

SERVICES DES AFFAIRES ÉCONOMIQUES
ET INTERNATIONALES

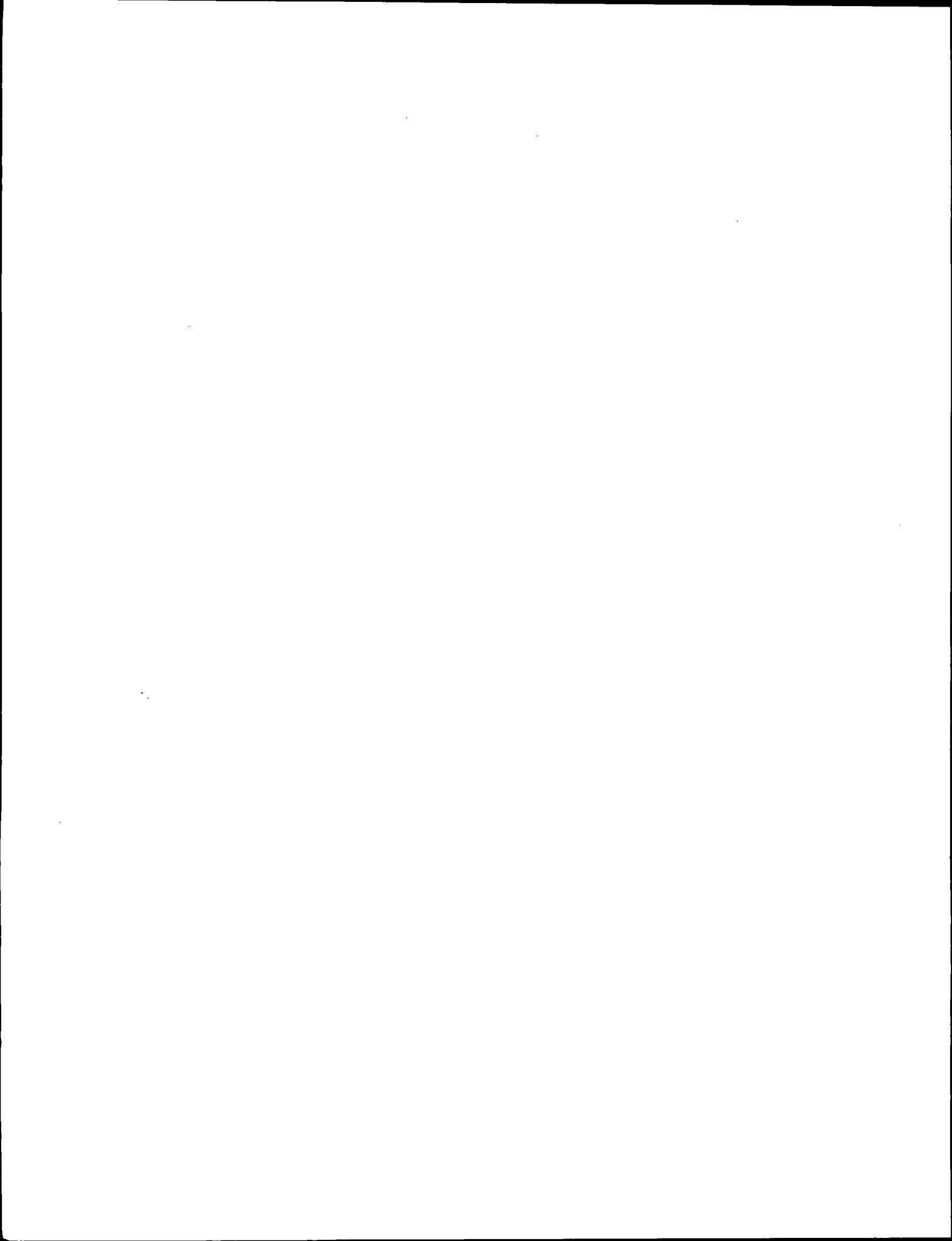
ORGANISME
NATIONAL DE
SÉCURITÉ
ROUTIÈRE

ÉTUDE
BIOMÉCANIQUE
DE LA LIAISON
TÊTE-THORAX

cahiers d'études no 11

*Bulletin n° 28
Décembre 1971*

CDAT
15062



ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE LA LIAISON TÊTE-THORAX

Dr J. BANDET

*Laboratoire de chocs
et de biomécanique de l'ONSER*

RESUME

La tête et le cou sont fréquemment lésés dans les accidents de la route et leur protection est difficile.

A l'occasion d'une mise au point sur l'état actuel des connaissances concernant la liaison tête-thorax, l'accent est mis sur l'intérêt que l'on doit porter à une bonne modélisation de ce système de liaison.

L'auteur souligne les limites actuelles des données expérimentales et des modèles proposés, ce qui lui permet de formuler certaines propositions de recherches.

SUMMARY

Head and neck are frequently involved in traffic accidents and it is difficult to protect them.

While making a review of the present state of knowledge on head-torso linkage the author outlines the importance of a good system modelisation.

The author stresses the present limits of the experimental data and of the proposed models, which leads him to the formulation of some research proposals.

INTRODUCTION

« Trauma of the head neck was the weak link which limited the survival to whole impact deceleration. »

CLARKE

I. - LE COU ET LA SÉCURITÉ SECONDAIRE LORS DES ACCIDENTS DE LA ROUTE

I.1. Fréquence des lésions rencontrées au niveau du cou

I.1.1. L'étude statistique des accidents de la route montre que les lésions du cou ne sont pas très fréquentes pour les accidents avec chocs frontaux. Le plus souvent les occupants ne sont pas maintenus « attachés » dans l'habitacle et, dans ce cas, tout le corps est animé, pendant le choc, d'un mouvement de translation qui le projette contre les parois de cet habitacle. Les lésions rencontrées sont surtout des lésions crâniennes et thoraciques.

I.1.2. Par contre, pour les chocs arrière, les lésions au niveau du cou sont plus fréquentes. Elles peuvent être, pour des chocs arrière à faible vitesse, soit très bénignes, soit au contraire très graves, voire mortelles. Ces lésions au niveau de la colonne cervicale résultent de mouvements forcés d'hyperextension suivis d'hyperflexion. Ce mécanisme est communément appelé « whiplash » (schéma 1a).

Ces chocs arrière que l'on rencontre assez fréquemment dans les agglomérations (chocs de feux rouges) sont surtout typiques des accidents rencontrés sur autoroute. Sur ces voies express, les véhicules qui se suivent de près, en longues files, roulent à grande vitesse, ce qui favorise, lors de coups de freins brutaux, les chocs arrière violents.

I.1.3. Enfin, le fait que l'on s'oriente pour améliorer la sécurité secondaire des occupants des véhicules au cours des chocs vers des moyens de rétention passifs (ceinture, baudrier) solidarissant l'occupant du véhicule au siège à l'exception toutefois du cou et de la tête, laisse craindre une augmentation du nombre des lésions au niveau du cou (schéma 1b). En effet, au moment du choc (choc frontal), la tête est projetée en avant alors que le tronc est fermement maintenu sur le siège, ce qui entraîne des efforts de dislocation importants au niveau de la colonne cervicale.

Ces quelques considérations font redouter une augmentation de la fréquence des lésions au niveau du cou lors des accidents de la route, fait déjà souligné par PORTNOY : « Cette blessure baptisée "whiplash" par GAY et ABBOTT est en train de devenir une des lésions les plus courantes de notre société vouée à l'automobile, et pose des problèmes importants tant sur le plan médical que légal. »

I.2. Mécanisme d'apparition et type de lésions rencontrées au niveau du cou

Les enquêtes menées par des équipes bidisciplinaires associant technicien de l'automobile et médecin ainsi que les études expérimentales conduites en laboratoire montrent qu'au cours des accidents automobiles, il y a schématiquement deux mécanismes pouvant entraîner des lésions au niveau de la colonne cervicale.

I.2.1. Lésions au niveau des structures osseuses du cou par impact direct sur la tête

La force est alors appliquée au sommet du crâne dans l'axe de la colonne cervicale (schéma 1c), ce qui peut entraîner des fractures par écrasement des structures osseuses vertébrales avec possibilité de lésions vasculaires et médullaires.

Ces types de lésions par choc direct sur la tête peuvent se rencontrer par exemple lors de la projection de l'occupant contre le pare-brise ou lorsque la tête heurte le pavillon du véhicule au cours de tonneaux. Ce mécanisme, toutefois, n'est qu'exceptionnellement rencontré à l'état pur lors des accidents automobiles mais plus généralement associé à des mouvements d'extension forcée (schéma 1d).

I.2.2. Lésions du cou dues à des mouvements de flexion ou d'extension forcés sans impact direct sur la tête

L'exemple typique est celui du whiplash dans lequel la tête passe d'une position de repos à une position d'hyperextension forcée suivie elle-même par une phase d'hyperflexion forcée. Tous ces mouvements se déroulent en un temps très court et le système tête-cou est animé d'une grande vitesse angulaire. Des efforts considérables naissent au niveau des vertèbres, des muscles et des ligaments pouvant entraîner leur rupture. Il est à signaler que l'association de mouvements de rotation à ces mouvements de flexion-extension semble augmenter considérablement le risque de lésion.

I.2.3. Enfin, des études expérimentales conduites sur animaux ont montré que des mouvements de flexion-extension du cou réalisés à grande vitesse angulaire peuvent à eux seuls entraîner une lésion de commotion cérébrale à l'exclusion de toute autre atteinte osseuse, musculaire ou ligamentaire. Connaissant la gravité et la fréquence des commotions cérébrales chez les accidentés de la route, notre attention doit être particulièrement attirée par un tel mécanisme.

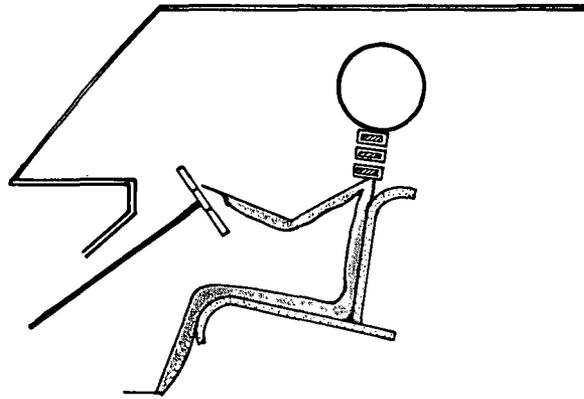


Schéma 1 : Position normale

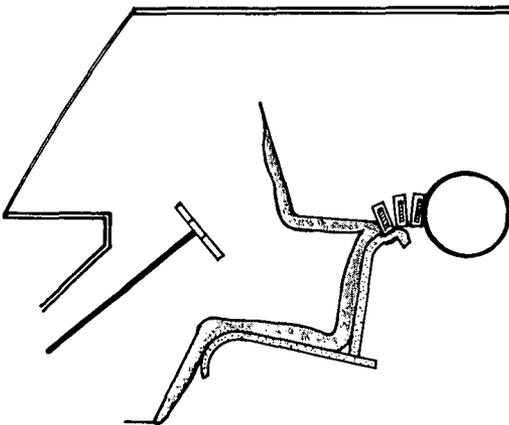


Schéma 1 A : hyperextension du cou lors d'un choc arrière

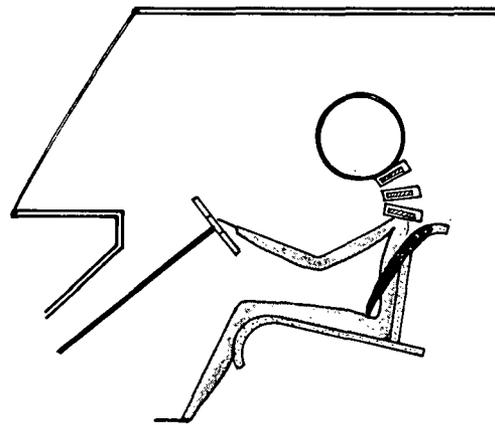


Schéma 1 B : hyperflexion du cou au moment du choc, le corps étant maintenu

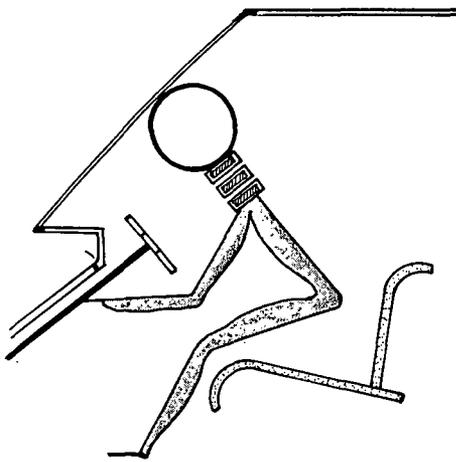


Schéma 1 C : choc tête contre pare-brise, lésions avec compression

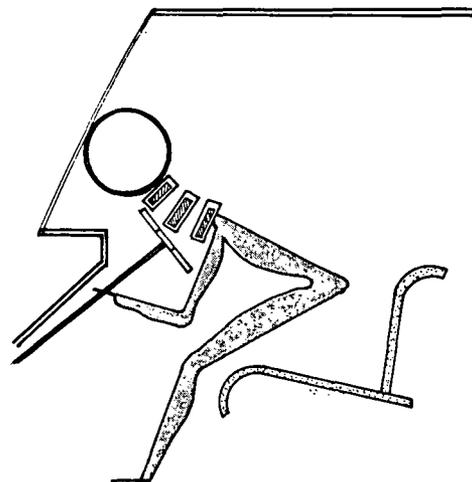


Schéma 1 D : impact de la tête contre le pare-brise, hyperextension avec compression

I.2.4. Gravité des lésions

Les lésions du cou peuvent être considérées généralement comme relativement bénignes lorsque seules les structures ligamentaires et musculaires sont atteintes. A noter que, bien que bénignes, ces lésions sont douloureuses, parfois invalidantes, et que l'évolution vers une récupération totale est généralement longue. Par contre, les atteintes des structures osseuses vertébrales (fractures avec ou sans dislocation) sont généralement plus graves, et PIZON, s'appuyant sur une étude portant sur 184 cas, conclut : « Il importe d'être très réservé quant au pronostic éloigné d'un traumatisme mineur du cou, et par suite, il convient de prolonger la surveillance durant seize mois au moins ».

D'autre part, ces lésions osseuses peuvent entraîner des lésions de la moelle épinière. C'est alors la lésion médullaire qui fait toute la gravité du pronostic.

Un fait est frappant : les lésions de la colonne cervicale sont ou relativement bénignes ou très graves. Il semble qu'une légère augmentation d'énergie au moment du choc, un léger mouvement de rotation puisse transformer brutalement en lésion mortelle une lésion qui aurait pu être bénigne.

II. - DESCRIPTION DU SYSTÈME DE LIAISON TÊTE-COU

La description des éléments constitutifs du cou et de leurs rapports anatomiques sera limitée aux notions essentielles permettant d'éclairer le comportement du système de liaison tête-cou lors des chocs ainsi que le mécanisme d'apparition des lésions.

II.1. Rappel anatomique

Si on examine une coupe transversale (fig. 1) du cou, on peut distinguer deux parties :

- une antérieure, dite viscérale, comprenant l'œsophage, la trachée et les gros vaisseaux du cou. Sur cette partie antérieure, il n'existe que peu de muscles ;
- une partie postérieure, ostéo-musculaire, avec le corps vertébral, le canal médullaire, la moelle épinière et les apophyses vertébrales flanquées des gros muscles de la nuque.

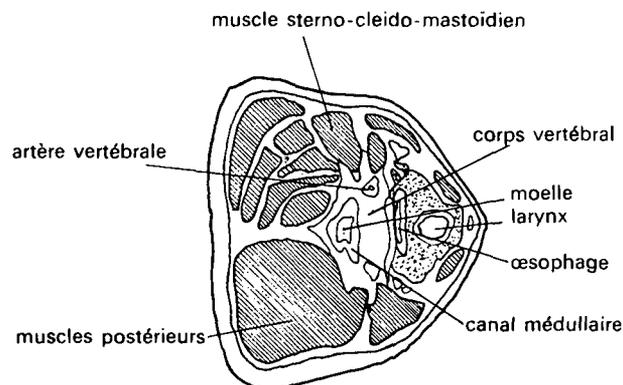


FIG. 1. - Coupe au niveau de la 6^e vertèbre cervicale

Schématiquement, les éléments anatomiques du cou sont : un axe osseux, la moelle épinière, le système musculaire et des éléments vasculaires et viscéraux.

