

ETUDE DU COMPORTEMENT DYNAMIQUE DU SYSTEME  
TETE-COU LORS DE L'APPLICATION DE FORCES SINUSOÏDALES  
DE FAIBLE AMPLITUDE CHEZ L'ENFANT AGE DE  
9 A 11 ANS †

J. P. VERRIEST. ONSER. Laboratoire des chocs, LYON-FRANCE

I - INTRODUCTION

La protection des enfants occupant une automobile est confiée généralement à des systèmes constitués par des sièges et des ceintures adaptés aux caractéristiques dimensionnelles des enfants (ROGERS et SILVER, 1968 ; SIEGEL et AL, 1969). Il est difficile de juger de l'efficacité de tels systèmes car on ne connaît ni les niveaux de tolérance, ni les caractéristiques du comportement dynamique du corps chez l'enfant. Quant aux constantes biomécaniques des segments corporels, telles que masse ou moments d'inertie par exemple, tout aussi indispensables à l'élaboration de systèmes de protection efficaces, elles n'ont jamais été mesurées. Seule la position du centre de gravité du corps a été précisée (PALMER, 1944 ; SWEARINGEN et YOUNG, 1965).

Il importe donc de chercher à connaître le comportement des divers chaînons corporels et, parmi tous les segments du corps, le système tête-cou présente un intérêt tout particulier car c'est un chaînon vulnérable. Cette vulnérabilité est accrue chez l'enfant, car l'ossification du crâne et des vertèbres est en cours, les muscles et les ligaments responsables du maintien de la tête sont encore peu puissants et enfin, la masse relative de la tête par rapport au reste du corps est importante. On a donc essayé de décrire le comportement dynamique du système tête-cou chez l'enfant.

Pour pouvoir comparer ce comportement à celui de l'adulte, il semblait indispensable de se placer dans les mêmes conditions expérimentales sachant, bien entendu, qu'on ne peut faire subir à des enfants des chocs violents comme pour les expériences de EWING (1972), par exemple. La méthode d'étude qui a été retenue est celle qui a été appliquée par BERTHOZ (1970) chez l'adulte.

Travail effectué au Laboratoire de Physiologie du Travail du CNAM - PARIS, Dir. Prof. A. WISNER ; que M. M. BERTHOZ et VIVIANI soient remerciés pour leur aide substantielle dans l'élaboration de ce travail.

Elle consiste à évaluer, pour différentes fréquences, la fonction de transfert du système responsable du maintien de la tête.

L'entrée est constituée par la force sinusoïdale appliquée au sommet de la tête le déplacement résultant de l'application de cette force représente la sortie. Les résultats obtenus chez l'adulte ont conduit à choisir, pour représenter le système tête-cou, un modèle à deux degrés de liberté régi par un système d'équations différentielles du second ordre à paramètres variables. (VIVIANI et BERTHOZ, 1974).

Cette méthode a donc été reprise et adaptée en fonction des caractéristiques particulières des sujets. Les mêmes expériences ont été réalisées et, comme pour l'adulte, elles ont été répétées sur un système anatomiquement plus simple, à titre de référence. Il s'agit du système bras/avant-bras, qui ne comporte qu'un seul degré de liberté. Par ailleurs, cette expérimentation a été complétée par une mesure de la force isométrique maximale développée par les muscles responsables du maintien de la tête et de ceux contrôlant la position de l'avant-bras.

L'expérience demandant une participation active de la part des sujets, il a semblé préférable de choisir des enfants âgés de 9 à 11 ans, suffisamment âgés pour coopérer efficacement, et encore assez jeunes pour présenter des différences anatomiques marquées avec l'adulte.

## 2 - MATERIEL ET METHODES

### 2.1 Dispositif expérimental

#### 2.1.1 Application de forces variables (cf. Fig. 1)

Les sujets sont assis sur un siège réglable et sont fermement maintenus par un harnais d'épaules. Lorsque l'avant-bras est mobilisé, l'épaule est fixée par une butée.

La force variable qui tend à faire fléchir la tête ou l'avant-bras est appliquée au moyen d'une tige de poussée reliée à la tête par un casque de sangles ou au poignet par une sangle simple (Largeur 50 mm). La force est produite à partir du couple délivré par un coupleur électromagnétique entraîné par un moteur synchrone et commandé par un générateur de fonctions. Pour les expériences présentées ici, cette force se compose d'une variation sinusoïdale de  $\pm 5$  N, superposée à un niveau constant de 10 N.

Le déplacement (X) est mesuré au moyen d'un potentiomètre et affiché sur l'écran d'un oscilloscope cathodique placé face au sujet qui connaît ainsi, à chaque instant, la position de sa tête ou de son avant-bras. Un anneau dynamométrique intercalé entre le coupleur et la tête donne la valeur de la force appliquée (F).

