

École Doctorale Mathématiques, Sciences de l'Information et de l'Ingénieur

THÈSE

présentée pour obtenir le grade de

Docteur de l'Université de Strasbourg

Discipline: Mécanique

Spécialité : Biomécanique

par

Klaus Günzel

Le 20 Octobre 2009

Caractérisation mécanique multidirectionnelle de la colonne cervicale humaine

Membres du jury

Directeur de thèse: M. Rémy WILLINGER, Professeur, Université de Strasbourg Co-directeur de thèse: M. Hans MÜLLER-STORZ, Professeur, HS Offenburg Rapporteur externe: M. Mats SVENSSON, Professeur, Chalmers University Rapporteur externe: M. Jean-Pierre VERRIEST, Directeur de Recherche, INRETS

Invité: M. Nicolas BOURDET, IR, Université de Strasbourg

Sommaire

C	hapitre 1	Introduction générale	6
C	hapitre 2	Revue bibliographique	9
1	Introd	uction	9
2	Anato	mie de la colonne cervicale	10
_		oduction	
		égion cervicale	
		articulations du cou	
		ligaments du rachis cervical	
		muscles du cou	
3	Mécan	ismes de lésions et limites de tolérance du rachis cervical	28
		oduction	
	3.2 Les	mouvements et la mobilité de la colonne cervicale	28
	3.3 Méd	canismes de lésion du cou	32
	3.4 Lim	ites de tolérance et critères de lésion	35
	3.5 Con	clusion	46
4		térisation expérimentale du cou	
		oduction	
		lyse temporelle en situation de choc	
		lyses vibratoires de colonne cervicale	
	4.4 Con	clusion	74
5		odèles à paramètres localisés du rachis cervical	
		oduction	
		sentation des modèles	
6	Conclu	ısion et motivation de l'étude	83
C	hapitre 3	Analyse modale expérimentale multidirectionnelle I/O du système tête-cou	86
1	Introd	uction	86
2	Rappe	ls théoriques	88
	2.1 Mes	sure électrique des grandeurs mécaniques	88
		tement du signal	
	2.3 Rap	pel sur l'analyse modale analytique et expérimentale	95
3	Analys	se modale expérimentale	100
	3.1 Mat	ériels et méthode	100
	3.2 Prot	ocole des tests	104
	3.3 Rés	ultats de l'analyse modale multidirectionnelle du système tête-cou	111
	3.4 Syn	thèse et discussion	148
4	Conclu	nsion	153
C	hapitre 4	Analyse modale en fonctionnement du système tête-cou	155
1	Introd	uction	155
2	Donno	l sur l'analysa madala an fanatiannamant	157

2.1	Introduction	157	
2.2	Présentation de la méthode d'Identification Stochastic Reference (SSI/ref)	157	
2.3	Architecture du code développé dans le cadre de cette thèse	167	
2.4	Validation du code à partir d'une analyse modale d'un système à 2ddl	168	
2.5			
3	Analyse modale en fonctionnement sur l'adulte	177	
3.1			
3.2	Cas A1f sous chargement latéral	177	
3.3			
3.4	Conclusion	184	
4	Analyse modale en fonctionnement du système tête-cou de l'enfant	186	
4.1	Introduction	186	
4.2	Protocole expérimental pour les tests embarqués	186	
4.3	Résultats détaillés du test E1m	187	
4.4	Résultats des tests pour l'ensemble des cinq cas	192	
4.5	Conclusion	197	
5	Conclusion et Synthèse	199	
Chapi	itre 5 Conclusion et perspectives	202	
Références			

Chapitre 1 Introduction générale

Malgré l'amélioration de la sécurité des passagers automobiles, les lésions cervicales mineures, dues à des accidents de voiture en choc arrière à vitesse modérée ainsi qu'en chocs latéral et oblique, restent un problème important de la sécurité routière. Peclet et al. (1990) ont montrés que les traumatismes au niveau du système tête-cou chez l'enfant se produisent le plus souvent lors des accidents de la route (occupant de voiture: 27,5%, cyclistes et piétons: 20,4%,). Otte et al. (2007) constate que l'impact arrière est la cause la plus fréquente quant à l'apparition des lésions cervicales suivit par le choc frontal et l'impact latéral. Dans divers domaines de la biomécanique, dont celui qui s'attache à l'amélioration de la sécurité des occupants de véhicule automobile, on utilise des modèles numérique et physique (mannequins) du corps humain permettant de reproduire le comportement d'un individu dans des situations d'accidents. Ainsi, lors d'essais de type crash test, on mesure, sur le modèle physique, les grandeurs mécaniques liées au chargement qu'il subit. On calcule alors un certain nombre de critères qui sont censés prédire un niveau de risque lésionnel pour le futur occupant. La plupart des stratégies de sécurité sont basées sur les résultats obtenus à travers des tests utilisant ces mannequins mais aussi sur la simulation numérique du corps humain, nettement moins onéreuse que les essais expérimentaux. Néanmoins, afin de parvenir à des simulations réalistes, les mannequins physiques ou numériques doivent être agencés de manière à avoir un comportement cinématique et dynamique proche de celui de l'être humain. Le mannequin ou le modèle est alors qualifié de « bio-fidèle ». Les méthodes actuelles de validation des modèles sont basées sur une analyse cinématique du comportement du corps humain en situation de choc et dans diverses conditions d'essais. Dans le cadre de chocs violents, il n'est pas possible de soumettre des volontaires à des tests qui pourraient engendrer des lésions. Les résultats de tests in vitro (post-mortem), qui se révèlent souvent peu représentatifs du vivant, sont alors utilisés dans le processus de validation des modèles. La validation des modèles reposant sur des réponses analysées dans le domaine fréquentiel garantit une meilleure biofidélité que dans le cas de validations réalisées dans le domaine temporel, en raison de la trop grande liberté qu'autorisent les corridors de référence.

Les travaux réalisés dans le cadre de cette thèse s'intéressent à une caractérisation omnidirectionnelle originale du système tête-cou *in vivo*.

Une étude bibliographique approfondie, portant sur l'anatomie, les paramètres mécaniques du corps humain, les limites de tolérances et les critères de lésions actuels ainsi qu'une revue des modèles à paramètres localisés existants sera réalisée dans la première phase de ce travail. Cette étude nous permettra de mieux comprendre le rachis cervical et de distinguer les principales charnières de la colonne étudiées. Même si plusieurs lésions sont encore mal comprises, il apparaît clairement que seul un certain nombre de mécanismes lésionnels précis n'ont pu être identifiés en choc arrière aussi bien de manière quantitative que qualitative. Ainsi, d'après les études de Mertz et Patrick en (1971), plusieurs critères tels que le Nij, développé par Prasad et Daniel (1984) qui est une combinaison des tolérances en traction compression flexion et extension, ou le Nkm développé par Muser et al. (2000) qui compare les efforts transversaux et les moments de flexions à des valeurs limites, ont permis d'évaluer le risque lésionnel aux décélérations brutales. Cependant en ce qui concerne les chocs latéraux et obliques très peu d'informations sont à ce jour disponibles. Malgré une connaissance assez fine de cette structure biomécanique complexe au niveau épidémiologique, les critères de lésions disponibles portent sur des paramètres globaux qui rendent difficile toute évaluation de risque pour une lésion spécifique que ce soit en cas de choc arrière à énergie modérée ou en cas de chocs latéral ou oblique.

Dans un deuxième volet, la caractérisation expérimentale multidirectionnelle du système tête-cou de l'adulte sera proposée et consistera en une analyse modale sur dix volontaires. Ces méthodes non destructives sont très souvent utilisées dans le domaine de l'industrie pour caractériser au plan dynamique des structures mécaniques. Cette méthode originale en biomécanique, initiée par Bourdet en 2004, sera reprise et améliorée. Elle nous permettra de déterminer les fonctions de transfert du système tête-cou. Pour cela deux protocoles expérimentaux seront mis au point:

le premier consistera en une analyse impulsionnelle dans le plan frontal et sagittal
à l'aide d'un pendule réalisé dans le cadre de la thèse de doctorat de N. Bourdet.
La fonction de transfert du système tête-cou sera alors calculée entre la force

impulsionnelle appliquée au niveau du front ou de la tempe et les accélérations de la tête en trois points.

— le deuxième protocole expérimental consistera en un fauteuil pivotant muni d'une buttée permettant un arrêt net en rotation. La fonction de transfert sera calculée entre la vitesse angulaire enregistrée au niveau du thorax et la vitesse angulaire enregistrée au niveau du vertex.

Basé sur ces résultats expérimentaux, nous établirons ensuite un modèle à paramètres localisés qui simule le comportement dynamique omnidirectionnel du système tête-cou.

Dans un troisième chapitre nous présenterons une approche originale concernant la caractérisation du système tête-cou de l'enfant. Pour ce dernier volet, la technique d'analyse utilisée est celle de l'analyse modale en fonctionnement (appelée aussi « output-only »). Cette technique a la particularité d'analyser le comportement dynamique d'une structure en fonctionnement sans l'enregistrement de l'excitation. Cette méthode a été utilisée dans le cadre du jeu et du loisir sur des manèges type grand huit pour enfant. Les accélérations linéaires et rotatoires seront enregistrées au niveau de la tête de l'enfant puis traitées dans le domaine fréquentiel afin d'identifier les modèles associés.

Pour finir, nous conclurons sur les apports de ce travail de thèse quant à une meilleure compréhension du comportement dynamique multidirectionnel du système tête-cou de ses implications au niveau des systèmes de protection de la colonne cervicale et des travaux futurs nécessaires.

Chapitre 2 Revue bibliographique

1 Introduction

Ce chapitre fait le point sur la bibliographie se rapportant à la biomécanique des chocs du système tête-cou.

Une première partie est consacrée à l'anatomie du cou avec pour objectif la description de ses différents constituants. Seuls les composants jouant un rôle mécanique ou susceptibles d'être lésés lors d'un choc seront décrits, à savoir la structure osseuse, le système ligamentaire et musculaire.

Le deuxième volet de cette revue bibliographique concerne les mobilités du cou ainsi que les mécanismes de lésion qui peuvent être encourus suivant un mode de sollicitation donné. S'en suit naturellement une revue des limites de tolérance présentées dans la littérature.

Dans un troisième temps, sont présentés les résultats des différents travaux de recherche portant sur la caractérisation dynamique du rachis cervical que ce soit dans le domaine temporel ou fréquentiel en se focalisant sur le plan frontal.

Finalement ce chapitre présente les modèles mathématiques existants et plus particulièrement les modèles à paramètres localisés étant donné que l'objectif de ce travail de thèse est de développer un modèle mathématique capable de reproduire le comportement du cou dans les trois directions de l'espace.

2 Anatomie de la colonne cervicale

2.1 Introduction

La biomécanique des chocs s'intéresse au comportement de l'être humain en situation extrême. Il est donc indispensable avant toute recherche fondamentale d'aborder le sujet d'un point de vue anatomique. C'est pourquoi, nous allons faire une description de la structure osseuse du rachis cervical ainsi que des parties molles associées et nous évaluerons les mobilités du rachis. Cette synthèse a été réalisée à l'aide de différents atlas d'anatomie (Rouvière 1991, Schiebler 2004, Le Minor 2005).

2.2 La région cervicale

2.2.1 Les plans et les repères anatomiques

Avant de donner une description biomécanique de la région cervicale, il est nécessaire de définir les trois plans de référence couramment utilisés (figure 2-1a):

- Le plan sagittal (OXZ) représentant le plan de symétrie global de l'homme,
- le plan horizontal (OXY) ou transversal,
- le plan frontal (OYZ) perpendiculaire aux deux précédents.

La figure 2-1b représente la définition des repères selon ISO 2631 (1997) et figure 2-1c celle proposée par McElhaney (1993).

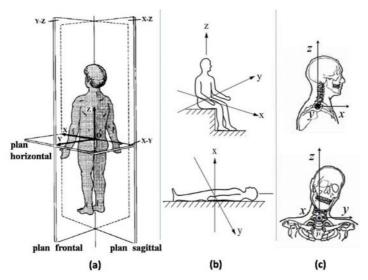


Figure 2-1: Représentation (a) des trois plans de références (White 1990), (b) des repères selon ISO 2631 (1997) et(c) du repère du système tête-cou selon McElhaney (1993).

Le repère local de la tête est défini à partir de points anatomiques qui sont les centres des orifices des conduits auditifs externes et les rebords orbitaires inférieurs. Ces quatre points sont considérés comme coplanaires et forment le plan de Frankfort.

Le Centre Anatomique (CA) de la tête, représenté figure 2-2 est le milieu des orifices des conduits auditifs externes. L'axe X est dans le plan de Frankfort et passe par le milieu des rebords orbitaires inférieurs, positif de l'arrière vers l'avant. L'axe Y est dans le plan de Frankfort et passe par les orifices des conduits auditifs externes, positif de la droite vers la gauche. L'axe Z est perpendiculaire au plan de Frankfort, positif du bas vers le haut.

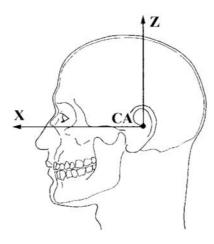


Figure 2-2: Représentation du repère anatomique de la tête avec les axes X et Z (Ewing 1973), (CA): Centre Anatomique.

2.2.2 La colonne vertébrale

Le rachis est une colonne flexible formée d'une série d'os appelés vertèbres. Celles-ci sont au nombre de 33 groupées sous les noms de cervicales, dorsales, lombaires, sacrées et coccygiennes selon les régions qu'elles occupent. Elles sont 7 dans la région cervicale (C1 à C7) positionnées en lordose (concavité postérieure), 12 dans le rachis dorsal (T1 à T12) en cyphose (concavité antérieure), 5 dans le rachis lombaire (L1 à L5) en lordose, 5 dans le sacrum en cyphose et 4 dans le coccyx (figure 3). 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 sacrée et coccygienne sont appelées vertèbres fausses ou fixes parce qu'elles s'unissent à l'âge adulte pour ne former que deux os : le sacrum et le coccyx. La colonne vertébrale est le pilier central du corps humain.

Cet empilement de vertèbres séparées par des disques intervertébraux est maintenu par des ligaments et des muscles en système de haubans. A l'exception de la première et de la

seconde vertèbre cervicale, les vertèbres vraies ou mobiles présentent des caractéristiques communes.

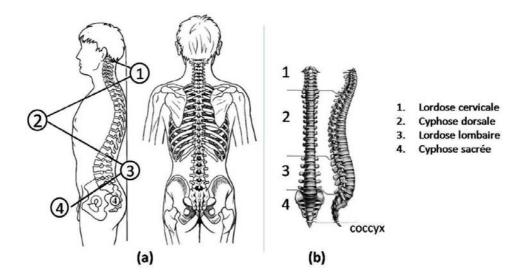


Figure 2-3: Vues sagittales et frontales de la colonne vertébrale avec ses différentes parties.

(a) sa position dans le corps,

(b) le rachis isolé. (Kapandji 2002).

2.2.3 Le rachis cervical

La colonne vertébrale joue trois rôles primordiaux, le premier est de protéger l'axe nerveux partant de la base du crâne et allant jusqu'à sa partie dorsale (moelle épinière). Deuxièmement elle transmet et supporte les charges situées au dessus du bassin et troisièmement, elle assure la mobilité entre la tête, le tronc et le bassin grâce à un empilement d'éléments quasi indéformables (les vertèbres) et d'éléments déformables (les disques intervertébraux, les ligaments et les muscles).

Le rachis cervical constitue la partie supérieure de la colonne vertébrale et assure le lien entre la base du crâne et le reste de la colonne. On peut différencier deux régions bien distinctes illustrées en figure 2-4.

- Le rachis cervical supérieur composé de l'atlas et de l'axis.
- Le rachis inférieur, composé de quatre vertèbres cervicales, C3 à C7.

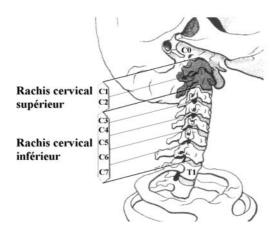


Figure 2-4: Le rachis supérieur et le rachis inférieur (Kapandji 2002).

2.2.4 L'unité fonctionnelle

Une unité fonctionnelle est composée de deux vertèbres adjacentes ainsi que les tissus mous les reliant (figure 2-5). Les principaux rôles de ceux-ci sont les suivants:

- le disque intervertébral est un élément déformable qui permet la mobilité et amortit les efforts,
- les surfaces articulaires guident les mobilités segmentaires de la colonne et
- les ligaments limitent les amplitudes de mouvement et contribuent ainsi à la stabilité de la colonne.

La structure musculaire joue le rôle moteur et participe à la stabilité du rachis.

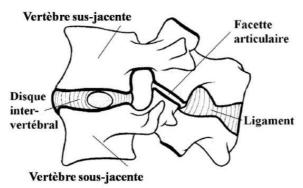


Figure 2-5: Exemple d'une unité fonctionnelle, composée de deux vertèbres et des tissus mous (Kapandji 2002).

2.3 Les articulations du cou

2.3.1 Architecture osseuse d'une vertèbre cervicale type

Le squelette cervical peut se diviser en trois colonnes qui entourent le canal vertébral: la colonne antérieure formée par la superposition des corps vertébraux séparés par les disques intervertébraux, la colonne latérale représentée par les pédicules, les apophyses transverses ainsi que les apophyses articulaires et la colonne postérieure formée par les lames et les apophyses épineuses.

Le corps vertébral est large transversalement et de faible hauteur (figure 2-6). Il est articulé avec celui des vertèbres voisines par les apophyses semi-lunaires qui permettent les mouvements antéropostérieurs et empêchent les glissements latéraux.

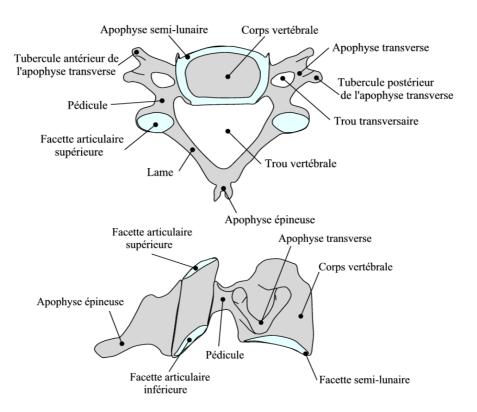


Figure 2-6: La vertèbre cervicale type; vue supérieure en haut et vue latérale en bas (Rouvière 1991).

Le corps vertébral constitue la plus grande partie de la vertèbre avec une forme plus ou moins cylindrique et présente quatre faces:

— une face supérieure bordée de chaque côté par deux saillies en crochets et des apophyses semi-lunaires qui solidarisent entre elles les vertèbres,

- une face inférieure convexe transversalement se prolongeant en avant par un "bec" et
- une face antérieure légèrement concave et une face postérieure franchement plane limitant l'avant du trou vertébral.

Ces surfaces supérieures et inférieures sont aplaties et rugueuses. Elles permettent ainsi la connexion des fibrocartilages intervertébraux. Sur la partie latérale, les pédicules se détachent du corps pour rejoindre la jonction des apophyses articulaires et des lames (figure 2-6). La face externe du pédicule est creusée en avant en forme de gouttière verticale qui forme la paroi interne du trou transversaire. Le bord supérieur est fortement échancré et limite ainsi, avec le bord inférieur du pédicule sous-jacent, un orifice appelé trou de conjugaison, ou intervertébral, par lequel sortent les nerfs cervicaux.

Les apophyses transverses sont formées d'une partie antérieure qui se détache de la face latérale du corps et d'une partie postérieure qui se détache de la face externe du pédicule. Elles circonscrivent entre elles un orifice (le trou transversaire) de 5 à 8 mm de diamètre (figure 2-6). La superposition des vertèbres forme alors le canal transversaire qui contient le paquet vasculo-nerveux vertébral.

Les lames sont deux structures larges et plates dirigées à la fois vers l'arrière et le milieu, à partir des pédicules (figure 2-6). Elles fusionnent au niveau de la ligne moyenne postérieure et complètent ainsi la limite postérieure du trou vertébral. Les bords supérieurs et les parties inférieures des surfaces antérieures sont rugueux et permettent ainsi la connexion des ligaments jaunes.

Les apophyses articulaires sont situées de chaque côté de la vertèbre entre les pédicules et les lames (figure 2-6). Elles sont terminées par deux facettes articulaires dont l'inclinaison donne à la colonne une grande souplesse et une grande mobilité. 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 séparées par une fine couche d'un cartilage diaphane (vitreux). Au niveau de la

colonne postérieure, les lames réunissent, de chaque côté, les apophyses articulaires et l'apophyse épineuse de forme prismatique triangulaire.

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

Le corps vertébral est composé d'os spongieux recouvert par une fine couche d'os compact. Ce dernier est perforé par de nombreux orifices, dont quelques-uns sont de grandes tailles pour laisser passer des vaisseaux sanguins. A l'intérieur, l'os est traversé par un ou deux canaux, permettant de recevoir des veines, qui convergent en une unique grande ouverture sur la partie postérieure du corps.

L'os spongieux est structuré en fines travées osseuses perpendiculaires aux surfaces supérieures et inférieures supportant ainsi de plus grandes pressions dans cette direction. La voûte et les apophyses sont couvertes d'un épais tissu compact.

La vertèbre présente des trabéculations particulières qui s'expriment par des travées osseuses organisées selon une architecture qui assure une meilleure résistance aux sollicitations (figure 2-7). Il y a trois sortes de systèmes trabéculaires:

- des travées verticales qui se prolongent d'une vertèbre à l'autre,
- des travées horizontales à disposition radiaire et
- deux autres systèmes de fibres obliques qui se prolongent jusqu'aux apophyses articulaires et épineuses.

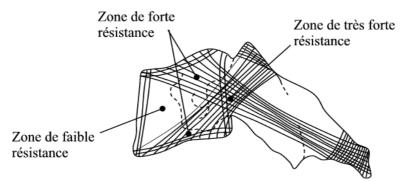


Figure 2-7: Trabéculations de la vertèbre et zones de résistances (Rouvière 1991).

Les contraintes se repartissent 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. 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.

2.3.2 L'occiput ou C0

L'os occipital est situé à la partie médiane postérieure et inférieure du crâne (figure 2-8). De forme sphérique, il est traversé en sa partie inférieure par un large orifice ovalaire: le trou occipital ou foramen magnum. Il fait communiquer la cavité crânienne avec le canal rachidien et contient le bulbe, les artères vertébrales et les nerfs spinaux. Le trou occipital est limité par le corps basilaire en avant, de chaque côté par les masses latérales et en arrière par l'écaille occipitale.

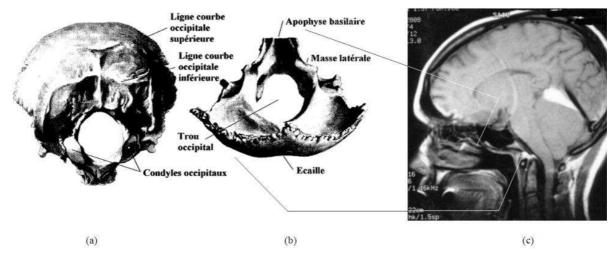


Figure 2-8: L'os occipital, (a) vues supérieure, (b) inférieure et (c) latérale (Rouvière 1991).

2.3.3 La première vertèbre cervicale: l'atlas ou C1

La première vertèbre cervicale, appelée atlas en référence à la mythologie grecque (elle supporte le poids de la tête comme le géant Atlas fils du titan Japet et de Clyméné qui fut condamné à supporter le poids de la voûte céleste), est profondément modifiée par sa situation et ses fonctions (figure 2-9). Sa principale particularité est qu'elle ne possède ni corps vertébral ni apophyse épineuse. En fait, le corps vertébral de C1 fusionne avec le corps de la vertèbre sous-jacente. Ses apophyses articulaires ont une grande importance et prennent le nom de masses latérales.

Les masses latérales sont les parties les plus importantes 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 transverse s'étirant à travers l'anneau de l'atlas et divisant le trou vertébral en deux parties inégales : l'antérieure, la plus petite, qui reçoit l'apophyse odontoïde de l'axis et la postérieure qui entoure le cordon médullaire et ses membranes. Cette partie du canal vertébral à une taille considérable et 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 nerveuse.

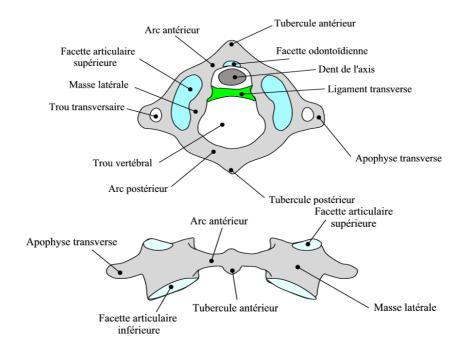


Figure 2-9: Première vertèbre cervicale C1, ou atlas (Rouvière 1991).

L'arc antérieur forme environ un cinquième de l'anneau. Sa surface antérieure présente, en son centre, le tubercule antérieur permettant au muscle long du cou 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 (dent) de l'axis.

L'arc postérieur forme deux cinquièmes de la circonférence de l'anneau. Il se termine derrière le tubercule postérieur qui est le rudiment d'une apophyse épineuse et donne l'origine au muscle petit droit postérieur de la tête. La petite taille de cette apophyse permet de n'avoir aucune interférence avec le crâne lors du mouvement de l'atlas. Derrière chaque apophyse articulaire supérieure, une cannelure (sulcus arteriæ 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 transversaire, s'enroule autour de la masse latérale. Elle transmet également le nerf sub-occipital. La

surface inférieure de la voûte postérieure possède deux cannelures peu profondes, les entailles vertébrales inférieures, derrières les facettes articulaires.

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

2.3.4 L'axis ou C2

L'axis, illustré en figure 2-10, comporte un corps vertébral dont la face supérieure porte, en son centre, l'apophyse odontoïde. Cette apophyse odontoïde possède une facette articulaire antérieure, qui s'articule avec celle de l'arc antérieur de l'atlas. Elle comporte, également, une facette articulaire postérieure, qui permet l'articulation de l'odontoïde avec le ligament transverse. De chaque côté de l'odontoïde est située une facette articulaire supérieure, convexe d'avant en arrière, recouverte de cartilage, s'articulant avec celle inférieure de l'atlas. L'axis est aussi composé d'une apophyse épineuse assez importante, rattachée au corps vertébral par deux lames constituant l'arc postérieur de la vertèbre. Au niveau inférieure de la vertèbre, il existe deux surfaces articulaires, placées au-dessous de l'extrémité antérieure des lames.

Ces facettes articulaires sont similaires à celles du rachis cervical inférieur et sont en contact avec les surfaces articulaires supérieures de C3.

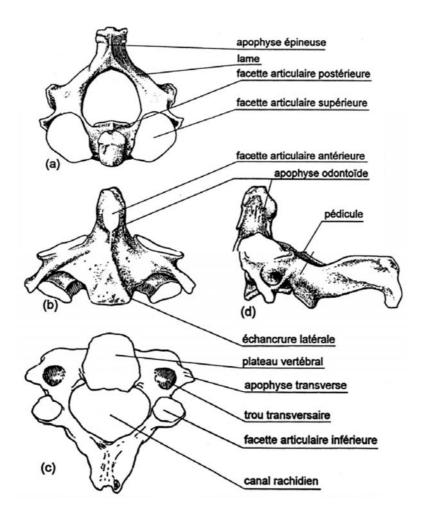


Figure 2-10: L'axis, (a)vues supérieure, (b) antérieure, (d) latérale et (c) inférieure (Kapandji 2002).

2.3.5 Les vertèbres cervicales types C3 à C7

Ces vertèbres (figure 2-11) sont de forme identique. Cependant leur taille croit depuis C3 jusqu'à C7 et l'apophyse épineuse de C7 est plus proéminente.

Chaque vertèbre cervicale comprend un corps, deux pédicules, deux apophyses articulaires, deux apophyses transverses, deux lames, une apophyse épineuse avec un trou vertébral.

Le corps est allongé transversalement. Son plateau supérieur est concave transversalement et convexe d'avant en arrière, le bord antérieur étant le plus souvent tronqué. Il est limité latéralement par les apophyses unciformes. Le plateau inférieur, lui, est convexe transversalement et concave d'avant en arrière. Il présente des échancrures latérales pour les apophyses unciformes de la vertèbre sous-jacente. Les pédicules relient le corps vertébral aux apophyses articulaires. On donne le nom de trou de conjugaison à

l'orifice compris entre les pédicules de deux vertèbres voisines. Les apophyses articulaires forment une colonne osseuse verticale reliée au corps par le pédicule et dont les faces supérieures et inférieures sont taillées en biseau. Ces faces, de forme ovale, sont recouvertes de cartilage. Les apophyses transverses sont fixées sur la face latérale du corps vertébral et sur une partie du pédicule. Elles sont perforées pour livrer passage à l'artère et à la veine vertébrale par le trou transversaire. Elles se terminent par deux tubercules. Les lames, plus larges que hautes, sont inclinées en bas et en arrière, elles s'étendent des apophyses articulaires à l'apophyse épineuse.

L'apophyse épineuse est formée par la réunion des deux lames, son sommet est bi tuberculeux.

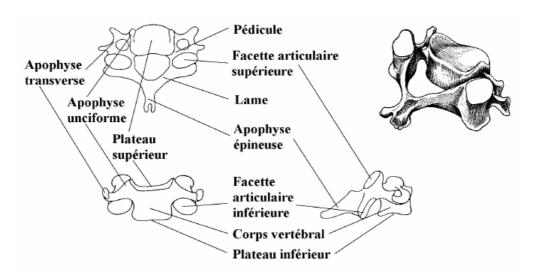


Figure 2-11: Vertèbre cervicale, vues supérieure, antérieure et latérale (Kapandji 2002).

2.3.6 Les disques intervertébraux

Ils sont situés entre les plateaux inférieurs et supérieurs des corps vertébraux de deux vertèbres adjacentes. Leur structure est composée de deux parties très caractéristiques (figure 2-12) :

- une partie centrale : le nucleus pulposus, substance gélatineuse contenant 88% d'eau. Il est cloisonné par des tractus fibreux partant de la périphérie.
- une partie périphérique : l'annulus fibrosus ou anneau fibreux constitué d'une succession de couches fibreuses concentriques dont l'obliquité est croisée lorsqu'on passe d'une couche à la voisine. Les fibres sont verticales à la périphérie et, plus on se rapproche du centre, plus elles deviennent obliques. Au centre, au

contact du nucleus, les fibres sont presque horizontales. Le noyau est donc enfermé entre les plateaux inférieurs et supérieurs des vertèbres adjacentes et l'anneau fibreux.

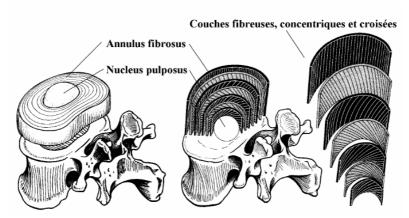


Figure 2-12: Représentation du disque intervertébral (Kapandji 2002).

2.4 Les ligaments du rachis cervical

Les ligaments sont des ensembles de fibres conjonctives serrées et résistantes, orientées dans le même sens. Ils relient les os au niveau des articulations. En ce qui concerne le cou, ils assurent la cohésion du rachis et protègent la moelle épinière. Ils ont également un rôle limiteur de mouvement. Les ligaments du cou se résument en une vingtaine dont les principaux sont notés ici (figure 2-13, figure 2-14). Ils se distinguent en trois groupes selon leur position anatomique par rapport au corps vertébral :

- les ligaments antérieurs,
- les ligaments postérieurs et
- les ligaments latéraux.

La charnière crânio-rachidienne forme un ensemble anatomique de trois articulations : entre l'occipital et l'atlas, entre l'atlas et l'axis et entre l'occipital et l'axis.

L'articulation atlaoïdo-occipital est créée par les condyles de l'occiput, fortement convexes d'avant en arrière et de forme elliptique à grand axe oblique, et les cavités glénoïdes de l'atlas, inversement conformées, à la partie supérieure des masses latérales.

Deux ligaments renforcent la capsule :

- la membrane altoïdo-occipitale antérieure (Membrana Atlanto-occipitalis Anterior) sous forme de deux lames, superficielles et profondes, tendues du bord antérieur du trou occipital à l'arc antérieur de l'atlas (figure 2-13).
- la membrane altoïdo-occipitale postérieure (Membrana Atlanto-occipitalis Posterior) s'étend du bord postérieur du trou occipital à l'arc postérieur de l'atlas (figure 2-13).

La seconde articulation est l'articulation atloïdo-axoïdienne latérale. Les facettes correspondantes de l'atlas et de l'axis sont en selle, mais le cartilage d'encroûtement les rend convexes, ce qui permet le pivotement de l'atlas sur l'axis. Deux ligaments renforcent la capsule :

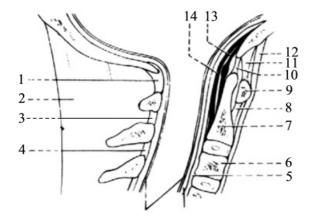
- le ligament atloïdo-axoïdien antérieur s'étend de l'arc antérieur de l'atlas au corps de l'axis (figure 2-13).
- le ligament atloïdo-axoïdien postérieur est l'homologue des ligaments jaunes, il s'étend de l'arc postérieur de l'atlas aux lames de l'axis (figure 2-13).

L'articulation atloïdo-axoïdienne médiane, articulation trochoïde (ou à pivot), est caractéristique de la charnière atloïdo-rachidienne, avec un axe vertical, l'odontoïde, autour duquel s'effectuent les mouvements de l'atlas. Le ligament transverse de l'atlas s'étend horizontalement entre les deux masses latérales de l'atlas et rentre en contact avec la facette articulaire postérieure de l'odontoïde (figure 2-14).

L'articulation axoïdo-occipitale comporte trois ligaments :

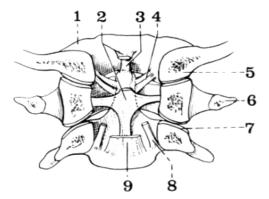
- le ligament cruciforme dont le faisceau longitudinal est tendu entre le bord antérieur du trou occipital et la face postérieure du corps de l'axis (figure 2-13).
- le ligament occipito-axoïdien possédant un faisceau médian et deux faisceaux latéraux, le double en arrière, et se confond avec le ligament vertébral commun postérieur. Il s'étend de l'apophyse basilaire à la face postérieure du corps de l'axis (figure 2-13).
- le ligament vertébral commun postérieur, situé en arrière du ligament occipitoaxoïdien, il s'insère dans la gouttière de l'apophyse basilaire et sur le bord

inférieur de l'axis et se prolonge sur toute la longueur de la colonne jusqu'au canal sacrée (figure 2-13).



- 1. Membrane atloïo-occipitale postérieure.
- 2. Ligament cervical postérieur.
- 3. Ligament atloïdo-axoïdien postérieur.
- 4. Ligament jaune.
- 5. Ligament longitudinal postérieur.
- 6. Corps de la 3e vertèbre cervicale.
- 7. Corps de l'axis.
- 8. Ligament atloïdo-axoïdien antérieur.
- 9. Arc antérieur de l'atlas.
- 10. Ligament occipito-odontoïdien antérieur.
- 11. Membrane atloïdo-occipitale antérieure.
- 12. Ligament longitudinal antérieur.
- 13. Ligament cruciforme.
- 14. Ligament occipito-axoïdien médian.

Figure 2-13: Coupe sagittale de la charnière crânio-rachidienne (Rouvière 1991).



- 1. occiput.
- 2. Ligament cruciforme.
- 3. Ligament occipito-odontoïdien médian.
- 4. Ligaments occipito-odontoïdiens latéraux.
- 5. Condyle occipital.
- 6. Apophyse transverse de l'atlas.
- 7. Articulation atloïdo-axoïdienne.
- 8. Ligament occipito-axoïdien latéral.
- 9. Ligament occipito-axoïdien médian.

Figure 2-14: Coupe sagittale de la charnière crânio-rachidienne (Rouvière 1991).

2.5 Les muscles du cou

Le rachis cervical est entouré d'un manchon musculaire important, comportant de nombreux muscles (entre 50 et 60 paires) de formes, longueurs, et insertions très diverses. Cet assemblage musculaire est symétrique par rapport au plan sagittal, donc à chaque muscle correspond son homologue pour former une paire. La contraction d'une paire de muscles peut être simultanée ou bien unilatérale (d'un seul côté).

Afin de simplifier la compréhension de ce système complexe nous avons résumé les six groupes de muscles dans le schéma figure 2-15. Une description plus complète des 6 groupes est donnée dans les pages suivantes.

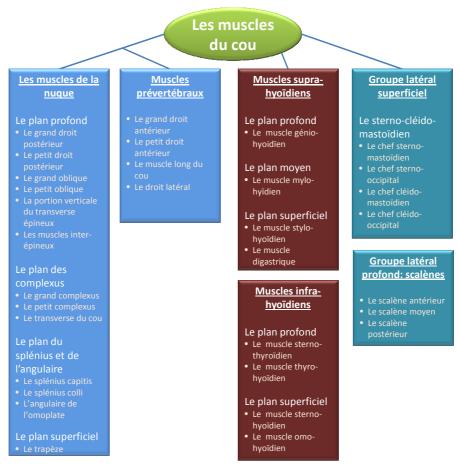


Figure 2-15: Synthèse des muscles du cou.

Les muscles de la nuque se répartissent en quatre plans, et sont situés à l'arrière du rachis cervical. La plupart des muscles de la nuque sont obliques. Ils déterminent simultanément l'extension, la rotation et l'inclinaison du côté de leur contraction.

On distingue quatre muscles prévertébraux :

- le grand antérieur de la tête qui est le plus médian des trois. Il est moteur du rachis sous-occipital et de la partie supérieure du rachis cervical inférieur.
- le petit droit antérieur de la tête qui est situé en arrière et en dehors du précédent.
 Il s'étend entre l'apophyse basilaire de l'occipital et la face antérieure de la masse latérale de l'atlas jusqu'au tubercule antérieur de son apophyse transverse.
- le muscle droit latéral représente le plus élevé des muscles intertransversaires. Il est situé en dehors du petit droit antérieur et il recouvre la face antérieure de l'articulation occipito-atloïdienne. Sa contraction bilatérale entraîne une flexion de la tête sur le rachis, sa contraction unilatérale entraîne une légère inclinaison du coté de sa contraction.

— le muscle long du cou est le plus profond des muscles prévertébraux. Il s'étend sur la face antérieure du rachis cervical, de l'arc antérieur de l'atlas jusqu'à la troisième vertèbre dorsale. Sa contraction bilatérale et symétrique redresse la lordose cervicale et entraîne une flexion du cou. Il joue un rôle important dans la statique du rachis cervical. Enfin sa contraction unilatérale détermine une flexion du rachis et une inclinaison du côté de sa contraction.

Les muscles scalènes sont au nombre de trois: les scalènes antérieurs, moyens et postérieurs. Ils sont tendus sur la face antéro-latérale du rachis cervical comme de véritables haubans musculaires. D'un point de vue fonctionnel, la contraction symétrique des scalènes détermine la flexion du rachis dorsal et une hyperlordose. La contraction unilatérale des scalènes détermine l'inclinaison et la rotation du rachis du côté de la contraction.

Dans son ensemble le sterno-cléido-mastoïdien forme une large bande musculaire, étendue sur la face antéro-latérale du cou, oblique en bas et en avant. La contraction unilatérale du sterno-cléido-mastoïdien détermine un triple mouvement associant la rotation de la tête du côté opposé à sa contraction, l'inclinaison et l'extension du côté de sa contraction. Ce mouvement porte le regard en haut et vers le côté opposé à la contraction du muscle (figure 2-16).

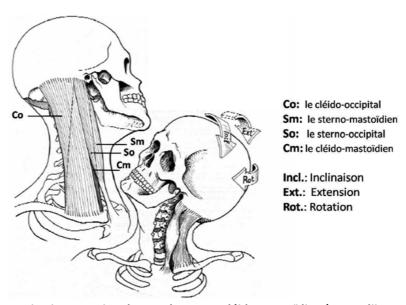


Figure 2-16: Constitution et action du muscle sterno-cléido-mastoïdien (Kapandji 2002), extension, inclinaison et rotation du système tête-cou.

Les muscles infra-hyoïdiens sont abaisseurs de la mâchoire ou élévateurs de l'os hyoïde. Le groupe comprend quatre muscles (figure 2-17). Le sterno-hyoïdien (4 sur la figure 2-17) relie le sternum à l'os hyoïde, l'omo-hyoïdien (5 sur la figure 2-17) relie l'os hyoïde à l'omoplate, le sterno-thyroïdien (6 sur la figure 2-17) relie le sternum au cartilage thyroïde et le thyro-hyoïdien (7 sur la figure 2-17) fait suite au sterno-thyroïdien en reliant le cartilage thyroïde à l'os hyoïde.

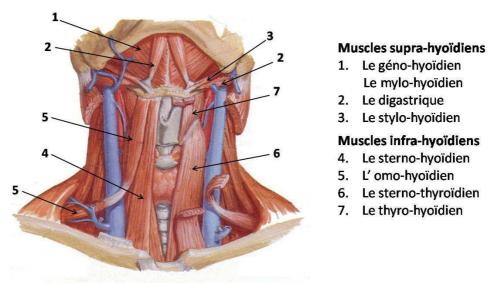


Figure 2-17: muscles supra-hyoïdiens et les infra-hyoïdiens.

3 Mécanismes de lésions et limites de tolérance du rachis cervical

3.1 Introduction

Dans cette partie, nous allons détailler des bases concernant les mouvements et la mobilité du système tête-cou, des mécanismes de lésion identifiés pour la colonne cervicale, quelques limites de tolérance et une juxtaposition de critères de lésion. Ces bases sont necessaires afin de pouvoir comprendre les lésions survenant lors des accidents de la route comme le coup de lapin (Whiplash ou Whiplash Associated Disorder, WAD (Spitzer et al. 1995).

3.2 Les mouvements et la mobilité de la colonne cervicale

Notre étude se focalise sur les mouvements de la colonne cervicale en choc arrière et latéral.

Il existe lors d'un choc arrière un mouvement de flexion-extension du cou et un mouvement de retraction frontale. Ces mouvements se décrivent dans le plan sagittal. Grauer et al (1997) ont montré à partir de tests cadavériques que lors d'un choc arrière, le cou forme une double courbure en forme de « S », avec une hyperextension au niveau de la colonne cervicale inférieure et une flexion au niveau supérieur (figure 2-18).

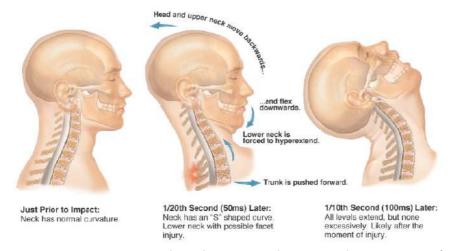


Figure 2-18: Le mouvement du système tête-cou lors d'un choc arrière, Grauer et al (1997).

Lors d'un choc latéral il apparait un mouvement d'inclinaison latérale de la colonne ainsi qu'un mouvement de rétraction latérale (Harris et al. 2000) et de rotation axiale. Ces mouvements se décrivent dans le plan frontal et horizontal (Sachse et Schildt-Rudloff en 1997).

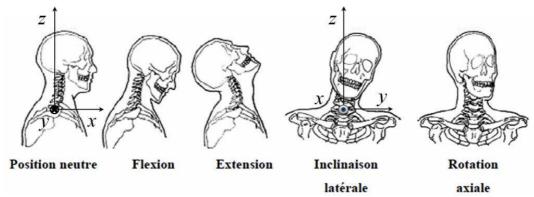


Figure 2-19: Mouvements de la tête selon McElhaney (1993).

Comprendre et identifier l'anatomie fonctionnelle du rachis cervical est essentiel pour discerner les rôles des différentes parties. Ainsi l'analyse des mobilités réalisées par Watier (1997) peut nous informer sur les charnières principales de la colonne cervicale en vue d'une modélisation, comme illustré dans la figure 2-20.

On remarque que la mobilité maximale dans le rachis cervical supérieur en flexionextension se situe au niveau des jonctions C0-C1 (25 % de la mobilité maximale de l'ensemble du rachis) et C1-C2 (20% de la mobilité maximale). En ce qui concerne le rachis cervical inférieur, la mobilité maximale est localisée au niveau de C4-C5 et C5-C6 (13.8 % de mobilité maximale, dans les deux cas).

Les zones neutres sont caractérisées par les amplitudes des déplacements obtenus entre la position d'équilibre d'origine et le début de la rigidité entre deux vertèbres adjacentes. Ce sont des régions où la colonne se déplace sans effort extérieur significatif, donc à rigidité négligeable. En ce qui concerne la flexion-extension, on remarque que la zone neutre la plus étendue se situe dans le rachis cervical supérieur au niveau de C0-C1 et C1-C2 avec respectivement 22° et 14° (figure 2-21).

Dans le rachis cervical inférieur, la zone neutre la plus étendue se situe au niveau de C4-C5 et C5-C6, comme décrit dans la figure 2-21.

Ces caractéristiques nous permettent de conclure que les principales charnières du rachis cervical se situent au niveau de la jonction atlanto-occipitale et au niveau du segment vertébral C5-C6.

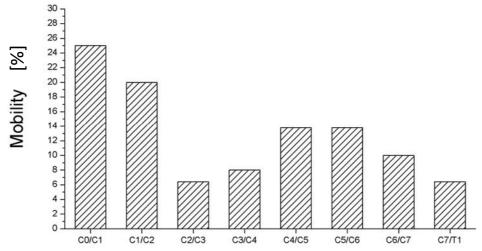


Figure 2-20 : Répartition de la mobilité en pour cent de la de la mobilité maximale de l'ensemble du rachis en flexion-extension de la colonne cervicale (Watier 1997).

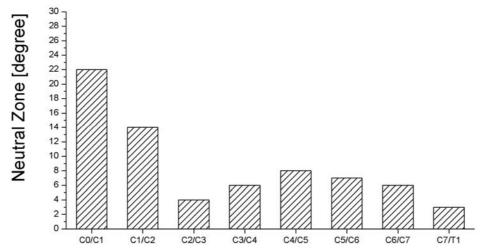


Figure 2-21 : Répartition des zones neutre en flexion-extension de la colonne cervicale (Watier 1997).

White et Panjabi (1990) ont déterminé les amplitudes de chaque segment fonctionnel unitaire suivant les trois axes de rotation, c'est-à-dire en flexion-extension, en inclinaison et en torsion, rapportées en figure 2-22.

La figure 2-23 montre les valeurs de mobilités physiologiques maximales atteintes par des sujets au cours d'un déplacement volontaire issues des études de Wilke et al. (1997).

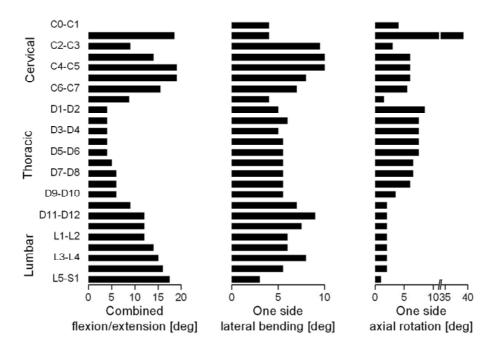


Figure 2-22 : Valeurs des amplitudes de mouvements du rachis humain suivant trois axes de rotation d'après White et Panjabi (1990).

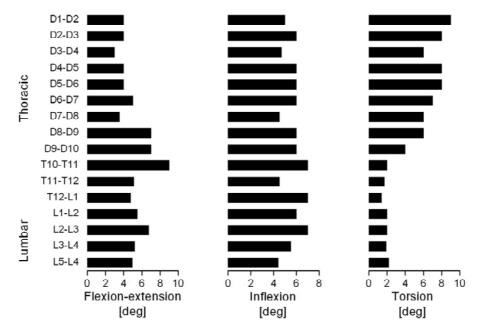


Figure 2-23 : Valeurs représentatives des amplitudes de mouvements du rachis humain suivant trois axes principaux de rotation d'après Wilke et al. (1997).

Une étude de mobilité menée par Kapandji (1975) nous informe que les mobilités principales en flexion-extension se situent essentiellement au niveau des dorsales D10-D11 et au niveau des lombaires L2-L3.

Entre l'inclinaison latérale et la rotation du cou, il y a, selon Sachse et Schildt-Rudloff (1997) et Kapandji (1997), un couplage indissociable de ces deux mouvements, une syncinésie. Une syncinésie est une contraction involontaire d'un muscle qui apparaît dans

un groupe de plusieurs muscles alors qu'un autre mouvement, celui-ci volontaire, (ou encore involontaire de type réflexe) est effectué. Ce phénomène physiologique ne permet alors pas d'isoler l'inclinaison latérale de la rotation. Kapandji (1997) décrit auprès de la syncinésie inclina-rotatoire un composant d'extension. Dès lors des mouvements simultanés se déroulent autour de trois axes selon le repère représenté dans la Figure 2-1.

3.3 Mécanismes de lésion du cou

Dans cette étude, nous avons classé les lésions par type de sollicitation. Cette revue fait référence aux travaux de classification d'Allen (1982), Harris (1986), Sénégas (1988), McElhaney (1993) et Argenson (2000). L'étude d'Argenson est fondée sur les diagnostics de 255 blessés admis dans le CHU de Nice entre 1980 et 1994 dont 60% des cas sont dus à des accidents de la route et 40% à des accidents de sport. Nous référencierons dans notre synthèse les pourcentages qu'Argenson a établi pour les différents types de lésion détaillés.

Afin de comparer les données provenant de différentes sources, les lésions sont classées sur une échelle de 0 (indemne) à 6 (mortelle) suivant la gravité. Cette échelle se nomme Abbreviated Injury Scale (AIS) (AAAM 1993). Les lésions mineures du cou (AIS 1) ont pris beaucoup d'importance ces dernières années. Elles apparaissent suivant l'ordre de gravité, sans signe physique, avec des signes musculo-squelettiques (perte de mobilité et sensation de raideur), avec des signes neurologiques, ou avec des fractures et des luxations.

Les lésions par compression sont une atteinte osseuse. D'après Argenson (2000), ces lésions sont les plus courantes avec une occurrence de 33%. On peut en distinguer trois types qui sont représentés figure 2-24.

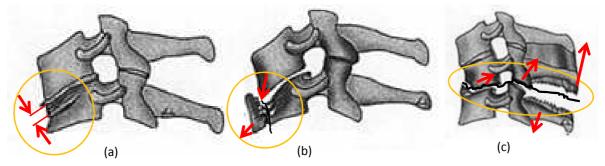


Figure 2-24 : Représentations des différentes lésions par compression. (a) Tassements antérieurs (3%), (b) fractures comminutives (7%) et (c) tear drop fractures (23%); pourcentages d'occurrence selon Argenson (2000).

Les lésions en flexion-extension-traction (28% des cas selon Argenson (2000)) sont essentiellement disco-ligamentaires. L'hyper flexion va réaliser un traumatisme en compression au niveau de la colonne antérieure du rachis, et en traction au niveau de sa partie postérieure, alors que l'hyper extension 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 trois types de lésion (figure 2-25).

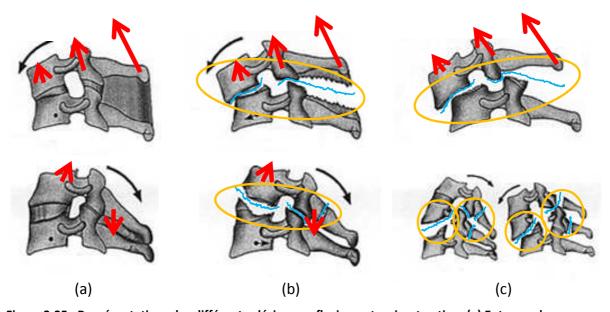


Figure 2-25 : Représentations des différentes lésions en flexion-extension-traction. (a) Entorses de moyenne gravité (whiplash injuries), (b) entorses graves (14%) et (c) fractures luxations bi-articulaires (9%); pourcentages d'occurrence selon l'étude de Argenson (2000).

Ces lésions sont assez faciles à évaluer du fait que les mécanismes de lésion sont bien identifiés. Elles sont observées généralement en cas de choc violent. En ce qui concerne les lésions mineures survenant lors d'un "whiplash", elles comprennent beaucoup de symptômes physiques (mal de tête, malaise, douleur diffuse ou localisée dans le cou, perte de mobilité, raideur) et psychologiques (anxiété, dépression), mais leur mécanisme est sujet à controverse. Ainsi plusieurs auteurs émettent des hypothèses sur des causes ayant entraînées des lésions :

- hyper extension localisée du rachis cervical bas pour Grauer (1997).
- extension non physiologique du rachis inférieur (Ono 1997) entraînant un pincement des facettes articulaires (Yoganandan (1998)).

