



# THESE DE DOCTORAT

Présenté par : Raphaël FISCHER

pour l'obtention du diplôme de

**DOCTEUR DE L'UNIVERSITE LOUIS PASTEUR DE STRASBOURG**

Spécialité : **MECANIQUE**

**Analyse vibratoire de la colonne cervicale humaine—  
caractérisation et modélisation physique**

**Thèse dirigée par Rémy WILLINGER et Hans MÜLLER-STORZ**

Soutenu le 10.09.2004

Commision d'examen :

R. WILLINGER	Directeur de thèse
H. MÜLLER-STORZ	Codirecteur de thèse
L. DARIDON	Rapporteur interne
C. CHIRWA	Rapporteur externe
D. OTTE	Rapporteur externe
J.-S. RAUL	Examineur

# Remerciements

Tout d'abord, je remercie les Messieurs Rémy WILLINGER et Hans MÜLLER-STORZ d'avoir acceptés la direction de mes travaux.

Je remercie les membres de jury Clive CHIRWA, Dietmar OTTE, Loïc DARIDON et Jean-Sébastien RAUL.

Je remercie Monsieur Peter WENKERT pour son soutien pendant les essais et son conseil technique à la phase de conception de la métrologie.

Je remercie Monsieur Nicolas BOURDET, Frank MEYER et toute l'équipe du LSBMC.

Je remercie Monsieur François LEGALL de soutenir mon travail et le projet "cou".

Je remercie Monsieur Epiphane MOREIRA pour faire la lecture de correction.

Je remercie Madame Peggy DELAVIGNE et sa parenté de se mettre à la disposition pour les essais.

Je remercie mes collègues à la Fachhochschule de Offenburg pour la disposition à participer aux essais.

Je remercie Ulrike VÖGTLE de m'accompagner pendant ce travail.

Je remercie ma mère Brigitte FISCHER et mon frère Benedikt FISCHER.

A la mémoire de mon père.

# Table des matières

<b>1</b>	<b>Introduction Générale</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Synthèse Bibliographique</b>	<b>3</b>
2.1	Anatomie de la colonne vertébrale . . . . .	3
2.1.1	Les muscles antéro-latéraux du cou . . . . .	9
2.1.2	Les ligaments du cou . . . . .	14
2.1.3	Conclusion . . . . .	14
2.2	Comportement en mouvement . . . . .	14
2.2.1	Introduction . . . . .	14
2.2.2	Mobilité maximale . . . . .	15
2.2.3	Les zones neutres . . . . .	15
2.2.4	Etude de la rigidité . . . . .	16
2.2.5	Conclusion . . . . .	16
2.3	Mécanismes de lésions de la colonne cervical – un aperçu . . .	17
2.4	Limite de tolérance – un aperçu . . . . .	18
2.5	Critères de tolérances . . . . .	19
2.5.1	Les critères courants . . . . .	19
2.5.2	Le critère Nij . . . . .	20
2.5.3	Le critère Nkm . . . . .	20
2.5.4	N.I.C (Neck Injury Criterion) . . . . .	20
2.5.5	Conclusion . . . . .	23
2.6	Mannequins existants . . . . .	24
2.6.1	Introduction . . . . .	24
2.6.2	Hybrid III . . . . .	24
2.6.3	RID . . . . .	28
2.6.4	RID 2 . . . . .	29
2.6.5	BioRID . . . . .	39
2.6.6	BioRID II . . . . .	43
2.6.7	Comportement Mécanique de RID2 $\alpha$ , de l'Hybrid III et des volontaires en choc arrière à faible vitesse (TNO)	44
2.6.8	Comparaison entre les mannequins HybridIII et Bio- RID II en choc arrière sur le chariot à basses vitesses (USCAR) . . . . .	49

2.6.9	Modèle de Luo et Goldsmith . . . . .	54
2.6.10	Mouvement de la moelle épinière sous flexion et extension (Margulies) . . . . .	56
2.6.11	Mouvement de la tête et de la colonne cervicale sous choc arrière (Geigl) . . . . .	59
2.6.12	Analyse du mouvement des vertèbres cervicales en choc arrière (Ono) . . . . .	64
2.6.13	Expérience radiographique du cou humain soumis à une accélération (Matsushita) . . . . .	69
2.7	Conclusion . . . . .	74
<b>3</b>	<b>Banc d'essai</b>	<b>75</b>
3.1	Introduction . . . . .	75
3.2	Construction . . . . .	76
3.2.1	Unité Hydraulique . . . . .	76
3.2.2	Le chariot . . . . .	80
3.2.3	Dispositifs de sécurité . . . . .	81
3.2.4	Interrupteur . . . . .	82
3.2.5	Amortisseur . . . . .	83
3.3	Instrumentation . . . . .	85
3.3.1	Capteurs . . . . .	85
3.3.2	Amplification des Signaux . . . . .	86
3.3.3	Acquisition des données . . . . .	86
3.3.4	Traitement des données . . . . .	87
3.3.5	Système vidéorapide . . . . .	89
3.3.6	Signaux d'entrée . . . . .	90
3.4	Pré-tests . . . . .	93
3.5	Conclusion . . . . .	94
<b>4</b>	<b>Evaluation biomécanique</b>	<b>96</b>
4.1	Introduction . . . . .	96
4.2	Résultats détaillés pour un cas . . . . .	97
4.2.1	Fréquences propres . . . . .	97
4.2.2	Amortissement . . . . .	98
4.2.3	Déformées modales . . . . .	100
4.3	Comportement inter-individu . . . . .	103
4.4	Conclusion . . . . .	111
<b>5</b>	<b>Evaluation des mannequins et nouveau prototype</b>	<b>113</b>
5.1	Introduction et Méthode . . . . .	113
5.2	Résultats . . . . .	115
5.2.1	Hybrid III . . . . .	115
5.2.2	EuroSID . . . . .	115
5.2.3	BioRID II . . . . .	115

5.2.4	Hybrid III+TRID-Neck . . . . .	116
5.2.5	RID2 v0.0 . . . . .	116
5.2.6	THOR . . . . .	116
5.2.7	Volontaire . . . . .	116
5.3	Developement d'un nouveau prototype . . . . .	118
5.4	Modèle analytique . . . . .	118
5.5	Modèle physique . . . . .	118
5.6	Capteurs . . . . .	119
5.7	Méthode de validation . . . . .	119
5.8	Résultats . . . . .	121
5.9	Conclusion . . . . .	121
<b>6</b>	<b>Conclusion générale</b>	<b>123</b>
<b>7</b>	<b>Annexe – Table des figures – Liste des tableaux – Bibliographie</b>	<b>126</b>
7.1	Fiche analytique . . . . .	126
7.2	Dimensions du volontaire . . . . .	127
7.3	Données anthropométriques supplémentaires . . . . .	128
7.4	Construction du vérin hydraulique de SCHENCK . . . . .	129

# Chapitre 1

## Introduction Générale

Les traumatismes de la colonne cervicale, provoqués par des accidents de voitures en choc arrière, posent un problème sérieux de société. Très souvent, les chocs arrière arrivent à faible vitesse, mais l'effet sur les passagers est malgré tout grave (vertige, maux de tête, douleur musculaire ou ligamentaire). D'après une estimation du GDV (Berlin / Allemagne), les coûts annuels causés par des traumatismes en choc arrière s'élèvent à environ 20 milliards d'euros en Europe.

Parce que la biomécanique du système tête-cou ainsi que la cinématique du système voiture-occupant est très complexe, la caractérisation des systèmes, la définition des critères de lésions et des limites de tolérance représentent un champ d'activité important dans le domaine de la sécurité secondaire.

Pour l'évaluation des systèmes de sécurité, plusieurs mannequins ont été développés depuis les années 1970. Nous explicitons les mannequins :

- Hybrid III
- RID
- RID 2
- BioRID
- BioRID 2

Les mannequins ont été évalués et validés dans le cadre de quelques études qui sont cités ici.

Nous décrivons ensuite des études qui concernent les aspects biomécaniques de la colonne cervicale et de la moelle épinière.

La méthode conventionnelle de l'évaluation des propriétés mécaniques du corps humain et des mannequins se situe dans le domaine temporel. Après une revue de la littérature nous utilisons dans ce travail une méthode de caractérisation fréquentielle à faibles amplitudes.

Dans ce but, nous avons élaboré un banc d'essais capable de faire des mesures aussi bien sur des mannequins que sur des volontaires. Le banc est constitué d'un chariot, guidé par des rails à aiguilles, et excité par un vérin

hydraulique. Le contrôle du mouvement du vérin est effectué par une commande électro-mécanique. Sur le chariot est fixé un siège où vient s'asseoir le mannequin ou le volontaire. Les mouvements de la tête sont mesurés par des accéléromètres. A partir de ces signaux, on calcule la fonction de transfert et la déformé modale du système tête-cou qui est vue comme un paramètre de validation du modèle physique.

Nous avons testé, sur le banc d'essai, 30 personnes. Les fréquences propres ainsi que les amortissements et les déformés modales étaient déterminés. Les résultats étaient regroupés en "homme", "femme" et "humain". A chaque groupe, nous avons trouvé deux accentuations de comportement : Un comportement "normale" et un comportement "rigide".

Les "normales" montrent une distribution normale des deux fréquences propres, les "rigides" ont des résonances supérieures et une distribution plus large au niveau de la deuxième résonance.

La biofidélité des mannequins disponibles a ensuite été évaluée par la même méthode que pour l'analyse biomécanique. La première fréquence propre (flexion) était observable sur chaque mannequin. La deuxième résonance (rétraction) n'est pas reproduite par ces mannequins de choc.

Finalement, un nouveau prototype de cou de mannequin a été élaboré. D'abord, un modèle analytique était établi. Bourdet (2002) a dérivé l'équation de la masse apparente de la tête en fonction de la fréquence d'excitation ce qui permet de calculer les résonances du système. Le modèle physique est réalisé en partant des propriétés du modèle analytique. Il est construit comme système à deux degrés de liberté, constitué d'une barre articulé qui porte la tête. Les articulations entre la base et le cou, ainsi que celles entre le cou et la tête sont équipées de ressorts. Le système se comporte comme un pendule inversé. Pour les expériences, le modèle était monté sur le chariot du banc d'essai. La réponse en fréquence du modèle biarticulé était très prononcée. Contrairement aux mannequins existants, deux résonances, correspondant au comportement humain, étaient observables. Les fréquences de résonance sont réglables par le choix des ressorts.



## Chapitre 2

# Synthèse Bibliographique

### 2.1 Anatomie de la colonne vertébrale

Avant d'envisager une caractérisation du cou humain, il faut s'occuper avec l'anatomie de l'homme - et, avant tout, avec la colonne cervicale. Ce que nous intéresse dans le cadre de la caractérisation mécanique, est la configuration de la partie osseuse, les muscles et les ligaments.

Le rachis est une colonne flexueuse et flexible formé d'une série d'os appelés vertèbres. Les vertèbres sont au nombre de 33 et groupées sous les noms cervicales, thoraciques, lombaires, sacrales et coccygiennes selon les régions qu'elles occupent. Elles sont 7 dans la région cervicale, 12 dans le rachis thoracique, 5 dans le rachis lombaire, 5 dans le sacrum et 4 dans le coccyx.

Les vertèbres des trois régions supérieures de la colonne restent distinctes tout au long de la vie, elles sont appelées vertèbres vraies ou mobiles. Tandis que celles de la région sacrale et coccygienne sont appelées vertèbres fausses ou fixes parce que qu'elles s'unissent à l'âge adulte pour ne former que deux os : le sacrum et le coccyx. A l'exception de la première et de la seconde cervicale, les vertèbres vraies ou mobiles présentent certains caractéristiques communes.

#### Les caractéristiques générales d'une vertèbre

Une vertèbre typique se compose de deux parties essentielles : un segment antérieur, le corps vertébral, et une partie postérieure, la voûte vertébrale ou neurale ; ces deux parties entourent un trou appelé le trou vertébral. La voûte vertébrale se compose d'une paire de pédicules et d'une paire de lames et supporte sept apophyses : quatre articulaires, deux transverses, et une épineuse.

Lorsque les vertèbres sont assemblées entre elles, les corps vertébraux forment un pilier résistant qui supporte la tête et le tronc. Le trou vertébral constitue alors un canal de protection du cordon médullaire, et entre

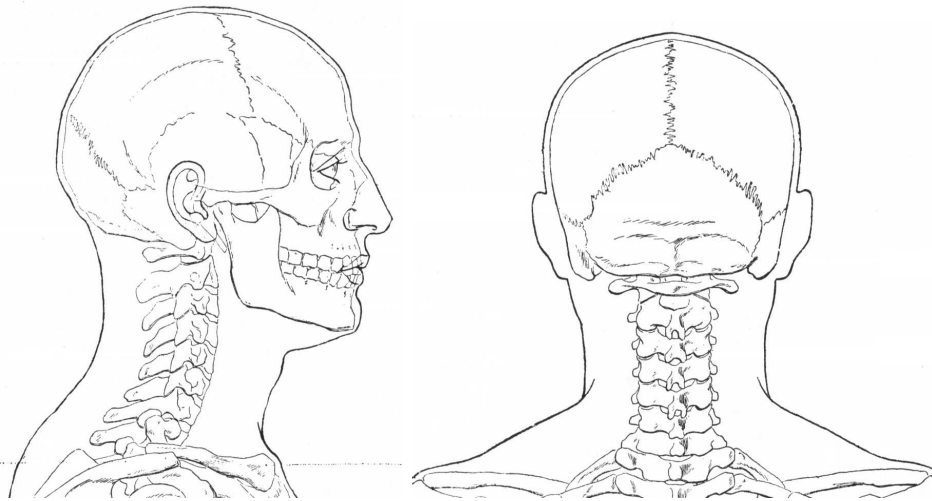


FIG. 2.1 – La tête et le cou humain

chaque paire de vertèbres, il y a deux ouvertures, les trous intervertébraux, permettant la transmission des nerfs spinaux et des vaisseaux sanguins.

**Le corps vertébral** est la plus grande partie de la vertèbre dont la forme est plus ou moins cylindrique. Ces surfaces supérieures et inférieures sont aplaties et rugueuses permettant ainsi la connexion des fibrocartilages intervertébraux. Ces surfaces antérieures présentent des petites ouvertures pour le passage des vaisseaux nutritifs, tandis que sa face postérieure possède une grande ouverture irrégulière pour faire sortir la veine basilaire du corps vertébral.

**Les pédicules** sont deux courtes et épaisses protubérances qui se projettent vers l'arrière (un de chaque côté) de la partie supérieure du corps vertébral jusqu'à la jonction de ses surfaces postérieures et latérales. Les concavités supérieures et inférieures des pédicules sont appelées entailles vertébrales ; et quand les vertèbres sont assemblées, les entailles de chaque paire d'os forment les trous intervertébraux.

**Les lames** sont deux structures larges et plates dirigées vers l'arrière et le milieu, à partir des pédicules. Elles fusionnent à la ligne moyenne postérieure et complète ainsi la limite postérieure du tour vertébrale. Les bords supérieurs et les parties inférieures des surfaces antérieures sont rugueux permettant ainsi la connexion des ligaments jaunes.

**L'apophyse épineuse** sert de point de connexion pour les muscles et les ligaments.

**Les apophyses articulaires** , inclinées à 45° dans le plan sagittal pour les cervicales, sont à l'origine du mouvement complexe du système cervical. L'inclinaison à 45° autorise à la fois un mouvement de rotation

et une inclinaison dans le plan frontal. Les vertèbres lombaires limitent beaucoup plus la rotation que les cervicales, du fait de la verticalité de leurs apophyses articulaires. Les apophyses transmettent 20% des contraintes verticales appliquées à la vertèbre. Elles sont simplement déparées par une fine couche d'un cartilage diaphane (vitreux).

**Les apophyses transverses** permettent la connexion des muscles et des ligaments.

**Structure d'une Vertèbre :** Le corps vertébral est composé d'un tissu spongieux recouvert par une fine couche d'os compact. Ce dernier est perforé par des nombreux orifices, dont quelques-uns de grandes tailles pour laisser passer des vaisseaux sanguins. L'intérieur de l'os est traversé par un ou deux canaux pour recevoir des veines qui convergent en une unique grande (ou parfois plusieurs petites) ouverture sur la partie postérieure du corps.

Le tissu spongieux est organisé en fines lamelles osseuses perpendiculaires aux surfaces supérieures et inférieures et supporte ainsi, de plus grandes pressions dans cette direction. La voûte et les apophyses sont couverts d'un épais tissu compact.

Le corps de la vertèbre présente des trabéculations particulières. Ce sont des travées osseuses organisées selon une architecture particulière, qui assure une meilleure résistance pour le corps vertébral. Il y a trois systèmes trabéculaires : Le premier, dans une coupe sagittale, présente des travées verticales, Les deux autres systèmes sont quant à eux des fibres obliques aussi appelées fibres en éventail qui se prolongent jusqu'aux apophyses articulaires et épineuses.

Les contraintes se répartissent le long des trabéculations et passent ainsi d'une vertèbre à l'autre.

L'entrecroisement de ces trois systèmes trabéculaires constitue des zones de fortes résistances et des zones de moindres résistances. Donc en cas de chargement axial excessif sur le corps vertébral, celui-ci s'écrase tout d'abord sur la face antérieure puis cède au niveau du mur postérieur.

### **La vertèbre cervicale**

Les vertèbres cervicales sont les plus petites vertèbres vraies, et peuvent se distinguer très facilement des thoraciques ou des lombaires par la présence de trous dans chaque apophyse transverse. Les caractéristiques suivantes sont communes à la plupart des vertèbres à l'exception de la première, de la seconde et de la septième.

La vertèbre cervicale a une forme légèrement différente des vertèbres thoraciques. En effet, son corps vertébral est plus petit alors que le trou vertébral est plus large et de forme triangulaire.

Les apophyses transverses sont percées de chaque côté par les trous transversales qui, dans les six vertèbres supérieures, donnent le passage de l'artère et de la veine vertébrale et du plexus de nerfs sympathiques.

### **La première vertèbre cervicale C 1**

La première cervicale est appelée atlas parce qu'elle supporte le poids de la tête comme le géant fils du titan Japet et Clyméné, dans la mythologie grecque, qui fut condamné à supporter le poids de la voûte céleste. Sa principale particularité est qu'elle ne possède aucun corps vertébral. En fait le corps de celle-ci fusionne avec le corps de la vertèbre suivante C 2. Elle n'a également aucune apophyse épineuse et ressemble étrangement à un anneau se composant d'une voûte antérieure, d'une voûte postérieure et de deux masses latérales.

La voûte antérieure forme environ un cinquième de l'anneau : sa surface antérieure présente, en son centre, la tubercule antérieure permettant au muscle *Longus Colli* de se fixer ; Quant à la surface postérieure, elle est marquée d'une facette lisse, ovale ou circulaire (*fovea dentis*) permettant l'articulation avec l'apophyse odontoïde (*dens*) de axis.

La voûte postérieure forme deux cinquièmes de la circonférence de l'anneau, elle se termine derrière la tubercule postérieure qui est le rudiment d'une apophyse épineuse et donne l'origine du muscle petit droit postérieur de la tête (*Recti Capitis Posteriores minores*). La diminution de taille de cette apophyse ne permet aucune interférence dans le mouvement de l'atlas avec le crâne. Derrière chaque apophyse articulaire supérieure, une cannelure (*sulcus arteriae vertebralis*), parfois transformée en un trou, représente l'entaille vertébrale supérieure : elle sert à la transmission de l'artère vertébrale, qui, après être montée par le trou transversale, s'enroule autour de la masse latérale. Elle transmet également le nerf suboccipital. La surface inférieure de la voûte postérieure possède deux cannelures peu profondes, les entailles vertébrales inférieures, derrière les facettes articulaires.

Les masses latérales sont les parties les plus encombrantes et les plus solides de l'atlas, afin de supporter le poids de la tête. Chacune comporte deux facettes articulaires : une supérieure et une inférieure. Juste en dessous de la marge médiane de chaque facette supérieure, il y a un petit tubercule qui permet la connexion du ligament atlanto-transverse s'étirant à travers l'anneau de l'atlas et divisant le trou vertébral en deux parts inégales : l'antérieure, la plus petite, reçoit l'apophyse odontoïde de l'axis ; la postérieure transmet le cordon médullaire et ses membranes. Cette partie du canal vertébral a une taille considérable, beaucoup plus grande que celle requise pour l'adaptation du cordon médullaire. Ainsi le déplacement latéral de l'atlas peut se produire sans comprimer la structure.

Les apophyses transverses sont larges. Elles naissent latéralement vers le bas des masses latérales, et servent comme point d'ancrage pour les muscles

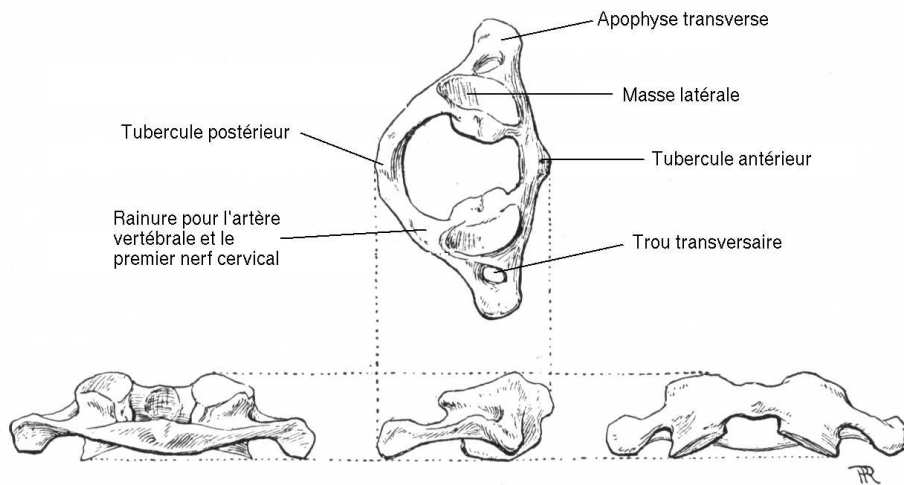


FIG. 2.2 – Première vertèbre cervicale C 1 (atlas)

qui permettent la rotation de la tête.

### La seconde vertèbre cervicale C 2

La seconde vertèbre cervicale est appelée *epistrophéus* ou *axis* parce qu'elle forme une liaison pivot avec la première vertèbre assurant ainsi la rotation de la tête. Ce qui distingue cette vertèbre des autres, est l'apophyse odontoïde qui sort perpendiculairement à la surface supérieure du corps vertébral.

L'apophyse d'odontoïde ou dens montre une légère construction où elle joint le corps vertébral. Sa surface antérieure possède une facette ovale ou circulaire permettant l'articulation avec la voûte antérieure de l'atlas. Sur sa partie postérieure, une rainure peu profonde sert à la fixation du ligament atlanto-transversal qui maintient l'apophyse en position. Son apex est pointu, et permet au ligament apical de l'odontoïde de se connecter ; en dessous, l'apophyse s'élargit, et présente de chaque côté une empreinte l'ancrage du ligament alaire. Ce ligament relie l'apophyse à l'os occipital. La structure interne de l'apophyse odontoïde est plus compacte que celle du corps vertébral.

Les pédicules sont larges et résistants, particulièrement à l'avant, où ils fusionnent avec les côtés du corps vertébral et la racine de l'apophyse odontoïde. Ils sont recouverts par les surfaces articulaires supérieures. Les lames sont également épaisses et résistantes. Quant au trou vertébral, il est grand, mais plus petit que celui de l'atlas. Par contre, les apophyses transverses sont très petites, et chacune d'elles se termine dans un simple tubercule. Elles sont perforées par des trous transversales, qui sont orientés obliquement.

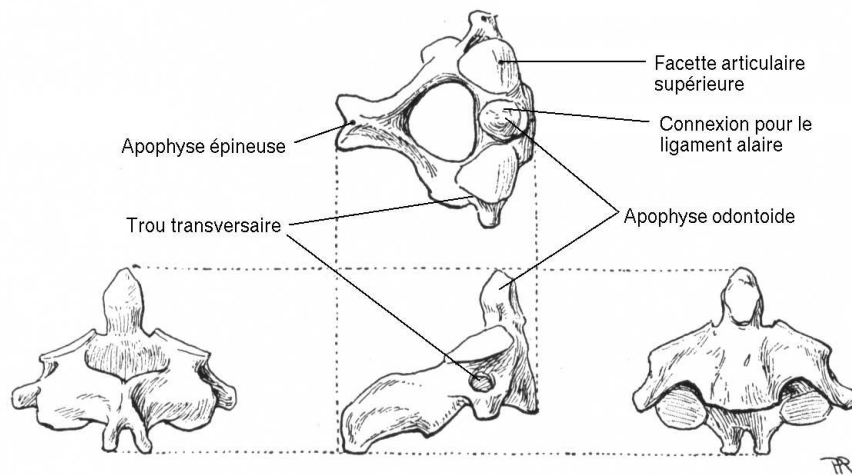


FIG. 2.3 – Seconde vertèbre cervicale C 2 (axis, epistropheus)

Les surfaces articulaires supérieures sont en arrondies et légèrement convexes, orientées vers le haut et le côté, tandis que les surfaces articulaires inférieures ont la même direction que celles de l'autre vertèbre cervicale. Les entailles vertébrales supérieures sont très peu profondes, et se trouvent derrière les apophyses articulaires. Les entailles inférieures se trouvent devant les apophyses articulaires, comme dans l'autre vertèbre cervicale. L'apophyse épineuse est nettement plus grande que celle de l'atlas, très résistante. Elle est crevassée sur sa surface inférieure, et présente un tubercule fendu en deux en son extrémité.

### La septième vertèbre cervicale C 7

La caractéristique la plus distincte de cette vertèbre est l'existence d'une longue et saillante apophyse épineuse, c'est pourquoi elle est nommée vertèbre saillante. Cette apophyse est épaisse et presque horizontale, se terminant en un tubercule auquel est attaché l'extrémité inférieure du ligament nuchal. Les apophyses transverses sont de taille considérable. Leurs bases postérieures sont grandes et saillantes, alors que les antérieures sont petites et faiblement marquées. Les faces supérieures de chacune ont habituellement une sulcature peu profonde pour le passage du huitième nerf spinal, et son extrémité présente rarement plus d'une trace de bifurcation. Le trou transversaire est généralement plus petit que sur les autres vertèbres, parfois il n'existe pas. Il laisse parfois le passage de l'artère vertébrale sur le côté gauche, cependant, c'est généralement la veine vertébrale qui le traverse des deux côtés. En tout cas, l'agencement habituel est que l'artère et la veine

passent devant l'apophyse transverse et non pas dans le trou.

### **Le disque intervertébral**

Le disque intervertébral joue le rôle d'amortisseur. C'est lui qui absorbe la majeure partie des chocs et des vibrations grâce à son élasticité. Il est constitué d'un nucléus pulposus et d'un annulus fibrosus. Le nucléus pulposus est une structure fibreuse hydrophile composée de 88% d'eau, sa consistance est assimilable à un gel. L'annulus fibrosus est constitué de fibres concentriques, inclinées dans des directions opposées d'une couche à l'autre, et sont de plus en plus verticales en direction de la périphérie. Ainsi, un mouvement de rotation entraîne un écrasement de la structure, du fait des fibres croisées, et comprime le nucléus. Suivant les déformations du disque, le nucléus migre de manière contralatérale à l'écrasement. Le nucléus joue donc le rôle de joint élastique hydraulique permettant la répartition des contraintes au niveau du corps vertébral.

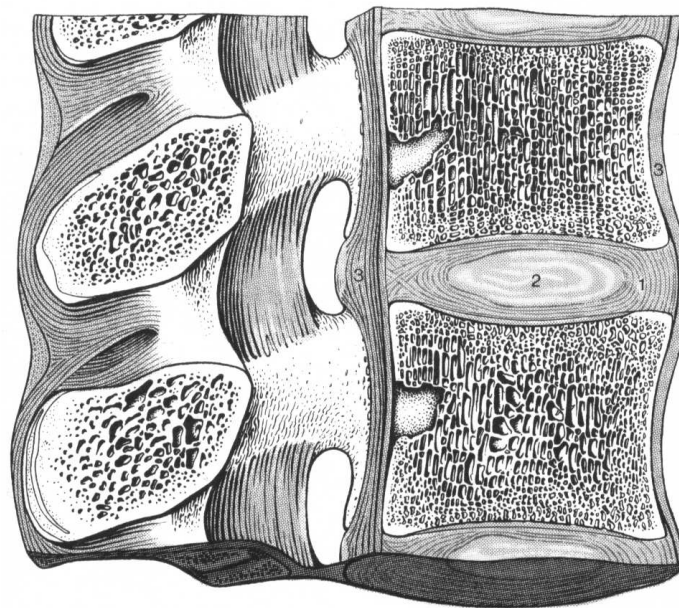


FIG. 2.4 – Le disque intervertébral dans la colonne vertébrale

### **2.1.1 Les muscles antéro-latéraux du cou**

#### **Les muscles cervicaux superficiels**

Le Fascia Superficielle du cou est une lame mince enveloppant le Platysma, et est à peine séparable.

Le Platysma est une large bande faciale couvrant les parties supérieures du grand pectoral et des Deltoides. Ses fibres croisent la clavicule, et progressent obliquement vers le haut et le milieu, le long du côté du cou. Les fibres antérieures s'entrelacent, au-dessous et derrière le menton, avec les fibres du muscle controlatéral. Quant aux fibres postérieures, elles croisent la mâchoire inférieure, dont quelques-unes étant insérées dans l'os au-dessous de la ligne oblique et d'autres dans la peau et dans le tissu sous-cutané de la partie basse du visage. Plusieurs de ces fibres se mélangeant avec les muscles de la partie inférieure de la bouche.

### **Les muscles cervicaux latéraux**

#### *Trapezius et Sternocleidomastoideus*

Le Fascia Colli (le fascia profond cervical) se trouve sous le platysma et envahi le cou. Il forme ainsi des gaines pour les vaisseaux carotidiens et les structures situées en avant de la colonne vertébrale.

Le Sternocleidomastoideus (le muscle sternum mastoïde) passe obliquement à travers le côté du cou. Il est épais et étroit à sa partie centrale, mais plus large et plus fin aux extrémités.

Le Trapezius (muscle trapèze) naît de la protubérance occipitale externe et du ligament cervical postérieur et s'insère sur le tiers externe de la clavicule.

### **Les muscles Suprahyoïdes et Infrahyoïdes**

Les Muscles suprahyoïdes sont : *Digastricus Mylohyoideus Stylohyoideus Geniohyoideus*

Le Digastricus (muscle digastrique) se compose de deux ventres charnus, unis par un tendon arrondi intermédiaire : Le ventre postérieur, le plus long, et le ventre antérieur. Ils se trouvent au-dessous du corps de la mâchoire inférieure, et s'étend, sous une forme incurvée, de l'apophyse mastoïdienne jusqu'au menton. Le Stylohyoideus (muscle de Stylohyoïde) est un muscle mince, se trouvant devant et au-dessus du ventre postérieur du Digastricus. Le Mylohyoideus (muscle de Mylohyoïde), plat et triangulaire, est situé immédiatement au-dessus du ventre antérieur du Digastricus, et forme, avec son camarade du côté opposé, un planché musculaire pour la cavité de la bouche. Le Geniohyoideus (muscle de Geniohyoïde) est un muscle étroit, situé au-dessus du bord médian du Mylohyoideus.

Les muscles infrahyoïdes sont :

#### *Sternohyoideus Thyreohyoideus*

*Sternothyreohyoideus Omohyoideus* Le Sternohyoideus (muscle de Sternohyoïde) est un muscle mince et étroit, qui lie la partie supérieure de la clavicule à la partie inférieure de l'os hyoïde. Le Sternothyreohyoideus (muscle de Sternothyroïde) est plus court et plus profond que le muscle précédent, sous lequel



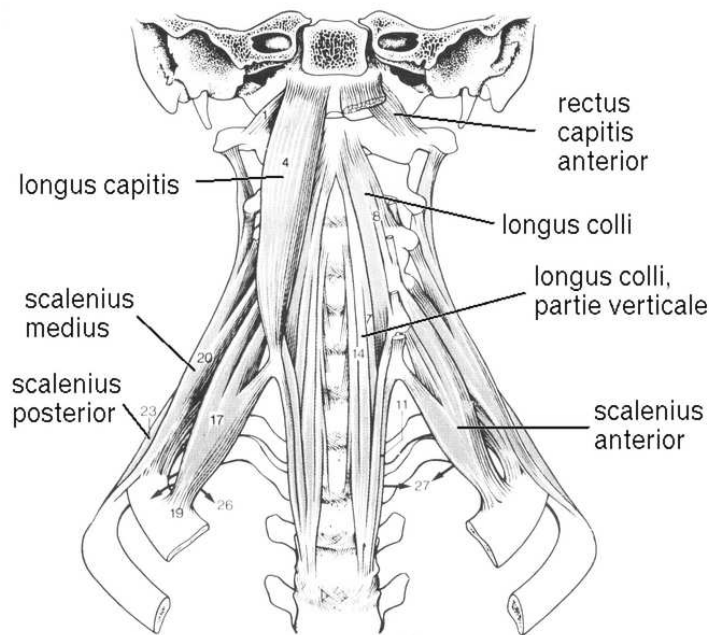


FIG. 2.5 – Muscles antérieurs vertébraux

il est situé. Il naît de la surface postérieure du sternum et s'insère au niveau de la lame cartilagineuse thyroïdienne. Le Thyreohyoïdeus (muscle de Thyrohyoïde) est un petit muscle quadrilatéral apparaissant comme une suite ascendante du Sternothyroïdeus. L'Omohyoïdeus (muscle d'Omohyoïde) se compose de deux ventres charnus unis par un tendon central. Il passe alors derrière le Sternocleidomastoïdeus.

### Les muscles vertébraux antérieurs

*Longus colli Rectus capitis anterior*

*Longus capitis Rectus capitis lateralis*

Le Longus colli est situé sur la surface antérieure de la colonne vertébrale, entre l'atlas et la troisième vertèbre thoracique. Il est large au centre, et étroit et pointu aux extrémités. Il se compose de trois parties : une partie oblique supérieure, une partie oblique inférieure, et une partie verticale. La partie oblique supérieure lie les apophyses transverses des vertèbres C3, C4, et C5, à la voûte antérieure de l'atlas. La partie oblique inférieure, la plus petite portion du muscle, lie l'avant des corps vertébraux des deux ou trois premières vertèbres thoraciques, aux apophyses transverses de C5 et C6. La partie verticale lie les corps vertébraux des trois vertèbres thoraciques supérieures et des trois vertèbres cervicales inférieures, à l'avant des corps vertébraux de C2, C3 et C4.

Le Longus capitis est un muscle large et épais dessus et étroit dessous. Il lie les apophyses transverses de C3, C4, C5 et C6, à la surface inférieure de la pièce basilaire de l'os occipital. Le Rectus capitis anterior (Rectus capitis anticus minor) est un muscle court et plat, situé immédiatement derrière la partie supérieure du Longus capitis. Il naît à la surface antérieure de la masse latérale de l'atlas et de son apophyse transverse, et passe obliquement vers le haut et le milieu, pour s'insérer dans la surface inférieure de la pièce basilaire de l'os occipital. Le Rectus capitis lateralis est aussi un muscle court et plat, qui naît de l'extrados de l'apophyse transverse de l'atlas, et s'insère dans l'intrados de l'apophyse jugulaire de l'os occipital.

### Les muscles vertébraux latéraux

*Scalenus anterior Scalenus medius Scalenus posterior*

Le Scalenus anterior (Scalenus anticus) se trouve en profondeur sur le côté du cou, derrière le Sternocleidomastoïdeus. Il lie les apophyses transverses de C3, C4, C5 et C6, à la première côte. Le Scalenus medius est le plus grand et le plus long des trois Scalènes. Il lie les apophyses transverses des six vertèbres cervicales inférieures, à la première côte, par une large connexion. Le Scalenus posterior de (Scalenus posticus), le plus petit et le plus profondément assis des trois Scalènes, lie les apophyses transverses des deux ou trois vertèbres cervicales inférieures, à la deuxième côte. Il est parfois mélangé avec le Scalenus medius.

### Les muscles profonds du dos

*Splenius capitis Multifidus*

*Splenius cervicis Rotatores*

*Sacrospinalis Interspinalis*

*Semispinalis Intertransversarii*

Le Splenius capitis (Muscle splénus de la tête) : Il naît des apophyses épineuses de C3 à D3 et s'insère au niveau de l'apophyse mastoïde. Le Splenius cervicis (Muscle splénus du cou) : Il naît des apophyses épineuses de D4 à D6 et s'insère sur les apophyses transverses du rachis cervical supérieur. Le Sacrospinalis est une grande masse musculaire et tendineuse changeant de taille et de structure à différentes parties de la colonne vertébrale. Dans la région sacrale elle est étroite et fine, et à son implantation est une structure principalement tendineuse. Dans la région lombaire elle est plus grande, et forme une masse charnue épaisse qui, vers le haut, est subdivisée en trois colonnes, à savoir, une partie latérale, l'Iliocostalis, une intermédiaire, le longissimus, et une médiane, le Spinalis, celles-ci diminuant graduellement en taille.

Colonne Laterale. Colonne Intermediare. Colonne Medine. Iliocostalis. Longissimus. Spinalis. (a) I. lumborum. (a) L. dorsi. (a) S. dorsi. (b) I. dorsi.

(b) L. cervicis. (b) S. cervicis. (c) I. cervicis. (c) L. capitis. (c) S. capitis.

Le Iliocostalis lumborum (Muscle Sacrolumbalis) : Il est inséré, par six ou sept tendons aplatis, au niveau des six ou sept côtes inférieures. Le Iliocostalis dorsi (Muscle iliocostal du dos) : Il lie les six côtes inférieures médianes, aux six côtes supérieures et à l'apophyse transverse de C7. Le Iliocostalis cervicis (Muscle iliocostal du cou) : Il lie les 3ème, 4ème, 5ème et 6ème côtes, aux apophyses transverses de C4, C5 et C6. Le Longissimus cervicis (Muscle transversale du cou) : Il naît des apophyses transverses de D1 à D6, et s'insère au niveau des apophyses transverses de C2 à C6. Le Spinalis dorsi est la partie médiane du Sacrospinalis et distincte du longissimus dorsi. Il lie les apophyses épineuses de L1 et L2 et de D11 et D12 avec les apophyses épineuses des vertèbres thoraciques supérieures. Il est également intimement lié au Semispinalis dorsi, situé sous lui. Le Spinalis cervicis est un muscle inconstant, qui naît des apophyses épineuses de C7 à D2 et s'insère sur les apophyses épineuses de C2 à C4. Le Spinalis capitis est habituellement inséparablement relié au Semispinalis capitis. Le Semispinalis dorsi se compose en un léger étroit petit faisceau. Il naît par une série de petits tendons au niveau des apophyses transverses de C6 à D 10, et s'insère au niveau des apophyses épineuses des quatre vertèbres supérieures thoraciques et des deux cervicales inférieures. Le Semispinalis cervicis (Muscle demi-épineux du cou) : Il lie les apophyses de toutes les vertèbres dorsales, aux apophyses épineuses de C4 et C7. Le Semispinalis capitis (Muscle demi-épineux de la tête ou grand complexus) : C'est l'un des muscles les plus puissants de la nuque. Il naît des apophyses transverses de C4 et D7 et des apophyses articulaires de C3 à C7 et s'insère sur l'occipital. Le Multifidus (Muscle bifide) se compose d'un certain nombre de petits faisceaux. Il naît des apophyses articulaires de C4 à C7 et s'insère deux à quatre vertèbres plus hautes au niveau des apophyses épineuses. L'Interspinalis (Muscle interépineux) : Il relie les apophyses épineuses de deux vertèbres voisines. Il se place de chaque côté du plan sagittal. Les Intertransversarii (Muscles intertransversales) : Ils sont au nombre de 24 (12 de part et d'autre du plan sagittal) et relient deux à deux les tubercules antérieurs et postérieurs des apophyses transverses.

### **Les muscles sub-occipitals**

*Rectus capitis posterior major Obliquus capitis inferior*

*Rectus capitis posterior minor Obliquus capitis superior*

Le Rectus capitis postérieur majeur (Muscle rectus capitis posticus major) lie l'apophyse épineuse de l'axis avec l'os occipital. Le Rectus capitis postérieur mineur (Rectus capitis posticus minor) lie la voûte postérieure de l'atlas avec la partie médiane de la ligne nucale inférieure de l'os occipital. Le Obliquus capitis inférieur (Obliquus inférieur), le plus grand des deux muscles obliques, naît au niveau de l'apex de l'apophyse épineuse de l'axis, et passe latéralement vers le haut, pour s'insérer dans la partie inférieure et

postérieure de l'apophyse transverse de l'atlas. Le Obliquus capitis supérieur (Obliquus supérieur), lie l'apophyse transverse de l'atlas avec l'os occipital.

### **2.1.2 Les ligaments du cou**

Les ligaments ont plusieurs rôles : ils assurent la cohésion du rachis par un système de haubans élastiques, ils protègent la moelle épinière (ligament jaune), et ils amortissent les mouvements. Ils ont également un facteur limitant de mouvement car ils ne sont pas extensibles à l'infini. Les ligaments ont des caractéristiques élastiques non linéaires.

Le rachis cervical est maintenu par cinq groupes de ligaments :

Le Ligament vertébral commun antérieur - Il s'étend de la base du crâne jusqu'au sacrum sur la face antérieure des corps vertébraux.

Le Ligament vertébral commun postérieur - Il s'étend de l'apophyse basilaire jusqu'au canal sacré, sur la face postérieure des corps vertébraux.

Le Ligament jaune - Il est très épais et résistant cependant il n'influe pas sur les mouvements. Il lie les vertèbres par le trou cérébral, et protège ainsi le cordon médullaire.

Le Ligament inter épineux - Il lie les apophyses épineuses de deux vertèbres consécutives.

Le Ligament sur épineux - Il lie toutes les apophyses épineuses de l'ensemble du rachis entre elles.

### **2.1.3 Conclusion**

Le rachis cervical est une structure complexe tant par sa géométrie que par son système ligamentaire et musculaire. Il est important de connaître le rôle mécanique des éléments ainsi que le fonctionnement de l'ensemble du système si l'on veut mener une caractérisation mécanique.

## **2.2 Comportement en mouvement**

### **2.2.1 Introduction**

Cette partie est essentielle pour la compréhension du fonctionnement du rachis cervical afin de discerner les rôles des différentes parties. Nous verrons qu'elles sont les différentes mobilités de cette structure complexe ainsi que les rigidités et les zones neutres. L'étude de Bruno WATIER (1997) porte sur le comportement de la colonne cervicale et permet de bien comprendre le mécanisme de déplacement du rachis cervical et peut servir comme première compréhension des degrés de liberté et du mouvement de la colonne cervicale.

## **2.2.2 Mobilité maximale**

### **Flexion/extension**

Il y a une forte mobilité de flexion/extension en C0/C1 et C1 /C2 (20°) cependant la mobilité dans le rachis inférieur est deux fois moins importante en C7/T1 (6.4°) que celle en C4/C5 (13,8°). On peut remarquer qu'environ la moitié de la mobilité du rachis cervical se situe au niveau du rachis cervical supérieur. Ceci est une des spécificités de la colonne cervicale.

### **Inclinaison latérale**

Il n'existe pas ici de différence significative entre les mobilités des différentes unités fonctionnelles vertébrales du rachis cervical. Les valeurs de mobilité sont relativement homogènes de C0 à T1 avec un minimum en C7/T1(5,7°) et un maximum en C5/C6 (11,2°).

### **Rotation axiale**

On trouve ici une mobilité spécifique du rachis cervical supérieur essentiellement en C1/C2 avec une mobilité moyenne entre 6 et 13 fois plus importantes que les mobilités des autres unités fonctionnelles. Au niveau du rachis cervical inférieur on retrouve l'unité C4/C5 comme étant la plus mobile et les unités C6/C7 et C7/T1 les moins mobiles.

## **2.2.3 Les zones neutres**

La zone neutre est le déplacement obtenu entre la position d'équilibre d'origine et le point de début de la rigidité du segment vertébral. C'est une région où la colonne se déplace sans effort extérieur significatif, donc à rigidité négligeable.

### **Flexion extension**

On peut remarquer que la prédominance de la zone neutre se situe là où la mobilité est maximale. En effet les unités C0/C1 et C1/C2 sont 2 à 19 fois moins rigides que les autres. On constate que l'unité fonctionnelle C7/T1 diffère des autres couples (plus faible mobilité, zone neutre faible). Ceci peut s'expliquer par une géométrie atypique par rapport aux vertèbres du rachis cervical inférieur.

### **Inclinaison latérale**

On constate que les zones neutres les plus importantes se situent aux unités les plus mobiles. C'est au niveau du rachis cervical inférieur en C5/C6 que la zone neutre est la plus grande tant en inclinaison droite que gauche. A l'inverse c'est en C7/T1 que la zone neutre est la plus faible.

### **Rotation axial gauche et droite**

On remarque la valeur très élevée en C1/C2 représentant plus de 80% de la mobilité totale de l'unité totale en rotation axiale. Pour les autres unités du rachis cervical inférieur on retrouve une prépondérance en C4/C5 et un minimum C7/T1. D'autre part la rigidité de l'unité C1/C2 est entre 10 à 15 fois plus faibles que pour les autres unités.