— L'axe osseux est constitué par l'empilement des sept vertèbres cervicales (fig. 2). Il est prolongé dans sa partie inférieure par la colonne dorsale. Sa partie supérieure présente deux vertèbres nettement différenciées : l'Atlas et l'Axis, qui supportent la tête. Cet axe osseux comprend deux parties distinctes. Une partie antérieure massive formée par l'empilement des corps vertébraux, une partie postérieure formée par l'empilement des arcs vertébraux. Le corps vertébral s'articule avec son homologue sus et sous-jacent par l'intermédiaire de disques fibro-élastiques appelés disques vertébraux. Ces disques résistants qui relient les vertèbres entre elles, du fait de leur élasticité, permettent des mouvements de faible amplitude. L'empilement des corps vertébraux forme le « mur » vertébral. C'est le véritable axe osseux. La partie postérieure de la vertèbre est plus grêle et forme un arc osseux qui présente dans sa partie médiane le canal médullaire, étui de la moelle épinière. Cet arc postérieur porte des apophyses articulaires qui s'emboîtent et s'articulent avec celles des vertèbres sus et sous-jacentes. Ces surfaces articulaires permettent des mouvements de glissement dont l'amplitude est limitée.

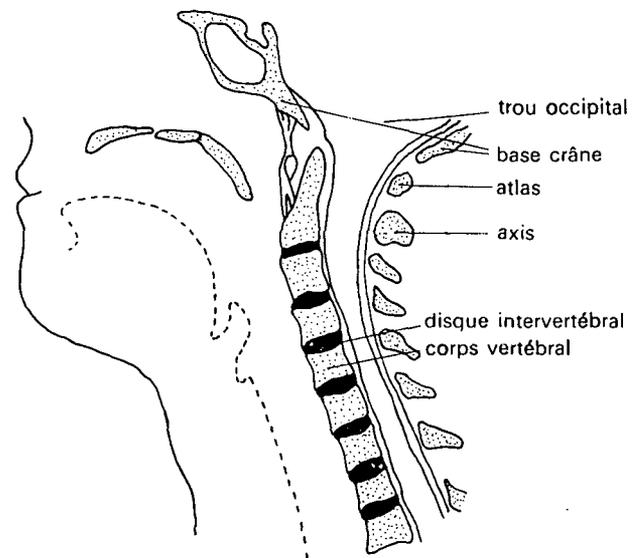


FIG. 2. - Coupe vertico-médiane du cou

Des ligaments élastiques, résistants, relient les corps vertébraux entre eux et les arcs postérieurs entre eux. Cette conformation particulière de la vertèbre a des conséquences sur le plan biomécanique : le corps vertébral, à la suite d'un traumatisme, peut se fracturer, et même se tasser sans qu'il y ait déplacement de la vertèbre avec les conséquences que cela peut entraîner au niveau de la moelle. En effet, l'engrènement étroit des apophyses articulaires de l'arc

postérieur permettent de maintenir la vertèbre en place. La taille des vertèbres va en augmentant à mesure que l'on descend le long de la colonne cervicale alors que proportionnellement l'épaisseur des disques intervertébraux, responsables en grande partie de la mobilité vertébrale, va en diminuant. La plus grande mobilité se situera donc au niveau des premières vertèbres cervicales. La première, l'Atlas, s'articule sur l'Axis et la configuration propre à cette articulation autorise des mouvements de rotation de grande amplitude.

— Le cou présente un appareil musculaire très développé dans sa partie postérieure. Ces muscles qui s'étendent pratiquement sur toute la longueur de la colonne vertébrale réalisent un véritable haubanage de la tête et de toute la colonne. Ils jouent, par conséquent, un rôle capital dans la statique de la tête et de la colonne cervicale. (fig. 3)

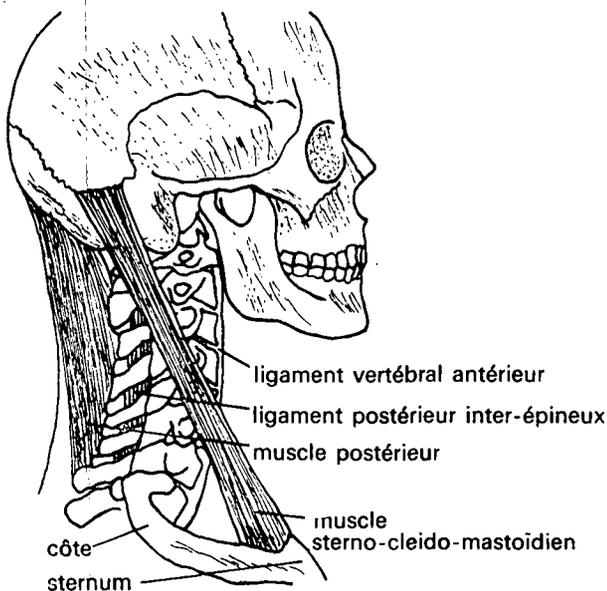


FIG. 3. - *Muscles de la nuque*

— La moelle épinière est un prolongement cylindrique de la masse cérébrale qui chemine dans le canal médullaire (fig. 4). Elle est protégée et isolée des parois osseuses par une graine fibreuse contenant le liquide céphalo-rachidien. Entre chaque vertèbre se détache une émergence nerveuse appelée nerf rachidien. La moelle et les nerfs rachidiens ont une importance primordiale sur le plan physiologique : une section de la moelle épinière au niveau de la colonne cervicale entraîne une paralysie pratiquement totale du corps ou tétraplégie.

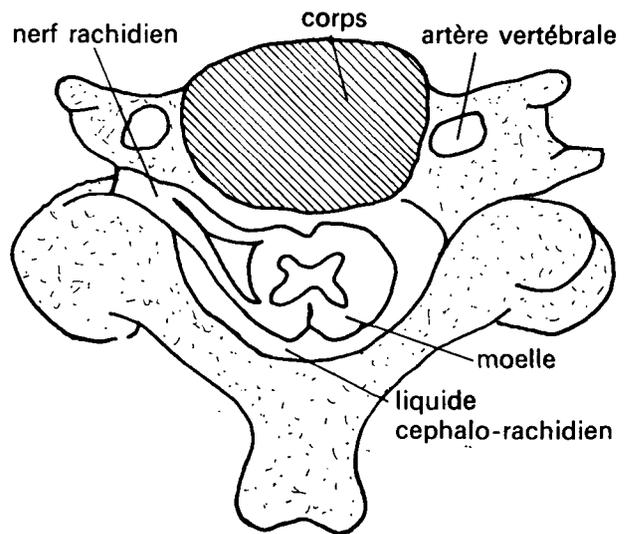


FIG. 4. - *Vertèbre cervicale - face supérieure*

— Les éléments vasculaires, l'artère carotide et ses collatérales comme l'artère vertébrale, suivent l'axe osseux. Leur rôle est d'irriguer la moelle et la masse cérébrale. Un traumatisme vasculaire peut entraîner un arrêt de la circulation avec possibilité de dégénérescence des territoires qui ne sont plus irrigués. Le cou est donc un segment corporel complexe sur le plan anatomique. Il est à la fois organe de soutien pour la tête, et zone de passage d'éléments vasculaires, nerveux et viscéraux importants.

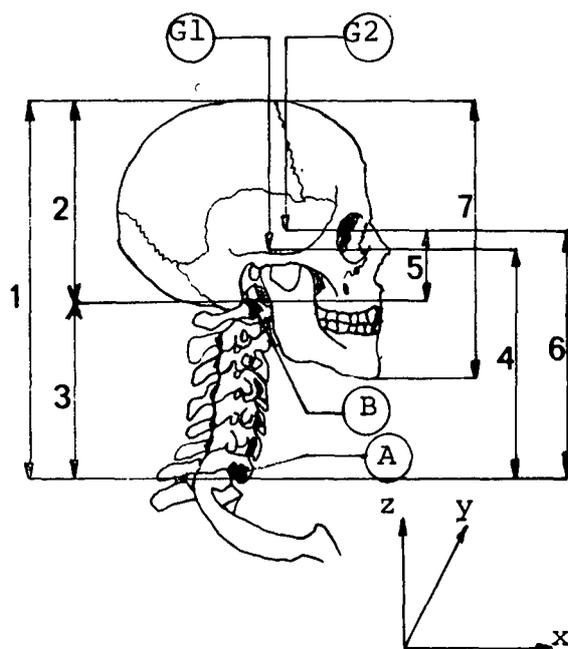
II.2. Données anthropométriques

La littérature est pauvre en travaux concernant les données anthropométriques du système tête-cou et ces études qui portent sur un nombre limité de cadavres ont été généralement réalisées pour le compte de l'Armée.

Dans une étude de BRAUNE et FISHER (1889), le poids de la tête variait de 3,88 kg à 5,35 kg chez des sujets dont le poids se situait entre 44 et 75 kg. Rapporté au poids total du corps, le poids de la tête représente approximativement 7 %. Selon HERTZBERG (1954), la hauteur de la tête est légèrement supérieure à 15 cm alors que son diamètre antéro-postérieur est voisin de 15 cm.

Le centre de gravité de la tête est situé dans un plan sagittal et médian à une distance d'environ 7 cm de l'articulation occipito-atloïdienne. Le centre de gravité de l'ensemble tête-cou est situé légèrement au-dessous et en arrière du centre de gravité de la tête. Il se projette au niveau du tragus de l'oreille.

TARRIÈRE (1969), dans un rapport présenté à la XIII^e Stapp Conference, a résumé schématiquement les différentes données anthropométriques de la littérature concernant la tête et le cou (schéma 2).



Données anthropométriques de la tête et du cou.

| Indice | Origine | dimensions en cm | |
|--------|-----------------------|------------------|--------------------|
| | | 50° percentile | percentile inconnu |
| 1 | HERTZBERG (8) | 25,2 | |
| 2 | HERTZBERG (8) | 15,4 | |
| 3 | BRAUNE et FISHER (15) | | 16 |
| | GEOFFREY (5) | | 9,8 |
| 4 | HERTZBERG (8) | 9,8 | |
| | DEMPSTER (3) | 14,3 | |
| 5 | BRAUNE et FISHER (15) | 7 | 56,7 % de 1 à A |
| 6 | GEOFFREY (5) | | 45,5 % de 2 |
| | HERTZBERG (8) | 9,8 | |
| 7 | BRAUNE et FISHER (15) | 7 | |
| | HERTZBERG (8) | | 21,3 |

La hauteur de B représente 91,23 % de la grandeur totale.

La hauteur de G1 représente 93,48 % de la grandeur totale indiquée par HERTZBERG (8) : 165,6 cm pour le 5° percentile, 175,5 cm pour le 50° percentile et 185,7 cm pour le 95° percentile.

SCHÉMA 2. - (d'après TARRIÈRE)

II.3.1. Etude de l'amplitude des mouvements physiologiques

Parce que d'approche plus facile, de nombreux travaux ont été consacrés à l'étude de l'amplitude des mouvements de la tête et du cou. L'amplitude des mouvements varie selon que l'on considère le mouvement de la tête seule par rapport à la première vertèbre cervicale ou que l'on considère l'ensemble tête-cou par rapport au thorax. Si l'on situe le mouvement à la base du crâne, l'amplitude du mouvement de flexion, qui, dans un plan sagittal, rapproche le menton du sternum, est d'environ 20°. Il est voisin de 65° s'il est associé à une flexion du cou. De même, le mouvement d'extension peut passer de 30°

pour la tête seule à 70° si le cou participe au mouvement. Soulignons que dans l'hyperflexion, le menton entre en contact avec le sternum, limitant ainsi le mouvement.

La rotation de la tête au niveau de l'articulation occiputo-atloïdienne atteint 30 à 40° de chaque côté. Cette rotation est plus importante si elle associe la colonne cervicale mais alors le mouvement n'est plus pur car il inclut un mouvement d'inclinaison latérale. Les données anthropométriques comme l'amplitude des mouvements varient avec la race, le sexe, l'âge et, même, comme l'ont montré WISNER et MONOD (1963) avec l'activité socio-professionnelle de l'individu. Les valeurs des données anthropométriques (sché-

II.4. Particularités de ce système de liaison permettant de mieux comprendre son comportement au cours de chocs tant au point de vue du comportement dynamique que de l'apparition des lésions

Les mouvements décrits par la tête sont variés et peuvent être commandés avec une extrême finesse. Ces mouvements, qui peuvent être de grande amplitude, sont le résultat de la combinaison de mouvements de flexion, d'extension, de rotation, d'inclinaison latérale, qui peuvent être effectués isolément ou simultanément et qui peuvent se situer à différentes étapes de la colonne cervicale. Contrairement à ce qui se passe au niveau des membres, le mouvement est rarement limité à une articulation mais est le résultat de mouvements parcellaires au niveau de chaque vertèbre de la colonne cervicale. Cette répartition du mouvement à différents étages permet d'éviter les angulations fortes et leur répercussion au niveau de la moelle épinière. Elle permet d'autre part une meilleure adaptation aux mouvements du système de liaison tête-cou. Sur le plan mécanique, le cou peut être assimilé à un système à grand nombre de degrés de liberté.

— Le cou est la partie la plus mobile de la colonne vertébrale et il faut souligner que c'est au niveau de la liaison des deux premières vertèbres cervicales et de la tête que les mouvements entre deux vertèbres ont le maximum d'amplitude. Par contre, c'est à la jonction de la colonne cervicale et de la colonne dorsale qu'ils ont le moins d'amplitude : c'est soit au niveau des premières, soit au niveau des dernières vertèbres cervicales que les lésions sont les plus fréquentes.

— Le cou est un pont lancé entre la tête, système de commande, et le corps. Un grand nombre d'éléments anatomiques qui cheminent dans le cou ont une importance physiologique très grande, voire vitale. De plus, il existe des rapports étroits entre les structures osseuses et les structures nerveuses ou vasculaires : la moelle épinière et les racines ner-

veuses rachidiennes sont pratiquement intégrées à la colonne osseuse. BREIG (1970) a montré que la longueur du canal médullaire augmente de près de 3 cm quand on passe d'une position d'hyperextension à une position d'hyperflexion (fig. 5).

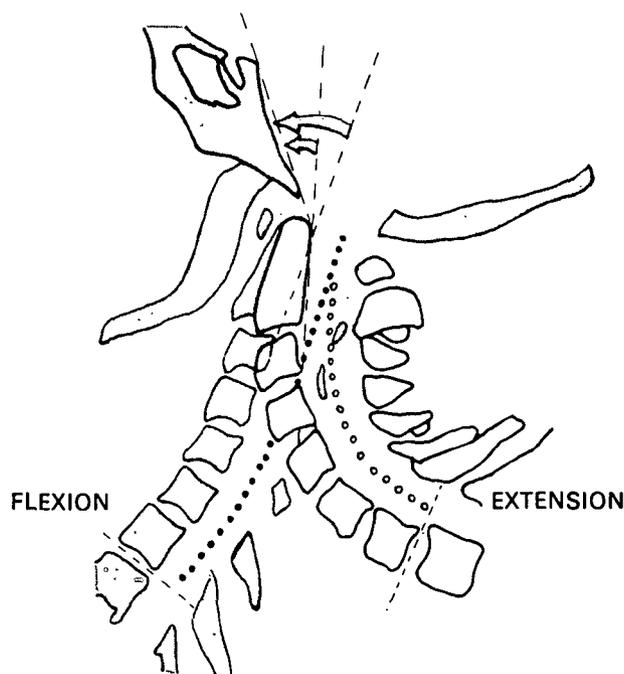


FIG. 5. - Modification de la longueur du canal médullaire lors des mouvements de flexion et d'extension (d'après Breig)

Contrairement à ce qui était généralement admis, la moelle épinière ne se déplace pas à l'intérieur du canal médullaire, mais au contraire présente une déformation plastique pour s'adapter à ces variations de longueur : par exemple, en flexion, elle s'allonge tandis qu'elle se raccourcit lors du mouvement d'extension (fig. 6).

