## **ANNEXE 2**

### **CARACTÉRISTIQUES DES ÉTUDES D'ÉVALUATION DE L'EFFICACITÉ DES SYSTÈMES DE PROTECTION LORS D'UN RENVERSEMENT LATÉRAL DE CHARIOT ÉLÉVATEUR**

**CARACTÉRISTIQUES DES ÉTUDES D'ÉVALUATION DE L'EFFICACITÉ DES SYSTÈMES DE PROTECTION  
LORS D'UN RENVERSEMENT LATÉRAL DE CHARIOT ÉLÉVATEUR**

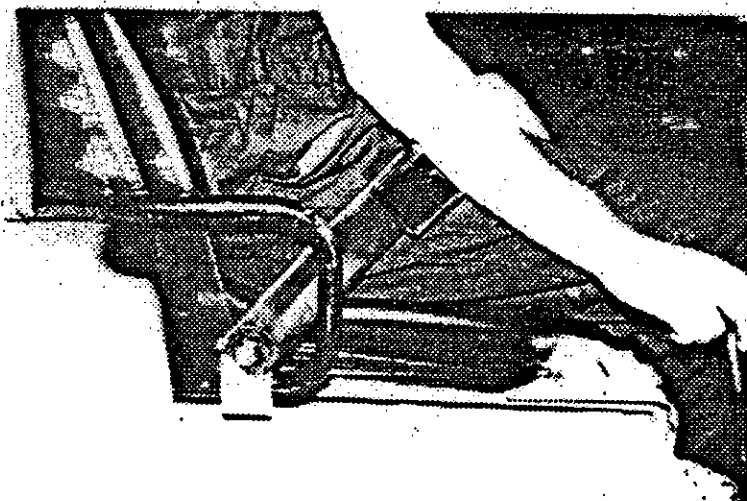
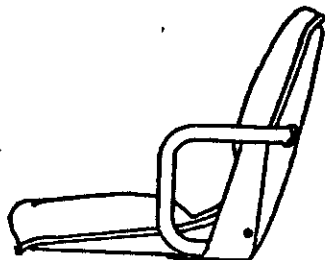
Auteur(s), année	Type de renversement	Type de mannequin	Sujet humain	Type de système de protection évalué	Particularités
Alem, 1985	statique	Side Impact Dummy (SID) 50e percentile, avec système d'autoretenue latérale		Siège conventionnel avec et sans ceinture Système retenue épaules avec et sans ceinture	2 vitesses de renversement
IASS, février 1986	statique	Modèle 850 avec cou et tête d'un Hybrid-II		Siège conventionnel avec et sans ceinture	
Dilino, 1983	statique	Part 572 (GM Hybrid-II) 50e percentile	1 cascadeur pour test final avec système retenue épaules + ceinture	Système retenue épaules avec et sans ceinture Siège conventionnel sans ceinture, ou avec ceinture attachée serrée et lâche Système retenue épaules avec et sans ceinture Portes avec et sans ceinture	
Entwisle et Moffatt 1992	statique		1 cascadeur pour tester les systèmes de protection 3 volontaires non entraînés pour évaluer l'habileté à demeurer dans la cabine	Siège conventionnel avec ceinture Système retenue épaules avec ceinture attaché avec différentes tensions Système retenue hanches de hauteurs variées, avec ceinture attachée avec différentes tensions	FOPS enlevé lorsque risque d'impact avec cette structure (donc, presque toujours enlevé)
Johnson, 1988	statique		a) 3 sujets b) 2 ou 3 sujets	Siège conventionnel (baquet) avec et sans ceinture Système retenue épaules avec et sans ceinture Système retenue des hanches, c'est-à-dire système « Sears » sans ceinture et système Hyster sans ceinture	a) but du test : identifier les réactions du sujet b) évaluer les systèmes de protection
King, 1981	dynamique par virage	Modèle non spécifié, 95e percentile		Siège conventionnel avec et sans ceinture	
Melvin, Alem et Winkler, 1982	dynamique par virage	Modèle non spécifié, 95e percentile		Siège avec et sans ceinture Appui-bras	
IASS, janvier 1986	dynamique par virage et par rampe	Modèle 850, non appareillé		Siège conventionnel avec et sans ceinture Système retenue épaules avec et sans ceinture	Demi-FOPS

IASS, janvier 1986	dynamique par virage et par rampe	Modèle 850, non appareillé		Siège conventionnel avec et sans ceinture Système retenue épaules avec et sans ceinture	Demi-FOPS
Johnson, 1988	dynamique par virage	Hybrid III, 95e percentile avec système d'autoretenue latérale		Système retenue épaules avec et sans ceinture Système retenue hanches avec et sans ceinture	Les deux systèmes ont été testés avec l'avant-dernière version du système d'autoretenue du mannequin. Seul le système retenue hanches a été évalué avec la version finale du système d'autoretenue du mannequin
Johnson, 1988	dynamique par inodélisation	50e et 95e percentile		Siège conventionnel avec et sans ceinture Système retenue épaules Système retenue hanches	Testé avec diverses postures du tronc de l'opérateur

## **ANNEXE 3**

### **ILLUSTRATION DU SYSTÈME DE RETENUE DES HANCHES DE MARQUE HYSTER**

## ILLUSTRATION DU SYSTÈME DE RETENUE DES HANCHES DE MARQUE HYSTER



Source : Johnson, J., Operator Restraint Development, Engineering Test Report no B-85-33, Hyster Company, 1988.

## **ANNEXE 4**

### **ILLUSTRATION DU SYSTÈME DE RETENUE DES ÉPAULES DE MARQUE CLARK**



## ILLUSTRATION DU SYSTÈME DE RETENUE DES ÉPAULES DE MARQUE CLARK



Source : Dilno, G.L., « Restraint systems development », dans Operator Restraint for the Lift Truck. A Compendium, Clark Equipment Company, Industrial Truck Division, 19 septembre 1983.

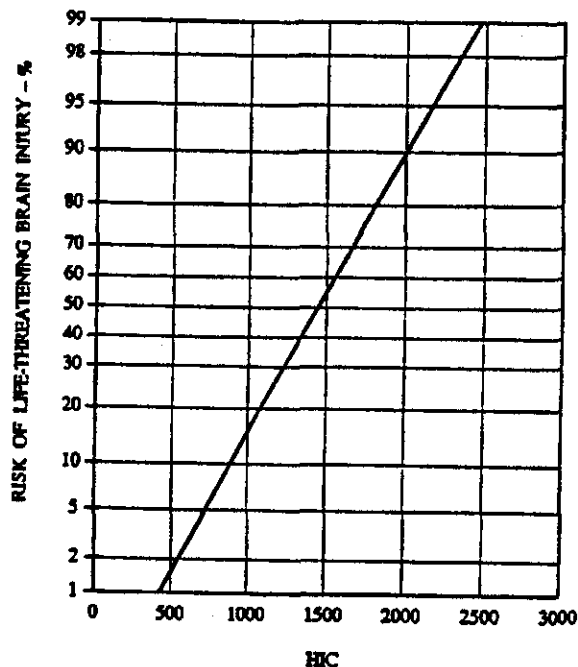
## **ANNEXE 5**

### **FORMULE ET COURBE D'INTERPRÉTATION DU HEAD INJURY CRITERION**

## FORMULE ET COURBE D'INTERPRÉTATION DU HEAD INJURY CRITERION

Courbe de risques de blessures, définie par le HIC pour  $t_2 - t_1 \leq 15$  ms

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



Source : Mertz, H., « Anthropomorphic test devices », in S.H. Backaitis et H.J. Mertz (eds), Hybrid III: The First Human-Like Crash Test Dummy, PT-44, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1994, 403.

## **ANNEXE 6**

### **ÉCHELLE DE RANG DES CODES 3-AIS DU NEW MEAN STRAIN CRITERION**

### ÉCHELLE DE RANG DES CODES 3-AIS DU NEW MEAN STRAIN CRITERION

Rang	Code	Prob décès	Rang	Code	Prob décès	Rang	Code	Prob décès	Rang	Code	Prob décès
1	100	0.00	15	322	0.04	29	433	0.27	43	532	0.38
2	110	0.00	16	330	0.04	30	440	0.30	44	533	0.40
3	111	0.01	17	331	0.05	31	441	0.34	45	540	0.42
4	200	0.01	18	332	0.05	32	442	0.38	46	541	0.44
5	210	0.01	19	333	0.06	33	443	0.43	47	542	0.47
6	211	0.02	20	400	0.09	34	444	0.48	48	543	0.50
7	220	0.02	21	410	0.10	35	500	0.25	49	544	0.52
8	221	0.03	22	411	0.12	36	510	0.26	50	550	0.55
9	222	0.03	23	420	0.13	37	511	0.27	51	551	0.58
10	300	0.02	24	421	0.15	38	520	0.29	52	552	0.62
11	310	0.02	25	422	0.17	39	521	0.30	53	553	0.65
12	311	0.02	26	430	0.19	40	522	0.32	54	554	0.69
13	320	0.03	27	431	0.21	41	530	0.34	55	555	0.72
14	321	0.03	28	432	0.24	42	531	0.36	56	600	1.00

Source : Stalnaker, R.L., Lin, C.A., Guenther, D.S., The Application of the New Mean Strain Criterion (NMSC), Proceedings of the 1985 International IRCOBI/AAAM Conference on the Biomechanics of Impacts, Goteborg, Sweden, June, 1985, p. 201.