- étirement des capsules articulaires du rachis cervical inférieur, par cisaillement pour Yang (1998).
- tension ou élongation musculaire pour McConnell (1993) et Brault (1998).
- compression extension du rachis cervical pour McConnell (1995).
- cisaillement au niveau du rachis cervical supérieur pour Walz (1995).
- hyper flexion du rachis cervical supérieur pour Yoganandan (1998).
- changement de pression dans le canal rachidien entraînant une lésion des ganglions nerveux cervicaux pour Svensson (1993).

Les lésions en flexion ont été observées par Bendjellal et al. (1987) and Kettler et al. (2004) lors d'essais expérimentaux sur cadavres. Les lésions typiques observées ont été des fractures des disques intervertèbraux au niveau des capsules des articulations à facettes. Dans les cas le plus sevères, des fractures vertèbrales ont également été observées.

Yoganandan et al. en 1989 ont analysé des cas d'accidents réels et ont montré que la flexion latérale est associée à une force asymétrique appliquée à un hémisphère de la tête. Des lesions de flexion latérale sont souvent observées lors des impacts latéraux ou lors des collisions frontales avec recouvrement partiel. Ils ont également observé ce type de lésions dans des accidents type "rollover". Un côté de la colonne vertébrale est typiquement lésé par une traction pendant que l'autre côté subit des lésions de compression.

Les lésions en rotation (39% des cas (Argenson 2000)) induisent un type de traumatisme où 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 illustré figure 2-26.

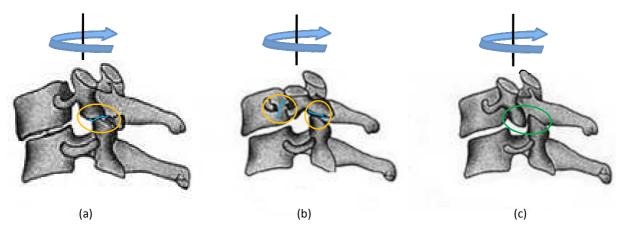


Figure 2-26 : Représentations des différentes lésions en torsion. (a) Fractures uni-articulaires (20%), (b) fractures séparation du massif articulaire (10%) et (c) luxations uni-articulaires (9%), les plus neuroagressives; pourcentages d'occurrence selon Argenson (2000).

Ce travail de 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 quel est le mouvement responsable du traumatisme. Il y a toujours une combinaison de sollicitations; ainsi dans le cas du «whiplash», il y a de la flexion suivie de l'extension en plus de la traction.

De plus, il faut noter les lésions parfaitement décrites où l'on peut observer une fracture, luxation, entorse ou tassement. Ces lésions proviennent de chocs violents mais, dans la plupart des cas, les patients souffrent de cervicalgie ou maux de tête sans que pour autant le corps médical en connaisse la raison. Il est important de bien connaître les limites de tolérance du rachis cervical pour mieux comprendre quelle 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.

3.4 Limites de tolérance et critères de lésion

La caractérisation de la colonne cervicale humaine face à une lésion reste un défi pour l'ingénierie de la biomécanique. La colonne est une structure multi-segmentée avec des propriétés de non linéarité. Sa géométrie complexe subit de grandes déformations 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 vitesse de chargement. De plus, il se rajoute une variété d'autres causes comme la teneur minérale 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-individus. La plupart des études sur la compréhension des mécanismes de lésions sont réalisées sur cadavres ou sur segments cadavériques. C'est pourquoi il en résulte une limitation majeure du fait du manque de représentabilité des tissus cadavériques. Malgré cela, un certain nombre de critères de lésion au niveau du cou ont été définis.

3.4.1 Limites de tolérances

L'obtention des mesures physiques de sollicitations requises pour produire des 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 relatives aux efforts du cou. Beaucoup de travaux ont étudié les propriétés mécaniques du cou en statique et en dynamique à l'aide de cadavres. De tels résultats ont permis d'établir les performances mécaniques d'un cou humain vivant.

Dans les tests dynamiques sur le cou, il est courant de mesurer des accélérations de la tête relativement au torse, tandis que dans les tests statiques 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 ne donnent pas le moment fléchissant résistant. Il en va de même pour les tests dynamiques. Mertz et Patrick (1971) ont développé une méthode permettant de calculer la réaction résultante développée entre la partie supérieure du cou et la base du crâne (condyle occipital) pour les deux types de sollicitations.

Dans la suite nous présenterons les résultats obtenus par divers auteurs qui ont effectué des tests basés sur la méthode développée par Mertz et Patrick (1971). Ces études considèrent les plans sagittal et frontal. Les limites de tolérance seront données en terme de forces, de moments et d'angles de rotation.

Mertz et Patrick (1971) ont analysé le comportement de volontaires et de cadavres soumis à une décélération dans le plan sagittal et ont déterminé une limite inférieure de

risque de lésion du cou, basée sur le moment au niveau du condyle occipital, pour des chargements en flexion et extension. Pour l'extension, ils annoncent une limite de 47.3 N.m dans le cas d'un chargement non nuisible, et supérieure à 56.7 N.m dans le cas de chargement avec lésions ligamentaires attendues. Pour la flexion, ils annoncent un début de douleur à 59.4 N.m, voire 87.8 N.m dans le cas maximal, et le risque de lésion structural apparaît au-dessus de 189 N.m sur les cadavres après contact du menton sur la poitrine. Néanmoins ils précisent que des lésions musculaires peuvent apparaître en dessous de 189 N.m. Les résultats sont présentés dans le tableau tableau 2-1 résumant les forces maximales et les moments fléchissants développés au niveau du condyle occipital. Ces valeurs ont été déterminées sans qu'il y ait lésion ou même douleur, seulement avec une notion d'inconfort.

Patrick et Chou (1976) ont conduit des tests sur volontaires et sur cadavres sous sollicitations dynamiques. Ces tests consistaient à accélérer un siège sur lequel était assis le volontaire ou le cadavre. Leurs résultats sont présentés dans le tableau 2-1 et le tableau 2-2.

Tableau 2-1: Force et moments provenant de tests sur volontaire en statique

Tableau 2 1: Force et moments provenant de tests sur volontaire en statique.								
	Moment fléchissant [N.m]		Force [N]					
Flexion	50.2	Cisaillement antéro-postérieur	845					
Extension	20.3	Cisaillement latéral	400					
Rotation latérale	47.5	Traction	1134					
		Compression	1112					

Tableau 2-2 : Résultats des tests dynamiques effectués par Patrick et Chou (1976) sur des volontaires et sur cadavres (les cases grisées représentent les limites de tolérance).

	Condition de sollicitation	Moment [N.m]	Force de cisaillement [N]	Force axiale [N]	Angle relatif tête- torse [degré]	AIS	Observation	
	Flexion avant (0°)	88.2	787		70	1	Douleur, aucune lésion	
res	Flexion arrière (180°)	30.5	231	249	68	0	Aucune lésion	
Volontaires	Flexion latérale (90°)	45.2	792		43	0	Aucune lésion	
$V_{\rm O}$	Flexion latérale (135°)	18	311	356		0	Aucune lésion	
	Flexion latérale (45°)	31.2	440	165		0	Aucune lésion	
Se	Flexion avant	190	1588	-	88	0	Aucune lésion	
Cadavres	(0°) 176 1944		69	0	Aucune lesion			
ade	Flexion arrière	47	-		-	0	Aucune lésion	
	(180°)	57				3	Lésion ligamentaires	

Considérant que le moment résultant était un bon indicateur de résistance du cou, ils proposèrent une limite de tolérance, basée sur les cadavres, pour le 50ème percentile adulte mâle (cases grisées dans le tableau 2-2). En observant les résultats précédents, on remarque que le cou est trois fois plus résistant en flexion qu'en extension. En ce qui concerne la flexion latérale, on observe une diminution au niveau des moments pour l'angle maximal de 135°. On peut représenter ces limites de tolérance sous forme de graphiques, ce qui a été fait pour le plan sagittal (figure 2-27).

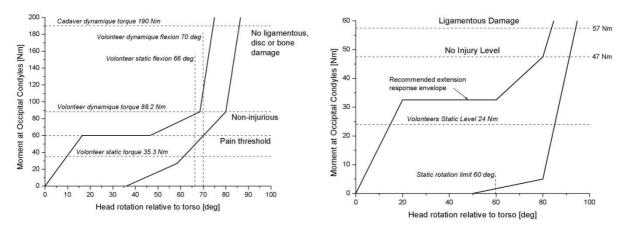


Figure 2-27 : Corridors de limites de tolérances tête-cou : à droite en flexion et à gauche en extension, Patrick et Chou (1976).

Ils ont conclu que l'angle entre la tête et le torse n'est pas un bon indicateur de risque de lésion du cou, puisqu'une petite augmentation de l'angle produit une grande augmentation du couple résistant en hyper-flexion et hyper-extension.

Clemens et Burow (1972), en étudiant la décélération de torses de cadavres munis d'une tête synthétique instrumentée et couplée à la base du crâne, annoncent qu'une accélération antéropostérieure de 15 g au niveau du thorax peut produire des lésions cervicales.

Gadd et al. (1971) ont testé des cadavres dans les plans sagittal et frontal et observé des lésions ligamentaires mineures à 80° en extension et 60° en flexion latérale.

Kallieris et al. (1996) ont également effectué des tests dynamiques sur cadavres en appliquant les mêmes méthodes que Mertz et Patrick. Ils ont obtenu des moments de 20 à 32 N.m, et pour l'un des cas, le cou a subit une lésion de type AIS 3. Pour les impacts en latéral ils ont identifié une limite de tolérance en terme de forces de cisaillement entre 3035 N et 4464 N entrainant des fractures des condyles occipitaux du coté de l'impact.

Un nombre d'études se sont également intéressées aux chargements en compression jusqu'à la rupture. Maiman et al. (1983) et Myers et al. (1991) ont observé que les lésions en compression-flexion et compression-extension dans le plan sagittal, produites sur les cadavres, exigeaient des chargements axiaux plus petits que dans le cas des lésions en compression pure. En effet, les dislocations de facettes bilatérales annoncées par Myers et al. (1991) apparaissaient à 1720 ± 1230 N, et les lésions en flexion reportées par Maiman et al. (1983) apparaissaient vers 2000 N. Par contre, les lésions en compression se produisaient respectivement à 4810 ± 1290 N et 5970 ± 1049 N. Etant donné l'importance de la musculature dans la résistance à la flexion et à l'extension au niveau de la colonne cervicale inférieure, ces valeurs devraient être considérées comme limites inférieures pour la tolérance des lésions en compression-flexion et compression-extension. Par contre, le chargement en compression pure peut donner une estimation raisonnable de la tolérance cervicale en compression, car les muscles sont moins impliqués. De plus, on peut distinguer deux effets primaires dus à la vitesse de chargement :

- en augmentant la vitesse de chargement de quasi-statique à dynamique (durée d'environ 200 ms), il apparaît une augmentation du chargement axial à la rupture d'au moins 50 % à cause de l'effet de la viscosité.
- une augmentation plus importante de la vitesse de chargement (durée d'environ 20 ms) induira des effets inertiels de la tête.

Alem (1984) donne les résultats d'études avec chargement axial sur la tête avec un impacteur de 10 kg et des vitesses de 7 à 11 m/s. Les conditions aux limites diverses pour ces essais et leur trop faible nombre ne permettent pas d'établir clairement des seuils lésionnels. Pour 5 essais non lésionnels, les efforts et les moments sont calculés au niveau des condyles occipitaux, le tableau 2-3 donne un résumé de ces valeurs. Il en ressort que l'effort en terme de la force en direction latérale constitue environ 37% de celle mesurée en direction antéropostérieure. Au niveau des moments, il s'agit d'une déviation moins prononcée de 80%.

Tableau 2-3 : Valeurs d'efforts et de moments maximaux au niveau des condyles occipitaux lors de tests non lésionnels d'impact axial sur cadavre, Alem (1984).

	Valeur moyenne	Ecart type	Valeur minimale	Valeur maximale
Effort Fx (avant arrière)	1372 N	254 N	1018 N	1652 N
Effort -Fy (gauche droite)	501 N	119 N	381 N	693 N
Effort -Fz (haut bas)	2992 N	361 N	2527 N	3491 N
Moment Mx (avant arrière)	99 N.m	48 N.m	61 N.m	170 N.m
Moment -My (gauche droite)	79 N.m	23 N.m	47 N.m	107 N.m
Moment -Mz (haut bas)	42 N.m	19 N.m	18 N.m	68 N.m

Plusieurs auteurs se sont intéressés au chargement en traction de la colonne cervicale, produisant ainsi des lésions au niveau des cervicales supérieures et inférieures sur cadavres. La charge moyenne à produire pour obtenir une lésion ligamentaire atlanto-occipital de 5 colonnes cervicales complètes, annoncée par Sances et al. (1982), était de 1537 ± 509 N. Shea et al. (1991) reportent une charge à la rupture en traction de 500 ± 150 N en tests quasistatiques sur des colonnes de cadavres avec une pré-extension de 30° et un moment d'extension moyen de 3.9 ± 3.1 N.m. Ces deux résultats en traction doivent être considérés comme une limite inférieure sur la tolérance mais en considérant l'absence de muscles passifs.

Mertz et Patrick (1971) suggèrent une tolérance en traction de 1160 N lors d'un chargement en extension, tandis que Clemens et Burow (1972) proposent un intervalle de valeurs de 1600 N à 2000 N. En utilisant les données de déformation axiale sur cadavres et les raideurs en traction répertoriées par Bowman et al. (1984) provenant de tests sur volontaires conduits par le NBDL, on peut estimer une tolérance de lésion en traction. Si on prend une raideur en traction de 164.4 kN/m et une déformation, jusqu'à rupture, moyenne en traction annoncée par Shea et al. (1991) de 0,0188 m, la tolérance de lésion en traction estimée peut atteindre 3100 N.

Les études en cisaillement sont peu nombreuses et principalement orientées vers les lésions atlanto-occipitales, en particulier la rupture des ligaments transverses et la fracture de l'odontoïde. Fielding et al. (1974) ont observé des ruptures des ligaments transverses vers 824 N lorsque l'atlas se déplaçait vers l'avant par rapport à l'axis. Doherty et al. (1992) ont produit des fractures de l'odontoïde à 1510 ± 420 N en appliquant une charge vers l'arrière

et latéralement sur le processus odontoïde en statique. Mertz et Patrick (1971) suggérèrent une limite de tolérance de 847 N. Cheng et al. (1982), dans une étude de lésion du cou sur cadavres, annoncent des lésions cervicales sur 4 spécimens avec une estimation de cisaillement de 2820 ± 1760 N pour une charge résultante de 5500 ± 2500 N.

Ewing et Thomas (1973) ont conduit des tests dynamiques sur volontaires instrumentés en flexion. Ils se sont principalement intéressés à la réponse inertielle du cou pour des accélérations de 2 à 7 g. Dans leurs tests les plus sévères, ils ont mesuré sur trois volontaires des moments au niveau du condyle occipital de 35 N.m, 45 N.m et 50 N.m, sans que les sujets ne ressentent de douleur. Ces valeurs sont conformes aux résultats de Mertz et Patrick.

Les lésions du système nerveux ont souvent été évoquées pour expliquer les troubles ressentis par les victimes lors d'un « whiplash ». Dans un premier temps, ce sont plus les contraintes mécaniques résultant 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).

3.4.2 Les critères de lésions du cou

3.4.2.1 Introduction

Comme nous l'avons vu précédemment, plusieurs mécanismes de lésions ainsi que des limites de tolérance au niveau du cou ont été proposées dans la littérature. Afin d'évaluer les risques d'un futur occupant de véhicule, les constructeurs automobiles et les équipementiers utilisent des mannequins de choc physiques ou numériques, en reproduisant les accélérations lors d'un accident de voitures. Ces risques sont déterminés par l'intermédiaire de critères de lésions calculés à partir des grandeurs mécaniques mesurées sur le mannequin. Il est à noter que pour certains critères, les valeurs seuils dépendent du mannequin utilisé. En effet, ils sont calculés en comparant le mannequin et les volontaires.

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).

Des premières limites de tolérance en compression ont été 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 de la tête et du cou sévères. Ils mesurèrent alors la tolérance en compression axiale. Ces valeurs variant selon la durée de chargement appliquée sont passées par un pic 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 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 N.m pour l'extension et de 190 N.m pour la flexion. Le critère est alors représenté par l'aire du rectangle défini par les limites de tolérances citées précédemment, comme illustré dans la figure 2-28.

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

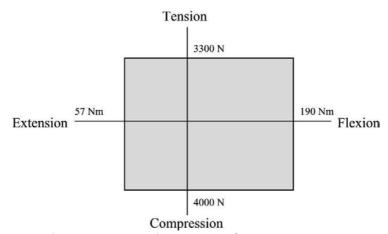


Figure 2-28: Zone de tolérance pour les critères courants (Mertz et Patrick 1971, Nyquist et al. 1980).

3.4.2.2 Le critère Nij

Le critère Nijest basé sur une combinaison des tolérances en traction, en compression, en flexion et en extension. Il s'agit d'un critère applicable dans le plan sagittal. Le premier concept a été développé par Prasad et Daniel (1984) en se référant aux résultats d'expériences sur le porc en traction et flexion, et en les corrélant avec le mannequin Hybrid III 3 ans. Ceci a donné lieu à une zone de tolérance représentée en figure 2-29a. Ils ont ensuite étendu la zone en incluant les deux autres tolérances qui sont la compression et le moment en flexion (figure 2-29b).

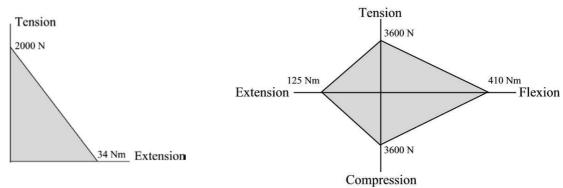


Figure 2-29 : Zones de tolérances : (a) pour l'étude du porc, (b) pour l'Hybrid III 50% mâle (Prasad et Daniel 1984).

Le critère résultant est référencé par N_{ij}, où « ij » représente les indices pour les quatre modes de sollicitation: 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:

$$N_{ij} = \frac{F_i}{F_{i,critique}} + \frac{M_i}{M_{j,critique}}$$
 Équation 2-1.

Avec F_i et M_j correspondant 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. La figure 2-30 représente le critère N_{ij} normalisé avec sa zone de tolérance.

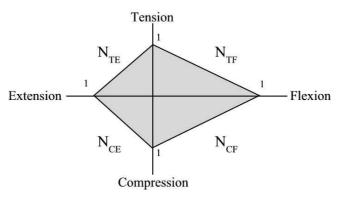


Figure 2-30 : Zone de tolérance du Nij normalisé.

3.4.2.3 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:

$$N_{km} = \frac{F_x(t)}{F_{\rm int}} + \frac{M_y(t)}{M_{\rm int}}$$
 Équation 2-2.

 $F_x(t)$ et $M_y(t)$ correspondent respectivement aux forces de cisaillement et aux moments en flexion et extension. F_{int} et M_{int} représentent des valeurs critiques utilisées pour la normalisation. La valeur critique F_{int} est égal à 845 N et les valeurs critiques pour M_{int} sont de 47.5 Nm pour l'extension du cou et de 88.1 Nm pour la flexion.

3.4.2.4 N.I.C (Neck Injury Criterion)

C'est Aldman, en 1986, qui fut l'un des premiers à évoquer la possibilité d'apparition de lésions du système nerveux qui seraient dues aux gradients de pression apparaissant lorsque le canal vertébral s'allonge ou se contracte. Cette déformation du canal se produit lors des flexions et des extensions rapides du cou. En 1987, Svensson et Aldman ont proposé un modèle théorique basé sur les principes de mécanique des fluides pour expliquer ces phénomènes. Ce sont les expériences que Svensson a réalisées en 1993 sur des cochons vivants, mais anesthésiés, qui ont démontré que cette théorie était plausible. C'est en s'appuyant sur ces travaux que Bostrom (1996) propose un critère sensé quantifier le risque de lésion des ganglions spinaux humains. Ce critère est issu de l'exploitation du modèle simplifié de Svensson décrit plus haut. Les hypothèses de calcul sont les suivantes :

— 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-T1 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. Une équation du NIC_{pig} est alors proposée (Équation 2-3).

$$NIC_{pig} = 0.2 \cdot a_{relative} + V_{relative}^2$$
 Équation 2-3.
$$a \text{ étant une accélération linéaire,}$$

$$Vune vitesse linéaire et$$

$$V_{relative} = \int a_{relative}$$
 0.2 est un facteur de longueur de cou.

Pour valider cette formule, une corrélation en termes d'amplitude entre les résultats du calcul basés sur une estimation des accélérations mises en jeu et les amplitudes de variation de pression trouvées est présentée.

Un décalage dans le temps entre l'évolution du critère et celle des pressions enregistrées sera démontré par Eichberger en 1999 au cours de 13 tests successifs sur le même cochon dont deux ou quatre n'étaient pas instrumentés.

Enfin, Boström propose d'appliquer la même formule pour l'humain en fixant la valeur maximale à ne pas dépasser à 15 m/s².

Depuis, on a vu apparaître plusieurs manières de calculer le NIC :

— Le NIC 50 qui se calcule lorsque la distance en
$$x(C1/T1) \ge 50$$
mm avec
$$x(C1/T1) = x_{initial} + \int v_{relative} dt = x_{initial} + \iint a_{relative} dt.$$

 Le NIC résultant utilisant les accélérations résultantes de la tête au lieu de celles de C1 suivant x.

- Le NIC Max. qui se calcule soit pendant les 150 premières millisecondes, soit pendant toute la durée de la phase de rétraction du cou.
- Le NIC Max/3ms est la valeur maximale des moyennes flottantes entre 3 ms et 150 ms.

3.5 Conclusion

L'obtention des mesures physiques de sollicitations requises pour produire des 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 relatives aux efforts du cou. Beaucoup de travaux ont été traités par l'étude des propriétés mécaniques en statique et dynamique du cou de cadavre. De tels résultats ont permis d'indiquer les performances mécaniques d'un cou humain vivant.

Les critères de lésion ont été développés dans le but d'évaluer les risques lésionnels d'un usager lors de choc arrière ou frontal. On remarque que ces critères ont été tous élaborés pour le plan sagittal. En outre, ils sont très simplistes car ils sont basées sur des hypothèses pas toujours vérifiées. Par ailleurs les valeurs critiques ou seuils dépendent souvent des mannequins utilisés, ce qui diminue la vraisemblance des résultats sur les produits de sécurité. Dans la littérature, très peu de données qui décrivent les différentes lésions qui peuvent être provoquées lors d'un impact latéral sont disponibles et très peu d'études permettant d'établir des limites de tolérance ont été publiées. McIntosh et al. (2006) constatent qu'il n'y a aucun critère de tolérance reconnu par les standards internationaux pour des lésions cervicales provoquées lors d'un impact latéral. Selon ces auteurs la biofidelité en latéral du système tête-cou des mannequins physiques existants (BioSID, EuroSID et WorldSID) est insuffisante et le comportement dynamique en choc latéral pas bien compris.

Comme les mécanismes de lésions lors de choc à faible énergie ne sont déterminés pour aucune configuration d'impact, il est nécessaire de posséder un outil fiable et précis puisque les lésions sont conditionnées par les conditions dynamiques initiales du cou. Or actuellement les outils sont basés sur les tests sur volontaires et sur cadavres et validés en termes de corridors.

4 Caractérisation expérimentale du cou

4.1 Introduction

Bien que plusieurs méthodes de caractérisation dynamique existent, l'analyse dans le domaine temporel des grandeurs physiques telles que l'accélération et le déplacement du centre de gravité de la tête ou la rotation tête-thorax est la méthode la plus souvent utilisée. Cependant, nous verrons que cette méthode d'analyse n'est pas assez précise pour extraire les différents paramètres mécaniques étudiés. En effet, un choc excite le système mécanique dans toute une gamme de fréquences qui n'est pas facilement identifiable dans le domaine temporel. Nous exposerons alors une méthode basée sur l'analyse vibratoire qui permet d'extraire plusieurs fréquences de résonance qui conditionnent le comportement initial du système lors de chocs multidirectionnels.

4.2 Analyse temporelle en situation de choc

Nous verrons dans cette partie la caractérisation expérimentale du système tête-cou réalisée par différents auteurs en distinguant les différents types d'impact, frontal, arrière puis latéral. Les données obtenues à travers ces types d'expérimentation sont utilisées pour construire des corridors de validation. Ces derniers sont à utiliser pour l'évaluation de la biofidélité des modèles du système tête-cou.

4.2.1 Choc frontal

Mertz et Patrick (1971) présentent les résultats d'une étude en choc frontal avec un volontaire et quatre cadavres. Ceux-ci sont assis et attachés avec un harnais sur un siège rigide monté sur chariot (figure 2-31a). Le chariot est accéléré jusqu'à une vitesse donnée puis décéléré avec un profil de décélération trapézoïdal dont le maximum est de 9.6 g pour le volontaire et de 14 g pour les cadavres. Les auteurs calculent alors le torseur des moments et efforts ramenés au niveau des condyles occipitaux et fournissent des corridors de comportement du cou en flexion (figure 2-31b, c et d). Ces corridors donnent le moment de flexion en fonction de la rotation de la tête par rapport au thorax.

Ewing (1968 et 1969) donne la description d'essais, conduits à la Wayne State University, avec dix huit volontaires assis et attachés avec des harnais sur un siège rigide monté sur un chariot. Le chariot est accéléré, à partir d'une vitesse nulle, avec un profil d'accélération

triangulaire dont le maximum atteint 10 g. Les résultats de cette étude en termes d'accélération de la tête sont présentés en figure 2-32a et figure 2-32b.

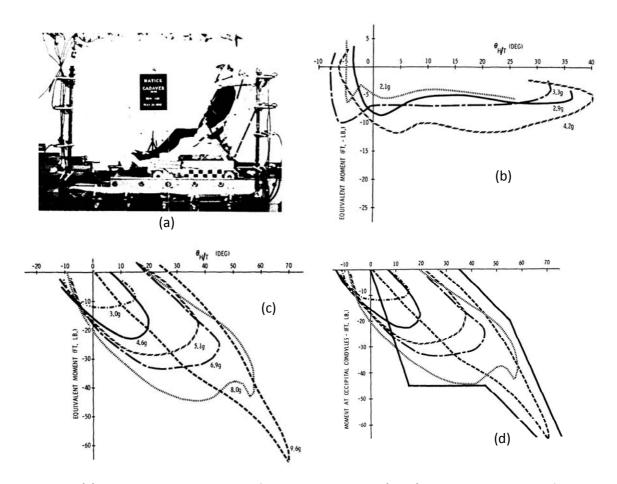


Figure 2-31: (a) tests in-vivo sur chariot menés par Mertz et Patrick (1971) avec des volontaires; Résultats en termes de moments équivalents autour des condyles occipitaux comme fonction de la position angulaire de la tête relative au torse pour plusieurs sévérités d'impact.(b): moyennes pour des muscles relaxés, (c) moyennes pour des muscles du cou contractés et (d) corridor proposé à partir des mesures prises sur cadavres et des réponses des sujets volontaires, muscles du cou contractés et avec masse ajoutée au dessus du centre de gravité de la tête.

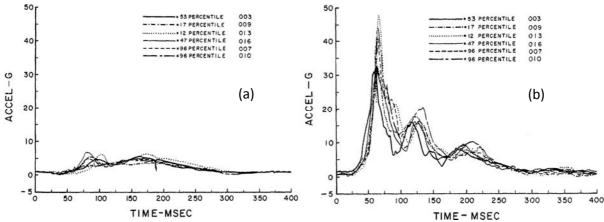


Figure 2-32 : Résultats des tests menés par Ewing en 1969. (a) Caractéristiques pour les six volontaires choisis pour l'étude en termes d'accélération résultante mesurée au niveau de la bouche pour des pics de 3g et une variation d'accélération de 250g/sec et (b) de 10 g et 250g/sec.

En 1973, Ewing renouvelle ce type d'expérimentation avec douze volontaires et calcule pour 41 de ces essais les efforts et moments au niveau des condyles occipitaux. La figure 2-33 montre les caractéristiques obtenues pour quatre volontaires en termes d'effort.

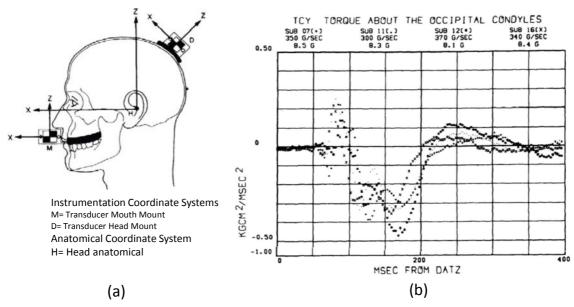


Figure 2-33 : (a) dispositif de mesure avec présence d'accéléromètres au niveau de la bouche et du vertex, réalisé par Ewing (1973) et (b) résultats des tests en termes d'effort calculé à partir des données expérimentales obtenues à travers les tests fait sur volontaires.

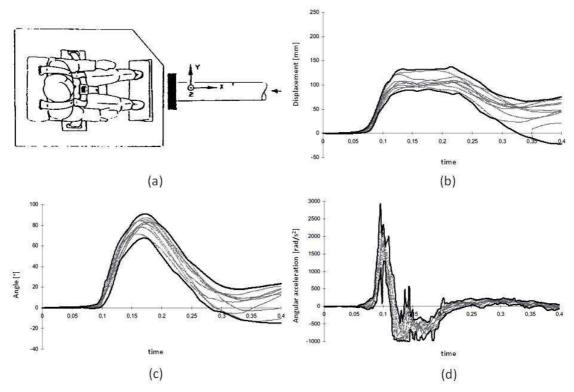


Figure 2-34 : (a) tests réalisés par le NBDL en 1975. (b) Résultats des tests en chariot en termes de corridors de déplacement relatif, (c) de rotation et (d) d'accélération angulaire mesurée au vertex.

A partir de 1975, le Naval Aerospace Medical Research Laboratory puis le Naval Biodynamics Laboratory (NBDL) sont des lieux de très nombreux essais avec volontaires. Ceux-ci sont assis et attachés avec harnais sur un siège rigide qui est monté sur un chariot (figure 2-34a). Le chariot est accéléré à partir d'une vitesse nulle, avec un profil d'accélération trapézoïdal. Les réponses obtenues en termes de corridors de déplacement relatif, de rotation et d'accélération angulaire (mesurées au vertex) sont représentées en figure 2-34b, c, et d.

L'influence de la position initiale de la tête et du cou sur quelques valeurs cinématiques est étudiée, par Ewing (1975), avec treize volontaires, pour deux niveaux d'accélération 6 et 10 g et quatre positions initiales. Les valeurs maximales d'accélérations et de vitesses angulaires de la tête sont diminuées avec une position initiale de la tête vers l'avant ou vers le bas avant choc.

L'influence du profil d'accélération du chariot est étudiée par Ewing (1976), avec dix volontaires, pour trois niveaux d'accélération 3, 10 et 15 g et pour 3 profils d'accélération (montée rapide et plateau de longue durée, montée rapide et plateau de courte durée et montée plus lente et plateau de longue durée).

L'auteur montre que l'accélération angulaire maximale de la tête et l'accélération résultante du centre de gravité de la tête augmentent avec le niveau, la montée et la durée de l'accélération du chariot. La vitesse angulaire maximale augmente avec le niveau et la durée de l'accélération du chariot. L'accélération horizontale de la vertèbre T1 augmente avec le niveau et la montée de l'accélération du chariot.

Les accélérations et les vitesses angulaires ainsi que l'accélération résultante de la tête augmentent avec le premier pic d'accélération de la vertèbre T1 et avec la durée de cette accélération.

Muzzy et al. (1986) étudient 96 essais de 3 à 10 g avec cinq sujets pour lesquels des masses additionnelles sont fixées sur la tête, comme illustré en figure 2-35a.

Les résultats de cette étude montrent que l'angle de rotation, les moments et les efforts résultants aux condyles occipitaux augmentent d'une manière linéaire avec l'ajout de ces masses sur la tête des volontaires. Les auteurs caractérisent cette augmentation en traçant la

force résultante enregistrée au niveau de C0/C1 en fonction de l'accélération du chariot (figure 2-35b).

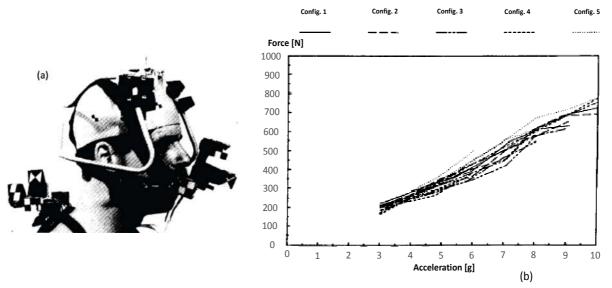
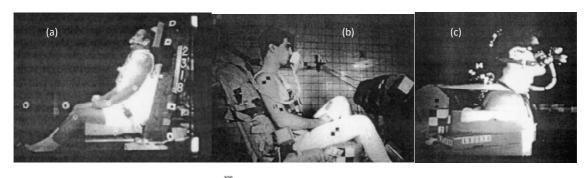


Figure 2-35 : Résultats de tests, étude de Muzzy (1986) sur l'ajout de masse sur la tête. (a) Volontaire instrumenté avec accéléromètres et gyroscopes fixés sur le casque. Le casque porte un cadre métallique qui sert à la fixation des masses supplémentaires. (b) caractéristique cinématique de la réponse du système têtecou d'un volontaire illustrant les effets de l'ajout de masse: augmentation quasi-linéaire des amplitudes de la force résultante calculée.

Pour comparer le comportement des cadavres et des volontaires, l'Université d'Heidelberg a réalisé des essais similaires à ceux du NBDL avec douze cadavres (1987). Pour neuf des douze cadavres les conditions d'accélération sont de 15 g (similaires aux accélérations les plus violentes avec volontaires), et pour les trois autres les conditions sont encore plus violentes avec 23 g. Kallieris et al. (1987) ont montré que la trajectoire de la tête et les accélérations angulaires et résultantes enregistrées sont similaires pour les cadavres et les volontaires. Cependant, les cadavres montrent une rotation de la tête plus importante. Le passage de 15 à 23 g d'accélération du chariot a comme principal effet d'augmenter l'accélération résultante de la tête.

A partir de trois bases de données d'essais avec volontaires, Deng (1999) propose plusieurs normalisations de la trajectoire du centre de gravité et de la rotation de la tête (figure 2-36). Les trois bases utilisées sont huit essais avec sept sujets du NBDL, neuf essais avec neuf sujets de l'Air Force Research Laboratory et sept essais avec deux sujets de la Wayne State University.



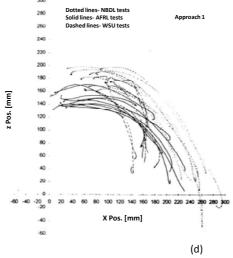


Figure 2-36: (a) configuration des essais avec 7 sujets du NBDL, (b) les 9 essais avec 9 sujets de l'Air Force Research Laboratory, (c) la configuration des 7 essais de la Wayne State University, (d) exemple de synthèse des résultats en termes de trajectoires de la tête dans le plan sagittal.

Concernant l'enfant, il y a peu d'études sur la biomécanique de l'enfant. Jusqu'à l'étude de Kallieris et al (1976) des tests ont été effectués uniquement avec des mannequins et des animaux (Roberts V. and McElhaney J., Stalnaker R. et Melvin J., Dye E.). Le but était d'évaluer les dispositifs de retenue utilisés pour les enfants situés à l'arrière de la voiture.

La cinématique de deux mannequins (Alderson VIP 6C) et quatre cadavres pédiatriques de 2,5 à 11 ans ayant un poids corporel de 16 à 31 kg a été enregistré lors de chocs frontaux. Les essais ont été réalisés à l'institut de médecine légale de l'Université d'Heidelberg. Les vitesses d'impact de 30 km/h et 40 km/h et correspondant à une décélération moyenne de 20 g ont été choisies. Aucun des sujets testés ne présentait de lésions aux organes internes, mais de nombreuses hémorragies musculaires, des hémorragies au niveau des disques et des ligaments ont été observées. Les auteurs ont identifié une vitesse initiale de 40 km/h comme limite pour l'occurrence de fractures.

Les valeurs de HIC calculées à partir des tests variaient de 100 à 500. Les accélérations maximales enregistrées au niveau de la tête atteignaient jusqu'à 44g dans la direction antéropostérieure et jusqu'à 85g dans la direction verticale. Les buts de l'étude étaient de identifier

la cinématique du torse, cou et tête de l'enfant et d'évaluer le siège enfant et les mannequins enfants utilisés. La figure montre des trajectoires pour des tests sur cadavre et mannequin enfant.

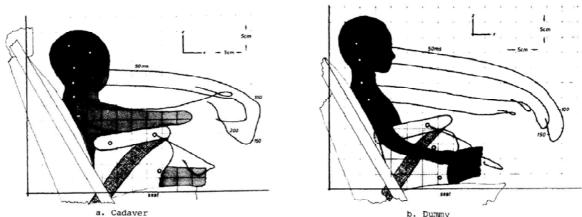


Figure 2-37 : (a) trajectoires du cadavre enfant lors de l'impact, (b) trajectoires du mannequin enfant. En conclusion, Kallieris et al (1976) constatent que les forces développées dans la ceinture et les accélérations résultantes au niveau de la tête sont similaires. Ils ont également montré qu'il existe des différences significatives quant au mouvement de flexion de la colonne vertébrale. L'utilisation du mannequin pour des études préliminaires sur des systèmes de protection de l'enfant est recommandée par les auteurs.

Les auteurs donnent du poids à l'importance des tests sur cadavres pédiatriques pour l'identification des limites de tolérance. Une vitesse initiale de 40 km/h a été identifiée comme limite pour l'occurrence des lésions du thorax. Par contre les lésions du rachis cervical observées (hémorragies au niveau du foramen transversaire, liés selon Kallieris et al. à l'hyperflexion de la colonne vertébrale dans le plan sagittal lors des chocs) ne sont pas au centre des attentions des auteurs.

4.2.2 Choc arrière

Les études du comportement du rachis cervical en situation de choc arrière n'ont trouvé leur importance que vers les années 1990. Nous séparerons dans cette partie les études réalisées sans appui-tête des études réalisées avec appui-tête.

4.2.2.1 Essais sans appui-tête

Mertz (1967) a réalisé plusieurs essais avec un volontaire et deux cadavres. Ceux-ci sont assis et attachés avec un harnais sur un siège rigide monté sur chariot (Figure 2-38). Le chariot est décéléré à partir d'une vitesse initiale avec un profil de décélération trapézoïdal.

Un essai à 16 km/h et 4 g est réalisé avec le volontaire et deux essais à 16 km/h (5 g) et 24 km/h (7 g) sont réalisés avec chaque cadavre. Mertz propose alors un corridor de comportement du cou en extension sous forme de moment au niveau des condyles occipitaux en fonction de la rotation de la tête (1971).

Une étude de Prasad (1997) donne les résultats de ces essais sous forme de courbes. Cependant, uniquement la rotation de la tête et les accélérations linéaires et angulaires de la tête sur une plage de temps réduite sont disponibles.

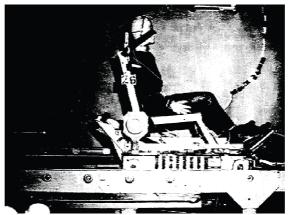


Figure 2-38 : (a) présentation du protocole de test réalisé par Mertz et al. (1967), PMHS fixé sur le siège.

Kallieris (1996) a réalisé des essais avec deux cadavres. Les conditions sont très proches de celles de Mertz, à vitesse élevée. Les cadavres sont assis sur un siège rigide monté sur un chariot. Ce chariot est accéléré à 6 ou 7 g pour atteindre 26 km/h. Les courbes de rotation, de trajectoires du centre de gravité et d'accélérations angulaires et résultantes au centre de gravité de la tête sont données. En revanche, la cinématique de T1 n'est pas documentée.

Ono (1997, 1998) a réalisé des essais avec 12 volontaires (figure 2-39). Ceux-ci sont assis sur un siège monté sur un chariot qui glisse le long d'une pente et est décéléré en fin de course (Ono 1993). En plus des enregistrements accélérométriques et vidéo rapide, certains essais sont enregistrés en cinéradiographie (à 90 images/s) et une électromyographique est effectuée. Des essais de 4 à 8 km/h sont réalisés avec différentes conditions pour étudier l'influence de la tension musculaire, de la position initiale du cou et de la raideur du siège. Ono fait une analyse de la cinématique de la tête, du thorax et des vertèbres C3 à C6 ainsi que celle du torseur des efforts ramené aux condyles occipitaux, mais ne fournit pas toutes les données. A partir de cette analyse, il propose un mécanisme lésionnel basé sur la flexion relative et non physiologique du rachis cervical inférieur lors de la compression en début de choc. La cinématique de la tête ne semble pas influencée si les

muscles ne sont pas tendus avant le début de l'impact. En revanche, une réduction de 30 à 40 % de l'angle de rotation de la tête est obtenue avec les muscles tendus. Un siège rigide a tendance à augmenter l'effort initial de compression du cou mais un siège standard augmente l'effet de cisaillement lors du rebond. La position initiale, cou fléchi, augmente l'effet de flexion initiale du rachis inférieur et donc d'après l'auteur le risque lésionnel.

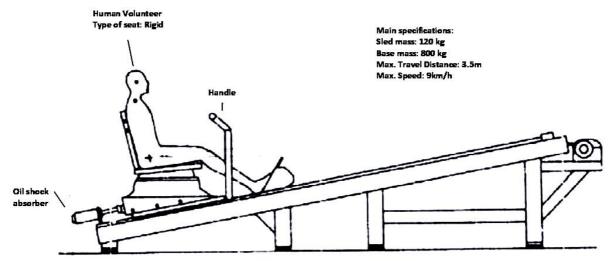


Figure 2-39 : Schéma du banc d'essai pour les tests réalisés par Ono (1997), construit pour des tests type «choc mou» dans le but d'éclairer le mécanisme du whiplash.

4.2.2.2 Essais avec appui-tête

McConnell (1993 et 1995) a réalisé des essais avec 11 volontaires. Ceux-ci sont assis et attachés avec une ceinture trois points dans une voiture qui est impactée par un autre véhicule. Les vitesses du véhicule heurté vont de 4 à 11 km/h. La cinématique de la tête est bien analysée mais celle de la vertèbre T1 n'est pas documentée.

Szabo (1996) a réalisé 10 essais avec 5 volontaires. Ceux-ci sont assis et attachés avec une ceinture trois points dans une voiture qui est impactée par un autre véhicule. Les vitesses après choc du véhicule heurté vont de 7.5 à 10 km/h. Un siège standard est utilisé avec un appui-tête dont la distance horizontale à la tête est réduite lors du deuxième essai. Un enregistrement de l'activité musculaire par électromyographie est réalisé. Seules quelques valeurs maximales sont présentées. La réduction de la distance initiale entre la tête et l'appui-tête diminue les déplacements, la rotation et l'accélération de la tête (figure 2-40).

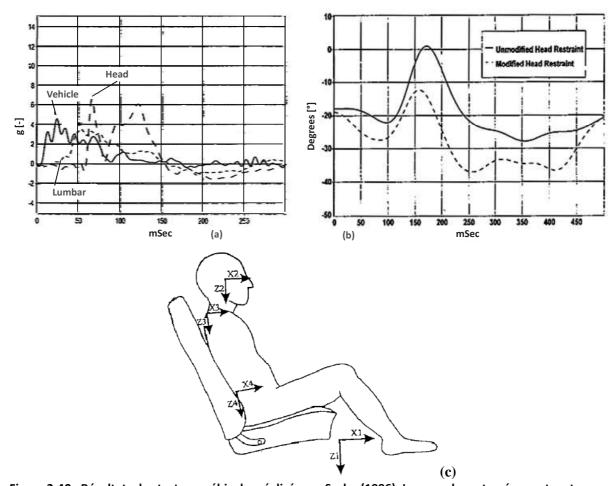


Figure 2-40 : Résultats des tests en véhicules réalisés par Szabo (1996). Les grandeurs tracées sont en termes (a) d'accélération linéaire horizontale et (b) d'angle de flexion-extension, (c) représentation des repères locaux utilisés.

Siegmund (1997) a réalisé des essais avec 42 volontaires (21 femmes et 21 hommes) (figure 2-41). Ceux-ci sont assis et attachés avec une ceinture trois points dans une voiture qui est impactée par un autre véhicule. Les vitesses du véhicule heurté sont 4 et 8 km/h, après choc. Toutes les courbes concernant la cinématique de la tête et de T1 sont enregistrées. Cette étude représente donc une base de données complète et très intéressante pour des chocs arrière à faible vitesse dans un siège standard, avec appui-tête.



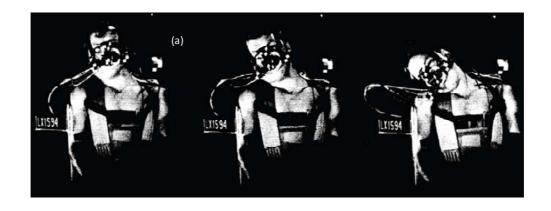
Figure 2-41 : Volontaire en situation de test en véhicule. Série de tests menée par Siegmund en 1997.

Van den Kroonenberg (1998) rapporte les résultats d'essais avec 19 volontaires. Ceux-ci sont assis et attachés avec une ceinture trois points dans un siège standard monté sur un chariot qui est impacté. Les vitesses du chariot impacté sont entre 6.5 et 9.5 km/h. 10 essais sont analysés en termes de cinématique. Les corridors sont donnés pour les déplacements, les rotations et les accélérations résultantes de la tête et de T1 ainsi que celui de l'accélération angulaire de la tête. Sept essais sont analysés pour une étude dynamique. Le torseur au niveau des condyles occipitaux est calculé en estimant l'effort passant dans l'appui-tête. Les corridors sont donnés pour les efforts et moment au niveau des condyles occipitaux et pour l'effort dans l'appui-tête.

4.2.3 Choc oblique et latéral

Les chocs obliques et latéraux ont été principalement réalisés par le Naval Aerospace Medical Research Laboratory puis par le Naval Biodynamics Laboratory (NBDL) sur volontaires. Comme pour le choc frontal, les volontaires sont assis et attachés avec un harnais sur un siège rigide qui est monté sur un chariot. Le chariot est accéléré à partir d'une vitesse nulle, avec un profil d'accélération trapézoïdal.

Pour le choc latéral, Ewing (1977) étudie l'influence du profil d'accélération pour les trois profils types définis pour le choc frontal, avec cinq volontaires et des niveaux d'accélération de 2 à 11 g (figure 2-42). Le maximum d'accélération angulaire de la tête semble être déterminé par le maximum d'accélération horizontale de la vertèbre T1 ou bien par l'effet combiné du niveau et de la durée de l'accélération du chariot. Le maximum de vitesse angulaire de la tête est déterminé par le maximum et la durée de l'accélération horizontale de la vertèbre T1. Le maximum d'accélération relative du centre de gravité de la tête est quant à lui proportionnel au maximum de l'accélération horizontale de la vertèbre T1.



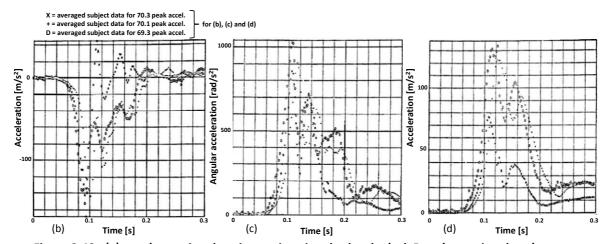


Figure 2-42 : (a) représentation du sujet en situation de choc latéral. Représentation des réponses cinématiques moyennes (5 volontaires) du centre anatomique de la tête en fonction de trois caractéristiques d'accélération de siège (durée variable, accélération max. du chariot 7g). (b) en termes d'accélération horizontale, (c) en termes d'accélération angulaire, et (d) en termes des accélérations résultantes (CA de la tête), (Ewing 1977).

L'étude de l'influence de la position initiale de la tête et du cou, en choc latéral (Ewing 1978), est réalisée avec six volontaires pour quatre positions et des niveaux de 2 à 7 g. Le principal résultat obtenu par Ewing est que l'inclinaison latérale (dans la direction de l'accélération) diminue les accélérations et vitesses angulaires mais augmente l'accélération résultante.

La trajectoire de la tête et ses rotations sont décrites avec un système à deux pivots par Wismans en choc latéral (1983) et en chocs latéral et oblique (1986) (figure 2-43). Trente et un essais latéraux avec des accélérations du chariot supérieures à 5 g et 32 essais obliques avec des accélérations du chariot supérieures à 7 g sont sélectionnés, impliquant 15 volontaires. Pour comparer le comportement des cadavres et des volontaires des essais similaires à ceux du NBDL ont été réalisés en choc latéral avec onze cadavres (Bendjellal 1987).

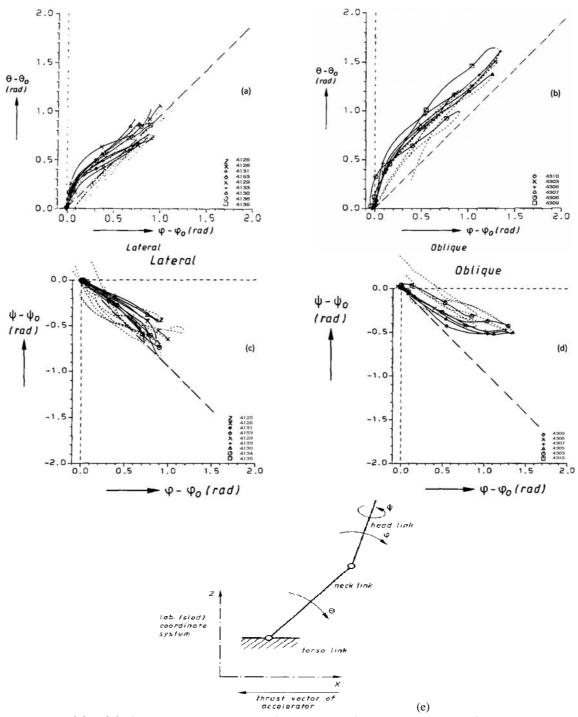


Figure 2-43 : (a) et (b) : flexion relative du cou en fonction de la flexion relative de la tête en situation de choc latéral et oblique. (c) et (d) : rotation axiale relative de la tête en fonction de la flexion relative de la tête en situation de choc latéral et oblique. (e) : représentation des angles caractéristiques (Wismans et al. 1986).

Pour quatre cadavres les conditions sont 7 g d'accélération (identiques aux conditions les plus violentes avec volontaires), et pour les sept autres cadavres des conditions plus violentes sont imposées (de 13 à 15 g). Le déplacement de la tête chez les cadavres est supérieur à celui des volontaires. Les rotations de la tête sont de même nature, mais l'inclinaison latérale est plus prononcée et la rotation axiale inférieure pour les cadavres. Le

passage de 7 à 13 g d'accélération du chariot a comme effet principal d'augmenter l'accélération résultante de la tête.

4.2.4 Conclusion

Dans cette section nous avons présenté les principales études réalisées dans le domaine temporel aussi bien en choc frontal, arrière et latéral. Ces études ont été réalisées sur des sujets volontaires pour des chocs de faibles intensités et sur des cadavres pour des chocs plus violents. La caractérisation du système tête cou s'exprime dans ces études en termes d'accélérations de moment ou de déplacement de la tête.

Ces données sont utilisées pour la construction des corridors de validation. Thunnissen et al. (1995) proposent des corridors basés sur les tests sur sujets volontaires réalisés au Naval BioDynamics Laboratory. Ces corridors sont construits de la façon suivante : on trace la réponse moyenne du paramètre à considérer et on ajoute deux courbes de limite inférieure et supérieure correspondant à une fois l'écart type. Cette méthode est illustrée dans la figure 2-44. Cette démarche est normée par l'ISO TR 9790.

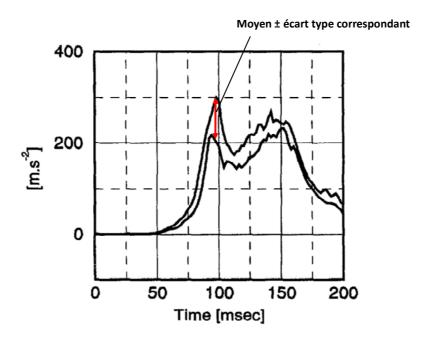


Figure 2-44 : Le corridor pour l'accélération résultante du centre de gravité de la tête proposé par Thunnissen et al. (1995), établi à partir de tests sur 9 volontaires.

Les dernières études comme celles de Ono et al (1997) permettent de ne plus se limiter à une cinématique de la tête mais au déplacement de chaque vertèbre cervicale lors d'un choc arrière. C'est grâce à l'ensemble de ces caractérisations que des systèmes de sécurité passifs ont pu été développés et optimisés.