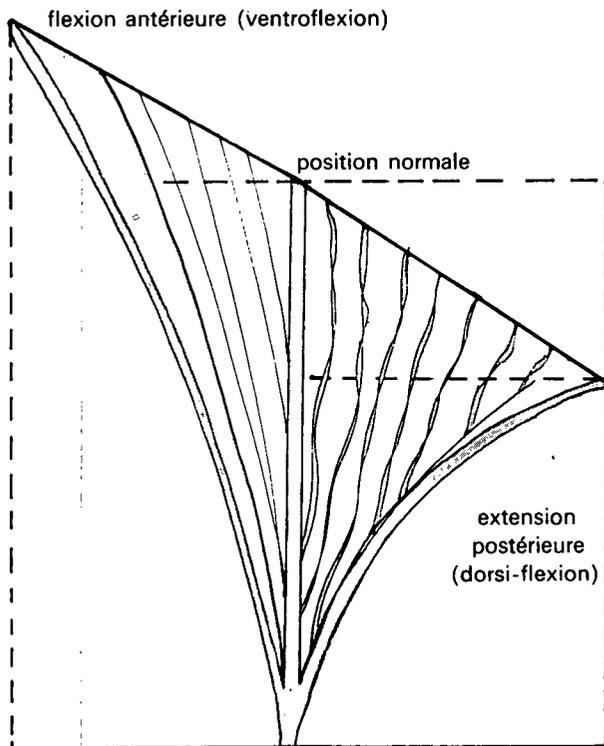


FIG. 6. - Déformation plastique de la moelle épinière lors des mouvements de flexion et d'extension du cou (d'après BREIG)

BREIG a montré d'autre part que tout mouvement de la colonne vertébrale et en particulier de la colonne cervicale se répercute sur les formations nerveuses de la partie basse de la masse cérébrale comme le bulbe rachidien (fig. 7). Ces formations nerveuses jouent un rôle très important au niveau des grandes fonctions vitales (respiration, circulation) de l'organisme et le risque de commotion cérébrale par mouvements de flexion-extension rapides de la colonne cervicale a déjà été signalé.

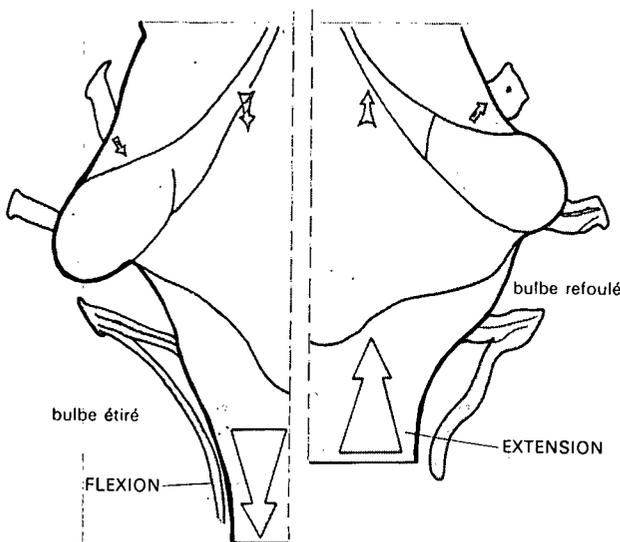


FIG. 7. - Répercussion au niveau de la région bulbaire des mouvements de flexion et d'extension du cou (d'après BREIG)

— Fait capital : le tissu nerveux n'est pas capable de régénération et la lésion est irréversible. C'est là toute la gravité des traumatismes du système nerveux.

— Contrairement à la disposition générale des segments corporels rattachés au tronc, pour lesquels la masse du segment distal est toujours inférieure à celle du segment proximal (la masse du pied est inférieure à celle de la jambe, elle-même inférieure à la masse de la cuisse), la tête, de masse importante puisque égale à 7 % du poids du corps, est supportée par la colonne cervicale qui ne représente pratiquement que 1 % du poids du corps. Cette disposition anatomique particulière permet d'expliquer en partie le comportement dynamique du système tête-cou lorsqu'il est soumis à une impulsion.

— Enfin, par analogie avec la mécanique, on considère généralement comme rigide le segment corporel qui relie deux articulations entre elles. Ce segment est alors appelé « chaînon ». Au niveau du cou, le chaînon qui relie l'articulation occipito-atloïdienne et l'articulation cou-thorax n'est pas rigide, ce point a une grande importance pour la réalisation de modèles et c'est toujours en première approximation que l'on peut considérer le cou comme non déformable.

III. - DONNÉES EXPÉRIMENTALES SUR LE COMPORTEMENT DU SYSTÈME DE LIAISON TÊTE-THORAX SOUMIS A DES CHOCS

III.1. Orientation des recherches

Les travaux concernant le comportement du système de liaison tête-cou soumis à des chocs sont relativement récents. Les recherches ont été surtout motivées à la fin de la dernière guerre mondiale par le nombre important des lésions du cou présentées par les pilotes d'avions embarqués lors de décollage par catapulte.

Actuellement, la fréquence des lésions du cou et leur gravité font que de nombreuses études sont entreprises dans le cadre de la sécurité routière. Les recherches jusqu'alors réalisées répondent schématiquement à deux types de préoccupations :

— Etude du comportement dynamique du système de liaison tête-cou au cours des chocs afin de pouvoir décrire la loi de mouvement (ces études se font généralement à partir d'impulsions appliquées au niveau du siège, c'est-à-dire au niveau du fondement du système thorax-cou-tête). Ces études sont avant tout destinées à la réalisation d'un modèle mécanique ou mathématique du système de liaison et on conçoit tout l'intérêt de tels modèles lorsqu'on veut étudier les trajectoires des occupants d'un véhicule attachés ou non au cours des chocs.

— Etude des limites de tolérance du cou lorsqu'il est soumis à des chocs. Ces études cherchent à évaluer

le risque de lésions au niveau des structures ostéo-musculaires et nerveuses en fonction des forces appliquées. Leur but est de déterminer des critères de tolérance.

Il faut noter que les chocs peuvent être appliqués soit directement sur la tête, soit au niveau du tronc, l'impulsion cheminant à travers le système de liaison tête-cou. L'impact direct sur la tête comme l'impulsion appliquée au niveau du thorax entraînent tous deux un mouvement d'oscillation du système et les lésions rencontrées comme la commotion cérébrale peuvent être le fait aussi bien d'un choc sur la tête que d'une impulsion à la partie supérieure du thorax.

III.2. Etude du comportement sur le plan dynamique

Les expériences destinées à l'étude de la loi de mouvement sont réalisées sur des animaux, en particulier sur des singes, ou sur des volontaires. L'impulsion est généralement appliquée au niveau du « fondement » soit par impact dans le dos à l'aide d'un système pendulaire (mouton), soit le plus souvent par l'intermédiaire d'un siège à impulsion.

Le déplacement est réalisé dans un plan sagittal parfaitement défini. Les paramètres mesurés sont l'accélération et la trajectoire. Toutes les expériences réalisées permettent de mettre en évidence trois faits essentiels.

- la trajectoire de la tête par rapport au thorax est complexe ;
- il y a un déphasage entre le mouvement du tronc et celui de la tête ;

— les amplitudes relevées au niveau de la tête sont supérieures à celles enregistrées au niveau du tronc, c'est le phénomène d'overshoot.

Comme le souligne SÉVERY : « La différence entre le déplacement de la tête et celui des épaules résulte en partie de l'étirement du cou et en partie des déformations par cisaillement ».

III.2.1. La trajectoire

La trajectoire décrite par la tête au cours de chocs est complexe et différente de celle décrite par le thorax. Par exemple, pour une impulsion appliquée au niveau du tronc, la force est transmise à la tête par l'intermédiaire du cou. Son point d'application se trouve au niveau de l'articulation entre la tête et le cou, c'est-à-dire en-dessous du centre de gravité de la tête. Il y a alors un mouvement de rotation de la tête associé à un mouvement de translation. Ce mécanisme a été montré par TISSERANT et WISNER (1966) sur des volontaires soumis à des chocs appliqués dans la partie supérieure du dos. L'inclinaison de la tête par rapport au thorax est tracée point par point à partir de la trajectoire filmée, ce qui permet de mettre en évidence ce mouvement de rotation associé au mouvement de translation. De même, Richard F. CHANDLER et Robert CHRISTIAN (1970) ont réalisé une série de 32 essais avec volontaires sur siège à impulsion pour étudier le déplacement des segments corporels au cours du choc en fonction de différents moyens de retenue. La vitesse choisie est voisine de 25 km/h avec une décélération de l'ordre de 12 g. Ces essais mettent clairement en évidence (fig. 8) l'importance du déplacement de la tête par rapport à celui du tronc.

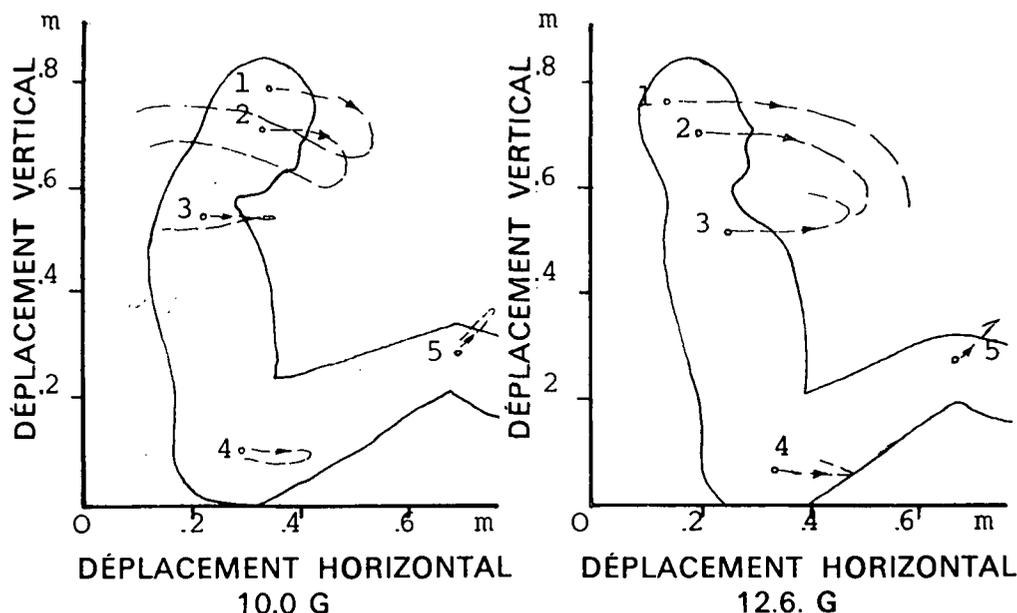


FIG. 8. - Représentation de la trajectoire de différents segments corporels pour des valeurs différentes d'accélération au niveau du chariot (d'après CHANDLER et CHRISTIAN)

La tête se déplace au moment du choc d'arrière en avant, puis décrit une courbe descendante qui se termine par un mouvement de translation d'avant en arrière de grande amplitude. Ce déplacement en translation est d'environ 50 cm, ce qui est très important alors que celui du thorax est de 20 cm. Le déplacement vertical pour la tête est voisin de 10 cm alors qu'il est pratiquement nul au niveau du thorax. De plus, ce mouvement est réalisé dans un plan parfaitement sagittal, c'est-à-dire qu'il n'y a pas de mouvement de rotation ni d'inclinaison latérale de la tête, ce qui rendrait encore plus complexe la trajectoire.

Enfin, SÉVERY (1955) a étudié le phénomène du whiplash à l'aide d'accidents provoqués avec choc arrière. Lors du mouvement de whiplash, le déplacement relatif de la tête par rapport au tronc peut atteindre 20 cm. On réalise alors l'importance des forces de tension et de cisaillement au niveau de la jonction tête-cou lors du phénomène de whiplash.

III.2.2. Le déphasage

Quand on applique un mouvement brutal de translation d'arrière en avant au niveau du tronc dans un premier temps, la tête, par inertie, reste immobile, ce qui a pour effet d'entraîner une hyperextension du cou. La tête a donc pris du retard sur le déplacement du tronc. Dans un second temps, la tête est soumise très rapidement à un mouvement de rappel brutal dû aux forces de tension élastiques développées au niveau du cou.

SÉVERY (1955), dans son étude du whiplash, a montré que pour un choc d'une durée totale de 200 ms, l'accélération maximale au niveau du chariot se situait 100 ms après le début du choc. Cette accélération maximale qui apparaissait au niveau du tronc 200 ms après le début du choc n'apparaissait au niveau de la tête que 250 ms après, soit un déphasage de 50 ms entre le tronc et la tête. Les courbes enregistrées montrent parfaitement ce déphasage (fig 9).

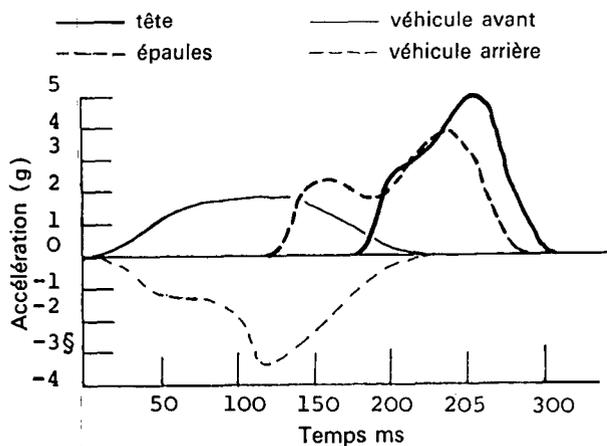


FIG. 9. - Etude de déphasage entre les accélérations relevées au niveau du véhicule, au niveau des épaules et au niveau de la tête (d'après SÉVERY)

III.2.3. Le phénomène d'overshoot

Une des caractéristiques essentielles du comportement dynamique du système de liaison tête-thorax est le phénomène d'amplification de l'impulsion entre le tronc et la tête. Ce phénomène a été mis en évidence par EWING et al. (1970) au cours de 236 expériences réalisées sur banc d'essai dynamique et portant sur 17 volontaires. Pour une accélération de 10 g au niveau du chariot, l'accélération au niveau de la bouche était de 50 g. D'autre part, ce phénomène s'accroît avec l'augmentation d'amplitude de l'impulsion car une accélération de 6 g au niveau du chariot ne provoque qu'une accélération de 20 g au niveau de la bouche. Ainsi, lorsqu'on multiplie par trois l'impulsion, l'accélération au niveau de la tête est multipliée par cinq (fig. 10a, 10b).

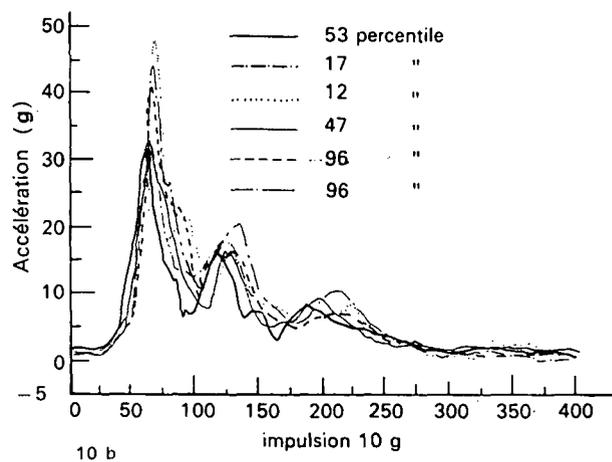
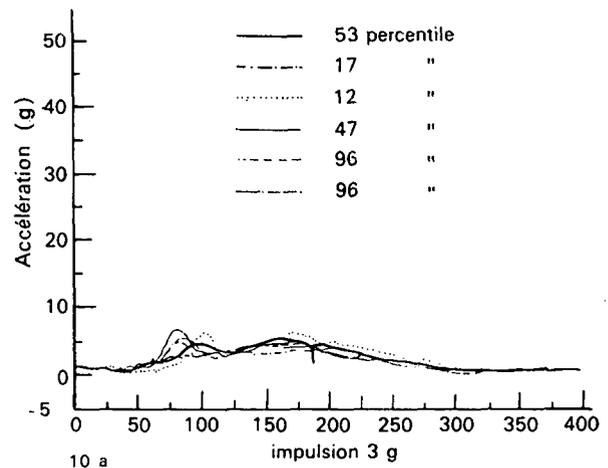


FIG. 10
Accélération au niveau de la bouche en fonction du temps pour une impulsion au niveau du chariot de 3 g pour la courbe 10 a et de 10 g pour la courbe 10 b. Noter la similitude des accélérations enregistrées pour les différents sujets testés (d'après EWING et al.)

Ce même phénomène se rencontre lors de chocs latéraux et pour des accidents au niveau du siège de 4, 8 et 12 g, on note des accélérations maximales au niveau de la tête de 6, 11 et 25 g comme l'a montré ZABOROWSKI (1966) (fig. 11).

