

SERVICE DES AFFAIRES ECONOMIQUES  
ET INTERNATIONALES

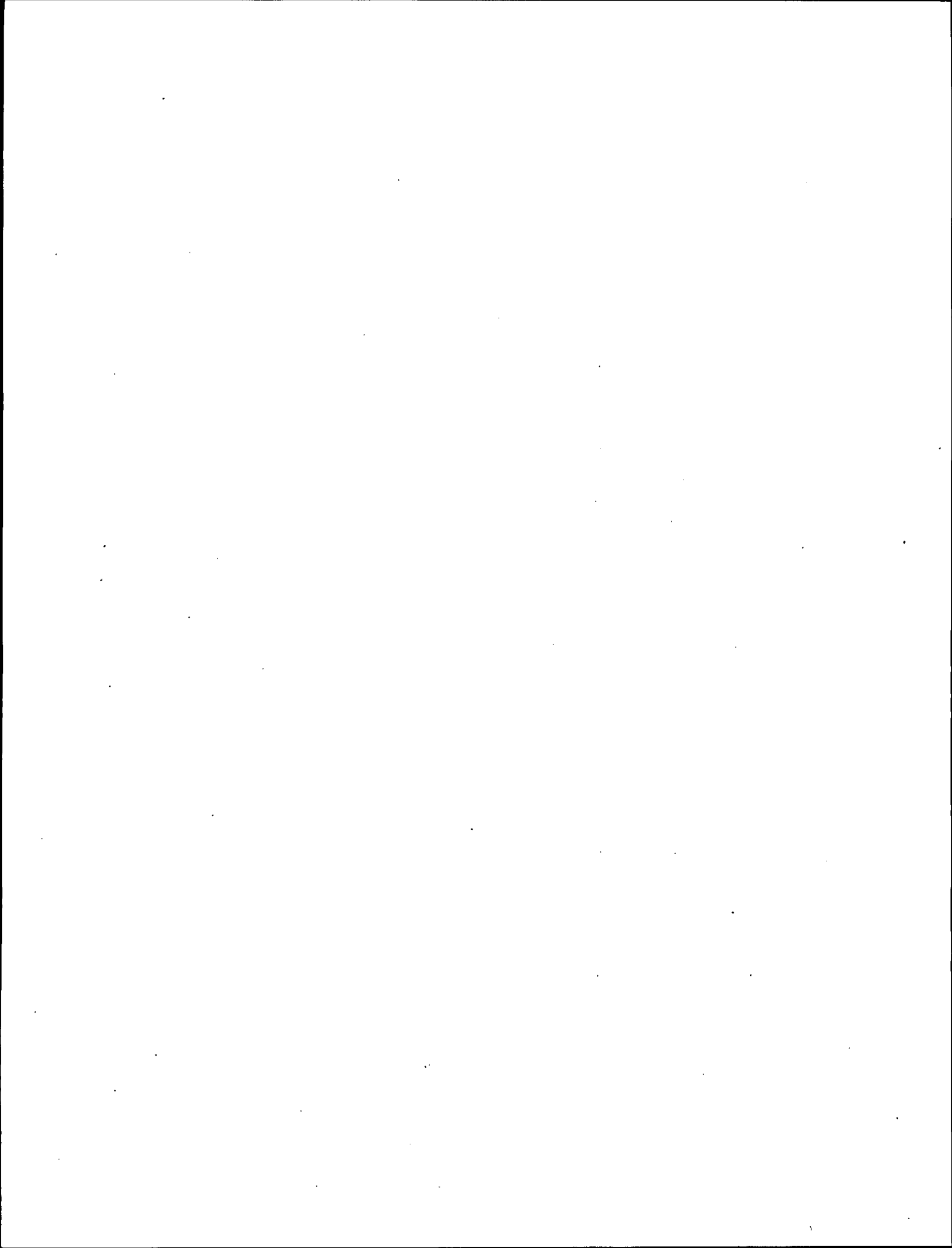
ORGANISME  
NATIONAL DE  
SÉCURITÉ  
ROUTIÈRE

LA TOLERANCE  
HUMAINE  
AU CHOC

cahiers d'etudes no 10

*Bulletin n° 26*  
*Avril 1970*

CDAT  
15062



# LA TOLERANCE HUMAINE AU CHOC

---

par

Alain WISNER  
Professeur au Conservatoire National des Arts et Métiers  
et Conseiller Scientifique de l'O.N.S.E.R.

Jean LEROY  
Directeur du Laboratoire des Chocs de l'O.N.S.E.R.  
(LYON-BRON)

Jacques BANDET  
Chef du service  
de Biomécanique du Laboratoire des Chocs de l'O.N.S.E.R.  
(LYON-BRON)

Ce texte est celui du rapport (*State of the art paper n° 8*) présenté à DETROIT et à BRUXELLES en Mai - Juin 1970 au cours de la conférence internationale sur les recherches de sécurité automobile organisée par la F.I.S.I.T.A. (Fédération Internationale des Ingénieurs et Techniciens de l'Automobile) et la S.A.E. (Society of Automobile Engineers).

La version anglaise du rapport paraîtra sous le titre "Human impact tolerance" dans le volume édité par la S.A.E.

## RESUME

A l'occasion d'une revue de l'état d'avancement des diverses recherches en matière de tolérance humaine au choc, les auteurs posent des problèmes méthodologiques liés à l'impossibilité de réaliser des expériences sur l'Homme dans les conditions réelles d'un accident dangereux, et la question de la définition des conséquences acceptables du choc.

A propos des divers types de lésions, les questions suivantes se posent :

- Quels sont les facteurs mécaniques capables de produire la blessure ?
- Quelles sont les circonstances et les conditions prédisposantes susceptibles de favoriser la lésion ?
- En quoi consistent les altérations biologiques entraînées par la blessure ?
- Comment relier les forces agressives et les altérations biologiques constatées ?
- De quelle façon les facteurs mécaniques et autres conditions peuvent-ils être modifiés pour réduire la gravité de la blessure ?

L'intérêt des principales techniques de prévention est discuté à la lumière des données de la Biomécanique : dispositifs de réception aux abords des voies de circulation, structure des véhicules avec maintien de l'espace de survie, dispositifs de retenue (attaches de sécurité et air-bag), caractéristiques des sièges et du revêtement amortissant des parois. Des recommandations de recherche sont enfin formulées en fonction des déficiences constatées dans l'ensemble des travaux réalisés jusqu'à ce jour.

## I — INTRODUCTION

### 1.1. REMARQUES GENERALES

Quant on est amené à examiner une voiture accidentée et les passagers blessés, on est toujours frappé par la grande difficulté de reconstituer avec précision la séquence des événements qui ont conduit à provoquer les lésions corporelles. Ce fait classique a encore été mis en évidence lors d'une étude récente de l'Organisme National de Sécurité Routière (VEIL et coll. 1968). MOSELEY A.L. et coll. (1961) ont résumé de façon humoristique toutes les difficultés rencontrées tant sur le plan des investigations cliniques que sur celui de la détermination des forces engendrées par l'accident lui-même : "il y a des cas pour lesquels, après une étude exhaustive faite par l'ingénieur mécanicien, l'ingénieur automobile, l'ingénieur de la circulation, le médecin, le biomécanicien, le sociologue, le psychologue, le psychiatre, le biologiste, le technicien de laboratoire, l'ophtalmologiste et l'ecclésiastique, nous n'avons rien d'autre pour comprendre ce qui est arrivé, qu'une simple hypothèse".

Cependant il n'existe pas de possibilité de prévention si l'on ne dégage pas certaines lois qui rendent compte d'une partie des phénomènes observés. C'est ainsi que divers spécialistes sont amenés à étudier les trajectoires des véhicules, la déformation des automobiles au choc et les déplacements des passagers à l'intérieur de l'habitacle. Notre étude s'est limitée à l'exploration de la littérature concernant les caractéristiques biomécaniques du corps humain.

Si la voiture est hétérogène du point de vue de sa résistance au choc, le corps humain l'est plus encore et ne peut être considéré comme un objet dont les caractéristiques mécaniques seraient uniformes. Tous les ingénieurs de sécurité savent par exemple que le bassin de l'homme est très résistant alors que son abdomen l'est très peu. Il faut également souligner le fait que le siège des lésions compte beaucoup plus pour la survie que l'importance des forces mises en jeu. C'est ainsi qu'un choc modéré sur la tête est bien plus redoutable qu'un écrasement du pied. L'accumulation des lésions conduit à une perturbation du fonctionnement des régulations de l'organisme et peut avoir des conséquences dramatiques.

Il existe enfin une difficulté supplémentaire en ce qui concerne l'analyse des faits relatifs aux systèmes biologiques : c'est que chaque élément de ceux-ci présente une dispersion parfois considérable exigeant des expérimentations vastes et des recommandations formulées avec prudence.

Si ces remarques liminaires ont pour but d'insister sur le fait que le corps humain est encore plus hétérogène au choc que le véhicule dont tous les spécialistes de la sécurité connaissent la complexité, ces considérations ne doivent pas nous conduire à nous dérober devant nos responsabilités qui consistent à donner un modèle biomécanique du corps humain utilisable par les ingénieurs de l'automobile et acceptable dans la limite actuelle de nos connaissances.

### 1.2. CONSIDERATIONS METHODOLOGIQUES

#### 1.2.1. Limites de l'expérimentation sur l'homme

L'amélioration de la sécurité en automobile implique d'une part la connaissance de l'agent traumatisant (forces exercées pendant l'accident) et d'autre part la connaissance de la tolérance humaine à cette agression. En effet une tolérance ne peut se définir qu'en fonction des forces mises en jeu. Mais il est difficile de déterminer ces forces avec précision dans le cas d'accidents réels. La vitesse, l'angle d'impact, la résistance de l'objet percuté, la structure du véhicule influent sur les forces qui agissent sur les occupants du véhicule et en font varier l'intensité, la durée et la direction.

Les études systématiques effectuées soit sur banc dynamique soit lors des accidents provoqués ont permis d'avoir une idée assez exacte sur les énergies développées dans certaines conditions au cours d'accidents. Cependant l'importance des forces mises en jeu exclut dans ce cas l'emploi de sujets humains vivants et n'autorise que l'utilisation de mannequins, d'animaux ou de cadavres humains, ce qui limite singulièrement la valeur descriptive des expériences.

L'homme, comme tout être vivant, est soumis en permanence à un ensemble de facteurs (internes et externes) qui l'obligent à une adaptation constante. Ces facteurs interfèrent entre eux et ont pour effet de modifier sans cesse l'équilibre de l'individu. Dans ces conditions il est souvent difficile d'isoler l'action sur l'organisme d'un seul de ces facteurs pour en déterminer un seuil de tolérance. C'est ce que souligne le rapport rédigé par le Subcommittee on Head Injury concernant les traumatismes crâniens (1969) : "on manque non seulement d'éléments pour décrire l'incidence et la prédominance des blessures à la tête, mais on a aussi besoin de plus de renseignements pour déterminer les facteurs propres et les conditions d'environnement qui prédisposent une personne aux lésions. Une combinaison d'éléments anatomiques, physiologiques, biomécaniques, psychologiques et neurologiques sont essentiels pour décrire les conditions biologiques et pathologiques".