## **ANNEXE 7**

### **FACTEURS DE RISQUES ASSOCIÉS AU NON-RESPECT DES PRINCIPES ERGONOMIQUES**

## **FACTEURS DE RISQUE ASSOCIÉS AU NON-RESPECT DES PRINCIPES ERGONOMIQUES**

Le cariste est exposé à plusieurs facteurs de risque associés au non-respect des principes ergonomiques, comme les problèmes de visibilité des zones d'informations, les contraintes posturales et l'exposition aux vibrations. Cette exposition peut avoir des conséquences négatives sur le plan de la santé du travailleur, de même que sur sa sécurité et celle des autres personnes qui travaillent dans son proche environnement.

Comme il a été mentionné précédemment, il est envisagé de concevoir de nouveaux systèmes afin de mieux protéger le cariste contre les renversements latéraux de chariots élévateurs. Or, s'il est inadéquatement conçu, le nouveau système peut en soi être générateur de risques. Il sera donc important de bien évaluer son impact sur le plan ergonomique, particulièrement en ce qui concerne la visibilité des zones d'informations et les gestes et postures du cariste.

### **Visibilité des zones d'informations**

On devra être particulièrement vigilant aux masques visuels pouvant être créés par le système de protection de l'opérateur qui sera développé afin de ne pas engendrer d'autres problèmes potentiels pouvant être à l'origine de situations à risque pour la santé et la sécurité au travail du cariste et des personnes qui travaillent autour de lui. Le manque de visibilité au poste de conduite, qui semble constituer un problème particulièrement important pour les caristes, est en effet fréquemment invoqué dans les analyses d'accidents de chariots élévateurs (revue de littérature de Hella, 1993; McPeck, 1977, citée par Hella et al, 1988). En fait, les exigences de visibilité lors de la conduite et de la manoeuvre du chariot élévateur sont importantes. La vision centrale et la vision périphérique sont toutes deux mises à contribution. Par exemple, lorsqu'il conduit le chariot non chargé, le cariste doit, par sa vision centrale, évaluer le chemin et détecter les obstacles et les piétons qui se trouvent sur le trajet. Sa vision périphérique lui sert à effectuer une surveillance latérale, à détecter toute possibilité d'objet en mouvement et à conduire le véhicule tout en surveillant les objets qui passent dans son champ de vision périphérique (revue de littérature de Hella et al, 1988). En situation de trajectoire en ligne droite, l'immobilité de la tête aide à la qualité du guidage de l'engin (Hella, 1993); les mouvements constants de la tête semblent alors

incompatibles avec la création d'images mentales représentant l'environnement, surtout lorsque la vitesse du chariot est élevée par rapport à l'environnement (revue de littérature de Hella et al, 1991).

### **Conséquences des masques visuels**

Les masques visuels ont au moins deux conséquences possibles pour l'opérateur, soit sur les plans postural et perceptuel :

#### *Conséquences posturales*

Trop souvent, le champ de vision du cariste est limité par les diverses composantes structurelles du chariot, en particulier celles du mât. Afin d'apporter les informations dans son champ de vision, l'opérateur est souvent obligé de bouger sa tête de côté malgré le fait que la détection visuelle, la perception du mouvement du chariot et la conduite du chariot exigent surtout de tenir la tête dans une position fixe (revue de littérature de Hella et al, 1988). Ces mouvements latéraux de la tête, rarement d'amplitude extrême, sont parfois accompagnés de mouvements du tronc (Hella et al, 1988). Ils sont surtout observés lors de la phase de déchargement durant laquelle l'opérateur tourne la tête de côté et en dehors des ouvertures du mât afin de mieux voir le bout des fourches et sa charge. Les postures extrêmes sont de courte durée et correspondent le plus souvent à un recueil visuel temporaire, comme regarder des points de repère, effectuer des ajustements mécaniques, etc. (Hella et al, 1988). Par contre, l'amplitude des mouvements de la tête croît en fonction de la proportion de surface masquée ainsi que du type et de la localisation du masque (ex. : horizontal vs vertical; central vs latéral) (Hella, 1993).

Le masque visuel peut aussi être créé par une charge trop volumineuse. Dans ce cas, il arrive souvent que le cariste doive conduire à reculons, ce qui entraîne une torsion du tronc. Incidemment, certains caristes estiment qu'ils conduisent à reculons durant environ 80 % du temps en raison de la gêne visuelle créée par la charge qu'ils transportent (IRSST, 1995).

Les composantes structurelles du chariot ainsi que la charge peuvent donc créer des masques visuels et entraîner des postures contraignantes au niveau du cou et du tronc. Or, on sait que les maux de dos et de cou constituent un problème important chez les caristes. De fait, comparativement à la population normale de travailleurs, les caristes ressentent plus fréquemment des maux de dos et de cou, s'absentent plus fréquemment du travail à cause des maux de dos et sont nombreux à quitter leur emploi après cinq ans, principalement à cause de problèmes de dos



(Bongers et Boshuizen, 1990, cités par Saint-Eve et Donati, 1993; Brendstrup et Biering-Sørensen, 1987; Broberg, 1984, cité par Eklund et al, 1994). L'adoption de postures non hygiéniques (déviations posturales) et/ou statiques, combinée à une exposition aux vibrations, à des pauses courtes et rares, et à des demandes élevées de précision et d'attention, constituent les principaux facteurs de risques pour le dos et le cou (Eklund et al, 1994; Saint-Eve et Donati, 1993). Ceci est sans compter les contraintes de production élevée et les délais de livraison serrés ou carrément dépassés auxquels sont soumis les caristes, qui contribuent au stress et à la fatigue, et indirectement, aux maux de dos et de cou.

### *Conséquences perceptuelles*

Les zones visuelles où le regard tombe fréquemment ou le plus longuement, varient en fonction de la tâche. Par exemple, lors de la conduite du chariot, le cariste regarde surtout les zones centrales alors que dans les tâches de chargement et de déchargement, le regard se porte principalement dans les zones les plus basses, comme la charge et le bout de la fourche (Hella et al, 1991). Par contre, en situation de conduite en virage, comparativement à une trajectoire en ligne droite, le conducteur semble regarder davantage la zone latérale et déplacer conséquemment sa tête latéralement dans une stratégie d'anticipation de la courbure du virage (Hella, 1993; Hella et al, 1991; Tisserand et Englert, 1983). Une situation de masquage peut induire une sous-estimation de la vitesse réelle du chariot et amener le cariste à aborder des virages à vitesse élevée (Hella, 1993), ou masquer certains obstacles se trouvant sur le trajet du chariot. Or, comme on le sait, les virages à vitesse élevée et la conduite du chariot sur un obstacle se retrouvent parmi les facteurs de risque les plus importants quant aux renversements latéraux de chariots élévateurs.

Notons par ailleurs que la vision à travers un « grillage » entraîne des difficultés d'acomodation et de convergence des yeux (Tisserand et Englert, 1983). Un masque visuel peut entraîner des difficultés à détecter et à évaluer visuellement la trajectoire à suivre, les obstacles, objets ou individus se trouvant sur la trajectoire ou à proximité, la profondeur du champ, etc., et à estimer les caractéristiques dynamiques des autres éléments mobiles (Hella, 1993; Tisserand et Englert, 1983). Ceci peut nuire également à l'appréciation de l'éloignement d'un piéton qui traverse devant le chariot et entraîner une collision avec ce dernier (Service d'Ergonomie et de Psychologie Industrielle, 1993). Or, le heurt de piétons par un chariot élévateur est fréquent. Par exemple, le taux d'accidents de chariots élévateurs qui impliquait une collision avec un piéton était de 16 % en France durant les années 70 et 31 % en Californie en 1980 (INRS, 1982; California Department of Industrial Relations, 1982, cité par Stout-Wiegand, 1987). Ce type d'accident est

responsable de 14 % à 39 % des accidents graves et mortels de chariots élévateurs (Department of Labor, 1995; Larsson et Rechnitzer, 1994). D'ailleurs, au Québec, 26 % des victimes d'accidents graves et mortels de chariots élévateurs sont des non-opérateurs (Tollier, 1995 a).

