

SYNTHESE DES RESULTATS ET CONCLUSIONS D'UNE SERIE D'ESSAIS
DE CEINTURES DE SECURITE RETENANT DES CADAVRES.

A. FAYON, C. TARRIERE, G. WALFISCH

Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de l'Association
PEUGEOT-RENAULT, Paris, France.

C. GOT, A. PATEL,

Institut de Recherches Orthopédiques (I.R.O.), Hôpital
Raymond Poincaré, Garches, France.

Rédigée après une série d'essais de ceintures de sécurité où le mannequin anthropomorphique a été remplacé par un cadavre, cette communication traite de l'ensemble des résultats obtenus à partir de ceux des sujets (31) qui ont été soumis à un choc frontal, les conditions étant variables.

Conditions d'essais.

Dans l'essai type, un habitacle de voiture monté sur un chariot est lancé à la vitesse souhaitée vers le mur de choc. La collision est simulée par la compression de tubes métalliques de nombre et longueur variables montés à l'avant du chariot. On peut ainsi jouer sur la violence de la collision, en faisant varier vitesse, distance d'arrêt et niveau d'accélération.

Le tableau 1 résume les conditions d'essai ; on notera leur variété qui provient du souci de répondre à des problèmes particuliers en cours d'étude.

Préparation du sujet

Le sujet est un cadavre frais : non embaumé, conservé en chambre fraîche, son décès remonte à moins de 4 jours.

Sa préparation se caractérise par la rétablissement d'une pression sanguine et l'insufflation des poumons. Le reste comprend l'habillage, les relevés anthropométriques, la fixation des capteurs.

La pression sanguine vise la mise en évidence de lésions et le réalisme des conditions d'essai. Le liquide injecté est un mélange d'eau, de formol et d'encre de chine. Si le thorax n'est pas traversé par une tige pour mesure de déflexion, le meilleur circuit trouvé est de faire rentrer le mélange par la voie carotidienne gauche descendante, de prélever le débit de sortie par l'artère sous clavière gauche et réinjecter cette sortie vers le haut par les 2 carotides, ce qui permet d'irriguer la totalité du cerveau. La carotide droite sert aussi à introduire un capteur de pression jusqu'à la crosse aortique. On ne commence la perfusion que peu de temps avant l'impact, pour éviter une prise de poids du sujet; on la continue ainsi 10 secondes après pour permettre l'épanchement du liquide au niveau des lésions éventuelles. Lorsqu'une tige traverse le thorax, on s'est limité à l'irrigation du cerveau.

La correction de volume thoracique est nécessaire car de l'air quitte la cage thoracique sans remplacement entre la mort

et l'essai, au cours des manipulations.

Le diaphragme est alors très haut et le périmètre thoracique diminué. Par l'insufflation, on ramène le diaphragme en bonne position et on dispose d'une épaisseur thoracique normale pour les mesures de déflexion. On insuffle environ 3 l d'air par l'orifice de trachéotomie ; le thorax se stabilise à une position convenable à l'examen radioscopique en opérant juste avant le choc sur un sujet assis dont le corps est resté à température ambiante depuis plusieurs heures. De plus, on obture légèrement l'orifice de trachéotomie, cette obturation cessant au début de la retenue.

La fixation des accéléromètres est réalisée par l'intermédiaire de 3 plaquettes vissées sur le crâne, de chaque côté et derrière. Chaque plaquette sert de support à 2 capteurs perpendiculaires. Les enregistrements permettent le calcul d'un $\dot{S}\ddot{I}$ ou HIC non ramené au centre de gravité de la tête. Dans le cas d'un mouvement de la tête sensiblement plan, un programme de calcul a permis de s'y ramener.