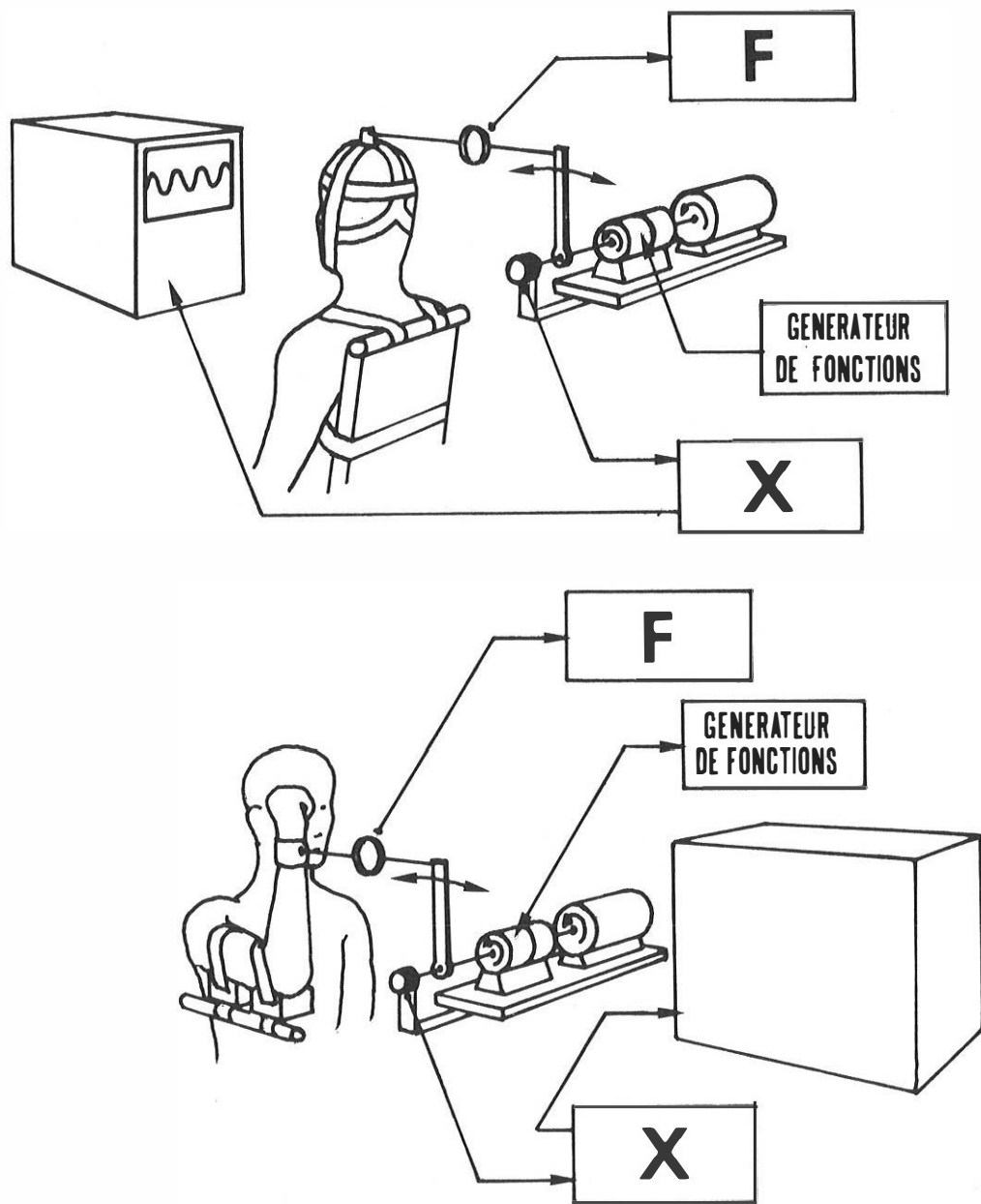


Fig. 1

Dispositif expérimental pour l'application  
de forces sinusoïdales sur la tête (en haut)  
sur l'avant-bras (en bas)

(cf. explications dans le texte).

### 2.1.2 Mesure de la force maximale

Afin de pouvoir comparer les résultats entre enfants et adultes, la technique utilisée est celle qui a été appliquée à l'adulte notamment par MERTZ et PATRICK (1967) et par FOUST et AL. (1973) pour la tête, et par MOREHOUSE (1959), JORGENSEN et BANKOV (1965) pour l'avant-bras. Les sujets exerçaient leur force contre un dynamomètre au moyen d'une sangle entourant soit la tête, au niveau de l'échancrure supérieure du pavillon de l'oreille, soit le poignet, au niveau de l'articulation carpo-radiale.

### 2.2 Traitement des données

Les données recueillies sont dirigées vers un analyseur de FOURNIER H. P. type 5452 qui effectue le traitement automatique des données. La fonction de transfert est donnée par le rapport entre le spectre croisé de l'entrée et de la sortie et l'auto spectre de l'entrée.

Pour chaque fréquence, la fonction de transfert est calculée sur 40 échantillons et moyennée. Chaque échantillon se compose de 256 points de mesure pour chacune des deux variables X et F. La fréquence d'échantillonnage a toujours été choisie, dans les limites imposées par les performances de l'analyseur utilisé, de façon à ce que chaque échantillon contienne le plus petit nombre de périodes entières du signal, afin d'assurer la meilleure précision possible. La fonction de transfert est représentée par deux diagrammes donnant, en fonction de la fréquence, l'un le gain  $G(\omega)$  ou rapport d'amplitude entre X et F, exprimé en DB (1), l'autre, la valeur du déphasage  $\varphi(\omega)$  exprimé en degrés.

### 2.3 Protocole

Compte tenu de l'endurance physique et de la motivation des sujets, la durée des examens devait rester courte et par conséquent, le nombre des fréquences pour lesquelles on a calculé la fonction de transfert a dû être restreint à environ une quinzaine comprises entre 1 et 20 Hz. Au total, chacun des six sujets a subi, à quelques jours d'intervalle, deux examens, un pour la tête, un pour l'avant-bras, de deux heures environ. Une séance supplémentaire a été consacrée aux mesures anthropométriques et à l'évaluation de la force maximale.

Quand la force sinusoïdale était appliquée, sur la tête ou sur l'avant-bras, il était demandé aux sujets de maintenir le mieux possible leur tête ou leur avant-bras, suivant le cas, dans la position initiale. Comme il a été dit, les sujets pouvaient contrôler leur performance.

Lors de la mesure de la force maximale, les sujets étaient invités à exercer progressivement la force la plus grande possible et à la maintenir pendant une à deux secondes. Etant donnée la relative variabilité affectant la valeur de la force maximale (IKAI et STEINHAUS, 1961) 8 enfants supplémentaires ont subi cette épreuve de façon à obtenir une valeur moyenne sur un échantillon plus étendu. Par ailleurs, 6 adultes ont subi, à titre de contrôle, la même épreuve, dans des conditions identiques.

Les différentes mesures anthropométriques se rapportant aux sujets ont été faites selon les indications de TWIESEL MANN (1969). On trouvera en annexe ces mesures.

### 3 - RESULTATS

#### 3.1 Force maximale

Les résultats complets par sujets sont reportés en annexe. La moyenne des performances a été calculée pour les enfants et pour les adultes (cf. tableau 1). Pour les trois situations testées, il apparaît que la force de l'enfant est un peu supérieure au tiers de celle de l'adulte. Pour la tête, le rapport entre flexion et extension est sensiblement du même ordre chez l'enfant et chez l'adulte.

	flexion av-bras	flexion tête	extens. tête	rapport flex/ext
enfants♂	12,1	6,8	13,2	51%
enfants♀	12,6	5,6	12,8	44%
adultes♂	33,9	17,6	35,6	49%
rapport enf/ad.	36%	39%	37%	

Tableau 1

Force maximale des muscles du cou et du bras (en Kgf)  
Valeurs moyennes calculées pour 6 adultes mâles, 6 filles  
et 6 garçons ( chaque sujet a effectué 4 épreuves)

Ces résultats sont en accord avec les chiffres de FISHER et BIRREN (1947) qui montrent que la force de l'enfant est comprise entre 20 et 40 % de celle de l'adulte (muscles du dos et du bras) et ceux de CULLUMBINE et AL. ( 1950) qui donnent une proportion de 44 % pour une épreuve de levage de poids. La différence entre flexion et extension, pour la tête se retrouve dans les résultats de MERTZ et PATRICK (force flexion = 45 % extension) et ceux de MAROTZKY (flexion = 50 % extension pour les sujets mâles et 46 % pour les sujets femelles) qui concernent l'adulte.