Il est important de mentionner qu'en termes de psychophysiologie, la somme des ouvertures visuelles adjacentes ou distinctes du chariot élévateur ne peut pas être considérée équivalente à une seule surface de la même dimension (Chong et Triggs, 1989). Par exemple, deux ouvertures distinctes de 100 mm de largeur procurent moins de visibilité qu'une ouverture de 200 mm de largeur (Hella et al, 1991). La localisation et la largeur des ouvertures sont également importantes. Par exemple, en situation expérimentale, la concentration visuelle serait maximale dans les zones centrales où les fenêtres de visibilité offrent un angle de vision horizontal de 13 degrés; elles sont plus basses lors de situations de chargement et de déchargement (Hella et al 1991).

Notons que les masques visuels sont principalement créés par le mât et la charge, mais qu'ils peuvent aussi être engendrés par une porte latérale (ex. : grillage, structure), les structures de soutien du FOPS, etc. En fait, le cariste a besoin d'une bonne visibilité vers l'avant, l'arrière, les côtés et les coins.

Finalement, il est important de mentionner que les problèmes de visibilité peuvent aussi concerner les indicateurs. En effet, des indicateurs mal conçus ou difficilement visibles peuvent provoquer des erreurs d'interprétation de la part de l'opérateur et provoquer un accident, alors que leur fonction est avant tout de l'aider à prendre une décision pouvant éviter une mauvaise manoeuvre (Charron et Gauthier, 1996).

Le nouveau système de protection de l'opérateur ne devra donc pas créer de masque visuel supplémentaire, ne pas nuire aux mouvements de l'opérateur (ce qui pourrait incidemment réduire son champ visuel fonctionnel) ni nuire à la visibilité et à la lisibilité des indicateurs. Il sera de ce fait important de comparer les zones de visibilité entre les situations avec et sans système de sécurité.

### **Autres facteurs de risque ergonomiques**

Les caristes peuvent être exposés à des efforts excessifs, comme par exemple lorsqu'ils manipulent certains produits (ex. : les empiler ou les replacer sur la fourche), manutentionnent des accessoires tels attaches, fourches, réservoir de gaz propane, etc. (Bouliane, 1986). L'action d'entrer et de sortir du chariot constitue aussi un agent d'accident, le cariste pouvant alors glisser sur le

marchepied ou sur le sol, tomber, etc. (Bouliane, 1986; Larsson et Rechnitzer, 1994; IRSST, 1995). L'accès au chariot est souvent problématique, les marches étant rarement conçues pour la descente de face; si le cariste ne se retourne pas (comme il arrive fréquemment), le plus souvent, il saute pour descendre, se mettant ainsi dans une situation à risque (IRSST, 1995).

Le mauvais dimensionnement et l'aménagement inadéquat de la cabine du chariot peuvent également être considérés comme des facteurs de risque. Par exemple, l'espace trop restreint à l'intérieur de la cabine ou le mauvais emplacement des manettes et des pédales peut être à l'origine de plusieurs risques dont ceux reliés à l'adoption et/ou à la répétition de postures contraignantes. Un mauvais emplacement des commandes ou des pédales dû à l'exiguïté de la cabine peut aussi produire des accidents graves comme le renversement du chariot ou une collision. En effet, sur certains types de chariots élévateurs, étant donné le dimensionnement de la cabine, la pédale de frein est placée de telle façon qu'un opérateur ayant le pied un peu long ne peut l'actionner qu'en plaçant son pied de côté. Ce type de problème peut entraîner des risques de collision ou de renversement du chariot si la pédale de frein ne peut pas être actionnée à temps (Charron et Gauthier, 1996). On retrouve aussi sur certains chariots une seule pédale destinée à plusieurs usages. Ceci peut provoquer une méprise de l'opérateur; par exemple, il peut croire qu'il l'actionne pour avancer alors qu'en réalité, son action fait reculer le chariot (Bouliane et Dalière, 1986). Le chariot peut conséquemment frapper un objet ou un piéton, rouler sur un objet comme par exemple un tuyau, tomber du quai, etc.

L'encombrement dans la cabine peut aussi nuire aux mouvements de l'opérateur et de par le fait même, à la visibilité de certaines zones d'informations importantes. Par exemple, une diminution de l'amplitude possible en rotation du tronc et/ou du cou pourra entraîner une diminution du champ visuel vers l'arrière; un système restreignant les flexions latérales du tronc pourra nuire à la visibilité des côtés de la charge.

Dans plusieurs entreprises, les caristes ont par surcroît à composer avec des conditions environnementales qui peuvent créer une situation à risque, comme par exemple, un éclairage inadéquat de l'environnement de travail qui nuit à l'évaluation de la surface de circulation, une ambiance thermique extrême, un environnement bruyant qui nuit aux communications, des intersections aveugles, un encombrement mouvant, etc. Pour échapper à certaines de ces conditions (ex. : travail en ambiance très chaude), certains opérateurs seront donc tentés d'accélérer le rythme pour terminer le travail plus rapidement, même s'ils connaissent en théorie

les risques auxquels ils s'exposent (Wilcox, octobre 1994, cité par Charron et Gauthier, 1996; IRSST, 1995).

## **ANNEXE 8**

**COURBES DE TOLÉRANCE À LA TENSION AXIALE,  
À LA COMPRESSION AXIALE ET AUX FORCES DE CISAILLEMENT  
AVANT-ARRIÈRE UTILISABLES AVEC LE MANNEQUIN HYBRID-III**

**COURBES DE TOLÉRANCE À LA TENSION AXIALE, À LA COMPRESSION AXIALE ET AUX FORCES DE CISAILLEMENT AVANT-ARRIÈRE UTILISABLES AVEC LE MANNEQUIN HYBRID-III**

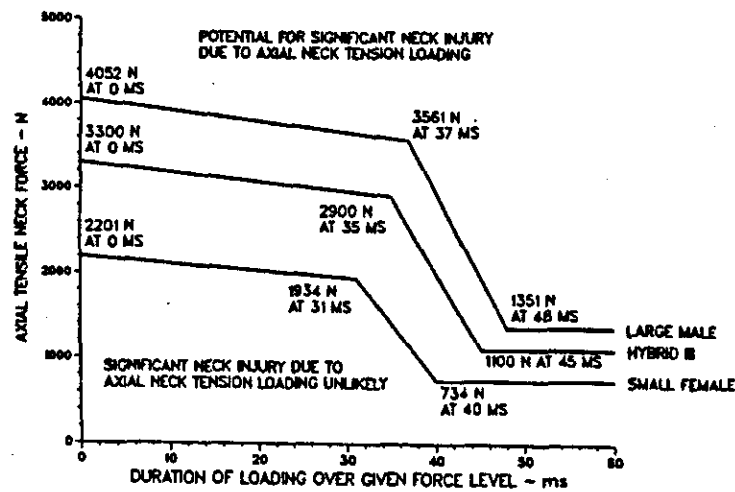


FIGURE 4.A2. Injury-assessment curves for axial neck tension measured with Hybrid III-type adult dummies.

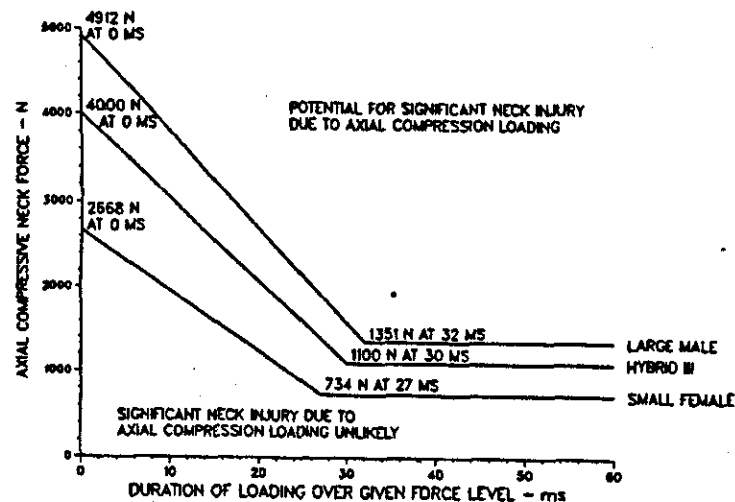


FIGURE 4.A3. Injury-assessment curves for axial neck compression measured with Hybrid III-type adult dummies.