### **2.2.4 Etude de la rigidité**

#### **Flexion extension**

Pour chacune des sollicitations les rigidités les plus faibles sont au niveau du rachis cervical supérieur (de C0 à C2). Il y a de plus une plus grande rigidité en extension qu'en flexion. Les unités sous sollicitation d'extension sont deux fois plus rigides que les mobilités sous sollicitations de flexion.

#### **Inclinaison latérale**

Ici en moyenne on n'observe pas de différence entre la rigidité sous sollicitation d'inflexion gauche et d'inflexion droite. Ceci est dû à la symétrie de l'inclinaison droite gauche à l'inverse de la flexion extension. On note d'autre part qu'il n'y a plus de prépondérance d'une certaine région à l'exception de l'unité C3/C4 représentant une rigidité importante et atypique.

#### **Torsion**

On a une similitude de comportement entre la torsion droite et la torsion gauche avec des valeurs de rigidités plus faibles en C1/C2 et C4/C5. Au rachis cervical inférieur la rigidité la plus faible est en C4/C5 là où se trouve la mobilité la plus importante. En revanche, les rigidités les plus importantes ne se situent pas au unités les moins mobiles.

### **2.2.5 Conclusion**

Cette analyse nous permet de mieux comprendre le comportement mécanique et physiologique de la colonne cervicale et permet de localiser les unités responsables des différents mouvements. Chaque unité semble avoir une fonction bien précise dans l'élaboration d'un mouvement (rotation, flexion, extension). Nous pouvons donc en déduire que la géométrie du rachis cervical (je réprécise que cette étude est in vitro) semble être un des paramètres majeurs dans le mouvement de la colonne cervicale. Ça peut aider à la compréhension du mouvement du rachis cervical en situation de vibration ou de choc.

## 2.3 Mécanismes de lésions de la colonne cervical – un aperçu

La recherche de mécanismes de lésions fait appel à des domaines d'activité médicales bien spécifique comme par exemple l'orthopédie, la traumatologie ou encore la kinésithérapie. Après avoir procédé à une large recherche bibliographique le travail de synthèse et d'analyse effectué par le Professeur C. Argenson "Classification des lésions traumatiques du rachis cervical supérieur" nous a semblé comme étant le plus précis, complet. Cette classification fait suite aux travaux de Allen (1982), Harris (1986) et Senegas (1987).

La Compression, la Flexion-Extension-Traction ainsi que la Rotation sont responsable a fréquence égale des lésions du rachis cervical inférieur. Les lésions ainsi créés dans chacun des trois groupes pré-cités sont différenciées, selon l'intensité de l'effort, en trois sous-groupes. Cette classification en dehors des entorses bénignes les fractures de l'odontoïde ainsi que l'hernie discale, est fondée sur la revue de 255 blessés, admis dans le service d'Orthopédie-Traumatologie du C.H.U. de Nice entre 1980 et 1994. Les patients étaient âgés de 16 à 85 ans. L'étiologie comportait des accidents de la route (60%), des accidents de sport parmi lesquels les accidents de plongeon (12%), et les chutes d'un lieu élevé (28%). Le nombre total de lésions sévères était de 306 sur les 255 patients observés. Quatre-vingt quinze pour cent des patients ont subi un traitement chirurgical. Soixante-trois pour cent des patients présentaient une lésion neurologique, quarante pour cent d'entre eux au niveau de la moelle, et soixante pour cent au niveau des racines. Tous les blessés ont eu des radiographies conventionnelles, 148 des scanners (T.D.M.) et 40 une Imagerie par Résonance Magnétique (I.R.M.). Les patients qui n'avaient ni I.R.M., ni T.D.M. avaient eu des tomographies. Les dossiers ont été examinés par 3 chirurgiens orthopédistes et un radiologiste spécialisé en tomodensitométrie. Les lésions ont été classés de la façon suivante :

- Les lésions par Compression (33% des cas) L'atteinte osseuse prédomine, et l'on peut distinguer selon le degré de l'atteinte anatomique et neurologique :
  1. Tassements antérieurs (3%)
  2. Fractures comminutives (7%)
  3. Tear drop fractures (23%)

Ces dernières pouvant être considérées comme réalisant la transition avec le groupe suivant.

- Les lésions en Flexion-Extension-Traction (28% des cas) Elles sont essentiellement disco-ligamentaires. L'hyperflexion va réaliser un traumatisme en compression au niveau de la colonne antérieure du rachis, et en compression au niveau de sa partie postérieure, alors que l'hyperextension produit le résultat opposé. Ces deux mouvements se succèdent souvent, et il est difficile de différencier les conséquences spécifiques de

l'un ou de l'autre. Selon l'importance du vecteur traumatique majeur, nous différencions :

1. Entorses de moyenne gravité (whiplash injuries) qui du fait de leur extrême fréquence, ne sont pas comprises dans les 306 traumatismes sévères (excepté pour 5% d'entre eux présentant une complication neurologique particulière)
  2. Entorses Graves (14%)
  3. Fractures Luxations Bi-articulaires (9%)
- Les lésions en Rotation (39% des cas) Dans ce type de traumatisme le vecteur dominant est la Rotation autour de l'axe vertical, ce qui explique que nous ayons regroupé sous le terme de “Déplacements Rotatoires Traumatiques”, les trois atteintes articulaires asymétriques qui constituent ce groupe :
1. Fractures Uni-articulaires (20%)
  2. Fractures Séparation du Massif Articulaire (10%)
  3. Luxations Uni-articulaires (9%), les plus neuro-agressives

La synthèse des mécanismes de lésions montre bien la difficulté tout d'abord pour le corps médical de pouvoir faire un diagnostic précis sur le traumatisme dont souffre le patient et d'autre part pour nous, biomécaniciens, de comprendre cette mécanique complexe. On observe par ailleurs qu'il est extrêmement rare de pouvoir dire qu'elle est le mouvement responsable du traumatisme. Il y a toujours une combinaison de sollicitations par exemple dans le cas du whiplash on a de la flexion suivi de l'extension en plus de la traction. Il faut de plus noter que ne sont exposées ici que les lésions graves où l'on peut observer une fracture, luxation, entorse ou tassement, mais dans la plupart des cas les patients souffrent de cervicalgie ou maux de tête sans que pour autant que le corps médical en connaisse la raison. Il est important de bien connaître les limites de tolérance du rachis cervical pour mieux comprendre qu'elle est la cinématique “acceptable physiologiquement”. Cette recherche des mécanismes de lésions permettra de mieux simuler le comportement de la colonne cervicale afin de mieux protéger l'homme dans des situations extrêmes, comme les pilotes de chasse, ou les accidentés de la route.

## 2.4 Limite de tolérance – un aperçu

La caractérisation de la tolérance de la colonne cervicale humaine à une lésion reste un défi pour l'ingénierie biomécanique. La colonne est une structure multi-segmentée avec des propriétés de non-linéarité. Sa géométrie complexe subit de grande déformation physiologique et ses propriétés matérielles sont non-linéaires. Par ailleurs, on a prouvé que les mécanismes de lésions



cervicales sont sensibles à la position initiale du cou, à la direction de chargement, au degré de contrainte imposé par la surface de contact et probablement à la rapidité de chargement. De plus il se rajoute une variété d'autre cause comme la teneur en minéral de l'os des vertèbres, la présence de dégénérescence, le degré de stimulation musculaire lors du choc et la dispersion liée aux différences géométriques inter-individu contribuant aux lésions biomécaniques. La plupart des études sur la compréhension des mécanismes de lésions biomécaniques sont réalisées sur cadavres. C'est pourquoi il se pose une limitation primaire à cette compréhension du fait du manque de vraisemblance des tissus cadavériques. Malgré cela, on a appris beaucoup sur les tolérances de lésions au niveau du cou.

## 2.5 Critères de tolérances

Comme nous l'avons vu précédemment, plusieurs mécanismes de lésions au niveau du cou ont été proposés durant ces quelques années. Les principaux critères utilisent une combinaison de chargement au niveau du cou pour prédire le risque de lésion sur le squelette vertébrale.

### 2.5.1 Les critères courants

Les critères de lésion du cou s'appuient sur différentes limites de tolérance individuelles comme la compression (compression du cou), la traction (force tirant le cou), le cisaillement (force perpendiculaire à la colonne vertébrale), le moment en flexion (rotation avant du cou) et le moment en extension (rotation arrière du cou). Les valeurs de ces tolérances sont basées sur un certain nombre de tests sur volontaire, cadavre et mannequin. Les limites de tolérance courantes en compression sont développées par Mertz et Patrick (1971). Pour ce faire, ces derniers ont utilisé le mannequin Hybrid III 50% mâle dans le but de reproduire des chocs entre joueurs de football américain qui ont subi des lésions tête et cou sévères. Ils mesurèrent alors la tolérance en compression axiale. Ces valeurs varient selon la durée de chargement appliquée sont passées par un pique de 4000 N. Les limites de tolérance en traction et cisaillement proviennent essentiellement des travaux effectués par Nyquist et al. (1980). Ils ont également utilisé le mannequin Hybrid III 50% mâle pour reconstruire des collisions provenant d'accidents réels et corréler les zones de lésions des occupants avec les réponses des mannequins en choc frontal. Les tolérances obtenues pour la traction et le cisaillement sont respectivement 3300 N et 3000 N. Les limites de tolérance courantes pour les moments de flexion et d'extension sont basées sur les tests dynamiques conduits sur volontaires et sur cadavres (Mertz, 1971). Les volontaires sont testés jusqu'au seuil de douleur et les cadavres jusqu'à des lésions sévères. Les limites de tolérance obtenues sont de 57 Nm pour l'extension et de 190 Nm pour la

flexion. Le problème majeur de ces critères est qu'ils ne tiennent pas compte de la combinaison des chargements.

### 2.5.2 Le critère $N_{ij}$

Le critère  $N_{ij}$  est basé sur une combinaison de des tolérances en traction, en compression, en flexion et en extension. Le premier concept a été développé par Prasad et Daniel (1984) en se référant aux résultats d'expérience sur le porc en traction et flexion, et en les corrélant sur le mannequin Hybrid III 3 ans. Ils ont ensuite étendu la zone en incluant les deux autres qui sont la compression et le moment en flexion. Le critère résultant est référencé par  $N_{ij}$ , où "ij" représente les indices pour les quatre mécanismes de lésion :  $N_{TE}$ ,  $N_{TF}$ ,  $N_{CE}$ , et  $N_{CF}$ . Ce concept de  $N_{ij}$  fut présenté par Klinich en 1996. En fait pour le calcul du  $N_{ij}$ , les valeurs de chargement sont normées en divisant ces valeurs par les valeurs de tolérance maximales pour chaque mécanisme de lésion. On peut alors écrire la formule suivante :

$$N_{ij} = \frac{F_i}{F_{iCritique}} \cdot \frac{M_j}{M_{jCritique}}$$

Avec  $F_i$  et  $M_j$  correspondent respectivement à la force axiale et au moment en flexion ou extension, et  $F_{iCritique}$  et  $M_{jCritique}$  aux valeurs critiques du chargement pour un mannequin donné.

### 2.5.3 Le critère $N_{km}$

Le  $N_{km}$  a été développé par Muser et al. (2000) et est basé sur l'hypothèse que le critère de protection du cou devrait comporter une combinaison linéaire des forces de cisaillements et des moments fléchissant dans le plan sagittal. Le critère  $N_{km}$  est défini selon l'équation suivante :

$$N_{km} = \frac{F_x(t)}{F_{int}} \cdot \frac{M_y(t)}{M_{int}}$$

$F_x(t)$  et  $M_y(t)$  correspondent respectivement aux forces de cisaillement et aux moments en flexion et extension.

### 2.5.4 N.I.C (Neck Injury Criterion)

#### Tolérance en choc arrière, à faible vitesse

Les lésions du système nerveux ont souvent été évoquées pour expliquer les troubles ressentis par les victimes d'un whiplash. Dans un premier temps ce sont plus les contraintes mécaniques, résultantes des brusques mouvements du cou, imposées à la moelle, aux nerfs et par conséquent aux cellules nerveuses qu'ils contiennent, qui ont suscité l'intérêt des chercheurs (Mc Millan et Silver 1987). C'est Bertil Aldman, en 1986, qui fut l'un des premiers à

évoquer la possibilité d'apparition de lésion du système nerveux qui serait due au fait que des gradients de pression devaient apparaître lorsque le canal vertébral s'allonge ou se contracte, lors des flexions et extension rapides du cou. Ce canal contient en zone subdurale : la moelle épinière, des vaisseaux sanguins et du liquide cérébro-spinal confiné dans l'espace sub-arachnoïdien. Le sang est donc le seul fluide capable de compenser des variations de volume ou de pression en s'évacuant en zone péri-dural. En situation normale, un important réseau veineux plexiforme, plus important que le réseau artérielle dans cette zone, permet ce transfert vers les veines et artères du cou. En 1987, Mat Svenson et B. Aldman ont proposé un modèle théorique basé sur les principes de mécanique des fluides pour expliquer ces phénomènes.

Ce sont les expériences que Svenson a réalisées en 1993 sur des cochons vivants, mais anesthésiés, qui ont démontré que cette théorie était plausible. Des capteurs de pression ont été introduits à différents niveaux du canal spinal en zone cervicale. Les animaux ont ensuite été soumis à des mouvements de traction rapide de la tête sous des efforts variant de 150 N à 900 N. Mat Svenson a pu enregistrer les variations de pression du liquide cérébro-spinal dans l'espace sub-arachnoïdien intracrânien et à différents niveaux de la partie cervicale du canal vertébral. Ce phénomène a semblé être plus marqué au niveau des foramen intervertébraux. Il a ensuite corréllé celles-ci aux cinématiques imposées à la tête des cochons, faisant apparaître que c'était bien les accélérations et vitesses relatives entre tête et torse qui provoquaient ces variations de pression. Les mêmes expériences ont été conduites sur des moutons et ont donné des résultats similaires. Ces expériences ont montré aussi que la présence d'un appui-tête limitant la course de la tête atténuait considérablement le phénomène.

### **Identification d'une pathologie**

Les premiers examens faits sur les animaux, après euthanasie, ont confirmé qu'il n'y avait pas de saignements, ni de fractures vertébrales, ni de ruptures des ligaments. Svenson a ensuite procédé à des examens histopathologiques. Les animaux devant subir cet examen avaient été préalablement perfusés à l'EBA (Blue Evans Albumin) 10 mn avant les tests. Les examens au microscope des coupes faites au niveau des ganglions spinaux<sup>1</sup> ont fait apparaître la présence d'EBA dans le corps cellulaire des neurones sensitifs (cellules en T) qui contiennent ces ganglions, signifiant que des membranes avaient été rompues, principalement au niveau C6-C8 et de manière dégressive, à partir de cette zone, en partie cervicale et thoracique. Cette zone étant comprimée dans la phase d'extension du cou, on peut émettre l'hypothèse que c'est bien la pression, tant hydraulique que mécanique, qui peut engen-

---

<sup>1</sup>Les ganglions spinaux sont localisés sur la racine dorsale (sensitive) des nerfs rachidiens qui débouchent par les foramen intervertébraux (ou trous de conjugaison). La colonne cervicale compte 8 paires de ces nerfs.

drer ce type de lésion et qui pourraient être à l'origine des troubles ressentis par les victimes d'un whiplash. Ces expériences ont été ensuite reproduites en 1999 par Eichberger sur une série de 28 tests réalisés avec 5 cadavres instrumentés pour mesurer ces variations de pression au niveau du canal spinal lors de choc arrière à 10 et 16 km/h installés dans des sièges PKO. Le même type de variation de pression a été identifié mais il n'y eu pas d'examen hystopathologique. Ils sont irrigués par les artères radiculo médullaires qui sont en liaison, par l'intermédiaire du réseau horizontal péri-médullaire, avec les trois artères spinales qui longent la moelle épinière dans l'espace sub-arachnoïdien. Deux d'entre elles sont en face postérieure de la moelle l'autre en face antérieure, dans la fissure médiane ventrale.

### **Naissance d'un critère : Le NIC (Neck Injury Criterion)**

C'est en s'appuyant sur les travaux de Svenson et d'Aldman, et avec eux, que O.Boström propose pour la première fois en 1996, un critère sensé quantifier le risque de lésion des ganglions spinaux humains. Ce critère est issu de l'exploitation du modèle simplifié de Svenson décrit plus haut. Les hypothèses de calcul sont assez simplistes : Des hypothèses de transfert de flux sanguins sont avancées L'étude se réduit à l'étude du comportement d'un plexus veineux très simplifié, puisque réduit à un tuyau de 10 cm ayant pour section 1/10 du canal spinal. Les dimensions du modèle correspondent à celles des cochons étudiés. La loi de comportement du sang, qui peut être turbulent et non Newtonien, comme le fait d'ailleurs remarquer l'auteur, est assimilé à celui de l'eau (emploi des équations de Navier Stokes). On peut se demander pourquoi cette étude se focalise sur les dépressions au niveau de C4 puisque ce sont les pressions au niveau C6-C8 qui engendreraient le plus de lésions ? D'après Boström les surpressions au niveau C6-C8, plus tardives d'environ 50 ms seraient dues à un phénomène de coup de bélier.... S'en suit toute une série d'hypothèses simplificatrices pour arriver à l'équation du NIC pig.

$$NIC_{pig} = a_{relative} \cdot 0,2 + V_{relative}^2$$

avec

$$a_{relative} = aT_1 - aC_1 \frac{m}{s^2}$$

$$V_{relative} = a_{relative} \cdot dt$$

0,2 est un facteur de longueur de cou

Pour valider cette formule, une corrélation en terme d'amplitude<sup>2</sup> entre les résultats du calcul, basés sur une estimation des accélérations mises en

---

<sup>2</sup>Un décalage dans le temps entre l'évolution du critère et celle des pressions enregistrées sera démontré par Eichberger en 1999

jeu, et les amplitudes de variation de pression trouvées<sup>3</sup> est présentée.

Enfin, Boström propose d'appliquer la même formule pour l'humain en fixant la valeur max. à ne pas dépasser à  $15\text{ m}^2/\text{s}^2$ , d'après une étude épidémiologique dont on attend toujours la publication. Depuis, on a vu apparaître plusieurs manières de calculer le NIC : le NIC 50 qui se calcule lorsque la distance en  $X(C1/T1) \geq 50\text{ mm}$ .

avec

$$X(C1T1) = X_{initial} + V_{relative} \cdot dt = X_{initial} + a_{relative} \cdot dt$$

Le NIC résultant utilisant les accélérations résultantes de la tête au lieu de celle de C1 en X. Le NIC Max. qui se calcule soit pendant les 150 premières ms, soit pendant toute la durée de la phase de rétraction du cou. Le NIC Max/3ms, qui est la valeur max. des moyennes flottantes sur 3 ms sur 150 ms.

### 2.5.5 Conclusion

L'obtention des mesures physiques de sollicitations requis pour produire de lésions cervicales n'est pas une tâche facile, mais pas impossible. En effet, les volontaires ne peuvent en aucun cas être exposés à des situations pouvant produire des lésions. Il faut alors adopter des méthodes indirectes pour obtenir des données relatifs aux efforts du cou. Beaucoup de travaux ont été traité par l'étude des propriétés mécaniques en statique et dynamique du cou de cadavre. De tels résultats ont permis d'indiquer les performance mécaniques d'un cou humain vivant. Les tests sur volontaire en statique ont consisté à appliquer une sollicitation statique sur la tête du volontaire tandis que celui-ci doit résister. Des tests dynamiques sur volontaires ont également été réalisés en contrôlant que l'accélération n'engendrait pas de lésions. Dans ce type de tests, le torse est maintenu et la tête est accéléré par le cou. Pour les tests plus sévères, l'utilisation de cadavre est nécessaire. Dans les tests dynamiques sur le cou, il est courants de mesurer des accélérations de la tête relativement au torse, tandis que dans les tests statique la mesure habituelle est une force appliquée à la tête. Les investigateurs ont observé des insuffisances en associant la sévérité des lésions à ces mesures. Dans les tests statiques, les sollicitations appliquées donne la force de résistance développé par le cou, mais ne donne pas le moment fléchissant résistant. De même pour l'accélération dans les tests dynamiques. Afin de minimiser cela, Mertz et Patrick (1971) ont développé une méthode permettant de calculer la réaction résultante développé.

---

<sup>3</sup>Au cours de 13 tests successifs sur le m ême cochon dont 2 où C4 n'était pas instrumenté (sic)

## 2.6 Mannequins existants

### 2.6.1 Introduction

Dans ce chapitre nous allons faire une synthèse des approches proposées dans le passé pour développer des mannequins ou des modèles physiques de la tête et du cou humain ainsi que des approches expérimentales sur des volontaires nécessaires à la validation de ces modèles physiques.

### 2.6.2 Hybrid III

#### Historique

Le mannequin Hybrid III est un mannequin 50% adulte mâle ce qui veut dire que 50 % des hommes ont des propriétés géométriques proche du mannequin. Il fut développé en 1972 par General Motors pour tester des systèmes de retentions avec les étapes ci-après.

1972 : GM-ATD 502 (anthropomorphic test dummy)

- La construction de la tête s’orientait suivant les données d’un homme moyen selon la géométrie, la masse, l’inertie et le comportement au cours du choc frontal.
- La région des épaules était construite pour des tests des ceintures de retentions.
- La colonne lombaire était modifiée avec le but d’obtenir une position assise plus réaliste. On a choisi de préférence une cyphose lombaire au lieu d’une lordose comme observé chez l’homme.
- Le mannequin est anthropomorphe mais ne permet pas encore de prédire des lésions car les limites de tolérance et les mécanismes de lésions ne sont pas suffisamment connus.

1974 : Chez GM, on a lancé un projet interne avec pour but de développer des composants du mannequin ATD 502 plus biofidèle. Ce projet a mené au Hybrid III.

1977 : Hybrid III est finalisé et mis à la disposition des entreprises : Pour ce il était nécessaire d’optimiser la biofidélité et les moyens de mesure notamment au niveau des capteurs :

- Les articulations des genoux et des poignets furent améliorées, les jambes ont pu être équipés de capteurs des forces et des moments.
- Dans le but de chiffrer les forces et moments intérieurs entre la colonne lombaire et le bassin d’une part et le cou et le thorax d’autre part, on a prévu des dispositifs de mesure des efforts aux endroits cités.

1983 : General Motors demande à la NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) de définir Hybrid III comme standard pour des tests FMVSS 208 (Federal Motor Vehicle Safety Standards). Dans ce

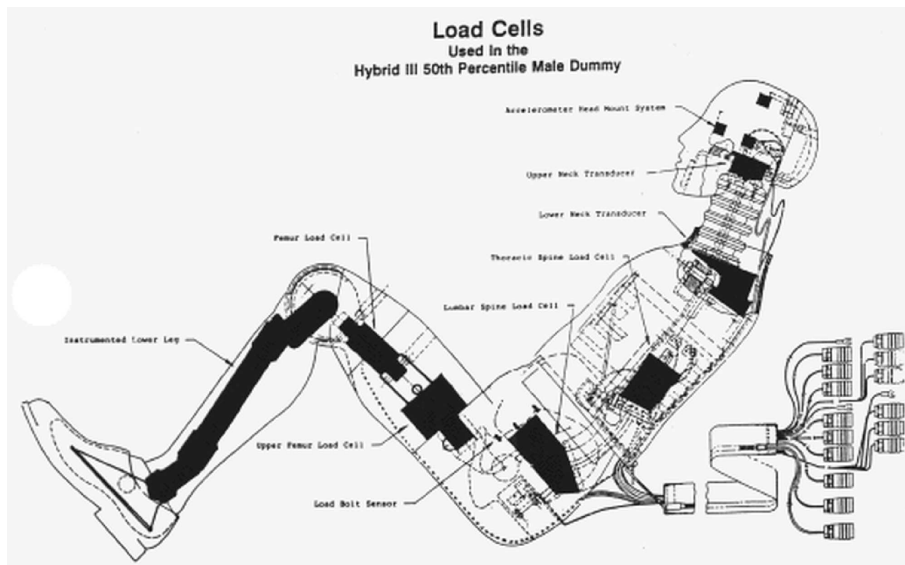


FIG. 2.6 – Construction de l'Hybrid III

contexte General Motors a prévu des IARVs (Injury Assessment Reference Values), pour tester l'efficacité des systèmes de retentions.

1986 : NHTSA consent à la demande de GM et Hybrid III est intégré dans la norme 572 de FMVSS.

1990 : General Motors demande à la NHTSA de déclarer Hybrid III comme le seul mannequin qui est admissible pour des tests FMVSS 208.

Aujourd'hui toutes les entreprises américaines ou non utilisent Hybrid III.

### Caractéristiques techniques

Dans ce qui suit, seule la description de la tête et du cou seront faites, puisque nous nous intéressons essentiellement à ces segments.

- La tête est réalisée en aluminium par moulage haute précision et recuite pour réduire les contraintes internes. La tête est couverte d'une peau de vinyle qui doit assurer la biofidélité pendant le contact avec des structures externes.
- Le cou (fig. 2.7) est constitué de 5 éléments en aluminium dont les deux parties extrêmes permettent la fixation d'une part sur le torse et d'autre part sur la tête. Des disques en élastomères de butyle sont interfacés entre les éléments consécutifs en aluminium, pour obtenir l'amortissement et l'hystérésis du système biologique. La raideur axiale est obtenue par un câble d'acier disposé dans l'axe central. Afin de réduire la raideur en extension, la partie antérieure des disques

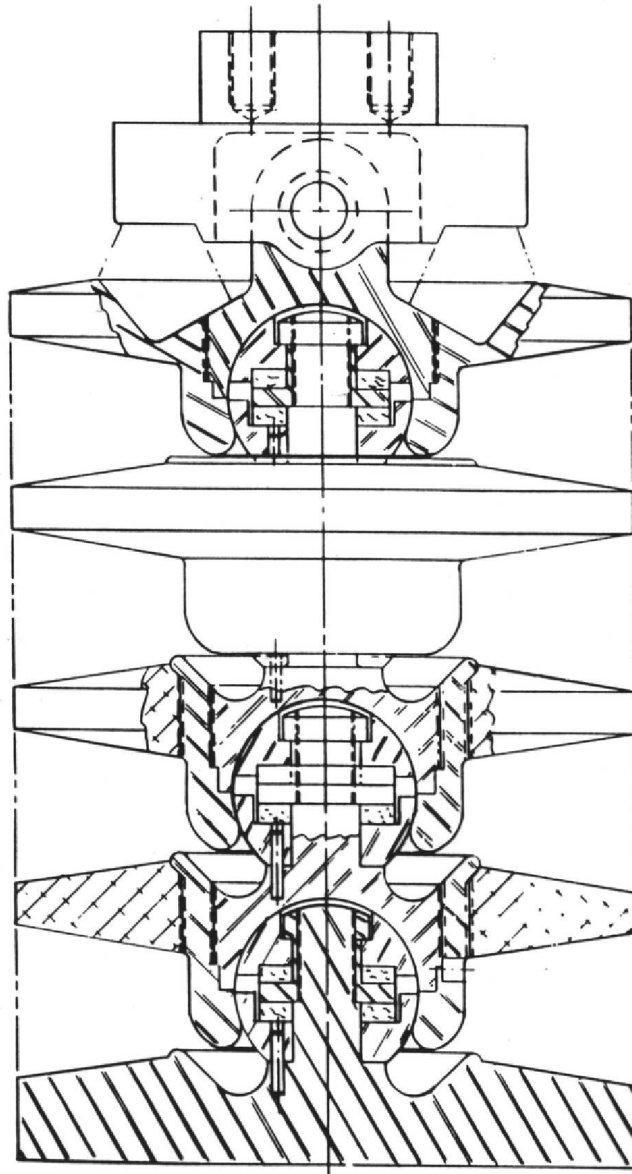


FIG. 2.7 – Construction du cou le l'Hybrid III



en élastomère est entaillée sur la moitié.

### Capteurs et Calibration

Pour la calibration, la tête est lâchée en chute libre d'une hauteur de 376 mm sur une plaque d'acier. Les trois accéléromètres linéaires placés au centre de gravité, doivent mesurer les accélérations comprises entre 225 g et 275 g. La tête est testée trois fois. Entre les tests on laisse un espace de temps pour permettre une restauration viscoélastique de la peau de vinyle.

La calibration du cou se fait par des tests en flexion et en extension. On mesure alors les moments et les angles et on trace les graphes pour illustrer l'hystérésis. Chaque cou est testé deux fois.

Dans la tête on dispose neuf accéléromètres et l'accélération rotatoire peut alors être calculée. Dans le cou les capteurs supérieur (articulation occipitale) et inférieur (C7-T1) peuvent enregistrer 6 mesures d'efforts (3 rotations et 3 translations), pour le montage du capteur inférieur on a changé la plaque de fixation. Pour cette raison on ne peut pas régler la position du cou encore.

### Modifications réalisées

Le mannequin Hybrid III a révélé par le passé de nombreuses insuffisances : Beaucoup de détails dans la construction ont été optimisés. Les modifications suivantes sont exécutées pour obtenir un comportement plus réaliste :

- Pour éviter des résonances mécaniques en cas d'impact-dur, on a modifié le crâne du mannequin de façon à assimiler le comportement vibratoire, c'est à dire la fréquence propre de la structure à la structure vivante.
- Le cou était trop rigide. La rigidité était diminuée.
- La posture de la tête et du cou est à adapter au mieux à la position assise.
- La peau de vinyle, utilisée actuellement, ne correspond pas au comportement de la peau humaine.
- Le rachis lombaire avait une cyphose. Dans une étape ultérieure elle a été transformée en lordose.
- Le degré de liberté des jambes n'est pas suffisant. C'est important dans le cas où la liberté de mouvement est limitée pendant, ou bien après la déformation de la voiture testée. Alors on peut déduire des risques de blessures à partir de la mobilité des jambes.
- Les articulations des épaules et des genoux doivent être construites comme des articulations à 'moment constant'.

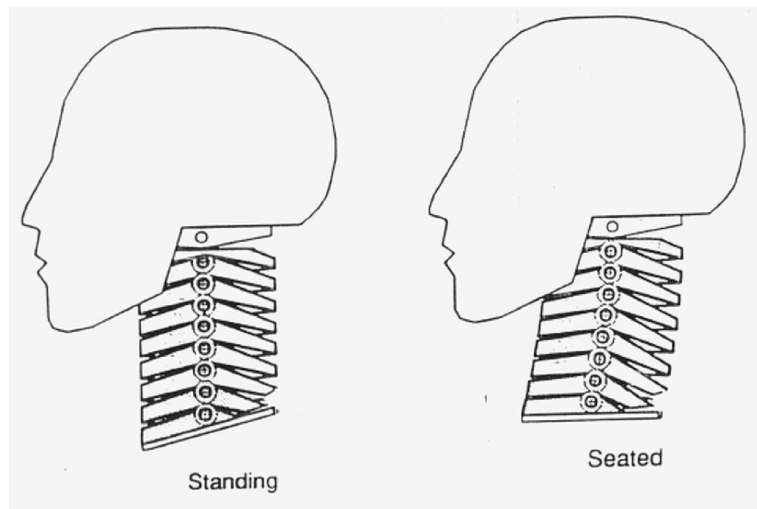


FIG. 2.8 – Construction du RID

### 2.6.3 RID

Le projet RID (Rear Impact Dummy) a été lancé en 1992 par Svensson et Lövsund [7] à l'université technologique Chalmers (Göteborg en Suède) pour réaliser un cou plus biofidèle en choc arrière à faible vitesse que celui de l'Hybrid III. Dans la mesure où la colonne vertébrale de ce mannequin ne peut effectuer que des mouvements dans le plan sagittal, il n'est pas possible de faire subir au cou des chocs latéraux. Le mannequin est par conséquent destiné exclusivement au choc arrière.

#### Caractéristique technique

Le cou est constitué de sept vertèbres cervicales et de deux vertèbres dorsales (voir fig. 2.8). Les caractéristiques de mobilité, d'amortissement et géométrique (fig. 2.9 page 29) sont identiques pour tous les étages vertébraux de la colonne cervicale.

Les vertèbres sont en matière synthétique et la hauteur maximum des vertèbres est de 16 mm. Les degrés de liberté des connexions qui sont réalisées par des pivots est de  $10^\circ$  en extension, de  $5,6^\circ$  en flexion pour les vertèbres cervicales et de  $3^\circ$  en extension et flexion pour les vertèbres dorsales. La rigidité et l'amortissement est ajusté par des blocs élastomères (Shore A 15) situés entre les vertèbres.

Après une première série d'essais, la dureté des blocs élastomères était modifiée pour obtenir un comportement moins rigide (voir fig. 2.10 à 2.13).

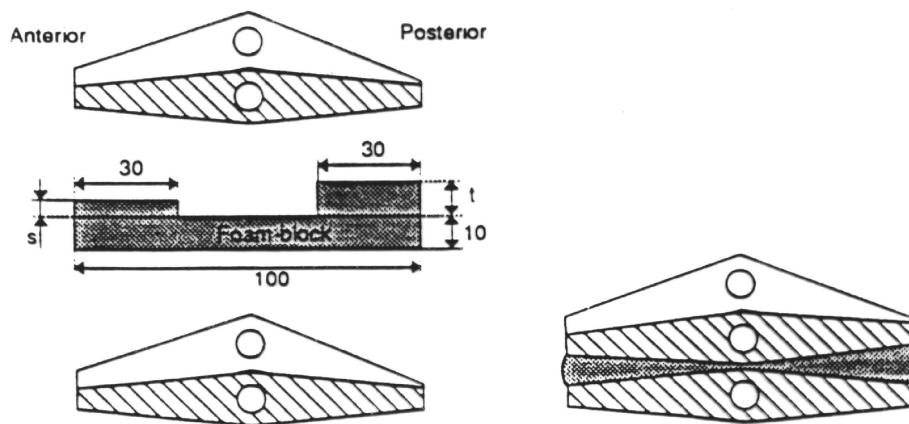


FIG. 2.9 – Illustration des vertèbres cervicales du RID

### Validation

La validation de RID est faite sur la base de données d'essais sur des volontaires (Tarrière et Sapin, 1996) et d'une étude de Tisserand et Wisner (1966). Les données de validation (voir fig. 2.10 à 2.13) ne donnaient que des informations sur le déplacement rotatoire de la tête par rapport au corps, mais pas sur le comportement en translation.

Comme illustré en Fig. 2.10, le cou de l'Hybrid III est trop rigide en comparaison avec les volontaires, ce qui s'explique par la petitesse de l'angle d'extension. Les versions de RID, qui ne se distinguent qu'en rigidité des disques intervertébraux, sont moins rigides que l'Hybrid III. Dans le cas de la version P3, on trouve une bonne similitude avec les données des volontaires. On remarque que la construction du RID permet une grande variabilité de la rigidité.

Les autres graphes (fig. 2.11) permettent une comparaison entre l'Hybrid III et le RID. Dans ce contexte il faut insister sur le fait que la vitesse angulaire (fig. 2.11) et l'accélération angulaire (fig. 2.12) de l'Hybrid III restent inférieures aux valeurs de RID.

Parce que les valeurs du RID sont plus proches des valeurs des volontaires, on peut dire que les données obtenues pendant les essais sur l'Hybrid III sont trop optimistes et ne permettent pas une évaluation réaliste de la réalité.

### 2.6.4 RID 2

#### Introduction

Le développement du cou du mannequin RID était basé sur les essais sur des volontaires et des cadavres (PMHS, Post Mortem Human Subjects).

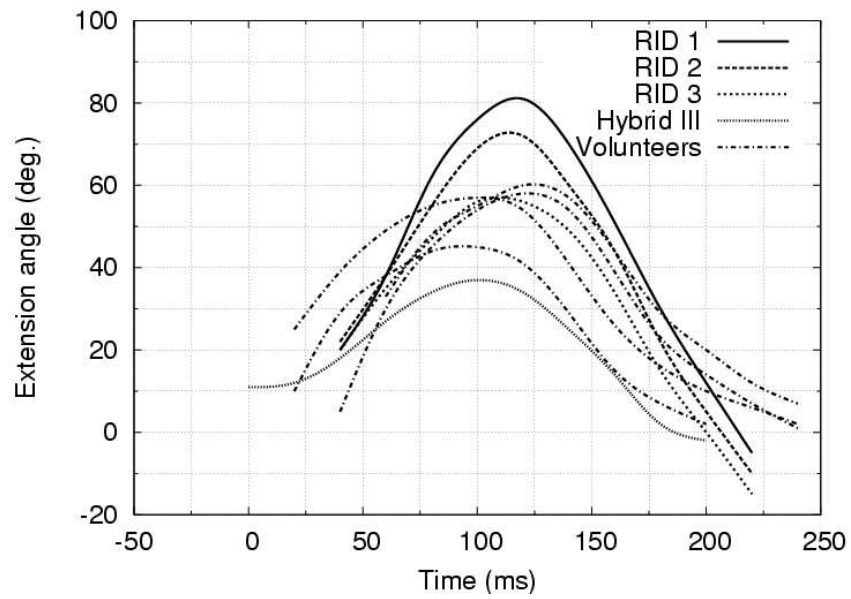


FIG. 2.10 – RID et Hybrid III : Comparaison entre l'angle d'extension des mannequins H III et RID avec les angles enregistrées sur volontaires en situation de choc arrière sur fauteuil mou, avec appui-tête

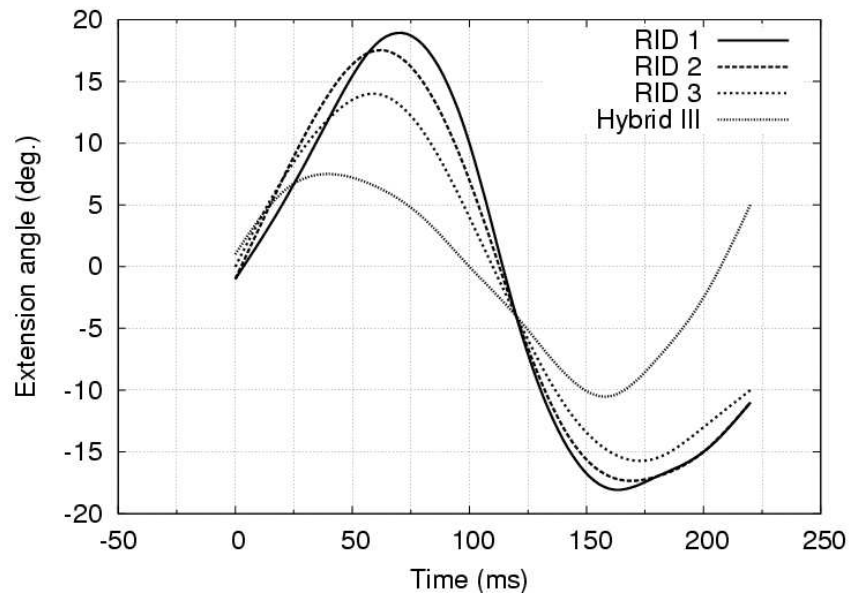


FIG. 2.11 – RID et Hybrid III : vitesse angulaire (calculé) en choc arrière

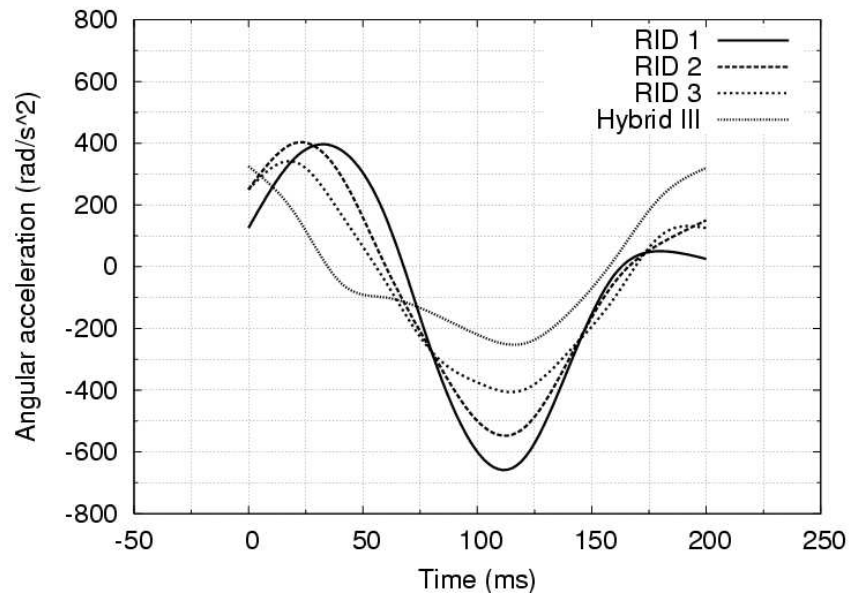


FIG. 2.12 – RID et Hybrid III : Comparaison entre l'accélération angulaire des têtes des mannequins Hybrid III et RID

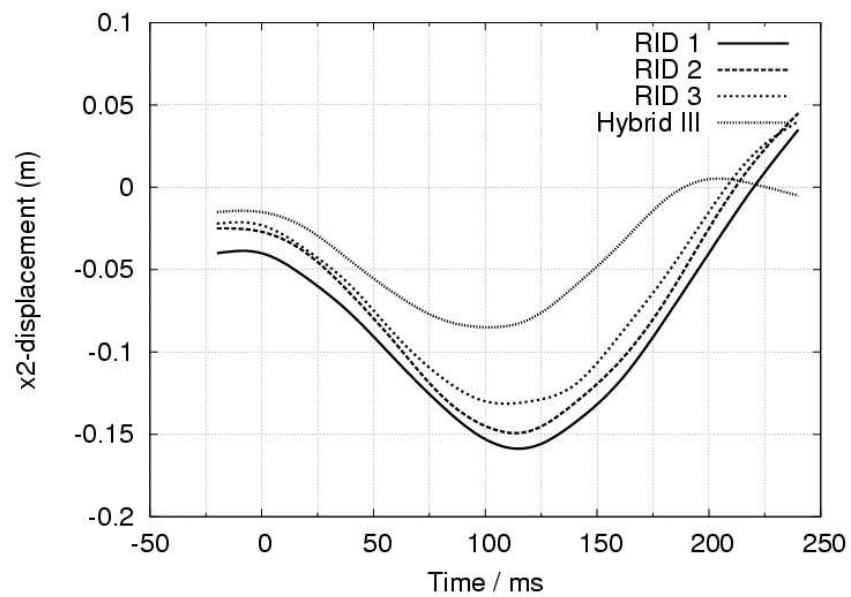


FIG. 2.13 – RID et Hybrid III : Comparaison des déplacements de centre de gravité des têtes des mannequins en x

Ceci a conduit alors à la construction du prototype RID 2- $\alpha$  et plus tard au prototype RID 2 mis à la disposition des entreprises.

Comme son prédécesseur, le RID 2 était construit pour contrôler le comportement des dispositifs de sécurité des sièges automobiles en cas de choc arrière. En particulier, l'interaction entre mannequin et siège pendant la première phase du choc a été étudié tout comme le rôle de l'appui-tête. Le comportement réaliste dans la phase de recul (c'est à dire la deuxième phase du choc) n'est pas pris en compte dans cette étude. Des études anciennes (Temming et Zobel 1998) montraient que la plupart des lésions de Whiplash apparaissent dans le domaine de vitesse de 10–16 km/h.

Pour cette raison, le mannequin était optimisé pour ce domaine de vitesse.

### **Caractéristique technique**

Le cou du mannequin RID 2 se compose d'une combinaison des éléments déjà existantes et des composants nouveaux. Tandis que le RID 1 se composait pour l'essentiel, d'un cou nouvellement développé sur un torse de l'Hybrid III, il a été développé pour le RID 2 un nouveau torse d'une flexibilité plus importante pour la colonne vertébrale. La cage thoracique, est celle du mannequin américain THOR et la colonne vertébrale lombaire est celle de EuroSID 1 qui est un mannequin européen de choc latéral. Le bassin de l'Hybrid III est modifié pour obtenir un plus grand degré de liberté de la cuisse.

Le cou a été modifiée au profit d'une flexibilité plus grande. Au delà du mouvement dans le plan sagittal la nouvelle conception permet le mouvement latéral et la rotation par rapport à l'axe verticale.

La figure 2.14 montre la structure et l'instrumentation du RID 2. La table 2.1 résume l'instrumentation.

### **Validation**

Deux séries d'essais sur chariot ont été effectuées pour la validation du RID 2 (Capon H. et al. 2001). Ces données ont été superposées à celles obtenues sur volontaires en figure 2.15.

### **Essais sur le fauteuil mou**

Avec le RID 2, on a réalisé deux essais en choc arrière avec une variation de vitesse  $\Delta v$  de 9 km/h. Hybrid III était examiné une fois dans le centre "Allianz Centrum für Technik" en Allemagne. Pour ces essais, des sièges conventionnels avec des appui-têtes étaient utilisés. Le dossier était incliné de 25° vers l'arrière, une ceinture de sécurité a retenu le mannequin. Les mannequins étaient habillés afin de vérifier l'hypothèse que le frottement était négligeable pour des vitesses faibles.