AINSI LES SERVITUDES PROPRES AUX EXPERIENCES CONCERNANT L'HOMME VONT-ELLES NOUS CONTRAINDRE A DES TRAVAUX PARCELLAIRES OU ANALOGIQUES POUR OBTENIR DES RESULTATS BIOMECHANIQUES PRECIS ALORS QUE DES CONSIDERATIONS IMPORTANTES DE BIOLOGIE GENERALE NOUS INCITENT A UNE DESCRIPTION GLOBALE DES PHENOMENES SURVENANT CHEZ L'HOMME REEL.

### 1.2.2. Définition de la notion de tolérance au choc

L'appréciation de la réponse obtenue est relativement précise si l'étude porte sur la résistance mécanique d'une partie du corps prise isolément ; les deux variables : effort exercé (stress) et déformation obtenue (strain) peuvent toutes deux être exprimées en termes mécaniques. Ainsi la déformation d'un os soumis à une contrainte sera mesurée en fonction de la force exercée. On peut d'ailleurs noter que ce type d'investigation peut très bien être réalisé sur le cadavre dont la réponse est alors voisine de celle obtenue chez le vivant (fig. 1).

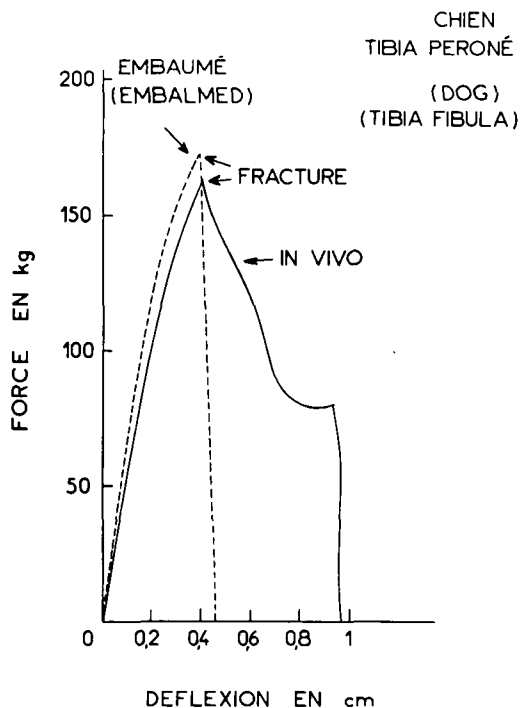


FIG. 1 - Déformation de l'os vivant et de l'os embaumé de chien sous l'effet de contraintes croissantes allant jusqu'à la fracture. D'après GREENBERG S.W. (1968).

Par contre, si l'étude porte sur l'homme en tant qu'organisme vivant soumis à des forces données, la réponse obtenue ne peut généralement pas être mesurée directement mais doit être appréciée en fonction des réactions biologiques ayant souvent un caractère subjectif (douleur, baisse de réactivité, etc.). Ces difficultés rencontrées par tous les chercheurs travaillant "in vivo"

sont bien soulignées par WELCH L. (1968) : "l'altération de l'état de conscience et l'amnésie sont parmi les indices les plus volontiers employés pour apprécier les blessures crâniennes. . . Les différents types de lésions cérébrales chez l'homme sont le plus souvent mesurés au cours d'observations et d'exams cliniques par des signes tels qu'une altération de la conscience, une amnésie rétrograde, un examen électro-encéphalographique ; de même sont mises en considération les conditions neurologiques au moment du traumatisme et leur évolution".

Un problème opérationnel vient encore compliquer la présentation des données relatives à l'homme, c'est la définition de la notion même de tolérance humaine. Idéalement, l'homme doit sortir intact de l'accident. En pratique du fait de l'importance des forces mises en jeu et de l'état actuel de la technologie automobile, il faut trop souvent se limiter à une conception beaucoup plus modeste de la tolérance humaine : c'est la possibilité qu'a l'organisme de subir une agression sans dommages importants, le corps conservant sa presque totale intégrité. Cette définition provisoire peut paraître scandaleuse mais notre but est bien de réduire la gravité des accidents avec les moyens actuels et non pas d'exprimer nos espoirs lointains.

### 1.3. LE DOMAINE D'APPLICATION DE LA BIOMECHANIQUE DES CHOCES

La justification des recherches relatives à la biomécanique des chocs est donnée par quelques expériences fondamentales qui ont montré d'une part la fragilité du corps humain et d'autre part la possibilité de maintenir l'intégrité corporelle dans des chocs très violents, à condition que l'individu soit correctement protégé : c'est ainsi qu'est apparue dans le domaine de la Sécurité Routière la notion de packaging. C'est en effet dans les dispositifs de protection qu'aboutissent les recherches de biomécanique.

#### 1.3.1. Fragilité du corps humain

Pour rappeler la fragilité du corps humain, on peut citer GURDJIAN E.S. et WEBSTER J.E. (1943) montrant expérimentalement que, pour fracturer une tête humaine, une énergie aussi faible que 4,5 kg/m peut être suffisante dans la mesure où elle est absorbée en un temps très court (0,0012 sec) et sur une petite surface (tête tombant sur une plaque d'acier indéformable). De même les fractures de la colonne cervicale semblent se produire pour des énergies très faibles (incidents de parking).

### 1.3.2. Efficacité de la protection dans les chocs très violents

DE HAVEN (1942), dans une analyse clinique et mécanique de personnes ayant survécu à des chutes libres variant de 15 à 45 mètres, a montré l'importance de la direction du choc et de la nature de la surface d'accueil : "le corps humain peut tolérer et supporter une accélération deux cents fois supérieure à celle de la gravité pour une courte durée et dans la mesure où les forces agissent transversalement par rapport au grand axe du corps. Il est raisonnable de penser que les modifications de structures envisagées pour réduire les forces d'impact et distribuer les pressions peuvent augmenter les chances de survie et modifier les blessures lors des accidents automobiles ou d'avions".

En 1949, le Colonel STAPP, dans des expériences justement célèbres, montre que l'homme peut sortir intact de chocs aussi violents que les plus dramatiques accidents automobiles pourvu qu'il soit correctement assis et fixé à son siège. Il résume ainsi ces travaux : "la limite absolue de toute méthode destinée à assurer la survie lors d'accidents d'avion (ou d'automobile) est déterminée par la tolérance des occupants aux forces de décélération, à la brutalité de mise en action de ces forces, à leur amplitude et à leur durée. D'après les expériences faites sur l'homme, le chimpanzé et le porc, soumis à des forces brutales au moyen de décélérations linéaires, on a montré que les limites de la tolérance pour l'homme étaient approximativement de 50 g pour des montées d'accélération de l'ordre de 500 g par seconde, pour une durée de 0,25 sec., pourvu que les systèmes de retenue soient adéquats et supportés par des structures solides telles que les épaules, les hanches ou le dos". (Fig. 2).

### 1.3.3. Le packaging

Ainsi les études de biomécaniques relatives au comportement du corps soumis à des chocs mettent en évidence les principes suivants :

- des lésions corporelles peuvent être entraînées par de faibles énergies dans la mesure où elles sont transmises pendant un temps très court et sur une petite surface,
- réciproquement le corps peut supporter de fortes énergies dans la mesure où elles sont distribuées dans le temps et dans l'espace.

L'importance des considérations temporelles est si grande dans les études biomécaniques des chocs que ce sont les dérivées du mouvement par rapport au temps qui

sont les paramètres les plus volontiers utilisés. On attachera de l'importance non seulement à la valeur maximale de l'accélération (peak acceleration) mais aussi à la durée et à la rapidité de son développement (duration and rate of onset).

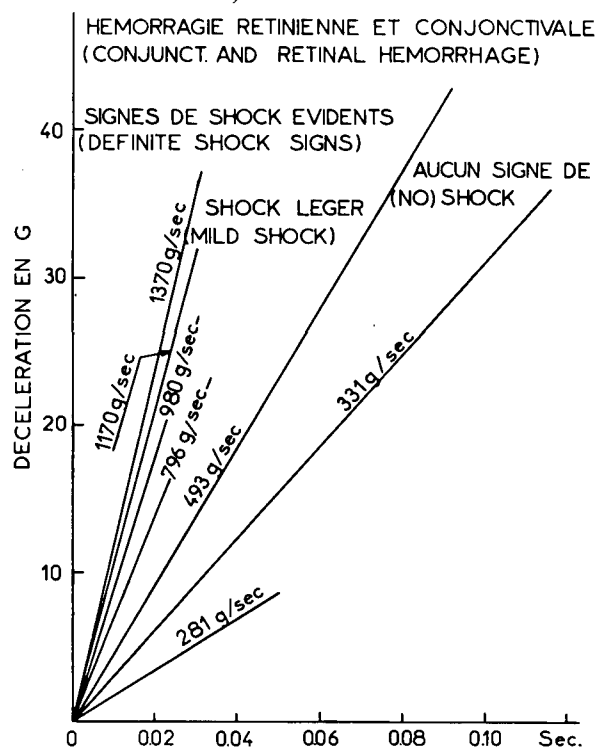


FIG. 2 - Influence prédominante de la variation d'accélération sur les effets pathologiques du choc chez l'homme. D'après STAPP J.P. (1955).

Par ailleurs la différence des contraintes entre deux zones voisines joue un rôle déterminant dans l'apparition des lésions et l'on peut regretter que les compte rendus d'expériences fassent trop rarement état des patterns spacio-temporels de distribution des forces.

Le principe de l'emballage (packaging) est précisément de répartir les contraintes également sur l'ensemble de l'objet tout en s'efforçant de réduire l'importance globale des contraintes instantanées. C'est ainsi que l'on cherchera à répartir les contraintes de façon homogène sur le corps humain grâce à des sièges et des attaches convenables tout en veillant à réduire les forces instantanées mises en jeu grâce aux caractéristiques dynamiques de la structure du véhicule.

### 1.3.4. Problèmes et moyens du biomécanicien

L'ingénieur préoccupé de sécurité automobile pense que "la détermination du risque de blessure dû à des équipements automobiles est une étude qui peut éventuellement conduire à une réduction du nombre et de la gravité des blessures et demande une recherche dans le domaine de la biomécanique pour améliorer les

normes de sécurité relatives à la construction des routes et à la conception d'une voiture de sécurité" (WALKER A.E. et coll. 1969).

