



CAHIERS

D'ÉTUDES

**INFLUENCE DE L'ÉTAT
DE LA MUSCULATURE CERVICALE
SUR LE COMPORTEMENT DYNAMIQUE
DU SYSTÈME TÊTE-COU DU BABOUIN
ÉTUDE EXPÉRIMENTALE SUR BANC D'ESSAIS
ET MODÉLISATION**

*Bulletin n° 39
Octobre 1976*

**CDAT
15062**

L'ORGANISME NATIONAL DE SÉCURITÉ ROUTIÈRE
est une association ayant pour objet de procéder aux études et recherches de toutes natures sur les accidents de la circulation routière et sur les mesures destinées à accroître la sécurité de cette circulation, ainsi que de promouvoir toutes activités ayant le même sujet. Les Ministères intéressés à la sécurité routière sont représentés dans son Conseil d'Administration.

Président : H. Larrieu

Directeur : M. Halpern Herla.

*Les bulletins peuvent être reproduits librement sous réserve que l'origine :
" Cahiers d'Etudes de l'Organisme National de Sécurité Routière "
soit mentionnée.*

Siège social : 244, boulevard Saint-Germain, 75007 Paris.

Administration : avenue du Général-Malleret - Joinville, 94114 Arcueil Cédex.

**INFLUENCE DE L'ÉTAT DE LA MUSCULATURE CERVICALE
SUR LE COMPORTEMENT DYNAMIQUE DU SYSTEME TÊTE-COU DU BABOUIN
ÉTUDE EXPÉRIMENTALE SUR BANC D'ESSAI ET MODÉLISATION ***

J.-P. VERRIEST - F. MARTIN

chargés d'études au laboratoire des chocs et de Biomécanique

P. VIVIANI

Conservatoire National des Arts et Métiers - Paris

SOMMAIRE

	Pages		Pages
1 — INTRODUCTION	4	IV.5 Interprétation des résultats	32
2 — SUJETS D'EXPÉRIENCE	6	IV.5.1 Utilisation d'un plastron rigide	32
II.1 Choix de l'animal	6	IV.5.2 Sujets d'expérience	32
II.2 Particularités morphologiques et anatomiques du babouin	6	IV.5.3 Influence de la posture initiale	33
II.3 Caractéristiques physiques du babouin	7	IV.5.4 Action de la musculature	34
3 — MÉTHODES	12	5 — MODÈLE	36
III.1 Le banc d'essais	12	V.1 Hypothèses simplificatrices	36
III.2 Contention de l'animal	12	V.2 Description du modèle	36
III.3 Acquisition des données cinématiques	13	V.3 Equations des mouvements	36
III.3.1 Capteurs d'accélération	13	V.4 Méthode de détermination des paramètres et de simulation	37
III.3.2 Mesure des déplacements	13	V.5 Résultats	
III.3.3 Dépouillement des données	14	V.5.1 Résultats obtenus avec les valeurs des paramètres issues directement du calcul	38
III.4 Variation de la tonicité musculaire	16	V.5.2 Résultats après ajustement des paramètres	40
III.4.1 Hypertonie	16	V.6 Discussion	40
III.4.2 Hypotonie	16	6 — CONCLUSION	44
III.4.3 Tonicité normale	16	BIBLIOGRAPHIE	45
III.5 Détermination expérimentale des paramètres biomécaniques	16	ANNEXE 1 : Méthode de détermination du centre instantané de rotation	A1
III.5.1 Mesure de la masse	16	ANNEXE 2 : Détermination des positions anatomiques de O1 et O2	A2
III.5.2 Positions des centres de gravité	16	ANNEXE 3 : Courbes représentant les déplacements angulaires du cou par rapport au thorax (1) de la tête par rapport au thorax (2) et de la tête par rapport au cou ($\theta = \theta - \theta_1$) pour 5 vitesses et 3 états	A4
III.5.3 Détermination des moments d'inertie	17	ANNEXE 4 : Calcul de l'accélération angulaire de la tête	A7
4 — RÉSULTATS	19	ANNEXE 5 : Détermination de la vitesse et la décélération à partir du déplacement angulaire	A8
IV.1 Protocole expérimental	19	ANNEXE 6 : — Evaluation des paramètres viscoélastiques à partir des équations du mouvement	A10
IV.2 Analyse statistique des résultats	19		
IV.3 Analyse descriptive et quantitative des mouvements	19		
IV.3.1 Déplacements	10		
IV.3.2 Accélération	27		
IV.4 Limitations imposées par le dispositif expérimental	28		
IV.4.1 Reproductibilité des essais	28		
IV.4.2 Reproductibilité des mesures	31		

* Etude financée par la Direction des Routes et de la Circulation Routière. Les premières expériences ont été réalisées sous la conduite du Dr BANDET.

I. INTRODUCTION

Les traumatismes du crâne et du rachis cervical occasionnés par les accidents de la circulation ont été décrits par de nombreux auteurs. Ainsi, on connaît bien maintenant dans quelles circonstances ils se produisent et quels en sont les mécanismes (LAVARDE, 1966). Les conséquences de ces traumatismes sont généralement graves en raison des fonctions essentielles qu'assurent les organes portés par la tête et le cou.

Pourtant, en dépit des nombreuses études qui ont été consacrées à ce problème, on ne sait toujours pas comment prévenir l'apparition de ces traumatismes. L'appui-tête évite seulement l'hyperextension en cas choc arrière. L'utilisation de la ceinture de sécurité, dans un choc frontal, empêche normalement le corps, et plus spécialement la tête, d'entrer en contact avec l'habitacle, réduisant ainsi le risque de blessure grave ou de mort de plus de 30 % (GARRETT, 1962; SYSTERMANS, 1974). Mais, si elle permet d'éviter les blessures par impacts directs de la tête; elle favorise par contre les mouvements relatifs de la tête par rapport au thorax, et dans le "seat belt syndrome" de SHENNAN (1973), on retrouve les blessures du cou par flexion-extension. On sait par ailleurs que les blessures de la tête peuvent apparaître sans qu'il y ait impact de celle-ci. La protection du segment tête-cou ne se réduit donc pas simplement à prévenir les impacts directs de la tête, mais consiste à atténuer les efforts appliqués au cou et à limiter les accélérations subies par la tête.

Il ne semble pas possible d'adopter un système de maintien spécifique de la tête qui serait sans doute le meilleur moyen de protection mais serait inapplicable en raison des contraintes qu'il imposerait (GURDJIAN, 1973). Il faut donc se tourner vers d'autres solutions : adapter à la dynamique du système tête-cou les performances des systèmes de retenue présents et à venir, et examiner les possibilités de réduire les risques de blessures par l'adoption de postures mieux adaptées (STAPP, 1963) ou en favorisant l'action dissipatrice d'énergie des systèmes musculaires (ARMSTRONG, 1968). Ceci implique de connaître avec précision le comportement dynamique du système tête-cou, lors de l'application de décélérations de forte amplitude.

Dans ce travail, on s'est efforcé de décrire ce comportement dynamique en prêtant une attention particulière au problème de l'influence de la musculature. Ce paramètre qui, dans les conditions normales, détermine la dynamique au même titre

que la masse (ou l'inertie), est susceptible de varier considérablement. En effet, la raideur musculaire est nulle chez un passager endormi, mais peut être par contre très grande chez le conducteur qui anticipe le choc et se contracte volontairement. De plus, on sait que la musculature peut dissiper une part non négligeable de l'énergie cinétique au cours d'un choc. Pour les membres inférieurs, cette capacité d'absorption a été évaluée à 20 % de l'énergie cinétique du corps entier (ARMSTRONG) si le temps de préparation est suffisamment long (MELVILL JONES, 1971). En fait, l'action de la musculature n'apparaît pas comme un paramètre négligeable et il semble indispensable d'en tenir compte lorsqu'on aborde le problème de la protection de l'ensemble tête-cou. Or, actuellement, le mannequin anthropométrique, qui reste l'outil le plus fréquemment utilisé pour tester les moyens de retenue, ne permet pas de rendre compte de cette action musculaire. Les premières tentatives visant à inclure dans un cou de mannequin une raideur équivalente à celle de la musculature, sont très récentes et incomplètes (CULVER, 1972; MELVIN, 1972).

Par ailleurs les quelques modèles mathématiques où la fonction musculaire est représentée, utilisent non pas des données biomécaniques musculaires mesurées au niveau du cou, mais d'autres données relatives au membre inférieur (BOWMAN, 1972) ou au membre supérieur (SOECHTING, 1973) et modifiées en conséquence.

C'est pourquoi, on a essayé de déterminer expérimentalement des valeurs de raideur et d'amortissement correspondant à l'action de la musculature cervicale dans différents états physiologiques. Pour faciliter l'analyse des résultats et pour permettre leur présentation sous une forme simple, on a utilisé un modèle mathématique simple du système tête-cou. En schématisant volontairement ce système, on s'est réservé la possibilité d'appliquer ultérieurement, au mannequin anthropomorphe, les données obtenues. Bien sûr certains aspects du comportement dynamique du système ont nécessairement été négligés et le champ d'application du modèle est par conséquent limité. Il faut noter cependant qu'il n'était pas prévu de bâtir un modèle exhaustif du système tête-cou, mais plutôt d'acquérir un outil de travail permettant d'analyser aisément l'influence de certains paramètres difficilement contrôlables par l'expérience.

Pour étudier ce comportement dynamique, plusieurs possibilités étaient offertes entre lesquelles il fallait opérer des choix :

- 1) En ce qui concerne la valeur de la force appliquée on pouvait se placer, soit à un faible niveau, soit à un niveau plus élevé.
- 2) Quant au mode d'application de la force, on pouvait, soit l'appliquer directement sur la tête, soit mettre à profit la force d'inertie de celle-ci en appliquant une force au corps entier.

Dans la première, il a paru indispensable de se placer dans des conditions de force de grande amplitude car, en raison du caractère non linéaire des

paramètres mesurés, raideur et viscosité (cf VIVIANI et BERTHOZ, 1975), il paraît difficile d'extrapoler aux grands déplacements, les résultats obtenus pour de petits déplacements. De plus, en appliquant des forces de grande amplitude, il était possible éventuellement d'atteindre le niveau lésionnel. Dans la seconde, l'application de la force directement sur la tête a été écartée en raison des problèmes que pose le couplage entre le dispositif qui produit la force et la tête, pour des niveaux de force élevés. Par ailleurs, l'autre solution permet de se rapprocher beaucoup plus des conditions réelles de choc automobile.

La méthode qui a été finalement retenue est semblable à celle qui a été utilisée entre autres par STAPP (1951), MERTZ (1971), CLARKE (1971), EWING (1973), HENDLER (1974), tant pour l'homme que pour l'animal ou le cadavre. Elle consiste à reproduire, sur banc d'essais dynamiques, des chocs de type automobile, au moyen d'un chariot et d'un système d'arrêt permettant d'appliquer au corps

entier des décélérations de forme et d'amplitude voulues.

L'animal a été retenu comme sujet d'expériences. L'homme a été éliminé pour deux raisons : tout d'abord, les vitesses et les décélérations que l'on se proposait d'atteindre étaient trop élevées pour que des volontaires puissent en supporter les effets sans risques. D'autre part, on se réservait de cette façon la possibilité de modifier artificiellement l'état de la musculature, notamment par stimulation électrique. Enfin, il semblait préférable dans un premier temps de se restreindre à l'examen d'un nombre limité de situations expérimentales simples pour un petit nombre de sujets afin de pousser l'analyse en profondeur. C'est pourquoi, bien qu'il semble que les mouvements latéraux soient la cause de blessures graves, seuls les mouvements effectués dans le plan sagittal ont été retenus. L'état de la musculature a été envisagé sous trois formes : absence de tonus musculaire, tonus normal, et contraction tétanique obtenue par stimulation électrique.

II.2. PARTICULARITÉS MORPHOLOGIQUES ET ANATOMIQUES DU BABOUIN

Comparé à l'homme, le babouin présente un certain nombre de différences morphologiques et anatomiques.

Morphologie : Sur le plan morphologique, la principale différence affecte la partie supérieure du corps. On constate un effacement des épaules qui se rapprochent sur l'avant et un rétrécissement latéral du thorax. Celui-ci se prolonge vers le haut sans discontinuité par un cou très puissant de forme tronconique. Enfin, la tête serait relativement petite si elle n'était pas prolongée par des maxillaires très importants. Les membres postérieurs, sans être très différents de ceux de l'homme, sont plus courts, à cause de l'adaptation à la locomotion quadrupédale.

Anatomie : Le squelette du babouin comporte sensiblement les mêmes éléments que celui de l'homme. Si le nombre total de vertèbres est différent, l'importance relative des différentes régions de la colonne vertébrale (cervicale, thoracique et lombaire) entre elles, reste la même (cf SCHULTZ, 1961). Les vertèbres cervicales sont au nombre de 7; leur taille est petite. Leur forme générale est la même que chez l'homme. On note toutefois un développement très important des apophyses transverses et épineuses qui laissent deviner un système musculaire puissant comme on le verra plus loin. Le crâne est relativement petit comparé à la face. Sa capacité est de 165 cm³ contre 1 200 en général chez l'homme.

II. SUJETS D'EXPÉRIENCE

II.1. CHOIX DE L'ANIMAL

Il fallait substituer à l'homme un animal de grande taille capable de maintenir une posture assise et présentant des caractères morphologiques anatomiques et physiologiques proches de ceux de l'homme.

Les singes anthropomorphes tels le Chimpanzé ou l'Orang-Outang, qui sont les animaux les plus proches de l'homme à de nombreux points de vue, ont été écartés en raison des problèmes que pose leur approvisionnement, leur maintien en captivité et aussi en raison de leur coût excessif.

Les singes Cynomorphes, groupe très voisin, sont plus éloignés de l'homme mais, en contrepartie, leur utilisation s'avère beaucoup moins contraignante. C'est pourquoi, le babouin, ainsi que le macaque, bien que plus petit, qui présentent tous deux les caractéristiques énoncées plus haut, ont été largement utilisés pour les études de biomécanique. Le babouin qui a servi notamment aux études de CLARKE et Al. (1970, 1971), de PORTNOY et Al. (1970), de SNYDER (1966, 1968), de KING (1971) et de Mc.ELHANEY (1971), a été finalement retenu.

En comptant la pré-expérimentation, au total sept babouins (*papio papio*) adultes, 6 mâles, 1 femelle, dont le poids varie entre 10 et 24 kg, ont été utilisés.

La musculature du babouin, d'une façon générale, est beaucoup plus puissante que celle de l'homme : à longueur égale, le diamètre et la masse des segments autres que le tronc du babouin, sont supérieurs à ceux de l'homme. Au niveau du cou, notamment, la tunique musculaire est très importante, tant pour les fléchisseurs que pour les extenseurs, comme on peut le constater sur une coupe du cou (cf fig. 2.1). On y retrouve sensiblement les mêmes muscles que chez l'homme, mais ceux-ci ont pris un développement plus grand. En effet, en raison de la position du centre de gravité de la tête par rapport au point d'appui sur la colonne vertébrale, les extenseurs ont à équilibrer une force importante (cf VALLOIS, 1928), alors que chez l'homme, ce travail est relativement minime (cf GRAY, 1966). Ce travail musculaire est encore plus grand lorsque l'animal n'est plus au repos, en position assise, mais en déplacement, la colonne vertébrale étant alors quasiment horizontale. Ce développement musculaire, par ailleurs, est lié à la croissance des apophyses épineuses et transverses des vertèbres et de la crête occipitale du crâne sur lesquelles s'insèrent ces muscles.

II.3. CARACTÉRISTIQUES PHYSIQUES DU BABOUIN

Dimensions corporelles.

La figure 2.2, et le tableau qui l'accompagne, permettent de se rendre compte des différences morphologiques énumérées plus haut. La figure 2.3 donne une description plus détaillée de l'ensemble tête-cou.

Répartition de la masse corporelle

La distribution, entre les différents segments, de la masse du corps est comparable à celle de l'homme (cf tableau 2.1).

On note que la masse de l'ensemble tête-cou est plus importante chez le babouin que chez l'homme (12 % du poids du corps contre 8 % environ) alors

que la répartition de cette masse entre tête et cou reste la même (cf tableau 2.2).

Position des centres de gravité.

Les centres de gravité de la tête, du cou et de l'ensemble tête-cou du babouin ont été mesurés et comparés à ceux de l'homme. La fig. 2.4 montre que le centre de gravité de la tête se trouve très en avant de l'axe de rotation de la tête sur la colonne vertébrale (40 mm) chez le babouin alors que chez l'homme il se trouve situé quasiment au-dessus de ce même axe de rotation.

Moments d'inertie

Seuls les moments d'inertie par rapport aux axes transversaux passant par les centres de gravité de la tête, du cou et de l'ensemble tête-cou ont été calculés. Les résultats sont regroupés dans le tableau 2.3.

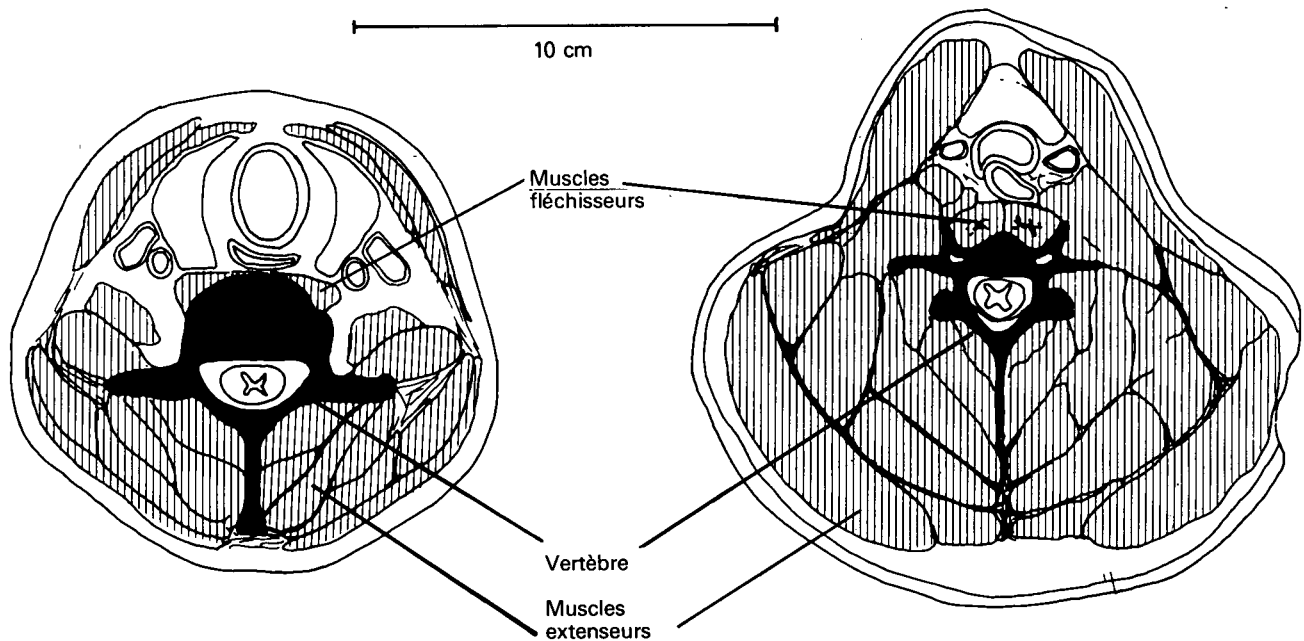


FIG. 2-1

Section du cou passant par C₆.

- à gauche : homme (d'après BOUCHET, 1971 ; modifié)
- à droite : babouin (d'après une coupe réelle)

		BABOUIN		HOMME *	
		masse (g)	% du total	% du total	
Masse corporelle totale		20 925	100	100	
Thorax + abdomen		8 820	42,2	50	
Tête + cou		2 516	12,03	7,90	
Tête		1 726	8,25	—	
Cou		790	3,78	—	
Membre Supérieur	bras	gauche	973	4,64	2,77
		droit	1 066	5,09	2,77
	avant-bras + main	gauche	587	2,8	2,22
		droit	577	2,75	2,30
Total		3 203	15,32	10,02	
Membre Inférieur	cuisse	gauche	2 370	11,32	9,95
		droite	2 576	12,32	9,86
	jambe + pied	gauche	700	3,34	6,21
		droite	739	3,53	6,16
Total		6 385	30,55	32,38	
* d'après DEMPSTER (1955).					

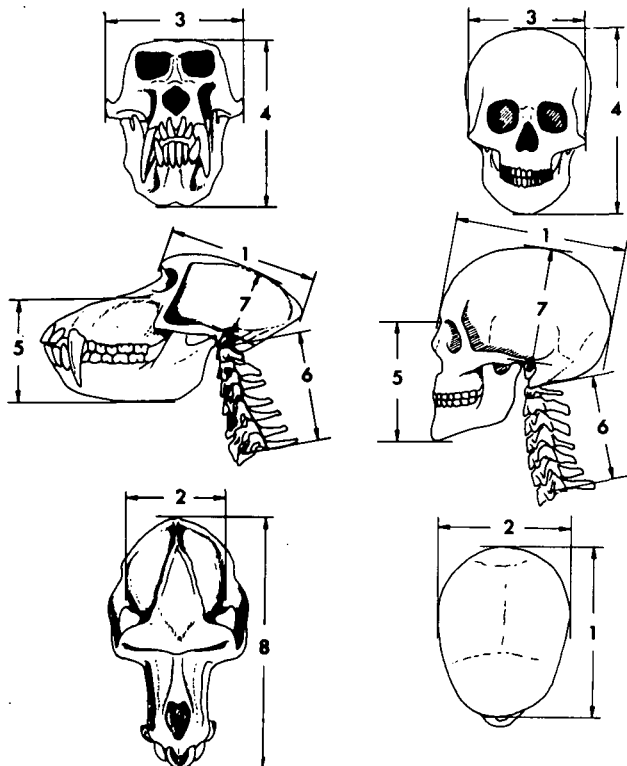
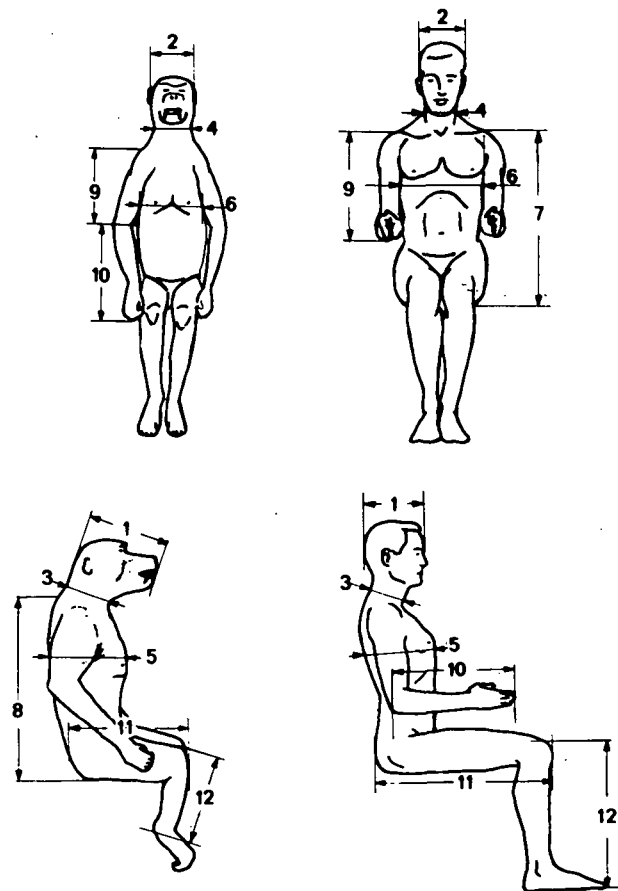
TABLEAU 2.1
Répartition de la masse corporelle entre les différents segments, chez le babouin et chez l'homme

Réf. fig.	Dimensions	Babouin	Homme
1	Longueur tête	20,3	19,8
2	Largeur tête	11,9	13,1
3	Ø antéro-postérieur cou	13,5	12,6
4	Ø latéral cou	14	12,4
5	Ø antéro-postérieur thorax	19,5	22,6
6	Ø latéral thorax	18	29
7	Hauteur épaule-fesses		60
8	Hauteur épine T ₁ -fesses	50	
9	Longueur bras	23	35,8
10	Longueur avant-bras + main	34	46,5
11	Longueur cuisse	25	59,4
12	Longueur genou-talon	26	54,6

* d'après WALKER (1973) * d'après DAMON et al. (1966)

FIG. 2-2

Principales dimensions corporelles du babouin comparées à celles de l'homme



Réf. Fig.	Dimensions (en cm)	Singe	Homme
1	Longueur tête (crête occipitale-bord frontal)	11,6	19,8*
2	Largeur tête (bipariétale)	7,7	15,6*
3	Largeur tête (bizygomatique)	11,9	13,1*
4	Hauteur tête (maxillaire - vertex)	12,2	25,2**
5	Hauteur face	9,2	12,6*
6	Longueur colonne cervicale (chainon O ₁ O ₂)	7,5	9,8**
7	Hauteur crâne (méat auditif - vertex)	5,8	12,9*
8	Longueur tête (crête occipitale-maxillaire)	20,3	—

* D'après WALKER et Al., (1973),
** D'après HERTZBERG cité par TARRIERE, (1969).

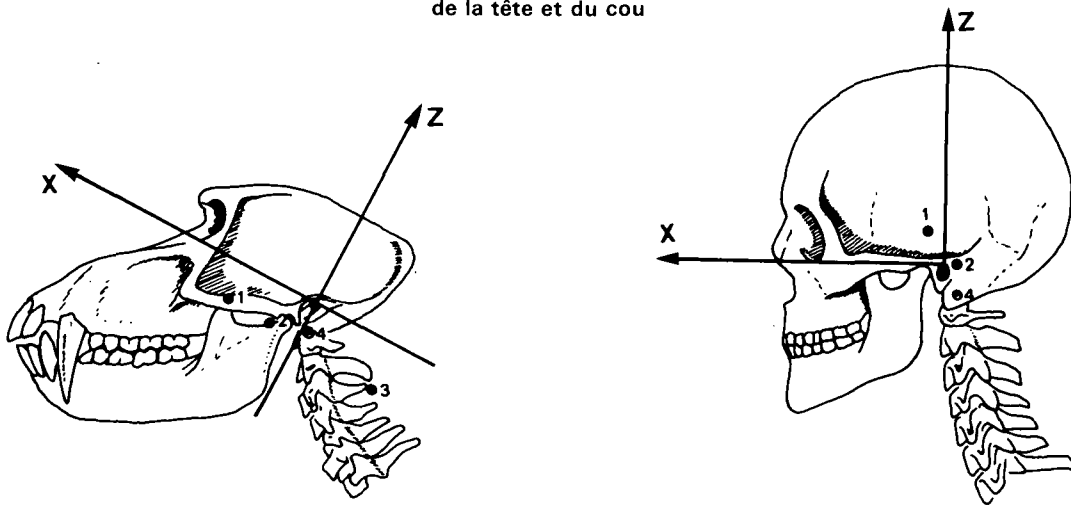
FIG. 2-3

Caractéristiques dimensionnelles de l'ensemble tête-cou de l'homme et du babouin

	BABOUIN			HOMME *		
	Masse (g)	%	% masse corporelle	Masse (g)	%	% masse corporelle
Tête + cou	2 516	100 %	12 %	5 820	100 %	8,8 %
Tête	1 726	68,6 %	8,2 %	3 930	67,5 %	5,9 %
Cou	790	31,4 %	3,8 %	1 890	32,5 %	2,8 %

* D'après WALKER et al. (1973).

TABLEAU 2-2
 Comparaison entre l'homme et le babouin
 des valeurs de masse de l'ensemble tête-cou
 de la tête et du cou



	Babouin		Homme	
	X (mm)	Z (mm)	X (mm)	Z (mm)
1 c.d.g. tête seule	41,5	18	8,89	22,25
2 c.d.g. tête - cou	16	- 21,5	- 8,18	- 1,89
3 c.d.g. cou seul	- 44	- 28	-	-
4 Axe de rotation O ₂	- 2	- 18	- 12,5	- 22,4

* D'après WALKER et al. (1973).
 ** Calculé à partir des données de SALMON (1972).

FIG. 2-4
 Coordonnées des centres de gravité de la tête et du cou
 par rapport au repère de Francfort
 chez le babouin et chez l'homme

	Tête		Tête + cou		Cou	
	Masse	Inertie	Masse	Inertie	Masse	Inertie
Homme *	3,93	0,0235	5,82	0,0453	—	—
Singe	1,726	0,0064	2,516	—	0,790	0,0011
* D'après BECKER (1972).						

TABLEAU 2-3
Propriétés inertielles de la tête, du cou et de l'ensemble tête-cou chez l'homme
et chez le babouin

— masse en kg
— inertie en m². kg par rapport à l'axe transversal passant par le centre de gravité)

III. MÉTHODES

III.1. LE BANC D'ESSAIS (cf fig. 3.1)

Le banc d'essais permet de simuler des chocs de type automobile. Il se compose de trois éléments essentiels qui sont :

- le chariot à structure rigide en acier portant l'ensemble du siège et de l'animal et qui se déplace sur un chemin de roulement horizontal. Sa masse est de 420 kg, donc très supérieure à celle de l'animal ;
- le système de lancement qui permet de propulser l'ensemble chariot et animal à une vitesse maximale de 80 km/h pour une course d'élan

d'environ 25 mètres. L'énergie nécessaire au lancement est d'abord stockée dans un volant d'inertie puis transmise au chariot par l'intermédiaire d'un embrayage et d'un tambour sur lequel vient s'enrouler le câble qui tire le chariot ;

- le système d'arrêt constitué par des olives en acier qui pénètrent en force dans les tubes en élastomère. Le diamètre des olives et le profil longitudinal des tubes permettent de programmer la forme de la décélération appliquée au chariot.