#### 3.2 Application de forces sinusoïdales

L'observation directe des sujets au cours de l'expérience montre que l'amplitude du déplacement, tant pour la tête que pour l'avant-bras, varie

en fonction de la fréquence. Cette amplitude est plus importante pour les fréquences basses (1 à 3 Hz environ) que pour les fréquences élevées. Tandis que le spectre de l'entrée ne présente qu'une seule composante harmonique, le spectre de la sortie (X) comporte une composante linéaire de même fréquence que l'entrée et des composantes non linéaires regroupées vers les basses fréquences. Les fonctions de transfert qui seront examinées se rapportent uniquement à la composante linéaire.

### 3.2.1. Description des fonctions de transfert

Pour chacun des deux systèmes, tête-cou et avant-bras, les courbes seront comparées à celles obtenues chez l'adulte.

#### 3.2.1.1 Système tête-cou

Courbe de gain (cf. fig. 2 haut). Le gain croît à partir de sa valeur initiale, environ - 25 dB à 1 Hz. (1). Puis il décroît assez rapidement à partir de 3 Hz, avec une pente d'environ 10 dB/octave. Puis vers 8 Hz, il croît à nouveau pour atteindre un autre pic à 10 Hz. Après ce pic, le gain décroît avec une pente d'environ 6 dB/octave.

Courbe de phase (cf. fig. 2 bas). Le déphasage est toujours négatif ; autrement dit, le déplacement est toujours en retard sur la force. Entre 1 et 5 Hz, le déphasage croît : de - 20 degrés en moyenne à 1 Hz, il passe à la quadrature pour 2,5 Hz, ce qui correspond approximativement au premier pic de résonance de la courbe de gain ; puis il atteint environ - 155 degrés pour 5 Hz. Ensuite la courbe monte, repasse à - 90 degrés pour 9 Hz et forme un nouveau pic à 10 Hz. La pente lors du premier passage à la quadrature est de - 90 degrés par octave.

Comparaison avec l'adulte (cf. fig. 2 - droite). L'allure générale des courbes obtenues chez l'enfant est, à première vue, semblable à celle des courbes de l'adulte. Cependant, les fréquences de résonance, tant pour le premier sommet que pour le second sont différentes : 2,5 Hz chez l'enfant contre 3 à 4 Hz chez l'adulte, pour le premier sommet, et 8 Hz contre 10 Hz pour le deuxième sommet. Les pentes des courbes de gain sont aussi légèrement différentes : 10 dB par octave pour l'enfant contre 12 dB environ pour l'adulte entre le premier et le second sommet.

(1) : - 25 dB correspond à un déplacement de 1,6 cm pour une force de 5 N.

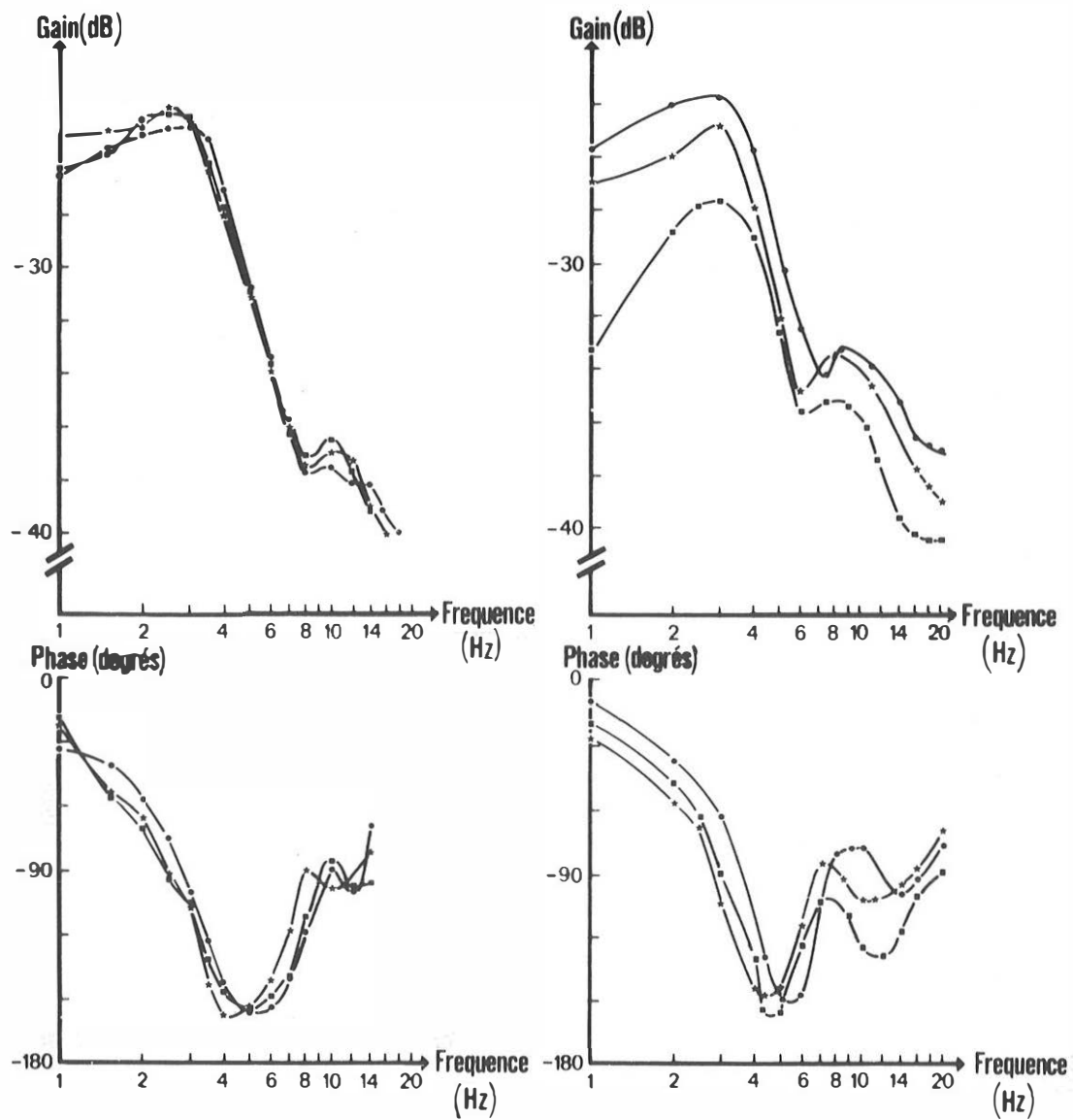


Fig 2

Fonction de transfert du système tête-cou.