A propos de chacun des domaines étudiés par une équipe de chercheurs en biomécanique, on peut résumer les questions posées de la façon suivante :

- 1 - Quels sont les facteurs mécaniques capables de produire la blessure ?
- 2 - Quelles sont les circonstances et les conditions prédisposantes susceptibles de favoriser la blessure ?
- 3 - En quoi consistent les altérations biologiques entraînées par la blessure ?
- 4 - Comment relier les forces agressives et les altérations biologiques constatées ?
- 5 - De quelle façon les facteurs mécaniques et autres conditions peuvent-ils être modifiés pour réduire la gravité de la blessure ?

Pour chaque étude, il faut donc définir la force appliquée (input), les modifications résultant au niveau des structures humaines (output) et les réactions physiologiques permettant seules de déterminer un seuil de tolérance. Malheureusement, il n'est pas possible pour des raisons évidentes de procéder à l'expérimentation directe sur l'homme vivant. Chaque recherche ne donne donc qu'une partie de la réponse et il faut relier cet élément à d'autres obtenus par des moyens différents. Les études sur mannequin, si elles sont précieuses pour déterminer l'input dans des conditions semblables à celles rencontrées dans les accidents réels, ne permettent évidemment pas d'apprécier les niveaux de tolérance humaine. L'expérimentation sur cadavre, si elle permet de définir l'input et l'output, ne permet pas de connaître les effets biologiques. L'expérimentation animale qui permet de déterminer l'input, l'output et les réactions biologiques entraînées ne permet pas de formuler des recommandations utilisables chez l'homme du fait des différences morphologiques et structurales existant entre l'animal et l'homme. Devant ces difficultés, seule la confrontation des résultats obtenus au cours de divers protocoles expérimentaux comme l'a fait STAPP J.P. (1970) dans l'étude présentée au congrès S.A.E.-F.I.S.I.T.A. permet une approche valable des niveaux de tolérance de l'homme au choc.

## II - PRINCIPAUX RESULTATS EXPERIMENTAUX

Quand un chercheur abordait, il y a quinze ans, le domaine de la sécurité automobile, il lui était relative-

ment facile de faire un inventaire des connaissances. L'extraordinaire essor de la biomécanique des chocs depuis 1955 rend maintenant une telle initiative tout à fait vaine malgré l'admirable effort du Highway Safety Research Institute of the University of Michigan. La description que l'on trouvera ici est donc très incomplète. Il manque probablement des éléments capitaux. On ne peut donc que se féliciter de la précaution prise par les organisateurs du Congrès S.A.E.-F.I.S.I.T.A. en invitant deux rapporteurs à traiter du même sujet.

### 2.1. LES BLESSURES DE LA TETE

Soixante dix pour cent (70 %) des accidentés de la route présentent des blessures à la tête. Les lésions céphaliques sont la cause la plus fréquente de mort dans les accidents automobiles.

Un choc appliqué sur la tête peut entraîner suivant la vitesse d'application de la force, son intensité, sa durée d'application, deux types de lésions : soit une fracture de la boîte crânienne fracture linéaire ou complexe, soit une commotion cérébrale qui traduit une atteinte de la masse cérébrale.

Ces deux types de lésions peuvent apparaître pour des niveaux d'énergie voisins mais dans le cas de la commotion cérébrale, cette énergie est dissipée pendant un temps plus long.

#### 2.1.1. Les fractures du crâne

Les conditions d'apparition des fractures du crâne sont bien connues depuis les travaux de GURDJIAN E.S. et LISSNER (1946). Afin d'éclairer les nombreuses observations radio-cliniques existantes dans le domaine des fractures du crâne, cet auteur étudiait l'effet des chocs sur des crânes à l'aide des vernis craquelants et d'extensomètres à fils résistants mettant ainsi en évidence les déformations en fonction de la force appliquée.

L'ordre de grandeur de l'énergie cinétique nécessaire pour réaliser une fracture linéaire du crâne par choc de la tête contre un plan dur est le même pour le vivant et le cadavre, soit de 4,5 à 10 kg/m. Par contre il existe une différence entre les énergies cinétiques nécessaires pour casser une tête entière, vivante ou non, et pour casser un crâne sec. Pour ce dernier une énergie de 0,5 kg/m est suffisante, c'est-à-dire 10 fois moins que pour la tête entière. Cela montre nettement les propriétés amortissantes du cuir chevelu et les caractéristiques de l'os frais.

L'étude du facteur temps dans ces chocs montre que le crâne ne commence à se déformer que  $6.10^{-4}$  sec.

après le début du choc si le coup est donné par l'intermédiaire du cuir chevelu. Le temps de ralentissement est important, il est égal au temps de déformation du crâne lui-même avant que ne se produise la fracture.

S'il n'y a pas de fracture, le temps d'absorption de l'énergie cinétique est un peu plus court : 2,5 à  $5 \cdot 10^{-4}$  sec. Après cette première déformation importante qui est une oscillation forcée, le crâne continue à osciller pendant 2 à  $4 \cdot 10^{-3}$  sec. L'os décrit ainsi trois à six cycles à la fréquence propre du crâne qui est de 700 à 1.200 Hz suivant les cas.

En cas de fracture, l'ordre de grandeur de l'accélération négative maximale du crâne est de 500 g (g = accélération de la pesanteur). Toutes les valeurs que nous venons de donner ne sont évidemment que des moyennes ou des limites. Il est important de savoir comment ces données varient.

La dispersion des caractéristiques dynamiques en fonction du point d'impact sur le crâne est assez grande. Pour obtenir une même déflexion linéaire de la laque, il a fallu utiliser une énergie double pour la région frontale que pour la région occipitale. Ce rapport ne se retrouve pas si l'on considère les énergies moyennes nécessaires pour obtenir une fracture.

GURDJIAN E.S. a obtenu les valeurs moyennes suivantes (têtes entières) :

- région frontale médiane : 6,6 kg/m
- région occipitale médiane : 5,9 kg/m
- région pariétale médiane : 8,2 kg/m
- région temporale latérale : 7,1 kg/m

La dispersion des valeurs existe donc d'une région à l'autre, mais elle est beaucoup plus considérable d'un crâne à l'autre sous un choc portant dans la même région : dans la région frontale médiane, l'énergie nécessaire pour obtenir une fracture peut varier de 4 à 9 kg/m. Si l'on considère l'ensemble du crâne, l'énergie nécessaire pour la fracture varie comme nous l'avons vu plus haut, de 4,5 à 10,4 kg/m. Cette dispersion ne doit pas étonner si l'on se souvient qu'en dehors des caractéristiques du cuir chevelu, le simple poids des têtes étudiées par GURDJIAN E.S. varie de 3,3 à 6,6 kg.

De plus, au cours de ses expériences, GURDJIAN E.S. a pu noter que dans une proportion appréciable de cas, le lieu de la ligne de fracture pouvait être prévu en fonction du lieu d'impact. Par exemple, un choc au milieu du front entraîne une fracture verticale qui va de la région de l'orbite au trou occipital. D'autre part, des chocs répétés survenant à quelques microsecondes d'in-

tervalle (dans les accidents de voiture par exemple) peuvent déterminer des déformations plus complexes. Enfin, il suffit d'une variation extrêmement faible de l'énergie cinétique pour qu'il n'y ait pas fracture du crâne, mais seulement commotion cérébrale ou au contraire pour qu'il y ait fractures multiples.

Ces résultats ont été confirmés par les expériences de PATRICK L.M. et MERTZ H.J. (1967) effectuées sur cadavre et par des expériences sur vingt têtes de cadavres isolées que nous avons menées récemment.

### 2.1.2. La commotion cérébrale

La commotion cérébrale, état anatomo-physiologique transitoire du cerveau avec manifestations neurologiques réversibles et diverses (perte de connaissance, troubles circulatoires, troubles respiratoires) est un phénomène moins bien connu que la fracture du crâne. L'apparition d'une commotion cérébrale semble relever de la combinaison de plusieurs facteurs qui étaient déjà discutés par GURDJIAN E.S. il y a vingt ans.

Au niveau du cerveau, les déplacements, les forces de cisaillement et la modification de la pression intracrânienne sont difficiles à mesurer. Les effets physiologiques sont très importants par rapport aux lésions observées.

Les expériences destinées à éclairer le mécanisme de la commotion cérébrale ont été menées soit sur le cadavre, soit sur l'animal anesthésié, soit mises en évidence au moyen d'un modèle mécanique. Plusieurs facteurs apparaissent comme responsables de ce phénomène.

- L'augmentation de la pression intracrânienne peut être due aussi bien à une déformation du crâne qu'à la décélération de la masse cérébrale. La pression intracrânienne moyenne et la durée de cette pression sont des paramètres déterminants dans le niveau de commotion cérébrale. HAYNES A.L. et LISSNER H.R. (1961) ont montré qu'une augmentation de la pression intracrânienne de 3 à 7 kg/cm<sup>2</sup> pendant au moins 1 ms pouvait entraîner une commotion cérébrale sévère. Par contre, lors d'un choc où la pression moyenne intracrânienne reste inférieure à 2 kg/cm<sup>2</sup> pendant moins de 4 ms il n'y a pas risque de commotion.

- Des effets de cisaillements au niveau de la jonction craniospinale peuvent aussi entraîner une commotion, comme l'ont montré CHASON et al (1958), GURDJIAN E.S. (1961), et GURDJIAN E.S., LISSNER H.R., PATRICK L.M. (1963).



— Des hémorragies intracérébrales peuvent avoir pour effet une commotion. Elles sont provoquées par le phénomène de cavitation dû, à la dépression qui apparaît en une zone diamétralement opposée au point d'impact. Ce mécanisme a été mis en évidence par GROSS A.G. (1958). HODGSON V.R. et PATRICK L.M. (1968) ont montré que le niveau d'accélération pour lequel les bulles se formaient (cavitation) près de la table interne d'un crâne de cadavre humain de 18 cm de diamètre était de 170 g. Chez le singe anesthésié dont la tête avait un diamètre de 6 cm, ce niveau d'accélération était de 500 g. Le niveau d'accélération requis est donc en gros inversement proportionnel au diamètre de la tête.

Le problème important pour l'ingénieur s'occupant de sécurité routière est de savoir pour quel niveau d'énergie et pour quelles amplitude et durée de décélération on risque d'avoir une commotion cérébrale.