La forme, la durée et l'amplitude de l'onde de décélération dépendent à la fois du profil et du nombre de tubes en élastomère utilisés, de la masse lancée et de la vitesse de lancement.

Pour la présente série d'expériences, seule la vitesse de lancement a varié. Les valeurs de durée et d'amplitude de la décélération subies par le chariot pour chaque vitesse, sont portées dans le tableau 3.1. Par ailleurs, la figure 3.2 montre l'allure de l'onde de décélération. Cette même courbe est aussi représentée sur la figure 3.5 parmi d'autres tracés.

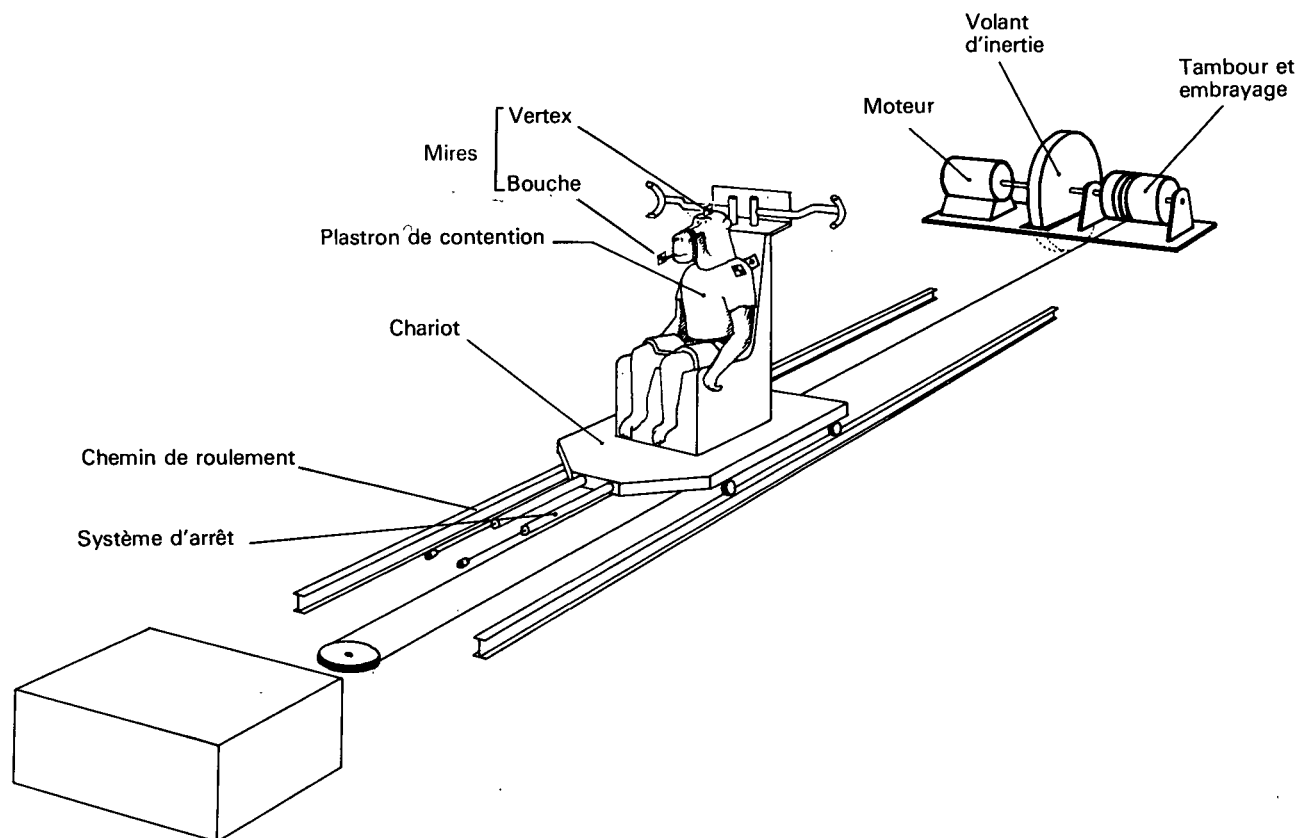


FIG. 3-1

Le banc d'essais dynamiques

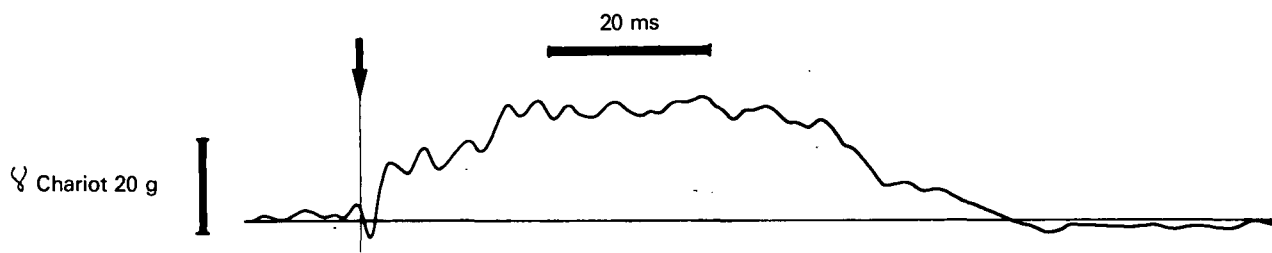


FIG. 3-2
 Forme typique de l'onde de décélération appliquée au chariot
 (essai 85; voir aussi fig. 3-5)

Décélération maximale du chariot (g)	Durée moyenne (ms)	Vitesse de lancement (km/h)
12	48,5	12
15	50,1	18
20	67,4	30
22,5	72,7	35
22,5	80,5	40

TABEAU 3-1

Valeurs de durée et d'amplitude de la décélération appliquée au chariot en fonction de la vitesse de lancement

III.2. CONTENTION DE L'ANIMAL

Elle a pour but de solidariser parfaitement au siège, c'est-à-dire à la structure du chariot, le corps de l'animal, à l'exception de la tête et du cou qui subissent ainsi une accélération relative par rapport au reste du corps. Pour cela, le thorax de l'animal est maintenu par un plastron rigide moulé sur son corps. D'autres pièces moulées immobilisent le bassin et les membres inférieurs. Ces pièces ont été réalisées en résine polyester armée.

Des essais préliminaires ont montré l'importance de la position de la tête au début du choc. Afin de contrôler cette position, il a été conçu un dispositif électro-mécanique de maintien de la tête qui libère cette dernière quelques millisecondes avant le choc. La figure 3.3 montre le système de contention mis en place sur le babouin.

III.3. ACQUISITION DES DONNÉES CINÉMATIQUES

Une pré-expérimentation a montré que les mouvements se déroulaient exclusivement dans le plan sagittal. Aussi, les données cinématiques des mouvements ont été recueillies en deux points de la tête (vertex et bouche) situés dans ce même plan, repérés anatomiquement de façon précise par radiographie.

Deux techniques de mesure complémentaires ont été utilisées. D'une part, l'accélération est détectée par des accéléromètres. D'autre part, les déplacements de la tête sont enregistrés par cinématographie rapide. Les avantages respectifs des deux techniques seront discutés plus loin (cf paragraphe IV.4.2., "Reproductibilité des Mesures").

III.3.1. Capteurs d'accélération.

Ils ont été choisis en raison de leur faible masse de façon à ne pas introduire de modification dans la dynamique des mouvements. Ce sont des capteurs piézo-résistifs de marque ENDEVCO type 22.64/150 pesant un gramme chacun, dont la sensibilité est de 2,5 mV/g pour une étendue de mesure de ± 150 g. La bande passante va de 0 à 800 Hz. Pour les raisons qui ont été exposées plus haut, seules les accélérations dans le plan sagittal ont été mesurées. En chaque point de mesure, deux capteurs ont été fixés sur un trièdre trirectangle de façon à ce que leur directions de mesure soient perpendiculaires l'une par rapport à l'autre. Ces trièdres ont été eux-mêmes fixés sur le crâne de l'animal de telle façon que la

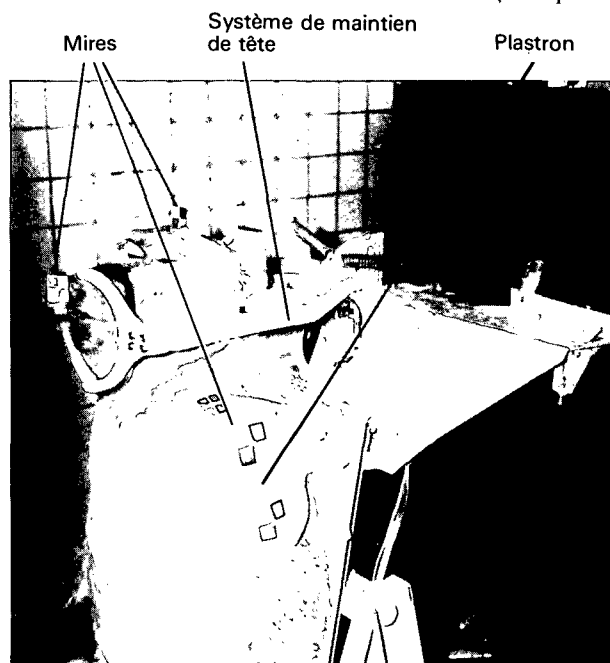


FIG. 3-3
 Contention de l'animal sur le siège

direction des capteurs par rapport à celui-ci reste constante au cours des différents essais.

La fixation sur le crâne est réalisée au niveau du vertex, par l'intermédiaire d'une plaque en acier inoxydable, vissée dans l'os, laissée à demeure pour toute la durée des essais et sur laquelle le trièdre est rapporté avant chaque série d'essais. Deux plots de centrage, situés sur la plaque et s'adaptant à la face inférieure du trièdre, permettent d'effectuer une pose rapide et garantissent l'orientation constante du trièdre par rapport au crâne (cf fig. 3.4).

Pour les capteurs bouche, le trièdre est rendu solidaire des maxillaires au moyen d'une armature métallique noyée dans un moulage de la cavité buccale. Ce moulage est réalisé à chaud (environ 55°) au moyen d'une pâte dentaire qui durcit à la température de l'animal (cf fig. 3.4). Les maxillaires sont maintenus serrés par un collier en matière plastique qui prend appui sur l'arête nasale osseuse et permet donc à l'animal de respirer normalement.

Ces systèmes permettent de positionner les capteurs rapidement avec une assez bonne précision. La fig. 3.5, qui représente les signaux d'accélération enregistrés au cours d'un essai par cette technique, montre l'absence de vibrations mécaniques parasites sur les tracés sauf, comme on le verra plus loin, lors de l'impact de la tête sur le plastron de contention.

III.3.2. Mesure des déplacements

Chacun des points où s'effectue la mesure des accélérations est repéré par une mire collée sur la face latérale du trièdre. Cette mire visualise également les axes de mesure des capteurs. L'enregistrement du déplacement des mires est obtenu au moyen d'une caméra HITACHI de format 16 mm, type 16HM, tournant à la cadence moyenne de 2000 images/seconde. Pour un phénomène d'une durée de 60 millisecondes on dispose ainsi d'environ 120 images. Le repérage du temps s'effectue à 0,5 ms près par l'intermédiaire d'un chronoscope situé en permanence dans le champ de la caméra (cf figure 3.6). Pour tous les essais, la caméra a été placée perpendiculairement à l'axe du déplacement du chariot, à une distance suffisante pour ne pas tenir compte des erreurs de parallaxe. La caméra est déclenchée automatiquement avant le début du choc. Un contact fermé par le passage du chariot permet de repérer l'instant initial t_0 correspondant au début du choc, en déclenchant un flash détecté par le film et en marquant un top sur le papier d'enregistrement des courbes d'accélération. Ce dispositif permet de synchroniser les deux types d'enregistrement, film et courbes, qui présentent chacun leur propre base de temps.

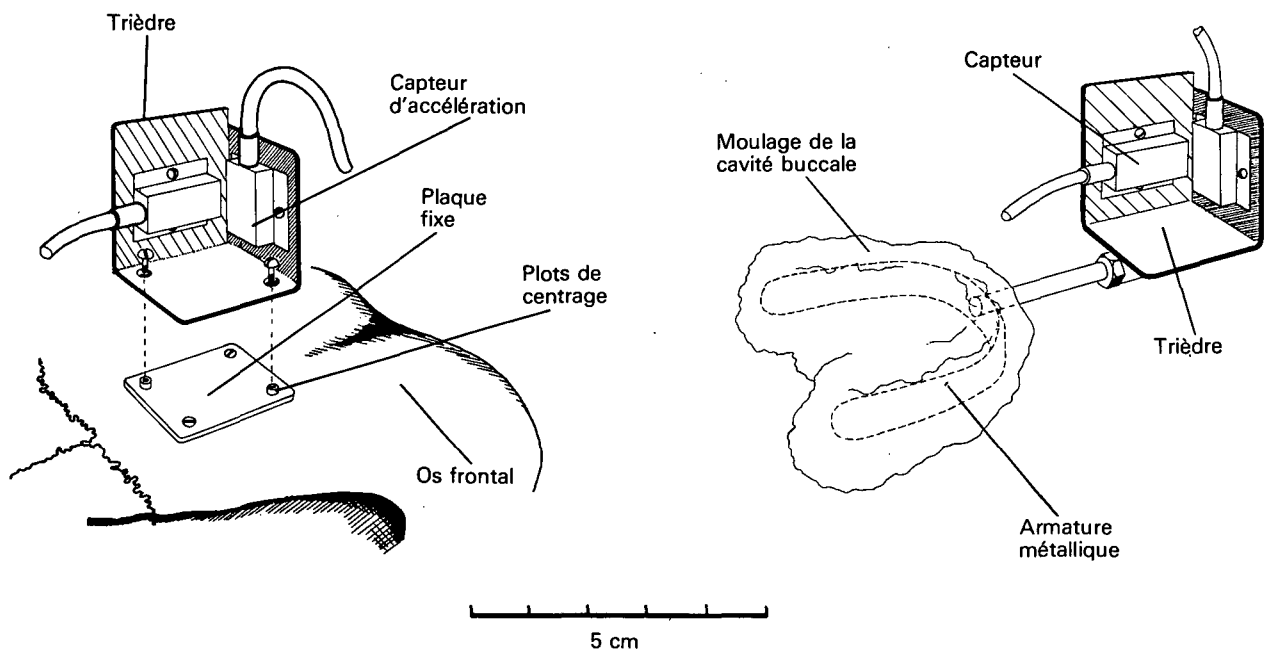


FIG. 3-4

Fixation des capteurs sur la tête du babouin
 - à gauche : au sommet du crâne,
 - à droite : au niveau de la bouche.

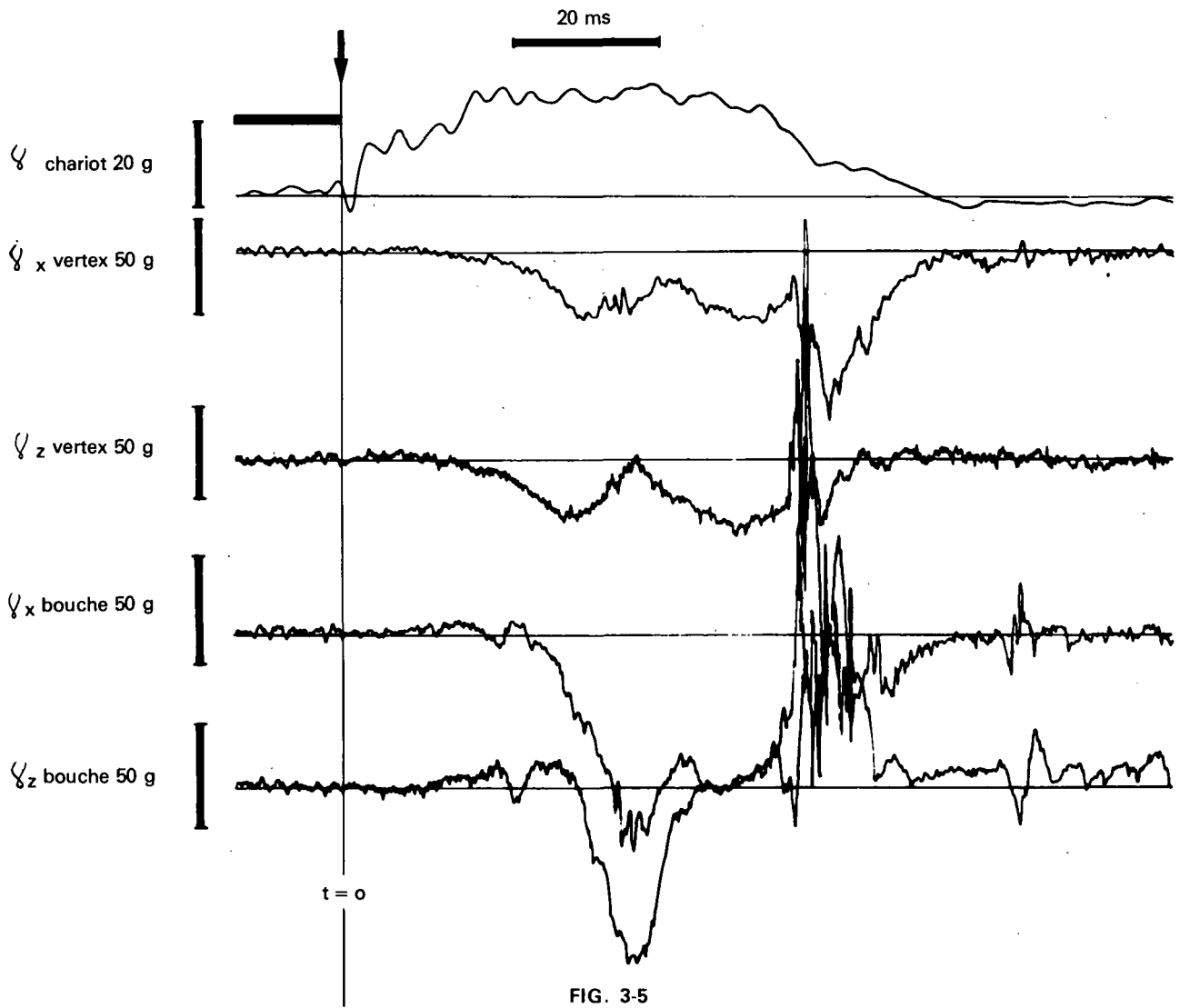


FIG. 3-5
Enregistrement des composantes linéaires de l'accélération pour un essai réalisé à 40 km/h (état hypo)

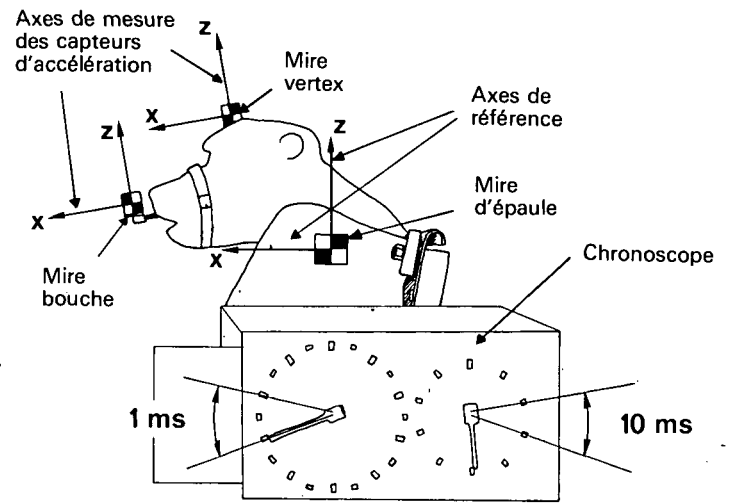
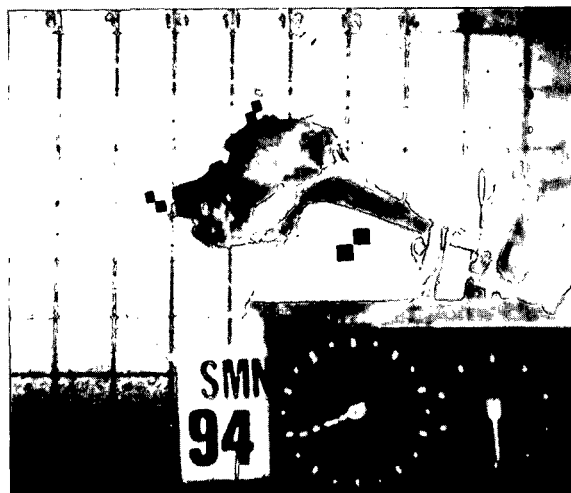


FIG. 3-6
Repères utilisés pour le dépouillement des films

III.3.3. Dépouillement des données

La quantification des informations est réalisée au moyen d'un analyseur BENSON composé d'une visionneuse à grand écran, équipé d'un réticule mobile, et d'un lecteur de courbes. Les coordonnées des points visés, soit sur la visionneuse, soit sur le lecteur, sont automatiquement affichées, imprimées et perforées, soit sur carte, soit sur ruban. Les données cinématiques obtenues sont ensuite traitées par un ordinateur CII IRIS 80 - 256 Koctets.

III.4. VARIATION DE LA TONICITÉ MUSCULAIRE

Pour mettre en évidence l'influence de l'état de la musculature cervicale sur la dynamique du système tête-cou, trois états particuliers du tonus musculaire ont été choisis :

- hypertonicité,
- tonicité dite normale,
- hypotonicité.

III.4.1. Hypertonicité

L'hypertonicité est provoquée artificiellement, un peu avant le choc, par stimulation électrique directe des muscles extenseurs de la tête et du cou. Cette stimulation consiste à appliquer par l'intermédiaire d'une paire d'électrodes-aiguilles implantées dans les muscles à la hauteur de C4-C5, de part et d'autre de la colonne cervicale, des impulsions électriques rectangulaires d'amplitude 20 V, d'une largeur de 7 ms à la fréquence de 70 Hz. Cette stimulation donne une contraction tétanique maximale et globale des extenseurs cervicaux. En aucun cas la mise en jeu sélective d'un muscle ou d'un autre n'a été recherchée.

III.4.2. Hypotonicité

Pour les essais d'hypotonicité, les animaux sont anesthésiés à l'EPONTOL, qui est une solution de propanidide à 5 %. Cet anesthésique intraveineux, injecté juste avant le lancer, provoque en quelques secondes une narcose de durée très brève. On obtient 3 à 4 minutes après l'injection la dissipation des effets de l'anesthésique et une restitution intégrale de l'activité motrice.

III.4.3. Tonicité normale

La manipulation et la préparation des animaux nécessitant une anesthésie, les essais "normaux" ont été effectués après une période de récupération permettant aux sujets de retrouver une activité normale marquée notamment par une certaine agressivité.

III.5. DÉTERMINATION EXPÉRIMENTALE DES PARAMÈTRES BIOMÉCANIQUES

Les paramètres biomécaniques des segments impliqués dans les équations du modèle ont été déterminés sur le cadavre après la série d'essais dynamiques.

Le singe, sacrifié par une dose massive d'anesthésique, a été congelé sur son siège dans une posture aussi proche que possible de celle adoptée au cours des essais dynamiques. L'ensemble singe + siège était placé horizontalement, pendant la congélation, de façon à éviter que la masse liquidienne ne reflue vers les régions postérieures de l'animal.

Après congélation, les principales dimensions corporelles ont été mesurées, puis le corps a été segmenté, à l'aide d'une scie, en plusieurs tronçons qui sont : tête, cou, thorax + abdomen, membres supérieurs, membres inférieurs (cf figure 3.7).

Les sections ont été réalisées de façon que les plans de coupe passent par le centre des articulations joignant deux segments fonctionnels. Ainsi, pour le système tête-cou, les sections passent, l'une par l'extrémité supérieure du corps de T₁ (1^{re} vertèbre thoracique), l'autre par l'articulation entre le crâne et C₁. Ces articulations ont été repérées auparavant par radiographie à l'aide de repères radio-opaques.

III.5.1. Mesure de la masse

La masse corporelle totale a été mesurée à 10 g près avant et après congélation à l'aide d'une bascule. Après segmentation, les différentes parties du corps ont été pesées séparément au gramme près avec une balance de précision.

III.5.2. Position des centres de gravité

La position du centre de gravité de chaque segment a été déterminée par une méthode classique de suspension. Il a été admis que chacun des segments possède un plan de symétrie. Le plan est sagittal pour la tête, le cou et l'ensemble thorax + abdomen; pour les membres, ce plan est parallèle au grand axe ainsi qu'à l'axe antéro-postérieur du segment. Le centre de gravité appartient à ce plan de symétrie et on a donc suspendu chaque segment par trois points situés dans ce plan.

Pour chaque suspension, un cliché radiologique du segment a été pris, le plan du film étant parallèle au plan de symétrie. Un fil de plomb donnait la verticale et des repères radio-opaques disposés sur le segment permettaient ensuite de superposer les trois clichés obtenus.

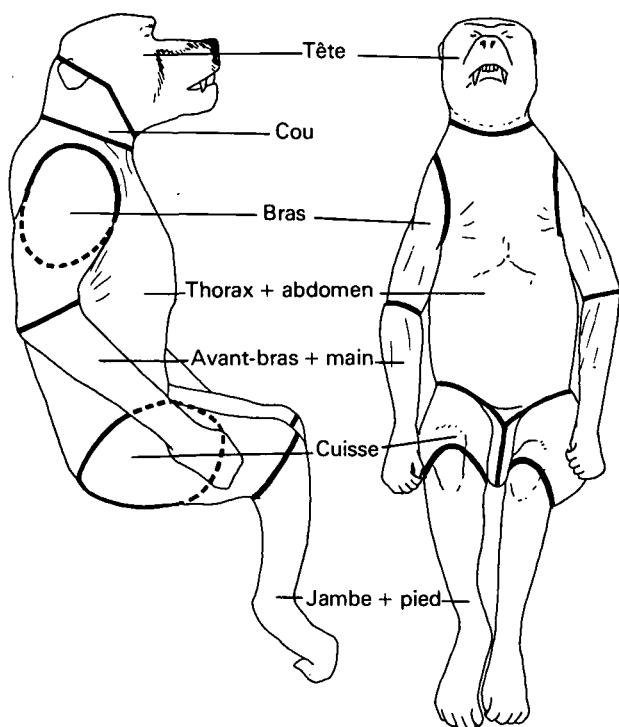


FIG. 3-7
Disposition des plans de découpage
du corps en segments

III.5.3. Détermination du moment d'inertie

Le modèle du système tête-cou concernant uniquement les mouvements effectués dans le plan sagittal, seul le moment d'inertie de la tête par rapport à un axe perpendiculaire au plan sagittal et passant par le centre de gravité a été mesuré. Celui du cou a été calculé en assimilant le cou à un cylindre.

III.5.3.1. Principe

Pour mesurer le moment d'inertie de la tête, on a utilisé un pendule de torsion, dont la masse mobile est constituée par la tête elle-même.

Le centre de gravité étant aligné avec l'axe de rotation, la loi de mouvement est telle que :

$$T = 2\pi \sqrt{\frac{I}{C}}$$

avec T = période d'oscillation (en s)

C = Couple de torsion du câble de suspension (N.m./rd)

I = Moment d'inertie de la masse par rapport à l'axe de rotation (en $m^2 \cdot Kg$).

On peut écrire cette formule sous une autre forme :

$$T^2 = 4\pi^2 \frac{I}{C}$$

ou encore

$$I = \frac{C}{4\pi^2} \cdot T^2$$

La mesure proprement dite porte sur la période d'oscillation T . On évite la détermination du terme $C/4\pi^2$ en utilisant une droite d'étalonnage du pendule déterminée à l'aide de masses étalon d'inertie connue.

III.5.3.2. Réalisation

Pour réaliser le pendule, on fixe la tête à un câble de torsion (corde à piano; \varnothing 1 mm) au moyen de deux pièces métalliques articulées entre elles (cf fig. 3.8), l'une solidaire du câble, l'autre de la tête. L'articulation permet à celle-ci de s'orienter, par la seule action de la pesanteur, de telle sorte que le centre de gravité vienne s'aligner avec le câble de suspension. Pour que l'axe par rapport auquel on mesure le moment d'inertie soit perpendiculaire au plan sagittal, le point de fixation du câble sur la tête a été localisé de la façon suivante. Le centre de gravité a tout d'abord été repéré par la méthode exposée plus haut (cf § 3.5.2) par rapport à 4 mires fixées à la surface de la tête dans le plan sagittal et placées de façon à ce que les deux axes qu'elles déterminent se coupent en un lieu proche de ce centre de gravité.

Ensuite, la tête reposant par trois de ces mires sur des cales de même hauteur posées sur un plan horizontal, les coordonnées du centre de gravité par rapport aux axes définis plus haut ont été reportées à la surface de la tête. Le point ainsi tracé se trouve sur l'axe perpendiculaire du plan sagittal passant par le centre de gravité (cf fig. 3.9).

Le pendule étant ainsi réalisé, on mesure la période d'oscillation avec un chronomètre sur 20 révolutions.