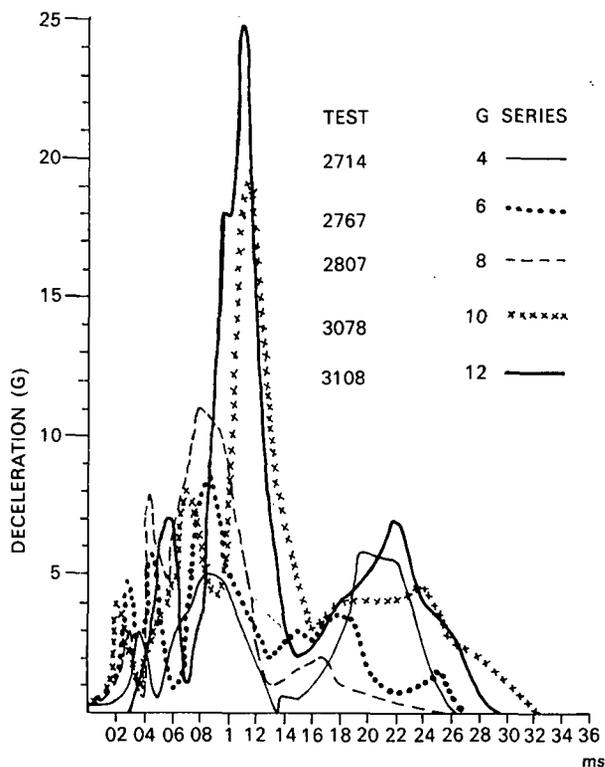


FIG. 11. - Accélération au niveau de la tête en fonction du temps pour différentes valeurs d'accélération au niveau du chariot (d'après ZABOROWSKY)

III.2.4. Fidélité dans les réponses du système de liaison tête-cou

Les expériences d'EWING ont montré que les accélérations et les déplacements du système tête-cou restent pour une même impulsion identiques chez un même sujet d'un essai à l'autre. Elles sont d'autre part pratiquement similaires pour les différents sujets testés. Cette similitude est d'autant plus nette que l'amplitude de l'impulsion est plus importante. Ce fait est important à souligner car on peut penser que, plus les forces mises en jeu sont importantes, moins les réponses propres du système, comme la contraction musculaire par exemple, peuvent modifier cette réponse. Cette hypothèse reste à vérifier. Enfin, il existe une progression pratiquement linéaire de l'accélération de la tête par rapport à l'amplitude de l'impulsion (fig. 12).

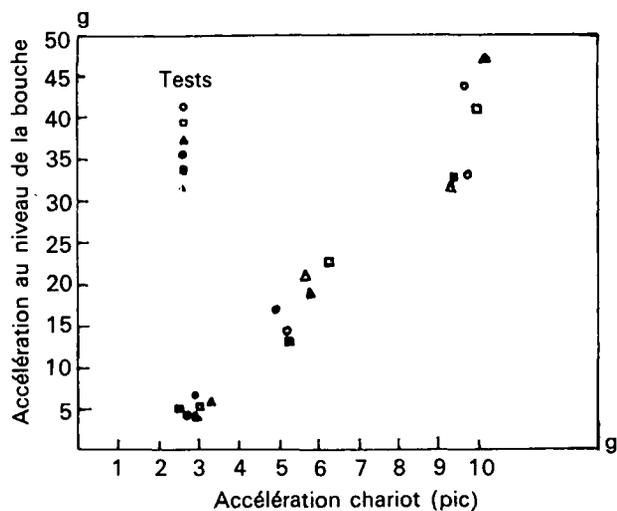


FIG. 12. - Accroissement de l'accélération relevée au niveau de la bouche en fonction de l'accroissement de l'accélération au niveau du chariot (d'après EWING)

Il n'est donc pas exclu que l'on puisse écrire l'équation du mouvement du système de liaison tête-cou en fonction des forces qui lui sont appliquées.

III.3. Etude des limites de tolérance

A côté des recherches relatives à l'étude de la loi de mouvement du système de liaison tête-thorax, de nombreux travaux ont été consacrés à l'étude des limites de tolérance de ce système.

Le cou associe étroitement des éléments osseux, ligamentaires à des éléments vasculaires et nerveux qui ont une grande importance sur le plan vital.

Tout traumatisme au niveau de la sphère du cou, contrairement à ce qui se passe au niveau d'un membre par exemple, entraîne généralement des lésions locales et à distance. On est frappé par la diversité des lésions que peut provoquer un choc au niveau du système tête-cou. Dans une étude du phénomène du whiplash réalisée avec des animaux, MARTINEZ et collaborateurs (1965) ont rencontré pour des chocs sensiblement identiques des hématomes rétro-oculaires, des hémorragies cérébrales, épidurales, des fractures des vertèbres, des arrachements ligamentaires et des lésions musculaires.

La gravité de la lésion est bien différente selon qu'elle intéresse uniquement les structures ostéo-ligamentaires ou au contraire les structures nerveuses dont l'atteinte est irréversible.

III.3.1. Lésions localisées au niveau des structures du cou

Le cou est essentiellement un segment mobile et cette grande mobilité ne va pas sans entraîner une certaine fragilité. D'autre part, sa position érigée, supportant la masse de la tête, le rend beaucoup plus vulnérable aux forces transversales qu'aux forces longitudinales.

On peut schématiquement décrire cinq types de lésions au niveau des structures du cou :

— une fracture du corps vertébral. Ce peut être soit une simple fissuration, soit un tassement localisé qui donne radiologiquement l'aspect d'une vertèbre en « coin », soit enfin un aplatissement total du corps vertébral. Ces lésions limitées du corps vertébral ne sont pas très graves car leur consolidation est la règle;

— un arrachement ligamentaire, en diminuant les forces de cohésion des vertèbres entre elles, peut entraîner une luxation des apophyses articulaires vertébrales ;

— la luxation comme la dislocation avec glissement d'une vertèbre sur l'autre entraîne un rétrécissement localisé du canal médullaire. La moelle épinière peut être simplement comprimée ou au contraire partiellement ou totalement sectionnée. Il faut souligner que les lésions médullaires entraînées par une simple compression peuvent être réversibles, si celle-ci est de courte durée ;

— les lésions de l'appareil vasculaire sont généralement secondaires à une atteinte de la vertèbre elle-même mais peuvent être aussi isolées. Une compression locale d'une artère ou une vaso-constriction due à un étirement brutal vont entraîner une diminution du calibre du vaisseau et par suite ralentir ou arrêter le débit sanguin. Cette interruption de la circulation sanguine peut conduire à des modifications irréversibles des territoires nerveux correspondants.

III.3.1.A. Lésions par chocs directs sur la tête

Lorsque le choc est appliqué directement sur la tête, la force est transmise à la colonne cervicale qui, généralement, absorbe l'énergie dans de bonnes conditions.

Par contre, il est fréquent d'observer des lésions des vertèbres lorsque la masse du corps participe au choc. C'est ce qui se passe lors d'un accident automobile. Au moment du « second choc », la tête heurte l'habitacle alors que le tronc continue son mouvement de translation. Des efforts importants apparaissent au niveau de la colonne cervicale qui peuvent entraîner soit un enfoncement en emporte-pièce de la base du crâne sous la poussée de la tige osseuse vertébrale, soit un écrasement d'une ou plusieurs vertèbres.

En fait, il est rare que la force soit transmise dans l'axe de la colonne cervicale. Lorsque la tête heurte un plan dur, il apparaît pratiquement toujours un mouvement d'hyperflexion et d'hyperextension. Un exemple typique en est donné par les chocs contre pare-brise comme l'a montré PATRICK (1970) lors d'essais réalisés avec cadavres. Après avoir heurté le pare-brise, la tête se met en hyperextension forcée et le menton va à son tour heurter le pare-brise.

Peu de travaux ont été consacrés aux lésions par compression. HIRSCH (1951) a montré que le disque intervertébral lombaire subit une déformation de 1 mm lorsqu'il est soumis à une force de 40 kg et de 1,4 mm pour une force de 100 kg. La pression entraînée par la force de 40 kg correspond approximativement à celle résultant de la station debout. GAYNOR EVANS et H.R. LISSNER (1965) ont étudié les déformations des disques intervertébraux en fonction de la force appliquée à différents étages de la colonne lombaire. Les résultats obtenus sont voisins de ceux publiés par HIRSCH. De plus, ils ont montré que la capacité d'absorption d'énergie par les disques intervertébraux diminue avec l'âge. PATRICK (1962) a étudié la limite de tolérance à la compression des vertèbres lombaires. Aucune mesure n'a été réalisée pour les vertèbres cervicales. Pour les vertèbres lombaires, une fissuration du corps vertébral apparaît pour une force de 350 kg environ.

ZIFFER (1968) a étudié le comportement aux chocs de la colonne cervicale. Un segment de colonne vertébrale comprenant la base du crâne, la colonne cervicale, les premières vertèbres dorsales est préparé à partir d'un cadavre. Cette préparation qui ne comprend que l'axe osseux avec les liaisons ligamentaires est montée dans un système mécanique qui permet d'appliquer les chocs au niveau de la base du crâne et de mesurer les efforts et les déformations subis par la colonne cervicale. ZIFFER a montré que lorsque la colonne cervicale est rectiligne, des efforts compris entre 1.300 et 1.800 kg entraînent des fractures au niveau de la base du crâne et des vertèbres cervicales. Par contre, si la colonne cervicale présente une courbure initiale, des fractures des corps vertébraux apparaissent pour des efforts compris entre 500 et 750 kg. En traction, les lésions apparaissent pour des efforts compris entre 160 et 300 kg et l'allongement du système varie entre 7 et 11 cm. De plus, une partie de cette expérience réalisée avec des impacts sur pare-brise (en verre trempé et en verre feuilleté) permettait d'avoir des efforts sur la base du crâne variant en intensité et en durée. Si pour des efforts brefs, de l'ordre de 1.500 kg, les lésions apparaissaient au niveau de la base du crâne et des vertèbres, des efforts de l'ordre de 900 kg étaient suffisants lorsqu'ils étaient appliqués pendant un temps plus long pour entraîner des fractures de vertèbres. Des efforts prolongés entraînent des déformations en flexion du segment cervical et c'est plus la déformation que la compression axiale qui est responsable des lésions. Il faut noter que, lorsque la colonne

cervicale travaille en flexion, l'énergie absorbée pour se déformer est très faible. ZIFFER a tracé une courbe de tolérance de la colonne cervicale en fonction des efforts qui lui sont appliqués (fig. 13). Cette étude, à qui on reproche souvent d'avoir été réalisée dans des conditions expérimentales s'éloignant trop de la réalité, a eu le mérite d'aborder le problème complexe de la tolérance de la colonne cervicale au choc.

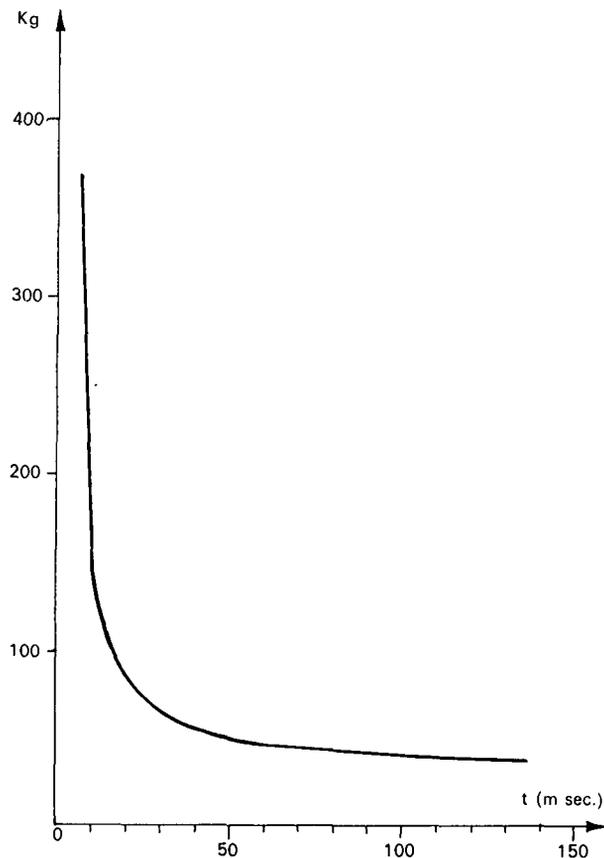


FIG. 13. - Limite de tolérance de la colonne cervicale en fonction du temps et de la force appliquée. Un temps très court nécessite une force plus grande pour entraîner une lésion (d'après ZIFFER)

III.3.1.B. Lésions de la colonne cervicale par mouvements forcés

C'est ce mécanisme qui entraîne le plus grand nombre de lésions à la colonne cervicale lors des accidents automobiles. Lors des mouvements forcés, la colonne osseuse décrit un arc à concavité antérieure ou postérieure selon qu'il s'agisse d'hyperflexion ou d'hyperextension. Chaque corps vertébral est soumis à des forces opposées : une composante en compression au niveau de la concavité et une composante en « arrachement » au niveau de la convexité (fig. 14). ROAF

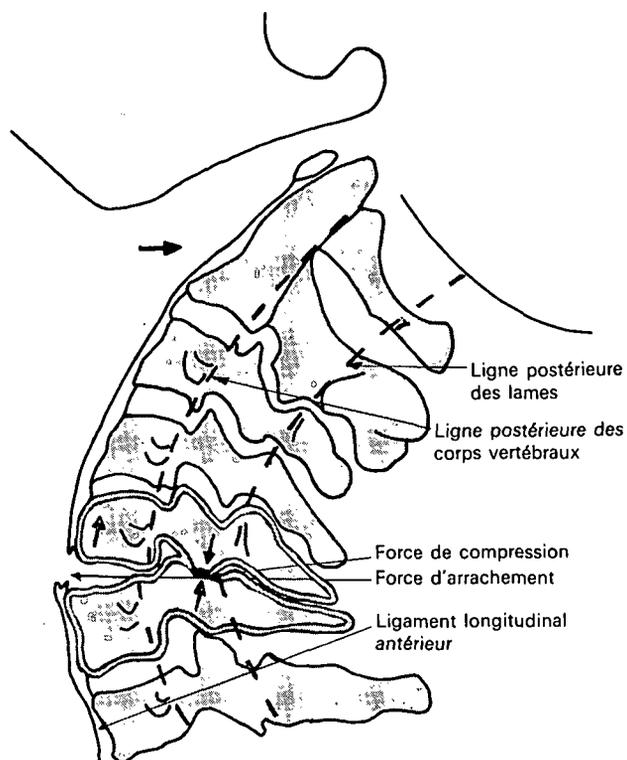


FIG. 14. - Mécanisme de la dislocation postérieure par hyperextension : l'hyperextension entraîne l'écrasement des massifs articulaires postérieurs et secondairement la rupture du surtout fibreux prévertébral

(1960) a démontré expérimentalement que pour des mouvements forcés de flexion ou d'extension réalisés dans un plan parfaitement sagittal, la composante de compression entraîne une fracture avant qu'il y ait arrachement ligamentaire. Il semble que les ruptures ligamentaires généralement attribuées à la composante d'arrachement soit plutôt le fait de mouvements associés de rotation, et ROAF pense que, le plus souvent, « une force de rotation entraîne une dislocation tandis qu'une force de compression entraîne une fracture ».

Une lésion est typique de la colonne cervicale, c'est la fracture dislocation entre l'Atlas et l'Axis qui apparaît lors du whiplash violent et qui est d'une très grande gravité.

MERTZ et PATRICK (1967) ont étudié les forces qui apparaissent au niveau de l'articulation tête-cou lorsque la tête est soumise à une force de traction statique dirigée d'avant en arrière selon le schéma 5. T est la force de traction. X est la composante axiale (dans l'axe de la colonne cervicale), Y la composante de cisaillement et C le couple de torsion. Toutes ces forces, à l'exception de la force F de traction, ont leur point d'application ramené au niveau des condyles occipitaux. Lorsque la tête est dans une position normale, la force nécessaire pour entraîner

un début de rotation de l'articulation tête-cou est de l'ordre de 20 kg ($F = 20$ kg). La composante axiale X est alors de 80 Newton, la composante de cisaillement Y de 176 Newton et le couple C de 1,46 m/kg. Pour la tête en position fléchie, menton-sternum, la force F nécessaire pour entraîner la tête devient alors voisine de 30 kg, la force axiale X est dans ce cas de 184 Newton tandis que la force de cisaillement Y passe à 250 Newton. Dans ces conditions, le couple est alors de 1,75 m/kg.