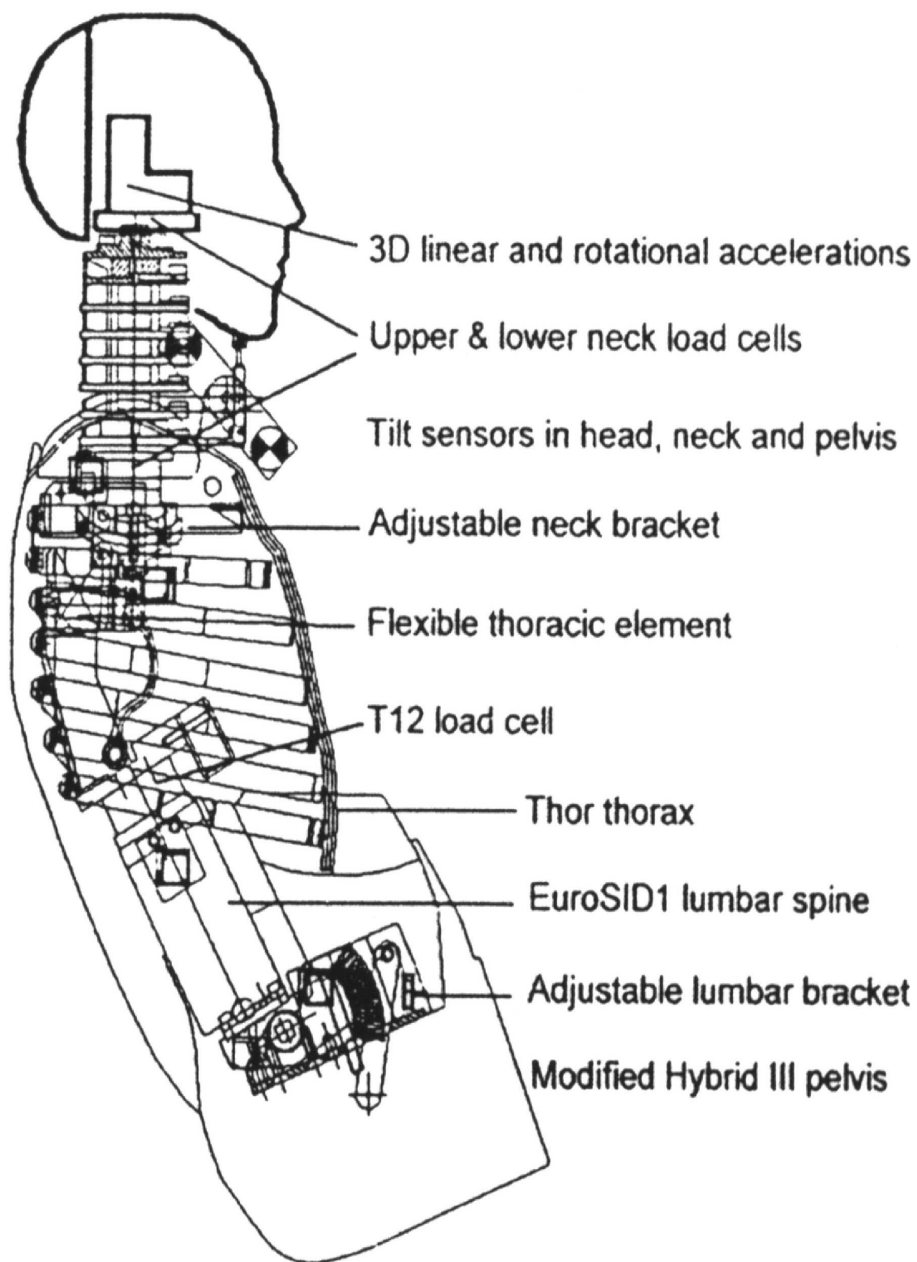


FIG. 2.14 – Illustration du cou du mannequin RID 2 et de l'ensemble du torse

<b>Position</b>	<b>Unité</b>	<b>Axes</b>
tête	accélération	x, y, z
tête	accélération rotatoire	y
crâne	force	x, y, z
crâne	moment	x, y, z
cou supérieur (C1)	force	x, y, z
cou supérieur (C1)	moment	x, y, z
cou inférieur (T1)	accélération	x, y, z
cou inférieur (T1)	force	x, y, z
cou inférieur (T1)	moment	x, y, z
torse inférieur (T12)	accélération	x, y, z
torse inférieur (T12)	force	x, y, z
torse inférieur (T12)	moment	x, y, z
bassin	accélération	x, y, z

TAB. 2.1 – Détail de l’instrumentation implantée sur l’ensemble cou-torse du mannequin RID 2

La cinématique de la tête et de T 1 était calculée à partir d’images d’une caméra vidéorapide. La caméra filmait le plan sagittal avec 1000 images par seconde sur une durée de 300 ms. Les positions des marques sur la tête et T 1 étaient obtenues par digitalisation de ces images.

### Essais sur le fauteuil rigide

Les essais étaient effectués dans le “Laboratory of Accidentology and Biomechanics (LAB)” en France. Aussi bien RID 2 qu’Hybrid III étaient testés deux fois selon les conditions des tests des PMHS proposées par Bertholon [3]. Les sièges rigides n’étaient pas équipés d’appui-têtes. Comme décrit précédemment, des marques étaient utilisés pour enregistrer la position de la tête et du T 1 du RID 2. Pendant les tests de l’Hybrid III, la vertèbre T 1 n’était pas marqué. La saisie et le traitement des images sont faits de la même façon que pour les tests sur le fauteuil mou. Les positions de T 1 de l’Hybrid III étaient dérivées des résultats des mesures accélérométriques.

### Résultats

Dans ce paragraphe, les résultats des essais des mannequins sont comparés avec ceux des volontaires. Aussi bien les valeurs moyennes obtenues durant les essais sur les volontaires que leurs corridors sont représentés en figure 2.15. La définition des axes est comme suit : x – antéro-postérieur, y – latéral, z – vertical.

Les paramètres suivants étaient exploités :



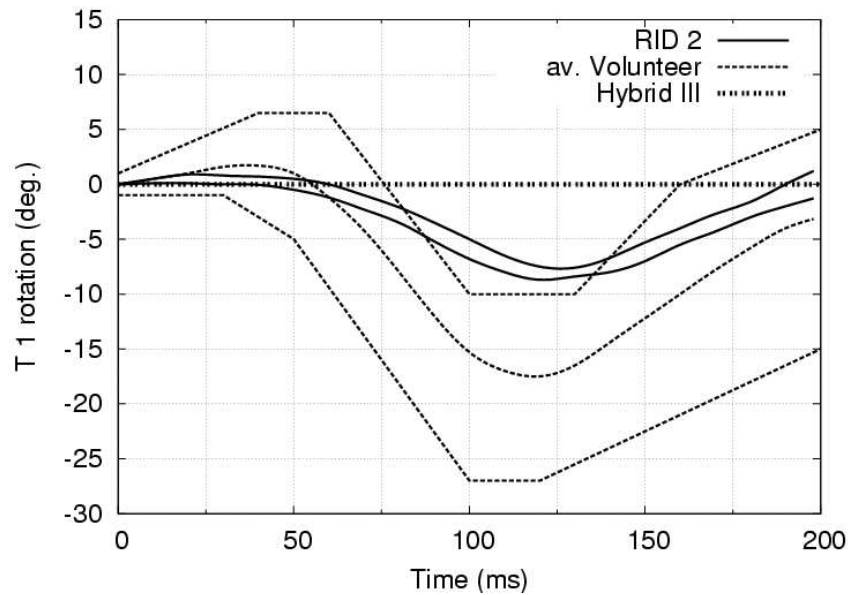


FIG. 2.15 – Comparaison entre les angles de rotation de T1 des mannequins RID 2, Hybrid III et volontaires

- déplacement du chariot – T1 en x et z en fonction du temps
- rotation de T1
- mouvement relatif tête – T1 en x et z en fonction du temps
- rotation de la tête
- accélérations linéaires de la tête en x et z en fonction du temps
- accélération de la tête par rapport à l'axe y en fonction du temps
- forces de cisaillement et compression dans l'articulation occipitale en x et z en fonction du temps
- moment autour de y dans l'articulation occipitale

Dans les deux paragraphes suivantes on résume les résultats des essais sur le siège mou et rigide :

### Résultats (fauteuil mou)

**Déplacement de T1 en x :** Les valeurs de RID 2 sont assez proches des valeurs moyennes des volontaires tandis que le déplacement de l'Hybrid III est trop important (voir figure 2.16).

**Déplacement de T1 en z :** Tous les volontaires montrent un mouvement vertical d'environ 6 mm entre 50 ms et env. 120 ms. Au début, on observe un faible déplacement du RID 2 vers le bas, plus tard il revient vers le haut entre 70 ms et 130 ms. L'Hybrid III décroît jusqu'à 100 ms après le choc et monte après.

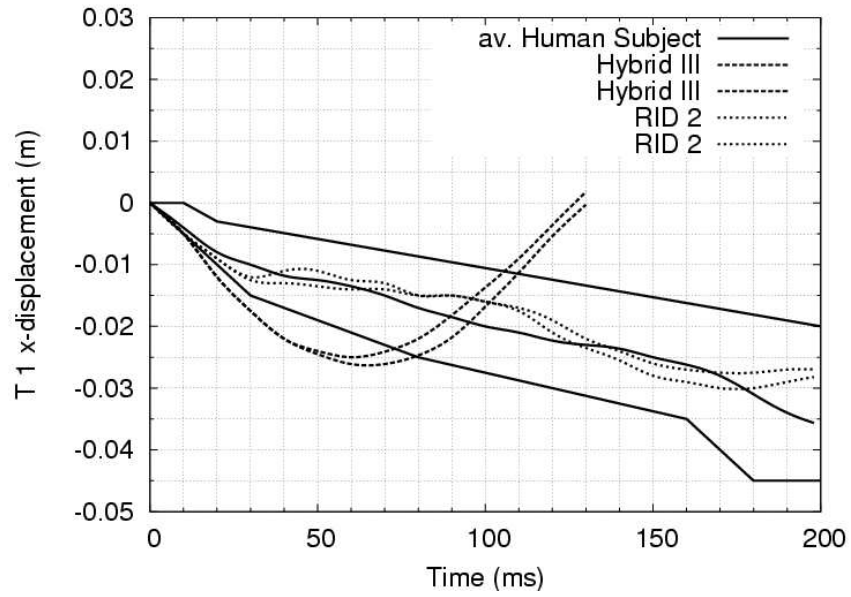


FIG. 2.16 – RID 2 – déplacement de T1 en x par rapport au fauteuil en choc arrière

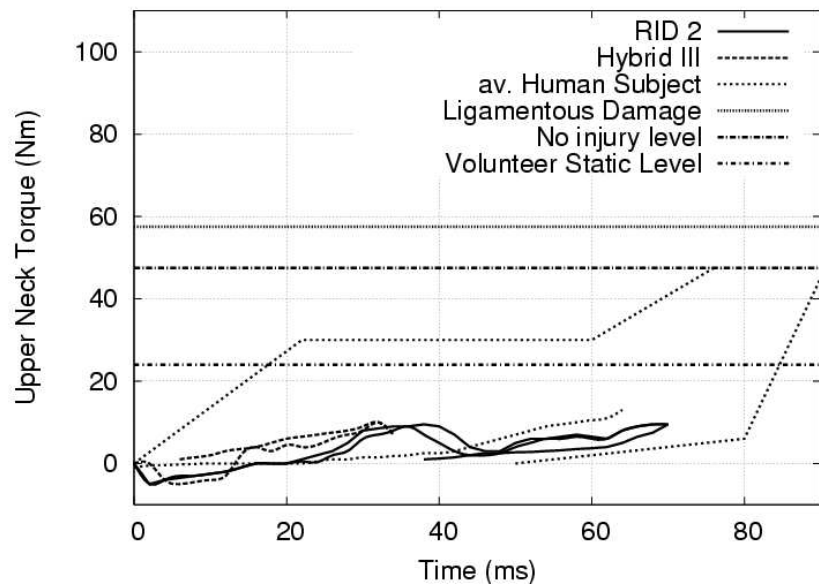


FIG. 2.17 – RID 2 – corridor de Mertz : domaines de défaillance du cou humain

**Mouvement relatif des condyles occipitaux – T 1 en x :** Aussi bien le RID 2 que l'Hybrid III se trouvent bien dans le corridor.

**Mouvement relatif des condyles occipitaux – T 1 en z :** Puisque les données des volontaires en direction x n'étaient pas concluantes on trouve seulement un corridor très large qui se compose de deux parallèles par rapport à l'axe x. En comparaison avec la courbe des moyennes on remarque pour le RID 2 une rigidité plus faible et pour l'Hybrid III une rigidité plus importante que chez les volontaires.

**Angle de T 1 (fig. 2.15) :** Pendant les premières 50 ms on peut observer une rotation très faible des têtes des volontaires ainsi que des mannequins. L'angle en extension maximal (env.  $8^\circ - 10^\circ$ ) de T 1 se situe pour le RID 2 et les volontaires entre 120 ms et 130 ms, mais l'amplitude du mannequin n'est que de 50% de celle des volontaires. L'Hybrid III ne montre aucune rotation en T 1 (fig. 2.15).

**Angle de la tête :** Pendant les premières 50 ms on peut observer une rotation très faible des têtes des volontaires ainsi que des mannequins. En comparaison avec un volontaire moyen, la rotation de la tête de RID 2 arrive plus tôt avec un valeur réduit de moitié. L'Hybrid III commence à bouger environ 50 ms trop tôt et montre un angle qui est plus grand que les données de référence.

**Accélération de la tête :** L'accélération en x de l'Hybrid III dépasse le corridor et le maximum du RID 2 coïncide avec la limite supérieure du corridor. La montée brusque après 90 ms s'explique par le contact avec l'appui-tête. L'accélération angulaire et l'accélération en z se trouvent pour tous les deux mannequins essentiellement dans le corridor.

**Forces :** Les valeurs des forces de cisaillement dans les condyles occipitaux des volontaires sont dépassées par celles du RID 2 de 40% et par celles de l'Hybrid III de 200%.

Les forces axiales des deux mannequins sont similaires à celles des volontaires, avec des maxima toute fois deux fois supérieurs. Néanmoins tous les deux déroulements se trouvent dans le corridor.

Le moment dans les condyles occipitaux change chez RID 2 à 160 ms, chez les volontaires à 130 ms entre extension et flexion.

## **Résultats (fauteuil rigide)**

Les données de référence des tests des mannequins étaient obtenues à l'aide des essais PMHS parce que sur les fauteuils rigides des accélérations engendrées, ne sont pas supportables pour des volontaires.

**Cinématique :** L'évolution temporelle des déplacements en x et z de même que de la rotation de la tête du RID 2 se trouvent essentiellement dans le corridor et montrent dans tous les cas un déroulement similaire aux

données des PMHS. Les déroulements de l'Hybrid III montrent une caractéristique très divergente ce qui est probablement dû au fait que les positions n'étaient pas déterminées à l'aide des marques mais par double intégration des données de l'accélération.

**Accélération :** Les résultats montrent que le déroulement de l'accélération de la tête en x diverge beaucoup entre les PMHS et les tests des mannequins bien que les données de RID 2 sont plus proche du corridor que l'Hybrid III. En z les résultats des mannequins se trouvent mieux dans le corridor, en particulier pour le RID 2.

L'accélération angulaire était enregistrée à l'aide d'un capteur angulaire peu précis. Néanmoins les résultats des mannequins se trouvent relativement bien dans le corridor de référence.

**Forces :** Pour l'Hybrid III aucun résultat est disponible. Seulement les valeurs de RID 2 saisies à l'aide des capteurs de force, étaient comparées avec les données des tests PMHS. Le déroulement des forces de cisaillement dans les condyles occipitaux de RID 2 est similaire jusqu'à 80 ms, après la courbe quitte le corridor vers le bas. Les forces axiales dans les CO restent assez bien dans le corridor de référence avec un petit sous-estimation. Le moment dans les CO se comporte de façon similaire mais au contraire l'écart se règle vers le haut.

En comparant l'Hybird III et le RID 2 avec ce que l'on appelle "corridor de biofidélité de Mertz" (Mertz et Patrick 1971) qui montre les domaines de défaillance du cou humain dans le diagramme moment par rapport à l'angle, on trouve que les valeurs de l'Hybrid III et de RID 2 apparaissent dans la région basse du corridor. L'Hybrid III ne s'était déplacé que d'un angle d'extension d'env. 35°, et le RID 2 jusqu'à 70°.

## Conclusions

De façon général, il apparaît que le comportement du système tête-cou de RID 2 concordes mieux avec les résultats des essais sur les volontaires en choc arrière à faible vitesse que le système de l'Hybrid III. Ceci est vraie aussi bien pour les sièges automobiles mou que pour les fauteuils rigides de laboratoires. Toute fois la validation du RID 2 par rapport aux tests sur volontaires est moins concluante que par rapport aux tests PMHS. Dans cette étude, RID 2 n'était comparé qu'avec deux catégories de test volontaire. Il est recommandé, d'évaluer le mannequin sous les conditions pour lesquelles de récents données sont disponibles. Pour les années 2001 et 2002 quelques essais prévus incluent également les mannequins THOR et BioRID. Ces études seront utilisées pour harmoniser les exigences de biofidélité mondialement.

La dernière et éventuellement la contrainte la plus importante pour l'utilisation commune des dispositifs d'essais pour des tests en choc arrière est le manque de critères de lésions acceptables et fiables et de limites de tolérance

pour empêcher des lésions whiplash.

### **2.6.5 BioRID**

Pour encore améliorer la biofidélité, RID 2 a été modifié une fois. Les résultats de cette évolution sont appelés BioRID (Biofidelic Rear Impact Dummy) 1 à 3. La différence la plus évidente consiste à l'amélioration du modèle du rachis dorsal et lombaire.

Dans la mesure où BioRID est, comme l'Hybrid III, un mannequin utilisé pour des essais d'amélioration des fauteuils de véhicules en choc arrière, il est envisagé que l'Hybrid III soit remplacé par BioRID à plus ou moins longue échéance.

#### **Construction**

Le nouveau système est constitué de 5 vertèbres cervicales, 12 vertèbres dorsales et 5 vertèbres lombaires. Sur chaque partie de la colonne, les caractéristiques géométriques et mécaniques (rigidité, amortissement) des vertèbres et des disques intervertébraux restent les mêmes. De plus, comme pour le cas du RID, le mouvement se fait uniquement dans le plan sagittal.

La vertèbre dorsale la plus haut est une vertèbre hybride : La surface inférieure est formée suivant les vertèbres dorsales ; la surface supérieure correspond aux vertèbres cervicales. Dans la première version (P 1) le matériau des vertèbres était en aluminium, dans les versions P 2 et P 3 on utilise un plastique appelé Acétal.

Pour la rigidité et l'amortissement de la colonne cervicale, entre les vertèbres 4 blocs de polyuréthane sont collés sur la partie supérieure des vertèbres. Des blocs intérieurs régissent le comportement normale de la colonne, tandis que les blocs extérieures moins épais sont sollicités lors des flexions et extensions extrêmes par appui contre les vertèbres supérieures. Les colonnes dorsale et lombaire sont équipées d'un système à goupilles entre des vertèbres et fonctionnant comme des ressorts à raideur variables. L'amortissement est le même que pour la colonne cervicale.

Quatre câbles, fixés à la base de la tête et guidés dans les vertèbres (2 sur la partie antérieure et 2 sur la partie postérieure) ont pour but de simuler le système musculoligamentaire. Au niveau du premier vertèbre dorsal les câbles quittent les forages et mènent à la base de la colonne vertébrale guidés par des enveloppes. La force transmise par les câbles est amortie par des éléments visco-élastiques.

#### **Validation**

La validation est basée sur une décélération du système à partir d'une vitesse de 6,3 km/h à 6,6 km/h comparé aux volontaires. Le processus de



FIG. 2.18 – Construction de la colonne vertébrale de BioRID

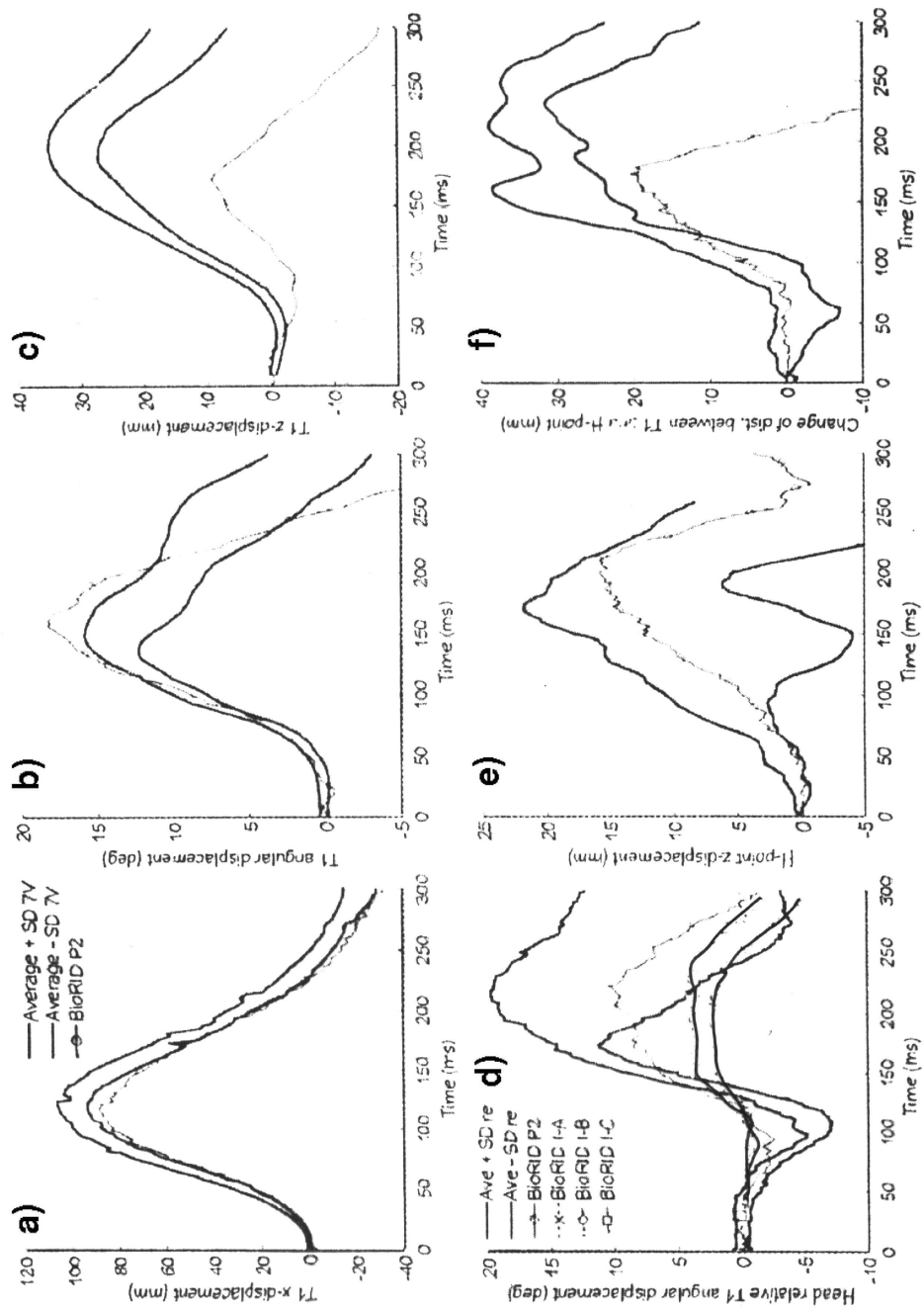


FIG. 2.19 – BioRID P2 : a) déplacement de T1 en x b) déplacement angulaire de T1 c) déplacement de T1 en z d) déplacement angulaire relatif T1-tête e) déplacement de point “H” en z f) distance T1-point “H”

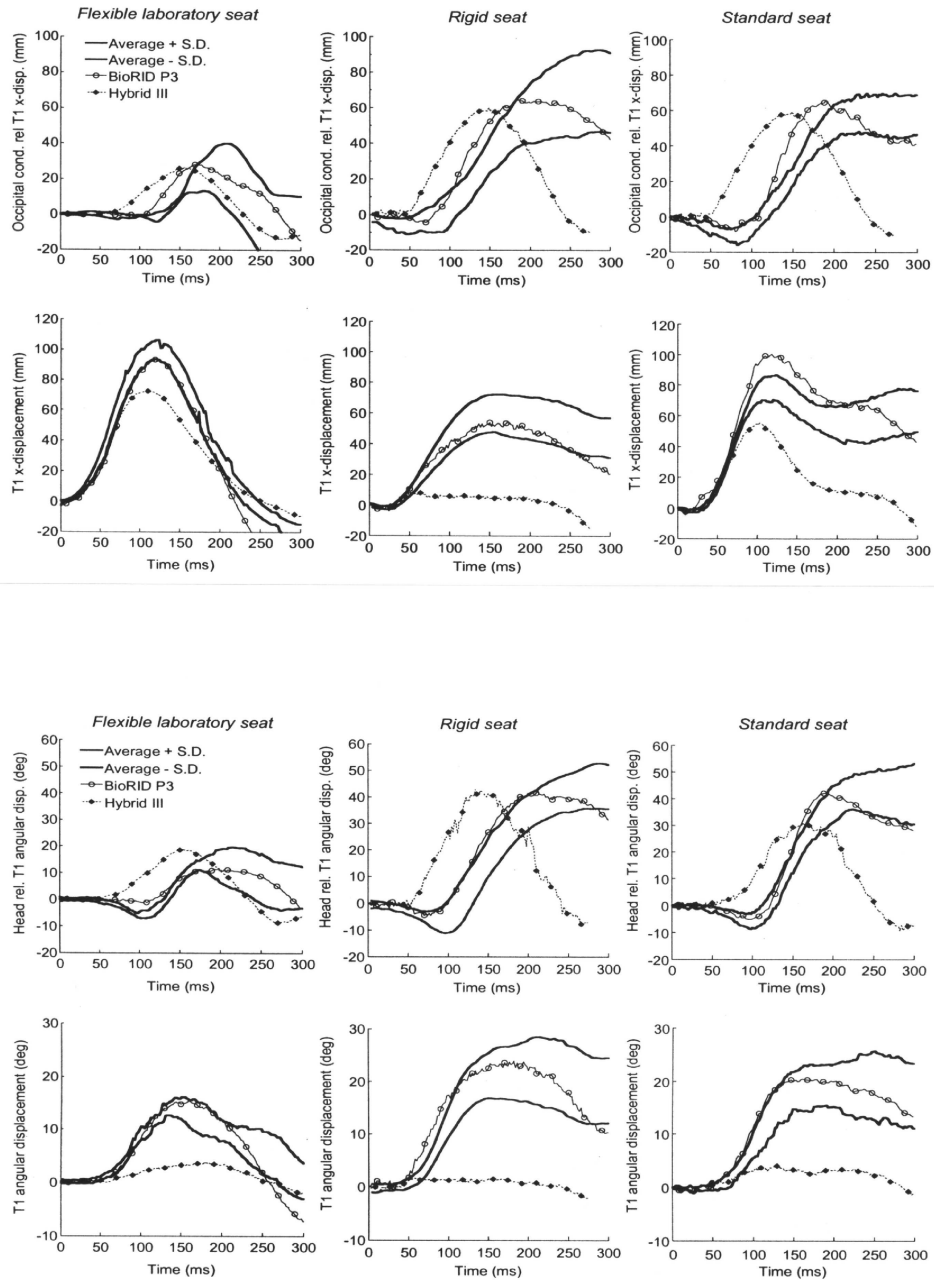


FIG. 2.20 – BioRID P3 : Comparaison des résultats sur fauteuil mou (gauche), fauteuil rigide (milieu) et siège automobile (droite). Première ligne : déplacement relatif T1–C0, deuxième ligne : déplacement du T1 en x, troisième ligne : déplacement angulaire tête–T1, en bas : déplacement angulaire du T1



validation de P 2 ne s'établit que sur l'ensemble dorsal et lombaire. Les déplacements relatifs tête-cou ne sont pas disponibles. Les résultats de P 2 sont présentés en fig. 2.19. Les lignes épaisses limitent le corridor évalué par des tests sur les volontaires, la ligne mince montre l'évolution temporel des déplacements. La rigidité du cou était réglée de sorte que les déplacements en translation et en rotation de la première vertèbre dorsale correspondent aux valeurs des tests sur les volontaires (fig. 2.19 a).

Le déplacement de T 1 est influencé par la colonne dorsale de la manière suivante : Une colonne plus rigide implique un allongement moins important de la cyphose ce qui raccourcit le mouvement de T 1 vers le haut (fig. 2.19 c). Le mouvement en z de T 1 est trop petit en comparaison avec des essais sur les volontaires. Dans ce contexte le changement de la distance T 1–H (H se trouve dans le bassin fig. 2.19 f) est trop petit. Le déplacement du point "H" correspond aux observations faites au cours des essais sur les volontaires (fig. 2.19 e). Pour les prototypes suivants de BioRID, une colonne vertébrale moins rigide est prévue afin d'améliorer la biofidélité du déplacement H–T 1.

Malheureusement la diminution de la rigidité de la colonne vertébrale dorsale cause une rotation plus grande de T 1 que désiré. Dans ce contexte il est intéressant de constater que le couplage entre la colonne vertébrale et le corps se présente assez bien selon le déplacement en x. Par contre, en tenant compte de la rotation, le couplage n'est pas suffisamment efficace. Ceci s'explique par l'existence d'un angle maximal qui est trop petit et un décalage phasique entre la rotation de la colonne vertébrale et le corps.

L'effet d'étayage de la colonne vertébrale dorsale et lombaire n'est pas très important parce que le système musculo-ligamentaire sorte de la colonne au niveau de T 1. Dans le prototype suivant, les auteurs ... d'agrandir l'effet de support de la colonne vertébrale dorsale supérieure par un guidage supplémentaire des muscles pour obtenir des résultats plus réalistes en terme de rotation de T 1.

Les courbes de P 3 (fig. 2.20) montrent que cette version concorde mieux le comportement du volontaire. Les résultats des essais avec un fauteuil flexible, un fauteuil rigide et un fauteuil standard sont représentés. Dans la comparaison, il devient évident que les valeurs de l'Hybrid III sont plus loin des corridors.

### 2.6.6 BioRID II

BioRID II est une version modifiée de BioRID qui est amélioré en raison de quelques insuffisances au niveau du comportement mécanique. Puisque la structure correspond pour l'essentiel à celui du BioRID, on ne mentionne plus ici la géométrie globale :

Afin d'optimiser le comportement du cou, le câble conduisant au côté gauche du cou par des forages dans les vertèbres cervicales, sort des vertèbres T 1 / T 2 et s'enroule autour d'un élément amortisseur. A partir de

l'amortisseur, le câble revient par la colonne cervicale à la tête. Les deux autres câbles sortent de la colonne vertébrale par T3 et sont tenus sous tension par des ressorts à côté de la colonne dorsale. Le torse se compose de caoutchouc en silicone dans lequel les porte-bras, le support lombaire, la cavité abdominale, la soupape de la cavité abdominale et la liaison entre colonne vertébrale et torse sont moulés.

Les bras et les jambes standard de l'Hybrid III 50% sont utilisés, la tête et le bassin sont également de l'Hybrid III mais légèrement modifiés.

### **2.6.7 Comportement Mécanique de RID2 $\alpha$ , de l'Hybrid III et des volontaires en choc arrière à faible vitesse (TNO)**

Au Crash Safety Research Center du TNO, Delft, aux Pays-Bas, on a comparé le comportement cinétique et cinématique des mannequins RID2 $\alpha$  et de l'Hybrid III ainsi que des volontaires.

#### **Méthode**

L'expérience était basée sur des données des essais précédents sur les volontaires (Siegmund et al., 1997). Les dispositifs pour des essais (incl. les sièges des voitures et le véhicule même) sur les mannequins étaient les mêmes.

#### **Les volontaires**

On a utilisé les données des essais précédents de 11 volontaires. La taille des personnes était de 173–178 cm correspondant à l'homme 50% (174,7 cm ; Diffrient et al., 1974). La masse était de 63–87 kg correspondant à une variation de 10% à 75% de la masse d'un homme de 50%.

#### **Mannequins**

Deux ATDs (Anthropomorphic Test Device) étaient examinés : Un homme Hybrid III 50% (78 kg), habillé de deux couches de Lycra, et un prototype d'un mannequin pour des chocs arrière, RID2 $\alpha$  avec une masse de 81 kg doté d'une couche de neoprène (voir Chapitre 2.6.4).

#### **Instrumentation**

**Volontaires** L'accélération de la tête des volontaires était mesurée par un maille de neuf accéléromètres (Kistler 8302 B20 S1,  $\pm 20g$ , Amherst, NY), qui était fixée en zone antérieure de la tête par des élastiques. L'accélération du torse est mesurée par des accéléromètres triaxiaux (Summit 24103A ;  $\pm 7,5g$ , Akron, OH) et un capteur à l'angle de rotation (DynaCube, ATA-Sensors, Albuquerque, NM) qui étaient fixés par

des rubans adhésifs et des élastiques à proximité immédiate sur le sternum. Les forces et moments appliqués à l'appui-tête étaient mesurés par des jauges d'extensiométrie dans le support de l'appui-tête.

**Mannequins** Les deux mannequins sont équipés de la même instrumentation. Une maille de cinq accéléromètres (ROTAC-2D5/200, TNO, The Netherlands) étaient fixés à l'intérieur du crâne afin de mesurer les accélérations linéaires et rotatoires dans le plan sagittal.

Un capteur de forces et moments (3 translations et 3 rotations – IF-207, First Technology Safety Systems, Plymouth, MI) était disposé entre les condyles occipitaux. Les forces dans le plan sagittal ( $F_x$ ,  $F_z$  et  $M_y$ ) étaient mesurées. Un autre capteur de force (2544A, R.A. Denton, Rochester Hills, MI) se trouvait dans le crâne en zone occipitale afin de mesurer les forces et moments pendant le contact entre la tête et l'appui-tête.

Les accélérations linéaires de T1 et du bassin étaient saisies par des paires d'accéléromètres qui étaient montés perpendiculairement (7264B - 2000, Endeveco, San Juan Capistrano, CA).

Pour la saisie de la cinématique rotatoire de T1 on a utilisé des capteurs d'angle triaxiaux (DynaCube, ATA Sensors, Albuquerque, NM) pour l'Hybrid III et un capteur à un axe (ARS-04E, ATA Sensors, Albuquerque, NM) pour RID2 $\alpha$ .

Afin de permettre une comparaison directe entre les données obtenues des mannequins et des volontaires, on a utilisé le même dispositif d'acquisition des accélérations pour tous les deux.

L'acquisition de l'accélération du véhicule était faite par un accéléromètre triaxial (34103A ;  $\pm 7,5g$ , Summit Instruments, Akron, OH) monté au voisinage du centre de gravité du véhicule à l'intérieur de la voiture. La vitesse de la voiture était déterminée à l'aide d'une roue servant de vélocimétrie montée à l'arrière du véhicule.

Le contact du pare-chocs au moment du choc était constaté par un interrupteur à membrane spécial (121BP, Nortel TapeSwitch, Scarborough, ON). Entre la tête et l'appui-tête est interposé un capteur à membrane d'une résistance variant en fonction de la force agissant sur l'appui-tête (FSR#406, Interlink Electronics, Camarillo, CA).

Un dispositif d'acquisition des données de 12 bit enregistrerait les données des capteurs avec une fréquence de 10 kHz sur 2 s. Le signal de la roue était saisi avec une fréquence de 128 Hz et enregistré dans le domaine temporel de 1 s avant à 4 s après le contact du pare-chocs.

Dans le plan sagittal, le mouvement était enregistré par une caméra haute vitesse (JCLabs 250, 512 x 216 pixel, Mountain View, CA) et analysé par un système OmniSpeed HS qui poursuit les mouvements (Speed Vision Technologies, Solana Beach, CA). La fréquence était de 250 images par seconde pour un temps de prise de la vue de 1/1000

s. Pour la détermination des positions sur les images, on a fixé des marques réflexives sur le fauteuil et les cobayes.

En utilisant un palpeur 3D (FaroArm B08-02, Lake Mary, FL), les positions des marques étaient référées aux points anatomiques caractéristiques avec une précision de  $\pm 0,3\text{mm}$ .

Afin de synchroniser les données du système vidéorapide avec les données des capteurs, des LEDs, montés dans le champ visuel de la caméra montraient le contact du pare-chocs.

### Procédure d'essai

Les volontaires et les mannequins étaient disposés dans le siège avant d'un 1990 Honda Accord LX 4 portières. Dans le cadre des essais sur les volontaires, on a propulsé une Volvo 240DL (1981) et pour les mannequins, une Volvo 244DL (1984), vers l'arrière de la Honda. La vitesse des deux Volvos était de 4 et de 8 km/h. Le siège de la Honda était verrouillé dans la position arrière et l'angle initial du dossier était réglé à environ  $27^\circ$  par rapport à la verticale. Les appui-têtes étaient réglés à hauteur maximale, les volontaires retenus par une ceinture à 3 points de fixation.

Avant le choc, les volontaires doivent prendre une posture détendue et bien droite. Les activités électromyographiques de la musculature du cou paraspinal (sternocleidomastoïdeus) étaient saisies déjà une minute avant le choc pour assurer une activité musculaire stationnaire.

La posture des mannequins était adaptée à la posture des volontaires.

Chaque volontaire était testé aux deux vitesses 4 km/h et 8 km/h. Pour éviter l'effet de l'habitude (Siegmund, 2001), des tests récursifs étaient interdits et on laissait quelques semaines de pause entre les essais.

Chacun des mannequins était testé cinq fois à 4 km/h et 8 km/h.

### Résultats

Le tableau 2.2 résume les pics des accélérations de la voiture, mesurés pendant les essais de 4 km/h et 8 km/h.

Les courbes de la fig. 2.21 montrent les accélérations correspondantes. Il est manifeste que les courbes des mannequins correspondent assez bien entre elles et entre les courbes des volontaires.

Tableau 2.3 représente d'une part les délais temporels entre le premier contact du pare-chocs arrière et l'activité musculaire des volontaires (1ère. colonne) et entre le premier contact du pare-chocs et le contact entre la tête et l'appui-tête pour les volontaires, l'Hybrid III et le RID2 $\alpha$  d'autre part.

L'observation des valeurs cinétiques et cinématiques montrent une bonne correspondance entre RID2 $\alpha$  et les tests sur les volontaires. Pour le test de 4 km/h on n'observe aucun contact entre la tête de l'Hybrid III et l'appui-tête, comme le montre la figure 2.22.

La bonne correspondance des composantes horizontales de la cinématique linéaire de la tête n'était pas observable comme pour les composantes verticales. Les têtes et les T 1 des deux ATDs s'accéléraient immédiatement après le choc vers le bas, tandis qu'il apparaît une accélération chez les volontaires vers le haut. Néanmoins, on a constaté un maximum de l'accélération qui coïncide bien avec les tests sur les volontaires avec un retard dans l'apparition des sommets.

Le fait, que la tête humaine se remet en position initiale après le choc n'est pas très manifeste chez RID2 $\alpha$  alors que chez l'Hybrid III il n'apparaît pas du tout.

L'accélération angulaire de la tête de RID2 $\alpha$  est assez réaliste sauf qu'il présente un maximum plus important, tandis que l'Hybrid III n'atteint pas les maxima et ne suivent pas non plus les pentes brusques des réponses des volontaires.

	$\Delta v$ (km/h)	$a_P$ (m/s <sup>2</sup> )	$\Delta v$ (km/h)	$a_P$ (m/s <sup>2</sup> )
volontaires	3,92	21,0	8,12	35,5
Hybrid III	4,00	20,7	7,87	37,4
RID2 $\alpha$	3,99	18,6	7,87	37,2

TAB. 2.2 – pics de l'accélération des essais de 4 et 8 km/h

	$t_{act.}$ (ms)	$t_{contact}$ (ms)	$t_{contact}$ (ms) H III	$t_{contact}$ (ms) R2 $\alpha$
$\Delta v = 4km/h$	94 $\pm$ 8	128 $\pm$ 14		127 $\pm$ 3
$\Delta v = 8km/h$	84 $\pm$ 6	100 $\pm$ 11	117 $\pm$ 2	100 $\pm$ 2

TAB. 2.3 – pics de l'accélération des essais de 4 et 8 km/h

Les composantes horizontales et verticales des forces intérieures des appui-têtes correspondaient bien aux courbes des volontaires pour le RID2 $\alpha$ . A 4 km/h il n'était pas possible d'obtenir des valeurs pour l'Hybrid III parce que la tête ne touchait pas l'appui-tête. A 8 km/h les données de l'Hybrid III s'écartaient clairement de celles des volontaires. La force axiale maximale ( $F_z$ ) par exemple restait env. 40% de la force effective; la force de cisaillement ( $R_x$ ) dans les condyles occipitaux se développait trop rapidement et le moment de flexion ( $M_y$ ) de la tête se déroulait dans le sens inverse.

## Conclusions

Dans la période entre le premier contact du pare-chocs et le contact tête–appui-tête, la cinématique aussi bien des ATDs que des volontaires était manifestement déterminé par le contact avec le dossier, puis par le couplage tête–cou–torse et l'inertie de la tête.

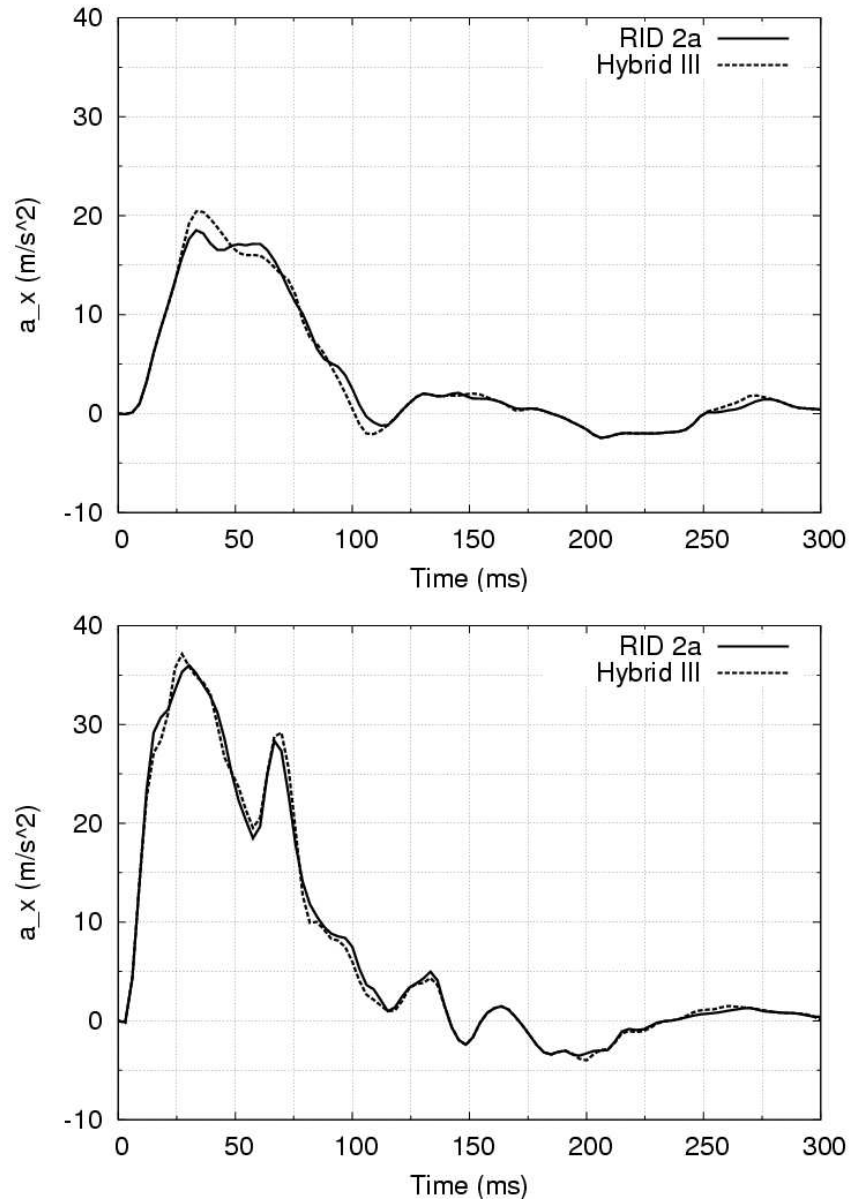


FIG. 2.21 – déroulement de l'accélération de la tête à 4 et 8 km/h

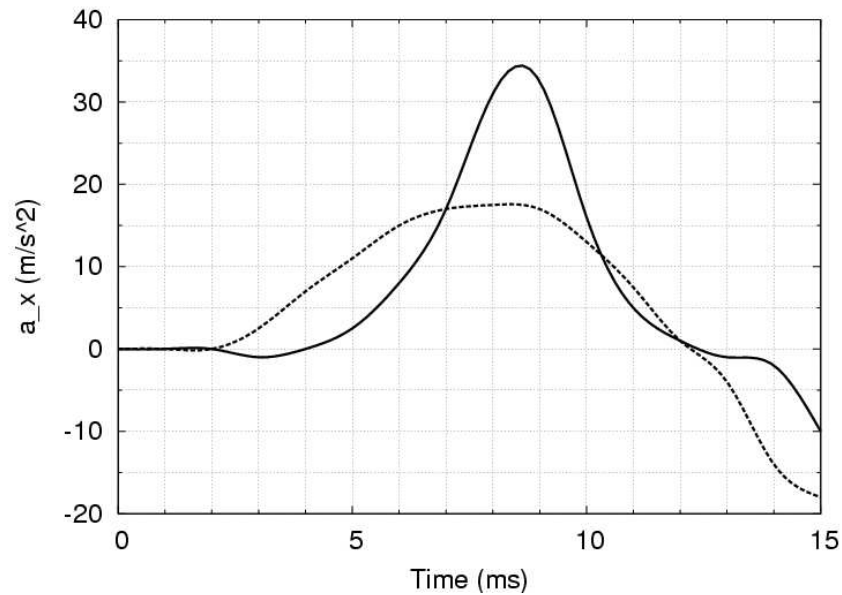


FIG. 2.22 – déroulements des accélérations des têtes en  $a_x$  avec 4 km/h

La différence la plus manifeste entre les résultats des essais sur les volontaires et sur les ATDs après contact avec l'appui-tête était le mouvement vertical de T1 et de la tête, qui était dirigé vers le bas pour les deux ATDs et vers le haut pour les volontaires.