Source : Mertz, H., Anthropomorphic Test Devices, dans Backaitis, S.H. et H.J. Mertz (eds), Hybrid III: The First Human-Like Crash Test Dummy, PT-44, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1994, 402 (suite...)

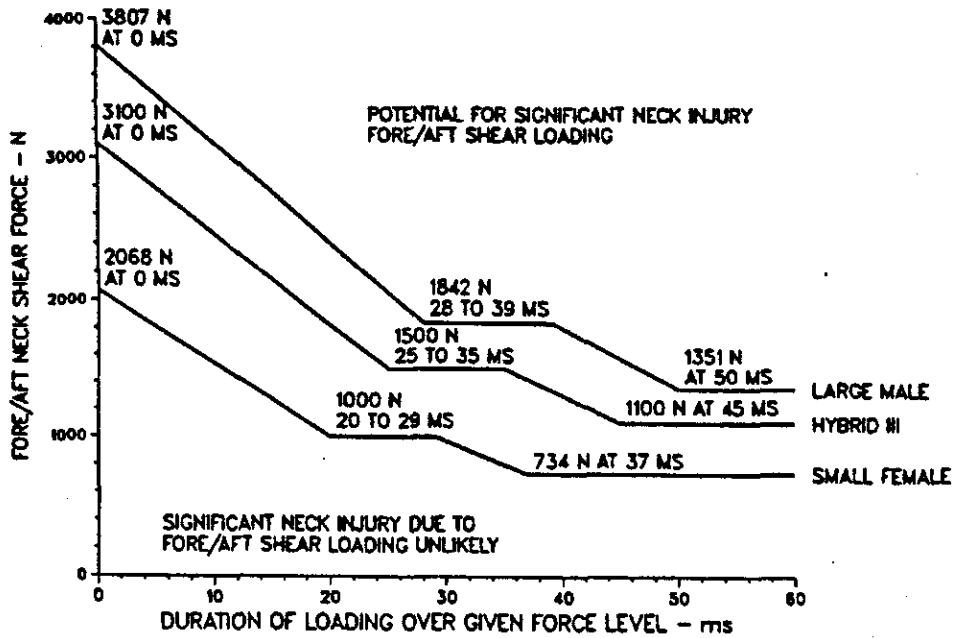


FIGURE 4.A4. Injury-assessment curves for fore and aft shear forces measured at the head/neck interface of Hybrid III-type adult dummies.<sup>32,37</sup>

Source : Mertz, H., Anthropomorphic Test Devices, dans Backaitis, S.H. et H.J. Mertz (eds), Hybrid III: The First Human-Like Crash Test Dummy, PT-44, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1994, 404.

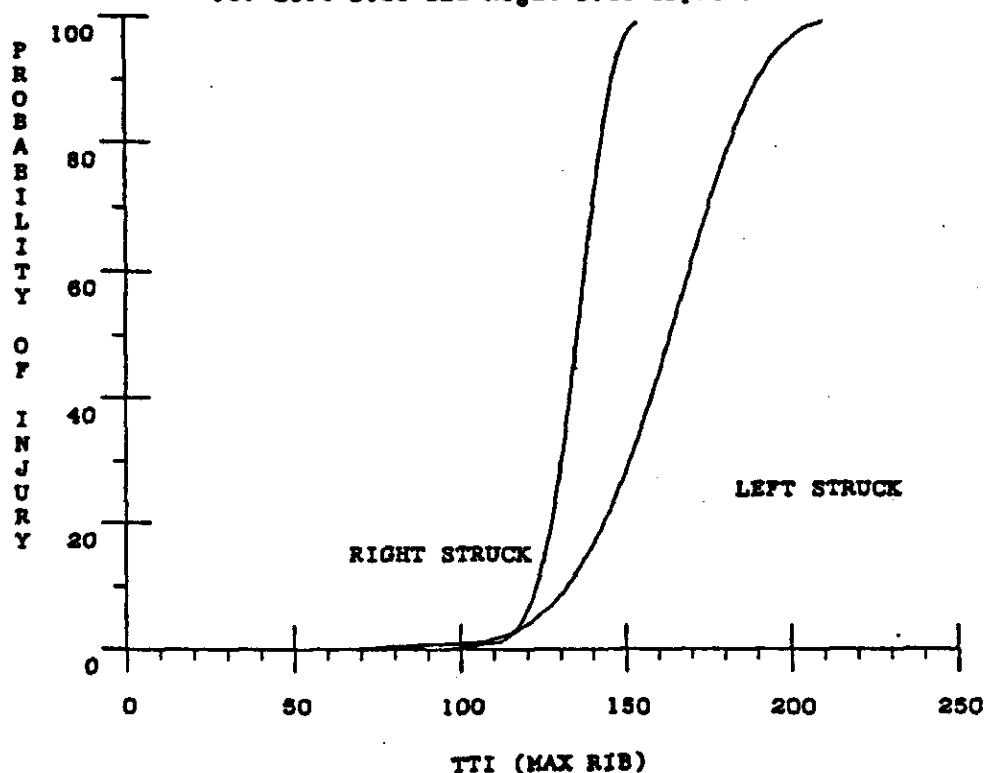
## **ANNEXE 9**

### **COURBES DE PROBABILITÉ DU NIVEAU AIS vs TTI**



### COURBES DE PROBABILITÉ DU NIVEAU AIS VS TTI

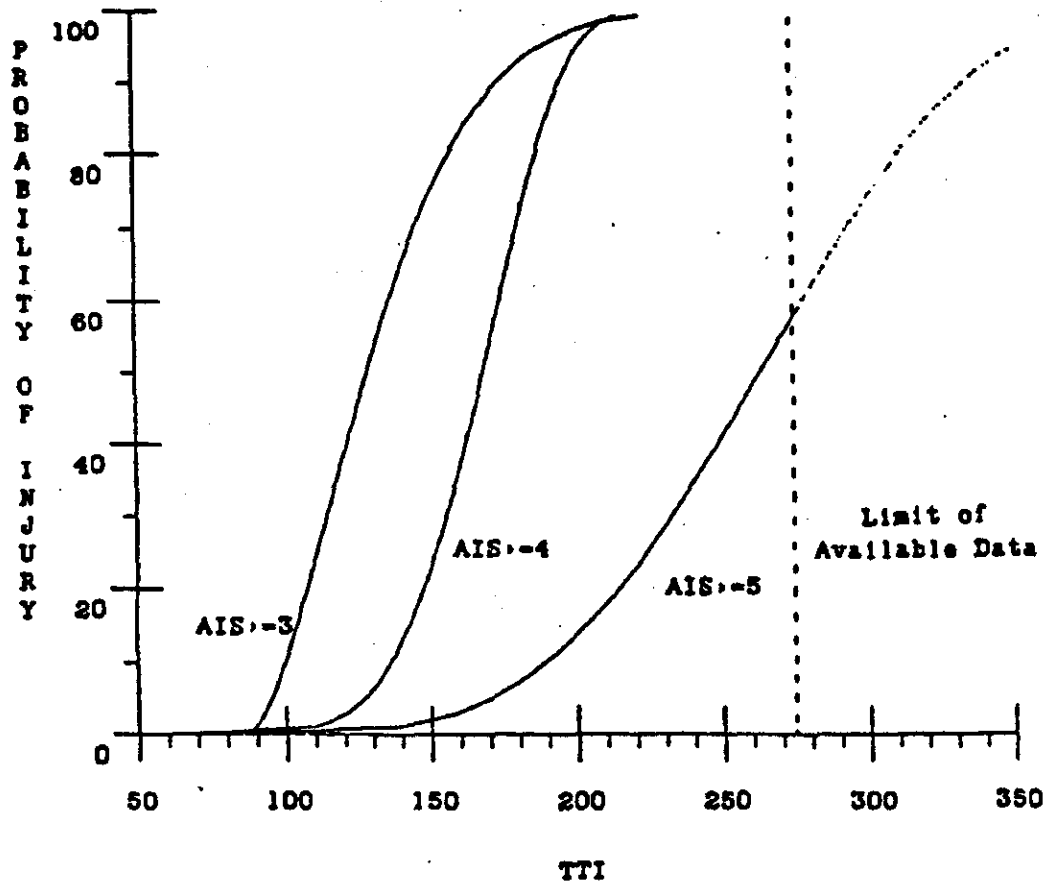
Figure 11 - Comparison of AIS  $\geq 4$  Probability for Left Side and Right Side Impacts



Source : Morgan, R.M., Marcus, J.J., Eppinger, R.H., "Side impact - The biofidelity of NHTSA's proposed ATD and efficacy of TTI (861877)", in S.H. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerances of the Thorax-Shoulder Complex, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1994, 931.