Les capteurs liés au thorax sont vissés sur une plaque d'alliage qui est solidarisée du dos du sujet par des ligatures, au voisinage des vertèbres D1 ou D4. Une fixation analogue a été quelquefois utilisée au niveau du bassin, à hauteur des épines iliaques anterosupérieures. Pour la mesure de la déflexion, nous avons utilisé l'analyse cinématographique et un potentiomètre. Une tige traverse le thorax ; son extrémité avant est solidaire du sternum ; son extrémité arrière dépasse d'environ 30 cm du dos du sujet et actionne également le potentiomètre, fixé à un corps vertébral. La déflexion mesurée est aussi proche que possible d'un plan sagittal, entre le 4° arc à l'avant du thorax et D4 derrière.

Travaux après essai. Chaque essai est suivi de radiographies et d'autopsies. A l'occasion de l'autopsie, on prélève les 4ème, 5ème et 6ème cotes. Ces cotes nous ont servi à des essais statiques et dynamiques, et des analyses dont le but établi était la caractérisation de l'état osseux du sujet. On consultera pour plus de précisions la référence (4).

Le système de retenue est à chaque fois une ceinture 3 points dont une description simplifiée est faite dans le tableau 1 ; celui-ci mentionne dans l'ordre le nombre d'enrouleurs éventuels, la présence dans certains cas de vérins pyrotechniques destinés à anticiper la mise en tension de la ceinture (A sur le tableau), la largeur de sangle, son allongement relatif et le type de limiteur d'effort de retenue à l'épaule utilisé.

Résultats

Remarque préliminaire.

Un des buts de ces essais était de préciser les limites de tolérance à la retenue de l'occupant par une ceinture de sécurité. Pour interpréter les résultats, il est donc nécessaire d'éliminer dans la synthèse les quelques essais où des incidents se sont produits et ont interdit un comportement normal de la ceinture ; il faut également prendre un compte la violence des accidents simulés,

très élevée, qui fait que les lésions observées ne sont pas représentatives des risques de lésions auxquels les occupants ceinturés sont exposés. On pensera aussi à l'âge moyen et à l'état de résistance probable des sujets.

Violence des essais réalisés. Pour situer nos accidents simulés par rapport aux accidents réels, nous les avons représentés dans un plan (ΔV , accélération moyenne), Comme expliqué plus en détail dans (2). On obtient ainsi la figure 3 ; où les lésions thoraciques sont indiqués en superposition . Les accidents simulés avec cadavres sont dans la zone des accidents de la route les plus violents, au triple point de vue du ΔV , du γ moyen, et des lésions.

Pour comparer entre eux les violences des essais réalisés qui diffèrent à la fois par la vitesse à l'impact (de 40 à 65 km/h) et la distance d'arrêt, nous avons cherché un critère de sévérité des lois de décélération imposées au chariot. Nous avons pour ce faire utilisé un modèle mathématique d'un occupant retenu où tous les paramètres étaient constants hormis la loi de décélération qui était celle des essais ; le modèle calcule chaque fois un indice de sévérité thoracique par la formule de Gadd, ce qui permet de hiérarchiser par ce critère les essais réalisés. La figure 2 donne les résultats en abscisse.

Analyse des lésions obtenues conditions normales.

Tête Sans impact de tête, en choc frontal, l'occupant retenu de nos essais ne présente pas de lésions observables. Nous pensons que cette absence de signes correspond effectivement à une absence de lésions, ce dont nous serons sûrs lorsque la méthode de pressurisation du système circulatoire utilisée sera validée. On observera les H.I.C. et S.I. calculés (tableau 3). Bien qu'approximatifs, ils suggèrent qu'en absence d'impact, des SI et HIC élevés peuvent être supportés.

Les impacts de tête n'ont été obtenus que pour des conducteurs. Les blessures correspondantes, avec les mêmes réserves que précédemment, ne sont pas de gravité élevées.