PATRICK L.M. et coll. (1967) se sont attachés à déterminer en fonction de la durée et de l'amplitude de l'accélération, les risques de commotion cérébrale modérés (fig. 3). Cette courbe de tolérance correspond à un

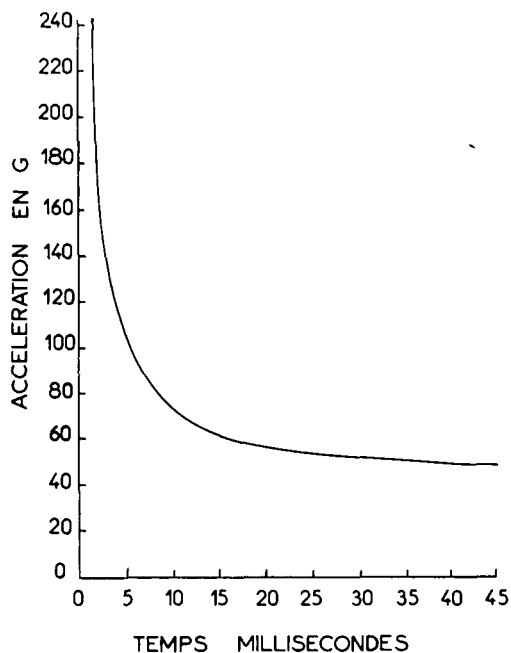


FIG. 3 - Probabilité d'apparition d'une commotion cérébrale modérée en fonction de la durée et de l'amplitude mesurée à la partie postérieure du crâne en cas de choc sur la partie antérieure de celui-ci. D'après PATRICK L.M. (1955).

choc frontal de la tête humaine contre une surface plane et indéformable. Dans ces conditions, la courbe de décélération a la forme d'une impulsion à peu près triangulaire, ce qui est évidemment un cas particulier parmi les chocs auxquels est soumise la tête au cours

des accidents automobiles. Ce fait est souligné par GADD C.W. (1966) pour qui les valeurs de décélération faibles ont peu d'influence sur les blessures alors que les valeurs plus élevées y contribuent pour une part bien plus importante. GADD C.W. a choisi une pondération exponentielle pour définir un indice de sévérité.

$$I = \int_{t_0}^{t_s} a^n dt \quad I \text{ doit être } < \text{ à } 1000$$

ou  $a$  = accélération pendant le choc (en g)

$t$  = temps en seconde (durée du choc) ou  
1 ms  $\leq t \leq$  50 ms

$n$  = facteur de pondération où  $n = 2,5$  pour la tête, valeur déduite d'après la courbe de WAYNE STATE UNIVERSITY.

La protection de la tête contre toute blessure grave lors d'accidents automobiles pose donc un problème difficile à résoudre. En effet, de faibles énergies concentrées sur une petite surface peuvent entraîner des forces suffisantes pour provoquer une fracture. Il est donc nécessaire de répartir l'énergie au cours des chocs sur une plus grande surface. C'est un des buts des structures amortissantes (padding). Toutefois, en voulant répartir cette énergie sur une grande surface, si on diminue la force résultante, on augmente par contre sa durée d'application, ce qui risque d'entraîner une commotion cérébrale. Cependant il est admis par les spécialistes qu'une commotion reste préférable à une fracture du crâne.

PATRICK L.M. (1967) a établi en fonction de la vitesse initiale à l'impact et du seuil de décélération moyenne maximale tolérée les distances nécessaires pour amortir la tête heurtant une surface déformable sans entraîner de traumatismes (fig. 4). Pour une vitesse de 45 km/h cette distance d'arrêt est de l'ordre de 12 cm. Elle est de 45 cm environ pour une vitesse de 90 km/h. Ces conditions rendent, en pratique, impossible de prévoir une distance d'arrêt permettant de freiner la tête de l'automobiliste précipitée contre la paroi. Il est illusoire de croire que le simple fait de "rembourrer" l'habitacle avec de faibles épaisseurs de matériaux amortissants puisse supprimer totalement les blessures à la tête tout au moins pour les vitesses rencontrées dans les conditions normales de circulation (Cornell Aeronautical Laboratory, 1963). Il est donc nécessaire d'associer au rembourrage un système de retenue solidaire de l'habitacle (restraint system) qui permet d'utiliser la déformation propre du véhicule pour diminuer l'énergie cinétique du corps de telle sorte que, si la tête heurte l'habitacle, la vitesse d'impact ne soit pas trop grande.

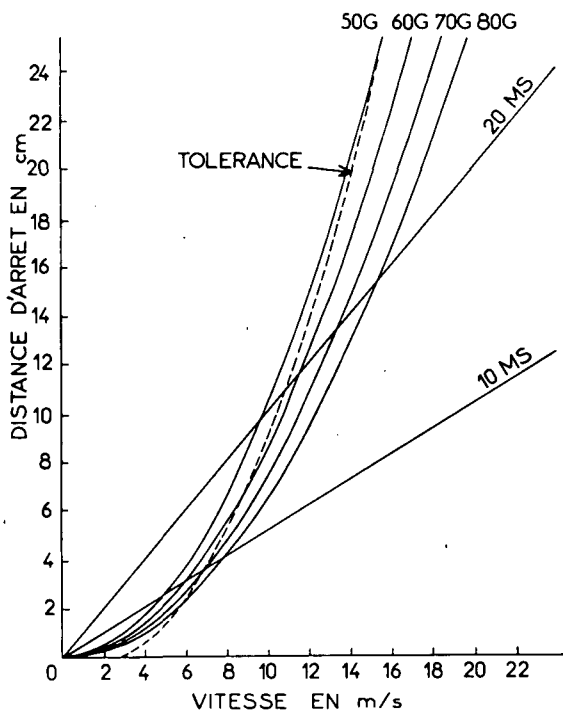


FIG. 4 - Distance d'arrêt (épaisseur du rembourrage) en fonction de la vitesse d'impact pour divers niveaux d'accélération constante. La limite de tolérance à la commotion cérébrale est indiquée. D'après PATRICK L.M. (1963).

## 2.2. LA COLONNE VERTEBRALE

Une autre cause de gravité des lésions occasionnées par les accidents automobiles est l'atteinte fréquente de la colonne vertébrale principalement dans son segment cervical. La colonne vertébrale ou rachis représente l'axe osseux du corps. Elle est formée par un empilement de pièces osseuses de forme complexe, séparées les unes des autres par des disques fibreux résistants (EVANS G. 1957) et reliés entre eux par un système ligamentaire. Elle est donc un élément de soutien. Elle est d'autre part un axe flexible donnant au tronc et à la tête une grande mobilité mais au dépend d'une certaine fragilité. Elle est enfin l'étui du système nerveux. Ces trois fonctions assurées par le rachis expliquent la relative fréquence et la diversité des lésions vertébrales et leurs conséquences le plus souvent graves sur le plan fonctionnel.

Lors de décélérations brutales les efforts transmis au rachis par les différentes masses suspendues du corps (tête, bras) sont importants. La réponse à ces accélérations diffère, suivant qu'il s'agit d'accélérations verticales (selon l'axe de la colonne vertébrale), ou transversales (perpendiculaires à l'axe de la colonne vertébrale).

Les effets des accélérations verticales sont assez bien connus car les ingénieurs de l'aéronautique ont tout spécialement étudié les efforts auxquels est soumise la colonne vertébrale lorsque le pilote utilise son siège éjectable. KAZARIAN L.E., VON GIERKE H.E. (1970).

Les ingénieurs de l'automobile se sont par contre plus intéressés à la tolérance de la colonne vertébrale soumise à des forces transversales telles qu'on les rencontre lors des accidents de la circulation. Dans ce cas, il faut distinguer deux parties distinctes du rachis qui répondent différemment aux chocs transversaux : le segment supérieur ou cervical, et le segment inférieur thoracique et lombaire.

### 2.2.1. La colonne cervicale

Le segment cervical est la partie la plus fréquemment lésée de la colonne vertébrale. Le mécanisme habituel est celui du whiplash ou mouvement en mèche de fouet. Le véhicule est heurté par l'arrière et le tronc du passager est entraîné par le mouvement du véhicule et du siège alors que la tête est animée de mouvements importants du fait de son inertie et de l'absence de point d'appui. Il y a extension de la nuque suivie d'une hyperflexion en retour. Ces mouvements forcés, s'ils n'entraînent pas une fracture, sont souvent responsables de lésions ligamentaires et discales, cause de douleurs et de gêne fonctionnelle persistante. Dans le cas de fracture, le risque d'une lésion de la partie supérieure de la moelle est important avec ces séquelles de paralysie étendue. Ce problème a été étudié par GURDJIAN E.S., WEBSTER J.E. dès 1968 et a fait l'objet depuis lors de nombreux travaux cliniques et expérimentaux comme le montre la communication présentée au congrès S.A.E.-F.I.S.I.T.A. par DE KEARNEY (1970).

Il faut souligner que du fait du phénomène de "overshoot" les déplacements et les décélérations entraînés au niveau du cou et de la tête sont supérieurs à ceux relevés au niveau du bassin. Par exemple pour des accélérations de 5 g au niveau du bassin on peut enregistrer des accélérations de l'ordre de 12 g au niveau de la tête, comme l'ont mis en évidence SEVERY D.M. et al. (1967) lors d'études au cours d'accidents provoqués.

De même WISNER A. et TISSERAND M. (1966) ont montré que des chocs de faible intensité appliqués à la partie supérieure du dos ont provoqué des accélérations de l'ordre de 7 g au niveau du crâne.

Si les traumatismes cervicaux dus aux mouvements forcés de flexion et d'extension sont les plus fréquents, un facteur aggravant a été mis en évidence par ROAF

(1960) et SICARD A., LAVARDE G. (1967), c'est le mouvement de rotation avec inclinaison latérale forcée tel qu'on le rencontre dans beaucoup d'accidents d'automobile réels.

Des observations cliniques ont montré la fréquence des commotions cérébrales associées au phénomène de whiplash. OMMAYA A.K., HIRSH A., MARTINEZ J.L. (1966) ont vérifié chez le singe la relation entre le phénomène de "whiplash" et celui de la commotion cérébrale (fig. 5) et concluent : "à la fois l'impact direct

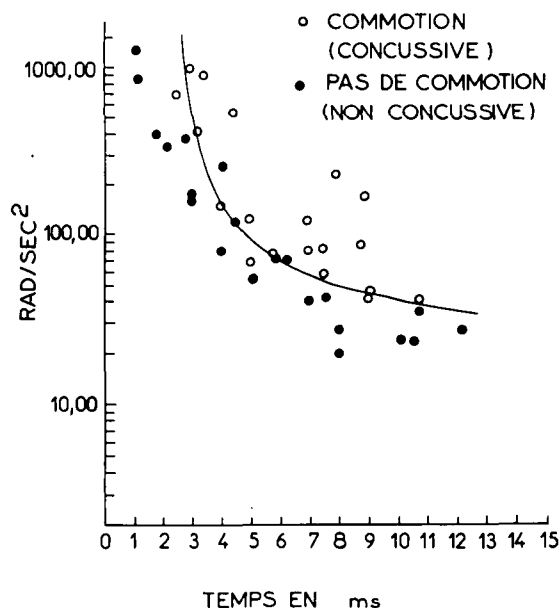


FIG. 5 - Relation entre l'apparition de la commotion cérébrale et les caractéristiques de la rotation de la tête en cas d'expérimentation de laboratoire sur le whiplash. En abscisse la durée de l'accélération en millisecondes et en ordonnée l'intensité de l'accélération rotative en radian/sec<sup>2</sup>. D'après OMMAYA A.K. (1968).

sur la tête et le phénomène de flexion-hyperextension du cou peuvent produire des forces de tension et de cisaillement à différents endroits de la masse cérébrale".