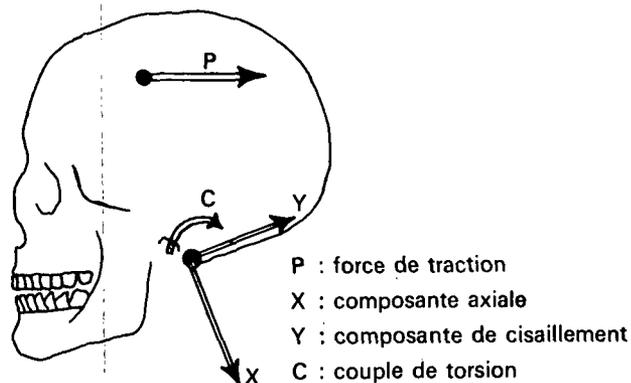


SCHÉMA 5 : Étude des efforts résultant au niveau de l'articulation tête-cou lorsque la tête est soumise à une force de traction

Parallèlement à cette étude, des essais en dynamique avec choc arrière ont montré que pour une vitesse d'impact de 18 km/h, le couple de torsion à la base du cou était de 1,68 m/kg, la force axiale de 124 Newton et la force de cisaillement de 278 Newton. D'après cette étude, MERTZ et PATRICK concluent que c'est le couple de torsion plus que la force de cisaillement ou la force axiale qui est le facteur prépondérant dans les blessures du cou. Bien que leurs expériences ne permettent pas de définir exactement un couple limite de cisaillement du système de liaison tête-cou, il semble qu'une valeur pour ce couple de torsion de 5 m/kg ne doit pas être dépassée et doit être considérée comme une limite dangereuse.

III.3.2. La commotion cérébrale

III.3.2.A. Observation clinique

L'étude systématique des accidents de la route montre que certains blessés présentent des signes de commotion cérébrale sans que l'on puisse relever de traces d'impact que ce soit au niveau de la tête ou du cou et sans que l'on puisse radiologiquement déceler une quelconque lésion au niveau du crâne ou de la colonne cervicale. La commotion cérébrale se traduit

par une perte de connaissance transitoire avec amnésie secondaire associée à des troubles de la sphère végétative tels que des troubles respiratoires par exemple. Seuls les efforts de décélération avec les mouvements brutaux qu'elles entraînent au niveau des divers segments corporels et en particulier du cou peuvent expliquer une telle évolution chez les accidentés de la route. Il est actuellement admis que la commotion cérébrale est due à une atteinte de la masse cérébrale principalement dans la région bulbaire voisine de la naissance de la moelle épinière. Cette région se trouve au niveau du trou occipital juste au-dessus de l'articulation occipito-atloïdienne. Nous avons vu que c'est à ce niveau que naissent des forces importantes de cisaillement.

III.3.2.B. Données expérimentales

GURDJIAN et ses collaborateurs (1955), dans leurs observations sur les mécanismes des lésions cérébrales, ont observé que des mouvements rapides de la tête sans impact direct pouvaient à eux seuls entraîner une commotion cérébrale et que le facteur responsable de cette commotion était sans doute l'augmentation de la pression intra-crânienne.

OMMAYA A.K., HIRSCH A., MARTINEZ J.-L. (1966) ont démontré expérimentalement sur animaux que lorsque l'ensemble tête-cou est animé d'un mouvement très rapide de translation avec rotation comme le réalise le whiplash, on obtient une commotion cérébrale.

OMMAYA A.K., YARNELL P. et HIRSCH A. (1967) ont proposé une échelle permettant d'étendre à l'homme les résultats expérimentaux obtenus chez le singe concernant la commotion cérébrale due au whiplash. Il semble qu'une vitesse de rotation angulaire de la tête de l'ordre de 50 rad/sec. avec une accélération angulaire de 1.800 rad/sec/sec doit entraîner pour l'homme une commotion cérébrale chez 50 % des sujets.

PORTNOY et collaborateurs ont vérifié que le phénomène du whiplash entraînait bien une augmentation de la pression intracrânienne. Ces expériences réalisées avec des babouins ont montré que, pour une décélération du chariot de l'ordre de 30 g, l'accélération angulaire était voisine de 10^4 rad/sec² et l'accroissement de la pression intracrânienne enregistrée directement au niveau de la boîte crânienne atteignait 0,5 kg/cm².

HIRSCH A. et OMMAYA A.K. (1970) ont démontré que c'est le mouvement de rotation angulaire rapide plus que le mouvement de translation qui est responsable de la commotion cérébrale. Le risque de commotion est bien diminué chez les singes porteurs d'un collier rigide qui supprime les mouvements de rotation de la tête et du cou bien que le mouvement de translation soit augmenté du fait de la masse de ce collier (fig. 15).

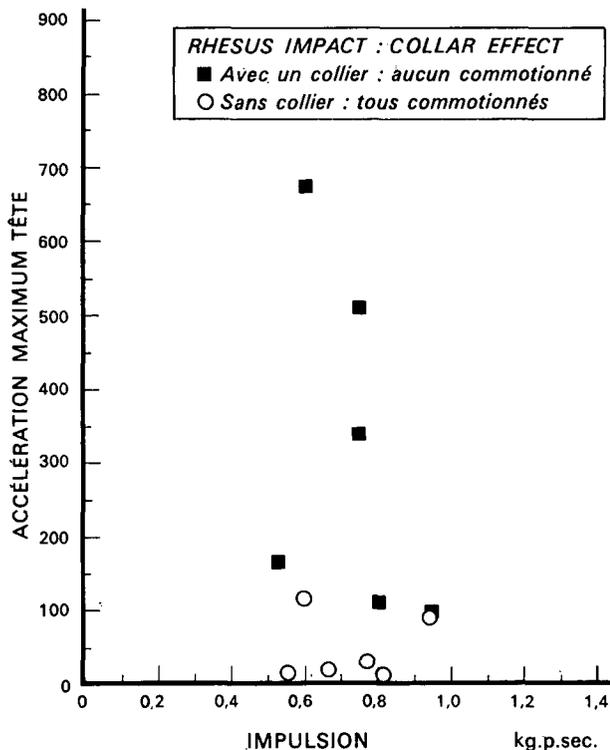


FIG. 15. - Accélération de la tête en fonction de l'impulsion au niveau du chariot. Bien qu'ayant au niveau de la tête une accélération plus importante pour une même impulsion, les animaux porteurs d'un collier n'ont pas subi de commotion

Toutes ces études ont été réalisées sur des animaux. Les expériences sur des volontaires ne permettent pas d'investiger ce problème de la commotion cérébrale associé au phénomène du whiplash du fait même de la gravité de cette lésion. Dans ce domaine, l'extrapolation des résultats obtenus à faible vitesse pour des plus grandes vitesses est délicate. Enfin, ces études sont réalisées pour un mouvement exécuté dans un plan parfaitement sagittal. Des mouvements plus complexes du système tête-cou réalisés dans des plans différents pourraient être un facteur aggravant.

IV. - ÉTUDE MÉCANIQUE ET MATHÉMATIQUE D'APRÈS LES DONNÉES EXPÉRIMENTALES DU COMPORTEMENT DYNAMIQUE DU SYSTÈME DE LIAISON TÊTE-THORAX : MODÉLISATION MÉCANIQUE, MODÉLISATION MATHÉMATIQUE

L'étude des problèmes posés par l'amélioration de la sécurité secondaire au cours des accidents de la route nécessite la connaissance du comportement du système véhicule-occupant au cours du choc. Seule une

étude expérimentale permet une approche du problème, l'étude d'accidents réels, d'interprétation toujours difficile ne permettant souvent qu'une reconstitution partielle de l'accident, ne donne qu'une idée a priori du choc. Ces études expérimentales avec simulation du choc imposent l'emploi de modèles. Il est inutile d'insister sur les avantages apportés par l'emploi des modèles et en particulier des modèles mathématiques. Une bonne connaissance des paramètres que l'on peut faire varier soit dans leur ensemble, soit séparément, une bonne fidélité dans les réponses obtenues, un affranchissement sur le plan biomécanique de la dispersion des caractéristiques du matériau humain sont les principaux avantages apportés.

IV.1. Représentation schématique du système

Le cou est un système complexe tant au niveau des structures anatomiques que sur le plan fonctionnel. Dans le cadre de la sécurité routière, deux problèmes majeurs se posent au niveau de cette liaison : étude de la loi du mouvement du système lorsqu'il est soumis à une impulsion ; étude des lésions susceptibles d'être entraînées par cette même impulsion.

Il est possible de donner une représentation mécanique simplifiée du système tête-cou dans laquelle on considère le cou comme un segment vertical supportant dans sa partie supérieure, par l'intermédiaire d'une articulation, la tête de masse m . Le centre de gravité de cette masse m se projette en avant de l'articulation, le poids de la tête au niveau du centre de gravité est équilibré par la force développée par les muscles postérieurs du cou (schéma 6).

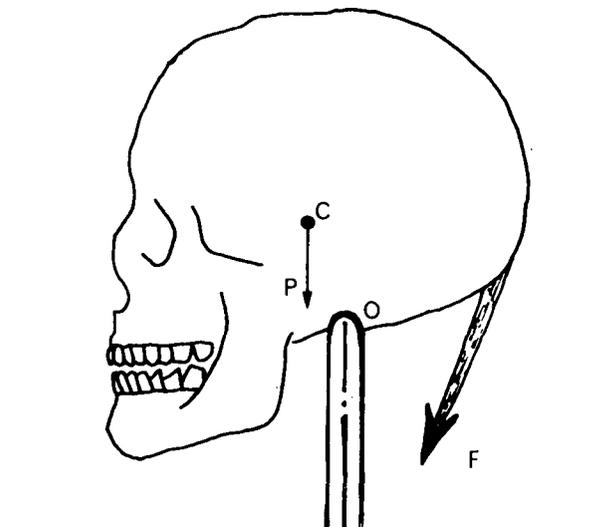
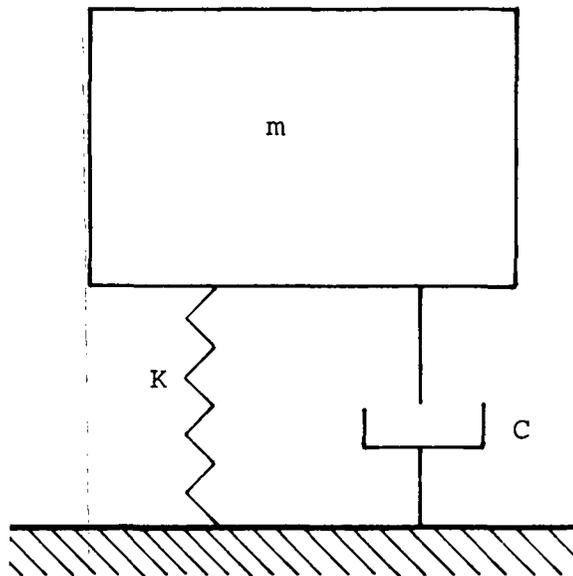


SCHÉMA 6. - Représentation mécanique simplifiée du système tête-cou

p = poids de la tête
 f = force musculaire
 o = centre de rotation de la tête sur l'axe vertébral

Cette interprétation schématique a servi de base à la réalisation de nombreux modèles mécaniques. Elle reste toutefois souvent insuffisante pour l'étude expérimentale du comportement du corps humain au cours des chocs.

Certains chercheurs considérant le cou comme un système visco-élastique amorti ont donné une interprétation mécanique plus réaliste de la liaison tête-thorax en l'assimilant à un système ressort amortisseur. Cette représentation sert de base à la plupart des modèles mathématiques jusqu'alors réalisés (schéma 7).



SCHEMA 7. - Représentation mécanique de la tête par un système ressort amortisseur

m = tête
 k = système élastique
 c = coefficient d'amortissement

IV.2. Rôle joué par la contraction musculaire

Une des difficultés rencontrées pour modéliser le système de liaison tête-thorax est due au rôle joué par la musculature. En effet, selon le schéma 6, suivant l'état de contraction musculaire des muscles du cou, la force F varie de façon importante ; de plus, si l'on assimile la liaison tête-thorax à un système visco-élastique amorti, les coefficients visqueux et élastiques varient en fonction de l'état de tonicité musculaire.

A l'état normal, la force développée par les muscles squelettiques s'oppose aux forces de la pesanteur et équilibre les différents segments corporels. La force P équilibre le poids de la tête appliqué au niveau du centre de gravité G : c'est le tonus musculaire de repos ou tonus postural.

Par rapport à ce tonus postural, on peut schématiquement considérer deux états opposés de tonicité :

— un état d'hypotonie musculaire pour lequel la force développée par le muscle est plus faible que

pour le tonus de posture. Cet état est réalisé pendant le sommeil. Il faut noter toutefois que même pendant le sommeil, le muscle n'est jamais parfaitement relâché et qu'il existe toujours un état de tension résiduelle ;

— un état d'hypertonie dans lequel le muscle développe une force importante, soit qu'il se raccourcisse, entraînant un mouvement des segments corporels, soit au contraire qu'il s'oppose à un mouvement du corps dû à des forces extérieures. Cet état de contraction musculaire peut être soit volontaire soit réflexe. Le muscle répond à un étirement brutal par une brusque contraction : c'est le « stretch-reflex » des anglo-saxons. Cette réponse apparaît environ 50 ms après la stimulation.

Si l'on se place dans le cadre des accidents de la route, on peut aussi schématiquement distinguer trois cas pour lesquels les muscles présentent des états de contraction différents.

— Le premier se rapporte à l'occupant du véhicule assis, éveillé et surpris par l'accident. La force développée par les muscles squelettiques est peu importante (tonus de posture) et dans ces conditions ne peut s'opposer à un grand déplacement du corps soumis aux forces de décélération. Qui n'a pas été projeté contre le pare-brise sur un simple coup de frein brutal ?

— Dans le second cas, lorsque « l'on voit venir l'accident », on se raidit en contractant violemment tous ses muscles, ce qui permet de s'opposer plus efficacement aux forces de décélération. Un bon exemple de ces comportements différents est réalisé pour les chocs arrière. Si le conducteur, grâce à son rétroviseur, voit venir l'accident, le passager, lui, est généralement surpris par le choc, et tout le monde s'accorde pour reconnaître que les chocs arrière sont plus graves pour le passager que pour le conducteur.

— Le troisième cas se rencontre pour le passager endormi (ou pour le conducteur endormi qui perd le contrôle de son véhicule). Dans ces conditions, la musculature est dans un état d'hypotonie et son efficacité sera pratiquement nulle par rapport aux forces de décélération. Seule la visco-élasticité musculaire interviendra pour freiner le mouvement.

S'il est permis de penser que la musculature peut assez efficacement s'opposer aux forces de décélération pour des chocs à faible vitesse, on connaît mal le rôle joué par la contraction musculaire pour les chocs à grande vitesse.

Le laboratoire des chocs et de biomécanique de l'Organisme National de Sécurité Routière conduit actuellement une recherche pour préciser l'importance de la contraction des muscles du cou sur la loi de mouvement de la tête au cours du choc.

Un second point important est le rôle indiscutable joué par la contraction réflexe des muscles soumis à un étirement : considérons par exemple le compor-

tement des muscles du cou dans le phénomène du whiplash. Au moment du choc arrière, comme nous l'avons vu, il se produit un déplacement relatif de la tête par rapport au thorax. La tête semble projetée en arrière et la musculature du cou est alors brutalement étirée. C'est le premier temps du phénomène du whiplash. Dans un second temps, la tête est brutalement rappelée en avant avec une forte accélération angulaire. Des films réalisés à grande vitesse montrent que le premier temps du whiplash dure environ 100 ms, ce qui correspond approximativement au temps de latence de la contraction réflexe musculaire. Ainsi, aux forces de tension élastique qui vont rappeler brutalement la tête en avant, se superpose sans doute la force développée par la contraction musculaire réflexe, des muscles du cou. On peut se demander si, dans ces conditions, loin de freiner le mouvement, la contraction musculaire ne joue pas un rôle néfaste puisqu'elle accélère le système. Le choix des paramètres à modéliser est une étape essentielle lorsqu'on propose un modèle d'un système complexe. Bien que le rôle joué par la force musculaire soit encore mal connu, il semble qu'il ne devrait pas être ignoré dans un modèle simulant la liaison tête-thorax.

IV.3. Modélisation du système

Les modèles mécaniques ou mathématiques proposés appartiennent schématiquement à cinq types particuliers :

- système tête-cou comme masse inerte appartenant au tronc ; une seule masse représente l'ensemble tronc-cou-tête. La répartition des masses est respectée. L'aspect sur le plan morphologique n'est généralement qu'esquissé. C'est le « body-block » des anglosaxons ;
- système tête-cou comme masse articulée à la partie supérieure du tronc. Ce modèle, bien que plus complexe que le précédent ne semble pas présenter plus d'avantages ;
- système tête-cou comme masse articulée au tronc par un système de liaison complexe à grand nombre de degrés de liberté. C'est le modèle mécanique le plus répandu ;
- système tête-cou comme système de liaison viscoélastique amorti. C'est le modèle le plus satisfaisant. Seuls, des modèles mathématiques ont jusqu'alors été réalisés.