Cou. Nous soulignons que nous n'avons pas relevé de lésions au niveau du cou en se fondant sur des examens radiologiques.

thorax. Le thorax est le siège des principales lésions. On peut écrire que le problème de la retenue par ceinture est actuellement un problème d'optimisation de la retenue thoracique. La déflexion de l'ensemble de la cage thoracique produit des fractures de côtes, de sternum et de la clavicule parfois, dont la gravité s'échelonne selon les essais de l'absence totale de lésion aux volets thoraciques les plus sévères, qu'il importe d'éliminer prioritairement. On trouvera en (1) plus d'éléments sur le problème du thorax ; la figure 1 et le tableau 3 donnent les principaux résultats.

Les fractures de cote sans gravité apparaissent pour des nouveaux d'efforts de retenue très faibles, de l'ordre de 200 daN à l'épaule. Leur nombre moyen s'accroît progressivement avec l'effort appliqué au thorax(*); 500 daN sont un minimum pour obtenir volet thoracique, fracture de sternum ou de la clavicule, par des sujets âgés, peu résistants, peu lourds (nos n°s 25 et 47).

(*) somme des 2 composantes \perp au thorax des forces de retenue.

On peut relier très approximativement les mêmes lésions à $9 \times 75 = 675$ daN pour un homme de 75 kg entre 50 et 60 ans en utilisant la droite de régression de la figure 1.B et le point 47. La correction d'âge mentionnée consiste à rajouter (ou retrancher) fictivement 3 fractures de cotes pour 10 années d'âge pour les sujets non compris entre 50 et 60 ans ; elle nous a été suggérée par les résultats de SCHMIDT (3).

Nos résultats utilisant les mesures de déflexion (figure 1.C) sont peu nombreux mais compatibles avec les publications antérieures (5) (6). On remarquera l'importance de la vitesse de déflexion qui se traduit par la pente plus élevée des essais 44 et 47 sur le graphique 1.C ; ces essais ont été effectués avec des vérins pyrotechniques mettant la sangle en tension dès le début du choc. Il faut tenir compte également des différences de conditions d'application d'effort entre un disque plan (5) (6) et une ceinture (1).

Nous n'avons pas trouvé de très bonne corrélation entre les lésions et l'accélération résultante thoracique mesurée sur le cadavre (fig. 1.D). Mais des progrès peuvent être faits sur la technique de mesure et la fonction de l'accélération à exprimer.

Nous n'avons pas séparé les conducteurs de passagers. Les résultats sont très voisins, certains conducteurs ne heurtent même pas le volant, aménagé et peu reculé dans l'habitacle. Le sujet est installé sur le siège de série à la position correspondant statistiquement à sa taille.

Abdomen et organes internes. Les lésions correspondantes sont assez rares. Nous avons relevé dans 4 cas une brèche mésentérique de peu de gravité, car laissant les vaisseaux intacts.

Chez 2 sujets, une des cotes cassées a perforé le diaphragme, atteignant la rate.

Divers. La ceinture de bassin sollicite beaucoup la résistance des épines iliaques antéro-supérieures et des ailes iliaques. Quelques fractures ont pu être notées qui n'ont pas entraîné de lésions d'organes internes.

Nous n'avons pas eu de contacts violents de genoux dans les essais sans incidents.

Lésions obtenues, dans des conditions anormales.

Elles sont le résultat d'incidents d'essais divers. Les sujets 1, 2, ont souffert des conséquences d'un sous-marinage provenant d'ancrages au planche erronés ; le n° 1 a subi en outre un choc de tête du à une rupture de dossier en retour. Pour le 13 et le 18, une rupture de sangle a aggravé les lésions.

Les SI et HIC élevés des n° 2 et 13 peuvent être associés à une fracture de la base du crâne.

Nous n'avons jamais obtenu de rupture d'aorte dans nos conditions d'essais, normales ou non.

Conclusions

Une série d'essais de l'association habitacle équipé-ceinture de sécurité-cadavre frais a été réalisée dans des conditions souvent très violentes.

En l'absence d'incident qui interdise le rôle normal de la ceinture, la limite de protection est fixée par le thorax; il n'y a pas de lésions graves ailleurs. La gravité des blessures thoraciques croît avec la sévérité de la loi de décélération (fig. 2). En prenant en compte l'âge et le poids du sujet, on arrive à corréliser assez bien les blessures aux efforts maximaux appliqués au thorax (fig. 1B).