L'avance en montée rapide de certains paramètres comme l'accélération horizontale et angulaire de la tête étaient observable chez l'Hybrid III et s'explique par la raideur trop importante du cou.

La plupart des charges maximales de la tête et de l'articulation de la tête et du cou résultent du contact tête – appui-tête c.-à-d dans le domaine de 100–200 ms après le contact du pare-chocs.

Il n'est pas facile d'identifier le mannequin s'appliquant mieux aux essais des chocs arrières parce que la cinématique qui cause des lésions whiplash n'est pas encore suffisamment connue.

En vue des mécanismes des lésions définis jusqu'à présent, RID2 $\alpha$  semble le mannequin plus utilisable pour des essais de chocs arrières.

### 2.6.8 Comparaison entre les mannequins Hybrid III et BioRID II en choc arrière sur le chariot à basses vitesses (USCAR)

Le OSRP (Occupant Safety Research Partnership) du USCAR (United States Council for Automotive Research) a réalisé un programme d'essais avec deux mannequins standards d'un homme de 50%. On a évalué des man-

nequins BioRID II et Hybrid III. Le but de l'expérience était la comparaison du comportement mécanique en choc arrière en utilisant un chariot. En tout, 50 essais étaient réalisés dans les laboratoires de chez DaimlerChrysler, Ford et General Motors.

## Configuration

Les deux mannequins étaient déjà décrits plus haut à cause de cela il ne doit ici être prêté attention qu'aux caractéristiques particulières.

BioRID II représente ici la version la plus actuelle de BioRID (état 2001 / 2002). La construction de la colonne vertébrale correspond selon la géométrie des vertèbres et la réalisation des articulations intervertébrales à la version P2.

A partir de la configuration du BioRID II on a pensé être capable de mesurer toutes les forces et les moments entre la tête et le cou. Au cours de l'expérience on aperçu que ce n'est pas forcément le cas. Quand, par exemple, la tête est en extension, il peut arriver que les fixations des câbles postérieures soient en dehors de leurs guidages et quand la tête revient dans la position neutre, ils ne retrouvèrent plus leur position initiale. Ceci cause une réduction de la longueur effective du câble et a pour conséquence une mauvaise mesure de la force.

Le torse du BioRID II est une structure continue qui se compose de caoutchouc de silicone et qui est fixé à la colonne vertébrale. De chaque côté le torse porte les supports des bras. En plus, le corps de silicone comporte la cavité abdominale remplie par d'eau.

## Méthode

Les mannequins Hybrid III étaient habillés avec des shirts et des pantalons de coton. Ils étaient équipés d'accéléromètres, d'un potentiomètre pour mesurer l'angle du bassin et des capteurs de force pour la charge des vertèbres. Pour BioRID II on a choisi une configuration des vêtements et l'instrumentation suivante : La couche intérieure était de Lycra, la couche extérieure en coton. Entre la tête et le cou, on a monté un capteur de forces et moments (Model 4949, R.A. Denton Inc.). Enfin, des accéléromètres sont adaptés à ce niveau. La table 2.4 résume l'équipement des capteurs.

Pendant les essais, on a saisi des images utilisant une caméra haute vitesse avec une fréquence de 1000 images par seconde. En conformité avec la norme FMVSS 208 on a réglé et immobilisé les postures des mannequins par une ceinture à 3 points de fixation.

Dans chaque laboratoire on a évalué plusieurs sièges à  $\Delta v \simeq 16$  km/h pendant que les deux mannequins étaient accélérés côté à côté en même temps, fixés sur des fauteuils identiques. La table 2.4 présente les résultats.



modèle	instrumentation	Valeurs
Hybrid III	accéléromètre triax. C.G. de la tête	$a_x, a_y, a_z$
Hybrid III	capteur 6-axial tête-cou	$F_x, F_y, F_z$ $M_x, M_y, M_z$
Hybrid III	accéléromètre en x (T 1)	$a_x$
Hybrid III	accéléromètre triax. torse (T 4)	$a_x, a_y, a_z$
Hybrid III	accéléromètre triax. bassin	$a_x, a_y, a_z$
BioRID II	accéléromètre triax. C.G. de la tête	$a_x, a_y, a_z$
BioRID II	capteur 6-axial tête-cou (Denton modèle 4949, R.A. Denton Inc.)	$F_x, F_y, F_z$ $M_x, M_y, M_z$
BioRID II	accéléromètre en x (T 1)	$a_x$
BioRID II	accéléromètre biax. torse (T 8)	$a_x, a_z$
BioRID II	accéléromètre triax. bassin	$a_x, a_y, a_z$

TAB. 2.4 – Instrumentation de l'Hybrid III et BioRID II

Numéro d'essai	type de siège	mannequin à gauche	mannequin à droite	position appui-tête	$\Delta v$ (km/h)
A 1	voiture	Hybrid III	BioRID II	plus haute	15,4
A 2	voiture	Hybrid III	BioRID II	plus haute	16,0
B 1	voiture	BioRID II	Hybrid III	plus haute	16,6
B 2	voiture	Hybrid III	BioRID II	plus haute	16,7
C 1	rigide	Hybrid III	BioRID II	aucun	17,3
C 2	rigide	Hybrid III	BioRID II	aucun	17,3
C 3	rigide	BioRID II	Hybrid III	aucun	17,2
D 1	voiture	Hybrid III	BioRID II	plus bas	15,9
D 2	voiture	Hybrid III	BioRID II	plus bas	15,7

TAB. 2.5 – représentation des configurations des essais

Dans la première colonne les essais sont rangés selon trois laboratoires (A, B, C) les numéros correspondant aux essais.

## Résultats

Posture :

Bien qu'on ait positionné les deux mannequins selon les recommandations de la norme FMVSS 208 on observait dans tous les essais que les postures des deux mannequins se distinguaient du fait, que la tête de BioRID II se trouvait plus haut et plus loin de l'appui-tête. L'Hybrid III prend la posture d'un homme à 50% mais il est nécessaire de corriger la posture de BioRID II.

#### Observations cinématiques :

Lors des essais dans des sièges automobiles la tête de BioRID II se déplace plus loin vers l'avant et vers le bas que la tête de l'Hybrid III. Sur les sièges rigides sans appui-têtes la tête de Hybrid III tourne plus vite vers l'arrière et revient plus tôt. La flexion du cou de BioRID II est plus prononcée à cause du fait que l'Hybrid III reproduit le comportement d'une personne qui contracte l'appareil musculaire, tandis que BioRID II reproduit une personne détendue. Dans toutes les expériences (excepté une avec BioRID II) les mouvements de torse et de la tête se déroulent sans contact avec des structures externes.

#### Accélération :

Pendant toutes les expériences, BioRID II montrait des accélérations plus importantes que Hybrid III. Au début (50–100 ms) les forces de cisaillement dans les condyles occipitaux se développent en sens inverse. On peut expliquer cet effet par le fait, que la posture de la tête de l'Hybrid III permet la force de cisaillement de déplacer la tête dans le même sens que l'impulsion de l'accélération. La tête de BioRID II se comporte en sens inverse. L'accélération de T1 dans la direction x augmente plus tôt que chez l'Hybrid III et atteint une valeur plus importante. Torses et bassins sont accélérés pour les deux mannequins de la même façon. Seules les accélérations maximales du bassin de BioRID II dépassent celle de l'Hybrid III environ de 3 g pendant les essais sur des sièges rigides.

#### Forces et moments axiaux :

Au cours des expériences avec les sièges automobiles et appui-têtes, le capteur de force entre tête et cou enregistrerait une compression du cou de BioRID II dans la phase de rétention ( $\approx 350$  ms). Par contre ou sur le volontaire, en l'absence des forces extérieures, le cou peut être mis en traction comme le cou de l'Hybrid III.

De même, pendant la phase de rétention des essais A et D, quand le cou était en flexion, un moment négatif qui indiquait une extension apparaissait dans les condyles occipitaux. Pendant ce temps-là on a mesuré un moment de flexion d'environ 17 Nm en flexion maximale (250–300 ms).

Nous tirons donc la conclusion que le dispositif de mesure ne permet pas de mesurer les forces et moments entre la tête et le cou ce qui s'explique par l'insuffisance de construction citée plus haut.

#### Bruits parasites à hautes fréquences (BioRID II) :

La grande partie du bruit accompagnant le signal pendant les mesures sur BioRID II nécessitait un filtrage d'une fréquence de coupure de 18 Hz. Ceci, en revanche, causait une atténuation forte des maxima qui perturbait les résultats de façon inacceptable. Le bruit était observable pendant tous les essais quand la colonne vertébrale était accélérée. Une modification de la

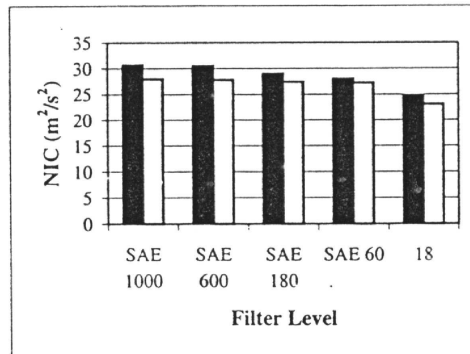


FIG. 2.23 – Effet du filtrage sur le NIC

construction est requis afin de permettre un filtrage selon SAE J211 (1995) avec une fréquence de coupure de 180 Hz.

Effets du choix du filtre sur NIC :

Un des critères des lésions proposés dans le contexte du développement du BioRID II s'appelle NIC (Neck Injury Criteria) (Bostrom et al. 1996) :

$$\text{NIC} = 0,2 \cdot a_{rel} + v_{rel}^2 \quad \text{avec} \quad a_{rel} = T 1_{ax} - C 1_{ax}$$

$$v_{rel} = \int a_{rel} dt$$

Les accélérations de T 1 suivant l'axe x ont une plus grande influence sur les NICs calculés que les accélérations du centre de gravité de la tête. L'influence des différentes classes de filtres sur les maxima du NIC a été déterminé. Avec une fréquence de coupure du filtre de 18 Hz au lieu de 180 Hz on obtient une atténuation du maximum d'env. 15%. Ce résultat qu'est à considérer comme significatif. Quand on pose, par exemple, une limite de tolérance de NIC à 25, le maximum reste en dessous de la limite à une fréquence de coupure de 18 Hz, par 180 Hz (voir fig. 2.23).

Une autre observation selon NIC, valable pour tous les deux mannequins, était le fait que le maximum de l'accélération apparaissait au premier contact de la tête avec l'appui-tête. Donc il n'est pas commode d'utiliser NIC comme critère de tolérance pour des appui-têtes qui se trouvent au même lieu et qui ont la même surface, et doit les continus se comportent différemment du point de vue mécanique. Aussi, le BioRID II fournit des valeurs de NIC plus grandes avec la même configuration que l'Hybrid III. La raison de ceci peut être la distance plus importante entre la tête de BioRID II et l'appui-tête en position initiale comparée avec la distance de la tête de l'Hybrid III et l'appui-tête.

## Conclusions

Le résultat le plus significatif de l'expérience a été la mauvaise mesure des forces dans les condyles occipitaux en raison d'une fixation insuffisante des câbles dans la tête. Puisque la faute n'est pas reproductible selon le déroulement temporel et quantitatif; les forces et moments axiaux mesurés ne sont pas utilisables et on ne peut alors pas les comparer avec les résultats sur les essais des volontaires ou des test des autres mannequins.

Un autre défaut à corriger est le bruit dans les signaux des accéléromètres des vertèbres. Le filtre d'une fréquence de coupure de 18 Hz utilisé diminuait le maximum du signal de 15 % en comparaison avec le filtre prévu qui a une fréquence de coupure de 180 Hz.

Le troisième point à mentionner réside au niveau des différents postures initiales des deux mannequins. La tête de BioRID II se trouve plus haut et plus loin avant l'appui-tête que la tête de l'Hybrid III. Puisque la posture de l'Hybrid III est considéré comme représentatif pour l'homme à 50%, il faut modifier la posture de BioRID II.

### 2.6.9 Modèle de Luo et Goldsmith

Le but de cette étude était la prédiction des réactions cinématiques et des blessures éventuelles en cas des chocs utilisant des modèles numériques et physiques (Goldsmith 1987).

En particulier on a évalué les réactions de la tête et du thorax, les pressions dans les disques intervertébraux, les variations des longueurs des muscles et les pressions de quelques organes intérieures.

## Construction

Le modèle physique est constitué d'une tête d'un cadavre, remplie par de l'eau, qui est tenue en position par des câbles. Les vertèbres, le sternum, les côtes et le bassin sont fabriqués en plastique. Pour les disques intervertébraux on a choisi caoutchouc de silicone, pour les muscles et ligaments un filament plastique. Les organes comme le foie et le rein sont simulé par des réservoirs d'eau.

Le bassin du modèle est fixé sur une plaque montée sur un chariot. La charge est engendrée par une décélération au départ d'une vitesse initiale produite par un bloc d'aluminium monté sur un rail qui freine le chariot.

## Validation

Les résultats du modèle numérique étaient comparés avec les données des essais avec le modèle physique. Jusqu'à un temps de 200 ms à 250 ms on trouve une congruence assez correcte entre les essais numériques et physiques.

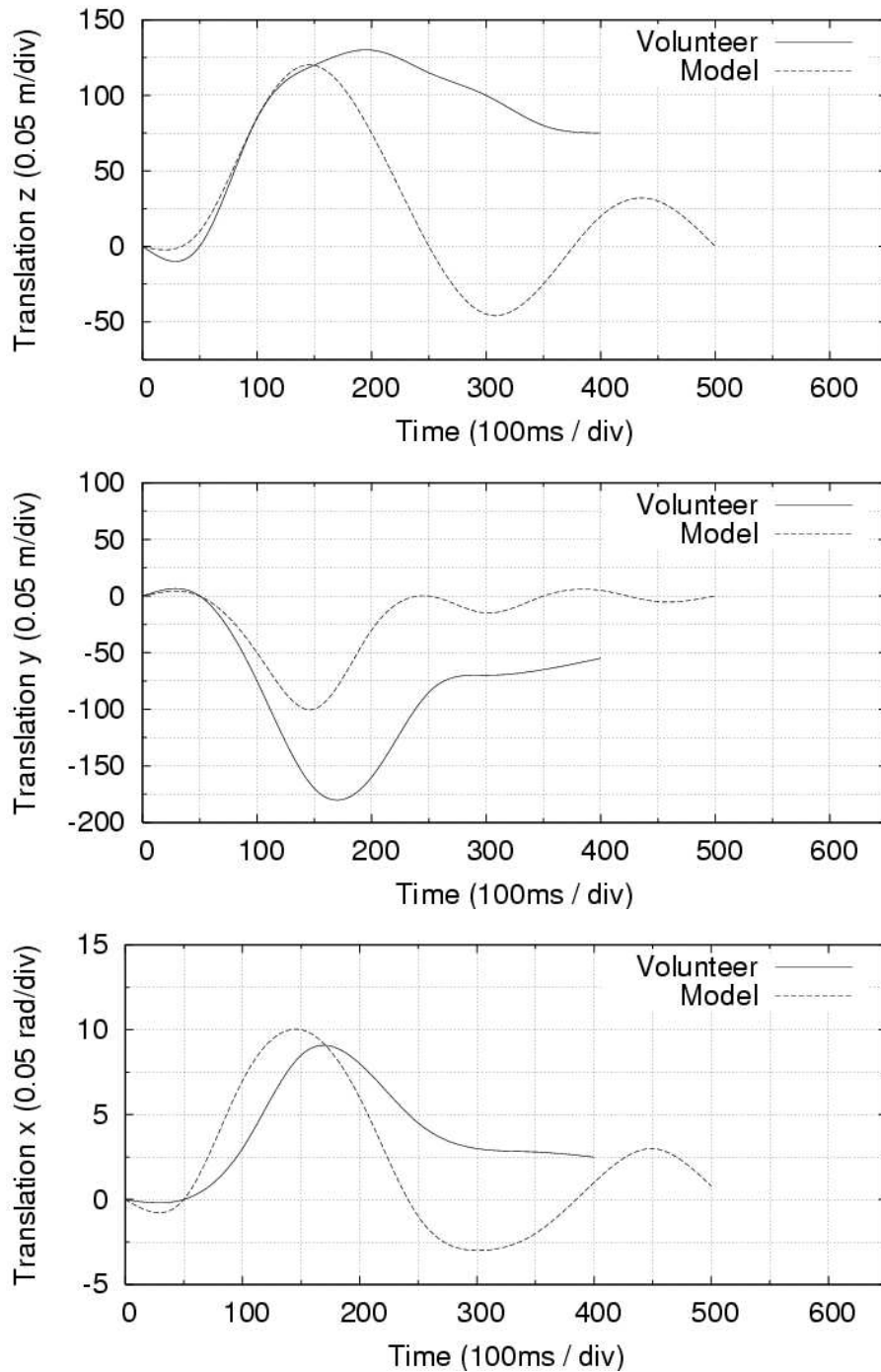


FIG. 2.24 – Comparaison entre les déplacements linéaires et angulaires des volontaires et du modèle de Luo et Goldsmith en x, y et z

Les résultats montrent que les muscles du cou et les disques intervertébraux au niveau du bassin sont soumis à de grands changements de forces et ne sont pas à l'abri de destruction. En outre la comparaison avec des tests sur des volontaires (voir fig. 2.24) indique que le modèle effectue une oscillation vers la fin du mouvement. Par contre les volontaires arrêtent le mouvement à cause des muscles du cou.

### **2.6.10 Mouvement de la moelle épinière sous flexion et extension (Margulies)**

L'équipe de S. Margulies [26] et D. Meaney (Mayo Clinic and Foundation, Rochester, USA, University of Pennsylvania, Philadelphia, USA) a effectué des recherches sur le mouvement relatif entre la moelle épinière et les structures adjacentes sous flexion et extension du cou (voir aussi [29] et [13]) utilisant la tomographie magnéto-résonance.

#### **Méthode**

Contrairement à la méthode MR traditionnel on produit ici des lignes blanches transversant perpendiculairement l'axe verticale (en anglais *tag-lines*). A l'aide des *tag-lines* on peut déterminer le mouvement relatif de la moelle épinière par rapport aux structures voisines. La méthode peut produire des images toutes les 1,7 sec. et des séries d'images avec une fréquence d'acquisition de 0,4 Hz.

Pour la mesure du mouvement de la moelle épinière, on a utilisé un tomographe qui couvre tout le corps de type Signa de chez GE Medical Systems (1,5 T, gradient de  $10 \frac{mT}{m}$ , 0,6 ms temps de montée). Deux volontaires étaient utilisés pour les essais des mouvements. La fréquence d'acquisition des images était de 0,4 Hz à une résolution de 256x192 pixel. La couche sagittale examinée avait une épaisseur de 10 mm. Pour l'acquisition des images de la courbe de la moelle épinière on a placé le cou sous des angles différents en flexion et en extension. Aussi bien en flexion qu'en extension il était difficile de réaliser un mouvement de plus de 20° du déplacement de la tête à cause du mouvement suivant. De là, on a choisi une approche séquentielle. Les pas faisables étaient de 6,5° jusqu'à 15° en flexion pour couvrir une gamme de 64,5°. Par la même approche, on a effectué l'acquisition du mouvement en extension.

#### **Analyse des données**

Après réduction des images MR sur 55% de la grandeur originale, les images étaient imprimées munis des échelles de référence comme base de calcul cinématique. Sur chaque image trois points étaient marqués en utilisant un tableau de digitalisation : Sur chacun des 10 à 15 *tag-lines* qui passent par la colonne cervicale on trouve deux points du côté frontal et un point

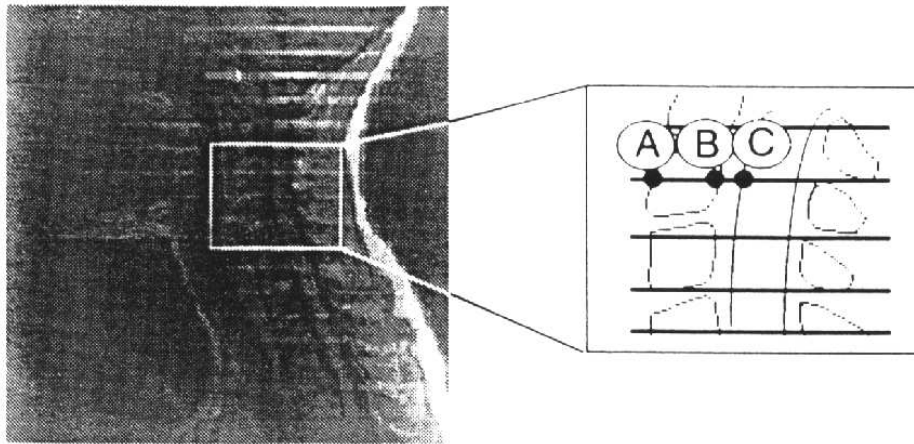


FIG. 2.25 – Points expérimentaux sur MR (Margulies et al. 1992)

dans l'endroit où la ligne passe la limite frontale de la moelle épinière (voir fig. 2.25).

En plus on a digitalisé les échelles de référence suivant les axes x et y pour recalculer les résultats donnant les grandeurs originales. La précision des marques était 0,4 mm à échelle originale. Par des disques intervertébrales qui sont bien visibles sur les images, on a déterminé les positions des *tag-lines*. La désignation C4.5 veut dire que la ligne se trouve au milieu de la vertèbre cervicale numéro 4. L'angle de flexion et extension est défini comme angle entre la tête et T 1 et était calculé pour chaque pas du mouvement. La rotation de T 1 était déterminé par rapport à la position de la tangente à la surface frontale de la vertèbre.

Les trois points digitalisés le long de chaque *tag-line* étaient utilisés pour la détermination de la déformation locale ou le rapport des elongations (longueur final/longueur de référence) de la moelle épinière, ainsi que le déplacement axial contre les structures voisines. La multiplication des rapports des elongations donne le rapport des elongations totales. Les rapports totales supérieurs à 1 indiquent une elongation, ceux inférieurs à 1 indiquent un raccourcissement de la moelle épinière par rapport à la position neutre.

## Résultats

Neuf séries de mouvement de plus de 50° sont analysées : Flexion totale (N=4) et extension totale (N=5). Chaque série est composée de trois à six pas de mouvement. Les rapports des elongations et les déplacements en position finale de la tête sont présentés en figure 2.6.

Le déplacement est calculé en mm. Les valeurs positives indiquent la direction vers la tête, les valeurs négatives vers le bas. Les valeurs qui manquent

## Allongement

Run Number	Motion Direction	Subj.	Final Angle	CERVICAL SPINE LEVEL					
				C 3	C 4	C 5	C 6	C 7	T 1
1	Flexion	LB	76.0°	0.94	1.02	0.85	1.02	1.15	0.91
2	Flexion	LB	64.5°	1.00	0.86	1.07	1.11	1.19	1.03
3	Flexion	SM	56.0°	—	—	—	0.87	1.14	1.09
4	Flexion	SM	63.5°	1.10	0.92	1.14	1.07	1.01	0.77
Average	Flexion			1.01	0.93	1.02	1.02	1.12	0.95
5	Extension	LB	59.5°	—	1.19	0.86	1.02	0.82	0.93
6	Extension	LB	67.5°	0.80	0.87	0.90	1.22	0.87	0.97
7	Extension	LB	66.0°	0.50	0.82	0.94	0.96	0.99	—
8	Extension	SM	79.5°	—	1.01	1.16	0.82	0.99	—
9	Extension	SM	72.5°	0.94	0.76	1.04	0.96	0.87	0.98
Average	Extension			0.75	0.93	0.98	0.99	0.91	0.96

## Déplacement

Run Number	Motion Direction	Subj.	Final Angle	CERVICAL SPINE LEVEL					
				C 3	C 4	C 5	C 6	C 7	T 1
1	Flexion	LB	76.0°	—	-1.72	-1.49	0.84	4.24	6.63
2	Flexion	LB	64.5°	-4.48	-2.44	-4.17	3.64	0.03	4.13
3	Flexion	SM	56.0°	—	—	—	0.22	-1.44	1.65
4	Flexion	SM	63.5°	3.73	1.95	2.82	2.50	1.42	2.53
Average	Flexion			-0.38	-0.74	-0.94	1.80	1.06	3.74
5	Extension	LB	59.5°	—	1.68	-0.80	0.95	-1.09	-2.80
6	Extension	LB	67.5°	-4.29	-2.57	-0.99	0.61	-4.98	-2.61
7	Extension	LB	66.0°	-8.72	-0.77	1.09	-1.00	-1.86	-2.74
8	Extension	SM	79.5°	—	2.78	-3.97	-4.81	-1.38	—
9	Extension	SM	72.5°	-3.66	-4.60	0.73	-0.65	-1.59	-2.01
Average	Extension			-5.56	-0.70	-0.79	-0.98	-2.18	-2.54

TAB. 2.6 – Rapports des élongations et les déplacements en position finale de la tête



sont dues aux images floues. En général on peut dire qu'on observe une élongation en flexion et un raccourcissement en extension de la moelle épinière. De plus, de grandes différences régionales selon le changement de l'élongation apparaissent. La tête n'étant pas guidée, différentes trajectoires sont décrites il est donc possible d'obtenir des résultats différents pour un même angle. Pour cette raison on peut obtenir des résultats différentes pour des angles identiques.

## Conclusions

C'est la première fois qu'on a effectué des mesures in vivo du déplacement relative entre les vertèbres et la moelle épinière. On a trouvé qu'en flexion, la moelle épinière est allongé et raccourcie en extension par rapport à la longueur initiale. En flexion la direction du déplacement de la moelle supérieure est variable tandis que la section inférieure bouge vers la tête. Pendant que la moelle bouge vers le bas à l'extension le canal vertébral se raccourcit.

Les limites suivantes sont à rappeler pour cette étude :

- Seulement la déformation quasi-statique était mesurée. Bien que la saisie des images soit remarquablement rapide, la fréquence d'acquisition est trop lente pour acquérir des déformations dynamiques comme observé aux mouvements normaux ou bien dangereux.
- L'erreur de la digitalisation d'un seul pas est assez petite. Cependant la combinaison des pas séquentiel fait augmenter les erreurs. Ceci cause un conflit entre la précision et la gamme de flexion ou extension maximale.
- Les résultats se réfèrent à la limite frontale de la moelle. En flexion l'élongation antérieure est plus petite que celle postérieure. En extension vice-versa. Les résultats sont difficiles à comparer parce-que les surfaces utilisées n'étaient pas indiquées dans les études précédentes.

### 2.6.11 Mouvement de la tête et de la colonne cervicale sous choc arrière (Geigl)

B.C.Geigl et al. [17] exécutent des essais sur des volontaires sur un chariot à l'University of Technology, Graz, Autriche. En utilisant une caméra haute vitesse on a étudié le déplacement des points définis de la tête et du cou en choc arrière.

#### Dispositifs d'essai

Le chariot est accéléré jusqu'à une vitesse pré réglée par le moteur qui est alimenté et réglé par le convertisseur de fréquence, qui permet le pré réglage de la vitesse finale avec une précision de 0,5 km/h. La décélération est

dimensions :	11x1,5x1,0m
masse utile :	200kg
masse brute :	300kg
alimentation :	380V
moteur :	18kW
Convertisseur de fréquence :	30kW
vitesse maximale :	25km/h
accélération maximale :	50g

TAB. 2.7 – Propriétés du chariot de Geigl

due à des éléments de frottement. Par la combinaison de différents éléments pré-définis on peut obtenir une variation non-linéaire de la force de freinage. Connaissant la masse totale du chariot (volontaire compris) on peut prédéfinir la décélération principale avec une précision de  $\pm 3 \text{ m/s}^2$ . Les courbes de la figure 2.26 montrent la caractéristique de la décélération pour deux masses différentes du chariot.

Le UDS (Unfall Daten Speicher - enregistreur des données d'accident) :

Pour s'assurer que les essais sont basés sur les caractéristiques des accélérations réalistes on a pris des valeurs des accidents des voitures sélectionnées des entreprises suédoises. Dans ces voitures, on a monté un dispositif qui s'appelle UDS développé par Mannesmann KIENZLE et qui enregistre des accélérations longitudinales et transversales.

Le but principal du projet était la caractérisation du choc arrière sans rotation importante du véhicule autour de l'axe verticale. Seules les données satisfaisant à ce critère étaient utilisées. La fréquence d'acquisition de l'accélération par l'UDS pendant la phase du choc est de 500 Hz. L'accélération maximale qui est mesurable est de  $500 \text{ m/s}^2$  avec une résolution de  $\pm 0,1 \text{ m/s}^2$ .

Les premiers tests ont montrés la grande influence des propriétés des fauteuils sur les réponses cinétiques des personnes c.-à-d les accélérations et les forces induites.

Afin d'obtenir un bon critère de comparaison entre les tests et les accidents réels on a choisi la configuration suivante : Pour la plupart des essais on a utilisé le siège du VW Golf, model 2. On l'a monté dans une section de la voiture, comprenant la structure entre le pilier A et le pilier B. Ceci garantissait l'élasticité de l'appui du fauteuil dans l'assemblage. Quand on a mesuré une déformation plastique d'un des composantes il était remplacé.

Pendant les essais il est bien sûr apparaît que le fauteuil du Golf II est assez souple. Plus tard, le fauteuil du BMW 525 était utilisé comme comparaison.

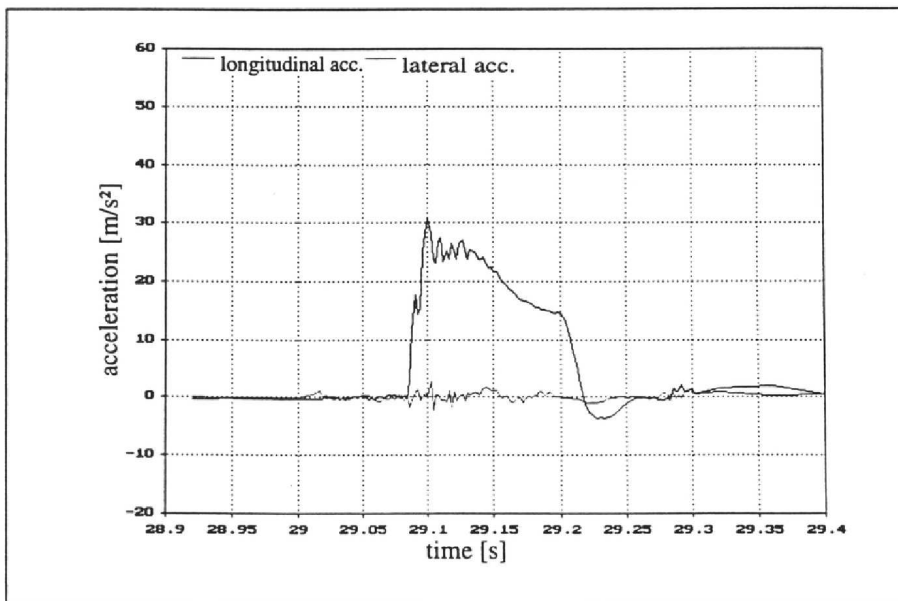
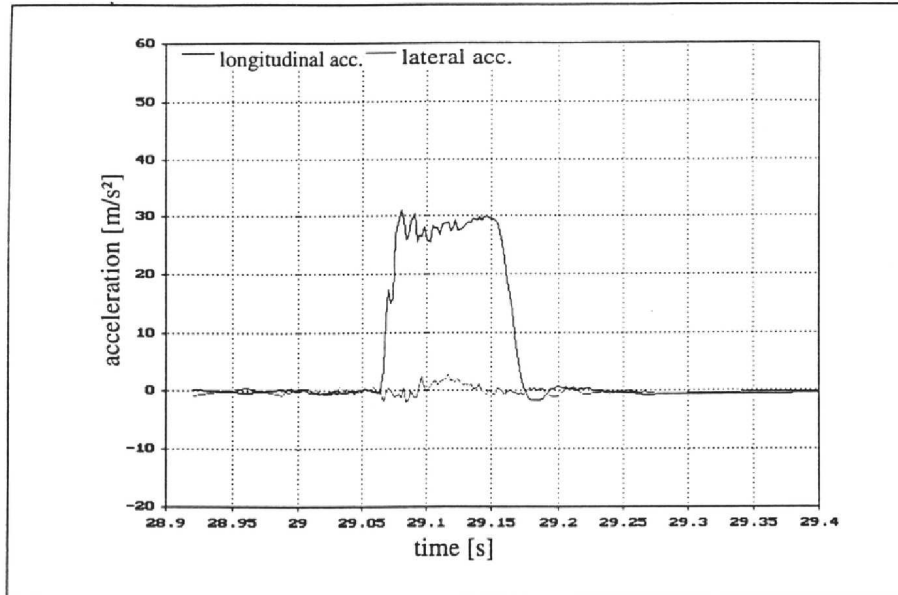


FIG. 2.26 – Accélérations du chariot de Geigl sans volontaire (haut) et avec volontaire (bas)

## Méthode

Des essais post-mortem :

On a exécuté 49 essais avec six PMTOs (Post Mortal Test Objects). Les vitesses initiales avant choc variaient entre 6 km/h et 15 km/h. Les décélérations du chariot étaient réglées de 13 à 85 m/s<sup>2</sup>. Tous les essais étaient effectués avec le même fauteuil (GolfII) et documenté avec une caméra haute vitesse Kodak EktaPro 1000 avec une fréquence d'acquisition de 1000 images par seconde. En plus, pour certains essais, on a utilisé des accéléromètres (Endevco) tri-axiaux. Outre la variation de la vitesse initiale du choc et de la décélération, on a varié la posture des PMTOs. Les influences du changement d'autres paramètres, comme l'inclinaison frontale de la personne ou la distance tête-appui-tête étaient également étudiées. Pour obtenir une meilleure compréhension du mouvement de la colonne cervicale, on a adapté des marques aux vertèbres cervicales pendant les essais. Puisque les forces de cisaillement ne sont pas mesurées, on ne peut pas déduire les efforts de cisaillement au départ de cette étude.

En plus des tests avec des PMTOs on a effectué 37 tests sur des volontaires. Pour diminuer le risque de blessure des volontaires, la vitesse initiale du choc et la décélération du chariot étaient limités respectivement à 12 km/h et 40 m/s<sup>2</sup> pendant les essais. Pendant les tests aucune personne n'a été blessée.

## Résultats

Mouvement de la tête :

Pour ce qui concerne le mouvement de la tête, on a observé pour tous les essais le comportement suivant :

Indépendamment de la posture initiale de la personne, la tête restait en position pendant les premières 60 à 100 ms. Après la tête commence à tourner vers l'arrière. Dans cette phase les épaules sont déjà fléchies vers l'avant et la tête bouge avec une faible vitesse de translation vers l'arrière. Entre 100 et 160 ms le mouvement antérieur de la tête s'établit encore. L'angle de rotation arrière varie entre 10° et 75°.

La valeur de l'angle de la tête dépend avant tout de la distance initiale entre la tête et l'appui-tête. Une grande distance conduit à un angle élevé. Quand la tête touche l'appui-tête avant le choc, on obtient un angle maximal de 15° contre à un angle de 75° pour une distance initiale de 16 cm. Tous les autres paramètres, comme angle initial, vitesse initiale n'ont pas d'effet considérable sur l'angle maximale de la tête.

Mouvement de la colonne cervicale :

Le mouvement de la colonne cervicale peut être reconstruit à partir de l'observation des marques vertébrales. Entre 50 à 80 ms après le choc aucune rotation relative entre les vertèbres n'apparaît. Après le mouvement commence par une "flexion relative" de la partie supérieure de la colonne cervicale. Cette rotation est provoquée par le fait que les épaules commencent à décélérer pour s'immobiliser tandis que la tête bouge encore avec la vitesse initiale. En général on peut observer cette "flexion relative" jusqu'à 180 ms après le choc. Le maximum de 45° était attendu pour la plupart des cas entre 100 et 130 ms.

Des circonstances particulières :

Quelques phénomènes particuliers étaient à observer pendant les essais : Quand l'appui-tête ne peut pas être ajusté dans la position qui ne cause que l'apparition des forces horizontales, une rotation de la tête est induite. Pour éviter ceci, le point de contact entre tête et appui-tête doit se trouver au même niveau que le centre de gravité de la tête. Pour quelques essais, l'appui-tête était trop court. Cela causait une extension relative entre la tête et C3 jusqu'à 40° qui apparaît après 150 ms. Dans le cas, où l'appui-tête n'était pas réglable en hauteur elle était poussée vers le bas par des personnes plus grandes que 1,85 m pendant le choc. Dans quelques cas on observait une déformation plastique du dossier. Ceci provoque un mouvement simultané de la tête et des vertèbres c'est à dire qu'une extension plus importante était observée. Le problème de cette situation était que l'appui-tête bougeait plus rapidement vers l'arrière que le dossier et la distance entre la tête et l'appui-tête s'agrandissait. En outre l'agrandissement de l'inclinaison du dossier augmentait.

Conclusions

Suite à ces essais, il résulte que les fauteuils usés des voitures ne sont pas du tout optimal pour la protection des passagers au choc derrière. On peut, pour conclure énumérer ici les problèmes suivantes :

- Trop faible amortissement de l'appui tête.
- Rembourrage trop rigide de l'appui-tête.
- La distance entre la tête et l'appui-tête doit être diminué.
- L'empan d'ajustage des appui-têtes est trop petit et l'effectivité de la fixation ne suffit pas.
- Le cou doit être protégé par un rembourrage supplémentaire pour éviter des mouvements extrêmes entre tête-colonne cervicale-torse.
- L'inclinaison du dossier augmente la distance tête-appui-tête.

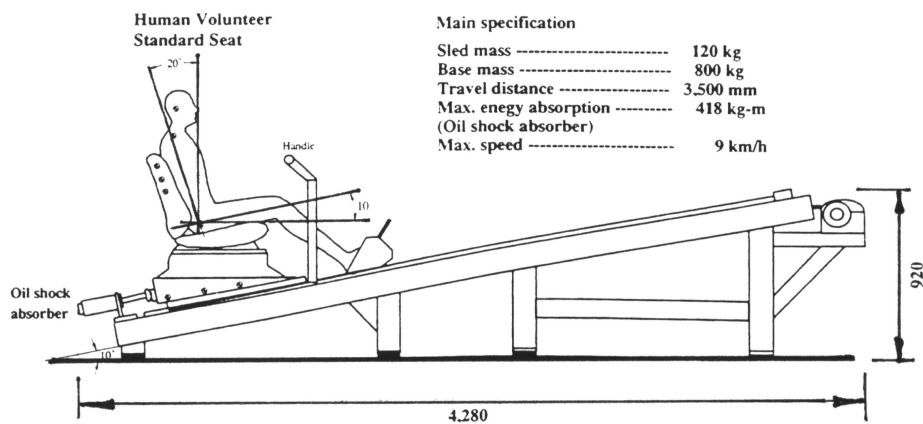


FIG. 2.27 – Construction du chariot de Ono

### 2.6.12 Analyse du mouvement des vertèbres cervicales en choc arrière (Ono)

Koshiro Ono [38] et Koji Kaneoka (University of Tsukuba, Japan) ont analysé les mouvements des colonnes cervicales des volontaires en choc arrière tenant compte de la posture des personnes et la nature du siège et ce par cinéradiographie rapide.

Pour cela, on a développé un chariot au moyen du quel on peut simuler des chocs arrières de véhicules. Deux volontaires participaient aux tests. Les vitesses initiales des chocs étaient de 2, 4 et 6 km/h. Des sièges des voitures conventionnels et des sièges rigides en bois étaient utilisés. L'acquisition des images par radiographie haute vitesse de 90 images par seconde permettait la représentation des mouvements de la colonne cervicale pendant le choc.

#### Configuration

Chariot :

Cette construction utilise l'énergie potentielle de la différence d'altitude pour la production de la vitesse initiale du choc. (voir fig. 2.27).

L'avantage de cette solution est la prévention de l'apparition d'une énergie trop grande quand la machine tomberait en panne vu que la différence d'altitude est limitée. Un désavantage peut être ici le sens du mouvement effectué qui n'est pas horizontale.

Caméra radiographique haute vitesse :

La caméra peut tourner de 180° en horizontale. La zone de saisie est de l'ordre de 30 cm x 30 cm et la position de l'objet est ajustable sur 105 à 130 cm

masse du chariot :	120kg
masse de la structure de base :	800kg
distance d'accélération :	3,5m
vitesse maximale :	9km/h

TAB. 2.8 – Données techniques de chariot de Ono et al. 1997

en hauteur. La forme de la colonne cervicale était acquise avec une vitesse de 90 images par seconde. La dose était de 0,073 mG par image. Environ 25 images permettent la description d'un choc complet.

#### Saisie des accélérations :

La mesure de l'accélération du chariot était réalisée par des accéléromètres tri-axiaux. Au niveau de la tête sont mesurés les six degrés de liberté. Partant de ces données, les forces de cisaillement, les forces axiales ainsi que le moment dans la région supérieure du cou étaient déterminés. La fixation des dispositifs de mesure était effectué par des fermetures Velcro. Les dimensions de la tête et les positions des capteurs étaient déterminées par des images de radiographie. Le centre de gravité était fixé sur cette image (5 mm antérieur du conduit auditif et 20 mm supérieur de la ligne Francfort). Pour mesurer le mouvement relatif entre la colonne vertébrale dorsale et le chariot, de la tête et de la première vertèbre cervicale, on a fixé des accéléromètres tri-axiaux sur la première vertèbre dorsale. En bas du sternum un autre accéléromètre tri-axial se trouvait positionné.

#### Elektromyographie :

Des activités myographiques étaient acquises par un électromyogramme qui était synchronisé avec la radiographie. Les électrodes étaient fixés sur le peau sur les deux muscles "Mm. sternocleidomastoidei" et les muscles paravertébraux.

#### Analyse du mouvement :

Les images, saisies par la radiographie étaient digitalisées et analysées. Bien qu'il soit souhaitable d'analyser les mouvements des vertèbres dans le domaine de C1 – T1 (comme référence : rachis dorsal) on n'a tenu compte que du domaine de C2 – C6 à cause de la limitation de la plage de vision. Pour chaque vertèbre, on a produit une image de référence qu'on a superposée avec des images collectées pendant les expériences. Partant de cette superposition, les coordonnées des points caractéristiques de la colonne vertébrale étaient déterminés. Le déplacement des points en fonction du temps par contre, permet le calcul des angles. Voir fig. 2.28, page 66. Le calcul du déplacement vertical repose sur la variation des distances des centres de deux

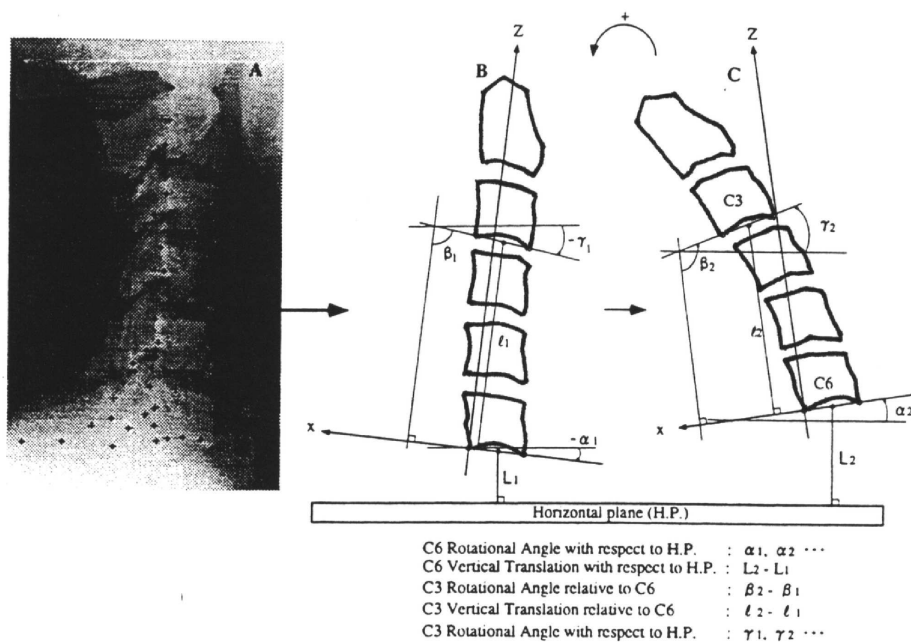


FIG. 2.28 – méthode de l'analyse de mouvement de Ono

vertèbres adjacents. Le mouvement du rachis entier se détermine en partant du changement de l'angle relatif et du déplacement de la troisième vertèbre cervicale par rapport au C7. L'extension ainsi que le mouvement vers le haut était défini positive.

Les volontaires :

Dix volontaires mâles en bonne santé, sans blessures de la colonne cervicale dans le passé participaient à l'expérience. L'âge moyen était de 23 ans. A l'aide des images radiographiques il était assuré avant les tests que les colonnes cervicales n'étaient d'aucune manière dégénérées. L'expérience était surveillée par la commission éthique de l'université de Tsukuba.