OMMAYA A.K., YARNELL P. et HIRSH A.E. (1967) ont proposé une échelle permettant d'étendre à l'homme les résultats expérimentaux sur la commotion cérébrale due au whiplash obtenus chez le singe. Cette échelle est basée sur la théorie développée par HOLBOURN A.H.S. (1943) qui veut que le niveau de décélération angulaire nécessaire pour produire une commotion cérébrale pour des cervaux ayant même propriété et même forme est inversement proportionnel aux 2/3 de leur masse. Chez le singe une accélération angulaire de 40.000 radians/sec/sec entraîne pratiquement toujours une commotion cérébrale. D'après l'échelle proposée cette même lésion serait produite chez l'homme pour une accélération de l'ordre de 7.500 radians/sec/sec.

OMMAYA A.K., FISH F.J., MAHOME R.M., CORRAO P., LETCHER P., (1970) dans l'étude présentée à ce congrès, proposent une courbe établie à partir d'expérience sur animaux permettant d'évaluer le risque de commotion cérébrale chez l'homme soumis au phénomène du whiplash.

Ces phénomènes dus aux différents mouvements de la colonne cervicale peuvent être combattus en solidarissant l'ensemble tête-cou-thorax au cours des décélération afin d'éviter les efforts de cisaillements au niveau du cou FIALA E. (1969) et PINCE B.W. et al (1970).

### 2.2.2. La colonne dorso-lombaire

Contrairement aux lésions de la colonne cervicale qui peuvent avoir des retentissements au niveau du cerveau (commotion) ou de la moelle (paralysie des membres) les lésions vertébrales basses ont généralement des conséquences moins graves sur le plan fonctionnel.

Le rachis thoracique et lombaire est d'une part moins mobile que la colonne cervicale et d'autre part l'amplitude de ses mouvements est encore freinée par les masses musculaires, lombaires et abdominales qui agissent comme un système amortissant (damping system). Peu de travaux ont été consacrés à l'étude de la tolérance de la colonne lombaire aux chocs. En fait, l'ensemble bassin-colonne lombaire paraît suffisamment résistant pour supporter les efforts de décélération transmis au tronc par le véhicule au cours des accidents automobiles. Les lésions des vertèbres thoraciques et lombaires sont assez peu fréquentes chez les traumatisés de la route bien que : "beaucoup craignent que les blessures abdominales et lombaires augmentent à cause de l'effet de choc en retour qu'exerce la ceinture de sécurité sur la partie inférieure de l'abdomen et du bassin" (BRAUNSTEIN P.W., 1956). En fait, cette crainte ne semble pas selon les données actuelles parfaitement justifiée.

### 2.3. BLESSURES THORACO-ABDOMINALES

Du fait de la position de l'occupant dans le véhicule, la partie antérieure du tronc plus vulnérable que la partie postérieure est très exposée au cours des accidents automobiles. Les blessures thoraciques et abdominales sont donc fréquentes et ont souvent des conséquences fâcheuses. HUELKE D.F. et GIKAS P.W. (1966) d'après une étude portant sur 139 décès causés par des accidents de la route, ont montré que dans 60 % des cas existaient des lésions du thorax et de l'abdomen.

### 2.3.1. Blessures de la cage thoracique

La cage thoracique est une cavité ostéo-musculaire volumineuse qui contient les organes vitaux (système cardio-pulmonaire). Les côtes forment l'armature osseuse des parois thoraciques. Prises dans leur ensemble elles sont déformables mais résistantes. Cette résistance a été étudiée sur des cadavres et aussi sur des volontaires mais pour des efforts n'entraînant pas de lésions (PATRICK L.M. 1965-67). Toutefois, il est difficile d'extrapoler au vivant les résultats obtenus chez le cadavre, du fait de la participation active de la musculature à la résistance du thorax comme le montre le travail de NAHUM A.M., KROELL C.K., GADD C.W., SCHNEIDER D.C. (1970) exposé au cours de ce congrès.

PATRICK L.M. a montré qu'au cours d'essais dynamiques, la paroi thoracique était capable de supporter une force de 300 kg pour une surface d'impact de 170 cm<sup>2</sup> environ (fig. 6). Par contre, si la force est

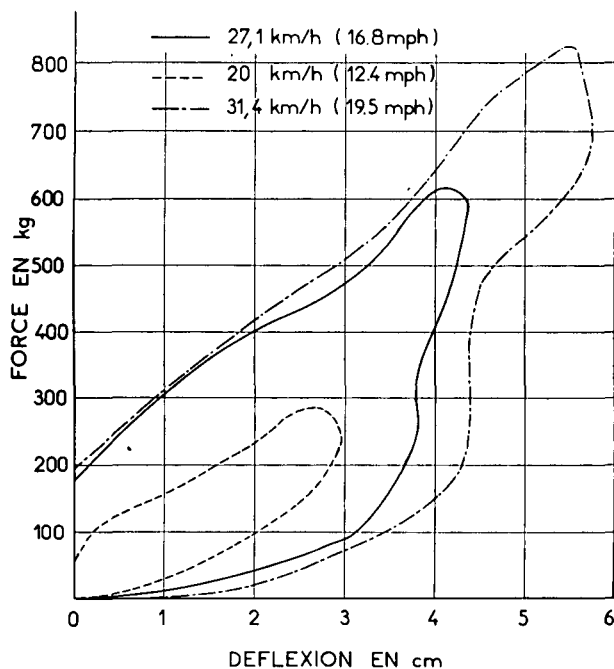


FIG. 6 - Déformations du thorax de cadavre en fonction de la charge au cours d'expériences réalisées à des vitesses diverses. D'après PATRICK L.M. (1967).

appliquée sur une faible surface, une fracture thoracique peut apparaître pour une énergie beaucoup plus faible. Cette fracture qui peut paraître bénigne en soi risque d'avoir de grandes conséquences vitales : les côtes fracturées peuvent constituer un volet thoracique mobile et bouleverser la mécanique ventilatoire. Une côte peut aussiembrocher un viscère intra-thoracique provoquant souvent une blessure mortelle. Ce fait a été souligné par SNYDER R.G. et SNOW C.C. (1967)

dans leur étude relative à "des blessures mortelles dues à des chocs violents sur l'eau". Dans 76 % des cas mortels étudiés, le poumon avait été lacéré par un fragment costal.

### 2.3.2. Lésion des viscères intra-thoraciques

Un 2ème type de lésion thoracique rencontré est la rupture de viscères intra-thoraciques.

En effet, GREENDYKE (1966), sur 218 autopsies pratiquées sur des personnes ayant succombé à des accidents de la route, a trouvé 16 % de rupture aortique. Le mécanisme d'apparition de ces lésions intra-thoracique a été étudié par de nombreux auteurs.

Pour ALDMAN B. (1962) de telles lésions sembleraient causées par une distorsion due au déplacement du cœur et des vaisseaux.

Pour ROBERTS V.L. (1967) : "la principale cause de déchirure aortique est due plus au déplacement excessif du cœur par rapport à ses points de fixation intra-thoraciques qu'à l'augmentation importante de la pression intravasculaire. L'observation clinique semble confirmer que les ruptures aortiques sont pratiquement toujours à orientation transversale plutôt que longitudinale". Dans ses expériences conduites sur les chiens, la cage thoracique était soumise à des chocs directs au niveau du sternum. Il est à noter que les ruptures viscérales pouvaient apparaître en dehors de toute rupture de côtes, et que d'autre part, il y avait une réduction importante du diamètre antéro-postérieur du thorax, puisque dans certains cas le sternum entraînait en contact avec la colonne vertébrale. Ceci est à rapprocher de l'observation d'Ambroise Paré dans laquelle il rapporte qu'un enfant dont le thorax avait été écrasé par la roue d'un carrosse présentait des ruptures mortelles de viscères intra-thoraciques sans fracture de côtes (XVI<sup>e</sup> siècle).

Si l'on veut faire la liaison entre l'expérimentation animale et les constatations sur les blessés de la route, il est à retenir que lorsque la partie antérieure du thorax est soumise à des chocs importants, il y a dans tous les cas un raccourcissement considérable du diamètre antéro-postérieur thoracique avec ou sans fracture suivant l'âge du sujet considéré.

Quand il n'y a pas d'impact direct sur le thorax, les viscères intra-thoraciques peuvent supporter de fortes accélérations sans lésion. SONTTAG R.W. et all (1969) ont montré que des chimpanzés pouvaient survivre à des décélérations de l'ordre de 150 g.

STAPP J.P. (1953) a, par ailleurs, montré que des volontaires pouvaient supporter des décélérations de l'ordre de 50 g sans lésions graves et pouvaient survivre à des décélérations de 100 g, dans la mesure où ils étaient correctement retenus.

De même, DE HAVEN H. (1942) dans ses études cliniques et biomécaniques de personnes ayant survécu à des chutes libres de hauteurs importantes, a remarqué que les viscères intra-thoraciques n'avaient pas subi de lésions, malgré les fortes décélérations auxquelles ils avaient été soumis.

Il semble donc que dans la mesure où il n'y a pas de choc direct sur le thorax, c'est-à-dire ni fracture de côtes ni écrasement des viscères entre la paroi antérieure du thorax et la colonne vertébrale, les seules forces mises en jeu par les décélérations ne provoquent pas de lésion grave.

Ce phénomène est d'une grande importance, car pratiquement il semble que si l'occupant du véhicule est correctement maintenu dans l'habitacle, il peut supporter de fortes décélérations sans risque de lésions intra-thoraciques alors que s'il n'est pas retenu, le choc du thorax contre le volant fait courir un risque vital (fig. 7).

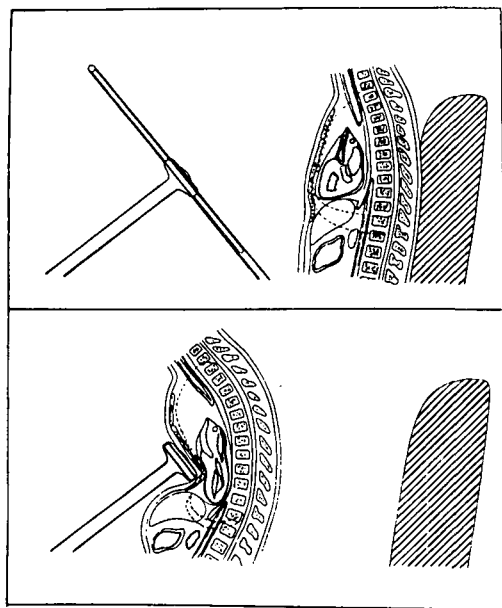


FIG. 7 - Représentation schématique du mécanisme d'apparition des lésions cardiaques au cours de la projection du thorax sur la colonne de direction. D'après MORITZ A.R. (1954).