Pour étalonner le pendule, des masses métalliques de forme géométrique simple (différentes combinaisons de trois disques et un barreau) ont été fixées au câble par le même dispositif utilisé pour la tête et la période d'oscillation mesurée de la même façon. La droite d'étalonnage obtenue est représentée sur la fig. 3.10.

La mesure n'a pu être effectuée sur le sujet de l'expérience, mais sur un cadavre de poids légèrement supérieur. La valeur obtenue a donc été modifiée en conséquence.

III.5.3.3. Calcul du moment d'inertie du cou

Comme on peut le prévoir sur la figure 3.7, le cou peut être assimilé à un cylindre tronqué. Pour simplifier les calculs, on a en fait considéré le cou comme un cylindre de même diamètre et de même volume. Le moment d'inertie par rapport à l'axe transversal passant par le centre de gravité a été calculé par la formule classique.

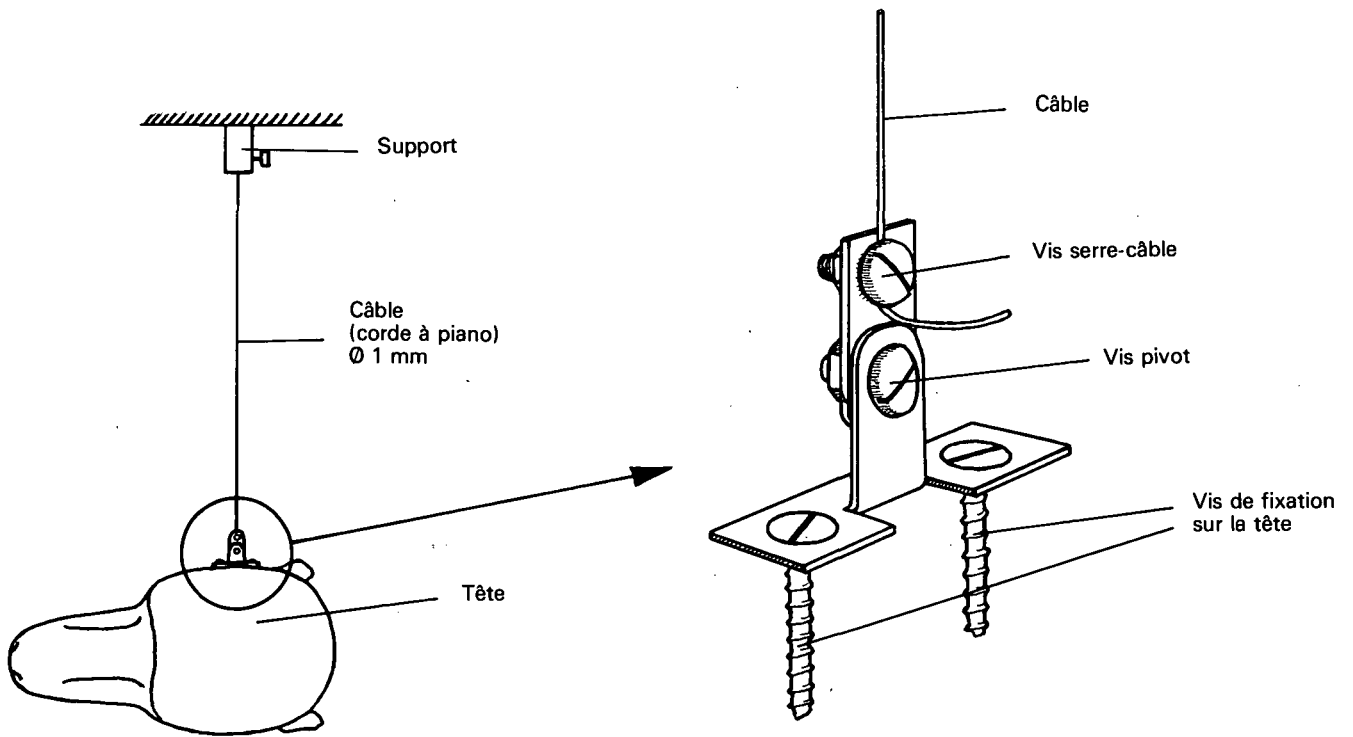


FIG. 3.8.
 Système utilisé pour la Détermination du moment d'inertie de la tête.
 Celle-ci suspendue à un câble de torsion constitue le pendule.
 Détail de la suspension sur le schéma de droite.

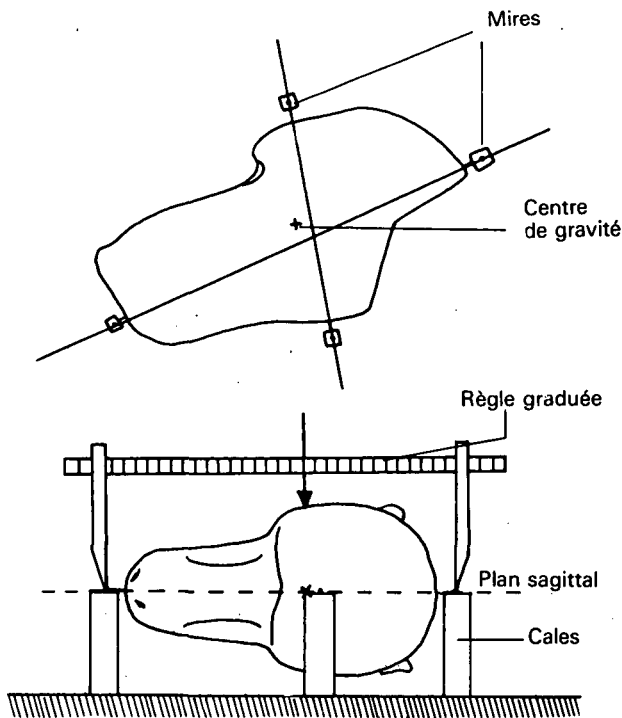


FIG. 3.9.
 Repérage du point d'attache du câble de suspension
 pour la mesure du moment d'inertie
 (voir explication dans le texte).

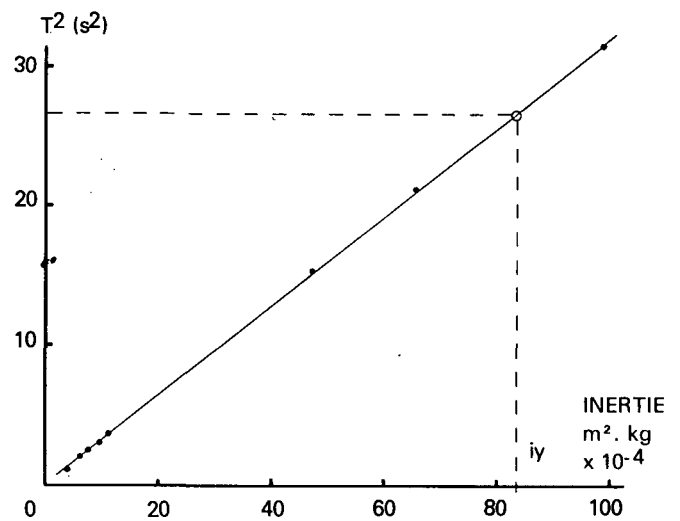


FIG. 3.10.
 Etalonnage du pendule de torsion.

IV. RÉSULTATS

IV.1. PROTOCOLE EXPÉRIMENTAL

Les sept sujets ont subi chacun plusieurs essais pour différentes conditions. Les trois états musculaires ont été testés pour 5 vitesses de lancer. Le tableau 4.1 donne en détail le programme des essais.

IV.2. ANALYSE STATISTIQUE DES RÉSULTATS

Préalablement à l'analyse détaillée d'un nombre restreint d'essais, qui fait l'objet des paragraphes suivants, les résultats ont été soumis à une étude statistique portant sur la totalité des essais réalisés (soit 95). Cette étude consiste en une analyse factorielle des diverses variables recueillies au cours de l'expérience et en une analyse de variance. On ne fera pas, dans le cadre du présent rapport, un exposé détaillé des résultats de cette étude statistique. Pour cela, le lecteur pourra se reporter au rapport de MARTIN (1974) qui contient toutes les informations y ayant trait. Sommairement, on peut dire que l'étude statistique montre que la variation d'état musculaire introduit, au niveau des valeurs

maximales d'accélération linéaire, une différence significative. Les valeurs maximales d'accélération pour l'état hyper sont inférieures à celles correspondant aux états normal et hypo. Cette différence très nette pour les basses vitesses s'estompe lorsque la vitesse de lancer croît. A la vitesse la plus élevée (40 km/h), cette différence n'est plus statistiquement significative.

Ces résultats se retrouvent de la même façon chez tous les sujets avec une certaine variabilité liée aux caractéristiques pondérales des sujets. On n'a donc pas estimé utile, pour une étude détaillée, de considérer les différences inter-sujets. Par contre, il semblait plus intéressant d'examiner en détail une série expérimentale comprenant le maximum de situations différentes. C'est pourquoi on a poussé plus en profondeur l'analyse de la deuxième série relative au sujet N° 6 (cf Protocole).

IV.3. ANALYSE DESCRIPTIVE ET QUANTITATIVE DES MOUVEMENTS

On abordera successivement l'analyse des courbes de déplacement, puis celles des courbes d'accélération.

IV.3.1. Déplacements

IV.3.1.1. Description des trajectoires

L'analyse des films d'essais permet de retracer les trajectoires relatives des mires vertex et bouche dans le plan sagittal par rapport à la mire d'épaule (cf fig. 4.1 a, b, c). Les tracés obtenus pour le même animal dans cinq conditions de vitesse et trois états musculaires différents sont regroupés sur la figure 4.2. Pour chaque trajectoire, on distingue une phase aller (flexion) et une phase retour (extension). Le passage de l'une à l'autre s'accompagne parfois d'un impact du maxillaire inférieur sur le plastron

Sujet N°	Etat *	Vitesse (km/h)	Nb total essais
1, 3, 4, 5	1, 2, 3	18, 30	$4 \times 3 \times 2 = 24$
6	1, 2, 3	12, 18, 30, 35, 40	$1 \times 3 \times 5 = 15$
3, 5, 7	1, 2	12, 18, 30, 40	$3 \times 2 \times 4 = 24$
3, 5, 6, 7	1, 2	12, 18, 30, 40	$4 \times 2 \times 4 = 32$
* 1 = Hyper ; 2 = Normal ; 3 = Hypo.			$24 + 15 + 24 + 32 = 95$

TABEAU 4.1.

de contention. L'allure générale des tracés est curvilinéaire et, dans certains cas, les courbes peuvent être assimilées à des arcs de cercle. Pour les trajectoires vertex, l'aller et le retour suivent sensiblement le même chemin mais ils peuvent cependant s'écarter l'un de l'autre en suivant des chemins parallèles ou même se croiser. Pour les trajectoires bouche, l'écart entre l'aller et le retour peut être très important — sauf pour l'état hyper où les arcs sont quasiment superposés — et les deux trajets forment une boucle dont la surface est plus importante pour l'état hypo que pour l'état normal.

L'amplitude des mouvements, représentée par la longueur des trajets, augmente avec la vitesse. Il faut cependant noter que cette amplitude est nécessairement limitée par l'impact du maxillaire sur le plastron de contention.

IV.3.1.2. Reconstitution des mouvements de l'ensemble tête-cou

Il a été montré que les mouvements siégeant au niveau de la colonne cervicale consistent essentiellement en des rotations (cf FLORENT et GILLOT, 1966 ; PENNING, 1968 ; LYSELL, 1969). On a donc tenté, à partir des trajectoires des mires, de reconstituer, en les schématisant, les mouvements de l'ensemble tête-cou, c'est-à-dire d'identifier et de quantifier ces mouvements de rotation.

Si l'on admet une seule rotation autour d'un axe fixe, les trajectoires doivent se réduire à de simples arcs de cercle. Ce serait, semble-t-il, le cas des essais hyper. Dans cette hypothèse, on a cherché à mettre en évidence cet axe unique de rotation en traçant le lieu du centre instantané de rotation (CIR) pour toute la durée de chaque mouvement. La méthode qui a été utilisée est décrite en annexe (cf annexe 1). Les CIR calculés par cette méthode se regroupent parfaitement, pour les essais hyper, dans une zone proche de la base de la colonne cervicale (cf fig. 4.3). Ceci tendrait à confirmer l'existence d'un axe localisé approximativement dans la région de C7 (7^e vertèbre cervicale). Pour les autres essais, par contre, on note surtout en début de mouvement, une très grande dispersion des CIR qui ne se regroupent qu'en fin de mouvement et, de toutes façons, beaucoup moins bien que précédemment. D'ailleurs, on peut mettre en évidence, surtout pour les essais hypo, un mouvement initial de translation de la tête. En effet, dans leur phase initiale, les trajectoires vertex et bouche sont souvent parallèles (cf fig. 4.4). Pour ces raisons, l'hypothèse ne tenant compte que d'un seul axe est insuffisante. Les essais hyper doivent être considérés comme un cas particulier (blocage haut) et l'on est amené à envisager un schéma plus général comportant au moins deux axes de rotation.

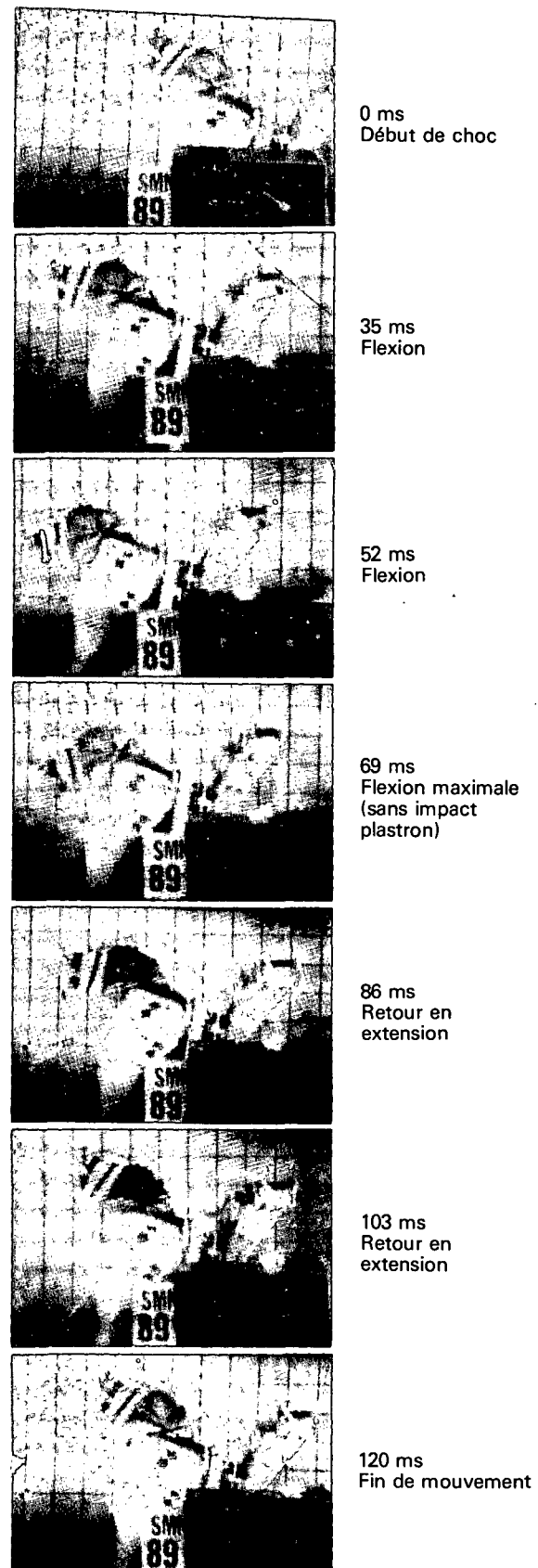
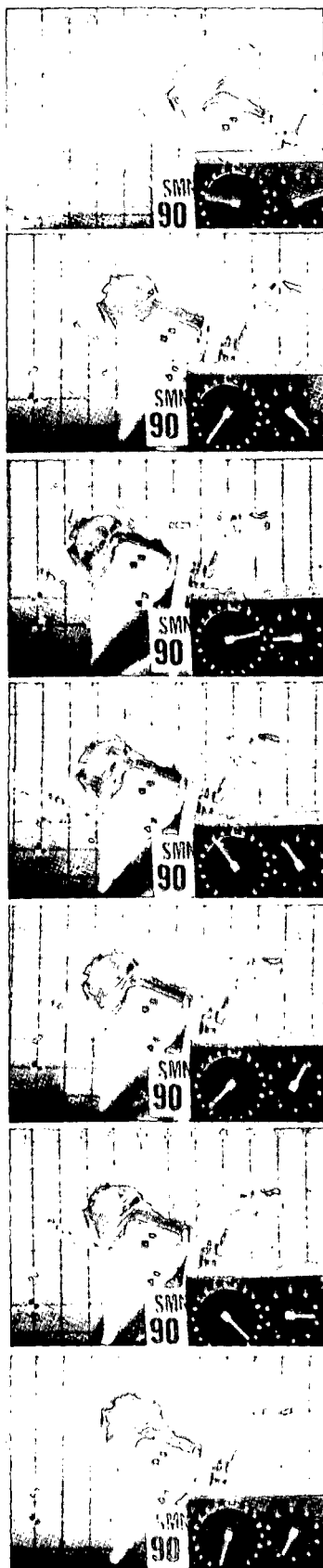


FIG. 4.1.
Etat Hyper - V = 30 km/h



0 ms
Début de choc

37 ms
Translation
et extension
de la tête

54 ms
Flexion de la tête

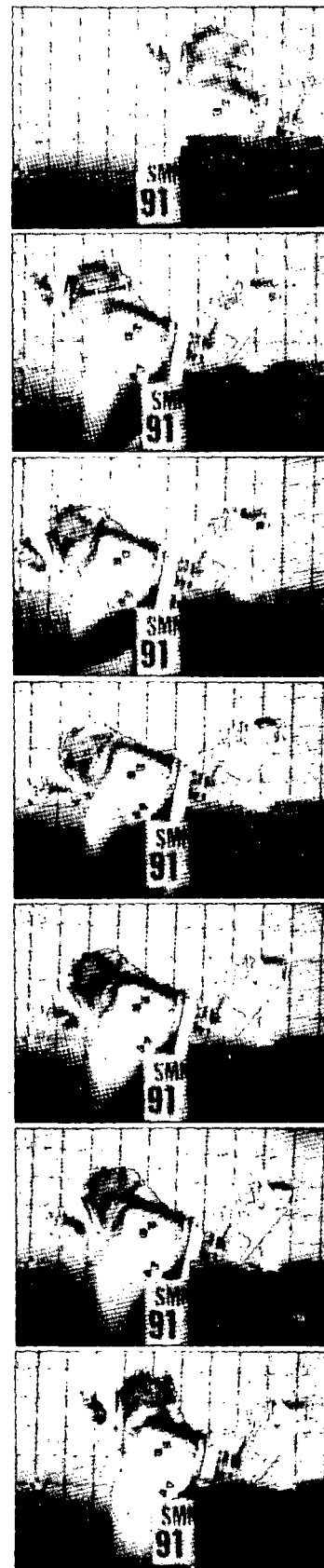
72 ms
Fin de flexion
et impact
sur le plastron

90 ms
Retour
en extension

107 ms
Extension

139 ms
Fin d'extension

FIG. 4.1., b.
Etat normal, V = 30 km/h



0 ms
Début de choc

36 ms
Extension
de la tête

55 ms
Flexion

73 ms
Fin de flexion
avec impact
sur le plastron

89 ms
Retour
en extension

107 ms
Extension

140 ms
Fin d'extension

FIG. 4.1., c.
Etat Hypo - V = 30 km/h

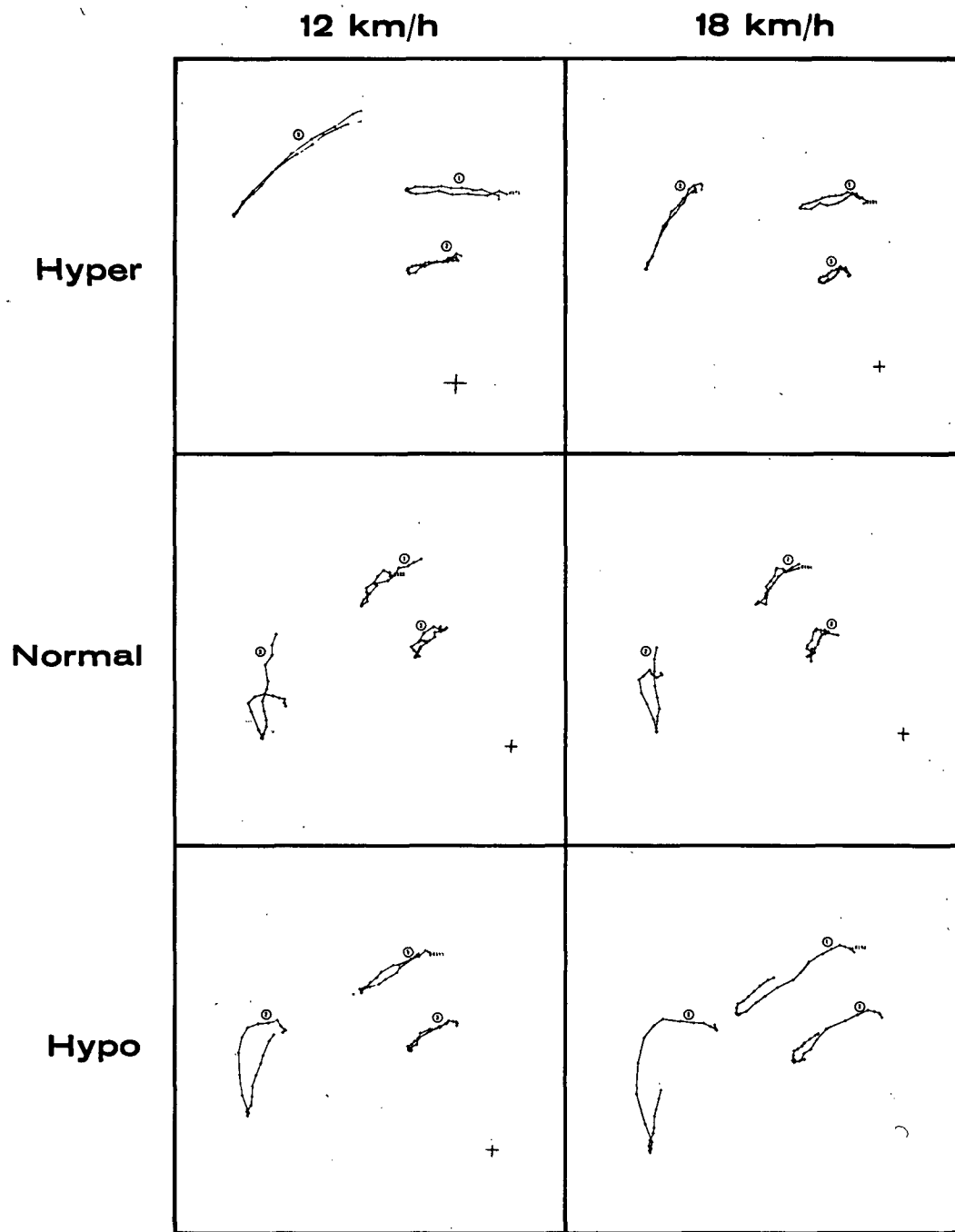
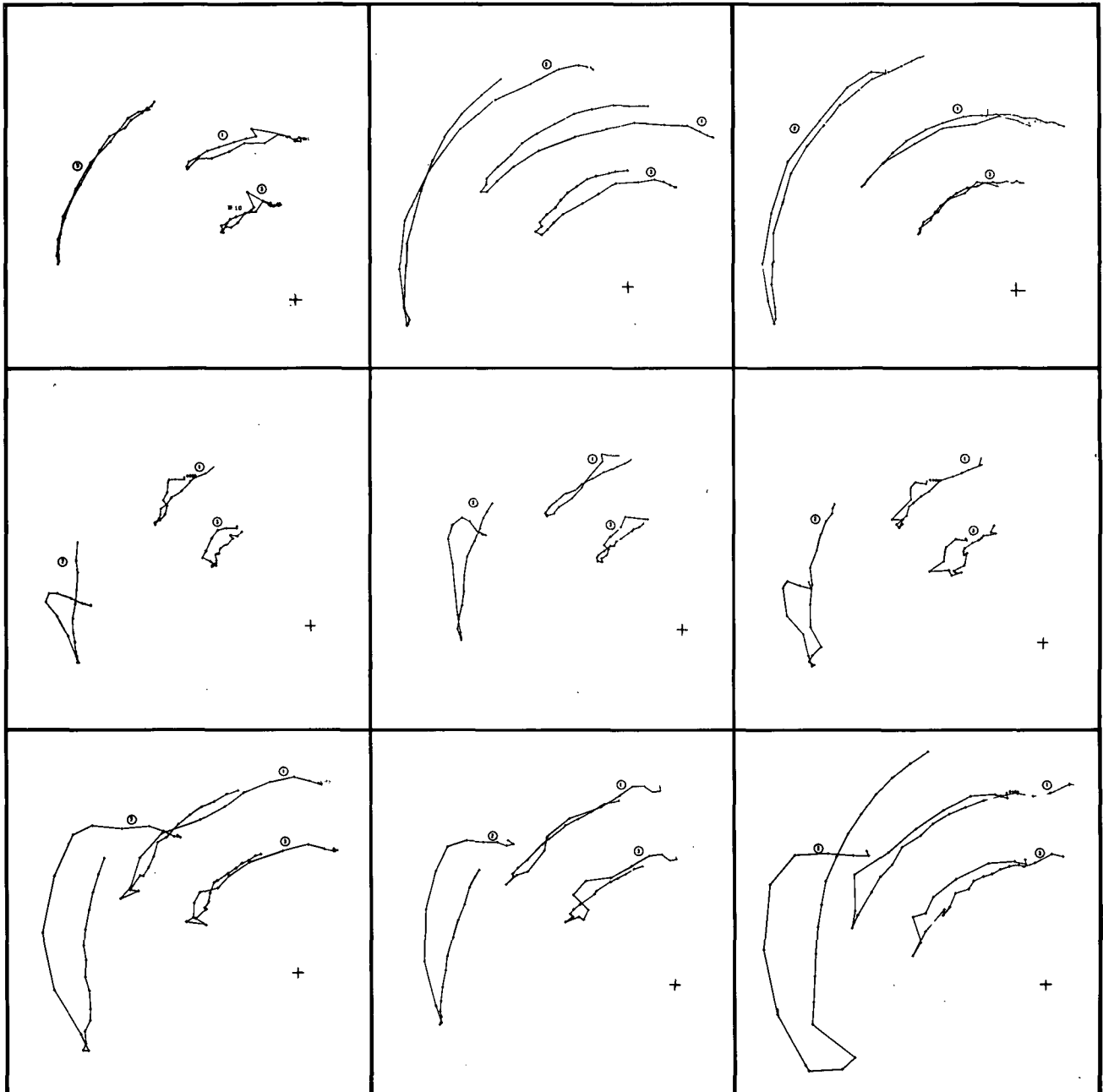


FIG. 4-2
(Voir explications dans le texte).

30 km/h

35 km/h

40 km/h



- 1 - trajectoire vertex.
- 2 - trajectoire bouche.
- 3 - trajectoire condyle occipital.

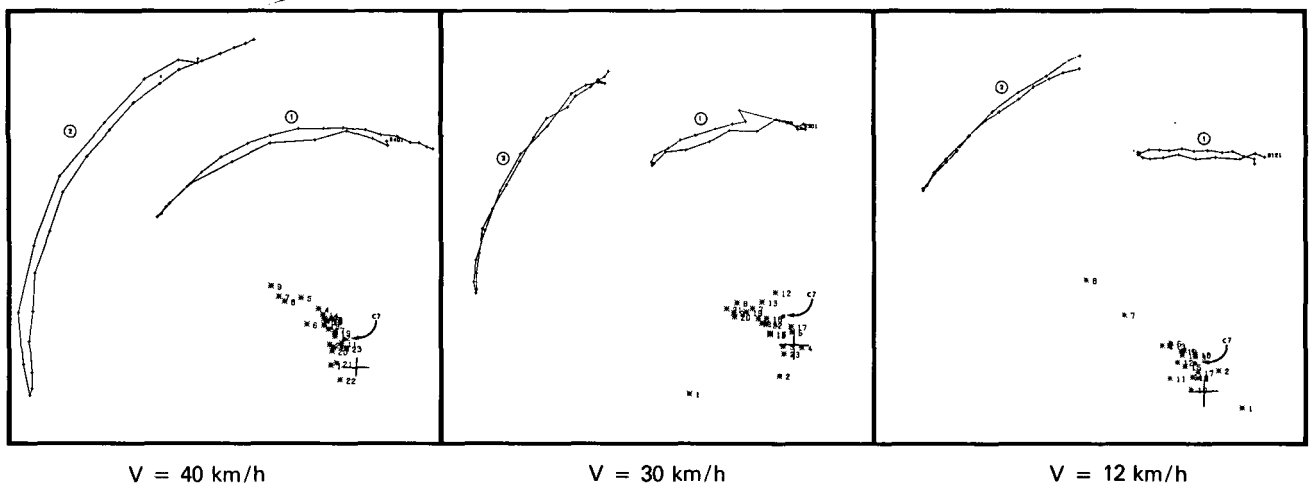


FIG. 4-3
Position des centres instantanés de rotation pour trois essais de la série hyper.
1) Trajectoire vertex — 2) Trajectoire bouche.