### Méthode

Deux séries d'essais étaient réalisées :

Série A : En utilisant trois volontaires, l'influence des vitesses initiales du choc et des caractéristiques des dossiers sur les mouvement des vertèbres sans utilisation des appui têtes était étudiée.

Série B : En utilisant dix volontaires et en conservant les caractéristiques du choc, les différences du mouvement des vertèbres entre les volontaires étaient recensées. Pendant la saisie radiographique, il n'était pas possible d'avoir recours au système vidéorapide. A cause de cela on a répété chaque



essai dans des conditions d'essai identique en utilisant le système vidéorapide. Le mouvement de la colonne cervicale pendant le choc était comparé avec le mouvement "normal" c'est à dire le mouvement causé par la force musculaire. Pour l'obtention des images de référence, le chariot restait immobile et il était permis au volontaire de bouger la tête en flexion et en extension maximale.

## Résultats

Les résultats pour une vitesse initiale du choc de 4 km/h et un fauteuil standard sans appui-tête peuvent être classés de la façon suivante :

- Les mouvements saisis par système vidéorapide.
- Accélérations et angles de la tête, forces et moments dans le cou.
- Les mouvements des vertèbres cervicales acquis par le système radiographique.
- Les données électromyographiques.

Le choc peut être subdivisé en cinq phases (voir fig. 2.29)

Phase 1 (0–50 ms) : Le torse est à partir de la hanche appuyé contre le dossier. Au niveau de la tête et du cou aucune accélération n'est mesurable.

Phase 2 (50–100 ms) : Le torse bouge verticalement le long du dossier et s'élève dans le prolongement du dossier à cause de l'élasticité du système et de son inclinaison. Simultanément la tête commence à bouger vers l'arrière. Au cou, une déformation peut être observée (S-shape), la rotation de la tête correspond à une flexion. Suité au mouvement vers le haut du corps une compression du cou est exercée. La vertèbre la plus inférieure (ici C 6) commence une rotation, suivi ensuite par C 5 jusqu'à C 3. La colonne cervicale arrive à la phase de flexion initiale. Pendant ces mouvements du cou un déchargement du sternocleidomastoïdeus est mesurable.

Phase 3 (100–150 ms) : 110–120 ms après choc tout le corps glisse le long du dossier vers le haut et la rotation principale de la tête commence. L'accélération de T 1 et de la tête, ainsi que le moment dans le cou, atteindront leur maximum. 100 ms après le choc l'angle et le déplacement vertical de C 6 sont maximales. Les vertèbres cervicales supérieures suivront le mouvement de C 6 et l'extension de la colonne cervicale commence. Le déchargement des muscles persiste.

Phase 4 (150–200 ms) : Le déplacement rotatoire de la tête est maximal à 200 ms (20°) pendant que presque plus d'accélération n'est mesurable. Pendant l'extension quelques vertèbres sont sollicités de façon constante. Les activités myographiques disparaissent après environ 200 ms.

Phase 5 (200 ms) : Le corps se relâche vers le fauteuil par les forces causées par le mouvement du chariot en direction contraire. Au niveau de T 1 cette accélération en sens inverse est mesurable. Les vertèbres cervicales sont en extension maximale, après ils commencent à revenir dans la position initiale.

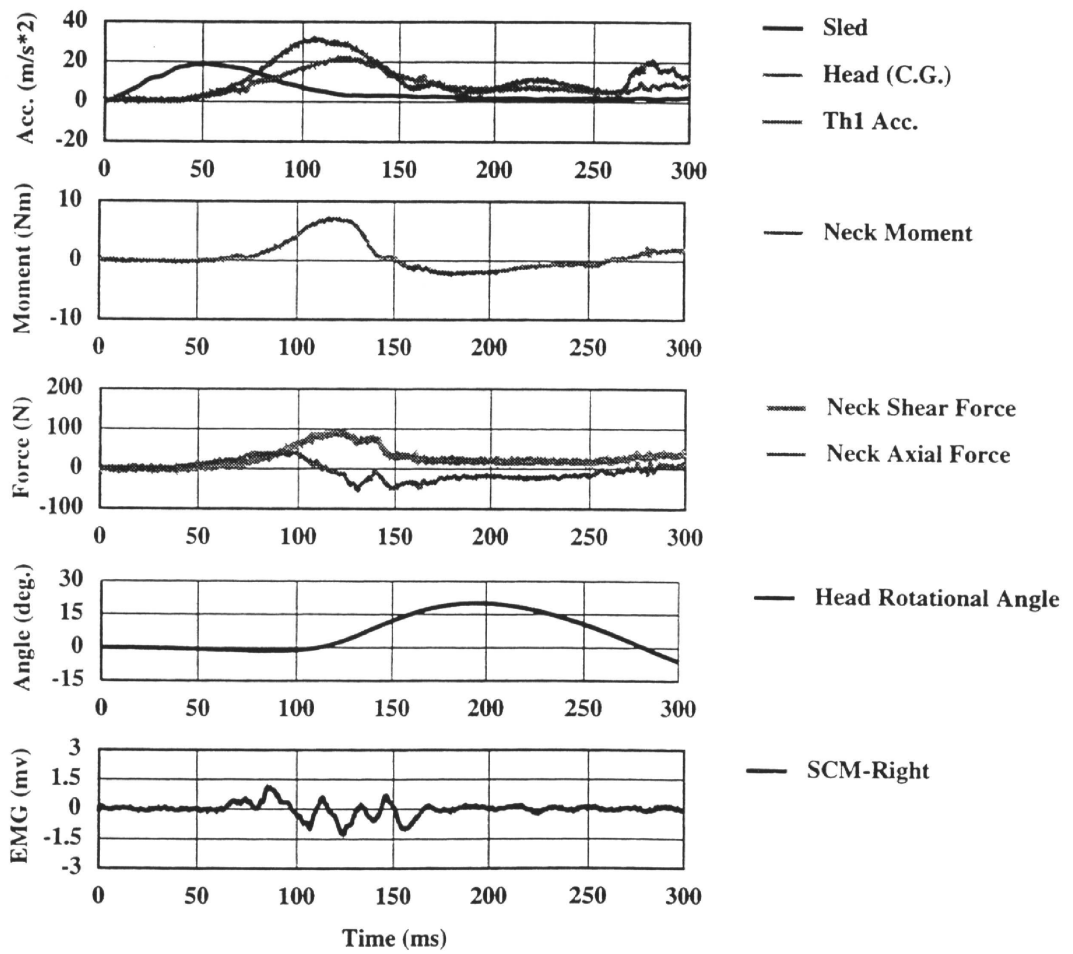


FIG. 2.29 – Accélérations, moments, forces et angles pendant les essais sur le chariot de Ono, en bas les réactions électromyographiques des volontaires

On a pu observer que le mouvement vertical du torse est plus important et que le mouvement vers l'arrière après le choc est plus faible quand on utilise un fauteuil en bois rigide au lieu d'un fauteuil automobile conventionnel.

## Conclusions

Au moyen d'un chariot construit pour des essais en choc arrière on a exécuté des essais en utilisant dix volontaires. Au moyen de la radiographie l'intervalle de déplacement de la tête en choc arrière était examiné et comparé avec celui des volontaires.

- En choc arrière, une compression de la colonne cervicale est exercée par l'inertie de la tête. Une flexion s'adapte pendant 50–100 ms après le choc, plus tard une extension.
- Le mouvement du torse suivant la verticale influence, en combinaison avec la position des vertèbres, la flexion et l'extension considérablement.
- Le mouvement de la colonne cervicale est hors de la zone normale de déplacement. En particulier entre C 5 et C 6 des angles importants apparaissent qui se distinguent remarquablement de ceux observés dans les conditions normales.
- Le centre des vertèbres inférieures bouge pendant le choc vers le haut ce qui impose aux surfaces articulées des positions anormales. Ce sont des mouvements qui ne sont pas observables dans les circonstances normales. Probablement on peut les mettre en rapport avec le mécanisme des lésions des articulations intervertébraux

### 2.6.13 Expérience radiographique du cou humain soumis à une accélération (Matsushita)

Matsushita et al. [27] réalisaient des recherches sur 26 volontaires de l'âge de 22 à 61 ans dans l'université de Tomoyasu. Le but des recherches était l'acquisition du comportement mécanique du cou soumis à une accélération. Pour cela, les volontaires étaient attachés à l'aide d'une ceinture sur un chariot d'un banc d'essai qui était soumis à une décélération avec une petite vitesse initiale. Les personnes étaient positionnées sur le chariot de façon qu'on pouvait saisir les accélérations vers l'arrière et latéral. Pour la saisie des données, une caméra radiographique haute vitesse, une caméra haute vitesse conventionnelle, des accéléromètres et un électromyographe étaient utilisés. Pendant les essais, 19 chocs arrières, 4 chocs frontales et 3 chocs latéraux avec une vitesse entre 2,5 et 5,8 km/h étaient effectués.

## Méthode

### Le chariot

Le chariot (voir fig. 2.30 page. 71) est constitué d'un cadre doté des roues d'une longueur de 2,5 m, d'une largeur de 0,8 m et d'une masse de 100 kg sur lequel on a monté trois fauteuils de voitures avec des dossiers de différents raideurs équipés d'appui-têtes. Une pendule d'une masse de 150 kg accélère le chariot jusqu'à une vitesse de 15 km/h maximale. Les surfaces de contact entre pendule et chariot étaient équipées de couches de polyuréthane. La mise en vitesse de la structure était enregistré à l'aide d'une caméra haute vitesse.

### Dispositif radiographique

Le générateur des rayons-X (Toshiba Medical KXO-1250) et la caméra (ARRI TECHNO 35) étaient équipés avec un régulateur de contraste d'image de diamètre 305 mm. Le dispositif était positionné de façon qu'il soit possible de filmer la tête de côté. L'intensité était de 4 mA avec 125 kV, la caméra peut réaliser 90 images par seconde.

### Les volontaires

On a utilisé 22 volontaires mâles et 4 femelles de l'âge de 22 à 61 ans. Pour assurer un état physiologique impeccable on a examiné ces personnes dans un pré-test qui comprenait entre autre une tomographie (MR) de la colonne cervicale. Chaque personne a participé à un essai, la région génitale était recouverte d'une veste de protection contre les radiations.

### Technique de mesure

Les caméras hautes vitesses enregistrent toute la vue latérale de la personne avec une fréquence de 200 images par seconde. La saisie était synchronisée à la méthode radiographique. Les accéléromètres (Kyowa AS-20HB) étaient fixés en direction frontale au chariot, à la tête vers l'arrière et latéralement ainsi qu'au torse et à la cuisse. Les électrodes de l'électromyographie se trouvaient sur les "musculi trapecius", "m. sternocleidomastoideus" et les "mm. infrahyoidei" afin de mesurer le temps de réaction des muscles et d'analyser l'activité des muscles du cou.

### Analyse du mouvement

A l'aide des images radiographiques, la forme de la colonne cervicale ainsi que la position de chaque vertèbre était déterminée par un analyseur des mouvements (NAC PH-160F). Le changement des positions d'image à image était imprimé. Le mouvement relatif des vertèbres supérieures (C 1 / C 2) aux vertèbres inférieures (C 6 / C 7) était tiré par la superposition des images. Le déplacement maximal pendant les essais était comparé avec les déplacements propres produits par la force musculaire.

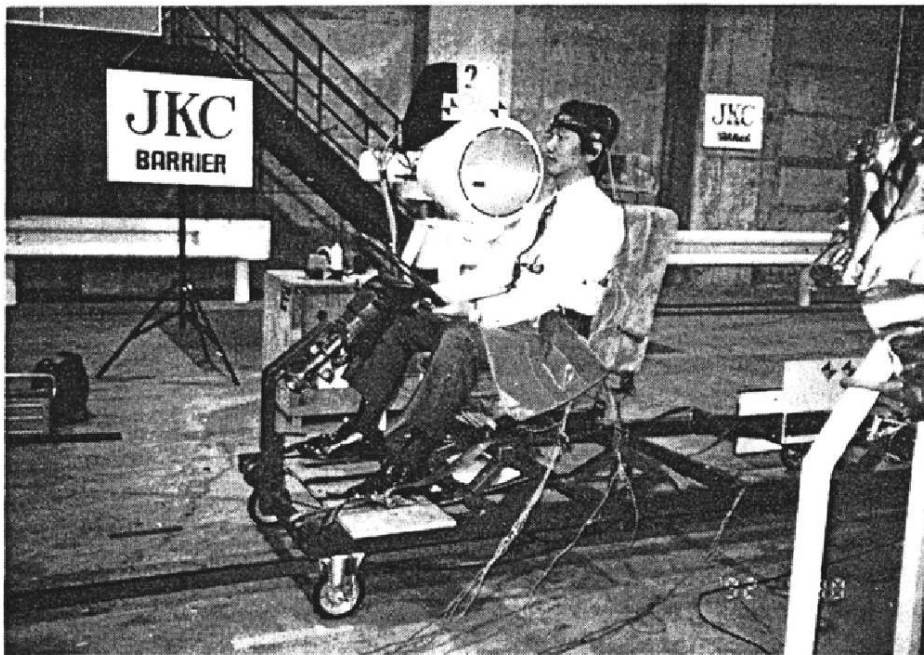
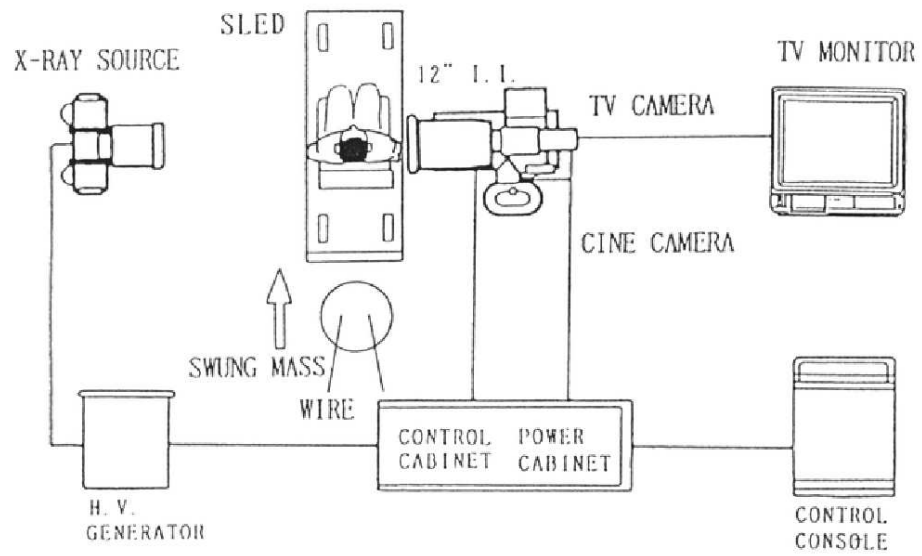


FIG. 2.30 – Dispositif d'essai de Matsushita

## Résultats

L'évolution temporelle caractéristique des accélérations pendant les essais en situation de choc arrière à vitesse initiale de 4,7 km/h est illustré en figure 2.31. Une accélération maximale du chariot de 7,6 g est observable. En comparaison avec les données des voitures, cette impulsion présente un profil abrupt et court, similaire aux courbes des accidents de petites camionnettes ou des véhicules tout-terrain. Avec un décalage de temps par rapport à l'accélération du chariot, les accélérations du fémur (max. 3,5 g), de la hanche (3,4 g) et de la tête (5,8 g) apparaissent.

En choc frontal (fig. 2.31), avec une vitesse de 5,7 m/s, une accélération maximale du chariot de 9,6 g était mesurée. Comme en choc frontal, l'accélération du fémur (max. 4,5 g) et de la hanche (3,2 g) suivront après un décalage temporel. L'accélération de la tête se distingue particulièrement pour des personnes ceinturées et non-ceinturées : Quand le torse n'est pas ceinturé, on observe une accélération d'env. 2 g pendant longtemps ; et pour ce qui concerne le torse ceinturé un maximum très court de 4,5 g apparaît.

Des déformations latérales remarquables de la colonne vertébrale n'étaient pas mesurables pendant les essais parce que le banc d'essai n'était construit que pour des influences sagittales.

## Discussion

Au cours des essais on a constaté que la première partie du mouvement était composée d'une rotation et d'une translation de la colonne cervicale inférieure. Aussi bien l'angle initial entre les vertèbres inférieures et la direction horizontale que la distance du torse du dossier était grandes et à posture incliné vers l'avant du volontaire. De même, la cyphose du torse ainsi que la lordose cervicale était particulièrement prononcée. En choc arrière, quand le torse était poussé vers l'avant par le dossier, les courbures de la colonne vertébrale étaient augmentées. Le mouvement de la colonne cervicale comprenait aussi bien les composants vers le bas que vers le haut. En posture inclinée vers l'avant, une accélération importante était produite en choc arrière. En posture droite ou inclinée, les épaules et la poitrine bougeaient vers le bas avec le dossier. Quand la tête était tournée de côté le déplacement n'était pas si important comme en position droite et causé par la tension des ligaments intervertébraux qui augmentaient la raideur de la colonne cervicale.

Résultat clinique : Des 26 personnes, 6 rapportaient des douleurs faibles après les essais. En tests cliniques on n'a pas trouvé des blessures objectifs. Dans les cas les plus fréquents il s'agissait des douleurs du cou qui apparaissaient le premier jour après les tests et persistaient 2 à 4 jours. Les symptômes sont probablement dûs à des microblessures à faible degré des muscles ou des tissus conjonctifs causées par rotation passive de la tête.

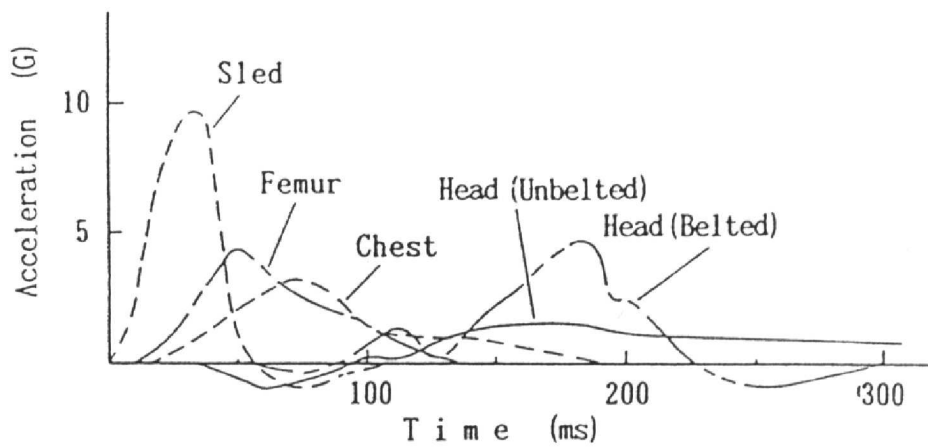
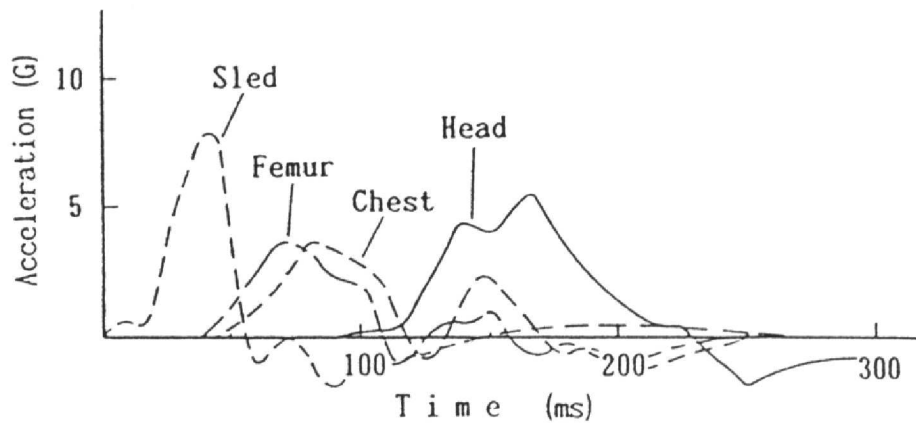


FIG. 2.31 – Matsushita : Comparaison des accélérations du chariot, de la tête, de la hanche et du fémur en choc arrière et en choc avant

## 2.7 Conclusion

Après une revue de la littérature sur l'anatomo-physiologique de la colonne cervicale et les mécanismes et critères de lésions, les mannequins les plus courants, ainsi que les essais sur des volontaires ont été présentés. La réflexion sur l'anatomie de la colonne cervicale souligne la complexité des structures et du fonctionnement du système tête-cou. La validation des mannequins se basent sur des analyses temporelles. Jusqu'à présent, aucun critère des lésions ne prend en compte l'approche fréquentielle qui peut offrir des explications supplémentaires sur les mécanismes des lésions. La comparaison des résultats des essais avec des mannequins et des volontaires montre un comportement peu réaliste, en ce qui concerne la rigidité du cou des mannequins. La motivation de cette étude est la caractérisation fréquentielle du cou humain afin de développer de nouveaux paramètres de validation destinés à évaluer les modèles physiques et numériques. Sur la base des ces paramètres, la construction d'un nouveau modèle du cou humain est envisagé. Le chapitre suivant est consacré à la construction de notre banc d'essai et sa préparation pour des essais avec les volontaires, avec une description de son instrumentation et du traitement du signal.



# Chapitre 3

## Banc d'essai

### 3.1 Introduction

La caractérisation fréquentielle du cou humain exige une méthode appropriée de l'excitation du système biomécanique. Il existe plusieurs méthodes d'excitation qui sont plus ou moins adaptés dans notre cas.

La méthode impulsionnelle, par exemple, excite à travers un coup de marteau la structure. Le signal d'entrée est une force. La sortie peut être une accélération ou bien un déplacement. La fonction de transfert permet de calculer des paramètres modales comme la fréquence propre, la rigidité, l'amortissement et la déformation modale. L'avantage de cette méthode est que les dispositifs sont peu coûteux et la réalisation des essais est rapide. L'inconvénient est que la densité de puissance par fréquence est assez faible parce que l'impulsion excite une bande des fréquences très large ce qui cause une répartition de l'énergie et alors un signal d'entrée bruité.

Dans la méthode utilisée dans cette étude, la structure est excitée par des vibrations périodiques constitué d'une superposition de fréquences sinusoïdales, transmise par un dispositif hydraulique. Le signal d'entrée est le déplacement ou l'accélération du T 1 , les sorties sont les déplacements et les accélérations de la tête et du C 1. Le traitement du signal et les paramètres obtenus sont les mêmes comme pour la méthode impulsionnelle. L'avantage de cette méthode est qu'on peut analyser la réponse du système pour des spectres très limités ou également pour une seule fréquence. L'inconvénient est que le dispositif d'essai est très cher et immobile et que les expériences sont onéreuses.

Le dispositif développé est constitué d'un chariot, propulsé par un vérin hydraulique, qui porte un siège rigide. Sur le siège, le volontaire peut prendre place et est ceinturé. Seulement la tête et le cou peuvent osciller librement. Le mouvement est saisi par des accéléromètres et un système vidéorapide.

Ci-après nous donnons un aperçu des composantes utilisées au cours de l'expérience.

- L'unité hydraulique fabriquée par l'entreprise Schenck est utilisée dans la Fachhochschule de Offenburg (Allemagne) pour des expériences dans le laboratoire de vibrations. Le vérin hydraulique utilisé (PL 10), peut atteindre une force statique de 10 kN et une force dynamique de 8 kN pour une course maximale de 100 mm.
- Le chariot est constituée d'une plaque de base qui est visée sur des fondations spéciales dans le laboratoire, et du chariot même qui est guidé par deux roulements linéaires. Derrière la plaque de base se trouve l'appui du vérin hydraulique qui est lié au chariot par une liaison interruptible et un élément qui compense les forces latérales.
- Une liaison interruptible doit garantir que le déplacement maximal ne soit pas dépassé. Au cas où le vérin bouge de manière incontrôlée de sorte que la limite soit franchie, le vérin et le chariot seront découplés pour protéger les volontaires contre des accélérations nocives.
- Les amortisseurs avant et arrière du chariot assurent dans le cas d'un découplage le freinage contrôlable du chariot.
- La saisie des données est basée d'une part sur un système accélérométrique avec acquisition et traitement du signal par ordinateur, d'autre part, d'un système vidéorapide et d'un logiciel de suivi automatique du mouvement.

Les figures 3.1 et 3.2 donnent un aperçu du banc d'essai. La figure 3.1 présente un schéma des principaux composants du dispositif et la figure 3.2 illustre la réalisation. Au premier plan on peut voir l'éclairage, à droite le système vidéorapide. Le mannequin sur le siège est le "BioRID".

## 3.2 Construction

### 3.2.1 Unité Hydraulique

L'unité hydraulique fabriquée par l'entreprise Schenck est construite afin de mettre un vérin hydraulique en oscillation. Le besoin d'un mouvement répétitif aux petits déplacements et aux forces importantes exige beaucoup d'investissement constructif.

- La commande peut traiter des signaux analogues de  $\pm 10$  V d'une source externe, dans notre cas d'un ordinateur d'acquisition des données, pour le pilotage du vérin hydraulique. L'amplification du signal (c'est le déplacement du vérin par volt de tension) et aussi bien le comportement du régulateur PID (Proportionnel, Intégral, Dérivateur) peuvent être influencés c'est à dire que le vérin peut suivre des signaux discrètes avec un mouvement continu. La commande peut régler le mouvement en fonction de la force du vérin et également en fonction du déplacement. Dans notre cas c'est le déplacement du volontaire qui est utilisé comme signal d'entrée pour la commande. Pour cela le mouvement du vérin est asservi en déplacement. Pendant les essais le mouvement

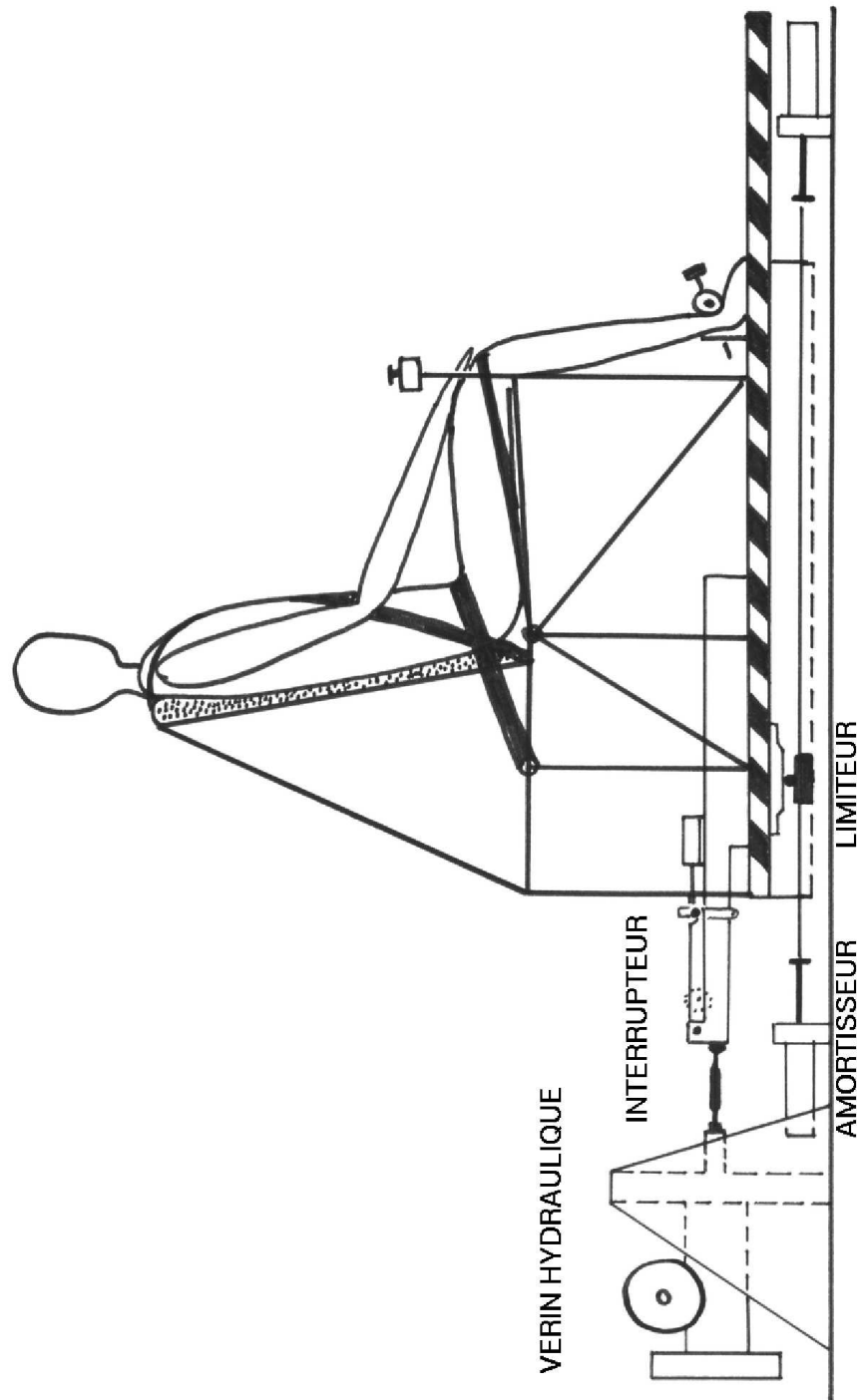


FIG. 3.1 – Plan du banc d'essai

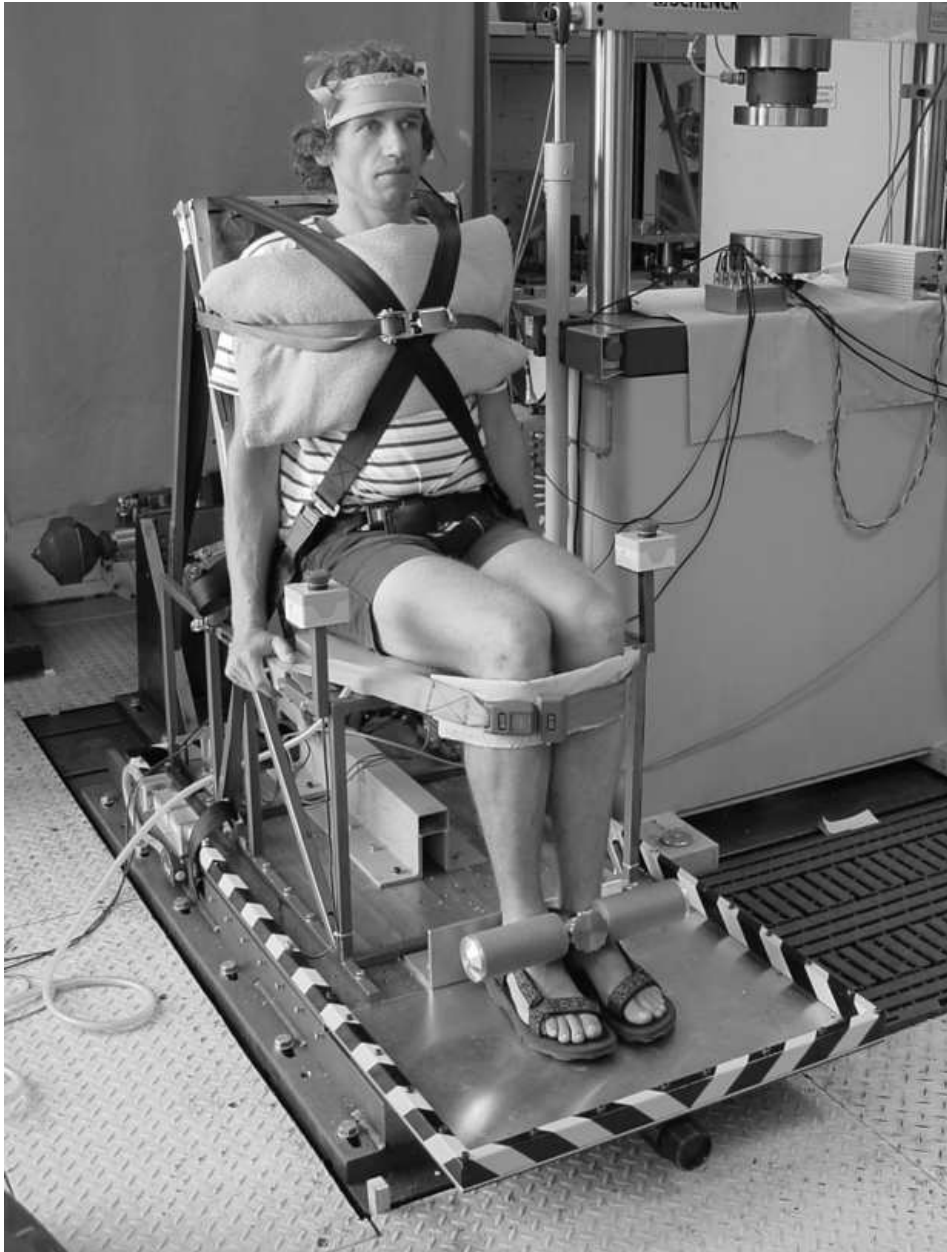


FIG. 3.2 – Volontaire sur le banc d'essai

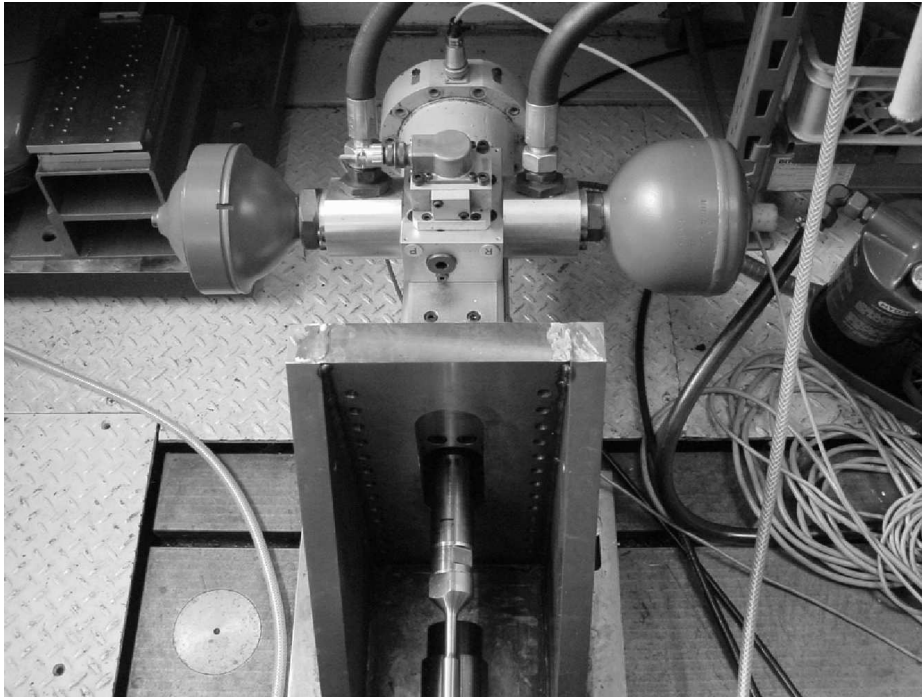


FIG. 3.3 – Vérin hydraulique PL 10

du chariot peut être démarré et arrêté par un bouton. Pour cela, la commande diminue l'amplitude maximale, réglée au début par l'opérateur du banc d'essai, progressivement jusqu'à zéro. Cette fonction est importante en vue du confort des volontaires et également pour la sécurité afin d'éviter un mauvais réglage.

- Le vérin hydraulique est constitué d'un piston guidé de façon hydrostatique qui est construit de façon symétrique parallèle à la direction du mouvement. Parce que le piston a la même surface de chaque côté, la pression de l'huile hydraulique provoque la même force dans chaque direction. En raison du guidage hydrostatique, le vérin est très résistant vis à vis des forces latérales et peut travailler sans hystérésis même aux petits déplacements. Afin de garantir un changement de la direction du mouvement et un réglage très sensible, le flux de l'huile est réglé par des soupapes électriques qui sont directement liées aux réservoirs de l'huile sous pression. Ceci permet une réduction des pertes de pression et diminue l'influence de l'inertie de l'huile par une réduction de la longueur des tubes entre le réservoir de pression et le piston. En figure 3.3 le vérin hydraulique dans son appui est illustré.

### 3.2.2 Le chariot

Les principales composantes du chariot sont constituées de la plaque de base, du chariot et du siège sur lequel le volontaire respectivement le mannequin prend place. La plaque de base a les dimensions de 1400 mm x 800 mm avec une masse de 700 kg, ce qui en fait la pièce la plus lourde de la machine. Elle est fixée par 12 vis (M16) sur des fondations spéciales qui sont encastées dans le sol du laboratoire. De chaque côté elle porte des amortisseurs de freinage d'urgence. La liaison entre le chariot et la plaque de base est réalisée par deux roulements linéaires de type Hydrel de INA qui sont montés faiblement serrés pour garantir un mouvement défini des aiguilles.

Le chariot est d'une construction soudée, de dimensions de 1000 mm x 700mm. Afin de diminuer la masse, la construction a la forme d'une boîte creuse qui est suffisamment rigide pour permettre l'utilisation des roulements linéaires Hydrel. La masse nette du chariot est de 130 kg. Pour la fixation du siège et des dispositifs supplémentaires, la surface du chariot est dotée des trous filetés (M8). Une plaque d'aluminium prolonge le chariot vers l'avant de 400 mm. Elle sert d'appui pour les pieds des volontaires. Par ailleurs elle évite que les pieds soient coincés entre chariot et appui d'amortisseur d'urgence. La partie mobile de la machine (c'est à dire le chariot avec ses dispositifs supplémentaires) est encadrée avec un cadre d'acier tubulaire qui est coloré en noir et jaune pour marquer clairement la zone mobile.

Devant le siège se trouve le dispositif de fixation des pieds. Il est constitué d'un appui d'aluminium qui supporte les talons et d'une barre renforcée transversalement fixée par une vis (M20) contre la cheville et qui donne un appui aux pieds lors des expériences.

Dans le prolongement du chariot se trouve montée la console de liaison entre vérin hydraulique et chariot. Elle supporte la liaison interruptible de sécurité.

Le siège était développé spécialement pour le banc d'essai. Il comprend des tubes d'acier qui étaient soudés de façon "triangulaire" pour assurer une bonne raideur de la construction en plan sagittal qui cause une fréquence propre du siège très élevée. La hauteur du siège est de 400 mm et le dossier est réglable en hauteur et en angle.

Le dossier est équipé d'un coussin constitué d'un sac élastique rempli des billes de polystyrène. Quand le sac est mis sous vide, il conserve sa forme et se rigidifie. Pour les essais, le volontaire prend place sur le siège et adapte la forme du dossier par des mouvements latéraux de son dos. Ensuite la pression dans le dossier est diminué de 0,2 bar, la structure va être rigide et peut soutenir le dos du volontaire. Quand le dossier est mis sous vide, un robinet est fermé et le vide peut être maintenu plusieurs heures.

La fixation du volontaire est réalisé par un système de 4 ceintures : La hanche est tenue par une ceinture ventrale, deux ceintures transversales retiennent les épaules et le thorax. En plus, une ceinture, fixée aux cotés du

siège, tient les genoux pour serrer les cuisses ensemble et vers l'arrière. Les fermetures de ces ceintures se trouvent, bien accessible pour le volontaire, à l'avant de la hanche puis à coté du genou droite. Les serrures et les ceintures respectent les normes standards de l'industrie automobile.

### 3.2.3 Dispositifs de sécurité

Pendant la construction du banc d'essai, la sécurité des volontaires était toujours au premier plan. Les composants mobiles étaient disposés de façon à ce que des blessures pouvant être provoquées par un accrochage ou un coincement soient impossibles. Le chariot a la même largeur que l'appui des roulements linéaires et à l'avant l'amortisseur est couvert par la plaque d'aluminium.

L'accélération maximale agissant sur les volontaires est limitée par la masse du chariot : La force dynamique maximale théorique du vérin est de 8 kN. Une mesure de référence avec chariot libre ( $m = 130 \text{ kg}$ ) rapporte une accélération maximale de 6,2g. En calculant la force du vérin hydraulique on trouve :

$$\begin{aligned} F_{vh} &= m_{chariot} \cdot a_{max} \\ F_{vh} &= 130 \text{ kg} \cdot 62 \frac{m}{s^2} \\ &= 8060 \text{ N} \end{aligned}$$

Avec une masse du chariot (chariot + siège + dispositifs supplémentaires + volontaire) de 200 kg l'accélération se calcule comme suit :

$$\begin{aligned} a_{max} &= \frac{F_{max}}{m} \\ a_{max} &= 40 \frac{m}{s^2} \end{aligned}$$

C'est à dire que l'accélération des volontaires ne peut pas être plus que 4g.

Un autre aspect est le déplacement maximal du chariot. Afin de garantir un maximum bien défini, un interrupteur est monté à côté de la plaque de base. Il est actionné par une glissière fixée au chariot (voir fig. 3.5). Dans l'état actif, c'est à dire dans la plage admissible du déplacement, un relais est en action qui débloque le vérin pneumatique. Simultanément le courant est conduit sur un contact du relais. Ceci a pour effet que le relais, quand il est désactivé, sa propre alimentation s'interrompt. C'est un mécanisme de sécurité qui assure que le vérin pneumatique reste inactif. Voir aussi fig. 3.4. Si, par exemple, l'alimentation électrique est en panne pendant une seconde, la liaison entre vérin hydraulique et chariot est interrompue - et reste en position, même si l'alimentation va être encore en fonction. Pour le réglage du dispositif, un bouton servant de pont du circuit de sécurité est utilisé.

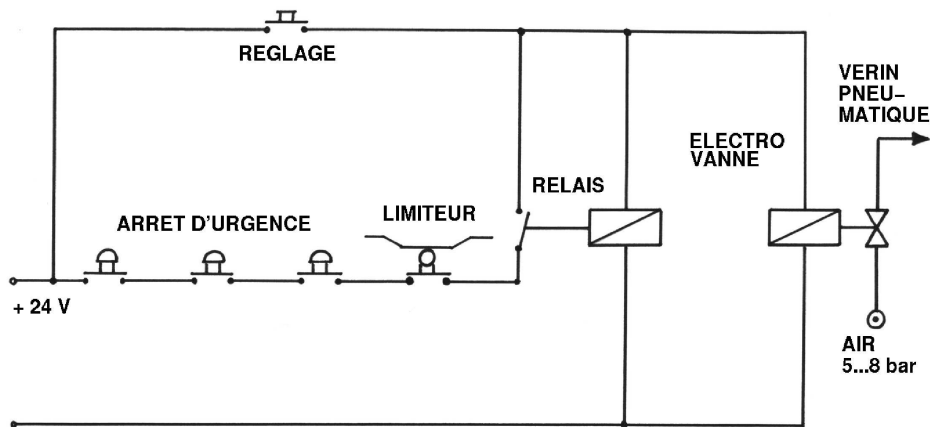


FIG. 3.4 – Schéma électrique du interrupteur de sécurité

Le bouton n'est actif que lors qu'il est appuyé. Cela évite une erreur de manipulation.

Les volontaires peuvent interrompre l'expérience à tout moment en agissant sur un des deux interrupteurs de sécurité qui sont montés de chaque coté du siège bien accessibles. Un interrupteur de sécurité supplémentaire est à portée de main de l'expérimentateur.

### 3.2.4 Interrupteur

Entre le vérin hydraulique et la console de liaison sur le chariot, une liaison interruptible pneumatique est montée. La force du vérin hydraulique est transmise à une pièce qui peut glisser dans le tube rectangulaire de la console. Afin de réaliser une liaison fixe, un roulement guidé par un levier, est poussé par un vérin pneumatique dans une rainure de la pièce glissante et la tient en position. Quand le circuit électrique de sécurité est interrompu, le relais s'ouvre, la pression dans le vérin pneumatique est coupée, et le levier se relâche. Voir figure 3.6 et 3.7. Le mécanisme est déclenché par le limiteur de déplacement, par des arrêts d'urgence ou par panne de courant. En plus, l'interrupteur est en action pendant le réglage initial du banc d'essai pour permettre des travaux sans risque dans des zones dangereuses.