4.3 Analyses vibratoires de colonne cervicale

4.3.1 Introduction

Cette partie est consacrée à la bibliographie sur l'analyse vibratoire de la réponse du corps humain. Les différentes études qui seront exposées ont été réalisées par Kitazaki (1993), Kitazaki et Griffin (1998), Paddan et Griffin (1988, 2000), à l'Institut of Sound and Vibration (ISV) de Southampton, par Verriest (1974) et par Viviani et Berthoz 1975 à Paris. Ces travaux ont été réalisés dans un but d'ergonomie et de confort, et il s'agissait essentiellement de caractériser les mouvements de la tête et du tronc lorsque le corps était soumis à une sollicitation vibratoire. La finalité de ces travaux était alors de déterminer les caractéristiques vibratoires du corps humain, pour mieux comprendre l'origine de certaines douleurs au niveau lombaire, ainsi que la stabilisation du regard d'un sujet qui pilote un véhicule automobile ou tout autre engin industriel.

L'étude bibliographique de la vibration du corps humain se décline en trois parties consacrées successivement à la transmissibilité des vibrations à la tête en position assise et debout (Paddan et Griffin 1998, 2000), à l'analyse modale de l'ensemble tronc-tête (Nakai et al 2007, Kitazaki et al. 1998), et à la réponse en fréquence de l'ensemble tête-cou (Viviani et Berthoz 1975, Bourdet 2004, Fischer 2004). Enfin, une conclusion incluant les limites de ces travaux clôturera cette étude bibliographique.

4.3.2 Etude sur la transmissibilité entre le siège et la tête

Paddan et Griffin, en 1988, ont réalisé une étude sur la transmissibilité de la tête. Dans une première étape, les sujets volontaires ont été testés assis dans un siège rigide disposé sur une plate forme de vibration en position adossée et non adossée. Dans cette revue bibliographique, nous présenterons uniquement les résultats relatifs à la position adossée. La plate forme était alors soumise à des vibrations verticales (z), antéropostérieures (x) et latérales (y) de manière aléatoire. Dans une deuxième étape de l'étude, les auteurs ont étudié la position debout, dans les trois mêmes directions de vibrations.

La transmissibilité des vibrations à la tête a été exprimée par les fonctions de transfert entre l'accélération d'entrée et les six degrés de liberté de la tête, en termes de déplacements, à savoir les translations antéropostérieures, les translations latérales et les translations verticales ainsi que les rotations x (roulis), y (tangage) et z (lacet). Ces fonctions de transfert

sont données par la méthode de la densité spectrale croisée, avec une résolution de 0.25 Hz calculée à partir de l'Équation 2-4:

$$H_{(f)} = rac{G_{io(f)}}{G_{ii(f)}}$$
 Équation 2-4

avec G_{io} la fonction d'intercorrélation entrée/sortie et G_{ii} la fonction d'autocorrélation.

Le dispositif d'enregistrement des mouvements de la tête, figure 2-45, est constitué de deux bras de levier maintenus serrés entre les dents du sujet et dont le centre de gravité se situe à 100 mm à gauche de l'axe de la bouche. Six accéléromètres sont fixés sur ce dispositif, comme indiqué en figure 2-45, pour calculer les rotations de la tête autour des trois axes et les trois translations du centre de gravité du dispositif. La masse totale des barres et des accéléromètres représente 0.158 kg et sera négligée devant la masse de la tête qui est de l'ordre de 4 à 5 kg.

Les principaux ordres de grandeur des caractéristiques de la stimulation vibratoire et de l'acquisition des données sont :

- durée des expériences (1 à 4 minutes),
- amplitude des vibrations (0.5 à 1.75 g),
- fréquences d'acquisition (32 à 128 Hz),
- filtrage passe-bas (12 à 30 Hz) et
- domaine d'étude (0.25 à 10 ou 25 Hz).

Pour chaque configuration de vibration, chaque sujet a été testé douze fois pour une analyse intra-individu. Ensuite, douze sujets distincts furent soumis au test pour une analyse inter individus.

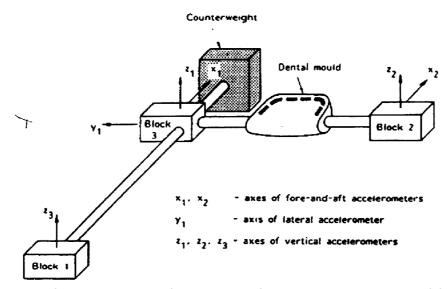


Figure 2-45 : Dispositif de mesure de la cinématique de la tête avec la localisation des accéléromètres et du contrepoids (Paddan et Griffin 1988).

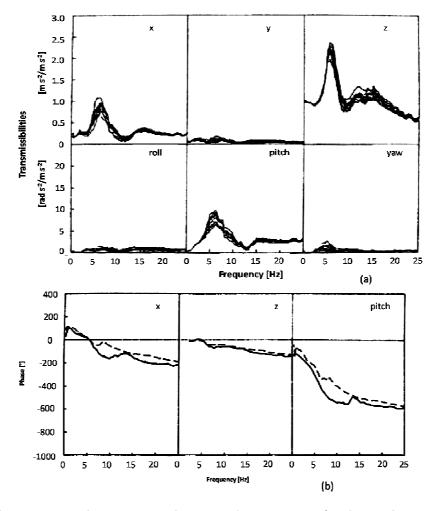


Figure 2-46: (a) transmissibilités pour les degrés de liberté en translation (antéropostérieure (x), latérale (y), verticale (z)) et rotatoire pour une série de tests sur le même sujet volontaire et (b) caractéristique de phase en antéropostérieure (x), verticale (z) et tangage pour deux sujets. Volontaires assis et adossés (Paddan et Griffin 1988).

Tableau 2-4 : Fréquences de résonance (fr) et d'antirésonance (fa) des transmissibilités moyennes établies pour les douze sujets testés (Paddan et Griffin 1988).

Excitation/Paramètre	fr _x [Hz]	fr _y [Hz]	fr _z [Hz]	fax [Hz]	fay [Hz]	faz [Hz]
Verticale	6, 13, 15	-	6, 9, 13	-	6,13	
Antéropostérieure	2, 4, 8	-	2, 6	-	4,8	
Latérale	-	2	2	-	-	

La figure 2-46 représente les résultats types relatifs à un sujet, pour une excitation vibratoire en position assise. Les principaux pics de résonance et d'antirésonance sont consignés dans le tableau 2-4.

De cette analyse en fréquence en verticale, il ressort très clairement une résonance à 6 Hz et ce suivant les trois degrés de liberté x, z et y (rotation autour y), ce qui semble décrire un mode de vibration en flexion de la tête. Il en va de même pour l'antirésonance à 13 Hz, cependant, la résonance suivant x à 15 Hz semble exprimer un phénomène différent. Sous vibration antéropostérieure, une nouvelle fréquence propre apparaît à 2 Hz suivant x et z.

Sous cette sollicitation, la flexion et la translation de la tête semblent moins couplées que précédemment. Enfin sous vibration latérale, une seule fréquence propre apparaît à 2 Hz tant pour y que pour z et x.

Les résultats relatifs à une analyse vibratoire similaire en excitation verticale, mais en position debout, sont rapportés en figure 2-47. On observe que l'excitation verticale stimule à nouveau le mode de flexion à 6 Hz, puis exprime une succession de modes (à 4, 6, 13 et 15 Hz) mais uniquement suivant z. Les deux stimulations horizontales (suivant x et y) ne présentent clairement qu'un seul pic de résonance à moins de 2 Hz suivant x et y.

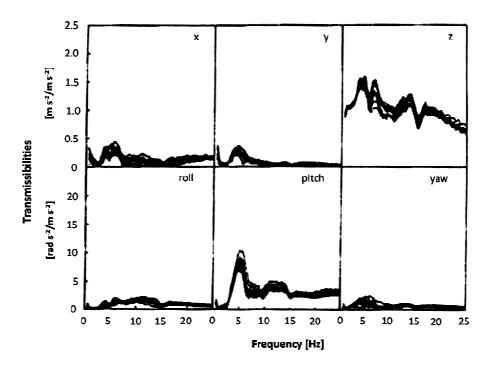


Figure 2-47 : Transmissibilités (antéropostérieure (x), latérale (y), verticale (z) et les trois rotations correspondantes à x, y et z pour un seul sujet debout raidi (Paddan et Griffin 1988).

Suite à cette mise en évidence des fréquences propres de la transmissibilité d'une vibration à la tête, les auteurs se sont longuement interrogés sur l'opportunité de calculer la translation en un point situé à 100 mm à gauche de l'axe de la bouche, la rotation de la tête étant exprimée par rapport à un repère centré au niveau du centre de gravité de la tête. S'en est suivi alors une étude paramétrique exhaustive, dans laquelle les transmissibilités en translation ont été calculées en une trentaine de points de la tête, situés sur les axes du référentiel.

Cette étude donne une première idée sur les fréquences de résonances possibles, notamment sous chargement vertical (applications en ergonomie) et latéral. Par ailleurs, la nature des résultats sous forme de transmissibilité ne donne qu'une idée très approximative sur les déformées modales, notamment quant à la distinction entre mode en translation et mode en rotation, montrant là encore qu'il est prématuré de penser à une modélisation mécanique de la structure étudiée.

En 2000, Paddan et Griffin ont étudié la transmissibilité entre le siège et la tête sous chargement en rotation. L'étude présente les tests réalisés sur 13 volontaires. La gamme de fréquence étudiée se situe entre 0 et 5 Hz. L'influence de plusieurs paramètres a été étudiée telle que l'utilisation ou non d'un dossier, l'influence de la réponse lorsque le volontaire

ouvre puis ferme les yeux et enfin l'influence de la localisation du centre de rotation du siège par rapport à l'axe vertical du volontaire.

Un fauteuil rotatoire a été utilisé lors de ces expériences. Une accélération rotatoire de 1 rad/s² a été imposée au fauteuil correspondant à une excitation oscillante dans la gamme de fréquence de 0 à 5 Hz. Deux types de sièges ont été utilisés, tous deux équipés d'un dossier rigide. Le dispositif d'enregistrement des mouvements de la tête est le même que celui décrit précédemment (Paddan et Griffin 1988). La figure 2-48 présente les résultats moyennés sur 12 volontaires pour les six degrés de liberté en termes de transmissibilités entre le siège et la tête. Il apparait clairement un pic de résonance en rotation autour de l'axe vertical à une fréquence de 3 Hz lorsque les volontaires sont adossés et à 2 Hz dans le cas contraire. Une étude antérieure de Barnes et Rance (1974) sur 8 volontaires assis en position non adossée, a également montré un pic de résonance vers 2 Hz en termes de transmissibilité rotatoire autour de z entre le siège et la tête.

Lorsque le volontaire est positionné sur le siège non plus selon l'axe de rotation de celuici mais excentré de 500 mm, il apparait une combinaison de pics de résonance dans tous les plans avec un pic de résonance à 1.3 Hz en rotation axiale selon z, 0.9 Hz en translation latérale et 0.9 Hz en translation antéropostérieure.

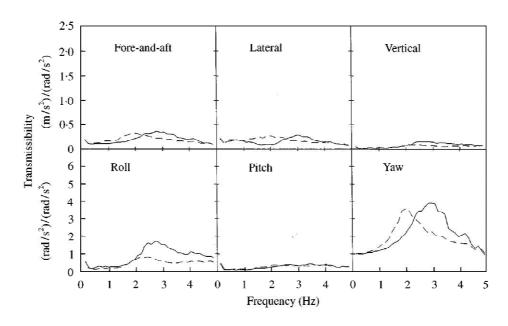


Figure 2-48 : Transmissibilités (antéropostérieure (x), latérale (y), verticale (z) et les trois rotations correspondantes à x, y et z moyennés sur 13 volontaires en position assise dos adossé (-) et non adossé (--) (Paddan et Griffin 2000)

4.3.3 Réponse en fréquence de l'ensemble tête-cou

Une des premières études théorique et expérimentale du comportement dynamique de l'ensemble tête-cou dans le domaine fréquentiel a été publiée par Viviani et Berthoz en 1975. C'est le travail qui se rapproche le plus de notre projet en dehors des travaux effectués dans notre laboratoire que nous exposerons par la suite (Bourdet 2004, Fischer 2004). Sa finalité se situe cependant plus dans le domaine de l'ergonomie du poste de conduite et d'une meilleure compréhension du contrôle volontaire de la tête, que dans celui de la sécurité aux chocs. L'approche expérimentale est conduite en sollicitation vibratoire puis impulsionnelle. Un modèle à paramètres localisés est ensuite identifié sur les bases de ces expériences.

L'analyse par balayage fréquentiel a consisté à appliquer une force vibratoire f(t) au niveau du vertex d'un sujet assis avec une amplitude en force de l'ordre de 15 N et dans une plage fréquentielle de 0.6 à 20 Hz. L'impédance ponctuelle du système tête-cou est alors calculée à partir du mouvement de translation antéropostérieure provoqué par la force vibratoire, ce qui caractérise le système dans le domaine fréquentiel pour ce degré de liberté. La rotation de la tête qui n'est que de quelques degrés, est ainsi calculée à partir du déplacement horizontal de son sommet x(t). Lors de cette expérience, illustrée en figure 2-49, il a été demandé au sujet de résister aux forces appliquées par la contraction des muscles du cou. Une analyse de la linéarité a révélée d'importantes non-linéarités en dessous de 2 Hz, de toute évidence liées à l'action volontaire (active) des muscles qui modulent la rigidité du système. Cette non-linéarité est notamment illustrée par le fait que les fréquences « entrées » ne sont pas celles que l'on retrouve en «sortie».

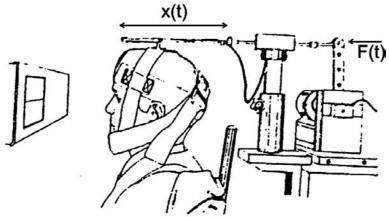


Figure 2-49 : Dispositif expérimental présenté par Viviani et Berthoz en 1975. Excitation vibratoire continue du système tête-cou d'un sujet assis et adossé.

Pour les fréquences supérieures à 2 Hz, la fonction de transfert entre l'amplitude du déplacement et la force appliquée est alors calculée (figure 2-50) pour six essais, à savoir trois sur un même sujet puis un pour trois sujets différents. Il en ressort systématiquement des résonances vers 3 Hz et à 9 Hz, une antirésonance vers 8 Hz et des pentes similaires hors de ces extrema.

Vue la nature de la fonction de transfert en présence, cette réponse traduit, de toute évidence, un comportement en raideur aux basses fréquences et un comportement en masse aux hautes fréquences. Le comportement entre les résonances reste à être identifié, mais est sûrement lié au couplage entre masse et raideur. Notons encore que les fonctions de transfert de la figure 2-50 sont parfaitement calibrées en terme de raideurs dynamiques, exprimées en m/N et tracées en unité logarithmique (dB), -30 dB correspondant à 0.01 m de déplacement sous une force de 1 N. Au delà de 20 Hz les résultats sont inexploitables du fait de l'amplitude très faible des mouvements en présence.

Les conclusions des auteurs sont qu'entre 1 et 5 Hz le système tête-cou répond comme un système linéaire du deuxième ordre, à un degré de liberté, c'est à dire comme un ensemble « masse ressort amortisseur ». Viviani et Berthoz (1975) proposent alors de vérifier leur dispositif expérimental en remplaçant la tête par un système « masse ressort amortisseur » parfaitement connu.

En ce qui concerne l'analyse impulsionnelle, une impulsion de durée 100 ms est appliquée au sommet du crâne avec une amplitude de l'ordre de 5 à 15 N. La réponse temporelle est très proche d'un sinus d'amplitude 25 mm, comme illustré en figure 2-50c. Si la partie A (F_{max} croissante) illustre une certaine linéarité, on note cependant que le niveau DC de la force augmente. L'amplitude du déplacement diminue et son oscillation est plus rapide, ce qui traduit une non linéarité particulière, typique du comportement musculaire selon Houk et al. (1970), Pertuzon (1972) et Wilkie (1950). Dans la partie B de la figure 2-50c, l'amplitude de la force impulsionnelle est constante, mais possède un niveau de précontrainte variable, ce qui met là encore en évidence une non linéarité liée, cette fois, à une rigidification du système, due à l'action musculaire préalable au test.

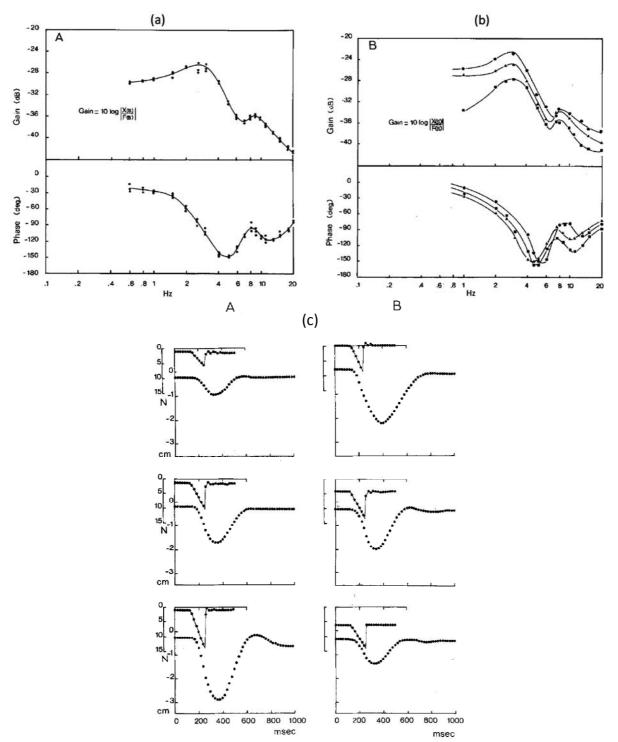


Figure 2-50 : a) fonction de transfert du système tête-cou en termes de compliance enregistrée sous balayage fréquentiel pour un sujet A (a) puis pour trois sujets (b); (c) Réponse temporelle du système tête-cou à une force impulsionelle croissante (A) puis constante mais avec une force de précontrainte croissante (B) (Viviani et Berthoz 1975).

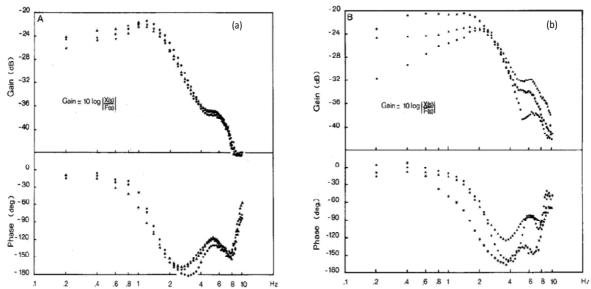


Figure 2-51 : Fonction de transfert du système tête-cou en termes de compliance enregistrée en situation impulsionnelle (a) pour trois tests sur un sujet, puis (b) pour trois sujets différents (Viviani et Berthoz 1975).

Le tracé de la fonction de transfert a été obtenu par la superposition de quarante essais impulsionnels. Les résultats, établis en figure 2-51, sont analogues à ceux obtenus par balayage fréquentiel, rapportés en figure 2-50a. Il est intéressant de constater qu'il apparaît un «tassement fréquentiel» c'est à dire un glissement des extrema de 1-3-6 Hz contre 3-8-8 Hz. Les différences inter-individus sont, elles aussi, plus marquées par cette dernière méthode. De plus, les pics aux hautes fréquences sont très amortis du fait de la faible énergie d'entrée pour ces fréquences, ce qui est classique en analyse impulsionnelle in vivo.

Dans la discussion, les auteurs insistent sur le fait qu'il s'est avéré possible de mesurer des déplacements de la tête, même pour des forces dynamiques de l'ordre du dixième de Newton, et des forces statiques qui peuvent équilibrer l'ensemble tête-cou. La résistance parfaite (et en phase avec l'excitation) n'est cependant possible qu'à partir de 0.4 Hz.

Cette étude est particulièrement intéressante quant aux méthodes mises en œuvre pour l'identification des paramètres du modèle à paramètres localisés, notamment en ce qui concerne la variabilité de ces coefficients. Dans les développements qui nous intéressent, il s'agit de compléter ces travaux par la simulation et la mesure de masse apparente de la fonction de transfert pour les mouvements en latéral et en rotation.

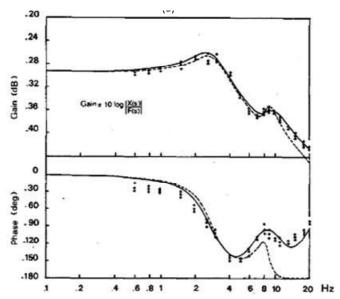


Figure 2-52: superposition de la réponse en fréquence théorique à celle obtenue expérimentalement par excitation sinus balayé (Viviani et Berthoz 1975).

C'est Verriest (1974) qui analyse le comportement dynamique du système tête-cou et de l'avant-bras de l'enfant de 9 à 11 ans. Il utilise le protocole de test établi par Berthoz et Viviani (1975). Dans le cadre de son analyse il calcule des fonctions de transfert pour les deux systèmes corporels mentionnés. L'étude a permis une caractérisation du système tête-cou dans le plan sagittal par l'intermédiaire des fonctions de transfert.

L'auteur constate la présence de deux fréquences de résonance pour les candidats dans le plan sagittal: Il décèle une première fréquence à 2.5 Hz et une deuxième à 10 Hz. En outre les forces maximales développées par la tête sont analysées, une comparaison avec les résultats obtenus pour l'adulte par Berthoz et Viviani (1975) a été effectuée. Il ressort de cette comparaison que la première fréquence de résonance est plus élevée pour l'adulte (3 à 4 Hz pour l'adulte contre 2.5 Hz pour l'enfant) et la deuxième fréquence est plus élevée pour l'enfant (8 Hz pour l'adulte contre 10Hz pour l'enfant). Selon l'auteur il ressort de cette première analyse vibratoire sur le système tête-cou de l'enfant que son moment d'inertie est d'environ 25 % inférieur à celui de l'adulte. Pour la raideur et l'amortissement l'auteur trouve le même ordre, si l'on compare avec les paramètres identifiés pour l'adulte.

En conclusion, l'étude de Verriest (1974) est la première étude réalisée dans le domaine fréquentiel sur l'enfant. Il a découvert des premières valeurs de fréquence de résonance pour le système tête-cou de l'enfant.

4.3.4 Analyse modale du système tête-cou de l'adulte

L'ensemble du travail de Bourdet (2004) s'inscrit dans le cadre des recherches sur la protection du système tête-cou en situation de choc arrière en voiture à faible niveau d'énergie. La caractérisation expérimentale du système tête-cou a donc consisté en une analyse modale conduite sur cinq volontaires, effectuée dans notre laboratoire. Cette méthode originale en biomécanique, a permis de déterminer les fonctions de transfert, entre une force impulsionnelle appliquée au niveau du front et les accélérations de la tête en deux points, les épaules des volontaires étant fermement maintenues contre le dossier d'un siège rigide. Le sujet est impacté à l'aide d'un ballon de basket induisant une force maximale d'impact de 60 N et une accélération linéaire maximale de 3 g pendant 50 ms (figure 2-53).

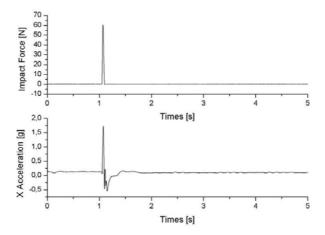


Figure 2-53: Force d'excitation et réponse impulsionnelle (Bourdet 2004).

Les signaux de forces et d'accélérations enregistrés ont ensuite été utilisés afin d'obtenir des fonctions de transfert, figure 2-54a. La fonction de cohérence (figure 2-54b) a été calculée pour chaque série de tests afin de pouvoir évaluer le bruit et la linéarité du système.

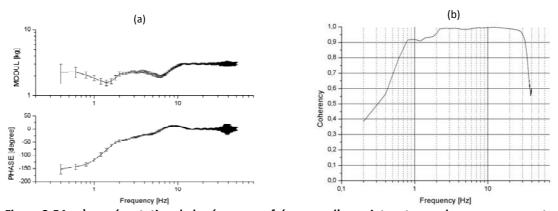


Figure 2-54 : a) représentation de la réponse en fréquence d'un sujet en terme de masse apparente avec un intervalle confiance de 95 % calculé sur 10 enregistrements ; b) Représentation de la fonction de cohérence entre les signaux d'entrée et la sortie (Bourdet 2004).

Il est apparu que les comportements modaux étaient similaires, caractérisés par deux fréquences de résonances à 1.3±0.1 Hz et à 8±0.7 Hz. Les déformées modales correspondantes s'apparentent à un mouvement d'extension pour le premier mode et un mouvement de rétraction pour le second mode (figure 2-55).

Afin d'évaluer la contribution des muscles, une autre configuration de tests a été effectuée : une configuration "rigide" dans laquelle il était demandé aux volontaires de contracter les muscles du cou pendant toute la durée du test, les yeux étant ouverts.

L'activation des muscles a ainsi entraîné une forte augmentation de la première fréquence de résonance (50 %) alors qu'elle fut plus modérée pour la deuxième (20 %). L'auteur a proposé une explication par le fait que cette différence était probablement liée à des raisons physiologiques, à savoir la difficulté pour un homme de contrecarrer le mouvement de rétraction, un mouvement au demeurant non physiologique.

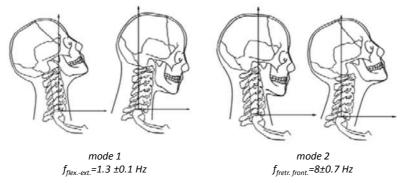


Figure 2-55 : Déformées modales identifiées.

De la même manière, Fischer en 2004 a effectué une campagne d'analyse modale sur 30 volontaires dont 15 hommes et 15 femmes. Le mode opératoire consistait à faire vibrer le volontaire horizontalement et à enregistrer les accélérations au niveau de la tête, du cou et du thorax. L'influence du cou a également été analysée en effectuant des tests avec les muscles du cou contractés. Les résultats sont reportés dans le tableau 2-5.

Tableau 2-5: Résultat de l'analyse modale sur 30 volontaires dont 15 homme et 15 femmes.

Genre	Configuration « relâché »		Configuration « rigide »	
Genre	f_1	f_2	f_1	f_2
Femme	1.53 ± 0.28	7.83 ± 0.68	1.9 ± 0.59	9.65 ± 0.58
Homme	1.83 ± 0.96	8 ± 0.8	2.7 ± 1.66	10.8 ± 2.27
Volontaire moyen	1.68 ± 0.69	7.91 ± 0.74	1.96 ± 0.66	9.78 ± 0.67

Cette revue bibliographique sur l'analyse vibratoire de l'ensemble tête-tronc donne, en première approche, une estimation des vibrations transmises à la tête en translation et en rotation. L'analyse modale complète de la colonne vertébrale est un exemple à suivre tant au niveau expérimental que de celui de la modélisation. Il faudra revenir vers ces résultats à l'occasion de la validation de la colonne, lorsque celle-ci sera greffée sur le modèle du cou. En ce qui concerne l'analyse du système tête-cou, des premiers résultats sont disponibles pour les modèles à paramètres localisés. Ces travaux permettent de préparer une analyse plus complète en ce qui concerne les degrés de liberté qui sont en jeux.

4.4 Conclusion

Cette revue bibliographique sur la caractérisation expérimentale a mis en évidence l'existence de deux familles bien distinctes: la première dans le domaine temporel qui permet de déterminer le comportement non linéaire de cette structure alors que l'analyse vibratoire s'intéresse au comportement de la structure pour des déplacements de faible amplitude. Ces deux méthodes comportent des limites fortes. En ce qui concerne les études temporelles, on observe de grandes incertitudes sur les réponses dynamiques qu'elles soient exprimées en termes de moment, d'accélération ou de déplacement. En effet, cette méthode implique obligatoirement l'existence d'un corridor expérimental. Ces corridors, qui servent comme données de validation pour les modèles physiques ou numériques permettent à plusieurs signaux temporels ne traduisant pas le même comportement mécanique d'être validés. En ce qui concerne l'analyse vibratoire, elle ne peut s'appliquer que pour des déplacements de faibles amplitudes, c'est-à-dire valides lors des premiers instants du choc. En revanche, la validation en termes de fréquences de résonance et de déformées est bien plus précise.

5 Les modèles à paramètres localisés du rachis cervical

5.1 Introduction

Les études épidémiologiques ont montré que les lésions du rachis cervical sont souvent causées par les accidents de la circulation, en particulier dans le cas d'accidents de voiture. Les mécanismes de lésion de la colonne cervicale ne sont pas entièrement connus. En effet, le rachis cervical humain est une structure mécaniquement complexe qui est soumise à une grande variété de conditions de chargement (traumatiques) pendant un accident. On utilise des modèles mathématiques pour mieux comprendre et étudier le comportement complexe du vivant. Ils peuvent être employés pour simuler le comportement du système dans différentes situations et peuvent être utilisés pour obtenir des informations qui ne peuvent pas être obtenues à partir d'expériences.

Cependant un modèle mathématique représentant un système biologique peut comprendre plusieurs pièges : une sur-sophistication du modèle, un manque de données fiables des propriétés physiques, ou un manque de données de validation. Lors de la modélisation, les hypothèses de travail doivent être posées clairement et prendre en compte le manque de données expérimentales tant au niveau des propriétés mécaniques que des données de validation.

Pour qu'un modèle prévoie efficacement les lésions, il est nécessaire que le comportement mécanique du rachis cervical soit représenté en détail. C'est à dire que le modèle doit non seulement décrire la cinématique et la dynamique globale de la tête et du cou, mais aussi celles des différentes vertèbres et des autres composants cervicaux appropriés ainsi que leurs déformations. Cependant, parfois bien comprendre et identifier des modèles plus simples apporte une plus grande connaissance sur les mécanismes de lésions.

Dans la littérature, il existe essentiellement deux types de modèles mathématiques : les modèles à paramètres localisés et les modèles par éléments finis. Les modèles à paramètres localisés du rachis cervical existent avec deux à neufs degrés de libertés :

— les modèles à 2 ddl ne peuvent que décrire le mouvement global de la tête par rapport au torse, et non le comportement mécanique du cou.

— les modèles à 9 ddl et les modèles éléments finis tiennent compte d'une représentation plus détaillée du comportement mécanique des diverses structures anatomiques du cou humain.

Les modèles à paramètres localisés multi-degrés de libertés idéalisent la colonne vertébrale comme un assemblage de corps rigides reliés par des ressorts et des éléments amortissant sans masse et un complexe mou environnant comprenant parfois les muscles. Les inerties et les masses sont localisées dans les corps rigides. Ce type de modèle est limité dans les informations en raison de la complexité de la géométrie et du matériel de mesure, et de la réponse non linéaire de la colonne. Il permet cependant de comprendre le comportement global.

Dans les modèles éléments finis, le rachis cervical est aussi considéré comme une structure formée par divers composants anatomiques, mais dans ce type de modèle, chaque composant est divisé en un grand nombre d'éléments déformables possédant les propriétés mécaniques du composant anatomique qu'il modélise. Ils tiennent donc beaucoup plus compte de la géométrie réelle de la structure à modéliser.

5.2 Présentation des modèles

Dans ce paragraphe, nous nous focaliserons sur les modèles à paramètres localisés et les modèles discrets. La majeure partie des modèles présentés ici a été validée sur la base des essais effectués sur des volontaires au Naval Biodynamics Laboratory (NBDL).

Becker (1973) a établi que la tête décrit un mouvement de rotation par rapport à la vertèbre T1 lors de chocs frontaux. En s'appuyant sur l'analyse graphique des données obtenues à travers des essais effectués au NBDL en choc frontal avec une décélération maximale du chariot de 6.9 g, il proposa un modèle à deux pivots du système tête-cou.

En 1975, Viviani et Berthoz ont proposé un modèle à paramètres localisés à deux pivots établi par une approche vibratoire du système tête-cou (figure 2-56).

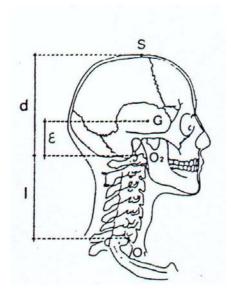


Figure 2-56: Modèle à paramètre localisé de Viviani et Berthoz (1975). Modèle 2D avec 2 articulations planes (joints sphériques). Analyse fréquentielle du mouvement de la tête soumise à différents chocs par des essais: application de forces sinusoïdales (0,6 à 20 Hz) ou impulsionnelles sur volontaires (t=100 ms).

Cette approche a permis d'obtenir des résultats intéressants tant du point de vue de la cinématique que pour l'identification des paramètres de raideurs et d'amortissement du système cou.

Wismans et al. (1985) a effectué de nombreuses études cinématiques notamment sur les essais du NBDL dans le but d'établir un cou de mannequin bio-fidèle et de déterminer les paramètres mécaniques essentiels. En 1986, ils proposent un modèle à deux pivots en positionnant l'articulation supérieure au niveau des condyles occipitaux. Un troisième pivot a été ajouté pour simuler la torsion. Il a ensuite examiné, sur une base de 109 essais en chocs frontal, latéral et oblique, les longueurs du segment cou et les positions du pivot inférieur donnant les meilleurs résultats pour chaque direction de choc. Son analyse statique indique qu'une longueur du segment cou de 129 mm fournit un bon comportement suivant les trois types de choc avec la condition que le pivot inférieur doit être positionné en dessous et en arrière de T1. Les valeurs des paramètres du modèle sont rapportées dans la figure 2-57 et dans le tableau 2-6.

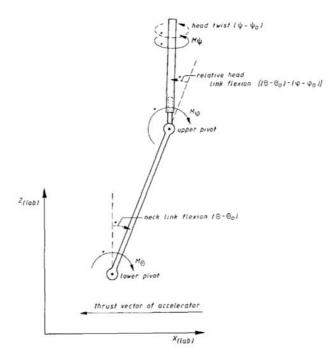


Figure 2-57 : Modèle à paramètre localisé 3D avec 2 articulations 3D (joints sphériques) non- amorti. Caractérisation mécanique permettant d'obtenir une trajectoire de la tête satisfaisante par rapport à T1, Wismans et al. (1985 et 1986).

Il est à noter que Wismans ne s'est pas préoccupé de l'importance de la viscosité qui est primordiale.

Tableau 2-6: Paramètres mécaniques identifiés par Wismans et al. (1985 et 1986).

	Raideur de flexion	180 N.m/rad	
Upper pivot	Raideur de torsion	23 N.m/rad à 43 N.m/rad	
	Raideur frontale	69 N.m/rad	
Lower pivot	Raideur frontale	86 N.m/rad	
	Raideur frontale	126 N.m/rad	

Merrill et al. (1984) ont repris le modèle discret bidimensionnel de Reber et Goldsmith (1979, modèle 2D composé de 11 corps rigides) en l'étendant à trois dimensions. Le modèle résultant a encore été modifié par Deng et Goldsmith en 1985. Ce modèle à paramètres localisés du système tête-cou comporte 10 corps rigides représentant 2 vertèbres dorsales T1 et T2, les 7 vertèbres cervicales C1-C7 et la tête. La réponse mécanique globale des disques intervertébraux, des ligaments et des facettes articulaires est localisée dans une matrice de rigidité linéaire associant la force et le moment à la translation et à la rotation. Les valeurs non diagonales représentent le couplage du mouvement dans une direction par un chargement dans une autre direction. L'amortissement intervertébral est représenté par des éléments amortisseurs linéaires. Le modèle incorpore 15 paires de muscles du cou en état passif. Ils sont représentés par des éléments ressorts fixés en trois points. La validation du

modèle s'est faite en comparant la cinématique de la tête calculée par le modèle avec celle obtenue par les tests sur volontaires en chocs frontal et latéral. Qualitativement, les prédictions du modèle étaient en accord raisonnable avec les résultats des tests. Cependant, quantitativement la correspondance était moins bonne, en particulier les accélérations principales étaient trop grandes comparées à ceux des expériences.

En choc frontal, les auteurs ont comparé leur simulation avec un essai effectué sur volontaire par Ewing (1977), pour un pic d'accélération chariot de 7.4 g en appliquant directement l'accélération au niveau de T2. Les résultats sur le modèle de Deng et Goldsmith sont meilleurs que ceux de Merrill et Goldsmith, mais pour les accélérations linéaires de la tête, les valeurs des extrema sont nettement moins importantes. Il y a également un déphasage entre les courbes de la simulation et celles des volontaires.

En ce qui concerne le choc latéral, le modèle est accéléré au niveau de T2 avec un pic d'accélération à 7.2 g et les trajectoires sont comparées à celles des volontaires. Les résultats dans le plan frontal sont très satisfaisants, mais hors du plan frontal, le mouvement du modèle est vers l'arrière contrairement à celui des volontaires. De plus, les vitesses angulaires de la tête ne sont pas fidèles. Ce modèle est un modèle intéressant puisqu'il donne des résultats satisfaisant en choc frontal et latéral, mais également parce que les auteurs ne cachent pas les problèmes auxquels ils ont été confrontés.

De Jager et Sauren (1994) ont repris le modèle de Deng et Goldsmith (figure 2-58). Ils l'ont raffiné et selon l'auteur, corrigé certaines inexactitudes. La modélisation des articulations intervertébrales a non seulement été améliorée, mais d'autres paramètres ont également été rajoutés. Les muscles ont été simplifiés en n'utilisant que deux points d'application. Le modèle a été validé en choc frontal à 15 g (siège) et choc oblique à partir des essais du NBDL.

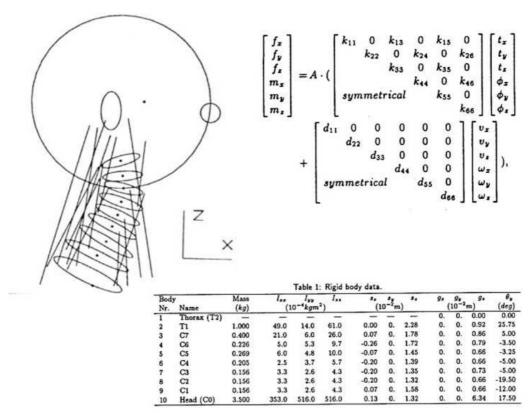


Figure 2-58: Le modèle de De Jager et al. (1984).

En choc frontal le modèle, malgré une allure générale des courbes relativement satisfaisante, demeure souvent déphasé notamment pour l'accélération linéaire. De plus, les ordres de grandeurs ne sont pas respectés : par exemple pour l'accélération résultante il obtient à 100ms une différence de 50 m/s² par rapport au volontaire ayant eu la plus faible accélération enregistrée. On peut enfin supposer que l'auteur a filtré ses courbes car il est le seul à avoir obtenu, en choc frontal, à partir des donnés du NBDL des courbes aussi lisses.

Ce modèle a été conçu pour recréer la cinématique dans un choc arrière afin d'analyser les champs d'accélération lors d'un whiplash. Cependant aucune validation n'a été faite en choc arrière.

En 2004, Bourdet propose un modèle à paramètres localisés basé sur les résultats d'analyse modale. En effet, les réponses en fréquence caractérisées par deux modes sont typiques d'un système à deux degrés de liberté avec deux pivots. Ce modèle est constitué par deux articulations On et Oh, deux paramètres inertiels Jn et Jh et massiques mn et mh localisés aux centres de gravité Gn et Gh. Les couples de rappel sont modélisées par des systèmes ressort-amortisseur de torsion (kn, cn) et (kh, ch) implantés à chaque articulation.

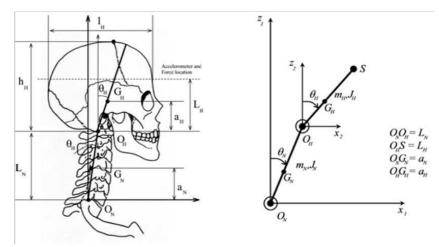


Figure 2-59 : Représentation du modèle à paramètres localisés à deux pivots du système tête-cou.

Suite aux mesures anthropométriques du système tête-cou de chaque volontaire et aux calculs des masses et des inerties correspondantes, il a été possible d'écrire les équations de mouvement dans le domaine temporel puis dans le domaine fréquentiel par Transformées de Fourier. Les paramètres mécaniques du modèle sont alors identifiés en ajustant la fonction de transfert théorique avec celle obtenue expérimentalement (figure 2-60).

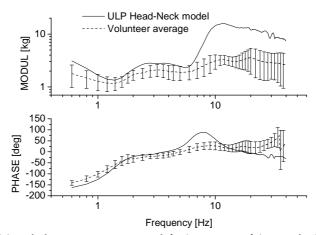


Figure 2-60 : Superposition de la masse apparente théorique et expérimentale du système tête-cou en configuration relaxée.

5.3 Conclusion

Cette étude bibliographique des modèles à paramètres localisés existants montre combien il est difficile de modéliser le comportement dynamique du rachis cervical en situation de choc. Elle expose également les avancées et les améliorations apportées aux modèles en les complexifiant et en augmentant le nombre de paramètres à étudier. Si seules la cinématique et la dynamique globale du système tête-cou doivent être étudiées, un modèle à paramètres localisés à deux pivots suffit, encore faut-il bien identifier les

paramètres. En revanche une analyse plus précise des segments vertébraux conduit à un modèle à paramètres localisés plus complexe que l'on appelle modèle discret, ou à un modèle par éléments finis.

Tous ces modèles (sauf celui proposé par Bourdet en 2004) sont validés en termes de corridors, c'est-à-dire que leur comportement dynamique doit entrer dans un moyennage de comportements dynamiques obtenus à travers des tests sur sujets humains. Or comme le montre la figure 2-61, plusieurs signaux peuvent totalement entrer dans ce type de corridor n'exprimant pas le même comportement mécanique.

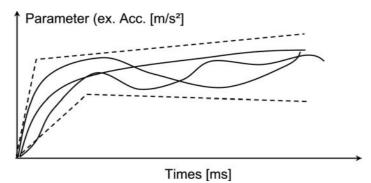


Figure 2-61 : Représentation de trois comportements dynamiques qui entrent dans le corridor temporel.

6 Conclusion et motivation de l'étude

Ce chapitre est consacré à l'étude anatomophysiopathologique de la colonne cervicale ainsi qu'une revue bibliographique des modèles mathématiques existant. Nous avons pu souligner la complexité de la région rachidienne ainsi que les différentes mobilités et zones neutres. Seules des études dynamiques nous permettraient d'établir les principales charnières de la colonne. Nous avons également établi une revue des principaux mécanismes de lésion du cou lors de chocs. En ce qui concerne les lésions provoquées par des chocs à faible énergie, induisant des maux de tête, des sensations de raideurs au niveau du cou etc., peu d'informations sont disponibles. En effet, même les spécialistes ont du mal à évaluer la raison de ces symptômes et finalement à objectiver ces blessures. C'est pourquoi il est indispensable de comprendre et d'analyser le comportement dynamique dès les premiers instants du choc.

Beaucoup de travaux ont été réalisés en vue de déterminer les propriétés mécaniques des divers constituants du cou (en statique et dynamique) que ce soit sur cadavres ou sur volontaires. La réponse de l'ensemble des sujets testés est alors représentée sous forme de corridors qui sont souvent très larges. Ces corridors constituent un moyen de validation pour les modèles physiques et numériques. Il est alors impossible d'analyser de manière précise le comportement dynamique du cou puisque les vibrations, les pics, les pentes brutales etc. sont filtrées par ce type de méthode. Seules quelques études sont basées sur l'analyse vibratoire du rachis, cependant elles sont très rares et s'appliquent principalement dans le domaine du confort et se restreignent au plan sagittal. De plus, ces analyses sont souvent incomplètes et ne peuvent donc pas être utilisées pour les situations de chocs. Enfin il est à noter qu'une seule étude (Verriest et al. 1974) est disponible dans la littérature quant à la caractérisation in vivo de la colonne cervicale de l'enfant.

Au vu de cette revue bibliographique il en ressort un manque de données crucial quant à la caractérisation tridimensionnelle du rachis. Nous nous proposons donc dans le cadre de cette thèse de pallier à ce manque de données en réalisant une analyse modale classique sur volontaires, dans les plans frontal, sagittal et horizontal. Le travail de Bourdet (2004) est considéré comme point de départ pour cette thèse, bien qu'il ne propose qu'une caractérisation du système tête cou dans le plan sagittal. Nous allons donc dans la présente thèse étendre la caractérisation du système tête cou dans tous les plans anatomiques

(caractérisation multi directionnelle). Pour cela nous allons dans le chapitre suivant présenter les deux protocoles de test originaux que nous avons mis en place afin de caractériser dans le domaine fréquentiel la colonne cervicale de l'adulte en multi directionnel. Il suivra les premiers résultats sur volontaires adultes en termes de fréquences de résonance et d'amortissement modaux dans tous les plans, puis nous proposerons un nouveau modèle à paramètres localisés tridimensionnel.

Il ressort, de plus, de l'analyse bibliographique un manque de données quant à la caractérisation tridimensionnelle du rachis de l'enfant. Nous nous proposons donc dans le chapitre quatre, de pallier ce manque de données, pour cela une méthode originale sera proposée afin d'extraire des premiers résultats relatifs à la colonne cervicale de l'enfant.

Chapitre 3 Analyse modale expérimentale multidirectionnelle I/O du système tête-cou

1 Introduction

La majorité des essais de caractérisation du cou humain en situation de choc consistent à décélérer un sujet humain assis dans un siège (Ewing et al. 1968, Mertz et al. 1971 et 1972, Ewing et al. 1973 et 1977, Wismans et al. 1983, Muzzy et al. 1986, Wismans et al. 1986, Eichberger et al. 1996, Matsushita et al. 1994 et Ono et al. 1997). Les conditions de chargement sont définies en termes de direction et de forme de l'impulsion, de vitesse maximale du siège (jusqu' à 3.6 m/s soit 13 km/h) ou plus usuellement par une accélération au niveau de la vertèbre thoracique T1 (2 à 5 g pour un durée de 80 à 150 ms). Lors de ces tests, la cinématique de la tête et du cou est enregistrée. D'après ce que nous avons vu dans le chapitre 2, cette méthode est largement utilisée dans le domaine de recherche biomécanique et a permis de valider un grand nombre de modèles. Cependant, cette méthode comporte un certain nombre de limites. En effet, chaque modèle proposé est fortement dépendant des conditions initiales du test et ne permet pas d'obtenir un modèle global satisfaisant pour caractériser le cou humain même dans le domaine linéaire.

C'est la raison pour laquelle nous avons décidé d'utiliser une autre méthode pour caractériser le système tête-cou : l'analyse modale expérimentale. Cette méthode est un standard dans les sciences de l'ingénieur et permet l'identification des paramètres mécaniques globaux d'une structure. Cette méthode nous permettra alors d'identifier et de valider des modèles mathématiques de manière plus précise que lors d'une analyse dans le domaine temporel seule.

Les méthodes expérimentales d'analyse modale de la colonne cervicale présentées ici sont inspirées de différents travaux antérieurs (Verriest 1974, Viviani et Berthoz 1975, Paddan et Griffin 1988, Kitazaki et al. 1995, Taylor et al. 2002, Nakai et al. 2004 et Bourdet et al. 2005). Ces travaux dans le domaine de la science des vibrations de l'homme, décrits dans la partie bibliographique, servent comme sources complémentaires pour les détails des différents schémas de test.

Cette étape est basée sur deux thèses antérieures menées dans le même laboratoire qui consistaient à étudier le comportement fréquentiel du système tête-cou dans une seule direction antéropostérieure. Elle montre son originalité dans le fait de procéder une analyse fréquentielle de la réponse tête-cou en multidirectionnelle, c'est-à-dire sous chargement frontal, latéral et rotatoire.

Dans ce chapitre, nous proposons d'identifier le système tête-cou sous des chargements similaires à ceux décrits par Bourdet et al. (2004), c'est-à-dire avec une force maximale de 90 N et une durée d'impact d'environ 60 ms. Une accélération linéaire maximale du centre de gravité de la tête de 3 g résulte de ces conditions. Il s'agit donc d'une caractérisation du système à travers des fonctions de transfert entre l'entrée (Input) et la sortie (Output) d'où la dénomination « I/O » de ce chapitre.

2 Rappels théoriques

2.1 Mesure électrique des grandeurs mécaniques

Pour la caractérisation d'une structure solide il est nécessaire de représenter un choix de grandeurs mécaniques mesurables par des signaux (Lenk et al. 2000).

Ces signaux sont nécessaires afin de pouvoir traiter les informations incluses dans les grandeurs mécaniques. Les signaux eux-mêmes sont toujours des grandeurs physiques mesurables.

Dans le cadre de cette étude, les grandeurs mécaniques sont des accélérations, des vitesses angulaires et des forces. Les signaux correspondants sont des différences de potentiels et ainsi constituent une grandeur électrique. Les signaux sont obtenus par des capteurs fonctionnant comme sondes. Ces sondes sont placées en différents endroits du système têtecou.

Après un filtrage, ces signaux électriques sont échantillonnés et numérisés. Ce processus constitue une traduction des signaux analogiques vers une série de séquences numériques. Les enregistrements forment une représentation temporelle du signal avec une durée finie. Le duo consistant en la fréquence d'échantillonnage et la durée de l'enregistrement définit la gamme de fréquence et la résolution du spectre.

Chaque enregistrement doit être alors pondéré par une fonction fenêtre. Ce traitement est indispensable pour l'analyse en fréquence par une transformée de Fourier discrète afin d'éviter des phénomènes vibratoires artificiels.

Finalement nous estimerons, à partir des séquences d'enregistrement, les densités spectrales permettant de calculer les fonctions de transfert. A l'aide des techniques de moyennage, le bruit est diminué et la confiance statistique est augmentée (Bendat et Piersol 1971).

Pour traiter un signal par voie numérique, il faut au préalable le représenter par une suite de valeurs numériques ponctuelles prélevées régulièrement ou irrégulièrement. Un tel prélèvement est appelé échantillonnage du signal. La numérisation des échantillons requiert une opération complémentaire de quantification et d'échantillonnage. La conversion analogique-numérique d'un signal implique une opération d'échantillonnage suivie d'une

opération qui consiste à remplacer la valeur exacte analogique de l'échantillon par la plus proche valeur approximative, extraite d'un ensemble fini de valeurs discrètes (figure 3-1). Cette opération s'appelle la numérisation (digitizing).

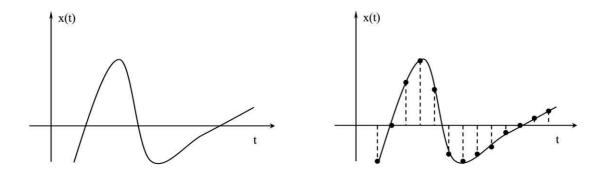


Figure 3-1: Exemple d'échantillonnage d'un signal.

Chaque valeur discrète, qui représente un ensemble de valeurs analogiques contenues dans un intervalle de largeur Δ appelé pas de quantification (figure 3-2), est exprimée par un nombre sous forme binaire, définie par un codage approprié. Ce nombre est compris entre deux valeurs limites qui fixent la plage de conversion. Ainsi une carte d'acquisition 12 bits possède 2^{12} intervalles, c'est à dire de 4096 intervalles. Par exemple, si la plage est de ± 10 V, le pas de quantification est de 4,88 mV.

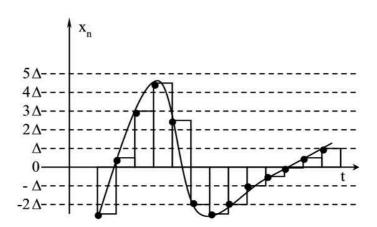


Figure 3-2: Quantification d'un signal.

Le passage d'un signal continu $\{x(t)\}$, défini sur un temps continu, à un signal numérique $\{x_k\}$ ajoute du bruit. C'est pourquoi, la qualité du signal est souvent représentée par le Rapport Signal sur Bruit (SNR), qui n'est autre que le rapport de l'énergie du signal sur celui du bruit :

$$\xi = W_{signal} / W_{bruit}$$
 Équation 3-1

En fait ce rapport est souvent défini en décibels : $\xi_{dB} = 10.\log_{10}(\xi)$.