(suite...)

Figure 12 - Probability of AIS = 3, 4, or 5  
for Left Side Impacts



Source : Morgan, R.M., Marcus, J.J., Eppinger, R.H., "Side impact - The biofidelity of NHTSA's proposed ATD and efficacy of TTI (861877)", in S.H. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerances of the Thorax-Shoulder Complex, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1994, 932.

## **ANNEXE 10**

### **CORRÉLATION ENTRE CRITÈRES ABDOMINAUX ET BLESSURES ABDOMINALES**

**CORRÉLATION ENTRE CRITÈRES ABDOMINAUX  
ET BLESSURES ABDOMINALES**

Correlations of peak force with injury.

Author (Year)	Peak force	Injury severity	Organ injured	Comments
Trollope (1973) et al.	1.56kN 0.67kN	ESI >2 ESI >2	Liver Liver	Intact animal Exposed liver N = 85 primates; N = 15 <i>Sus scrofa</i>
Stalnaker (1973a) et al.	3.11kN (R & L)	ESI >3	Upper abdomen	N = 96 primates & human cadavers; free side; scaled armrest- belt Subacute shock—acute shock
Gogler (1977) et al.	0.59-0.98 kN 1.47kN	N/A AIS 3-4	Abdomen Abdomen	AIS 3-4 transition N = 12; <i>Sus scrofa</i> ; projectile tests; frontal abdominal impacts; free back; 11.4- 15.5 kg
Lou and (1981) Viano	0.24kN	AIS >3	Liver	Contusion N = 26; oryctolagus cuniculus; fixed back; compression = 16% for all experiments
Rouhana (1986) et al.	0.82kN 1.14 kN	AIS >3 AIS >3	Liver Kidney	ED <sub>50</sub> ED <sub>50</sub> N = 214; oryctolagus cuniculus; side impacts; 107 with force-limiting Hexcel; free side, area = 7.0in. sq.
Miller (1989)	2.93kN 3.96kN 3.76kN 4.72kN	AIS >3 AIS >3 AIS >4 AIS >4	Lower abdomen ED <sub>25</sub> Lower abdomen ED <sub>50</sub> Lower abdomen ED <sub>25</sub> Lower abdomen ED <sub>50</sub>	N = 25; <i>Sus scrofa</i> ; lap belt impacts; fixed back; all energy into subject
Viano (1989) et al.	6.73kN	AIS >4	Upper/ midabdomen	ED <sub>25</sub> N = 14; unembalmed cadavers; rigid pendulum; side impact; free back, some energy into whole body motion

Source : Rouhana, S.W., Biomechanics of Abdominal Trauma, in A.M. Nahum et John W. Melvin (eds), Accidental Injury, Biomechanics and Prevention, New York, Springer-Verlag, 1993, 417-420.

(suite...)

Correlations of maximum compression with injury.

Author (Year) et al.	C <sub>max</sub> *	Injury severity	Organ injured	Comments
Stalnaker (1973a)	60% (L)	ESI >3	Upper abdomen	N=96 primates & human cadavers; free side; scaled armrest, belt
et al.	54% (R)	ESI >3	Upper abdomen	
Lau and (1981) Viano	16% at 12 m/sec	AIS >3	Liver	Contusion N = 26; oryctolagus cuniculus; fixed back; compression = 16% for all experiments
Rouhana (1986) et al.	29%	AIS >3	Liver	ED <sub>50</sub> N = 214; oryctolagus cuniculus; side impacts; 107 with force-limiting Hexcel; free side; area = 7.0 in. sq.
Miller (1989)	37.8%	AIS >3	Lower abdomen	ED <sub>25</sub>
	48.4%	AIS >3	Lower abdomen	ED <sub>50</sub>
	48.3%	AIS >4	Lower abdomen	ED <sub>25</sub>
	54.2%	AIS >4	Lower abdomen	ED <sub>50</sub>
Viano (1989) et al.	43.7%	AIS >4	Upper/midabdomen	N = 25; <i>Sus scrofa</i> ; lap belt impacts; fixed back, an energy into subject ED <sub>25</sub> N = 14; unembalmed cadavers, rigid pendulum; side impact; free back; some energy into whole body motion

% of entire A-P or lateral dimension of subject

Source : Rouhana, S.W., Biomechanics of Abdominal Trauma, in A.M. Nahum et John W. Melvin (eds), Accidental Injury. Biomechanics and Prevention, New York, Springer-Verlag, 1993, 417-420.

(suite...)

Correlations  $V_{max} * C_{max}$  with injury.

Author (Year)	$V_{max} * C_{max}$	Injury severity	Organ injured	Comments
Rouhana (1984, 1985) et al.	1.75m/sec (R) 2.71 m/sec (R) 2.10m/sec (L) 3.31 m/sec (L)	AIS >3 AIS >3 AIS >3 AIS >3	Upper/midabdomen Upper/midabdomen Upper/midabdomen Upper/midabdomen	ED <sub>25</sub> ED <sub>50</sub> ED <sub>25</sub> ED <sub>30</sub> N = 117; oryctolagus cuniculus; free side; lateral abdominal impacts
Stalnaker (1985) et al.	Frontal 3.0m/sec Frontal 3.8m/sec Frontal 3.0m/sec Right side 3.5m/sec Left side 4.7 m/sec	AIS = 3 AIS = 3 AIS = 3 AIS = 3 AIS = 3	Upper abdomen Midabdomen Lower abdomen Abdomen Abdomen	N = 42; primates from previous studies, 6 cliff. impactors; 4diff. locations from linear regression of VC with AIS
Rouhana (1986) et al.	3.15m/sec (R & L) 5.5m/sec (R & L)	AIS >3 AIS >3	Liver Kidney	ED <sub>50</sub> ED <sub>50</sub> N = 214; oryctolagus cuniculus; side impacts; 107 with force-limiting Hexcel; free side; area = 7.0in. sq.
Rouhana (1987) et al.	0.75m/sec	AIS >3	Liver	N = 8; human cadavers; right- side impacts; analysis of Walfisch data; probability of injury not stated

Correlations of  $[V*C]_{max}$  with injury.

Author (Year)	$[V*C]_{max}$	Injury severity	Organ injured	Comments
Lau and (1986) Viano	1.2m/sec 1.4m/sec	AIS >5 AIS >5	Liver Liver	ED <sub>25</sub> ED <sub>50</sub> N = 20; <i>Sus scrofa</i> ; chest / abdomen contact; steering wheel
Lau and (1988) Viano	1.20m/sec 1.24m/sec	AIS >4 AIS >4	Liver Liver	Laceration ED <sub>25</sub> Laceration ED <sub>50</sub> Same as Lau (1986) + 9 more subjects with "punch pulled"
Miller (1989)	1.40m/sec	AIS >4	Lower abdomen	ED <sub>25</sub> N = 25; <i>Sus scrofa</i> ; lap belt
impacts; fixed back; all energy into subject Viano et al. (1989)	1.98m/sec	AIS >4	Upper/midabdomen	ED <sub>25</sub> N = 14, unembalmed cadavers; rigid pendulum; side impact; free back; some energy into whole body motion