### 2.3.3. Lésion des viscères abdominaux

La cavité abdominale occupe pratiquement le tiers inférieur de la cage thoracique, et de ce fait des organes

abdominaux comme le foie ou la rate peuvent être lésés suivant le même mécanisme que les organes cardio-respiratoires (embrochement par une côte fracturée ou écrasement entre le gril costal et la colonne vertébrale. En dessous du gril costal la paroi abdominale est essentiellement musculaire si l'on excepte la colonne vertébrale lombaire. Les viscères abdominaux sont donc très exposés à des chocs directs. On peut noter toutefois que la position assise des occupants dans le véhicule diminue la distance thorax-bassin, l'abdomen étant d'ailleurs protégé par les membres inférieurs repliés au moment du choc. Nous avons vu que la tête qui se trouve dans une position avancée dans les accidents automobiles, est fréquemment la seule à être blessée (dans 20 % des cas selon BRAUNSTEIN, 1957). L'abdomen semble au contraire rarement atteint seul puisque les lésions abdominales n'apparaissent isolées que dans 1 % des cas selon ce même auteur. Ainsi les accidentés de la route qui ont subi un traumatisme abdominal déjà grave en soi sont presque toujours des polytraumatisés généralement dans un état désespéré.

Peu d'études concernant le mécanisme des lésions abdominales ont été conduites sur le plan biomécanique. Ce fait est souligné par le rapport de MERTZ H.J. et KROELL E.X. (1968) relatif à la tolérance du thorax et de l'abdomen : "aucun travail expérimental ayant pour principal objectif la détermination de la tolérance abdominale au cours de l'impact n'a été abordé dans la littérature".

Les principales lésions intra-abdominales rencontrées chez les occupants de véhicules accidentés sont des ruptures viscérales (foie, rate, pancréas) comme le souligne GOGLER E. (1955).

WILLIAMS R.C. et SARGENT F.T. (1963) ramènent à trois les mécanismes conduisant à des ruptures viscérales. Ces ruptures peuvent être dues soit à un écrasement d'un viscère entre la paroi antérieure de l'abdomen et la colonne vertébrale au cours de chocs directs, soit à un déplacement des viscères dans la cavité abdominale survenu à cause des forces de décélération, ce qui entraîne des efforts de cisaillement, soit enfin à une augmentation de la pression à l'intérieur des viscères. Il semble que pratiquement les ruptures des viscères intra-abdominaux observés au cours des accidents de la route soient généralement le fait de traumatismes directs sur l'abdomen.

DE HAVEN H. (1944) étudiant les blessures rencontrées à la suite d'accidents d'avions de tourisme, a montré que la paroi abdominale pouvait supporter un effort de l'ordre de 1.000 kg. KULOWSKI J. (1968) rapporte une étude de STAPP au cours de laquelle des volon-

taires étaient maintenus attachés par une ceinture abdominale au cours de fortes décélérations. Dans une de ses expériences, le Lieutenant LEWIS avait pu subir sans lésion une force de l'ordre de 2.400 kg appliquée au niveau d'une large sangle abdominale. Il est permis de penser que la structure osseuse du bassin avait participé à supporter une partie de la force appliquée et que les niveaux de tolérance donnés par ces auteurs n'étaient pas liés à la seule résistance abdominale.

Les forces maximales que l'on puisse exercer sur l'abdomen d'un sujet averti à l'aide d'une sangle large sont de l'ordre de celles que l'on rencontre communément dans les accidents d'automobile de violence modérée. Il est donc inacceptable d'organiser la sécurité dans des conditions aussi défavorables et la ceinture abdominale doit être proscrite au profit de l'attache de bassin, d'autant que l'on ne peut guère envisager que l'usage de bandes étroites.

#### 2.4. BLESSURES DES MEMBRES INFÉRIEURS

Si les lésions de la tête, du thorax, de l'abdomen, de la colonne vertébrale causées par les accidents automobiles ont fréquemment des conséquences très graves, voire mortelles, les lésions des membres n'entraînent généralement pas de risques vitaux mais ont souvent des répercussions fâcheuses sur le plan fonctionnel. L'étude des blessés de la route fait ressortir que les membres supérieurs sont aussi fréquemment atteints que les membres inférieurs (GOGLER E. 1960) par contre la gravité des lésions subies est généralement moindre pour le membre supérieur.

Nous avons pu dire que l'abdomen était partiellement protégé par le membre inférieur replié du fait de la position assise des passagers dans le véhicule ; en corollaire le membre inférieur est assez souvent atteint lors des accidents et plus spécialement dans son segment genou-fémur-hanche.

##### 2.4.1. Blessures du complexe genou-fémur-hanche

Le Dr GOGLER E. (1960) rapporte que sur 100 blessés de la route, 28 étaient porteurs de chocs typiques sur le genou avec leurs conséquences locales et à distance.

- Dans certains cas on a une fracture simple de la rotule, dans d'autres cas, pour des énergies qui semblent voisines, on rencontre une fracture du fémur et on peut même observer des luxations ou des fractures de la hanche.
- Ces considérations conduisent à se demander pourquoi certains chocs suffisant pour luxer une hanche

ou fracturer un fémur ne laissent comme trace locale qu'une contusion légère au niveau de la rotule. Pourquoi au contraire les effets à distance sur le fémur ou la hanche ne se manifestent-ils pas quand on a une fracture comminutive de la rotule (éclatement de la rotule).

- PATRICK L.M. et al. (1967) ont étudié le complexe genou-fémur-hanche soumis à des chocs. Ils ont montré que des efforts de l'ordre de 800 kg pouvaient être supportés sans provoquer de fractures dans la mesure où ils étaient répartis sur une grande surface au niveau du genou. D'autre part, si le genou rencontre une surface dure (hard impact) on a généralement une fracture localisée. Par contre, si l'énergie est absorbée pendant un temps plus long (soft surface) on a plus souvent des lésions à distance.

Des études conduites par le Road Research Laboratory ont mis en valeur l'importance de la direction de l'impact au niveau du genou sur la localisation des lésions de la hanche. GRATTAN E., HOBBS J.A., (1967) et au cours du congrès S.A.E.-F.I.S.I.T.A. LISTER R.D. et WALL J.G. (1970) définissent des valeurs d'énergie susceptibles d'entraîner de telles lésions.

#### 2.5. EFFETS GÉNÉRAUX DES ACCIDENTS AUTOMOBILES

Un certain nombre de cliniciens ont vu se développer des syndromes graves, voire mortels, chez des accidentés de la route sur lesquels les examens biologiques et même l'autopsie n'ont pu montrer aucun signe caractéristique. Sans que l'on puisse en être certain, on peut penser que de tels phénomènes apparaîtront plus souvent quand dans l'avenir les passagers auront subi des chocs très violents sous la protection d'attaches de sécurité efficaces. Deux mécanismes pourraient expliquer l'apparition de tels syndromes : hydrauliques et biochimiques.

##### 2.5.1. Effets hydrauliques

Les spécialistes de sécurité aéronautique et cosmologique savent depuis longtemps que pour des accélérations d'une durée supérieure à 2/100 sec et d'une intensité dépassant 80 g, les colonnes liquidiennes de l'organisme ont le temps et la force de se mettre en mouvement et de déterminer les lésions vasculaires diverses. Ces lésions peuvent être très graves même si elles sont microscopiques dans le cas où elles atteignent un organe vital (fig. 8).

##### 2.5.2. Effets biochimiques

La destruction brutale d'un grand nombre de cellules

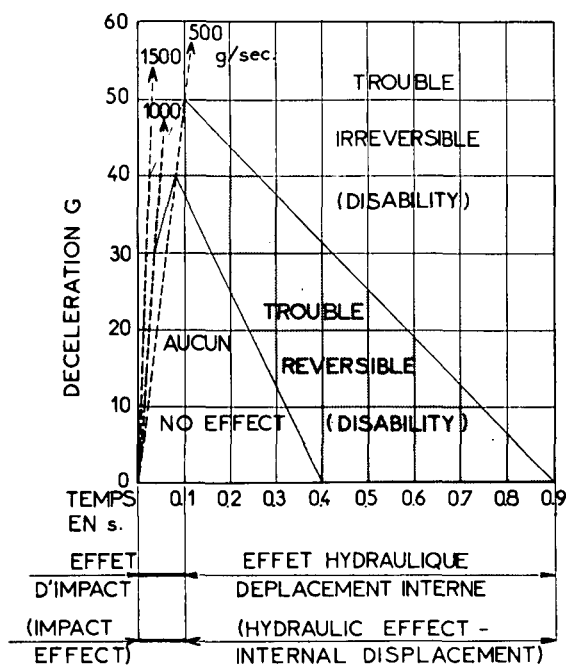


FIG. 8 - Représentation schématique de la tolérance humaine à l'accélération en fonction de sa durée et de son intensité. (HAYNES A.L. 1955). D'après STAPP J.P.

de l'organisme libèrent en quantité massive des substances biochimiques dont la composition et l'action sont loin d'être connues. Ce phénomène est évident dans le cas de fractures multiples ou de grand délabrement musculo-cutané ; il existe également chez les blessés atteints de lésions microscopiques. On peut penser que des recherches très poussées sur les perturbations biochimiques des blessés au cours des jours qui suivent l'accident pourraient éviter une partie des morts qui surviennent quelques jours après le traumatisme.

On peut mesurer l'importance de ce phénomène en comparant les statistiques de mortalité par accident de la route portant sur l'état du blessé immédiatement après l'accident, 3 jours après, 3 semaines après l'accident.

### III - RECOMMANDATIONS PRATIQUES ET PERSPECTIVES DE RECHERCHES

Il est évidemment très risqué de formuler des recommandations dans un domaine aussi hétérogène et complexe que celui des applications et de la recherche dans le domaine de la Biomécanique des Chocs. Cependant le but même de notre travail est bien de faire progresser l'industrie automobile pas à pas, en souhaitant que chaque pas soit plus grand que le précédent. Il faut donc formuler des recommandations pratiques immédiatement applicables même si nous avons le sentiment comme chercheur que d'immenses progrès sont encore

à accomplir pour comprendre les phénomènes des accidents et assurer la sécurité.