Avant même d'être échantillonné, le signal doit posséder un spectre borné, c'est-à-dire que le signal tend vers zéro quand la fréquence tend vers l'infini, comme illustré dans la figure 3-3b. Ensuite, l'échantillonnage du signal est obtenu par multiplication de celui-ci avec une fonction d'échantillonnage idéalisée (figure 3-3) décrite par l'équation 3-2, dont la cadence fixe est Te = 1/Fe, Fe étant la fréquence d'échantillonnage :

$$\left\{x_{e}(t) = x(t). \, \delta_{Te}(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} x(t). \, \delta(t-nTe)\right\}_{temporel}$$

$$\Leftrightarrow \left\{X_{e}(f) = X(f) \otimes F_{e} \delta_{Fe}(f) = F_{e} \sum_{n=-\infty}^{+\infty} X(f-nFe)\right\}_{fr\'equentiel}$$
 Équation 3-2
$$\delta_{Te}(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} \delta(t-nT_{e}) \, \left\{\delta \, \text{Étant la fonction Dirac}\right\}$$

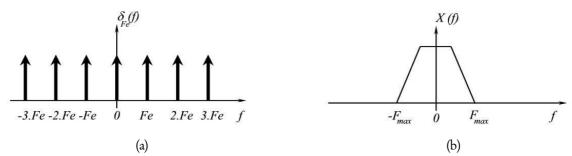


Figure 3-3 : a) spectre de l'échantillonneur idéal ; b) Enveloppe spectrale du signal analogique. Le spectre du signal échantillonné est donc représenté par les motifs spectraux du signal répétés sur le support du spectre de l'échantillonneur (figure 3-4).

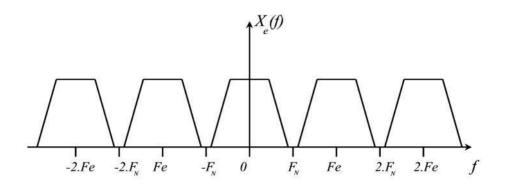


Figure 3-4 : Spectre du signal échantillonné.

Il apparaît alors un repliement autour de la fréquence de Nyquist $F_N = F_e/2$.

Pour éviter un tel recouvrement de spectre, il est nécessaire que la fréquence d'échantillonnage soit au moins supérieure à deux fois la fréquence maximale contenue dans le spectre original $F_e \geq 2.F_{Maximal}$.

En ce qui concerne le repliement de spectre, il est conseillé d'introduire un pré filtrage du signal analogique avant de procéder à l'échantillonnage. Ce pré filtrage est indispensable si la fréquence de Nyquist est proche de la fréquence maximale à étudier.

Le filtre anti-repliement (ou filtre de garde) parfait serait un filtre passe-bas idéal de bande passante $B = F_e/2$. En pratique, tout filtre anti-repliement réel (figure 3-5) comporte une bande de transition qui reporte la bande passante limite B_M au delà de la bande passante effective.

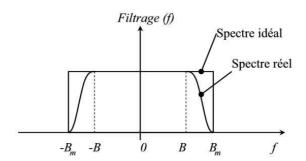


Figure 3-5: Représentation du filtre anti-repliement.

Plus on se rapproche du filtre idéal, plus la complexité ou l'ordre du filtre augmente. Il faut donc trouver un compromis entre la cadence de sur-échantillonnage et la complexité du filtre. En fait dans notre cas, nous utilisons un filtre anti-repliement.

Une vérification de la stationnarité et de l'ergodicité doit être effectuée sur le bruit avant toute analyse d'un environnement mécanique vibratoire mesuré, afin d'être certain que l'étude d'un seul échantillon est représentative du processus entier. Et ce n'est que si le processus est stationnaire et ergodique que l'on peut appliquer l'analyse statistique de variables aléatoires.

Un bruit est dit stationnaire, si ses caractéristiques sont inchangées par un décalage d'origine (moyenne, variance). Un bruit est ergodique quand il y a égalité entre moyennes probabiliste et moyenne statistique. Le bruit de mesure est tout simplement tout ce qui ne peut être introduit dans la fonction de transfert.

2.2 Traitement du signal

Les propriétés d'un processus aléatoire stationnaire et ergodique ne peuvent pas être complètement décrites d'une manière simple par un quelconque échantillonnage (Mackey 1974). On utilise alors l'estimée paramétrique. Elle est obtenue grâce à un nombre fini d'observations. On introduit la grandeur « erreur standard normalisée » pour les processus aléatoire. Elle définit l'erreur obtenue par l'estimation :

- pour un échantillon d'un processus aléatoire de taille N et de période d'analyse Ta, la résolution en fréquence est Ba=1/Ta, et l' « Erreur Standard Normalisée » est $\varepsilon_r=1/\sqrt{Ba.Ta}$ (Bendat et Piersol 1971). Donc pour un seul enregistrement l'erreur est de 1, ce qui signifie que l' « Erreur Standard Normalisée » est aussi grande que la quantité à estimer. Pour éviter cela deux techniques peuvent être envisagées :
 - o un moyennage d'un ensemble de blocs de q enregistrements indépendants de longueur Ta qui permet d'estimer l' « Erreur Standard Normalisée » par la relation $\varepsilon_r = 1/\sqrt{q}$)
 - o un moyennage de l raies spectrales adjacentes à l'intérieur d'un même spectre Dans ce cas on diminue la résolution spectrale. Ba est le pas en fréquence du spectre total avant moyennage, et Δf est le pas en fréquence du spectre après moyennage, avec. $\Delta f = l.Ba$, on obtient $\varepsilon_r = 1/\sqrt{l}$

La combinaison de ces deux techniques donne la formulation suivante de l'erreur standard normalisée: $\varepsilon_r = 1/\sqrt{l.q}$.

Nous effectuons dix enregistrements par test et nous avons fait le moyennage de 3 raies adjacentes par spectre. L'erreur standard normalisée obtenue pour l=3 et q=10 est donc de 0.18, ce qui est une valeur acceptable. Cette valeur sera retenue pour la suite de l'étude concernant l'adulte.

Un système linéaire peut être modélisé dans le domaine fréquentiel. Nous allons utiliser cette méthode dans le présent chapitre. Si on regarde le système à analyser comme une «boite noire» (figure 3-6), cette dernière est décrite par une fonction de transfert ou Fonction de Réponse en Fréquence (FRF) selon Harris et Piersol 2002.

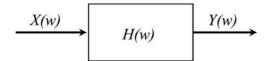


Figure 3-6 : Schéma du modèle de base pour l'identification selon la théorie de l'analyse systémique représentant l'entrée, la fonction de transfert et la sortie (Föllinger 1994 et Unbehauen 2002).

En d'autres termes, nous exprimons les spectres de sortie comme des spectres d'entrée pondérés par cette fonction de passage. $X_{(\omega)}$ est le spectre d'entrée du système, $Y_{(\omega)}$ est le spectre de sortie du système et la fonction de transfert est $H_{(\omega)}$.

Nous allons maintenant détailler l'estimation des densités spectrales des entrées et des sorties. Un autospectre est calculé en multipliant un spectre par son conjugué. Il moyenne un nombre de produits indépendants et représente l'énergie totale du signal d'entrée ou de sortie (équation 3-3 et équation 3-4).

$$G_{XX(\omega)} = \frac{1}{q} \sum_{q=1}^{N} X_{q(\omega)}.\overline{X_{q(\omega)}}$$
 Équation 3-3
$$G_{YY(\omega)} = \frac{1}{q} \sum_{q=1}^{N} Y_{q(\omega)}.\overline{Y_{q(\omega)}}$$
 Équation 3-4

L'interspectre est obtenu par la multiplication du conjugué de l'un des spectres par l'autre. Il représente le déphasage entre l'entrée et la sortie. En plus son amplitude représente le produit cohérent de la puissance à l'entrée et à la sortie, c'est à dire qu'il représente l'énergie effectivement transmise entre l'entrée et la sortie ou la sortie et l'entrée (équation 3-5 et équation 3-6).

$$\begin{split} G_{XY(\omega)} &= \frac{1}{q} \sum_{q=1}^{N} X_{q(\omega)}.\overline{Y_{q(\omega)}} \\ G_{YX(\omega)} &= \frac{1}{q} \sum_{q=1}^{N} Y_{q(\omega)}.\overline{X_{q(\omega)}} \end{split} \tag{Equation 3-5}$$

L'estimée de la fonction de transfert est obtenue au moyen de ces quatre spectres. Elle est calculée par l'équation 3-7.

$$\hat{H}_{(\omega)} = rac{G_{XY(\omega)}}{G_{XX(\omega)}} = \left|\hat{H}_{\mathrm{I}(\omega)}\right|.e^{-j\Phi_{\mathrm{I}}(\omega)}$$
 Équation 3-7

L'erreur aléatoire estimée qui est associée au module $\left|\hat{H}_{(\omega)}\right|$ de l'estimée de la fonction de transfert se calcule selon l'équation 3-8:

$$\hat{r}^2_{(\omega)} = \frac{2}{n-2}.F_{2,n-2}.\left[1-\hat{\gamma}_{xy(\omega)}\right].\frac{G_{YY(\omega)}}{G_{XX(\omega)}}$$
 Équation 3-8
$$\operatorname{avec} n = 2.Ba.Ta \text{ et dans notre } \cos n = 2.l.q \;,$$

$$F_{2,n-2} \operatorname{est donn\'e} \operatorname{par la distribution de Fischer}.$$
 (Bendat et Piersol, 1971)

L'erreur associée à la phase se calcule par l'équation 3-9.

$$\Delta\hat{\Phi}_{(\omega)} = rcsinigg(rac{\hat{r}_{(\omega)}}{\left|\hat{H}_{(\omega)}
ight|}igg)$$
 Équation 3-9 $avec\,\hat{\Phi}_{(\omega)} = \Box\,\hat{H}_{(\omega)}$

La linéarité du système peut être analysée par la fonction de cohérence qui se calcule entre entrée et sortie. Cette cohérence est décrite par l'inégalité $\left|G_{YX(\omega)}\right| \leq G_{YY(\omega)}.G_{XX(\omega)}$. Une inégalité indique que l'un des deux autospectres contient du bruit non-cohérent et cette inégalité est elle même est due au fait que la contribution des bruits à l'interspectre est diminuée par le moyennage. La Fonction de Cohérence est calculée par l'équation 3-10.

$$\hat{\gamma}_{xy(\omega)}^2 = \frac{\left|G_{YX(\omega)}\right|^2}{G_{YY(\omega)}.G_{XX(\omega)}}$$
 Équation 3-10

Elle nous donne le degré de linéarité entre entrée et sortie. Si les signaux d'entrées et de sorties sont parfaitement corrélés à une fréquence discrète ω_0 , la cohérence prend une valeur de 1. Une réponse bruitée est indiquée par une cohérence qui est inférieure à 1. Dans ce cas on constate :

- la présence d'un bruit annexe ou
- une relation de non linéarité entre $\{x_{(t)}\}$ et $\{y_{(t)}\}$ ou
- que $\{y_{(t)}\}$ ne dépend pas uniquement de la seule excitation $\{x_{(t)}\}$ ou
- un ensemble des ces trois types de bruit.

Pour notre étude nous faisons l'hypothèse que si la fonction de cohérence est comprise entre 0,8 et 1, le système est considéré comme linéaire et faiblement bruité.

En ce qui concerne le traitement du signal, nous avons développé plusieurs algorithmes programmés sous *Matlab* (® 1994-2009, The MathWorks, Inc). Ce logiciel permet d'effectuer tous les traitements de moyennage et les calculs des différentes analyses modales. Les données, une fois traitées, sont enregistrées en fichiers texte.

2.3 Rappel sur l'analyse modale analytique et expérimentale

L'analyse modale est une méthode d'identification, non destructive, très souvent utilisée dans l'ingénierie pour la caractérisation dynamique des structures mécaniques. Elle permet d'extraire des paramètres mécaniques sous forme de réponses en fréquence (ou fonctions de transfert), de fréquences propres, d'amortissement modaux et de déformées modales. Notre approche va donc être d'utiliser cette technique pour obtenir une caractérisation multidirectionnelle du système tête-cou de l'adulte.

Afin de pourvoir réaliser une analyse modale expérimentale, la structure doit vérifier quatre hypothèses :

- la structure est supposée linéaire, ce qui signifie que la réponse de la structure à une combinaison de forces appliquées simultanément est la somme des réponses individuelles à chacune des forces appliquée seule. Dans le cas de structure non-linéaires, on considère que le modèle linéaire obtenu avec l'analyse modale est une approximation raisonnable du comportement de la structure (Piersol 2001).
- la structure est invariante dans le temps, ce qui indique que les paramètres globaux que l'on cherche à déterminer sont constants.
- la structure vérifie la réciprocité de Maxwell : une force appliquée au degré de liberté p cause une réponse au degré de liberté q qui est la même que celle du degré de liberté p lorsqu'on applique la même force au degré de liberté q.
- la structure est observable, c'est à dire que les mesures effectuées contiennent assez d'informations pour établir un modèle comportemental de la structure.

La dynamique des structures peut être analysée dans le domaine fréquentiel au travers de la technique de l'analyse modale expérimentale et théorique. Les ouvrages d'Ewins (1984), Harris et Piersol (2002) et d'Avitabile (2001) sont les bases, dont nous rappelons ci-après les éléments essentiels. La figure 3-7 est une représentation schématique des différentes étapes d'une analyse modale.

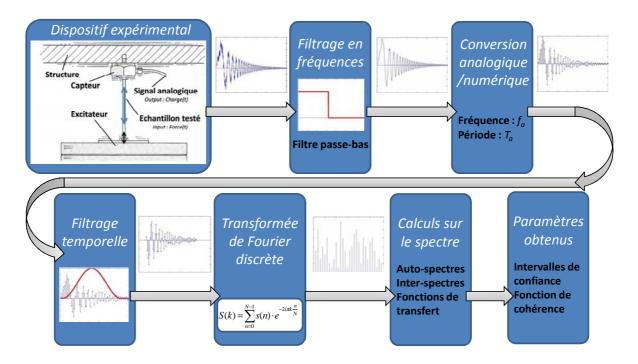


Figure 3-7 : Organigramme détaillant l'acquisition et le traitement des signaux, appliqués dans cette étude.

Les fonctions de transferts, entre signal d'entrée (Input) et signal de sortie (Output), représentent des signatures mécaniques (par exemple l'impédance mécanique ou la masse apparente, voir tableau 3-1) d'une structure mécanique. Ces signatures sont obtenues au moyen des tests expérimentaux et servent de base de validation pour des modèles mathématiques. Les caractéristiques modales de ces modèles sont calculées théoriquement. La validation en fréquence permet, entre autre, d'identifier les paramètres mécaniques inconnus du modèle. Une fois le modèle identifié, son comportement dynamique peut-être défini en termes de fréquences propres, de raideurs et d'amortissements modaux ainsi qu'en termes de déformées modales.

Un système mécanique présente des phénomènes de résonance. Ces résonances sont liées à des modes propres de vibration. L'analyse modale permet de déterminer expérimentalement et théoriquement les propriétés inhérentes à ces systèmes.

L'analyse modale impulsionnelle d'une structure (figure 3-8) se fait en appliquant une force en forme de pulse plus ou moins court à une structure et en enregistrant le signal de

sortie à l'aide d'un capteur accélérométrique. Cette force est produite par l'intermédiaire d'un «impacteur», généralement un marteau.

Cette force excite alors le système sur toute une gamme de fréquences qui dépend directement de la durée du pulse. En appliquant la force à différents points de la structure, on peut déterminer les déformées modales. On obtient le même résultat en déplaçant l'accéléromètre.

Tableau 3-1 : Les différents types de fonctions de transfert (Ewins 1984). Le tableau détaille les entrées et les sorties utilisées et contient les désignations, les équations des estimées et des erreurs liées au modules de ces fonctions. R est indiqué avec Y dans les équations.

Réponse R étant une/ un	L'entrée X étant une Force en N Fonction de Transfert standard R/X			X(w) $H(w)$ $R(w)$
	Désignation		Estimée de H(w)	Erreurs aléatoires sur module
Accélération	Inertance Accélérance	I	$\frac{G_{XY}(w)}{G_{XX}(w)}$	$\hat{r}^{2}(w) = \frac{2}{n-2} . F_{2,n-2} . [1 - \hat{\gamma}_{xy}(w)] . \frac{G_{yy}(w)}{G_{xx}(w)}$
Vitesse	Mobilité	Y	$\frac{1}{jw} \cdot \frac{G_{XY}(w)}{G_{XX}(w)}$	$\frac{1}{jw} \cdot \frac{2}{n-2} \cdot F_{2,n-2} \cdot [1 - \hat{\gamma}_{xy}(w)] \cdot \frac{G_{\gamma\gamma}(w)}{G_{\chi\chi}(w)}$
Déplacement	Récéptance Admittance	α	$\frac{-1}{w^2} \frac{G_{XY}(w)}{G_{XX}(w)}$	$\frac{-1}{jw} \cdot \frac{2}{n-2} \cdot F_{2,n-2} \cdot [1 - \hat{\gamma}_{xy}(w)] \cdot \frac{G_{YY}(w)}{G_{XX}(w)}$
Réponse R étant	La sortie X étant Fonction de Tran			$R(w) \longrightarrow H(w) \longrightarrow X(w)$
				$ \begin{array}{c c} R(w) & X(w) \\ \hline & H(w) & X(w) \end{array} $ Erreurs aléatoires sur module
étant	Fonction de Tran		iverse X/R	H(W)
étant une/ un	Fonction de Tran Désignation	sfert In	Estimée de H(w) $G_{YX}(w)$	Erreurs aléatoires sur module

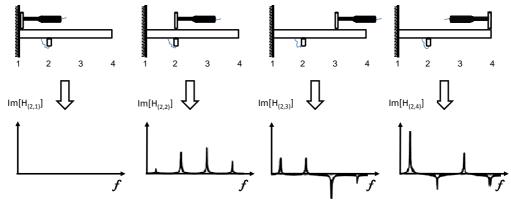


Figure 3-8 : Principe de l'analyse modale expérimentale impulsionnelle à l'aide d'un marteau d'impact. Avant d'exploiter les fonctions de transfert, il est important d'analyser la fonction de cohérence. La figure 3-9 illustre la signification de la cohérence en termes de relation entre

les signaux d'entrée et de sortie. Pour la fréquence ω_1 , la relation entre les signaux d'entrée et de sortie est linéaire), alors que pour la fréquence ω_3 présente des non-linéarités ().

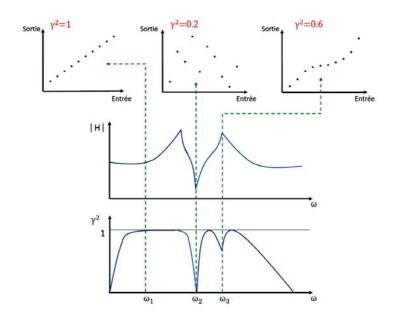


Figure 3-9 : Illustration de la signification de la fonction de cohérence en termes de signaux d'entrée et de sortie.

En ce qui concerne la fréquence ω_2 , il n'y a pas de relation entre les signaux d'entrée et de sortie du fait d'un bruit de mesure trop important par rapport au signal représentant la réponse de la structure , ce phénomène peut présenter une anti-résonance. Cette fonction de cohérence nous permettra par la suite de déterminer si les mesures sont acceptables, à savoir si le système est linéaire et faiblement bruité. Dans notre étude, nous avons considéré qu'une valeur de cohérence comprise entre 0.8 et 1 est acceptable.

Si la fonction de cohérence montre la validité de la mesure, l'exploitation de la fonction de transfert peut être menée.

Les déformées modales expérimentales sont alors extraites des fonctions de transfert à l'aide de la partie imaginaire de ces fonctions de transferts entre le déplacement, ou ses dérivées, et la force, aux différents points, tracées en fonction de la fréquence (figure 3-10).

En plus des fréquences propres et des déformées modales, la fonction de transfert permet l'identification de l'amortissement modal.

Les fréquences propres, les déformées modales et les amortissements modaux sont les paramètres globaux qui servent de base à la validation en fréquence d'un modèle

mathématique d'une structure étudiée. Le schéma de la figure 3-10 détaille la méthodologie permettant d'extraire les paramètres modaux.

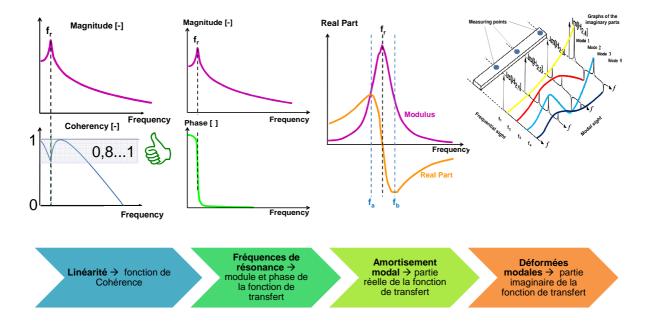


Figure 3-10 : Exemple de l'analyse da la fonction de transfert en termes de la partie imaginaire de la raideur dynamique estimée.

3 Analyse modale expérimentale

3.1 Matériels et méthode

3.1.1 Système d'acquisition

Le système d'acquisition utilisé pour acquérir les signaux est un système à multicanaux d'entrée, portable et léger de National Instrument Serie Compact RIO 9004. Ce type de système d'acquisition est prévu aussi bien pour les essais en laboratoire que pour les essais embarqués décrits dans le chapitre 3.3.1

Pour la caractérisation multidirectionnelle du système tête-cou de l'adulte nous avons choisi de mesurer les 12 degrés de liberté de la tête et du torse en situation de choc. A partir du calcul des fonctions de transfert pour les trois degrés de liberté du repère anatomique, ces données vont nous permettre de calculer le champ d'accélération de la tête et du thorax en situation de choc (Padgaonkar, 1975).

Au total, le système d'acquisition enregistre 14 signaux avec un signal de *trigger* inclus. L'échantillonnage et l'enregistrement de ces données est réalisé par un ordinateur embarqué type FPGA de National Instruments, modèle cRIO 9004 (© 2009 National Instruments Corporation). Ce système d'opération est en temps réel. Il permet l'acquisition de ces 14 signaux avec un taux d'échantillonnage de 1800 échantillons par secondes par canal d'une durée maximale de 300 s. Des filtres analogique type passe bas sont intégrés dans le système. La fréquence de coupure est de 30 Hz.

3.1.2 Les capteurs et leur fixation

Afin d'obtenir la cinématique du système tête-cou, un dispositif mesurant les trois degrés de liberté de translation et de rotation a été mis en place au niveau du thorax et au niveau de la tête. Ce dispositif est constitué de trois accéléromètres linéaires et d'un capteur de vitesses angulaires 3D.

Les oscillations attendues étant de faibles fréquences et de faibles amplitudes, nous avons donc choisi un jeu de sept accéléromètres piezorésistifs du type ENTRAN EGA ± 10 g avec une sensibilité de ~ 500 mV/g, une bande passante de 0 à 250 Hz et une masse de 20 g. Chaque accéléromètre est couplé avec un module amplificateur de type ENTRAN IAM, comme le montre la figure 3-11.

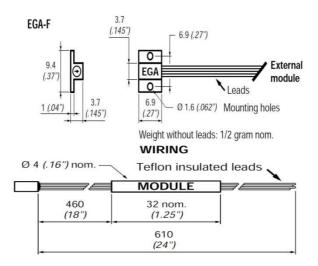


Figure 3-11 : Accéléromètre du type ENTRAN EGA ±10 g et amplificateurs du type ENTRAN IAM (désigné 'MODULE') pour le capteur type EGA-F.

Les vitesses angulaires sont mesurées par des capteurs triaxiaux DENTON IES 3103-300 (figure 3-12a) dont le principe de fonctionnement est basé sur l'effet de Coriolis (Watson 2000, Chaumet et al. 2009). Cet effet est mesuré "onchip" sur une structure micromécanique vibrante. Ces capteurs sont légers et faciles à mettre en place. La gamme de mesure est de ± 300 °/s et la sensibilité est de 5 mV/°/s.



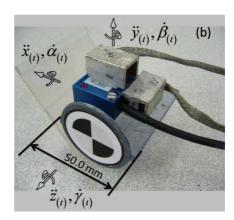


Figure 3-12 : (a) gyroscope triaxial type IES 3103. (b) gyroscope triaxial type IES 3103 et trois accéléromètres du type ENTRAN EGA ±10 g en configuration trièdre.

La force d'impact qui est appliquée lors des tests en frontal et latéral est mesurée par un capteur piézo-électrique de marque PCB PIEZOTRONICS_{inc} type 208A02 possédant une sensibilité de 11.432 mV/N.

Un intérêt majeur est porté sur la fixation des capteurs à la tête et au thorax du sujet. Deux choses y sont essentielles: premièrement l'intégrité et le confort du sujet, deuxièmement la minimisation des déplacements relativement perturbants. Afin d'atteindre

ces deux buts, des variantes de casques, des angles de fixation flexibles et différentes sangles ont été testés. Finalement la solution technique retenue est la suivante :

- casque avec capteurs au vertex et C0-C1, basé sur casque de soudeur (figure 3-13a, figure 3-13b et figure 3-13d),
- casque portant capteurs au vertex et C0-C1, basé sur casque vélo (tests embarqués détaillés au chapitre 4),
- calotte d'impact portant le capteur de force, fixation par des sangles (figure 3-13b)
- dispositif thorax (PVC et alu, ajustable p.r. l'angle), fixation par des sangles (figure 3-13).

Les masses et inerties du système ont été minimisées et une analyse par vidéo rapide a permis de valider ses caractéristiques dynamiques et son comportement au contact.

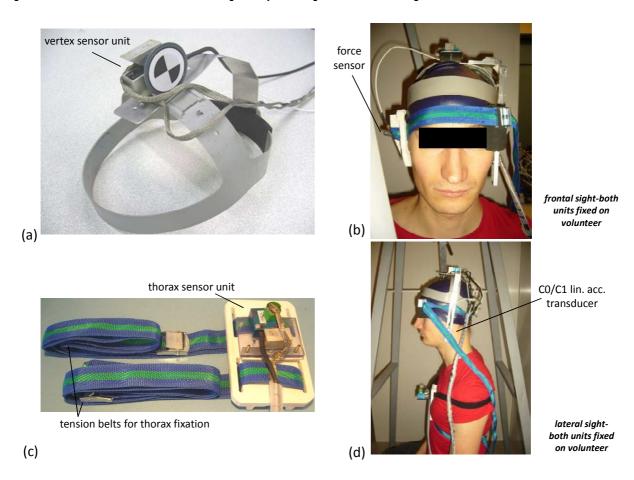


Figure 3-13 : (a) casque avec capteurs au vertex et COC1, basé sur casque de soudeur, (b) vue frontale de casque et calotte d'impact portant le capteur de force, positionnement sur la tête et fixation par sangle, (c) dispositif thorax avec matériel de fixation et (d) positionnement sur la tête et le thorax, fixation par sangle, en vue latérale.

De plus, une unité externe de commande d'acquisition a été construite. Elle contient les interrupteurs pour l'alimentation de l'ordinateur cRIO, le déclencheur pour l'enregistrement et le contrôle d'alimentation des capteurs. Les spécifications sont présentées dans le tableau 3-2.

Tableau 3-2 : Spécifications du système embarqué établi.

Taux d'échantillonnage	1800 échantillons par seconde			
Masse par chaque système de capteur (6 DOF)	250 gr.			
Masse totale (système d'enregistrement inclus)	<15kg			
Gamme de mesure (accélération et vit. rot.)	\pm 10 g et \pm 300°/s			
Gamme de fréquence (accélération et vit. rot.)	0-250 Hz et 0-100 Hz			
Nombre de canaux	14			
Durée d'opération; état embarqué	30 minutes			
Durée maximale d'un enregistrement	300 secondes			

3.1.3 Conditionnement des capteurs

Il a fallut développer un circuit électrique qui gère l'alimentation des capteurs à l'exception du capteur de force avec son conditionneur. Cette unité est alimentée avec deux systèmes de piles dont chacune porte 15 unités de base de 1.2 Volt. Elle fournit ± 15.0 V par accéléromètre et ± 5.0 V par axe du capteur vitesse angulaire. Ces tensions sont réglées par des régulateurs de tension du type 7815, 7812, 7809 et 7805. Le circuit sert d'adaptateur entre le branchement des capteurs conçus comme système LEMO et les connecteurs enfichables de type BNC qui forment la connexion vers l'enregistreur.

Le conditionnement du signal force est obtenu par le conditionneur PCB Model 480E09 ICP avec sélecteur de gain x1, x10 et x100, alimenté par 3 piles 9 V. Ce dernier est branché directement à l'interface analogique-numérique. Le câblage du capteur est calibré, le câblage permettant la connexion de l'amplificateur et l'interface analogique-numérique est un câble coaxial BNC.

L'alimentation électrique et l'amplification des capteurs de vitesses angulaires sont gérés par un micro-processeur intégré dans chaque unité.

3.2 Protocole des tests

Dans cette section, nous allons décrire la caractérisation *in vivo* du système tête-cou pour 10 volontaires âgés de 23 à 48 ans, dont 4 femmes et 6 hommes. Le protocole d'essais respecte les conditions en vigueurs dans nos établissements dans la mesure où il s'agit de tests sous chargement physiologique.

3.2.1 Tests expérimentaux impulsionnels (plan frontal et sagittal)

Les tests de caractérisation modale dans le plan sagittal et frontal du système tête-cou, s'appuient sur les travaux de thèse de Nicolas Bourdet (2004). Ils consistent à venir impacter un ballon de basket sur le front ou la zone temporale d'un volontaire assis sur un siège sans dossier et ajustable en hauteur.

L'impacteur est constitué d'un pendule avec une butée permettant de limiter l'énergie d'impact. L'angle maximal est ajusté à une valeur de 5° par un limiteur mécanique. La force d'impact est comprise entre 60 N et 90 N avec une durée de 60 ms. Les accélérations maximales de la tête suivant les axes x et y sont de l'ordre de 2 à 3 g. Le pulse donné par le ballon de basket permet de condenser l'énergie vers les basses fréquences avec 20 Hz maximum.

Le pendule, schématisé en figure 3-14, est constitué d'une barre en aluminium en liaison pivot avec un portique en acier. Le portique est fixé rigidement au sol afin de ne pas causer de vibrations perturbatrices. Au bout du pendule est fixé un support permettant de maintenir le ballon de basket.

Le volontaire est assis sur une chaise rigide sans appui-tête. Le dos est positionné bien droit et complètement libre. Pour la caractérisation dans le plan sagittal, l'impact se produit au niveau du front et pour la caractérisation latérale, l'impact se situe dans la zone temporale à la hauteur de l'oreille.

Avant que les tests ne commencent, des capteurs sont fixés sur le sujet au niveau du sternum et du vertex. La hauteur du pendule est réglée, de sorte que le ballon puisse impacter la tête du volontaire au niveau du capteur de force (sur le front ou l'oreille du volontaire suivant la configuration).

L'excursion angulaire maximale de la tête ne dépasse jamais 5 degrés. Comme le décrit la figure 3-15, on peut négliger cet effet en se basant sur le calcul suivant.

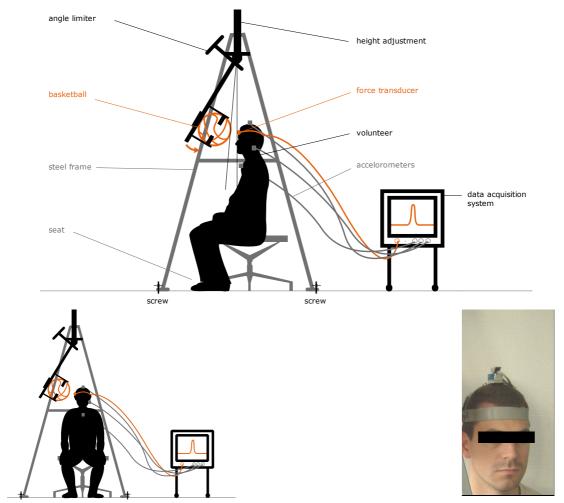


Figure 3-14 : a) Description du dispositif d'analyse modale du système tête-cou en frontal et latéral, configuration de test frontal; b) configuration de test latéral avec pendule et sujet volontaire.

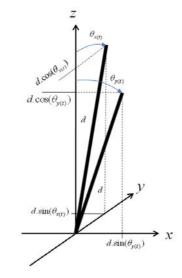


Figure 3-15 : Base géométrique.

Les erreurs sur les déplacements x(t) et z(t) sont définies par (équation 3-11)

$$\varepsilon_{x} = \left| \frac{\theta_{y} - \sin(\theta_{y})}{\sin(\theta_{y})} \right|, \varepsilon_{y} = \left| \frac{\theta_{x} - \sin(\theta_{x})}{\sin(\theta_{x})} \right| et \ \varepsilon_{z} = \left| \frac{1 - \cos(\theta_{x})}{\cos(\theta_{x})} \right|$$
 Équation 3-11
avec un angle de $\theta_{x} = \theta_{y} = 5^{\circ}$ les erreurs sur les déplacements sont de $\varepsilon_{y} = 1.3\%$. $\varepsilon_{y} = 3.8\%$

Nous assimilerons ainsi la force et l'accélération enregistrées à une force et une accélération linéaire suivant les trois axes linéaires. Nous appliquerons par ailleurs l'hypothèse de petits déplacements.

Pour l'analyse dans le plan sagittal la force d'excitation et les accélérations linéaires antéro postérieures du vertex et de CO/C1 sont considérées. Pour l'analyse du comportement dynamique dans le plan frontal la force appliquée en latéral, les deux accélérations linéaires du vertex et de CO/C1 en latéral ainsi que la vitesse angulaire autour l'axe verticale de la tête sont enregistrées et exploitées.

3.2.2 Tests expérimentaux en rotation axiale

L'excitation du système tête-cou en rotation axiale est produite par un fauteuil pivotant arrêté brutalement. Ce mode d'excitation a été choisi pour des raisons de sécurité et de simplicité du fait que l'on contrôle parfaitement l'énergie mise en jeu. Le schéma de principe est illustré en figure 3-16.

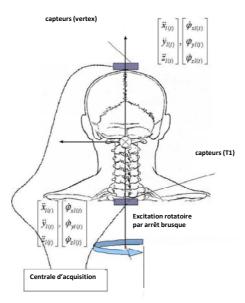


Figure 3-16 : Schéma de l'excitation en rotation axiale du système tête-cou.

Le fauteuil pivotant est lié à une structure de support par deux roulements à billes de diamètre 120 mm, rigidement fixé au sol (figure 3-17). Des anneaux intérieurs portent un arbre en acier d'un diamètre de 55 mm qui lui-même sert comme base de fixation pour le siège (figure 3-16). Une butée verticale, fixée au sol, permet l'arrêt net en rotation. La garniture du siège est constituée de microbilles dans une enveloppe en silicone mise sous vide afin de bien maintenir le fessier du volontaire assis. Un axe radial fixé sur le siège mobile permet l'arrêt brutal contre la butée. Le contact se fait par un disque en caoutchouc d'une épaisseur de 5 mm afin d'amortir le choc. Il en résulte un choc mou qui est absolument indispensable pour garantir la sécurité des sujets testés.

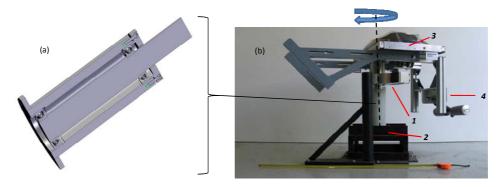


Figure 3-17: Détails de construction du fauteuil. (a) Unité de support comme modèle CAO avec cylindre, roulements et l'arbre. (b) le siège assemblé avec (1) l'unité de support et le levier radialement saillie, (2) le portique en acier vissé sur le sol, (3) le siège avec son garnissage sous vide et (4) la cadre de support pour les pieds.

La mise en rotation se fait manuellement pendant environ 1 s. L'ordre de grandeur de la vitesse angulaire est de 20 rad/s et l'arrêt en rotation se fait en 50 ms environ. Les perturbations résultantes des résonances du système sont supérieures à 20 Hz, et ceci même pour des volontaires de masse élevée. Pour l'analyse dans le plan transverse la vitesse angulaire autour de l'axe verticale du thorax et celle autour de l'axe verticale de la tête, mesurée au vertex sont utilisées pour les fonctions de transfert établies.



Figure 3-18: Configuration du fauteuil pivotant avec volontaire sans dossier.

3.2.3 Anthropométrie des volontaires

La modélisation d'un système implique la détermination des paramètres géométriques et inertiels qui le définissent. Plusieurs auteurs ont établi un certain nombre d'authentification de valeurs correspondant à certains éléments du système tête-cou. Néanmoins, la détermination de celles-ci reste très délicate sur le vivant. En effet la plupart de ces études ont utilisé des cadavres. Les paramètres difficiles à obtenir sur le vivant sont les inerties, les masses, ainsi que la position des centres de gravité.

Après la fixation de tous les capteurs, l'acquisition de trois vues par des photographies avec un appareil photo numérique permettent la mesure géométrique du cou et de la tête, comme le montre la figure 3-19. Le tableau 3-3 et le tableau 3-4 reportent les dimensions mesurables de l'ensemble des volontaires testés (âge, sexe, taille et masse).

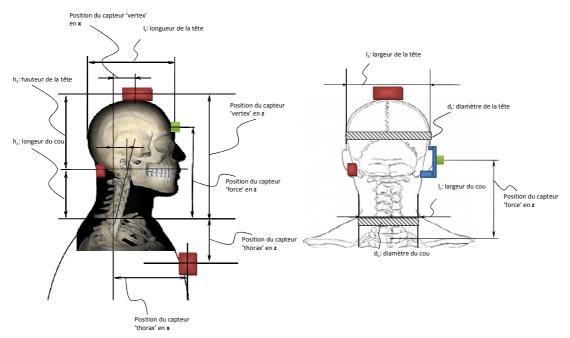


Figure 3-19: Illustration des données anthropométriques mesurées sur les volontaires.

Tableau 3-3 : Tableau récapitulatif des volontaires testés lors de la campagne expérimentale.

Référence	Sexe	Age [ans]	Taille [m]	Masse [kg]
A1m	masculin	28	1.88	68
A2m	masculin	34	1.71	67
A3m	masculin	27	1.77	67
A4m	masculin	23	1.75	76
A5m	masculin	25	1.72	129
A6m	masculin	30	1.91	116
Moyenne homme	Moyenne homme 28±4		87.2 ± 27.9	
A1f	féminin	27	1.61	82
A2f	féminin	23	1.71	61
A3f	féminin	26	1.62	61
A4f	f féminin		1.71	65
Moyenne	Moyenne femme			67.3 ± 10.0
Moyenne vo	Moyenne volontaire			79.2±23.90

Tableau 3-4: tableau récapitulatif des volontaires testés lors de la campagne expérimentale.

Référence	l_N	L_N	h_N	lн	L_H	hн	C_N	Сн
Reference	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]	[m]
A1m	0.11	0.10	0.11	0.14	0.19	0.18	0.37	0.55
A2m	0.12	0.11	0.11	0.15	0.18	0.15	0.37	0.59
A3m	0.11	0.1	0.11	0.14	0.2	0.22	0.36	0.6
A4m	0.11	0.11	0.14	0.15	0.19	0.14	0.38	0.57
A5m	0.14	0.13	0.11	0.16	0.2	0.15	0.43	0.60
A6m	0.13	0.12	0.12	0.16	0.21	0.16	0.46	0.59
Homme	0.12	0.11	0.12	0.15	0.20	0.17	0.40	0.58
moyen	±0.01	±0.01	±0.01	±0.01	±0.01	±0.03	<u>+</u> 0.04	±0.02
A1f	0.12	0.12	0.10	0.14	0.19	0.17	0.35	0.58
A2f	0.10	0.10	0.09	0.15	0.17	0.16	0.32	0.55
A3f	0.09	0.09	0.10	0.15	0.19	0.16	0.31	0.58
A4f	0.10	0.10	0.12	0.15	0.20	0.17	0.31	0.57
Femme	0.10	0.10	0.10	0.15	0.19	0.17	0.32	0.57
moyenne	±0.01	±0.01	±0.01	<u>+</u> 0.00	±0.01	±0.01	±0.02	±0.01
Volontaire	0.11	0.11	0.11	0.15	0.19	0.17	0.37	0.58
moyen	±0.01	±0.01	±0.01	±0.01	±0.01	±0.02	±0.04	±0.02

Les paramètres anthropométriques à préciser restent donc les suivants :

— la masse de la tête : *m*tête

— la masse du cou : *mcou*

— les inerties de la tête : *IxxH*, *IyyH*, , *IzzH*

— les inerties du cou : I_{xxN} , I_{yyN} , , I_{zzN}

Clauser et al. (1969) propose une équation de régression donnant la masse m_H de la tête d'un individu en fonction de la circonférence de la tête (C_H en cm) et de sa masse totale (m_B en kg) :

$$m_H = 0.104. C_H + 0.015. m_B - 2.189$$

Équation 3-12

Les inerties (en kg.cm²) de la tête sont données par les équations de régression établies par McConville en 1980.

$$\begin{split} I_{xxH} &= 11.639.\,C_H + 10.605.\,l_{lt} - 625.049 \\ I_{yyH} &= 17.924.\,C_H - 794.181 & \text{\'equation 3-13} \\ I_{zzH} &= 11.857.\,C_H + 7.320.\,l_H - 382.935 \end{split}$$

Avec C_H la circonférence en cm, *l*_t la largeur latérale de la tête en cm, et *l*_H la largeur antéropostérieure de la tête en cm. La position du centre de gravité de la tête *a*_H est à environ 30 % de la longueur entre l'apex et l'occiput d'après l'étude statistique de Walker et al. en 1973.

En ce qui concerne le cou, comme Walker l'a proposé, nous l'avons approché par un cylindre de base circulaire puisque les longueurs et les largeurs de cou sont sensiblement identiques. En prenant une valeur de masse volumique établie par Walker et al. en 1973 $\rho_N = 1.125 \ kg/dm^3$, on en déduit une masse du segment cou ainsi que des inerties en kg.m².

$$m_N = 89.5. \, C_N^2 L_N$$

$$I_{xxN} = I_{yyN} = 0.56. \, C_N^4 L_N + 7.46. \, C_N^2 L_N^3$$
 Équation 3-14

Avec C_N la circonférence du cou en m et L_N la longueur du cou en m.

La position du centre gravité du cou a_N est alors au centre de gravité du cylindre, soit à $L_N/2$. Ainsi à partir des données du tableau 3-3 et du tableau 3-4, on peut établir le tableau 3-5 des valeurs inertielles du volontaire Af1 et du volontaire moyen.

Tableau 3-5 : Données inertielles calculées pour le volontaire Af1 et le volontaire moyen.

	тн	I_{xxH}	I_{yyH}	I_{zzH}	ан	mn	I_{xxN}	I_{yyN}	I_{zzN}	an
	[kg]	[kg.m²]	[kg.m²]	[kg.m²]	[m]	[kg]	[kg.m²]	[kg.m²]	[kg.m²]	[m]
Af1	5.073	0.0198	0.0245	0.0166	0.057	1.261	0.0024	0.0024	0.0021	0.05
Volontaire moyen	4.69	0.0185	0.0155	0.0195	0.057	1.63	0.09	0.09	0.085	0.055

La procédure de test commence par la fixation des deux unités de capteurs sur le volontaire à l'aide de sangles. Il est demandé au volontaire de porter un bonnet de bain afin de permettre l'accrochage du casque. Il suit alors de la même manière la fixation du capteur qui mesure la force d'impact soit au niveau du front soit dans la zone temporale, comme expliquée dans les paragraphes précédent.

Les tests impulsionnels et rotatoires peuvent alors commencer. Pour chaque type d'essai, les volontaires sont testés dix fois sous deux configurations. La première configuration consiste à laisser relâcher les muscles du cou pendant toute la durée du test, cette configuration est nommée REC (RElaxed Condition). Pour la seconde configuration nous avons demandé aux volontaires de contracter les muscles du cou pendant les tests. Cette configuration est alors nommée RIC (RIgid Condition). Le protocole prend environ 15 minutes par volontaire. A tout moment, le volontaire peut interrompre le test s'il le désire.

3.3 Résultats de l'analyse modale multidirectionnelle du système têtecou

3.3.1 Introduction

Dans cette partie, nous allons décrire les résultats de la caractérisation modale *in vivo* du système de tête-cou pour les 10 volontaires. Afin de préciser le principe, nous commencerons par détailler l'analyse modale sur un seul volontaire. Puis nous nous intéresserons au comportement inter-individu avant d'étudier l'influence de la contraction musculaire.

3.3.2 Résultats détaillés d'un cas

3.3.2.1 Introduction

L'analyse détaillée se fait avec le volontaire Af1 (femme de 27 ans). Avant de traiter un signal de la manière citée précédemment, nous devons au préalable vérifier le respect les hypothèses d'ergodicité et de stationnarité du signal. Pour cela, des enregistrements "à vide" de tous les capteurs d'accélération et du capteur de force utilisés sont effectués (figure 3-20).

L'enregistrement de bruit se fait sur une durée d'environ 5 secondes avec une fréquence d'échantillonnage de 1800 Hz et une fréquence de coupure de 30 Hz. D'abord les moyennes et les écarts type de tous les 9000 échantillons de chaque canal sont calculés. Pour qu'un signal soit stationnaire, il faut que les moyennes soient constantes dans le temps pour chaque canal. La figure 3-21 montre des moyennes et leurs variances sensiblement constantes dans le temps pour deux signaux. Le résultat sur l'ensemble des signaux permet de considérer qu'ils sont stationnaires qui est une condition nécessaire pour considérer les signaux valides pour une analyse modale (Piersol 2001).

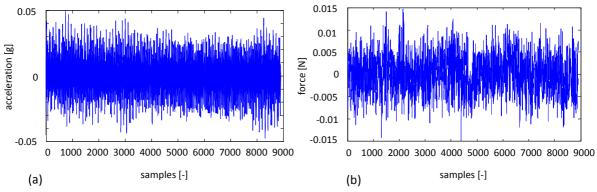


Figure 3-20 : Représentation du bruit (a) d'un accéléromètre, (b) du capteur de force. Durée totale de l'enregistrement 5 secondes.

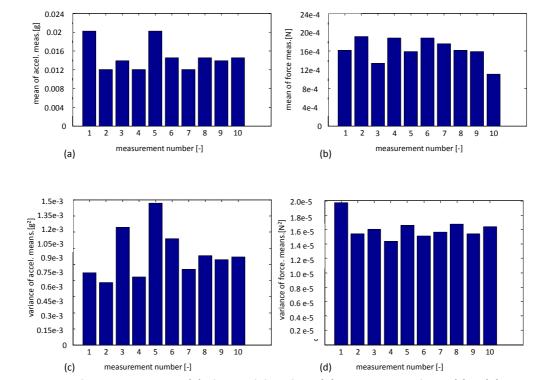


Figure 3-21 : Représentation du bruit (a) d'un accéléromètre, (b) du capteur de force, (c) et (d) variances des deux types de bruit. Durée totale de l'enregistrement 5 secondes.

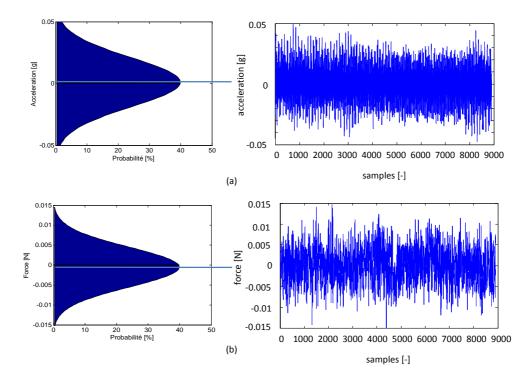


Figure 3-22 : Vérification de l'ergodicité du bruit (a) d'un accéléromètre, (b) du capteur de force.

Le tableau 3-6 résume les valeurs des moyennes temporelles et probabilistes calculées pour chaque signal. Ces valeurs sont sensiblement égales que ce soit pour le signal accélérométrique ou pour le signal du capteur de force avec une valeur de 0.0156 g pour la moyenne temporelle (0.142e-3 N respectivement) et une valeur de 0.0195 g, respectivement -1.87e-3 N, pour la moyenne probabiliste.

Tableau 3-6: Valeurs des moyennes temporelles et probabilistes.

Grandeur statistique Equation		Signal accélérométrique	Signal capteur de force	
Moyenne temporelle	$m_t = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N} m_i$	0.0156 g	-1.42e-3 N	
Moyenne probabiliste	$m_p = \sum_{q=1}^{T} a_q \cdot p_q$	0.0195 g	-1.87e-3 N	

Maintenant que nous avons vérifié les hypothèses d'ergodicité et de stationnarité, nous pouvons traiter les signaux.

3.3.2.2 Excitation frontale

La figure 3-23 illustre un exemple des signaux temporels, et représente la force d'excitation frontale et la réponse en terme d'une accélération linéaire en direction postéroantérieure, enregistrées au niveau du vertex.

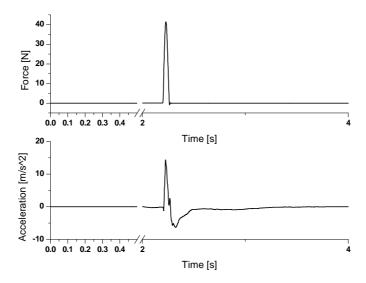


Figure 3-23 : Exemplaire de signaux enregistrés; a)force d'excitation frontale et b) accélération linéaire au niveau du vertex.

Les signaux sont enregistrés et convertis dans le domaine fréquentiel par l'application de transformées de Fourier discrètes. Les autospectres et les interspectres sont calculés à partir des dix enregistrements effectués comme présenté dans le paragraphe précédent. Les différentes fonctions de transfert sont estimées à l'aide de ces spectres. Nous calculons trois types de fonction de cohérence.

La figure 3-24 montre les fonctions de cohérences calculées pour les trois fonctions de transferts suivantes :

- fonctions de transfert entre la force d'impact frontale et les réponses accélérométriques au niveau du vertex et de la jonction atlanto-occipitale dans le plan sagittal.
- fonction de transfert entre la force d'impact frontale et la réponse accélérométrique au niveau du vertex dans le plan frontal.
- fonction de transfert entre la force d'impact frontale et la vitesse angulaire axiale mesurée au niveau du vertex.

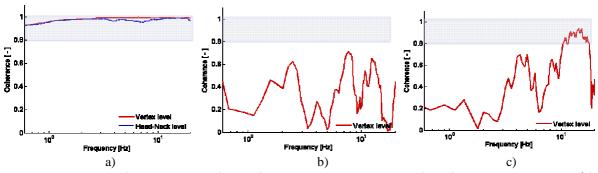


Figure 3-24 : Les trois fonctions de cohérence établies pour le volontaire A1f testé dans le plan sagittal, a) à base de l'accélération antéropostérieure au niveau du vertex et de l'articulation atlanto-occipitale, b) de l'accélération latérale pour le vertex et c) de la vitesse rotatoire axiale de la tête.

La configuration a), connue et validée par Bourdet 2004, montre une très bonne cohérence entre les signaux d'entrées et de sorties ce qui permet d'exploiter les résultats de la fonction de transfert associée. En revanche, les fonctions de cohérence b) et c) indiquent du bruit ne permettant pas d'utiliser les fonctions de transfert annexes. Cela s'explique par le fait que lors d'un choc frontal et de la symétrie du système le mouvement de la tête se fait exclusivement dans le plan sagittal.

Par conséquent nous utiliserons exclusivement les fonctions de transfert se basant sur la force et l'accélération en direction antéropostérieure, qui sont suffisantes pour extraire les déformées modales du système tête-cou dans le plan sagittal.

Nous calculons la fonction de transfert en termes de masse apparente au niveau du vertex et au niveau de la jonction C0/C1 avec une confiance de 95%.

La figure 3-25 montre les deux fonctions de transfert au niveau du vertex et au niveau de CO/C1 en termes de module-phase. L'ensemble de ces courbes caractérise le comportement dynamique du sujet volontaire A1f dans le plan sagittal pour un état relâché des muscles du cou et du thorax. La cohérence entre 0.8 et 1 montre que le système est faiblement bruité et peut donc être considéré comme quasi linéaire.

Dans ce jeu de résultats, obtenus par l'analyse de dix enregistrements, une première résonance à environ 1.6 Hz est observée. Elle est illustrée par un minimum au niveau du module de la masse apparente calculé pour le vertex. Un changement de phase de -102° (0.7 Hz) à -40° (1.8 Hz) passant par -90° à environ 1.0 Hz complète ce résultat.

Un deuxième minimum au niveau de l'amplitude accompagné d'un nouveau changement de phase apparaît vers 6.5 Hz pour la caractéristique de la position CO/C1. Celle du vertex montre un deuxième minimum très faiblement marqué entre 4 et 7 Hz.

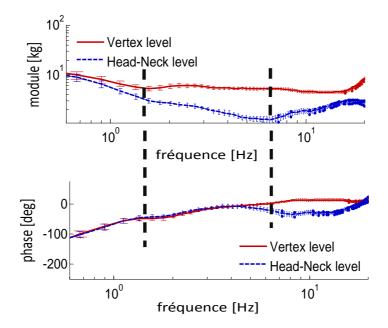


Figure 3-25 : Fonction de transfert, masse apparente établie pour vertex et CO/C1 pour le volontaire A1f en configuration frontale et REC.