Il faut remarquer que si, théoriquement, les modèles mécaniques ou mathématiques très élaborés sont supérieurs aux modèles simplifiés type « body-block », pratiquement le choix d'un modèle dans une expérimentation est surtout déterminé par le choix des paramètres à étudier. Il est souvent intéressant de pouvoir limiter le nombre des paramètres pour simplifier l'étude et dans ces conditions des modèles du premier type seront préférés aux modèles trop complexes.

IV.3.1. Modèle mécanique

Les modèles mécaniques du corps humain ont été les premiers modèles réalisés puisqu'ils sont apparus au cours de la Deuxième Guerre mondiale. Depuis lors s'est développée toute une famille de mannequins anthropomorphiques qui sont couramment employés dans les recherches concernant la sécurité routière. Ces modèles donnent une bonne représentation de la forme et de la répartition des masses du corps. Par contre, ils sont peu réalistes en ce qui concerne la modélisation des articulations et en particulier de la liaison tête-thorax.

Plusieurs techniques ont été utilisées pour simuler la colonne cervicale. La plus simple consiste à la réduire à une seule articulation entre la tête et le tronc. Le plus souvent, le cou est représenté par un empilement de pièces métalliques reliées entre elles par un câble d'acier tendu de la base du crâne au sommet du tronc (schéma 8).

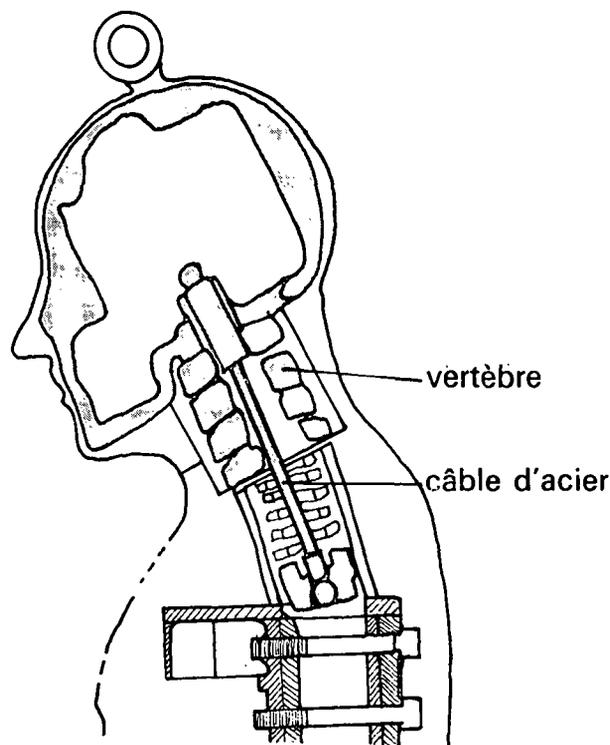


SCHÉMA 8. - Liaison tête-cou d'un mannequin anthropomorphe. Les vertèbres sont représentées par les segments métalliques. Un câble d'acier réunit la tête et le thorax.

La réponse de ce système est suffisante si l'on considère la trajectoire du mannequin dans son ensemble ; mais est insuffisante si l'on s'attache au mouvement de la tête en particulier. En effet, dans cet empilement de pièces métalliques, le couple nécessaire pour entraîner une modification de courbure du cou dépend d'une part du contact puis de l'angulation entre ces différents segments et, d'autre part, de

la tension du câble. Le choc entre ces différentes pièces d'acier, joint au manque d'élasticité du câble, entraîne des mouvements très brutaux du cou.

Pour éviter le choc brutal métal contre métal, il est possible d'intercaler des joints élastiques entre les pièces métalliques. Le cou du mannequin Alderson est constitué de trois segments d'acier séparés par des disques de caoutchouc afin d'atténuer les pics d'accélération trop importants. La tension du câble permet de modifier la raideur du système. Le cou du mannequin Sierra est constitué par l'empilement de sept segments d'acier fixés rigidement, dans leur partie inférieure, au thorax. Chaque segment est séparé du suivant par trois disques élastiques : un disque caoutchouc épais et déformable est pris en sandwich entre deux disques plus fins et plus rigides. La raideur relative entre chaque segment est modifiable.

Dans leur étude concernant le whiplash, H.J. MERTZ et L.M. PATRICK (1967) ont réalisé le même type d'essai avec mannequins Sierra et Alderson, un volontaire et deux cadavres. L'accélération angulaire de la tête pour un essai effectué à faible vitesse (16 km/h) fait apparaître une différence sensible entre les réponses données par les deux mannequins, les deux cadavres et le volontaire. C'est chez ce dernier que l'accélération est la plus faible et la plus uniforme. Une deuxième série d'essais effectués à grande vitesse (38 km/h) à l'exception du volontaire, a mis en évidence une accélération angulaire de la tête pratiquement cinq fois plus importante chez les mannequins que chez les cadavres. Ces courbes montrent d'autre part un comportement bien différent entre les deux mannequins qui, pourtant, procèdent d'une conception analogue (fig. 16).

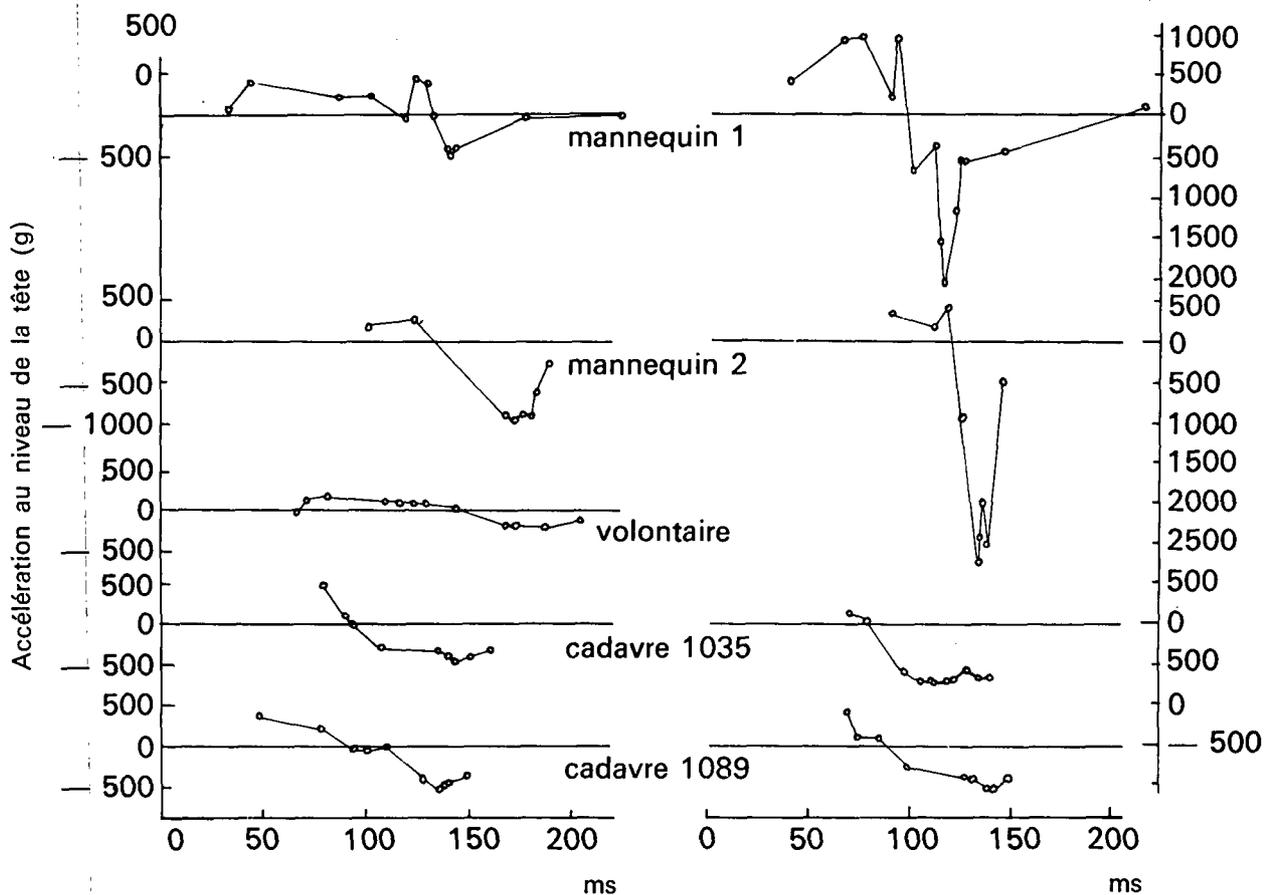


FIG. 16. - Accélération au niveau de la tête en fonction du temps pour une vitesse de 16 km/h pour les courbes de gauche, de 38 km/h pour celles de droite. Les accélérations enregistrées au niveau des mannequins sont supérieures à celles enregistrées chez le volontaire ou les cadavres. Cette différence est encore plus notable pour les essais à 38 km/h. Il faut noter la différence dans les réponses données par les deux mannequins pour des essais à même vitesse

P.I. MATE et L.E. POPP (1970), partant du principe qu'il vaut mieux, dans la réalisation d'un modèle mécanique, respecter le comportement sur le plan dynamique plutôt que la configuration morphologique, ont décrit un système de liaison tête-thorax

comprenant deux étages de ressorts noyés dans une masse en caoutchouc (schéma 9). Ce système proposé évite les trajectoires trop tendues et les trop fortes accélérations.

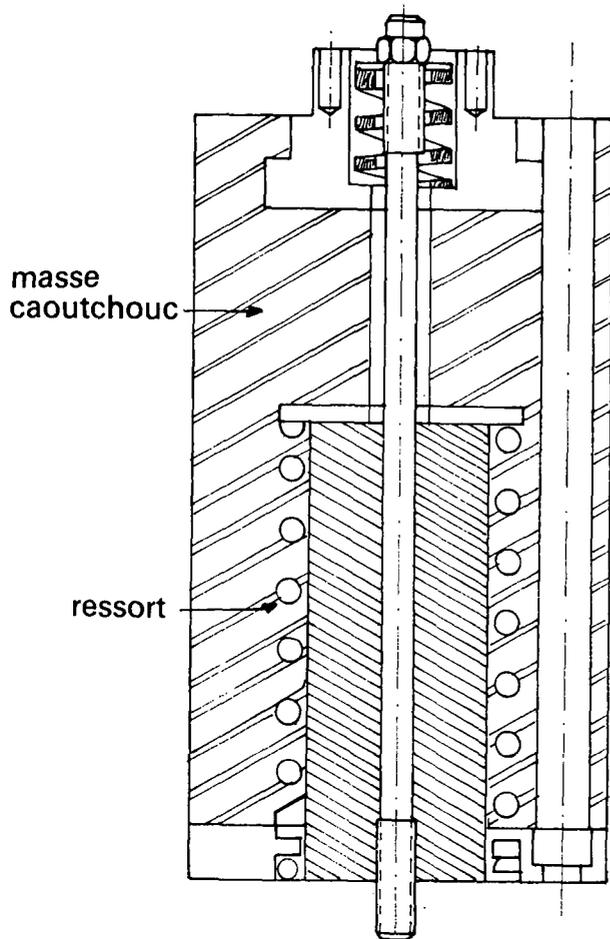


SCHÉMA 9. - Modèle mécanique de la liaison tête-cou proposé par P.I. MATE et L.E. POPP.

TARRIÈRE et SAPIN (1970), à partir d'études réalisées par TISSERAND et WISNER (1966), et MERTZ et PATRICK (1967) ont proposé un modèle mécanique original du cou. Ce système présente un seul point de rotation situé à la partie supérieure du tronc. Une étude mathématique des résultats obtenus expérimentalement a permis de définir un coefficient d'élasticité et d'amortissement du système. Se replaçant dans des conditions expérimentales identiques à celles décrites par WISNER et TISSERAND, les auteurs ont, d'autre part, mis au point par approches successives un modèle de tête composé d'une forme en bois et de masses additionnelles. La mise au point consistait à obtenir pour cette tête une valeur de la vitesse de rotation angulaire égale à celle de la moyenne des pentes maximales des courbes obtenues expérimentalement chez les volontaires. Ce modèle proposé par TARRIÈRE et SAPIN est à mi-chemin entre le modèle exclusivement mécanique et le modèle mathématique.

IV.2.2. Modèle mathématique

C'est récemment que les modèles mathématiques ont été introduits dans les recherches concernant la sécurité routière.

Mac HENRY (1963) a été l'un des premiers à proposer un modèle mathématique de l'occupant du véhicule dans l'habitacle. Bien que son modèle comporte onze degrés de liberté, la liaison tête-thorax n'est représentée que par une simple articulation.

La plupart des modèles mathématiques proposés concernent l'ensemble de la colonne vertébrale et sont conçus de telle sorte que la force appliquée au système soit dirigée de bas en haut et dans l'axe de la colonne (schéma 10).

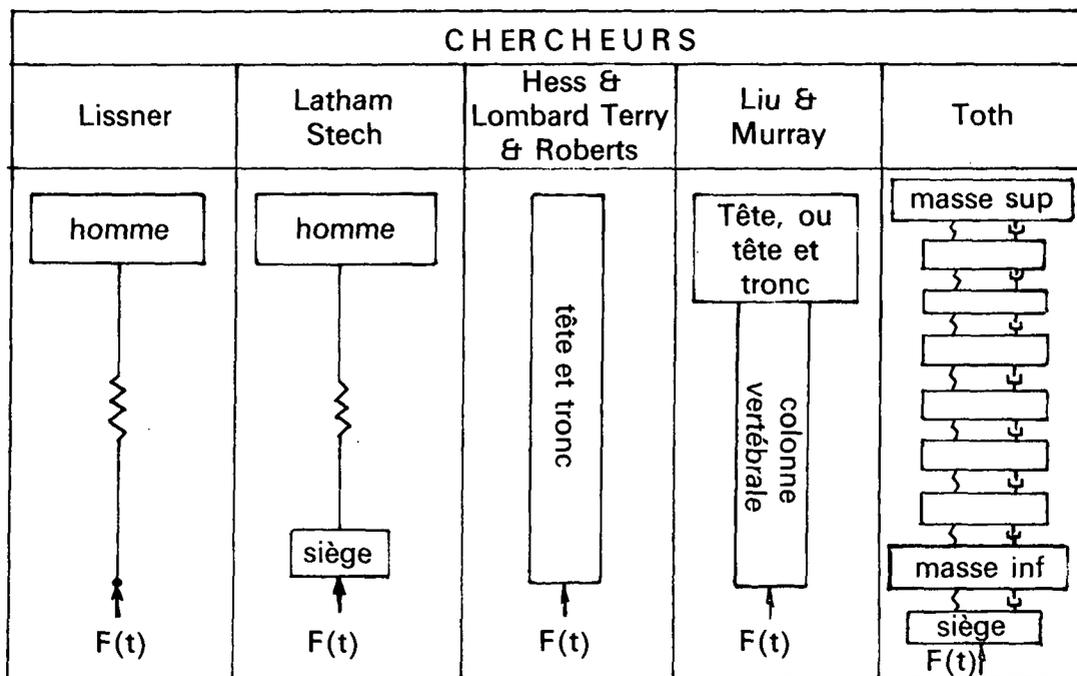


SCHÉMA 10. - Schématisation des différents modèles mathématiques proposés (d'après MERTZ et PATRICK)

LATHAM (1957) et LISSNER (1959) ont représenté la colonne vertébrale au moyen d'un ressort sans masse interposé entre le siège et le corps.

HESS et LOMBARD (1958), TERRY et ROBERT (1968) assimilent le tronc et la tête à un milieu continu élastique et uniforme.

LIN et MURRAY (1966) procèdent d'une conception identique pour modéliser la colonne vertébrale seule.

TOTH (1967) a décrit un modèle de la colonne vertébrale limité à son segment lombaire. L'originalité de son travail a été de fragmenter la colonne lombaire en six segments distincts représentant les vertèbres et reliés entre eux par un système ressort-amortisseur.

ORNE et LIU (1971) ont proposé un modèle mathématique permettant de prévoir les fractures vertébrales. La colonne est représentée par une série de vertèbres rigides et de disques intervertébraux déformables. Le mouvement entre deux vertèbres présente deux degrés de liberté pour la translation et un degré de liberté pour la rotation, dans le plan sagittal. Bien que conçu pour des impulsions axiales verticales, ce modèle répond toutefois pour des impulsions transversales, à la condition qu'elles soient appliquées dans un plan sagittal. Ce modèle montre que l'amplitude des courbures présentées par la colonne au cours des chocs affecte d'une façon appréciable la réponse globale du corps et le risque de lésion.