L'interprétation des résultats pourra être plus poussée avec une meilleure connaissance de l'état osseux du sujet ; des travaux parallèles sont en cours (4).

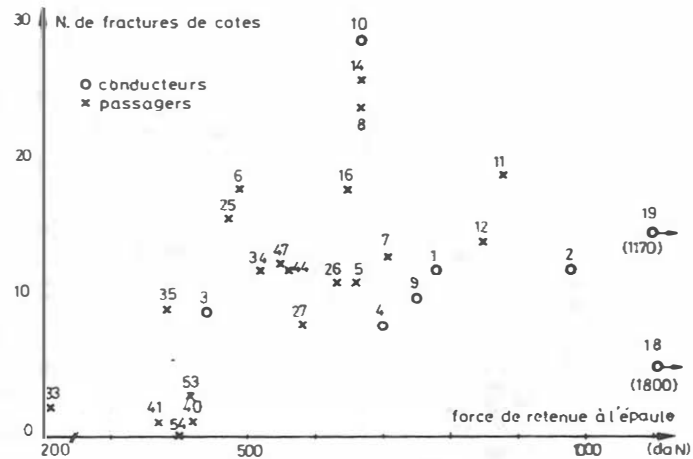
Avec les réserves exprimées, des S.I et H.I.C. élevés peuvent être supportés au niveau de la tête sans lésion en l'absence d'impact.

Les méthodes utilisées pour l'insufflation des poumons et rétablissement d'une pression sanguine sont encourageantes et seront approfondies.

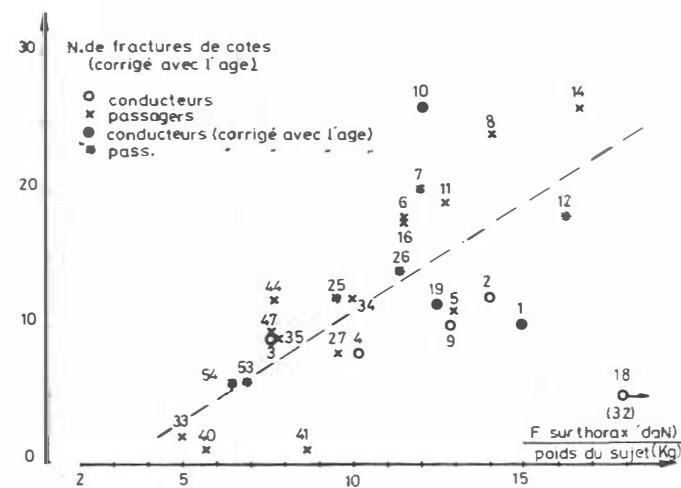
Une des voies d'amélioration des ceintures sera leur meilleure adaptation aux tolérances du thorax. Il conviendra de perfectionner les limiteurs d'efforts thoraciques et la façon d'appliquer ces efforts, sans présumer des autres conditions à remplir qui finiront par apparaître.