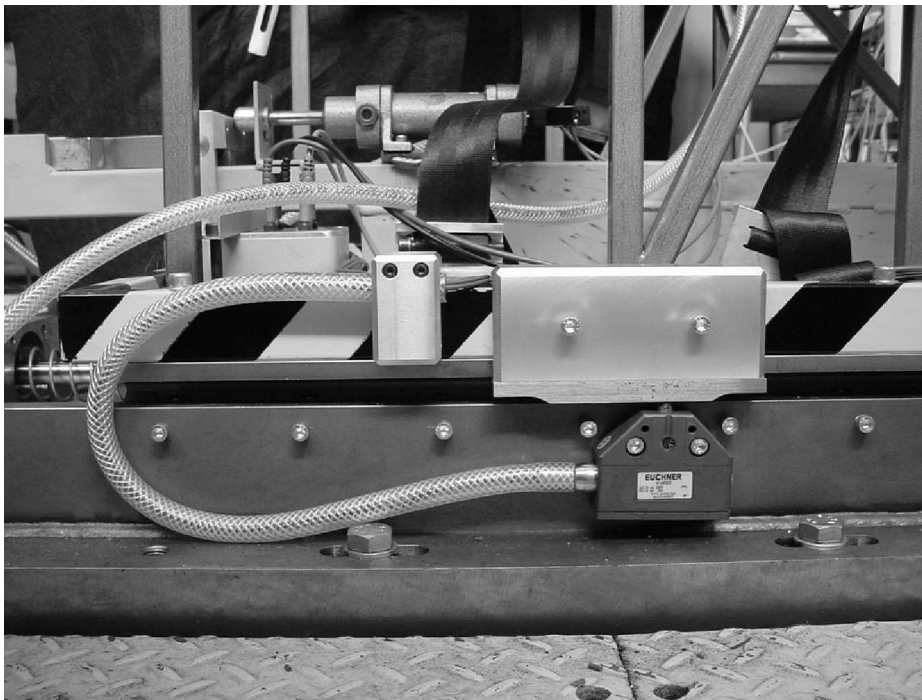


FIG. 3.5 – Limiteur de sécurité

### 3.2.5 Amortisseur

De chaque coté de la plaque de base, des amortisseurs de sécurité sont montés (WEFORMA WM-E 2,0 m x 6 - 1, fig. 3.8). Dans le cas de séparation du vérin hydraulique et du chariot ils garantissent un freinage progressif du chariot. Dans la mesure où la course du vérin hydraulique est de 100 mm et celle des amortisseurs de 150 mm, l'accélération de freinage d'urgence est forcément plus faible que l'accélération maximale pendant les essais.

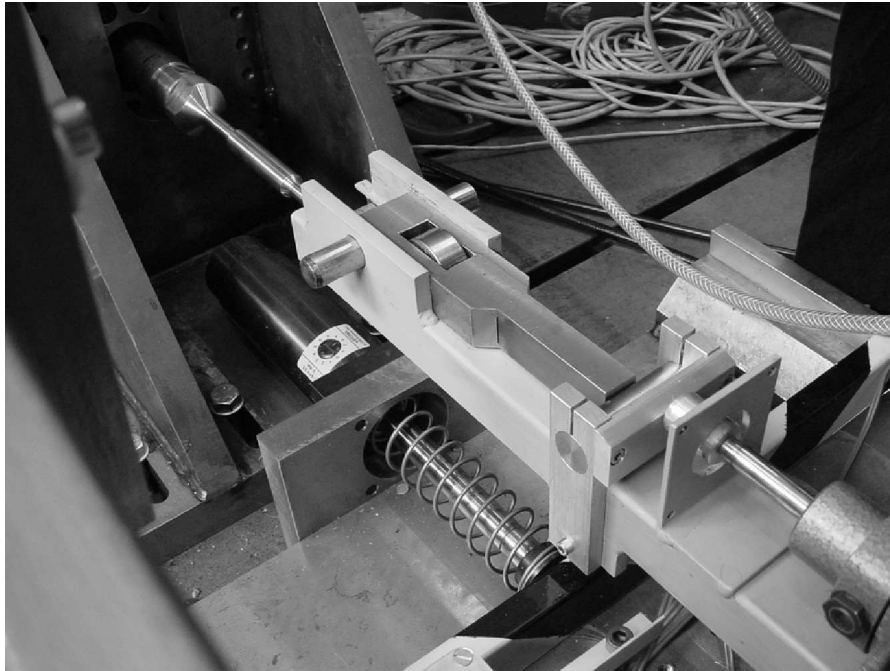


FIG. 3.6 – Interrupteur de sécurité - couplé

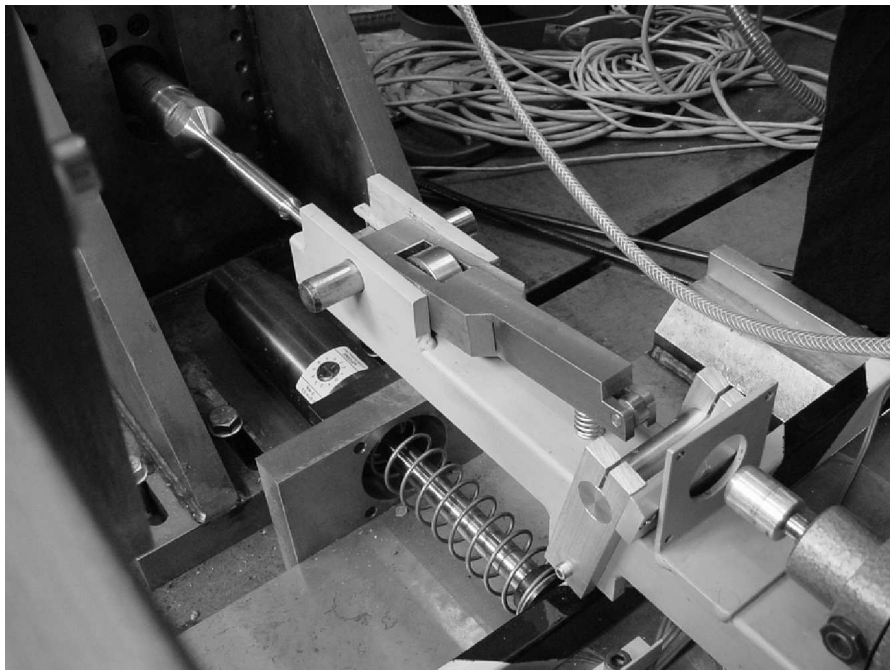


FIG. 3.7 – Interrupteur de sécurité - découplé

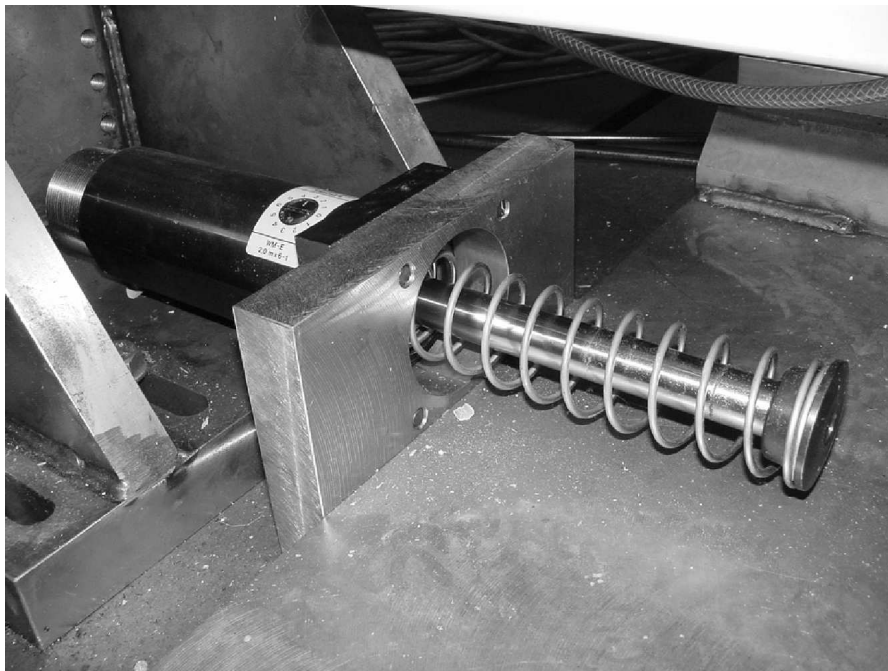


FIG. 3.8 – Amortisseur de sécurité arrière

### 3.3 Instrumentation

#### 3.3.1 Capteurs

Les accélérations sont mesurées par des accéléromètres capacitifs de Kistler (type 8356 A10). Le principe des capteurs permet d'acquérir des accélérations statiques, c'est à dire des accélérations qui ne sont pas une fonction du temps. On peut alors mesurer des positions quand le signal est calibré avant les essais. Le fait que la bande de fréquence est coupée à une fréquence assez basse (400 Hz) n'est pas limitatif parce que les fréquences qui nous intéressent sont inférieures à 20 Hz. L'accélération maximale qui peut être traitée par les capteurs est de 10 g. La masse des capteurs avec le raccord électrique est d'env. 5 grammes ce qui est faible. La fixation à la tête est réalisée par un anneau d'aluminium qui porte des adaptateurs qui permettent de monter les capteurs en position. L'anneau porte deux accéléromètres : L'un au niveau du centre de gravité de la tête, l'autre au niveau de l'articulation tête-C1 (fig. 3.9). Le troisième accéléromètre qui saisit l'accélération du T1 est fixé par une plaque qui est collée sur T1 par double-scotch.

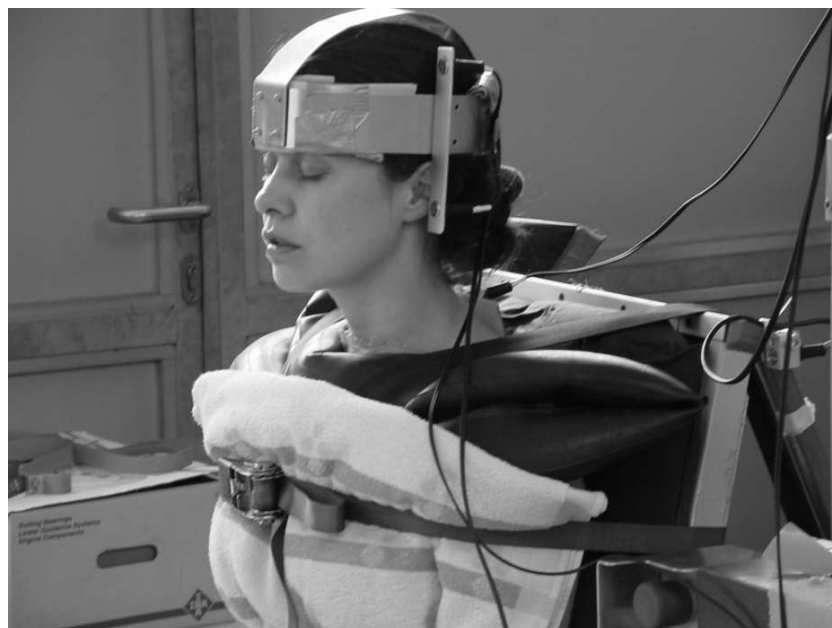


FIG. 3.9 – Volontaire ceinturée sur le siège et équipée avec les accéléromètres

### 3.3.2 Amplification des Signaux

Les capteurs fournissent une tension proportionnelle à l'accélération mesurée (100 mV par 10 g). La tension à l'origine de l'accélération est de 1,5 V. Pour permettre une conversion optimale par la carte d'acquisition, le signal doit être amplifié de façon que 10 g correspondent à 10 V. L'amplification est réalisée par un amplificateur opérationnel qui permet le réglage du zéro et également de la plage d'amplification. Un filtre passe-bas qui a l'effet anti-repliement est intégré dans l'amplificateur. Il a une fréquence de coupure de 160 Hz.

### 3.3.3 Acquisition des données

L'acquisition et le traitement des signaux aussi bien que la génération des signaux de pilotage du banc d'essai sont faits par un ordinateur (x86 compatible) équipé par une carte d'acquisition de 16 voies et avec une résolution de 12 bit. L'acquisition et le pilotage sont gérés par un module programmé sous Linux (version 2.2.x). La fréquence d'échantillonnage qui est de 1000 Hz, reste suffisamment loin de la fréquence de coupure du filtre anti-repliant de 160 Hz. Le bande de fréquence qui nous intéresse ici est entre 0,2 Hz et 16 Hz.

### 3.3.4 Traitement des données

La caractérisation du système tête-cou s'appuie en premier lieu sur le traitement des accélérations enregistrées. Pour la sortie, il est commode de saisir le mouvement par des accéléromètres parce qu'ils ne sont pas couplés à l'environnement. De plus ils sont assez légers. La signification est que l'influence de la méthode de mesure sur le système n'est pas trop importante. Pour le réglage du vérin, la commande utilise la position effective du chariot. Dans la mesure où on n'a pas besoin d'un capteur supplémentaire pour mesurer la position, on peut l'utiliser comme signal d'entrée. Par contre, il existe des processus entre T1 et la tête qui nous intéressent et en plus, le couplage entre siège et volontaire n'est pas à considérer de façon rigide, alors il est judicieux d'utiliser un signal provenant de T1 comme signal d'entrée. Ici, c'est encore la saisie des accélérations qui convient. Pour le calcul de la fonction de transfert, deux accélérations sont rapportées - alors la fonction peut être appelée "transmittance".

#### Enregistrement

Les données sont enregistrées dans le format ASCII. Chaque colonne contient les valeurs d'un accéléromètre, le pas entre les lignes correspond au pas temporel entre les mesures. Dans notre cas, avec une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz, le pas temporel vaut 0,001 s. Une mesure comprend 10 périodes de 5 s.

#### Transformé de Fourier

Chacune des périodes enregistrées est traitée par le transformé de Fourier. Après le traitement on obtient un fichier qui contient les fréquences dans la première colonne et dans les colonnes suivantes les parties réelles et imaginaires pour chaque voie.

Sur la base du transformé de Fourier, les densités spectrales sont calculées. Pendant cette procédure, les signaux sont moyennés.

#### auto-spectre, interspectre, moyennage

Pour l'entrée, l'auto-spectre se calcule de façon :

$$G_{XX}(\omega) = \frac{1}{q} \sum_{q=1}^N X_q(\omega) * \overline{X_q(\omega)}$$

et pour la sortie :

$$G_{YY}(\omega) = \frac{1}{q} \sum_{q=1}^N Y_q(\omega) * \overline{Y_q(\omega)}$$

L'amplitude des inter-spectres représente le produit cohérent de la puissance à l'entrée et à la sortie du système.

$$G_{XY}(\omega) = \frac{1}{q} \sum_{q=1}^N X_q(\omega) * \overline{Y_q(\omega)}$$

$$G_{YX}(\omega) = \frac{1}{q} \sum_{q=1}^N Y_q(\omega) * \overline{X_q(\omega)}$$

En plus, les inter-spectres portent l'information du déphasage entre l'entrée et la sortie.

### Fonction de Cohérence

Afin de déterminer la linéarité du système, la cohérence entre les signaux d'entrée et de sortie est calculée.

$$\hat{\gamma}_{XY}^2(\omega) = \frac{|G_{YX}(\omega)|^2}{G_{YY}(\omega) * G_{XX}(\omega)}$$

Si un des auto-spectres contient du bruit non-cohérent, le produit des auto-spectres va être plus important que l'interspectre au carré dans le numérateur de la fraction, alors la fonction de cohérence devient plus petit que 1. Cet effet est dû à la suppression du bruit non-cohérent dans l'interspectre par moyennage. La valeur de la cohérence prend toujours une valeur entre zéro et un. Quand les valeurs à l'entrée et à la sortie sont corrélées parfaitement, la cohérence est de 1. S'il n'y a aucune corrélation entre l'entrée et la sortie, la fonction de cohérence est de 0. Une valeur inférieure à 1 peut avoir plusieurs raisons :

- Le signal est bruité,
- Il existe aucun rapport de linéarité (ou moins partiellement) entre l'entrée et la sortie,
- Soit le signal de sortie est influencé par plusieurs parasites à l'entrée.

On peut alors considérer la fonction de cohérence comme mesure pour la qualité de l'acquisition. Quand la cohérence est entre 0,9 et 1, le système peut être considéré comme linéaire ou faiblement bruité.

### Fonction de Transfert

Le comportement mécanique d'un système peut être caractérisé facilement par l'excitation de la structure et du rapport du signal de sortie par le signal d'entrée. La fonction déduite s'appelle fonction de transfert. Pour la caractérisation dans le domaine fréquentiel, le rapport des spectres de sortie et d'entrée est calculé. Ce rapport s'appelle également "Fonction de Réponse

en Fréquence (FRF)”. Dans le cas d’entrée non-bruitée et d’une sortie bruitée, la fonction de transfert  $H_1(\omega)$  est utilisée :

$$\hat{H}_1(\omega) = \frac{G_{XY}(\omega)}{G_{XX}(\omega)}$$

Par contre,  $H_2(\omega)$  est utilisé dans le cas d’entrée bruitée et de sortie non-bruitée. Dans notre cas nous utiliserons  $H_1(\omega)$ .

$$\hat{H}_2(\omega) = \frac{G_{YY}(\omega)}{G_{YX}(\omega)}$$

## Phase

Le calcul de la phase des signaux est réalisé de façon trigonométrique. On peut utiliser les inter-spectres parce qu’ils contiennent l’information du décalage de la phase de sortie par rapport à la phase d’entrée. En principe, tous les deux inter-spectres peuvent être utilisés parce qu’ils portent la même information. La seule différence est le signe.

$$\phi(\omega) = \arctan \left( \frac{ImG_{YX}(\omega)}{ReG_{YX}(\omega)} \right)$$

L’autre possibilité du calcul de la phase est de déterminer la phase d’entrée et de sortie par la même méthode et les soustraire pour obtenir le décalage de phase entre sortie et entrée. Un changement rapide de la phase indique l’existence d’une résonance. Plus la phase change par rapport à la fréquence, moins le système est amorti.

### 3.3.5 Système vidéorapide

Comme système supplémentaire, une caméra vidéorapide de type VISA-RIO SpeedCam de l’entreprise Weinberger est utilisée. Elle est capable de saisir des images avec une fréquence d’échantillonnage de 500 images par seconde. Le système ne peut pas être utilisé tout seul parce qu’il n’est pas capable d’enregistrer 10 périodes à 5 secondes. Pour l’analyse des images il existe un logiciel de suivi automatique des points. Dans notre cas on peut définir des mires ou des damiers qui sont collées sur la tête et le cou du mannequin et aussi bien sur le dossier du siège. Les positions calculées peuvent être exportées en format ASCII et traitées de la même façon comme les données des accéléromètres.

Afin d’assurer un suivi automatique parfait il faut veiller à ce que le contraste entre les marques et l’arrière-plan soit aussi important que possible. En plus un éclairage fort est nécessaire parce que le temps d’ouverture de la caméra est de 0,002s pour une fréquence d’échantillonnage de 500 Hz. Comme source de lumière on a choisi des lampes de tungstène pour éviter un échauffement excessif des volontaires au moyen des lampes halogènes.

Le système n'était utilisé que pour les test avec des mannequins. Pour les essais avec les volontaires, le signal d'entrée était optimisé pour qu'il contienne des fréquences de 0,2 Hz ce qui implique une période de 5 s. Puisque 10 périodes pour le moyennage du signal sont nécessaires, l'espace de mémoire ne suffit pas pour toute l'acquisition.

### 3.3.6 Signaux d'entrée

A présent le signal de pilotage du banc d'essai est constitué d'une superposition des fréquences de 0,2 Hz jusqu'à 16 Hz avec un pas de 0,2 Hz. Une période dure 5 secondes. Le signal, fourni par un ordinateur, est semi-analogique - c'est à dire c'est un signal de - 10 V à + 10 V avec une résolution de 12 bit. L'ensemble des périodes pour un essai dure 10 x 5 s soit 50 s.

La saisie des accélérations et positions de la tête impose des signaux différents selon la répartition fréquentielle des amplitudes : Pour l'observation par la caméra il est optimal de piloter le banc d'essai avec un signal composé des mêmes amplitudes pour chaque fréquence. C'est à dire que l'amplitude du déplacement est la même pour chaque fréquence mesurée. Le spectre du signal est illustré par les figures 3.10 et 3.11. La saisie par des accéléromètres demande un signal qui a plus d'énergie à basses fréquences. La comparaison des figures 3.11 et 3.13 montre l'effet de la forme du spectre de déplacement sur le spectre d'accélération. Le spectre de déplacement sur la figure 3.11 est constant. Le développement de l'accélération est du type polynomial du second degré. Il est manifeste que l'amplitude de l'accélération n'a que 10 pour cent du maximum sous 5 Hz et dans le domaine de la première fréquence propre (env. 1,4 Hz) elle est à peu près zéro. Le développement de l'amplitude de déplacement de façon "quadratique décroissante" (figure 3.13) fournit un spectre d'accélération de forme symétrique autour de 8 Hz. Par la croissance raide de l'accélération au début de la bande de fréquence le signal est suffisamment important dans la première fréquence propre.



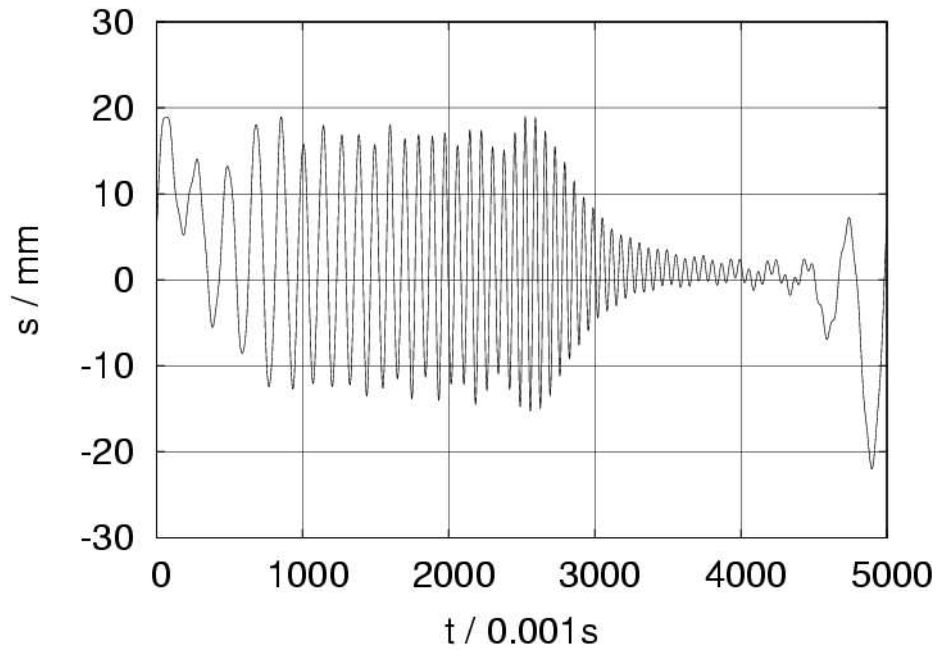


FIG. 3.10 – Signal temporel (amplitude de déplacement constante)

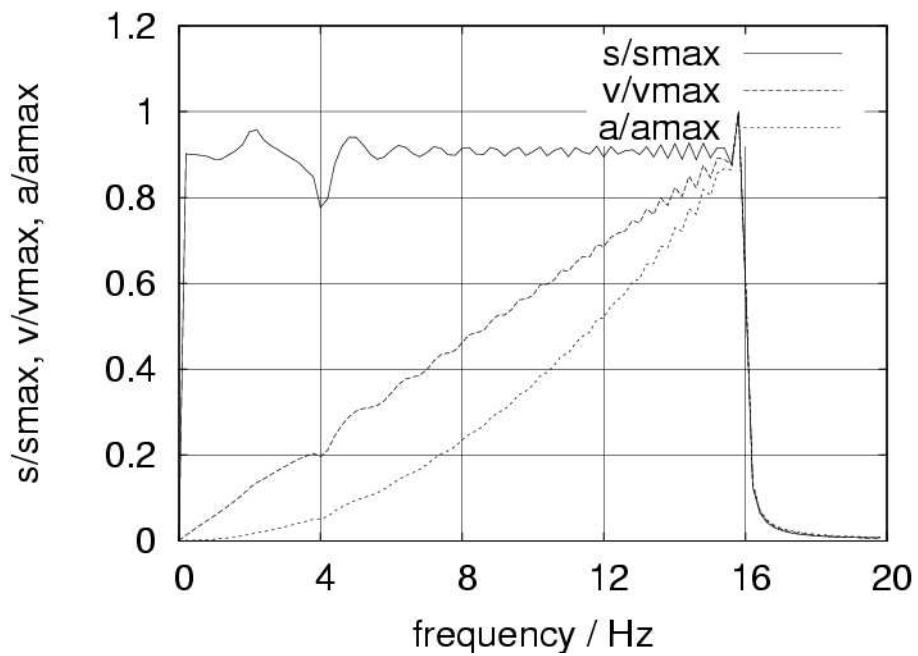


FIG. 3.11 – Spectre du signal (amplitude de déplacement constante)

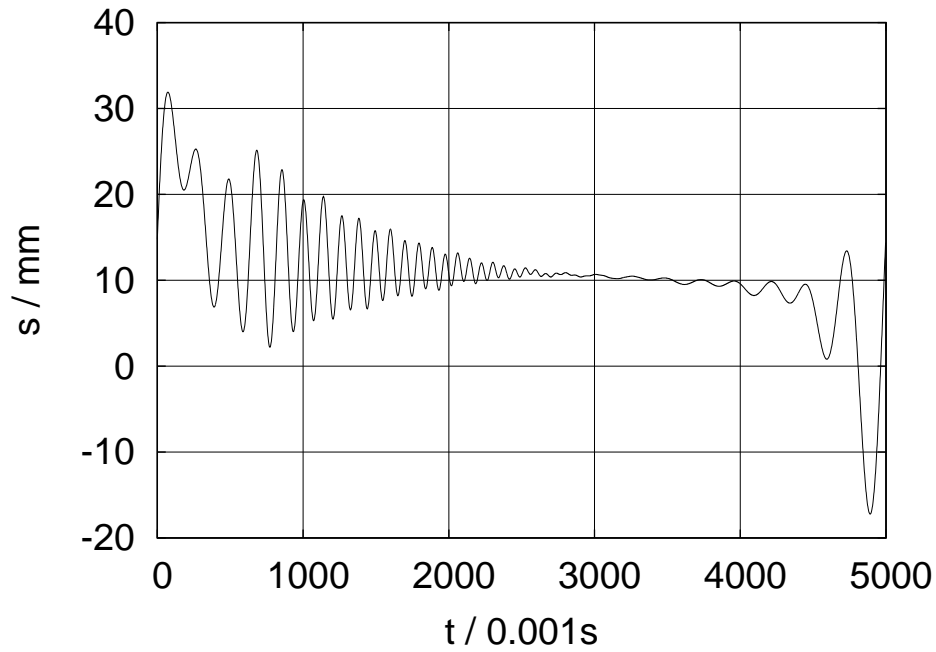


FIG. 3.12 – Signal temporel (amplitude du signal de façon “quadratique décroissante”

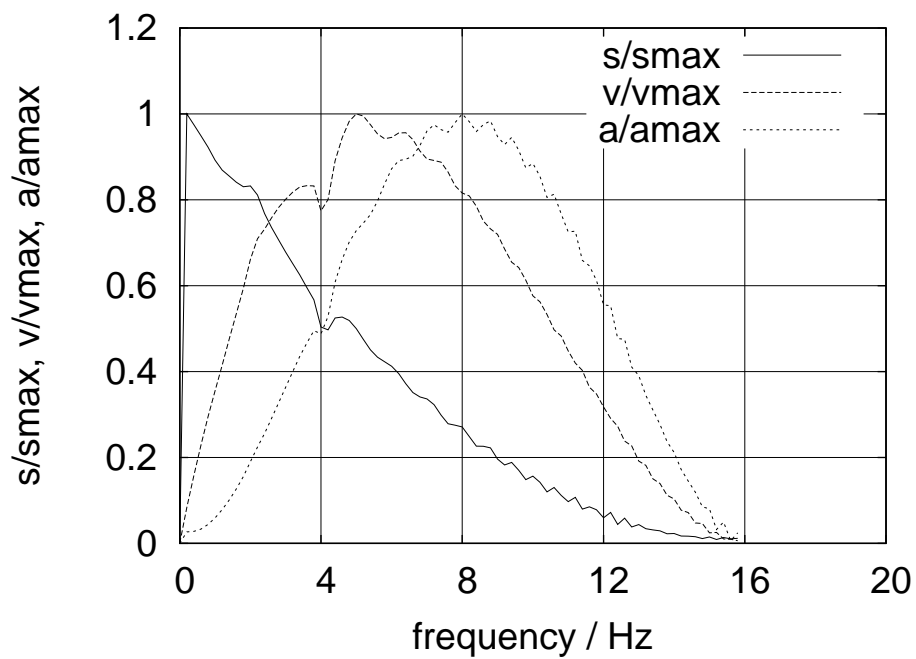


FIG. 3.13 – Spectre du signal de façon “quadratique décroissante”

## 3.4 Pré-tests

Afin d'optimiser le dispositif d'expérience, les signaux d'entrée et le traitement de signal, les pré-tests étaient réalisés.

### Signal d'entrée

Au début, le signal d'entrée était une superposition de 5 fréquences, trois essais étaient nécessaires pour tester les fréquences de la domaine de 1 à 20 Hz : De 1 à 5, de 6 à 10, de 11 à 15 et de 16 à 20 Hz. Etant donné que le pas était de 1 Hz, une période durait une seconde. Après l'optimisation du logiciel, le signal était affiné de façon, que le domaine commence maintenant à 0,2 Hz et se développe avec des pas de 0,2 Hz jusqu'à 16 Hz. Ceci nous donne une résolution du spectre plus fin et un allègement de la réalisation de l'expérience.

### Dispositifs de sécurité

Pour assurer, que tous les dispositifs de sécurité fonctionnent parfaitement, le comportement des composants était contrôlé en tous les incidents possibles. En détail nous avons testés :

- Arrêt de l'expérience par le volontaire par des interrupteurs de sécurité
- Arrêt par l'opérateur
- Panne de courant
- dépassement du domaine de déplacement défini

Dans tous les cas l'interrupteur pneumatique coupait la liaison entre le vérin hydraulique et le chariot.

### Fixation du volontaire et cohérence

La comparaison des résultats des tests avec le prototype de cou "bicou" et le mannequin RID 2 d'une part et un volontaire d'autre part montrait une différence de la cohérence dans le domaine d'environ 2 Hz.

La cohérence des signaux du "bicou" est à 0,2 Hz déjà supérieure de 0,95, celle du RID 2 à 0,6 Hz.

La cohérence du volontaire, par contre, croît de 0,1 à 0,8 Hz jusqu'à 0,8 à 1,2 Hz et tombe entre 1,2 Hz et 3 Hz encore sur 0,1. Après elle est supérieure de 0,9 jusqu'à env. 13 Hz, qui est à considérer comme comportement linéaire de la structure.

Etant donné que nous attendons une résonance inférieure de 3 Hz, il est nécessaire d'optimiser la configuration d'essai avec le but d'obtenir une cohérence supérieure de 0,9 au départ de 1 Hz.

Le fait, que la cohérence est quasiment parfait pour les modèles physiques qui sont serrés très rigide sur le siège provoque la conclusion que la linéarité

de la structure siège–vivant n’est pas suffisamment rigide quand la fixation du volontaire est limitée par la force sur le thorax.

Une série de tests avec une variation du serrage du volontaire présente les résultats rapportés en figures 3.14 à 3.16 :

- La fixation par des ceintures automobiles conventionnelles provoque une perturbation de la linéarité entre 1 Hz et 3 Hz.
- Une fixation supplémentaire avec une sangle autour les épaules améliorerait la cohérence sur plus que 0,6 au départ de 1 Hz.
- L’influence de la collaboration du volontaire est aussi significative : Quand la tête est légèrement bougée intentionnellement par le volontaire, la cohérence est inférieure de 0,9 jusqu’à 4 Hz. Afin de permettre une posture relaxée de la tête du volontaire pendant l’expérience, il faut éviter chaque distraction.

Pour permettre une fixation plus raide des volontaires, un coussin de la même construction que le dossier est mis entre le thorax et les ceintures. Dans la mesure que la force de rétention est distribuée sur le thorax, les ceintures peuvent être serrées assez forte sans entraver le confort des volontaires.

Afin de traiter le problème de la distraction pendant l’expérience, des rideaux aux côtés du siège aident de focaliser l’attention du volontaire vers l’avant dans un cible qui est posé dans une distance d’environ 3 m avant le siège et en hauteur des yeux.

En plus, les essais étaient refaites avec des yeux fermés que nous permet de mesurer sans l’influence d’un réglage visuel de la posture de la tête.

### 3.5 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons décrit la construction du banc d’essai destiné à la caractérisation vibratoire de la colonne cervicale humaine. Dans la première partie, nous avons décrit la structure, qui se compose de la plaque de base, du chariot et du vérin hydraulique avec la transmission, ainsi que du siège et des dispositifs de sécurité. L’instrumentation du volontaire, l’acquisition des données, le traitement du signal et les signaux d’entrée de la commande du banc d’essai sont traités dans la deuxième partie. Enfin, la dernière partie rapporte les premiers tests avec le banc d’essai qui permettent le réglage du banc pour les tests avec les volontaires. Cette préparation inclut les aspects mécaniques comme la posture des volontaires, les ceintures mais également la génération du signal d’entrée. Ce signal d’entrée doit se restreindre sur la gamme des fréquences qui nous intéresse, mais de façon à ce que cette excitation ne gêne pas le volontaire. Ceci implique que le déplacement et les accélérations du volontaire restent dans une limite acceptable. Le chapitre suivant décrit l’évaluation biomécanique. Dans un premier temps nous présenterons les résultats détaillés d’un cas, et ensuite le comportement inter-individu.

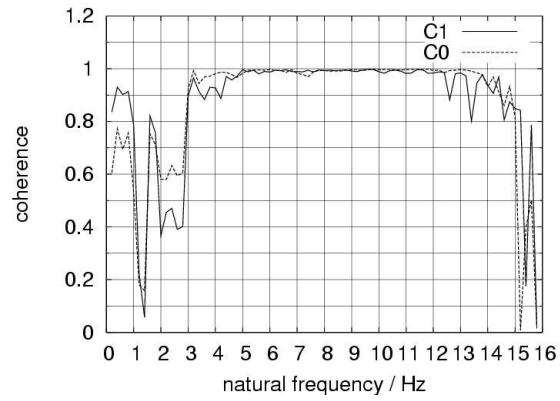


FIG. 3.14 – Cohérence avec volontaire ceinturé

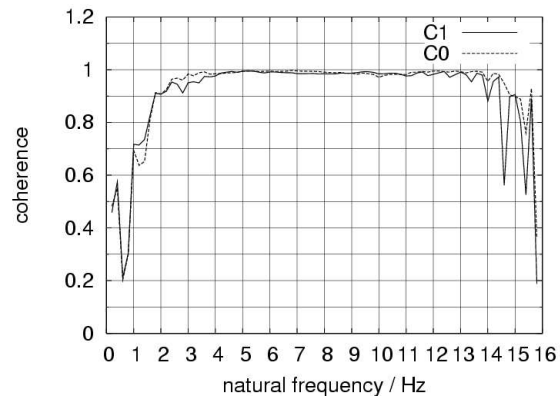


FIG. 3.15 – Cohérence avec volontaire ceinturé - sangle supplémentaire

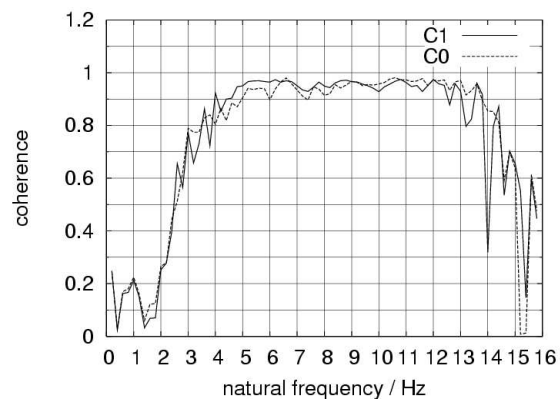


FIG. 3.16 – Cohérence avec volontaire ceinturé - sangle supplémentaire mouvement de la tête intentionnel

## Chapitre 4

# Evaluation biomécanique

### 4.1 Introduction

Pour les expériences nous n'utilisons que des personnes qui sont en bonne santé. Une hypothèse qui prend également en compte des personnes ne souffrant d'aucun problème de remontée chroniques ou aigus de la colonne cervicale et de la tête. Afin de comprendre également l'influence des caractéristiques comme sexe, taille et masse du corps, il serait judicieux d'établir un groupe de volontaires avec différentes accentuations. Avant les essais, les paramètres des volontaires, en particulier concernant la région tête-cou, sont enregistrés sous forme de questionnaire. Les volontaires seront informés sur le but des essais, les dispositifs utilisés et sur le déroulement de l'expérience. Pour permettre d'appréhender le déroulement de l'essai, un film des essais peut être montré. Le réglage de l'amplitude de mesure est fait en accord avec les volontaires pour éviter tout désagrément.

Une première campagne d'essais a été réalisée en situation impulsionnelle sur 5 volontaires et deux fréquences ont été mises en évidence (Bourdet 2002). L'objet ici a été de vérifier la validité de ces premiers essais notamment à hautes fréquences puis d'analyser les relations inter-individus.

30 sujets ont été évalués : 15 femmes et 15 hommes. L'âge des volontaires se situe entre 23 et 60 (hommes) et 25 et 40 (femmes).

#### Durée de l'expérience

Avec une durée de 5 secondes par période et une saisie de 10 périodes on obtient 50 secondes de mesure. Afin d'établir la différence entre le comportement mécanique d'un cou raidi et détendu les essais sont faits pour chaque situation. L'expérience prend plus de temps parce qu'il faut équiper le volontaire avec des accéléromètres et régler l'amplitude de mesure en collaboration avec le volontaire. En plus, il est nécessaire d'assurer que la cohérence est dans un domaine admissible pour les fréquences qui nous intéressent. Quand

la valeur de la cohérence n'est pas satisfaisante, il faut contrôler le positionnement du volontaire et refaire l'essai. Malgré tout, la qualité de la cohérence n'atteint pas la même qualité que pour les mannequins. En particulier les femmes ne peuvent pas être serrées très fort vers le dossier.

## Assurance des volontaires

Pendant les essais, les volontaires sont protégés par une assurance chez ALLIANZ Munich. L'assurance comprend tous les risques par accident qui sont liés aux expériences.

## 4.2 Résultats détaillés pour un cas

Dans ce qui suit, les résultats d'un cas seront présentés ainsi que le déroulement du traitement des données. En observant la cohérence dans tout le domaine fréquentiel de 0,2 à 16 Hz, on trouve qu'elle est satisfaisante autour de la deuxième résonance. A la première fréquence elle ne suffit pas pour déterminer les fréquences avec une confiance suffisante. Cet effet, expliqué plus haut et plus ou moins prononcé est observable chez tous les volontaires et n'est pas évitable avec la méthode vibratoire. Les premières fréquences sont déterminées avec la restriction de la confiance limitée.

La comparaison des cohérences "non-contracté" (fig 4.2) et "contracté" (fig 4.3) expliquent l'influence de l'action musculaire parce que tous les paramètres restent constants entre les deux expériences indépendamment de la contraction des muscles du cou.

### 4.2.1 Fréquences propres

Afin de déterminer les fréquences propres du système, les fonctions de transferts en terme de transmittance – accélération de sortie rapportée par rapport à l'accélération d'entrée – sont calculées. Les parties réelles et imaginaires, ainsi que la phase et la cohérence sont représentées en figures 4.2 et 4.3.

Il existent plusieurs approches pour déterminer les fréquences propres :

- La courbe de la *partie imaginaire*, qui représente la déformation modale dans la partie où se trouve le capteur, montrait un pic à la fréquence propre. Pour la première fréquence, les déplacements de la tête et de l'articulation occipitale vont dans la même direction, pour la deuxième fréquence (rétraction) ils se déplacent en sens contraire.
- La courbe de la *partie réelle* fait apparaître des pentes qui indiquent une résonance. La fréquence est calculée par :

$$f_r = \sqrt{\frac{f_2^2 + f_1^2}{2}}$$

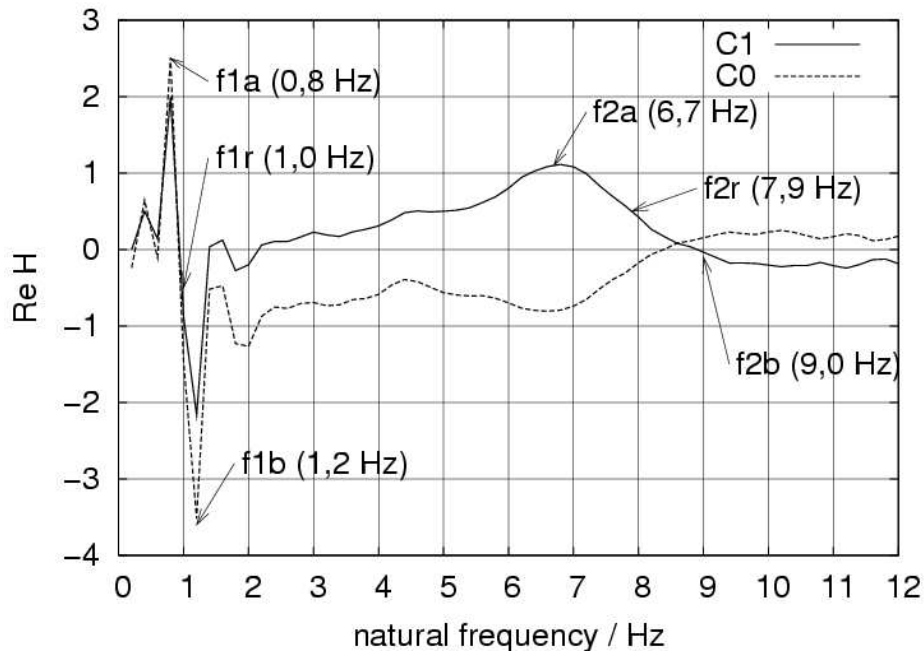


FIG. 4.1 – Explication de la détermination des fréquences propres

ou  $f_1$  et  $f_2$  sont les limites de la pente raide de la partie réelle (une bosse ou une transition de la pente vers un développement constant).

- Le changement de la *phase* présente un point d'inflexion à la fréquence de résonance.

La figure 4.1 illustre les parties réels calculées en C0 et C1 avec les fréquences nécessaires pour la détermination des fréquences propres.

La manifestation des zones caractéristiques n'est pas pour autant prononcée dans chaque courbe. Afin de déterminer les résultats (fréquence propre, amortissement) il convient de tenir compte de toutes les courbes.

Pour le volontaire typique nous trouvons les premières fréquences à 0,8 Hz (non-contracté) et 1,0 Hz (contracté), les deuxièmes fréquences respectivement à 7,7 Hz et 10,2 Hz.

#### 4.2.2 Amortissement

Sur la base de la partie réelle, l'amortissement se calcule :

$$\eta = \frac{f_2 - f_1}{2f_r}$$

ou  $f_1$  et  $f_2$  sont définis comme pour le calcul de la fréquence propre.



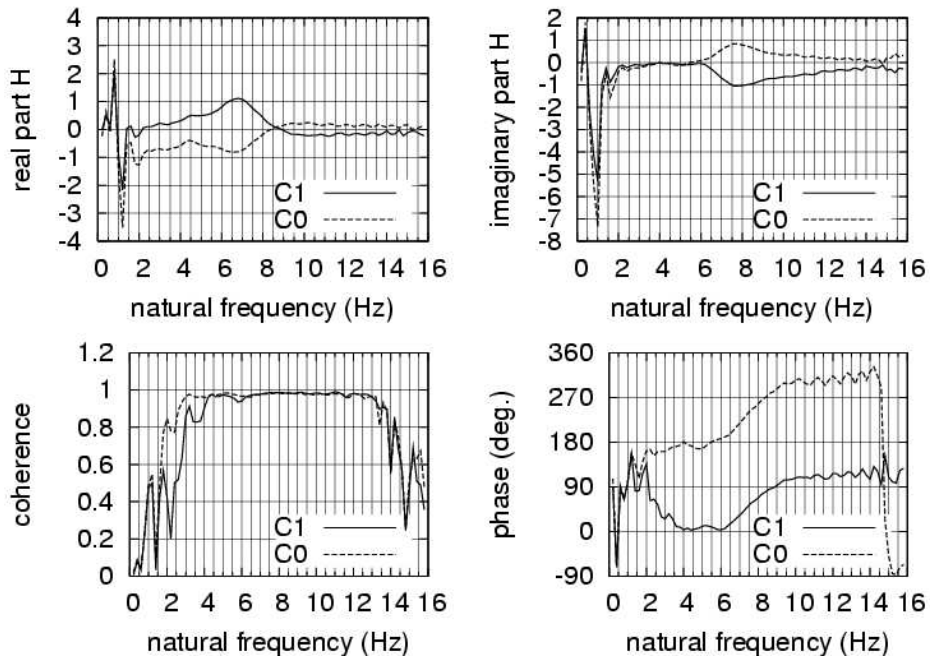


FIG. 4.2 – Partie réelle et imaginaire, cohérence et phase d'un sujet "régulier" non-contracté

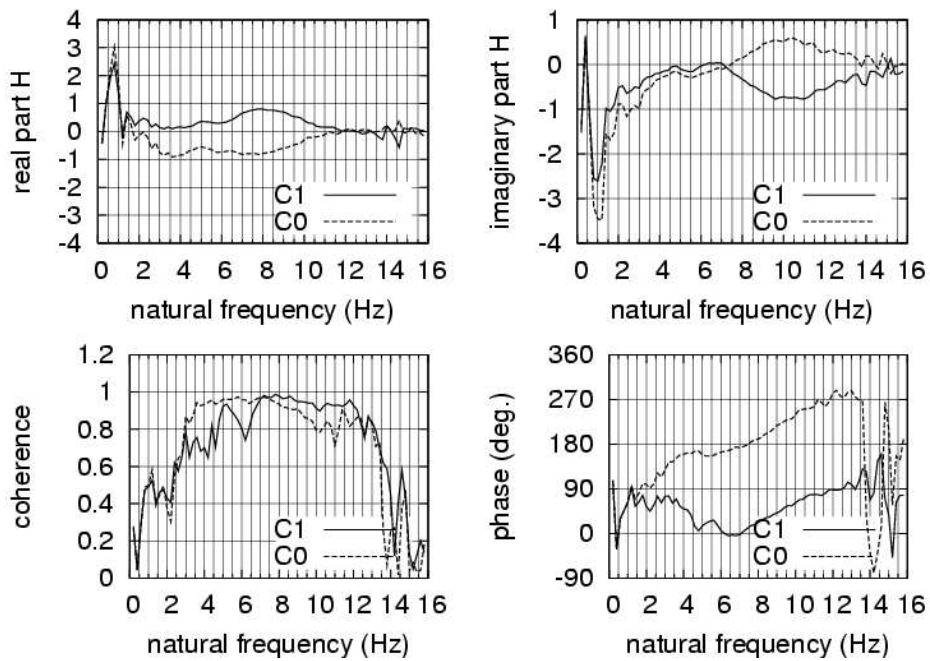


FIG. 4.3 – Partie réelle et imaginaire, cohérence et phase d'un sujet "régulier" contracté

La trace de la partie réelle présente une pente importante à la première fréquence de résonance, mais les limites ne sont pas suffisamment claires pour une détermination de l'amortissement. Par contre l'amortissement à la deuxième résonance s'éleve à 0,26 (non-contracté) et 0,4 (contracté).