On comprend toute l'importance de ces modèles réalisés surtout pour des forces axiales pour l'étude des réponses des pilotes propulsés par siège éjectable. Par contre ces modèles sont d'un intérêt plus limité pour les recherches concernant la sécurité routière car les forces principales ne sont plus dirigées verticalement mais transversalement par rapport au tronc.

Partant des études expérimentales sur les chocs arrière réalisées par SÉVERY (1955), MARTINEZ et GARCIA (1967) ont décrit un modèle mathématique conçu dans le cadre de la sécurité routière et destiné à la simulation du mouvement de la tête et du cou lors du phénomène du whiplash. Ce modèle présente trois degrés de liberté. Il permet de simuler le mouvement de translation de la tête par rapport aux épaules (ce qui crée des forces de cisaillement au niveau du cou) et son mouvement de rotation autour du sommet de la colonne cervicale. Ce modèle (schéma 11) a été conçu dans le cadre d'un passager assis, appuyé contre un dossier, dont les hanches sont supposées immobilisées par une ceinture de bassin, le tronc tournant d'un seul bloc autour des hanches. Le mouvement de rotation de la tête est simulé par des ressorts non linéaires couplés à un amortisseur hydraulique qui représente les constantes mécaniques tissulaires. Le mouvement de translation de la tête par rapport aux épaules est de la même façon simulé par un système ressort non linéaire plus amortisseur ; un ressort à coefficient d'élasticité faible dit « de confort » représente le dossier du siège tandis qu'un ressort plus raide représente la déformation des structures du véhicule. Le système de retenue est simulé par une constante de torsion.

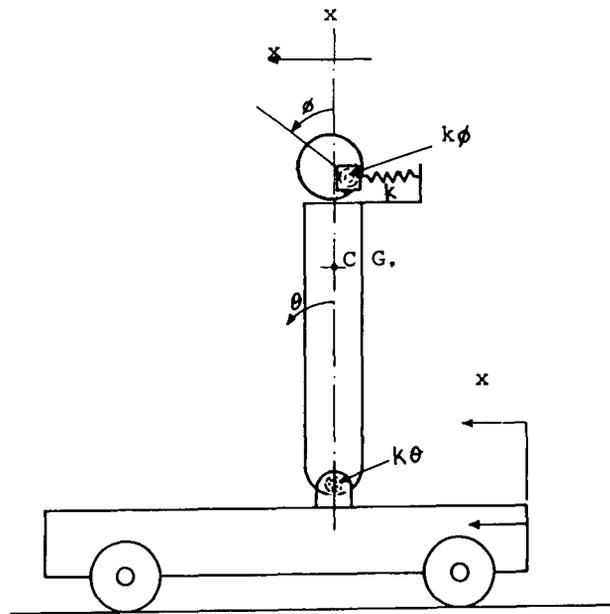


SCHÉMA 11. - Représentation schématique du modèle mathématique proposé par MARTINEZ et GARCIA concernant la liaison tête-thorax

- k_{θ} = articulation du tronc sur le bassin
- k_{ϕ} = articulation de la tête sur le cou
- k = coefficient d'élasticité du dossier

Le modèle proposé par MARTINEZ et GARCIA donne une bonne représentation des accélérations au niveau de la tête et des épaules par rapport à l'accélération du véhicule. Toutefois, la durée du choc comme l'amplitude des accélérations calculées n'est pas parfaitement superposable à celles obtenues expérimentalement. Les auteurs pensent qu'il est nécessaire, pour améliorer leur modèle, de réaliser de nouvelles études expérimentales afin de mieux préciser les caractéristiques biomécaniques du cou.

V. - DISCUSSION

V.1. Limites actuelles des connaissances du système de liaison données par les études expérimentales

Alors que depuis très longtemps les chercheurs se sont préoccupés des lésions de la tête, nous ne disposons que de peu de travaux concernant le cou. C'est en fait parce que les chercheurs se sont vivement intéressés au problème de la commotion cérébrale que les études relatives à la liaison tête-cou ont connu un certain succès ces dernières années. Le cou, comme nous l'avons vu, est un système complexe, à la fois structure anatomique pouvant être lésée lors des traumatismes et système de liaison dynamique supportant la tête. Les recherches ont donc ce double aspect : étude des limites de tolérance du système tête-cou ; étude de son comportement dynamique. Or, du fait

de l'importance du cou sur le plan vital, les recherches expérimentales se heurtent à ce dilemme : soit la possibilité d'expérimenter directement sur l'homme à la condition impérative de n'être pas traumatisant mais il faut alors conclure à partir de situations assez différentes de la réalité et généraliser pour en tirer des lois s'appliquant aux conditions réelles d'accidents, soit au contraire, celle d'expérimenter dans des conditions réelles d'accidents (vitesse, décélération) mais alors on est conduit à expérimenter sur du matériel inerte, insensible aux traumatismes (mannequins, cadavres) ou à utiliser des animaux, ce dernier cas posant le problème de la correspondance morphologique, physiologique et biomécanique entre l'homme et l'animal.

Les données cliniques concernant les limites de tolérance chez l'homme sont fragmentaires car les services hospitaliers sont mal équipés pour de telles études et le problème que pose l'accidenté est plus un problème de thérapeutique qu'un problème d'investigations clinique et étiologique précises sur le plan biomécanique. Ainsi, au niveau du cou, nous pouvons parfaitement décrire les lésions traumatiques sans toutefois être capable de déterminer la valeur et la direction des forces qui les ont entraînées. De même, EWING a montré que des volontaires pouvaient parfaitement supporter une accélération au niveau du système tête-cou de l'ordre de 30 g mais cela pour des conditions bien particulières : sujet jeune, en parfaite santé, soumis à un choc dans un plan sagittal. Rien ne permet de prévoir ce qu'il adviendrait si ces volontaires étaient soumis à un choc de même intensité mais avec une incidence différente ou s'il s'agissait de personnes moins résistantes physiquement. Enfin, bien que la commotion cérébrale due au phénomène du whiplash soit depuis plusieurs années un problème très « travaillé » grâce à de nombreuses expérimentations animales, il n'est actuellement toujours pas possible de prévoir avec certitude le risque de commotion cérébrale pour l'homme.

Finalement, nos connaissances relatives au comportement du système de liaison tête-cou restent très limitées ; un programme de recherches expérimentales à long terme comme celui qui a présidé à l'étude des lésions de la tête, reste indispensable.

V.2. Limites des modèles de liaison tête-thorax

Si les modèles mécaniques du cou ont peu évolué depuis la dernière guerre, époque à laquelle ont été réalisés les premiers mannequins, il faut bien reconnaître que cela gênait peu les chercheurs qui, dans le cadre des études sur la sécurité routière, se préoccupaient surtout de l'amélioration des moyens de protection dans l'habitacle. Deux conceptions différentes de la liaison tête-thorax sont proposées :

— l'une s'inspire des structures anatomiques du cou et figure cette liaison au moyen de pièces métalliques représentant les vertèbres séparées ou non par des disques élastiques représentant les disques interver-

tébraux ; ce système donne à la liaison un nombre de degrés de liberté suffisant mais sa loi de mouvement n'est pas parfaitement respectée. Ce modèle de liaison que l'on pourrait qualifier d'anatomique est le plus répandu ;

— l'autre, qui s'attache surtout à modéliser la loi de mouvement relève plus de la conception mathématique du modèle et représente le cou comme un système visco-élastique simulé par l'association de ressort et d'amortisseur.

Ces deux types de modèle sont d'un emploi facile, d'une assez bonne fiabilité et permettent généralement d'étudier le système habitacle-occupant du véhicule maintenu ou non, dans d'assez bonnes conditions. Pourtant, les deux types de modèles jusqu'alors proposés présentent une limite commune et ne permettent pas d'apprécier les efforts au niveau de la liaison tête-thorax en ne simulant pas les limites de tolérance du cou. La technologie actuelle et la complexité des structures du cou font que la réalisation de modèle à qui l'on demanderait de répondre point par point comme le corps humain, est sans doute impossible et conduirait à la réalisation d'un « monstre mécanique » dont le poids serait sans commune mesure avec celui du cou.

A ces limites rapidement atteintes par les modèles mécaniques, on peut opposer les très grandes possibilités offertes par les modèles mathématiques. Ces modèles mathématiques sont un outil relativement simple à manier à la condition que l'on en reste à une schématisation tant au niveau de la loi de mouvement qu'au niveau des limites de tolérance du système. La complexité de ces modèles s'accroît si rapidement à mesure que l'on veut plus de finesse dans la réponse obtenue qu'ils deviennent alors un outil peu maniable. Le modèle mécanique et encore plus le modèle mathématique ne sont que ce qu'on les fait. Leur limite sera toujours la limite des connaissances du système à modéliser.

VI. - PROPOSITION DE RECHERCHES

VI.1. Importance de la musculature

Nous avons vu que la liaison tête-thorax pouvait être assimilée à un système visco-élastique amorti et TARRIÈRE et SAPIN, en partant des études réalisées par TISSERAND, WISNER et PATRICK, ont montré que ce coefficient d'amortissement n'était pas constant. Le muscle, qui a un rôle dynamique capital dans les mouvements du cou, développe une force variable en fonction de l'importance et de la rapidité de l'étirement auquel il est soumis. Dans la description du système de liaison tête-thorax, il intervient à deux niveaux : par sa masse visco-élastique, et par les forces dynamiques qu'il développe lors de sa contrac-

tion. Les études expérimentales réalisées chez l'animal puis chez les volontaires devraient permettre de définir avec précision l'importance du muscle lorsque le système tête-cou est soumis à des efforts importants de décélération tels qu'on les rencontre dans les accidents de la route.

VI.2. Importance de la direction du choc

Nous avons vu que l'amplitude des mouvements du cou variait suivant le plan dans lequel ils étaient effectués et que la limite opposée à ces mouvements était le plus souvent réalisée par l'étirement de ligaments élastiques. La résistance du cou varie suivant la direction de la force appliquée. Si la description de ses structures anatomiques permet de prévoir une bonne tolérance aux forces appliquées (d'arrière en avant) dans un plan sagittal, entraînant un mouvement de flexion du cou, le menton prenant appui sur le sternum, elle laisse supposer une résistance moins grande pour des forces appliquées dans des plans différents. L'étude des accidents de la route montre qu'au moment du choc, les occupants du véhicule sont soumis à des forces nombreuses généralement de grande amplitude. Il serait important de connaître le comportement du système de liaison tête-cou lorsqu'il est soumis à de telles forces. Des études expérimentales portant sur cadavres et sur animaux devraient permettre d'apprécier le risque de lésion au niveau du cou en fonction de l'amplitude et de la direction de la force qui lui est appliquée.

VI.3. Importance de la posture

La colonne cervicale, loin d'être un segment isolé entre le thorax et la tête, fait partie intégrante de l'ensemble de la colonne vertébrale, système continu de la tête au bassin. L'appareil ligamentaire, comme l'appareil musculaire, s'étend tout au long de la colonne vertébrale, et un mouvement qui intéresse la colonne lombaire aura des répercussions au niveau de la colonne cervicale. De plus, la colonne vertébrale, tige osseuse, résiste mieux aux forces axiales de compression qu'aux forces transversales. ZIFFER a montré que si la quantité d'énergie absorbée pour déformer la colonne vertébrale dans son sens longitudinal est importante, par contre les mouvements d'incurvation n'absorbent que très peu d'énergie et les risques de lésions sont importants. Enfin, PATRICK a montré que les forces de cisaillement et le couple de torsion développé au niveau de la liaison tête-cou variait en fonction de la position de la tête, la position préalablement fléchie étant plus favorable que la position normale. Il est donc raisonnable de penser que la résistance de la colonne vertébrale et en particulier de la colonne cervicale aux chocs varie en fonction de la posture. La détermination de la posture d'un occupant dans un véhicule ne devrait plus être le fait de considération uniquement relative au confort mais au contraire tendre vers une posture dite de sécurité.

VI.4. Importance des moyens de retenue

Tous les moyens de retenue passifs jusqu'alors proposés tendent à solidariser le tronc au véhicule tout en laissant la tête libre, ce qui a pour effet, lors des chocs, d'engendrer des forces de cisaillement importantes au niveau du cou. Il est donc important de connaître « les forces de lésion » qui risquent d'apparaître au niveau du cou lorsqu'on propose des moyens de retenue de l'homme dans l'habitacle. Enfin, du fait de la gravité du whiplash, l'appui-tête est un élément important pour la protection de la tête et du cou pour les chocs arrière, mais sa conception doit être dictée plus par des critères de biomécanique que par des critères d'esthétique. Il doit se comporter comme un système absorbeur d'énergie, capable de diminuer les mouvements importants de translation et les grandes vitesses de rotation angulaire.

VII. - CONCLUSION

La liaison tête-thorax apparaît donc comme un segment corporel complexe, original tant du point de vue de sa situation, de sa structure et de son rôle sur le plan physiologique. Son étude pose le double problème de ses limites de tolérance aux chocs et de son comportement sur le plan dynamique. Son importance est très grande dans la relation homme-véhicule car, en conduite normale il est l'élément indispensable à la tête pour la prise d'information et sa protection reste difficile lors des chocs.

Le comportement de la liaison tête-thorax au cours des chocs reste encore mal connu du fait des difficultés rencontrées dans son étude :

— les études des accidents de la route apportent peu de lumière sur le comportement dynamique du cou au cours du choc et il est généralement difficile de préciser le mécanisme d'apparition de la lésion ;

— les études expérimentales sur l'homme doivent être conduites avec une extrême prudence du fait du risque de blessures graves toujours possibles et difficilement prévisibles ;

— les expériences menées sur animaux, en particulier sur le singe, sont très fécondes, mais se pose alors le problème de l'extrapolation des résultats de l'animal à l'homme ;

— enfin, la complexité de cette liaison rend sa modélisation tant mécanique que mathématique très délicate.

Pourtant, à la lumière des travaux récents des chercheurs américains et selon notre propre expérience, il semble raisonnable de penser que, poursuivant ces efforts de recherche, on puisse dans un proche avenir décrire la loi de mouvement de la liaison tête-thorax et préciser le seuil d'apparition de certaines lésions, tout au moins pour des conditions bien définies d'accidents (choc frontal et choc arrière).

BIBLIOGRAPHIE

- ◆ **ALDERSON S.W.** (1967)
"The development of anthropomorphic test dummies to match specific human responses to accelerations and impacts"
Proceedings of Eleventh Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 62-67, paper 670908
- ◆ **ALMGREN K.G.** (1968)
"Frekvensen av halskotskador i ett skullskadematerial". (La fréquence des lésions à la colonne cervicale dans les traumatismes crâniens.)
Lakartidningen, 65, 19, 1971-1974
- ◆ **AQUINO C.F.** (1970)
"A dynamic model of the lumbar spine"
J. of Biomechanics, 3, 5, 473-486
- ◆ **ARMSTRONG R.W., WATERS H.P., STAPP J.P.** (1968)
"Human muscular restraint during sled deceleration"
Proceedings of Twelfth Stapp car Crash Conference. Society of Automotive Engineers Inc. New York, 440-462, paper 680793.
- ◆ **ATTAR S., BOYD D., LAYNE E., McLAUGHLIN J., MANSBERGER A.R., COWLEY R.A.** (1969)
"Alteration in coagulation and fibrinolytic mechanisms in acute trauma"
J. of Trauma, 9, 11, 939-965
- ◆ **BEEDING E.L., COOK Jr. and J.E.** (1962)
"Correlation tests of animals and humans"
The Fifth Stapp Automotive Crash and Field Demonstration Conference. Merrill K. Cragun Ed., University of Minnesota, Minneapolis, 125-129.
- ◆ **BELENGER M., TOUSSAINT J.** (1963)
"Traumatismes de la colonne cervicale"
Acta Orthopédica Belgica, 23, 522-530
- ◆ **BERTHOZ A.** (1966)
"Etude biomécanique des vibrations de basses fréquences subies par l'homme"
Thèse de doctorat, Paris, 93 p.
- ◆ **BERTHOZ A., METRAL S.** (1970)
"Behavior of a muscular group subjected to a sinusoidal and trapezoidal variation of force"
J. of Applied Physiology, 29, 3, 378-384
- ◆ **BERTON R.J.** (1968)
"Whiplash test of the influential variables"
S.A.E. New York, preprint 680080
- ◆ **BREIG A.** (1970)
"Overstretching of and circumscribed pathological tension in the spinal cord"
A basic cause of symptoms in cord disorders. J. of Biomechanics, 3, 1, 7-9
- ◆ **CHANDLER R.F., CHRISTIAN R.A.** (1970)
"Crash testing of humans in automobile seats"
1970 International Automobile Safety Conference Compendium. S.A.E., New York, 112-132, paper 700361
- ◆ **CLAISSE R.H.** (1970)
"Les traumatismes du rachis cervical"
Les Cahiers Sandoz, Paris, 16, 1-49
- ◆ **CLARKE T.D., SPROUFFSKE J.F., TROUT E.M., GRAGG C.D., MUZZY W.H., KLOPFENSTEIN H.S.** (1970)
"Baboon tolerance to linear deceleration (-Gx): Air bag restraint"
Proceedings of Fourteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E. New York, 263-278, paper 700905
- ◆ **CLARKE T.D., SPROUFFSKE J.S., TROUT E.M., KLOPFENSTEIN H.S., MUZZY W.H., GRAGG C.D., BENDIXEN C.D.** (1970)
"Baboon tolerance to linear deceleration (-Gx): Lap belt restraint"
Proceedings of Fourteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E. New York, 279-298, paper 700906.
- ◆ **COERMANN R.R., ZIEGERRUERCKER G.H., WITTIWER A.L., HENNING E., von GIERKE H.E.** (1960)
"The passive dynamic mechanical properties of the human thorax-abdomen system and of the whole body system"
Aerospace Medicine, 31, 6, 443-455.
- ◆ **CUTHERSTON D.** (1970)
"Intensive care - Metabolic response to injury"
British J. of Surgery, 57, 10, 718-720
- ◆ **EVANS G.F., LISSNER H.R.** (1965)
"Studies on the energy absorbing capacity of human lumbar intervertebral discs"
The Seventh Stapp Car Crash Conference Proceedings. Ch.C. Thomas Pub., Springfield, Illinois, U.S.A., 386-402.
- ◆ **EVANS G.F., LISSNER H.R.** (1959)
"Biomechanical studies on the lumbar spine and pelvis"
J. Bone Joint Surgery, 41-A, 278-290
- ◆ **EWING C.L., THOMAS D.J., BEELER G.W., PATRICK L.M.** (1968)
"Dynamic response of the head and neck of the living human to -Gx impact acceleration"
Proceedings of Twelfth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 424-439, paper 680792.