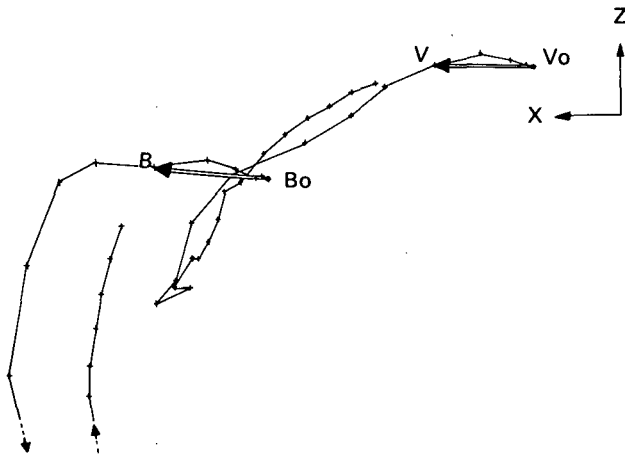


FIG. 4-4
Phase de translation de la tête en début de mouvement.
Les vecteurs \overline{VOV} et \overline{BOB} sont sensiblement égaux.

Ne disposant pas de méthode d'analyse permettant de déterminer précisément la position de ces deux axes, on s'est donné deux points de la colonne cervicale pour figurer des positions, en tenant compte d'autres résultats expérimentaux, quitte à vérifier par la suite la justesse d'un tel choix. Celui-ci s'est porté sur la charnière C 6/C 7 pour figurer le premier axe O_1 et sur la charnière crâne/C 1 pour le deuxième axe O_2 . Les raisons qui ont dicté ce choix sont exposées en détail en annexe (cf annexe 2). Les mouvements de l'ensemble tête-cou ont donc été assimilés à ceux d'un système comportant deux chaînons, l'un représentant la tête, l'autre le cou (cf fig. 4.5). Les coordonnées de O_1 et de O_2 , par rapport aux différentes mires ont été relevées par radiographie et leurs positions au cours des mouvements ont été obtenues par calcul. Les déplacements

du système tête-cou seront donc mesurés par θ_1 , rotation du cou autour de O_1 , θ_2 , rotation de la tête autour de O_2 et par $\theta = \theta_2 - \theta_1$, la rotation relative de la tête par rapport au cou.

IV.3.1.3 Déplacements angulaires de la tête et du cou.

Pour chacune des trois variables, θ_1 , θ_2 et θ , trois courbes expérimentales, une par état, seront présentées. On pourra trouver en annexe la totalité de ces courbes (cf annexe 3). Les courbes de déplacement présentées sont celles en fait du chaînon O_2 —Vertex qui est décalé d'un angle θ_0 ($= 1$ rd) par rapport au chaînon O_2G_2 .

- Déplacement angulaire du cou (θ_1) (cf fig. 4.6).

Sur les courbes de θ_1 on distingue successivement :

- une phase croissante correspondant à la flexion du cou, qui se termine par un sommet aigu ou arrondi, selon qu'il y a impact sur le plastron ou non,
- une phase décroissante correspondant à l'extension du cou.

La vitesse angulaire la plus élevée en flexion, évaluée d'après la pente de la courbe, correspond en général à l'état hypo. La plus faible correspond à l'état normal. L'amplitude maximale semble liée à la vitesse initiale bien qu'on ne puisse, en première approximation, établir de relation entre ces deux paramètres en raison de la limitation des mouvements imposée par le plastron. La vitesse de retour est également conditionnée par l'importance de cet impact sur le plastron. Les principaux points caractéristiques de ces courbes de θ_1 sont résumés dans le tableau 4-4.

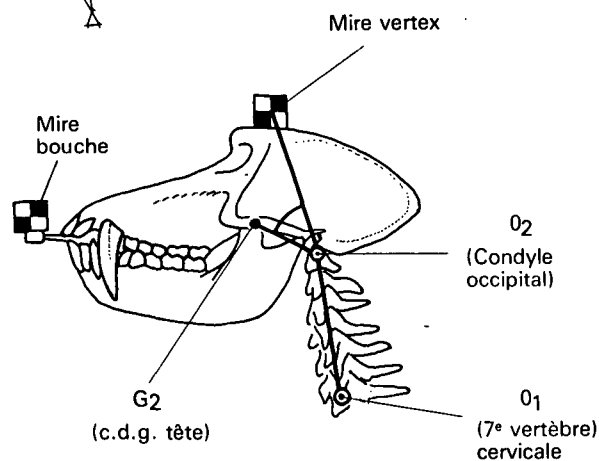
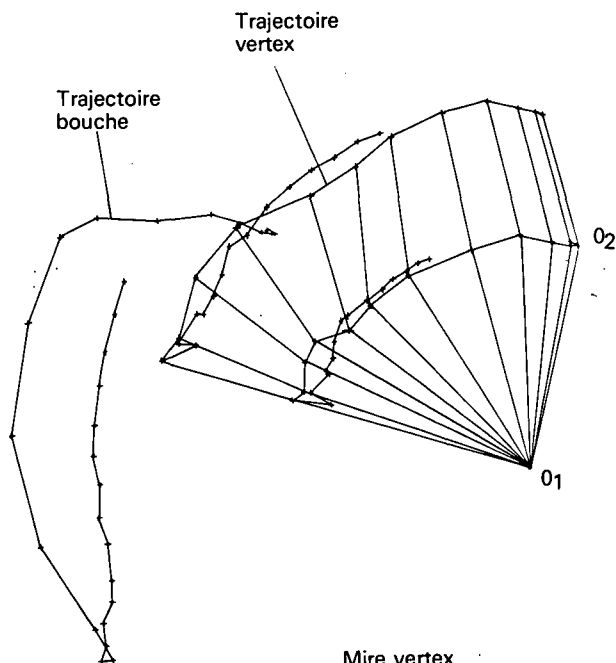


FIG. 4-5

Schématisation des mouvements de l'ensemble tête-cou. En bas : disposition des chainons tête et cou par rapport aux structures anatomiques; le chaînon tête est décalé d'un angle θ_0 par rapport au segment O_2 -vertex.

En haut : déplacement par rapport au thorax des chainons O_1O_2 -vertex au cours d'un essai (essai 85, $V = 35$ km/h, état hypo).

- Déplacement angulaire de la tête par rapport au cou (θ) (cf fig. 4.7).

Les courbes de θ sont plus complexes que les précédentes. On peut les partager en trois phases :

- la première phase, pendant laquelle θ décroît, dure environ 30 à 40 ms. Elle traduit un mouvement d'extension de la tête par rapport au cou. Pour l'état hyper, la tête étant déjà en extension forcée au départ, il ne peut plus y avoir d'extension et la valeur minimale de θ est égale à la valeur initiale. Pour les autres états, la valeur minimale est d'autant plus petite que la vitesse de lancer est plus grande.

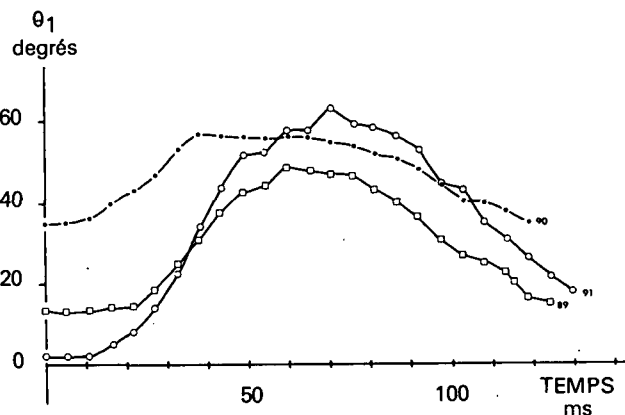


FIG. 4-6

Déplacement angulaire du cou θ_1 pour trois essais effectués à 30 km/h.

- 89 : Hyper
- 90 : Normal
- 91 : Hypo

Aux vitesses élevées, les courbes hypo et normale rejoignent les courbes hyper ; autrement dit, l'extension devient maximale. La vitesse d'extension est en général plus élevée pour l'état hypo.

- la deuxième phase correspond à un mouvement de flexion rapide. Elle dure également environ 30 à 40 ms. Elle prend fin quand θ_1 est maximal. Comme pour l'extension, la vitesse est plus grande pour l'état hypo,

- la troisième phase est une phase lente comparée aux deux premières. Pour les courbes hyper et normale, il s'agit d'une extension à vitesse approximativement constante pour toute la durée de la phase. Pour les courbes hypo il peut s'agir, soit d'une flexion, soit d'une extension ou même d'une phase "statique" ; la tête gardant la même position par rapport au cou, qui lui, continue son extension.

On remarquera que dans tous les cas la valeur maximale de θ reste inférieure à la valeur initiale la plus élevée. Autrement dit, à aucun moment il ne se produit d'hyperflexion de la tête sur le cou. Par contre, on a vu que, souvent, et plus particulièrement pour l'état hypo, il se produit un mouvement d'extension forcée de la tête sur le cou. Les principales valeurs caractéristiques de ces courbes de θ sont notées dans le tableau 4.5.

- Déplacement angulaire de la tête - θ_2 - (cf fig. 4.8).

Chaque courbe de θ_2 représente la somme algébrique des courbes de θ_1 et de θ correspondantes que l'on vient d'examiner. La combinaison des deux mouvements élémentaires détermine le mouvement global de la tête. Pour l'état hyper, cette résultante est simple : après une phase très courte de translation (10 à 15 ms) le mouvement débute par une flexion et se poursuit par une extension.

TABLEAU 4-4

Valeurs caractéristiques des courbes de θ_1 (angle cou par rapport à la référence verticale).

La violence de l'impact sur le plastron est proportionnelle au nombre d'astérisques.

Pas d'astérisque : pas d'impact.
(Idem pour les tableaux 4-5 et 4-6)

	Vitesse initiale (km/h)	Essai N°	θ_1 initial (deg)	θ_1 mini (deg)	t de θ_1 mini (ms)	θ_1 maxi (deg)	t de θ_1 maxi (deg)	$\dot{\theta}_1$ mini (deg/s)	$\dot{\theta}_1$ maxi (deg/s)	$\dot{\theta}_1$ moyen retour (deg/s)	Impact plastron
Etat Hypo	40	106	4,5			73	66		2 270	-636	****
	35	85	9			69	65		3 200	-790	****
	30	91	2			63	70,1		2 040	-852	***
	18	95	5,5			53	86,3		1 760	-407	**
	12	98	17,5			42	65		1 200	-560	*
Etat Normal	40	99	39			56	44,7		928	-536	*
	35	84	20			53	70,1		1 570	-500	**
	30	90	35			57	32,4		1 160	-481	*
	18	94	36			53	64,8		555	-296	*
	12	97	29,5			46,5	50		1 000	-360	*
Etat Hyper	40	105	-4,5			60	68		1 396	-809	**
	35	86	-16			55	75,6		1 940	-798	**
	30	89	13			48,5	59,3		1 205	-741	*
	18	93	17,5			35	59,3		741	-296	—
	12	104	-3			28	39,9		965	-300	—

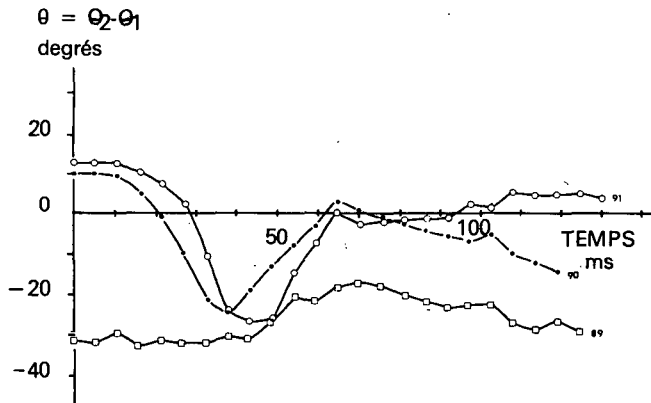


FIG. 4-7

Déplacement angulaire de la tête par rapport au cou
 $\theta = \theta_2 - \theta_1$ pour trois essais effectués à 30 km/h.

- 89 : Hyper
- 90 : Normal
- 91 : Hypo

L'amplitude, ainsi que la pente des courbes, s'ordonnent approximativement selon la vitesse initiale. Pour les courbes hypo et normale, la phase

de translation est beaucoup plus longue (jusqu'à 20 ms). Ensuite il y a d'abord une légère extension puis une flexion dont l'amplitude est beaucoup plus importante pour l'état hypo que pour l'état normal. Cette phase se termine par un sommet aigu s'il y a impact sur le plastron. La vitesse du mouvement d'extension qui suit immédiatement la flexion est fonction également de l'importance de cet impact plastron. Les principaux paramètres des courbes de θ_2 sont rassemblés dans le tableau 4.6.

En résumé, il apparaît que les mouvements de la série hypo et ceux de la série normale sont assez peu différents dans leur forme si ce n'est, dans le deuxième cas, que les angulations et surtout les vitesses de mouvements sont beaucoup plus faibles que dans le premier cas, pour une même vitesse de lancer. Par contre, les mouvements de la série hyper se déroulent de façon très différente des précédents. Ceci est dû à la position initiale de la tête qui est particulière dans cette série d'essais. Sur le plan de l'amplitude et de la vitesse des mouvements, cette série se situe entre les deux premières.

TABLEAU 4-5

Valeurs caractéristiques des courbes de $\theta = \theta_2 - \theta_1$ (angle de la tête par rapport au cou).

	Vitesse initiale (km/h)	Essai N°	θ initial (deg)	θ mini (deg)	t de θ mini (ms)	θ maxi (deg)	t de θ maxi (deg)	θ mini (deg/s)	θ maxi (deg/s)	θ moyen retour (deg/s)	Impact plastron
Etat Hypo	40	106	9,5	-33	39,6	29	85,8	-3 106	3 640	-424	****
	35	85	23	-36	40	8	100	-4 200	3 600	0	****
	30	91	13	-26,5	43,2	6	108	-2 407	2 129	-222	***
	18	95	18	-27,5	54	5	129,6	-2 222	2 037	-111	**
	12	98	5	-20	45	1,5	70	-1 400	1 400	0	*
Etat Normal	40	99	-2,5	-23	30,8	4	67,2	-1 875	2 232	-446	*
	35	84	7	-27	37,8	0	75,6	-1 666	1 481	-333	**
	30	90	10	-24	37,8	2,5	64,8	-2 037	1 111	-296	*
	18	94	-3	-17	37,8	-4	86,4	-925	1 296	-370	*
	12	97	-13	-8	35	2	65	-1 400	700	-280	*
Etat Hyper	40	105	-25	-26	20,4	1	74,8	-147	882	-367	**
	35	86	-22,5	-30	37,8	1	81	-462	2 129	-518	**
	30	89	-32	-	-	-17	70,2	-	1 111	-240	*
	18	93	-32	-	-	-21	70,2	-	833	-240	-
	12	104	-34	-	-	-22	65	-	700	-200	-

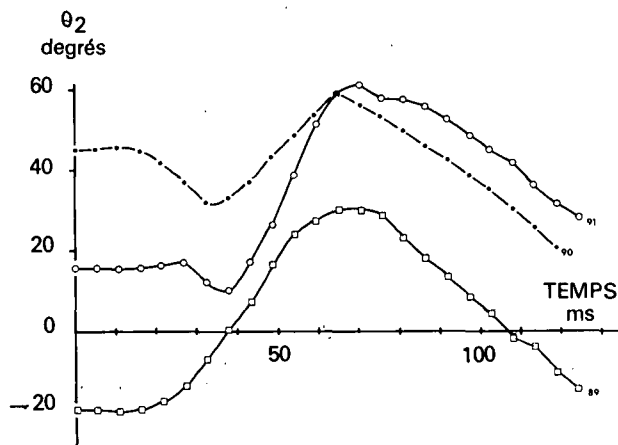


FIG. 4-8

Déplacement angulaire de la tête θ_2 pour trois essais effectués à 30 km/h.

- 89 : Hyper
- 90 : Normal
- 91 : Hypo

IV.3.2. Accélération

Les données d'accélération consistent en 4 composantes linéaires prises en deux points de la tête

∂x et ∂z bouche et ∂x et ∂z vertex. On examinera tout d'abord les courbes de ces composantes linéaires puis dans un deuxième temps on analysera les courbes d'accélération angulaire tirées de ces composantes linéaires.

IV.3.2.1. Composantes linéaires

Ces courbes présentent une allure relativement complexe. Néanmoins, pour une même composante on retrouve, d'un essai à l'autre, les mêmes phases successives. La vitesse de lancer semble conditionner surtout l'amplitude de l'accélération alors que l'état musculaire affecte beaucoup plus la forme même des tracés (cf fig. 4.9). On constate que, pour l'état hypo, les pics d'accélération apparaissent beaucoup plus tardivement que pour l'état normal ou l'état hyper.

D'autre part, à vitesse égale, l'amplitude est en général supérieure pour l'état hypo avec des fronts de montée beaucoup plus raides.

Les tracés sont parfois parasités par des oscillations amorties de fréquence élevée, d'origine mécanique, qui apparaissent en général à la suite de l'impact du

TABLEAU 4-6

Valeurs caractéristiques des courbes de θ_2 (angle de la tête par rapport à la verticale).

	Vitesse initiale km/h	Essai No	θ_2 initial (deg)	θ_2 mini (deg)	t de θ_2 mini (ms)	θ_2 maxi (deg)	t de θ_2 maxi (deg)	θ_2 mini (deg/s)	θ_2 maxi (deg/s)	θ_2 moyen retour (deg/s)	Impact plastron
Etat Hypo	40	106	14	8,6	33	76,6	72,6	- 42	3 308	- 1 020	****
	35	85	14	5,3	40	72	65	- 1 055	3 077	- 810	****
	30	91	15	9,85	37,8	60,2	70,2	- 833	2 407	- 650	***
	18	95	23,5	14,8	48,6	52,8	91,8	- 740	1 759	- 300	**
	12	98	22,5	16,6	40	42,5	75	- 400	1 500	- 520	*
Etat Normal	40	99	36,5	30	28	53	56	- 892	1 339	- 820	*
	35	84	27	15	32,4	51	75,6	- 925	1 481	- 780	**
	30	90	45	32	32,4	52,8	59,4	- 926	1 111	- 750	*
	18	94	34	33	37,8	47,3	59,4	- 277	1 100	- 668	*
	12	97	42,5	35,5	35	45,4	65	- 600	800	- 600	*
Etat Hyper	40	105	- 29,5	-	-	49,6	68	-	1 988	- 1 135	**
	35	86	- 38,5	-	-	52,7	75,6	-	2 538	- 1 360	**
	30	89	- 19	-	-	29,8	70,2	-	1 551	- 900	*
	18	93	- 14,5	-	-	13,5	70,2	-	1 130	- 577	-
	12	104	- 37	-	-	42,2	57	-	1 369	- 500	-

maxillaire sur le plastron. L'amplitude de ces vibrations devient très grande lorsque l'impact est violent et rend difficile l'exploitation des courbes d'accélération, surtout dans le cas hypo. On trouvera dans le tableau 4-7 les principales valeurs caractéristiques de ces courbes.

IV.3.2.2. Accélération angulaire

Seule l'accélération angulaire de la tête (θ''_2) a été calculée. La méthode de calcul utilisée est décrite en annexe (cf annexe 4). On peut voir sur la fig. 4.10 que la différence entre les trois états est très nette. Pour les courbes normale et hypo, après une phase pendant laquelle θ''_2 reste quasiment nul, on note tout d'abord une phase négative puis une phase positive d'amplitude supérieure à la première, enfin, à nouveau une phase négative. Cette dernière phase est généralement tronquée en raison de la survenue de l'impact sur le plastron. Pour l'état hyper, la première phase n'existe quasiment pas. Cela correspond bien à ce qui a été observé à propos du déplacement angulaire de la tête. L'amplitude est, sur l'ensemble, plus faible que pour les autres courbes. L'impact plastron n'apparaît pas ou reste très faible.

IV.4. LIMITATIONS IMPOSÉES PAR LE DISPOSITIF EXPÉRIMENTAL

IV.4.1. Reproductibilité des essais

Malgré toutes les précautions prises pour standardiser les conditions expérimentales et en particulier, bien que le tête soit maintenue dans une position contrôlée juste avant le choc, pour les essais hypo et normaux, il est apparu, comme le montrent les films d'essais, que la position initiale de la tête et du cou varie d'un essai à l'autre (cf tableaux 4-4, 4-5, 4-6). En effet, les différents essais ont été réalisés à plusieurs jours d'intervalle et, d'un jour à l'autre, la position du babouin dans son plastron a pu changer, entraînant des modifications de position de la tête. Ceci expliquerait notamment les différences observées entre les valeurs d'angulation du cou correspondant à l'impact sur le plastron. Pour les essais hyper, la position relative de la tête par rapport au cou a peu varié d'un essai à l'autre. En revanche, on relève des écarts importants dans la position initiale du cou malgré la tétanisation des muscles cervicaux. Ce point sera repris lors de la discussion sur l'action des muscles.

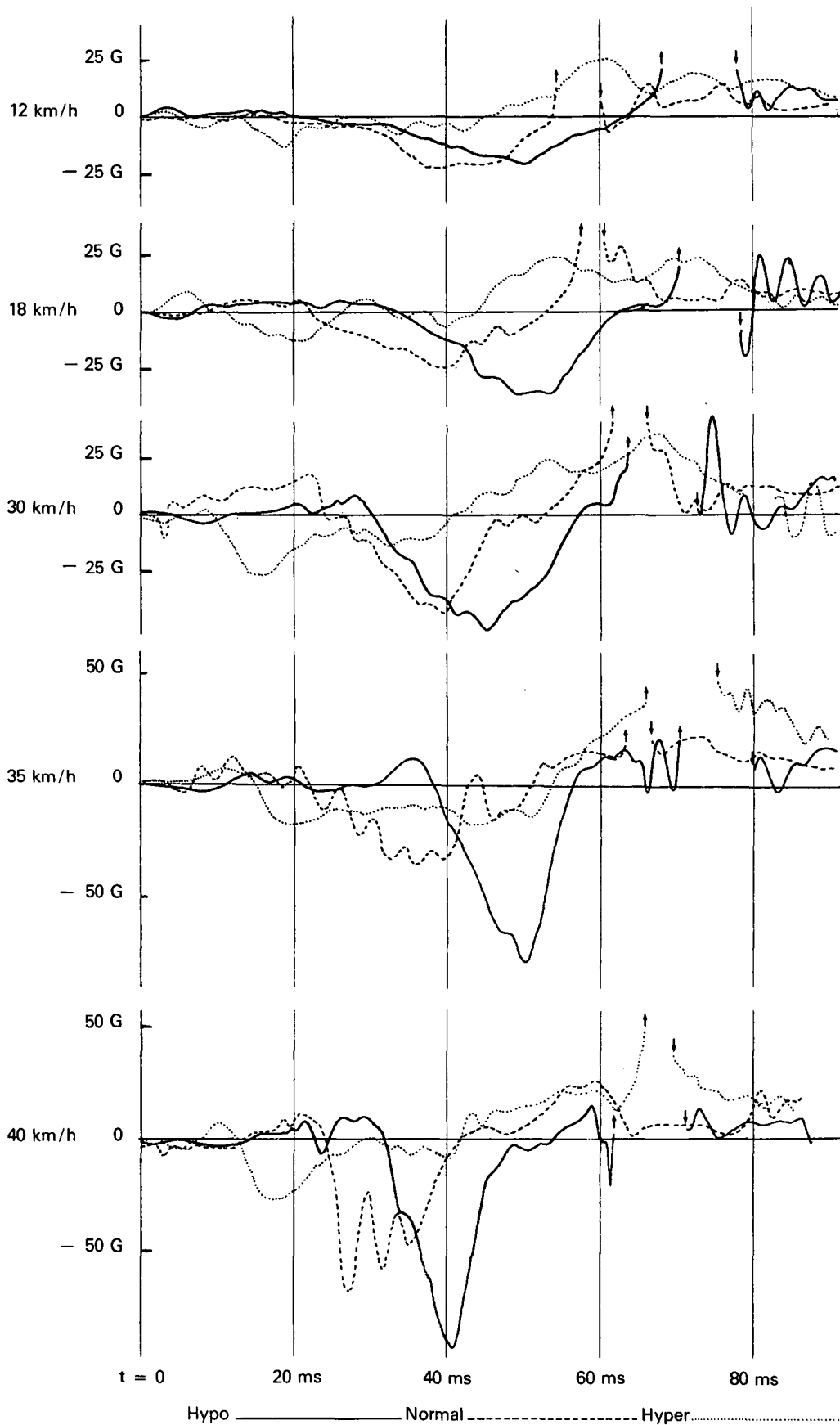


FIG. 4-9

Courbes de la composante σ_z bouche recueillies pour 15 essais (5 vitesses, 3 états). Les flèches indiquent l'interruption des tracés correspondant aux oscillations qui accompagnent l'impact sur le plastron.

TABLEAU 4-7

Valeurs caractéristiques des courbes des 4 composantes de l'accélération linéaire.

	Essai No	Vitesse initiale km/h	γ chariot max. (G)	γ x tête		γ x tête		γ x bouche		γ x bouche	
				max. (G)	t (ms)	max. (G)	t (ms)	max. (G)	t (ms)	max. (G)	t (ms)
Etat Hypo	106	40	24,5	38	54	37	53	99	39	90	42
	85	35	25	46,5	40	45,5	59	85	52	75	50
	91	30	20	38	58	26,25	59	59,5	43	51	45
	95	18	15	32,1	42	19	42	43,5	42	37	49
	98	12	12,5	14,7	42	10,6	41	22,3	43	21	50
Etat Normal	99	40	22,5	45,5	38	32	22	61,7	30	65	27
	84	35	20	35,5	41	17,8	51	59,5	38	34	35
	90	30	20	38,2	42	26,2	22	59,5	39	43	39
	94	18	12,5	27	41	17,5	41	52,9	40	25,2	39
	97	12	12,5	18,4	41	19,5	40	27,5	41	24	38
Etat Hyper	105	40	22,5	46,6	57	37,2	53,5	65	40	28	17
	86	35	22,5	52,1	59	28	58	79	57	17	20
	89	30	20	38	55	8,6	41	44,4	41	29	16
	93	18	17,5	19,8	41	5,2	28	29,4	41	13,5	20
	104	12	11,2	10,3	53	5,2	14	15,4	41	15,4	19

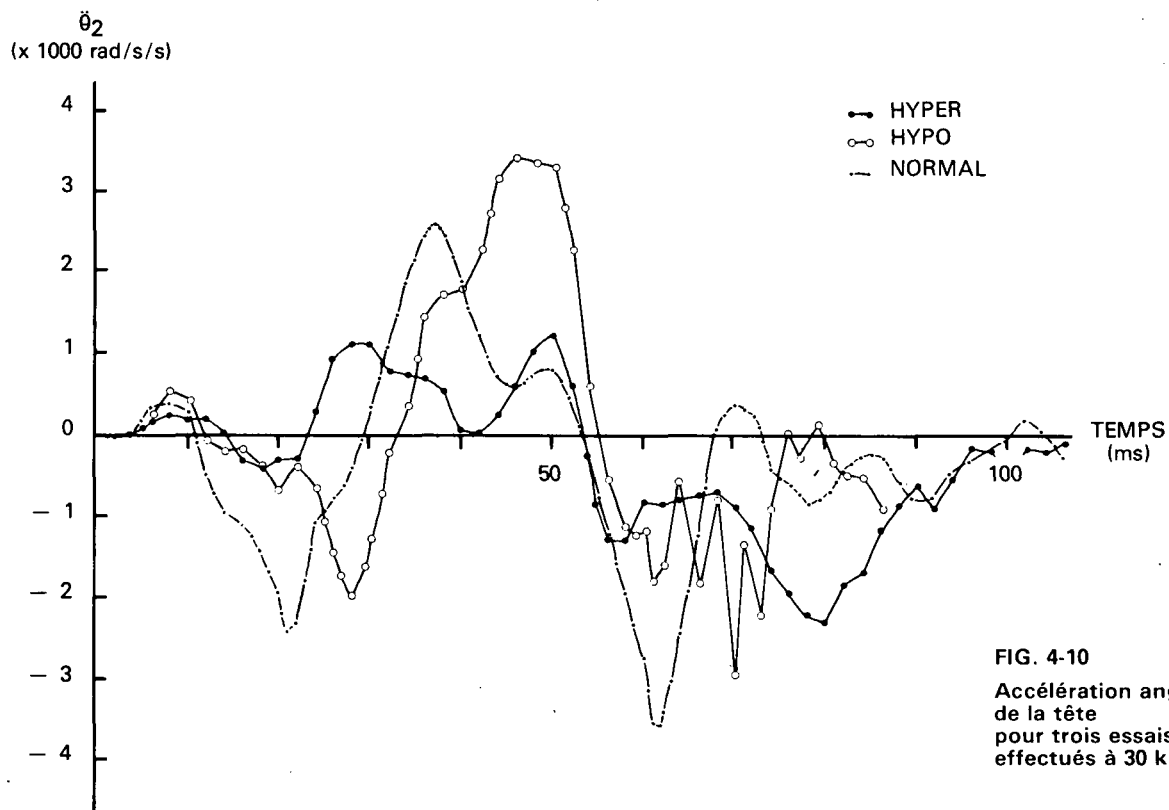


FIG. 4-10
 Accélération angulaire de la tête pour trois essais effectués à 30 km/h.