## Correlations of pressure with injury.

Author	(Year)	Pressure	Injury severity	Organ injured	Comments
Williams	(1963)	50 kPa	AIS >3	Lower abdomen	N = 45; canidae; 50 lb wt. dropped 8 ft onto a board over lower abdomen; 28 of 49 subjects had intestinal injury
McElhaney et al.	(1971)	131 kPa (WS) 386 kPa (LF)	ESI >3 ESI >3	Midabdomen Midabdomen	N = 13; primates; pneumatic impactor; free back/side; bar, belt, large flat block (LF), wedge shape (WS)
Fazekas et al.	(1971, 1972)	44 kPa 169 kPa 320 kPa	AIS = 4 AIS = 4 AIS = 5	Spleen Liver Liver	Rupture Superficial lacerations Multiple ruptures N = unknown; human cadaver; isolated livers
Melvin et al.	(1973)	310 kPa	ESI >3	Liver	Exposed, perfused liver N = 17liver; N = 6 kidney; <i>Macaca mulatta</i> ; MTS type; fixed back; V = 2.5 m/sec
Trollope et al.	(1973)	600 kPa (CB) 152 kPa (LF)	ESI >3 ESI >3	Upper abdomen Upper abdomen	N = 85 primates; N = 15 <i>Sus scrofa</i> ; cylindrical bar (CB); large flat block (LF)
Stalnaker et al.	(1973a)	214 kPa	ESI >3	Upper abdomen	N = 96; primates & human cadavers; free side; scaled armrest; belt
Stalnaker et al.	(1973b)	669 kPa (CB) 193 kPa (LF)	ESI >3 ESI >3	Upper abdomen Upper abdomen	N = 96; primates & <i>Sus scrofa</i> ; cylindrical bar (CB); large flat block (LF); free side; scaled armrest
Walfisch et al.	(1980)	260 kPa	AIS >3	Liver	N = 8; human cadavers; drop tests; right side impacts only
Lau and Viano	(1981)	67 kPa	AIS >3	Liver	Contusion N = 26; oryctolagus cuniculus; fixed back; compression = 16% for all experiments
Rouhana et al.	(1984, 1985)	276 kPa	AIS >4	Kidney	Laceration ED <sub>50</sub> N = 117; oryctolagus cuniculus; free side; lateral abdominal impacts
Rouhana et al.	(1986)	180 kPa 251 kPa	AIS >3 AIS >3	Liver Kidney	ED <sub>50</sub> ED <sub>50</sub> N = 214; oryctolagus cuniculus; side impacts; 107 with force-limiting Hexcel; free side; area = 7.0 in. sq.
Miller	(1989)	166 kPa 226 kPa 216 kPa 270 kPa	AIS >3 AIS >3 AIS >4 AIS >4	Lower abdomen Lower abdomen Lower abdomen Lower abdomen	ED <sub>25</sub> ED <sub>50</sub> ED <sub>25</sub> ED <sub>50</sub> N = 25; <i>Sus scrofa</i> ; lap belt impacts; fixed back; all energy into subject

Source: Rouhana, S.W., Biomechanics of Abdominal Trauma, in A.M. Nahum et John W. Melvin (eds), *Accidental Injury. Biomechanics and Prevention*, New York, Springer-Verlag, 1993, 417-420.

Correlations of  $F_{max} * C_{max}$  with injury.

Author	(Year)	$F_{max} C_{max}$	Injury severity	Organ injured	Comments
Walfisch et al.	(1980)	4.5 kN 14% deflection (See Rouhana, 1987)	AIS = 3	Liver	N = 8; human cadavers; drop tests; right side impacts only 4.5 kN; 14% deflection whole abdomen 4.5 kN; 19.5% deflection whole abdomen N = 8; human cadavers; right-side impacts; analysis of Walfisch data; probability of injury not stated
Rouhana et al.	(1987)	0.63 kN	AIS >3	Liver	
		0.88 kN	AIS >3	Liver	
Miller	(1989)	1.33 kN 1.96 kN 2.00 kN 2.67 kN	AIS >3 AIS >3 AIS >4 AIS >4	Lower abdomen Lower abdomen Lower abdomen Lower abdomen	ED <sub>25</sub> ED <sub>50</sub> ED <sub>25</sub> ED <sub>20</sub> N = 25; <i>Sus scrofa</i> ; lap belt impacts; fixed back; all energy into subject

TABLE 16.8. Correlations of velocity with injury.

Author	(Year)	Velocity	Injury severity	Organ injured	Comments
McElhaney et al.	(1971)	(MM) 11.3 m/sec (L) (PC) 14.5 m/sec (L) (MM) 9.8 m/sec (R) (PC) 12.5 m/sec (R)	ESI >3 ESI >3 ESI >3 ESI >3	Midabdomen Midabdomen Midabdomen Midabdomen	N = 13; primates [ <i>Papio cynocephalus</i> (PC), <i>Macaca mulatta</i> (MM)]; pneumatic impactor; free back/side; bar, belt; large flat block, wedge shape
Stalnaker et al.	(1973a)	(Pr) 7.3 m/sec (L) (Pr) 6.1 m/sec (R)	ESI >3 ESI >3	Upper abdomen Upper abdomen	
Lau and Viano	(1981)	8-10 m/sec 12-14 m/sec	AIS >3 AIS >4	Liver Liver	

TABLE 16.9. Correlations of energy with injury.

Author	(Year)	Energy	Injury severity	Organ injured	Comments
Williams	(1963)	542 J	AIS >3	Lower abdomen	N = 45; canidae; 50 lb wt dropped 8 ft onto a board over lower abdomen; 28 of 49 subjects had intestinal injury Superficial lacerations Deep lacerations, no vascular injury Macerated N = 15; human cadaver livers; drop tests; livers injected with saline & barium; h = 2.1 m to 35.7 m; M = 1.4 kg to 1.8 kg
Mays	(1966)	37-46 J 144-182 J 386-488 J	AIS = 4 AIS = 5 AIS >5	Liver Liver Liver	



## **ANNEXE 11**

**COURBES DE PRÉDICTION DES DOMMAGES ABDOMINAUX,  
POUR LA RELATION V\*C**

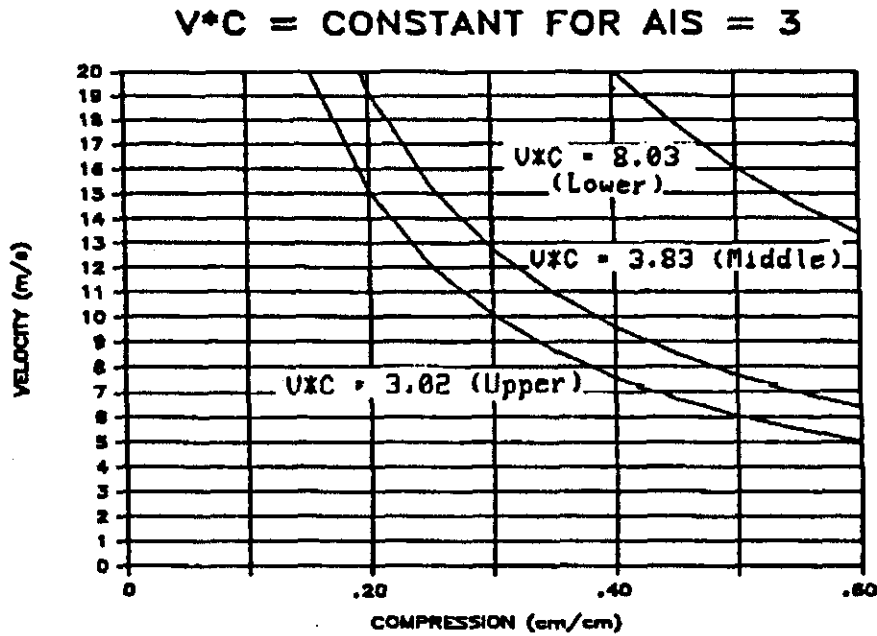
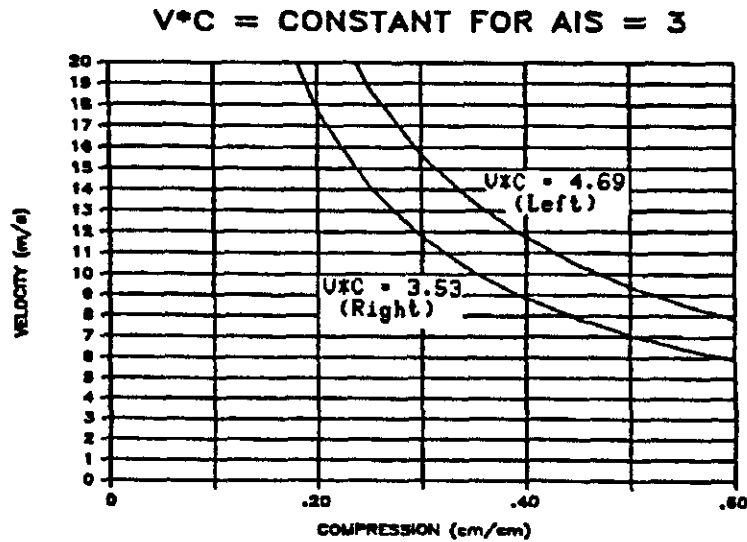


Fig 10 - Frontal abdominal impacts

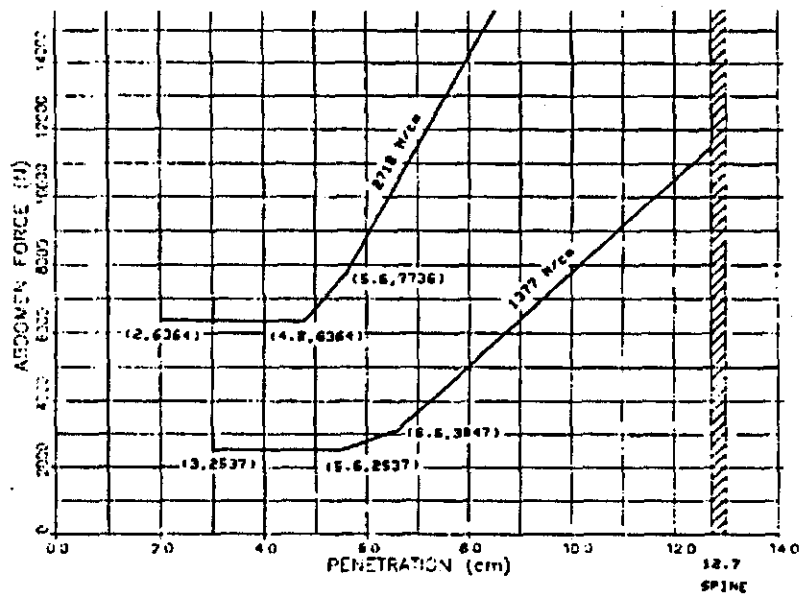
Courbes de prédiction des dommages abdominaux résultant d'un impact frontal, pour un AIS = 3, établie pour un humain de 76 kg.