REFERENCES

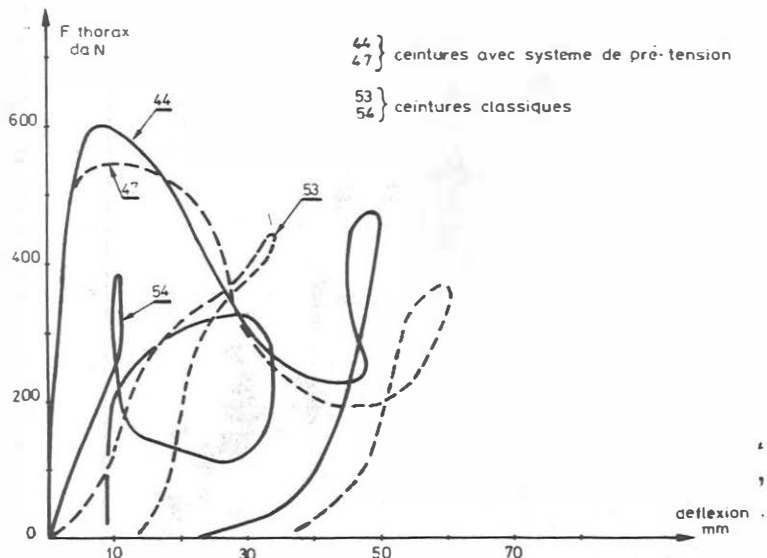
1. A. FAYON-C. TARRIERE- G.WALFISCH- A.PATEL
Thorax of 3-pts belt wearers during crash : experiments with Cadavers.
Proceedings de la 19° Stapp Conference, S.A.E, à paraître
2. C.TARRIERE- A.FAYON- F.HARTEMANN- P.VENTRE
Contribution of accident physical analysis to the interpretation of severe traffic trauma
Proceedings de la 19° Stapp Conference, S.A.E, à paraître.
3. G. SCHMIDT- D.KALLIERIS- J.BARZ- R.MATTERN
Results of 49 Cadaver Tests simulating frontal collision of front seat passengers. Proceedings of 18th Stapp Car Crash Conférence, S.A.D., Warrendale Pennsylvania.
4. C. GOT- G. WALFISCH- A. FAYON- G. FAVERJON
Relations entre les caractères morphologiques, chimiques et physiques des côtes et la déflexion provoquée de la cage thoracique.
Proceedings of IRCOBI Meeting, September 1975, Birmingham.
5. C.K. KROELL- D.C. SCHNEIDER- A.M NAHUM
Impact tolerance and Response of the Human Thorax II.
Proceedings of 18th Stapp Car Crash Conférence, S.A.E., Warrendale, Pennsylvania.
6. R.L. STALNAKER- D. MOHAN: Human Chest Impact protection criteria.
3rd Int.Conf.on Occupant protection, Troy, Michigan, 1974



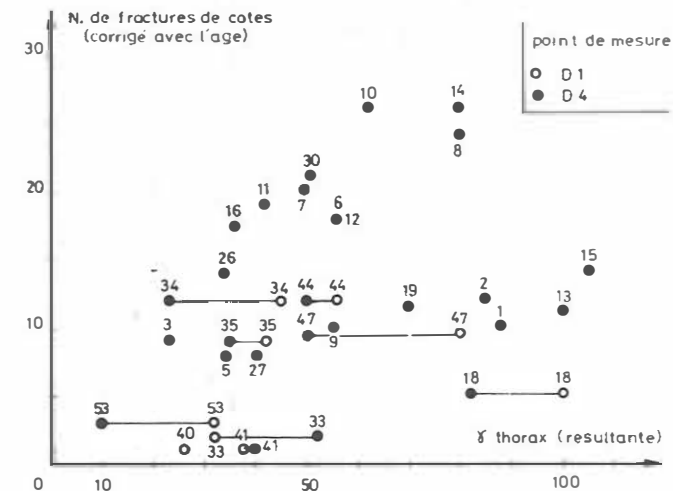
(A) N. de fractures de cotes en fonction de la force de retenue à l'épaule



(B) N. de fractures de cotes corrigé, en fonction du rapport force sur thorax / poids du sujet