Enfin, pour des fréquences supérieures à 13 Hz, le module montre encore plusieurs minima. Avec des fréquences croissantes, l'influence de la dynamique du système mécanique 'capteur-peau-structure osseuse' sur les fonctions de transferts calculées augmente. Cet effet a été étudié par Kitazaki et al. 1995 et Nakai et al. 2004.

L'identification des fréquences de résonance à l'aide du diagramme module-phase reste imprécise. La procédure la plus appropriée pour obtenir les valeurs des fréquences de résonance consiste à analyser la partie réelle de la raideur dynamique, puis pour chaque fréquence de résonance n il faut déterminer les fréquences f_a et f_b qui sont les fréquences « à moitié de puissance ». Ces fréquences sont nécessaires pour le calcul des fréquences de résonance f_n ainsi que des facteurs d'amortissement modaux η_n calculés selon l'équation 3-15.

La figure 3-26 illustre la partie réelle pour le plan sagittal.

$$\eta_n = \frac{f_b - f_a}{2 \cdot f_n} \operatorname{et} \begin{cases} f_a = f_n \cdot \sqrt{1 - \eta} \\ f_b = f_n \cdot \sqrt{1 + \eta} \end{cases} \Rightarrow f_n = \sqrt{\frac{f_a^2 + f_b^2}{2}}$$
 Équation 3-15

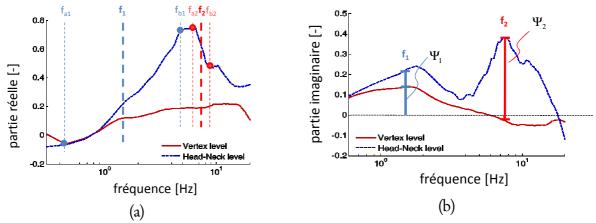


Figure 3-26 : (a) partie réelle de la raideur dynamique position 'vertex', (b) parties imaginaires des raideurs dynamiques pour le plan sagittal.

On obtient ainsi les fréquences de résonance de 1.5 Hz pour le premier mode et de 7.1 Hz pour le second. Les deux fonctions de transfert estimées au vertex et à la jonction atlanto-occipitale vont nous permettre d'estimer les déformées modales associées à ces résonances en traçant la partie imaginaire des deux raideurs dynamiques, comme illustré dans la figure 3-26. En effet, les valeurs obtenues au niveau des pics à la fréquence de résonance permettent d'estimer les vecteurs propres qui définissent les déformées modales ψ_1 et ψ_2 (équation 3-16). Ces résultats corroborent la première étude de caractérisation modale menée par Bourdet et al. en 2005.

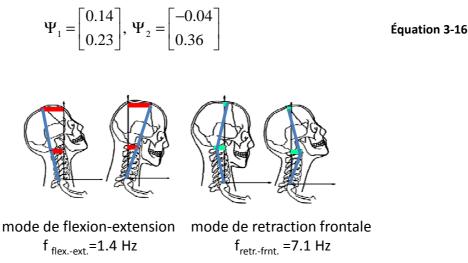


Figure 3-27 : Déformées modales obtenues avec les deux vecteurs propres.

3.3.2.3 Excitation axiale (ou en rotation)

Dans ce paragraphe, nous allons analyser les résultats des tests rotatoires autour de l'axe z. La figure 3-28 représente la vitesse angulaire absolue et relative entre la tête et le thorax autour de l'axe vertical.

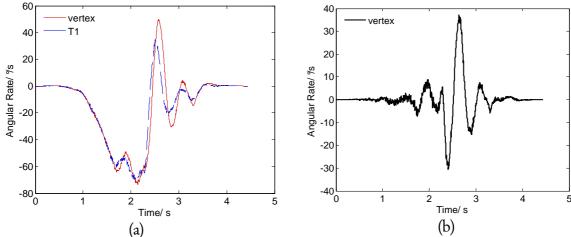


Figure 3-28 : Vitesses rotatoires caractéristiques pour le test rotatoire (a) vitesse absolue, (b) vitesse relative. L'arrêt du fauteuil se produit après environ 2.3 secondes. On aperçoit un changement de signe des deux vitesses rotatoires absolues ce qui correspond au rebond du fauteuil. L'excitation rotatoire se produit au moment du rebond, et les faibles oscillations avant ce rebond, sont dues à l'irrégularité du mouvement de rotation initiale.

La figure 3-29 montre les fonctions de cohérences calculées pour les trois fonctions de transferts suivantes :

- fonctions de transfert entre la vitesse angulaire axiale au niveau du thorax et les réponses accélérométriques au niveau du vertex et de la jonction atlanto occipitale dans le plan sagittal.
- fonction de transfert entre la vitesse angulaire axiale au niveau du thorax et la réponse accélérométrique au niveau du vertex dans le plan frontal.
- fonction de transfert entre la vitesse angulaire axiale au niveau du thorax et la vitesse angulaire axiale mesurée au niveau du vertex.

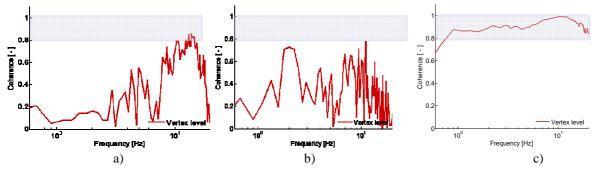


Figure 3-29 : Les trois fonctions de cohérence établies pour le volontaire A1f en rotation axiale définies à partir de la vitesse angulaire axiale au niveau de T1 et de : a) l'accélération linéaire en direction antéropostérieure, b) l'accélération linéaire en direction latérale et c) la vitesse rotatoire axiale de la tête mesurée au niveau du vertex.

Les résultats de la figure 3-29a) et b) présentent une cohérence faible, ce qui indique que le système n'est pas bien décrit par ces fonctions de transfert. En revanche, la troisième fonction de cohérence indique une grande linéarité de l'analyse entre 0.6 Hz et 6 Hz, mais fortement bruité pour des fréquences supérieures à 6 Hz.

L'analyse en fréquence se fera donc exclusivement avec la fonction de transfert calculée à partir de la vitesse angulaire axiale du thorax et celle de la tête, et sera limité 6 Hz.

La transmissibilité du volontaire A1f est représentée dans la figure 3-30.

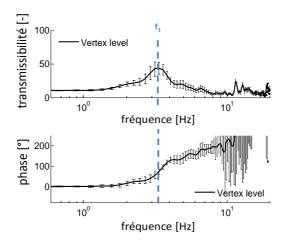


Figure 3-30 : Fonction de transfert et fonction de cohérence pour A1f, rotation, REC.

L'analyse de la réponse fréquentielle en termes de transmissibilité rotatoire a permis d'extraire une résonance à la fréquence 3.2 Hz, comme le montre la figure 3-30. Cette résonance apparaît quasiment à la même fréquence que le deuxième mode observé dans le plan frontal. La figure 3-31 représente le mode en rotation.

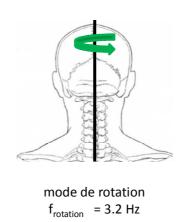


Figure 3-31 : Représentation de la déformée modale du mode de rotation.

3.3.2.4 Excitation latérale

La figure 3-32 montre les fonctions de cohérences calculées pour les trois fonctions de transferts suivantes :

- fonctions de transfert entre la force d'impact latérale et les réponses accélérométriques au niveau du vertex et de la jonction atlanto-occipitale dans le plan sagittal.
- fonction de transfert entre la force d'impact latérale et la réponse accélérométrique au niveau du vertex dans le plan frontal.
- fonction de transfert entre la force d'impact latérale et la vitesse angulaire axiale mesurée au niveau du vertex.

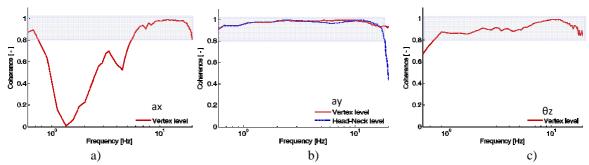


Figure 3-32 : Les trois fonctions de cohérence établies pour le volontaire A1f en excitation latérale définies à partir de la vitesse angulaire axiale au niveau de T1 et de : a) l'accélération linéaire en direction antéropostérieure, b) l'accélération linéaire en direction latérale et c) la vitesse rotatoire axiale de la tête mesurée au niveau du vertex.

On observe une très bonne cohérence pour les fonctions de transfert ay et θz , ce qui montre que cette configuration de tests permet d'exciter le système de manière multidirectionnelle. En revanche la cohérence de la fonction de transfert ax présente une chute importante qui ne permet pas de l'exploiter.

Les réponses en fréquence des tests dans le plan frontal sont alors calculées et tracées en figure 3-33. Les résultats montrent trois fréquences de résonance. Ces trois fréquences sont définies par des minima au niveau de la masse apparente et des variations de phases. La première fréquence apparaît entre 1 et 2 Hz avec un changement de phase de -118° (0.5 Hz) à -52° (2.3 Hz). La deuxième fréquence de résonance est observée vers 3 Hz mais de plus faible amplitude que le premier mode. Finalement la troisième fréquence propre apparaît à environ 10 Hz avec un changement de phase de -60° à 0° au niveau du vertex. Par ailleurs,

les minima observés pour des fréquences supérieures à 13 Hz peuvent être causés par des effets de mouvements relatifs entre peau et dispositif.

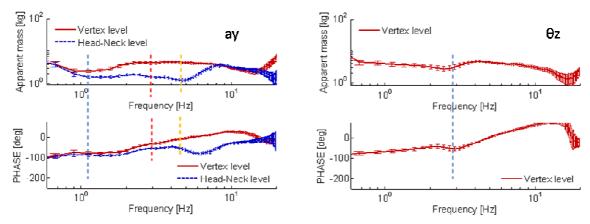


Figure 3-33: Fonction de transfert et fonction de cohérence pour A1f, latéral, REC.

En ce qui concerne la fonction de transfert θz , figure 3-33, un minimum apparaît vers 3 Hz au niveau du module. Ce minimum correspond à la fréquence de résonance de rotation et apparaît à la même fréquence que la deuxième fréquence de la fonction de transfert ay entrainant un mode couplé.

De la même manière que précédemment, les fréquences de résonance sont extraites à l'aide de la partie réelle des fonctions de transfert ay et θz en appliquent l'équation 3-15 (figure 3-34). La deuxième fréquence propre apparaît quasiment à la même fréquence que le premier mode observé dans le plan horizontal.

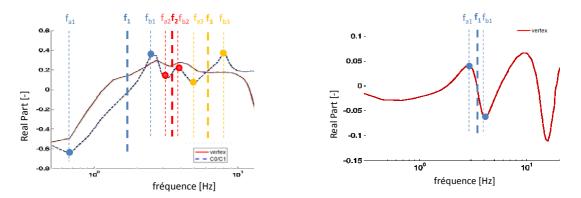


Figure 3-34 : Représentation de la détermination des valeurs exactes des fréquences propres, à partir des parties réelles des fonctions de transfert ay et θz .

Les déformées modales sont estimées avec les vecteurs propres r extraits des parties imaginaires des fonctions de transfert ay et θz (figure 3-35).

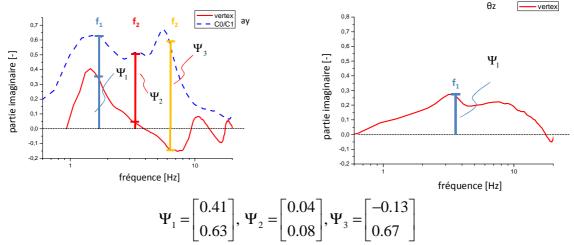


Figure 3-35 : Représentation de la détermination des vecteurs propres à partir des parties imaginaires des fonctions de transfert ay et θz .

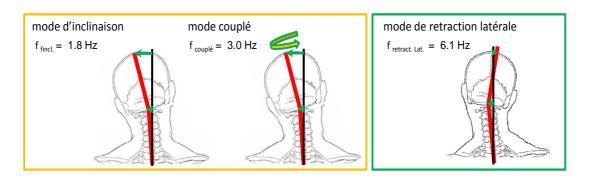


Figure 3-36 : Déformées modales obtenues avec les trois vecteurs propres.

L'analyse modale dans le plan frontal nous permet d'établir les déformées avec un premier mode d'inclinaison latérale à 1.6 Hz, un deuxième mode à 3.3 Hz correspondant également à un mouvement d'inclinaison et un troisième mode de rétraction latérale («lateral s-shape» observé par Kapandji 1988) à une fréquence de 9.9 Hz. Les déformées modales sont représentées dans la figure 3-36.

Ces derniers résultats dans le plan frontal constituent une première puisque jamais les fréquences propres du système tête-cou et les déformées modales associées n'ont été établies pour ce plan. Ainsi, il s'agit de la première analyse modale multidirectionnelle du système tête-cou.

3.3.2.5 Synthèse de l'analyse modale multidirectionnelle du système tête-cou

Les réponses en fréquence avec un impact dans le plan sagittal, dans le plan frontal et en rotation ont permis d'extraire 5 modes propres en dessous de 10 Hz. Une telle

caractéristique est typique d'un modèle à cinq degrés de libertés, ce qui va constituer au point de départ pour la modélisation du système tête-cou.

De plus les résultats ont révélés que les fréquences propres des modes associés au plan sagittal sont proches à ceux du plan frontal. Ce qui permet de conclure qu'il y a une certaine homogénéité au niveau des inerties et raideurs du système.

3.3.2.6 Modélisation omnidirectionnelle du système tête-cou

Les études de Bourdet 2004 et Fischer 2004 ont montré que le comportement dynamique du système tête-cou pouvait être décrit, dans le plan sagittal, par un modèle à deux degrés de liberté à deux pivots. Etant donnée la similitude des résultats obtenus dans le plan frontal, il nous est apparu évident de proposer un modèle à cinq degrés de liberté. En s'intéressant à l'anatomie fonctionnelle, il apparaît que les principales charnières pour la flexion-extension et inclinaison se situent au niveau de la jonction atlanto-occipitale et la jonction cou-thorax. En revanche la rotation axiale est principalement effectué au niveau de la jonction atlanto-occipitale (Panjabi et al. 1992). C'est pourquoi, le modèle proposé comporte une liaison sphérique à doigt au niveau de la jonction thorax-cou et une liaison rotule au niveau de la jonction tête-cou, comme le montre la figure 3-37. Les masses et les inerties du sujet Af1 extrait du chapitre 3.2.3 de la tête et du cou sont concentrées aux centres de gravité de chaque segment. Les couples de rappel sont modélisés par des systèmes ressort-amortisseur de torsion dans les trois directions pour la jonction tête-cou et dans les directions X et Y pour la jonction thorax-cou.

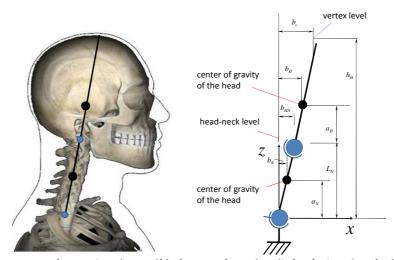


Figure 3-37 : Représentation du modèle à paramètres localisées à cinq degrés de liberté.

Afin d'identifier les paramètres mécaniques de raideur et d'amortissement du modèle, nous avons utilisé une boucle d'optimisation illustrée en figure 3-38, qui consistait à ajuster les courbes théoriques des fonctions de transfert (module et phases) avec celles obtenues expérimentalement. Le test du Chi2 a été utilisé. Cette méthode consiste à mesurer la distance au carré entre la courbe expérimentale et la courbe théorique, pondérée par un coefficient qui définit le poids de chaque point.

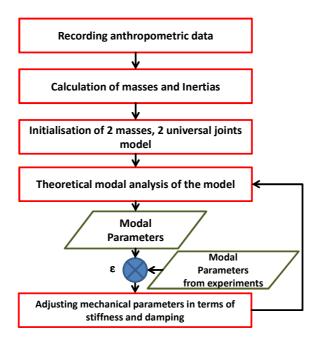


Figure 3-38 : Représentation du modèle à paramètres localisées à cinq degrés de liberté.

Nous possédons donc tous les éléments nécessaires à l'identification de paramètres mécaniques du modèle. Pour cela nous utilisons le logiciel Simulink de Mathworks® conformément à la procédure d'optimisation ci-dessus vis-à-vis de la masse apparente théorique et expérimentale entre la force et l'accélération au niveau du vertex dans les plans frontal et sagittal, comme illustré en figure 3-39.

On observe une superposition des masses apparentes en module et phase correcte pour les deux axes d'excitation. Les valeurs de fréquences de résonance du modèle sont proches de celles du volontaire, comme le montre le tableau 3-7. Les résultats des valeurs des paramètres de raideurs et d'amortissement identifiés pour le modèle du volontaire Af1 sont reportés dans le tableau 3-8.

Les valeurs de raideurs et d'amortissement selon l'axe Y sont en accord avec celles obtenues dans l'étude de Bourdet en 2004. On observe bien une plus grande raideur au

niveau de la jonction thorax-cou que celle au niveau de la jonction atlanto-occipitale, de même pour les amortissements.

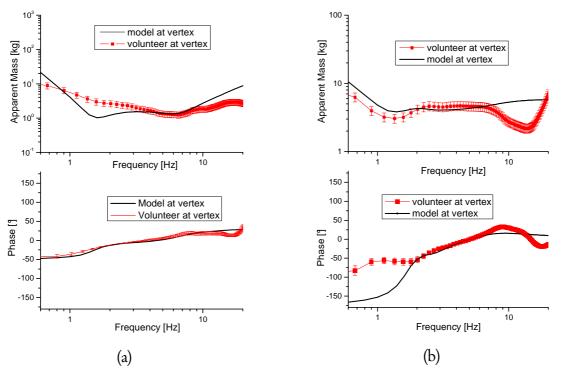


Figure 3-39 : Superposition de la masse apparente théorique et expérimentale du système tête-cou pour le sujet Af1 en situation REC (a) en excitation frontale, (b) en excitation latérale.

Tableau 3-7 : Valeurs des fréquences de résonances du modèle de Af1 en REC.

	fextension [Hz]	frétraction frontale [Hz]	frotation [Hz]	finclinaison [Hz]	frétraction latérale [Hz]
Af1	1.4	7.1	3.3	1.6	9.9
Modèle	1.4	7.2	3.7	1.5	10

Tableau 3-8 : Valeurs des paramètres de raideurs et d'amortissements identifiés pour Af1 en REC.

	Selon l'axe X				Selon l'axe Y				l'axe Z
Au nive	au de T1	Au niveau	de COC1	Au nive	au de T1	Au niveau	ı de COC1	Au niveau	ı de COC1
k [Nm/rad]	C [Nms/rad]								
15	1.2	10	0.04	14	0.9	12	0.07	4.5	0.2

3.3.2.7 Conclusion

Cette étape expérimentale nous a permis de caractériser le système tête-cou humain par les outils de l'analyse modale. Ce type de caractérisation permet d'extraire le comportement dynamique initial de la structure tête-cou sous faibles énergie d'excitation, et donc sans désagrément pour le volontaire.

L'hypothèse de linéarité limite l'utilisation de cette méthode. Nous avons montré à l'aide de la fonction de cohérence que cette hypothèse reste valable pour des angles inférieurs à 5°. La méthode est utilisable pour des petits déplacements. L'analyse modale impulsionnelle du système tête-cou humain effectuée dans un premier temps sur un volontaire, a permis de conforter les résultats de la précédente étude dans le plan sagittal et d'identifier les caractéristiques modales dans le plan frontal. Cinq fréquences de résonance associées à cinq modes de vibration ont donc été extraites. Les caractéristiques modales pour le sujet sont les suivantes :

- un premier mode d'extension à 1.4 Hz,
- un deuxième mode d'inclinaison latérale à 1.4 Hz,
- un troisième mode de rotation à 3.2 Hz,
- un quatrième mode de rétraction frontale à 7.1 Hz,
- un cinquième mode de rétraction latérale à 9.9 Hz.

L'ensemble de ces résultats a permis de proposer un modèle à paramètres localisés à cinq degrés de liberté. Après avoir extrait les données anthropométriques du système tête-cou du volontaire, nous avons alors ajusté le modèle en identifiant les paramètres de raideurs et d'amortissement. Nous avons ainsi pu superposer la signature dynamique du modèle à paramètres localisés en termes de masse apparente à la signature dynamique du système tête-cou humain. Ce type de modèle rencontre plusieurs difficultés à surmonter telles que les paramètres inertiels et massiques qui sont difficiles à évaluer sur le vivant ainsi que les positions des centres de gravité. De plus, l'identification des paramètres de raideur et d'amortissement du modèle reste une étape délicate à cause de ces hypothèses dimensionnelles et inertielles. Néanmoins, les résultats obtenus sont d'autant plus intéressants qu'ils sont les premiers du genre.

3.3.3 Comportement inter-individu

3.3.3.1 Introduction

Après avoir effectué une analyse détaillée d'un sujet volontaire, nous allons analyser les différences inter-individus. En biomécanique, il est très difficile et coûteux de réaliser des modèles personnalisés. Il est alors courant de regarder le comportement d'une population la plus grande possible afin d'élaborer des modèles qui couvrent un groupe de sujets. Pour cela

nous avons évalué les différentes masses apparentes expérimentales et des fréquences de résonance relatives aux sujets testés.

Dans cette section nous ne traiterons que des résultats enregistrés en condition de test REC (RElaxed Condition), dans le but d'avoir une base de données en termes de paramètres modaux pour la modélisation. Six hommes et quatre femmes d'âge compris entre 24 et 49 ans ont donc été testés dans les conditions de la procédure exposée précédemment. Les données anthropométriques de cette population de 10 sujets sont présentées dans le chapitre 3-3.2.3. De la même manière que pour le premier volontaire, une première analyse a été faite dans le plan sagittal, puis une seconde dans le plan frontal et une dernière en rotatoire.

3.3.3.2 Excitation frontale

L'ensemble des résultats sous excitation frontale, en termes des fonctions de transfert au niveau du vertex et de la jonction atlanto-occipitale sont rapportés en figure 3-40 et figure 3-41. Même si la forme des fonctions de transfert diffère, due au couple masse-raideur de chaque individu, on observe une similitude de comportement dynamique en termes de fréquences propres et de déformées modales.

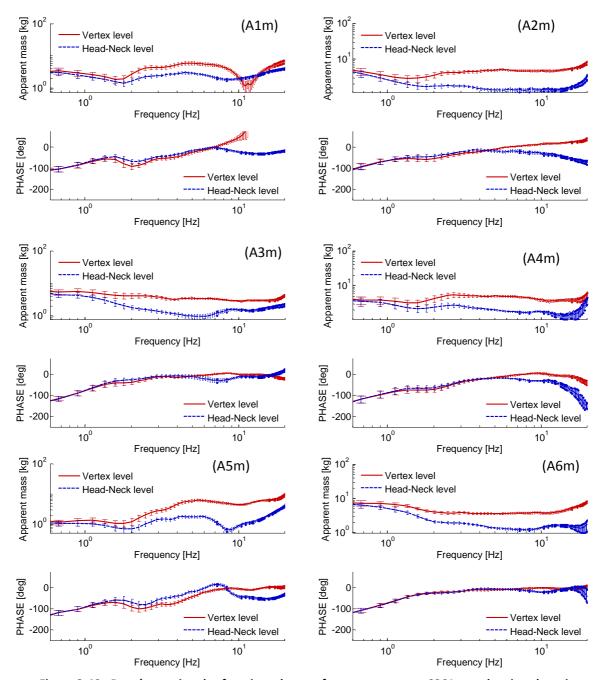


Figure 3-40 : Représentation des fonctions de transfert pour vertex et COC1 pour les six volontaires masculins, plan sagittal en REC.

Les premières résonances sont observées entre 1 et 2 Hz. En ce qui concerne la phase, l'allure est la même pour les 10 volontaires considérés. Pour les premières fréquences de résonance les différentes phases ont des valeurs proches de -90°. De plus on observe que les pentes entre 0.6 et 2.0 Hz sont comparables entre les sujets. Le deuxième mode apparaît entre 5 et 9 Hz. Ces derniers sont accompagnés de nouveaux changements de phase comparables pour l'ensemble des sujets. L'ensemble de ces résultats montre que tous les individus considérés ont des caractéristiques dynamiques similaires.

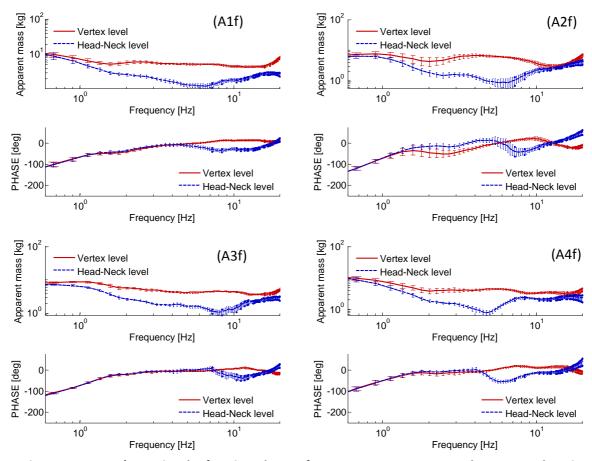


Figure 3-41 : Représentation des fonctions de transfert pour vertex et COC1 pour les quatre volontaires féminins, plan sagittal en REC.

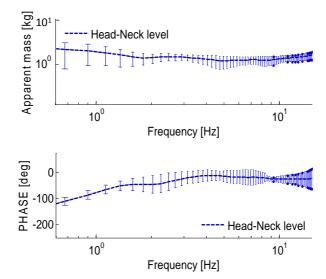


Figure 3-42 : Fonction de transfert moyennée des différents sujets décontractés et écart type correspondant pour le vertex, pour le plan sagittal en REC.

La moyenne des masses apparentes des 10 volontaires, calculées dans la direction antéropostérieure, est représentée par la courbe en figure 3-42. Les écart-types

correspondants sont présentés dans le graphique par des barres d'erreurs pour une confiance de 95%.

Tableau 3-9 : Valeurs de fréquences de résonance et des amortissements des volontaires hommes dans le plan sagittal en REC.

Volontaires	f _{extension} [Hz]	ηextension [%]	fretraction [Hz]	ηretraction [%]
A1m	1.6	55	7.5	2
A2m	0.9	39	4.9	34
A3m	1.6	55	6.5	30
A4m	1.9	58	6.2	33
A5m	1	45	6.2	18
A6m	1.8	49	7.1	16
Moyenne hommes	1.46 ± 0.42	50 ± 7	6.40 ± 0.90	25 ± 8
A1f	1.4	0.53	7.1	21
A2f	2.1	0.60	5.4	19
A3f	2	0.51	6.7	23
A4f	2.4	0.55	7.0	21
Moyenne femmes	1.97 ± 0.42	54 ± 4	6.55 ± 0.78	21 ± 2
Moyenne volontaires	1.67 ± 0.47	52 ± 6	6.46 ± 0.81	23 ± 6

Le tableau 3-9 rapporte les fréquences de résonance ainsi que les coefficients d'amortissement pour tous les volontaires. Le premier mode d'extension apparaît à 1.67±0.47 Hz et le deuxième mode à 6.46±0.81 Hz. Les fréquences propres extraites des volontaires femmes sont légèrement plus élevées que celles obtenues sur les volontaires hommes (1.97±0.42 Hz contre 1.46±0.42 Hz pour le premier mode et 6.55±0.78 Hz contre 6.40±0.90 Hz pour le second), mais restent relativement proches. En revanche, les amortissements sont quasiment identiques.

Par ailleurs, les résultats sont en accord avec les études précédentes d'analyses modales menées dans le plan sagittal par Raphael Fischer en 2005 en vibratoire et Nicolas Bourdet en 2004 en impulsionnel.

3.3.3.3 Excitation axiale

La figure 3-43 et la figure 3-44 représentent les résultats des tests en rotation en termes de transmissibilité. Dans la bande de fréquence où la cohérence est comprise entre 0.8 et 1, les transmissibilités montrent toutes un pic entre 2.5 et 4.5 Hz plus ou moins marqué. La forme de ce pic varie. Les pics apparaissant à des fréquences supérieures à 5 Hz ne sont pas à prendre en compte du fait d'une faible cohérence entre les signaux d'entrées et de sorties. Les courbes montrent alors que le mode en rotation et toujours existant et que sa fréquence propre est autour de 3 Hz pour chaque volontaire.

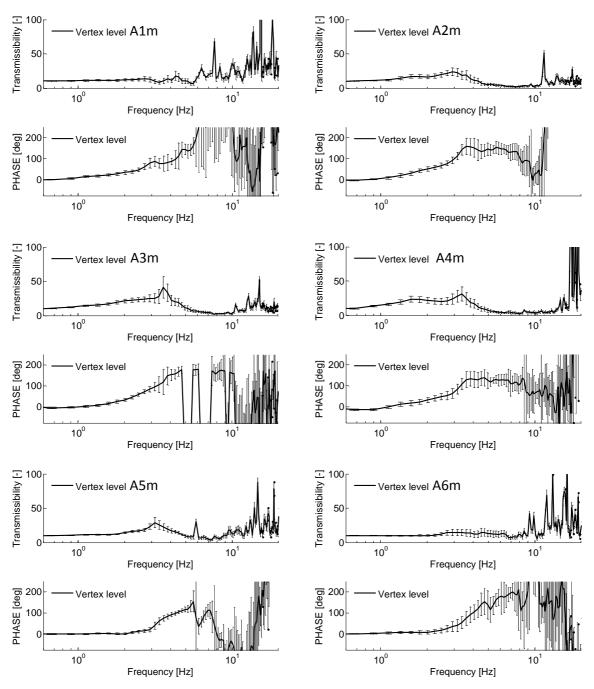


Figure 3-43 : Représentation des fonctions de transfert pour les six volontaires masculins, fonctions en termes de transmissibilité pour la rotation axiale en REC.

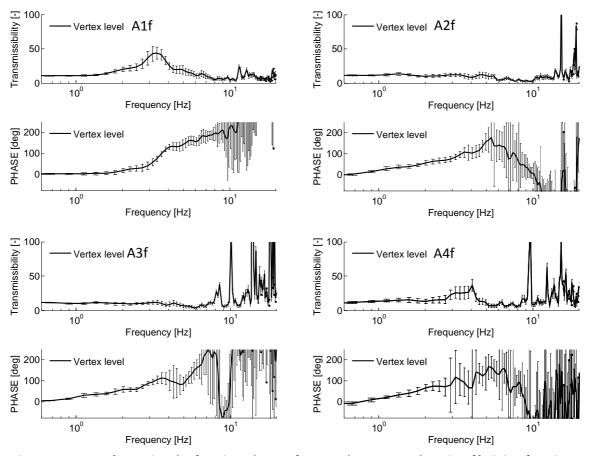


Figure 3-44 : Représentation des fonctions de transfert pour les quatre volontaires féminins, fonctions en termes de transmissibilité pour la rotation axiale en REC.

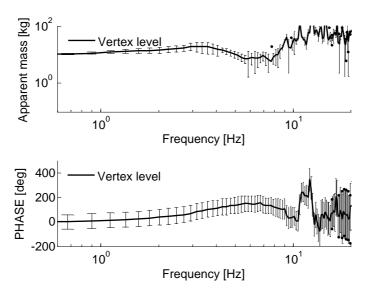


Figure 3-45 : Transmissibilité moyennée pour les différents sujets décontractés et de l'écart type correspondant.

Tableau 3-10 : Valeurs de fréquences de résonance et des amortissements des volontaires hommes et femmes, pour la rotation axiale en REC.

Volontaires	f _{rotation} [Hz]	ηrotation [%]
A1m	3.6	n.n.
A2m	3.1	27
A3m	3.6	6
A4m	3.2	21
A5m	3.3	10
A6m	2.5	35
Moyenne hommes	3.13±0.34	20 ± 12
A1f	3.2	21
A2f	3	n.n.
A3f	3.1	17
A4f	3.2	12
Moyenne femmes	3.1±0.09	17±5
Moyenne volontaires	3.18±0.31	19±9

En excitant les volontaires en rotation axiale, on observe un mode de vibration associé au mouvement de rotation. Ce mode apparaît à 3.18 ± 0.31 Hz. Par ailleurs, la réponse dynamique axiale est très similaire entre les hommes et les femmes que ce soit du point de vue de la fréquence que de l'amortissement (3.13 ± 0.34 Hz contre 3.1 ± 0.09 Hz respectivement pour les fréquences et $20\pm12\%$ contre $17\pm5\%$ respectivement pour l'amortissement).

3.3.3.4 Excitation latérale

En ce qui concerne les tests à excitation latérale (plan frontal), les résultats obtenus pour les 10 volontaires sont représentés dans la figure 3-46 et figure 3-47 en termes de masse apparente dans la direction latérale. De nouveau, on observe une forte similitude de comportement entre les différentes fonctions de transferts. Il apparaît deux fréquences de résonance relativement marquées entre 1 Hz et 2 Hz et entre 8 Hz et 10 Hz. Par ailleurs, on observe des oscillations entre les deux qui semblent correspondre à la fréquence propre du mode en rotation axiale.

En traçant les parties imaginaires en figure 3-48 et figure 3-49, nous sommes capables de mieux apprécier les fréquences propres et les déformées modales. Les deux modes les plus marqués correspondent clairement à un mode d'inclinaison latérale et à un mode de rétraction latérale. Par ailleurs, le mode de rotation apparaît parfois plus marqué pour

certains volontaires et moins marqué pour d'autres. Néanmoins, on observe que ce mode de rotation s'accompagne d'un mouvement d'inclinaison latérale, ce qui est surement dû à la structure même du cou et l'agencement des vertèbres. Le mode en rotation est aussi observé dans la figure 3-50 et la figure 3-51 qui tracent les fonctions de transfert entre la force impulsionnelle latérale et la vitesse de rotation axiale.

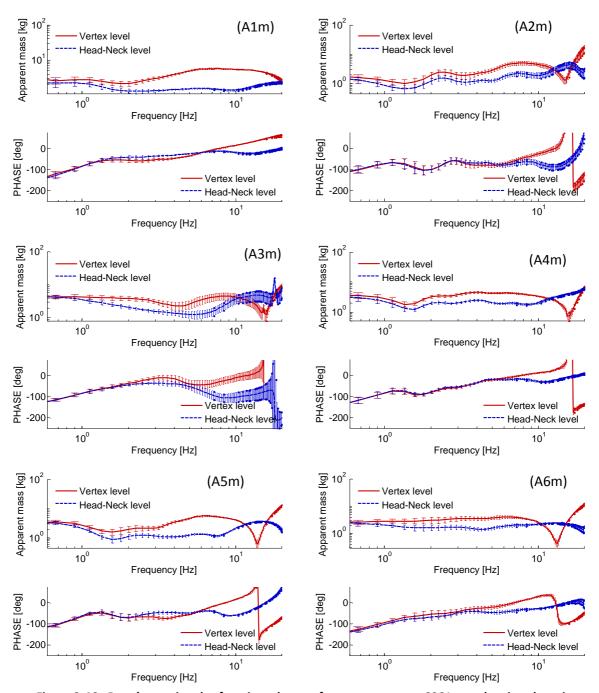


Figure 3-46 : Représentation des fonctions de transfert pour vertex et COC1 pour les six volontaires masculins, dans la direction latérale en REC.

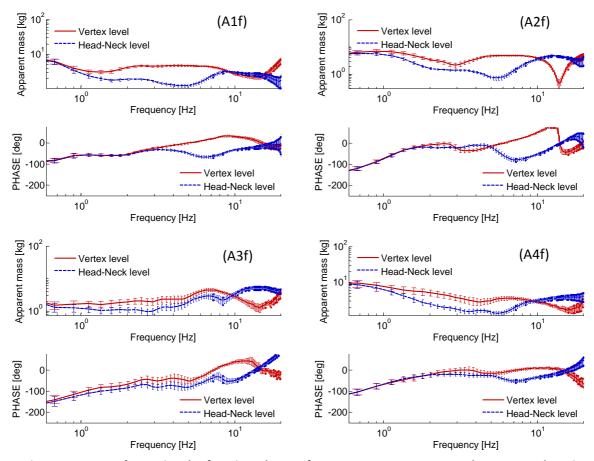


Figure 3-47 : Représentation des fonctions de transfert pour vertex et COC1 pour les quatre volontaires féminins, dans la direction latérale en REC.

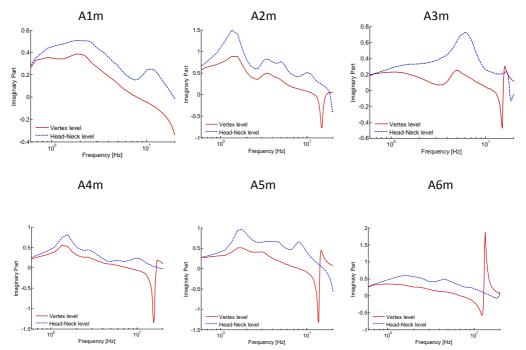


Figure 3-48 : Représentation des fonctions de transfert pour vertex et COC1 pour les quatre volontaires féminins, plan frontal en REC.

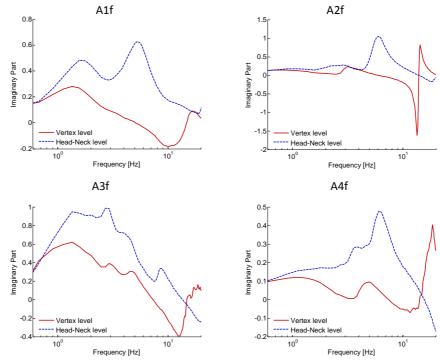


Figure 3-49 : Représentation des fonctions de transfert pour vertex et COC1 pour les quatre volontaires féminins, plan frontal en REC.

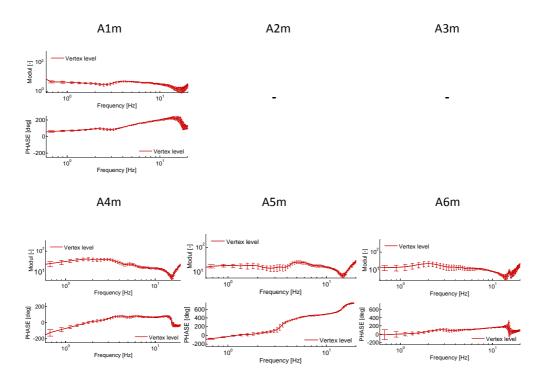


Figure 3-50 : Représentation des fonctions de transfert pour vertex pour les six volontaires masculins, dans la direction axiale en REC.

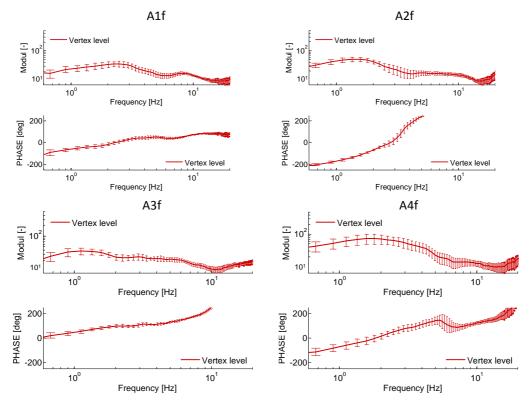


Figure 3-51 : Représentation des fonctions de transfert pour vertex pour les 4 volontaires femmes, dans la direction axiale en REC.

La figure 3-52 représente la moyenne des fonctions de transfert en latéral. Elle est obtenue à partir des modules des fonctions de transfert des 10 sujets. Cette fonction de transfert moyenne va nous permettre d'établir un comportement moyen de l'ensemble des individus testés.

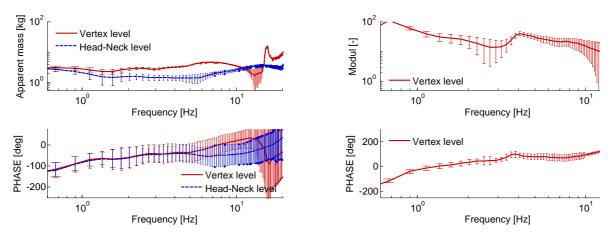


Figure 3-52 : Représentation des fonctions de transfert moyennes en situation REC pour l'excitation latérale a) dans la direction latérale et b) en rotation axiale.

Tableau 3-11 : Valeurs des fréquences de résonance et des amortissements des volontaires hommes et femmes par excitation latérale.

Volontaires	finclinaison [Hz]	ηinclinaison [%]	fcouplée/ en rotation [Hz]	η _{couplée} [%]	fretraction [Hz]	ηretraction [%]
A1m	1.8	49	3.2	38	10.6	31
A2m	1.35	54	4.5	34	10.1	31
A3m	1.6	47	3	29	10.1	29
A4m	1.8	53	4.5	42	8.1	32
A5m	1.6	41	4.5	34	9.5	38
A6m	2.1	59	2.8	37	9.8	22
Moyenne hommes	1.70±0.25	50±6	3.75 ± 0.83	36±4	9.7±0.86	30±5
A1f	1.6	53	3.3	38	9.9	43
A2f	1.8	49	3.0	42	6.1	25
A3f	1.4	6	3.5	28	10.1	28
A4f	1.8	53	3.8	34	10.2	17
Moyenne femmes	1.65 ± 0.19	53±4	3.4±0.33	35±6	9.0±2	28 ± 11
Moyenne volontaires	1.68 ± 0.22	52 ± 6	3.7 ± 0.77	36±5	9.45 ± 1.35	30±7

Le comportement moyen de l'ensemble des volontaires permet d'extraire trois fréquences de résonances associées à trois déformées modales. Le premier mode d'inclinaison apparaît à 1.68 ± 0.22 Hz, le mode de rotation couplé à un mouvement d'inclinaison se situe à 3.7 ± 0.77 Hz et enfin le dernier mode de rétraction latérale possède une fréquence propre de 9.45 ± 1.35 Hz. A la différence des deux premières fréquences, le troisième mode comporte un écart type sur les fréquences assez élevé soit 30 % de la valeur. Cet écart de comportement est dû au comportement d'un seul individu chez les femmes ce qui signifie qu'il y a besoin d'une campagne d'essais plus large.

3.3.3.5 Modélisation omnidirectionnelle du volontaire moyen en REC

De la même manière que pour le sujet Af1, nous avons mesuré les données anthropométriques du volontaire, établies dans le chapitre 3.2.3, afin d'identifier le modèle du volontaire moyen. En utilisant la même méthode d'optimisation des paramètres, nous avons pu identifier les raideurs et les amortissements du modèle. La figure 3-53 superpose les masses apparentes du modèle obtenu avec celles du volontaire moyen. Comme pour le volontaire Af1 on observe une très bonne approche du comportement dynamique. Les fréquences de résonance obtenues sont reportées dans le tableau 3-12 et sont en parfaites accord avec celles extraites des volontaires. Comme pour le volontaire Af1, on observe une raideur plus importante au niveau de la jonction thorax-cou que celle au niveau tête-cou.

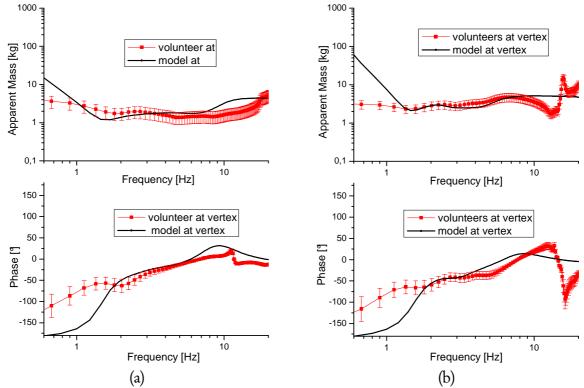


Figure 3-53 : Superposition de la masse apparente théorique et expérimentale du système tête-cou pour le sujet moyenné en situation REC (a) en excitation frontale, (b) en excitation latérale.

Tableau 3-12 : Valeurs des fréquences de résonances du modèle de la moyenne des volontaires en REC.

	fextension [Hz]	f retraction frontale $\left[\mathrm{Hz} ight]$	frotation [Hz]	finclinaison [Hz]	fretraction latérale [Hz]
Modèle moyen	1.7	6.7	3.8	1.7	9.5
Volontaire moyen	167 ± 0.47	6.46 ± 0.81	3.7 ± 0.77	1.68 ± 0.22	9.45 ± 1.35

Tableau 3-13 : Valeurs des paramètres de raideurs et d'amortissements identifiés pour le modèle du volontaire moyen en REC.

Selon l'axe X					Selon l		Selon	l'axe Z	
Au nive	au de T1	Au niveau	ı de COC1	Au nive	au de T1	Au niveau	ı de COC1	Au niveau	de COC1
k	С	k	С	k	С	k	С	k	С
[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]
16	1.3	10	0.04	14	1.0	13	0.05	5.85	0.2

3.3.3.6 Conclusion

Nous avons effectué des tests d'analyses modales sur 10 sujets volontaires différents. Dans ces tests, tous les sujets se plaçaient dans une configuration où les muscles du cou n'étaient pas contractés lors de l'impact (REC) sous trois types de sollicitations. Les résultats ont montré une nette similitude de comportement entre les volontaires avec une première résonance à 1.6±0.47 Hz associée à un mode de flexion-extension, une seconde à 1.68±0.22 Hz associée à un mode d'inclinaison latérale, une troisième à 3.1±0.31 Hz

associée à un mode de rotation directement lié au mode couplé rotation-inclinaison à 3.7±0.77 Hz, une quatrième à 6.56±0.95 Hz associée à un mode de rétraction frontale et une dernière à 9.45±1.35 Hz associée à un mode de rétraction latérale. Les résultats sont en accord avec ceux obtenus par Bourdet 2004 dans les précédentes études d'analyse modale dans le plan sagittal. Ces résultats originaux ont permis d'établir un modèle à cinq degrés de liberté du système tête-cou qui reproduit le comportement dynamique du volontaire moyen. Les fréquences de résonances obtenues avec le modèle sont en parfait accord avec celles extraites des volontaires.

3.3.4 Influence de la tonicité des muscles

3.3.4.1 Introduction

Nous venons d'analyser le comportement omnidirectionnel de la colonne cervicale relaxée. Il est important de s'intéresser à l'influence de la contraction musculaire sur les différentes caractéristiques établies. Pour cela les dix volontaires ont été testés dans les mêmes conditions que les essais avec les muscles relâchés, mais cette fois avec la consigne de se contracter les muscles pour contrecarrer le mouvement. Cette configuration de test est nommée RIC (Rigid Condition). Dans un premier temps nous détaillerons l'analyse complète pour le sujet A1f puis nous analyserons les résultats de l'ensemble des 10 volontaires.

3.3.4.2 **Cas du sujet A1f**

La fonction de transfert, en termes de masse apparente, a été calculée pour le volontaire A1f en utilisant les données enregistrées lors d'un test en configuration RIC au niveau de la jonction atlanto-occipitale. Nous superposons cette dernière à celle obtenue en configuration REC, comme illustrée en figure 3-54 dans le plan sagittal. En observant les deux différentes masses apparentes calculées au niveau de C1 en configurations RIC et REC, on remarque qu'elles ont des allures assez proches proposant des fréquences de résonances plus élevées. Par ailleurs, on observe une hausse plus importante pour le premier mode que pour le deuxième (43 % et 11 % respectivement), 2 Hz en RIC contre 1.4 Hz en REC pour le premier mode et 7.9 Hz en RIC contre 7.1 Hz en REC pour le deuxième mode. Cette tendance est également observée pour les modes en latéral (figure 3-55) avec une augmentation de 43 % pour le premier mode et de seulement 2 % pour le

second (1.6 Hz en REC contre 2.3 Hz en RIC pour le mode d'inclinaison et 9.9 Hz en REC contre 10.1 Hz en RIC pour le mode de rétraction latérale).

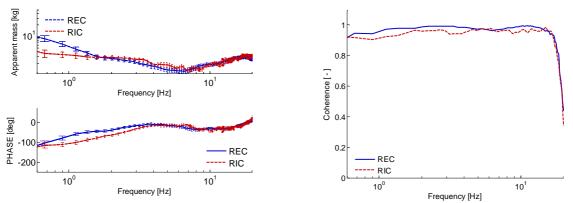


Figure 3-54 : Masses apparentes au niveau du C1 de A1F dans le plan sagittal en configuration REC et RIC en latéral; représentation de la cohérence en configuration REC et RIC.

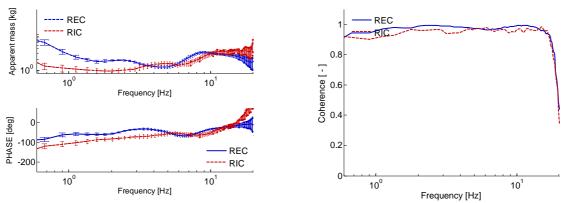


Figure 3-55 : Masses apparentes au niveau du C1 de A1F dans le plan frontal en configuration REC et en configuration RIC; Représentation de la cohérence en configuration REC et RIC.

De la même manière, le mode de rotation présente également une augmentation de la fréquence propre en situation RIC : 3.2 Hz en REC contre 4.5 Hz en RIC soit une augmentation d'environ 40 % (figure 3-56).

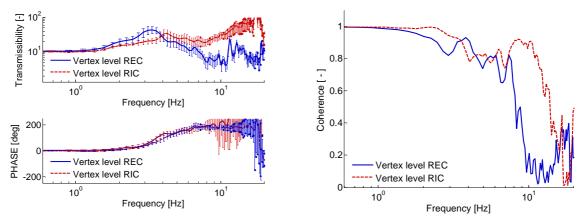


Figure 3-56 : Masses apparentes au niveau du C1 de A1F en configuration RIC et en configuration REC en rotation axiale; Représentation de la cohérence en configuration REC et RIC.

3.3.4.3 Modélisation du cas A1f

Après cette phase expérimentale, on procède de la même manière qu'au chapitre 3-3.3.2.6 pour identifier les paramètres mécaniques du système tête-cou. On peut résumer le résultat des valeurs des paramètres optimisés, dans le tableau 3-14 et dans le tableau 3-15. On remarquera l'absence du mode de rotation axiale en configuration RIC.

L'optimisation du modèle conduit donc à de nouvelles valeurs de raideurs et d'amortissement qui sont supérieures à celles obtenues pour les données du volontaire décontracté. Néanmoins on remarque que la raideur au niveau de la jonction tête-cou reste plus faible que celle au niveau de la jonction cou-torse. La contraction des muscles a tendance à rigidifier le mouvement. La figure 3-57 superpose la masse apparente du modèle à la masse apparente expérimentale. On voit que le modèle suit assez bien la courbe expérimentale dans la bande de fréquence d'analyse. On extrait alors les nouvelles fréquences de résonances du modèle qui sont reportées dans le tableau qui sont très proches de celles obtenues expérimentalement.

Tableau 3-14 : Valeurs des fréquences de résonances du modèle pour le volontaire A1f en RIC.

	fextension [Hz]	f retraction frontale $\left[\mathrm{Hz} ight]$	finclinaison [Hz]	f retraction latérale $\left[\mathrm{Hz} ight]$
Modèle	2.2	8	2.3	10
Af1	2.9	7.9	2.3	10.1

Tableau 3-15: Valeurs des raideurs et des amortissements du modèle pour le volontaire A1f en RIC.

Selon l'axe X				Selon l'axe Y				Selon l'axe Z		
Au nive	Au niveau de T1		Au niveau de COC1		Au niveau de T1		Au niveau de COC1		Au niveau de COC1	
k	С	k	С	k	С	k	С	k	С	
[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	
35	1	17	0.1	35	1.1	14	0.1	30	0.3	

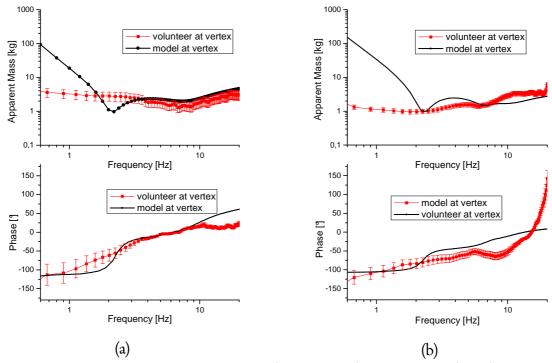


Figure 3-57 : Superposition de la masse apparente théorique et expérimentale du système tête-cou pour le sujet A1f en situation RIC (a) en excitation frontale, (b) en excitation latérale.

3.3.4.4 Analyse de l'ensemble des volontaires en situation contracté

Pour l'ensemble des volontaires, il apparait que les fonctions de cohérence montrent des valeurs plus faibles en situation RIC qu'en situation REC. Ceci est surement dû au fait que la contraction musculaire a pu varier pendant la durée du test et a mené le système à la non-linéarité. En effet, il difficile de rester stable pendant une contraction musculaire.