Par ailleurs, on a remarqué que pendant le court instant suivant le déclenchement du système de maintien de tête et précédant le choc, où la tête était libre de se mouvoir, celle-ci pouvait se tourner légèrement de côté. Le mouvement qui en résultait pouvait alors ne plus être strictement sagittal.

IV.4.2. Reproductibilité des mesures

IV.4.2.1. Déplacements

L'erreur commise sur la mesure des déplacements est intrinsèquement faible. Le système d'acquisition, caméra + lecteur de films, permet de mesurer la position de chaque mire avec une erreur inférieure à 1 % de l'excursion maximale des mouvements.

On note par contre des erreurs plus importantes dues, non pas au système d'acquisition, mais, semble-t-il, à un défaut de solidarité entre la tête du sujet et la mire bouche. En effet, au cours d'un même essai, la longueur du segment vertex-bouche peut varier d'un instant à l'autre. Cette variation qui peut atteindre 5 % de la longueur totale est d'autant plus grande que la vitesse est élevée, et intervient surtout en fin de flexion. On pourrait attribuer cette variation à un mouvement parasite de la tête tendant à écarter celle-ci du plan sagittal (v. § IV.4.1 reproductibilité des essais). Mais il semble plutôt que cette variation de longueur soit due à un mouvement propre de la mire bouche et de son support par rapport à la tête. A l'origine de ce mouvement, il peut y avoir soit une flexion de la tige portant l'ensemble support-capteurs, soit un défaut de moulage de la cavité buccale. Lorsqu'il y a impact du maxillaire sur le plastron, l'inertie du support pourtant faible doit jouer un rôle non négligeable en raison des valeurs élevées d'accélération atteintes.

IV.4.2.2. Accélération

Deux défauts majeurs perturbent la lecture des tracés d'accélération, tout d'abord avant le début du choc, le tracé n'est pas parfaitement plat et de ce fait, la référence zéro est mal définie. On commet donc sur la lecture des valeurs d'accélération une erreur systématique dont la valeur est de l'ordre de 1 à 2 G. Ceci a peu d'importance si on se limite à l'utilisation des valeurs d'accélération comme telles, mais peut entraîner d'autres erreurs beaucoup plus importantes comme on le verra plus loin (voir paragraphe 4.4.2.3).

Par ailleurs, comme on l'a vu, les tracés des composantes bouche, sont parasités par des oscillations amorties dont la fréquence est voisine de 250 Hz et qui apparaissent avec des fortes valeurs d'accélération. C'est très net notamment au moment de l'impact du maxillaire sur le plastron. Ces oscillations, ne peuvent être imputées aux capteurs dont la fréquence de résonance est très largement supérieure

(> 2000 Hz) mais doivent plutôt correspondre aux vibrations du support des capteurs (cf § 4.3.2.1). Dans ces conditions, on doit s'attendre à ce que ce support joue le rôle d'un système résonant et qu'il y ait une amplification des phénomènes dont la fréquence est proche de 250 Hz. L'amplitude des oscillations est quelquefois telle que le dépouillement des courbes est rendu impossible.

Deux autres sources d'erreurs, plus difficiles à mettre en évidence, faussent la mesure des accélérations. Il s'agit du défaut d'alignement des capteurs et de la variation de longueur du segment bouche-vertex que l'on a déjà évoqué auparavant. Cette dernière influence notablement la valeur de l'accélération angulaire. On pourrait considérablement atténuer ces erreurs en fixant les deux groupes de capteurs sur un seul et même support.

IV.4.2.3. Cohérence des mesures de déplacement et d'accélération

Déplacement et accélération sont liés à chaque instant par une relation mathématique définie et, en théorie, on peut évaluer la vitesse aussi bien par intégration de l'accélération que par dérivation du déplacement. Dans le cas présent, ces données ont été recueillies au moyen de deux systèmes d'acquisition différents ayant chacun leurs défauts, comme on vient de voir. Selon que la vitesse est calculée par l'une ou l'autre méthode, les résultats sont relativement différents.

Or, comme on verra plus loin (cf § 5 Modèle), la résolution des équations du modèle requiert des données cinématiques qui soient cohérentes entre elles. On a donc été amené à ne retenir qu'une seule source de données et à tirer de cette même source toutes les variables cinématiques dont on a besoin. L'intégration de l'accélération n'a pas été retenue pour plusieurs raisons. Tout d'abord, on sait que la moindre erreur de référence zéro commise sur l'accélération détermine une dérive importante après deux intégrations. Or, dans le cas présent, les fluctuations du niveau de référence des courbes d'accélération angulaire sont de l'ordre de 100 rad./s² soit moins de 5 % de la valeur maxi de l'accélération. Après 100 ms d'intégration cela détermine une erreur de 10 rad./s sur la vitesse et une erreur de 1 rad. sur le déplacement, soit plus de 100 % d'erreur sur ce dernier. Le filtrage des fréquences basses et de la composante continue que l'on peut pratiquer pour les signaux périodiques n'est pas applicable aux présentes données (MORRIS, 1973). De plus, comme on l'a vu, les tracés d'accélération ne sont pas exploitables en totalité lorsqu'il y a impact sur le plastron. Enfin, on ne peut disposer de l'accélération angulaire du cou (cf annexe 4) car l'accélération au point O₁ ne peut être évaluée avec une précision suffisante et, de toutes façons, la détermination des valeurs initiales pour l'intégration implique l'utilisation de données film.

On s'est donc tourné vers une méthode de dérivation du déplacement pour calculer vitesse et accélération. C'est d'ailleurs ce qui est employé le plus couramment (cf WINTER, 1974; PLAGENHOEF, 1968; KAY et Al. 1973). Les données expérimentales n'ont pu être utilisées telles quelles et il a fallu tout d'abord procéder à un lissage des courbes. En effet, la dérivation amplifie considérablement le bruit affectant les courbes de déplacement et en l'absence de filtrage des fréquences élevées les données de vitesse et, à plus forte raison, celles d'accélération obtenues de cette façon, sont inexploitable. Les méthodes de lissage et de dérivation ainsi que les résultats obtenus à l'aide de ces techniques sont exposés plus loin (voir annexe 5 et § 5 Modèle). On pourra comparer les accélérations angulaires présentées à l'annexe 5 avec celles de la figure 4.10.

En définitive, dans le type d'expérimentation qui a été décrite, la cinématographie est le seul moyen qui permette d'acquérir la totalité des données cinématiques. Cependant, en raison du filtrage sévère des données que cette technique implique, les valeurs d'accélération calculées, notamment les valeurs maximales des phases rapides, sont entachées d'une erreur non négligeable, c'est pourquoi, l'accélérométrie par capteurs ne doit pas être rejetée a priori car elle devrait permettre de pondérer les résultats obtenus d'après les films. On pourrait même envisager, à condition d'améliorer cette technique d'accélérométrie, de mettre en œuvre une méthode d'acquisition de données mixte.

IV.5. INTERPRÉTATION DES RÉSULTATS

L'analyse des résultats permet de mettre en évidence les faits suivants :

- 1) Les mouvements de l'ensemble tête-cou par rapport au thorax, dans les conditions de l'expérience sont toujours de grande amplitude même lorsque la vitesse de lancer est faible.
- 2) Ces mouvements se composent en général d'une translation suivie d'une rotation de la tête.
- 3) C'est l'animal dit normal qui semble compenser le mieux les effets de la décélération appliquée.
- 4) La stimulation électrique des muscles de la nuque, telle qu'elle a été réalisée sur l'animal hyper, modifie le comportement dynamique de la tête mais pas celui du cou.
- 5) Dans aucun des mouvements observés il n'apparaît d'hyperflexion de la tête par rapport au cou.
- 6) Par contre, à l'exception des essais hyper, les mouvements de la tête débutent toujours par une extension de la tête sur le cou. Cette extension est presque toujours maximale.

Hormis les points 1 et 2, ces résultats diffèrent quelque peu de ceux obtenus par d'autres auteurs aussi bien avec des volontaires et des animaux qu'avec des cadavres. (Cf MERTZ, 1971; CLARKE, 1972; EWING, 1973; HENDLER, 1974). On a

tenté d'interpréter ces différences en tenant compte du fait que ces études ont été réalisées avec des conditions expérimentales différentes, susceptibles d'influencer les résultats. Il a semblé que 4 facteurs pouvaient avoir une influence déterminante :

- l'utilisation d'un plastron de contention rigide,
- les caractéristiques particulières du sujet d'expérience,
- la posture adoptée au cours des essais,
- les modalités de la mise en jeu de la musculature.

L'importance de ces facteurs sera donc examinée successivement.

IV.5.1. Utilisation d'un plastron rigide

Contrairement aux systèmes de maintien composés de sangles qui absorbent une certaine quantité d'énergie et qui autorisent une légère mobilité du thorax, le plastron de contention, par son ajustement au corps de l'animal et par sa rigidité, permet de transmettre intégralement et quasi instantanément au thorax la décélération appliquée au chariot.

L'utilisation d'un tel système rend les tests plus sévères. En effet, il suffit de comparer les niveaux d'accélération subis par la tête pour deux systèmes de maintien différents pour s'en rendre compte. Les essais 5, 7 et 8 de CLARKE (1972) réalisés avec des babouins retenus par harnais déterminent une accélération angulaire de la tête voisine de $10\,000 \text{ rad./s}^2$ pour une décélération chariot d'environ 100 G. Dans l'essai 90 de la présente étude (babouin normal, cf fig. 4.10) la tête subit une accélération maximale de $2\,800 \text{ rad./s}^2$ pour une décélération chariot d'environ 20 G. Il se produit donc un accroissement du pic d'accélération de près de 50 % lorsqu'on passe d'un système rigide à un harnais composé de sangles, si l'on admet qu'il y a corrélation entre l'accélération tête et celle du chariot.

Une autre conséquence de l'utilisation du plastron est que, en fin de flexion, la tête au lieu de heurter le sternum, heurte le plastron. La course de la tête diminue donc légèrement, ce qui est peu important étant donnée l'épaisseur du plastron (env. 1 cm); par contre, de ce fait, l'impact est beaucoup plus sévère, en raison de la plus grande rigidité du plastron, comparée à celle du thorax.

IV.5.2. Sujet d'expérience

On a décrit au chapitre 2 ("Sujets d'expérience") les particularités géométriques et inertielles du système tête-cou du babouin. Ces propriétés expliquent pour une large part le comportement particulier du babouin et plus spécialement l'apparition du mouvement d'extension.

Au cours des mouvements il s'établit un équilibre entre la force d'inertie de la tête, appliquée au centre de gravité, et la résultante des forces résis-

tantes, opposées par les structures du cou principalement, appliquées à l'articulation entre la tête et le cou. L'application de ces deux forces donne naissance à un couple dont l'amplitude et le sens dépend de la position du centre de gravité par rapport à l'axe de rotation. Entre l'homme et le babouin, la différence de position du centre de gravité est telle que le couple résultant peut prendre un signe contraire. Il suffit que les conditions décrites par la fig. 4.11, c'est-à-dire, tête légèrement inclinée vers l'avant et accélération résultante au centre de gravité de la tête dirigée vers le bas et vers l'arrière, soient réunies. C'est bien le cas pour les essais hypo et, dans une moindre mesure, pour les essais normaux. Ce mouvement d'extension, qui ne peut apparaître chez l'homme, est donc une caractéristique du babouin. On retrouve d'ailleurs ce mouvement dans les essais réalisés également sur babouin par CLARKE (1972, fig. 17 p. 405). L'amplitude de ce mouvement est toutefois plus faible, la position initiale de la tête étant plus défléchie. Il faut signaler à ce propos que pour cette raison, Mc ELHANEY (1971), dans le cadre d'une étude plus large menée sur différents primates et

concernant différentes parties du corps, a rejeté le babouin pour toutes les questions se rapportant spécifiquement à la dynamique de la tête.

On peut, par ailleurs, imputer la rapidité des mouvements à la petite taille du babouin. En effet, le maximum d'accélération angulaire de la tête apparaît environ 35 à 40 ms après le début du choc chez le babouin (cf tableau 4.7 et CLARKE, 1972, fig. 17, 18, 19) alors que chez l'homme, ce maximum apparaît beaucoup plus tard, soit environ 70 à 80 ms après le début du choc (HENDLER, 1974; EWING, 1973, CLARKE, 1971). Ce temps de 70 ms a aussi été observé sur cadavres par CLEMENS (1972). Il semble que ces temps d'apparition du maximum d'accélération soient des caractéristiques des réponses impulsionnelles du système tête-cou du babouin et de l'homme. On peut penser que le rapport des masses ainsi que celui des longueurs de chaînons et, peut être aussi, celui des raideurs musculaires entre l'homme et le babouin déterminent cette différence.

Enfin, il est normal que l'impact du maxillaire inférieur sur le sternum soit plus précoce et plus violent chez le babouin que chez l'homme en raison de l'importance du massif facial de l'animal.

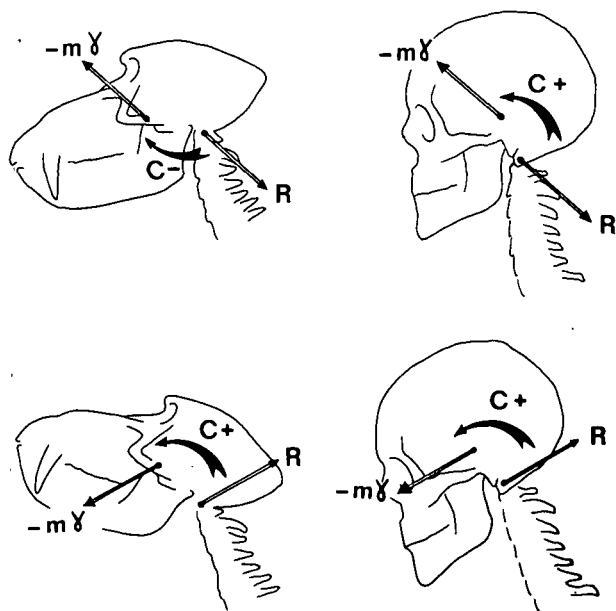


FIG. 4-11

Couple appliqué à la tête résultant de l'action de la force d'inertie ($-m\gamma$) et de l'action de la résultante des forces résistantes.

- En haut : peu après le début du choc, les forces appliquées chez l'homme et chez le babouin étant égales, le couple appliqué à la tête du babouin tend à provoquer un mouvement d'extension (à gauche) alors que chez l'homme ce couple tend à faire fléchir la tête (à droite).

- En bas : au cours du mouvement, environ 50 ms après le début du choc, la direction des forces appliquées change et le couple s'inverse pour le babouin, provoquant la flexion.

(La direction des forces pour l'homme a été évaluée par calcul à partir des données de EWING).

IV.5.3. Influence de la posture initiale

Comme on l'a dit (cf § reproductibilité), il n'a pas été possible d'assurer une posture strictement identique pour tous les essais. Or, il apparaît que la posture initiale a une importance non négligeable sur la dynamique du système tête-cou. Pour les essais hyper, le changement de posture est responsable de la disparition de la phase d'extension de la tête. En effet, dans ce cas, la position du centre de gravité de la tête est telle que le couple résultant de l'application des forces d'inertie et de forces résultantes tend à faire fléchir la tête en début de mouvement (cf figure 4.12).

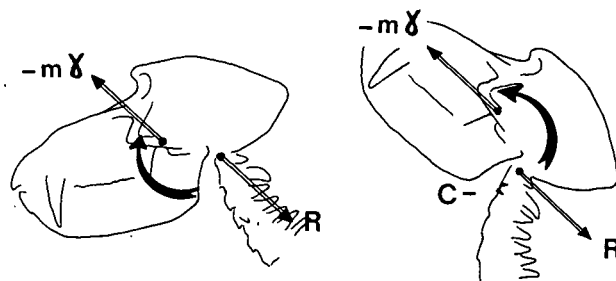


FIG. 4-12

Pour des forces de même module et de même direction, selon la disposition initiale de la tête, le couple appliqué peut être très différent et donner, par exemple, une extension (à gauche) ou une flexion (à droite). Ce dernier cas correspond aux essais de la série hyper.

Pour les autres essais, lorsque la tête heurte le plastron en fin de flexion, c'est la position de départ qui détermine l'amplitude des mouvements. Donc, plus la tête est fléchie au départ, plus l'amplitude est faible. Autrement dit, c'est pour les mouvements normaux que l'amplitude doit être la plus faible. Cette influence de la posture a été montrée chez le volontaire par STAPP (1951) et HENDLER (1974). Il a été établi en particulier que l'adoption d'une position initiale fléchie, combinée, il est vrai, à un raidissement général de la musculature, atténue très sensiblement la sévérité des essais, ce qui se traduit par une diminution des valeurs maximales d'accélération au niveau de la tête (jusqu'à 36 %, HENDLER).

IV.5.4 Action de la musculature

Les forces résistantes qui s'opposent à la force d'inertie de la tête au cours des essais dynamiques, sont de deux sortes, les forces passives et les formes actives.

En l'absence de contraction musculaire, la colonne vertébrale oppose une certaine résistance à la flexion (MORRIS, 1973). Cette résistance est due aux propriétés visco-élastiques des ligaments, parmi lesquels il faut compter les disques intervertébraux, et des muscles étirés au cours des mouvements. Cette résistance est assez faible tant que l'angulation de la tête reste inférieure à l'angulation volontaire maximale. Au-delà, on atteint la limite d'élasticité des ligaments et la résistance croît très rapidement pour atteindre des valeurs élevées (GADD et Al., 1971).

De plus, à ce moment, les butées osseuses peuvent venir en contact, augmentant encore cette résistance. Il s'agit de la rencontre de la tête avec le sternum, par exemple, ou de la jonction des apophyses épineuses des vertèbres.

Lorsque la musculature se contracte, la résistance de la colonne vertébrale est d'emblée plus importante que précédemment. Pour le plan sagittal on peut répartir l'action des muscles entre deux groupes fonctionnels : (PERRY et Al. 1959, cf annexe 2) les muscles capitaux et les muscles cervicaux, de sorte qu'elle puisse être exprimée sous forme de deux moments l'un par rapport à O_1 , l'autre par rapport à O_2 . La mise en jeu peut être volontaire ou réflexe ; mais dans le cas des essais dynamiques, la rapidité des mouvements exclut la mise en jeu réflexe, au moins pendant la phase de flexion, en raison de la latence du réflexe d'étirement : 100 ms dans les meilleures conditions chez l'homme, pour les muscles du cou (cf LIU, 1971 ; PONTIUS, 1972 ; FOUST, 1973).

Pour les essais qui ont été décrits, on peut apprécier l'importance relative de l'action de ces forces résistantes. Pour les mouvements hypo, le tonus musculaire est complètement aboli et la résistance

opposée au mouvement est faible sauf au moment où la tête atteint l'extension maximale et où le cou atteint la flexion maximale. La tête, d'ailleurs, heurte le plastron à ce moment ou peu après. Les décélérations produites sont très importantes et tardives (cf fig. 4.9 et 4.10). On retrouve le même phénomène chez MERTZ (1971) pour certains essais effectués sur cadavres, lorsque la rigidité n'est pas anormalement élevée. L'énergie cinétique de la tête et du cou est donc dissipée par les structures qui jouent le rôle de butée. Pour le babouin, ce sont essentiellement les ligaments limitant la flexion du cou et l'extension de la tête qui sont sollicités. En effet, la flexion de la tête par rapport au cou est toujours très faible, et de toutes façons, est limitée par l'impact sur le plastron. On notera aussi que dans les essais hypo, l'accélération angulaire de la tête qui, du point de vue des lésions cérébrales, semble être un facteur déterminant (GENNARELLI, 1971) est très importante.

Dans les essais hyper, la musculature du cou a été stimulée artificiellement. Si on se reporte à la segmentation de PERRY (1959), cette stimulation intéresse surtout les muscles capitaux, d'autant plus que FLORENT (1966) pense que la portion cervicale des extenseurs du cou joue surtout le rôle d'une liaison entre les vertèbres cervicales ou l'occiput et la partie dorsale de ces muscles qui est beaucoup plus puissante. On provoque ainsi un blocage de la tête mais par contre, l'articulation cou-thorax reste relativement libre. La décélération de la tête apparaît dès le début du mouvement et atteint une valeur bien inférieure à celle des mouvements hypo. L'effet de retenue est très sensible mais, après la flexion, l'énergie accumulée dans les composantes élastiques musculaires est restituée, provoquant une extension forcée.

Pour le cou, par contre la retenue, bien que meilleure que précédemment, est insuffisante car l'angulation du cou reste assez élevée. On peut penser que les extenseurs du cou non stimulés directement, gardent un certain tonus encore qu'on ne connaisse pas les effets secondaires d'une telle stimulation.

Pour les essais normaux, le tonus musculaire est naturellement plus grand que pour les hypo. On a vu que la posture pouvait diminuer l'amplitude des mouvements. Mais, malgré une position initiale très fléchie, il n'y a quasiment jamais d'impact sur le plastron sauf aux grandes vitesses. Autrement dit, le cou et la tête sont retenus de façon très efficace. Il faut donc admettre que l'animal est capable de développer une action musculaire suffisamment puissante et coordonnée pour assurer le maintien de la tête et du cou au cours d'une forte décélération. Elle permet, dans les conditions de l'expérience, d'atténuer l'accélération angulaire maximale de la tête d'environ 50 % par rapport à un état complètement relâché.

Cette activité musculaire spontanée et volontaire — on a vu qu'elle ne pouvait être réflexe — s'étend probablement à de nombreux muscles autres que ceux du cou, notamment ceux du dos et des épaules, car elle s'avère beaucoup plus efficace que la simple stimulation électrique des muscles du cou.

Elle doit obéir à une loi de coordination qui détermine plus un raidissement des articulations dû à une co-contraction des fléchisseurs et des extenseurs qu'une simple contraction de ces derniers. En effet, il n'y a pas ce phénomène de restitution d'énergie après flexion dans les essais normaux.

Cette action musculaire traduit une préparation de l'animal qui anticipe le début du choc. On a observé d'ailleurs, au moment du départ du chariot pour sa course d'élan, des signes caractéristiques du raidissement de l'animal.

Il semble donc que la contraction musculaire, surtout si elle est associée à une posture adéquate, permet de beaucoup mieux supporter les effets des fortes décélérations, en diminuant les valeurs maximales d'accélération tant linéaires qu'angulaires subies par la tête et le cou. C'est aussi ce qui ressort des expériences de STAPP (1961) et plus récemment de celles de HENDLER (1974).

V.2. DESCRIPTION DU MODELE

L'ensemble tête-cou en situation de choc frontal a été schématisé de la façon suivante (cf fig. 5.1). Deux chaînons de longueur l_1 et l_2 , représentant respectivement le cou et la tête, sont articulés entre eux au niveau d'un axe O_2 . l_1 est lui-même articulé en O_1 avec le thorax supposé fixe par rapport au chariot. La masse m_2 de la tête est concentrée au centre de gravité G_2 situé à l'extrémité de l_2 . La masse m_1 du cou se trouve concentrée au centre de gravité G_1 situé sur l_1 entre O_1 et O_2 . Les moments d'inertie de la tête et du cou par rapport aux axes perpendiculaires au plan sagittal passant par G_2 et G_1 sont I_2 et I_1 respectivement. Au niveau de chacune des deux articulations, agissent un ressort et un amortisseur de rotation dont les coefficients caractéristiques sont K_1 et K_3 respectivement pour O_1 et K_2 et K_4 pour O_2 . La position de chaque segment est mesurée par l'angle que fait ce segment avec la direction verticale. Soient θ_1 et θ_2 les angles correspondant à l_1 et l_2 , θ'_1 et θ'_2 les vitesses angulaires et θ''_1 et θ''_2 les accélérations angulaires respectives de l_1 et l_2 .

La décélération donnant le signal d'entrée appliqué au système est de forme trapezoïdale (\ddot{x}) dont les paramètres sont représentés sur la fig. 5.2.

V. MODELE

V.1. HYPOTHESES SIMPLIFICATRICES

L'élaboration du modèle repose sur les hypothèses suivantes :

- 1) Les mouvements se déroulent exclusivement dans le plan sagittal.
- 2) Dans ce plan, l'ensemble tête-cou peut être schématisé par un système comportant deux chaînons rigides articulés entre eux et avec le thorax au niveau de deux axes de rotation perpendiculaires au plan sagittal.
- 3) La masse de chacun de ces chaînons est concentrée en son centre de gravité. Celui-ci se trouve situé à la moitié de la longueur du chaînon.
- 4) Les actions musculaires et ligamentaires sont figurées par des moments développés par rapport à chaque axe par des éléments visco-élastiques dont les caractéristiques sont linéaires et constantes dans le temps. Les angles d'équilibre indifférent du système coïncident avec la position des deux segments $O_1 O_2$ et $O_2 G_2$ (cf § V. 2 et fig. 5.1) avant le choc.
- 5) Au lieu de considérer un système global comprenant le système tête-cou et l'ensemble chariot-thorax, sur lequel est appliqué la force extérieure, on a considéré seulement le système tête-cou, sur lequel aucune force extérieure n'agit directement mais où l'effet de la décélération, c'est-à-dire l'effet de la force appliquée au chariot, a été figuré par une force d'inertie horizontale appliquée au centre de gravité de chacun des chaînons du système tête-cou.
- 6) Les mouvements sont considérés libres et sans butées.

V.3. ÉQUATIONS DU MOUVEMENT

On peut mettre en équation le mouvement du système tête-cou à l'aide des équations de LAGRANGE. Une des formes de ces équations est :

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_n} - \frac{\partial T}{\partial q_n} + \frac{\partial V}{\partial q_n} = F_n$$

dans laquelle on a :

- T = énergie cinétique totale du système,
- V = énergie potentielle totale du système ; en particulier celle due à la gravitation et celle due à la tension des ressorts,
- q_n = paramètre indépendant,
- \dot{q}_n = vitesse de ce paramètre,
- F_n = force généralisée. Ne sont pas concernées les forces dont on a calculé l'énergie potentielle.
- n = nombre de paramètres indépendants.

Le système tête-cou a deux degrés de liberté. Deux paramètres indépendants suffiront pour le repré-

senter : θ_1 et θ_2 . En remplaçant par leurs équivalents les différents termes précédents, on obtient :

$$(1) \quad \ddot{\theta}_1 \left(B_1 + m_2 l_1^2 \right) + m_2 l_1 l_2 \ddot{\theta}_2 \cos \left(\theta_1 - \theta_2 \right) + \ddot{x} l_1 \left(m_2 + \frac{m_1}{2} \right) \cos \theta_1 + m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_2^2 \sin \left(\theta_1 - \theta_2 \right) - \frac{1}{2} g \cdot \left(m_1 + m_2 \right) \sin \theta_1$$

$$= -K_1 \left(\theta_1 - \theta_{1E} \right) + K_2 \left(\theta_2 - \theta_1 - \theta_{2E} + \theta_{1E} \right) - K_3 \cdot \dot{\theta}_1$$

et

$$(2) \quad \ddot{\theta}_2 \left(B_2 + m_2 l_2^2 \right) + m_2 l_1 l_2 \ddot{\theta}_1 \cos \left(\theta_1 - \theta_2 \right) + \ddot{x} m_2 l_2 \cos \theta_2 - m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_1^2 \sin \left(\theta_1 - \theta_2 \right) - m_2 l_2 g \sin \theta_2$$

$$= -K_2 \left(\theta_2 - \theta_1 - \theta_{2E} + \theta_{1E} \right) - K_4 \left(\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1 \right)$$

avec :

B_1 : moment d'inertie du cou par rapport à O_1 ;
 B_2 : moment d'inertie de la tête par rapport à O_2 ;

θ_{1E} : valeur de θ à l'équilibre ;
 θ_{2E} : valeur de θ_2 à l'équilibre.

V.4. MÉTHODE DE DÉTERMINATION DES PARAMETRES ET DE SIMULATION

La méthode consiste, dans son principe, à déterminer tout d'abord les paramètres mécaniques en considérant les équations 1 et 2 (cf § précédent) comme un système d'équations linéaires en K_1 , K_2 , K_3 et K_4 . La résolution de ces équations conduit à un jeu de valeurs pour ces paramètres. Ensuite ces valeurs sont utilisées pour résoudre le même système d'équations considéré cette fois comme système d'équations différentielles, par une méthode d'intégration de RUNGE-KUTTA d'ordre 4. Le détail de cette méthode est exposé dans l'annexe 6. On trouvera également dans cette annexe une vérification des équations du mouvement par l'utilisation de valeurs particulières de K_1 , K_2 , K_3 , K_4 .

Les constantes géométriques et inertielles ont été données au § 2.3 (caractéristiques physiques du babouin) et la technique de détermination de ces constantes a été exposée au § 3.6 (détermination des paramètres biomécaniques). Les données cinématiques, pour des raisons de cohérence entre le déplacement, la vitesse et l'accélération angulaire (§ 4.4.2.3),

ont été tirées de l'analyse des films d'essais. Il faut signaler que dans cette perspective le pas de dépouillement des films a dû être ramené de 5 à 1 ms. De plus, il a fallu lisser 4 fois les courbes expérimentales

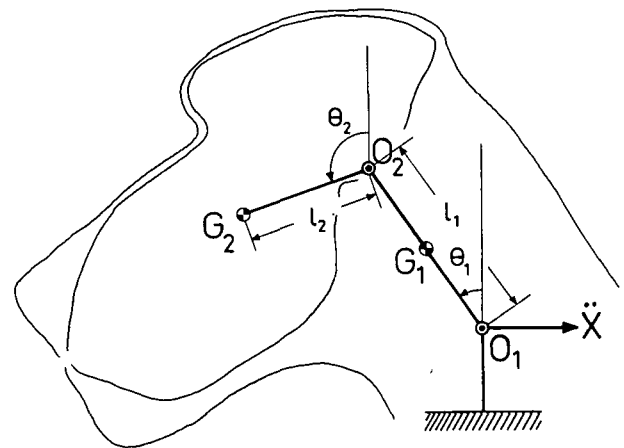


FIG. 5-1

Modèle du système tête-cou à 2 axes de rotation.

pour éliminer le bruit qui les parasitait, avant de passer à la dérivation. Les méthodes utilisées et les résultats qui en sont issus sont reportés en annexe 5.