En haut, courbes de Gain ; en bas, courbes de Phase en fonction de la fréquence.

A droite, résultats pour trois adultes (d'après VIVIANI et BERTHOZ, 1974) ;

A gauche, résultats pour trois enfants.

### 3.2.1.2 Système avant-bras

Courbe de Gain (cf. fig. 3 haut). L'allure générale est sensiblement différente de celle des précédentes (tête-cou). A 1 Hz, la valeur du gain est plus petite (environ - 30 dB) alors que le sommet de la courbe se situe autour de - 23 dB. Le sommet de résonance est donc plus marqué que précédemment. La décroissance est ensuite régulière et il n'y a pas, dans la bande de fréquences considérée, de deuxième résonance.

Courbe de phase (cf. fig. 3 bas). L'accroissement du déphasage qui est faible jusqu'à 3 Hz devient ensuite très rapide et, à la quadrature, à environ 4 Hz, la pente est de - 280 degrés/octave. Le maximum de déphasage, très arrondi, se situe à 8 Hz. La courbe repasse ensuite à - 90 degrés pour 15-16 Hz.

Comparaison avec l'adulte (cf. fig. 3 droite). Le pic de résonance est beaucoup plus marqué que chez l'adulte et la fréquence correspondante est légèrement supérieure (0,5 Hz). Cette dernière différence, toutefois, est probablement peu significative, étant donné la variabilité inter-individuelle. Quant au déplacement, à 1 Hz, il est deux fois plus important chez l'enfant (écart = 3 dB). Enfin, la pente du déphasage, à la quadrature, est nettement plus raide chez l'enfant.

### 3.2.2 Analyse et interprétation des fonctions de transfert

Il a été choisi précédemment pour l'adulte (VIVIANI et BERTHOZ, 1974) de représenter les systèmes avant-bras/bras et tête/cou par des modèles du second ordre à paramètres variables et à 1 et 2 degrés de liberté respectivement. Les différences entre les diverses courbes expérimentales seront donc interprétées comme des différences de raideur, masse et viscosité entre enfant et adulte. Cependant, étant donné que ces paramètres varient en fonction de la fréquence, on ne donnera que des ordres de grandeur pour chaque paramètre. La comparaison sera établie pour trois caractéristiques essentielles des courbes expérimentales.

#### . fréquence de résonance

Elle dépend directement de la valeur du rapport raideur/inertie ( $K/I$ ) et, dans une moindre mesure, de la valeur de l'amortissement. Pour la tête, l'écart de 0,5 Hz, soit une variation de l'ordre de 15 % de la fréquence de résonance par rapport à l'adulte, représente une diminution de près de 25 % de la valeur du rapport  $K/I$ . Pour l'avant-bras, les fréquences de résonance sont du même ordre, le rapport  $K/I$  garde donc la même valeur.

#### . amplitude du déplacement

Pour les systèmes considérés ici, la mesure de la déflexion statique n'a aucun sens. En effet, comme il est demandé au sujet de maintenir une position, celle-ci demeure constante quel que soit le niveau statique de la force appliquée. Cependant, on peut avoir un indice de la différence de raideur entre sujets en comparant la valeur du gain aux basses fréquences (à 1 Hz p. ex.) quand l'influence de la masse est encore faible. Pour la tête,



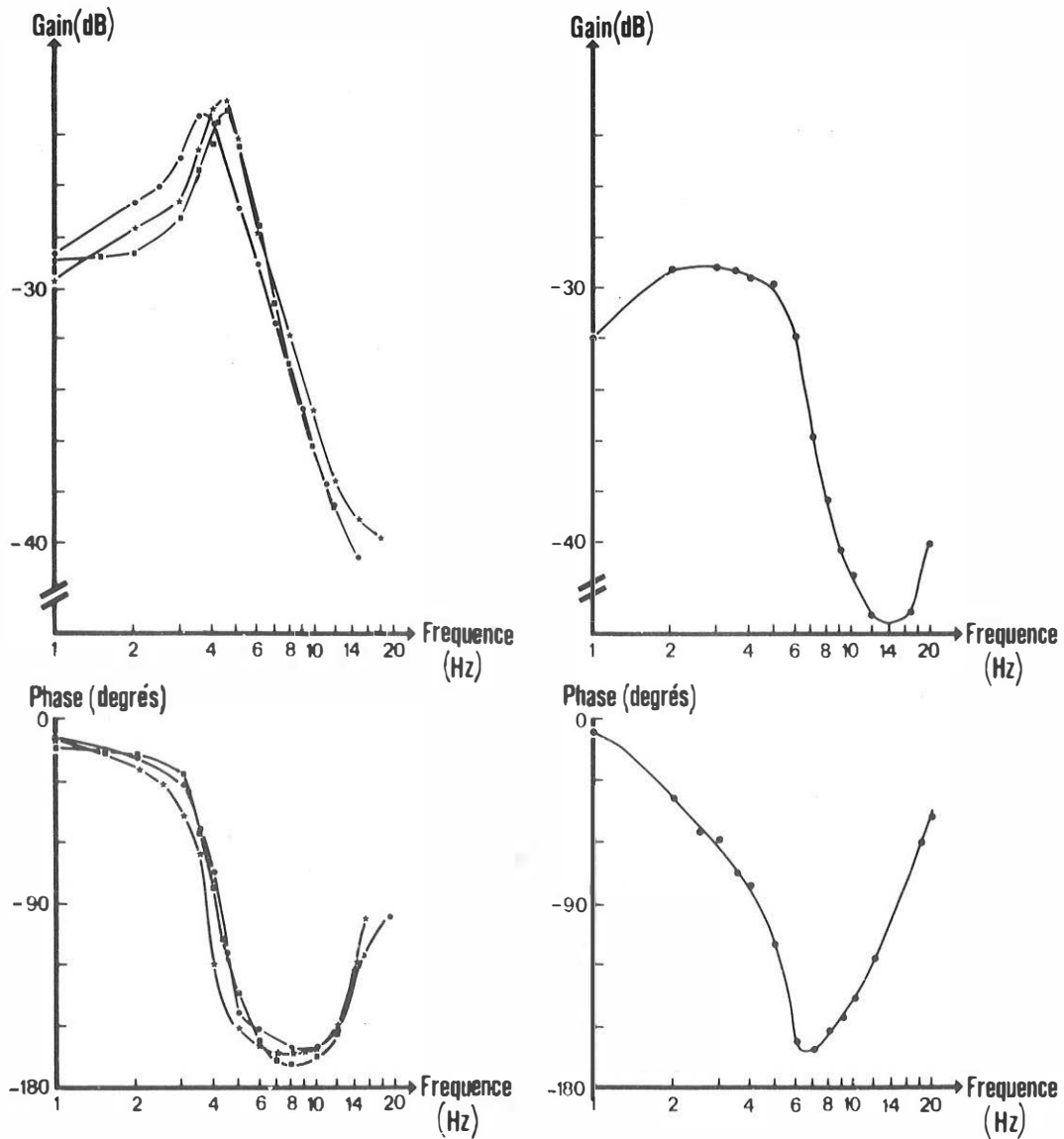


Fig 3

Fonction de transfert du système bras-avant-bras.