Par ailleurs, les masses apparentes RIC moyennées au niveau de la jonction atlantooccipital et au niveau du vertex pour le plan sagittal sont superposées en figure 3-58 avec celles en situation REC. Nous remarquons une allure similaire entre les courbes. Les deux minima caractéristiques dans le plan sagittal sont présents et sont situés à des fréquences entre 2 et 3 Hz pour le premier mode et de 5 à 10 Hz pour le deuxième mode. En exploitant les parties réelles des raideurs dynamiques nous obtenons les valeurs des fréquences propres et des amortissements modaux de manières plus précises et rapportées dans le tableau 3-16.

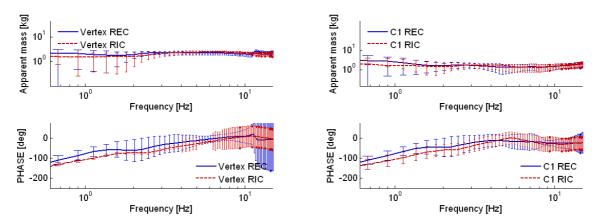


Figure 3-58 : Représentations des masses apparentes et des fonctions de cohérence relatives aux onze sujets volontaires, choc frontal en configuration RIC.

Tableau 3-16 : Valeurs de fréquences de résonance et des amortissements des volontaires hommes et femmes de l'excitation frontale.

Volontaires	f _{extension} [Hz]	ηextension [%]	fretraction [Hz]	ηretraction [%]					
A1m	2.6	57	8.2	36					
A2m	2.1	44	7.6	18					
A3m	1.8	38	7.9	20					
A4m	1.7	52	7.2	23					
A5m	1.8	43	9.2	28					
A6m	2.3	35	8.2	31					
Moyenne homme	2.1 ± 0.4	45±8	8.1 ± 0.7	26±7					
A1f	2.9	54	7.9	28					
A2f	3.6	53	7.7	40					
A3f	3.5	61	9.2	12					
A4f	2.9	58	6.2	30					
Moyenne femmes	3.2 ± 0.4	56±4	7.8 ± 1.2	27 ± 12					
Moyenne volontaires	2.5 ± 0.7	49 ± 9	8.0 ± 0.9	27 ± 8					

En comparant ces fréquences à celles obtenues en configuration REC, on remarque qu'elles sont plus élevées. Cette augmentation est comparable à celle observée pour le cas du volontaire A1f. La fréquence moyennée du mode d'extension a augmenté de 47 %, tandis que la deuxième résonance (mode de rétraction frontale) montre une augmentation de 24 %. Ces résultats sont encore en parfait accord avec les études précédentes menées dans le plan sagittal.

De la même manière, nous avons tracé la moyenne des transmissibilités dans la figure 3-59. Là encore, on observe une augmentation des fréquences de résonance du mode de rotation de l'ordre de 30 %. Cette augmentation moyenne est du même ordre de grandeur que celle observée sur le volontaire A1f. Les valeurs des fréquences et des amortissements sont rapportées dans le tableau 3-17.

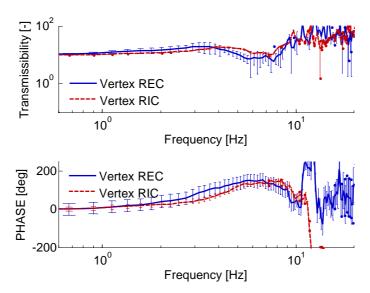


Figure 3-59 : Représentations des transmissibilités relatives aux onze sujets volontaires dans le plan horizontal en configurations REC et RIC.

Tableau 3-17 : Valeurs de fréquences de résonance et des amortissements des volontaires hommes, pour la rotation axiale en RIC.

Volontaires	frotation [Hz]	η _{rotation} [%]
A1m	4.5	18
A2m	4.0	14
A3m	4.1	3
A4m	3.9	32
A5m	4.0	34
A6m	4.5	28
Moyenne hommes	4.2 ± 02.3	26 ± 8
A1f	4.5	36
A2f	4.6	19
A3f	3.7	32
A4f	3.8	14
Moyenne femmes	4.15 ± 0.46	25 ± 10
Moyenne volontaires	4.16 ± 0.33	26±9

En ce qui concerne l'excitation latérale en configuration RIC, nous avons tracé les masses apparentes moyennes en figure 3-60. Les valeurs des fréquences de résonances des deux modes latéraux d'inclinaison et d'extension sont rapportées dans le tableau 3-18. Les fréquences de rotation couplées n'ont pas pu être extraites. En effet, la configuration de test n'a pas permis d'exciter le mode de rotation du fait de la contraction musculaire. Par ailleurs, on observe le même comportement quant à l'augmentation des fréquences, c'est-à-dire de 66% pour le mode d'inclinaison et de 10 % pour le mode d'extension latérale. L'augmentation de la première fréquence de résonance est plus importante en latérale qu'en frontale.

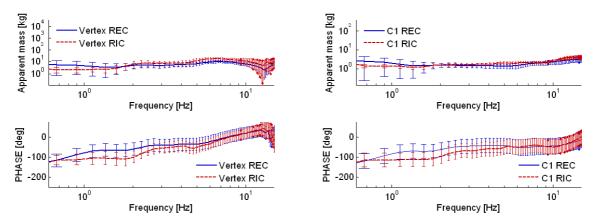


Figure 3-60 : Représentations des masses apparentes et des fonctions de cohérence relatives aux 10 sujets volontaires, excitation latérale (plan frontal) en configuration RIC.

Tableau 3-18 : Valeurs de fréquences de résonance et des amortissements des volontaires hommes et femmes soumis à une excitation latérale.

Volontaires	finclinaison [Hz]	ηinclinaison [%]	fretraction latérale [Hz]	ηretraction latérale [%]
A1m	2.9	54	9.9	30
A2m	3.1	55	10.2	35
A3m	3.6	57	11.5	27
A4m	3.2	59	10.1	23
A5m	2.9	43	9.3	39
A6m	2.7	57	9.3	42
Moyenne homme	3.1 ± 0.3	54±6	10.0 ± 0.8	33 ± 7
A1f	2.3	29	10.1	43
A2f	2.4	29	11.3	43
A3f	2.3	35	10.9	34
A4f	2.9	43	11.8	34
Moyenne femmes	2.5 ± 0.3	34±7	11.0±0.7	38±5
Moyenne volontaires	2.8±0.4	46±12	10.4±0.9	35±7

En ce qui concerne l'évolution de l'amortissement de tous les modes présentés en situation RIC, on n'observe que pas vraiment de différence de comportement même si la tendance est une faible diminution qui est probablement due à une rigidification du système.

3.3.4.5 Modélisation omnidirectionnelle

Le modèle à paramètres localisés du système tête-cou, défini au chapitre 3-3.3.2.6, est alors appliqué au volontaire moyen avec les paramètres inertiels et anthropométriques extraits du tableau 3-5. L'identification du modèle en configuration RIC relatif à la moyenne des dix volontaires, conduit à de nouvelles valeurs de raideurs et d'amortissement, comme reportées dans tableau 3-20.

Tableau 3-19: Valeurs des fréquences de résonances du modèle pour le volontaire moyen en RIC.

	fextension [Hz]	f retraction frontale $[{ m Hz}]$	finclinaison [Hz]	fretraction latérale [Hz]
Modèle	2.5 ± 0.7	8±0.9	2.8 ± 0.4	10.4 ± 0.9
Volontaire moyen	2.2	8	2.6	9.8

Tableau 3-20 : Valeurs des raideurs et des amortissements du modèle pour le volontaire moyen en RIC.

	Selon l	'axe X		Selon l'ax		'axe Y		Selon l'axe Z	
Au nive	au de T1	Au niveau	ı de COC1	Au nive	au de T1	Au niveau	ı de COC1	Au niveau	de COC1
k	С	k	С	k	С	k	С	k	С
[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]	[Nm/rad]	[Nms/rad]
39	1.5	23	0.08	37	1.1	14	0.1	30	0.3

Dans la figure 3-61, nous représentons les masses apparentes du modèle optimisé, superposée aux masses apparentes obtenues expérimentalement sur la moyenne des dix sujets en configuration RIC.

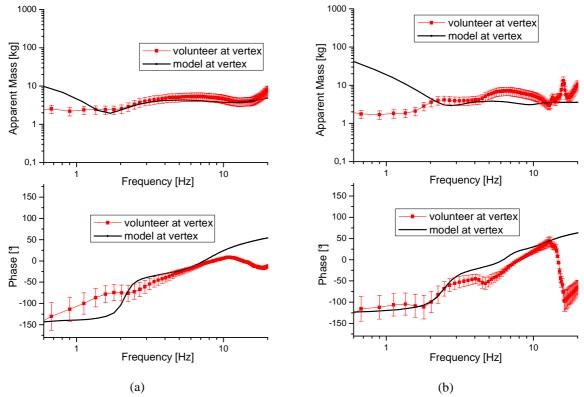


Figure 3-61: Superposition de la masse apparente théorique et expérimentale du système tête-cou pour le sujet moyenné en situation RIC (a) en excitation frontale (pl. sagittal), (b) en excitation latérale (pl. frontal).

3.3.4.6 Conclusion

Après avoir évalué l'influence des muscles sur un volontaire, nous avons effectué les mêmes tests sur les 9 autres sujets. Dans ces tests, tous les sujets se plaçaient dans une configuration où les muscles du cou étaient totalement contractés durant toute la durée des

enregistrements. Pour l'ensemble des sujets, les résultats ont montré des similitudes avec la situation non contracté, avec cependant des fréquences de résonances plus élevées. Néanmoins, en calculant le taux d'augmentation de ces fréquences de résonances dans chaque plan, on remarque que l'augmentation est plus importante au niveau du premier mode (47 % pour le mode d'extension et 66 % pour le mode d'inclinaison) alors qu'elle est plus modérée pour le second (24 % pour le mode de rétraction frontale et 10 % pour le mode de rétraction latérale). Cette différence d'augmentation est probablement due au fait qu'il est plus difficile pour les muscles de contrecarrer le mouvement de rétraction, du fait même de la physiologie de l'homme et du caractère non physiologique du mouvement rétraction. Quant à la rotation, l'augmentation de la fréquence est plus modeste que les premiers de chaque plan, mais reste non négligeable (30 %).

3.4 Synthèse et discussion

3.4.1 Discussion sur la méthodologie

L'analyse modale appliquée dans notre approche expérimentale comporte un certains nombres d'hypothèses et de limites qui contraignent notre travail. En effet, l'utilisation de l'analyse modale expérimentale et la notion de fonction de transfert implique l'hypothèse de linéarité. Ce point a été vérifié à travers le calcul de la fonction de cohérence qui, rappelons le, est comprise entre 0.8 et 1 dans la bande de fréquence d'analyse pour tous nos tests effectués. Ce résultat nous permet de justifier la méthode et de valider la linéarité du système tête-cou pour ce type d'analyse. De plus toutes les études concernant l'analyse vibratoire du corps humain (Berthoz et Viviani, 1975, Kitazaki et Griffin, 1998), Nakai et al, 2007) se sont basé sur la même hypothèse du comportement linéaire du corps humain soumis à de faibles excitations. Par ailleurs, pendant les tests, la tête et le cou ne se déplacent que de quelques degrés, donc bien avant saturation des muscles et des ligaments (hyperélongation des ligaments, contact au niveau des os). Le fait que la méthode utilise une faible énergie d'impact n'est pas une limite en soi. En effet, les résultats ont pour but d'illustrer l'importance de la distribution des masses et des propriétés de raideur qui conditionnent le début du mouvement. De plus, les fréquences de résonance et les déformées modales donnent la dynamique de déformation initiale, qui peut éventuellement amener à la non linéarité dans le cas de chocs à haut niveau d'énergie. En fait, la notion de déformées modales est une étape importante dans la compréhension des mécanismes de lésion, même si les mouvements sont limités à de petits déplacements. En effet, le mode de rétraction est un mouvement aphysiologique et peux donc entrainer des lésions s'il est excité.

Par ailleurs, dans une récente étude, Nightingale et al 2000 a essayé de corréler les propriétés inertielles et le taux de chargement dans le domaine temporel en chargeant la colonne cervicale verticalement. Cette étude a montré ce qui était souvent admis, c'est à dire que les propriétés inertielles des corps en présences jouaient un rôle essentiel pour la détermination du comportement, et ces effets sont linéaires. Il a surtout montré que des déformations d'ordres supérieurs sont observées pour des vitesses de chargements élevés.

3.4.2 Résultat de l'analyse modale

L'analyse modale impulsionnelle expérimentale a conduit à identifier 5 fréquences de résonance, associées à 5 déformées modales, deux dans le plan sagittal (mode d'extension à une fréquence de 1.7±0.5 Hz et mode de rétraction à une fréquence de 6.5±0.8 Hz), deux dans le plan frontal (mode d'inclinaison à une fréquence de 1.7±0.2 Hz et mode de rétraction latérale à une fréquence de 9.5±1.4 Hz) et un mode de rotation axiale (à une fréquence de 3.2±0.3 Hz). Les modes extraits dans le plan sagittal sont en parfait accord avec les résultats des études de Bourdet (2004) et de Fischer (2004) ainsi que les études de Paddan et Griffin (1988 et 2000). Par ailleurs, c'est la première fois que les déformées modales en latéral et axial ont pu être identifiées expérimentalement.

Ces résultats nous ont conduits à proposer un modèle à paramètres localisés du système tête-cou type omnidirectionnel, possédant 5 degrés de liberté. Ce modèle comporte une liaison sphérique à doigt modélisant la jonction thorax-cou et une liaison rotule modélisant la jonction tête-cou. Les masses et les inerties de la tête et du cou sont concentrées aux centres de gravité de chaque segment. Les couples de rappel sont modélisés par des systèmes ressort-amortisseur de torsion dans les trois directions pour la jonction tête-cou et dans deux directions pour la jonction thorax-cou. Les paramètres de raideurs et d'amortissement ont été identifiés à l'aide des résultats de l'analyse modale expérimentale. Ce modèle est ainsi capable de reproduire parfaitement les cinq déformées modales aux fréquences propres identifiées expérimentalement.

Les déformations "S" shape, souvent observé dans la littérature dans le domaine temporel, apparaissent avant l'extension (Deng et al 1987, Kleinberger et al 1993, Walz et al

1995, Ono et al 1997, Bolström et al 1997). Ces observations sont en parfait accord avec notre analyse modale, cependant, maintenant nous pouvons clairement définir sous quelles conditions apparaissent les deux mouvements de rétraction latérale et frontale du système tête-cou. La caractérisation multidirectionnelle dynamique du système tête-cou en fréquentiel nous a permis de montrer que les modes de déformation en rétraction ont lieu par l'introduction d'énergie dans le système à des fréquences inférieures à 15 Hz. Ce point est également en accord avec les investigations de Nightingale qui consistaient à tester des colonnes cervicales dans le domaine temporel sous des conditions de chargement verticales (Nightingale et al 2001). Il a observé que le nombre de courbures du cou était d'autant plus grand que le taux de chargement était rapide. Il a également déclaré que les mécanismes de lésions peuvent être modifiés par des taux de chargement, à cause des effets inertiels, suivant que la colonne cervicale est soumise à de la compression rapide ou lente. En analyse modale, ce phénomène devient : « Si une fréquence propre et sa déformée modale sont excitées, le mécanisme de lésion correspondant est potentiellement présent ». Ainsi cette étude donne une nouvelle perspective à l'analyse des mécanismes de lésion, au niveau de la colonne cervicale, obtenue lors d'accident de voiture.

3.4.3 Différences inter-individu

Après l'étude détaillée du système tête-cou sur un volontaire, il a été essentiel de s'intéresser à d'autres sujets pour s'assurer de la validité d'un modèle moyen. Nous avons donc testé dix volontaires dont six sujets hommes et quatre sujets femmes, de géométrie et de taille différentes. Les réponses en fréquences en termes de masse apparente de ces volontaires ont montrées cinq fréquences de résonances semblables. Même si le nombre de sujet testé reste faible et qu'il est nécessaire de réaliser une campagne d'essai à plus grande échelle, il semble que les résultats trouvés s'appliquent et se généralisent à l'adulte avec de fortes similitudes entre le comportement homme femme. En effet, on observe un comportement modal similaire sur l'ensemble des volontaires, qui rappelons le sont très différents en géométrie et en taille, ce qui implique des raideurs et des amortissements différents avec des écarts types d'environ 10%.

3.4.4 Influence des muscles

En ce qui concerne l'activation des muscles, seules deux situations nous intéressent en choc omnidirectionnel: la situation relaxé, un choc inattendu (REC), et la situation totalement contracté, choc attendu (RIC). En effet, on peut supposer que le processus d'activation des muscles au moment du choc a peu d'influence. Bogduk et al (2001) mentionnent que les muscles se déclenchent relativement tard lors d'un choc arrière. L'activation des muscles se déclenche vers 100 à 125 ms après le choc, mais le temps de contraction est d'environ 60 ms (Panjabi et al (1998), Szabo et al (1996)). Ces observations ont été confirmées par De Jager (1996) et Astori et al. (1998) qui ont mis en évidence des différences faibles en modélisant l'action musculaire. La situation que nous considérons est la configuration totalement contractée (RIC). Nos résultats ont montré une augmentation des fréquences de résonance qui illustre une augmentation de rigidité plus importante en ce qui concerne le mode d'extension et le mode d'inclinaison (taux d'augmentation de 47 % et de 66 % pour respectivement l'extension et l'inclinaison) que pour le mode de rétraction frontale et latérale (24 % et 10 % respectivement en frontal et latéral). En ce qui concerne le mode de rotation axiale, l'augmentation de la fréquence est de l'ordre de 30 %. Il apparaît donc que la contraction musculaire influence principalement les modes aux basses fréquences (figure 3-62).

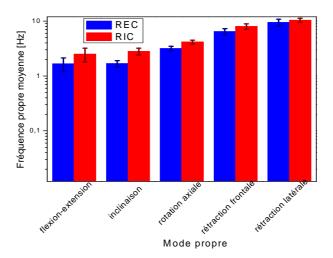


Figure 3-62 : Les fréquences propres des modes identifiés, en REC et RIC (l'écart type inclus).

Par conséquent, l'effet protecteur des muscles contre les deux "S" Shape reste faible. La raison réside probablement dans le fait qu'il n'existe pas de muscle pour contrecarrer le mouvement physiologique lié à ce type de chargement. En d'autres mots, l'être humain n'a

pas évolué de manière à résister à ce type de sollicitation. De telles conclusions sont souvent faites en biomécanique des chocs et implique la nécessité d'adapter des systèmes de protection pour l'homme.

4 Conclusion

Après avoir rappelé quelques éléments du traitement du signal et d'analyse modale, nous avons procédé dans ce chapitre à une analyse modale *in vivo* du système tête-cou. Cette étape expérimentale novatrice nous a permis de caractériser le système tête-cou humain par les outils de l'analyse modale. Ce type de caractérisation permet d'extraire le comportement dynamique initial de la structure tête-cou avec de faibles quantités d'énergie d'excitation, et donc sans désagrément pour le volontaire.

L'hypothèse de linéarité limite l'utilisation de cette méthode. Nous avons montré à l'aide de la fonction de cohérence que cette hypothèse reste valable pour des angles inférieurs à 5°. La méthode est utilisable pour des petits déplacements.

L'analyse modale impulsionnelle du système tête-cou humain effectuée dans un premier temps sur un volontaire, a permis de conforter les résultats de la précédente étude dans le plan sagittal et d'identifier les caractéristiques modales dans le plan frontal. Dans la suite nous avons mené une campagne expérimentale sur dix volontaires dont 6 hommes et 4 femmes.

Cinq fréquences de résonance associées à cinq modes de vibration ont donc été extraites. Les caractéristiques modales pour l'ensemble des sujets sont les suivantes:

- Un premier mode d'extension à 1.7 ± 0.5 Hz,
- Un deuxième mode d'inclinaison latérale à 1.7 ± 0.2 Hz,
- Un troisième mode de rotation à 3.2±0.3 Hz,
- Un quatrième mode de rétraction frontal à 6.5 ± 0.8 Hz,
- Un cinquième mode de rétraction latérale à 9.5 ± 1.4 Hz.

L'ensemble de ces résultats a permis de proposer un modèle à paramètres localisés à cinq degrés de liberté dont les paramètres de raideurs et d'amortissement ont été identifiés dans un premier temps pour un volontaire puis pour un comportement moyen. Nous avons pu superposer la signature dynamique du modèle à paramètres localisés en termes de masse apparente à la signature dynamique du système tête-cou humain. Par ailleurs, l'étude a montré que la contraction musculaire influence plus les modes aux basses fréquences en faisant augmenter leur fréquence propre. Cette influence musculaire s'exprime par une augmentation des rigidités plus importante au niveau de la jonction thorax-cou que dans la

jonction tête-cou dans le modèle à paramètres localisés. La raison réside probablement dans le fait qu'il n'existe pas de muscle pour contrecarrer le mouvement physiologique lié à ce type de chargement.

Chapitre 4 Analyse modale en fonctionnement du système tête-cou

1 Introduction

Nous venons de voire au chapitre 3 les limitations d'une analyse modale de type Input/ Output (I/O). Dans cette approche, les méthodes d'identification nécessitent l'application d'une force sur la structure à étudier. L'identification des paramètres modaux se fait à partir des données d'entrée (par exemple une force) et de sortie (par exemple une accélération). Ces données (entrée, sortie) permettent de calculer les fonctions de transfert du système étudié. Cette méthode est souvent utilisée dans des conditions de laboratoire. Cependant, dans plusieurs applications (aéronautique, génie civil...), les conditions opérationnelles réelles peuvent être très différentes de celles appliquées pendant le test modal, cela implique que les modèles établis par l'intermédiaire de test modaux classiques peuvent ne pas prédire correctement le comportement dynamique du système en situation réelle. Il est alors souvent recommandé de réaliser une analyse modale en fonctionnement sur une structure. Cette analyse prend en compte de façon précise les influences de l'environnement sur le comportement du système à étudier (excitation naturelle) avec en plus la possibilité d'étudier des systèmes non-linéaires.

Dans le cas de l'analyse modale en fonctionnement, dans la mesure où les excitations proviennent du fonctionnement réel de la structure, les fonctions de transfert sont inaccessibles, donc l'analyse modale doit être faite à partir d'autres données. Ainsi le processus d'identification de système devra se baser sur les données de sortie uniquement (output only).

En biomécanique de l'enfant, ces méthodes semblent particulièrement intéressantes étant donné qu'elles ne nécessitent aucun chargement expérimental du sujet. En effet ce dernier est laissé « en fonctionnement » puisqu'on le laisse s'amuser de façon dynamique.

Après une présentation de la méthode d'analyse modale en fonctionnement utilisée pour notre étude (la méthode d'identification sous-espace stochastique « SSI/ref ») afin de caractériser le comportement dynamique d'une structure, nous évaluerons cette méthode en comparant les résultats obtenus avec une analyse modale classique (numérique) et la

méthode SSI/ref d'un modèle deux masses deux pivots. Dans un deuxième temps nous appliquerons l'analyse modale en fonctionnement sur les données de sortie obtenus au chapitre 3 dans le plan frontal pour les 10 volontaires testés afin de comparer les paramètres modaux calculés par ces deux méthodes.

Nous clôturerons ce chapitre en présentant les résultats d'une série de tests embarqués impliquant des enfants. Ces tests originaux nous amènerons à calculer les paramètres modaux multidirectionnels du système tête-cou pour cinq enfants. Les résultats obtenus permettront pour la première fois de donner une tendance quant à la caractérisation modale du système tête cou de l'enfant.

2 Rappel sur l'analyse modale en fonctionnement

2.1 Introduction

Dans cette première partie nous exposons brièvement la méthode d'analyse modale en fonctionnement utilisée dans le cadre de notre étude (la méthode d'identification sous-espace stochastique, SSI/ref). Les équations mathématiques issues de cette présentation serviront alors à l'élaboration d'un programme MATLAB nécessaire au traitement des données. L'algorithme proposé sera alors validé en comparant les résultats d'un modèle deux masses deux pivots obtenus avec ceux d'une analyse modale classique numérique.

2.2 Présentation de la méthode d'Identification Stochastic Reference (SSI/ref)

Dans cette partie nous présentons la méthode d'identification sous-espace stochastique que nous utiliserons dans le cadre de ce travail ou seules des données de sortie sont connues. Cette synthèse est basée sur les travaux de Kung (1974), Prevosto (1982), Juang et Pappa (1985), Van Overschee et De Moor (1993), Viberg (1995), Vanlanduit et Schoukens (1998), Peeters et De Roeck (1999 et 2001). Une partie des travaux de ces différents auteurs a consisté en l'élaboration d'algorithmes par des approches d'identification stochastique. Ces codes n'étant pas dans le domaine public nous avons du développer notre propre code 'SSI/ref' en se basant sur les équations de Peeters et De Roeck (1999 et 2001) et de Peeters (2000).

Nous détaillerons la modélisation d'espace d'état de structures vibrantes, d'espace d'état à temps discret ainsi que la modélisation d'espace d'états stochastiques. Nous finirons cette partie par un bref récapitulatif sur l'obtention des paramètres modaux.

2.2.1 Modélisation d'espace d'état de structures vibrantes

Le comportement dynamique d'un système mécanique discret, composé de n_2 masses reliées à des ressorts et des amortissements, est décrit par une équation différentielle (équation 4-1) (Peeters 2000):

$$M\ddot{q}_{(t)} + C_2\dot{q}_{(t)} + Kq_{(t)} = F_{(t)} = B_2u_{(t)}$$
 Equation 4-1

 $M, C_2, K \in \Re^{n_2 \times n_2}$ sont les matrices de masses, amortissement et raideur. Le vecteur $q_{(t)} \in \Re^{n_2 \times 1}$ est le vecteur de déplacement dans le temps, et $F_{(t)} \in \Re^{n_2 \times 1}$ celui de la force d'excitation temporelle. Le vecteur de force $F_{(t)}$ est exprimé à travers la matrice $B_2 \in \Re^{n_2 \times m}$ qui spécifie les positions des m entrées.

Le vecteur $u_{(t)} \in \Re^{m \times 1}$ décrit les m entrées dans le domaine temporel. On dit que B_2 décrit les entrées de l'espace et le vecteur $u_{(t)}$ décrit les entrées dans le temps.

D'après Peeters (2000) l'équation permettant de représenter la dynamique d'une structure vibrante est l'équation 4-1. Cette équation est le point de départ quant au développement de modèles plus appropriés au domaine d'identification expérimentale des structures.

Il est possible d'exprimer le modèle de la structure à étudier en introduisant les notions suivantes:

$$x_{(t)} = \begin{pmatrix} q_{(t)} \\ \dot{q}_{(t)} \end{pmatrix}, P = \begin{pmatrix} C_2 & M \\ M & 0 \end{pmatrix}, Q = \begin{pmatrix} K & 0 \\ 0 & M \end{pmatrix}$$
 Équation 4-2

où $x_{(t)} \in \Re^{n \times 1}$ est le vecteur d'état $(n = 2n_2)$, P et Q étant deux matrices.

L'équation 4-1 prend alors la forme suivante:

$$P\dot{x}_{(t)} + Qx_{(t)} = \begin{pmatrix} B_2 \\ 0 \end{pmatrix} u_{(t)}$$
 Équation 4-3

On peut exprimer le vecteur d'état $x_{(t)}$ à l'aide de l'équation 4-4.

$$\dot{x}_{(t)} = A_c.x_{(t)} + B_c.u_{(t)}$$
 Equation 4-4

où les matrices A_c (matrice de dynamique) et B_c (matrice de commande) sont définies de la façon suivante:

$$A_c = -P^{-1}Q = \begin{pmatrix} 0 & I \\ -M^{-1}K & -M^{-1}C_2 \end{pmatrix}, \qquad B_c = P^{-1}\begin{pmatrix} B_2 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$avec \ P^{-1} = \begin{pmatrix} 0 & M^{-1} \\ M^{-1} & -M^{-1}C_2M^{-1} \end{pmatrix} et \ I : matrice \ identit\'e$$

L'indice c signifie 'temps continu'. $A_c \in \Re^{n \times n}$ est la matrice d'état où $n=2.n_2$ et $B_c \in \Re^{n \times m}$ est la matrice d'entrée discrète.

Dans la pratique de l'analyse modale seul un nombre fini de degrés de liberté est mesuré. Supposant que des mesures seront prises à l endroits, l'équation d'observation pour un système physique réel s'écrit alors de la façon suivante:

$$y_{(t)} = C_a . \ddot{q}_{(t)} + C_v . \dot{q}_{(t)} + C_d . q_{(t)}$$
 Équation 4-6

où $y_{(t)} \in \mathbb{R}^{l \times l}$ représente les sorties mesurées, et $C_d, C_v, C_a \in \mathbb{R}^{l \times n_2}$ sont les matrices de sortie pour le déplacement, la vitesse et l'accélération.

En introduisant les notations suivantes :

$$C_c = [C_d - C_a.M^{-1}.K \quad C_v - C_a.M^{-1}.C_2], \quad D_c = C_a.M^{-1}.B_2$$
 Équation 4-6 peut être écrite de la façon suivante:

$$y_{(t)} = C_c.x_{(t)} + D_c.u_{(t)}$$
 Équation 4-8

où $C_c \in \Re^{l \times n}$ est la matrice de sortie et $D_c \in \Re^{l \times m}$ est la matrice de transmission directe.

Le modèle d'espace d'état déterministe à temps continu classique est établi par la combinaison des équation 4-2 et équation 4-8 et est défini comme suit :

$$\begin{split} \dot{x}_{(t)} &= A_c x_{(t)} + B_c u_{(t)} \\ y_{(t)} &= C_c x_{(t)} + D_c u_{(t)} \end{split}$$
 Équation 4-9

Le terme 'temps continu' signifie que les expressions peuvent être évaluées à chaque instant t. Le terme 'déterministe' signifie que les quantités d'entrée $u_{(t)}$ et de sortie $y_{(t)}$, sont déterminées par un principe de causalité.

2.2.2 Modèles d'espace d'états de structures vibrantes à temps discret

Jusqu'ici toutes les équations du paragraphe précédent étaient exprimées en tempscontinu. Afin de pouvoir adapter des modèles mathématiques à des mesures, il est nécessaire de les exprimer en temps discret. Dans notre travail nous ne traiterons que des données à une période d'échantillonnage Δt fixe. Pour cela, les équations en temps-continu présentées précédemment sont toutes discrétisées et résolues pour tout instant de temps discret k où $t = k\Delta t, k \in N$.

Le modèle d'espace d'état à temps continu est alors converti en un modèle d'espace d'état à temps discret selon l'équation 4-10.

$$egin{aligned} x_{k+1} &= Ax_k + Bu_k \ y_k &= Cx_k + Du_k \end{aligned}$$
 Équation 4-10

où $x_k = x(k.\Delta t)$ est le vecteur d'état à temps discret incluant les déplacements et vitesses échantillonnés. A est la matrice d'état discrète; B est la matrice d'entrée discrète, C est la matrice de sortie discrète et D est la matrice de transmission directe discrète.

Ces quatre matrices sont reliées à leurs équivalents comme détaillée en équation 4-11 (Juang 1994) avec comme contrainte A_c matrice inversible.

$$A=e^{A_c\Delta t},~~B=\int\limits_0^{\Delta t}e^{A_c\tau}\delta\tau B_c=(A-I)A_c^{-1}B_c$$
 Équation 4-11 $C=C_c$, $D=D_c$

2.2.3 Modèles d'espace d'états stochastiques

Cette étape décrit le pas final vers le monde expérimental. Jusqu'ici il était supposé que la structure était excitée par une entrée déterministe u_k . Ce type de modèle ne permet pas de décrire exactement des mesures réelles (bruitées). Il faut alors inclure des éléments stochastiques dans le modèle pour prendre en compte le bruit. Le modèle suivant d'espace d'état stochastique déterministe, à temps discret, est obtenu:

$$\begin{aligned} x_{k+1} &= Ax_k + Bu_k + w_k \\ y_k &= Cx_k + Du_k + v_k \end{aligned}$$
 Équation 4-12

où $w_k \in \Re^{n \times 1}$ est le vecteur contenant le bruit de process dû aux perturbations et aux erreurs de modélisation. Le vecteur $v_k \in \Re^{l \times 1}$ est le bruit de mesure dû à l'incertitude du capteur. Ce sont tous les deux des vecteurs de signaux non-mesurables, supposés blancs et de moyenne nulle.

Le modèle d'espace d'état stochastique déterministe à temps discret (équation 4-12) est modifié afin de pouvoir identifier des structures en fonctionnement. Dans le cas de tests sous vibration ambiante, il est impossible de faire la distinction entre l'entrée u_K et les termes w_k et v_k décrivant le bruit. Le modèle d'espace d'état stochastique est alors défini au travers de l'équation 4-13:

Les matrices A et C vont être identifiées dans la suite de ce chapitre à l'aide la méthode d'identification sous-espace stochastique (SSI/ref).

2.2.4 Méthode d'identification sous-espace stochastique (SSI/ref)

Pour la méthode SSI-ref, il est indispensable d'avoir des capteurs de référence qui ne sont pas placé aux nœuds des modes de vibration que l'on veut étudier.

Nous fractionnons les l sorties en deux groupes. Le premier sous-ensemble consiste en r sorties provenant des capteurs de référence bien choisis par rapport à la position. Le deuxième sous-ensemble consiste en l-r sorties provenant des autres capteurs. Ces deux sous-ensembles sont arrangés de la façon suivante:

$$y_k \equiv \begin{pmatrix} y_k^{ref} \\ y_k^{-ref} \end{pmatrix}, y_k^{ref} = L.y_k, L \equiv \begin{bmatrix} I_r & 0 \end{bmatrix},$$
 Équation 4-14

où $y_k^{ref} \in \Re^{r \times l}$ sont les sorties de références, $y_k^{-ref} \in \Re^{(l-r) \times l}$ sont les autres et $L \in \Re^{r \times l}$ est la matrice de sélection qui définit les références. Le choix des positions pour les capteurs de références lors des tests d'analyse modale en fonctionnement correspond au choix des positions des entrées lors des tests traditionnels type entrée-sortie (Ewins 1984, Heylen 1995).

Pour la méthode SSI/ref, il est nécessaire de rassembler les mesures de sortie dans la matrice de bloc de Hankel. Cette matrice est une matrice de *i* lignes par bloc (ici nous avons deux blocs) et *N* colonnes (nombre d'échantillons).

La matrice de Hankel $H^{ref} \in \Re^{(r+l)i \times N}$ peut être divisée en une référence "passée" et une sortie "future":

$$H^{ref} = \frac{1}{\sqrt{N}} \begin{pmatrix} y_{0}^{ref} & y_{1}^{ref} & \cdots & y_{N-1}^{ref} \\ y_{1}^{ref} & y_{2}^{ref} & \cdots & y_{N}^{ref} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ y_{i-1}^{ref} & y_{i}^{ref} & \cdots & y_{i+N-2}^{ref} \\ y_{i} & y_{i+1} & \cdots & y_{i+N-1} \\ y_{i+1} & y_{i+2} & \cdots & y_{i+N} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ y_{2i-1} & y_{2i} & \cdots & y_{2i+N} \end{pmatrix} \equiv \begin{pmatrix} Y_{0|i-1}^{ref} \\ Y_{0|i-1} \\ Y_{i|2i-1} \end{pmatrix} \equiv \begin{pmatrix} Y_{p}^{ref} \\ Y_{f} \end{pmatrix} \frac{"passé"}{"futur"}$$
 Équation 4-15

Les indices de $Y_{i|2i-1} \in \Re^{li \times N}$ sont les indices du 1^{er} et dernier élément dans la 1^{ère} colonne de la matrice de bloc de Hankel. Les indices p et f font références à 'passé' et 'futur'. Les matrices Y_p^{ref} et Y_f sont définies en coupant la matrice H^{ref} en deux parts de i lignes de blocs.

Une deuxième division est obtenue par l'ajout d'une ligne de bloc à la référence dite «passé» et en omettant la première ligne de bloc des sorties dites «future». Du fait que les références sont juste un sous-ensemble des sorties, il ne reste que l-r lignes dans cette nouvelle section. Ces lignes sont notées $Y_{ili}^{ref} \in \Re^{(l-r)\times N}$.

On effectue alors la décomposition de la matrice de bloc de Hankel en RQ (équation 4-17):

$$H^{ref} = \left(\frac{Y_p^{ref}}{Y_f}\right) = \begin{pmatrix} Y_p^{ref+} \\ Y_{i|i}^{\sim ref} \\ Y_f \end{pmatrix} = RQ^T$$
 Équation 4-17

où $Q \in \Re^{N \times N}$ est une matrice orthonormale $Q^T Q = QQ^T = I_N \ et \ R \in \Re^{(r+l)i \times N}$ est une matrice triangulaire inférieure. Puisque (r+l)i < N nous pouvons omettre les zéros dans R et les zéros des lignes correspondants dans Q^T :

$$H^{ref} = \begin{pmatrix} R_{11} & 0 & 0 & 0 \\ R_{21} & R_{22} & 0 & 0 \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & 0 \\ R_{41} & R_{42} & R_{43} & R_{44} \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} Q_1^T \\ Q_2^T \\ Q_3^T \\ Q_4^T \end{pmatrix}$$
 Équation 4-18,

avec les dimensions suivantes :

Les projections P_i^{ref} et P_{i-1}^{ref} de l'espace des lignes des sorties futures dans l'espace des lignes des sorties passées des capteurs de référence sont calculées de la façon suivante:

$$p_i^{ref} = \begin{pmatrix} R_{21} \\ R_{31} \\ R_{41} \end{pmatrix} Q_1^T, \quad p_{i-1}^{ref} = (R_{41} \quad R_{42}) \begin{pmatrix} Q_1^T \\ Q_2^T \end{pmatrix}$$
 Équation 4-20

Le théorème principal de l'identification stochastique de sous espace (Van Overschee and De Moor 1996) dit que la projection p_i^{ref} peut être factorisée comme le produit de la matrice d'observabilité étendue \hat{O}_i et la séquence d'état du filtre de Kalman \hat{X}_i :

$$p_i^{\mathit{ref}} = \begin{pmatrix} C \\ CA \\ CA^2 \\ \vdots \\ CA^{i-1} \end{pmatrix} (\hat{x}_i \ \hat{x}_{i+1} \dots \hat{x}_{i+j-1}) = \hat{O}_i \hat{X}_i \qquad \qquad \text{\'equation 4-21}$$

Les états du filtre de Kalman jouent un rôle important dans l'identification stochastique de sous espace (Peeters 2000). Le but du filtre de Kalman est de produire une prévision optimale pour le vecteur d'état x_k en se servant des observations des sorties jusqu'au temps k-1 et en utilisant les matrices de système disponibles ainsi que les covariances de bruit connues.

Ces prévisions optimales de x_k sont notées \hat{x}_{k+1} . Si l'estimée de l'état initial $\hat{x}_0 = 0$, la covariance initiale de l'estimée de l'état initial $P_0 = E \begin{bmatrix} \hat{x}_0 & \hat{x}_0^T \end{bmatrix} = 0$ et les sorties mesurées y_0, \dots, y_{k-1} sont données, les estimées \hat{x}_{k+1} du filtre de Kalman type 'non-steady state' sont définies. Elles sont représentées par les expressions suivantes:

$$\begin{split} \hat{x}_k &= A\hat{x}_{k-1} + K_{k-1}(y_{k-1} - C\hat{x}_{k-1}) \\ K_{k-1} &= (G - AP_{k-1}C^T)(\Lambda_0 - CP_{k-1}C^T)^{-1} \\ P_k &= AP_{k-1}A^T + (G - AP_{k-1}C^T)(\Lambda_0 - CP_{k-1}C^T)^{-1}(G - AP_{k-1}C^T)^T \end{split}$$
 Équation 4-22

Ces équations décrivent le comportement de la structure et la matrice de gain du filtre de Kalman K et les matrices de covariance d'état G et Λ_0 .

Les estimations de l'état du filtre de Kalman, sont rassemblées pour former la séquence d'états du filtre de Kalman, qui sera repris par l'algorithme stochastique de sous espace:

$$\hat{X}_i = (\hat{x}_i \ \hat{x}_{i+1} \dots \hat{x}_{i+j-1}) \in \Re^{n \times N}$$
 Équation 4-23

La décomposition en valeurs singulières numériques est un outil fiable qui est appliquée à la matrice de projection p_i^{ref} . Les deux facteurs de l'équation 4-21, la matrice d'observabilité étendue O_i et la séquence d'état du filtre de Kalman \hat{X}_i sont obtenus en appliquant cette décomposition à la matrice de projection p_i^{ref} .

$$p_i^{ref} = U_1 S_1 V_1^T$$
 Équation 4-24

Puisque $rang(p_i^{ref}) = n$, nous avons $U_1 \in \Re^{li \times n}$, $S_1 \in \Re^{n \times n}$ et $V_1 \in \Re^{N \times n}$. La combinaison des équation 4-21 et équation 4-24 donne la matrice d'observabilité étendue O_i et la séquence d'état du filtre de Kalman \hat{X}_i :

$$O_i = U_1 \cdot \sqrt{S_1}, \quad \hat{X}_i = O_i^{\ \dagger} p_i^{ref}$$
 Équation 4-25

Avec O_i^{\dagger} la matrice conjuguée transposée de O_i

Jusqu'à présent, nous avons trouvé l'ordre n du système (comme le nombre de valeurs singulières non nulles de p_i^{ref} de l'équation 4-24), la matrice d'observabilité O_i et la séquence d'état du filtre de Kalman \hat{X}_i . Cette partie explique comment obtenir les matrices de système A, G, C et R_0 nécessaires à l'identification du modèle d'état d'espace.

Si la séparation entre les sorties de référence 'passées' et les sorties 'futures' de la matrice de Hankel est décalée par une ligne de bloc, une autre définition de la projection est obtenue:

$$p_{i-1}^{ref} = Y_f^- / Y_p^{ref+} = (R_{41} R_{42}) \begin{pmatrix} Q_1^T \\ Q_2^T \end{pmatrix} \in \Re^{l(i-1)j}$$
 Équation 4-26

La première égalité définie la projection, la seconde explique comment la calculer à partir de l'équation 4-21. Il peut être montré comme pour le système de l'équation 4-20 que:

$$p_{i-1}^{ref} = O_{i-1}.\hat{X}_{i+1}$$
 Équation 4-27

 O_{i-1} est obtenu après suppression des l dernières lignes de O_i , calculé comme dans l'équation 4-25. La séquence d'état du filtre de Kalman décalée est maintenant obtenue et peut s'écrire:

$$\hat{X}_{i+1} = O_{i-1}^{\dagger} p_{i-1}^{ref}$$
 Équation 4-28

Les séquences d'état de Kalman \hat{X}_i , \hat{X}_{i+1} sont calculées en utilisant seulement les données de sortie à partir de l'équation 4-25 et de l'équation 4-28. Les matrices de système peuvent maintenant être obtenues à partir du jeu d'équations linéaires surdéterminées suivant, établi à partir de l'équation 4-13:

$$\begin{pmatrix} \hat{X}_{i+1} \\ Y_{i|i} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} A \\ C \end{pmatrix} (\hat{X}_i) + \begin{pmatrix} W_i \\ V_i \end{pmatrix}$$
 Équation 4-29

Soit $Y_{i|i} \in \Re^{l \times N}$ une matrice de Hankel avec seulement une ligne de blocs écrite d'après l'équation 4-15, $W_i \in \Re^{n \times N}$ et $V_i \in \Re^{l \times N}$ les résidus de cette matrice, pour convenir au schéma de la factorisation QR la matrice $Y_{i|i}$ est écrite de la manière suivante:

$$Y_{i|i} = \begin{pmatrix} R_{21} & R_{22} & 0 \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} Q_1^T \\ Q_2^T \\ Q_3^T \end{pmatrix} \in \Re^{l \times N}$$
 Équation 4-30

Puisque les séquences d'état de Kalman sont connues, les résidus ne sont pas corrélés avec ces séquences \hat{X}_i et les sorties sont connues, le jeu d'équations peut être résolu pour A et C au sens des moindres carrés:

$$\begin{pmatrix} A \\ C \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \hat{X}_{i+1} \\ Y_{i|i} \end{pmatrix} \hat{X}_{i}^{\dagger}$$
 Équation 4-31

Les covariances de bruit Q, R et S sont obtenues par le calcul des covariances des résidus de moindres carrés:

$$\begin{pmatrix} Q & S \\ S^T & R \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} W_i \\ V_i \end{pmatrix} (W_i^T & V_i^T)$$
 Équation 4-32

Les matrices A,C,Q,R et S peuvent être transformées en matrices A,G,C et R_0 . Pour cette transformée l'équation de Lyapunov est résolue:

$$\Sigma = A\Sigma A^T + Q$$
 Équation 4-33

Par la suite, G et R_0 sont calculés:

$$R_0 = C\Sigma C^T + R$$
 Équation 4-34
$$G = A\Sigma C^T + S$$

 $G = A\Sigma C^T + S$ A ce stade l'identification stochastique est finie car l'ordre du système et les matrices de système A, G, C et R_0 ont été calculés seulement à partir des sorties.

Les formules pour obtenir les fréquences propres, les amortissements modaux et les déformées modales à partir des matrices A et C sont données dans ce qui suit.

Le comportement dynamique du système est caractérisé par ses valeurs propres:

$$A = \Psi \Lambda \Psi^{-1}$$
 Équation 4-35

où $\Lambda = diag(\lambda_q) \in \square^{n \times n}, q = 1..., n$ est une matrice diagonale contenant les valeurs propres complexes en temps discret et $\Psi \in \square^{n \times n}$ contient les vecteurs propres.

L'équation d'état en temps continu (équation 4-4) est équivalente à l'équation différentielle caractérisant le comportement dynamique d'un système mécanique discret (équation 4-1). Par conséquent ces équations possèdent les mêmes valeurs et vecteurs propres qui peuvent être obtenus par une décomposition de valeurs propres de la matrice d'état en temps-continu A_c :

$$A_c = \Psi_c \Lambda_c \Psi_c^{-1}$$
 Équation 4-36

où $\Lambda_c = diag(\lambda_{c_q}) \in \Box^{n \times n}$ est une matrice diagonale contenant les valeurs propres complexes en temps discret et $\Psi_c \in \Box^{n \times n}$ contient les vecteurs propres.

Le modèle d'espace d'état à temps continu étant converti en un modèle d'espace d'état à temps discret selon l'équation 4-10, on peut alors écrire:

$$A_c = \exp(A_c \Delta t)$$
 Équation 4-37

il résulte:

$$\Psi_c = \Psi, \ \lambda_{c_q} = \frac{\ln(\lambda_c)}{\Delta t}$$
 Équation 4-38

Les valeurs propres de A_c sont complexes conjuguées et s'écrivent de la façon suivante:

$$\begin{split} \lambda_{cq} &= -\xi_q \omega_q + j \omega_q \sqrt{1 - \xi_q^2} = a + bj \\ \lambda_{cq}^* &= -\xi_q \omega_q - j \omega_q \sqrt{1 - \xi_q^2} = a - bj \end{split}$$
 Équation 4-39

où ξ_q est l'amortissement modal du mode q et ω_q est la fréquence propre du mode q en (rad/s). Soit a la partie réelle et b la partie imaginaire de λ_{cq} , l'équation 4-39 permet d'écrire la décomposition suivante:

$$\begin{cases} a = \text{Re}(\lambda_{cq}) \\ a = -\xi_q \omega_q \end{cases} et \begin{cases} b = \text{Im}(\lambda_{cq}) \\ b = \omega_q \sqrt{1 - \xi_q^2} \end{cases}$$
 Équation 4-40

Les fréquences ω_q et amortissements ξ_q sont déduits en écrivant l'amortissement ξ_q en fonction de la partie réelle a de λ_q et de la fréquence ω_q nous obtenons donc:

$$\xi_q = -rac{a}{\omega_q}$$
 Équation 4-41

Puis en introduisant l'amortissement précédent dans la partie imaginaire *b* de l'équation 4-40, nous obtenons:

$$b = \omega_q \sqrt{1 - \left(-\frac{a}{\omega_q}\right)^2} = \omega_q \sqrt{\frac{\omega_q^2}{\omega_q^2} - \frac{a^2}{\omega_q^2}} = \sqrt{\omega_q^2 - a^2}$$
 Équation 4-42

Nous avons donc une expression de la partie imaginaire *b* en fonction de la fréquence et de la partie réelle *a*. Nous pouvons donc déduire l'expression de la fréquence en fonction des parties réelles et imaginaires des valeurs propres continues de la matrice *A* :

$$\omega_a^2 = a^2 + b^2, \ \omega_a = \sqrt{a^2 + b^2}$$
 Équation 4-43

L'équation 4-43 permet d'obtenir l'expression de la fréquence propre qui ne nécessite la connaissance que les valeurs propres de A:

$$\omega = \sqrt{\left(\text{Re}(\lambda_{cq})\right)^2 + \left(\text{Im}(\lambda_{cq})\right)^2}$$
 Équation 4-44

Puis en introduisant l'équation 4-44 dans l'équation 4-41, nous obtenons une expression pour l'amortissement modal:

$$\xi_q = -\frac{\operatorname{Re}(\lambda_{cq})}{\omega_q} = -\frac{\operatorname{Re}(\lambda_{cq})}{\sqrt{\left(\operatorname{Re}(\lambda_{cq})\right)^2 + \left(\operatorname{Im}(\lambda_{cq})\right)^2}}$$
 Équation 4-45

Nous venons donc de déterminer toutes les équations nécessaires à l'obtention des paramètres modaux (fréquences propres et amortissement) lors d'une analyse modale en fonctionnement. Toutes ces équations vont nous permettre d'élaborer un code permettant de traiter les signaux accélérométriques enregistrés lors de nos expériences.

2.3 Architecture du code développé dans le cadre de cette thèse

Contrairement au chapitre III de cette thèse, ou il était question d'une analyse modale classique (possibilité de calculer des fonctions de transfert), nous allons ici procéder à une analyse modale en fonctionnement (seul les données de sortie sont disponibles) afin de caractériser le comportement dynamique du cou de l'adulte puis de l'enfant. Dans ce contexte, afin de pouvoir traiter des signaux accélérométriques issus de notre campagne expérimentale que nous exposerons plus loin, il a été nécessaire de développer un code de calcul adapté. Ce code, développé sous le logiciel MATLAB, est basé sur la méthode SSI/ref que nous venons de décrire.

La figure 4-1 présente l'algorithme implémenté qui peut être découpé en onze grandes étapes.

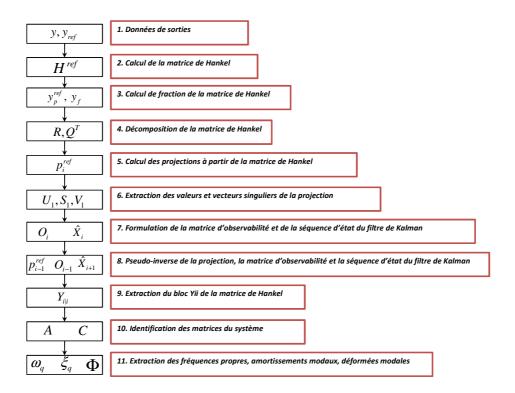


Figure 4-1 : Organigramme des étapes de calcul de la méthode SSI/ref*.

2.4 Validation du code à partir d'une analyse modale d'un système à 2ddl

2.4.1 Introduction

Une étape nécessaire avant d'utiliser le code développé dans le cadre de cette thèse pour extraire les paramètres modaux d'un individu, est la validation de ce code. Pour cela nous allons comparer les résultats obtenus avec une analyse modale classique et une analyse modale en fonctionnement d'un système théorique à 2ddl constitué de deux corps rigides de masse m et d'inertie Iyy relié entre eux par un pivot. Une deuxième articulation de type pivot permet de définir la condition aux limites de ce système (encastrement), et les couples de rappel sont modélisés par des systèmes ressort-amortisseur de torsion implantés à chacun des deux pivots.

La réalisation de ce modèle a été faite sous Simulink (Mathworks), deux simulations numériques ont alors été effectuées en faisant varier la raideur de l'encastrement. L'objectif de ces deux analyses était d'évaluer avec quelle précision une petite variation d'une fréquence propres basse est identifiée par le code développé (méthode SSI/Ref). Toutes les

propriétés mécaniques de ce modèle sont répertoriées dans le tableau 4-1, et une illustration de ce modèle est donnée figure 4-2.

Le système a été excité (figure 4-2) par l'intermédiaire d'un bruit blanc numérique de la forme :

$$p_{(x)} = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-1/2[(x-\bar{x})/\sigma]^2}$$
 Équation 4-46

où p est la densité de probabilité, \square le « rms value », x grandeur du processus, \bar{x} moyenne de ces grandeurs. Une représentation de ce bruit blanc est donnée figure 4-3.

Lors de l'analyse qui sera effectuée, nous désignerons par « top » les données de sortie au niveau de l'extrémité du système et par « low » les données de sortie au niveau du centre de gravité du premier corps rigide comme indiqué figure 4-2.