### 4.2.3 Déformées modales

Elles sont visualisés par les parties imaginaires des fonctions de transferts du déplacement, tracées en fonction de la fréquence. Dans notre cas, les fonctions de transferts de l'accélération sont utilisées pour obtenir une représentation qualitative de la déformée. Quand le signal obtenu par des accéléromètres, est intégré deux fois afin de calculer le déplacement les parasites sur le signal provoquent une erreur qui s'amplifie de façon exponentielle. Les déformées modales du volontaire sont représentées en figures 4.5 et 4.6.

La courbure de la surface peut nous donner une expression de la déformation du système tête-cou, le premier mode est une extension et le deuxième une rétraction, mais également de l'amortissement : Une courbure très raide représente un amortissement faible, alors qu'un amortissement fort s'exprime par une surface douce. Dans ce contexte, il ne faut pas confondre une surface accidentée causée par une faible cohérence et une vraie déformation modale. La comparaison des figures 4.5 et 4.6 explique la différence : La surface observée sur la figure 4.5 est plus régulière que celle de la figure 4.6 mais l'amortissement lié à la deuxième résonance est plus faible en situation non-contractée.

Le contour de la surface est aussi représenté dans le plan x-y comme des courbes de niveau. Avec cette représentation, les minima et maxima de la surface peuvent être facilement reliés à leurs fréquences.

La figure 4.4 présente un classement déformée modale – surface.

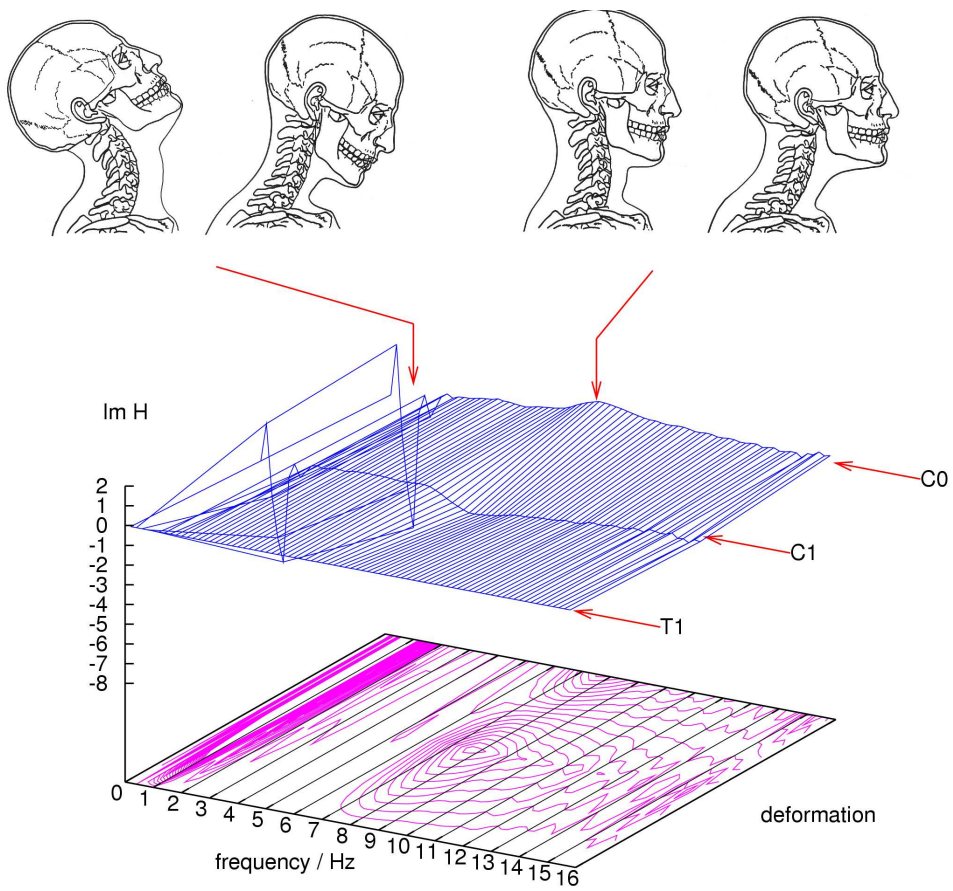


FIG. 4.4 – Déformée modale : présentation en 3-D

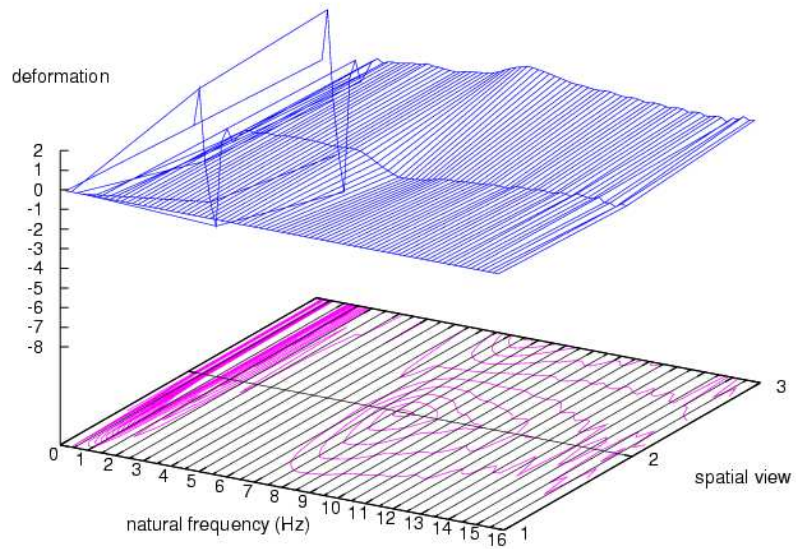


FIG. 4.5 – Déformée modale d'un sujet "régulier" non-contracté

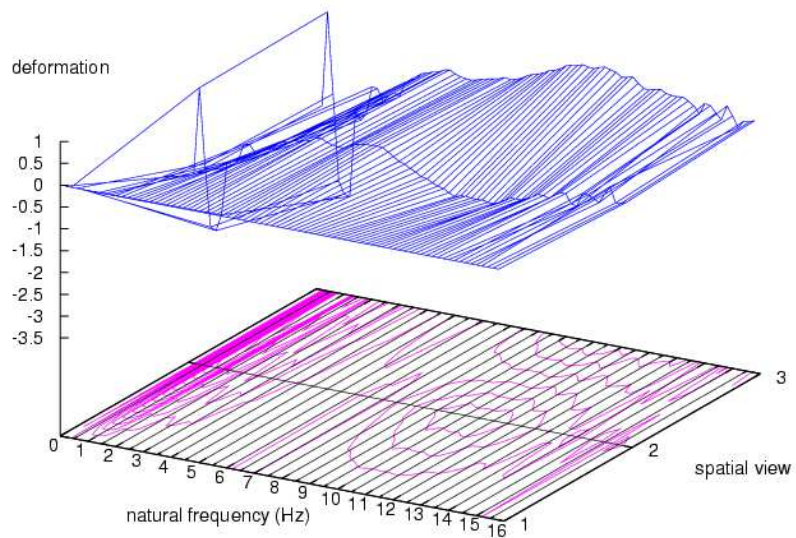


FIG. 4.6 – Déformée modale d'un sujet "régulier" contracté

### 4.3 Comportement inter-individu

L'analyse des données de toutes les 30 personnes est présentée sur les tableaux 4.1 et 4.2. L'étude de la présentation des résultats dans des histogrammes (fréquence en x, nombre des individus en y) fait apparaître l'existence de deux groupes : Un groupe "régulier" et un groupe "rigide".

Le groupe "régulier" est représenté par des personnes de carrure moyenne, pas remarquablement sportives et généralement d'âge inférieur à 45 ans. Le groupe "rigide" se compose d'individus musclés, sportifs, et qui ont généralement plus de 45 ans. Le comportement "rigide" est plus accentué chez les hommes.

Dans le cas non-contracté, la différence entre "réguliers" et "rigides" n'est pas très prononcée alors que dans le cas contracté les deux groupes se manifestent. Sur la figure 4.7 le domaine du comportement "régulier" est hachuré. Deux individus typiques pour chaque groupe sont illustrés (cf. Figure 4.8).

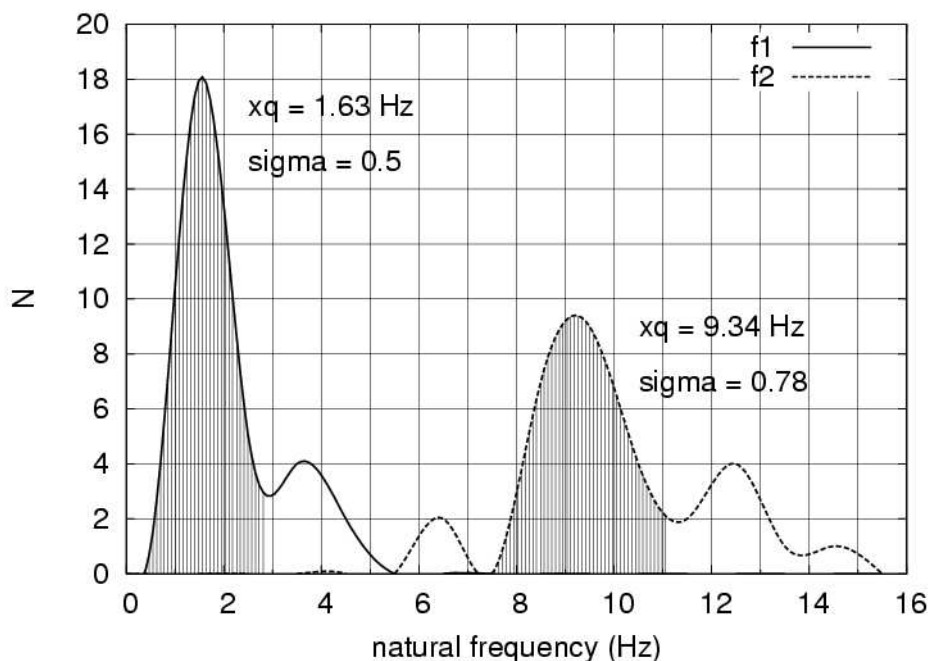


FIG. 4.7 – Le domaine "régulier" dans l'ensemble des volontaires (contractés)

Le tableau 4.3 résume les résultats. Les écart-types sont calculés pour toutes les distributions. Mathématiquement seules les distributions sont admissibles. Dans le cas "régulier" il est pertinent, pour le cas "rigide" et pour les deux groupes ensemble, que l'écart-type ne serve que pour la comparaison dans le cas "régulier".

Les fréquences "humain, rigide" ne sont pas calculées parce que les diffé-

Nr.	f1 non-c. Hz	f2 non-c. Hz	f1 contr. Hz	f2 contr. Hz	$\eta$ f2 non-c.	$\eta$ f2 contr.	sexe m/f
1	1.0	5.30	1.3	9.59	0.14	0.14	m
2	1.25	7.85	1.25	8.76	0.16	0.11	f
3	0.8	7.57	1.25	8.84	0.13	0.14	f
4	0.9	7.27	1.2	8.83	0.14	0.17	m
5	1.2	6.28	2.3	11.88	0.16	0.12	m
6	1.5	7.47	1.5	11.78	0.18	0.27	m
7	0.8	7.47	0.8	8.22	0.18	0.17	f
8	1.1	9.82	1.2	10.0	0.25	0.17	f
9	0.8	6.02	1.1	6.02	0.08	0.08	f
10	2.4	7.85	3.7	10.61	0.16	0.14	m
11	1.0	7.57	1.0	9.22	0.13	0.22	m
12	0.9	6.08	1.1	9.22	0.21	0.22	f
13	1.0	7.85	1.5	9.07	0.16	0.21	f
14	1.0	7.99	1.0	9.32	0.09	0.16	m
15	2.2	7.8	3.5	12.5	—	—	m
16	2.0	8.14	2.7	9.33	0.18	0.13	m
17	1.5	8.63	2.2	12.07	0.17	0.23	f
18	1.2	8.4	3.3	13.8	—	—	m
19	0.8	7.93	1.0	10.49	0.14	0.21	f
20	2.0	7.71	2.0	9.90	0.23	0.20	f
21	1.0	6.90	1.0	7.99	0.12	0.09	m
22	1.7	7.30	1.2	9.61	0.16	0.18	f
23	1.2	8.92	1.0	9.33	0.20	0.13	f
24	2.0	8.05	1.7	8.56	0.16	0.12	m
25	1.8	7.50	2.2	12.50	0.16	—	f
26	2.5	9.06	4.0	14.32	0.11	0.21	m
27	1.5	6.28	3.0	10.70	0.16	—	m
28	1.7	6.02	1.8	6.11	0.08	0.07	f
29	1.5	6.29	1.5	8.73	0.12	0.23	f
30	2.0	7.1	4.0	12.37	0.11	0.24	m

TAB. 4.1 – Fréquences de résonance et amortissements

Nr.	m kg	taille cm	circonf. cou mm	longueur cou mm	circonf. tête mm	âge ans	sexe m/f
1	75	183	370	130	580	34	m
2	51	156	310	115	540	34	f
3	51	151	315	120	560	25	f
4	79	186	360	135	565	23	m
5	78	171	400	120	610	33	m
6	90	170	400	130	590	25	m
7	52	170	320	155	550	36	f
8	52	158	320	115	550	40	f
9	53	155	320	120	560	30	f
10	104	182	415	130	560	52	m
11	74	172	390	130	575	47	m
12	57	161	345	125	556	36	f
13	63	158	320	125	560	30	f
14	82	190	390	135	610	36	m
15	97	169	440	125	590	45	m
16	71	176	360	115	580	24	m
17	57	161	345	125	556	33	f
18	75	178	365	125	580	35	m
19	85	171	350	120	575	38	f
20	65	160	360	115	540	35	f
21	63	168	350	130	550	30	m
22	67	177	320	130	540	27	f
23	57	158	325	130	515	34	f
24	55	168	360	130	550	53	m
25	79	165	385	115	580	38	f
26	89	175	400	135	580	60	m
27	76	178	400	140	590	58	m
28	52	156	300	130	550	36	f
29	64	165	330	120	560	39	f
30	81	176	400	120	585	55	m

TAB. 4.2 – Données anthropométriques

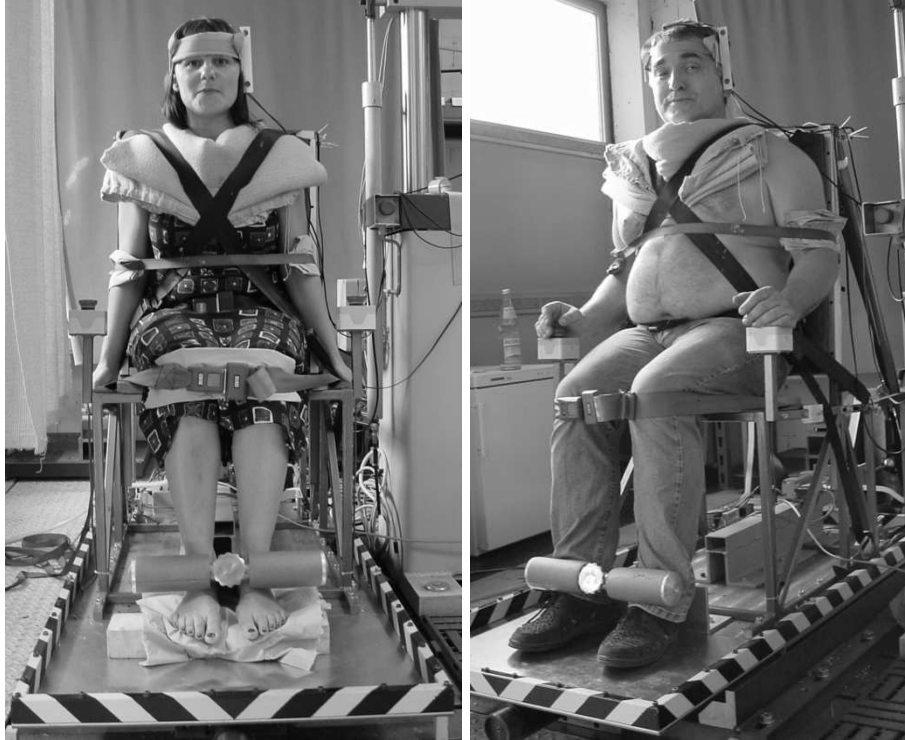


FIG. 4.8 – Individus typiques “régulier” et “rigide”

groupe	cas	$f_1 \pm \sigma$		$f_2 \pm \sigma$	
		régulier	rigide	régulier	rigide
femmes	non-contr.	$1.17 \pm 0.45$	$1.39 \pm 0.62$	$7.38 \pm 0.60$	$7.64 \pm 0.99$
	contr.	$1.36 \pm 0.35$	$1.90 \pm 0.54$	$9.00 \pm 0.50$	$9.80 \pm 2.34$
hommes	non-contr.	$1.52 \pm 0.60$	$1.97 \pm 0.54$	$7.50 \pm 0.63$	$7.50 \pm 1.10$
	contractés	$1.66 \pm 0.46$	$2.97 \pm 1.15$	$9.10 \pm 0.48$	$11.54 \pm 1.78$
humain	non-contr.	$1.30 \pm 0.55$	—	$7.40 \pm 0.62$	—
	contractés	$1.48 \pm 0.42$	—	$9.00 \pm 0.50$	—

TAB. 4.3 – Comparaison des deux groupes “régulier” et “rigide”



rences entre le comportement homme et femme sont trop prononcées.

Les Figures 4.13, 4.14, 4.15 illustrent la distribution des fréquences de résonance pour tout le groupe, le groupe régulier et le groupe rigide dans le cas “contracté” et “non-contracté”.

Les Figures 4.16, 4.17 illustrent la distribution des fréquences de résonance pour les femmes et les hommes – “contracté” et “non-contracté”. Dans le cas “non-contracté” les résultats pour les femmes et les hommes sont assez similaires. Cependant les fréquences des hommes sont légèrement plus élevés.

Dans le cas “contracté” la première fréquence des femmes ne change pas remarquablement. La deuxième varie vers le haut et la distribution est plus large. La première fréquence des hommes forme une bosse près de la valeur principale. Cette deuxième bosse est issue des hommes robustes notamment des gens d’âge supérieur 45 ans. La deuxième fréquence des hommes est distribuée vers les hautes fréquences – de plus pour les hommes de plus de 45 ans et de carrure forte les fréquences sont élevées.

A cause de l’action musculaire, les cohérences dans le domaine des premières fréquences et pour le cas “contracté” ne sont pas très satisfaisante puisque le système ne reste pas linéaire.

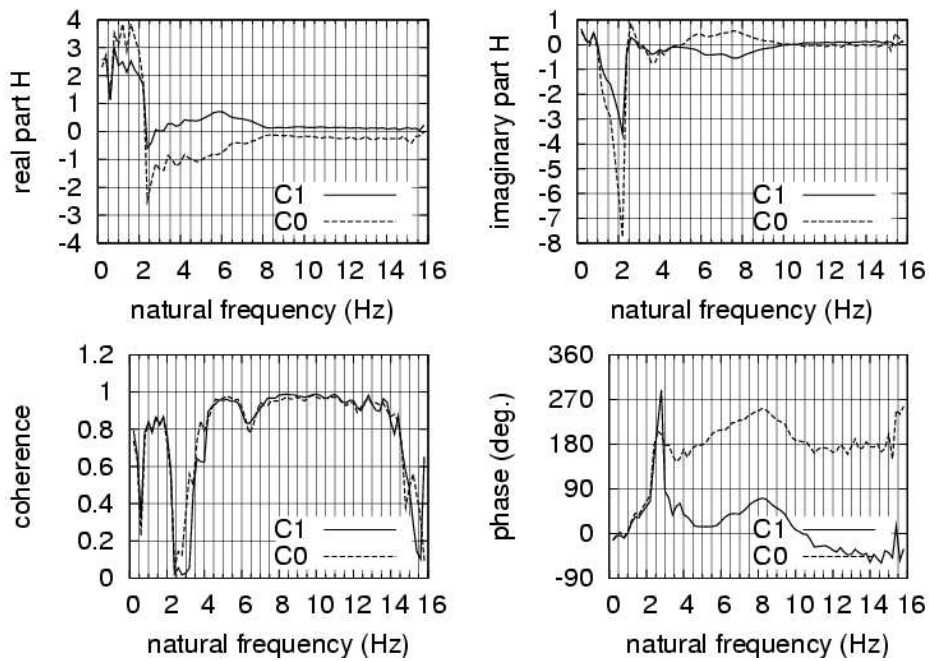


FIG. 4.9 – Partie réelle, imaginaire, cohérence et phase d'un sujet "rigide" non-contracté

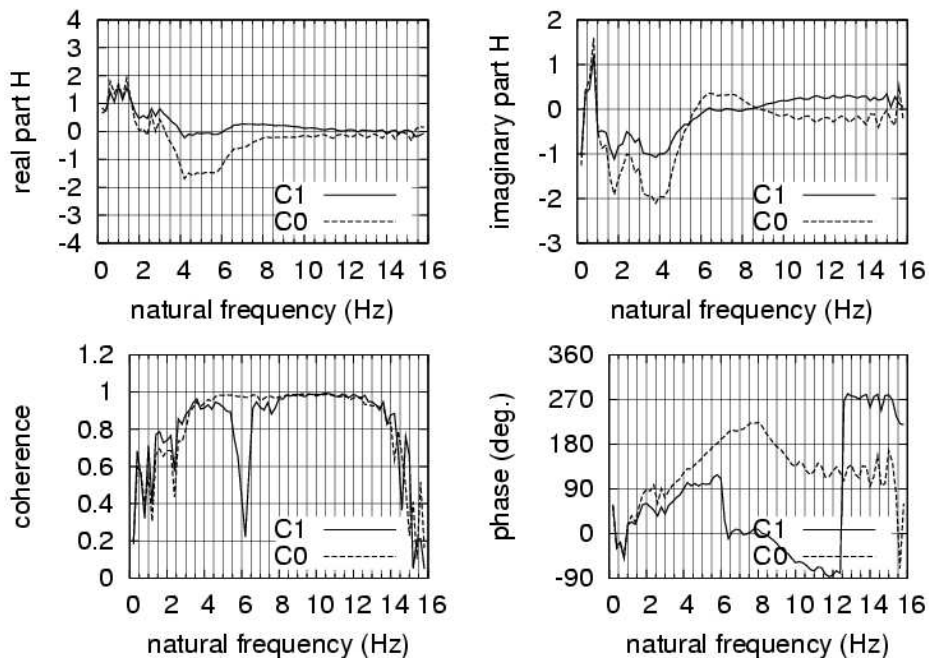


FIG. 4.10 – Partie réelle, imaginaire, cohérence et phase d'un sujet "rigide" contracté

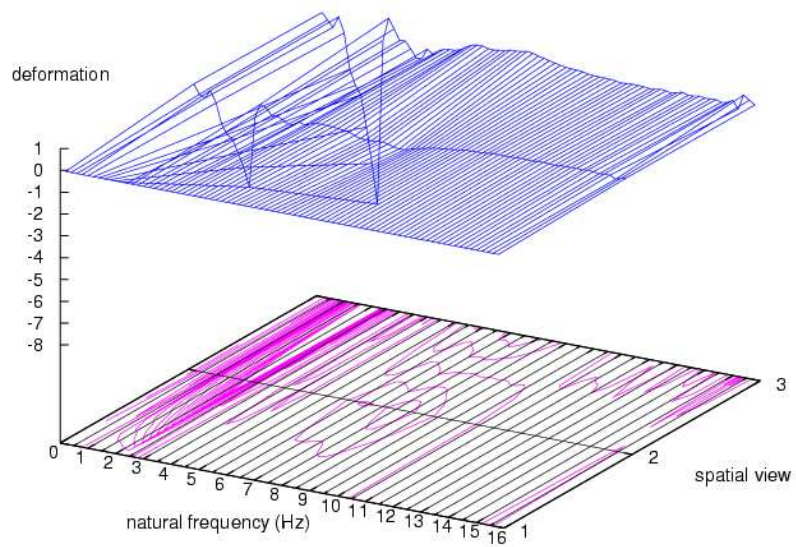


FIG. 4.11 – Déformée modale d'un sujet "rigide" non-contracté

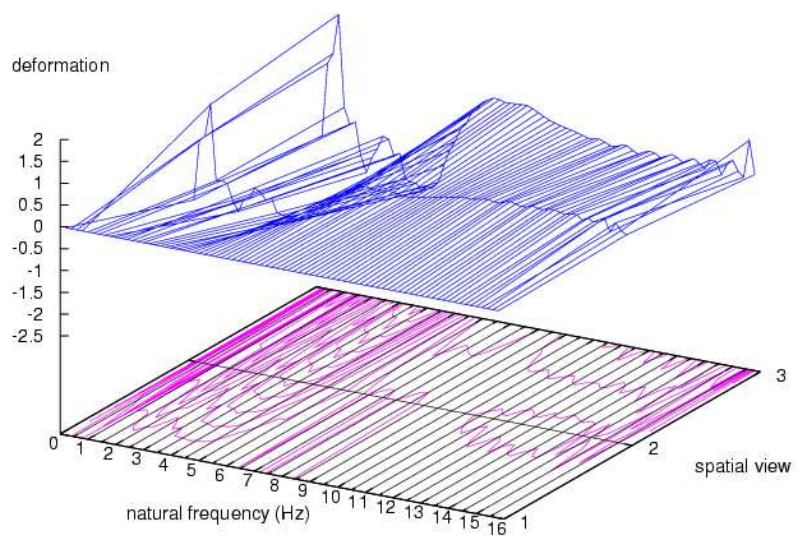


FIG. 4.12 – Déformée modale d'un sujet "rigide" contracté

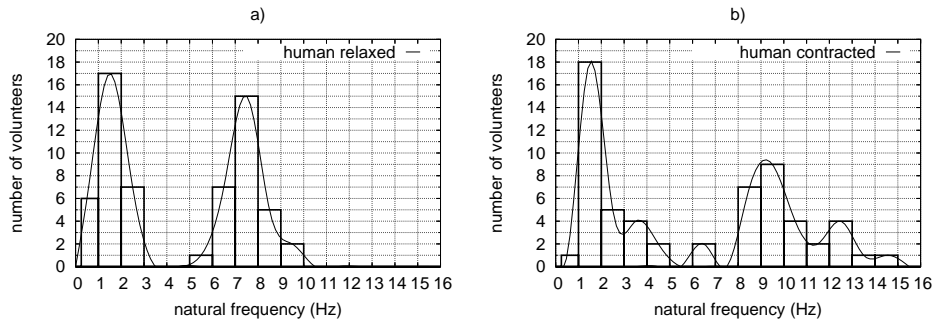


FIG. 4.13 – Distribution des fréquences de résonance “humain” (régulier et rigides) a) relâchés, b) contractés

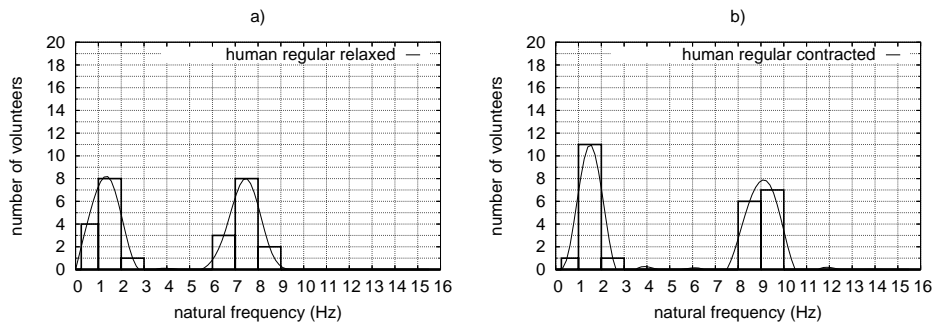


FIG. 4.14 – Distribution des fréquences de résonance “humain-régulier” a) relâchés, b) contractés

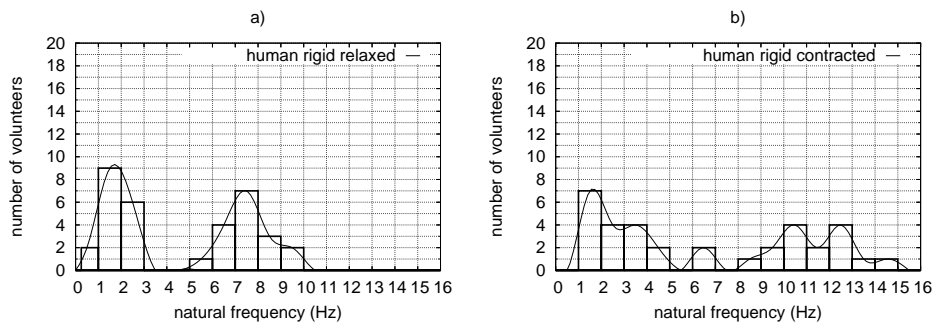


FIG. 4.15 – Distribution des fréquences de résonance “humain-rigide” a) relâchés, b) contractés

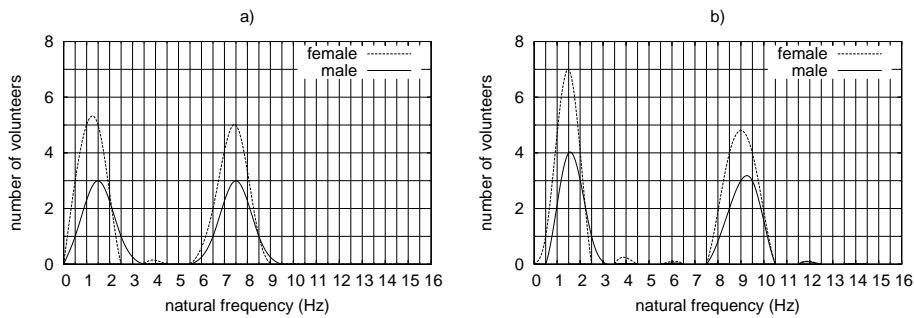


FIG. 4.16 – Distribution des fréquences de résonance femmes et hommes réguliers a) relâchés et b) contractés

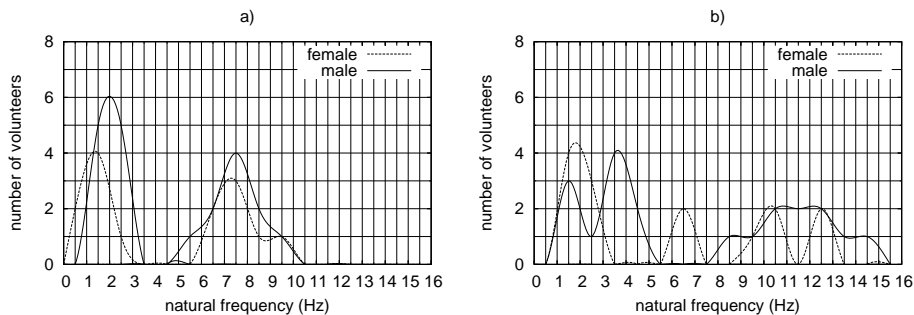


FIG. 4.17 – Distribution des fréquences de résonance femmes et hommes rigides a) relâchés et b) contractés

## 4.4 Conclusion

Un dispositif expérimental pour l’analyse vibratoire du système tête–cou humain a été conçu. Il est constitué d’un chariot qui est propulsé par un vérin hydraulique et qui supporte un siège pour les volontaires et les mannequins. Le signal de pilotage du vérin est composé d’une superposition des sinus de 0,2 Hz à 16 Hz. Les accélérations de la tête des volontaires ou des mannequins sont acquises par des accéléromètres. Dans le cas des mannequins, les déplacements sont saisis par une caméra rapide. Au moyen des expériences avec des mannequins, les méthodes de mesure, d’analyse des données et les conditions générales des essais étaient affinées. La fiabilité du dispositif était testée afin d’assurer que la machine est opérationnelle pour les expériences avec des humains.

L’analyse des données de toutes les 30 personnes fait apparaître l’existence de deux groupes : Un groupe “régulier” et un groupe “rigide”.

Le groupe “régulier” est représenté par des personnes de carrure moyenne, pas remarquablement sportives et généralement d’âge inférieur de 45

ans. Le groupe “rigide” se compose des individus musclés, sportifs, et qui ont généralement plus de 45 ans. Le comportement “rigide” est plus accentué chez les hommes.

Pour le groupe “humain” (femmes et hommes ensemble du groupe “régulier”), les fréquences propres du système tête-cou ont été déterminés. Dans le cas “non-contracté” nous avons trouvé 1,3 Hz (flexion) et 7,4 Hz (rétraction), avec un cou contracté 1,48 Hz (flexion) et 9,0 Hz (rétraction) ce qui constitue un nouveau jeu de paramètres de validation des mannequins.

## Chapitre 5

# Evaluation des mannequins et nouveau prototype

### 5.1 Introduction et Méthode

Nous avons testé, sur le banc d'essai vibratoire, six mannequins utilisés pour l'évaluation des dispositifs de sécurité automobile :

- Hybrid III
- EuroSID
- BioRID II
- Hybrid III+TRID-Neck
- RID2 v0.0
- THOR

L'objectif de cette étude était de se prononcer sur le niveau de biofidélité de ces substituts du corps humain. Le déplacement de la tête et du cou de la plupart des mannequins était saisi par un système vidéorapide. Seuls le RID2 et le THOR étaient équipés par des accéléromètres.

Le signal d'entrée varie entre les expériences parce que les premières tests étaient utilisés pour l'optimisation du système pour les essais avec les volontaires.

L'évaluation était fait également par la méthode impulsionnelle et les résultats étaient comparés avec la méthode vibratoire.

La Figure 5.1 donne un aperçu du banc d'essai. Au premier plan on peut voir l'éclairage et à droite le système vidéorapide. Le sujet "BioRID" se trouve posé sur le siège.

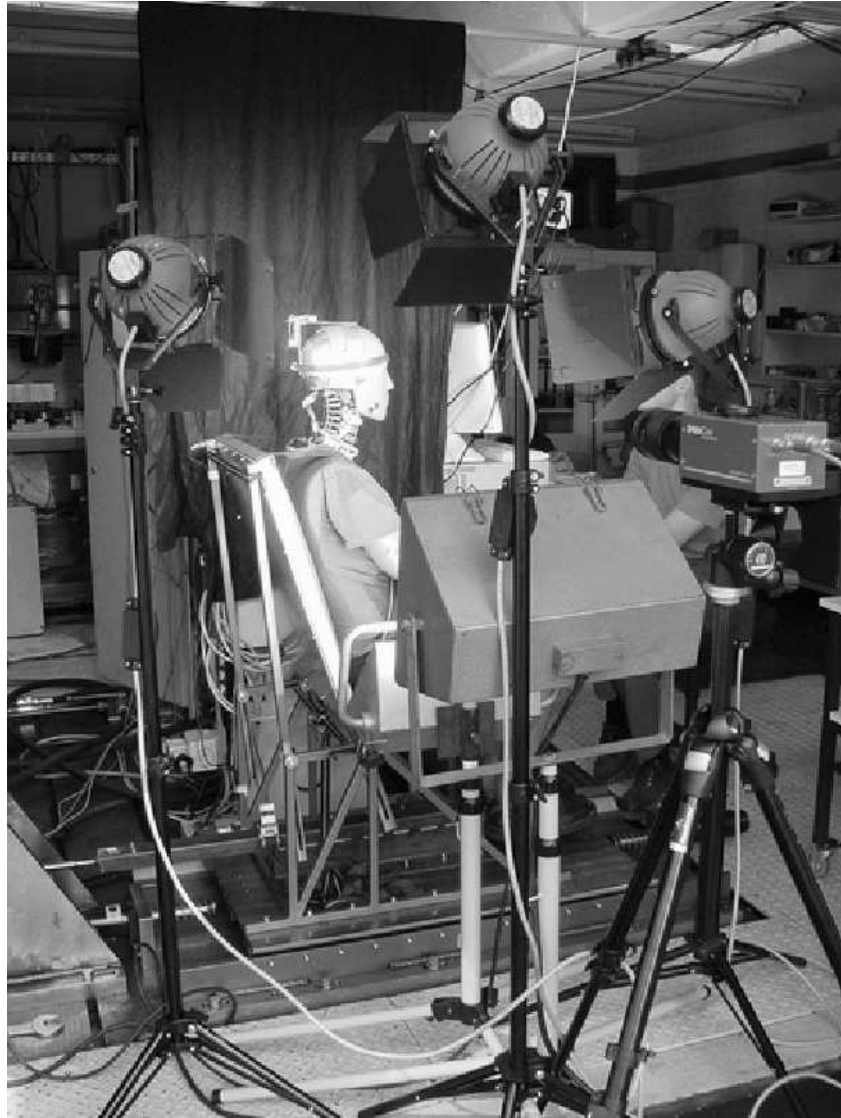


FIG. 5.1 – BioRID sur le banc d'essai



## 5.2 Résultats

Dans la suite, les résultats des expériences sont explicités : La bande de fréquences utilisée, les résonances et l'amortissement. Pour donner un exemple, les courbes de THOR sont présentées.

### 5.2.1 Hybrid III

La bande de fréquence d'évaluation était de 1 Hz à 15 Hz avec un pas de 1 Hz. On peut observer un maximum de la transmittance entre 6 Hz et 7 Hz avec un décalage d'environ 0,5 Hz entre la tête et le cou : Le maximum pour le cou est à 6,3 Hz, le maximum de la transmittance de la tête est à 6,6 Hz.

La phase change pour la tête et le cou entre 6 Hz et 7,5 Hz, le changement du gradient est à 6,6 Hz. Les effets observables vers 15 Hz n'ont presque pas de sens parce que le calcul au limite n'est pas suffisamment précise.

La première fréquence propre du système est alors d'env. 6,5 Hz avec un amortissement de 0,19, la deuxième résonance est supérieure à 15 Hz.

### 5.2.2 EuroSID

La bande de fréquence d'évaluation était de 1 Hz à 15 Hz avec un pas de 1 Hz. Un premier maximum de la transmittance peut être observé autour de 4 Hz pour la tête, et de 4,4 Hz pour T1. Le maximum est très étendu ce qui indique un amortissement important. Un deuxième maximum à 8 Hz peut ne pas être considéré comme important, parce qu'il n'y a pas de changement de phase à 8 Hz.

Le changement de la phase se trouve entre 1 Hz et 7 Hz pour la tête et entre 3 Hz et 5,5 Hz pour le cou. Comme le maximum de la transmittance, le domaine de changement de phase est également étendu.

La première résonance est à 4 Hz, l'amortissement est de 0,43, la deuxième résonance peut être au-delà de 15 Hz. Le maximum de la transmittance à 8 Hz n'est pas à considérer.

### 5.2.3 BioRID II

L'essai était réalisé en 4 tranches avec des domaines de 5 Hz : Le premier de 1 Hz à 5 Hz, les autres de 6 Hz à 10 Hz, 11 Hz à 15 Hz et finalement de 16 Hz à 20 Hz. Seulement pour la première bande, un résultat était observable.

Un maximum très remarquable se trouve à 1,7 Hz. Malheureusement le signal était assez bruité c'est pourquoi l'information de phase n'est pas significative.

La première résonance est alors à 1,7 Hz avec un amortissement de 0,37, la deuxième est supérieure à 20 Hz.

#### 5.2.4 Hybrid III+TRID-Neck

La bande de fréquence d'évaluation était de 1 Hz à 15 Hz avec un pas de 1 Hz. Le maximum de la transmittance est à 4 Hz, un deuxième maximum n'est pas observable.

Le changement de la phase est situé entre 3,1 Hz et 5,5 Hz, le point d'inflexion est à 4,5 Hz. En comparaison avec le cou original de Hybrid III on peut trouver une réduction de la fréquence propre du système de 6,5 Hz vers 4,2 Hz. L'amortissement est de 0,22.

#### 5.2.5 RID2 v0.0

La bande de fréquence d'évaluation était de 0,2 Hz à 16 Hz avec un pas de 0,2 Hz.

Le maximum le plus important de la transmittance pour la tête et le cou est à 2,5 Hz. Aussi bien le pic au début du spectre que les pics vers 16 Hz ne peuvent pas être considérés comme significatifs.

Le changement de la phase entre 0,5 Hz et 3 Hz ne montre pas un déroulement propre.

La première fréquence propre du système est alors à 2,5 Hz, l'amortissement est de 0.25, la deuxième résonance est supérieure à 16 Hz.

#### 5.2.6 THOR

Comme chez RID2, la bande de fréquence était de 0,2 Hz à 16 Hz avec un pas de 0,2 Hz. Nous observons seulement une résonance chez 2,7 Hz, l'amortissement est de 0,3. Sur la Figure 5.2 les résultats sont illustrés.

#### 5.2.7 Volontaire

Afin de comparer les résultats des mannequins, nous utilisons les résultats de l'évaluation biomécanique. La première résonance était à 1,30 Hz, la deuxième à 7,40 Hz. L'amortissement n'est déterminable que pour la deuxième résonance parce que à la première la résolution fréquentielle n'est pas suffisante.

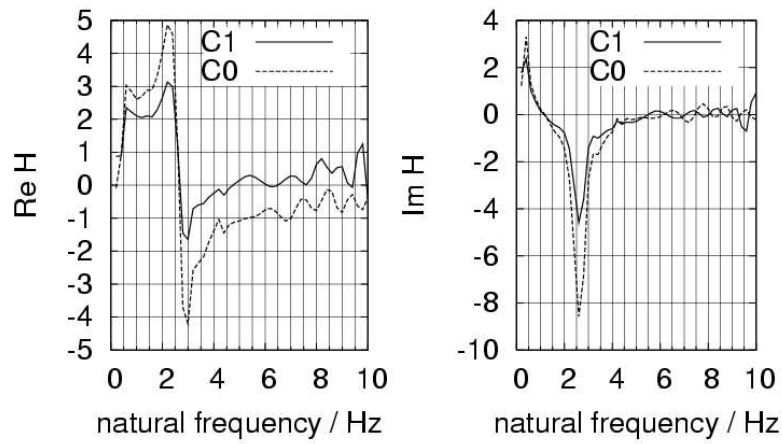


FIG. 5.2 – Partie réelle et imaginaire de la fonction de transfert de THOR

Mannequin	1 <sup>e</sup> mode $f_r [Hz]$	$\eta$ $\frac{f_2 - f_1}{2 * f_r}$	2 <sup>e</sup> mode $f_r [Hz]$	$\eta$ $\frac{f_2 - f_1}{2 * f_r}$
Humain	1,30 / 1,48	—	7,40 / 9,00	0,15
Hybrid III	6,5	0,19	—	—
Hybrid III + TRID	4,2	0,22	—	—
BioRID	1,7	0,37	—	—
RID 2	2,5	0,25	—	—
EUROSID	4,0	0,43	—	—
THOR	2,7	0,30	—	—

TAB. 5.1 – Résultats des essais vibratoires (mannequins et volontaire)

### 5.3 Developement d'un nouveau prototype

Les essais avec des sujets humains ont montré que le système tête–cou se comporte comme un système à deux degrés de liberté. Le premier degré de liberté est représenté par le cou qui est articulé au niveau du T1, le deuxième degré de liberté par la tête, articulé au niveau du C0–C1. Ceci nous permet de développer un modèle assez simple qui peut néanmoins fournir des résultats très réalistes. Dans le domaine temporel, plusieurs auteurs comme Bowman (1971), Wismans (1984), Ewing et Thomas (1972) et Ono et al. (2000) ont observé le comportement “biarticulé”.