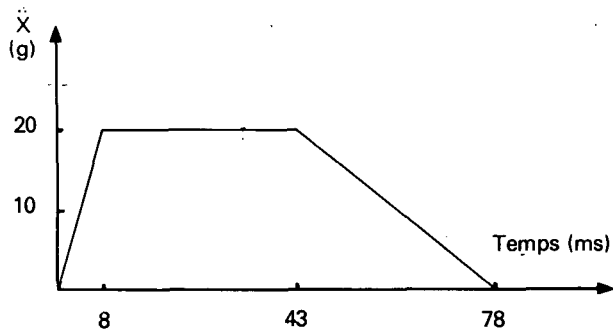


FIG. 5-2

Signal d'entrée trapézoïdal appliqué au système.

V.5. RÉSULTATS

V.5.1. Résultats obtenus avec les valeurs de paramètres issues directement du calcul

Les valeurs des paramètres K_1 , K_2 , K_3 et K_4 obtenues par la méthode décrite plus haut (cf § 5.4) sont présentées dans le tableau 5-1.

Les valeurs de K_1 semblent s'ordonner selon l'état musculaire, ce à quoi on pouvait s'attendre. Pour K_2 , les deux valeurs calculées pour un même essai sont

assez différentes l'une de l'autre (cf annexe 6) et l'une d'elles est même négative dans le cas de l'essai 91. La valeur de K_3 reste du même ordre dans les trois cas. Enfin, pour K_4 , on obtient des valeurs assez faibles et négatives pour 2 essais.

Pour la simulation du comportement cinématique du système, les valeurs portées dans le tableau 5-1 ont été utilisées avec le programme d'intégration, à l'exception des valeurs négatives de K_2 et K_4 .

La valeur négative de K_2 n'a pas été retenue n'ayant en effet aucune signification physique. Pour K_4 , étant donné le degré de précision de la méthode de détermination, on a substitué aux valeurs négatives une valeur positive très petite, différente de zéro.

Les courbes obtenues avec ce jeu de paramètres sont présentées sur les fig. 5-3 à 5-5. On constate que les courbes simulées sont proches des courbes expérimentales pour θ_1 dans les essais 89 et 90. Par contre pour θ_1 dans le cas 91, et θ_2 , dans les trois cas 89, 90, 91, les courbes simulées et expérimentales sont assez éloignées l'une de l'autre.

Ces valeurs de paramètres et ces courbes ont été considérées comme des données de base à partir desquelles on a recherché des valeurs donnant une meilleure simulation au moyen d'une étude paramétrique. Celle-ci a été préférée à une méthode de calcul de type "Simplex" par exemple dont la mise en œuvre aurait été disproportionnée avec la précision dont on avait besoin.

Etat	No Essais	Raideur ressort cou. K_1 (N.m/rd)	Raideur ressort tête		Amortissement cou. K_3 (N.m.s/rd)	Amortissement tête K_4
			K_2 (N.m/rd)	K_2^* (N.m/rd)		
Hyper	89	65	2	12	1,5	-0,04
Normal	90	55	6,8	4	1,1	0,11
** Hypo	91	24	-28	12	1,5	-0,16

* 2 valeurs de K_2 ont été calculées (cf. Annexe 6).

** Le jeu de paramètres n'a été calculé que pour la 1^{re} partie du mouvement avant l'impact de la tête sur le plastron.

TABLEAU 5-1

	K_1	K_2	K_3	K_4
↔↔	65	12	1.5	10^{-4}
↔→	65	2	1.5	10^{-4}
↔↔	65	20	1.5	10^{-4}
↔↔	65	15	1.5	0.1
↔↔	65	15	1	0.2
—	experimentale			

	K_1	K_2	K_3	K_4
↔↔	55	15	1	0.01
↔→	55	4	1	0.11
↔↔	55	7	1	0.11
—	experimentale			

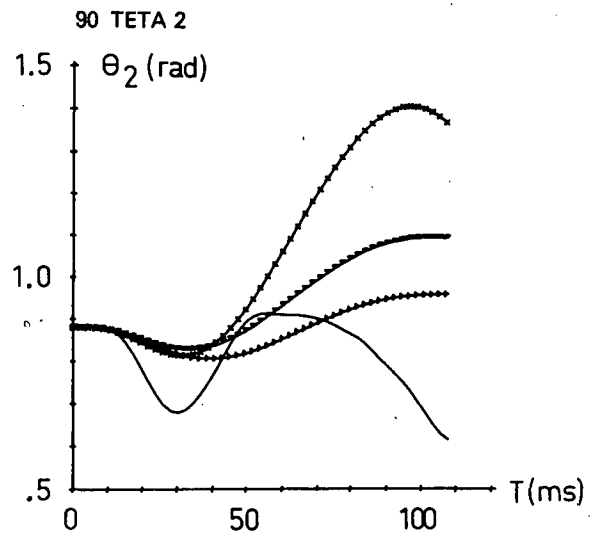
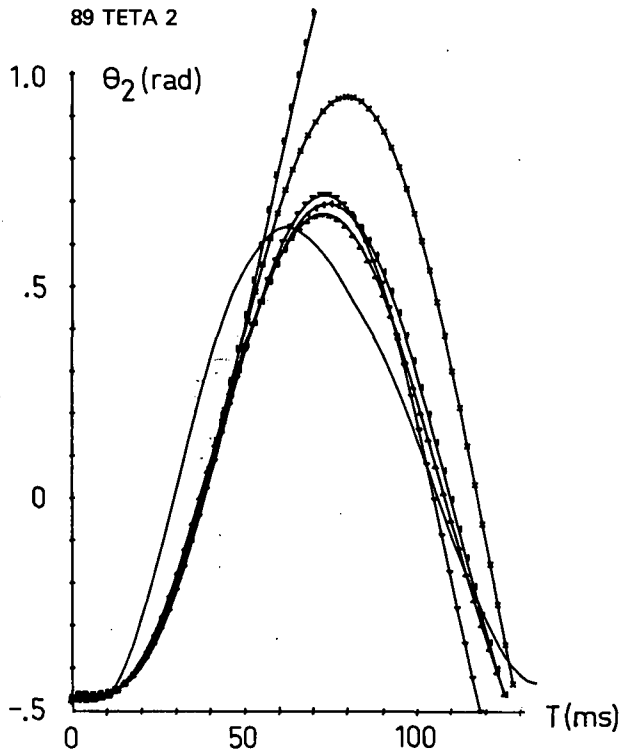
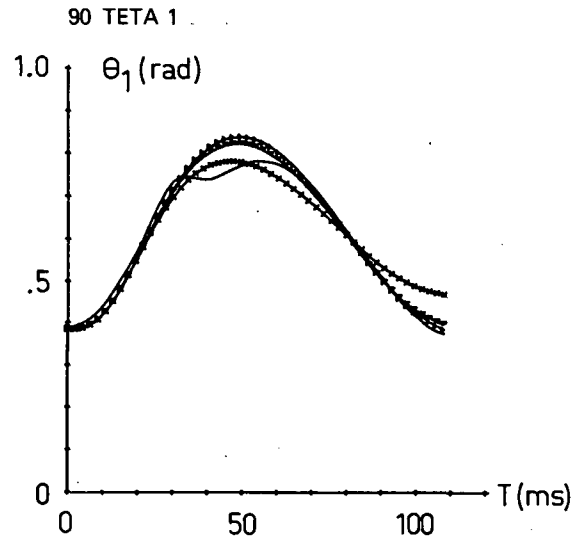
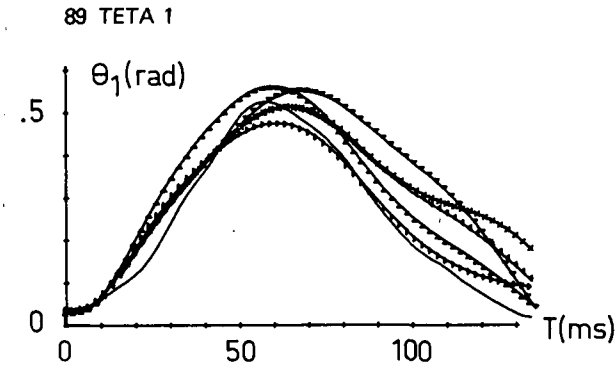


FIG. 5-3
(Essai 89)

FIG. 5-4
(Essai 90)

	K_1	K_2	K_3	K_4
←→	24	12	1.5	10^{-4}
→→	5	5	1.2	10^{-4}
—	experimentale			

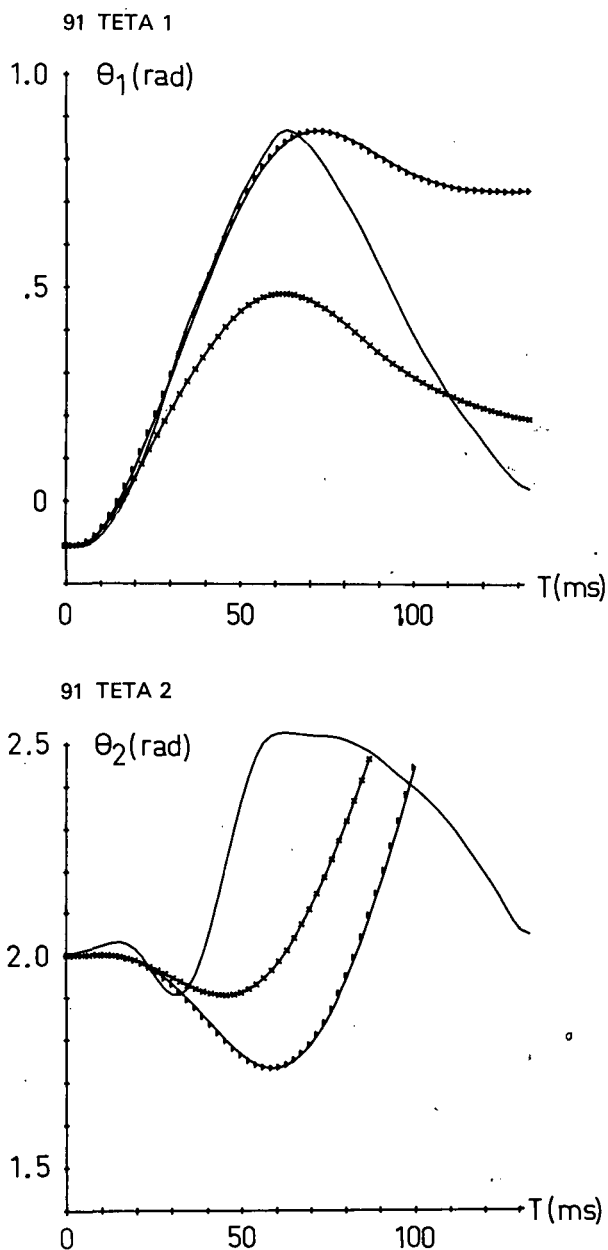


FIG. 5-5
(Essai 91)

V.5.2. Résultats après réajustement des paramètres

Compte tenu des limitations imposées par les hypothèses simplificatrices du modèle, l'étude paramétrique, dont une partie est présentée dans l'annexe 6 (cf fig. A 6.2 à A 6.5), a permis de retenir un jeu de paramètres qui semble satisfaisant en fonction des critères qui seront présentés dans la discussion (cf § 5.6).

En fait, pour l'essai 89 (Hyper) il est possible de retenir plusieurs jeux de paramètres donnant des valeurs cinématiques simulées proches des valeurs expérimentales. Ces différents jeux de paramètres sont donnés dans le tableau 5-2 et les courbes correspondantes sont reproduites sur les fig. 5.3 à 5.5.

Par rapport aux valeurs données dans le tableau 5-1 on note que c'est surtout pour l'état Hypo (91) que la différence est grande en ce qui concerne K_1 . Pour les autres états, on a pu garder la même valeur de K_1 .

Pour K_2 et K_3 les valeurs restent du même ordre et pour K_4 elles restent faibles.

V.6. DISCUSSION

L'influence de la musculature cervicale sur le comportement dynamique du système tête-cou, chez le babouin, a été caractérisée par la variation de 4 paramètres de raideur et d'amortissement, à l'aide du modèle à deux axes de rotation. On a tout d'abord contrôlé que ces valeurs de paramètres s'accordaient avec l'interprétation des courbes de déplacement et d'accélération qui a été faite au § 4.5.4. Puis on a cherché à comparer les valeurs retenues avec celles utilisées par divers auteurs dans la modélisation du système tête-cou. D'autre part, la simulation ne donnant pas de bon résultats dans tous les cas, on a recherché des facteurs pouvant être la cause des défauts constatés et quelles pouvaient être les améliorations à apporter au modèle pour obtenir une meilleure simulation du comportement.

En analysant les données du tableau 5-2 on constate que la variation de raideur liée à l'état musculaire confirme dans une certaine mesure l'interprétation donnée au § 4.5.4. En effet, pour l'état Hypo, les faibles valeurs de K_1 et K_2 montrent que la résistance opposée au mouvement par les structures responsables du maintien de la tête et du cou est très faible. Pour l'état Hyper par contre, cette résistance serait 13 fois plus grande pour l'articulation cou-thorax et 3 à 4 fois plus grande pour l'articulation tête-cou, par rapport à l'état hypo. Pour l'état normal, la raideur au niveau de l'articulation cou-thorax est sensiblement du même ordre que dans l'état hyper, ce qui confirmerait l'existence d'une résistance musculaire importante. Au niveau de la tête, la raideur trouvée reste assez faible, ce qui est en désaccord avec ce qui a été dit au § 4.5.4. Cependant, la simulation du mouvement de la tête avec une telle raideur reste très approximative et on s'en expliquera plus loin.

Etat	No Essais	Raideur Ressort cou K ₁ (N.m/rd)	Raideur Ressort tête K ₂ (N.m/rd)	Amortissement cou K ₃ (N.m.s/rd)	Amortissement tête K ₄ (N.m.s/rd)
Hyper	89	65	20	1,5	0,0001
		65	15	1,5	0,1
		65	15	1	0,2
Normal	90	55	15	1	0,01
Hypo	91	5	5	1,2	10 ⁻⁴

TABLEAU 5-2

En ce qui concerne l'amortissement, les valeurs de K₃ sont toujours plus importantes que celle de K₄.

On a cherché à situer ces valeurs de paramètres par rapport à celles qu'ont utilisées divers auteurs dans des modèles comparables du système tête-cou. Il paraît difficile d'effectuer une comparaison directe car aucun modèle ne s'est jamais rapporté au babouin. On dispose, par contre, de données concernant le singe Rhesus, plus petit que le babouin, et d'autres concernant l'homme. ROBERTS (1974), pour un modèle à 4 axes de rotation, donne les valeurs de raideur suivantes :

tête/C1 2.26
 C2/C3 2.26 N. m/rd
 C5/C6 5.65
 C7/T1 9.04
 pour une tête d'inertie : 4.52 x 10⁻⁴ m² kg et de masse 0.457 kg.

Le même auteur, en 1969, dans un modèle tête-cou de l'homme ne comportant qu'un seul axe de rotation, utilisait un ressort de raideur 20 N.m/rd pour une tête de 4,88 kg. D'autres auteurs ont exploité les courbes moment/angle, pour la tête, publiées par MERTZ (1971). En particulier ALEM (1974) dans un modèle à deux axes de rotation (tête/C1 et C7/T1) réparti de façon égale, entre deux ressorts de torsion, une raideur globale de 86 N.m/rd. Le babouin, par sa masse, se situe entre le rhesus et l'homme et par conséquent, on peut penser qu'il en est de même pour la raideur. Dans ce cas, les valeurs de raideur calculées pour le babouin ne sont pas aberrantes. Il ne semble pas que l'on puisse aller plus loin dans la comparaison. De plus, comme le montre VIVIANI (1975), cette raideur peut varier, chez un même individu, de quelques N.m/rd à plusieurs dizaines de N.m/rd selon la fréquence des mouvements de la tête lors de sollicitations rapides de faible amplitude.

Ne pouvant valider ces valeurs par simple comparaison avec celles utilisées par d'autres auteurs, seule la simulation du comportement du système doit permettre de s'assurer que ces valeurs de paramètres sont correctes, pour autant que le modèle lui-même soit une bonne représentation du système tête-cou. Au niveau de cette simulation, un certain nombre de problèmes subsistent dont on a essayé de déterminer les causes.

La comparaison des courbes de θ_1 et θ_2 simulée et expérimentale (cf fig. 5.3 à 5.5) montre que la simulation est satisfaisante dans l'essai hyper (89) pour les deux angles, ainsi que pour θ_1 dans l'essai 90. Pour l'essai 91, étant donnée l'importance de l'impact sur le plastron, on s'est attaché à simuler seulement la première partie du mouvement ; par conséquent on peut considérer la courbe simulée de θ_1 comme bonne. Ce problème de l'impact plastron sera discuté plus loin dans le cadre des problèmes de butées. En ce qui concerne θ_2 , pour les essais 90 et 91, la simulation s'avère plus difficile, en raison principalement de l'existence de la phase d'extension initiale que l'on n'avait pas dans le cas 89 (Hyper) la tête étant au départ en extension forcée.

Pour obtenir une extension initiale, il faut que la force d'inertie et la résultante des forces résistantes appliquée en O₂ soient orientées par rapport au segment O₂G comme indiqué sur la fig. 4.12. Comme, au début du choc, la force d'inertie utilisée comme signal d'entrée, appliquée au centre de gravité de la tête, est horizontale, il faut donc que θ_2 soit supérieur à $\frac{\pi}{2}$ (1,57 rd). Or pour l'essai 91, la valeur initiale de θ_2 est de 1,45 rd ; il ne peut donc y avoir d'extension. Dans la réalité, la force d'inertie au centre de gravité de la tête, au début du mouvement, n'est pas horizontale, mais dirigée vers le haut et vers l'avant, comme cela a été montré au cours d'une étude parallèle (cf BIARD et al. 1975).

	K_1	K_2	K_3	K_4	θ_{2-0}
→	10	10	1	10^{-4}	2
→	10	10	1	10^{-4}	1.45
—	experimentale				

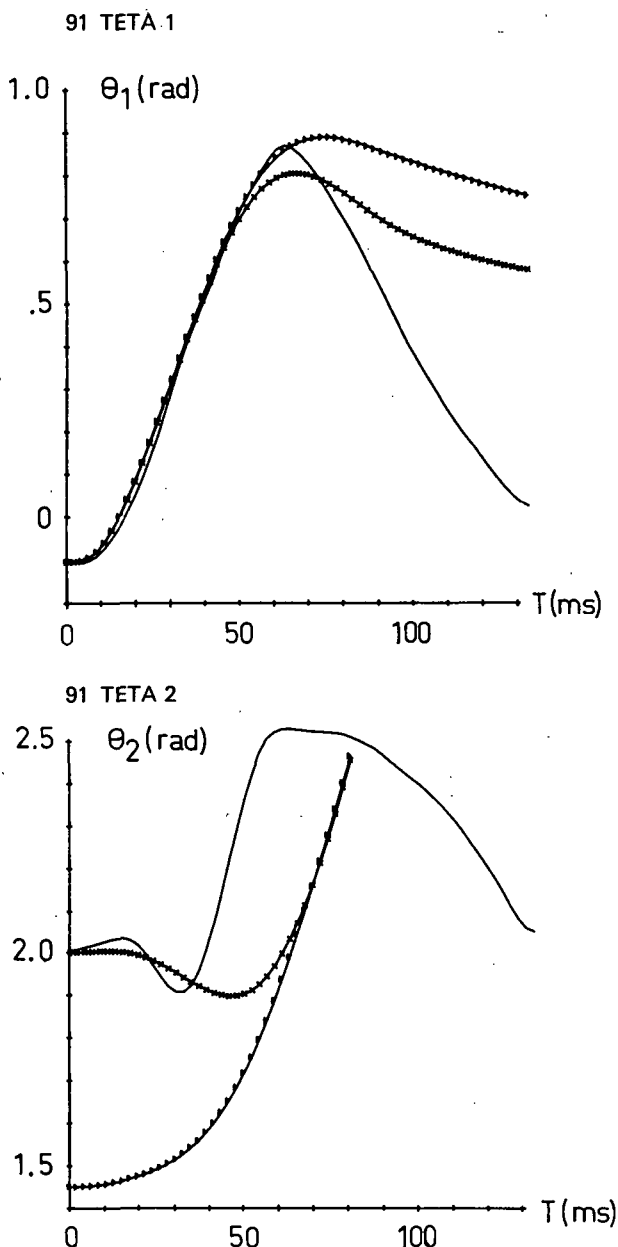


FIG. 5-6
(Essai 91)

Pour essayer de pallier cet inconvénient on a augmenté artificiellement la valeur initiale de θ_2 jusqu'à 2 rd de façon à inverser le sens du couple du départ. Comme on peut le voir sur la fig. 5-6, cette modification permet de simuler une phase d'extension initiale. En ce qui concerne l'essai 90, bien que la valeur initiale de θ_2 (1,88 rd) soit suffisante, la force d'inertie étant horizontale, l'extension est moins importante que dans le cas réel.

Si la modification de la position initiale de θ_2 permet de corriger le défaut introduit par le signal d'entrée, il reste à simuler la phase de flexion rapide qui suit immédiatement l'extension. La rapidité du phénomène suggère d'augmenter la valeur de K_2 . Mais quand on diminue le temps de réponse du système en augmentant K_2 , on supprime la phase d'extension. Dès lors, cette inversion du sens du mouvement ne peut s'expliquer que par l'intervention d'une butée. D'ailleurs, si on se reporte aux courbes expérimentales de $\theta_2-\theta_1$ (cf fig. 4-7) on s'aperçoit que la tête vient en extension maximale sur le cou 40 ms environ après le début du choc. Autrement dit, il est probable que le mouvement d'extension de la tête est arrêté par les structures du cou qui jouent le rôle de butée.

Dans cette hypothèse, il était logique qu'en l'absence de butée on retienne la valeur de K_2 qui donne une phase d'extension de pente comparable à celle de la courbe expérimentale, mais de plus grande amplitude; d'autant plus que cette même valeur permet d'obtenir une phase de flexion de même allure que dans la réalité avec toutefois un décalage de temps.

En ce qui concerne la rupture de pente de la courbe de θ_2 , associée, en fin de flexion, avec l'impact sur le plastron, il est évident que l'action d'une butée serait nécessaire pour simuler ce brusque changement de direction. La simulation de cet impact dans le cadre de cette étude n'ayant qu'un intérêt limité, on n'a pas cherché à ajuster au mieux le mouvement de retour de la tête et du cou. Par contre, en l'absence de plastron, la tête peut heurter le thorax et dans ce cas, il peut être intéressant de modéliser cet impact.

Il est, par ailleurs, d'autres facteurs susceptibles d'introduire des erreurs mais dont les effets sont plus difficiles à mettre en évidence. Ce sont, tout d'abord, les erreurs commises sur la détermination des différentes constantes biomécaniques, en particulier des moments d'inertie; et aussi l'incertitude sur la détermination de l'amplitude et de la durée des différentes phases du signal d'entrée.

En définitive, le modèle à deux axes de rotation, moyennant quelques perfectionnements, doit permettre de simuler de façon satisfaisante le comportement dynamique du système tête-cou. D'ailleurs, le modèle de BOWMAN (1972), celui de ALEM (1974), ou encore celui de ROBERTS (1974), qui sont fondés sur les mêmes principes mais présentent chacun leurs caractères propres (moments d'arrêt pour simuler l'action des butées ostéo-ligamentaires, déformation

longitudinale du chainon cou, non linéarités, introduction d'un troisième axe) reproduisent correctement, selon leurs auteurs, la cinématique et la dynamique de la tête et du cou. Mais dans la mesure où ces modèles ne visent pas l'étude spécifique de la dynamique cervicale mais sont plutôt destinés à produire un signal d'accélération pour étudier la dynamique du contenu crânien, on peut se demander à quel point ces perfectionnements se justifient, d'autant que le gain de représentativité sur le plan de la cinématique qui en résulte est limité. Dans le cas présent, seule l'introduction de butées semble se justi-

fier pleinement. Le principal intérêt de ce modèle résidant dans la possibilité d'appliquer plus directement les données expérimentales au mannequin anthropométrique, il ne paraît pas souhaitable de compliquer outre mesure ce modèle en y apportant des éléments supplémentaires. Toutefois, il peut être intéressant d'introduire certaines non linéarités pour rendre compte notamment d'une certaine modulation dans le temps de l'activation du système musculaire et des caractéristiques mécaniques particulières du muscle. Ces phénomènes pourraient être la cause de l'allure particulière des courbes de l'essai 90.

VI. CONCLUSIONS

La présente expérimentation a permis d'établir les principales caractéristiques de la réponse dynamique du système tête-cou d'un babouin soumis à une décélération frontale (-Gx). Compte tenu des caractéristiques physiques propres au babouin, ce comportement dynamique est comparable à celui de l'homme. On retrouve notamment les phases de translation et de rotation de la tête par rapport au thorax.

Cette expérimentation a permis de montrer le rôle non négligeable de la contraction musculaire dans le comportement dynamique du système tête-cou. Lorsque la musculature cervicale est contractée, il se produit une diminution notable de l'amplitude et de la vitesse des mouvements forcés de la tête et du cou, et une atténuation de près de 50 % de la valeur maximale de l'accélération angulaire subie par la tête, par rapport à un état relâché, même pour des vitesses de lancer élevées (jusqu'à 40 km/h).

Dans les conditions normales, cette contraction musculaire qui intéresse probablement un nombre important de muscles localisés au niveau du cou, des épaules et du dos, résulte d'une activation volontaire qui anticipe le début du choc.

On a vu qu'un modèle à deux axes de rotation permet de décrire et de simuler de façon simple les mouvements de translation et de rotation de la tête, au moyen de 6 variables angulaires (déplacement, vitesse et accélération angulaires pour 2 axes).

Les propriétés visco-élastiques du système tête-cou sont alors décrites par 4 paramètres mécaniques (2 valeurs de raideur, 2 valeurs d'amortissement) pour chaque état musculaire. A l'aide d'un tel modèle, on peut donc envisager plus facilement une application des résultats trouvés à la conception d'un cou de mannequin anthropométrique plus conforme à la réalité sur le plan des propriétés mécaniques.

En outre, en raison de sa simplicité, ce modèle présente une grande souplesse d'utilisation et se prête aisément à la simulation. On peut ainsi envisager de simuler des situations difficilement contrôlables au cours de l'expérience. En particulier, il semble intéressant d'analyser l'effet d'une modulation au cours du temps des paramètres visco-élastiques calculés, correspondant à une mise en jeu réflexe des muscles, par exemple.

Enfin, comme il a été dit dans l'introduction, cette première tentative de description quantitative des mouvements de l'ensemble tête-cou, ne concerne que le plan sagittal, c'est-à-dire une situation idéale de choc frontal. En fait, dans la réalité des accidents, les chocs non frontaux sont aussi nombreux et leurs conséquences lésionnelles sont très probablement plus grandes. C'est pourquoi une nouvelle série expérimentale en cours est consacrée à l'étude du comportement dynamique du système tête-cou lors de chocs non frontaux.