Tableau 4-1: Propriétés mécaniques du modèle Simulink.

- and an included				
Paramètre mécanique	Valeurs Simulation1	Valeurs Simulation2		
<i>m</i> [kg]	2.5	2.5		
I_{yy} [kgm ²]	0.1	0.1		
$l_{_{ m I}}$ [m]	0.15	0.15		
l_2 [m]	0.3	0.3		
l_3 [m]	0.45	0.45		
$l_4^{}$ [m]	0.6	0.6		
$k_{_{\mathrm{y l}}}$ [N.m/rad]	50	150		
$c_{y l}$ [N.ms/rad]	1.0	1.0		
$k_{y 2}$ [N.m/rad]	250	250		
$c_{y 2}$ [N.ms/rad]	0.5	0.5		

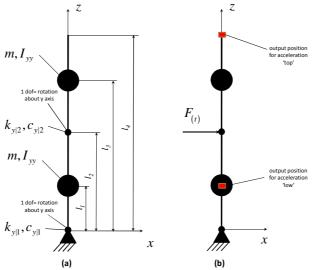


Figure 4-2 : Représentation du modèle 2ddl utilisé pour la validation du code d'analyse modale en fonctionnement qui consiste en deux masses liées par des ressorts en rotation, système amorti.

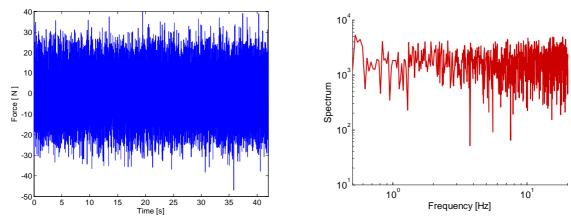


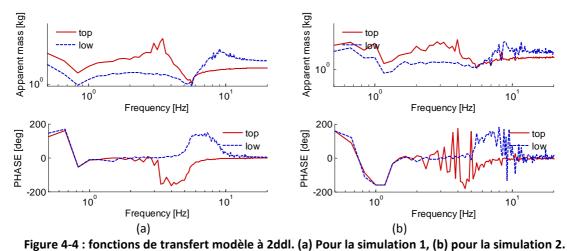
Figure 4-3 : Signal d'entrée - bruit blanc dans le domaine temporel et en fréquentiel pour les deux simulations.

2.4.2 Analyse modale théorique type entrée-sortie (I/O)

Nous allons présenter les résultats obtenus lors de l'analyse modale théorique classique, pour les deux simulations effectuées.

La figure 4-4 montre les deux fonctions de transfert entre la force d'excitation et les deux sorties (« top » et « low ») en termes de masse apparente et en termes de phase, pour les deux simulations.

Nous observons deux fréquences de résonance pour ce système. Ces fréquences de résonance sont illustrées par la présence de minima en termes de module de masse apparente accompagnés d'un changement de phase (-90°,+90°).



L'identification des fréquences de résonance à l'aide du diagramme Module-Phase reste imprécise. La procédure la plus appropriée pour obtenir les valeurs des fréquences de résonance consiste à analyser la partie réelle de la raideur dynamique comme explicité dans le chapitre 3-3.3

Nous obtenons alors une première fréquence de résonance à 0.8 Hz et une deuxième fréquence de résonance à 5.3 Hz pour la simulation 1 (respectivement 1.3 Hz et 5.7 Hz pour la simulation 2).

De même, nous obtenons les facteurs d'amortissement modal à travers l'analyse de la partie réelle de la fonction de transfert du système, ces amortissements sont donnés dans le tableau 4-1.

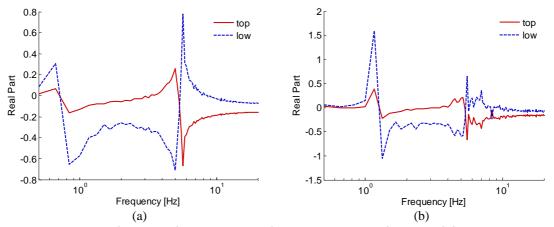


Figure 4-5 : partie réelle de la fonction de transfert permettant de déduire les fréquences propres et l'amortissement modal. (a) Pour la simulation 1, (b) pour la simulation 2.

En traçant la partie imaginaire des deux raideurs dynamiques, comme illustré dans la figure 4-6, nous pouvons estimer les déformées modales des modes propres du système. La première résonance (0.8 Hz respectivement 1.3 Hz) correspond à un mode de translation horizontale et la deuxième résonance (5.3 Hz respectivement 5.7 Hz) correspond à un mode de rétraction. Ces deux déformées modales sont illustrées en figure 4-7.

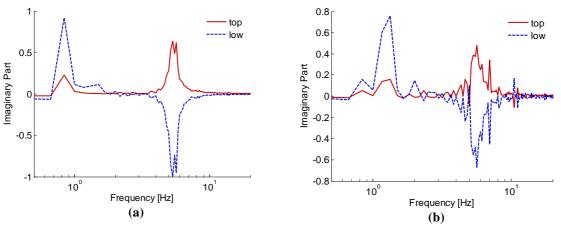


Figure 4-6 : partie imaginaire de la fonction de transfert permettant de déduire les deux déformées modales (a) Pour la simulation 1, (b) pour la simulation 2.

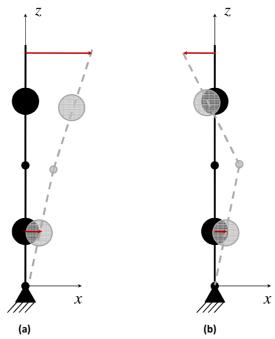


Figure 4-7 : Représentation des deux modes propres pour un système à 2ddl (a) mode de translation horizontale, (b) mode de rétraction.

Tableau 4-2 : Résultats de l'analyse modale numérique classique, paramètres modaux calculés pour les deux simulations.

Paramètre modaux	Analyse modale type 'entrée/sortie' Simulation 1	Analyse modale type 'entrée/sortie' Simulation 2
f_1 [Hz]	0.8	1.3
f_2 [Hz]	5.3	5.7
f_2 [Hz] $oldsymbol{\xi}_1$ [%]	11.1	6.7
$oldsymbol{\xi}_2$ [%]	6.2	3.1

Nous venons d'obtenir deux jeux de paramètres pour un modèle simple à 2ddl. Nous allons maintenant présenter les résultats obtenus avec une analyse modale en fonctionnement pour ces deux simulations.

2.4.3 Analyse modale en fonctionnement

Afin d'analyser les résultats de l'analyse modale en fonctionnement, seules les accélérations au niveau "top" et "low" ont été utilisées pour chacune des deux simulations. Pour analyser les résultats il est nécessaire d'extraire quatre types de diagrammes:

— la chute des valeurs singulières permettant d'identifier l'ordre n du système que l'on étudie c'est à dire le nombre de valeurs singulières non nulles de p_i^{ref} ,

- le spectre de puissance correspondant à la transformée de Fourrier rapide d'un des signaux de sortie,
- le diagramme de stabilisation représente les fréquences propres calculées à partir des valeurs propres de la matrice de système A en fonction de i (indicateur de la matrice de Hankel). La stabilisation des valeurs propres (ligne verticale) permet d'identifier une fréquence propre du système.

L'histogramme représentant le nombre d'occurrence des valeurs propres pour une bande de fréquence donnée (cette bande de fréquence est désignée comme étant le maximum de la valeur propre de la matrice de système A). La présence d'une fréquence propre du système est indiquée par un maxima de ce nombre d'occurrence.

La figure 4-8 représente la chute des valeurs singulières calculées pour les deux simulations numériques du modèle (simulation 1 et simulation 2). Il apparait très clairement une chute des valeurs singulières entre deux et trois, ce qui signifie que le code utilisé a identifié un ordre deux pour le système. L'ordre du systèmes a été bien identifié par la méthode.

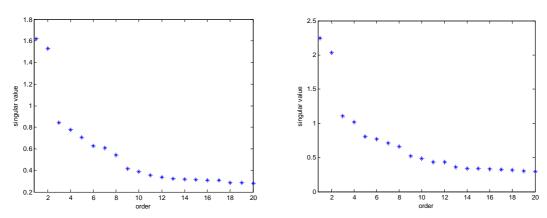


Figure 4-8 : chute des valeurs singulières calculées pour les simulations numériques (Simulation1 et Simulation 2) du modèle à 2ddl

Nous allons maintenant présenter les résultats à proprement parlé. La figure 4-9 présente les résultats en termes de diagramme de stabilisation, de spectre de puissance et d'histogramme d'occurrence. Il est nécessaire d'analyser les résultats simultanément avec ces trois graphes. Si l'on regarde le spectre de puissance, on observe clairement deux pics de résonance aux alentours de 1 et 5Hz. Ces pics de résonance sont reliés directement à l'apparition de deux lignes verticales dans le diagramme de stabilisation. Ces deux lignes verticales nous renseignent sur la stabilité des pôles des fréquences propres. En effet il existe un certain nombre de lignes verticales dans le diagramme de stabilisation représentant des

pôles plus ou moins stables, et l'on ne regarde que les pôles stables c'est à dire dont la représentation décrit une ligne verticale "parfaite". Les autres pôles sont dits instables et présentent une courbure.

L'histogramme d'occurrence permet alors de déterminer avec précision la valeur des fréquences propres du système. Nous obtenons alors pour la Simulation 1 une première fréquence de résonance à 1.15 Hz (comparée à la valeur de 0.8 Hz obtenue par une analyse modale classique), et une deuxième fréquence de résonance à 5.5 Hz (comparée au 5.3 Hz pour la méthode dite classique). Pour la simulation 2 les valeurs de 1.2 Hz et 5.8 Hz sont calculées pour les deux fréquences propres (valeurs à comparer à celles obtenus par la méthode classique qui sont 1.3 Hz et 5.7 Hz).

Le Tableau 4-3 présente l'ensemble des résultats obtenus avec les deux méthodes (analyse modale classique et analyse modale en fonctionnement) en termes de fréquences propres et d'amortissements modaux pour les deux simulations. On observe une similitude des résultats obtenus par ces deux méthodes. En effet le pourcentage d'erreur calculé reste faible, exception faite pour la détermination de la première fréquence propre de la Simulation 1 (30% d'erreur). Cette erreur peut être due à la localisation des capteurs d'accélération sous SIMULINK. En effet la précision des résultats numériques aux basses fréquences dépend de l'emplacement des capteurs.

Nous avons réalisé deux simulations numériques d'un système à 2ddl, dont les paramètres mécaniques sont proches entrainant des fréquences de résonance très proches aussi. Il est apparu une bonne estimation des valeurs calculées à l'aide de la méthode d'analyse modale en fonctionnement, ce qui montre que cette méthode reste sensible aux données de sortie et peut-être considérée comme fiable.

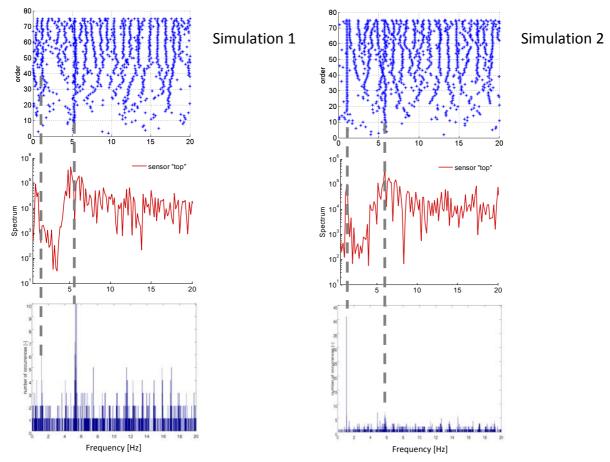


Figure 4-9 : Diagramme de stabilisation, spectre de puissance et diagramme d'occurrence des pôles stables calculés à partir du code développé dans le cadre de cette thèse (l'algorithme basé sur la méthode SSI-ref) pour les deux simulations.

Tableau 4-3 : Résultats de l'analyse modale classique et en fonctionnement calculés pour les deux simulations et pourcentage d'erreur associé.

ce pour certage a critical associet				
Paramètre	Analyse modale type 'entrée/sortie' Simulation 1	Analyse modale type 'en fonctionnement'	Erreur [%]	
modal	Simulation 1	Simulation 1		
$f_1[Hz]$	0.8	1.15	30	
$f_2[Hz]$	5.3	5.5	4	
ξ 1 [%]	11	13	16	
<i>\xi_2</i> [%]	6.2	6	3	
Paramètre	Analyse modale type 'entrée/sortie'	Analyse modale type 'en fonctionnement'	Erreur [%]	
modal	Simulation 2	Simulation 2	Effeur [70]	
f1[Hz]	1.3	1.2	8	
f2[Hz]	5.7	5.8	2	
ξ_1 [%]	7	8	13	
ξ 2 [%]	3	4	25	

2.4.4 Conclusion

Nous venons de présenter la validation du code développé dans le cadre de cette thèse en comparant les résultats obtenus par l'analyse modale en fonctionnement à ceux d'une analyse modale classique (type I/O) d'un système à 2ddl. Il est apparu une bonne

estimation des résultats que ce soit en termes de fréquences propres, qu'en termes d'amortissements modaux.

2.5 Conclusion

Dans cette partie nous avons rappelé de façon succincte tous les éléments théoriques de la méthode d'identification stochastique nécessaires pour le développement de notre code de calcul.

Une fois développé sous le logiciel MATLAB, une analyse modale en fonctionnement d'un système simple à deux degrés de liberté a été effectuée. Les résultats ont été comparés aux résultats obtenus par une analyse modale classique. Il est apparu des résultats prometteurs avec une bonne estimation des paramètres modaux calculés à l'aide d'une analyse modale en fonctionnement. Nous allons à présent utiliser cette méthode sur les sorties enregistrées dans le chapitre 3 pour des sujets adultes en REC dans le plan frontal, afin d'identifier les paramètres modaux su système tête cou de l'adulte.

3 Analyse modale en fonctionnement sur l'adulte

3.1 Introduction

Nous allons dans cette partie appliquer la méthode d'analyse modale en fonctionnement sur une partie des tests réalisés au chapitre 3 (tests sur adultes volontaires dans le plan frontal en REC).

Pour cela nous utilisons uniquement les données (sorties) accélérométriques enregistrées lors des essais au niveau du vertex et du thorax de chacun des volontaires. En effet il n'est plus question ici de prendre en compte la force enregistrée lors des expériences (donnée d'entrée du système lors d'une analyse modale classique).

Nous présenterons les résultats de l'analyse modale en fonctionnement de façon détaillée pour le cas A1f REC (dans le plan frontal), avant de présenter l'ensemble des résultats obtenus pour les dix volontaires testés dans le chapitre 3 en situation REC dans le plan frontal. Ce travail permettra de conforter les résultats obtenus quant à la caractérisation dynamique de l'ensemble tête-cou d'un individu en REC dans le plan frontal, et ainsi de montrer la cohérence des résultats obtenus et le grand intérêt de la méthode d'analyse modale en fonctionnement pour une telle application.

3.2 Cas A1f sous chargement latéral

Comme pour la validation du modèle à 2ddl présenté dans le paragraphe précédent, nous allons maintenant analyser les résultats du volontaire A1f REC dans le plan frontal, résultats obtenus par l'analyse modale en fonctionnement. La figure 4-10 présente l'ensemble des résultats pour ce volontaire en termes de chute des valeurs singulières, de diagramme de stabilisation, de spectre de puissance et d'histogramme d'occurrence.

La chute des valeurs singulières pour le volontaire A1f nous montre que la méthode d'analyse modale en fonctionnement reconnait un modèle d'ordre deux (chute des valeurs singulières entre deux et trois). En effet si l'on regarde maintenant le spectre de puissance, on observe clairement deux pics de résonance aux alentours de 2 Hz et 10 Hz. Un troisième pic de résonance peut cependant être décelé aux alentours de 4 Hz étant donné le changement de courbure de la courbe de spectre de puissance à cette fréquence. Si l'on regarde le diagramme de stabilisation il apparait une stabilisation des pôles pour ces trois

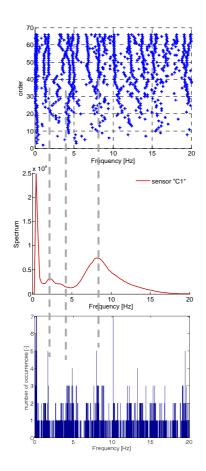
fréquences de résonance, et le diagramme d'occurence des valeurs propres confortent la présence de ces trois pôles.

La première fréquence propre du système est identifiée à une valeur de 1.5 Hz, cette valeur correspondrait au mode d'inclinaison identifié dans le chapitre 3 (1.6 Hz pour la méthode classique), soit une erreur de 6% entre les deux méthodes d'analyse modale.

Le deuxième pic de résonance le plus marqué, apparait à une fréquence de 8.1 Hz, cette deuxième résonance correspondrait au mode de rétraction latérale identifiée dans le chapitre 3 (9.9 Hz), soit une erreur de 18%.

Finalement le pic de résonance le moins marqué que ce soit au niveau du spectre de puissance ou de l'histogramme d'occurrence apparait à une fréquence de 4.5 Hz. Cette fréquence de résonance correspondrait au mode de rotation (mode couplé) identifié dans le chapitre 3 (3.3 Hz). On peut alors observée une différence de 36% entre les deux méthodes quant à la détermination de cette fréquence de résonance. Cette différence peut s'expliquer par le fait que la méthode d'analyse modale en fonctionnement ne reconnait qu'un système d'ordre deux et non trois. Par ce fait, il est alors possible que cette fréquence de résonance à 4.5 Hz soit mal estimée par la méthode.

Cette explication est confortée par l'analyse des vecteurs propres ψ_r obtenus dans le chapitre 3. Le mode de rotation axiale apparaissait déjà beaucoup moins marqué que les modes d'inclinaison et de rétraction latérale dans l'analyse modale classique. C'est peut être pour cette raison que l'analyse modale en fonctionnement n'arrive pas correctement à estimer l'ordre du système.



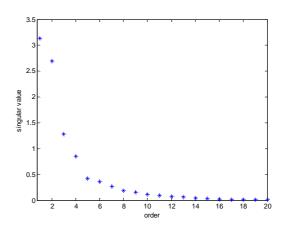


Figure 4-10 : Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour le volontaire A1f REC dans le plan

Le tableau 4-4 résume l'ensemble des résultats obtenus, par les deux méthodes d'analyse modale, pour le volontaire A1f REC dans le plan frontal en termes de fréquences propres et d'amortissements modaux. On observe une sous estimation des paramètres d'amortissements modaux avec la méthode d'analyse modale en fonctionnement. Nous avons ici conforté les résultats obtenus dans le chapitre 3 pour le volontaire A1f REC dans le plan frontal, avec l'apparition de trois fréquences propres:

- la première fréquence à 1.5 Hz (contre 1.6 Hz) correspondant à un mode d'inclinaison avec un amortissement modal de 24% (sous estimé par rapport à celui obtenue en analyse modale classique 53%);
- la deuxième fréquence propre de 4.5 Hz (contre 3.3 Hz) correspondant à un mode de rotation (mode couplé). Cette fréquence propre bien que visible reste supérieure à la valeur obtenue lors de l'analyse modale classique.
- la troisième fréquence propre de 8.1 Hz (contre 9.9 Hz) correspond à un mode de rétraction latérale avec un amortissement modal sous estimé de 18%.

Tableau 4-4 : Résultats de l'analyse modale numérique, paramètres modaux.

	Analyse	Analyse modale	
Paramètre modaux	modale type	type 'en	Erreur [%]
	'entrée/sortie'	fonctionnement'	
f:[Hz]	1.6	1.5	6
f2[Hz]	3.3	4.5	36
f3[Hz]	9.9	8.1	18
<i>ξ₁ [%]</i>	53	24	55
ξ2[%]	38	12	68
ξ3 [%]	43	18	59

3.3 Comportement inter-individu

Après avoir effectué une analyse détaillée d'un sujet volontaire, nous allons analyser les différences inter-individus. Dans cette section nous ne traiterons que des résultats enregistrés en condition de test REC dans le plan frontal. Les figure 4-11, figure 4-12 et figure 4-13 rassemblent les résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour l'ensemble des volontaires testés dans le chapitre 3. Ces résultats sont, comme précédemment, exprimés en termes de spectre de puissance, de diagramme de stabilisation et d'occurrence des valeurs propres.

Dans la grande majorité des cas, l'analyse de l'ordre du système montre une chute des valeurs singulières entre deux et trois, ce qui signifie que le code identifie un ordre deux du système. Tout comme pour le cas A1f, présenté précédemment, il apparait clairement deux pics de résonance pour les volontaires A1m, A4m, A5m et A3f. Les fréquences de résonance obtenues pour ces quatre volontaires représenteraient les modes d'inclinaison et de rétraction latérale.

Pour le volontaire A3m, la chute des valeurs singulière a montré un système d'ordre un, ce qui explique la présence d'un seul pic de résonance dans le spectre de puissance.

Le cas A2m, est le seul cas, où la chute des valeurs singulières montrait un système d'ordre trois. En effet si l'on regarde le spectre de puissance et le diagramme de stabilisation pour ce cas, il apparait clairement trois pics de résonance correspondant aux trois modes identifiés dans le chapitre 3, à savoir un mode d'inclinaison, un mode de rotation axiale (mode couplé) et un mode de rétraction latérale.

Tout comme pour le cas A1f, il existe bien trois fréquences propres plus ou moins marquées. La fréquence de résonance correspondant au mode de rotation est souvent plus difficile à extraire (cf A1m, A4m, A5m, A3f), mais il arrive que ce soit la première

fréquence de résonance correspondant au mode d'inclinaison qui soit moins bien représentée (cf. A3m, A2f, A4f).

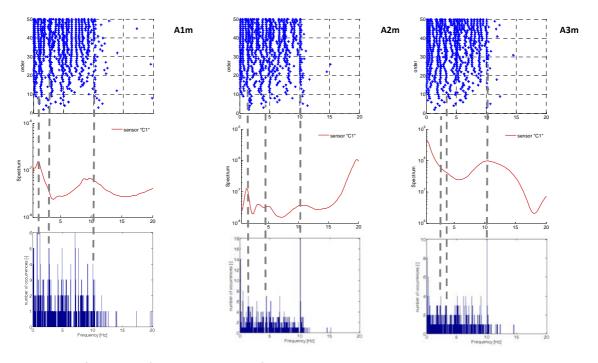


Figure 4-11 : Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour les volontaires A1m, A2m et A3m REC dans le plan frontal.

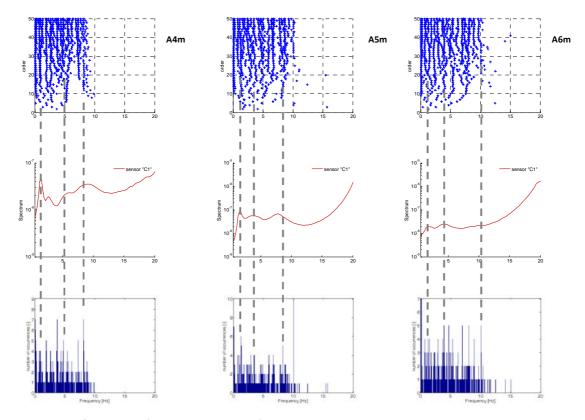


Figure 4-12 : Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour les volontaires A4m, A5m et A6m REC dans le plan frontal

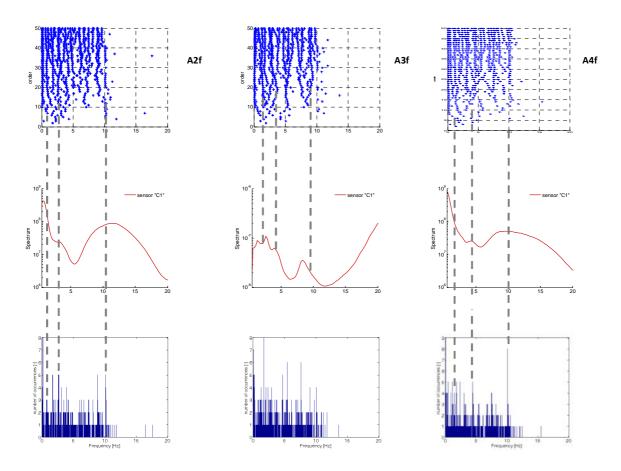


Figure 4-13 : Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour les volontaires A2f, A3f et A4f REC dans le plan frontal

Les tableau 4-5, tableau 4-6 et tableau 4-7 présentent l'ensemble des résultats obtenus en termes de fréquences propres et d'amortissements modaux pour l'ensemble des volontaires REC dans le plan frontal par mode (mode d'inclinaison, mode couplé et mode de rétraction latérale respectivement). Si l'on s'intéresse aux fréquences propres obtenues on observe :

- pour le mode d'inclinaison (tableau 4-5), la moyenne sur les dix volontaires étudiés montre une fréquence propre à 1.63±0.33 Hz, moyenne très similaire aux résultats obtenus avec l'analyse modale classique (1.68±0.22 Hz);
- pour le mode couplé (tableau 4-6), nous obtenons une fréquence propre de 4.2±0.81 Hz, légèrement surestimée par rapport à la moyenne obtenue lors de l'analyse modale classique (3.7±0.77 Hz);
- pour le mode de rétraction latérale (tableau 4-7), nous retrouvons les résultats obtenus précédemment dans le chapitre III avec une moyenne de 9.2±0.97 Hz (contre 9.45±1.35 Hz).

Tous ces résultats confortent les résultats obtenus dans le chapitre III quant à la détermination des modes propres du système tête cou dans le plan frontal.

Concernant les amortissements modaux, nous pouvons noter une sous estimation de ces paramètres par l'analyse modale en fonctionnement pour tous les modes propres étudiés.

Tableau 4-5 : Résultats de la comparaison des deux méthodes d'analyse modale dites 'entrées-sortie' et 'en fonctionnement' à travers les tests en plan frontal pour l'ensemble des volontaires adulte : mode d'inclinaison.

	4					
Volontaires	finclinaison [Hz]			η̃inclinaison [%]		
voiontaires	I/O	00	ERREUR [%]	I/O	00	ERREUR [%]
A1m	1.8	1.2	33	49	-	-
A2m	1.35	1.41	4	54	23	58
A3m	1.6	2.3	30	47	15	70
A4m	1.8	1.98	9	53	13	76
A5m	1.6	1.3	19	41	20	51
A6m	2.1	1.5	29	59	26	66
Moyenne hommes	1.70±0.25	1.62±0.43		50±6	19.4±5.2	
A1f	1.6	1.5	6	53	24	55
A2f	1.8	1.7	6	49	29	41
A3f	1.4	1.7	18	6	10	84
A4f	1.8	1.8	0	53	36	32
Moyenne femmes	1.65±0.19	1.68±0.13		53±4	24.8 ± 11	
Moyenne volontaires	1.68±0.22	1.63 ± 0.33		52±6	21.8±8	

Tableau 4-6 : Résultats de la comparaison des deux méthodes d'analyse modale dites 'entrées-sortie' et 'en fonctionnement' à travers les tests en plan frontal pour l'ensemble des volontaires adulte : mode couplé.

Volontaires		fcouplée [Hz]		η̄couplée [%]		
voiontaires	I/O	00	ERREUR [%]	I/O	00	ERREUR [%]
A1m	3.2	2.7	16	38	-	
A2m	4.5	4.41	2	34	20	41
A3m	3	5.1	41	29	32	9
A4m	4.5	4.7	4	42	15	74
A5m	4.5	4.5	0	34	19	44
A6m	2.8	3.9	28	37	22	41
Moyenne hommes	3.75 ± 0.83	4.2 ± 0.84		36±4	22±6	
A1f	4.9	4.5	8	38	12	68
A2f	3.0	2.8	7	42	26	38
A3f	3.5	4.7	26	28	39	28
A4f	3.8	4.4	14	34	34	0
Moyenne femmes	3.8 ± 0.8	4.1 ± 0.9		35±6	28 ± 12	
Moyenne volontaires	3.7 ± 0.77	4.2 ± 0.81		36±5	24±9	

Tableau 4-7 : Résultats de la comparaison des deux méthodes d'analyse modale dites 'entrées-sortie' et 'en fonctionnement' à travers les tests en plan frontal pour l'ensemble des volontaires adulte : mode de rétraction.

Volontaires	fretraction [Hz]			η̈retraction [%]		
voiontaires	I/O	00	ERREUR [%]	I/O	00	ERREUR [%]
A1m	10.6	-	-	31	-	
A2m	10.1	10.05	0	31	23	26
A3m	10.1	10.1	0	29	19.5	31
A4m	8.1	8.1	0	32	19	41
A5m	9.5	8.2	14	38	11	71
A6m	9.8	10.1	3	22	20	9
Moyenne hommes	9.7±0.86	9.3 ± 1.1		30±5	19 ± 4	
A1f	9.9	8.1	18	43	18	58
A2f	6.1	-	-	25	-	
A3f	10.1	9	11	28	31	10
A4f	10.2	10.1	1	17	31	55
Moyenne femmes	9.0±2	9.1±1		28±11	27 ± 8	
Moyenne volontaires	9.45±1.35	9.2 ± 0.97		30±7	22±7	

3.4 Conclusion

Nous venons de présenter l'ensemble des résultats de l'analyse modale en fonctionnement réalisée sur les dix volontaires testés dans le chapitre 3 en REC dans le plan frontal. Les résultats obtenus ont été confrontés à ceux obtenus par l'analyse modale classique décrite dans le chapitre 3. Les résultats en termes de fréquence propres obtenues à travers l'analyse modale en fonctionnement confortent les résultats de l'analyse dite classique. On peut cependant remarquer que pour les fréquences inférieures à 5Hz, il existe une différence notable entre les fréquences propres calculées à l'aide de l'analyse modale classique et celles calculées à l'aide de l'analyse modale en fonctionnement. Pour le mode d'inclinaison dans le plan frontal et le mode couplé une erreur allant jusqu'à 30% (respectivement 41%) est observée. Ce constat a déjà été observé précédemment lors de notre analyse de la réponse d'un système à 2ddl. Pour des fréquences plus élevées correspondant au mode de rétraction l'erreur entre les deux méthodes est moindre (inférieur à 20%).

Les amortissements modaux identifiés par la méthode d'analyse modale en fonctionnement sont quand à eux inférieurs à ceux obtenues dans le chapitre 3 (surtout pour le premier mode avec un amortissement modal de $21.8\pm8\%$ comparé à $52\pm6\%$).

4 Analyse modale en fonctionnement du système tête-cou de l'enfant

4.1 Introduction

Nous allons dans ce chapitre présenter pour la première fois une estimation des paramètres modaux multidirectionnels du système tête cou chez l'enfant. Pour cela, nous nous sommes placés dans l'environnement du loisir et du jeu dynamique en effectuant une série de mesures embarquées dans des manèges à Europapark (Allemagne) et en utilisant la méthode de l'analyse modale en fonctionnement.

Le manège utilisé est le Pégasus (figure 4-14), grand huit familial axé enfant à partir de quatre ans (mesurant minimum un mètre) où les véhicules ont été équipés de sièges ergonomiques à garde-corps central. L'attraction a une hauteur de 15 mètres, un virage d'une inclinaison de 86 degrés, de nombreuses courbes et une vitesse de pointe de 65 km/h. La longueur du trajet effectuée par 2 trains, dont les wagons évoquent les chars de Troie, est de 400 mètres pour une durée d'attraction d'environ 131 secondes.





Figure 4-14 : Illustration du manège Pégasus (Europapark) de type grand huit familial. Attraction disponible pour les enfants dès l'âge de quatre ans.

Dans cette partie, nous allons présenter tour à tour les conditions d'enregistrement lors de l'attraction, les résultats obtenus pour un enfant avant de présenter les résultats de la caractérisation *in vivo* du système tête-cou de l'enfant pour 5 enfants âgés de 6 à 12 ans, dont 1 fille et 4 garçons. Le protocole d'essais respecte les conditions en vigueur dans nos établissements dans la mesure où l'on ne charge pas l'enfant expérimentalement.

4.2 Protocole expérimental pour les tests embarqués

Le système d'acquisition utilisé pour acquérir les signaux est celui présenté dans le chapitre III (système à multicanaux d'entrée, portable et léger de National Instrument Serie Compact RIO 9004). Pour la caractérisation multidirectionnelle du système tête-cou de

l'enfant nous avons choisi de mesurer les 6 degrés de liberté de la tête au niveau du vertex. A partir de ces données nous avons calculé les champs d'accélération au niveau de COC1. Un intérêt tout particulier a été porté quant à la fixation de capteurs accélérométriques sur un casque de vélo classique. En effet il est important pour ce type de test de rester dans le domaine du loisir et donc de perturber le moins possible la personne le portant. L'intégrité et le confort de la personne ont été les points prioritaires de notre étude, c'est pourquoi seul le port d'un casque vélo a été prévu lors de ces tests embarqués. Une illustration du casque et de la mise en situation est donnée figure 4-15. Cinq tests embarqués (cinq tours de manège) ont été effectués (tableau 4-8) avec à chaque fois la présence d'un adulte.



Figure 4-15 : a)casque équipé avec les dispositifs de mesure, système embarqué portable, configuration d'équipement utilisé pour les tests en manège, b) mise en situation.

Numéro du test	Sexe	Age [ans]	Taille [m]	Masse [kg]
E1m	masculin	8	1.26	24
E2m	masculin	10	1.50	37
E3m	masculin	8	1.35	31
E4f	féminin	6	1.15	24
E5m	masculin	12	1.62	41

Tableau 4-8: Tableau récapitulatif des tests mené sur manège.

4.3 Résultats détaillés du test E1m

4.3.1 Introduction

Dans cette section, nous allons analyser les accélérations enregistrées au niveau du casque (vertex) et calculées au niveau de COC1, lors d'un tour en manège sur le Pégasus. Cette analyse va s'effectuer à l'aide d'une analyse modale en fonctionnement tout comme précédemment dans tous les plans anatomiques afin de caractériser le comportement dynamique *in vivo* du système tête cou d'un enfant.

4.3.2 Analyse du système tête-cou dans le plan sagittal

La figure 4-16 présente l'ensemble des résultats obtenus lors du test E1m dans le plan sagittal en termes de diagramme de stabilisation, de spectre de puissance et d'histogramme d'occurrence. Pour cette analyse nous avons utilisé les accélérations de la tête mesurées dans le plan sagittal. Contrairement aux tests réalisés sur volontaires adultes, le spectre de puissance ici ne présente pas de façon précise des pics de résonance. Une des explications possibles est qu'on enregistre ici une réponse vibratoire qui inclut à la fois les caractéristiques de résonance et les bruits mécaniques prédominants.

Cependant l'on peut voir très clairement deux pics de résonance dans le diagramme d'occurrence des valeurs propres et dans le diagramme de stabilisation. La première résonance est identifiée à une fréquence de 1.8Hz et la deuxième à une fréquence de 5.9 Hz. Nous avons donc comme pour l'adulte deux fréquences propres dans le plan sagittal. Si l'on s'appuie sur les résultats de l'adulte la première fréquence de résonance correspondrait au mode de flexion-extension et la deuxième au mode de rétraction frontale.

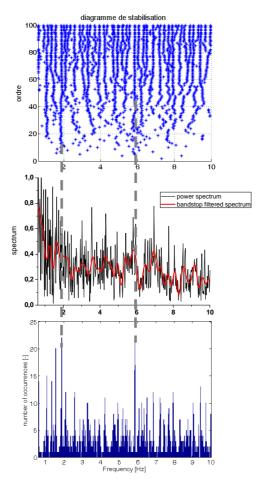


Figure 4-16: Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour le test E1m dans le plan sagittal.

4.3.3 Analyse de la rotation axiale du système tête-cou

Concernant l'analyse de la rotation axiale du système tête cou de l'enfant, les mêmes conclusions sur le spectre de puissance peuvent être faites, c'est-à-dire la non-prédominance d'un pic de fréquence due à la présence de bruits mécaniques.

On peut cependant observer un pic de résonance dans le diagramme d'occurrence à 3.2Hz, pic de résonance également visible sur le diagramme de stabilisation (figure 4-17). Cette observation pourrait indiquer un mode de rotation axiale pour l'enfant (mode observé chez l'adulte dans le chapitre 3).

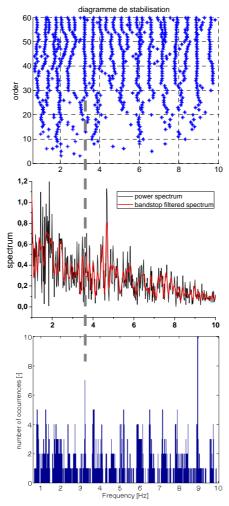


Figure 4-17: Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour le test E1m

4.3.4 Analyse du système tête-cou dans plan frontal

La figure 4-18 présente l'ensemble des résultats obtenus lors du test E1m dans le plan frontal en termes de diagramme de stabilisation, de spectre de puissance et d'histogramme d'occurrence. Dans le cadre de cette analyse les accélérations de la tête, mesurées dans le plan frontal, ont été exploitées. Dans cette analyse, nous observons de façon plus distincte

trois pics de résonance dans le spectre de puissance. Ces pics de résonance se retrouvent dans le diagramme d'occurrence ainsi que dans le diagramme de stabilisation. Si on fait l'analogie avec les résultats obtenus pour l'adulte, nous pouvons extraire trois fréquences propres correspondant à trois modes propres :

- un mode d'inclinaison à une fréquence de 1.3 Hz
- un mode de rotation couplé au mode d'inclinaison à une fréquence de 4.7 Hz
- un mode de rétraction latérale à une fréquence de 8.1 Hz

A ce stade nous constatons une différence entre les fréquences propres trouvées lors de l'analyse en rotation axiale et lors de l'analyse dans le plan frontal du système (3.2 Hz contre 4.7 Hz). La position du capteur accélérométrique permettant d'enregistrer l'accélération latérale pourrait expliquer cette différence. En effet, ce capteur est voisin de l'axe de rotation de la tête, ce qui engendre une accélération linaire reliée à la rotation axiale de la tête de faible amplitude.

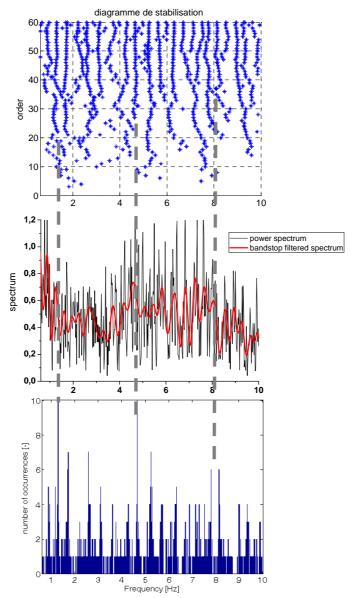


Figure 4-18 : Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour le test E1m dans le plan frontal

4.3.5 Conclusion

Nous venons de présenter les résultats obtenus en analyse modale de fonctionnement sur un test embarqué. Il ressort de cette première analyse qu'il existe tout comme pour l'adulte cinq modes propres chez l'enfant :

- Un mode de flexion-extension à 1.8 Hz,
- Un mode d'inclinaison à une fréquence de 1.3Hz,
- Un mode de rotation couplé au mode d'inclinaison à une fréquence autour de 3.2 à 4
 Hz,
- Un mode de rétraction frontale à 5.9 Hz,
- Un mode de rétraction latérale à une fréquence de 8.1 Hz.

Nous allons raffiner ces premiers résultats en procédant à l'analyse de quatre autres tests embarqués dans la section suivante.

4.4 Résultats des tests pour l'ensemble des cinq cas

4.4.1 Analyse du système tête-cou dans le plan sagittal

La figure 4-19 montre l'ensemble des résultats obtenus dans le plan sagittal pour les quatre autres tests embarqués en termes de diagramme de stabilisation et d'histogramme d'occurrence des valeurs propres de la matrice de système A.

On observe pour les tests E2m et E3m deux pics de résonance distincts à une valeur de 1.2Hz et 8.1Hz correspondant à un mode de flexion-extension et de rétraction frontale respectivement. Cependant si l'on regarde le test E5m, on n'observe qu'un seul pic de résonance prédominant à 1.9Hz. Pour ce test nous avons d'ailleurs observé une chute des valeurs singulières entre un et deux, démontrant que l'analyse modale en fonctionnement ne reconnait qu'un système d'ordre un.

En ce qui concerne le test E4f, il apparait non plus un ou deux pics de résonance mais trois pics. Le premier à 1.3Hz correspondrait à un mode de flexion-extension, le troisième pic de résonance à 7.5Hz correspondrait à un mode de rétraction frontale. Le deuxième pic de résonance à 2.5Hz pour ce test reste ici inexpliqué.

L'ensemble des résultats obtenus dans le plan sagittal est consigné dans le tableau 4-9 et tableau 4-10. Pour le mode de flexion-extension et pour le mode de rétraction frontale, nous obtenons une moyenne de 1.5±0.3Hz (7.2±1Hz respectivement) pour l'ensemble des cinq tests embarqués.

Les amortissements modaux associés à ces deux modes propres sont très faibles en comparaison des résultats obtenus sur l'adulte (<20% pour tous les tests) et de l'ordre de 10% en moyenne pour les deux modes propres. Cette différence entre amortissements modaux adulte/enfant pour les deux modes identifiés dans le plan sagittal peut être due à la configuration du test (excitation ambiante et non excitation directe du système tête cou).

Il apparait au vu des résultats obtenus en termes de fréquences propres, que la première fréquence propre chez l'enfant est plus basse (1.5±0.3Hz) que la moyenne obtenue pour

l'adulte en REC (1.7 ± 0.5 Hz). Concernant la deuxième fréquence propre, les valeurs obtenues pour l'enfant (7.2 ± 1 Hz) se situent entre les valeurs obtenues pour les configurations REC et RIC de l'adulte (6.5 ± 0.8 Hz et 8 ± 0.9 Hz respectivement).

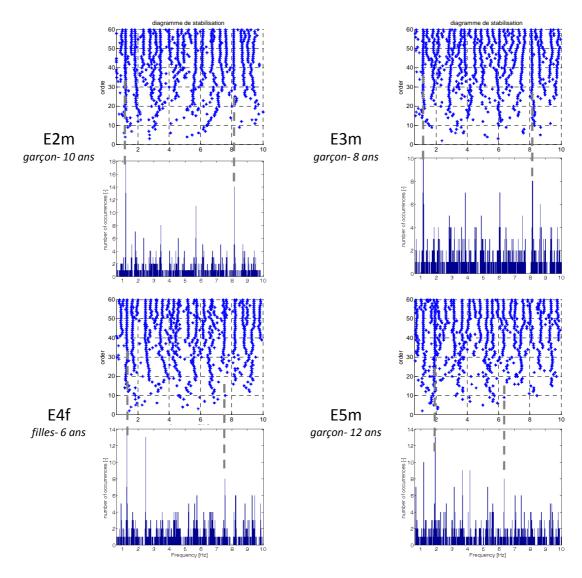


Figure 4-19 : Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour l'ensemble des tests embarqués (sur manège) dans le plan sagittal

Tableau 4-9 : Résultats des tests embarqués d'analyse modale en fonctionnement: mode de flexionextension.

Tests	fextension	η extension
1 ests	fréquence [Hz]	valeur [%]
E1m	1.8	6
E2m	1.2	5
E3m	1.2	9
E4f	1.3	12
E5m	1.9	15
Moyenne	1.5 ± 0.3	9±4

Tableau 4-10 : Résultats des tests embarqués d'analyse modale en fonctionnement: mode de rétraction frontale

montaic.			
Tests	fretraction	η retraction [%]	
1 ests	fréquence [Hz]	valeur [%]	
E1m	5.9	7	
E2m	8.12	8	
E3m	8.1	6	
E4f	7.5	16	
E5m	6.3	5	
Moyenne	7.2±1	8 ± 4	

4.4.2 Analyse de la rotation axiale du système tête-cou

Concernant l'analyse de la rotation axiale du système tête cou menée, la figure 4-20 montre les résultats obtenus à l'aide de l'analyse modale en fonctionnement. Pour les tests E3m, E4f et E5m, nous observons très nettement trois pics de résonance dans les diagrammes d'occurrence à 3.6Hz, 5Hz et 4.7Hz respectivement. Ces pics résonance se retrouvent au travers du diagramme de stabilisation par la présence de lignes verticales.

Pour le test E2m, on distingue deux pics de résonance dans le diagramme d'occurrence à 1.8Hz et à 4.4Hz. Le premier pic de résonance pourrait être associé à un mode de corps rigide lié à la cinématique du manège (virage). Le tableau 4-11 rassemble l'ensemble des résultats obtenus en rotation axiale pour les cinq tests embarqués. Une moyenne de 4.2±0.8Hz a été calculée pour la fréquence de rotation du système tête cou de l'enfant. Concernant les amortissements modaux correspondant à ce mode propre, nous obtenons une grande variabilité des résultats.

Tableau 4-11 : Résultats des tests embarqués d'analyse modale en fonctionnement: mode de rotation axiale.

Tests	frotation	$\eta_{rotation}$ [%]
1 ests	fréquence [Hz]	valeur [%]
E1m	3.2	37
E2m	4.4	6
E3m	3.6	1
E4f	5	7
E5m	4.7	17
Moyenne	4.2 ± 0.8	14 <u>+</u> 14

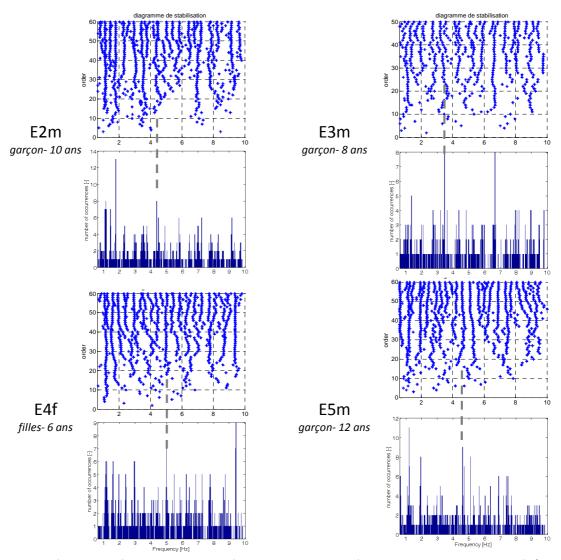


Figure 4-20 : Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour l'ensemble des tests embarqués (sur manège) : rotation axiale.

4.4.3 Analyse du système tête-cou dans plan frontal

Pour conclure cette analyse, nous allons maintenant traiter les résultats obtenus dans le plan frontal. La figure 4-21 regroupe l'ensemble des diagrammes nécessaires au traitement des résultats de l'analyse modale en fonctionnement dans le plan frontal.

Pour les tests E2m et E5m, nous observons distinctement trois pics de résonance associés aux trois modes propres identifiés pour l'adulte, à savoir un mode d'inclinaison, de rotation axiale et de rétraction latérale. Cependant pour les tests E3m et E4f, seuls deux pics de résonance sont observables correspondant au mode d'inclinaison et de rétraction latérale. Pour ces deux tests le mode de rotation axiale n'est pas clairement visible.

La position du capteur accélérométrique permettant d'enregistrer l'accélération latérale pourrait expliquer ce phénomène. En effet, ce capteur est voisin de l'axe de rotation de la tête, ce qui engendre une accélération linaire reliée à la rotation axiale de la tête de faible amplitude.

Les tableau 4-12, tableau 4-13 et tableau 4-14 consignent l'ensemble des paramètres modaux calculés. Nous obtenons:

- Pour le mode d'inclinaison une fréquence propre de 1.5 ± 0.3 Hz
- Pour le mode couplé ou mode en rotation une fréquence propre de 4±0.6
- Pour le mode de rétraction latérale une fréquence propre de 7.1 ± 1Hz

En comparant ces résultats à ceux obtenus pour les tests sur adultes, nous remarquons une similitude adulte/enfant quant à la valeur de la fréquence propre pour le mode d'inclinaison (aux alentours de 1.6Hz) ainsi que pour le mode de rotation axiale (aux alentours de 3.7Hz).

Une différence peut être observée en ce qui concerne la fréquence propre du mode de rétraction latérale. En effet, pour l'enfant nous avons trouvé une valeur de 7.1 ± 1 Hz, valeur plus faible que celle obtenue pour l'adulte (9.5 ± 1.4 Hz).

Les amortissements modaux restent toujours très faibles (<10%) pour les trois modes considérés.

Tableau 4-12: résultats des tests embarqués d'analyse modale en fonctionnement: mode d'inclinaison.

Volontaires	finclinaison	$oldsymbol{\eta}$ inclinaison [%]
Voiontaires	fréquence [Hz]	valeur [%]
E1	1.3	11.4
E2	1.2	7.9
E3	1.7	-
E4	1.3	7
E5	1.9	9
Moyenne	1.5 ± 0.3	9±2

Tableau 4-13: Résultats des tests embarqués d'analyse modale en fonctionnement: mode couplé.

	fcouplée	η couplée [%]
Volontaires	fréquence [Hz]	valeur [%]en
	en latérale	latérale
E1	4.7	10.7
E2	3.4	9.5
E3	-	-
E4	-	-
E5	3.8	6
Moyenne	4±0.6	8.7 ± 2

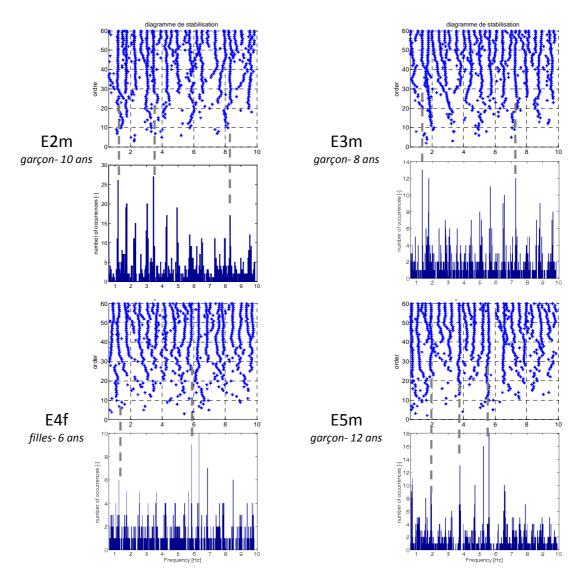


Figure 4-21 : Résultats de l'analyse modale en fonctionnement pour l'ensemble des tests embarqués (sur manège) dans le plan frontal

Tableau 4-14 : Résultats des tests embarqués d'analyse modale en fonctionnement: mode de rétraction latérale.

Volontaires	$f_{retraction}$	η retraction [%]
Voiontaires	fréquence [Hz]	valeur [%]
E1m	8.1	9
E2m	8.3	6.7
E3m	7.3	-
E4m	6	6
E5m	5.8	-
Moyenne	7.1±1	7±2

4.5 Conclusion

Nous venons de présenter pour la première fois une estimation des paramètres modaux multidirectionnels du système tête cou chez l'enfant. Pour cela, nous nous sommes placés

dans l'environnement du loisir et du jeu en effectuant cinq tests embarqués, tests menés à Europapark (Allemagne) sur manège de type grand huit familial et en utilisant la méthode de l'analyse modale en fonctionnement.

Il ressort de cette analyse qu'il existe tout comme pour l'adulte cinq modes propres chez l'enfant:

- Un mode de flexion-extension à 1.5 ± 0.3 Hz
- Un mode d'inclinaison à 1.5 ± 0.3Hz
- Un mode couplé ou mode en rotation à 4 ± 0.6 Hz
- Un mode de rétraction frontale à 7.2 ± 1Hz
- Un mode de rétraction latérale à 7.1 ± 1Hz

Lors de l'analyse des résultats il est apparu que les amortissements modaux calculés pour l'enfant sont globalement faibles en comparaison avec ceux obtenus pour l'adulte. De plus les spectres de puissance calculés pour les différentes sorties n'ont pas pu faire ressortir des pics de résonance distincts chez l'enfant. Une raison possible à ce phénomène est que lors des tests, non seulement les résonances du système tête cou ont été enregistrées mais également les vibrations annexes provenant de l'excitation ambiante.

Malgré cela, cette étude est novatrice étant donné que c'est la première fois qu'une analyse modale en fonctionnement est appliquée dans le domaine de la biomécanique afin de caractériser la dynamique de la colonne cervicale de l'enfant.

5 Conclusion et Synthèse

Après une présentation de la méthode d'analyse modale en fonctionnement utilisée pour notre étude (la méthode d'identification sous-espace stochastique « SSI/ref ») afin de caractériser le comportement dynamique d'une structure, nous avons évalué cette méthode en comparant les résultats obtenus avec une analyse modale classique (numérique) et la méthode SSI/ref d'un modèle deux masses deux pivots.