### 5.4 Modèle analytique

Bourdet (2002) a dérivé l'équation de la masse apparente de la tête en fonction de la fréquence d'excitation ce qui permet de calculer les résonances du système.

$$\Psi(j\omega) = \frac{F(j\omega) \cdot [L_F \cdot [j c_N \omega + k_N - (J_N + J_H + m_N a_N^2 + m_H (L_N + a_H)^2) \omega^2] + (L_N + L_F) \cdot (J_H + m_H a_H^2 + m_H a_H L_N) \omega^2]}{[j c_H \omega + k_H - (J_H + m_H a_H^2) \omega^2] \cdot [j c_N \omega + k_N - (J_N + J_H + m_N a_N^2 + m_H (L_N + a_H)^2) \omega^2] - [m_H \cdot g \cdot a_H + (J_H + m_H a_H^2 + m_H a_H L_N) \cdot \omega^2]^2}$$

$$\Phi(j\omega) = \frac{F(j\omega) \cdot [(L_N + L_F) \cdot [j c_H \omega + k_H - (J_H + m_H a_H^2) \omega^2] + L_F \cdot (J_H + m_H a_H^2 + m_H a_H L_N) \omega^2]}{[j c_H \omega + k_H - (J_H + m_H a_H^2) \omega^2] \cdot [j c_N \omega + k_N - (J_N + J_H + m_N a_N^2 + m_H (L_N + a_H)^2) \omega^2] - [m_H \cdot g \cdot a_H + (J_H + m_H a_H^2 + m_H a_H L_N) \cdot \omega^2]^2}$$

L'équation dépend de quelques paramètres anthropométriques qui sont à déterminer :

- La masse de la tête
- La masse du cou
- L'inertie de la tête suivant l'axe y
- L'inertie du cou suivant l'axe y
- La distance entre centre de gravité et l'articulation occipitale (CG–C0)
- La distance entre CG du cou et C7
- La distance entre C0 et la position des capteurs
- La longueur du cou (entre C7 et C0)

Les paramètres comme la longueur du cou et la distance des capteurs sont directement mesurables ; les autres (masse de la tête, inertie) sont décrites à partir d'études anthropométriques.

### 5.5 Modèle physique

A partir des propriétés du modèle analytique, un modèle physique a été construit. Les articulations entre la tête et le cou ainsi qu'entre le cou et la plaque de base sont réalisées au moyen de roulements à billes.

La rigidité dans les articulations est obtenue par des ressorts de torsion qui se situent dans l'axe des roulements. Ils sont fabriqués en acier trempé d'une longueur de 200 mm et sont maintenus en position de chaque côté par

4 vis. Les appuis des ressorts sont construits comme des tubes en aluminium qui sortent de chaque côté du modèle au niveau des roulements. Un tube est lié à la structure en bas de l'articulation, l'autre avec la structure en haut. L'avantage de cette configuration est la simple changeabilité des ressorts pendant les essais. Le désavantage est la largeur qui peut déranger le montage du modèle au niveau d'un mannequin. Les diamètres des ressorts varient entre 4 mm et 6 mm.

L'amortissement se trouve en bas et en arrière du cou et est constitué d'une plaque articulée qui est serrée entre deux plaques fixes. La liaison entre l'amortisseur et le cou est faite par une bande d'acier. Au moyen de trois vis, le réglage de l'élément en rotation peut être effectué. Le jeu entre les éléments est rempli de graisse qui amène un amortissement visqueux.

Au niveau de l'articulation tête-cou, aucun élément d'amortissement n'est prévu parce que d'après le modèle analytique, l'amortissement à cet endroit est négligeable.

Le cou est fabriqué en aluminium avec une masse supplémentaire échangeable en acier. La tête est celle de l'Hybrid III. Pour éviter une surcharge des ressorts, des limiteurs de mouvement sont intégrés dans la structure. L'angle initial du cou par rapport à la plaque de base, ainsi que l'angle tête-cou sont réglables par des vis de serrage qui assurent la fixation sur les axes des articulations.

## 5.6 Capteurs

Le modèle est équipé d'accéléromètres Kistler (K-BEAM 8356 A10). Sur la structure, trois capteurs étaient montés : Sur la plaque de base, l'accélération d'entrée est mesurée. Ceci correspond à l'accélération de T1 du volontaire. Le deuxième capteur se trouve au niveau de l'articulation entre la tête et le cou et le troisième dans la tête à 110 mm par rapport au deuxième. Tous les trois capteurs sont montés dans le sens du mouvement (même direction). Une accélération vers l'avant provoque un signal positif dans les trois accéléromètres.

Pour les expériences impulsionnelles, un capteur piézoélectrique (BCB 208 A02) était fixé sur le front de la tête du modèle pour acquérir le signal d'entrée. L'amplification était calibrée sur une sensibilité de  $1N \doteq 10 \text{ mV}$ .

## 5.7 Méthode de validation

Le modèle était monté sur le chariot du banc d'essai. Le signal de pilotage était une superposition des fréquences sinusoïdales comme le montre la description des essais avec les volontaires.

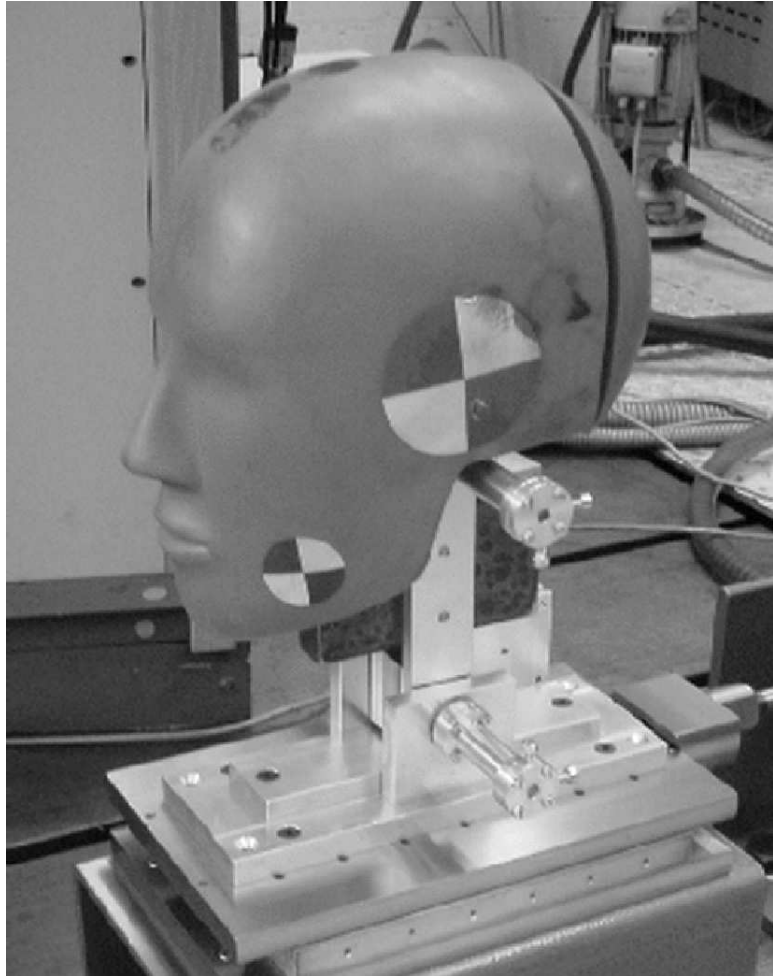


FIG. 5.3 – Le modèle biarticulé

## 5.8 Résultats

En comparaison avec les substituts existants, le modèle biarticulé montrait deux résonances clairement prononcées. Dans les figures 5.4 et 5.5 les résultats des essais sont illustrés : Pour la configuration prise en exemple (fig. 5.5) nous obtenons une première fréquence propre à 1,2 Hz et un deuxième à 6,2 Hz. La valeur élevée de la cohérence très abrupte et due à l'absence d'une action musculaire atteint la valeur de 1 à 0,75 Hz.

## 5.9 Conclusion

Dans ce chapitre des mannequins de choc existant ont été évalués vis à vis des nouvelles données de validation établies antérieurement. En comparaison avec le comportement du cou humain, tous les mannequins ont une première résonance supérieure à la fréquence observée chez le volontaire. Ce comportement soutient notre hypothèse posée au début de nos activités, qui affirme que le cou humain est nettement moins rigide que celui des mannequins actuels. Néanmoins, les différences entre les mannequins est considérable. Tandis que le cou du Hybrid III est très rigide, le comportement du BioRID se rapproche plus de celui des volontaires. Aucun mannequin ne montre une deuxième résonance inférieure à 15 Hz, ce qui veut dire que la déformation appelée "rétraction" n'est pas reproduite par ce genre de substitut du corps humain. Ensuite, la construction d'un nouveau prototype de cou de mannequin a été présentée. Après la mention du modèle analytique, le modèle physique a été décrit. Ce dernier est constitué d'un pendule biarticulé inverse dont les raideurs et l'amortissement des articulations sont réglables. L'instrumentation et la méthode d'évaluation sont identiques à celle mis en oeuvre au chapitre précédent lorsqu'il s'agissait d'évaluer les mannequins existants. Ceci nous permet une comparaison directe entre les résultats obtenus avec le prototype et sur l'homme in vivo. Il est apparu que le modèle biarticulé se comporte du point de vue des résonances et des modes propres de façon similaire à l'homme. Un des inconvénients majeurs du modèle est, comme déjà mentionné à la description des mannequins RID et BioRID, la restriction du mouvement dans le plan sagittal.

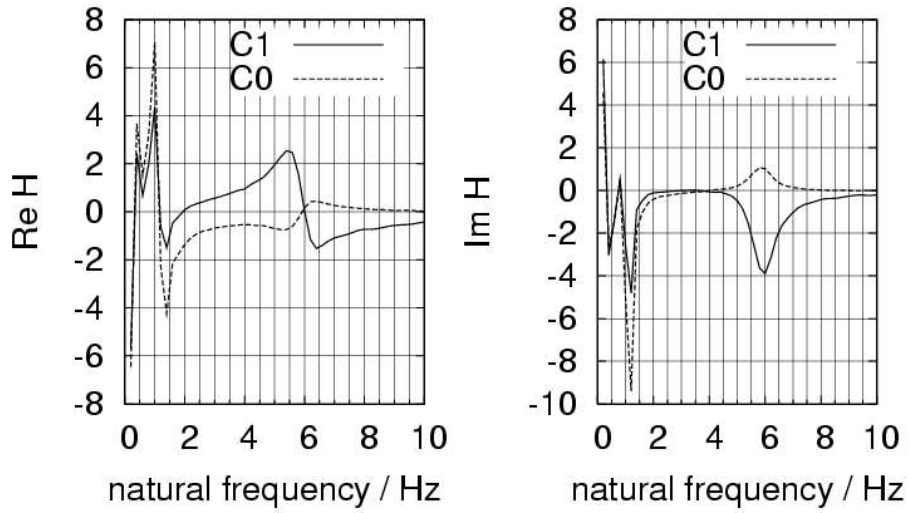


FIG. 5.4 – Partie réelle et imaginaire du modèle biarticulé

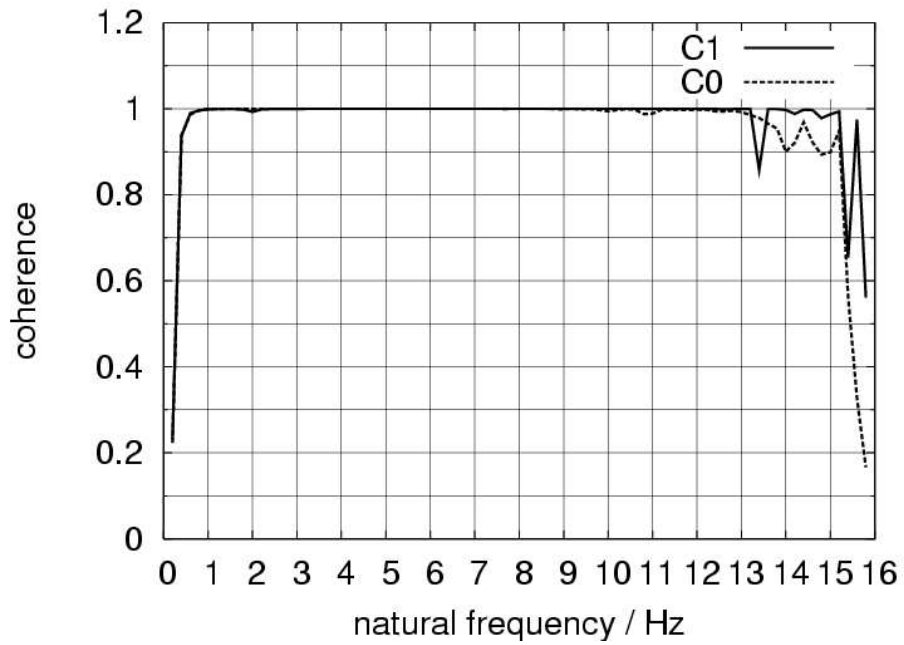


FIG. 5.5 – Cohérence des signaux du modèle biarticulé



## Chapitre 6

# Conclusion générale

Cette étude présente une méthode de l'analyse vibratoire de la colonne cervicale humaine. Après un aperçu bibliographique, le dispositif d'essai ainsi que les évaluations biomécaniques sur humain et sur mannequins sont décrits et les résultats sont discutés. Finalement un nouveau modèle physique de la colonne cervicale est présenté.

La synthèse bibliographique décrit les mécanismes de lésions, les limites de tolérance et les critères de tolérance. Une description des mannequins existants et des expériences biomécaniques du cou humain font aussi l'objet de ce chapitre.

L'analyse vibratoire du cou humain ainsi que des substituts était faite au moyen d'un banc d'essai qui a été réalisé au laboratoire des vibrations de la Fachhochschule de Offenburg (Allemagne). Le dispositif est constitué d'une unité chariot qui est propulsée par un vérin hydraulique et qui porte un siège pour les volontaires ou les mannequins. Le signal de pilotage du vérin est composé d'une superposition de sinus de 0,2 Hz à 16 Hz. Les accélérations de la tête et du cou des volontaires ou des mannequins étaient saisi par des accéléromètres au niveau des vertèbres T1 et C1 ainsi qu'au niveau de la tête. Dans le cas des mannequins, la saisie des déplacements était également réalisée par une caméra haute vitesse.

Dans les tests avec des humains, les fréquences propres du système tête-cou ont été déterminées : Dans le cas "humain", c.-à-d hommes et femmes, et "non-contracté" nous avons trouvé un mode à 1,4 Hz (flexion) et 7,36 Hz (rétraction, avec un cou contracté 1,88 Hz (flexion) et 9,96 Hz (rétraction).

Dans le cas "contracté" nous avons trouvé deux accentuations du comportement : Les individus "normaux" et les "rigides". Les "normaux" montrent une distribution normale des deux fréquences propres, les "rigides" ont des résonances supérieures et une distribution plus large au niveau de la deuxième résonance.

Les hommes ont des fréquences propres supérieures à celles des femmes. Le groupe "humain" est constitué de femmes et d'hommes "normaux" parce

que le comportement “rigide” des deux sexes n’est pas compatible.

La méthode appliqué dans cette étude souffre de quelques limitations :

L’expérience ne tient compte que du comportement dans le plan sagittal. Toutes les influences latérales ou verticales ne sont pas prises en considération. Compte tenu du fait, que l’étude est réalisée par rapport au choc arrière, cette limitation n’altère pas les résultats de l’expérience.

Une autre limitation potentielle est représentée par la linéarité du système : Le premier aspect est la linéarité du système mécanique : Quand le déplacement ou l’angle de la tête par rapport au corps dépasse le domaine linéaire, la cohérence va être inférieure à la valeur admissible de 0.9. Le deuxième aspect se trouve dans le système accélérométrique : Quand la rotation de la tête est petite (inférieure à  $5^\circ$ ), l’influence de l’accélération de la pesanteur reste dans un domaine négligeable. Le déplacement du chariot était dans tous les cas loin de la limite de tolérance et également sous la limite de linéarité.

L’action musculaire est la troisième limitation. Dans le domaine inférieure, jusqu’à env. 2 Hz, elle diminue la cohérence sensiblement. Le système neuro-musculaire s’adapte aux vibrations et tente de maintenir la tête droite. Pour les fréquences basses, le système peut suivre le déplacement du corps et alors influencer la posture ce qui diminue la cohérence. Cette explication est soutenue par l’observation, que la cohérence est toujours inférieure dans le cas “contracté” en comparaison avec le cas “non-contracté”. Le réglage de la posture de la tête est influencé, entre autre, par le contrôle visuel de la position de la tête. Afin d’exclure ce paramètre, tous les essais étaient réalisés avec les yeux fermés.

L’observation des résultats des essais avec des vivants montre un comportement du système tête-cou d’un système à deux degrés de liberté. La masse du cou, articulé au niveau de T 1 et la masse de la tête, couplée avec le cou au niveau du C 0–C 1 représentent ce système. Le comportement “biarticulé” était déjà observé dans le domaine temporel par plusieurs auteurs comme Bowman (1971), Wismans (1984), Ewing et Thomas (1972) et Ono et al. (2000). Afin d’établir un modèle analytique, Bourdet (2002) a dérivé l’équation de la masse apparente de la tête en fonction de la fréquence d’excitation ce qui permet de calculer les résonances du système. Des paramètres anthropométriques qui sont à déterminer pour la solution de l’équation sont à mesurer ou décrits à partir d’études anthropométriques.

Un modèle physique ou prototype de cou a été construit à partir des propriétés du modèle analytique. Il est constitué de deux ressorts de torsion réglables au niveau de T 1 et de l’articulation occipitale ainsi que d’un amortisseur au niveau du T 1. Le cou est fabriqué en aluminium avec une masse supplémentaire échangeable en acier. Le modèle de tête de l’Hybrid III est utilisé comme tête.

Le modèle est équipé d’accéléromètres utilisés lors des essais avec les volontaires. Sur la structure, trois capteurs étaient montés : Sur la plaque de

base, l'accélération d'entrée est mesurée. Ce qui correspond à l'accélération de T1 du volontaire. Le deuxième se trouve au niveau de l'articulation entre la tête et le cou et le troisième capteur dans la tête est situé à 110 mm du second.

Pour les expériences impulsionnelles, un capteur piézoélectrique était fixé sur le front de la tête du modèle pour acquérir le signal d'entrée. Pour les expériences, le modèle était monté sur le chariot du banc d'essai. Le signal de pilotage était une superposition des fréquences sinusoïdales comme décrit dans la description des essais avec les volontaires.

La réponse en fréquence du modèle biarticulé était très prononcée. Les fréquences de résonance sont réglables par le choix des ressorts. Causé par l'absence de l'action musculaire, la cohérence croît de façon importante et atteint une valeur de 1 pour une fréquence de 0,75 Hz.

Le but de ce projet était l'analyse et la caractérisation du cou humain ainsi que la réalisation d'un modèle physique du système tête-cou. Dans le future, le modèle est à développer et serait adapté aux corps des mannequins existants. Afin de compléter le modèle physique pour toutes les directions possibles, le principe de l'analyse fréquentielle sur le banc d'essai peut être élargi en considérant les directions obliques.

## Chapitre 7

# Annexe – Table des figures – Liste des tableaux – Bibliographie

### 7.1 Fiche analytique

âge		ans
sexe		(m/f)
taille		cm
poids		kg
circonférence du cou		mm
circonférence de la tête		mm
hauteur de la tête		mm
distance T 1–C 1		mm
masse de la tête		kg

A présent, le volontaire ne souffre d'aucun problème chroniques ou aigus au niveau de la colonne cervicale et de la tête (accident ou maladie).

Le volontaire est assuré dans le cadre des essais par un contrat avec l'Allianz München.

Le volontaire était informé sur le but et le déroulement de l'expérience.

L'essai peut être interrompu à tout moment par le volontaire.

date

signature du conducteur des essais

signature du volontaire

TAB. 7.1 – Fiche analytique

## 7.2 Dimensions du volontaire

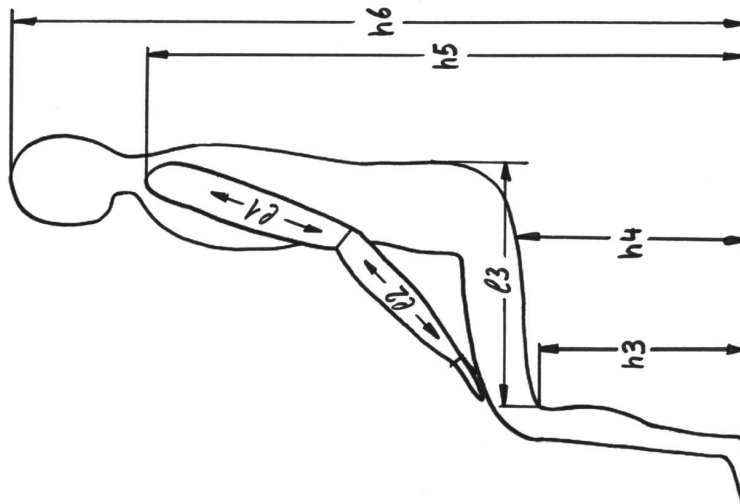


FIG. 7.1 – Dimensions du volontaire (assis)

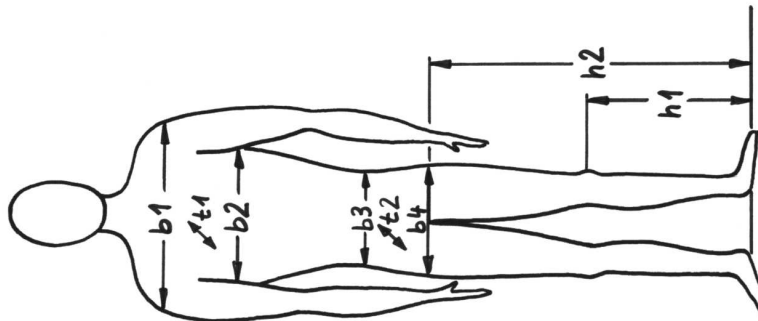


FIG. 7.2 – Dimensions du volontaire (debout)

### 7.3 Données anthropométriques supplémentaires

Nr.	$b_1$ mm	$b_2$ mm	$b_3$ mm	$b_4$ mm	$t_1$ mm	$t_2$ mm	$h_1$ mm	$h_2$ mm	$h_3$ mm	$h_4$ mm	$h_5$ mm	$h_6$ mm	$l_1$ mm	$l_2$ mm	$l_3$ mm
1	430	332	270	332	242	208	540	890	480	440	1090	1380	340	280	540
2	380	280	245	320	180	175	440	720	400	440	940	1200	300	250	460
3	380	315	260	335	190	204	400	650	380	440	930	1180	250	230	450
4	460	310	280	358	210	215	500	800	440	440	1080	1170	350	300	520
5	460	330	290	357	230	223	500	780	410	440	1020	1250	340	260	460
6	475	378	310	390	240	265	500	770	400	440	1040	1290	300	250	520
7	398	268	240	330	185	167	480	830	420	440	1002	1280	350	250	470
8	365	290	240	325	165	170	450	710	390	440	1020	1220	300	230	450
9	370	285	245	340	166	205	470	720	380	440	950	1230	330	220	450
10	495	410	255	375	250	325	560	830	400	440	1050	1280	350	300	500
11	430	350	315	340	194	223	520	780	440	440	1010	1240	350	270	480
12	385	300	250	340	180	190	470	770	390	440	1020	1300	310	240	470
13	380	306	255	350	195	210	470	760	380	440	950	1180	320	250	500
14	450	340	320	355	175	230	580	900	460	440	1040	1340	340	300	520
15	525	445	345	355	310	280	480	730	430	440	1000	1270	320	260	450
16	414	346	275	335	202	205	540	810	460	440	990	1260	350	290	490
17	385	300	250	345	180	200	470	770	390	440	1010	1290	320	245	470
18	420	330	260	330	240	212	530	880	475	440	1080	1370	340	275	530
19	440	350	330	360	230	266	490	780	450	440	1000	1310	330	250	520
20	406	332	265	345	196	230	460	760	420	440	1000	1250	330	250	420
21	435	333	270	300	194	210	510	790	430	440	1000	1240	340	260	440
22	420	322	270	372	190	222	530	865	450	440	1010	1250	380	290	480
23	388	293	252	342	166	190	470	730	380	440	970	1200	330	230	430
24	390	295	255	325	190	184	485	755	450	440	1050	1310	340	260	450
25	420	340	352	353	224	277	460	760	420	440	1010	1300	320	250	460
26	450	370	335	360	240	275	530	790	400	440	1030	1300	340	280	420
27	420	305	270	355	184	210	500	780	430	440	1010	1290	340	280	460
28	360	255	228	315	156	180	460	740	440	440	1010	1260	300	240	430
29	445	340	304	354	185	225	525	790	440	440	1010	1270	350	280	440
30	472	358	317	354	208	252	525	760	470	440	1000	1290	360	260	470

TAB. 7.2 – Données anthropométriques supplémentaires

## 7.4 Construction du vérin hydraulique de SCHENCK

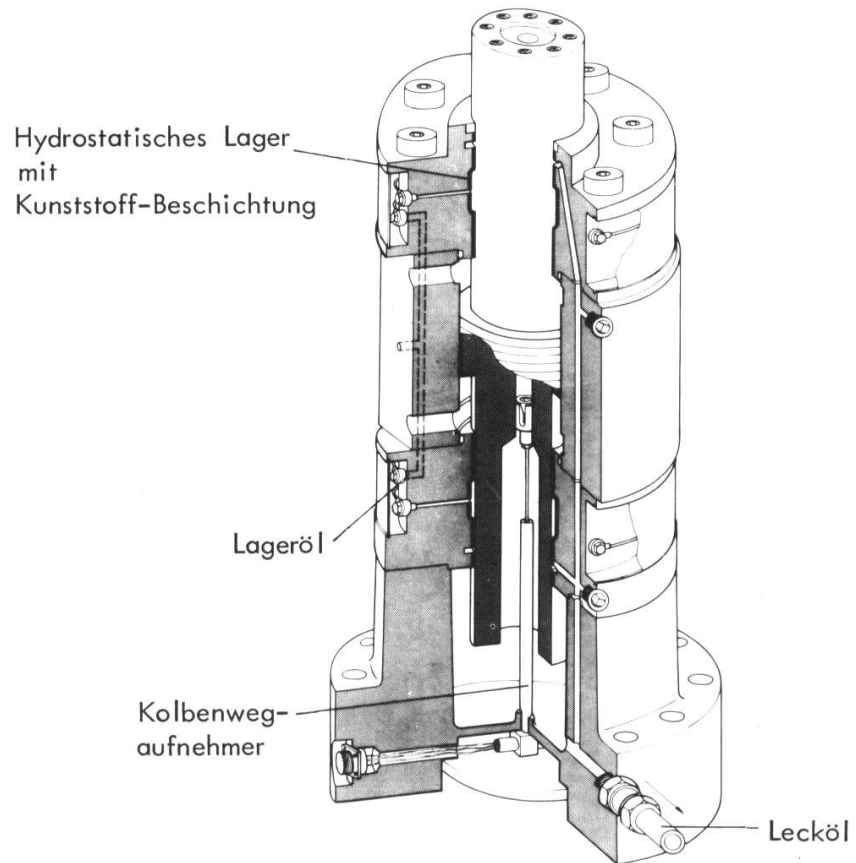


FIG. 7.3 – Construction du vérin hydraulique de SCHENCK

# Table des figures

2.1	La tête et le cou humain . . . . .	4
2.2	Première vertèbre cervicale C 1 (atlas) . . . . .	7
2.3	Seconde vertèbre cervicale C 2 (axis, epistropheus) . . . . .	8
2.4	Le disque intervertébral dans la colonne vertébrale . . . . .	9
2.5	Muscles antérieurs vertébraux . . . . .	11
2.6	Construction de l'Hybrid III . . . . .	25
2.7	Construction du cou le l'Hybrid III . . . . .	26
2.8	Construction du RID . . . . .	28
2.9	Illustration des vertèbres cervicales du RID . . . . .	29
2.10	RID et Hybrid III : Comparaison entre l'angle d'extension des mannequins H III et RID avec les angles enregistrées sur volontaires en situation de choc arrière sur fauteuil mou, avec appui-tête . . . . .	30
2.11	RID et Hybrid III : vitesse angulaire (calculé) en choc arrière	30
2.12	RID et Hybrid III : Comparaison entre l'accélération angulaire des têtes des mannequins Hybrid III et RID . . . . .	31
2.13	RID et Hybrid III : Comparaison des déplacements de centre de gravité des têtes des mannequins en x . . . . .	31
2.14	Illustration du cou du mannequin RID 2 et de l'ensemble du torse . . . . .	33
2.15	Comparaison entre les angles de rotation de T1 des manne- quins RID 2, Hybrid III et volontaires . . . . .	35
2.16	RID 2 – déplacement de T1 en x par rapport au fauteuil en choc arrière . . . . .	36
2.17	RID 2 – corridor de Mertz : domaines de défaillance du cou humain . . . . .	36
2.18	Construction de la colonne vertébrale de BioRID . . . . .	40
2.19	BioRID P2 : a) déplacement de T 1 en x b) déplacement angulaire de T 1 c) déplacement de T 1 en z d) déplacement angulaire relatif T 1–tête e) déplacement de point “H” en z f) distance T 1–point “H” . . . . .	41



2.20	BioRID P3 : Comparaison des résultats sur fauteuil mou (gauche), fauteuil rigide (milieu) et siège automobile (droite). Première ligne : déplacement relatif T1–C0, deuxième ligne : dépla- cement du T1 en x, troisième ligne : déplacement angulaire tête–T1, en bas : déplacement angulaire du T1 . . . . .	42
2.21	déroulement de l'accélération de la tête à 4 et 8 km/h . . . . .	48
2.22	déroulements des accélérations des têtes en $a_x$ avec 4 km/h . . . . .	49
2.23	Effet du filtrage sur le NIC . . . . .	53
2.24	Comparaison entre les déplacements linéaires et angulaires des volontaires et du modèle de Luo et Goldsmith en x, y et z . . . . .	55
2.25	Points expérimentaux sur MR (Margulies et al. 1992) . . . . .	57
2.26	Accélérations du chariot de Geigl sans volontaire (haut) et avec volontaire (bas) . . . . .	61
2.27	Construction du chariot de Ono . . . . .	64
2.28	méthode de l'analyse de mouvement de Ono . . . . .	66
2.29	Accélérations, moments, forces et angles pendant les essais sur le chariot de Ono, en bas les réactions électromyographiques des volontaires . . . . .	68
2.30	Dispositif d'essai de Matsushita . . . . .	71
2.31	Matsushita : Comparaison des accélérations du chariot, de la tête, de la hanche et du fémur en choc arrière et en choc avant . . . . .	73
3.1	Plan du banc d'essai . . . . .	77
3.2	Volontaire sur le banc d'essai . . . . .	78
3.3	Vérin hydraulique PL 10 . . . . .	79
3.4	Schéma électrique du interrupteur de sécurité . . . . .	82
3.5	Limiteur de sécurité . . . . .	83
3.6	Interrupteur de sécurité - couplé . . . . .	84
3.7	Interrupteur de sécurité - découplé . . . . .	84
3.8	Amortisseur de sécurité arrière . . . . .	85
3.9	Volontaire ceinturée sur le siège et équipée avec les accéléro- mètres . . . . .	86
3.10	Signal temporel (amplitude de déplacement constante) . . . . .	91
3.11	Spectre du signal (amplitude de déplacement constante) . . . . .	91
3.12	Signal temporel (amplitude du signal de façon "quadratique décroissante" . . . . .	92
3.13	Spectre du signal de façon "quadratique décroissante" . . . . .	92
3.14	Cohérence avec volontaire ceinturé . . . . .	95
3.15	Cohérence avec volontaire ceinturé - sangle supplémentaire . . . . .	95
3.16	Cohérence avec volontaire ceinturé - sangle supplémentaire mouvement de la tête intentionnel . . . . .	95
4.1	Explication de la détermination des fréquences propres . . . . .	98

4.2	Partie réelle et imaginaire, cohérence et phase d'un sujet "régulier" non-contracté . . . . .	99
4.3	Partie réelle et imaginaire, cohérence et phase d'un sujet "régulier" contracté . . . . .	99
4.4	Déformée modale : présentation en 3-D . . . . .	101
4.5	Déformée modale d'un sujet "régulier" non-contracté . . . . .	102
4.6	Déformée modale d'un sujet "régulier" contracté . . . . .	102
4.7	Le domaine "régulier" dans l'ensemble des volontaires (contractés) . . . . .	103
4.8	Individus typiques "régulier" et "rigide" . . . . .	106
4.9	Partie réelle, imaginaire, cohérence et phase d'un sujet "rigide" non-contracté . . . . .	108
4.10	Partie réelle, imaginaire, cohérence et phase d'un sujet "rigide" contracté . . . . .	108
4.11	Déformée modale d'un sujet "rigide" non-contracté . . . . .	109
4.12	Déformée modale d'un sujet "rigide" contracté . . . . .	109
4.13	Distribution des fréquences de résonance "humain" (régulier et rigides) a) relâchés, b) contractés . . . . .	110
4.14	Distribution des fréquences de résonance "humain-régulier" a) relâchés, b) contractés . . . . .	110
4.15	Distribution des fréquences de résonance "humain-rigide" a) relâchés, b) contractés . . . . .	110
4.16	Distribution des fréquences de résonance femmes et hommes réguliers a) relâchés et b) contractés . . . . .	111
4.17	Distribution des fréquences de résonance femmes et hommes rigides a) relâchés et b) contractés . . . . .	111
5.1	BioRID sur le banc d'essai . . . . .	114
5.2	Partie réelle et imaginaire de la fonction de transfert de THOR . . . . .	117
5.3	Le modèle biarticulé . . . . .	120
5.4	Partie réelle et imaginaire du modèle biarticulé . . . . .	122
5.5	Cohérence des signaux du modèle biarticulé . . . . .	122
7.1	Dimensions du volontaire (assis) . . . . .	127
7.2	Dimensions du volontaire (debout) . . . . .	127
7.3	Construction du vérin hydraulique de SCHENCK . . . . .	129

# Liste des tableaux

2.1	Détail de l'instrumentation implantée sur l'ensemble cou-torse du mannequin RID 2 . . . . .	34
2.2	pics de l'accélération des essais de 4 et 8 km/h . . . . .	47
2.3	pics de l'accélération des essais de 4 et 8 km/h . . . . .	47
2.4	Instrumentation de l'Hybrid III et BioRID II . . . . .	51
2.5	représentation des configurations des essais . . . . .	51
2.6	Rapports des élongations et les déplacements en position finale de la tête . . . . .	58
2.7	Propriétés du chariot de Geigl . . . . .	60
2.8	Données techniques de chariot de Ono et al. 1997 . . . . .	65
4.1	Fréquences de résonance et amortissements . . . . .	104
4.2	Données anthropométriques . . . . .	105
4.3	Comparaison des deux groupes "régulier" et "rigide" . . . . .	106
5.1	Résultats des essais vibratoires (mannequins et volontaire) . .	117
7.1	Fiche analytique . . . . .	126
7.2	Données anthropométriques supplémentaires . . . . .	128

# Bibliographie

- [1] Argenson C., De Peretti F., Ghabris A., Eude P., Lovet J., Hovorka I., *Classifications traumatiques du rachis cervical inférieur*. [http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo68\\_la-porte/index\\_vf.shtml](http://www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic/mo68_la-porte/index_vf.shtml)
- [2] Bendjellal F., Tarriere C., Gillet D., Mack P. & Guillon F.; *Head and neck responses under high G-level lateral deceleration*; 31<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conf.; paper 872196, pp. 29–47; 1987
- [3] N. Bertholon et al. : *Human head and cervical spine behaviour during low-speed rear end impacts : PMHS sled tests with a rigid seat*. IRCOBI 2000, pp. 265 - 277
- [4] Benzaquen C. : *Synthèse des critères cou en choc frontal et interprétation des courbes d'efforts*; Institut de Recherche Orthopédique; Note Technique 321/IRO/94; 1994
- [5] Boström O., Svensson M., Aldman B., Hansson H., Halan Y., Lövsund P., Seeman T., Suneson A., Säljo A. & Örtengren T. : *A New Neck Injury Criterion Candidate-Based on Injury Findings in the Cervical Spinal Ganglia After Experimental Neck Extension Trauma*; Ircobi Conf.; pp. 123–136; 1996
- [6] Cappon H. et al. : *Development and Evaluation of a New Rear-Impact Crash Dummy : The RID 2* STAPP 2001, paper no. 01S-20, pp. 225 - 238
- [7] Svensson, M.Y. und Lövsund, P. : *A Dummy for Rear-end Collisions – Development and Validation of a New Dummy-Neck* IRCOBI 1992, pp. 299 - 310
- [8] Chang H., Gilbertson L., Goel V., Winterbottom J., Clark C. & Patwardhan A.; *Dynamic response of the occipito-atlanto-axial (C0–C1–C2) complex in right axial rotation*; Journal of Orthopaedic Research; Vol. 10, No 3, pp. 446–453; 1992
- [9] Chazal J., Tanguy A., Bourges M., Gaurel G., Escande G., Guillot M. & Vanneuville G.; *Biomechanical properties of spinal ligaments and a histological study of the supraspinal ligament in traction*; Journal of Biomechanics; Vol. 18, No 3, pp. 167–176; 1985

- [10] Cheng R., Yang K., Levine R., King A. & Morgan R.; *Injuries to the Cervical Spine Caused by a Distributed Frontal Load to the Chest*; 26<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf.; paper 821155, pp. 1–40; 1982
- [11] Dosch JC : *Trauma conventional radiologic study in spine injury*. Springer Verlag Ed., 1985.
- [12] Eichberger A., Darok M., Steffan H., *Pressure measurement in the spinal canal of postmortem human subjects during rear-end impact and correlation of results to the neck injury criterion (NIC)* Conf. WAD'99 Compedium/Traffic Safety and Auto Engineering 1999/
- [13] Ewing, C.L. und D.J. Thomas : *Human head and neck response to impact acceleration*. NAMRL Pensacola 1972, Monograph 21, p. 84
- [14] A. Faller : *Der Körper des Menschen*. Thieme Verlag Stuttgart, 13. Aufl. (1999)
- [15] Forsyth H.F. : *Extension Injuries of the Cervical Spine*, J. Bone Joint Surg, 1964, 46 A, 1792 1796.
- [16] Fuentes JM , Benezech J, Lussiez B, Vlahovitch B : *La fracture-séparation du massif articulaire du rachis cervical inférieur. Ses rapports avec la fracture dislocation en hyperextension*. Rev chir Orthop, 1986; 72 : 435–440.
- [17] B.C. Geigl : *The Movement of Head and Cervical Spine During Rearend Impact*. IRCOBI 1994, pp. 127 - 137
- [18] Goel V., Clark C., Gallaes K. & King Liu Y.; *Moment-rotation relationships of the ligamentous occipito-atlanto-axial complex*; Journal of Biomechanics; Vol. 21, No 8, pp. 673–680; 1988
- [19] Goldsmith W. et al. : *Response of a Human Head/Neck/Upper Torso Replica to Dynamic Loading*. Journal of Biomechanics 1987, Vol. 20, pp. 487 - 497
- [20] Harris JH Jr, Eideken-Monroe B, Kopaniky DR : *A practical classification of acute cervical injuries*. Orthop Clin North Am, 1986; 17 : 15–30
- [21] Kallieris D., Mattern R., Miltner E., Schmidt G. & Stein K.; *Considerations for a neck injury criterion*; 35<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf.; paper 912916, pp. 401–417; 1991
- [22] Kallieris D., Rizzetti A., Mattern R., Thunnissen J. & Philippens M.; *Cervical Human Spine Loads During Traumatomechanical Investigations*; Ircobi Conf.; pp. 89–106; 1996
- [23] Louis R : *Traumatismes du rachis cervical. Entorses et hernies discales*. Press. Méd., 1979; 8; 22 : 1843–1849
- [24] McElhaney J., Paver J., McCrackin H. & Maxwell M.; *Cervical spine compression responses*; 27<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf.; paper 831615, pp. 163–177; 1983

- [25] Mc Lain R.F., Aretakis A., Moseley T.A., Ser P., Benson D.R. : *Sub-axial cervical dissociation. Anatomic and biomechanical principles of stabilization*. Spine, 1994; 19; 6 : 653–659
- [26] S. Margulies : *In Vivo Motion of the Human Cervical Spinal Cord in Extension and Flexion*. IRCOBI 1992, pp. 213 - 224
- [27] T. Matsushita : *X-Ray Study of the Human Neck Motion Due to Head Inertia Loading*. STAPP 1994, vol. 942208, pp. 55 - 64
- [28] Mertz H. & Patrick L. ; *Investigation of the kinematics and kinetics of whiplash* ; 1<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conf. ; paper 670919, pp. 175–203 ; 1967
- [29] Mertz H. & Patrick L. ; *Strength and response of the human neck* ; 15<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf. ; paper 710855, pp. 207–232 ; 1971
- [30] Mertz H., Hodgson V., Thomas M. & Nyquist G. ; *An Assessment of Compressive Neck Loads Under Injury-Producing Conditions* ; The Physician and Sport Medicine ; pp95–106 ; 1978
- [31] Mertz H. ; *Antropomorphic Test Devices* ; Biomechanics and Prevention ; Nahum & Melvin editors, Springer-Verlag ; 1993
- [32] Meyers BS, Mc Elhaney JH, Doherty BJ, Paver JG, Gray L : *The role of torsion in cervical spine trauma*. Spine, 1991 ; 16 : 870–875.
- [33] Moroney S., Schultz A., Miller J. & Andersson G. ; *Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments* ; Journal of Biomechanics ; Vol. 21, No 9, pp. 769–779 ; 1988
- [34] Myers B., McElhaney J., Doherty B., Paver J. & Gray L. ; *The Role of Torsion in Cervical Spine Trauma* ; Spine ; Vol. 16, No8, pp. 870–874 ; 1991
- [35] Myers B., Van Ee C., Camacho D., Woolley T. & Best T. ; *On the structural and material properties of mammalian skeletal muscle and its relevance to human cervical impact dynamics* ; 39<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf. ; paper 952723, pp. 203–214 ; 1995
- [36] Myklebust J., Pintar F., Yoganandan N., Cusick J., Maiman D., Myers T. & Sances A. ; *Tensile strength of spinal ligaments* ; Spine ; Vol. 13, No 5, pp. 526–531 ; 1988
- [37] Nyquist G., Begman P., King A. & Mertz H. ; *Correlation of Field Injuries and GM Hybrid III Responses for Lap-Shoulder Belt Restraint* ; Journal of Biomechanical Engineering ; Vol. 102, pp. 103–109 ; 1980
- [38] K. Ono : *Motion Analysis of Human Cervical Vertebrae During Low Speed Rear Impacts by the Simulated Sled*. IRCOBI 1997, pp. 223 - 237
- [39] Pintar F., Yoganandan N., Voo L., Cusick J., Maiman D. & Sances A. ; *Dynamic characteristics of the human cervical spine* ; 39<sup>th</sup> Stapp Car Crash Conf. ; paper 952722, pp. 195–202 ; 1995
- [40] Pintar F., Yoganandan N. & Schlick M. ; *Biodynamics of Cervical Spinal Injury* ; Ircobi Conf. ; pp. 285–294 ; 1995

- [41] Pintar F., Yoganandan N. & Voo L.; *Effect of Age and Loading Rate on Human Cervical Spine Injury Threshold*; Spine; Vol. 23, No 18, pp. 1957–1962; 1998
- [42] Pintar F., Voo L., Yoganandan N. & Maiman D.; *Mechanisms of Hyperflexion Cervical Spine Injury*; Ircobi Conf.; pp. 249–260; 1998
- [43] Roaf R : *A study of the mechanics of spinal injuries*. J Bone Joint Surg, 1960 ; 42B : 810–823
- [44] Roy-Camille R. et coll. : *Rachis cervical traumatique non neurologique*. 1<sup>ères</sup> Journées de la Pitié, Masson Ed., 1979, Paris
- [45] Shea M., Edwards W., White A. & Hayes W.; *Variations of stiffness and strength along the human cervical spine*; Journal of Biomechanics; Vol. 24, No 2, pp. 95–107; 1991
- [46] Shea M., Wittenberg R., Edwards W., White III A., Hayes W.; *In vitro hyperextension injuries in the human cadaveric cervical spine*; Journal of Orthopaedic Research; Vol. 10, No 6, pp. 911–916; 1992
- [47] Schneider RC, Kahn : *The syndrome of acute central cervical spinal cord followed by chronic anterior cervical cord injury (or compression) syndrome*. J Bone Joint Surg, 1960 ; 42A : 253–260
- [48] Sénégas J, Vital JM, Barat M, Caille JM, Dabadie Ph : *Traumatismes du rachis cervical*. Encycl. Med. Chir. (Paris, France), Appareil Locomoteur, 1987, 15825; A10 : 9, 21.
- [49] Svensson M., Aldman B., Hansson H., Lövsund P., Seeman T., Suneson A. & Örtengren T.; *Pressure effects in the spinal canal during whiplash extension motion : A possible cause of injury to the cervical spinal ganglia*; 19th Ircobi Conf.; pp. 189–200; 1993
- [50] Taylor AR, Blackwood W : *Paraplegia in hyperextension cervical injuries with normal radiographic appearances*. J Bone Joint Surg, 1948; 30B : 245–248
- [51] Torg JS, Pavlov H, O'Neill M J, Nichols CE, Senett B : *The axial load tear drop fracture*. Am J Sports Med, 1991; 19 : 355–364.
- [52] Véron S.; *Modélisation géométrique et mécanique tridimensionnelle par éléments finis du rachis cervical supérieur*; Thèse de Mécanique, ENSAM, Paris; 1997
- [53] Wismans J., Philippens M., van Oorchot E., Kallieris D. & Matten R.; *Comparaison of human volunteer and cadaver head-neck response in frontal flexion*; 31<sup>st</sup> Stapp Car Crash Conf.; paper 872194, pp. 1–13; 1987
- [54] Yoganandan N., Pintar F., Maiman D., Cusick J., Sances J. & Walsh P.; *Human headneck biomechanics under axial tension*; Med. Eng. Phys.; Vol. 18, No 4, pp. 289–294; 1996