Source : Stalnaker, R.L., Ulman, M.S., Abdominal Trauma - Review, Response, and Criteria (851720), dans S. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injuries and Injury Tolerance of the Abdomen, Lumbar Spine, and Pelvis Complex, PT-47, Warrendale, PA, Society of Automotive Engineers, 1995, 747.

(suite...)



Courbes de prédiction des dommages abdominaux résultant d'un impact latéral, pour un AIS = 3, établie pour un humain de 76 kg.



"Corridor" de réponse abdominale pour un impact de 10m/sec

Source : Stalnaker, R.L., Ulman, M.S., Abdominal Trauma - Review, Response, and Criteria (851720), dans S. Backaitis (ed), *Biomechanics of Impact Injuries and Injury Tolerance of the Abdomen, Lumbar Spine, and Pelvis Complex*, PT-47, Warrendale, PA, Society of Automotive Engineers, 1995, 747.

## LISTE DES ABRÉVIATIONS

<b>AIS :</b>	<b>Abbreviated Injury Scale</b>
<b>FOPS :</b>	<b>Falling Objects Protective Structure</b>
<b>HIC :</b>	<b>Head Injury Criterion</b>
<b>MSC :</b>	<b>Mean Strain Criterion</b>
<b>NMSC :</b>	<b>New Mean Strain Criterion</b>
<b>TCC :</b>	<b>Traumatismes crânio-cérébraux</b>
<b>TTI :</b>	<b>Thoracic Trauma Index</b>

## RÉFÉRENCES

- Akamatsu, M., Grund, E.V., "Forklift safety involves more than just forklifts", Professional Safety, 29:1, 1984, 15-20.
- Alem, N.M., Effects of Seatwings and Seatbelts on the Response of Forklift Truck Operator During Lateral Dynamic Tipovers. Final Technical Report, Ann Arbor, The University of Michigan Transportation Institute, 1985.
- Benoit, R., Visites de décembre 96 au Centre de recherche et d'essais Allemand IKA à Aix La Chapelle, Notes personnelles 1996
- Benson, J.B., Melvin, J.W., Snyder, R.G., Evaluation of the Upgraded Heavy Equipment Operators' Safety Belt Restraint System. Final Report, Ann Arbor, The University of Michigan Transportation Institute, octobre 1983.
- Bouliane, P., Dalière, M., Guide de prévention. Chariots élévateurs, Québec, Association Sectorielle Transport Entreposage, 1986.
- Brendstrup, T., Biering-Sørensen, F., "Effect of fork-lift truck driving on low back trouble", Scandinavian Journal of Work, Environment and Health, 13, 1987, 445-452.
- Brun-Cassan, F., Pincemaille, Y., Mack, P., Tarriere, C., "Contribution and evaluation of criteria proposed for thorax-abdomen protection in lateral impact (876040)", in S.H. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerance of the Thorax-Shoulder Complex. PT-45, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc, 1994, 935-947.
- Caterpillar, Systèmes de sécurité pour chariots élévateurs Caterpillar, dépliant publicitaire, 1994.
- Cavanaugh, J.M., "The biomechanics of thoracic trauma", in A.M. Nahum et J.W. Melvin (eds), Accidental Injury. Biomechanics and Prevention, New York, Springer-Verlag, 1993, 362-390.
- Charron, F., Gauthier, F., Avant-projet de recherche sur la sécurité dans l'utilisation des chariots élévateurs. Rapport final, Sherbrooke, Groupe de recherche en ingénierie simultanée de l'Université de Sherbrooke, 16 février 1996.
- Crockett, J., Miller, D.A., "Stand-up rider fork lift truck operator safety", Safety Engineering and Risk Analysis, 4, ASME 1995, 111-118.
- Department of Labor, Occupational Safety and Health Administration, Federal Register / Proposed Rules. Powered Industrial Truck Operator Training, 60:49, 14 mars 1995, 13782-13810.
- Dilno, G.L., "Restraint systems development", dans Operator Restraint for the Lift Truck. A Compendium, Clark Equipment Company, Industrial Truck Division, 19 septembre 1983, 21-31.
- Edwards, D.C., Attachments and their effect on stability of counter-balanced fork lift trucks, Specialist Inspector Reports number 32, Sheffield, Health and Safety Executive, 1992.

- Eklund, J., Odenrick, P., Zettergren, S., Johansson, H., "Head posture measurements among work vehicle drivers and implications for work and workplace design", *Ergonomics*, 37:4, 1994, 623-639.
- Entwisle, H.F., Moffatt, E.A., "Lift Truck Overturn Safety", *ASME 92-WA/SAF-1*, 1992.
- Ewing, C.L., Thomas, D.J., Lustick, L., Muzzy, W.H., Willems, G.C., Majewski, P., "Effect of initial position on the human head and neck response to +Y impact acceleration", *22nd Stapp Car Crash Conference*, Society of Automotive Engineers, octobre 1978.
- Gadd, C.W., Culver, C.C., Nahum, A.M., "A study of responses and tolerances of the neck (710856)", in S.H. Backaitis (ed), *Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerance of the Head-Neck Complex. PT-43*, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1993, 73-85.
- Gennarelli, T.A., Thibault, L.E., Tomei, G., Wisner, R., Graham, D., Adams, J., "Directional dependence of axonal brain injury due to centroidal and non-centroidal acceleration (872197)", in S.H. Backaitis (ed), *Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerance of the Head-Neck Complex. PT-43*, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1993, 595-599.
- Gou, M., *Étude du renversement latéral de chariots élévateurs à fourches*, Montréal, Les Entreprises Track Test Inc, préparé pour Bernard, Roy et Associés, 11 octobre 1990.
- Hella, F., "Visibilité au poste de conduite et sécurité du déplacement des engins industriels et de chantier", *Performances Humaines et Techniques*, no 63, mars-avril 1993, 38-44.
- Hella, F., Tisserand, M., Schouller, J.F., "Analysis of eye movements in different tasks related to the use of lift trucks", *Applied Ergonomics*, 22:2, 101-110, 1991.
- Hella, F., Tisserand, M., Schouller, J.F., Englert, M., "A new method for checking the driving visibility on hydraulic excavators", *International Journal of Industrial Ergonomics*, 8, 135-145, 1991.
- Hella, F., Tisserand, M., Schouller, J.F., "Visibility requirements for the driver's stand of lift trucks. Experimental study of drivers' lateral head movements", *Applied Ergonomics*, 19:3, 225-232, 1988.
- IASS (Institute for Advanced Safety Studies), *An Examination of Seat Belt Acceptance by Forklift Truck Operators*, Niles, IL, Institute for Advanced Safety Studies, préparé pour Allis-Chalmers, Industrial Truck Division, 27 décembre 1985.
- IASS (Institute for Advanced Safety Studies), *Dynamic Forklift Truck Tip-overs: a Preliminary Safety Analysis and Testing Program of Operator Restraint Systems*, Niles, IL, Institute for Advanced Safety Studies, préparé pour Allis-Chalmers, Industrial Truck Division, 2 janvier 1986.
- IASS (Institute for Advanced Safety Studies), *Effects of Operator Restraint on Measured head Impacts During Lateral Overturns of Forklift Trucks*, Niles, IL, Institute for Advanced Safety Studies, préparé pour Allis-Chalmers, Industrial Truck Division, 19 février 1986.
- IASS (Institute for Advanced Safety Studies), *Maneuver Analysis: A Safety Program for Forklift Truck Operator Protection*, Niles, IL, Institute for Advanced Safety Studies, préparé pour Allis-Chalmers, Industrial Truck Division, 3 décembre 1985.