Dans un deuxième temps nous avons appliqué l'analyse modale en fonctionnement sur les données de sortie obtenus dans le chapitre 3 dans le plan frontal pour les 10 volontaires testés afin de comparer les paramètres modaux calculés par ces deux méthodes. Il ressort de cette analyse une bonne concordance des résultats obtenus par les deux méthodes quant à la caractérisation multidirectionnelle du comportement mécanique du système tête cou de l'adulte. On peut cependant remarquer que pour les fréquences inférieures à 5Hz, il existe une différence notable entre les fréquences propres calculées à l'aide de l'analyse modale classique et celles calculées à l'aide de l'analyse modale en fonctionnement. Pour le mode d'inclinaison dans le plan frontal et le mode couplé une erreur allant jusqu'à 30% (respectivement 41%) est observée. Cette erreur peut être due à la localisation des capteurs d'accélération. En effet la précision des résultats aux basses fréquences dépend de l'emplacement des capteurs.

La dernière partie de ce chapitre, est la partie la plus originale de ce travail de thèse. En effet nous avons réalisé une série de tests embarqués dans des manèges à Europapark (Allemagne). C'est en se plaçant dans le cadre du jeu et du loisir que nous avons pu pour la première fois estimer des paramètres modaux multidirectionnels du système tête cou chez l'enfant. Nous avons donc pu identifier:

- Un mode de flexion-extension à 1.5±0.3Hz
- Un mode d'inclinaison à 1.5±0.3Hz
- Un mode couplé ou mode en rotation à 4 ± 0.6 Hz
- Un mode de rétraction frontale à 7.2 ± 1Hz
- Un mode de rétraction latérale à 7.1 ± 1Hz

Les fréquences propres moyennes obtenues pour l'enfant sont comparées à celles identifiées pour l'adulte (figure 4-22). Nous observons des fréquences plus basses pour

l'enfant quant aux modes de flexion-extension et d'inclinaison. Les modes de rotation et de rétraction frontale montrent des fréquences propres plus élevées si l'on compare avec celle de l'adulte moyen. Par contre la fréquence de résonance correspondant au mode de rétraction latérale est plus basse chez l'enfant ce qui peut être du à des différences physiologiques entre enfant et adulte.

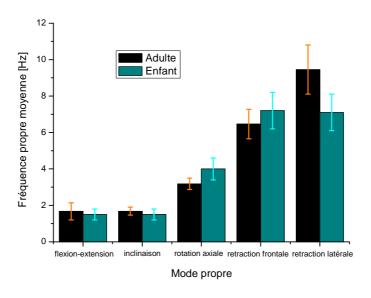


Figure 4-22: les fréquences propres des modes identifiés chez l'adulte et l'enfant avec les écarts-type associés.

Lors de l'analyse des résultats il est apparu que les amortissements modaux calculés pour l'enfant sont globalement faibles en comparaison avec ceux obtenus pour l'adulte. Bien entendu cette étude est une première estimation des paramètres modaux, et il faudrait un plus grand nombre de tests pour confirmer cette tendance.

L'analyse modale en fonctionnement réalisées à partir des tests embarqués a montré que les spectres de puissance calculés pour les différentes sorties n'ont pas pu faire ressortir des pics de résonance distincts chez l'enfant. Une raison possible à ce phénomène est que lors des tests, non seulement les résonances du système tête cou ont été enregistrées mais également les vibrations annexes provenant de l'excitation ambiante.

Dans cette méthode, nous ne pouvons pas contrôler le spectre d'entrée, ce qui implique que nous ne puissions pas quantifier l'excitation. Il est alors possible que les modes propres du système tête cou de l'enfant n'aient été excités qu'occasionnellement pendant le test.

Cela expliquerait le fait que l'on ne puisse pas toujours voire de façon distincte tous les pics de fréquences propres. Il serait alors préférable pour pallier cet effet, dans des tests futurs, de procéder à des enregistrements plus longs et enregistrer T1 et la voiture.

Lors de ce type d'environnement (manège), il est très difficile d'étudier l'influence des muscles sur le comportement dynamique du système tête cou. En effet lors des tours de manège, l'individu peut à la fois contracter puis relâcher les muscles de son cou. Nous avons vu dans le chapitre précédent qu'il existe une influence de tonicité musculaire sur les paramètres modaux calculés. Il se pourrait que dans cette analyse nous ayons extraits à la fois des paramètres modaux pour une configuration REC et RIC.

Ce changement de configuration REC en RIC poserait un problème pour une analyse modale classique (hypothèse forte de linéarité), mais pas pour une analyse modale en fonctionnement, d'où le grand intérêt de cette méthode ici.

Chapitre 5 Conclusion et perspectives

Les travaux réalisés dans le cadre de cette thèse s'intéressent à une caractérisation originale omnidirectionnelle du système tête-cou *in vivo*, suivie d'une modélisation mathématique de celui-ci. Un premier chapitre a été consacré à l'étude anatomophysiopathologique de la colonne cervicale ainsi qu'une revue bibliographique des modèles mathématiques existant. Nous avons pu souligner la complexité de la région rachidienne ainsi que les différentes mobilités et zones neutres. Nous avons également établi une revue des principaux mécanismes de lésion du cou lors de chocs. En ce qui concerne les lésions provoquées par des chocs à faible énergie, induisant des maux de tête, des sensations de raideurs au niveau du cou etc., peu d'informations sont disponibles. En effet, même les spécialistes ont du mal à évaluer la raison de ces symptômes. C'est pourquoi il a été indispensable de comprendre et d'analyser le comportement dynamique du système tête-cou dès les premiers instants du choc.

Au vu de cette revue bibliographique il en ressort un manque de données crucial quant à la caractérisation tridimensionnelle du rachis adulte et pédiatrique. Nous avons donc proposé, dans le chapitre 3, de pallier à ce manque de données en réalisant une analyse modale classique sur dix volontaires, dans le plan frontal et sagittal.

Après avoir rappelés quelques éléments du traitement du signal et d'analyse modale, nous avons procédé à une analyse modale *in vivo* du système tête-cou. Cette étape expérimentale novatrice nous a permit de caractériser le système tête-cou de l'adulte dans le domaine fréquentiel. Ce type de caractérisation a permit d'extraire le comportement dynamique omnidirectionnel de cette structure avec de faibles quantités d'énergie d'excitation, et donc sans désagrément pour le volontaire.

L'analyse modale impulsionelle du système tête-cou humain effectuée dans un premier temps sur un volontaire, a permis de conforter les résultats de la précédente étude dans le plan sagittal et d'identifier les caractéristiques modales dans le plan frontal. Dans la suite nous avons mené une campagne expérimentale sur dix volontaires dont 6 hommes et 4 femmes.

Cinq fréquences de résonance associées à cinq modes de vibration ont donc été extraites. Les caractéristiques modales pour l'ensemble des sujets sont les suivantes:

- Un premier mode de flexion-extension à 1.7 ± 0.5 Hz,
- Un deuxième mode d'inclinaison latérale à 1.7 ± 0.2 Hz,
- Un troisième mode de rotation à 3.2 ± 0.3 Hz,
- Un quatrième mode de rétraction à 6.5 ± 0.8 Hz,
- Un cinquième mode de rétraction latérale à 9.5 ± 1.4 Hz.

L'ensemble de ces résultats a permis de proposer un modèle à paramètres localisés à cinq degrés de liberté dont les paramètres de raideurs et d'amortissement ont été identifiés dans un premier temps pour un volontaire puis pour un comportement moyen. Nous avons pu superposer la signature dynamique du modèle à paramètres localisés en termes de masse apparente à la signature dynamique du système tête-cou humain. Par ailleurs, l'étude a montré que la contraction musculaire influence plus les modes aux basses fréquences en faisant augmenter leur fréquence propre. Il est intéressant de noter que cette influence musculaire s'exprime par une augmentation des rigidités plus importante au niveau de la jonction thorax-cou que dans la jonction tête-cou dans le modèle à paramètres localisés. La raison réside probablement dans le fait qu'il n'existe pas de muscle pour contrecarrer le mouvement physiologique lié à ce type de chargement. Ainsi les modes de flexion sont plus concernés que les modes en rétraction.

Afin de conforter les résultats de l'analyse modale classique, nous avons effectué une analyse modale en fonctionnement. Après une présentation de la méthode d'analyse modale en fonctionnement utilisée pour notre étude, nous avons alors appliqué cette analyse modale sur les données de sortie obtenus dans le plan frontal pour les 10 volontaires testés afin de comparer les paramètres modaux calculés par les deux méthodes (entrée/sortie et sortie seulement). Il ressort de cette analyse une bonne concordance des résultats obtenus par les deux méthodes quant à la caractérisation multidirectionnelle du comportement mécanique du système tête cou de l'adulte, en particulier en ce qui concerne les fréquences propres.

Parallèlement à ce travail en laboratoire, nous avons développé un système d'acquisition portable afin d'effectuer des tests embarqués, qui constituent la partie la plus originale de ce travail de thèse. En effet, nous avons réalisé une série de tests embarqués dans des manèges pour enfants à Europapark (Allemagne). C'est en se plaçant dans le cadre du jeu et du loisir que nous avons pu pour la première fois estimer des paramètres modaux multidirectionnels du système tête cou chez l'enfant vivant. Les fréquences propres identifiées sont:

- Un mode de flexion-extension à 1.5±0.3Hz
- Un mode d'inclinaison latérale à 1.5±0.3Hz
- Un mode couplé ou mode en rotation à 4±0.6Hz
- Un mode de rétraction frontale à 7.2 ± 1Hz
- Un mode de rétraction latérale à 7.1±1Hz

Les fréquences propres moyennes obtenues pour l'enfant ont été comparées à celles identifiées pour l'adulte. Nous observons des fréquences plus basses pour l'enfant quant aux modes de flexion-extension et d'inclinaison. Les modes de rotation et de rétraction frontale montrent des fréquences propres plus élevées si l'on compare avec celle de l'adulte moyen. Par contre la fréquence de résonance correspondant au mode de rétraction latérale est plus basse chez l'enfant ce qui peut être du à des différences physiologiques entre enfant et adulte.

Lors de l'analyse des résultats il est apparu que les amortissements modaux calculés pour l'enfant sont globalement faibles en comparaison avec ceux obtenus pour l'adulte. Bien entendu cette étude est une première estimation des paramètres modaux réalisée sur seulement cinq sujets, et il faudrait un plus grand nombre de tests pour confirmer cette tendance.

L'analyse modale en fonctionnement réalisées à partir des tests embarqués a montré que les spectres de puissance calculés pour les différentes sorties n'ont pas pu faire ressortir des pics de résonance distincts chez l'enfant. Une raison possible à ce phénomène est que lors des tests, non seulement les résonances du système tête cou ont été enregistrées mais également les vibrations annexes provenant de l'excitation ambiante.

Dans cette méthode, nous ne pouvons pas contrôler le spectre d'entrée, ce qui implique que nous ne puissions pas quantifier l'excitation. Il est alors possible que les modes propres du système tête cou de l'enfant n'aient été excités qu'occasionnellement pendant le test.

Cela expliquerait le fait que l'on ne puisse pas toujours voire de façon distincte tous les pics de fréquences propres. Il serait alors préférable pour pallier cet effet, dans des tests futurs, de procéder à des enregistrements plus longs.

Lors de ce type d'environnement (manège), il est très difficile d'étudier l'influence des muscles sur le comportement dynamique du système tête cou. En effet, lors des tours de manège, l'individu peut à la fois contracter puis relâcher les muscles de son cou. Nous avons vu dans le chapitre précédent qu'il existe une influence de tonicité musculaire sur les paramètres modaux calculés. Il se pourrait que dans cette analyse nous ayons extraits à la fois des paramètres modaux pour une configuration REC et RIC.

Ce changement de configuration REC en RIC poserait un problème pour une analyse modale classique (hypothèse forte de linéarité), mais pas pour une analyse modale en fonctionnement, d'où le grand intérêt de cette méthode ici.

En conclusion, ce travail constitue une contribution à une meilleure compréhension du comportement mécanique de la colonne cervicale humaine en établissant de nouveaux paramètres de validation des modèles mathématiques et expérimentaux, et ouvre vers une analyse nouvelle des mécanismes de lésions du fait d'avoir identifié des conditions dynamiques initialisant le mouvement du rachis cervical.

L'analyse modale en fonctionnement du système tête-cou se base uniquement sur les données enregistrées au niveau de la tête de l'enfant (à travers un casque vélo). Pour l'enfant il serait intéressant de mesurer l'accélération en plusieurs endroits de la tête ainsi que le champ d'accélérations au niveau du thorax. L'enregistrement de l'accélération de la voiture du manège nous permettrait de mieux contrôler les entrées du système tête cou.

La validation expérimentale des modèles physiques (mannequins) et des modèles numériques sur la base des résultats obtenus dans le cadre de cette thèse reste une étape importante à réaliser.

Références

- Alem, N., Nusholtz, G., Melvin, J., 1984. Head and neck response to axial impacts. 28th Stapp Car Crash Conference Paper 841667, pp. 275–288.
- Allen, B., Ferguson, R., Lehmann, T., O'Brien, R., 1982. A mechanistic classification of closed, indirect fractures and dislocations of the lower cervical spine. Spine, Jan-Feb,7(1):1-27.
- Argenson, C., 2000. Classification des lésions traumatiques du rachis cervical inférieur. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT ISSN 0338-3849, vol. 76, pp. 42-62, Elsevier, Paris, France.
- Aquino, C., 1970. A dynamic model of the lumbar spine and ribcage. Journal of Biomechanics, vol. 3, pp. 473.
- Astori, P., Raballo, M., 1998. Multi-body numerical model of the human neck. Paper presented at International Crashworthiness Conference, Proceedings of the International Crashworthiness Conference, pp.63-72.
- Bendat, J., Piersol, A., 1971. Random Data: Analysis and measurement procedure. Wiley-Interscience.
- Bendjellal, F., Tarrière, C., Gillet, D., Guillon, F., Stalnaker, R., Ulman, N., 1987. The biofidelity of the Eurosid neck. Paper presented at IRCOBI Conference in Birmingham, UK.
- Bendjellal, F., Tarriere, C., Gillet, D., Mack, P., Guillon, F., 1987. Head and neck responses under high G-level lateral deceleration. 31st Stapp Car Crash Conference, SAE Paper no. 872196, pp. 29–47.
- Bertholon, N., Robin, S., Le-Coz, J., Potier, P., Lassau, J., and Skalli, W., 2000. Human head cervical spine behaviour during low-speed rear-end impacts: PMHS sled tests with a rigid seat. Paper presented at IRCOBI Conference in Montpellier, France.
- Bogduk, N., and Yoganandan, N., 2001. Biomechanics of the cervical spine Part 3: Minor injuries. Clinical Biomechanics, vol. 16, pp. 267-275.
- Bostrom, O., Svensson, M., Alsman, B., Hansson, H., Haland, Y., Lovsund, P., Seeman, T., Suneson, A., Salgo, A., Ortengran, T., 1996. A new neck injury criterion candidate based on injuryfindings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma. International Research Council on the Biomechanics of Impacts, Dublin, Ireland 123–136.
- Boström, O., Krafft, M., Aldman, B., Eichberger, A., Fredriksson, R., Haland, Y., Lövsund, P., Steffan, H., Svensson, M., Tingval, C., 1997. Prediction of neck injuries in rear impacts based on accident data and simulation. Paper presented at IRCOBI Conference in Hannover, Germany.
- Böswald, M., Govers, Y., Göge, D., Zhang, L., 2008. Identification of Modal Parameters of Aircraft during Taxi. IMAC XXVI, 2008-02-04 2008-02-07, Orlando, FL (USA).
- Bowman, B., Robbins, D., 1972. Parameter study of biomechanical quantities in analytical neck models. Paper presented at 16 th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 720957.

- Bourdet, N., 2004. Biomécanique de la colonne cervicale humaine in vivo Caractérisation modale et modélisation -Thèse de doctorat de l'Université Louis Pasteur de Strasbourg.
- Brault, J., Siegmund, G., Wheeler, J., 2000. Cervical muscle response during whiplash: evidence of a lengthening muscle contraction. Clinical Biomechanics vol. 15, pp. 426-435.
- Byrnes, K., Abramczyk, J., Berliner, J., Irwin, A., Jensen, J. Kowsika, M., Mertz, H., Rouhana, S., Scherer, R., Shi, Y., Sutterfield, A., Xu, L., Tylko, S., Dalmotas, D., 2002. ES-2 Dummy Biomechanical Responses. Paper presented at 16 th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 2002-22-0018.
- Cappon, H., Philippens, M., Ratingen, M., Wismans, J., 2001. Development and evaluation of a new rear-impact crash dummy: the RID2. 45th Stapp Car Crash Conference, pp. 225-238.
- Cappon, H., Wismans, J., Hell, W., Lang, D., Svensson, M., 2003. Whiplash injuries, not only a problem in rear-end impact. Paper presented at The Conference on the Enhanced Safetey of Vehicles in Nagoya.
- Chaumet, B., Le-Verrier, B., Rougeot, C., Bouyat, S., 2009. A New Silicon Tuning Fork Gyroscope for Aerospace Applications. Paper presentend at Symposium Gyro Technology, Karlsruhe, Germany, Karlsruhe University.
- Cheng, Z., Pelletiere, J., 2004. A novel approach for predicting Human Response from ATD Tests. Paper presented at 48th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 2004-22-0009.
- Clauser, C., McConville, J., Young, J., 1969. Weight, volume and center of mass of segments of the human body. Ohio, Wright Patterson Air Force Base.
- Clemens, H., Burow, K., 1972. Experimental investigation on injury mechanisms of cervical spine on frontal and rear-frontal vehicle impacts. Proceedings of the 16th STAPP Car Crash Conference, Society of Automotive Engineers, Warrendale, pp 76–104.
- Cramer, H., Liu, Y., Von Rosenburg, D., 1976. A distributed parameter of the inertially loaded human spine. Journal of Biomechanics vol. 9, pp. 115.
- Culver, C., Neathery, R., Mertz, H., 1972. Mechanical necks with humanlike responses. Paper presented at 16th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 720959.
- Dauvilliers, F., Bendjellal, F., Weiss, M., Lavaste, F., Tarrière, C., 1994. Development of a finite element model of the neck. Paper presented at 38th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 942210.
- Davidsoon, J., 1999. BioRID II final report. Göteborg, Sweden: Crash Safety Division, Departement of Machine and Vehicle Design, Chalmers University of Technology.
- Davidsson, J., Flogård, A., Lövsund, P., Svensson, M., 1999. BioRID P3 Design and Performance Compared to Hybrid III and Volunteers in rear Impacts at V=7 km/h. Paper presented at 43rd Stapp Car Crash Conference in San Diego, California, SAE paper no. 99SC16.

- Davidsson, J., Lövsund, P., Ono, K., Svensson, M., Inami, S., 1999. A comparison between volunteer, BioRID P3 and Hybrid III performance in rear impact. Paper presented at IRCOBI Conference in Bron, France.
- De Jager, M., 1996. Mathematical head-neck models for acceleration impacts. Eindhoven: University of Technology.
- Deng, B., 1999. Kinematics of human cadaver cervical spine during low speed rear-end impacts. PhD thesis, Wayne State University, Detroit, Michigan.
- Deng, Y., 1989. Anthropomorphic dummy neck modelling and injury considerations. Accident Analysis & Prevention, vol. 21, pp. 85-100.
- Deng, Y., Goldsmith, W., 1987. Response of a human head/neck/upper-torso replica to dynamic loading. I: Physical model. Journal of Biomechanics vol. 20, pp. 487-497.
- DIN 1319 1-4, 2005. Grundbegriffe der Meßtechnik, Beuth Verlag, Berlin.
- Dvorak, J., Fröhlich, D., Penning, L., Baumgartner, H., Panjabi, M., 1988. Functional radiographic diagnosis of the cervical spine: flexion/extension. Spine, vol. 13(7), pp. 748-755.
- Dvorak, J., Hayej, J., Zehnder, R., 1987. CT-functional radiographic diagnosis of the rotary instability of the upper cervical spine. Part 2. An evaluation on healthy adults and patients with suspected instability. Spine, vol. 12(8), pp. 726.
- Dvorak, J., Panjabi, M., Novotny, J., Antinnes, J., 1991. In vivo Flexion/Extension of the normal cervical spine. Journal of orthopaedic research, vol. 9, pp. 828-834.
- Eichberger, A., Geigl, B., Moser, A., Fachbach, B., Steffan, H., Hell, W., Langwieder, K., 1996. Comparison of different car seats regarding head-neck kinematics of volunteers during rear end impact. Paper presented at IRCOBI Conference in Dublin, Ireland.
- Evans, F., Lissner, H., Patrick, L., 1962. Acceleration induced strains in the intact vertebral column. Journal of applied physiology, vol. 17, pp. 405.
- Ewing, C., Thomas, D., Beeler, G., et al., 1968. Dynamic Response of the Head and Neck of the living Human to -Gx Impact Acceleration. Proceedings of the Twelfth Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 680792, Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers, pp. 424-439.
- Ewing, C., Thomas, D., Beeler, G., et al., 1969. Living human dynamic response to -Gx Impact Accelerattion. Proceedings of the Thirteenth Stapp Car Crash Conference. SAE paper no. 690817, Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers, pp. 400-415.
- Ewing, C., Thomas, D., 1972. Human head and neck response to impact acceleration. Storming Media, Pentagon Reports, Washington, DC.
- Ewing, C., Thomas, D., 1973. Torque versus angular displacement response of human head to -Gx impact acceleration. 17th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 730976, pp. 309-342.

- Ewing, C., Thomas D., Lustick L., et al., 1975. The effect of the initial position of the head and neck on the dynamic response of the human head and neck to -Gx impact acceleration. Proceedings of the Nineteenth Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 751157, Warrendale, PA, Society of Automotive Engineers, pp. 487-512.
- Ewing, C., Thomas, D., Lustick L., et al., 1976. The effect of duration, rate of onset, and peak sled acceleration on the dynamic response of the human head and neck. Proceedings of the Twentieth Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 760800, Warrendale, PA, Society of Automotive Engineers, pp. 3-41.
- Ewing, C., Thomas, D., Lustick, L., et al., 1977. Dynamic response of the human head and neck to +Gy impact acceleration. Proceedings of the Twenty First Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 770928, Warrendale, PA, Society of Automotive Engineers, pp. 549-586.
- Ewins, D., 1984. Modal Testing: Theory and Practice. Tuanton, Somerset, England, Research Studies Press, Ltd. .
- Fischer, R., 2004. Analyse vibratoire de la colonne cervicale humaine caractérisation et modélisation physique. Thèse de doctorat de l'Université Louis Pasteur de Strasbourg.
- Federal Motor Vehicle Safety Standards of the USA, 2000. FMVSS 214, 2000- Side Impact Protection. USA.
- Föllinger, O., 1994. Regelungstechnik. ISBN: 3-7785-2336-8, Ausg. 8, Kap. 7.2, pp. 226-234, Huthig Buch Verlag Heidelberg, Germany.
- Foster, J., Kortge, J., and Wolanin, M., 1977. Hybrid III—a biomechanically-based crash test dummy. Paper presented at 21st Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 770938.
- Garcia-Espana, J., Durbin, D., 2008. Injuries to belted older children in motor vehicle crashes. Article in Accident Analysis and Prevention 40, pp. 2024-2028.
- Gehre, C., Gades, H., Wernicke, P., 2009. Objective Rating of signals using test and simulation response. Paper presented at 21st ESV Conference in Stuttgart.
- Golinski., W., 2000. 3D-dynamic modeling of the human cervical spine in whiplash situations. Nottingham University.
- Grauer, J., Panjabi, M., Cholewicki, J., Nibu, K., Dvorak, J., 1997. Whiplash produces an S-shaped curvature of the neck with hyperextension at lower levels. Spine, vol. 22, pp. 2489-94.
- Hanavan, E., 1964. A mathematical model of the human body. Paper presented at AMRL-TR-64-102, AD-608-463, Aerospace Medical Research Laboratories in Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- Harrison, D., Harrison, D., Cailliet, R., Janik, T., Troyanovich, S., 2000. Cervical coupling during lateral head translations creates an S-configuration. Clinical Biomechanics, vol.: 15, pp. 436-440.
- Harris, C., Piersol, A., 2002. Shock and Vibration Handbook. 5th Edition, McGraw Hill.

- Harris, D., Wiley, A., 1986. Arthroscopic surgery o the shoulder. Journal of Bone Joint Surgery, 68 B, pp. 201-7.
- Hess, J., Lombard, C., 1958. Theoretical investigations of dynamic response of man to high vertical acceleration. Aviation Medicine vol. 29.
- Heylen, W., Lammens, S., Sas, P., 1997. Modal Analysis Theory and Testing, KUL Press, Leuven.
- Hodgson, V., Gurdjian, E., Thomas, L., 1967. Determination of response characteristics of the head when impacting another body, with emphasis on mechanical impedance techniques. Paper presented at 11st Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 670911.
- Hopkins, G., 1981. Nonlinear lumped parameter mathematical model od dynamic response of the human body. Paper presented at Symp. Biodynamic Models and Their Applications, Aerospace Medical Research Laboratory in Wright Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Houk, J., Singer, J., Goldman, M., 1970. An evaluation of length and force feedback to sleus muscles of decerebrate cats. Journal of Neurophysiology vol. 33, pp. 784-811.
- Ishikawa, T., Okano, N., Ishikura, K., 2000. An evaluation of prototype seat using Biorid-P3 and Hybrid III with TRID neck. Paper presented at IRCOBI Conference in Montpellier, France.
- International Organization for Standardisation, 1999. ISO TR 9790: 1999, Road vehicles -- Anthropomorphic side impact dummy Lateral impact response requirements to assess the biofidelity of the dummy. Geneva, Switzerland.
- Jakobsson, L., Norin, H., Jernström, C., Svensson, S., Johnsén, P., Isaksson-Hellman, I., Svensson, M., 1994. Analysis of Different Head and Neck Responses in Rear-End Car Collisions Using a New Humanlike Mathematical Model. Paper presented at IRCOBI Conference in Lyon, France.
- Jernström, C., Nilson, G., Svensson, M., 1993. A first Approach to an Implementation in MADYMO of a Human Body Model for Rear-Impact Modelling. Paper presented at 4th Int. MADYMO Users' Meeting in Eindhoven, The Netherlands.
- Juang J., Pappa, R., 1985. An eigensystem realization algorithm for modal parameter identification and model reduction. Journal of Guidance, Control and Dynamics.
- Juang J., 1994. Applied System Identification. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, USA.
- Kabo, J., Goldsmith, W., 1983. Performance of baseball headgear. Journal of Safety Research, vol. 14, Issue 1, pp. 46.
- Kaleps, I., Von Gierkie, H., Weiss, M., 1971. A five degree freedom math model of the body. Paper presented at Symp. Biodynamic Models and Their Applications, Aerospace Medical Research Laboratory in Wright Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Kallieris, D., Barz, J., Schmidt, G., Heess, G., Mattern, R., 1976. Comparison between child cadavers and child dummy by using child restraint systems in simulated collisions. Proceedings of the 20th Stapp Car Crash Conference, SAE, Warrendale, Pennsylvania, SAE paper no. 760815, pp. 511–541.

- Kallieris, D., Schmidt G., Mattern R., 1987. Vertebral column injuries in 90 degrees collisions: A study with post-mortem human subjects. International IRCOBI Conference on the Biomechanics of Impacts, pp. 189-202.
- Kapandji, I., 1975. PHYSIOLOGIE ARTICULAIRE Fascicule III Tronc et rachis. Maloine, S.A. éditeur, Paris.
- Kapandji I. Funktionelle Anatomie der Gelenke; Band 2 Untere Extremität. Stuttgart: Hippokrates Verlag, 1999.
- Kapandji, I., 2002. Physiologie articulaire Schémas commentés de mécanique humaine, Fascicule III, tronc et rachis. Cinquième tirage, Maloine, S.A. éditeur, Paris.
- Kettler, A., Fruth, K., Hartwig, E., Claes, L., Wilke, H., 2004. Correlation between neck injury risk and impact severity parameters in low-speed side collisions, Spine **29** (21), pp. 2404–2409.
- Kim, A., Anderson, K., Berliner, J., Bryzik, C., Hassan, J., Jensen, J., Kendall, M., Mertz, H., Morrow, T., Rao, A., Wozniak, J., 2001. A comparison of the Hybrid III and BioRID II dummies in low-severity, rear-impact sled tests. Paper presented at 45th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 2001-22-0012.
- King, A., Prasad, P., Ewing, C., 1975. Mechanism of spinal injury to caudocephalad acceleration. Ortho. Clin. N. Am., vol. 6(1), pp. 19.
- King, F., Kortge, J., Wolanin, M., 1977. Hybrid III A biomechanically based crash test dummy. Paper presented at 21st Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 770938.
- Kitazaki, S., 1992. Application of experimental modal analysis to the human whole-body vibration. Proceedings of United Kingdom Informal Group Meeting on Human Response to Vibration, Institute of Sound and Vibration Research, University of Southampton, England.
- Kitazaki, S., Griffin, M., 1995. A data correction method for surface measurement of vibration on the human body. Journal of Biomechanics, vol.28 (7), pp. 885-890 (6).
- Kitazaki, S., Griffin, M., 1998. Resonance behaviour of the seated human body and effects of posture. Journal of Biomechanics, vol. 31, pp. 143-149.
- Kleinberger, M., 1993. Application of finite element techniques to study of cervical spine mechanics. Paper presented at 37th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 933131.
- Kornhauser, M., 1996. Delta-V Thresholds for Cervical Spine Injury. SAE Paper No. 960093, Society of Automotive Engineers, pp. 1174.
- Krauss, H., Shirazi, M., 1971. The transverse response of human lumbar spine under longitudinal loads. Paper presented at Synposium on Biodynamic Models and Their Applications in Wright Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Kung, S., 1978. A new identification and model reduction algorithm via singular value decomposition. Proceedings of the 12th Asilomar Conference on Circuits, Systems and Computers, pp. 705-714, Asilomar, CA.

- Latchford, J., Chirwa, E., 2000. Protection of both head and neck during vehicle rear end impact.

 Paper presented at International Crashworthiness Conference.
- Latham, F., 1957. A study on body ballastics: seat ejections. The Royal Society, London.
- Lenk, A., Pfeifer, G., Werthschützky, R., 2000. Elektromechanische Systeme: Mechanische und akustische Netzwerke. Technology & Engineering, Springer Verlag, Berlin.
- Li, T., Advani, S., Lee, T., 1971. The effect of initial curvature on the dynamic response of spine to axial acceleration. Paper presented at Synposium on Biodynamic Models and Their Applications in Wright Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Linder, A., Bergman, U., Svensson, M., Viano, D., 2000. Evaluation of the BioRID P3 and the HYBRID III in pendulum impacts to the back- A comparison to human subject test data. Paper presented at 44th Annual Proc. AAAM.
- Liu, Y., Murray, J., 1966. A theoretical study of the effect of impulse on human torso in biomecanics. Proc. ASME Symposium on Biomechanics, pp. 167–186.
- Ljung, L., 1987. System Identification theory for the user. Englewood Cliffs, Prentice-Hall, NJ.
- Lövsund, P., Svensson, M., 1996. Suitability of the Available Mechanical Neck Models in Low Velocity Rear-End Impacts. Paper presented at CNR-PFT2 ELASIS International Conference on Active and Passive Automobile Safety in Capri, Italy.
- Lysell, E., 1969. Motion in the cervical spine. Acta Orthop Scand., vol. 23.
- Mackey, G., 1974. Ergodic Theory and its Significance for Statistical Mechanics and Probability Theory, Advances in Mathematics vol. 12(2), pp. 178-268.
- Mambrini, A., 2003. Nouveau dossier d'anatomie P.C.E.M. Cou. Hdf éditeur, Paris.
- Mansfeld, N., Griffin, M., 2000. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole-body vertical vibration. Journal of Biomechanics. vol. 33, pp. 933-941.
- Martinez, J., Garcia, D., 1968. A model for whiplash. Journal of Biomechanics. Vol. 1, pp. 23.
- Matsushita, T., Sato, T., Hirabayashi, K., Fujimura, S., Asazuma, T., 1994. X-ray study of human neck motion due to head inertia loading. Paper presented at 38th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 942208.
- McConnell, W., Howard, R., Guzman, H., Bomar, J., Raddin, J., Benedict, J., Smith, H., Hastell, C., 1993. Analysis of human test subject kinematic responses to low velocity rear end impact. Paper presented at 37th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 930889.
- McConnell, W., Howard, R., Guzman, H., Bomar, J., Raddin, J., Benedict, J., 1993. Analysis of human test subject kinematic responses to low velocity rear end impacts. 37th Stapp Car Crash Conference, San Antonio, SAE paper no. 930889, pp. 21–30.
- McConville, J., Churchill, T., Kaleps, I., Clauser, C., Cuzzi, J., 1980. Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. Wright Patterson Air Force Base, Ohio.

- McElhaney, J., Myers B., 1993. Biomedical aspects of cervical trauma- Accidental injury. Biomechanics and prevention, Nahum & Melvin editors, Springer-Verlag, Chap. 14, pp. 331-361.
- McIntosh, A., Kallieris, D., Freched, B., 2007. Neck injury tolerance under inertial loads in side impacts. Accident Analysis and Prevention, vol. 39., issue 2, pp. 326-333.
- McKenzie, J., Williams, J., 1971. The dynamic behavior of the head and cervical spine during whiplash. Journal of Biomechanics, vol. 4(6), pp. 477.
- Melvin, J., McElhaney, J., Roberts, V., 1972. Improved neck simulation for anthropometric dummies.

 Paper presented at 16th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 720958.
- Mertz, H., Patrick, L., 1971. Strength and response of the human neck. Paper presented at 15th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 710855.
- Mertz, H., Neathery, R., Culver, C., 1972. Performance requirements and characteristics of mechanical necks. Paper presented at General Motors Research Laboratories Symposium Human Impact Response Measurement and Simulation in Warren.
- Moffat, C., Advani, S., Liu, C., 1971. Analytical and experimental investigation of the human spine flexure. Paper presented at American Society of Mechanical Engineers.
- Moffat, C., Benedict, J., 1970. The investigation of injury sustained during air crew ejection. Paper presented at National Aeronautics and Space Administration contract.
- Moroney, S., Schultz, A., Miller, J., Anderson, G., 1988. Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments. J of Biomechanics vol. 21(9), pp. 769.
- Muzzy, W., Seemann M., Willems, G., Lustick, L., Bittner, A., 1986. The effect of mass distribution parameters on head/neck dynamic response. SAE transactions, vol. 95, no5, pp. 5.716-5.732, (17 ref.).
- Nagamatsu, A., 1996. Experimental Modal Analysis of Human Body with the Spinal Column, Corona pp. 108-114.
- Nakai, K., Yoshimura, T., Tamaoki, G., 2007. Experimental Modal Analysis of Human Body with the Spinal Column. Journal of Environment and Engineering, vol. 2, No. 4.
- Nelder, J., Mead, R., 1964. A simplex method for function minization. Computer Journal, vol. 7, pp. 308.
- Nightingale, R., Camacho, D., Armstrong, A., Robinette, J., Myers, S., 2000. Inertial properties and loading rates affect buckling modes and injury mechanisms in the cervical spine. Journal of Biomechanics, vol. 33, pp. 197-197.
- Nightingale, R., Doherty, B., Myers, B., McElhaney, J., Richardson, W., 1991. The influence of end condition on human cervical spine injury mechanisms. Paper presented at 35th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 912915.

- Nilson, G., Svensson, M., Håland, Y., Lövsund, P., Wiklund, K., 1994. The Effect of the Seat-Belt and the Crash Pulse on Occupant Motion. Paper presented at 14th ESV Conference in Munich.
- Ono, K., Kaneoka, K., 1997. Motion analysis of human cervical vertebrae during low speed rear impacts by the simulated sled. Paper presented at IRCOBI Conference in Hannover.
- Ono, K., Kaneoka, K., Sun, E., Takhounts, E., Eppinger, R., 2001. Biomechanical response of human cervical spine to direct loading of the head. Paper presented at IRCOBI conference in Isle of Man, UK.
- Ono, K., Kaneoka, K., Hattori, S., Ujihashi, S., Takhounts, E., Haffner, M., Eppinger, R., 2002. Cervical vertebral motions and biomechanical responses to direct loading of human head. Paper presented at IRCOBI Conference in Munich.
- Ono, K., Ejima, S., Kaneoka, K., Fukushima, M., 2006. The need for a detailed model to clarify neck injury mechanisms to lateral impact loading based on human volunteer experiments. Journal of Biomechanics, vol. 39, Supplement 1, pp. 163-164, Elsevier Ltd. .
- Orne, D., Liu, Y., 1971. A mathematical model of spinal response to impact. Journal of Biomechanics, vol. 4(1), pp. 49.
- Otte, D., Hüfner, T. Kuensebeck, H., Wiese, B., 2007. HWS-Distorsionen nach Vekehrsunfällen und deren Beschwerdesymptomatik aus Sicht der wissenschaftlichen Unfallerhebung GIDAS. Paper, präsentiert auf der TÜV-Konferenz für HWS-Verletzungen im Strassenverkehr, November 2007, München, Deutschland.
- Paddan, G., Griffin, M., 1988. The Transmission of translational seat vibration to the head I. Vertical seat vibration. Journal of Biomechanics, vol. 21, pp. 191-197.
- Paddan, G., Griffin, M., 1992. The transmission of translational seat vibration to the head: the effect of measurement position at the head. Journal of Engineering in Medecine, vol. 206, pp. 159-168.
- Paddan, G., Griffin, M., 1993. The transmission of translational floor vibration to the heads of standing subjects. Journal of Sound and Vibration, vol. 160, pp. 503-521.
- Paddan, G., Griffin, M., 2000. Transmission of yaw seat vibration to the head. Journal of Sound and Vibration, vol. 229(5), pp. 1077-1095.
- Padgaonkar A., Krieger K., King A., 1975. Measurement of angular acceleration of a rigid body using linear accelerometers, Journal of Applied Mechanics vol. 42, pp. 552–556.
- Panjabi, M., 1973. Three dimensional mathematical model of human spine structure. Journal of Biomechanics, vol. 6, pp. 671.
- Panjabi, M., Summers, D., Pelker, R., Videman, T., Friedlaender, G., Southwick, W., 1986. Three-dimensional load displacement curves of the cervical spine. J. Orthop Research, vol. 4, pp. 152.
- Panjabi, M., Dvorak, J., Duranceau, J., Yamamoto, I., Gerber, M., Rausching, W., Bueff, H., 1988. Three-dimensional movements of the upper cervical spine. Spine, vol. 13(7), pp. 726.

- Panjabi, M., Cholewicki, J., Nibu, K., Babar, L., Dvorak, J., 1998. Simulation of whiplash trauma using whole cervical spine specimens. Journal of Spine, vol. 23, pp. 17-24.
- Panjabi, M.M., Wang, J.L., Delson, N., 1999. Neck injury criterion based on intervertebral motions and its evaluation using an instrumented neck dummy. Paper presented at the IRCOBI (International Research Council on the Biomechanics of Impacts) Conference, Spain, pp. 179–190.
- Panjabi, M., Shigeki, I., Ivancic, P., Rubin, W., 2005. Evaluation of the inververtebral neck injury using simulated rear impacts. Journal of Biomechanics, vol. 38., issue 8, pp. 1694-1701.
- Payne, P., 1969. Injury potential of ejection seat cushions. J. Aircr., vol. 6, pp. 273.
- Peclet, M., Newman, K., Eichelberger, M., Gotschall, C., Guzzetta, P., et al., 1990. Patterns of Injury in Children. W.B. Saunders Company, Washington, DC.
- Peeters, B., De Roeck, G., 1998. Stochastic subspace system identification of a steel transmitter mast. Proceedings of the IMAC 16, Santa Barbara, CA.
- Peeters, B., De Roeck, G., 1999. Reference based stochastic subspace identification in civil engineering. In Proceedings of the 2nd International Conference on Identification in Engineering Systems, pp. 639-648, Swansea, UK.
- Peeters B., De Roeck, G., 1999. Reference-based Stochastis subspace Identification for Output-only Modal Analysis. Mechanical systems and Signal Processing, vol. 13(6), pp. 855-878.
- Peeters, B., 2000. System Identification and Damage Detection in Civil Engineering. PhD thesis, Department of Civil Engineering, K.U.Leuven, Belgium.
- Peeters, B., De Roeck, G., 2001. Stochastic system identification for operational modal analysis: A review. Journal of dynamic systems measurement and control-transactions of the ASME, 123(4), pp. 659-667.
- Penning, L., 1979. Normal movements of the cervical spine. Am. J. Roentgenology, pp. 130-317.
- Penning, L., Wilmink, J., 1987. Rotation of the cervical spine. Spine, vol. 12(8), pp. 732.
- Pertuzon, E., 1972. La contraction musculaire dans le mouvement volontaire maximal. Université des Sciences et Techniques de Lille.
- Philippens, M., Cappon, H., van Ratingen, M., Wismans, J., Svensson, M., Sirey, F., Ono, K., Nishimoto, N., Matsuoka, F., 2002. Comparison of the rear impact biofidelity of bioRID II and RID2. Paper presented at 46th Stapp Car Crash Conference, Stapp Car Crash J. **46** (2002), pp. 461–476.
- Pintar, F., Sances, A., Yoganandan, N., Reinartz, J., Maiman, D., Keun Suh, J., Unger, G., Cusick, J., Larson, S., 1990. Biodynamics of the total human cadaveric cervical spine. Paper presented at 34th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 902309.
- Prasad, P., Kim, A., Weerappuli, D., 1997. Biofidelity of anthropomorphic test devices for rear impact. Paper presented at 41th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 973342.

- Prasad, P., King, A., 1974. An experimentally validated dynamic model of the human spine. J. Appl. Mech, vol. 41, pp. 546.
- Prasad, P., King, A., Ewing, C., 1974. The role of articular facets during +Gz acceleration. J. Appl. Mech, vol. 41, pp. 321.
- Prevosto, M., 1982. Algorithmes d'Identification des Caractéristiques Vibratoires de Structures Mécaniques Complexes. PhD thesis, Université de Rennes I, France.
- Rhule, H., Maltese, M., Donnelly, B., Eppinger R., Brunner, J. Bolte J., 2002. Development of a New Biofidelity Ranking System for Anthropomorphic Test Devices. Paper presented at 46th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 2002-220024.
- Rizzi, M., Whitman, A., DeSilva, C., 1974. Biomechanical model of the ligamentous spine. Paper presented at ASME.
- Rouvière, H., Delmas, B., 1967. Articulation carpo-métacarpien du pouce. Rouvière, H., Delmas, B., eds, Traité d'anatomie humaine. Membres systeme nerveux central, vol. 3, Edition Masson, Paris.
- Rouvière, H., Delmas, A., 1991. Anatomie humaine, tome 1: Tête et cou. Edition Masson, Paris.
- Rybicki, E., Hopper, A., 1971. Dynamic model of the spine using a porous elastic material. Paper presented at Synposium on Biodynamic Models and Their Applications in Wright Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Sachse, J., Schildt-Rudloff, K., 1997. Manuelle Untersuchung und Mobilisationsbehandlung der Wirbelsäule. Ullstein Mosby-Verlag, Berlin.
- Scott, M., McConnell, W., Guzman, H., Howard, R., Bomar, J., Smith, H., Benedict, J., Raddin, J., Hatsell, C., 1993. Comparison of human and ATD head kinematics during low-speed rearend ilmpacts. Paper presented at 37th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 930094.
- Seemann, M., Muzzy, W., Lustick, L., 1986. Comparison of human and Hybrid III head and neck response. Paper presented at 30th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 861892.
- Seireg, A., Arvikar, R., 1973. A mathematical model for the evaluation of forces in the lower ewtremities of musculosketal system. Journal of Biomechanics, vol. 6, pp. 3013.
- Seireg, A., Arvikar, R., 1975. A compressive musculoskeletal model for the human vertebral column. Paper presented at ASME Biomechanics Symposium in Houston, Texas.
- Seireg, A., Arvikar, R., 1975. The prediction of muscular load sharing and joint forces in the lower extremities during walking. Journal of Biomechanics vol. 8, pp. 89.
- Sénégas, J., Khaznadar, M., 1988. Traumatismes récents du rachis dorso-lombaire avec lésions neurologiques. Cahier d'enseignement de la SOFCOT 30:49-63.

- Shirazi, M., 1971. Response of the spine in biodynamic environments. Paper presented at Synposium on Biodynamic Models and Their Applications in Wright Patterson Air Force Base, Dayton, Ohio.
- Siegmund, G., Heinrichs, B., Lawrence, J., Philippens, M., 2001. Kinetic and kinematic responses of the RID2a, Hybrid III and Human Volunteers in low-speed rear-end collisions. Paper presented at 45th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 2001-22-0011.
- Soechting, J., Paslay, P., 1973. A model for the human spine during impact including musculature influence. Journal of Biomechanics, vol. 6, pp. 195.
- Song, D., Uriot, J., Trosseille, X., Mack, P., Tarrière, C., Got, C., Dômont, A., 1996. Modelling and analysis of interactions between occupant, seatback and headrest in rear impact. Paper presented at IRCOBI conference in Dublin, Ireland.
- Stalnaker, R., Fagel, J., 1971. Driving point impedance characteristics of the head. Journal of Biomechanics, vol. 4, pp. 127-139.
- Svensson, M., Aldman, B., Lövsund, P., Hansson, H., Sunesson, A., Seeman, T., Örtengren, T., 1993.

 Pressure Effects in the Spinal Canal during Whiplash Extension Motion A Possible Cause of Injury to the Cervical Spinal Ganglia. Paper presented at IRCOBI Conference in Eindhoven, The Netherlands.
- Svensson, M., Lövsund, P., 1992. A dummy for rear-end collisions Development and validation of a new dummy-neck. Paper presented at IRCOBI Conference in Verona, Italy.
- Svensson, M., Lövsund, P., Håland, Y., Larsson, S., 1993. The Influence of Seat-Back and Head-Restraint Properties on the Head-Neck Motion During Rear-Impact. Paper presented at IRCOBI Conference in Eindhoven, The Netherlands.
- Svensson, M., 2001. Injury Biomechanics of the Cervical Spine in Car Collisions -Some needs for further research. Paper presented at International Congress on Whiplash Associated Disorders in Berne, Switzerland.
- Szabo, T., Voss, D., Welcher, J., 2002. Influence of seat foam and geometrical properties on BioRID P3 kinematic response to rear impacts. Paper presented at IRCOBI Conference in Munich.
- Szabo, T., Welcher, J., 1996. Human Subject kinematics and electromyographic activity during low speed rear impacts. Paper presented at 40th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 962432.
- Terry, C., Roberts, V., 1968. A viscoelastic model of the human spine subjected to +Gz acceleration. Journal of Biomechanics, vol. 1, pp: 161.
- Taylor, W., et al., 2002. Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis. Journal of Biomechanics, vol. 35, pp. 767–773.
- Thunissen, J., Wismans, J., Ewing, C., Thomas, D., 1995. *Human Volunteer Head-Neck Response in Frontal Flexion: a New Analysis*, SAE transactions ISSN 0096-736X, vol. 104(2), no. 6, pp. 3065-3086.

- Thunnissen, J., van Ratingen, M., Beusenberg, M., 1996. A dummy neck for low severity rear impacts.

 Paper presented at 15th ESV Conference in Melbourne, Australia.
- Toth, R., 1966. Multiple-degre-of-freedom, non-linear spinal model. Paper presented at 19th Ann. Conf. Eng. Med. Biol. .
- Triano, J, Schultz, A., 1997. Loads transmitted during lumbosacral spinal manipulative therapy. Spine, vol. 22, pp. 1955–64.
- Unbehauen, R., 2002. Systemtheorie Bd. 1. 8. korr. Auflage, Verlag Oldenbourg, ISBN 3486259997.
- Van Overschee, P., De Moor, B., 1993. Subspace algorithm for the stochastic identification problem. Automatica, vol. 29(3), pp. 649-660.
- Van Overschee, P., De Moor, B., 1996. Subspace Identification for Linear Systems: Theory Implementation Applications. Kluwer Academic Publishers, Dordrecht, The Netherlands.
- Verriest, J. P., 1974. Etude du comportement dynamique du système tête-cou lors de l'application de forces sinusoïdales de faible amplitude chez l'enfant agé de 9 à 11 ans. Paper presented at the IRCOBI Conference, Lyon, France.
- Viviani, P., Berthoz, A., 1975. Dynamics of the head-neck system in response to small perturbations: Analysis and modeling in the frequency domain. Biological Cybernetics. vol. 19, pp. 19-37.
- Von Gierkie, H., Brinkley, J., 1971. Biodynamic models and applications. J. Acoust. Soc. Am., vol. 50(6), pp. 1397.
- Vulcan, A., King, A., Nakamura, G., 1970. Effects of bending on the vertebral column during +Gz acceleration. Aerosp. Med., vol. 41, pp. 294.
- Walker, L., Harris, E., Pontius, U., 1973. Mass, volume, center of mass, and mass moment of inertia of head and neck of human body. Paper presented at 17th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 730985.
- Walz, F., Muser, M., 1995. Biomechanical aspects of cervical spine injuries. Paper presented at 39th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 950658.
- Watier, B., 1997. Etude expérimentale du rachis cervical: comportement mécanique in vitro et cinématique in vivo; Thèse de Mécanique, ENSAM Paris.
- Watson, W., 2000. Vibrating Structure Gyro Performance Improvements. Symposium Gyro Technology, Stuttgart Germany.
- White, A., Panjabi, M., 1990. Clinical biomechanics of the spine. In L. Publisher (Ed.), Philadelphia, PA.
- Wilke, H., Kettler, A., Claes, L., 1997. Are Sheep Spines a Valid Biomechanical Model for Human Spines? Spine, vol. 22, pp. 2365-2374.
- Wilkie, D., 1950. The relation between force and velocity in human muscle. Journal of Physiology, vol. 110, pp. 249-280.

- Willinger, R., Cesari, D., 1990. Evidence of cerebral movement at impact through mechanical impedance methods. Paper presented at IRCOBI Conference in Bron, France.
- Wismans, J., Spenny, C., 1983. Performance Requirements for Mechanical Necks in Lateral Flexion. Proceedings of the 26th Stapp Car Crash Conference, paper no. 831613, pp. 137–149, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA.
- Wismans, J., Spenny, C., 1984. Head-neck response in frontal flexion. Proceedings of the 27th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 841666, pp. 161-172, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA.
- Wismans, J., Van Oorschot, H., Woltring, H., 1986. Omni-directional human head-neck response. Paper presented at 30th Stapp Car Crash Conference, SAE paper no. 861893, Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA.
- Yang, K., King, A., 1984. Mechanism of facet load as a hypothesis for low back pain. Spine, vol. 9(6), p. 557.
- Yang, K., Zhu, F., Luan, F., Zhao, L., Begemen, P., 1998. Development of a finit element model of the human neck. Paper presented at 42nd Stapp Car Crash conference, SAE paper no. 983157.
- Yettram, A., Jackman, M., 1980. Equilibrium analysis for the forces in the human spinal column and musculature. Spine, vol. 5(5), pp. 402.
- Yoganandan, N., Myklebust, J., Ray, G., Sances, A., 1987. Mathematical and finite element analysis of spine injuries. CRC Criticatl Reviews in Biomedical Engineering, vol. 15(1), pp. 29-93.
- Yoganandan, N., Pintar, F., Haffner, M., Jentzen, J., Malman, D., Larson, S., Nichols, H., Sances, A., 1989. Epidemiology and Injury Biomechanics of Motor Vehicle Related Trauma to the Human Spine. Paper presented at 33rd Stapp Car Crash conference, SAE paper no. 892438.
- Yoganandan, N., Pintar, F., 1998. Biomechanical assessment of whiplash. In F.i.h.a.n. trauma, Yoganandan, N., Pintar, F., Larson, S., Sances, A. (Ed.), pp. 344-376, Amsterdam.
- Yoganandan, N., Pintar, F., Sances, A., Voo, L., Cusick, J., 1995. Inertial flexion-extension loading of the human neck. Advance Bioengineering, vol. 31, pp. 45-46.
- James, G., Carne, T., Lauffer, J., 1995. The Natural Excitation Technique (NExT) for Modal Parameter Extraction from Operating Structures. The International Journal of analytical and experimental Modal Analysis, vol. 10(4), pp. 260-277.
- Lardies, J., 1998. State-Space Identification of Vibrating Systems from Multi-Output Measurements. Mechanical systems and Signal Processing, vol. 12(4), pp 543-558.
- Peeters, B., De Roeck, G, 1999. Reference-based Stochastis subspace Identification for Output-only Modal Analysis. Mechanical systems and Signal Processing, vol. 13(6), pp 855-878.
- Zhong, W., Wu, Z., Gao, Q., Leung, A., Williams, F., 2002. Modal Synthesis Method for Decentralized Control, Proceedings of the 5th International Conference on Vibration, Engineering, Nanjing, China, pp. 762-770.