BIBLIOGRAPHIE

- ALEM N.M. (1974) — Simulation of head injury due to combined rotation and translation of the brain. Proc. 18 th Stapp Car Crash Conf. pp. 579-598. SAE edit. New-York.
- ARMSTRONG R.W., WATERS H.P., STAPP J.P. (1968) — Human muscular restraint during sled deceleration. Proc. 12 th Stapp Car Crash Conf. pp 440-462. SAE edit. New-York.
- BARNES G.R., RANCE B.H. (1974) — Transmission of angular acceleration to the head in the seated human subject. Aerospace medicine, pp. 411-416.
- BECKER E.B. (1972) — Measurement of the mass distribution parameters of anatomical segments. Proc. 16th Stapp Car Crash Conf., pp. 160-185, SAE edit. New-York.
- BERTHOZ A., VIVIANI P., VAUTRIN J. (1972) — Effets des chocs et des vibrations sur le contrôle du mouvement. Rapport n° 30. Contrat D.R.M.E. n° 70.34.521.00.480.75.01. Laboratoire de Physiologie du travail. C.N.A.M. Paris.
- BIARD R. et Al. (1975) — Effet du déplacement artificiel du centre de gravité de la tête du babouin sur le comportement dynamique du système tête-cou lors d'un choc frontal (-G_x). Proc. 2nd IRCOBI conf. pp. 257-268 (BIRMINGHAM, sept. 1975).
- BOUCHET A., CUILLERET J. (1971) — Anatomie. Vol. 1 et 2. S.I.M.E.P. Edit. Villeurbanne.
- BOWMAN B.M., ROBBINS D.H. (1972) — Parameter study of biomechanical quantities in analytical neck models. Proc. 16th Stapp Car Crash Conf. pp. 14-44. SAE edit. New-York.
- CESCHINO F., KUNTZMANN J. — *Problèmes différentiels de conditions initiales.*
- CLARKE T.D., SPROUFFSKE J.F., TROUT E.M., GRAGG C.D., MUZZY W.M., KLOPFENSTEIN H.S. (1970) — Baboon tolerance to linear deceleration. I Air bag restraint. II Lap belt restraint. Proc. 14th Stapp Car Crash Conf. pp. 263-298, SAE edit. New-York.
- CLARKE T.D., GRAGG C.D., SPROUFFSKE J.F., TROUT E.M., ZIMMERMAM R.M., MUZZY W.H. (1971) — Human head linear and angular decelerations during impact. Proc. 15th Stapp Car Crash Conf. pp 269-286, SAE edit. New-York.
- CLARKE T.D., SMEDLEY D.C., MUZZY W.H., GRAGG C.D., SCHMIDT R.E., TROUT E.M. — Impact tolerance and resulting injury patterns in the baboon; Air Force Shoulder Harness - lap belt restraint. Proc. 16th Stapp Car Crash Conf. pp. 365-411, SAE edit. New-York.
- CLEMENS H.J., BUROW K. (1972) — Experimental investigation on injury mechanisms of cervical spine at frontal and rear front vehicle impacts. Proc. 16th Stapp Car Crash Conf. pp. 76-104, SAE edit. New-York.
- CULVER C.C., NEATHERY R.F., MERTZ H.J. (1972) — Mechanical necks with humanlike responses. Proc. 15th Stapp Car Crash Conf. pp. 61-75, SAE edit. New-York.
- DAMON A., STOUTD H.W., Mc FARLAND R.A. (1963) — *The human body in equipment design.* Harvard university press edit., 1 vol. 360 p. - 2 nd edit. 1971.
- DEMPSTER W.T. (1955) — Space requirements of the seated operator. W.A.D.C. Tech. Rep. n° 55.159.
- 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 -G_x impact acceleration. Proc. 12th Stapp Car Crash Conf. pp. 424-439, SAE edit. New-York.
- EWING C.L., THOMAS D.J. (1972) — Human head and neck response to impact acceleration. Report n° 21 Naval Aerospace Medical Research Laboratory, Pensacola - Florida U.S.A. - 1 vol., 373 pages.
- EWING C.L., THOMAS D.J. (1973) — Torque versus angular displacement response of human head to -G_x impact acceleration. Proc. 17th Stapp Car Crash Conf. pp. 309-342, SAE edit. New-York.

- FLORENT J., GILLOT C. (1966) — Eléments d'anatomie fonctionnelle du rachis cervical. *Ann. Med. Phys.* 9, 3, pp. 206-223.
- FOUST D.R., CHAFFIN D.B., SNYDER R.G., BAUM J.K. (1973) — Cervical range of motion and dynamic response and strength of cervical muscles. Proc. 17th Stapp Car Crash Conf. pp. 285-308, SAE edit. New-York.
- GADD C.W., CULVER C.C. (1971) — A study of responses and tolerances of the neck. Proc. 15th Stapp Car Crash Conf. pp. 256-268. SAE edit. New-York.
- GARRETT J.W., BRAUNSTEIN P.W. (1962) — Journal of trauma 2, 220.
- GENNARELLI T.A., OMMAYA A.K. (1971) — Comparaison of translational and rotational head motions in experimental cerebral concussion. Proc. 15th Stapp Car Crash Conf. SAE edit. New-York.
- GRAGG C.D., BENDIXEN C.D., CLARKE T.D., KLOPFENSTEIN H.S., SPROUFFSKE J.F. (1970) — Evaluation of the lapbelt, air bag and air force restraint systems during impact with living human sled subjects. Proc. 14th Stapp Car Crash Conf. pp. 241-262. SAE edit. New-York.
- GRAY F.E., HANSON J.A. JONES F.P. (1966) — Postural aspects of neck muscle tension. *Ergonomics* 3, pp. 245-256.
- GURDJIAN E.S. (1973) — Prevention and mitigation of head injury from antiquity to the present. *J. of Trauma* 13, 11 pp. 931-945.
- HENDLER E., O'ROURKE J., SCHULMAN M., KATZFF M., DOMZALKI L., RODGERS S. (1974) — Effect of head and body position and muscular tensing on response to impact. Proc. 18th Stapp Car Crash Conf. pp. 303-337. SAE edit. New-York.
- HERTZBERG H. (1954) — Anthropometry of flying personnel. W.A.D.C. Tech. report 52.321.
- KAY I.W., ZOBEL E.C. (1973) — Simplified three dimensional photogrammetric analysis of moving bodies. Proc. Int. Autom. Eng. Congress - Detroit - Jan. 8-12 1973. SAE Paper n° 730278.
- LAVARDE G. (1966) — Influence du trafic sur le rachis cervical. *Ann. Med. Acc. Traf.*, 2^e trimestre, pp. 9-17.
- LIU Y.K. (1971) — The Biodynamic response of the Spine to impact. Proc. of 24th A.C.E.M.B. Las Vegas, Oct. 1971, pp. 34-3.
- LYSELL E. (1969) — Motion in the cervical spine. *Acta orthop. scand. Suppl.* 90.
- MARTIN F. (1972) — Etude bibliographique des modèles de la colonne vertébrale. Non publié, 1 vol., 33 pages.
- MARTIN F. (1974) — Effet de la musculature et de la vitesse de choc sur l'ensemble tête-cou de singes en impact frontal. Traitement statistique des données. Rapport d'étude ONSER Objectif 42 (Décembre 1974).
- MARTINEZ J.L., WICKSTROM J., BARCELO B.T. (1966) — Tulane University studies of acceleration injuries in animal. Proc. 9th Stapp Car Crash Conf. pp. 129-141. CRAGUN edit.
- Mc ELHANEY J.H., STALNAKER R.L., ROBERTS V.L., SNYDER E.G. (1971) — Door Crashworthiness Criteria. Proc. 15th Stapp Car Crash Conf. pp. 489-517. SAE edit. New-York.
- MELLVILL JONES G., WATT D.G.D. (1971) — Muscular control of landing from unexpected falls in man. *J. Physiol. (London)* 219, 3, pp. 729-737.
- MELVIN J.W., Mc ELHANEY J.H., ROBERTS V.L. (1972) — Improved neck simulation for anthropometric dummies. Proc. 15th Stapp Car Crash Conf. pp. 45-60. SAE edit. New-York.
- MERTZ H.J., PATRICK L.M. (1957) — Investigation of the kinematics and kinetics of "Whiplash". Proc. 11th Stapp Car Crash Conf. pp. 175-206. SAE edit. New-York.
- MERTZ H.J., PATRICK L.M. (1971) — Strength and response of the human neck. Proc. 15th Stapp Car Crash Conf. pp. 207-255. SAE edit. New-York.
- MORRIS JR.W. (1973) — Accelerometry - A technique for the measurement of human body movements. *J. Biomech.* 6, pp. 729-736.
- PENNING L. (1968) — Functional pathology of the cervical spine. Exerpta Medica Foundation edit. Amsterdam, 1 vol., 196 pages.
- PERRY J., NICKEL V.L. (1959) — Total cervical spine fusion for neck paralysis. *J. Bone Jt. surg.*, 41-A, pp. 39-60.
- PLAGENHOEF D. (1968) — Computer programs for obtaining kinetic data on human movements. *J. Biomech.* 1, pp. 221-234.
- PONTIUS U.R., LIU Y.K., VAN BUSKIRK W.C. (1972) — Effect of the cervical neuromusculare on the dynamics of whiplash. Proc. 25th A.C.E.M.B. Bal Harbour, Oct. 1972, p. 30-1.
- 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. Proc. 14th Stapp Car Crash Conf. pp. 152-168. SAE edit. New-York.
- ROBERTS S.B., THOMPSON R.B. (1974) — On the non linear dynamic response of the rhesus to impact. *J. Biomech.*, 7, 6, pp. 523-544.
- SALMON J.-P. (1972) — Différences sexuelles d'éléments crânio-faciaux osseux et cutanés chez l'enfant et l'adulte jeune en orientation vestibulaire. Thèse Chir. Dent., Lille II - 1 vol., 40 pages.
- SCHULTZ A.H. (1961) — *Primatologia - manuel de primatologie*, Vol. 4, n° 5. Vertebral column and thorax. SKARGER edit. Bâle.
- SHENNAN J. (1973) — The seat belt syndrome. *Brit. J. Hosp. Med. (Août 1973)*.
- SNYDER R.G., SNOW C.C., YOUNG J.W., PRICE G.T., HANSON M.J. (1967) — Experimental comparison of trauma in lateral (+G_y), rearwardfacing (+G_x) and forward facing (-G_x) body orientations when restrained by lap belt only. *Aerospace Medecine*, 38, 9, pp. 889-894.
- SOECHTING J.F., PASLAY P.R. (1973) — A model for the human spine during impact including musculature influence. *J. Biomech.*, 6, 2, pp. 195-204.
- STAPP J.P. (1951) — Human exposures to linear deceleration. A.F. Tech. Report n° 5915 - W.A.D.C. - DAYTON - OHIO.
- STAPP J.P., TAYLOR E.R., CHANDLER R. (1965) — Effect of pitch angle on impact tolerance. Proc. 7th Stapp Car Crash Conf. C. THOMAS edit. Springfield - Illinois.
- SYSTEMANS (1974) — Conséquences respectives sur la sécurité des mesures prises en 1973 de port obligatoire de la ceinture en rase campagne et de limitation de vitesse - Essai d'évaluation. O.N.S.E.R. Rapport interne - Sept. 1974.
- TARRIERE C., SAPIN C. (1969) — Biokinetic study of head-torso linkage. Proc. 12th Stapp Car Crash Conf. pp. 365-380. SAE edit. New-York.
- TISSERAND M., WISNER A. (1967) — Comportement du rachis cervical lors de chocs dorsaux. Rapport n° 73, Institut National de Sécurité, Centre de Physiologie du Travail, 1 vol., 24 pages.
- VALLOIS H.V. (1926) — La sustentation de la tête et le ligament cervical postérieur chez l'homme et les anthropoïdes. *Anthropologie*, 36, 3-4, pp. 191-207.
- VERRIEST J.P. (1975) — La biomécanique du système tête-cou. Etude bibliographique ONSER n° 9-1, vol. 25 p., Lyon - France.
- VERRIEST J.P., MARTIN F., VIVIANI P. (1975) — Changes in the dynamic behaviour of the baboon's head and neck system subjected to a frontal deceleration (-G_x) related to the action of cervical muscles. Proc. 2nd IRCOBI Meeting - Birmingham, Sept. 9-11. 1975.
- VIVIANI P., BERTHOZ A. (1975) — Dynamics of the head-neck, system in response to small perturbations: analysis and modeling in the frequency domain. *Biol. Cybernetics* 19, 19-37 (1975).
- WALKER J.B., HARRIS E.H., PONTIUS U.R. (1973) — Mass, volume center of mass and mass moment of inertia of head and neck of human body. Proc. 17th Stapp Car Crash Conf. pp. 525-537. SAE edit. New-York.
- WINTER D.A., SIDWALL H.G., HOBSON D.A. (1974) — Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion. *J. Biomech.*, 7, pp. 157-159.

où y_{NBO} est une constante. La normale passe par le 3^e point de la trajectoire. En ce point on a donc :

$$y_{B3} = -\frac{1}{A} x_{B3} + y_{NBO}$$

$$\text{d'où } y_{NBO} = y_{B3} + \frac{1}{A} x_{B3}$$

ANNEXE 1

MÉTHODE DE DÉTERMINATION DU CENTRE INSTANTANÉ DE ROTATION

Cette méthode consiste à déterminer à un instant donné l'équation de la normale à la trajectoire pour chacune des deux mires vertex et bouche, et de calculer la position du point d'intersection de ces deux normales. Pour cela on ajuste à une cubique, par une méthode de moindres carrés, une portion de chaque trajectoire comportant 5 points qui représentent les positions aux instants $t-2$, $t-1$, t , $t+1$, et $t+2$.

On obtient deux équations de trajectoire, l'une pour la mire bouche, l'autre pour la mire vertex :

$$y_B = a_0 + a_1 x + a_2 x^2 + a_3 x^3$$

$$\text{et } y_V = b_0 + b_1 x + b_2 x^2 + b_3 x^3$$

Prenons le cas de y_B . La dérivée de y_B . y'_B donne la pente A de la tangente, soit :

$$y'_B = a_1 + 2a_2 x + 3a_3 x^2$$

Si B est la pente de la normale, on a :

$$A * B = -1$$

L'équation de la normale est alors :

$$y_{NB} = B x_{NB} + y_{NBO}$$

$$\text{soit } y_{NB} = -\frac{1}{A} x_{NB} + y_{NBO} \quad (1)$$

on remplace y_{NB} par sa valeur dans (1) et on obtient :

$$y_{NB} = -\frac{1}{A} x_{NB} + y_{B3} + \frac{1}{A} x_{B3} \quad (2)$$

on procède de la même façon pour y_V (vertex). L'équation de la normale correspondante est :

$$y_{NV} = -\frac{1}{C} x_{NV} + y_{V3} + \frac{1}{C} x_{V3}$$

Si C est la pente de la tangente à y_V .

Les coordonnées du CIR sont celles du point d'intersection de y_{NB} et de y_{NV} . On a donc :

$$y_{CIR} = y_{NB} = y_{NV}$$

et

$$x_{CIR} = x_{NB} = x_{NV}$$

d'où

$$\begin{aligned} -\frac{1}{C} x_{CIR} + y_{V3} + \frac{1}{C} x_{V3} \\ = -\frac{1}{A} x_{CIR} + y_{B3} + \frac{1}{A} x_{B3} \end{aligned}$$

donc

$$x_{CIR} = \frac{C A}{C - A} y_{B3} - y_{V3} - \frac{x_{V3}}{C} + \frac{x_{B3}}{A}$$

et

$$y_{CIR} = \frac{1}{A - C} A y_{B3} - C y_{V3} + x_{B3} - x_{V3}$$

ANNEXE 2

Les mouvements de l'ensemble tête-cou dans le plan sagittal ont été ramenés à deux rotations ; la première autour d'un axe situé dans la région basse de la colonne cervicale, la seconde autour d'un axe situé au niveau de la charnière crânio-rachidienne. Cette modélisation repose sur des considérations anatomiques et fonctionnelles.

La majorité des auteurs qui ont analysé le comportement dynamique du système tête-cou, tant chez l'homme que chez l'animal, rapportent que le mouvement de la tête dans un choc frontal ou dans un choc arrière, débute par une translation, puis se poursuit par une phase de rotation (MARTINEZ, 1966 ; TISSERAND, 1967 ; CLARKE, 1971). Plus précisément, selon CLEMENS, cette rotation s'effectue chez le cadavre, tout d'abord autour d'un axe bas (proche de C7, 7^e vertèbre cervicale) puis autour d'un axe haut (situé dans la région de C1, 1^{re} vertèbre cervicale). Cette dualité de mouvement a été aussi montrée par BERTHOZ (1972) à l'occasion d'une étude de la fonction de transfert du système tête-cou : lorsque la tête est mobilisée par l'action d'une force sinusoïdale de fréquence variable appliquée au sommet de la tête, il apparaît deux sommets de résonance. Ceci a été interprété comme résultant d'un changement d'axe de rotation au sein du système, qui passe d'une position basse aux fréquences basses (grand moment d'inertie) à une position haute aux fréquences élevées (moment d'inertie plus faible).

Ces constatations expérimentales confirment l'hypothèse que l'on pouvait avancer connaissant les caractéristiques de la mobilité cervicale mesurée en statique.

En effet, on sait depuis longtemps, grâce à l'étude radiologique, que la mobilité cervicale est différente selon les étages vertébraux et qu'elle est prédominante, dans le plan sagittal, en regard de la charnière C6/C7, d'une part, et au niveau de l'ensemble crâne C1/C2 d'autre part. A quelques détails près, ayant trait à l'âge et au passé pathologique de l'individu notamment, tous les auteurs — ils sont trop nombreux pour tous les citer — sont d'accord sur ce fait. On citera pour mémoire, le travail de LYSELL (1969) qui a réuni une bibliographie très complète sur ce sujet et en donne une synthèse.

Par ailleurs, il a été montré (FIELDING 1957, FLORENT 1966) que la colonne cervicale entre C3 et C7 est douée de mouvements harmonieux. Autrement dit, les déplacements vertébraux sont tous de même sens pour les différents étages. La colonne se comporte donc, d'une certaine manière, comme une tige élastique. Cependant, étant donné que la flexion est nettement plus grande pour la charnière C6/C7 et que les déplacements sont importants dans le cas de l'expérience, il paraît plus réaliste de schématiser la colonne par une tige rigide articulée avec le thorax en C7.

L'ensemble crâne/C1/C2 semble assez indépendant du reste de la colonne et lors d'une flexion du chaînon C7-C3, on peut très bien observer une extension au niveau de la partie haute du rachis. On se trouve alors dans le cas de la translation de la tête (cf fig. A2-1) qui a été expliquée par certains par un glissement des vertèbres les unes sur les autres, mais qui résulte, de deux rotations combinées contraires.

L'axe de rotation haut a été localisé au niveau de la charnière crâne/C1 (condyle occipital) car, tout d'abord celle-ci est souvent considérée comme la plus mobile dans cette région haute, et ensuite, il est très facile de déterminer la position de cet axe au cours d'un mouvement connaissant la position de la tête. Un axe situé en C2, par exemple, nécessiterait pour sa localisation dynamique l'emploi du radio-cinéma.

Enfin, sur le plan musculaire, compte tenu de la localisation des insertions des muscles cervicaux, on peut distinguer du point de vue fonctionnel, comme l'a fait PERRY (1959) deux groupes de muscles responsables, l'un, de la mobilisation de la tête (fléchisseurs et extenseurs capitaux), l'autre, de la mobilisation du cou (fléchisseurs et extenseurs cervicaux). Cette séparation de fonctions s'accorde avec la schématisation des mouvements en deux rotations surtout si on remarque que la section des muscles est maximale à hauteur de C1, pour les premiers, et au niveau de C7, pour les seconds.



FIG. A 2-1

Radiographies de profil, prises en statique, montrant le mouvement de translation de la tête par rapport au thorax. A gauche : extension maximale du cou ; à droite : flexion maximale du cou. Ce mouvement a été obtenu par mobilisation passive de la tête sur une préparation provenant d'un cadavre d'un singe *Cynomolgus*. Pour faciliter l'observation, les ceintures scapulaires ainsi que la tunique musculaire du cou ont été ôtées. Les ligaments du cou ont été préservés.

ANNEXE 3

Courbes représentant les déplacements angulaires du cou par rapport au thorax (θ_1), de la tête par rapport au thorax (θ_2), et de la tête par rapport au cou ($\theta = \theta_2 - \theta_1$) pour 5 vitesses et trois états différents.

rapport au thorax (θ_2), et de la tête par rapport au cou ($\theta = \theta_2 - \theta_1$) pour 5 vitesses et trois états différents.

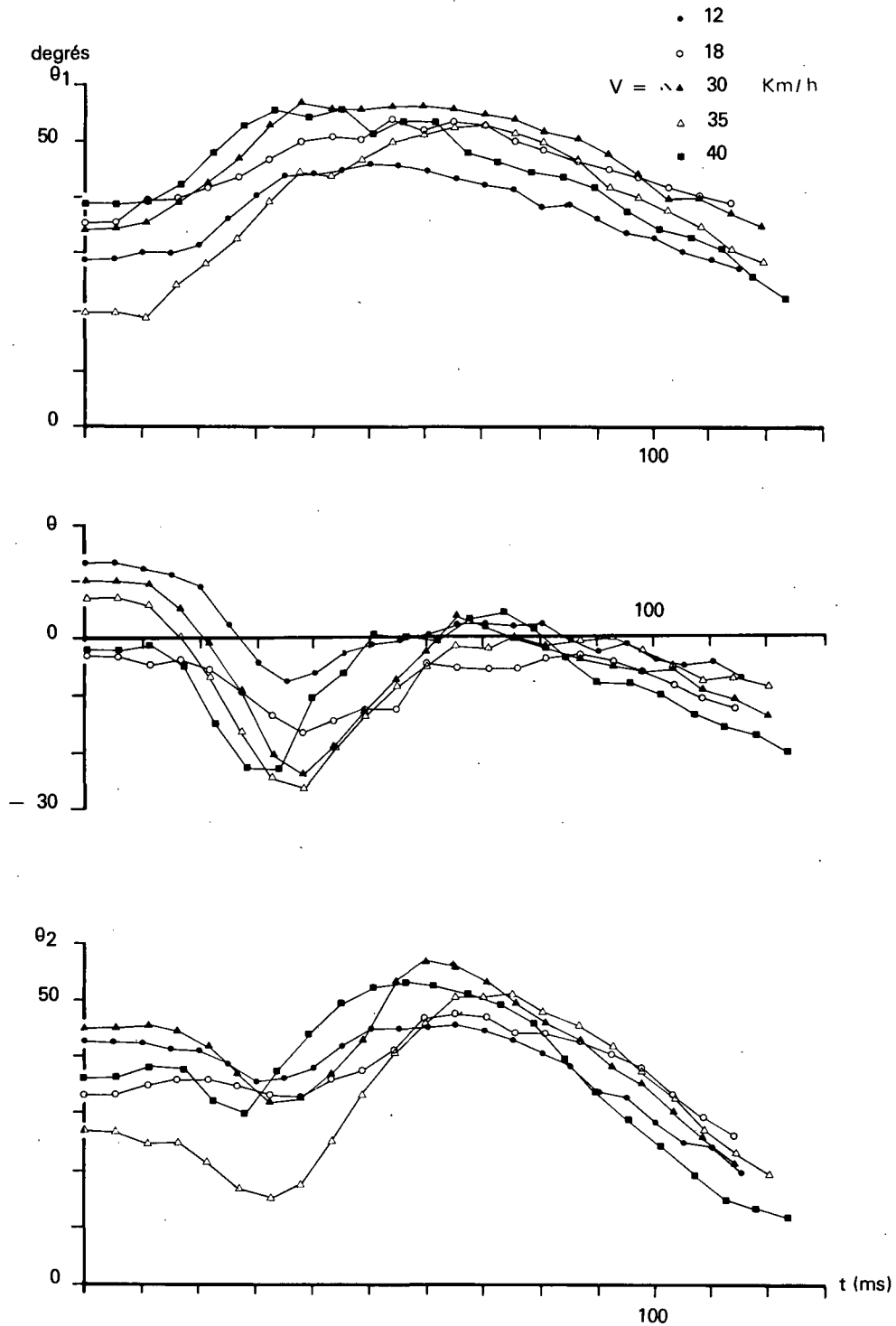


FIG. A 3-1 : Etat normal.

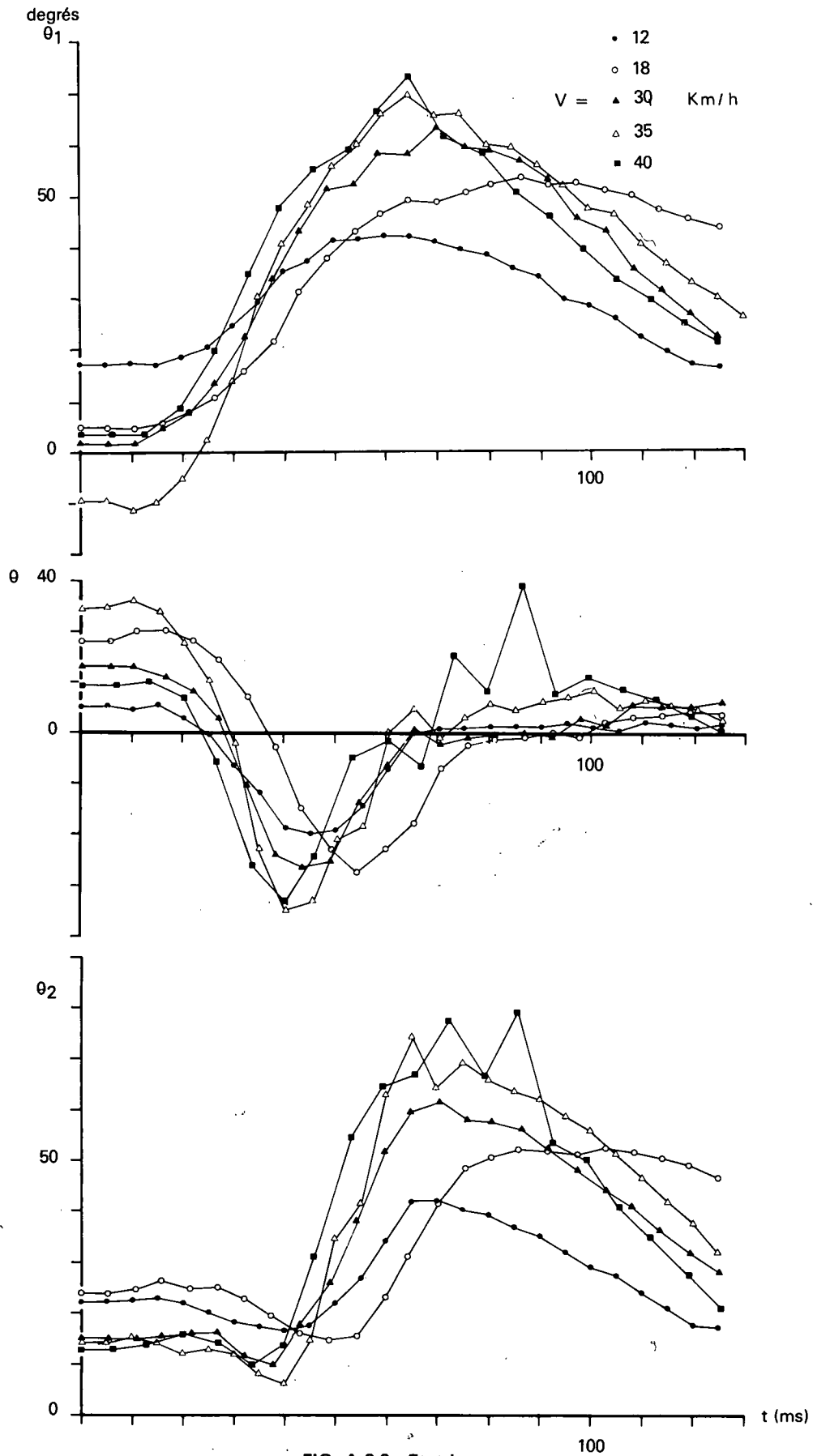


FIG. A 3-2 : Etat hypo.

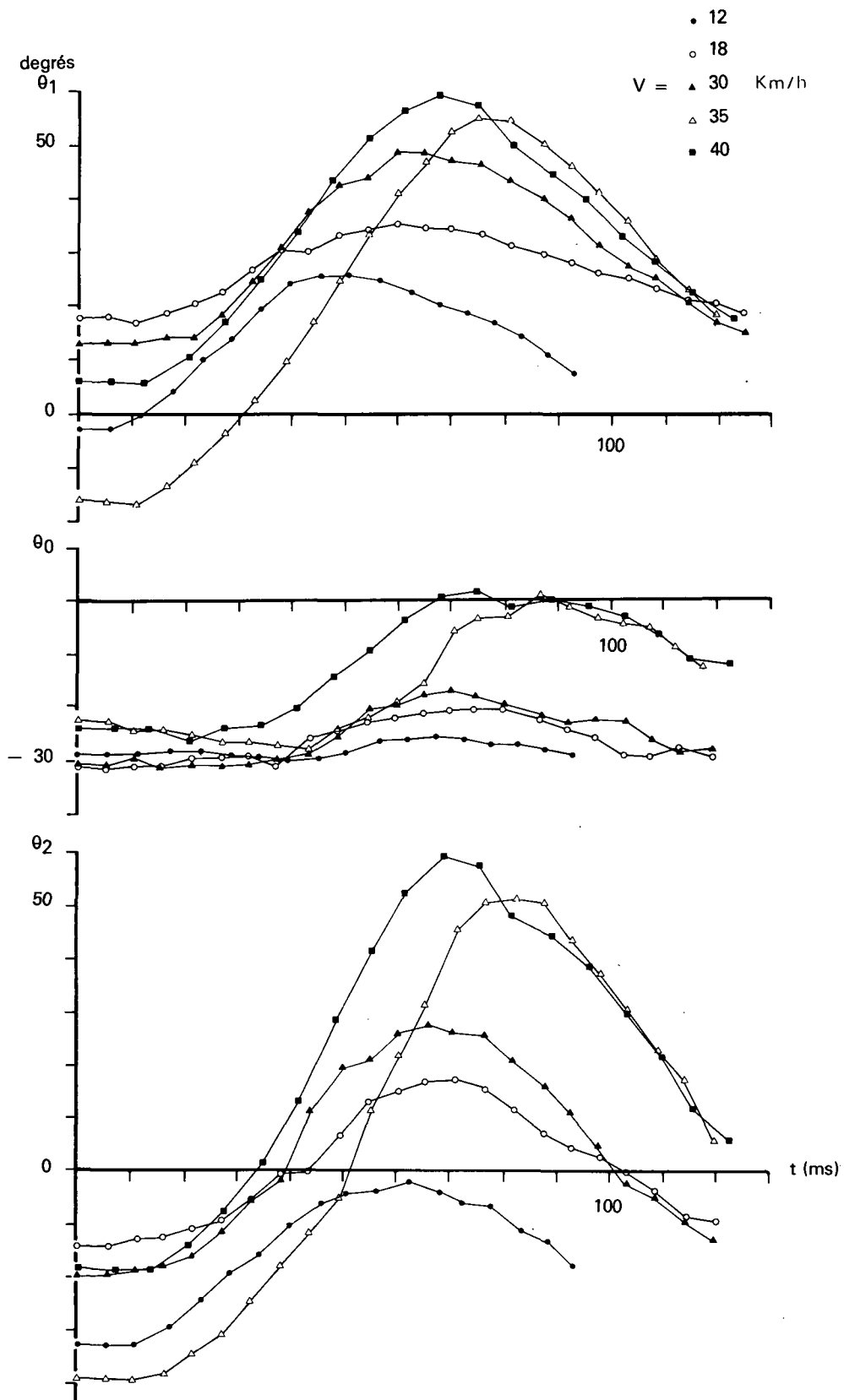


FIG. A 3-3 : Etat hyper.