En haut, courbes de Gain ; en bas, courbes de Phase en fonction de la fréquence.

A droite, résultats pour un adulte (d'après VIVIANI et BERTHOZ, 1974) ;

A gauche, résultats pour trois enfants.

on constate que le niveau est sensiblement constant pour tous les sujets, enfants ou adultes. La raideur est donc la même dans ces différents cas. C'est dire, connaissant la valeur du rapport K/I dans chacun des cas, que le moment d'inertie de la tête de l'enfant doit être inférieur de 25 % environ par rapport à l'adulte. Pour l'avant-bras, à 1 Hz, le gain chez l'enfant est supérieur de 3 dB, c'est-à-dire deux fois plus grand. La raideur est donc égale à la moitié de celle de l'adulte. Le rapport K/I étant le même, le moment d'inertie doit donc valoir, environ la moitié de celui de l'adulte.

#### amplitude du gain et décroissance de la phase à la résonance

Ces deux caractéristiques sont liées essentiellement à la valeur de l'amortissement. Un faible amortissement détermine un pic de résonance de grande amplitude et une pente de phase très raide. C'est ce qu'il apparaît chez l'enfant, pour l'avant-bras. L'amortissement doit être 3 à 4 fois plus faible chez l'enfant si on se réfère aux courbes typiques d'un système du second ordre (1). Pour la tête, la pente de la phase est légèrement plus faible chez l'enfant. Cette différence n'est cependant pas confirmée par l'observation des courbes de gain. L'amortissement doit donc, dans ce cas, être peu différent de celui de l'adulte.

En résumé : il ressort de l'analyse des fonctions de transfert que le système tête-cou de l'enfant possède un moment d'inertie inférieur d'environ 25 % par rapport à l'adulte, la raideur ainsi que l'amortissement étant sensiblement du même ordre que chez l'adulte. Pour le système avant-bras, le moment d'inertie ainsi que la raideur ont des valeurs environ égales à la moitié de celles correspondant à l'adulte. L'amortissement par contre, est trois à quatre fois plus faible chez l'enfant.

Comme ces paramètres n'ont jamais été mesurés chez l'enfant auparavant, on ne peut confronter ces résultats avec d'autres. On peut toutefois, en ce qui concerne l'inertie des segments, tenter une comparaison avec les résultats obtenus par extrapolation à partir des mesures anthropométriques.

### 3.2.3 Comparaison avec les résultats des mesures anthropométriques

On peut en effet, évaluer indirectement les différences de masse et de moment d'inertie liées à la croissance, à partir des mesures anthropométriques. Si on admet que la forme propre de chaque segment est acquise dès l'âge de 5 ou 6 ans, l'accroissement de volume est mesuré par le cube de l'accroissement linéaire des dimensions du segment. Si on admet également que la densité reste la même, on peut alors évaluer la variation de masse. Quant au moment d'inertie, son calcul fait intervenir, outre la masse, le rayon de giration élevé au carré. Le moment d'inertie variera donc comme l'accroissement linéaire élevé à la puissance 5.

(1) : voir, par exemple, "Théorie et calcul des asservissements"  
p. 127 et 128 ; de GILLES, DECAULNE et PELLEGRIN.

La forme propre des segments peut, en effet, être considérée comme quasiment acquise dès l'âge de six ans (TXIESSELMANN, 1969). Pour la tête, la relation entre longueur et largeur ainsi que la relation entre longueur et hauteur (FEREMBACH, 1963) gardent une valeur sensiblement constante au cours de la croissance (cf. fig. 4).

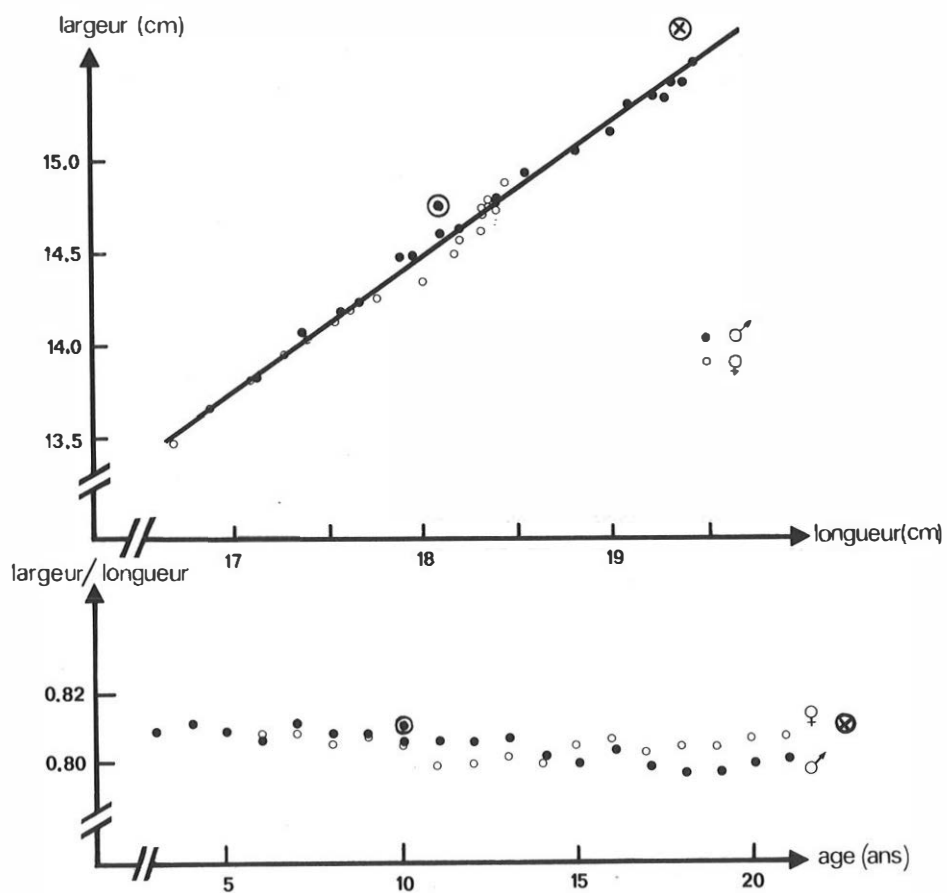


Fig. 4

Relation entre la largeur et la longueur de la tête.  
 Comparaison entre les résultats concernant les enfants  
 (⊙moyenne 12 sujets) et les adultes (⊗moyenne 6 sujets)  
 et les résultats de TWIESSELMANN (••).