IASS (Institute for Advanced Safety Studies), Preliminary Report on Tip-Over Experiences of Forklift Truck Operators, Niles, IL, Institute for Advanced Safety Studies, préparé pour Allis-Chalmers, Industrial Truck Division, novembre 1985

INRS (Institut National de Recherche et de Sécurité pour la prévention des accidents du travail et des maladies professionnelles), Les accidents survenant avec les chariots automoteurs de manutention. Rapport d'étude, Paris, septembre 1982.

Janssen, E.N., Wismans, P.J.A. de Coo, "Comparison of EUROSID and cadaver responses in side impacts (896084)", in S. Backaitis, Biomechanics of Impact Injuries and Injury Tolerance of the Abdomen, Lumbar Spine and Pelvis Complex. PT-47, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1995, 843-859.

Johnson, J., Operator Restraint Development, Engineering Test Report no B-85-33, Hyster Company, 1988.

Kallieris, D., Mattern, R., Miltner, E., Schmidt, G., Stein, K., "Considerations for a neck injury criterion", SAE Technical Paper 912916, 1991, 401-417.

Kattel, B.P., Fredericks, T.K., Fernandez, J.E., Lee, D.C., "The effect of upper-extremity posture on maximum grip strength", International Journal of Industrial Ergonomics, 18, 1996, 423-429.

Kelsey, T.W., May, J.J., Jenkins, P.L., "Farm tractors, and the use of seat belts and roll-over protective structures", American Journal of Industrial Medicine, 30, 1996, 447-451.

Kikushi, A., Koshiro, O., Nakamura, N., "Human head tolerance to lateral impact deduced from experimental head injuries using primates (826035)", in S.H. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerance of the Head-Neck Complex. PT-43, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1993, 361-371.

King, A.I., Operator Restraint Test Program. Final Report, Southfield, Michigan, Albert King Inc, préparé pour The Industrial Truck Association, 1er janvier 1981.

Larsson, T.J., Rechnitzer, G., "Forklift trucks - analysis of severe and fatal occupational injuries, critical incidents and priorities for prevention", Safety Science, 1994, 17, 275-289.

Les Entreprises Track Test Inc., Recherche et analyse des solutions pouvant diminuer les risques de blessures associées au renversement des chariots élévateurs, rapport préparé pour l'Institut de Recherche en Santé et en Sécurité du Travail du Québec, Montréal, décembre 1995.

Lovested, G.E., "Top ten fork-lift truck accidents", National Safety News, septembre 1977.

McCarthy, R.L., Taylor, R.K., Finnegan, J.P., Krum-Scott, S., Review of Occupant Restraint Effectiveness and its Application to Lift Trucks, préparé par Failure Analysis Associates, pour Wildman, Harrold, Allen & Dixon, Chicago, avril 1982.

McElhaney, J.H., Myers, B.S., "Biomechanical Aspects of Cervical Trauma", in A.M. Nahum et J.W. Melvin (eds), Accidental Injury. Biomechanics and Prevention, New York, Springer-Verlag, 1993, 311-361.

Melvin, J.W., "Human neck injury tolerance", The Human Neck - Anatomy, Injury Mechanisms and Biomechanics, SP-438, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc, février 1979, 45-46.

---

Melvin, J.W., Alem, N.M., Winkler, C.B., Operator Restraint Testing Program - Phase II. UM-HSRI-82-6-1, Ann Arbor, Mich, Highway Safety Research Institute, préparé pour l'Industrial Truck Association, mars 1982.

Melvin, J.W., Lightball, J.W., Ueno, K., "Brain injury biomechanics", in A.M. Nahum et J.W. Melvin (eds), Accidental Injury. Biomechanics and Prevention, New York, Springer-Verlag, 1993, 268-291.

Mertz, H., "Anthropomorphic test devices", in S.H. Backaitis et H.J. Mertz (eds), Hybrid III: The First Human-Like Crash Test Dummy. PT-44, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1994, 387-401.

Mertz, H.J., "Anthropomorphic models", in A.M. Nahum et J. Melvin (eds), The Biomechanics of Trauma, chapitre 3, Norwalk, Appleton-Century-Crofts, 1985, 31-60.

Morgan, R.M., Marcus, J.J., Eppinger, R.H., "Side impact - The biofidelity of NHTSA's proposed ATD and efficacy of TTI (861877)", in S.H. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerances of the Thorax-Shoulder Complex, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc, 1994, 921-934.

Ommaya, A.K., "Biomechanics of head injury: experimental aspects", in A.M. Nahum et J. Melvin (eds), The Biomechanics of Trauma, Norwalk, Appleton Century Crofts, 1985, 245-269.

Overend, R.B., "Clark's forklift restraint system - Providing occupant protection for the industrial off-the-road driver", Traffic Safety, 84:2, mars-avril 1984, 18-26.

Prasad, P., Mertz, H.J., "The position of the United States delegation of the ISO Working Group 6 on the use of HIC in the automotive environment (851246)", in S.H. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerance of the Head-Neck Complex. PT-43, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1993, 373-383.

Roney, T.W., "Restraint concepts and design", dans Operator Restraint for the Lift Truck. A Compendium, Clark Equipment Company, Industrial Truck Division, 19 septembre 1983, 33-37.

Rouhana, S.W., "Biomechanics of abdominal trauma", in A.M. Nahum et John W. Melvin (eds), Accidental Injury. Biomechanics and Prevention, New York, Springer-Verlag, 1993, 391-428.

Rouhana, S.W., Kroell, C.K., "The effect of door topography on abdominal injury impact in lateral impact (892433)", in S. Backaitis (ed), Biomechanics of impact injuries and injury tolerances of the abdomen, lumbar spine, and pelvis complex. PT-47, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1995, 833-841.

Schecter, R., "Forklifts - unsafe at any speed. Design and lack of restraints make forklifts dangerous", Trial, 23:11, novembre 1987, 43-46.

Saint-Eve, P., Donati, P., "Prévention des risques dorso-lombaires liés à la conduite de chariots élévateurs", Documents pour le médecin du travail, no 54, 2e trimestre, 1993.

Schneider, L.W., Foust, D.R., Bowman, B.M., Snyder, R.G., Chaffin, D.B., Abdelnour, T.A., Baum, J., "Biomechanical properties of the human neck in lateral flexion (751156)", in S.H. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerance of the Head-Neck Complex. PT-43, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1993, 1037-1049.

---



Schwind, G., Material handling spotlight, Material Handling Engineering, 43:7, juillet 1988, 20.

Stalnaker, R.L., Lin, C.A., Guenther, D.A., "The application of the New Mean Strain Criterion (NMSC)", Proceedings of the 1985 International IRCOBI / AAAM Conference on the Biomechanics of Impacts, Goteborg, Sweden, June, 1985, 196.

Stalnaker, R.L., Ulman, M.S., "Abdominal trauma - review, response, and criteria (851720)", in S. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injuries and Injury Tolerance of the Abdomen, Lumbar Spine, and Pelvis Complex, PT-47, Warrendale, PA, Society of Automotive Engineers, 1995, 735-749.

Stout-Wiegand, N., "Characteristics of work-related injuries involving forklift trucks", Journal of Safety Research, 18:4, 1987, 179-190.

Strandberg, L., "Danger, rear wheel steering", Journal of Occupational Accidents, 5, 1983, 39-58.

Tellier, C., Analyse sommaire des accidents graves et mortels provenant de la banque VREN de la CSST de 1974 à 1994, IRSST, document de travail non publié, 1995.

Tellier, C., Sommaire des accidents de chariots élévateurs répertoriés par la CSST, de 1991 à 1994, IRSST, document de travail non publié, 1995.

Tisserand, M., Englert, M., Exigences minimales de visibilité au poste de conduite des chariots élévateurs, Rapport d'étude n° 1151/RE, Vandoeuvre (France), Institut National de Recherche et de Sécurité, service Ergonomie-Physiologie-Psychologie, février 1983.

Viano, D.C., "Biomechanics of head injury - toward a theory linking head dynamic motion, brain tissue deformation and neural trauma (881708)", in S.H. Backaitis (ed), Biomechanics of Impact Injury and Injury Tolerance of the Head-Neck Complex, PT-43, Warrendale, Society of Automotive Engineers Inc., 1993, 601-620.

Welch, M., lettre adressée à Mr. William J. Montwieler, 30 décembre 1991.