ANNEXE 4

A partir des accélérations linéaires recueillies en deux points de la tête, l'accélération angulaire de la tête a été calculée selon le principe suivant (cf fig. A 4-1).

Dans un solide en mouvement, l'accélération relative d'un point V par rapport à un autre point B représente l'accélération de rotation de ce point V par rapport à B, soit :

$$\vec{v} - \vec{b} = \vec{v}_{V/B}$$

Les composantes de $\vec{v}_{V/B}$ selon les axes p (support de VB) et q (perpendiculaire à p) sont égales respectivement à $\vec{VB} \cdot \dot{\theta}_2$ et $\vec{VB} \cdot \ddot{\theta}_2$. $\dot{\theta}_2$ et $\ddot{\theta}_2$ sont respectivement la vitesse et l'accélération angulaire de la tête.

Pratiquement, on mesure les composantes de l'accélération linéaire aux points V et B (Vertex et Bouche) par deux capteurs d'accélération. Soient \vec{v}_x et \vec{v}_z en V et \vec{b}_x et \vec{b}_z en B, ces composantes (\vec{v}_y et \vec{b}_y , perpendiculaires au plan sagittal sont supposées nulles). L'orientation des capteurs par rapport aux droites p et q est donnée par l'angle α .

L'accélération relative $\vec{v}_{V/B}$ est calculée à partir des projections de $\vec{v}_x, \vec{v}_z, \vec{b}_x$ et \vec{b}_z sur les droites p et q.

$$\vec{v}_{V/B} \begin{cases} \vec{v}_{V/B}(p) = \vec{v}_x \sin \alpha - \vec{v}_z \cos \alpha - \vec{b}_x \sin \alpha - \vec{b}_z \cos \alpha \\ \vec{v}_{V/B}(q) = \vec{v}_x \cos \alpha + \vec{v}_z \sin \alpha - \vec{b}_x \cos \alpha + \vec{b}_z \sin \alpha \end{cases}$$

$$\vec{v}_{V/B} \begin{cases} \vec{v}_{V/B}(p) = (\vec{v}_x - \vec{b}_x) \sin \alpha - (\vec{v}_z + \vec{b}_z) \cos \alpha = \vec{VB} \cdot \dot{\theta}_2^2 \\ \vec{v}_{V/B}(q) = (\vec{v}_x - \vec{b}_x) \cos \alpha + (\vec{v}_z + \vec{b}_z) \sin \alpha = \vec{VB} \cdot \ddot{\theta}_2 \end{cases}$$

$$\text{d'où : } \ddot{\theta}_2 = \frac{(\vec{v}_x - \vec{b}_x) \cos \alpha + (\vec{v}_z + \vec{b}_z) \sin \alpha}{\vec{VB}}$$

On pourrait théoriquement, de la même façon, obtenir l'accélération angulaire du cou. Il faudrait pour cela connaître l'accélération aux points O_2 et O_1 . On peut calculer l'accélération de O_2 à partir des composantes linéaires en V et en B. Par contre, l'accélération en O_1 ne peut être qu'estimée grossièrement à partir de l'accélération du chariot. Il faudrait pour cela admettre que la décélération subie par le thorax soit celle du chariot. En outre, cette accélération de O_1 serait donnée par rapport à un repère lié au chariot, alors que celle de O_2 est donnée par rapport à un repère lié à la tête. Il faudrait donc connaître l'orientation respective de ces deux repères, c'est à dire connaître la position angulaire de la tête par rapport au chariot, ce qui requiert l'emploi du film. D'autre part, l'utilisation dans les calculs, de l'accélération de la pesanteur G pour déterminer cette orientation, préconisée par MORRIS (1973), n'est guère applicable ici en raison des valeurs importantes des accélérations mesurées face à cette accélération de la pesanteur.

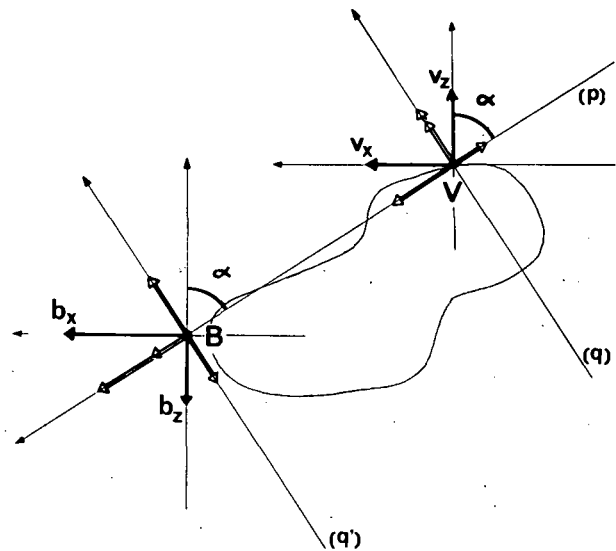


FIG. A 4-1
Calcul de l'accélération angulaire de la tête
(cf explication dans le texte).

ANNEXE 5

DÉTERMINATION DE LA VITESSE ET DE LA DÉCÉLÉRATION A PARTIR DU DÉPLACEMENT ANGULAIRE.

1) Lissage des courbes expérimentales par la méthode de la double exponentielle.

Cette méthode consiste à calculer la convolution entre le signal brut et la fonction :

$$Ae^{-\alpha |x|} \quad (\text{double exponentielle négative}).$$

Si l'on considère cette fonction comme la réponse impulsionnelle d'un filtre (non physiquement réalisable), le théorème de convolution affirme que cette opération est équivalente à un filtrage passe-bas du signal brut. Etant donné que la transformée de Laplace de la Fonction Double Exponentielle Négative à une partie imaginaire nulle, il s'en suit que le filtrage n'introduit pas de déphasage du signal brut. C'est là l'intérêt principal de cette méthode.

En pratique, nous avons approximé le calcul de la convolution par une somme de cinq termes.

$$\text{Soit } y_1, y_2, \dots, y_{k-2}, y_{k-1}, y_k, y_{k+1}, y_{k+2}, \dots, y_n$$

la suite des échantillons. On a alors la formule:

$$\hat{y}_k = \sum_{i=-2}^{i=+2} y_{k+i} A e^{-\alpha |i|}$$

où la constante A est fournie par la condition :

$$\sum_{i=-2}^{i=2} A e^{-\alpha |i|} = 1 \quad \text{d'où } A = 0.498$$

Ayant imposé un facteur d'atténuation $\alpha = 1$ on obtient finalement :

$$y_k = 0.0674 y_{k-2} + 0.183 y_{k-1} + 0.498 y_k + 0.183 y_{k+1} + 0.0674 y_{k+1}$$

Cette formule est valable pour les points pour lesquels K est compris entre 3 et n-2. Pour les deux premiers et les deux derniers points de la série la formule est modifiée pour compenser les effets de borne :

$$\begin{aligned} \text{pour } k = 1 \quad y_1 &= 0.664 y_1 + 0.246 y_2 + 0.09 y_3 \\ k = 2 \quad y_2 &= 0.196 y_1 + 0.534 y_2 + 0.196 y_3 + 0.0723 y_4 \\ k = n-1 \quad y_{n-1} &= 0.0723 y_{n-3} + 0.196 y_{n-2} + 0.534 y_{n-1} + 0.196 y_n \\ k = n \quad y_n &= 0.09 y_{n-2} + 0.246 y_{n-1} + 0.664 y_n \end{aligned}$$

2) Dérivation des courbes lissées

La dérivée de la courbe représentant la suite d'échantillons y_k est calculée avec la méthode classique d'interpolation parabolique de cinq points :

$$y_k = \frac{1}{10h} (-2 y_{k-2} - y_{k-1} + y_{k+1} + 2 y_{k+2})$$

h étant le pas d'échantillonnage.

Pour obtenir la dérivée aux bornes de la suite, on définit arbitrairement 2 termes additionnels à chaque extrémité de la suite

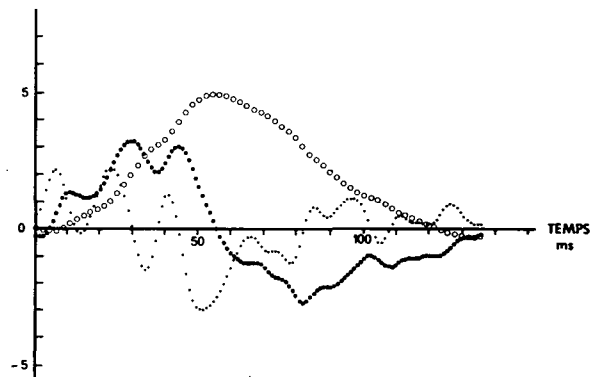
soient y_{-1} et y_0 qui sont égaux à y_0

et y_{n+1} et y_{n+2} qui sont égaux à y_n

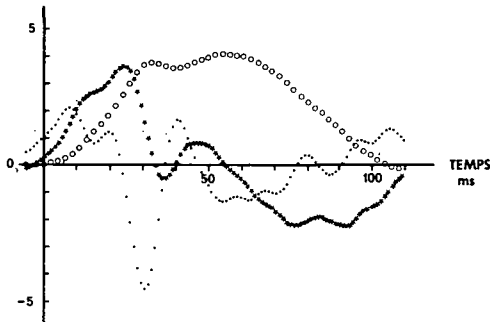
Les courbes lissées de déplacement angulaire ainsi que celles de la vitesse et de l'accélération qui en sont issues par la méthode qui vient d'être décrite, sont représentées sur les fig. A5-1, A5-2 et A5-3.

Elles correspondent à trois essais effectués à 30 km/h (89, 90, 91) ; chacun correspondant à un état différent.

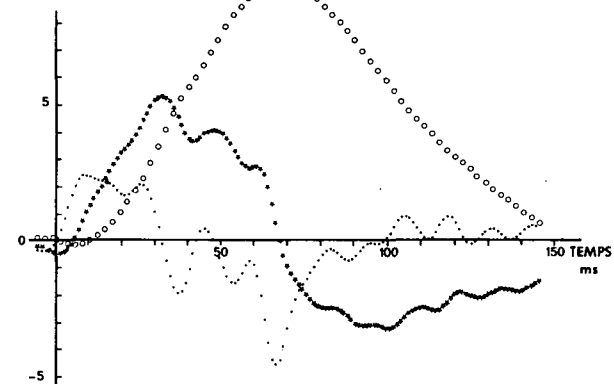
$\theta_1, \dot{\theta}_1, \ddot{\theta}_1$
unités arbitraires



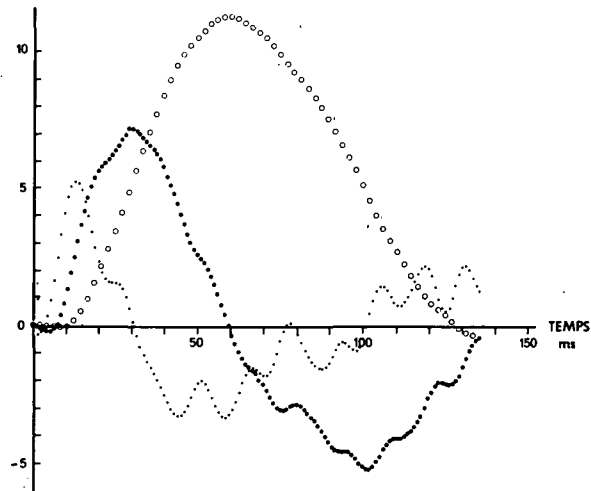
$\theta_1, \dot{\theta}_1, \ddot{\theta}_1$
unités arbitraires



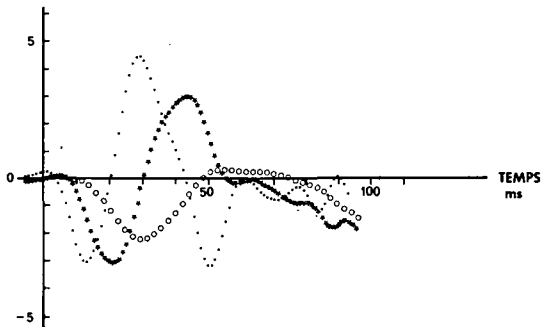
$\theta_1, \dot{\theta}_1, \ddot{\theta}_1$
unités arbitraires



$\theta_2, \dot{\theta}_2, \ddot{\theta}_2$
unités arbitraires



$\theta_2, \dot{\theta}_2, \ddot{\theta}_2$
unités arbitraires



$\theta_2, \dot{\theta}_2, \ddot{\theta}_2$
unités arbitraires

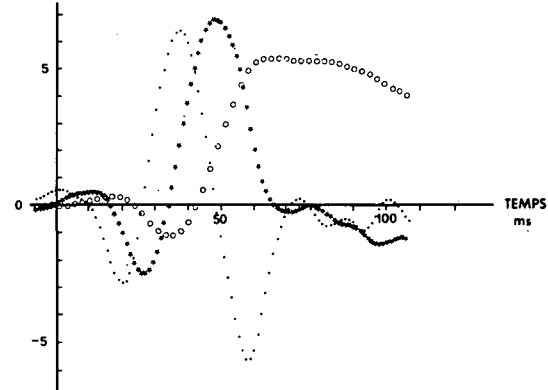


FIG. A 5-1

Essai 89 : état hyper, $V = 30$ km/h

- (○) θ : 0,1 rad./div.
- (●) θ' : 5 rad./s /div.
- (•) θ'' : 500 rad./s² /div.

FIG. A 5-2

Essai 90 : état normal, $V = 30$ km/h.

- (○) θ : 0,1 rad./div.
- (★) θ' : 5 rad./s /div.
- (•) θ'' : 500 rad./s² /div.

FIG. A 5-3

Essai 91 : état hypo, $V = 30$ km/h.

- (○) θ : 0,1 rad./div.
- (★) θ' : 5 rad./s /div.
- (•) θ'' : 500 rad./s² /div.

ANNEXE 6

1) Evaluation des paramètres viscoélastiques à partir des équations du mouvement.

Soit h un pas constant et n le nombre de points décrivant le mouvement du système.

On a : $t_i = (i-1) h$ pour $i = 1, \dots, n$.

Les équations du mouvement (1) et (2) (cf § 5-3) sont valables à chaque instant t_i . En posant :

$$\begin{aligned} \theta_1(t_i) &= \theta_{1i} & \theta_2(t_i) &= \theta_{2i} \\ \dot{\theta}_1(t_i) &= \dot{\theta}_{1i} & \text{et} & \dot{\theta}_2(t_i) &= \dot{\theta}_{2i} \\ \ddot{\theta}_1(t_i) &= \ddot{\theta}_{1i} & & \ddot{\theta}_2(t_i) &= \ddot{\theta}_{2i} \\ \ddot{x}(t_i) &= \ddot{x}_i \end{aligned}$$

on peut écrire deux groupes d'équations linéaires dont les inconnues sont K_1 , K_2 , K_3 , et K_2 et K_4 respectivement.

$$\begin{aligned} &\ddot{\theta}_{1i} (B_1 + m_2 l_1^2) + m_2 l_1 l_2 \ddot{\theta}_{2i} \cos(\theta_{1i} - \theta_{2i}) + \ddot{x}_i l_1 (m_2 + \frac{m_1}{2}) \cos \theta_{1i} \\ &+ m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_{2i}^2 \sin(\theta_{1i} - \theta_{2i}) - \frac{l_1 g (m_1 + m_2)}{2} \sin \theta_{1i} \\ &= -K_1 (\theta_{1i} - \theta_{1E}) + K_2 (\theta_{2i} - \theta_{1i} - \theta_{2E} + \theta_{1E}) - K_3 \dot{\theta}_{1i} \end{aligned}$$

et

$$\begin{aligned} &\ddot{\theta}_{2i} (B_2 + m_2 l_2^2) + m_2 l_1 l_2 \ddot{\theta}_{1i} \cos(\theta_{1i} - \theta_{2i}) + \ddot{x}_i m_2 l_2 \cos \theta_{2i} \\ &- m_2 l_1 l_2 \dot{\theta}_{1i}^2 \sin(\theta_{1i} - \theta_{2i}) - m_2 l_2 g \sin \theta_{2i} \\ &= -K_2 (\theta_{2i} - \theta_{1i} - \theta_{2E} + \theta_{1E}) - K_4 (\dot{\theta}_{2i} - \dot{\theta}_{1i}) \end{aligned}$$

Si l'on choisit $n \geq 3$, les valeurs de K_1 , K_2 , K_3 et celles de K_2 et K_4 peuvent être calculées indépendamment comme solutions approximées des deux systèmes linéaires surdéterminés qui, sous forme matricielle, s'écrivent :

$$(1) \quad Ax_1 - B = 0 \quad n \text{ équations, } 3 \text{ inconnues}$$

$$(2) \quad Cx_2 - D = 0 \quad n \text{ équations, } 2 \text{ inconnues}$$

$$\text{avec } X_1 = \begin{bmatrix} K_1 \\ K_2 \\ K_3 \end{bmatrix} \quad X_2 = \begin{bmatrix} K_2 \\ K_4 \end{bmatrix}$$

Les solutions approximées classiques \hat{x}_1 et \hat{x}_2 sont celles dites "aux moindres carrés". Ce sont les solutions des équations suivantes :

$$(A^T A) X_1 - A^T B = 0$$

$$(C^T C) X_2 - C^T D = 0$$

Il est à remarquer que le coefficient K_2 intervenant dans les 2 matrices X_1 et X_2 , on en obtiendra 2 estimations indépendantes qui, en raison du caractère approximé du procédé, pourront montrer une certaine différence.

2) Simulation

Pour vérifier et améliorer la précision des valeurs obtenues pour K_1 , K_2 , K_3 et K_4 , on traite les équations (1) et (2) comme système d'équations différentielles en θ_1 et θ_2 de façon à reconstituer le mouvement.

On a, alors, à chaque instant t_i :

$$\ddot{\theta}_{2i} = f(\theta_{1i}, \theta_{2i}, \dot{\theta}_{1i}, \dot{\theta}_{2i}, \ddot{x}_i)$$

c'est-à-dire :

$$\ddot{\theta}_{2i} = \left(\frac{B}{A} \cos(\theta_{1i} - \theta_{2i}) \left(\ddot{x}_i l_1 (m_2 + \frac{m_1}{2}) \cos \theta_{1i} + W(\theta_{1i}, \theta_{2i}, \dot{\theta}_{1i}, \dot{\theta}_{2i}) \right) - \ddot{x}_i m_2 l_2 \cos \theta_{2i} \right. \\ \left. + B \dot{\theta}_{1i}^2 \sin(\theta_{1i} - \theta_{2i}) - k_2 (\theta_{2i} - \theta_{1i} - \theta_{2E} + \theta_{1E}) + m_2 l_2 g \sin \theta_{2i} - K_4 (\dot{\theta}_{2i} - \dot{\theta}_{1i}) \right) \\ \left(\frac{1}{C - \frac{B^2}{A} \cos(\theta_{1i} - \theta_{2i})} \right)$$

et

$$\ddot{\theta}_{1i} = f(\theta_{1i}, \theta_{2i}, \dot{\theta}_{1i}, \dot{\theta}_{2i}, \ddot{x}_i)$$

$$\ddot{\theta}_{1i} = \frac{1}{A} \left(-B \ddot{\theta}_{2i} \cos(\theta_{1i} - \theta_{2i}) - \ddot{x}_i l_1 \left(\frac{m_1}{2} + m_2 \right) \cos \theta_{1i} - B \dot{\theta}_{2i}^2 \sin(\theta_{1i} - \theta_{2i}) \right. \\ \left. - K_1 (\theta_{1i} - \theta_{1E}) + l_1 g \left(\frac{m_1}{2} + m_2 \right) \sin \theta_{1i} - K_2 (\theta_{1i} - \theta_{2i} - \theta_{1E} + \theta_{2E}) - K_3 \theta_{1i} \right)$$

avec

$$W(\theta_{1i}, \theta_{2i}, \dot{\theta}_{1i}, \dot{\theta}_{2i}) = (K_1 + K_2)(\theta_{1i} - \theta_{1E}) - K_2 (\theta_{2i} - \theta_{2E}) - l_1 g \left(\frac{m_1}{2} + m_2 \right) \sin \theta_{1i} \\ + K_3 \dot{\theta}_{1i} + B \dot{\theta}_{2i}^2 \sin(\theta_{1i} - \theta_{2i})$$

$$A = B_1 + l_1^2 \left(\frac{m_1}{2} + m_2 \right)$$

$$B = m_2 l_1 l_2$$

$$C = B_2 + m_2 l_2^2$$

Les 2 n équations différentielles ont été intégrés 2 fois par la méthode de RUNGE-KUTTA, optimale de rang 4 (cf F. CESCHINO, Problèmes différentiels de conditions initiales), de façon à obtenir, à tout instant t_i , les valeurs cinématiques θ_{1i} , $\dot{\theta}_{1i}$, $\ddot{\theta}_{1i}$, θ_{2i} , $\dot{\theta}_{2i}$, $\ddot{\theta}_{2i}$.

d'équations linéaires permettent de redéterminer les valeurs des coefficients K_1 , K_2 , K_3 et K_4 .

Les valeurs données et les valeurs calculées peuvent être lues dans le tableau suivant :

3) Vérification de la procédure numérique.

La procédure numérique a été vérifiée de la façon suivante : à partir de valeurs fictives de K_1 , K_2 , K_3 , K_4 on a résolu le système d'équations différentielles par la méthode de RUNGE-KUTTA d'ordre 4. Ceci donne les valeurs cinématiques, qui à leur tour, utilisées comme données dans le système

	K_1 N - m/rd	K_2 N - m/rd	K_3 N - m-s/rd	K_4 N - m-s/rd
Valeurs données	65	15	1	0,2
Valeurs calculées	64,27	15,14 15,17	0,94	0,17

4) Vérification des équations du mouvement.

Afin de vérifier l'écriture des équations constitutives du modèle on a effectué quelques tests de simulation en choisissant des valeurs particulières de K_1 , K_2 , K_3 , K_4 .

Tout d'abord on a reproduit deux situations simples en bloquant successivement les articulations θ_1 et θ_2 , c'est-à-dire en donnant à K_1 et K_2 respectivement une valeur élevée. (5000 N.m/rd). Dans le premier cas, θ_1 bloqué, l'angle θ_1 reste constant, seul le segment O_2G se déplace. Dans le deuxième

cas, θ_2 bloqué, les angles θ_1 et θ_2 varient de la même façon (cf fig. A-6-1).

Ensuite, on a fait varier un par un, les quatre paramètres de raideur et d'amortissement de façon à s'assurer que le système réagit dans le sens attendu. En effet sur les courbes de θ_1 et θ_2 obtenues pour les différentes configurations, présentées sur les fig. A-6-2 à A-6-5, on peut voir qu'un accroissement de la raideur ou de l'amortissement au niveau d'une articulation diminue la valeur maximale des angles θ_1 et θ_2 .

	K_1	K_2	K_3	K_4
↔↔	5000	10	0.5	0.2
↔→	65	5000	1.5	0.2
—	experimentale			

	K_1	K_2	K_3	K_4
↔↔	85	15	1.5	0.1
↔→	75	15	1.5	0.1
↔↔	65	15	1.5	0.1
—	experimentale			

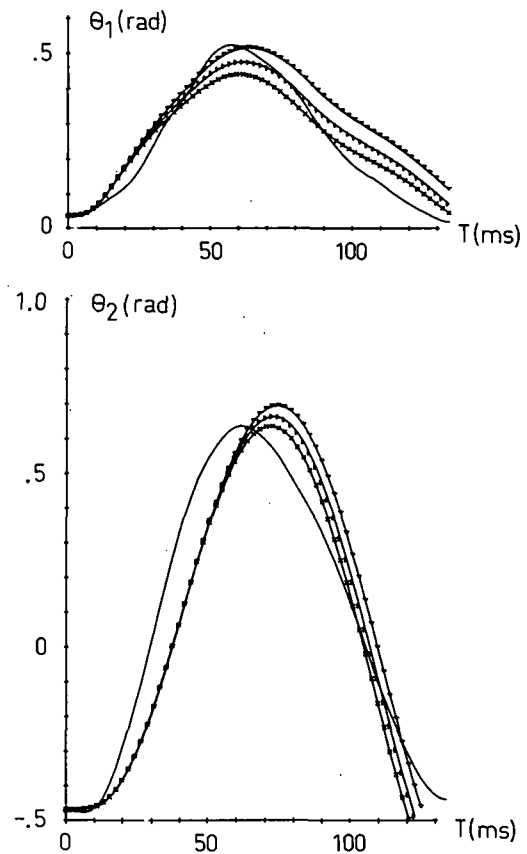
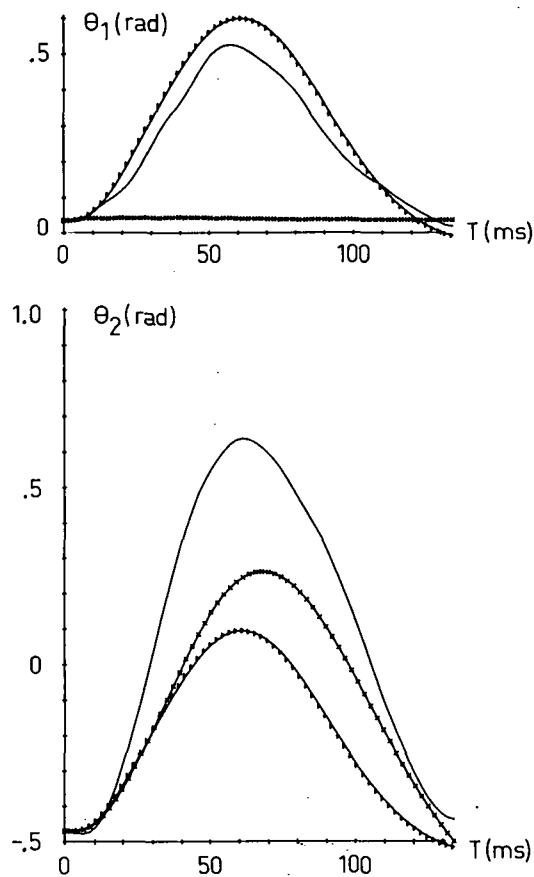


FIG. A 6-1

Courbes de θ_1 et θ_2 en fonction du temps
 - θ_1 bloqué, θ_1 reste constant
 - θ_2 bloqué, $\theta_2 - \theta_1$ reste constant.

FIG. A 6-2

	K_1	K_2	K_3	K_4
↔↔	65	2	1.5	10^{-4}
↔→	65	12	1.5	10^{-4}
↔↔	65	15	1.5	10^{-4}
↔←	65	20	1.5	10^{-4}
—	experimentale			

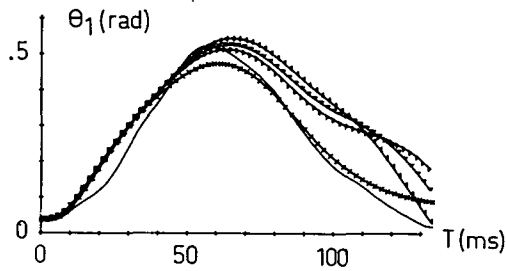


FIG. A 6-3

	K	K	K	K
↔↔	85	15	1.5	0.1
↔→	85	15	1	0.1
↔↔	85	15	0.5	0.1
—	experimentale			

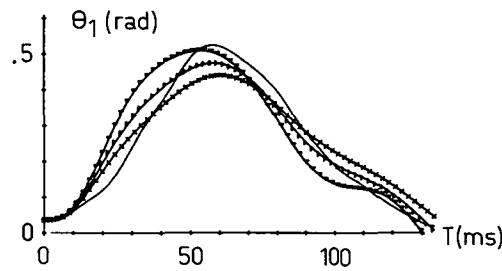


FIG. A 6-4

	K_1	K_2	K_3	K_4
↔↔	65	15	1.5	0.01
↔→	65	15	1.5	0.1
↔↔	65	15	1.5	1
—	experimentale			

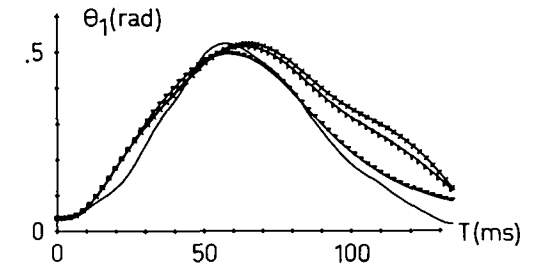


FIG. A 6-5