D'après les mesures effectuées sur les sujets de l'expérience, les dimensions de la tête, à l'âge de dix ans, sont égales à un peu plus de 93 % de leur valeur à l'âge adulte (cf. tableau 2) ; ce qui est en accord avec les résultats de TAKKUNEN (1962). Dans ce cas, le volume doit être égal à environ 80 % de ce qu'il est chez l'adulte. En ce qui concerne la densité il semble que les différences entre enfants et adultes soient très faibles pour le corps entier : de l'ordre de 3 à 4 % (PARIZKOVA, 1961 ; FORSYTH et SINNING, 1973 ; KATCH et McARDLE, 1973). Cette différence peut être considérée comme négligeable dans le cas présent et la variation de masse peut être assimilée à la variation de volume. La masse de la tête de l'enfant doit donc être égale à 80 % de celle de la tête de l'adulte. Quant au moment d'inertie, sa valeur doit être légèrement supérieure à 70 % de celle correspondant à l'adulte.

	longueur	largeur	rapport long/larg.
enfants	18,09	14,78	0,81
adultes	19,40	15,71	0,81
rapport enf/ad.	93,2%	94,1%	

Tableau 2

comparaison des deux principales dimensions  
de la tête chez l'enfant (13 sujets, 10-11 ans)  
et chez l'adulte (6 sujets, 26-34 ans)

Pour l'avant-bras, la croissance est aussi sensiblement la même pour le diamètre et la longueur (cf. tableau 3). L'accroissement des dimensions d'après les mesures effectuées sur les sujets, est de l'ordre de 1,3 entre l'enfant de dix ans et l'adulte. Le volume est donc multiplié par 2,2. La masse et le moment d'inertie égalent donc respectivement 45 % et 30 % de leur valeur chez l'adulte.

	1 longueur Av. bras+main	2 circonf. coude	3 circonf. poignet	rapport 1/2	rapport 2/3
enfants	36,27	19,94	13,11	1,82	1,52
adultes	46,93	26,30	16,06	1,79	1,63
rapport ad/enf.	1,29	1,32	1,22		

Tableau 3

Comparaison des principales dimensions  
de l'avant-bras chez l'enfant et l'adulte  
(mêmes sujets que précédemment)

En prenant comme référence les valeurs moyennes de masse et de moment d'inertie mesurées chez l'adulte par différents auteurs, on obtient pour l'enfant les valeurs portées dans le tableau 4.

			adultes	enfants
WALKER 1973	tête	masse	6001	80%= 4800
DEMPSTER 1955	+ cou	inertie	0,145	72%= 0,104
CNOCKAERT 1970	av-b	masse	1550	45%= 700
DEMPSTER 1955	+ main	inertie	0,0589	30%= 0,0175

Tableau 4

Valeurs de masse (en g.) et de moment d'inertie (en  $m^2.Kg$ ) de l'ensemble tête-cou et de l'avant-bras chez l'enfant, obtenues par calcul (v. explications dans le texte)

Les valeurs d'inertie calculées à partir des mesures anthropométriques confirment les résultats issus de l'analyse des fonctions de transfert, pour le système tête-cou. Par rapport au moment d'inertie du système tête-cou de l'adulte, on obtient pour l'enfant des valeurs égales respectivement à 72 % et 75 % par les deux méthodes. Par contre, pour l'avant-bras, il apparaît une différence assez importante : 30 % contre 50 % environ.

#### 4 - DISCUSSION

L'examen des fonctions de transfert a permis de mettre en évidence une certaine similitude de comportement, du point de vue dynamique, des systèmes tête-cou de l'adulte et de l'enfant. En effet, les principales caractéristiques des courbes expérimentales de l'adulte, dont l'analyse a conduit à choisir une représentation par un système du second ordre à deux degrés de liberté et à paramètres variables, ont été retrouvées chez l'enfant. Les écarts relevés, relativement peu importants par rapport aux variations interindividuelles, découlent en fait de propriétés biomécaniques bien différentes. C'est dire que la méthode utilisée reste peu sensible compte tenu du pas de variation de la fréquence d'excitation (0,5 Hz au minimum). En fait, pour un même sujet, les résultats, en particulier la valeur de la phase, sont reproductibles avec une grande précision. Mais, en raison justement de la largeur du pas de variation, il est pratiquement impossible d'exciter le système à la fréquence de résonance. Celle-ci est donc évaluée par interpolation ; ce qui constitue évidemment une source d'erreur non négligeable surtout en ce qui

concerne la valeur maximale du gain. On pourrait obtenir une meilleure résolution en fréquence en utilisant la réponse impulsionnelle mais cette méthode présente des risques non négligeables pour l'enfant ; c'est pourquoi elle n'a pas été appliquée.

D'autre part, en effectuant une analyse mathématique étendue à la totalité de chaque courbe on devrait pouvoir déterminer avec précision les variations de chaque paramètre en fonction de la fréquence. Notamment, en tenant compte du deuxième pic de résonance pour le système tête-cou, on pourrait mettre en évidence la répartition fonctionnelle de la masse entre la tête et le cou.

L'estimation de l'inertie à partir des mesures anthropométriques semble adéquate pour le système tête-cou puisqu'elle permet de recouper les résultats des fonctions de transfert. Par contre, pour l'avant-bras, cette estimation doit être faussée en raison des trop grandes simplifications concernant la forme et la répartition de la masse.

Pour la raideur, on pouvait s'attendre à ce que sa valeur soit la même que chez l'adulte. En effet, le même niveau de force a été appliqué dans les deux cas ; or, on sait que la raideur d'un muscle est fonction de la force qu'il exerce (cf. BRESSLER, 1974 ; GOUBEL et AL., 1971). C'est effectivement ce qui se passe pour les muscles du cou. Mais, dans la mesure où la position d'un segment est contrôlée par deux groupes musculaires antagonistes, la raideur à l'articulation varie selon le degré de co-contraction des fléchisseurs et des extenseurs. En effet, la force musculaire qui s'oppose à la force extérieure représente la différence entre les forces exercées par chacun des groupes. Autrement dit, pour une même force extérieure, la force de chaque muscle peut être très différente. Par conséquent, pour une même force extérieure, la raideur peut être très différente. Alors, on peut penser que la différence de raideur constatée pour l'avant-bras soit liée à ce phénomène. Il est possible que, contrairement à l'adulte qui contracte simultanément fléchisseurs et extenseurs, pour équilibrer la force extérieure au cours de l'expérience, l'enfant ne se serve que du seul groupe des extenseurs. Cette hypothèse pourrait être vérifiée en contrôlant l'activité myoélectrique au cours de l'expérience. L'éventualité d'une origine purement mécanique doit être écartée a priori car cette différence n'apparaît pas pour les muscles du cou.