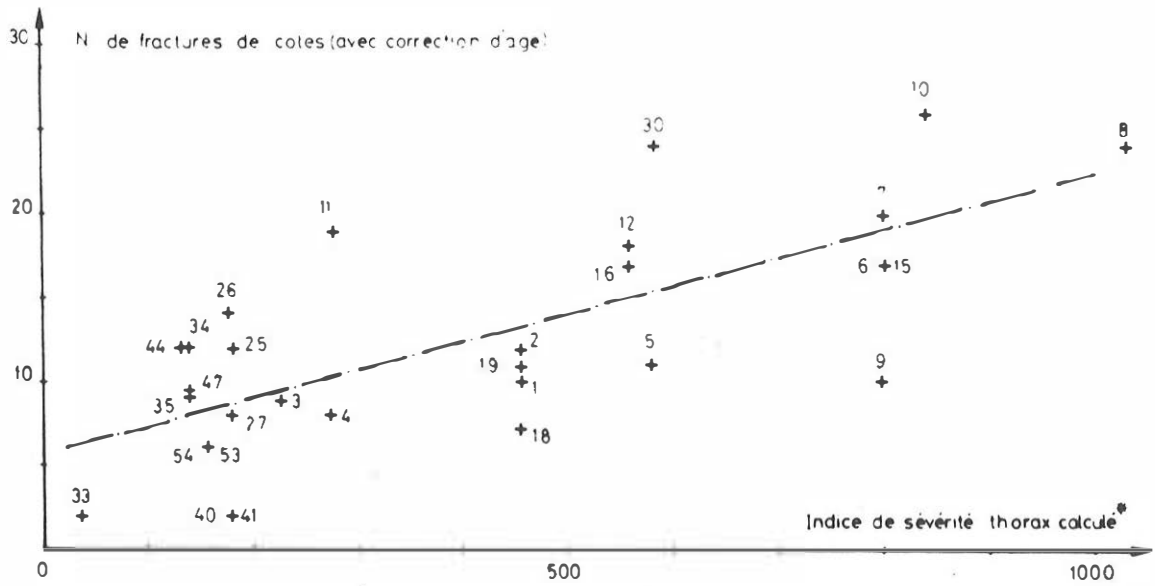


(C) courbes force-deflexion thoracique-cadavres retenus par ceinture



(D) acceleration thorax mesurée sur cadavre, en fonction du nombre de fractures de cotes

Fig.1 SYNTHÈSE DES RESULTATS OBTENUS SUR LE THORAX



* Ce SI est calculé avec le modèle mathématique utilisant le ΔV et le ξ moyen de l'essai réel avec cadavre