- ◆ **EWING C.L., THOMAS D.J., PATRICK L.M., BEELER G.W., SMITH M.J. (1969)**
"Living human dynamic response to -Gx impact acceleration. II - Accelerations measured on the head and neck"
Proceedings of Thirteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E. New York, 400-415, paper 690817
- ◆ **FIALA E. (1970)**
"Anthropometry and Vehicle Construction - A brief survey"
1970 International Automobile Safety Conference Compendium. S.A.E., New York, 52-56, paper 700357.
- ◆ **GAY J.R., ABBOTH K.H. (1953)**
"Common whiplash injuries of the neck"
J.A.M.A., 152, 18, 1698-1704.
- ◆ **GOSCH H.H., GOODING E., SCHNEIDER R.C. (1970)**
"Cervical spinal cord hemorrhages in experimental head injuries"
J. Neurosurgery, 33, december, 640-645
- ◆ **GOSCH H.H., GOODING E., SCHNEIDER R.C. (1970)**
"Cervical spinal cord hemorrhages in experimental head injuries"
J. Neurosurgery, 33, 1, 640-645.
- ◆ **GRIME G. (1968)**
"Accidents and injuries to car occupants wearing safety belts."
Automobile Engineer. July. 292-300.
- ◆ **GURDJIAN E.S., LANGE W.A., PATRICK L.M., THOMAS L.M. (1970)**
"Impact injury and crash protection"
Ch.C. Thomas Publ., Springfield, Illinois, U.S.A., 566 p.
- ◆ **GURDJIAN E.S., LISSNER H.R. (1966)**
"The position and motions of the head at impact"
Eighth Stapp Car Crash and Field Demonstration Conference, L.M. Patrick Ed., Wayne State University Press, Detroit, 128-133.
- ◆ **GURDJIAN E.S., LISSNER H.R., PATRICK L.M. (1965)**
"Concussion - Mechanism and pathology"
The Seventh Stapp Car Crash Conference Proceedings. Ch.C. Thomas Pub., Springfield, Illinois, U.S.A., 470-482.
- ◆ **GURDJIAN E.S., THOMAS L.M., HODGSON V.R. (1966)**
"Comparison of species response to concussion"
The Ninth Stapp Car Crash Conference Proceedings. M.K. Cragun Ed., University of Minnesota, Minneapolis, 363-382.
- ◆ **HELD J.P. (1965)**
"Les atteintes de l'axe cérébrospinal au cours des traumatismes cervicaux mineurs"
Ann. Med. Phys. 8, 13-22.
- ◆ **HERTZBERG H.T.E. (1955)**
"Some contributions of applied physical anthropology to human engineering"
Annals of the New York Academy of Science, 63, 616-629, November.
- ◆ **HESS J.L., LOMBARD C.F. (1958)**
"Theoretical investigations of dynamic response of man to high vertical accelerations"
J. Aviat. Med., 29, 66-74
- ◆ **HIRSCH C., NACHEMSON A. (1954)**
"New observations on the mechanical behavior of lumbar discs"
Acta Orthop. Scandinav., 23, 254-283
- ◆ **HIRSCH A.E., OMMAYA A.K. (1970)**
"Protection from brain injury: the relative significance of translational and rotational motions of the head after impact"
Proceedings of Fourteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 144-151, paper 700899
- ◆ **HOLBOURN A.H.S. (1943)**
"Mechanics of head injuries"
Lancet, 2, 438-441
- ◆ **KAZARIAN L.E., HAHN J.W., von GIERKE H.E. (1970)**
"Biomechanics of the vertebral column and internal organ response to seated spinal impact in the Rhesus monkey (Macaca Mulatta)"
Proceedings of Fourteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 121-143, paper 700898
- ◆ **KIHLBERG J.K., ROBINSON S.J. (1967)**
"Seat belt use and injury patterns in automobile accidents"
Cornell Aeronautical Laboratory Report, No. VJ, 1823, R30.
- ◆ **KYROPOULOS P., ROE R.W. (1970)**
"Anthropometry"
1970 International Automobile Safety Conference Compendium. S.A.E., New York, 45-51, paper 700356
- ◆ **LAVARDE G. (1966)**
"Influence du trafic sur le rachis cervical. Le point de vue orthopédique"
Annales de Médecine des accidents et du trafic. 9, 9-17.
- ◆ **LATHAM F. (1957)**
"A study of body ballistics: Seat ejections"
Proc. Royal Society. B-147, 121-139

- ◆ **LOMBARD C.F., ROBBINS W.A., POTTER G.L.** (1968)
"Some factors contributing to head and neck injuries during whole body impact using guinea pig subjects in - Gx orientations"
Proceedings of Twelfth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 338-351, paper 680787.
- ◆ **Mc HENRY R.R.** (1963)
"Analysis of the dynamics of automobile passenger restraint systems"
The Seventh Stapp Car Crash Conference Proceedings. Ch.C. Thomas Pub., Springfield, Illinois, U.S.A., 207-249
- ◆ **MACNAB I.** (1964)
"Acceleration injuries of the cervical spine"
J. Bone Joint Surgery, 46 A, 8, 1797-1799.
- ◆ **MARTIN O.E., KROELL C.K.** (1967)
"Vehicle crush and occupant behavior"
Automotive Engineering Congress, Detroit, Michigan, 9 January, 9-13.
- ◆ **MARTINEZ J.L.** (1968)
"Headrest and seat back design proposals"
Proceedings of Twelfth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 164-171, paper 680775
- ◆ **MARTINEZ J.L., GARCIA D.J.** (1968)
"A model for whiplash"
J. of Biomechanics, 1, 1, 23-32
- ◆ **MATE P.I., POPP L.E.** (1970)
"Third generation of automotive test dummies"
Proceedings of Fourteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 329-340, paper 700908
- ◆ **MERTZ H.J., PATRICK L.M.** (1968)
"Car occupant responses to rear-end collisions. A mathematical model"
Proceedings of the First International Conference on Vehicle Mechanics. Wayne State University, July 16-18
- ◆ **MERTZ H.J., PATRICK L.M.** (1967)
"Investigation of the kinematics and kinetics of whiplash"
Proceedings of Eleventh Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 175-206, paper 670919
- ◆ **MULLER M.** (1969)
"Lésions cérébrales de la commotion et de la survie chez un commotionné"
Med. Leg. Domm. Corp. Janv. 1969
- ◆ **NAAB K.N.** (1966)
"Measurement of detailed inertial properties and dimensions of a 50th percentile anthropometric dummy"
Proceedings of Tenth Stapp Car Crash Conference, S.A.E., New York, 187-195, paper 660795
- ◆ **NACHEMSON A.L., EVANS J.H.** (1968)
"Some mechanical properties of the third human lumbar interlaminar ligament"
J. of Biomechanics, 1, 3, 211-220.
- ◆ **NATIONAL RESEARCH COUNCIL** (1962)
"Impact acceleration stress"
Proceedings of a Symposium with a comprehensive chronological bibliography. National Academy of Sciences. Pub. 977. 504 p.
- ◆ **NORD AMERICAN AVIATION** (1965)
"Strength of the human neck"
Life Sciences Department Space and Information System Division. No. 1180
- ◆ **OMMAYA A.K.** (1966)
"Trauma to the nervous system"
Annals of the Royal College of Surgeon of England, 39, Dec., 317-347
- ◆ **OMMAYA A.K.** (1970)
"Nervous system injury and the whole body"
J. of Trauma, 10, 11, 981-990.
- ◆ **OMMAYA A.K., FISCH F.J., MAHONE R.M., CORRAO P., LETCHER F.** (1970)
"Comparative tolerances for cerebral concussion by head impact and whiplash injury in primates"
1970 International Automobile Safety Conference Compendium. S.A.E., New York, 808-817, paper 700401.
- ◆ **OMMAYA A.K., HIRSH A.E., FLAMM E.S., MAHONE R.M.** (1966)
"Cerebral concussion in the monkey"
An experimental model. Science, 53, 3732, 211-212
- ◆ **OMMAYA A.K., HIRSCH A.E., MARTINEZ J.L.** (1967)
"The role of whiplash in cerebral concussion"
Proceedings of Tenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E. New York, 314-324, paper 660804.
- ◆ **PATRICK L.M.** (1962)
"Caudo-cephalad static and dynamic injuries to the vertebrae"
The Fifth Stapp Automotive Crash and Field Demonstration Conference. Merrill K. Cragun Ed., University of Minnesota, Minneapolis, 171-181.
- ◆ **PATURET G.** (1951)
"Traité d'anatomie humaine"
Ostéologie, Arthrologie, Myologie. Masson et Cie. Tome I, 995 pages.
- ◆ **PINCE B.W.** (1970)
"Simulations of the human body for the study of trauma"
J. of Trauma, 10, 3, 232-239

- ◆ **PORTNOY H.D., BENJAMIN D., BRIAN M., Mc COY L.E., PINCE B., EDGERTON R., YOUNG J. (1970)**
"Intracranial pressure and head acceleration during whiplash"
Proceedings of Fourteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 152-168, paper 700900.
- ◆ **RAMADIER J. (1969)**
"Fractures et luxations du rachis cervical"
Evolution Médicale, 3, 13, 199-209.
- ◆ **RICHALET J. (1965)**
"Modèles de muscle et de fuseau neuro-musculaire"
Ecole Nationale Supérieure de l'Aéronautique - Centre d'Etudes et de Recherches en automatisme. Lot n° 4 - Rapport P.B., 108 pages
- ◆ **ROBBINS D.H. (1970)**
"Three-dimensional simulation of advances automotive restraint systems"
1970 International Automobile Safety Conference Compendium. S.A.E., New York, 1008-1023, paper 700421
- ◆ **ROBBINS D.H., BENNETT R.O., HENKE A.W., ALEM N.N. (1970)**
"Predictions of mathematical models compared with impact sled test results using anthropometric dummies"
Proceedings of Fourteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 299-328, paper 700907
- ◆ **SCHERRER J. (1967)**
"Physiologie du travail"
Ergonomie. Tome I : Travail physique énergétique. Masson et Cie, Paris, 388 p.
- ◆ **SCHULTZ A.B., GALANTE J.O. (1970)**
"A mathematical model for the study of the mechanics of the human vertebral column"
J. of Biomechanics, 3, 4, 405-416
- ◆ **SCHUTT G.M., DOHAN F.C. (1968)**
"Neck injury to women in auto accidents"
J.A.M.A., 206, 12
- ◆ **SEVERY D.M., BRINK H.M., BAIRD J.D. (1968)**
"Vehicle design for passenger protection from high speed read-end collisions"
Proceedings of Twelfth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 94-163, paper 680774
- ◆ **SEVERY D.M., BRINK H.M., BAIRD J.D. (1969)**
"Rigid seats with 28-IN. satback effectively reduce injuries in 30+ mph rear-end impacts"
S.A.E. Journal, 77, 4, 20-25
- ◆ **SEVERY D.M. (1968)**
"Human simulation for automotive research"
Highway Vehicle Safety. S.A.E. New York, 450-481
- ◆ **SNIVELY G.G., CHICHESTER C.O. (1962)**
"Evaluation and design criteria of protective headgear"
The Fifth Stapp Automotive Crash and Field Demonstration Conference. Merrill K. Cragun Ed., University of Minnesota, Minneapolis, 182-190.
- ◆ **SNYDER R.G. (1970)**
"Human impact tolerance"
1970 International Automobile Safety Conference Compendium. S.A.E., New York, 712-782, paper 700398
- ◆ **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"
Proceedings of Twelfth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 201-206, paper 660778
- ◆ **STAPP J.P., TAYLOR E.R., CHANDLER R. (1965)**
"Effect of pitch angle on impact tolerance"
The Seventh Stapp Car Crash Conference Proceedings. Ch.C. Thomas Pub., Springfield, Illinois, U.S.A., 500-502
- ◆ **STECH E.L. (1963)**
"Calculation of the human spinal frequency from cadaver data and comparisons with tests on live human subjects"
Frost Engr. Development Corp. Rep. No. 122-100
- ◆ **TARRIERE C., SAPIN L. (1969)**
"Biokinetic study of the head to thorax linkage"
Proceedings of Thirteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 365-380, paper 690815
- ◆ **TERRY C.T., ROBERTS V.L. (1968)**
"A viscoelastic model of the human spine subjected to +Gz accelerations"
J. of Biomechanics, 1, 2, 161-168
- ◆ **TISSERAND M., WISNER A. (1966)**
"Comportement du rachis cervical lors de chocs dorsaux"
Centre de Physiologie du travail de l'Institut National de Sécurité, Paris, Rapport No. 73
- ◆ **TORRES F., SHAPIRO S. (1961)**
"Electroencephalograms in whiplash injury"
Archiv. neurol., 5, July, 40-47
- ◆ **TOTH R. (1967)**
"Multiple degree-of-freedom nonlinear spinal model"
Presented 19th Ann. Conf. on Engng in Med. and Biol., San Francisco, California.
- ◆ **VANDERVAEL F. (1966)**
"Analyse des mouvements du corps humain"
Desoer Ed. Liège, 169 pages.

- ◆ **VIGNON G.** (1968)
"Les traumatismes cervicaux des accidents d'auto"
La Revue du Praticien, 28, 12, 1821-1831
- ◆ **WEAVER J.R.** (1968)
"A simple occupant dynamics model"
J. of Biomechanics, 1, 3, 185-191
- ◆ **WICKSTROM J., MARTINEZ J.L., JOHNSTON D., TAPPEN N.C.** (1965)
"Acceleration-deceleration injuries of the cervical spine in animals"
The Seventh Stapp Car Crash Conference Proceedings. Ch.C. Thomas Pub., Springfield, Illinois, U.S.A., 284-301
- ◆ **WICKSTROM J., MARTINEZ J., RODRIGUEZ R.** (1967)
"Cervical sprain syndrome. Experimentation acceleration injuries of the head and neck"
The University of Michigan. High Safety Research Institute. Ann. Arbor. The Prevention of Highway Injury. 182, 187.
- ◆ **WILLIAMS J.S.** (1970)
"The nature of seat belt injuries"
Proceedings of Fourteenth Stapp Car Crash Conference. S.A.E., New York, 44-65, paper 700896
- ◆ **WISNER A., LEROY J., BANDET J.** (1970)
"La tolérance humaine au choc"
Organisme National de Sécurité Routière. Bulletin No. 26, avril 1970.
- ◆ **WISNER A., MONOD H.** (1963)
"Quelques données anthropométriques concernant un groupe de cent femmes françaises"
Biotypol., 24, 165-176
- ◆ **WOLF M.L.** (1970)
"Neue Hilfsmittel für die Sicherheits-Forschung im Automobilbau" (New Methods for safety research in automobile construction)
ATZ, 72, 5, 155-162