En ce qui concerne la viscosité, la première explication qui vient à l'esprit est que pour une masse musculaire moins importante, les frottements doivent être réduits. Seulement, comme pour la raideur, on peut difficilement admettre que la viscosité soit différente pour les muscles du cou et ceux du bras. Ce phénomène ne semble pas pouvoir être expliqué pour l'instant.

## CONCLUSIONS

Le comportement dynamique des deux systèmes corporels de l'enfant concerné par cette étude, suit donc les mêmes lois que chez l'adulte lorsque des forces de faible amplitude sont appliquées. C'est dire que, au cours du développement, il y a une certaine adaptation des systèmes responsables du maintien qui compense la variation des propriétés inertielles des segments.

Cependant, la force musculaire reste bien inférieure à celle de l'adulte et, quand le corps sera brutalement décéléré, comme dans le cas d'une rétention par ceinture au cours d'un accident, la musculature ne pourra équilibrer les forces d'inertie, proportionnellement beaucoup plus importantes que chez l'adulte, mises en jeu au niveau de la tête. L'influence que peut avoir la musculature sur la dynamique, en jouant le rôle d'absorbeur d'énergie (ARMSTRONG et AL., 1968 ; MARTIN, VERRIEST et VIVIANI, à paraître) sera donc très restreinte et on doit s'attendre à ce que les butées osseuses et ligamentaires qui limitent les mouvements supportent des efforts très importants. Sachant que ces structures, chez l'enfant, sont moins résistantes que chez l'adulte (BURDI et AL., 1969), le risque de fracture, de luxation et, par conséquent, de lésion du système nerveux est accru. Il importe donc de limiter au maximum les efforts auxquels sera soumis la liaison tête-thorax, c'est à dire de ne pas imposer des décélérations trop brutales de la tête par un blocage sévère du thorax.

ANNEXE 1

A N T H R O P O M E T R I E										
Sujets	Age	Poids	Stature	Circonf. tête	Long. tête	Larg. tête	Circonf. coude	Av. Bras poignet	Long. Av. B. + main	
Enfants ♂	R.E.	36	141,7	53,2	18	15,5	19,9	12,9	36,5	
	T.E.	34	144	53,6	18,1	15,4	19,8	12,7	38,3	
	P.F.	31	135,5	52,2	17,9	14,9	20,3	13,3	35,8	
	W.R.	38	145	53,1	18,9	14,6	20,1	13,5	37	
	L.Y.	24,5	128	53	18,5	14,2	19,3	12,2	33	
	C.I.	25	132,2	52	17,6	15	17,7	11,7	35,9	
	C.C.	40	136,3	53,7	18,8	14,6	21,6	14,4	35,9	
	R.R.	28	129	54	18,3	15,5	18,9	12,2	33,5	
	50 <sup>e</sup> percentile (1)	31,3	137,2	53	18	14,7	-	-	-	-
	T.B.	39	150,8	52,3	17,8	14,3	21,8	13,7	39,3	
Enfants ♀	L.V.	43	142,5	51	17,1	14,9	21,6	15	37	
	C.N.	29	143,7	51,5	17,6	14,4	19,8	13	36,9	
	T.N.	33	142,3	53	18,5	14,6	20,2	13,3	38	
	L.D.	27,1	130,3	52,1	18,1	14,2	18,2	12,6	34	
	A.S.	38	143,5	52	17,6	14,9	19,8	14,1	38	
	50 <sup>e</sup> percentile (1)	31,3	137,3	52,3	17,7	14,3	-	-	-	
Adultes ♂	B.R.	79	178	55,6	18,9	15,2	27,5	16,7	47,5	
	C.A.	78	172,5	57,4	18,8	16,1	28,8	17	44	
	G.J.	66	172	56,2	19,3	15,8	26	16	49,6	
	G.G.	78	174	59	20,6	16,6	26,1	16	47,2	
	V.J.	65	179,5	57,3	20	15,2	25,4	15,7	47,7	
	H.C.	60	173	56	18,8	15,4	24	15	45,6	
50 <sup>e</sup> percentile (2)	66,9	172,37	56,48	19,31	15,25	26,87	16,82	45,25		

Tableau 5

Mesures anthropométriques des sujets utilisés

Les dimensions sont en cm, le poids en kg.

(1) Classe d'âge 10-11 ans, d'après TAKKUNEN (1962)

(2) Classe d'âge 20-30-ans, d'après un rapport anonyme

du laboratoire d'Anthropologie Appliquée de la Faculté de Médecine-PARIS



ANNEXE 2

		FORCE MAXIMALE		
		Av. Bras flexion	Tête	
			flexion	extens.
enfants ♂	R.E.	7,5	20,5	19,5
	T.E.	6,5	18	15,5
	P.F.	111	14	12
	W.R.	6	7	12,5
	L.Y.	5,5	9,5	11,5
	C.I.	4,5	12,5	5
	C.C.	7,5	18,5	10,5
	R.R.	6	8	10
enfants ♀	T.B.	7	19	18,5
	L.V.	6,5	9	12,5
	C.N.	3,5	10	8,5
	T.N.	6,5	15	13,5
	L.D.	4,5	11	10,5
	A.S.	7;5	10	12,5
adultes ♂	B.R.	22,5	45	31
	C.A.	9	36,5	24,5
	G.J.	18,5	30,5	35,5
	G.G.	20	42,5	42,5
	V.J.	18	31,5	36,5
	H.C.	17,5	27,5	33,5

Tableau 6

Force maximale isométrique exercée par les sujets  
 Valeur moyenne pour 4 essais successifs  
 (Force exprimée en kgf.).

## BIBLIOGRAPHIE

-:-:-:-:-:-:-

ANONYME (1973)

Etude anthropométrique des Personnels militaires des armées.  
Rapport Doc. AA. 50/73 du Laboratoire d'Anthropologie appliquée.  
Faculté de Médecine PARIS - 1 vol. 1167 pages.

ARMSTRONG, R.W., WATERS, H.P., STAPP, J.P. (1968)

Human muscular restraint during sled deceleration.  
Proc. 12th Stapp Car Crash Conf. S.A.E. Edit., NEW-YORK.