Fig 2 LESIONS THORACIQUES EN FONCTION DE LA VIOLENCE DU CHOC POUR L'OCCUPANT

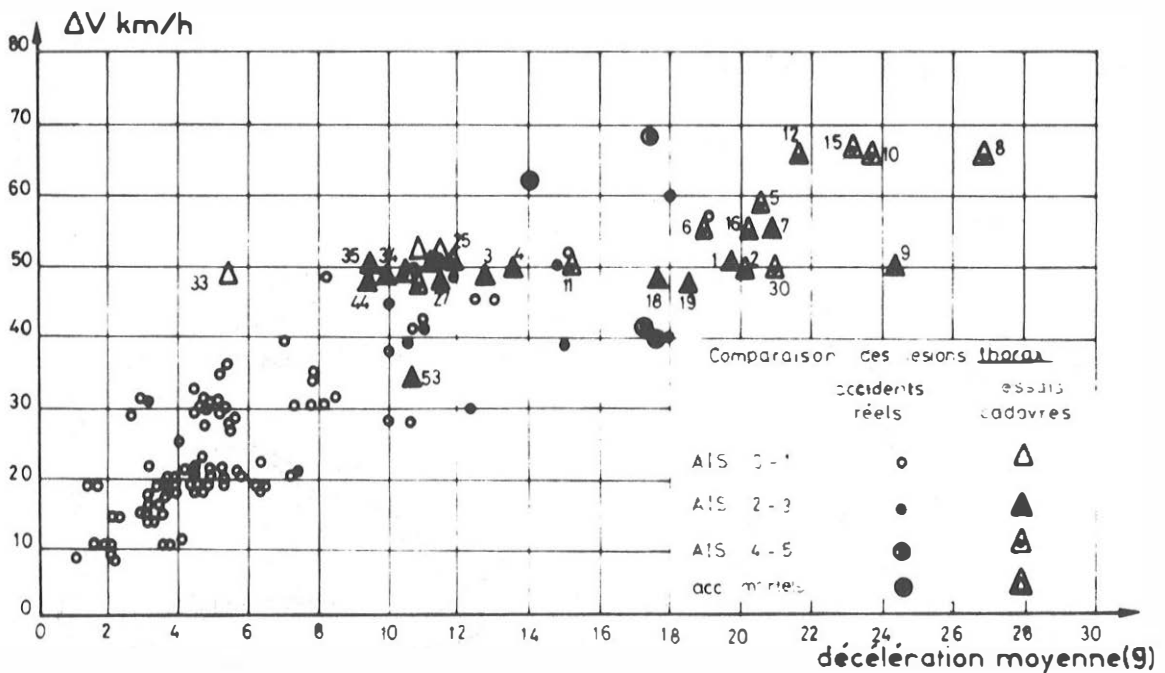


Fig. 3 VIOLENCE RELATIVE DES ESSAIS AVEC CADAVRES PAR RAPPORT AUX ACCIDENTS REELS AVEC CEINTURES

TABLEAU 1 - CONDITIONS D'ESSAIS DYNAMIQUES.

N°	Vo km/h	Δl mm	Place sujet	Type	ceinture (1)				
1	50	480	Cond.	R.12	2 R	50 mm	6 %	5 x 1100	
2	50	480	"	R.12	" "	" "	" "	" " "	
3	48	670	"	R.15	1 R	60 mm	13 %	TW 600	
4	49.5	700	"	R.12	0 R	" "	" "	5 x 1100	
5	59	650	Pass.	R.15	0 R	" "	" "	TW 600	
6	58	620	"	R.17	0 R	" "	" "	" "	
7	56	580	"	"	0 R	" "	" "	" "	
8	65	600	"	"	0 R	" "	" "	" "	
9	49.5	400	Cond.	"	0 R	" "	" "	" "	
10	64	660	"	"	0 R	" "	" "	" "	
11	49	650	Pass.	R.16	0 R	" "	" "	5 x 1100	
12	64.5	750	"	"	0 R	87 mm	6 %	5 x 1100	
13	62	540	"	R.15	2 R + 2 A	60 mm	13 %	TW 400	
14	62	530	"	"	" " " "	" "	" "	6 % " "	
15	64	680	"	R.16	haut	85 mm	6 %	bas	60 mm 13 % TW 600
16	63.5	770	"	"	" "	" "	" "	" " " "	
18	48	500	Cond.	R.12	2 R	60 mm	6 %	5 x 1100	
19	47.5	470	"	"	" "	" "	" "	" " "	
25	50	815	Pass.	"	0 R	60 mm	13 %	TW 400	
26	49	850	"	"	0 R	" "	" "	" "	
27	45.5	820	"	"	0 R	" "	" "	" "	
30	49	440	"	chariot	0 R	" "	" "	ancien type	
33	49	1680	"	R.15	0 R	" "	" "	TW 400	
34	49	915	"	"	0 R	" "	" "	" "	
35	50	980	"	"	0 R	" "	" "	" "	
40	48.5	870	"	chariot	2 R + 2 A	50 mm	6 %	TW 400	
41	50	850	"	"	" " " "	" "	" "	" "	
44	50	975	"	"	" " " "	" "	" "	" "	
47	48	860	"	"	" " " "	" "	" "	" "	
53	43	450	"	"	2 R	60 mm	6 %	TW 400	
54	48.6	920	"	"	" "	" "	" "	" "	

(1) description simplifiée de la ceinture (Cf. texte).