#### 3.1. RECOMMANDATIONS PRATIQUES

3.1.1. Bien que notre thème de travail soit la sécurité secondaire, on ne peut s'empêcher d'insister sur le fait que la partie la plus importante de l'amélioration de la sécurité concerne la sécurité primaire, celle qui évite que l'accident se produise. C'est dans ce domaine que l'on trouve le fruit des efforts des ingénieurs des routes, des ingénieurs de l'automobile (visibilité, tenue de route, freinage, etc.) et aussi celui des psychologues, des hygiénistes. . . de la police.

3.1.2. Quand l'accident a lieu, la première préoccupation est de réduire l'énergie mise en jeu. La réduction de la vitesse du véhicule en est l'élément essentiel. Les forces agissant sur le véhicule peuvent être réduites ou réparties dans le temps et l'espace par de bons dispositifs de réception (glissières de sécurité et plus généralement aménagements des abords des voies de circulation). Il faut en tous cas faire jouer des propriétés d'amortissement et jamais de projection d'élasticité afin d'éviter l'overshooting.

3.1.3. Quand l'accident primaire (celui qui met en relation le véhicule et l'obstacle) ne peut être évité, il importe de réduire au maximum l'énergie mise en jeu dans l'accident secondaire (celui qui met en relation le véhicule et le passager). On peut attendre des résultats importants des nombreuses études en cours chez les divers constructeurs pour améliorer la réponse des structures du véhicule au choc. Les forces qui agissent sur le passager doivent être réparties dans le temps et l'espace de façon favorable de telle sorte qu'à aucun moment et en aucun point les forces atteignent le niveau où elles lèsent les tissus sous-jacents. Les mêmes recommandations qu'en 3.1.2. doivent être faites au sujet du caractère dangereux des propriétés élastiques du dispositif.

Il est bien évident que l'amortissement obtenu par la déformation des structures ne doit pas exclure le maintien d'un espace de survie autour des passagers de telle sorte que ceux-ci ne soient pas écrasés dans l'habitacle déformé. Cet espace de survie doit être déterminé en fonction de la trajectoire des passagers (attachés ou non) dans l'habitacle et du niveau de tolérance au choc des régions du corps à protéger.

3.1.4. Les attaches de sécurité doivent s'appliquer à une partie résistante du corps humain, c'est-à-dire au bassin et afin d'éviter les lésions des membres

inférieurs, le brin qui fixe le bassin doit être inextensible et maintenu serré. Il faut encore que la fixation d'une partie du corps ne s'accompagne pas de mouvements importants d'une autre partie afin d'éviter les cisaillements entre deux structures voisines. C'est la raison pour laquelle on cherche de plus en plus à adjoindre au brin pelvien un brin thoracique. Le dernier aura cependant un caractère un peu différent, car il s'appuie sur une partie du corps moins résistante et doit éviter de provoquer entre tête et thorax le cisaillement éliminé entre thorax et bassin. Le brin thoracique doit être constitué par un tissu non élastique mais se déformer en absorbant une partie de l'énergie du choc.

3.1.5. Le principe même de l'air-bag correspond à une répartition de l'énergie dans le temps et l'espace de telle sorte qu'il y ait non seulement des forces faibles en jeu mais encore que celles-ci soient réparties de façon uniforme. Malgré l'hétérogénéité du corps humain, en particulier de la face antérieure du tronc, cette solution est théoriquement très satisfaisante.

3.1.6. La fréquence des chocs arrière ainsi que la présence de rebonds conduisent à attacher la plus grande importance aux qualités du siège qui devra envelopper le passager au maximum et en particulier au niveau du cou. Là encore il faut éviter au maximum d'introduire des propriétés élastiques dont le caractère redoutable a été mis en évidence dans l'étude des sièges éjectables d'avion. Les progrès dans les suspensions des voitures permettent d'envisager avec sérieux des sièges non élastiques. Il est bien évident que la fixation correcte des sièges au plancher constitue un élément fondamental de la sécurité.

3.1.7. La diversité des modalités d'accident et l'incertitude où l'on se trouve vis-à-vis de l'emploi des dispositifs de retenue conduit à porter la plus grande attention aux qualités des parois. La sécurité ne peut se résumer au rembourrage d'un secteur déterminé. C'est l'ensemble de l'habitacle qui doit être dépourvu des petites surfaces saillantes qui sont les sources habituelles des lésions perforantes si fréquentes chez les blessés de la route : les commandes de la voiture, comme celles du poste de radio, les indicateurs, les montants doivent présenter des surfaces planes.

On connaît en particulier le rôle redoutable du volant et de la colonne de direction. Les recherches et les réalisations importantes menées dans l'industrie automobile pour changer cette situation commencent à porter leurs fruits.

## 3.2. PERSPECTIVES DE RECHERCHES

Entre l'homme indemne mais parfaitement immobilisé

qu'était le Colonel STAPP dans ses premières expériences et le conducteur d'une voiture moderne, voire le conducteur d'un véhicule ayant subi toutes les modifications suggérées en 3.1., il existe encore de grandes différences en cas de choc violent. C'est à l'assaut des différences que doivent monter les chercheurs en sécurité automobile et plus particulièrement en biomécanique.

3.2.1. En face de la complexité des accidents réels et de la difficulté de préciser les liens entre les caractéristiques du choc, les particularités du véhicule et les lésions des passagers, les modèles intellectuels dont nous disposons paraissent bien insuffisants. Un effort considérable d'analyse des accidents réels sur le terrain doit être consenti.

3.2.2. Les expériences d'accidents provoqués ou sur banc d'essais dynamiques ont exploré essentiellement le mécanisme et les effets de chocs frontaux. Il paraît indispensable de faire varier les directions d'impact et d'associer des chocs successifs comme cela se produit dans les accidents réels.

3.2.3. La posture des passagers au moment de l'accident joue un rôle déterminant dans l'importance des lésions (tassement du corps, rotation de la tête, etc.). Des expériences précisant les postures optimales pourraient guider les bureaux d'études et les usagers.

3.2.4. Les recherches biomécaniques sur les segments corporels doivent être développées tout en favorisant la tendance actuelle à évaluer les interactions (influences du mouvement du cou sur la commotion cérébrale). L'amortissement visqueux apporté par la musculature pourrait également être exploré afin d'éclairer certaines contradictions dans l'évaluation des matériaux amortissants et des pare-brise.

3.2.5. Un effort pour obtenir des modèles convenables des données obtenues doit être réalisé et dans le domaine biomécanique (mannequin, crâne, thorax artificiels) et dans le domaine mathématique. Ces travaux sont difficiles car il ne faut pas négliger les influences réciproques des divers éléments du système biologique. L'usage des modèles possède des limites car l'extraction des données à partir du réel n'a de valeur qu'en fonction des hypothèses que l'on contrôle.

3.2.6. Les grandes différences qui existent entre les statistiques de mortalité par accident de la route suivant qu'elles sont établies 3 jours ou 3 semaines après l'accident incitent à se demander s'il ne se développe pas dans les traumatismes importants des phénomènes biochimiques tardifs conduisant à une issue fatale. Des travaux de recherches pourraient apporter des lumières dans ce domaine.



## SUMMARY

Relative to the establishment of the state of advancement of different research on human resistance to shocks the authors raise methodological problems in liaison with the impossibility of making tests on Man in real dangerous accident conditions and put the question how to define acceptable consequences of a shock.

As to different types of lesions the following questions should be put :

- What are the mechanical factors capable of producing the lesion ?
- What are the lesion proning circumstances and conditions ?
- What are the biological alterations produced by the lesion ?
- How to make the liaison between the aggressive forces and biological alterations stated ?
- How can the mechanical factors and other conditions be changed in order to reduce injury gravity ?

The interest of principal prevention techniques is discussed in the light of bio-mechanical data : reception materials on the road side, vehicle structures with sufficient space for survival, restraint materials (safety belts and air bags), characteristics of seats and wall padding. Finally research recommendations are given according to stated lack in all work done hitherto.

## REFERENCES

- ◆ **ALDMAN B.** (1962)  
"Biodynamic studies on impact protection"  
*Acta Physiologica Scandinavica*, 56, Sup. 192
- ◆ **BRAUNSTEIN P.W.** (1957)  
"Medical aspects of automotive crash injury research"  
*Journal of the American Medical Association*, 163, 3, 249-255.
- ◆ **BREIG A.** (1960)  
"Biomechanics of the central nervous system"  
Almqvist & Wiksell, Stockholm
- ◆ **CAMPBELL B.J.** (1963)  
"A study of injuries related to padding on instrument panels"  
Automotive Crash Injury Research, Cornell Aeronautical Lab., report n° VJ 1823.R2
- ◆ **CHASON J.L., WEBSTER J.E., GURDJIAN E.S.** (1957)  
"Alteration in cell structure following sudden increases in intracranial pressure"  
*Journal of Neuropathy & Experimental Neurology*, January
- ◆ **DE HAVEN H.** (1942)  
"Mechanical analysis of survival in falls from heights of fifty to one hundred and fifty feet"  
*War Medicine*, 2, July, 586-596
- ◆ **DE HAVEN H.** (1944)  
"Injury in light aircraft accidents"  
*Air Surgeon's Bulletin*, 1, 5, July
- ◆ **DE KEARNEY** (1970)  
"Actual notions on cervical spine traumatology and its clashing tolerance"  
*Acts of 1970 International Automobile Safety Research Conference, Detroit U.S.A. - S.A.E. Ed.*
- ◆ **EVANS F.G.** (1957)  
"Stress and strain in bones"  
Ch. C. Thomas, Springfield U.S.A.
- ◆ **FIALA E.** (1969)  
"La recherche de la sécurité - une nouvelle tâche pour la construction des voitures de course"  
*Revue Automobile, Tirage préliminaire, Ed. Hallwag Berne*, 10-17