ASMUSSEN, E., HEEBÖLL-NIELSEN, K., MÖLLEBECH, S.V. (1959)

Description of muscle tests and standard values of muscle strength  
in children.  
Com. Dan. Nat. Inst. Infant. Paral., 5, Suppl.

BERTHOZ, A., METRAL, S. (1970)

Behaviour of a muscular group subjected to a sinusoidal and  
trapezoidal variation of force.  
J. Applied Physiol., 29, 3 - p. 378.

BERTHOZ, A., VIVIANI, P., GUERIN, F. (1972)

Effet des chocs et des vibrations sur le contrôle du mouvement.  
I- Maintien de la tête lors de l'application de forces sinusoïdales.  
Rapport n° 30 du Laboratoire de Physiologie du Travail du C.N.A.M.  
PARIS.

BRESSLER, B.M., CLINCH, N.F. (1974)

The compliance of contracting skeletal muscle.  
J. Physiol. (Lond.) 237, pp. 477-493.

BURDI, A.R., HUELKE, D.F., SNYDER, R.G., LOWREY, G.H. (1969)

Infants and children in the adult world of automobile safety design :  
pediatric and anatomical considerations for design of child restraints  
J. of Biomech., 2 - pp 267-280.

CNOCKAERT, J.C., PERTUZON, E. (1970)

Détermination des constantes biomécaniques d'un segment corporel  
(avant-bras + main).  
I- Mesure du volume et estimation de la masse.  
Trav. Hum., 33 - pp 1-2.

CULLUMBINE, H., BIBILE, S.W., WIKRAMANAYAKE, T.W., WATSON, R.S. (1950)

Influence of age, sex, physique and muscular development on  
physical fitness.  
J. Applied Physiol., 2 - pp 488-511.

DAMON, A., STOUDET, H.W., Mc FARLAND, R.A. (1963)

The human body in equipment design.  
Harward 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.

DRILLIS, R., CONTINI, R. (1966)

Body segment parameters.  
Tech. Rep. n° 1166.03, NEW-YORK University. 1 Vol., 110 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.  
S.A.E. Edit. NEW-YORK.

FEREMBACH, D. (1963)

Les modifications du quadrilatère crânien et du triangle Bregma-Prosthion-Basion au cours de l'ontogénèse.  
Biotypologie, 24, 4 - pp 177-197.

FISHER, M.B., BIRREN, J.E. (1947)

Age and arm strength.  
J. Applied Psychol., 31 - pp 490-497.

FORSYTH, H.L., SINNING, W.E. (1973)

The anthropometric estimation of body density and lean body weight of male athletes.  
Med. Sci. Sports., 5 (3) - pp 174-180.

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.  
S.A.E. Edit., NEW-YORK.

GILLES, J.C., DECAULNE, P., PELLEGRIN, M. (1958)

Théorie et calcul des asservissements.  
DUNOD Edit., PARIS., 1 Vol., 320 p.

GOUBEL, F., BOUISSET, S., LESTIENNE, F. (1971)

Determination of muscular compliance in the course of movement.  
Medecine and sport, 6 ; Biomechanics II, pp 154-158.  
KARGER Edit., BASEL.

IKAI, M., STEINHAUS, A.M. (1961)

Some factors modifying the expression of strength.  
J. Applied Physiol., 16 - pp 157-163.

- JORGENSEN, K., BANKOV, S. (1971)
- Maximum strength of elbow flexors with pronated and supinated forearm  
 Medicine and sports, 6 - Biomechanics II, pp 174-180.  
 S. KARGER edit., BASEL.
- KATCH, F.J., Mc ARDLE, W.D. (1973)
- Prediction of body density from simple Anthropometric measurements  
 in College-Age men and women.  
 Hum. Biol., 45 (3) - pp 445-454.
- MAROTZKY, M.J. (1972)
- Isometrische Kraftmessungen am Hals-Kopfsystem bei jungen und alten  
 Menschen.  
 Arch. Orthop. Unfall. Chir., 74 (1) - pp 42-63.
- MARTIN, F., VERRIEST, J.P., VIVIANI, P. (1974)
- Etude du comportement dynamique du système tête-cou d'un singe  
 soumis à un choc frontal.  
 Rapport du Laboratoire des Chocs de l'O.N.S.E.R. - LYON (à paraître)
- MAZET, R.
- Mécanique vibratoire.  
 DUNOD, Edit. PARIS - 1 vol., 368 p.
- MERTZ, H.J., PATRICK, L.M. (1971)
- Strength and response of the human neck.  
 Proc. 15th Stapp Car Crash Conf., pp 207-255. S.A.E. edit., NEW-YORK
- MOREHOUSE, L.E. (1959)
- The strength of a man.  
 Human factors, 1, 2, pp 43-48.
- PALMER, C.E. (1944)
- Studies of center of gravity in the human body  
 Child development, 15 pp 99-180.
- PARIZKOVA, J. (1961)
- Age trends in fat, in normal and obese children.  
 J. Applied Physiol., 16 (1) - pp 173-174.
- ROGERS, R.A., SILVER, J.N. (1968)
- Elements of an effective child restraint system.  
 Proc. 12th Stapp Car Crash Conf. pp 172-187.  
 S.A.E. edit., NEW-YORK.
- SIEGEL, A.W., NAHUM, A.M., APPLEBY, M.R. (1968)
- Injuries to children in automobile collisions.  
 Proc. 12th Stapp Car Crash Conf. pp 1-46-  
 S.A.E. edit., NEW-YORK.

SWEARINGEN, J.J., YOUNG, J.W. (1965) (cité par BURDI et AL.)

Determination of center of gravity of children sitting and standing.  
Rep. n° A.M. 6523 - Civil Aeromed. Res. Inst., Fed. Aviation Agency  
OKLAHOMA City.

TAKKUNEN, R.L. (1962)

Anthropometric studies on Finnish children.  
These med. - Helsinki - 1 Vol., 127 p.

TWIESSELMANN, M. (1969)

Développement biométrique de l'enfant à l'adulte.  
Etude de 12 mesures corporelles et de 16 céphaliques chez 14 229  
écoliers bruxellois.  
Presses Universitaires de Bruxelles, édit. - BRUXELLES et MALOINE  
édit. - PARIS. 1 Vol. 148 p.

VIVIANI, P., BERTHOZ, A. (1974)

Head-neck Dynamics in response to small perturbations :  
a two degrees of freedom model with frequency dependent parameters.  
à paraître dans Cybernetics.

WALKER, L.B., HARRIS, E.M., PONTIUS, U.R. (1973)

Mass, volume, center of mass and mass moment of inertia of head and  
head and neck of human body.  
Proc. 17 th Stapp Car Crash Conf. pp 525-537.  
S.A.E., edit. NEW-YORK.