TABLEAU 2 - DONNEES ANTHROPOMETRIQUES ET LESIONS OBSERVEES.-

N°	Age	Sexe	Taille	Poids	OSI	AIS thorax	détail fract.	autres lésions importantes Observations
1	62	F	1.62	53	7	3	12 C	
2	52	M	1.75	71	8	4	12 C	
3	60	M	1.70	70	3	3	9	(1) F. clavicule entraînant rupture artère sous-cléviaire
4	50	M	1.71	85	3	3	8	F. apophyse axis sur incident d'essai
5	57	M	1.67	60	4	4	11	
6	60	F	1.46	55	4/5	4/5	18 S	
7	33	M	1.70	70	3	3	13 S	(2) F. base du crâne et lésions organes internes consécutives à sous marinage sur incident d'essai
8	53	M	1.61	70	5	5	24 S	
9	57	M	1.78	70	3	3	10 S	
10	63	M	1.63	70	5	5	29 SC	
11	57	M	1.69	74	4/5	4/5	19 S	
12	43	F	1.52	60	4	4	14 S/2	(8)(16) lésion de la rate due à une cote
13	58	M	1.65	60	8	4	11 S	
14	55	M	1.62	48	5	5	26 S	
15	62	M	1.62	55	4	4	16 S/2	
16	57	M	1.62	62	4	4	17,5 S	(8)(9) F. ailes illiaques
18	61	M	1.67	63	6	3	5 SC	
19	62	M	1.71	95	4	4	13	(14) F. aile illiaque droite
25	66	F	1.66	56	4	4	16	
26	48	M	1.70	63	4	4	11	(15) F. épines illiaques anterosupérieures
27	53	M	1.75	70	3	3	8 S/2	
30	61	M	1.57	52	4/5	4/5	23 C	
33	51	M	1.71	50	2	2	2	
34	57	M	1.64	68	3	3	12 S/3	(12)(14)(25) déchirures mésentériques
35	59	F	1.58	60	3	3	9 C	
40	60	M	1.86	86	2	2	1 S/2	
41	60	M	1.71	50	2	2	1 S/3	
44	53	M	1.74	66	3	3	12 S	
47	64	M	1.71	63	4	4	12,5 CS	(13) F. base du crâne (rupture accidentelle)
53	46	M	1.65	63	2	2	3	
54	34	M	1.78	60	0	0	0	(18) lésions cérébrale (rupture accidentelle).

Code F= Fracture ; 12C= F.clavicule et 12 F.de cotes; 5/2= demi F. du Sternum.

TABLEAU 3 - RESULTATS DE MESURES SUR CADAVRES.

N°	SI	HIC	γ th.	F1	F2	F3	F4	OBSERVATIONS
1	1150	850	88/1	780	900			impact tête
2	3100	1700	85/1	980	1120			impact tête
3	1750	1030	23/1	440	470		320	impact tête
4	1000	700		700		500		impact tête
5	1080	920	34/1	660	720	470		
6	1250	1000	56/2	490	620		400	
7	1600	1400	50/2	710	960		500	
8	3400	2200	80/2	670	1000		680	
9	1100	840	55/2	345	940		520	impact tête
10	2650	2000	62/2	670			510	impact tête
11	490	380	42/2	880	840		620	
12	1900	1300	56/2	850	1120			
13	4650	3500	100/2					rupture - violent impact
14	2600	1750	80/2	670				
15	970	600	105/1					
16	1000	670	36/1	650	880	630		
18	770	500	82	1800		850		rupture
19	1070	870	70	1170	1500	1200		impact tête
25	410	335						
26	350	310	34	630	660		260	
27	490	445	40	580	700	540		
30	2600	1750	51					
33	415	265	52	210	550	230	340	
34	480	345	23	520		240	310	
35	250	185	37	380	440	200		
40	550	420	26	420	680	260	510	mesure thorax:D 1
41	1040	930	40	370	610	370	310	
44	570	490	50	560	740		580	
47	650	510	50	550		195	460	
53			10/1	430			260	
54				400	400	255	240	

Note : γ thorax(g):max. résultante, 3ms, 180 HZ- 2° chiffre = n. des composantes mesurées.

- F1: effort au-dessus épaule (daN); F2 plancher milieu; F3 plancher extérieur; F4 baudrier bas.