- ◆ **GADD C.W.** (1966)  
"Use of a weighted impulse criterion for estimating injury hazard"  
Proc. of 10th Stapp Car Crash Conference, S.A.E. New York, 164-174
- ◆ **GOGLER E.** (1964)  
"Les accidentés du trafic routier"  
Documents Geigy, Bâle
- ◆ **GRATTAN E., HOBBS J.A.** (1967)  
"Injuries to the hip joint in vehicle occupants"  
Road Research Laboratory, Report LR 26
- ◆ **GREENBERG S.W., GONZALES D., GURDJIAN E.S., THOMAS L.M.** (1968)  
"Changes in physical properties of bone between the in vivo, freshly and embalmed conditions"  
Proc. of 12th Stapp Car Crash Conference, S.A.E. New York, 271-279
- ◆ **GREENDYKE R.M.** (1966)  
"Traumatic rupture of aorta"  
Journal of the American Medical Association, 195, 119-122
- ◆ **GROSS A.G.** (1958)  
"A new theory on the dynamics of brain concussion and brain injury"  
Journal of Neurosurgery, 15, 548-561
- ◆ **GURDJIAN E.S.** (1961)  
"Mechanism of brain concussion, contusion and laceration"  
The 5th Stapp Automotive Crash Conference, M.K. Cragun Ed., Minneapolis U.S.A., 133-143
- ◆ **GURDJIAN E.S., LISSNER H.R.** (1946)  
"Deformation of the skull in head injury studied by the "stresscoat technique" quantitative determinations"  
American journal of Surgery, 83, 219-233
- ◆ **GURDJIAN E.S., LISSNER H.R., PATRICK L.M.** (1963)  
"Concussion - Mechanism and Pathology"  
Proc. of 7th Stapp Car Crash Conference, Ch. C. Thomas, Springfield U.S.A., 470-482
- ◆ **GURDJIAN E.S., WEBSTER J.E.** (1943)  
"Experimental head injury with special reference to the mechanical factors in acute trauma"  
Journal of Surgery, Gynecology & Obstetrics, 76, 623-643
- ◆ **GURDJIAN E.S., WEBSTER J.E.** (1958)  
"Head injuries, Mechanisms, Diagnosis and Management"  
Little, Brown & Co, Boston
- ◆ **HAYNES A.L.** (1955)  
"Design factors in automotive safety"  
S.A.E. annual meeting, Atlantic City, June
- ◆ **HAYNES A.L., LISSNER H.R.** (1961)  
"Experimental head impact studies"  
The 5th Stapp Automotive Crash Conference, M.K. Cragun Ed., Minneapolis U.S.A., 158-170
- ◆ **HODGSON V.R., PATRICK L.M.** (1968)  
"Dynamic response of the human cadaver head compared to a simple mathematical model"  
Proc. of 12th Stapp Car Crash Conference, S.A.E. New York, 280-301
- ◆ **HOLBOURN A.H.S.** (1943)  
"Mechanics of head injuries"  
Lancet, 2, 438-441
- ◆ **HUELKE D.F., GIKAS P.W.** (1968)  
"Causes of death in automobile accidents"  
Journal of the American Association, 203, 13, 98-105
- ◆ **KAZARIAN L.B. VON GIERKE H.E.** (1970)  
"Response to the rhesus monkey to longitudinal spinal impact and the application of this data in terms of safety criteria"  
Acts of 1970 International Safety Research Conference, Detroit U.S.A., S.A.E. Ed.
- ◆ **KULOWSKI J.** (1960)  
"Crash injuries"  
Ch. C. Thomas, Springfield, U.S.A.
- ◆ **LISTER R.D., WALL J.G.** (1970)  
"Determination of injury threshold levels of car occupants involved in road accidents"  
Acts of 1970 International Automobile Safety Research Conference, Detroit U.S.A., S.A.E. Ed.
- ◆ **MERTZ H.J., KROELL C.K.** (1968)  
"Tolerance of the thorax and abdomen"  
General Motors Corporation  
Symposium of the Wayne State University Centennial
- ◆ **MORITZ A.R.** (1954)  
"The pathology of trauma"  
Lea & Febiger, Philadelphia

- ◆ MOSELEY A.L. (1961)  
"Varieties of automobile death"  
The 5th Stapp Automotive Crash Conference,  
M.K. Cragun Ed., Minneapolis U.S.A., 94-104
- ◆ NAHUM A.M., KROELL C.K., GADD C.W.,  
SCHNEIDER D.C. (1970)  
"Deflection of the human thorax under sternal  
impact"  
Acts of 1970 International Automobile Safety Re-  
search Conference, Detroit U.S.A., S.A.E. Ed.
- ◆ OMMAYA A.K., FAAS F., YARNELL P. (1968)  
"Whiplash injury and brain damage - An experimental  
study"  
Journal of the American Medical Association, 204,  
4, 285-289
- ◆ OMMAYA A.K., FISH F.J., MAHONE R.M.,  
CORRAO P., LETCHER F. (1970)  
"Comparative tolerances for cerebral concussion by  
head impact and whiplash in primates"  
Acts of 1970 International Automobile Safety Re-  
search Conference, Detroit U.S.A., S.A.E. Ed.
- ◆ OMMAYA A.K., HIRSH A., MARTINEZ J.L. (1966)  
"The role of whiplash in cerebral concussion"  
Proc. of 10th Stapp Car Crash Conference, S.A.E.  
New York, 314-324
- ◆ OMMAYA A.K., YARNELL P., HIRSH A.K.,  
HARRIS E.H. (1967)  
"Scaling of experimental data on cerebral concus-  
sion in subhuman primates to concussion threshold  
for man"  
Proc. of 11th Stapp Car Crash Conference, S.A.E.  
New York, 47-52
- ◆ PINCE B.W., YOUNG J.W., BENJAMIN D.,  
PORTNOY H. (1970)  
"Correlation of intracranial pressure and head res-  
traint configuration in whiplash"  
Acts of 1970 International Automobile Safety Re-  
search Conference, Detroit U.S.A., S.A.E. Ed.
- ◆ PATRICK L.M. (1965)  
"Human tolerance to impact - Basis for safety  
design"  
S.A.E., preprint 1003 B
- ◆ PATRICK L.M. (1967)  
"Prevention of instrument panel and windshield head  
injuries"  
The Prevention of Highway Injury, Highway Safety  
Research Institute, University of Michigan U.S.A.,  
169-181
- ◆ PATRICK L.M., LISSNER H.R., GURDJIAN E.S.  
(1963)  
"Survival by design - head protection"  
Proc. of 7th Stapp Car Crash Conference, Ch. C.  
Thomas, Springfield, U.S.A., 483-499
- ◆ PATRICK L.M., MERTZ H.J., KROELL C.K. (1967)  
"Cadaver knee, chest and head impact loads"  
Proc. of 11th Stapp Car Crash Conference, S.A.E.  
New York, 106-117
- ◆ ROAF R. (1960)  
"A study of mechanics of spinal injuries"  
Journal of Bones & joint Surgery, 42, 810-823
- ◆ ROBERTS V.L. (1967)  
"Experimental studies on thoracic and abdominal  
injuries"  
The Prevention of Highway Injury, Highway Safety  
Research Institute, University of Michigan U.S.A.,  
221-215.
- ◆ SEVERY D.M., BRINK H.M., BAIRD J.D. (1967)  
"Preliminary findings of head support designs"  
Proc. of 11th Stapp Car Crash Conference, S.A.E.  
New York, 220-270
- ◆ SNYDER R.G., SNOW C.C. (1967)  
"Fatal injuries from extreme water impact"  
Aerospace Medicine, 38, 8, 779-788
- ◆ SONNTAG R.W., NEWSON W.A., LEVERETT S.D.,  
KIRTLAND V.E. (1968)  
"Use of contoured restraint systems in exposure of  
large primates to - 150 Gx impact"  
Proc. of 12th Stapp Car Crash Conference, S.A.E.  
New York, 201-206
- ◆ STAPP J.P. (1949-1951)  
"Human exposures to linear deceleration"  
AF Tech., Report 5915, W. Patterson, AFB, Ohio  
U.S.A.
- ◆ STAPP J.P. (1955)  
"Tolerance to abrupt deceleration"  
Collected Papers on Aviation Medicine,  
Butterworths Scientific Publications, London, 122-  
169
- ◆ STAPP J.P. (1957)  
"Human tolerance to deceleration"  
American Journal of Surgery, 93, 734-740

- ◆ **STAPP J.P. (1970)**  
 "Impact response parameters of living subjects"  
**Acts of 1970 International Automobile Safety Research Conference, Detroit U.S.A., S.A.E. Ed.**
- ◆ **WELCH L.K. (1968)**  
 "Head injury : a clinical perspective"  
**Aerospace Medicine, 39, 11, 1231**
- ◆ **VEIL et al. (1968)**  
 "Etude clinique des accidents de la circulation routière"  
**O.N.S.E.R. Ed. - Arcueil (94) - France**
- ◆ **WILLIAMS R.C., SARGENT F.T. (1963)**  
 "The mechanism of intestinal injury in trauma"  
**Journal of Trauma, 3, 288-294**
- ◆ **WALKER A.E. et al. (1969)**  
 "A survey of current head injury research"  
**Subcommittee on Head Injury - National Advisory Neurological Diseases and Stroke Council, U.S. Dept. of Health, Education & Welfare, Bethesda, U.S.A.**
- ◆ **WISNER A., TISSERAND M. (1966)**  
 "Comportement du rachis cervical lors de chocs dorsaux"  
**Centre de Physiologie du travail de l'Institut National de Sécurité, Paris, Rapport n° 73.**

# TABLE DES MATIERES

	Pages
<b>I – INTRODUCTION</b>	4
1.1. Remarques générales	4
1.2. Considérations méthodologiques	4
1.2.1. Limites de l'expérimentation sur l'homme	4
1.2.2. Définition de la notion de tolérance aux chocs	5
1.3. Le domaine d'application de la biomécanique des chocs	5
1.3.1. Fragilité du corps humain	5
1.3.2. Efficacité de la protection dans les chocs très violents	6
1.3.3. Le packaging	6
1.3.4. Problèmes et moyens du biomécanicien	6
<b>II – PRINCIPAUX RESULTATS EXPERIMENTAUX</b>	7
2.1. Les blessures de la tête	7
2.1.1. Les fractures du crâne	7
2.2.2. La commotion cérébrale	8
2.2. Les lésions de la colonne vertébrale	10
2.2.1. La colonne cervicale	10
2.2.2. La colonne dorso-lombaire	11
2.3. Blessures thoraco-abdominales	11
2.3.1. Blessures de la cage thoracique	12
2.3.2. Lésions des viscères intra-thoraciques	12
2.3.3. Lésions des viscères abdominaux	13
2.4. Blessures des membres inférieurs	14
2.4.1. Lésions du système genou - fémur - hanche	14
2.5. Réponse globale du corps soumis à des conditions d'accidents	14
2.5.1. Effets hydrauliques	14
2.5.2. Effets biochimiques	14

<b>III – RECOMMANDATIONS PRATIQUES ET PERSPECTIVES DE RECHERCHES</b>	<b>15</b>
<b>3.1. Recommandations pratiques</b>	<b>15</b>
3.1.1. Importance de la sécurité primaire	15
3.1.2. Rôle de l'équipement routier	15
3.1.3. Rôle des déformations du véhicule au cours du choc	15
3.1.4. Les dispositifs de retenue	15
3.1.5. "L'air-bag"	16
3.1.6. Le siège, élément de sécurité	16
3.1.7. Aménagement de l'habitacle	16
<b>3.2. Perspectives de recherches</b>	<b>16</b>
3.2.1. Investigations sur le plan mécanique et chimique d'accident de la circulation	16
3.2.2. Reconstitution de chocs ou d'accidents provoqués dans les modalités propres aux accidents réels	16
3.2.3. Etude de l'influence des postures au cours des chocs	16
3.2.4. Rôle de la musculature	16
3.2.5. Réalisation de modèles et leur validation	16